

多用途型脈波センサーの開発と 心理学への適用

課題番号 05551002

平成7年度科学研究費補助金(試験研究(B)(1))

研究成果報告書

平成8年3月

研究代表者
早稲田大学人間科学部教授

山崎勝男

研 究 成 果

目 次

| | |
|----------------------------------|----|
| 1. はじめに | 1 |
| 1. 1 研究目的 | 1 |
| 1. 2 研究の社会的意義 | 1 |
| 1. 3 研究の特色 | 2 |
| 1. 4 研究成果を実用化に結び付ける見通し, 展望 | 3 |
| 1. 5 研究組織 | 4 |
| 1. 6 研究経費 | 4 |
| 2. 試作した脈波センサーの概要 | 5 |
| 2. 1 問題の所在 | 5 |
| 2. 2 試作第 2 号脈波センサー | 6 |
| 2. 3 試作第 3 号脈波センサー | 8 |
| 2. 4 従来型と試作型の形状 | 11 |
| 2. 5 従来型と試作 3 号型による波形の分析 | 11 |
| 3. 発表した研究成果の要旨 | 22 |
| 3. 1 日本生理心理学会 | 22 |
| 3. 2 日本心理学会 | 23 |
| 3. 3 日本脳波・筋電図学会 | 33 |

1. はじめに

1. 1 研究目的

これまでにかかなりの数の脈波センサーが開発・製作され、心理学領域では情動の生理的な指標として多用されてきた。しかし、それぞれのセンサーには一長一短があり、小型かつ軽量、さらには種々の体表部位へ適用可能なものとなると、満足できるセンサーはほとんど存在していない。そこで本研究では、従来型の脈波センサーを全体的に洗い直し、欠点を明確に把握した上で、以下に示す多用途型の脈波センサーを試作し、主として心理学、精神生理学の各種実験と臨床検査場面への適用をはかることとした。研究の手順は以下の通りである。

- 1) 近赤外線を発光する超小型ランプの選択と性能検査。
- 2) 受光部 (CdS) 素材の選択と性能検査。
- 3) 軽量化を目指した柔軟な導出線の選択。
- 4) 上記1)2)を埋込む素材の選択と多様な体表部位に装着可能なセンサーの形状設計。
- 5) センサーの簡便な装着法の開発。
- 6) 試作センサーの耐久テスト。
- 7) 情動研究への適用と従来研究成果との比較。

1. 2 研究の社会的意義

本研究で開発しようとする脈波センサーは、従来型に比較して小型、軽量であり、体表面ならばどの部位にも装着が可能なものである。測定は増幅・記録器が有するチャンネル数と同数の部位から同時記録もできる。当然他の生理的指標との同時記録も可能である。血行動態系を非侵襲的に調べることができるこの手法は、心理学、精神生理学ならびに、循環生理学や病態生理学の研究及び臨床に大いに寄与するものと思われる。多部位から同時に得られたデータ間の相互相関や周波数

の分析は、正常な末梢循環の動態、さらには末梢循環の病態像を把握する上で、心理学はもとより臨床医学へも多くの貢献が期待できるものである。

1. 3 研究の特色

脈波の測定法には光電式、機械式、インピーダンス式、ストレンゲージ式の4法があるが、世界的にみて現在多くの研究者が使用しているのは光電式脈波である。光電式脈波には反射型と透過型の2種類がある。とりわけ心理学関連領域で多くの研究者が情動の生理的指標として使用している反射光電型の脈波センサーを検討してみると、センサーの形状は直方体のものが多く、皮膚へ装着する面は平坦、かつ長方形なので、種々の体表部位に密着することは困難である。またセンサー部が比較的肉厚なことから、体表面に装着する場合には不安定となり、いわゆる腰の座りが悪いという欠点もある。透過光電型は通常耳朶に適用することが多い。耳朶型のものでは調節不可能なバネ式が多く、バネ圧の強さによっては、受光部と光源部に挟まれた耳朶に痛みを覚えたり、ときには毛細血管が圧迫されて、脈波波形が歪んで記録される例が多い。逆にバネ圧が弱ければ、耳朶から容易に外れてしまい、測定が中断されるトラブルも生じる。またセンサーから測定機器に結合するためのリード線もかなり太く、かつ柔軟性に欠けるきらいがある。従って、リード線の硬さと重みにより、センサーを装着した皮膚がひきつれるという欠点もある。

本研究で製作しようとする脈波のセンサーは、小型化、軽量化をはかったものであり、かつ体表面ならばどの部位にでも装着可能な形状を目指している。形状については顔面用、四肢用、体幹用と部位によって異なるものを予定している。単一部位から単一データを得るという従来の方法は、生体のダイナミックな活動の把握には適さない。多部位から同時に脈波を測定することなくして、交感神経支配下の末梢循環動態を語ることはできない。同一刺激に対して、顔面と四肢では血行動態が異なるという心理学的、精神生理学的なデータも出されているからである。

このセンサーを体表面に装着するにあたっては、専用の両面接着テープを開発する予定である。この専用の両面接着テープの開発が達せられれば、センサーの装着圧に伴うトラブルを無視することができる。従来型のセンサーでは、体表面に装着する際に、多くはセンサーを伸展性に富んだテープで生体組織（特に指尖部など）に巻きつけ、結果的には圧着固定の方法が取られていた。この装着圧を通常の実験場面や臨床検査場面で一定に保つことは不可能であり、結果として脈波振幅や基線動揺がかなりの影響を受けていたという経緯がある。この点に関して、本法には装着圧にまつわる問題の心配がない。

