2004年
第24回　日本エム・イー学会　甲信越支部大会
講演論文集（電子論文集）

Proceedings of the 24th JSMBE Kou-Shin-Etsu Branch Conference 2004

Japanese Society for Medical and Biological Engineering (JSMBE)

会期：平成16年9月4日（土）

会場：信州大学工学部　総合研究棟　大会議室，エントランスホール

〒380-8553 長野市若里4－17－1

大会長：信州大学　教授　米澤義道

大会事務局：信州大学工学部情報工学科米澤伊東研究室

〒380-8553 長野市若里4－17－1

E-mail：yoneitoh@cs.shinshu-u.ac.jp

主催：日本エム・イー学会　甲信越支部

社団法人　日本エム・イー学会

目次

1.リエントラント型アプリケータの深部加温特性の実験的検討 ･･･1
和田森直*， 石原康利*， 松田甚一*， 高橋英明**, Grinev Igor**, 宇塚岳夫**， 田中隆一**
*長岡技術科学大学， **新潟大学

2.ペルチェ素子を用いた凍結手術装置の筋組織に対する効果の基礎研究 ･･･3
中村春樹*， 高橋大志**， 真茅孝樹**， 福本一朗*
*長岡技術科学大学工学部， **長岡技術科学大学大学院工学研究科

3.経穴物理的刺激を用いた老年期痴呆リハビリシステムの基礎研究 ･･･5
長谷川純一*， 吉浜淳**， 陶永輝***， 内山尚志**， 福本一朗**
*長岡技術科学大学生物系医用生体工学教室， **柏崎厚生病院，
***長岡技術科学大学大学院工学研究科

4.光フィードバック装置を用いた振戦抑制の基礎研究 ･･･7
吉井孝博*， 松本義伸**， 田村正人***， 福本一朗*
*長岡技術科学大学工学部， **長岡技術科学大学 RI センター， ***長岡西病院神経内科

5.間接飛翔筋型昆虫の翅･外骨格接合部分の機構解明 ･･･9
砂田博幸*， 白幡淳*， 三宅仁**
*長岡技術科学大学， **長岡技術科学大学体育保健センター

6.長岡市における人口推計－将来人口設計の情報学的アプローチ－ ･･･10
渡辺健太郎*， 三宅仁**
*長岡技術科学大学， **長岡技術科学大学体育保険センター

7.大学保健管理システムの改良 ･･･11
齋藤優美子*， 荻野晃浩*， 奥山竜平*， 三宅仁**
*長岡技術科学大学， **長岡技術科学大学体育保健センター

8.生体情報保護に利用可能な物理乱数発生装置～乱数の高速生成～ ･･･12
前川治子*， 斉藤義明**， 堀潤一**
*新潟大学大学院自然科学研究科， **新潟大学工学部福祉人間工学科

9.温度計測可能な寝姿検出装置の開発 ･･･14
久松哲也*， 斉藤義明**， 堀潤一**
*新潟大学大学院自然科学研究科， **新潟大学工学部福祉人間工学科

10.聴覚特性を考慮したノイズキャンセラシステム ・・・16
大木真*， 三森敏生**， 橋口住久*
*山梨大学， **日本無線

11.大気圧プラズマによる医療用器材の滅菌 ・・・18
秋津哲也*， 大川博司*， 辻政雄**， 小駒益***， 福島金平****
*山梨大学医学工学総合研究部，**山梨県工業技術センター， ***上智大学理工学部，
****(株)ヤマトラボテック

12.成長ひずみ法を用いた人工股関節ステムのコーティング範囲についての検討 ・・・20
堀内忠一， 浜田良機， 杉山肇， 水口義久
山梨大学

13.プラスチック光ファイバーセンサーを用いる呼吸状態モニタリング(1) ・・・22
シャビーブ・ヌーリ， 森澤正之， 武藤真三
山梨大学大学院医学工学総合研究部

14.呼吸リズム計測方法に関する研究 ・・・24
塩入寛之， 荒井善昭
長野工業高等専門学校

15.換気カプセル方式流量補償型発汗計の開発 ・・・26
平林司崇*， 坂口正雄*， 小野伸幸*， 中島浩二**， 黒田地弘**， 大橋俊夫***
*長野工業高等専門学校， **(株)スキノス， ***信州大学大学院

16.赤外分光法を用いた非侵襲血糖値測定センサの開発 ・・・28
田村一人， 藤田圭一， 兼子亘， 森川智隆， 石澤広明， 鳥羽栄治
信州大学繊維学部

17.クヌギの生長と根の接地インピーダンス ・・・30
福馬均*， 上條岳穂**， 田中京子**， 小山田慎吾**， 庄村茂**， 矢嶋征雄**， 山浦逸雄**
*信州短期大学， **信州大学繊維学部

18.窓清掃ロボットの吸盤の吸着力について ・・・32
劉基宏， 小崎考平， 田中京子， 山浦逸雄
信州大学繊維学部

19. 連続迅速自動固定包埋装置 ･･･34
中村邦久*， 恩田和人**
*株式会社千代田製作所， **サクラファインテックジャパン株式会社

20.医療機器のEMC対策調査 ･･･36
古畑貞彦
信州大学医学部附属病院手術部

21.手掌部寒冷負荷時への非観血末梢血流計測システムの応用 ･･･38
青木朗*， 米澤義道**， 宮脇利幸*， 牛山喜久*
*信州大学医学部保健学科， **信州大学工学部情報工学科

22.プラスチック容器の静電容量変化を用いた咀嚼機能評価 ･･･40
鈴木清光*， 米澤義道*， 伊東一典*， 橋本昌巳*， 谷口威夫**， 工藤道夫*
*信州大学工学部， **谷口歯科医院

23.アレイ型超音波センサによる皮膚音速計測の試み ･･･42
鈴木智洋， 萩原孝典， 橋本昌巳， 米澤義道， 伊東一典
信州大学工学部

24. 携帯用高分解能触覚表示装置とハードコピー手法 ･･･44
柳沢重一， 米澤義道
信州大学大学院工学系研究科

25.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 ･･･46
前田裕馬*， 李明哲*， 米澤義道*， 伊東一典*， 橋本昌巳*， 田丸冬彦**
*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

26.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 ･･･48
半田薫充*， 勝山恵介*， 鈴木将記*， 松本ゆかり*， 米沢義道*， 伊東一典*， 橋本昌巳*，
荒井善昭**
*信州大学工学部， **長野工業高等専門学校

27.HMD型VEPメニューボードの基礎的検討 ･･･50
勝山恵介*， 半田薫充*， 松本ゆかり*， 鈴木将記*， 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， **長野工業高等専門学校

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

リエントラント型アプリケータの深部加温特性の実験的検討

和田森 直[1)], 石原 康利[1)], 松田 甚一[1)], 高橋 英明[2)], Grinev Igor[2)],宇塚 岳夫[2)], 田中 隆一[2)]

長岡技術科学大学[1)], 新潟大学[2)]

An experimental study on heating properties of re-entrant cavity type applicator for deep regional hyperthermia treatments

Naoki Wadamori[1)], Yasutoshi Ishihara[1)], Jin-ichi Matsuda[1)], Hideaki Takahashi[2)], Igor Grinev[2)], Takeo Uzuka[2)], Ryuichi Tanaka[2)]

Nagaoka University of Technology, Niigata University[2)]

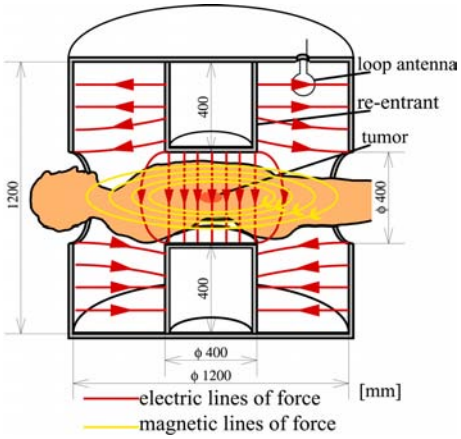
1. はじめに

癌の物理療法の一手法である温熱療法, いわゆるハイパーサミアは, 腫瘍組織が正常組織に比べ熱に弱いという臨床事実に基づき, 生体組織を 42～43℃で一定時間加温し, 腫瘍組織のみ選択的に死滅させる治療法である. 加温方式は様々な方式があるが, それぞれ一長一短があり, 安全かつ効果的な深部加温方法は確立されていない. そこで本研究室では, リエントラント型空胴共振器を利用した加温方式を提案し, 数値解析と臨床実験からその有効性を示してきた. 本報告では, まず, ヒト頭部を対象とした電界, 加温数値解析結果から本手法による深部加温の有効性を述べ, 次に, イヌ正常脳を対象とした加温実験結果から, 組織の不均一性や血流による影響のある場合でも良好な加温特性が得られることを述べる. 最後に, ラット正常脳及び腫瘍脳を対象とした加温実験結果から本加温装置の局所加温の可能性について示す.

2. 方 法

2.1. リエントラント型加温方式の概略

リエントラント加温方式は, 第 1 図に示すように, 円筒型空胴共振器の両底面に円筒形の凸部（以下, リエントラント）を設け, この間隙に人体を挿入し, 非接触で加温を行う. 加温時に必要な高周波電力は, 共振器上底面に設置したループアンテナから供給する. 本加温方式では, リエントラント間隙に定在波電界が集中的に発生し, 高周波電流が生体内を流れる際のジュール熱で組織が加温される. リエントラント間隙における電界分布は中心付近で最も大きく, 半径方向に急激に減少する.



第1図 リエントラント型加温方式の概略図

2.2. 脳等価ファントムを対象とした数値解析

直径 180mm, 高さ 200mm の円筒形の脳等価ファントムをリエントラント間隙間に設置したモデルに関し, 電界分布及び加温分布を有限要素法によって解析した.

2.3. イヌ正常脳を対象とした加温実験

加温実験には, 体長約 500mm, 体重約 50kg のイヌを用いた. イヌ頭頂をリエントラント間隙中心から下方向 50mm の位置に設置した. 加温電力は開始時 50Wから 20 分後に 110W となるように増加させ, その後 80 分間 110～120W で加温を続けた. 加温終了後, 光ファイバ温度計を用いて, 脳内の冠状方向深さ 40mm の位置, 矢状方向深さ 50mm の位置から各軸方向に順次温度を測定した.

2.4. ラット正常脳及び腫瘍脳を対象とした加温実験

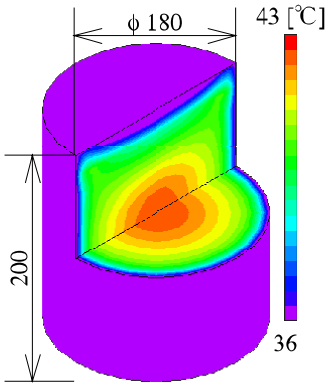
加温実験には Wister ラット 9 匹（正常ラット 5 匹, 腫瘍ラット 4 匹）を用いた. 加温対象部位がリエントラントに比べ非常に小さいので, ラット頭部

を特に電界が集中するリエントラント円周上に設置した．加温電力を 13W 一定とし，脳内の温度が約 43℃に達するまで加温した後，加温停止から脳内の温度が約 38℃になるまで 1 分毎に光ファイバ温度計を用いて温度を測定した．

3. 結果

3.1. 脳等価ファントムを対象とした数値解析結果

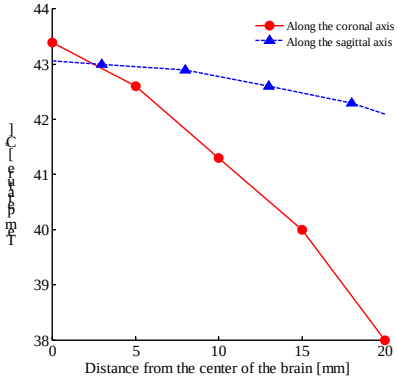
電界解析の結果から共振周波数は 99MHz となり，リエントラント間隙に加温に適しているとされる電界モード（TM010-like モード）を確認した．この電界分布を元に解析した加温分布（加温時間 10 分間）を第 2 図に示す．第 2 図からファントム中心に集中した楕円球形状の加温領域を確認した．



第2図 脳等価ファントムの温度分布数値解析結果

3.2. イヌ正常脳を対象とした加温実験結果

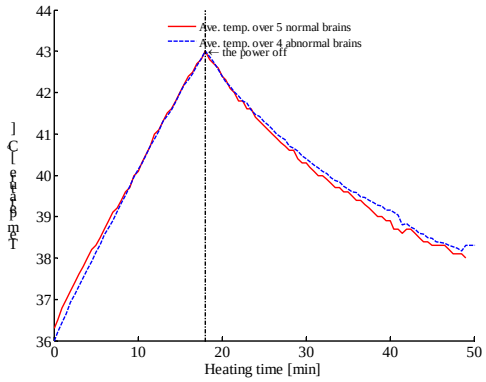
第 3 図にイヌ正常脳を対象とした加温実験結果を示す．横軸は脳中心からの距離を，縦軸は温度を示す．実線は冠状方向の温度，破線は矢状方向の温度である．第 3 図から脳中心温度は約 43℃に達し，楕円球形状の加温領域が形成されていることを確認した．



第3図 イヌ正常脳を対象とした加温実験結果

3.3. ラット正常脳及び腫瘍脳を対象とした加温実験結果

第 4 図にラット正常脳及び腫瘍脳を対象とした加温実験の結果を示す．横軸に加温時間をとり，縦軸に正常ラット，腫瘍ラット毎の平均脳温をとった．実線が正常ラット，破線が腫瘍ラットの平均脳温を示す．局所加温の場合，加温を停止すると血流の働きによって，温度が指数関数的に低下する．腫瘍組織は正常組織に比べ血流量が少ないため，その勾配は緩やかになる．第 4 図から加温停止から，脳内温度が約 38℃まで低下する平均時間は，正常ラットが約 27 分，腫瘍ラットは約 30 分であった．全身加温の場合，同じ経過時間で温度低下は 1℃以下であることを考慮すると，局所加温が実現されていると考えられる．しかし，正常ラットと腫瘍ラットとの脳温が約 38℃に低下するまでの平均時間に有意差は認められなかった（$p>0.05$）．両者の差が認められなかった原因として，ラット脳が小さく測定値が腫瘍中心部の温度を反映していない可能性が考えられる．



第4図 ラット正常脳及び腫瘍脳を対象とした加温実験結果

4. まとめ

本加温方式は，脳等価ファントムを用いた数値解析結果から，深部集中加温が可能であることが示された．また，イヌ正常脳を用いた動物実験から，組織の不均一性や血流による影響のある場合でも良好な加温特性が得られ，さらに，ラットを用いた基礎実験から，生体における深部局所加温の可能性が示された．

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

ペルチェ素子を用いた凍結手術装置の筋組織に対する効果の基礎研究

中村 春樹*，高橋 大志**，真茅 孝樹**，福本 一朗*

*長岡技術科学大学工学部，**長岡技術科学大学大学院工学研究科

A basic study of cryosurgical system using peltier module on muscular tissues

Haruki NAKAMURA, Daishi TAKAHASHI, Kouki MAKAYA, Ichiro FUKUMOTO

*Faculty of Engineering, Nagaoka University of Technology

**Graduate School of Engineering, Nagaoka University of Technology

1. はじめに

現在，疣贅や悪性腫瘍に対して行われている治療として凍結手術が挙げられる．凍結手術とは生体の局部に極低温を作用させ生体反応を利用することで標的組織の退縮を生じさせる治療法であり，一般に－20℃～－196℃の範囲で行われる．凍結源として液体窒素，ドライアイスなどが使用され標的組織の形状，浸潤具合に応じて圧抵法，刺入法，噴霧法，注入法などの手技が用いられている．

しかし，これら凍結源を用いた場合では温度制御が困難であるため，標的組織以外の隣接組織に損傷を生じさせる危険性があり，医師の主観に依存した術で行われている．

そこで我々は電流の供給量で温度制御が可能なペルチェ素子と FPSC(Free Piston Starling Cooler)を用いて凍結手術装置を作製しマウス脛側広筋に対し術を施行し，最適凍結時間について検討した．

2. 方 法

マウス（ICR・雄・6 週齢）に対し，ネンブタール腹腔内投与後，左下肢部を切開し筋膜を剥離した後に脛側広筋に対し凍結手術を施行した．

凍結手術は急速凍結（－50℃/min）－緩速融解（＋20℃/min）の条件下において 1 cycle 法で行い，その間プローブ接触面の筋表面温度変動を計測した．融解は＋１℃に達した時点で終了とした．凍結時間は 3 min,5 min,10 min とし，壊死部が明瞭となる術後 3 日目に屠殺した．

屠殺後，脛側広筋を含む左下肢筋を摘出しホルマリン固定後，包埋，薄切し未染色切片を作製した．その後 HE（ヘマトキシリン・エオジン）染色を行い，光学顕微鏡下で観察した．

3. 結 果

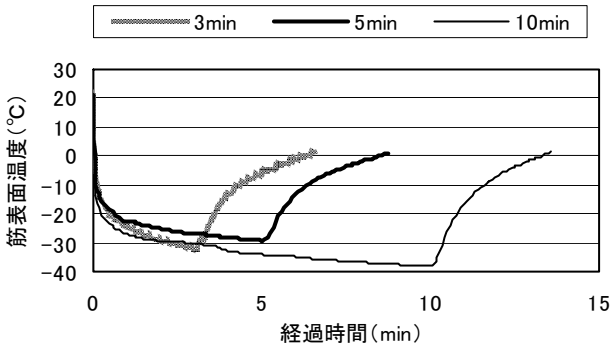


Fig.1 マウス脛側広筋における術中の経時的温度変化

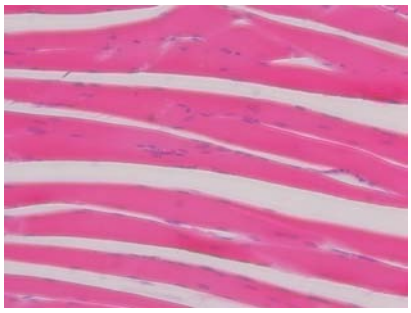


Fig.2 Control（脛側広筋，HE 染色）

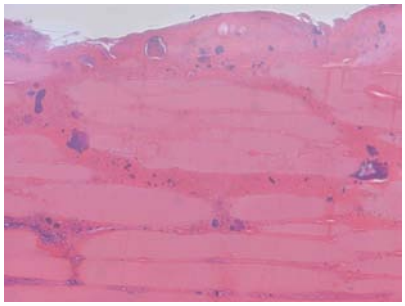


Fig.3 3min（脛側広筋，HE 染色）

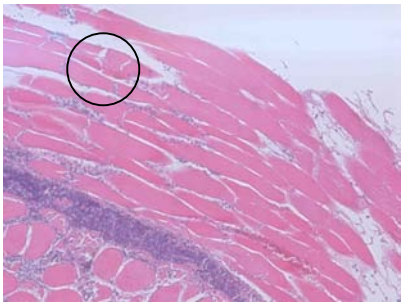


Fig.4　5min（脛側広筋，HE 染色）

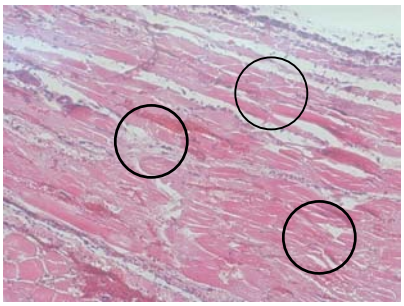


Fig.5　10min（脛側広筋，HE 染色）

Fig.1 は，各凍結時間における筋肉表面の経時的温度変化を示している．Fig.1 より安全な凍結手術温度といわれている－20 ℃以下での凍結手術が行われており，ペルチェ素子による能動的な温度制御が行われていたことが観察された．

HE 染色後の Control（Fig.2）より筋繊維表面は滑面となっており細胞内に核が存在することが観察された．これに対し 3 min (Fig.3)，5 min (Fig.4)，10 min (Fig.5)では核消失が観察され，3 min では筋繊維表面は滑面となっており 5 min，10 min では筋繊維の断裂が観察され，経時的に断裂が増加していることが観察された．

4. 考　察

HE 染色切片により観察された細胞壊死は，氷晶の発生などに起因すると考えられ，この氷晶は細胞内や筋繊維間に発生し，互いに密着していた筋繊維を裂くように成長すると考えられる．また細胞内氷晶の成長により細胞の脱水が起こり筋繊維は収縮・変形すると考えられる．この脱水による電解質の異常濃縮や，ｐＨ変化による細胞質内のリポ蛋白の変性，急激な温度変化による温度ショック，うっ血による血液循環障害（酸素・栄養分の欠乏）により細胞壊死が生じたと考えられる．

このため凍結時間が長くなるに従って，筋組織に対する損傷が増加すると考えられ，5 min に比べ 10 min は氷晶が大きく成長したため損傷がより大きかったと考えられる．

5. まとめ

今回，ペルチェ素子による能動的な温度制御が可能な凍結手術装置を用いてマウス脛側広筋に対し凍結手術を施行した．その結果，凍結‐融解時における能動的な温度制御を行えた事が確認できた．また全凍結条件において核消失が確認でき，5 min，10 min においては筋繊維の断裂が確認できた．このことよりマウス脛側広筋に対しての凍結時間は，核消失が確認できた 3 min 以降でよいと考えられるが，安全性を考慮した場合には筋断裂が生じる 5 min 以上の手術時間が必要であることが示唆された．

6. 参考文献

１）河田 茂樹，松本 義伸，福本 一朗：ペルチェ素子を利用した電子凍結手術装置の基礎研究：医用電子と生体工学，第 37 巻特別号，p334

２）和久井 章人，児玉 直樹，日吉 功，福本 一朗：ペルチェ素子を用いた新しい冷凍加熱手術システムの基礎研究：医用電子と生体工学，第 39 巻特別号，p269，2001

３）石黒 博，堀水 貴，片折 暁伸，梶ヶ原 博：生体組織の凍結・誘拐過程における三次元微視的構造の詳細：Trans．of the JSRAE Vol.16, No.3(1999) pp.283~295

４）藤川 清三：細胞レベルでの凍結障害のメカニズム：日本冷凍協会論文集，Trans．of the JAR Vol.4, No.1 (1987) pp.11-25

５）長山 忠雄：クライオサージャリー（凍結手術）の適応：日医雑誌，Vol.118,No10(1997) pp1371-1375

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

経穴物理的刺激を用いた老年期痴呆リハビリシステムの基礎研究

長谷川 純一*，吉浜 淳**，陶 永輝***，内山尚志**，福本一朗**

*長岡技術科学大学 生物系 医用生体工学教室 **柏崎厚生病院

***長岡技術科学大学大学院工学研究科

A basic study of rehabilitation system for the elderly using physical stimuli

Jyunichi HASEGAWA, Jyunn YOSIHAMA, Yonghui TAO, Hisashi UCHIYAMA and Ichiro FUKUMOTO

*Dept. of Engineering, Nagaoka University of Technology,

**Kasiwazaki Welfare hospital

***Graduate School of Engineering, Nagaoka University of Technology

1. はじめに

現在日本では，高齢者数が年々増加している．これに伴い，痴呆高齢者も増加している．痴呆は，主にアルツハイマー型痴呆，脳血管性痴呆に分類されている．多くの痴呆は，治療法の確立には至ってないが，薬物療法や作業療法等により，ある程度の進行遅延が望めるといわれている．痴呆の進行を遅らせるためには，早期に発見し適切なリハビリを行うことが重要である．そのため，介護施設や自宅で簡単に行える痴呆リハビリテーション手法の開発が必要であると考えられる．

そこで本研究では，足底に位置する湧泉と呼ばれる経穴を刺激し，経穴刺激の効果を応用した痴呆患者へのリハビリテーション補助システムの開発を目的とした．

2. 実験方法

対象者は，新潟県柏崎市内の施設に入居中の痴呆患者５名とした(Table 1)．対象者ならびに対象者の家族にはインフォームドコンセントを行い，同意を得ている．

Table 1 対象年齢と HDS-R 得点

	平均年齢(歳)	平均 HDS-R 得点
リハビリ群 (3 人)	80.6±2.5	23.0±1.7
コントロール群 (2 人)	78.5±3.5	22.5±2.1

勇泉を刺激する装置としてバイオピット社製「休足日」を使用した．本装置を Fig.1 に示す．この装置は両足底部中央に，シリコン球が配置されており，シリコン球が上下運動することで足底を叩打し勇泉の刺激を行う．リハビリ群は，1 回 10 分，週に 3 回の刺激を行い，1 ヶ月間続けた．コントロール群は，施設内で通常の日常生活を続けていただいた．

Fig.1 足底叩打刺激装置

３． 評価項目

評価には以下の指標を用いて，リハビリ前後の 2 回測定を行った．また，統計学的検討は t-検定を用いて行い，有意水準は 5%とした．

(1) HDS-R（改訂長谷川式簡易知能評価スケール）

(2) ADL（A 日常行動評定尺度）

対象患者の日常生活動作を評価するスケールであり，排泄行為･着脱衣，異常行動，見当識，関心･意欲，感情機能の 5 項目からなる．

(3) POMS（profile of Mood states）

「気分尺度」について評価するスケールであり，それぞれ緊張と不安，抑鬱と落胆，怒りと敵意，活力，疲労，混乱の 6 項目から成る．

４． 結 果

2 群間の HDS-R 平均得点の変化を Fig. 1 に示す. リハビリ群のリハビリ後の HDS-R 均得点はコントロール群に比べ大きく上昇していた. しかし双方に有意差は認められなかった.

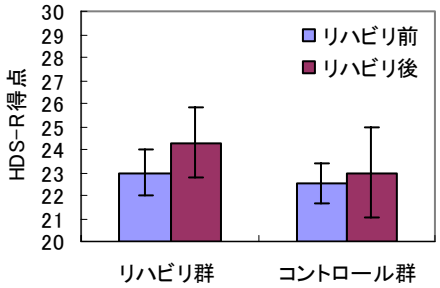


Fig.2 リハビリ前後における HDS-R 平均点

ADL の感情機能に関する項目の得点の変化を Fig.2 に示す. ＡＤＬは, 5 項目の中で, リハビリ群のリハビリ後の感情機能に関する項目でコントロール群に比べ改善の傾向が認められたが, 双方に有意な差は認められなかった.

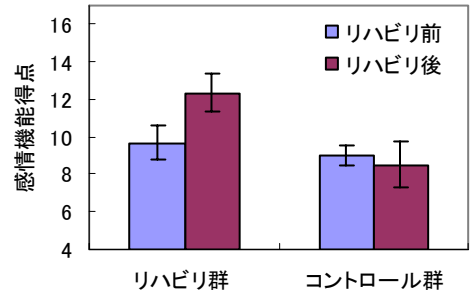


Fig.3 リハビリ前後における感情機能の得点

各項目の気分尺度の得点変化を Fig.3 に示す. POMS は 6 項目を実験前後の得点の差(リハビリ後―リハビリ前)として求めた.