1. 4 研究成果を実用化に結び付ける見通し、展望

近年の著しい心理学、精神生理学の基礎的な研究進歩を背景に、臨床の場においても、各種他覚的検査法に関する技術の進歩はめざましいものがある。最近では古典的な検査法の見直しと新しい他覚的検査法の開発が急速に進められている。これらの検査法には、1)身体的に苦痛を伴わない非侵襲的な測定法の開発、2)計測器の小型・軽量化と精密化による高精度のデータ獲得、3)結果を処理する時間の短縮などにそれぞれ特徴がみられる。本研究はこれら1)と2)に該当する。

後述するように、既に脈波センサーの試作第1号は完成しており、使用経験も豊富となった。この中から解決を要する問題点が明白となっている。既に開発、製作に当たったメーカー（日本電気三栄メディス株式会社）にも試作第1号で得た相応のノウハウが蓄えられている。

本研究で開発しようとする多用途型でかつ小型軽量化を目指した脈波センサーは、心理学はもとより、情動障害を研究の一端とする心身医学や精神医学、さらには末梢循環の病態を調べようとする臨床神経学領域にも適用可能である。使いがたが悪く、信頼性の欠ける市販品を余儀なく使用している多くの研究室及び病院臨床検査室からは、新製品に対する要請が多いことも事実である。

1. 5 研究組織

| | | |
|-------|-------|-------------------|
| 研究代表者 | 山崎 勝男 | 早稲田大学人間科学部教授 |
| 研究分担者 | 鈴木 晶夫 | 早稲田大学人間科学部助教授 |
| 研究分担者 | 宮下 彰夫 | 東京都神経科学総合研究所主任研究員 |
| 研究分担者 | 多喜乃亮介 | 白梅学園短期大学助教授 |
| 研究協力者 | 高澤 則美 | 科学警察研究所主任研究官 |
| 研究協力者 | 岡村 俊彦 | 鹿児島県立短期大学助教授 |
| 研究協力者 | 新野 弘之 | 日本電気三栄メデイス株式会社 |
| 研究協力者 | 江松 正彬 | (株) 江松 |

1. 6 研究経費

| | |
|-------|-------------|
| 平成5年度 | 5, 0 0 0 千円 |
| 平成6年度 | 1, 5 0 0 千円 |
| 平成7年度 | 3 0 0 千円 |
| 計 | 6, 8 0 0 千円 |

2. 試作した脈波センサーの概要

2. 1 問題の所在

生体組織は近赤外線の光を透過するが，末梢血管中のヘモグロビンはその透過光をある程度吸収する．このヘモグロビンに吸収された波長の光量を増幅して波形を描かせる方法が，光電的な容積脈波測定の原理である．従って，ヘモグロビンの吸光係数が他の組織に比較して，非常に高くなるような光源を発光部に使用する必要がある．先行研究では，この吸光係数のスペクトル幅は約800-900nmと報告されている．また，当然受光部は発光部のスペクトル幅にみあった分光感度特性を備えなくてはならない．このような観点から，従来の脈波センサーの特性を調べてみると，光源部に使用されている小型タングステンランプの発光スペクトルは幅広く，その範囲は図1に示すように可視光から赤外光にまで渡っている．

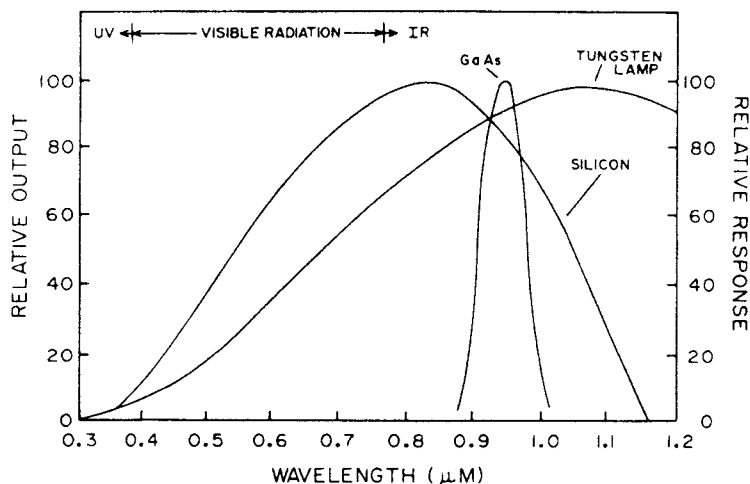


図1 タングステンランプの発光スペクトル。
可視光から赤外光まで広範なスペクトルの幅を持っている。参考までに図には他の素材についても示している。

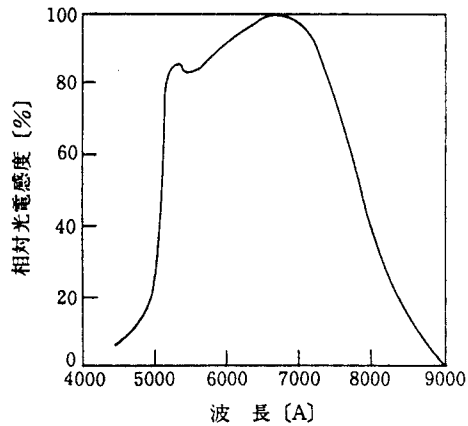


図2 硫化カドミウムセルの波長感度特性。
500nm から750nm の可視光帯域に最
大感度を示す。

またランプは十分な熱源になりうる。一方、受光部の素子に用いられている硫化カドミウムセル (CdS) は図2に示すように、受光スペクトルの幅が広範であり、従って外乱光の影響を受けやすく、光照射の残効もある。

このように問題点を多く抱えている従来型の脈波センサーに代わる、新しい脈波センサーを3年間に渡り開発した。

2. 2 試作第2号脈波センサー

ダイオード使用の脈波センサー

光源部には赤色光と赤外光を発する2色発光ダイオード（三栄メデス株式会社特注）を、受光部にはフォトダイオード（三栄メデス株式会社特注）を使用した。赤色光の発光スペクトルの中心は660nm、赤外光のそれは940nmであり、受光部の分光感度特性はスペクトルの幅が広い。光源部に2色の発光ダイオードを使用した理由は、赤色光と赤外光を単独使用した場合と、同時使用した場合の差違を調べる目的があったからである。これらの素子を埋込んだピックアップの形状は直径13mm 高さ6mm の円柱型であり、底面部には光源部と受光部の各素子を配している（図3上段）。

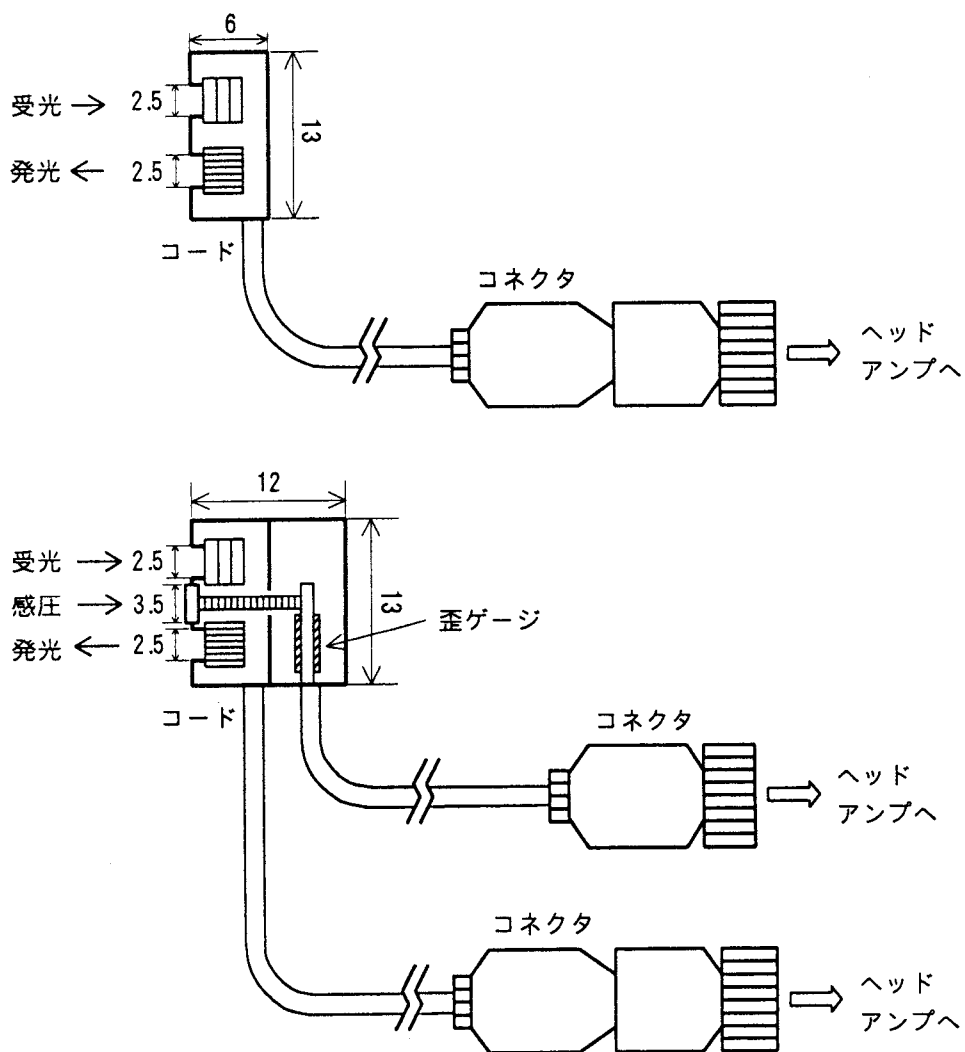


図3 試作第2号脈波センサーの側面図。
 発光部には2色発光ダイオードを使用し、受光部にはフォトダイオードを使用している。
 上段：圧センサーなし、下段：圧センサーあり

基本原型は以上であるが、装着圧を同時に測定できるピックアップも別途作成した。このタイプは底面部中央に1mm突起した直径3.5mmのロッドが配されており、突起部で受けた圧を歪ゲージに伝える仕組みとなっている。従ってその分だけピックアップが肉厚となり、高さは12mmになっている。これら素子やリー

ド線をモールドしたピックアップの素材には、エポキシ樹脂を使用した（図3下段）。ピックアップを体表面に装着する時には、光源部と受光部の素子が配されているピックアップ底面の周辺部に、ドーナツ型の両面接着テープの一面を貼り付け、他面を被測定体表面に貼り付ける。図4は回路図を示したものである。