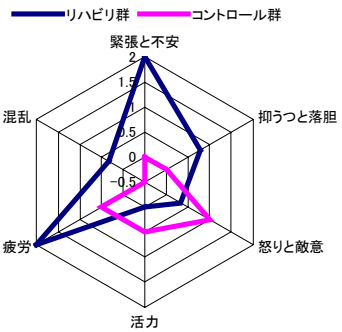


Fig.4 リハビリ前後における POMS 得点

リハビリ群では緊張と不安, 疲労の項目でコントロール群と比べ改善の傾向が認められたが各項目間で有意な差は認められなかった.

５． 考 察

古来より, 足底経穴を刺激することにより疲労回復や各種の疾病治療に用いられていた. 今回の実験では足底経穴刺激を痴呆患者に応用し実施した. その結果, リハビリ群のリハビリ後の HDS-R 得点が上昇したことから認知機能改善の可能性があると考えられる. また, 感情機能に改善の傾向が見られたことから, 痴呆の周辺症状の一つである不安感を緩和する効果があると考えられる. これらは, 足底に与えた機械的刺激によって末梢神経から中枢神経へ信号が伝達され, 脳内の神経活動が活発化されたためではないかと推測する.

６． まとめ

今回の経穴刺激の実験により痴呆患者に対し以下の結果が得られた.

(1)認知機能に改善の傾向が見られた.

(2)緊張と不安や感情機能に改善の傾向が見られた.

以上のことにより, 経穴刺激が痴呆患者に対し有効であると考えられる.

今後さらに被験者を増やし, 信頼性の高い結果を得て経穴刺激の効果を確認したいと考えている. また, 本手法はリハビリ補助システムとしての使用を前提としているため, 音楽療法など他のリハビリを行っている施設と共同で実験を実施し効果を検討したい.

７． 参考文献

1) 小坂健二 他:脳血管性痴呆患者に対する足底叩打刺激の効果, 理学療法学科, Vol.13, No.1, 3-6 (1998)

2) 上馬場和夫 他:足部の押圧刺激による循環･呼吸･自律神経系の変化, 中国医学額雑誌, 1-12Vol.19 No.4, 1-12 (2003)

光フィードバック装置を用いた振戦抑制の基礎研究

吉井 孝博*，松本 義伸**，田村 正人***，福本 一朗*

*長岡技術科学大学工学部，**長岡技術科学大学 RI センター，***長岡西病院 神経内科

A basic study on suppressing tremor by the photic feedback system

Takahiro YOSHII* Yoshinobu MATUMOTO** Masato TAMURA*** Ichiro FUKUMOTO*

*Dept. of Engineering, Nagaoka University of Technology

**RI center, Nagaoka University of Technology ***Clinical Neurology, Nagaoka-nishi Hospital

1. はじめに

パーキンソン病(PD：Parkinson Disease)とは神経変性疾患の一種である．主に運動障害を呈し，主な症状として振戦，固縮，寡動，姿勢反射異常の四大症状が挙げられる．その中でも振戦は最も多い初発症状であり，進行が進むと日常生活に支障を及ぼす可能性もある．現在，振戦抑制のためドーパミンの前駆体である L-DOPA の投与が治療に用いられているが，重篤な副作用があり，薬物を使用しない治療法の確立が重要である．そこで本研究では健常学生及び PD 患者に対し光フィードバック装置(FUTEK 製 relacru)を用いた振戦抑制の効果について検討を行った．

2. 方 法

2.1. 被験者

被験者は本学の健常学生 16 名及び長岡西病院に外来で訪れた PD 患者 2 名である．

Table1 対象被験者

	人数(男/女)	(平均)年齢
健常学生 PFB 群	8 名(7/1)	23.9±7.1 歳
control 群	8 名(7/1)	21.8±3.2 歳
PD 患者 PFB 群	1 名(0/1)	73 歳
control 群	1 名(0/1)	71 歳

2.2. 計測方法

被験者の両手拇指基部に圧電式加速度センサ，上腕，僧帽筋付近に EMG 用電極を装着し振戦加速度及び筋電図の計測を行った．計測姿勢は以下 A～E に挙げる 5 つであり，光フィードバック(PFB)前後で各姿勢に付き 1 分間ずつ計測を行った．但し PD 患者については A の姿勢のみを PFB 前，PFB 中(PFB 開始 10 分後)，PFB 後で計測を行った．

A．机上に肘を置き，前腕を水平位置から上方 45 度にて保持する．

B．肘，及び前腕を机上に置く．

C．前腕を椅子の肘掛に置く．

D．腕を水平方向に伸ばす．

E．重りを持った状態で腕を水平方向に伸ばす．

また、統計学的検討は，sudent-t 検定を用いて行い，有意水準は 5%とした．

3. 結果及び考察

1) 健常学生

Fig.1 及び Fig.2 に健常学生の振戦加速度の実効値の結果を示す．また、この結果は右手における振戦加速度の実効値を示している．

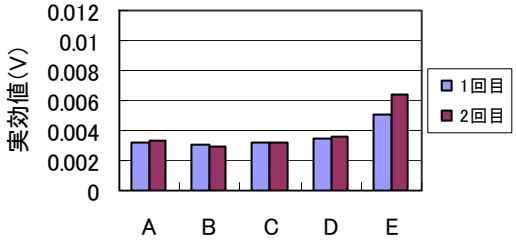


Fig.1 健常学生の実効値(PFB 群)

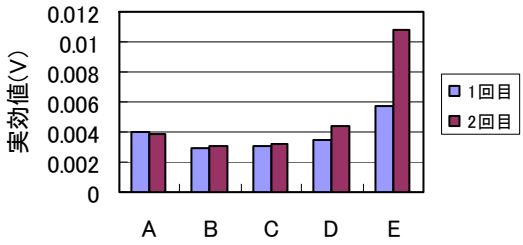


Fig.2 健常学生の実効値(control 群)

A～C の姿勢においては 1 回目と 2 回目の実効値に大きな変化が見られなかった．これは A～C の姿勢では腕や肘を固定していた為に微小な振るえのみ発生しており，また筋疲労による振戦も出現しにくい為であると考えられる．左手の場合においても同様の結果が得られた．D, E の姿勢においては PFB 群, control 群共に 1 回目の実効値よりも 2 回目の実効値が増加する傾向があった．これは，1 回目の測定による負荷が 2 回目の測定時にも残っていたと考えられる．Fig. 3 は姿勢 E における実効値の増加の割合を示している．このグラフより PFB 群の増加率が control 群に比べて小さくなる傾向が見られたが，2 群間に有意な差は認められなかった．

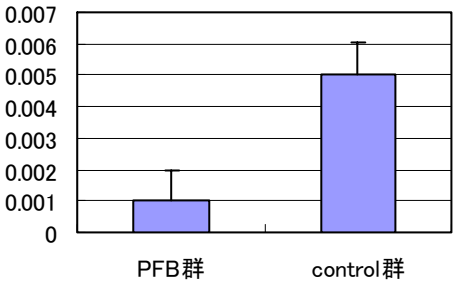


Fig.3　実効値の増加率

しかし，PFB を行う事により筋の緊張が緩和され，リラックス効果が得られることにより疲労振戦が抑制される可能性があり，PD 患者に対して PFB を行う事で振戦の抑制効果が得られるのではないかと考えられた．そこで，この結果を踏まえた上で以下 2）に示す PD 患者に対する PFB の効果について検討を行った．

2)　PD 患者

Fig.4，Fig.5 に PD 患者の振戦加速度の実効値の結果を示す．結果は PFB 前，安静前の実効値で各条件の実効値を除した値である．

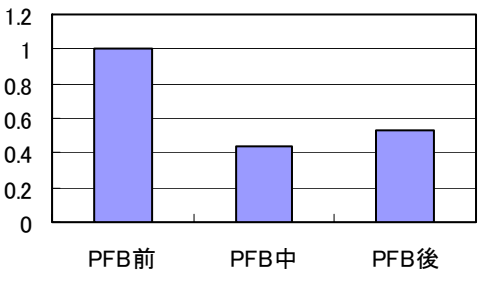


Fig.4　PD 患者の実効値(PFB 群)

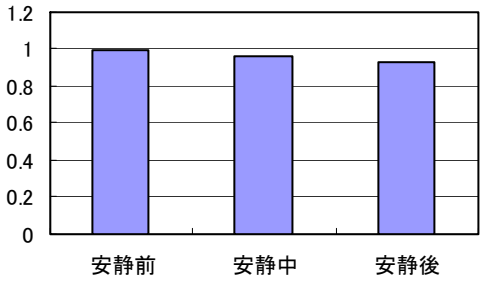


Fig.5　PD 患者の実効値(control 群)

PFB 群, control 群共にまだ 1 症例ずつのみしかデータが得られていない．PFB を行った群では control 群に比べて PD 患者の振戦が抑制される傾向が見られた．しかし，PFB 後に振戦の実効値が僅かに増加する傾向が見られた．これより時間経過に伴い，PFB の効果が低下する可能性が考えられた．

4.　まとめ

本研究より PFB を行う事によって健常者の疲労振戦，及び PD 患者の振戦が抑制される傾向が示された．しかし，PD 患者の結果についてはまだ PFB 群, control 群共に 1 症例ずつしか計測が行えていないため，今後症例数を増やして PFB の効果について検討を行う必要がある．また，今後は同一被験者に長期的な PFB を行う事による振戦抑制の効果についても検討したい．

5.　参考文献

1)　牧野真理子，坪井康次他：レセルピン投与ラットにおける線条体でのドーパミン代謝の変化に及ぼす光 FB の効果，自律神経，34 巻 1 号(1997)

2)　山本光利　著：パーキンソン病診断ハンドブック, ライフサイエンス(2001)

3)　金沢一郎　著：パーキンソン病，ライフサイエンス(1994)

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep．2004)

間接飛翔筋型昆虫の翅・外骨格接合部分の機構解明

砂田　博幸*，白幡　淳*，三宅　仁**

*長岡技術科学大学，**長岡技術科学大学体育保健センター

The Mechanism Elucidation About TheWing and Outside Frame Junction of an Indirect Flight-Muscle type Insect

Sunada Hiroyuki*, Jun Sirahata*, Hitoshi Miyake**

*Nagaoka Univ. of Tech., **Physical Education and Health Care Center, Nagaoka Univ. of Tech.

1.　はじめに

間接飛翔筋型昆虫はその筋収縮の周波数に比べて，約 6～7 倍の翅振動数を発生させて揚力を得ている．また，我々はセイヨウミツバチからその収縮周波数の測定を行い確認した．しかし，現在のところ周波数増幅の原理は明らかにされていない．また，胸部構造に関して胸部の連続切片組織標本を作成して観察を行ったが，胸部切断の際に物理的処理を行っているため翅と胸部外骨格の接合部分に損傷が生じている可能性があり，構造を正確に観察できているか定かではない．そこで今回，ハチの形状を維持したままの観察が可能な CT（Computed Tomography）撮像を用いた断層画像を撮影し，連続切片組織標本と比較し，翅付着部分の機構について考察を行った．

CT 画像（断層画像）の撮影に関して，新潟大学大学院バイオメカニクス研究室のマイクロフォーカス X 線 CT システム（SMX-130CT-SV）にて撮影をお願いした．また，取得した画像に関して MicroAVS を用いたボリュームレンダリングにより 3 次元再構成を行い，比較に必要な断面画像を抽出した．

2.　撮影方法・撮影画像

2.1　胸部連続切片組織標本

組織標本の作成は，試験体を Bouin 液にて固定した後，5μm の厚さに切断し顕微鏡にて撮影した．図 1 は組織標本の例で図中の円内部が翅・外骨格接合部分である．また，図 2 は図１円内部の拡大図ある．

2.2　マイクロフォーカス X 線 CT システム

試験体の断層面に沿って X 線を照射し断層画像を作成する．図 3 は CT 画像の例で図 3 中の円内部が翅・外骨格接合部分である．図 4 は 3 次元に再構成した図で，左斜め手前側に頭部が位置する．

図１.標本(7μm/pixel)

図 2.標本(1.4μm/pixel)

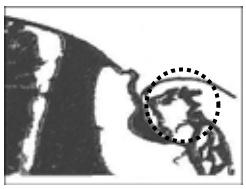


図 3. CT 画像(6μm/pixel)

図 4.三次元再構成図

3.　結果

以前に作成した胸部連続切片組織標本と今回撮影した CT 画像を比較したが，組織標本における翅・外骨格接合部分の大きな損傷は見られないことが確認できた．また，図 1，2 および図 3 より，円内部のバネ状に見える機構は標本作成時の切断作業により生じた損傷ではなく，翅を上下させるための機構の一部であることが再確認できた．

4.　まとめ

断面画像の比較において大きな損傷らしきものは確認できなかったので，組織標本の拡大画像による機構解明が今後も有効であると考えられる．

また，ハチの姿勢を変えた状態（翅が打ち上げ状態）での組織標本の作成・観察および CT 画像による確認を行い，翅・外骨格接合部分の機構解明を進める．さらに，飛翔筋と外骨格の干渉状態が周波数増幅に与える影響について CT 画像をもとに考察する．

5.　参考文献

1)　三宅　他：共振モデルとしての間接飛翔メカニズム、第 16 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集 03-38、305-306、2004

日本エム・イー学会甲信越支部大会 (Sep. 2004)

長岡市における人口推計－将来人口設計の情報学的アプローチ－

渡辺　健太郎 *，三宅仁　**

*長岡技術科学大学，**長岡技術科学大学体育保健センター

Population estimation of Nagaoka-city for the future population design by Information Science

Kentaro Watanabe *， Hitoshi Miyake **

*Nagaoka Univ. of Tech.，**Physical Education and Health Care Center，Nagaoka Univ. of Tech.

１．背景

近年、少子高齢化がしきりに問題視されるようになった。原因の一つに年々出生率が低下している現状がある。国勢調査によると 2003 年に合計特殊出生率が 1.32 を記録した。人口の維持に必要な値は 2.08 と言われているため、この値は人口減少社会の到来を意味している。

２．目的

長岡市において人口推計を行い、人口減少社会に対しての施策実施が人口変動に及ぼす影響を測定する。

３．長岡市の現状

市の現状を見ると人口は増加している。しかし各年毎の普通出生率（出生児人口／総人口）の低下、普通死亡率（死亡人口／総人口）の増加などの要因により、今後減少していくものと予想できる。

４．推計方法

長岡市の魅力や社会構造を顕著にするために 1990 年から 2004 年までの実際の人口推移と封鎖人口推移を比較する。その後は昨年の研究内容と同様、コーホート変化率法を用いて 5 年ごとに 2053 年まで推計する。基準年は昨年の 1995 年と 2000 年に対し、最新情報となる 1998 年と 2003 年とする。（資料提供：長岡市統計年鑑など）

５．推計結果

・平成 2 年～平成 14 年を見た限り、実際の人口移動と封鎖人口移動には大きな違いは見られない。

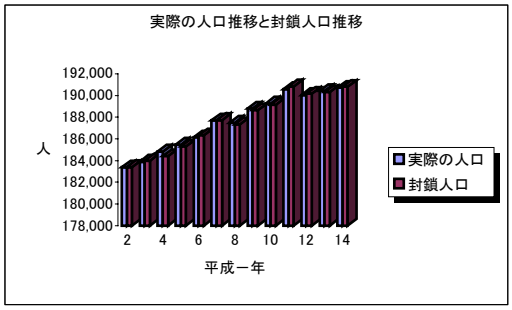


表 1

→長岡市においては転入率と転出率がほぼバランスしていると考えることができる。

・2008 年以前に人口減少社会の到来、2045 年には現人口の約 30%減の 14 万人台へ。

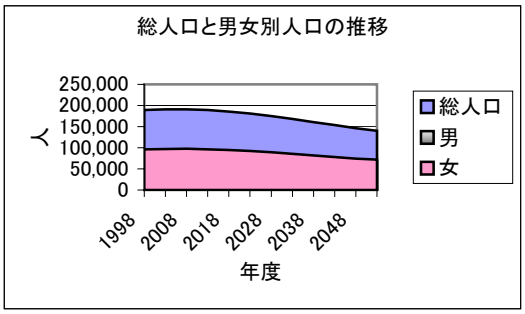


表 2

・未成年率、出産可能年齢率の低下及び高齢者率の増加。

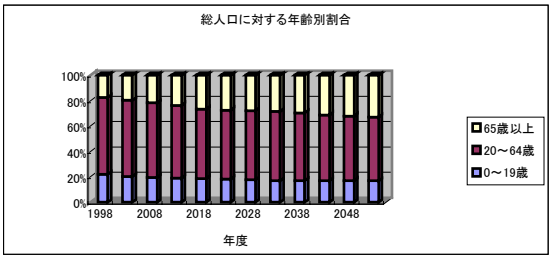


表 3

→2040 年には長岡市人口の約 30%が高齢者に（女性は 40%近くが高齢者に）

→引き続き出生率の低下と死亡率の増加。

６．まとめ

人口減少を引き起こす要因検討

① 出生率の低下

●出産可能年齢人口の低下

●晩産化、非婚化女性の増加

○養育費の増加（養育費＞子供を持つ利益や魅力）

○女性の就労率上昇

○出産と結婚などの制度の関係が強固

② 高齢化による死亡率の増加

③ 転入・転出人口がバランスしている　…etc

７．課題

今後は人口変動のシミュレーションモデルを作成し、人口減少に対して効果的な政策を提言すると共に、長岡市広域合併後の状況も推計・シミュレートしていく予定である。

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

大学保健管理システムの改良

齋藤　優美子*，荻野　晃浩*，奥山　竜平*，三宅　仁**

*長岡技術科学大学，**長岡技術科学大学体育保健センター

Improvement of the health information system in NUT

Yumiko Saito*, Akihiro Ogino*, Ryohei Okuyama*, Hitoshi Miyake**

*Nagaoka Univ. of Tech., **Physical Education and Health Care Center, Nagaoka Univ. of Tech.

1. 背景と目的

現在の学内健康診断では，測定結果をパソコンへ入力・保存しており，システムの電子化が進められている．しかし，入力は全て手入力であり，コンピュータが有効に活用されているとは言えないのが現状である．

また，3 日間の健診期間中は，2000 人を超える受診者が測定機器の前に長い行列をつくり，混雑が目立つ．これには測定機器を増やす，期間を延長するなどの対策が考えられるが，診断結果を事務員が手入力するために人員確保の問題があり，また予算も限られているため，実現は難しい．

本研究では，システムの電子化によって実現可能となった測定機器から PC への測定結果の自動入力を試み，上記の問題点の改善へ向けた考察を行う．また，結果閲覧システム等を含めた総合健康管理システムについても考察する．

2. システム概要

本研究では，測定項目のうち身長・体重計を取り上げ，測定機器から PC へ結果を自動入力するシステムを構築した．システムの構成を図 1 に示す．

本システムでは, PC と身長体重計及び自動血圧計を RS-232C で直接接続する．また，受診者の確認方法として磁気カード（学生証）を利用するため，PC とカードリーダを PS／2 で直接接続する．

システムの大まかな流れとしては，まず，受診者が測定を行うと, 測定結果が自動的にＰＣに送られ，ディスプレイに結果が表示される．それを受診者が確認し，カードリーダに学生証を通すと，データはＰＣ内のデータベースに保存される．

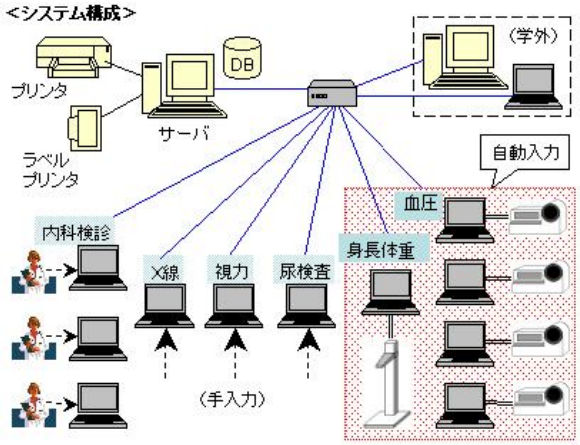


図 1　システム構成

3. 考察

本システムにおいては, 入力担当者が不要である．従って診断期間を限定する必要がなくなり，混雑を緩和することが可能となる．さらに，入力ミス・操作ミスを防ぐことができ，データの確実化につながる．

4. 展望：総合健康管理システムへの展開

本研究は，総合健康管理システムの実現を最終目的としている．そのシステムでは，診断結果を学生が自由に閲覧できる機能や，健康診断証明書の自動発行機能などを含む．また，電子化されたデータから，学年別・項目別の統計などの有効な付加情報を取得することができる．これにより，紙カルテでは困難であった受診者の統計的健康情報の抽出を容易にするとともに，保健に対する学生の意識向上や健康診断の手順のスマート化を実現する．

5. 参考文献

1) 三宅仁，若月トシ，樋口良之：小規模 LAN と DB ソフトを用いた大学保健管理用健康診断システムの開発と運用のロジスティックス解析. 医療情報学 21(Suppl.) 90,2001.

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

生体情報保護に利用可能な物理乱数発生装置～乱数の高速生成～

前川 治子*，斉藤 義明**，堀 潤一**

*新潟大学大学院 自然科学研究科，**新潟大学工学部 福祉人間工学科

Physical random number generating equipment for biomedical signal protection.

Yoshiko Maekawa*,Yoshiaki Saitoh**,Junichi Hori**

*Graduate School of Science and Technology, Niigata University, **Faculty of Engineering, Niigata University

1. はじめに

乱数は様々な物理現象や社会現象の数値シミュレーションなどに用いられており,近年では,電子カルテや遠隔医療に伴う個人情報の保護など医療の分野でもその需要は高まっている.現在,暗号技術に利用されている乱数は,大半がコンピュータで生成された算術乱数であるが,これは近い将来解読される危険性がある.そのため,自然現象を利用した安全な乱数が望まれている.

本研究では,LC 発振回路にショット雑音を印加し,発振に周波数変調をかけることで乱数を高速に生成する方法を示す.

2. 乱数発生装置の基本原理

2.1. 乱数生成法の概要

本研究では,乱数の生成に LC 発振回路とショット雑音回路を用いる.図 1 に LC 発振回路の回路図を示す.LC 発振回路の発振周波数は式(1)のように発振回路を構成する L,C の値によって決定される.雑音によって可変容量ダイオード Cv の値を順次変化させることで,LC 発振回路の発振周波数をショット雑音に依存して変化させることができる.

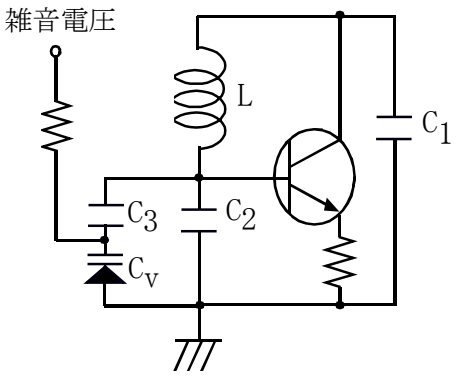


図 1 LC 発振回路

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \tag{1}$$

2.2. 乱数生成の流れ

乱数発生装置の構成を図 2 に示す.LC 発振回路にショット雑音回路を印加し,その出力をバッファ回路を経て A/D 変換器へ入力する.A/D 変換器によって信号の電圧を 0 から 4095 の 10 進データに変換する.このデータをパーソナルコンピュータに取り込み,閾値によって 0,1 の 2 進データに変換して乱数として出力する.なお,乱数の評価には NIST(National Institute of Standards and Technology)の FIPS140-2 の統計的乱数検定を用いる.

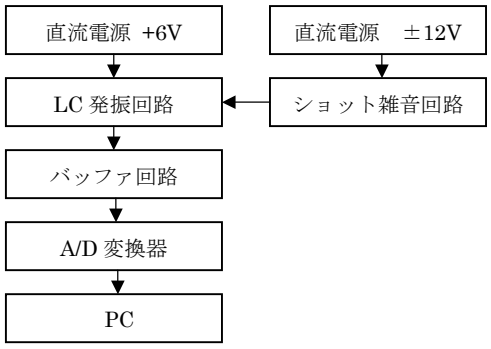


図 2 LC 発振回路と雑音回路による乱数生成

3. 結 果

3.1. 乱数生成の結果

閾値を設定し生成した 20,000 ビットを 1 組として,10 組のデータに対し FIPS140-2 の検定を行った結果を図に示す.図 3 は従来法である発振回路単独の場合と周波数変調をかけた本装置の場合の結果である.100%近い検定通過率を得るためには,発振

回路単独では 50Hz までしかサンプリング周波数を上げられないのに対し,周波数変調をかけた本装置では約 10kHz までサンプリング周波数を上げることができ,周波数変調をかけることで 200 倍もの効果を得ることができた.次に,雑音の振幅を大きくし,発振周波数の変化の幅を広げ,変調度を高くした時と発振周波数を高くしたときの結果を図 4 に示す.まず,雑音電圧による結果の比較をすると,1～3V の時よりも 1～11V の時の方が高いサンプリング周波数でも検定にパスしており,変調度を高くした方が高速に乱数を生成できることが確認できた.次に,発振周波数による比較を行うと,発振の中心周波数を高くした方が高いサンプリング周波数でも検定にパスしていることが確認できた.

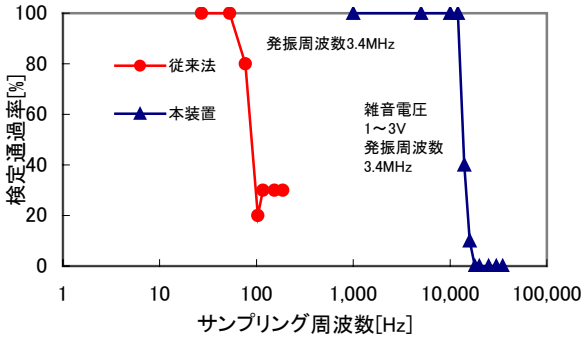


図 3　従来法と本装置の比較

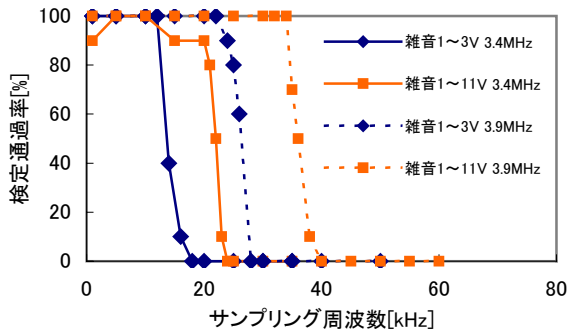


図 4　変調度と発振周波数の違いによる比較

3.2.　応用例

実際に本装置で生成した乱数で生体信号を暗号化した例を示す.生体信号と乱数の EX-OR をとって生体信号を暗号化する.復号するときは,暗号化の際に使用した乱数と暗号化した信号の EX-OR をとると元の信号を復号することができる.