2 色発光ダイオード

波長：940nm, 660nm

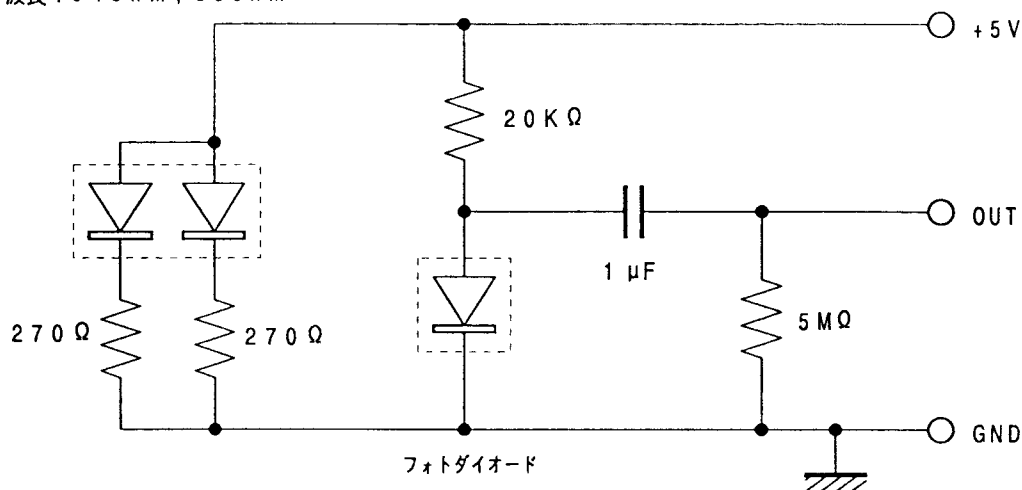


図4 試作第2号脈波センサーの回路図。
2色発光ダイオードのそれぞれのピーク波長は940nmと660nm.

2. 3 試作第3号脈波センサー

フォトリフレクタ使用の脈波センサー

第2号脈波センサーよりもさらに取り扱いやすく、かつ安定した測定が可能な、小型軽量の脈波ピックアップを作成すべく検討を重ね、以下に示す部材を使用して、第3号超小型脈波ピックアップを試作した。センサーにはフォトリフレクタ（浜松フォトニクス製）を使用した。このセンサーの特徴は以下の通りである。

- (1) 超小型であり、発光部（LED）と受光部（Ptr）が一体になっている（4×4×2mmのone chipタイプ）。

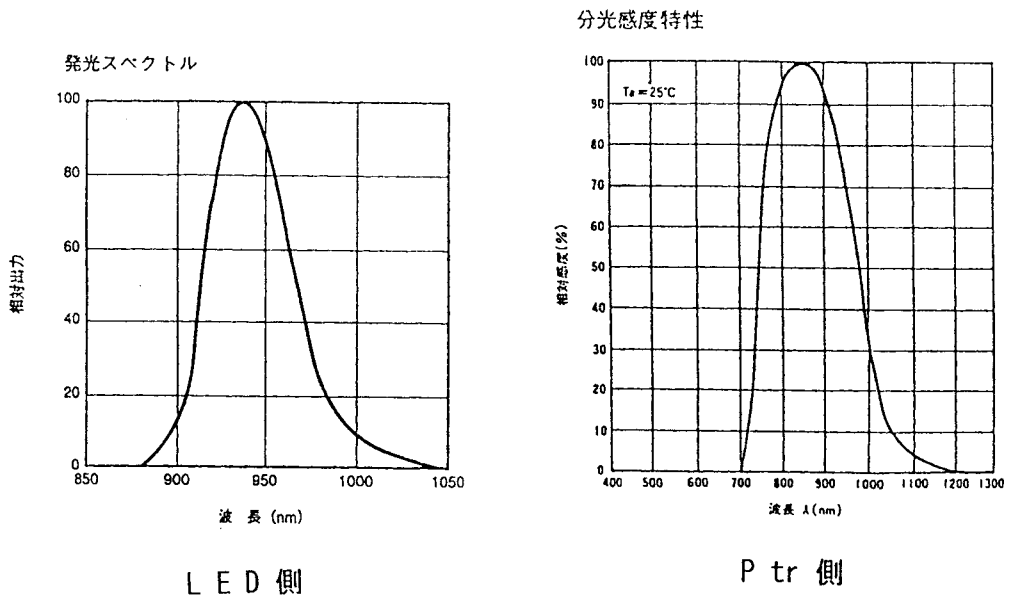


図5 試作第3号脈波センサーの発光部のスペクトルと受光部の分光感度スペクトル。
 図に示した左右スペクトルの帯域には重なり合う部分多い。LED:発光ダイオード, Ptr:フォトトランジスタ。

- (2) 発光スペクトルのピーク波長と受光部の分光感度スペクトルのピーク波長が近接している (図5)。
- (3) 外光の擾乱を受けにくい。
- (4) 発光部からの発熱をほとんど考えなくて良い。

製作した脈波センサーはエポキシ樹脂にモールドされおり、外観形状は直径6 mm、高さ3mmの円盤形をしている。また装着部位に対するセンサー自体の加重の付加を考慮し、リード線には直径0.4mmの3本よりステンレス線(クイナワイア)を使用した。センサー自体の質量は約1gとなっている。ピックアップを体表面に装着する時には、光源部と受光部の素子が配されているピックアップ底面の周辺部に、ドーナツ型の両面接着テープの一面を貼り付け、他面を被測定体表面に貼り付ける。図6には回路図を、図7にはピックアップの底面と側面図を示した。

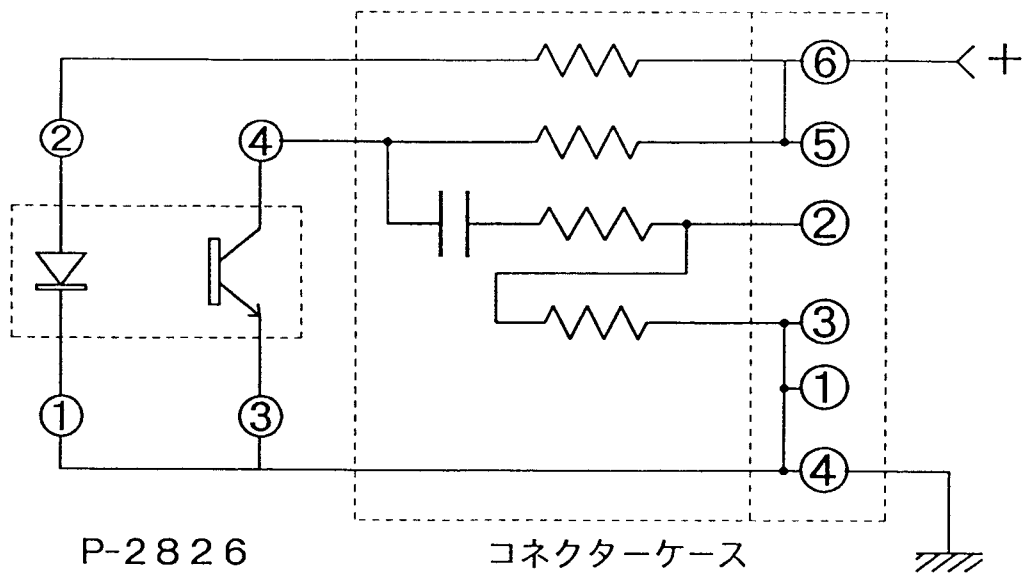


図6 試作第3号脈波センサーの回路図.

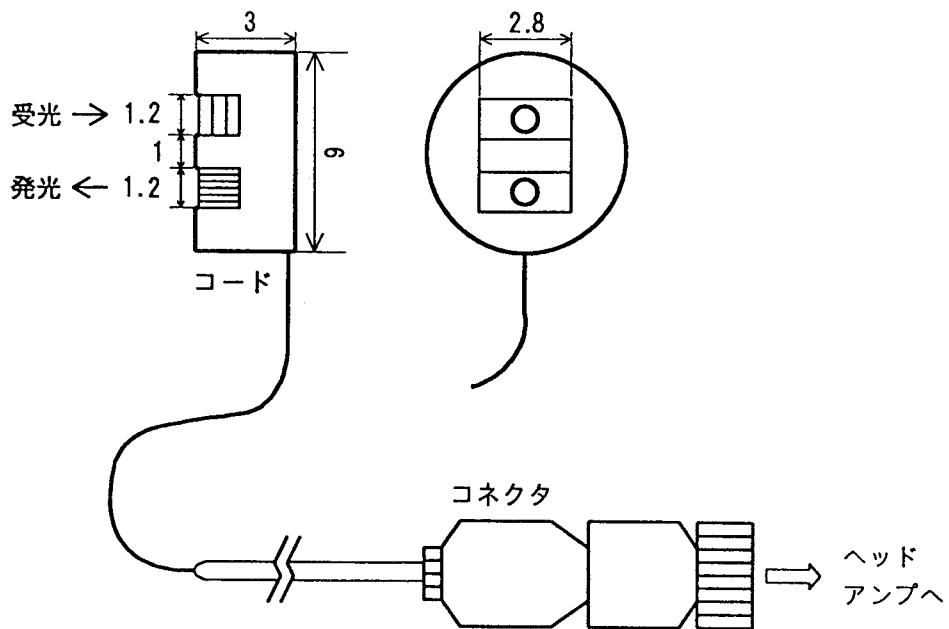


図7 試作第3号脈波センサーの底面と側面図.

2. 4 従来型と試作型の形状

従来型の脈波ピックアップと上述した試作型の形状を比較するために写真1を示した。写真の上段は各ピックアップの底面，下段は側面を表している。写真の左から右に向けて，従来型，試作第1号型，試作第2号型(圧センサーあり)，試作第2号型(圧センサーなし)，試作第3号型となっている。試作第1号型は以前に作製したものであり，本報告の対象にはなっていない。形状的にみても最終型である試作第3号は超小型化に成功していることがわかる。導出線の太さについても相互の比較をされたい。

2. 5 従来型と試作3号型による波形の分析

試作第3号型ピックアップ（以下試作型）の記録と従来型ピックアップの記録を比較するために，同時記録した両者の相互相関関数を求め，従来型ピックアップの自己相関関数の結果と比較して，両者の記録の類似度を検討した。分析の対象としたデータは，研究成果（3. 3）に記載した睡眠時のものを用いた。入眠期から起床時までの記録のうち，アーチファクトの混入の少ない個所とした。その際，徐波睡眠（SWS：深睡眠），中途覚醒状態から睡眠段階1（St.W～1），睡眠段階2（St.2），さらにREM睡眠（St.REM）の各睡眠相が含まれるように分析対象を設定した(表1)。

各分析対象区間で，脈波の波形を200Hzのサンプリング周波数でA/D変換し，

表1 相関分析の対象となった時期

| 分析区間 | 時刻 | 睡眠段階 |
|------|-------|----------|
| 1 | 23:42 | SWS |
| 2 | 0:02 | SWS |
| 3 | 0:21 | St.W～1 |
| 4 | 1:09 | St.1～2 |
| 5 | 3:17 | St.2 |
| 6 | 5:22 | St.REM～1 |
| 7 | 6:03 | St.2 |