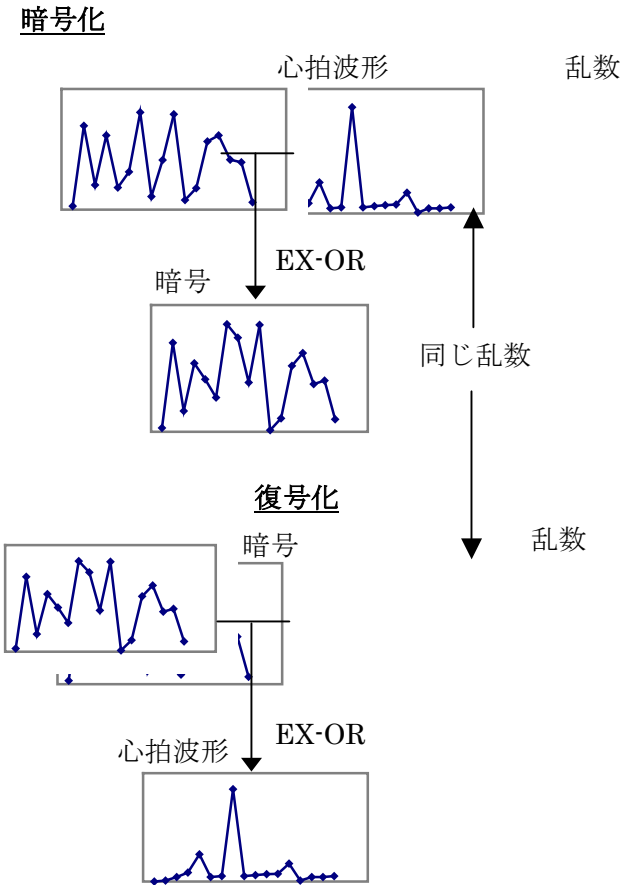


図 5 暗号化と復号化の例

4.　まとめ

発振回路と雑音回路を組み合わせ,周波数変調をかけて乱数の生成を行い,発振回路単独の場合よりも高速に乱数を生成できることを確認した.また,変調度を高くすること,発振の中心周波数を高くすることで更に高速に乱数を生成することができた.また,生体情報の暗号化の例を示した.

5.　参考文献

- 斉藤義明,堀潤一,木竜徹,”ショット雑音で周波数変調した LC 発振回路による物理乱数の生成”,電子情報通信学論文誌,pp930~937,2004 年 7 月発行
- NIST,http://csrc.nist.gov/publications/fips/fips140-2/fips1402.pdf

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

温度計測可能な寝姿検出装置の開発

久松哲也*，斉藤義明**，堀潤一**

*新潟大学大学院自然科学研究科，**新潟大学工学部福祉人間工学科

Development of detection system for sleeping posture and temperature

Tetsuya Hisamatsu*，Yoshiaki Saitoh**，Junichi Hori**

*Graduate School of Science and Technology, Niigata University，**Faculty of Engineering，Niigata University

1. はじめに

寝姿や寝返りの状況を把握することは健康な人の睡眠状態の推定や，患者の病状の把握，更には医療現場や在宅介護で問題とされる褥瘡を防止する際に有効なデータとなると考える．そこで本研究では，テレビカメラを使用せずにプライバシーを保護しながら寝姿に加え，寝ている箇所における温度計測が可能な装置を開発したので報告する．

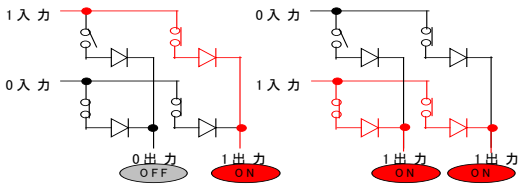
2. 方法

2.1 スイッチのオン-オフ検出

本装置では 6 行×11 列のマトリクス回路を構成し，66 個のスイッチのオン-オフにより体圧のかかる位置を特定する．リード線は 17 本で済ませるため，スイッチ部にダイオードを挿入した．マトリクス回路の仕組みと動作例を Fig.1 に示す．ここでは 2 行×2 列のマトリクスにおける 4 個のスイッチのオン-オフ検出を例にとる．図における 0，1 は TTL レベルにおける電圧の Low レベルと High レベルとする．まず，1 行目に 1，2 行目に 0 を入力した場合(Fig.1(a))，1 行目でスイッチが押されているのは 2 列目のみであるため，2 列目のみに 1 が出力される．次に 1 行目に 0，2 行目に 1 を入力した場合(Fig.1(b))，1 列目，2 列目のスイッチが共に押されているため両方から 1 が出力される．このように 1 行目と 2 行目に 1 を交互に入力することにより 4 個のスイッチのオン-オフが検出でき，この方式は 6 行×11 列のマトリクス回路に拡張できる．

2.2 温度計測

ダイオードの温度特性を利用することで，温度計測を行う．実際にダイオードに TTL の High レベルを入力し，周辺温度を 31℃～37℃まで変化させて，ダイオードにかかる電圧の変化を計測したところ，温度が 1℃上昇するごとに電圧が 2mV 低下する特性が確認できた．この特性を踏まえ，本装置では，マトリクス回路に使用しているダイオードにかかる電圧を検出し，その変化量によりスイッチの押された箇所における温度計測を行う．装置の温度検出までの仕組みを Fig.2 に示す．PC からディジタル IO の 6bits のうち任意の 1bit に 1 を，残りの 5bits に 0 を出力することにより，6 行×11 列のマトリクス回路を制御する．1 が出力されたライン上にあるダイオードのカソードと加算増幅回路の出力を差動増幅回路に入力し，差を取ることで，温度変化をダイオードにかかる電圧の変化として検出する．



(a)1 行目に 1 を入力　(b)2 行目に 1 を入力

Fig.1 マトリクス回路の仕組みと動作例

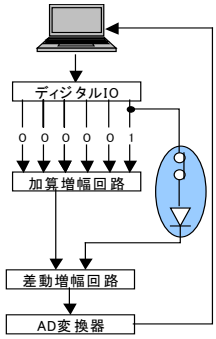


Fig.2 温度検出の仕組み

2.3 センサ部の構成

センサ部の構成を Fig.3 に示す．厚さ 1cm のスポンジに直径 3cm の穴を開け，穴の上に直径 3.5cm のシボリワッシャーを配置する．入力された 1,0 の信号がリン青銅からシボリワッシャーを伝わり，シボリワッシャーが，真下に置かれた銅板に触れるとスイッチが押され(Fig.4)，ダイオードに電圧がかかる．また体温を逃さずダイオードに伝えるように銅版の下に発泡スチロールを敷いた．

2.4 全身計測方法

縦 60cm×横 90cm のスポンジ上にスイッチを縦 10cm，横 5cm の間隔で 6 行×１１列に配置する．始めにスイッチの配置されたスポンジを，「頭部～胸部」の下に敷いて計測を行う．次に「胸部～臀部」，最後に「臀部～足先」の下に敷いて計測を行うことで全身の寝姿を計測した．

3. 結果

仰臥位，伏臥位，右側臥位，左側臥位の 4 通りの姿勢について計測を行った結果を Fig.5 に示す．まず，仰臥位(Fig.5-(a))と伏臥位(Fig.5-(b))は，膝下のスイッチが押されているか否かで判断できる．右側臥位(Fig.5-(c))と左側臥位(Fig.5-(d))は背中のラインに対して腰から下が左右どちらに集中している

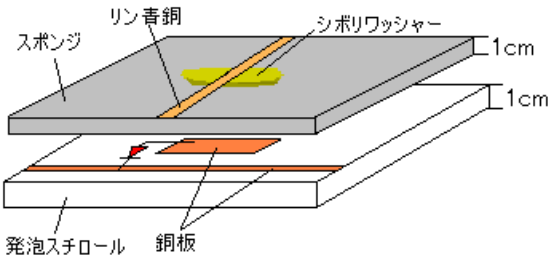
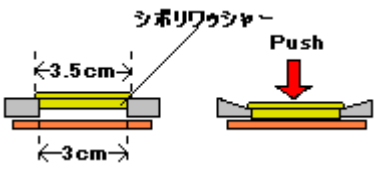


Fig.3 センサ部の構成



(a)スイッチオフ (b)スイッチオン

Fig.4 スイッチのオン-オフ

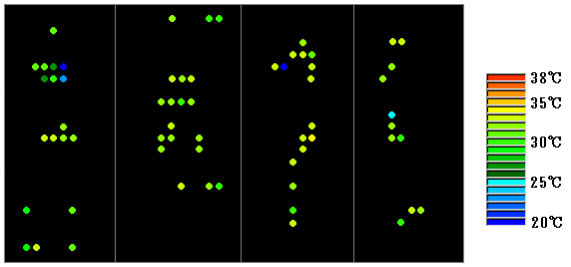
かにより判断できる．次に，仰臥位で寝た場合の温度変化の様子を Fig.6 に示す．Fig6-(a)は仰臥位で寝始めた直後の表示である．計測時，気温は 31℃であったため，多くが黄緑色で表示されている．そして Fig6-(d)は計測し始めてから 4 分後の表示である．黄色～オレンジ色が目立つ．この時，実際にサーミスタ温度計を用いて背中付近の温度を計測してみたが 34℃～36℃であった．よって正しく表示されていると考えられる．

4. まとめ

温度計測可能な寝姿検出装置を作成し，実際に寝返りによる寝姿の変化を把握できた．更に，同じ姿勢で寝た際の温度変化も把握できた．今後の課題は，スイッチの感度向上に加え，全身を一度に計測できるように本装置の検出可能範囲を拡大することが挙げられる．

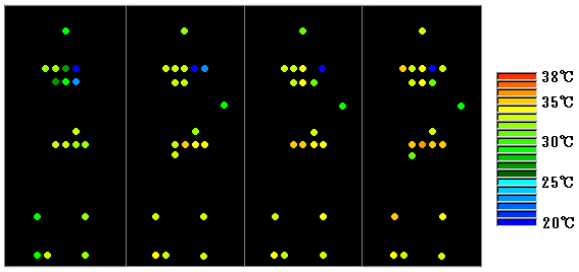
5. 参考文献

[1]橋本成広，“生体計測工学入門”，コロナ社
[2]山越憲一，戸川達男，“生体用センサと計測装置”，コロナ社



(a)仰臥位 (b)伏臥位 (c)右側臥位 (d)左側臥位

Fig.5 4 通りの寝姿検出結果



(a)直後 (b)1 分後 (c)2 分後 (d)4 分後

Fig.6 仰臥位での温度変化の様子

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

聴覚特性を考慮したノイズキャンセラシステム

大木 真*，三森 敏生**，橋口 住久*

*山梨大学，**日本無線

Noise Canceler System Utilizing The Ear's Response

Makoto OHKI, Toshio MITSUMORI and Sumihisa HASHIGUCHI

*University of Yamanashi, **Japan Radio

１．はじめに

近年携帯用の音声機器が普及して，騒音の多い環境での音声機器の使用が多くなってきている．そこで，適応アルゴリズムを用いたノイズキャンセラシステムの研究が行われている．通常，適応アルゴリズムは誤差信号の２乗を最小にするように動作するが，音声機器の場合，誤差信号が人間の耳によって受音されることを考えると，最小化すべきなのは誤差信号そのものではなく人間の聴覚特性を考慮した誤差信号である．そこで本研究では，人間の聴覚特性を考慮して誤差の p 乗($p<2$)を最小にする適応アルゴリズム(LMP; Least Mean p-th Power)を提案し，その騒音抑圧特性を示す．

２．LMP 適応アルゴリズム

適応フィルタの入力信号を x_t，入力信号を並べたベクトルを $\mathbf{x}_t=[x_{t-N},\Lambda\ ,x_{t-1},x_t]^T$，フィルタ係数ベクトルを $\mathbf{w}_t=[w_0,w_1,\Lambda\ ,w_N]^T$，出力信号を $y_t=\mathbf{x}_t^T\mathbf{w}_t$，参照信号を d_t，誤差信号を $e_t=d_t-y_t$ とする．ただし，上付きの T はベクトルの転置を表している．適応アルゴリズムとして広く用いられている LMS(Least Mean Square)アルゴリズムでは，誤差信号の 2 乗 $J=e_t^{\,2}$ を評価関数としてその勾配 ∇J の逆方向にフィルタ係数を更新してゆく．したがって，更新式は以下のようになる．

$$\mathbf{w}_{t+1}=\mathbf{w}_t-\mu\nabla J=\mathbf{w}_t+2\mu e_t\mathbf{x}_t$$

ここで，μ はステップサイズと呼ばれる定数である．一般に μ の値は入力信号の分散に依存するので，入力信号に依存しないステップサイズを用いたい場合は下記の正規化 LMS アルゴリズムを用いる．

$$\mathbf{w}_{t+1}=\mathbf{w}_t+\mu\frac{e_t\mathbf{x}_t}{\sigma_t^{\,2}}$$

$$\sigma_t^{\,2}=\frac{x_t^{\,2}+x_{t-1}^{\,2}+\Lambda\ x_{t-N}^{\,2}}{N+1}=\frac{\mathbf{x}_t^{\,T}\mathbf{x}_t}{N+1}$$

しかしながら，音声機器においては適応フィルタの誤差信号は最終的に人間の耳によって受音される．したがって，適応アルゴリズムにおいて最小化すべきなのは誤差信号そのものではなく，人間の聴覚特性を考慮した誤差信号である．そこで，本研究では人間の聴覚特性の近似としてべき乗特性を考え，適応アルゴリズムの評価関数を $J=|e_t|^p$ と変形する．ここで，p はべきの指数であり聴覚特性の場合 2 よりも小さいと考えられる．フィルタ係数の更新式は下記のようになる．

$$\mathbf{w}_{t+1}=\mathbf{w}_t+p\mu|e_t|^{p-1}\ \mathrm{sgn}(e_t)\mathbf{x}_t$$

ここで $\mathrm{sgn}(e_t)$ は e_t の符号を表す．また，正規化 LMP アルゴリズムは以下のように定義できる．

$$\mathbf{w}_{t+1}=\mathbf{w}_t+\mu\frac{p|e_t|^{p-1}\ \mathrm{sgn}(e_t)\mathbf{x}_t}{\sigma_t^{\,p}}$$

$$\sigma_t^{\,p}=\frac{|x_t|^p+|x_{t-1}|^p+\Lambda\ |x_{t-N}|^p}{N+1}$$

３．適応フィルタによる騒音抑圧

本研究では，川村らによって提案されている騒音抑圧法[1]に LMP アルゴリズムを組み込む．図-1 に

騒音抑圧法のブロックダイアグラムを示す.

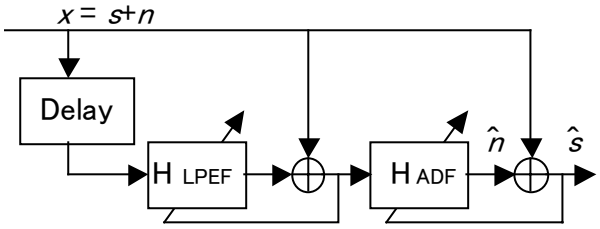


図-1 騒音抑圧法のブロックダイアグラム

この騒音抑圧法では，まず線形予測フィルタ H_{LPEF} によって白色化した騒音を抽出し，次に適応フィルタ H_{ADF} によって騒音のスペクトルを推定し，最後に騒音を元の信号から引き去る.

今回提案するアルゴリズムにおいては，線形予測フィルタには通常の正規化 LMS アルゴリズムを用い，後段の適応フィルタの部分に正規化 LMP アルゴリズムを組み込む.

４．実験結果

男性 3 人，女性 1 人の音声に SNR が -4dB になるように音声に似たスペクトルを持つ有色雑音を加え，雑音抑圧を行った結果を図-2 に示す．図の横軸はべきの指数 p，縦軸は SNR の改善である．音声はサンプリング周波数 10kHz，16bit でサンプリングされている．また，線形予測部のフィルタ次数は 255，ステップサイズは 0.1，雑音抑圧部のフィルタ次数は 255，ステップサイズは 0.0001 である．図から，SNR の改善が最大となる p は LMS に相当する $p=2$ ではなく，2 よりも小さい値を取ることが分かる.

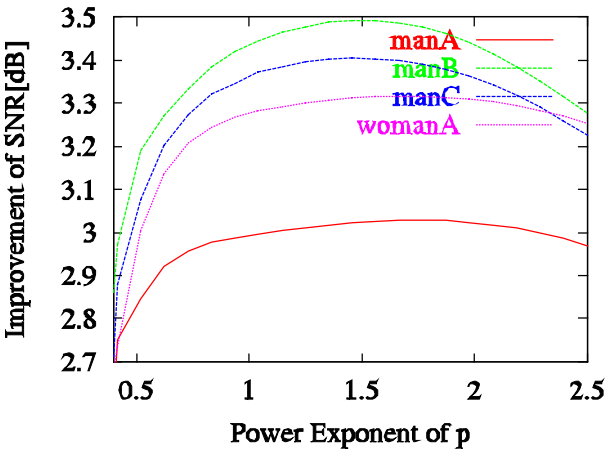


図-2　LPEF 法による SNR の改善

次に，男性 1 人，女性 1 人の音声を用いて MOS(Mean Opnion Score)法による主観評価を行った結果を表-1 に示す．被験者は男性 6 人，女性 7 人でいずれも大学生である．被験者は，$p=2$ を用いた場合の騒音抑圧結果と $p=1.4$ の場合の騒音抑圧結果を比較して，$p=1.4$ の結果が，とても良い(5)，良い(4)，同じ(3)，悪い(2)，とても悪い(1)，という 5 段階の評価値（MOS スコア）を与える.

表-1 MOS スコア

音声	男性			
騒音	有色		白色	
SNR	4	-4	4	-4
平均	3.7	2.8	3.7	3.2
分散	0.6	0.16	0.41	0.16
音声	女性			
騒音	有色		白色	
SNR	4	-4	4	-4
平均	3.6	3.7	3.2	3
分散	0.64	0.21	0.36	0.0

男性音声･有色騒音･SNR -4dB の場合を除いて MOS スコアの平均は 3 を上回っており，分散も小さい．したがって，$p=1.4$ を用いた騒音抑圧は $p=2$ を用いる従来の騒音抑圧よりも良い結果を示していると言える.

５．おわりに

本研究では，人間の聴覚特性を考慮した適応アルゴリズムであるLMP法を提案し，騒音抑圧に応用した．実験結果から，べきの指数 p が２よりも小さい方がSNRの改善が大きくなり，主観評価の結果も向上することが分かった.

６．参考文献

[1] Arata KAWAMURA, Kensaku FUJII, Yoshio ITOH, and Yutaka FUKUI: A New Noise Reduction Method Using Estimated Noise Spectrum, IEICE Trans. Fundamentals, Vol.E85-A, No.4, April 2002.

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

大気圧プラズマによる医療用器材の滅菌

秋津哲也*、大川博司*,辻政雄**、小駒益弘†、福島金平‡、
*) 山梨大学医学工学総合研究部、**)山梨県工業技術センター、†)上智大学理工学部、‡)（株）ヤマトラボテック

Atmospheric-Plasma Sterilization of Bio-Materials for Medical Treatment

Tetsuya Akitsu*), Hiroshi Ohkawa*, Masao Tsuji**), Masuhiro Kogoma †, and Kinpei Fukushima ‡
University of Yamanashi, Yamanashi Industrial Technology Center, and Yamato LAB-Tech Company, Ltd.

１．はじめに

老齢化や易感染症の増大による感染防止技術のニーズ、化学エージェントの発癌性、内臓疾患・遺伝子異常の誘因性に対する懸念のため、プラズマ滅菌を用いた感染防止技術が注目を集めている。低圧力・大気圧プラズマ、パルス電磁界、放電由来の化学エージェント（オゾン）を用いる方法など、様々な方法が開発されているが、適合性と限界をよく理解して、その上で用いなければならない。例えば、熱・紫外線、イオンなどの影響を受けやすい対象は放電場での直接処理ではなく、長寿命ラジカルを用いたダウンフロー処理などが必要になる。滅菌包装との適合性、芽胞菌や日和見感染の病原性微生物を対象とした、プラズマ滅菌の作用機序・比較研究について述べる。

２．研究方法

プラズマ滅菌はラジカルによる化学的反応性による微生物細胞膜のエッチングと荷電粒子・紫外線発光によるＤＮＡ損傷など、多くの要因の相互作用による細胞の不活化である。プラズマ中における酸化は、非選択的に行われるため、細胞内毒素やクロイツフェルトヤコブ症の原因となる特定病原体なども無害化することができる可能性がある。一方、有機物による負荷効果によって効果が著しく減少するので、注意が必要である。

大気圧グローは、1987 年のプラズマ化学国際会議においてOkazaki等によって報告された技術である。Kogoma 等によって実用化されている[1,2] 大気圧あるいは減圧下のＲＦ放電による実験はLaroussi[3-5]、Montie[6]、Purevdorj[7,8]等、多くの研究者によって滅菌実験がなされている。滅菌効率は複雑なしくみによって決定されている。

動作周波数は：無線周波数、マイクロ波領域、低周波パルス、使用目的によって圧力領域を大気圧とする選択肢が存在する。大気圧下における高周波放電プラズマは、高い励起状態を実現することができる利点があるが、ガス温度の上昇の問題を解決しなければならない。

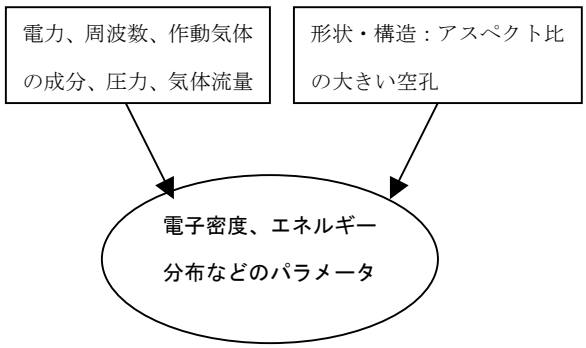


Figure 1 プラズマパラメータを決定する要素

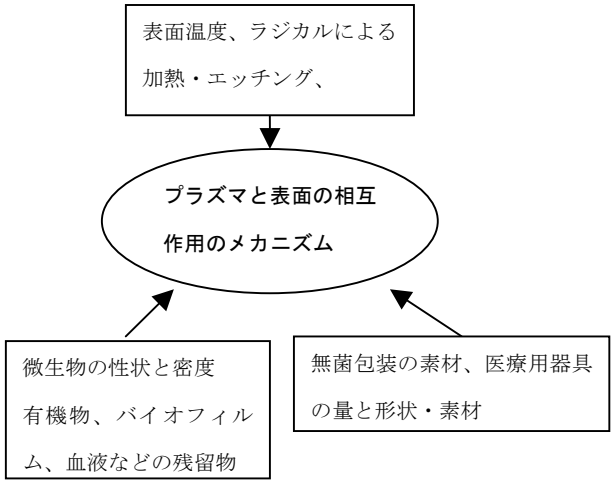


Figure 2 プラズマと処理対象の相互作用

滅菌効率を決定する実験要素は、有機物の影響、負荷効果である。周波数の異なる領域の放電プラズマは、装置設計診断方法、基本的な回路技術が異なる。さらに、滅菌の作用機序は酸化であるため、ベースのダメージとの妥協点を見出さなければならない。

２．１　プラズマ源

高周波プラズマ（大気圧）、マイクロ波プラズマ（低圧）、放電生成酸素ラジカル（大気圧）の比較研究を行っている[9-11)]。実験に用いた大気圧プラズマは工業用周波数の 13.56MHzで励起される。電極は、溶融石英によって表面が覆われた金属性であり、ヘリウム・酸素の混合気体中でプラズマが励起される。中性気体の温度上昇を低減するために、パルス変調した工業用周波数（27.12MHz）による大気圧プラズマ励起法などを開発した。試験中の大気圧ヘリウム放電を示す。

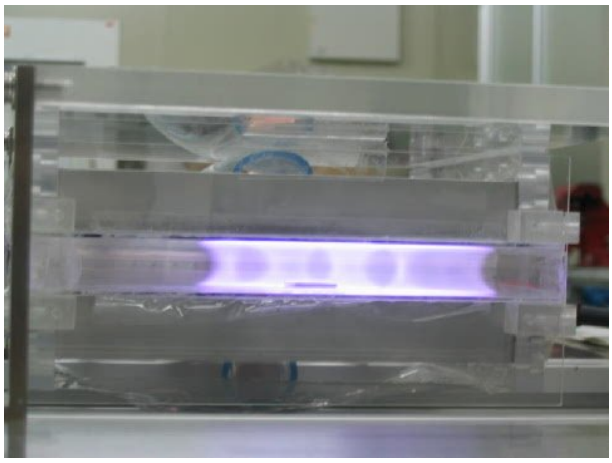


Figure 3 大気圧プラズマ

２．２　バイオロジカルインジケータ

大気圧下の高周波励起ヘリウム希釈酸素プラズマによって滅菌し、標準 Kill-Time を評価した。枯草のバイオロジカルインジケータに加え、感染性微生物の滅菌効果が評価された。使用された微生物は *Bacillus atrophaeus, Geobacillus stearothermophilus, Staphilococcus aureus* 等である。

培養には、ソイビーン・カゼイン・ダイジェスト培地が用いられ、無菌判定は液体培地の濁度（Turbidity）判定によって行われた[12)]

３．まとめ

枯草菌などのバイオロジカルインジケータとして用い、大気圧プラズマによって、多孔質のポリマーフィルム（無菌包装）の内部の芽胞菌を数分間の露出によって滅菌することができた。

希ガスを放電媒質に用いているため運転コストの点は未完成であるが、*Staphylococcus aureus* などの院内感染で問題となる病原性微生物に対しても有効な滅菌性能を示す。残留性の化学エージェントを用いていないため、発癌性などの懸念がない。化学薬品などの廃棄物による環境負荷が発生しないクリーンな技術である。

４．参考文献

1) Kogoma, M.: Journal of the Society of Plasma Science and Nuclear Fusion Research, Japan, 79 (10) , 1000 – 1001,, and, 1009 - 1015 (2003), (in Japanese)

2) Kanazawa, S., Kogoma, M., Moriwaki, T., and Okazaki, S.: Proc. Japan Symp. Plasma Chemistry, 3,1839, Tokyo (1987)

3) Laroussi, M.: IEEE Trans. Plasma Sci., 24, 1188 (1996)

4) Laroussi, M., Alexeff, I., and Kang, W. L.: IEEE Trans. Plasma Sci., 28, 1, 184 - 188 (2000)

5) Laroussi, M.:IEEE Trans. Plasma Sci., 30, 4, 1409 -1415 (2002)

6)) Montie, T., C., Wintetenberg, K. K., and Roth, J. R.: IEEE Transaction on Plasma Science, 28 (1),41 (2000)

7) Purevdorj, D., Igura, N., Shimoda, M., O. Ariyada, O., and Hayakawa, I.: Acta Biotechnol., 21, 333 (2001)

8) Purevdorj, D., Igura, N., Ariyada, O., and Hayakawa, I.: Letters in Applied Microbiology, 37, 31(2003)

9) Hiroshi Ohkawa, Tetsuya Akitsu, Kayoko Ohtsuki, Masatoshi Ohnishi, Masao Tsuji, and Masuhiro Kogoma, Submitted to Plasma Process, Polymer

10) Hiroshi Ohkawa, Tetsuya Akitsu, Kayoko Ohtsuki, Masatoshi Ohnishi, Masao Tsuji, and Masuhiro Kogoma, Journal of Advanced Oxidation Technology, 2004, July

11) 伴謙治　平成１５年度山梨大学卒業論文

12) Fourteenth edition of the Japanese Pharmacopeias, 1,Tokyo, Japan, B-628 (2001), (in Japanese)

成長ひずみ法を用いた人工股関節ステムのコーティング範囲についての検討

堀内忠一*，浜田良機*，杉山　肇*,水口義久*

*山梨大学

Investigation of Optimal Coating Area on Femoral Stem Using Growth-Strain Method

Tadahiro HORIUCHI, Yoshiki HAMADA, Hajime SUGIYAMA, Yoshihisa MINAKUCHI

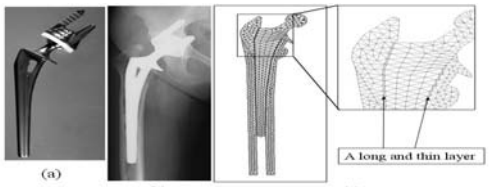
University of Yamanashi

1. はじめに

人工股関節ステムの良好な固定性獲得のため、多くの機種で表面にコーティングが行なわれている。一般にステム中枢部分にコーティングを行なうことが多い。しかし、コーティングの範囲についていまだ統一した考えはなく、ステム形状の違いによっても最適なコーティングの範囲は異なると考える。そこで我々は、２次元有限要素法を使った成長ひずみ法[1) 2) 3)]を用いて、コーティング部位による大腿骨中枢部の応力遮蔽（stress shielding）の状態を検討したので報告する。

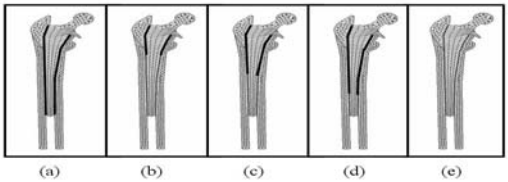
2. 方　法

まず、正常大腿骨と、Ｙ２型を挿入した大腿骨のＸ線写真を参考に、正常大腿骨と、ステム挿入大腿骨の２種類の有限要素モデルを作成した。そしてステム挿入モデルでは、ステムの大腿骨と接する境界面に一層の薄い領域を設定した。（図１）人工股関節のステムに対する基本的な考え方は、人工骨頭からステムに伝達される荷重応力はコーティング部分で骨皮質に伝達され、非コーティング部分では、荷重応力は骨皮質に伝達されにくいというものである。そこで境界面の１層の薄い領域のヤング率をコーティング部はステムと同様な 124Gpa、非コーティング部では軟い組織が存在すると考えてそのヤング率は 0.001Gpa と設定した。そしてこの２つの値を有する境界面の割合を変化させることで、コーティング範囲の違いを表現した。また界面に軟い組織が存在する領域では、ステムから骨皮質への荷重伝達がおこりにくいので、この領域では荷重負荷が充分に伝達されないとの条件を設定した。また、ステムと大腿骨はコーティング部でしっかりと固定されているのでステムの移動はおこらない。すなわち両者の位置関係が変化しないと仮定した。そしてヤング率を 124Gpa と想定したステム表層の範囲、すなわちコーティング範囲を (a)ステム全長、(b)ステム中枢 1/4、(c)中枢 1/2、(d)中枢 3/4 の４種類とコントロールとして(e)コーティングなしを加えた５種類と設定して解析をおこなった（図２）。成長ひずみ法では、各要素に発生する応力が、基準値より大きい場合には、膨張すなわち面積を増加させ、小さい場合は縮小して面積を減少させる。すなわちステム挿入モデルで応力遮蔽（stress shielding）が発生した場合は、要素に発生する応力は基準値より小さくなり、その要素の面積は減少する。臨床的には大腿骨中枢端での発生が一般的であるので、大転子部の海綿骨と小転子部の骨皮質の面積の増減を計算することで、応力遮蔽の程度を比較した（図３）。



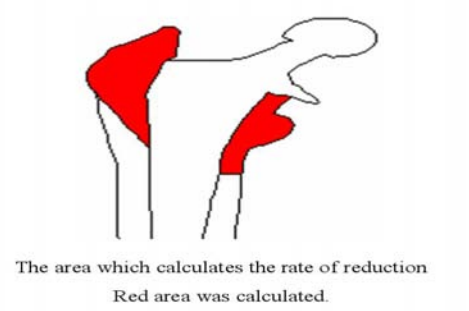
Model of type Y2 artificial hip joint
(a) Photograph of model Y2
(b) X-ray
(c) Finite element method model

（図１）



The range of coating
(a) Fully (b) Proximal1/4 (c) Half
(b) Proximal3/4 (e) No coating

（図２）

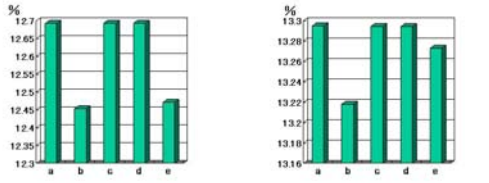


The area which calculates the rate of reduction
Red area was calculated.

（図３）

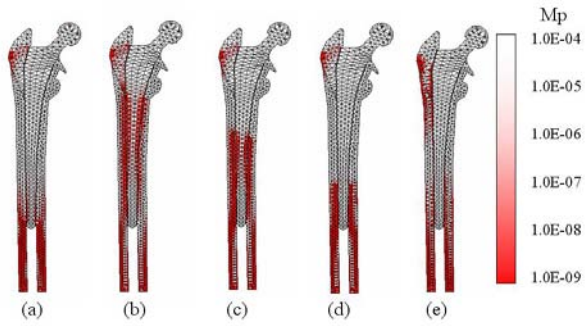
3. 結　果

大転子部の面積はすべてのモデルで減少していた。２００回解析後の面積減少の比率は、(a)12.69%(b)12.45%(c)12.69%(d)12.69%(e)12.47%であり、中枢 1/4 コーティングモデルがもっとも面積の減少が小さく、コーティングなしのモデルが次に小さかった。一方小転子部では(a)13.29%(b)13.21%(c)13.29%(d)13.29%(e)13.27%でありこちらも中枢 1/4 コーティングモデルがもっとも面積の減少が小さかった（図４）。この傾向は解析回数に関係なく、解析回数を増やすと面積減少の差は徐々に拡大していった。なお各モデルで１回目の応力解析時のひずみエネルギー密度分布図を見ると、ステムの骨頭部分に加えられた荷重はコーティングをおこなったモデルではコーティング部の末梢の部分で、コーティング無しのモデルではステム末梢部分で皮質骨に伝達されていると考えられた（図５）。



The rate of area reduction for every coating models
(1)The area of greater trochanter (2) The area of lesser trochanter
(a)Fully coating (b) Proximal 1/4 coating (c) Half coating
(d)Proximal3/4 coating (e) No coating

（図４）



Distribution of the strain energy density
The range of coating
(a) Fully (b) Proximal1/4 (c) Half (d)Proximal3/4 (e) No coating

（図５）

4. 考察

今回の解析では中枢 1/4 コーティングが大腿骨中枢部の stress shielding をもっとも起こしにくいと考えられ、他の機種とほぼ同様の結果であった。

5. まとめ

成長ひずみ法を用いてステムの最適なコーティングの部位の検討を行なった。Ｙ２型ステムでは中枢１／４コーティングが最適であると考えた。

6. 参考文献

１）畦上秀幸：成長の構成則を用いた形状最適化手法の提案（静的弾性体の場合）、日本機械学会論文集（A編）、５４－５０８：２１６７－２１７５、１９８８.

２）畦上秀幸、高見昭康：逆変分原理に基礎を置く成長ひずみ法（最大剛性形状へのアプローチ）、日本機械学会論文集（A編）、５６－５３０：２１６２－２１６８、１９９０.

３）下田昌利、畦上秀幸：成長ひずみ法によるソリッド体の形状最適化（体積、応力制約のためのＰＩＤ制御の導入）、日本機械学会論文集（A編）、６０－５７１：７６３－７６９、１９９４.

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

プラスチック光ファイバーセンサーを用いる呼吸状態モニタリング（1）

シャビーブ　ヌーリ，森澤　正之，武藤　真三

山梨大学大学院医学工学総合研究部

Breathing Condition Monitoring Using Plastic Optical Fiber Sensor（1）

Noori Al-Shabib, Masayuki Morisawa, Shinzo Muto

Interdisciplinary Graduate School of Medicine and Engineering, University of Yamanashi

1. はじめに

最近，環境の悪化などに伴う呼吸不全や無呼吸症候群の患者などが急増していて，社会問題の１つとなっている。特に，寝たきり老人や病人の呼吸状態や睡眠時無呼吸症候などに対しては家庭での常時あるいは夜間モニタリングが必要となってくるが，そのためには、老人や患者に負担をかけずに，かつ，簡単に取り扱える安価な呼吸状態モニタリングシステムの開発が不可欠と考えられる。このような条件を満足するものとして光ファイバーセンサーの利用が考えられる。特に，プラスチック光ファイバー（Plastic Optical Fiber：POF）センサーは，安全性が高く，安価，軽量，大口径で柔軟であり，取り扱いが簡単であるなどの特長を有しているので有用性が高い。そこで本研究では，呼気中の水分に対して膨潤性を示す混合ポリマーをクラッドとするリーキー・導波変換 POF 型センサーを作成し,これを用いた呼吸状態光モニタリングの有効性を検証する。

2. センサヘッドの構造と動作原理

本センサーは呼気水分によるPOF型センサーヘッドのリーキー構造から導波構造への変換を用いている。その構成としては，市販のPOF（0.5mmφ－PMMAコア，n_1=1.49)を用いてその一部(長さ数cm)のクラッド層を適当な有機溶媒で溶かして除去し，代わりに，呼気中水分に対して膨潤性を示すHydroxyethyl Cellulose(HEC,n=1.51)をセンシティブクラッド層として 1～数μmの厚さでディップコートした。その際，膨潤性クラッド層(薄膜W)の初期屈折率n_2をコアの屈折率n_1よりわずかに大きく設定しておくと，検知対象の水分がない状態では$n_2>n_1$でリーキー構造となっているため，センサーヘッドからの出力光強度は小さい。しかし，検知対象が存在するとコアに接する位置での膨潤性クラッドの屈折率$n_2(W,t)$は低下して，$n_2(W,t)< n_1$となり，センサーヘッドは導波構造に変化するので出力光強度は急激に増加することになる[1]。その際，クラッドとコアの初期屈折率差$\Delta n=n_2-n_1>0$ が小さいほどリーキー構造から導波構造への変換が容易であることから、Poly-vinylidenefluoride(PVDF,n=1.42)を混合比HEC:PVDF=4:1 でセンシティブクラッドに混合し，このΔnを十分小さくした。加えて，PVDFの疎水性によってHECの膨潤状態を素早く元に戻すため、速い応答性も期待される。これらの様子をモデル的に示したのが**図** 1 である。

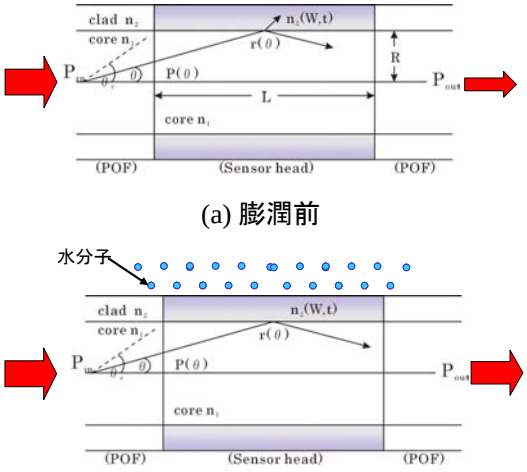


図 1.リーキー・導波変換 POF 型センサーの動作モデル

測定システムを**図** 2 に示す。口から約 2cm 離れたセンサヘッドに呼気をかけるとクラッド層の屈折率が低下し、センサヘッドはリーキー構造から導波構造へ変換するので、LED 光の透過光強度は増加する。それをフォトダイオードで受光し、毎 0.05 秒サンプリング値をとって透過光強度変化を測定

する。

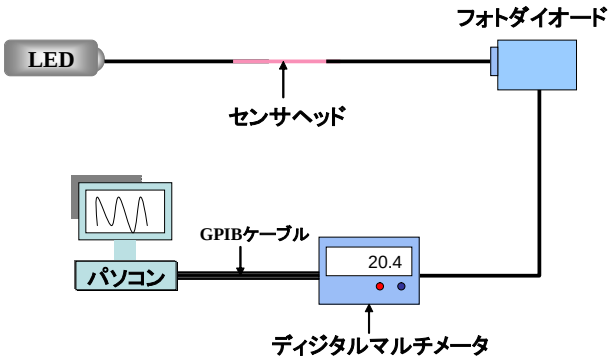


図 2. 測定システム

3. POF 型光呼吸状態モニタリング

図 3.に，安静時(1 分間 20 回)における本システムによる呼吸状態のモニタ波形を示す。

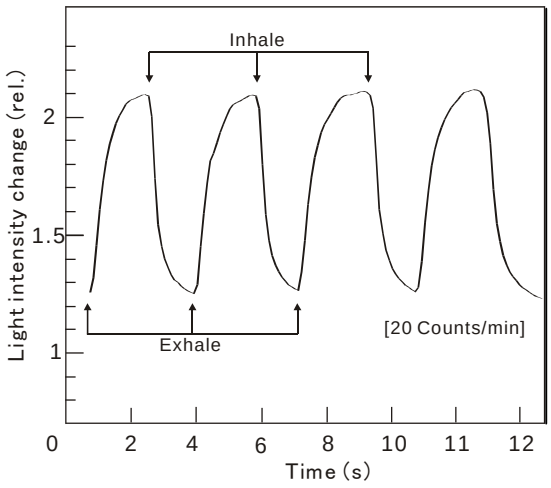


図 3.安静時の呼吸波形

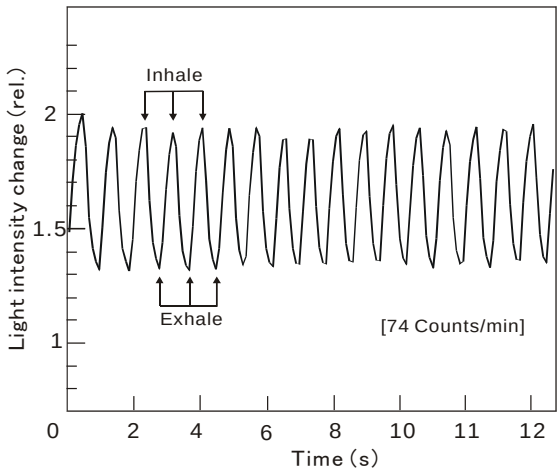


図 4.不安静時の呼吸波形

また，図 4. には 1 分間 74 回という速い呼吸モニタ波形を示す。立ち上り，立下りとともに良好で，呼吸による呼気中水分変化に実時間で応答している。また，長期時間にわたる測定も行ったが，センサー応答の劣化などの変化は見られなかった。

呼気後、息を止めた状態（無呼吸状態）の測定結果を図 5 に示す。定常呼吸時の最低透過光強度を 1 として、それ以下を無呼吸状態と定義すると、数秒で無呼吸状態の検知が可能である。また図 6 のように咳をしたときの透過光強度は一時的に強くなり，咳や痰詰まりなどのよる瞬時呼吸波形の乱れも観測できた。これらの結果から，種々の呼吸状態の非接触モニタリングが可能であることが確認された。

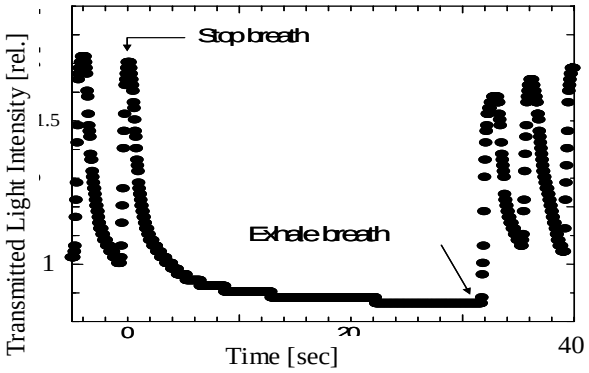


図 5.無呼吸状態の呼吸波形

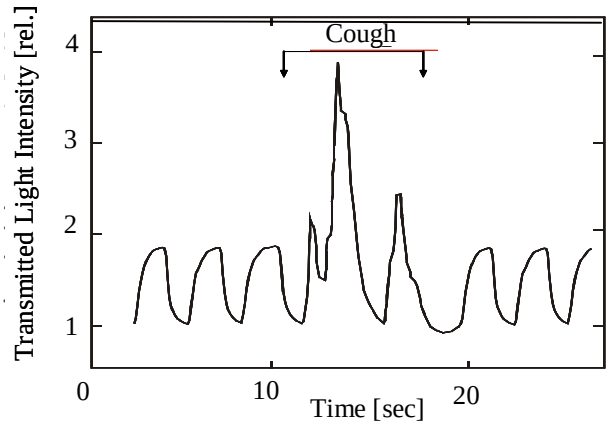


図 6.咳をしたときの呼吸波形

4. まとめ

POF 型光センサーを用いた呼吸状態光モニタリングシステムを試作し，種々の呼吸状態や呼吸数の自動計測なども可能であることが実証された。本システムは簡便かつ安価に構成でき，実用応用も十分に期待できる。本研究の一部は文科省科学研究費(16560362)の補助による。

5. 参考文献

1) S. Muto, O. Suzuki, T. Amano and M. Morisawa: A plastic optical fibre sensor for real-time humidity monitoring, Meas. Sci. technol. **14**, 746/750 (2003).

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep．2004)

呼吸リズム計測方法に関する研究

塩入 寛之*，荒井 善昭*

*長野工業高等専門学校

Measurement of the Respiratory Rhythm

Hiroyuki Shioiri*, Yoshiaki Arai

*Institute of National Collages of Technology .

1. はじめに

近年健康に関する関心の高まりを背景に，様々な健康器具，装置が開発されている．呼吸はヒトの生理的指標の中で，最も代表的なものであるが，計測によって有意な情報を得ることが難しいと考えられているためか，日常的にはほとんど計測利用されていない．

最近は睡眠時無呼吸症候群に関連し，睡眠時の呼吸計測に関しては多くの試みがなされている．今後は睡眠時のみならず，呼吸に関してさらに関心が向けられ，研究されていくものと考えられる[1)]．本研究では昼夜を通して呼吸のリズムを計測する手法を検討した．

2. ゴムバンドセンサによる計測

現在までに呼吸リズムの検出を行う方法として伸縮によって抵抗値が増減するゴムセンサを体幹部に巻く方法，サーミスタを鼻に装着し，呼吸に伴う温度変化を計測する方法がある．後者は比較的精度よく計測できるが，日常的な計測としては不向きと考えられる．そこでまずゴムバンドを用いた計測を試みた．

2.1. 吸気・呼気時間

ゴムセンサを用い一日の呼吸リズムデータの計測を行った．センサの性格上からだの物理的な状態により，レベルが変化するため，絶対的なゴム長変化は，必ずしも呼吸量には関係しないため，吸気時間・呼気時間に注目し解析を行った．

図１は１日の呼吸数変化を表したグラフである．横軸のゼロの点が午前 0:00 である．呼吸数は就寝中はかなり減少すると考えていたが，この結果では昼間に比べあまり変化が見られなかった．図２は気(吸気時間/呼気時間)×100 の値を表した．グラフの両端の就寝中にはこの値が小さくなっているのがわかる．

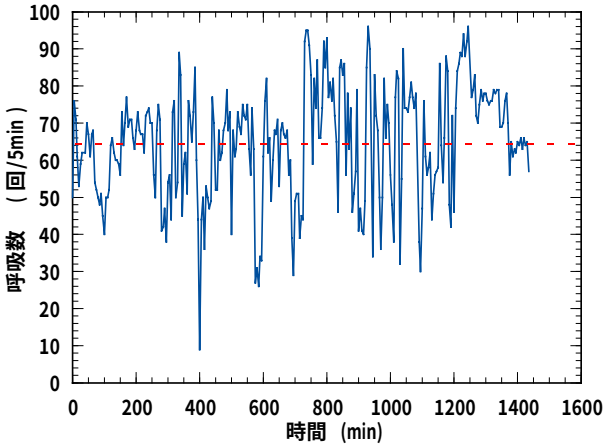


図１ 呼吸数の変化

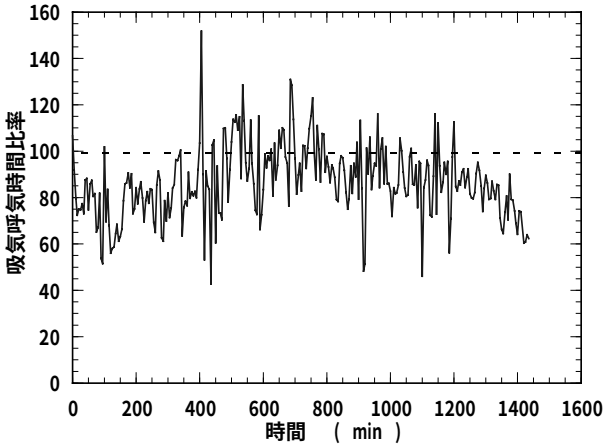


図２ 呼気に対する吸気の割合

3. 音による計測

ゴムバンドセンサを用いた計測では，わずかな体の動きに対し，ノイズとして混入しやすいため，信頼性に問題がぬぐいきれない問題がある．異なる計測方法として，呼吸に伴い体に発生する音を利用し，計測する方法を考えた．日常的に空気中を介して，

呼吸音を検出するのは雑音が大きく, 不可能である. そこで対表面から直接音を拾い計測を行った.

3.1. 計測部位の検討

体表面の部位によって呼吸音量に差があると考え検出にはどの部位が最適であるのか図 3 に示す部位にて検討を行った.

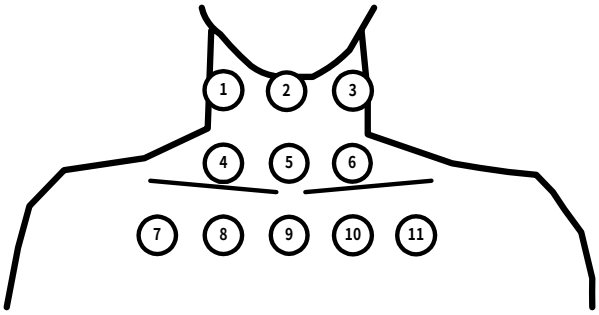


図 3 部位

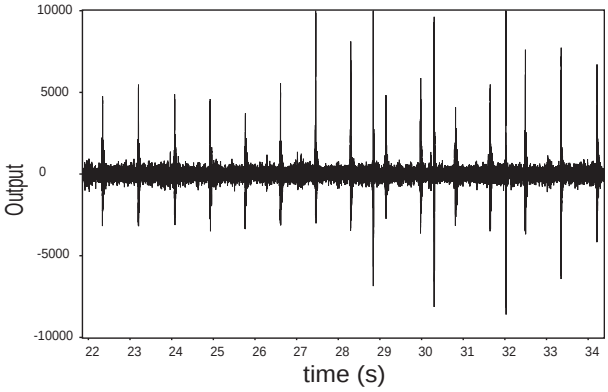


図 4 部位⑦～⑪

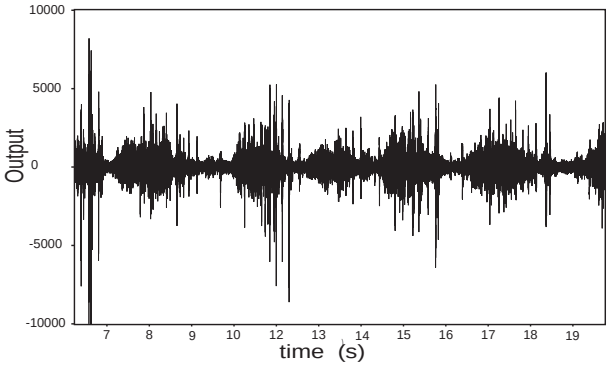


図 5 部位①～⑥

図 4, 図 5 に示すように頚部において呼吸音がよく検出され, 胸部ではあまりはっきりとした呼吸に伴う波形は計測されなかった.

3.2. 吸気・呼気時間の判別

呼吸音に関しても体の物理的な状態により, 同じ呼吸量であっても音量が変化してしまうため, 呼吸量に関しての検出は難しいと考えられる.

そこでゴムバンドセンサと同様に吸気･呼気時間の計測が可能であるか検討した.

音の生データから吸気, 呼気ともに対応する波形の振幅が増加しているのがわかる. おおむね相対的に呼気に比べ吸気に音量が大きいといえるが, 場合によっては呼気の振幅が大きい場合もあり, 判別が難しい場合もある. そこで呼気, 吸気のスペクトルに違いが見られるのか解析を行った.

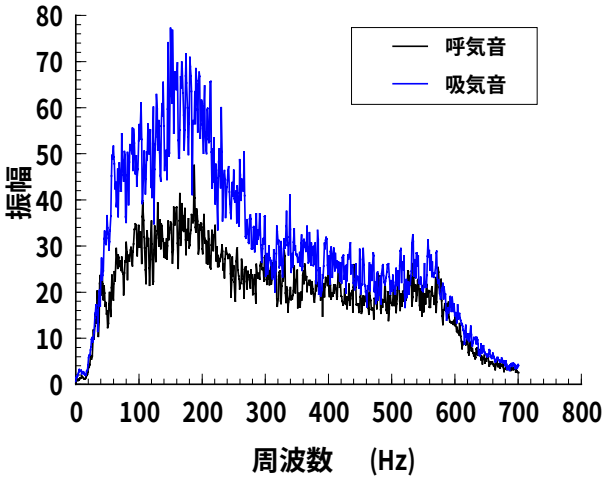


図 6 吸気・呼気時の平均音スペクトル

図 6 より, 吸気音では約 80 から 300Hz の音が平均的に大きく出現することがわかった.

4. まとめ

ゴムバンドセンサを用いた場合の呼吸計測では, 僅かな体動によるノイズの影響が大きく日中の計測には不向きであるが, この方式により吸気時間, 呼気時間に着目した呼吸解析の可能性を得た. さらに音による呼吸計測によっても, 吸気呼気の時間を検出できる可能性を得た.

今後は, データ量を抑えながら, 終日呼吸データを記録し, 解析する方法を検討したい.