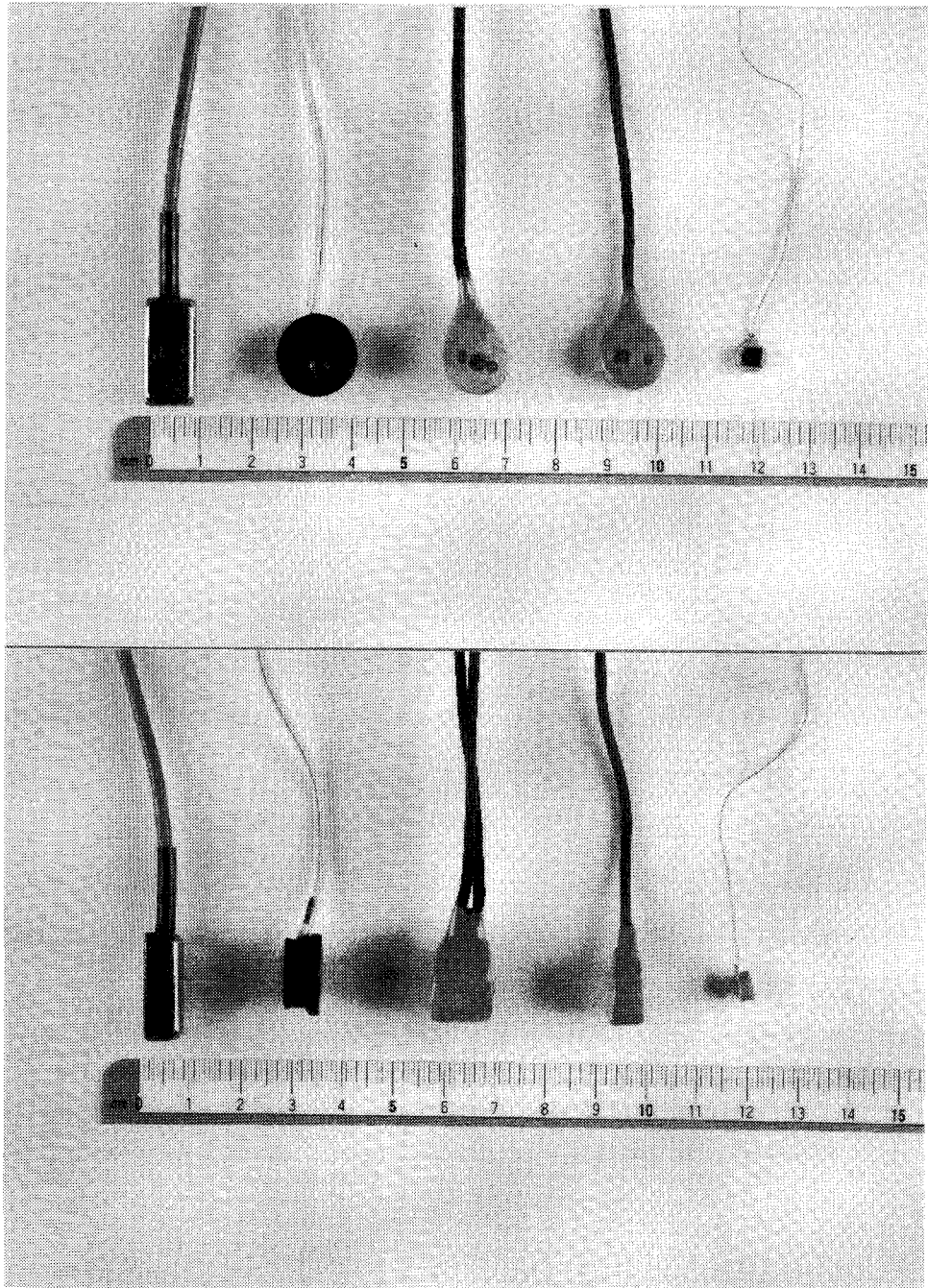


写真1 従来型と試作型の形状。
上段は底面，下段は側面を示す。写真の左から右に
向けて，従来型，試作第1号型，試作第2号型（圧
センサーあり），試作第2号型（圧センサーなし），
試作第3号型をそれぞれ示す。

7000点、35sを1サンプルとして連続8サンプル、280sのデータを求めた。サンプリングした波形は、各サンプルごとに3点間の移動平均処理の後(遮断周波数29.5 Hz)、100Hzで再サンプリングしたデータを用いた。それぞれのサンプルで30sのデータを用いて相関関数を算出した。つまり、3000点のデータを用いて、時間遅れを1500点、15sまで設定して離散的相関関数値を求めた。この結果、各分析区間ごとに30sのデータを用いた8個の相関関数を得た。

図8は、分析区間1、すなわち睡眠前半の徐波睡眠相での脈波記録から求めた相関関数の一例である。図の上段は分析対象となった脈波の波形を示している。試作型ピックアップによる記録は、こめかみ動脈部(図中の Head)と左手第3指(図中の Finger)からのものである。対照記録は従来型ピックアップによる左手第2指(図中の Control)からのものである。波形は Head の記録で振幅値が低い点と、対照記録の後半で基線の低下が生じている他は、視察上特に大きな差異は認めない。この区間の相関分析の結果が中段と下段に示した図である。図中の太線で示したデータは従来型ピックアップによる波形の自己相関関数を求めたものである。時間遅れ0msで最大値1をとり、1周期74~82msの拍動波成分による周期変動が見られる。その外に7~12周期の時点で0.1に満たない水準となり、その後若干の増加を示すおよそ16sに1回の基線変動成分が認められる。図中の細い線で描かれている値が、試作型ピックアップによる波形と従来型ピックアップによる波形の相互相関関数値である。このサンプルでは、こめかみ動脈部(図中段)と左手第3指の記録とも、従来型との相関が非常に高く、時間遅れ2msで最大値1を示し、その後の拍動波成分、基線動揺成分ともに従来型ピックアップの自己相関関数値とほぼ同様の値を示している。

図9は次の分析区間2の時期の一例である。このサンプルでは、拍動波成分の他に、呼吸由来と考えられる拍動波成分4~5周期分で、1周期に相当する基線動揺が認められる。このように周期成分が複合している波形の場合であっても、試作型による波形は従来型ピックアップの波形と相関がきわめて高い結果が得られた。こめかみ動脈部からの導出では時間遅れ2ms、左手第3指からの導出では時間