5. 参考文献

1) 梅沢章男:ストレス刺激に対する呼吸活動の変容, 生理心理, 9(2), 43/55(1991)

換気カプセル方式流量補償型発汗計の開発

平林 司崇*，坂口 正雄*，小野 伸幸*，中島 浩二**，黒田 地弘**，大橋 俊夫***

*長野工業高等専門学校，**（株）スキノス，***信州大学大学院

Development of ventilation capsule system flux compensation type perspiration meter

Moritaka HIRABAYASHI*，Masao SAKAGUCHI*，Nobuyuki ONO*

Koji NAKASHIMA**，Kunihiro KURODA**，Toshio OHASHI***

*Nagano National College of Technology，**SKINOS Co., Ltd.，***Shinshu University graduate school

1. はじめに

我々は、カプセルに供給する自然空気湿分およびカプセルを経由した皮膚蒸散水分を含有した空気湿分の差分演算を行う差動増幅器の出力に、カプセルへ定常的に空気を送風するための励振電圧を加算して、エアーポンプ駆動電力増幅器を駆動し、差動増幅器出力が一定になるようにポンプ供給電力を制御する空気流量補償型発汗計を開発した。

2. 方 法

換気カプセル方式流量補償型発汗計のブロック図を図１に示す。本装置は従来法と同様な差分方式換気カプセル法による発汗計[1)]であるが、自然空気湿分と皮膚蒸散水分を拡散した空気湿分との差が一定になるようにカプセルに供給する空気流量を制御する。すなわち、両気湿の差分演算を行う差動増幅器の出力と、カプセルに定常的に空気を送風するための励振電圧を加算して電力増幅器に供給し、エアーポンプを駆動して差動増幅器出力が一定になるようにポンプ供給電力を制御する。加算器の出力信号は基線レベル調整回路内蔵の増幅器を経て皮膚蒸散水分(汗)出力として取り出される。

3. 動作特性

3.1. 基準流量差による応答特性

図 2 は、カプセルに供給する基準流量を 100～250[ml/min]の間で 50[ml/min]間隔で変化させたときの本装置の出力応答時間を測定した結果である。

各基準流量において立ち上がり時間にほとんど変化は見られなかったが、立ち下がり時間は流量が多い方が好特性を示した。なお、本装置は基準流量を SKK-2000 と同流量（200[ml/min]）とした。

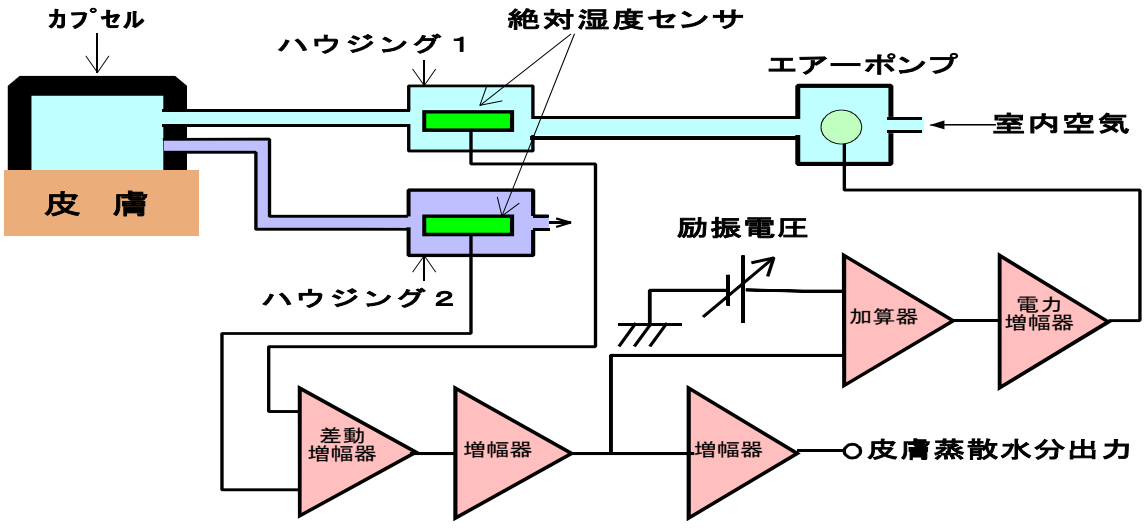


図１ 装置のブロック図

3.2. 従来装置（SKK-2000）との応答特性比較

3.1.と同様な方法で従来装置（スキノス SKK-2000）との応答特性を比較した結果を図 3 に示す。本装置の立ち上がり時間、立ち下がり時間は、それぞれ従来装置装置の約 1/2、3/4 に改善された。改善要因として、本装置は、皮膚水分出力の増加に伴いカプセル供給空気流量が増加する構造となっているためである。

4. 実験

4.1. 出力特性（流量一定）

図 4 は本装置のカプセル供給空気流量を SKK-2000（スキノス）と同一条件（常時 200[ml/min]）で、運動時（20 歳男子学生・ステップ運動）におけるヒトの前胸部発汗変化を測定した結果である。本装置の計測値は SKK-2000 の約 2 倍に計測されるものの、相似した結果が得られている。

4.2. 出力特性（流量可変）

図 5 は本装置と SKK-2000 で同時に運動時（図 4 と同様の実験）におけるヒトの前胸部発汗変化を測定した結果である。本装置はカプセル供給空気流量を一定にした場合と比べ装置出力が大きく減衰している。この現象の要因は、皮膚表面からの水分検出量（発汗量）の上昇に伴いカプセル供給空気流量も増加しているためカプセル内の湿度変化が小さくなること、空気流量の増加により水分（汗）が速く乾いてしまうためであると考えられる。

5. まとめ

本装置は、従来装置と比較して応答特性において優れている（図 3）。オープン系の発汗計測（図 4）に対し、帰還系を形成した多量な空気送風は発汗の発現に影響を与えるものと考えられる（図 5）。

6. 参考文献

1) 坂口正雄他“差分方式皮膚蒸散量計の開発,” 発汗学, Vol.6,No.1,pp.2‐6, 1999.

2) 坂口正雄他“２チャネルディジタル表示発汗計の応用‐ヒト各部位の発汗量計測‐,”信学技報,MBE2000-57,pp.31-36,Sept.2000.

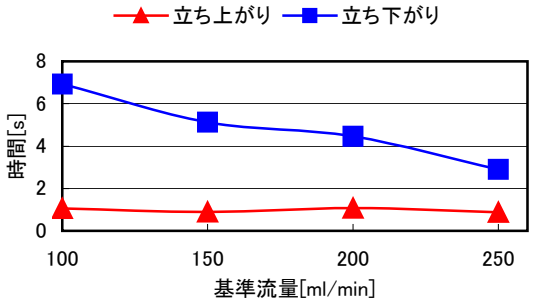


図 2 基準流量の差による応答時間比較

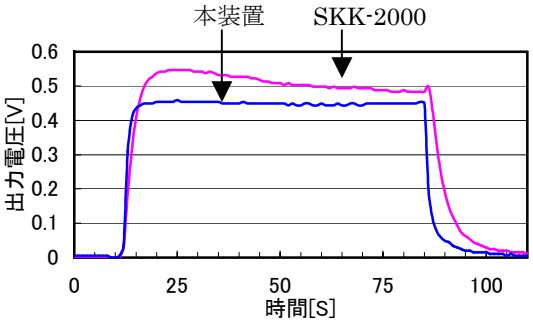


図 3 応答特性比較図

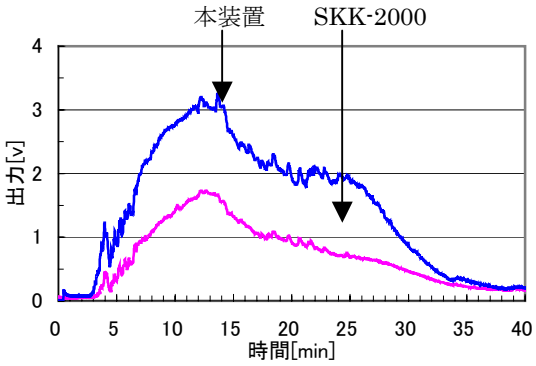


図 4 ヒト前胸部発汗量計測

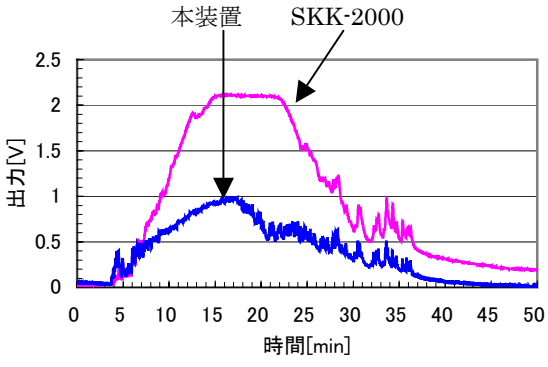


図 5 ヒト前胸部発汗量計測

赤外分光法を用いた非侵襲血糖値測定センサの開発

○田村 一人*，藤田 圭一*，兼子 亘*，森川 智隆*，石澤 広明*，鳥羽栄治*

*信州大学繊維学部

Noninvasive measurement of blood glucose based on infrared spectroscopy

○Kazuto Tamura*, Keiichi Fujita*, Wataru Kaneko*, Tomotaka Morikawa*, Hiroaki Ishizawa*, Eiji Toba*

*Shinshu University

1. はじめに

今日，食生活の西欧化による栄養過多，運動不足，などにより，糖尿病患者の数は，増加の一途をたどっている．我が国では糖尿病予備軍も含め約 2360 万人の人々が糖尿病の危険性にさらされており，重大な問題となっている．このような糖尿病患者は，生存のためにインシュリン療法が必要である．しかし，現状では，血糖値測定の際に血液を採取する必要があるため，患者の負担が大きく，さらに１日に何回も血糖値測定を行うことの苦痛や，感染症の危険性などの問題点を含んでいる．そこで本研究では，このような問題点を解決するための一手法として，糖尿病患者の血糖値を非侵襲で測定可能な非侵襲血糖測定システムの開発を試みた．

2. 測定原理

本研究では赤外分光法[1)]を用いて血糖値を測定している．これは,測定対象に含まれる分子の振動によって,赤外領域における光の吸収現象を利用して測定対象物の定性,定量評価を行う手法である．また，赤外吸収は,吸光度で表すことができLambert-Beer則を用いて血糖値の定量評価を行うことが可能となる．

3. 実験方法

3.1. 測定装置

本研究では，フーリエ変換赤外分光光度計(IR Prestige-21:島津製作所)を用いて，ヒトの中指の赤外吸収スペクトル測定を行った．この測定システム構成を Fig.1 に示す．

3.2. 非侵襲血糖値測定

本研究では，糖負荷試験後にフーリエ変換赤外分光光度計を用いた ATR 法により，被験者の中指を測定部位として赤外吸収スペクトルを測定した．またその際に，個人的な測定誤差を除去するための手法(内部標準法)としてスクワランオイル(ALOVIVI)を測定部位である中指の表面に塗布して実験を行った．なお，比較参照用測定器として，GOD/POD 法による血糖値の侵襲型測定器であるメディセーフ(テルモ株式会社)を使用した．

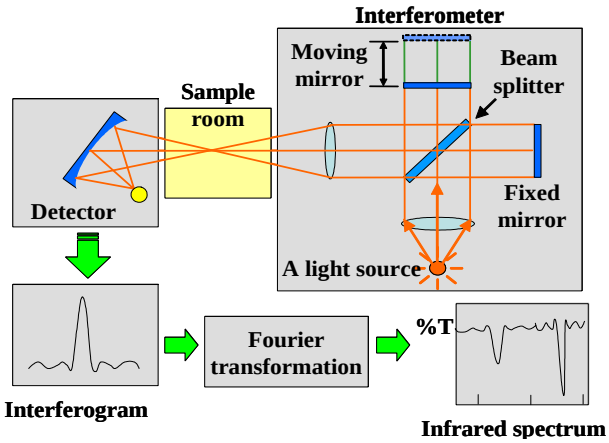


Fig.1 Schematic diagram of FT-IR

3.3. PLS 回帰分析

PLS 回帰分析とは，重回帰分析において生じる多重共線性などの固有の欠点を避けて定量分析を行う回帰分析法である．これは，主成分分析により情報の集約を行い，説明変数と目的変数に含まれる潜在的な因子を抽出して説明変数とするが，抽出の際，説明変数と目的変数を共に利用している．したがって，変数が含んでいる全情報を利用して回帰式を算出しており，高い予測精度が得られる．

本研究では，得られた中赤外スペクトルを説明変数とし，侵襲型測定器のメディセーフにより測定した血糖値を目的変数として PLS 回帰分析を行い，血糖値の予測モデルを構築している．

4. 実験結果

内部標準法として，測定部位である被験者の中指にスクワランオイルを塗布し，被験者 10 名に対して赤外吸収スペクトルを測定した．また，比較実験としてスクワランオイルを塗布しない状態での測定も行った．分解能 4cm^{-1}，積算回数 50 回で測定したスクワランオイルを塗布した状態および塗布しない状態のヒトの中指の赤外吸収スペクトルを Fig.2 に示す．

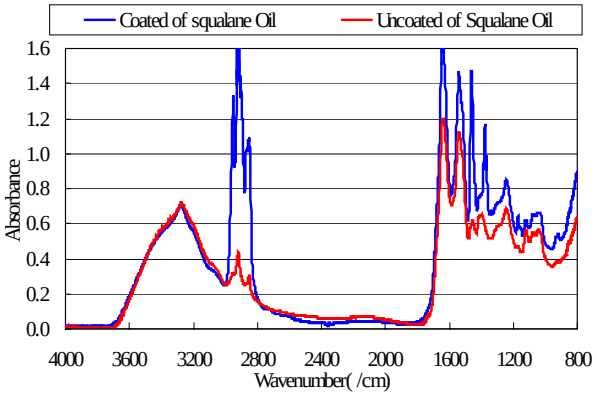


Fig.2 Infrared spectrum of coated of squalane oil and uncoated of squalane oil

Fig.2 より，スクワランオイルを塗布した場合，1500-950cm^{-1}付近では，1377cm^{-1},1462cm^{-1}にスクワランオイル特有の吸収ピークが確認できる．これらの吸収ピークはスクワランオイルを塗布しない場合には確認されず，これらの吸収ピークで内部標準法を適用することにより，個人差の影響が減少した状態での定量測定が可能になると思われる．

データ処理方法として，スクワランオイルを塗布した場合のスペクトルデータには，ATR補正および規格化(1462cm^{-1})を施し，PLS回帰分析を行った．また，比較実験のスクワランオイルを塗布しない場合のデータ処理としてATR補正および規格化(1640cm^{-1})を施してPLS回帰分析を行った．Fig.3 およびTable 1 にクラーク・エラーグリッドアナリシス法(EGA)[2]による結果を示す．

Fig.3, Table 1 より，スクワランオイルを塗布した方が塗布しない場合よりも相関係数・予測標準誤差(SEP)がよいことが判明した．また，EGA 結果を比較すると，スクワランオイルを塗布しない状態では，

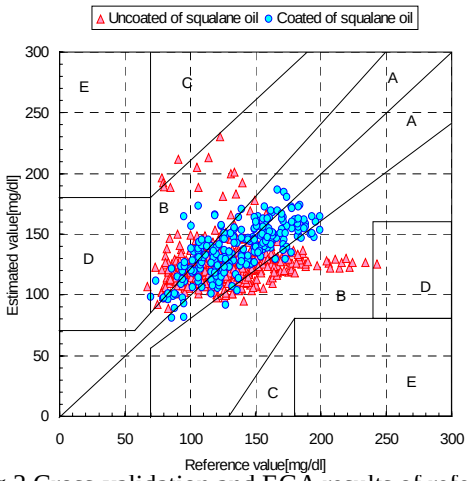


Fig.3 Cross-validation and EGA results of reference value versus PLS estimated value

Table 1 EGA result by PLS calibration

	Squalane oil	○	×
PLS result	PLS factor	7	1
	Correlation coefficient	0.694	0.065
	SEP[mg/dl]	21.1	34.8
EGA result	A zone	80.0%	57.4%
	B zone	20.0%	41.0%
	C zone	0%	1.4%
	D zone	0%	0.2%
	E zone	0%	0%

C,D zoneに存在してしまうため，臨床的には有効ではないが，スクワランオイルを塗布するとすべてのデータがA,B zoneに含まれるので臨床水準に達していることが判明した．この理由として，被験者の皮膚状態が一定になったこと，スクワランオイルの吸収ピークである 1462cm^{-1}で規格化したことで，皮膚表面の水分量の変化も含んだ状態でPLS回帰分析を行えたからであると考えられる．

5. まとめ

スクワランオイルを測定部位に塗布するという内部標準法を適用することにより，皮膚の表面状態による影響の改善がみられ，個人差の測定誤差を除去するための本手法の妥当性が確認された．

6. 参考文献

1) 尾崎幸洋,実用分光シリーズ② 赤外分光法,株式会社 IPC, p.13-25,44-49 (1998)

2) William L. Clarke et al., Evaluating Clinical Accuracy of Systems for Self-Monitoring of Blood Glucose, Diabetes Care,Vol.10,No.5,p.622-628(1987)

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

クヌギの生長と根の接地インピーダンス

○福馬 均*, 上條 岳穂**, 田中 京子**, 小山田 慎吾**, 庄村 茂**, 矢嶋 征雄**, 山浦 逸雄**
*信州短期大学, **信州大学 繊維学部

Growth and Grounding Impedance of Oak Roots

Hitoshi FUKUMA*, Takeho KAMIJO**, Kyoko TANAKA**, Shingo OYAMADA**, Sigeru SYOMURA**,
Masao YAJIMA**, Itsuo YAMAURA**
*Shinshu Junior College, ** Shinshu University

1. はじめに

樹木の生長は根の発達と共にあるので，土を掘り起こさずに非破壊的に根の発達状態が何らかの形で継続的にモニタできれば便利である．その方法として，土中における根の発達状態を接地インピーダンスという形で捕らえる方法がある[1,2]．また，樹木間の比較を行うためには，樹木の地表面レベルの幹半径を基準にとり，円板状金属接地電極の半径に換算する[3]．ここでは，幹径が異なる 12 本のクヌギの木を対象として根の接地インピーダンスを測定し，根の生長に関する評価を試みたので報告する．

2. 評価指標

2. 1. 根の等価半径

図 1 に樹木の接地モデルを示す．根の接地抵抗測定においては，幹の上部の電流注入用電極に電流 i を流し，その電極の真下を幹中心からの偏移角0°として偏移角90°の位置に取り付けたひとつの電位測定用電極により電位 v を測定すれば正確な接地抵抗値が得られる[2]．さらに，同様の電極配置により v と i とその位相差 θ を測定すると，接地インピーダンス $\boldsymbol{Z}$ は次式で求まる．

$$\boldsymbol{Z} = \boldsymbol{v}/\boldsymbol{i} = R + jX \qquad \theta = \tan^{-1}(X/R) \qquad (1)$$

ここで，R, X は各々接地抵抗，接地リアクタンスである．

接地インピーダンスは，一般に大地比低抗 ρ と接地電極の形状と寸法で決まる関数 $\boldsymbol{f}$ との積で表される[4]．大地比抵抗 ρ が既知ならば接地インピーダンス値から関数

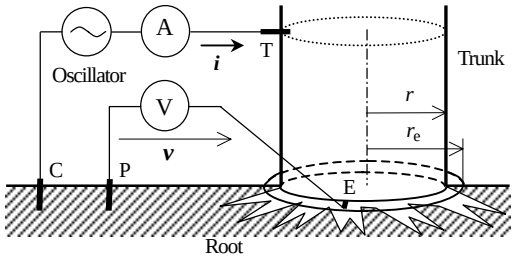


図1 樹木の接地モデル

$\boldsymbol{f}$ の値が求まり，形状と寸法に関する情報が得られる．しかし，樹根の場合は形状が複雑なので，関数 $\boldsymbol{f}$ を簡単な形で表すことはできない．そこで，根のサイズ等物理的なイメージと結びつけるため金属円板電極の半径に換算することを考える．地表面に接する半径 r の金属円板電極の接地インピーダンス $\boldsymbol{Z}_d$ は

$$\boldsymbol{Z}_d = \rho/(4r) \qquad (2)$$

で与えられる[4]．この場合，関数 $\boldsymbol{f}$ は1/(4r)である．一方，樹木の関数 $\boldsymbol{f}$ は樹木の接地インピーダンス $\boldsymbol{Z}_r$ を大地比抵抗 ρ で割ったものである．両者の $\boldsymbol{f}$ が等しいとすると，樹木の接地インピーダンス $\boldsymbol{Z}_r$ と等しい値をもつ金属円板電極の半径 r_e は

$$r_e = \rho/(4|\boldsymbol{Z}_r|) \qquad (3)$$

となる．ここで r_e を樹根の等価半径とよぶ．樹木の生育場所の大地比抵抗 ρ と樹木の接地インピーダンス $|\boldsymbol{Z}_r|$ を測定すれば，対象樹木の樹根の等価半径 r_e がわかる．根が地中によく発達し，根と土が電気的によくなじんでいれば r_e には根の影響が大きく表れると考えられる．樹木の生長と共に幹も太くなるので，幹の横断面を円形と近似した根元幹径に対する等価半径との比 r_e/r の変化も調べれば，樹木の生長に対する根の発達指標が得られる[3]．

2. 2. 等価半径と幹半径の比

樹木の接地インピーダンスは，幹径と等しい金属円板を幹に置き換えて根元以下の接地インピーダンスを測定したものと等価である．もし，この円板電極の下に根がなければ式(2)で示した円板による本来の値 $\boldsymbol{Z}_d$ が得られる．ところが，その下には，大地と異なる比抵抗をもつ根の組織が存在するので，樹木の接地インピーダンスは円板電極のそれと異なった値を示すはずである．根の比抵抗 ρ_r が大地比抵抗 ρ より大きいなら，等価半径は幹根元の実半径 r より小さくなる．すなわち，$r_e / r < 1$ となる．また，ρ_rが ρ より小

さいなら $r_e / r > 1$ となる. r_e / r をここでは単に半径比とよぶが, この値は幹根元の太さが同じ樹木であっても, 半径比の違いによって根の発達度合いは異なることを意味し, 根の発達に関するひとつの指標を与える.

３. 実験材料および方法

表 1 に実験対象の樹木および測定環境を示す. 樹木は信州大学附属大室農場に植栽されているクヌギ(Oak: *Quercus acutissima*) の 12 本を対象とした. 根元から幹径 *D* の２倍の高さにT電極を, T電極真下の地表レベル幹中心に対して 90° の偏移角のところにE電極を配置し, 接地インピーダンスを測定した. 補助電極P,Cは樹木の根元から各々5, 10 m 離して設置した. 樹木に取り付けるT, E電極にはステンレス製の釘(直径 1mm, 長さ 5 cm), P, C電極には通常の接地抵抗測定用金属棒を用いた. 接地インピーダンスの測定にはLCRハイテスタ(日置電機社製:3532 の４電極改造型)を使用した. 測定周波数は 575Hzである. 大地比抵抗ρの測定にはウェンナーの4電極法を用い[4], 測定器には上と同じものを使用した.

図 2 に測定対象のクヌギ林の写真を示す.

表 1 実験材料と大地比抵抗

Material		Hight m	Diameter cm	ρ Ωm
Oak	*Quercus acutissima*	6～18	11.8～38.2	36.9～66.1

Temperature: 26～28.5℃, Humidity: 49～69%, Soil temperature:19.8～21.3℃, Soil humidity:15～20.4%, Place: Ohmuro experimental farm of Shinshu Univercity, Measurement date: 7.27-8.9.2004

４. 結果および考察

図 3 に測定樹木の根元幹半径 r に対する等価半径 r_eの分布を示す. 全体的にみると, 幹半径の増加に伴い等価半径は増加傾向にある. これは生長して幹が太くなれば当然根も大きくなる. 根が大きくなれば樹木周りの土壌に根が占める領域が拡大することになり, 式(3)に表されている樹木の接地インピーダンス $|\mathbf{Z}_r|$ は小さくなり, よって樹根の等価半径 r_e は大きくなる. この関係を幹半径 r のべき関数であると仮定し最小2乗法によってそれを求めると, 等価半径の増加は幹半径の約1.5乗に比例した.

図2 測定対象のクヌギ林

図 4 は幹半径 r に対して半径比 r_e / r をプロットした結果を示す. 半径比は 1 より小さくなった. この理由としては根にも表皮があり, このインピーダンスのため根の平均的な比抵抗 ρ_r が大地比抵抗 ρ より大きくなったためと考えられる. なお, 回帰直線の傾斜は1.53を示した.

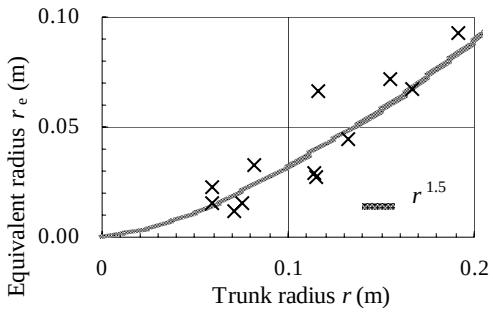


図3 幹半径に対する等価半径

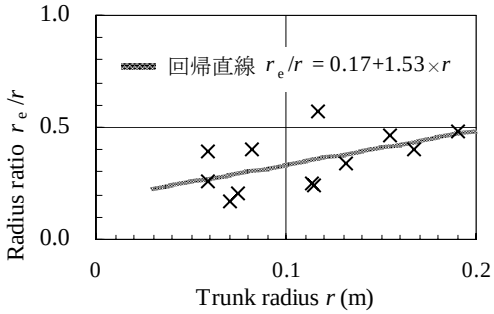


図4 幹半径に対する半径比

５. まとめ

樹木の生長に伴う根の発達を評価するために, クヌギを測定対象にとり, その根の接地インピーダンスを測定した. これから, 樹木の地表面レベルの幹半径を基準にとり, 樹根の等価半径および等価半径と幹半径との比を計算した. その結果, 等価半径の増加は幹半径の約1.5乗に比例し, 等価半径と幹半径との比は 1 以下であった. これら等価半径 r_e および半径比 r_e / r は根の生長に関する評価を行う上で有効である.

参考文献

1) 山浦逸雄, 萩本鉄, 矢嶋征雄, 田中京子, 福馬均 : “樹木の接地インピーダンス測定法,” 電学論 C, Vol.120-C, No.3, pp.434-439, March 2000.
2) 福馬均, 田中京子, 山浦逸雄 : “樹木の接地抵抗測定における幹電極配置に関する検討,” 電学論C, Vol.122-C, No.7, pp.1159-1165, July 2002.
3) 福馬均, 田中京子, 山浦逸雄 : “樹木の接地抵抗評価法,” 電学論C, Vol.123-C, No.3, pp.629-630, March 2003.
4) 川瀬太郎: “接地技術と接地システム,” オーム社, 1993.

窓清掃ロボットの吸盤の吸着力について

劉　基宏*，小崎考平*，田中京子*，山浦逸雄*
*信州大学　繊維学部

Analytical Modeling of Suction Cup Used for Window-Cleaning Robots

Jihong Liu*，Kouhei Kozaki*，　Kyoko Tanaka*，　Itsuo Yamaura*
*Faculty of Textile Science and Technology，Shinshu University

1.　はじめに

ヒトの手の届かない窓ガラスの清掃は困難と危険が伴う作業であるので, 人手に代わるものとして壁面移動ロボットが注目されている. 吸盤システムを備えた脚によってガラス表面を移動する方法が主として採られるが[1),2)]，吸盤の実際の吸着力は吸盤面積から計算した値より小さくなるという問題が指摘されている[3)]．このため，本研究では安全なより窓清掃に適した吸盤システムの開発を目指して, 窓清掃ロボットの吸盤の吸着力を解析し, 上の原因を究明することを目的とする.

2.　吸盤の吸着力の計算

取り扱う吸盤のモデルをFig.1 に示す．座標の原点は吸盤が球の一部したときのその球の中心とする．Q_1は吸盤の表面の点で，Q_1Q_0は被吸着体表面に垂直である. 吸盤材料は均質で線形弾性体，薄い殻だと考える.

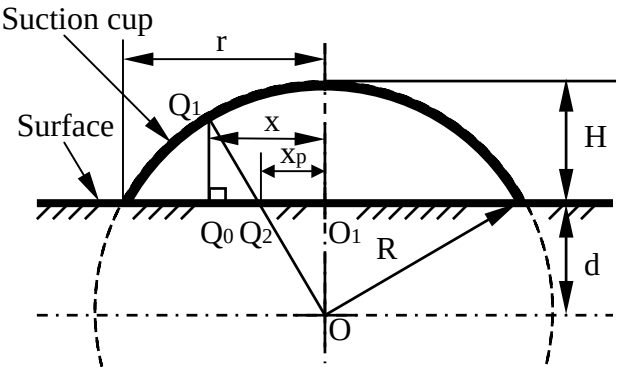


Fig.1 Geometry of suction cup

$\vec{F}$ を外力，$\vec{u}$ を殻の変位とすると，ラメの理論[4)] から方程式（１）が成り立つ.

$$(\lambda+\mu)\nabla(\nabla\bullet\vec{u})+\mu\nabla^2\vec{u}+\vec{F}=0 \qquad (1)$$

ここで，λとμはラメの定数である．λは次式で与えられる.

$$\lambda=\frac{\mu(E-2\mu)}{3\mu-E} \qquad (2)$$

λの式中，Eはヤング率である．球面極座標を用い，変位$\vec{u}$ を求めることができる．吸盤内の真空度がpのときの吸盤の厚さをh で表わすと，半径Rの吸盤球半径方向の変位u_rは

$$u_r=\frac{p}{\left(R-\frac{h}{2}\right)^{-3}-\left(R+\frac{h}{2}\right)^{-3}}\left\{\frac{\left(R+\frac{h}{2}\right)^{-3}}{3\lambda+2\mu}R+\frac{R^{-2}}{4\mu}\right\} \qquad (3)$$

上式においてhの２乗以上の項の値は無視できるほど小さいので近似的に上の式は次のようになる.

$$u_r\cong\frac{pR^2(1-\nu)}{2Eh} \qquad (4)$$

ここで，νはポアソン比である．吸盤壁の最大変位は被吸着体表面までである．この条件を考えると，吸盤壁の吸着点Q_2と吸盤の中心O_1との距離x_pは次式から得られる.

$$x_p=R\sin\left\{\arccos\frac{2Ehd}{2EhR-pR^2(1-\nu)}\right\} \qquad (5)$$

dはFig.1に示す吸盤球の中心から被吸着体表面までの距離である．吸盤が被吸着体表面に吸着したとき，空気がその内部から漏れないとする. 吸盤が被吸着体と接触している部分は, 吸着開始時の真空度のままであると考えると, 吸盤と被吸着体の間の真空度分布は次のようになる.

$$g=\frac{2Eh}{1-\nu}\left(\frac{1}{R}-\frac{d}{R\sqrt{R^2-x^2}}\right)=\frac{2Eh}{R(1-\nu)}\left(1-\frac{d}{\sqrt{R^2-x^2}}\right) \qquad (6)$$

したがって, 吸盤と被吸着体表面間の吸着力は次式より求まる.

$$V=\int_0^{\sqrt{R^2-d^2}}pds=\pi x_p{}^2p+\int_{x_p}^{\sqrt{R^2-d^2}}\frac{2Eh}{R(1-\nu)}\left(1-\frac{d}{\sqrt{R^2-x^2}}\right)\times2\pi x dx$$

$$=\pi x_p{}^2p+\frac{2\pi Eh}{R(1-\nu)}\left(R^2-d^2-x_p{}^2\right)+\frac{4\pi Ehd}{R(1-\nu)}\left(d-\sqrt{R^2-x_p{}^2}\right) \qquad (7)$$

上から, 吸盤の吸着力は吸盤面積より計算した結果より小さくなることが分かり, この差は次式で表わされる.

$$\Delta V=\pi(R^2-d^2)p-\pi x_p{}^2p-\frac{2\pi Eh}{R(1-\nu)}\left(R^2-d^2-x_p{}^2\right)-\frac{4\pi Ehd}{R(1-\nu)}\left(d-\sqrt{R^2-x_p{}^2}\right) \qquad (8)$$

すなわち, 吸盤変位を考えない場合に比べると，変位によって吸着力は小さくなる.

3.　数値シミュレーション

Spare-203 型吸盤（レック株式会社）で数値シミュレーションを行った．吸盤の半径 R は 27.5 mm, 厚さ h は 0.65 mm, 吸盤の高さ H は 8.5 mm である．E は

1000 から 5000 kPa まで， νは 0.49 と仮定した．ポンプの真空度 p を 0 から-200 kPa までとし，この範囲内において理論値を計算した．

4. 結果および考察

Fig.2 は真空度と吸盤表面の垂直方向最大変位の関係を示す．変位は真空度に対して線形的に変化する．材料のヤング率 E の違いによって傾きは異なる．ヤング率が大きいほど，傾きは小さくなる．

Fig.3 は真空度と吸盤の中心から吸着点までの距離 x_pとの関係を示す．吸盤の真空度が高くなるとともに x_pは短くなる．また，Eが大きければx_pは長くなる．いずれの材料においても，ある真空度でx_pは 0 になる．

Fig.4 は吸盤内壁がすべて被吸着体表面に吸着しているときの距離 x に対する真空度分布である．結果から，吸盤の最大真空度は吸盤の材質によって定まり，E が大きければ最大真空度は高くなる．吸着界面の圧力は分布をもち，吸盤の端に近づくにつれて真空度は急速に低くなる．

Fig.5 はポンプの真空度と吸盤の吸着力との関係を示す．真空度が低いとき，吸盤の吸着力は真空度が高くなるとともに大きくなるが，ある真空度以上になると，吸着力は変化せず一定となる．吸盤の最大吸着力は吸盤の材質によって決まる．よって，真空度分布は吸盤の性質と関係が深く，ポンプの到達真空度だけを高くしても，吸着力は大きくなるとは限らないことが分かった．

5. まとめ

本研究により，吸盤の吸着力が面積による計算値より小さくなるという原因は吸盤の弾性的性質に基づくものであることが分かった．すなわち，吸盤が変位した後，被吸着面の表面と吸着部分の間の圧力は分布をもつ．このときの真空度分布によって，吸盤の吸着力は吸盤面積から計算した値より小さくなってしまう．ここで示した計算方法は，安全なより窓清掃に適した吸盤システムを開発するために有効である．また，この方法は窓清掃ロボットに限らず，広く吸盤を使用する機器システムに適用できる．

今後の課題としては，吸盤表面の微細な気流場に工夫を行い，吸盤の吸着力をさらに大きくすることである．

参考文献

1) J. Zhu, D. Sun & S. Tso: Journal of intelligent and robotic systems, **35**, 427/444 (2002)
2) G. L. Rosa, M. Messina & G. Muscato: Mechatronics, **12**, 71/96 (2003)
3) B. Bahr, Y. Li & M. Najafi: Journal of Computers Electrical Engineering, **22**, 193/209 (1996)
4) S. Maezawa: Theory of Elasticity (1st ed.), Morikita. (1970)

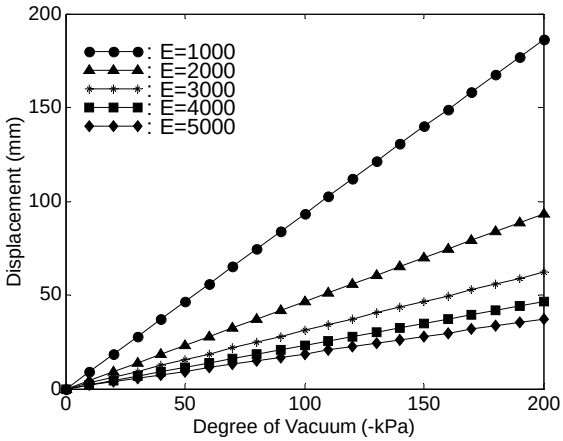


Fig.2 Displacement of inner surface of suction cup to degree of vacuum

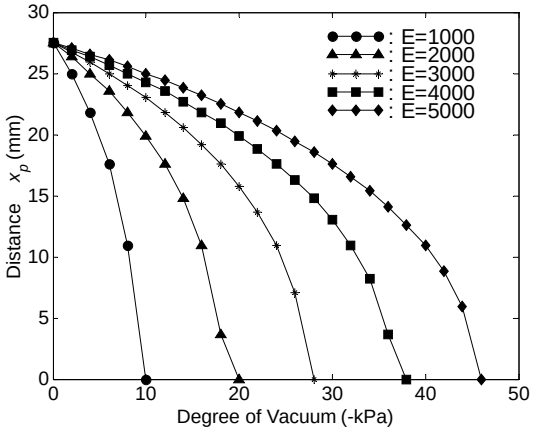


Fig.3 Distance x_p from center of suction cup to degree of vacuum

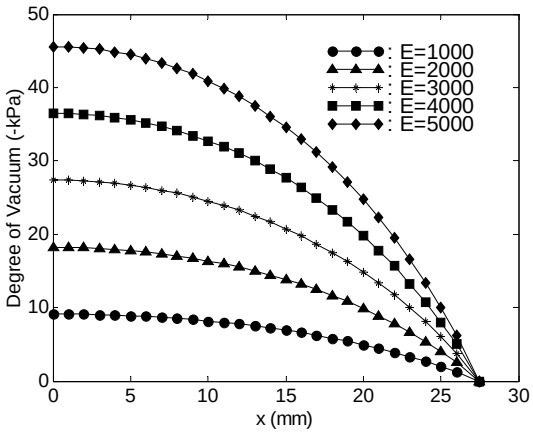


Fig.4 Distribution of negative pressure of suction cup to distance x

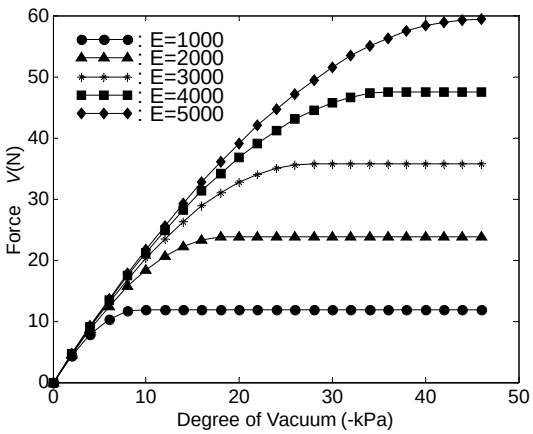


Fig.5 Changes of force according to the degree of vacuum

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

連続迅速自動固定包埋装置

(ティシュー・テック® エクスプレス™)

中村邦久*、恩田和人**

*株式会社千代田製作所、**サクラファインテックジャパン株式会社

1. はじめに

人体の組織や細胞を形態的に観察する病理診断において、病理診断 TAT（TAT: Turnaround Time）（検体採取から診断結果報告書提出までの時間）が長いため、診療計画や処置の決定が遅れるという課題がある。その一原因として、検体からスライド標本作製までに要する時間が長いことが上げられる。

そこで、我々は、スライド標本作製過程で最も時間を要する脱脂・脱水・パラフィン浸透工程を、A.R.Moralesらが提案する方式[1)]を採用することで処理時間を短縮化するとともに、従来に比べより低毒性の試薬を使用する連続迅速自動固定包埋装置（以下本装置という）を開発したので報告する。

2. 従来の固定・パラフィン浸透方法

従来の標準的な脱脂・脱水・パラフィン浸透処理は、脱脂・脱水、中間、パラフィン浸透の各工程を持ち、それぞれ、エチルアルコール(7step)、キシレン(3step)、パラフィン(4strep)が用いられる。合計14step で、処理の合計時間は約 14 時間である。

3. 連続迅速自動固定包埋装置

3.1. 処理方法

今回開発した本装置の脱脂・脱水・パラフィン浸透処理プログラムを表 1 に示す。

step1 の薬液として、アセトン、イソプロピルアルコール、エチレングリコールを主成分とする混合液を用いた。step2 では、アセトン、イソプロピルアルコール、ミネラルオイルを主成分とする混合液を用いた。step3 では、パラフィンとミネラルオイルの混合液、step4 では、パラフィンを用いた。step1,2 ではマイクロ波（2.45GHz 60～70W）を間歇的に照射した。

各 step の処理時間は 15 分、合計時間 60 分である。

表１ 固定・パラフィン浸透の処理プログラム

Step	薬液	マイクロ波	処理時間
1	アセトン、イソプロピルアルコール、エチレングリコールの混合液	照射あり	15 分
2	アセトン、イソプロピルアルコール、ミネラルオイルの混合液	照射あり	15 分
3	パラフィン、ミネラルオイルの混合液		15 分
4	パラフィン		15 分
		合計時間	60 分

4. 標本の評価結果

表 1 に示した処理プログラムにて、厚さ 1.5㎜ の検体を、本装置にて処理した。薄切後スライド標本とし、HE 染色、免疫染色を行なった結果、従来処理と同等の標本を得た。

5. 作業環境評価

従来法と本法での使用薬液について OSHA（米国労働安全衛生局）が規定する作業環境における暴露許容値を表 2 に示す。従来法で使用するキシレンに比べ、イソプロピルアルコール、アセトンは暴露許容値が高く、従来法に比べ、作業環境管理が容易になる。

表２ OSHA の暴露許容値

薬液	暴露許容値(TWA)
キシレン	100ppm
イソプレピレンアルコール	400ppm
アセトン	1000ppm

6. 使用薬液量の比較

従来の方式を用いた装置と本装置の薬液使用量を表 3,4 に示す。従来の方式を用いた装置の合計薬液使用量は 51.8L、本装置の合計薬液使用量は 15.2L

であり、約 1/3 となった。

表 3　従来法を用いた装置の薬液使用量

薬液	使用量（L）
アルコール	25.9
キシレン	11.1
パラフィン	14.8
合計	51.8

表 4　本装置の薬液使用量

薬液	使用量（L）
アセトン混合液 1	3.8
アセトン混合液 2	3.8
パラフィン 1	3.8
パラフィン 2	3.8
合計	15.2

7.　まとめ

連続迅速自動固定包埋装置は、従来装置に比べ、以下の利点があることがわかった。

① 脱水・脱脂・パラフィン浸透の処理時間を、厚さ 1.5mm 検体の場合、約 1 時間に短縮することができ、病理診断 TAT を 1 日以内にできる可能性が高まった。

② 暴露許容値の高い薬液に変更することで作業環境管理が容易になる。

③ 使用薬液量が約 1/3 になり、環境負荷が低減される。

5.　参考文献

1)Azorides R. Morales,Harold Essenfield,Maria Carmen Duboue:Continuous-Specimen-Flow,High-Throughput, 1-Hour Tissue Processing, New Technology in Laboratory Medicine,583-590(2002)

医療機器のＥＭＣ対策調査

古畑　貞彦*

*信州大学医学部附属病院　手術部

Electro-Magnetic Compatibility of the Medical Instruments in JAPAN.

FURUHATA Sadahiko*

*Surgical Center, Shinshu University Hospital

1. はじめに

約 10 年前に「携帯電話による医療機器への影響」が欧米から伝えられた。わが国でも，携帯電話の電磁波が医療機器に悪影響をもたらすことが確認されたため，多くの医療機関では，病院内での携帯電話の使用を全面的に禁止してきた。

しかし近年，医療機器が存在しない場所など区域を限定して，携帯電話の使用を容認する医療施設が増えてきている。

そこで，国内の EMC 法制化の動向と医療機器メーカーの電磁波対策，および現在臨床の場で使用している機器を比較調査し，病院内での携帯電話などの無線通信機器の使用緩和について考察した。

2. 方　法

2.1. メーカーの EMC 対策の調査

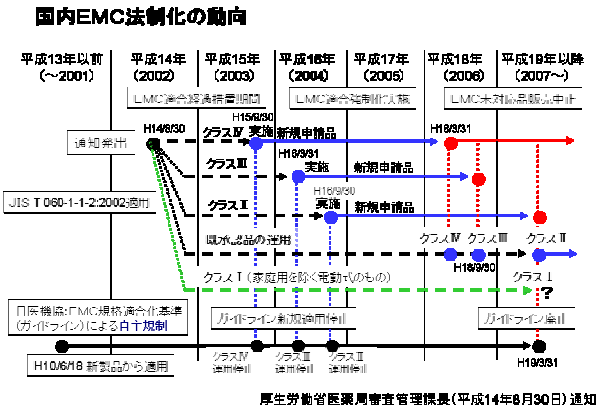
医療機器メーカーに EMC の自社対策について，資料の開示を求め協力を要請した。

2.2. 医療機器の電磁障害の調査

手術室において心臓手術を想定した医療機器 22 種 27 台について，擬似的に動作させた状態でデジタル式形態電話端末機（第 2 世代）と同等な電波出力（1.2GHz，800mW 固定）させたアンテナを医療機器の前後左右面および上面，裏面に 1cm 程度まで徐々に接近させ，干渉等の異常の有無を目視にて確認した。

3. 結　果

国内の EMC 法制化の動向は，日医機協が平成 9 年に「EMC 規格適合化基準」(ガイドライン)による自主規制をおこなった。平成 14 年より「JIS T060-1-1-2:2002」を適用した EMC 法制化が始まり，経過措置期間を経て，本年から EMC 適合強制化実施，平成18年より EMC未対応品の販売中止となる。



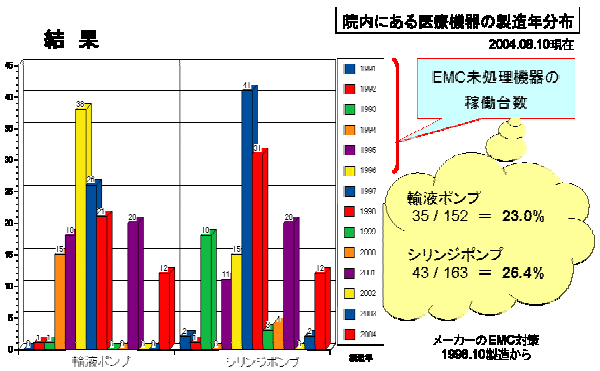


図1. EMC対策の開示があったメーカーの輸液ポンプとシリンジポンプの稼動台数

表1. 干渉発生した医療機器と障害分類

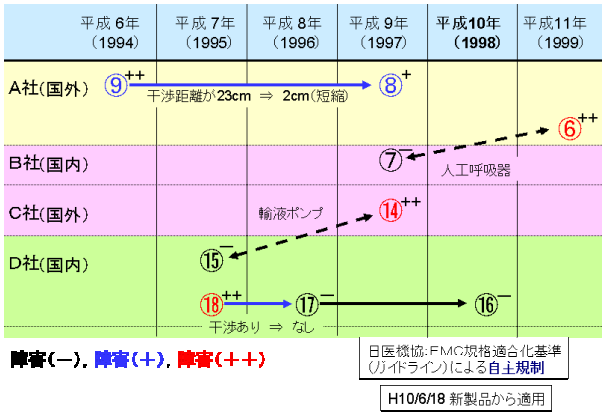
No.	機器名称	最大干渉距離(cm)	障害区分	機器区分	判定
4	持続血液透析装置	6	1	Ⅲ	B
5	血液浄化装置	20	1	Ⅲ	B
6	人工呼吸器 (1)	8	2	Ⅲ	C
8	高・低体温維持装置 (1)	2	1	Ⅱ	B
9	高・低体温維持装置 (2)	23	1	Ⅱ	B
14	輸液ポンプ (1)	5	2	Ⅲ	C
18	シリンジポンプ (3)	2	2	Ⅲ	C
21	麻酔器	45	0	Ⅲ	B

干渉発生率　8/27＝29.6%

表2. 同機種における干渉発生状況の比較

No.	機器名称	メーカー	製造年	最大干渉距離(cm)	障害区分	機器区分	判定
6	人工呼吸器 (1)	A社(国外)	1999	8	2	III	C
7	人工呼吸器 (2)	B社(国内)	1997	—	0	III	A
8	高・低体温維持装置 (1)	A社(国外)	1997	2	1	II	B
9	高・低体温維持装置 (2)	A社(国外)	1994	23	1	II	B
14	輸液ポンプ (1)	C社(国外)	1997	5	2	III	C
15	輸液ポンプ (2)	D社(国内)	1995	—	0	III	A
16	シリンジポンプ (1)	D社(国内)	1998	—	0	III	A
17	シリンジポンプ (2)	D社(国内)	1996	—	0	III	A
18	シリンジポンプ (3)	D社(国内)	1995	2	2	III	C

表3. 同機種の干渉発生状況と製造年の比較



EMC の自社対策についての調査から，日医機協のガイドライン自主規制に対応できたのは大手メーカーのみであり，それ以外は法制化されないとEMC 対応は困難と推測された。

当院の医療機器で，EMC 対策を実施しているメーカーのものについて，製造年と稼動台数を調査した結果，およそ 1/4 の機器が EMC 未対策であり，未だ臨床で使用されていることが判明した。

4. 考 察

携帯電話などの通信機器の電磁波が与える影響を過小評価すべきではないが，医療機器メーカーのＥＭＣ対策の成果もあり，影響を受けにくいものが増えてきた。

しかし，半導体チップは小型化，微細化，小電力化が進み，チップそのものの電磁耐性が低下していることや，電磁環境が人体や医療機器へ与える影響については未だ解決されていない。

現在でも携帯電話の電磁波が，医療機器に影響を及ぼす状況は変わっていないこと，病院内で実稼動している医療機器が，EMC 未対応のものも少なくないことを留意して，電磁波に影響を受けやすい院内稼動機器の同定や把握をするなど施設ごとの適切な安全管理が重要であろう。

5. まとめ

医療機器の EMC 対策を調査した。

EMC 対策をしているメーカーの医療機器においては，院内のおよそ 25%のものが対策実施以前のものであった。通常の心臓手術に使用される医療機器の電磁障害の調査では，29.6%の医療機器に何らかの影響が現れた。

医療機器の EMC 対策では，同じメーカーでは改善される傾向を確認できた。しかし，メーカーや製造国により異なっていた。

病院内での携帯電話などの通信機器の使用緩和については， 医療施設ごとに稼動機器の状況が異なるため，独自の調査安全管理が重要である。

6. 参考文献

1) 厚生労働省医薬局審査管理課長通知：医薬審発第 0830006 号，2002.
2) 古畑貞彦，他：医療施設での電磁波対策，電磁環境工学情報 EMC 14(4)：39-52，2001.
3) 古畑貞彦 ：病院内電磁環境の調査，クリニカルエンジニアリング 14(5)：448-493，2003.
4) 信越総合通信局無線通信部：病院内における電波利用に関する調査報告書, 平成 13 年 3 月，地域振興のための電波利用に関する調査研究会．2001.
5) 信越総合通信局無線通信部：病院内における電波利用に関する調査報告書, 平成 14 年 3 月，地域振興のための電波利用に関する調査研究会．2002.
6) 病院内の通信規制に変化：http://pcweb.mycom.co.jp/news/2004/07/30/008.html
7) 携帯容認に半数前向き－病院の８割－：http://news.goo.ne.jp/news/kyodo/shakai/20040706/20040706a4030.html

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

手掌部寒冷負荷時への非観血末梢血流計測システムの応用

青木　朗*，米澤義道**，宮脇利幸*，牛山喜久*

*信州大学医学部保健学科，**信州大学工学部情報工学科

A blood-flow measurement with the hand exposed to cold using a noninvasive peripheral blood flow monitor

Akira Aoki*, Yoshimichi Yonezawa**, Toshiyuki Miyawaki*, Yoshihisa Ushiyama*

*Department of Health Sciences, shinshu University School of Medicine

**Department of Information Engineering, Faculty of Engineering, shinshu University.

1.　はじめに

我々は非観血的かつ連続的にヒトの末梢循環を評価する血流計測の必要性に着目し，ファラデーの電磁誘導の原理に基づく血流評価システム構築および検討を行ってきている[1,2,3]．今回は，本システムと従来の超音波ドップラー血流計を用いて寒冷刺激下の末梢循環動態の変動を評価し，両法の比較から新たな血流評価法である本法の臨床的有用性を確認したので報告する．

2.　方　法

2.1.　寒冷負荷時の皮膚温と橈骨動脈血

本学科の健常な学生を対象として，右手掌部の皮膚温および橈骨動脈血流を測定した．測定は，安静時（コントロール；10 秒間），市販のアイスパック（約０℃）による右手掌部（手関節より遠位）の寒冷負荷（60 秒間），寒冷負荷終了後の 180 秒間（開始からの時間；250 秒間）にわたって実施した．手掌部の皮膚温計測は，サーミスタ体温測定ユニット（AW-650H：日本光電）を使用し，温度センサを母指球の中央に配置して連続測定を行った．血流評価は，双方向超音波血流計（DVM-4200P：日本光電）による 60 秒間隔の血流速度測定，電磁誘導法による血流誘導電圧の連続測定を行った．なお，超音波血流計測においては，5 拍動波形の平均値を血流速度として表示しているため，最大血流速度値（㎝/sec）は最大振幅値の 5 波形の平均値として求めた．電磁誘導法においては，10 秒間の最大振幅値の平均を最大血流値（㎷）とした．

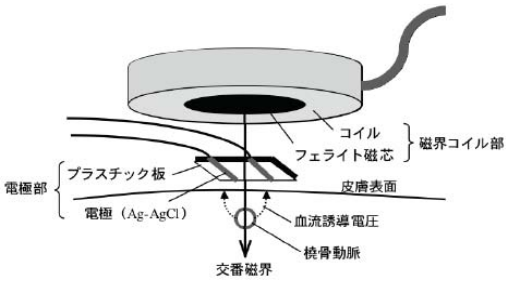


図１　誘導電圧センサの構成

2.2.　電磁誘導を用いた非観血末梢血流計測システムの概要

今回試用した非観血末梢血流計測システム（電磁誘導法）のセンサ部を図 1 に示す．電極装着部（前腕遠位橈骨動脈拍動部）に Ag-AgCl 電極を 8mm の間隔で配置したプラスチック板を置き，電極面に対して磁力線が垂直に印加できるように電極の上方に磁界コイルを設置した．交流電流（500Hz 正弦波，150mA）で磁界コイルを励磁することにより，交番磁界約 44G を橈骨動脈に印加できた．橈骨動脈血流から生じた誘導電圧は，磁界コイルの誘導信号とともに体表面上の磁界コイル下の電極で検出し，80dB 増幅した後，500Hz の駆動信号成分とそれに含まれる動脈血流からの誘導電圧成分を，BPF（励磁電流と同周波数）を介して雑音成分から分離した．また 500Hz の駆動成分（500mVp-p）は，逆位相の同周波数の正弦波（約 450mVp-p）を加えてから実効値変換して消去し，その包絡線である血流信号を血流拍動波形として抽出した（図 2 ）．