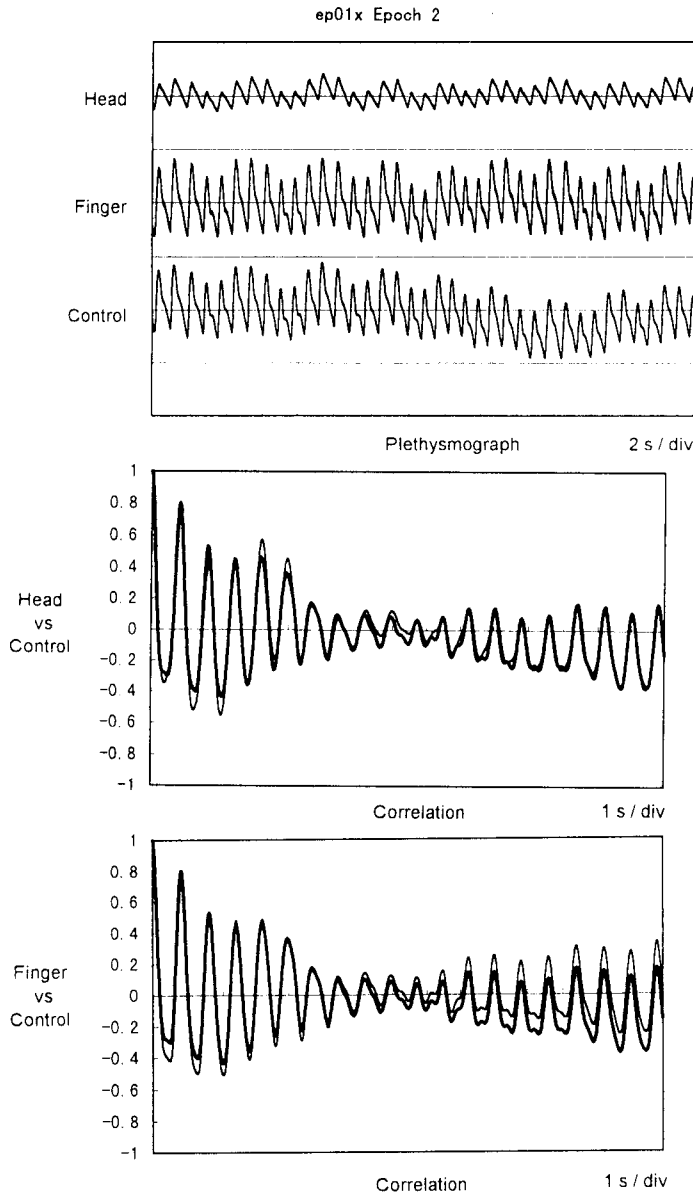


図 8 分析区間1の脈波波形とその相関関数。

図の上段は30sの分析区間の脈波波形を示す。中段と下段は、従来型ピックアップの波形の自己相関関数を求めたものと、従来型ピックアップと試作3号型ピックアップの波形の相互相関関数を求めたものである。太線は自己相関関数の値であり、細線が相互相関関数の値である。中段はこめかみ動脈部から記録した試作型脈波ピックアップと従来型ピックアップとの相関関数を示し、下段には左手第3指から記録した試作型脈波ピックアップと従来型ピックアップとの相関関数を示した。図中の Head はこめかみ動脈部、Finger は左手第3指の試作型ピックアップを示し、Control は従来型ピックアップを示す。

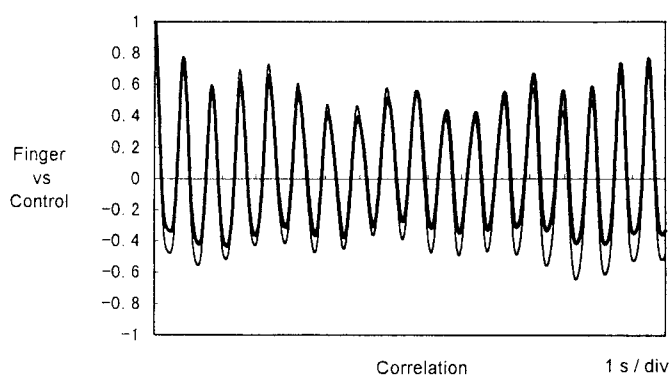
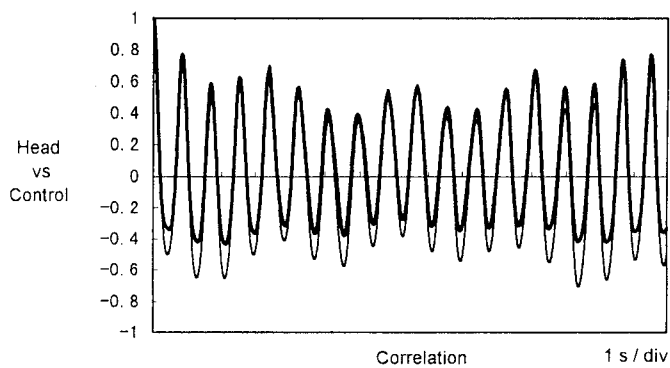
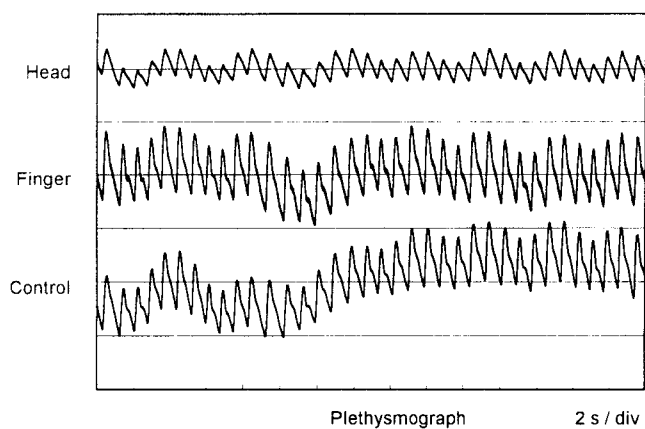