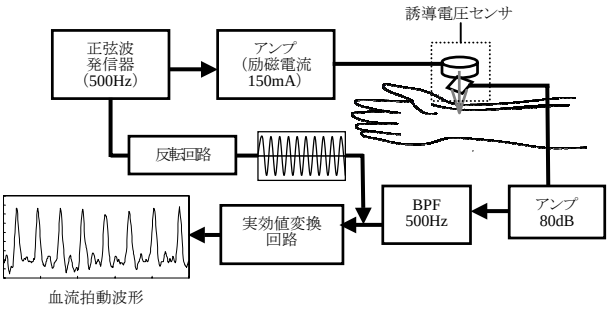
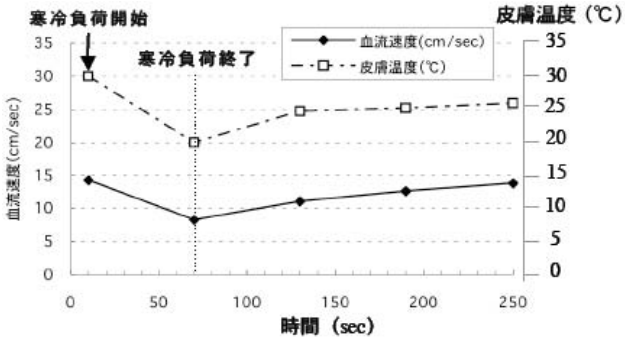


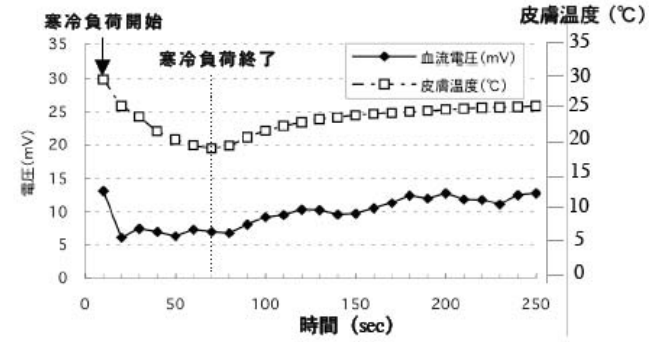
図 2　非観血末梢血流計測システムのブロック図

3.　結　果

安静時，寒冷負荷時，寒冷負荷終了後における皮膚温，超音波法での血流速度（最大血流速度）の時系列変動を図 3a に示した．この図から皮膚温と血流速度の寒冷負荷による低下および寒冷負荷終了後の回復が確認できる．また，図 3b は，皮膚温と電磁誘導法での血流誘導電圧（最大血流値）の時系列変動を示す．超音波法による計測に比して，血流の寒冷負荷による低下，寒冷負荷終了後の回復がより詳細にかつ連続的に確認できる．皮膚温が寒冷負荷によってゆっくりと低下したのに対して，血流誘導電圧は，寒冷負荷直後で安静時の 47%まで急激に低下した．



a.皮膚温度と血流速度(超音波法)



b.皮膚温度と血流誘導電圧（電磁誘導法）

図 3　超音波法および電磁誘導法の橈骨動脈血流

4.　まとめ

今回，手掌部寒冷負荷前後の皮膚温，電磁誘導法および超音波法による橈骨動脈血流の連続測定を通して，末梢循環動態および血流評価での両測定法の実用的な有用性に関して比較検討をした．寒冷負荷側の手掌部の皮膚温，橈骨動脈血流（血流誘導電圧）は明らかに低下し，負荷終了とともに皮膚温，橈骨動脈血流は再び確実に回復することが測定できた．皮膚温は寒冷負荷によってゆるやかに低下する傾向を示したのに比し，橈骨動脈血流は寒冷負荷開始とともに急激に低下することが，血流誘導電圧（血流変化）の連続測定を通して観察された．

今回の実験での超音波法と電磁誘導法との橈骨動脈血流の比較において，ペンシル型プローブを使用した超音波血流計は 60 秒間隔での間歇的血流速度測定であるのに対し，誘導電圧センサを使用した電磁誘導法では血流変化の連続的測定が可能である点が大きな相違点である．この点で，電磁誘導法には寒冷負荷開始から，負荷中，負荷終了後に到る連続的な時系列血流変動を評価できるという大きな利点がある．さらに本法の貼付型誘導電圧センサは，測定開始から終了時まで特別な操作は一切必要とせず，計測中常に測定部位が固定できる点も長時間測定には有利といえよう．今後，さらに研究を重ね，非観血末梢血流計測システムの臨床的有用性を高めて実用化を目指したい．

5.　参考文献

1) A.Aoki，Y.Arai and Y.Yonezawa ：A Surface Blood Flow Sensor Using Induced Voltage by Magnetic Field, The 2nd Magneto-Electronics International Symposium Proceedings, 93-96, 1999.

2) A.Aoki, Y.Yonezawa, Y.Arai, K.Itoh, M.Hashimoto, Y.Ushiyama : Noninvasive Recording of Pulsatile Blood Flow using an AC Magnetic Field, 5th International Congress of the Asian Vascular Society Abstracts, 40, 2002.

3) 青木朗，米澤義道，伊東一典，橋本昌巳，宮脇利幸，牛山喜久：電磁誘導を用いた非観血末梢血流監視システム．医科器械学（印刷中）

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

プラスチック容器の静電容量変化を用いた咀嚼機能評価

鈴木清光*，米澤義道*，伊東一典*、橋本昌巳*、谷口威夫** 工藤道夫*

*信州大学工学部 **谷口歯科医院

Evaluation of Chewing Function using Change of Electric Capacity of a Plastic Container

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

*Faculty of Engineering Shinshu University **Taniguchi Dental Clinic

1. はじめに

咀嚼動作は消化吸収処理の最初の段階であり、消化器系への影響が大きいほか、脳などへの影響も多大であることが知られている。しかし従来の咀嚼能力の評価は咬合の精度や咬合力によって間接的に評価される場合が多く、直接的な機能評価の手法は確立されていない。咀嚼とは物体を変形・破壊することであるという考えから、咀嚼能力の評価には咀嚼対象を決め、その対象の物理的変形を具体的な物理量として取り出すことが必要であると考え以下の手法を試みた。

２． 方 法

咀嚼対象としては、種々のものを試みたが、物理的変形の評価方法の容易性、再現性などから今回ブロア法で成型されたポリエチレン容器（スポイト）の内外間の静電容量変化を用いた。

図１には咀嚼前後の容器の壁面形状と静電容量の関係をモデル的に示した。咀嚼によって容器には局部的に延伸部が発生し、等価的に壁面の内外を電極とした場合の静電容量は咀嚼によって増加することが次式によって容易に予想される。

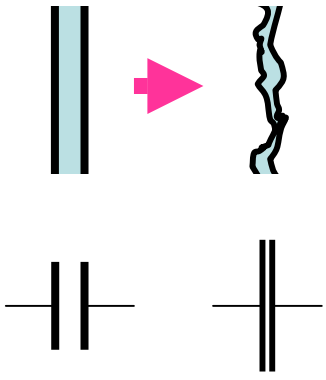


図１ 咀嚼による塑性変形と容量変化モデル

$$C+\Delta C=\varepsilon \varepsilon_0 (S+\Delta S)/(d-\Delta d) \quad (1)$$

ここで C：静電容量 ε_0：真空中の誘電率 ε：プラスチックの比誘電率 S：試料の測定対象部総面積 d：試料の厚さ ΔC，ΔS，$\Delta d > 0$ は変化量である。

プラスチック試料に密着して電極を設置するために容器の内外両側から導電性のある溶液を接触させた。この場合には並列等価回路の抵抗が高いために溶液は通常の水道水で十分であった。

図２は実際に用いたポリエチレンスポイト（ケニス製：３ｍｌ）と計測回路を示している。

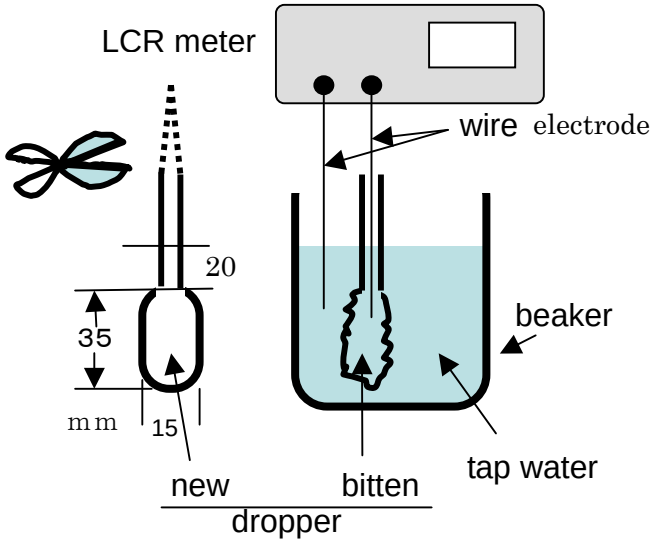


図２ 試料と測定装置

静電容量測定にはＬＣＲメータ（日置３５２２）を用い、並列等価回路の容量を計測した。この試料では、スポイトの空気溜まりを噛んでもらうように指示したが、容量計測はそこから２０ｍｍ上方の導管部までを計測した。これは水電極の導入精度を確保するためである。この場合容量計測対象になるポ

リエチレンの全面積は２０００ｍｍ^{2}で、平均厚は0.6ｍｍであり、測定される容量は平均で９０ｐＦである。測定に当たっては咀嚼前後の容量をそれぞれ測定して増加分に注目した。

３．結　果

図３は容量の増加分と咀嚼回数の関係を４人の被験者について示している。咀嚼時の指示は普段の強さで噛むよう指示した。また被験者Ａについては特に強く噛むことも指示した。図中直線は線形近似直線であるが通常の噛み方における増加傾向は無理なく線形近似できることを示している。このことは、ポリエチレン層に残された塑性変形が、層の厚さ減少か面積増加か判別は難しいものの容量の増加の方向に変形していることを示している。また同一人でも強く噛むことにより勾配は急となり咀嚼の進みが速いことを示している。また、この増加傾向の勾配が咀嚼回数によっても変わらないことは咀嚼動作の検出感度が変形の段階の広い範囲で一定であることを示している。これから、この勾配は、咀嚼能力の評価方法としてある程度信頼性ある機構と考えられる。

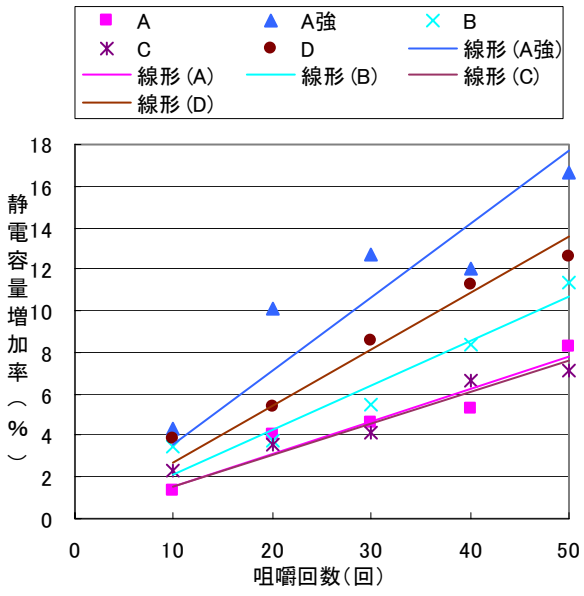


図３　咀嚼回数と静電容量増加率の関係

図４は、咬筋力計（長野計器：オクルーザルフォースメータ：長野計器ＧＭ１０）によって測定した最大咬筋力と本実験の静電容量増加率（30 回咀嚼）の関係を多数の被験者について見たものである。結果からわかるように両者の相関はあまりなく咬筋力が強くても咀嚼能力が高いとはいえないことがわかる。これらの結果より本方式のような咀嚼能力の計測手法の必要性が示されたといえよう。

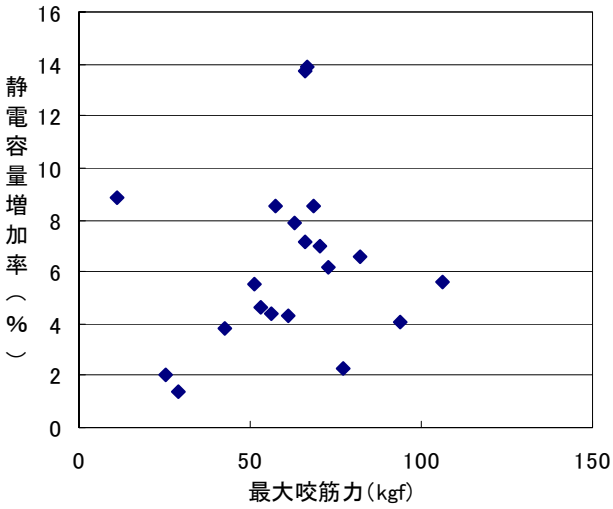


図４　最大咬筋力と３０回咀嚼時の静電容量増加率の関係

４　まとめ

ポリエチレン容器に咀嚼動作を加えた場合の塑性変形を静電容量変化率として捉えた。この値は咀嚼回数あるいは変形の程度によらず一定の増加傾向を示し、咀嚼能力の評価に適用できる可能性を示した。今後歯科治療の前後、噛める食物の硬度との関係などに適用、本方式の検証を行いたい。

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

アレイ型超音波センサによる皮膚音速計測の試み

鈴木 智洋*, 萩原 孝典*, 橋本 昌巳*, 米澤 義道*, 伊東 一典*, 松尾 清**

*信州大学工学部, **信州大学医学部

Research on measuring the sound velocity of skin using array-type ultrasonic sensor.

Tomohiro SUZUKI*, Takanori HAGIWARA*, Masami HASHIMOTO*,

Yoshimichi YONEZAWA*, Kazunori ITOH*, Kiyoshi MATSUO**

* Faculty of Engineering, Shinshu University, ** Shinshu University School of Medicine

1. はじめに

皮膚は真皮層に含まれる膠原線維に基づく走行性（方向性）を持つ．標準的なパターンは解剖学的に知られているが，計測する手立ては今のところない．火傷や変性時には皮膚の変質で弾性率等が変化するため走行性も変化する．従って，走行性の評価は診断指標としての意義は大きい．我々は，斜角入射方式により皮膚に超音波を伝播させ，音速を測ることで走行性を評価する試みを行ってきた．今回は，アレイ型超音波センサを用いて容易に音速を計測する表面プローブを試作したので報告する．

2. 試作プローブの構造と寸法

図１に試作プローブの構造を示す．このプローブでは皮膚に音波を伝播させるために，音速が約960m/s と生体よりも十分に遅いシリコン樹脂を用い，音波を皮膚表面方向に屈折させている．皮膚中を伝播した音波は受信側下部を伝播する際にシリコン樹脂内に音波を放射しながら伝播する．このとき受信側シリコン樹脂内には皮膚とシリコン樹脂の音速比で定まる方向に音波が伝播する．この音波をアレイ型超音波センサで受信し，アレイ中の２素子の受信信号の時間差から皮膚音速を求める．皮膚の音速は生体軟組織の中では比較的速いとされているので受信信号の先頭部の信号は図１に示した伝播経路の信号と考えられる．

3. 伝播経路

図２は受信側の２素子に到達する音波の伝播経路を示したものである．赤い部分が伝播距離の異なる部分である．前述のようにシリコン樹脂内の伝播

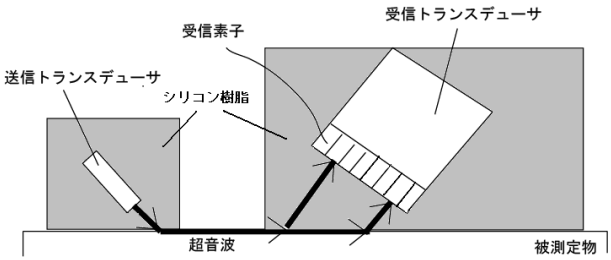


図１　試作プローブ構造

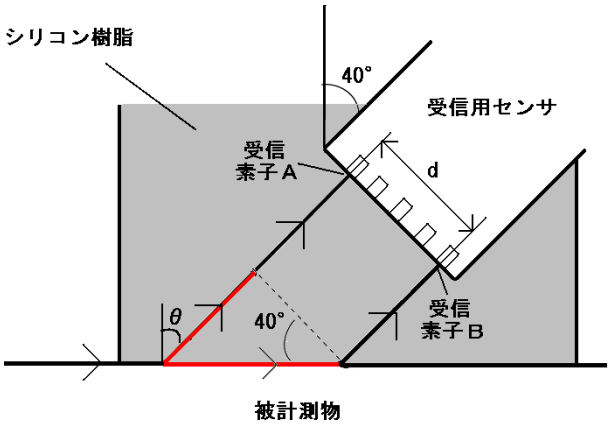


図２　伝播経路の違い

方向の角度θは音速比によって決まるため，時間差から被計測物の速度を導出することができる．

4. 試作プローブによる計測実験

試作プローブの正確さを調べるために，超音波トランスデューサを対向に配置したプローブ（以下対向型プローブ）との音速を比較する．

4.1. 実験方法

試作プローブにより被計測物表面に音波を伝播させ，各受信素子での受信信号の先頭ピークの時間差を計測し音速を求める．対向型プローブでは送受信トランスデューサの間隔を変えて伝播時間を計測し，音速を求めて試作プローブの音速と比較する．

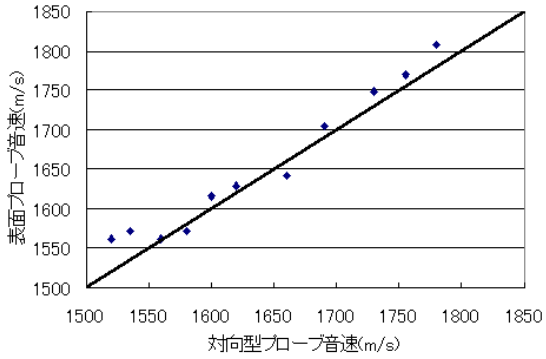


図３　プローブ音速比較

被計測物にはゼラチンゲルを用い，砂糖を加えることで音速の異なるものを作成した．

4.2.　実験結果と考察

図３は受信素子間距離 2mm のときと対向型プローブの音速の比較の一例を示したものである．２つのプローブの差は 2%以内で，試作プローブは実際の音速に近い音速が求められる精度があると言える．

5.　皮膚モデルの音速計測実験

人間の皮膚の厚さは約 1.5～4mmで[1)]，その下は音速の遅い皮下脂肪になっている．皮膚と皮下脂肪に見立てた音速の異なる２層のゼラチンを用いて，皮膚に見立てた上層の音速が正しく計測できるか調べた．

5.1.　実験方法

被計測物として音速の速い上層部と音速の遅い下層部をもつゼラチンゲルを用意する．上層部の厚さは 1mm 毎に 1～4mm とした．ゼラチンゲル上部に音波を伝播させ音速を求める．

5.2.　実験結果と考察

図４は上層部の厚さと試作プローブにより求めた音速で，平均値と標準偏差で示したものである．Ａが上層の音速，Ｂが下層の音速を示す．結果では 1mm の場合は上層と下層の中間程度の音速になっり，2～4mm ではほぼ上層に近い音速が得られた．これより，皮膚の薄い部分では皮下脂肪の影響を受ける可能性があることが分かった．

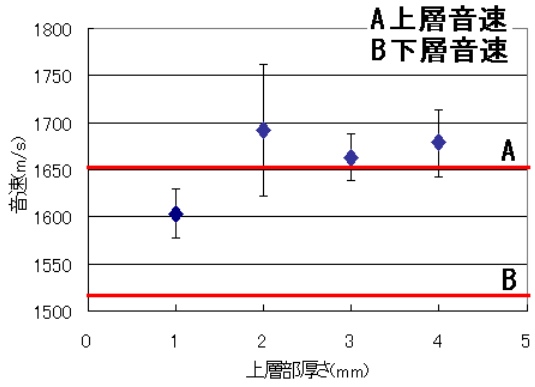


図４　上層の厚さと音速の関係

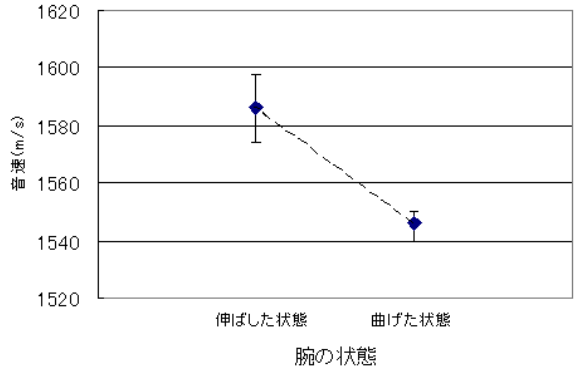


図５　腕の状態と音速の関係

6.　皮膚音速計測実験

試作プローブで実際に人間の皮膚の音速を計測を試みた．前腕の内側の皮膚は腕を曲げた状態では弛緩し，伸ばした状態では緊張している．この２つの状態での音速を試作プローブにより計測した．図５はその結果を示したものである．受信素子間距離が 4mm の例である．腕を伸ばした状態の方が 40m/s ほど速くなっており，皮膚の状態の違いが音速に表れている．

7.　まとめ

今回は従来使用していたプローブより容易かつ正確な音速を計測できるアレイ型超音波センサを用いたプローブを試作した．ゼラチンゲルによる皮膚モデルの実験により，1mm 程度の厚さでは皮下組織の影響を受けていることが分かり、今後改善する必要がある．また，試作プローブで腕の皮膚の音速を計測し，弛緩と緊張の違いが音速でも示された．

8.　参考文献

(1)上野賢一，“皮膚科学”，金芳堂，1971.

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

携帯用高分解能触覚表示装置とハードコピー手法

柳沢重一*，米澤義道*

*信州大学大学院工学系研究科

High –Resolution Tactile Display and Hard Copy Method

Shigekazu Yanagisawa Yoshimichi Yonezawa

Graduate School of Engineering Shinshu University

1. はじめに

視覚障害者の携帯端末使用を目的として、高分解能触覚表示パネルシステムを検討した。表示点は50×50 ドット（点字 60 文字表示)、表示点間隔はヒト指先の 2 点弁別より狭い１ｍｍである。表示メカニズムは従来の能動的なものに代わって書き込みヘッドを用いる受動的な機構とした。この表示内容を保存するために樹脂シートを用いたハードコピー手法も検討した。両者のプロセスは触感実験から実用性が高い事が示された。

2. 表示パネル

触覚表示パネルの条件は基礎的な触覚実験と実用性から以下の条件が必要と考えた。即ち、（１）表示ピッチ１ｍｍ程度、（２）表示高 0.6~0.8mm（３）点字表示可（４）短表示時間（５）少消費電力である。この仕様実現のためには従来のここの表示点が独自に表示機能を有するメカニズムでは不可能であるので以下のような新たなプロセスを案出した。

2.1. 表示機構

図 1 は単一表示点について示した表示前(a)と表示後(b)のメカニズムパーツの位置を示したモデル図である。装置最下部にある強磁性体**打ち上げコア**はソレノイドに加えられたパルスにより打ち上げられ、支持層に衝突して戻る。支持層の上の強磁性体**表示ピン**はこの衝撃で打ち上げられ、最上部の永久マグネットに捕獲される。この状態で、ロックシートの先端とマグネットが同時に横移動して表示ピンの支持担当を交代する。この状態で、表示ピンは表示面より突出しており、**表示状態が完成**する。隣接した複数の表示点のためにはソレノイドを含む駆動部も上記 2 者と一緒に書き込みヘッドとして１ステップ横移動し次の隣接点の表示作業に移る。表示、非表示はソレノイドへのパルス信号の有無による。また画面消去は、すべての移動パーツが逆移動することによって行われる。

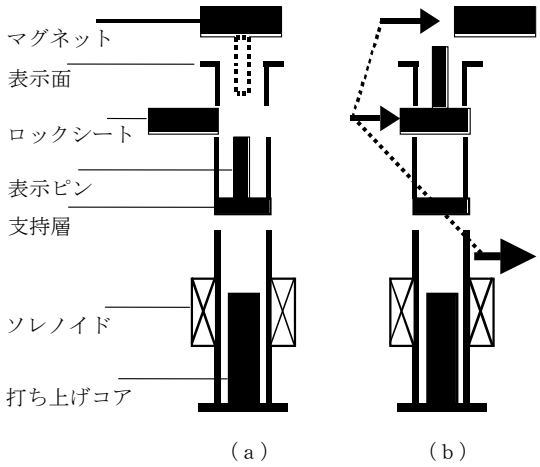


図１　表示機構のモデル図

2.2 結　果

上記仕様は表示面の精密工作と制御回路によって実現され、１ステップの表示所要時間 18ｍｓが実現された。そして５０素子の千鳥配列書き込みヘッドが全表示面（５０×５０）を５５ステップ（約１秒）で書き込むことに成功した。この速度は１ページの触読に要する時間に比べて十分短かな時間と考えられる。

3　ハードコピー機構

触覚表示装置は一過性の情報表機能であるが、これをハードコピー化すると新たな機能が生まれる。

即ち、社会施設、駅の階段の手すりなどに見られる銘板状の案内メッセージである。従来このシートは型を起こしての機械的エンボスや特殊な樹脂などにより作成されていた。

本研究では、これを前半の表示装置プロセスの継続作業として、作成が容易で耐久性のある立体要素ハードコピーとして検討した。

3.1 作成機構

検討したハードコピープロセスは以下である。即ち、前述の表示装置の上空で塩化ビニール等の熱可塑性シートをランプ照射により一様に加熱し、これで表示面を覆うと同時に表示ピンの空疎を利用して排気し、表示面と密着成型して冷却し表示内容とほぼ相似の立体構造のコピーを得るのである。

3.2 結　果

図２はシート上にコピーされた表示点の断面写真である。富士山型頂上の平坦部は表示ピンの直径（0.7mm）に対応しており、表示高１ｍｍ、シート温度 140℃での成型例である。

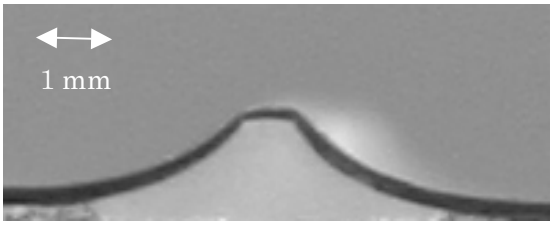


図２　単一表示点コピーシートの断面

図 3 は点字文（30 文字）のコピー例である。このようなシートコピーについて表示高を変えて作成し、視覚障害者 3 人に読んでもらった場合の正解率を図 4 に示す。

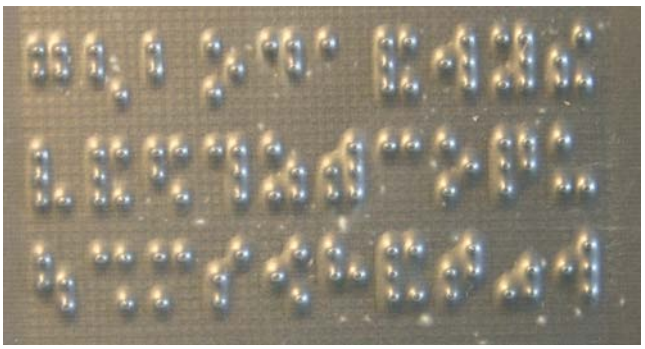


図３　点字文（30 文字）のハードコピー例
シート温度 145℃、表示高 0.6mm

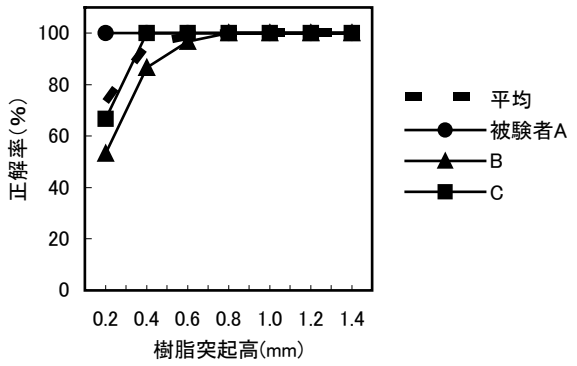


図４　コピー点字文の表示高と触読正解率の関係

表示高 0.6mm 以上で正確な認識が出来るようになる傾向は通常の点字と同様であり、コピーとして十分の機能を有していると考えられる。

４．まとめ

書き込みヘッドを用いる受動型表示メカニズムの採用により、従来なかった指の触覚分解能を超えた触覚表示パネルを作成し、表示時間も５０×５０ドットの表示面において約 1 秒と比較的高速度を実現した。また表示内容のハードコピー化プロセスを実現しコピー面についても良好な認識特性を得た。今後システムの小型化を図り、携帯用表示画面の仕様とする事が課題である。

5. 参考文献

（１）　渡辺万也　他;“視覚障害者の図形情報伝達用電子レーズライタの開発”信学技報 HCS2000-10,pp27-32,2000.

（２）　Kunt A.Kaczmarek et.al;”Electrotactile and Vibrotactile display for sensory substitution System”,IEEE Trans. On Biomedical Engineering, 38.1.pp.1-16,Jan.1991.

第２４回日本エム・イー学会甲信越支部大会(Sep. 2004)

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

前田裕馬*，李　明哲*，米澤義道*、伊東一典*、橋本昌巳*、田丸冬彦**

*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 Rehabilitation Using Higher Frequency Acceleration in Forearm Movement

*Yuma Maeda , *Meitetsu Ri ,*Yoshimichi Yonezawa, *Kazunori Itoh, *Masami Hashimoto ** F uyuhiko Tamaru

*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中、基本運動成分の他に比較的高周波の加速度成分とその左右差の存在を見出した。これを運動の滑らかさの評価指標として捉え、リハビリテーションの評価への適用について検討している。

２．方　法

ＩＣタイプ加速度センサー（ＡＤＸＬ２０２：アナログデバイセス）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。

３．結　果

３．１　健常者の左右差

図 1 に右利き被験者の上肢屈曲運動における手首部の加速度波形を一往復示す。波形の中央部は折り返し時点である。左右手の極性の違いは運動の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伴う加速度成分の他にリプル状の高周波数成分が含まれていることがわかる。

図 2 は両者の波形のＦＦＴスペクトルである。これより非利き腕の運動は利き腕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。この傾向は左右利き者数十人についての計測でも同様の周波数帯に見られた。この差は運動の可視的傾向としては観察することが出来ない。しかし、運動のぎこちなさが存在することは明らかであり、利き腕の判別や運動の訓練の評価に適用できる可能性が考えられる。

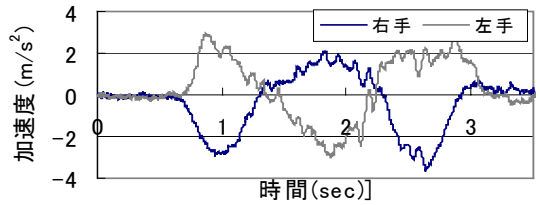


図１　腕の屈曲運動中の加速度（手首）波形

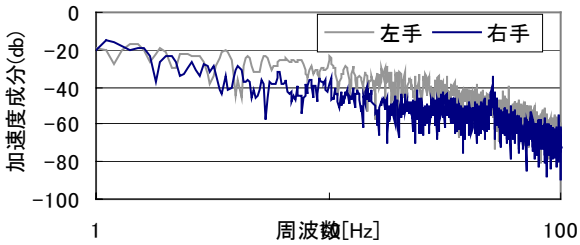


図２　腕の屈曲運動中の加速度スペクトル

健常者の被験者(右利き 2 名 a,b、左利き 2 名 c,d)に、屈曲伸展運動を行ってもらい、得られた高周波加速度成分を基本運動成分で正規化したものが図３である。利き腕より非利き腕の高周波加速度成分の割合が大きくなっているが、これは非利き腕の運動が利き腕の運動よりスムーズさに欠けている事を示している。この傾向は他の数十人についても同様であった。

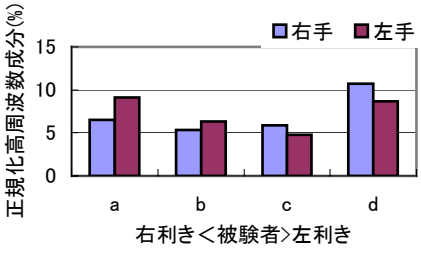


図３　健常者における高周波数成分の割合

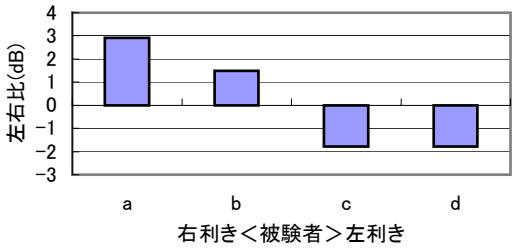


図４　健常者における高周波数成分の左右比(左手/右手)

３．２　リハビリテーションの評価

リハビリテーション中の上肢片麻痺患者について図４に示す左右比を日置いて２回測定し、リハビリテーションの効果の有無に注目した。表１は被験者のプロトコールである。

表１　被験者プロトコール

被験者	a	b	c
性別	男	女	女
年齢	44	57	61
病名	脳出血	脳出血	脳梗塞
ステージ	5	6	6
麻痺側	左	右	右
利き腕	左	右	右
発病後日数 1回目/2回目	98/112	69/76	102/116

各被験者の１回目、２回目の正規化高周波数成分を図５に示す。どの被験者も１回目よりも２回目の方において高周波数成分のレベル低下が見られた。この低下は、運動のスムーズさを示すものであり、麻痺手においてはリハビリテーションの効果が現れたものと考えられる。また、非麻痺手についても２者についてレベル低下が見られる。これは発病後、上肢全体の動きの低下により非麻痺手の筋肉にも多少の萎縮が起こり高くなっていたレベルが、リハビリテーション効果で発病前の値に戻る過程と考えられる。

図５の結果から得た上肢麻痺患者の左右比を図６に示した。発病前の値は、図４などのような健全者の左右比から推定した値である。例えば被験者Ｃは右利きであり、左右比は発病前正の値をとっていたことが推定される。そして右麻痺の発病により右腕が著しくぎこちなくなったために比は逆転して負になっている。ここにリハビリテーションがなされ、この間の２回の測定の間に発病前の比の状態に向かって左右比の数値が改善されていく傾向が汲み取れる。この数値はさらにリハビリテーションを継続することで正の値に回復すれば機能復元の評価が出来るものと考えられる。

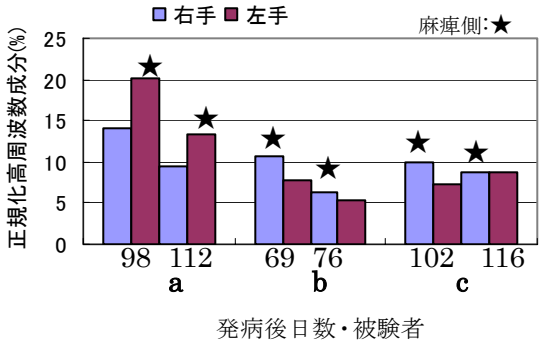


図５　上肢麻痺患者の高周波数成分の割合の変化

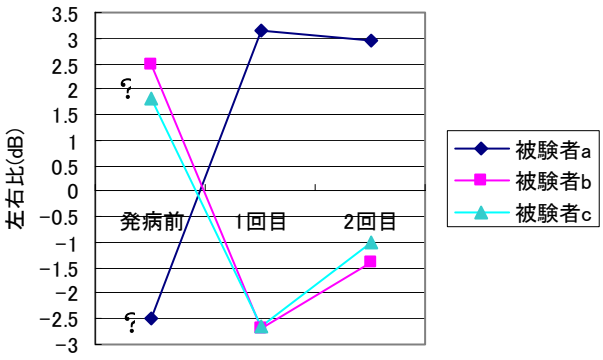


図６　上肢麻痺患者の左右比の変化(右手/左手)

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成分割合左右比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から示した。今後他の麻痺部も含め臨床の測定を多く行い本手法を確認したい。

５．参考文献

(1)上田　敏，“リハビリテーション”講談社 2002.

(2)瀧澤正樹、米澤義道他、“上肢運動中の高周波加速度成分”、Ｐ５－１、第 24 回日本エム・イー学会大会予稿集(2003).

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

半田 薫充*，勝山 恵介*，鈴木 将記*，松本 ゆかり*，米沢 義道*，伊東 一典*，橋本 昌巳*，荒井 善昭**

*信州大学工学部，**長野工業高等専門学校

A Menu Style Interface Using VEP Induced by Pulse Lighting

Kunimitsu HANDA*, Keisuke KATSUYAMA*, Masanori SUZUKI*, Yukari MATSUMOTO*

Yoshimichi YONEZAWA*, Kazunori ITOH*, Masami HASHIMOTO*, Yoshiaki ARAI**

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

**Department of Electronics and Computer Science, Nagano National College of Technology

1. 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コミュニケーションツールとしてのメニュー型インターフェイスを実現できる可能性がある。本研究では、図 1 のように光源に希望事項を割り当てておき、ユーザが光源を注視した際に発生する VEP を解析することで希望事項の識別を行うことを検討している。しかし、脳波レベルの不安定性が大きな問題である。本研究は同期加算平均処理による上記問題の解決と短時間でのメニュー決定の両立を目指している。

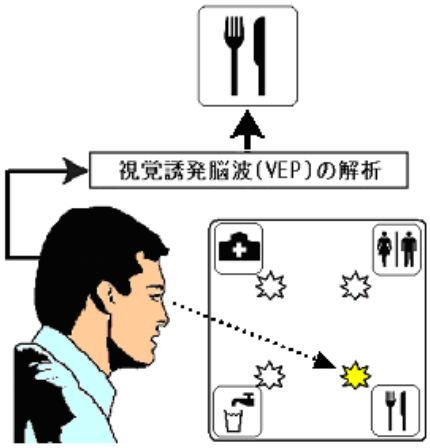


図 1　VEP を用いた意思伝達

2. 方法

2.1 パルス光刺激による VEP

図 2 に白色 LED パルス光刺激の後頭部 VEP 応答例を示す。パルス刺激後 100ms 付近の脳波に大きな下降応答が発生する。これを n100 と呼ぶ。n100 は出力が時間・レベル共に比較的安定な VEP 成分であることから出力の指標とした。

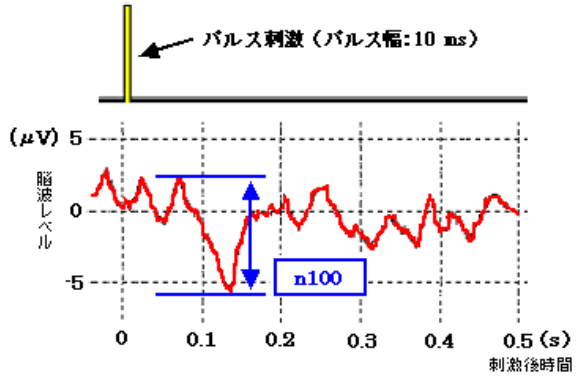


図 2　パルス光刺激による VEP（n100）

2.2 VEP（n100）のそらし角依存性

VEP レベルは光刺激を注視したときに最大となり、眼をそらすとその“そらし角”に依存して減少する。図 3 は 2.1 の n100 レベル差を光源からの“そらし角”を変えて応答波形から読み取った例である。最大レベルの注視（0°）から指数関数的減衰を示すことがわかる。

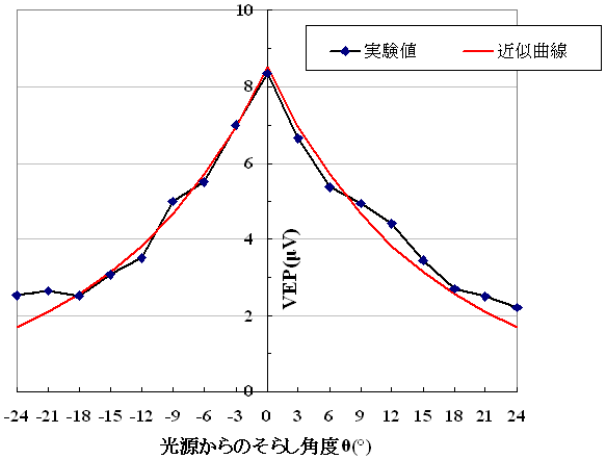


図 3　VEP のそらし角依存性

2.3 4 光源 4 メニュー判別

2.2 の効果を用いて以下のようなメニュー判別の実験を行った。図 1 のようなパネルにおいて 4 隅の光源を順次点滅させた状態で、任意の光源を注視す

ると、その光源による VEP は 2.2 の特性から他の 3 光源によるものより高い値を示す可能性がある。図 6 にそのＶＥＰ応答のモデル図を示す。4 光源（①②③④）の順次点滅に応じて、100ms の時間差を置いて VEP（n100）が 4 つ発生する。その VEP の中で最も高い値を示す VEP を発生させた光源を注視光源と判別する。図 6 では光源③が注視光源となる。

図 4 は 1 被験者について、1 光源を注視した際の 4 光源による各 VEP（n100）レベルを複数回加算平均して注視光源応答が 4 つの光源によるＶＥＰの中で最大値を示した場合（正答）の割合を、加算回数を変えて示した。実験条件は、顔の正面 40cm の位置、目線と同じ高さに、光源間の視野角が 12° になるように 4 光源パネルの中心を設置し、光源には白色 LED を用い、刺激パルス幅は 10ms とした。4 光源の点滅周期は 0.2 秒であるから、100%の正答率が得られている加算回数 15 回は 3 秒に相当する。最小 15 回の加算平均で 100%の判別が行われている同様の解析を点滅周期を変えて行い、4 光源点滅周期と 100%正答率に要する時間との関係を図 5 に得る。点滅周期が減少するに伴い、100%正答率に要する時間も減少する。これは、点滅周期が短くなることが注視位置の固定を容易にし、そのことが精度向上に繋がったと考えられる。また、点滅周期を 0.1 秒まで速めると VEP の不定期の重なり合いが顕著となり VEP（n100）を読み取ることができなくなる。以上の結果より、100%正答率に要する時間 3 秒が 4 光源判別の最短時間となる。

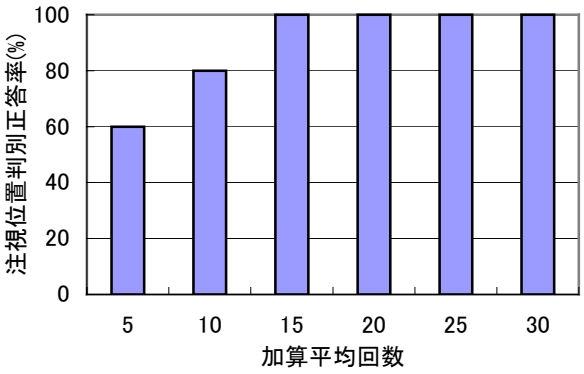


図 4　加算平均回数と注視光源判別精度の関係

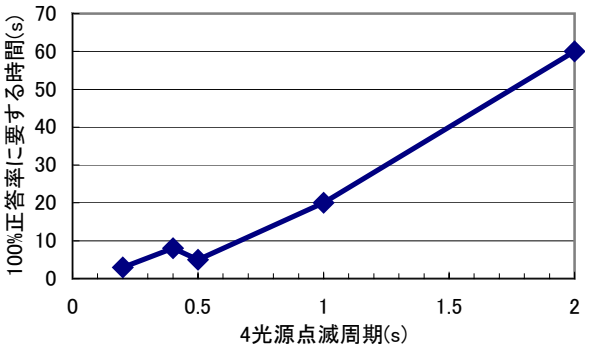


図 5　4 光源点滅周期と注視光源判別精度の関係

3.　まとめ

パルス光源による 4 メニュー選択が最短 3 秒で行える可能性を示した。今後は、メニュー数の増加を検討したい。

4.　参考文献

荒井、米澤、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)

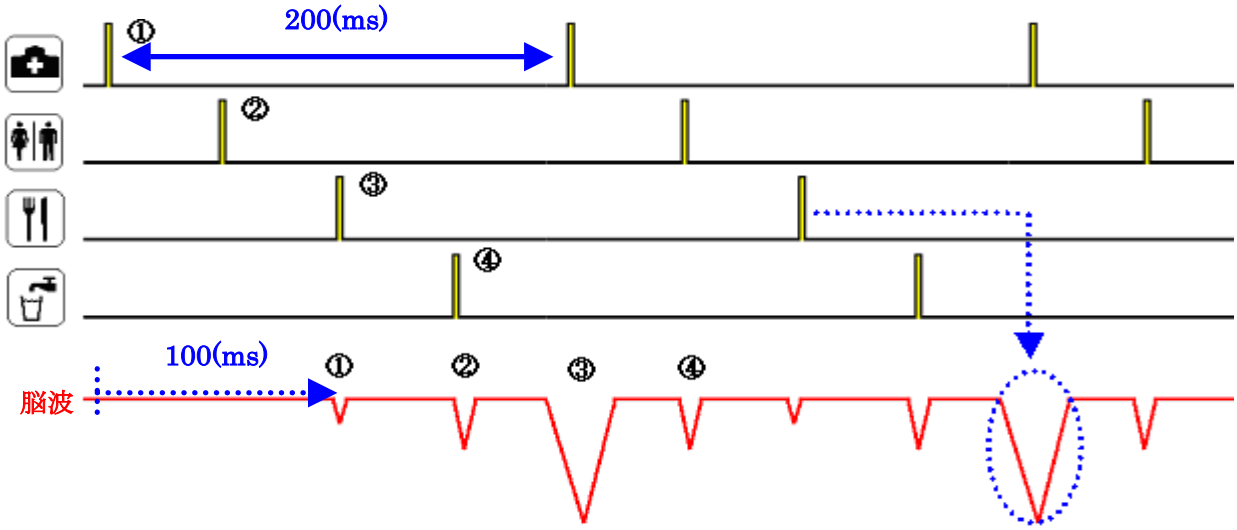


図 6　4 光源による VEP 応答のモデル図

HMD型ＶＥＰメニューボードの基礎的検討

○勝山　恵介*，半田　薫充*，松本　ゆかり*，鈴木　将記*，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，**長野工業高等専門学校

Fundamental examination of a HMD type VEP menu board

Keisuke KATSUYAMA*，Kunimitsu HANDA*，Yukari MATSUMOTO*，Masanori SUZUKI*，Yoshimichi YONEZAWA*，
Kazunori ITOH*, Masami HASHIMOTO* ,Yoshiaki ARAI**
*Department of Information, Engineering Faculty of Engineering, Shinshu University
**Department of Electronics and Computer Science, Nagano National College of Technology

1. はじめに

肢体不自由者のコミュニケーション手段として視覚刺激誘発脳波（VEP）を利用するシステムを検討している．メニュー面の周辺の複数位置に点滅タイミングの異なるパルス光源を設置し，メニュー点の注視により現れる複数光源に起因する VEP の解析から注視光源を推定しようとするものである．
本研究では，ヘッドマウントディスプレイ（HMD）型光源装置の使用により，左右眼に点滅パターンの異なる視覚刺激を行うことで使用者に視覚的負担を軽減する可能性について検討した．

2. 実験装置

本報告で用いた実験装置を写真１に示す．ゴーグル型の装置には筒状のものを左右の眼に付けることで左右の視野に異なるモードの刺激を与えることができる．

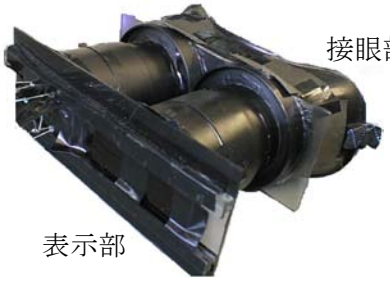


写真１．HMD型光源装置

3. 方法

本研究では光刺激にパルス刺激を使用している．図１に白色ＬＥＤパルス刺激後の後頭部ＶＥＰ応答例を示す．図中のｎ100 は光刺激を与えた 100ms 後に現れる顕著なＶＥＰ応答（下降応答）であることから出力の指標とした．

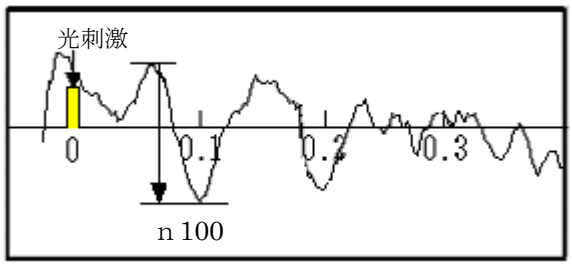


図１．パルス光刺激によるＶＥＰ

ＶＥＰ応答は光刺激を注視したときに最大になり，視線をそらすと“そらし角”に依存して減少する．この傾向は左右，上下でほぼ同傾向である．そこで，図２のような四隅に刺激光源として白色ＬＥＤを設置する．刺激光源間の視角は、光源から視線をそらしていくと 12 度付近でＶＥＰが雑音レベルにまぎれる限界であることから 12 度とした．刺激光源は光源 1，2，3，4 の順番で点滅タイミングをずらし順次点滅させていく．このとき任意の光源を注視するとその光源に起因するＶＥＰ応答は他の光源のＶＥＰ応答より大きい値が得られることが予想される．

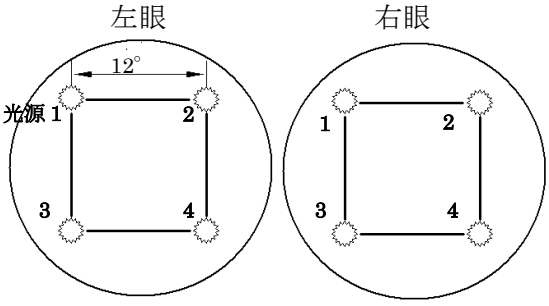


図２．4 光源刺激パネル

光刺激モードは以下の３種を行った.

（１）両視野とも同じ番号の光源を同時に順次発光させる（以下両目刺激）.

（２）効き目の視野のみに順次光源を発光させる（片目刺激）.

（３）１，３番光源を右視野、２，４番光源を左視野で発光させる（半分刺激）.

4. 結果

図３に両目刺激を行ったときの光源１を注視したときの VEP 応答波形例（１５回加算平均結果）を示す. 光源 1～4 に起因するＶＥＰ応答（ｎ100）が得られていることがわかる.

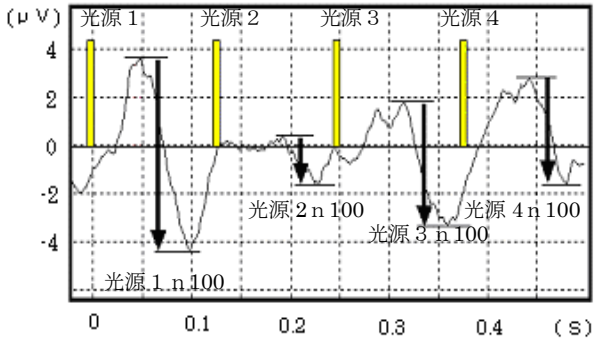


図３．光源１注視のＶＥＰ応答例

図４に３つのモードでそれぞれ被験者Ａが光源１を注視したときの n100 の１５回加算平均値を示す．ここで０ｄＢを注視光源についての n100 レベルとしている．この場合 3 手法共に光源１以外の n100 レベルが小さく，同光源を注視していたと識別できる．しかし，刺激モードによって n100 レベル比に大きな違いがあり，3 モードの中では半分刺激モードが最もよい結果を示している.

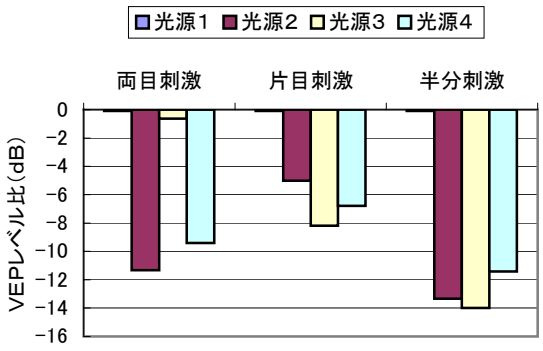


図４．光源１注視時のモード別 n100 レベル比列

図５は３人の被験者について注視光源の n100 レベルと他の３つの非注視光源によるレベルの差（ｄＢ）を加算して示したものである．すべての被験者において半分刺激の場合が最も大きい. このことから 3 手法のうち半分刺激が注視光源の識別に適していると考えられる.

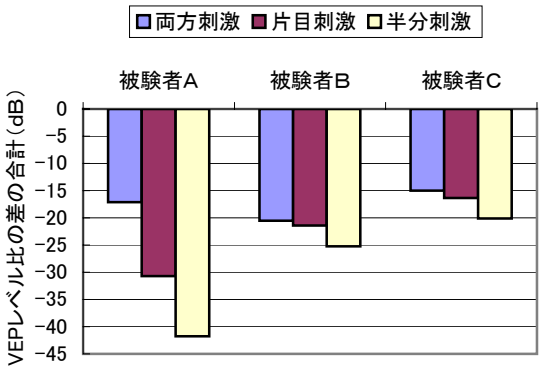


図５．被験者ごとのＶＥＰレベル比の合計

5. まとめ

刺激モードの異なる 3 手法において左右眼に半分ずつ刺激を行うことで最も注視光源と他光源との差が大きい結果が得られ，視覚への負担も最も少なく注視光源の識別に向いている可能性を示した. 今後はこの刺激手法による注視光源の識別精度の検討を行っていく予定である.

6. 参考文献

（１） 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，25（2），12/17(1997).

（２） 岡島正和，米澤義道他：パルス刺激ＶＥＰによるメニューインターフェイスの基礎的検討　P6-2　第４２回日本エム･イー学会大会（２００３）.