図9 分析区間2の脈波波形とその相関関数。
拍動成分と呼吸成分の周期的変動が認められる例。
図中の記号は図1と共通である。

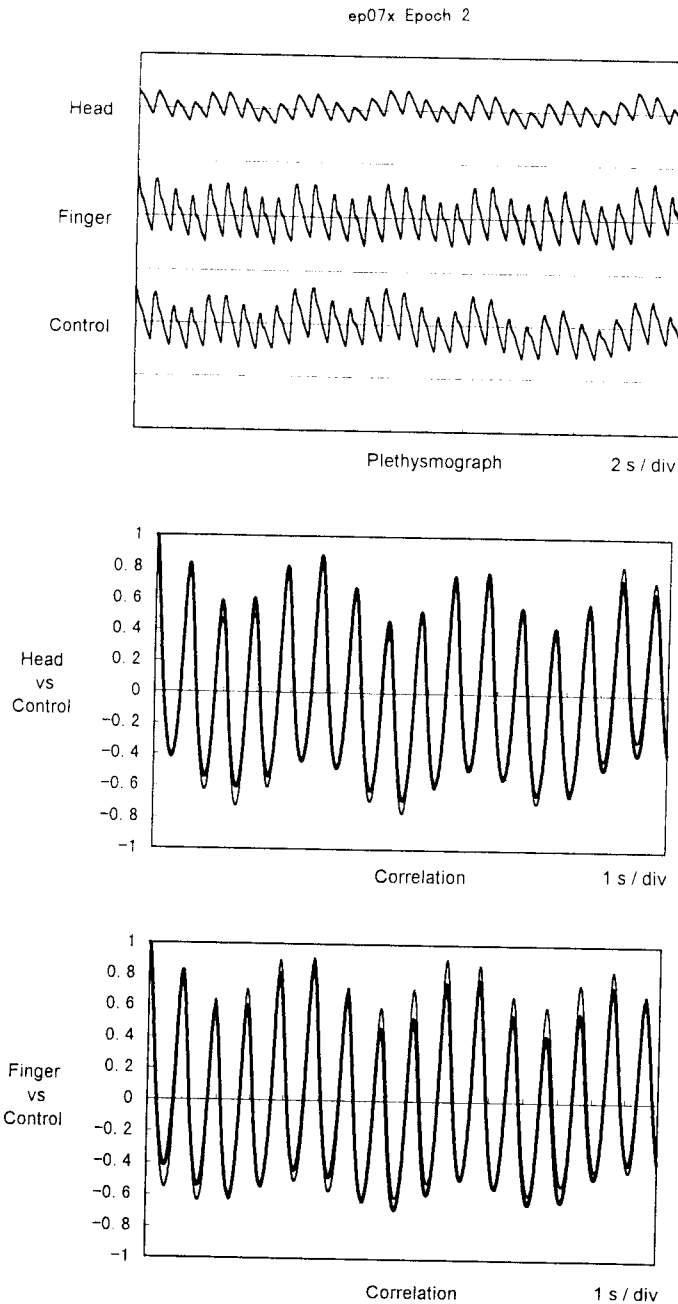


図10 分析区間7の脈波波形とその相関関数。
 就寝後約7時間経過したときの記録。睡眠前半の分析結果と同様に、従来型ピックアップの自己相関関数値と試作型と従来型ピックアップ間の相互相関関数値がほぼ一致する例。図中の記号は図1と共通である。

遅れ0msで最大値1をとり、拍動波成分と基線動揺成分によるピークを増減は従来型ピックアップの自己相関関数とほぼ一致する結果が得られた。

この傾向は記録時間の経過とともに劣化することではなく、安定した記録が得られた。図10は最終分析区間のサンプルの一例であり、入眠から7時間近く経過したときの波形である。この例でも拍動波成分および4～5sに1回程度の基線動揺成分が、どのピックアップからも記録されており、従来型ピックアップによる自己相関関数と試作型ピックアップとの相互相関関数はほぼ一致している。

ただし、図11に見られるように従来型ピックアップの自己相関関数とは異なるパターンも観察された。この場合の脈波波形は、拍動波成分と呼吸由来と考えられる周期成分は共通しているものの、従来型のピックアップにだけ記録の前半約8sに基線が若干低下する周期成分が認められる。このために、相互相関関数値は時間遅れ8sで最大値1を示している。このように従来型ピックアップのみに特有な基線動揺成分が含まれる場合は、拍動波成分の第1周期で関数値は最大値を示さない。表2はそれぞれの分析区間の各8サンプルのうち、こうした第1周期に関数値の最大値が得られなかったサンプルを示したものである。こめかみ動脈部、左手第3指からの波形のどちらからも、全56サンプル中8サンプル(14.3%)がこの例に相当する。特に、中途覚醒が含まれていたり、非常に浅い眠りの段階1の睡眠相(分析区間3, 4,)の時期で、半数近くのサンプルに従来型ピックアップと試作型ピックアップで異なる周期成分が含まれている。しかし、どのサンプルに

表2 時間遅れ0msの時点の相互相関関数値

| 分析区間 | Head | Finger |
|------|--------|--------|
| 1 | 0.9811 | 1.0000 |
| 2 | 0.9896 | 1.0000 |
| 3 | 0.9778 | 0.9841 |
| 4 | 0.9432 | 0.9885 |
| 5 | 0.9962 | 1.0000 |
| 6 | 0.9729 | 0.9999 |
| 7 | 0.9908 | 1.0000 |

表中の値は各8サンプルの関数値の中央値を示す

ep02x Epoch 5

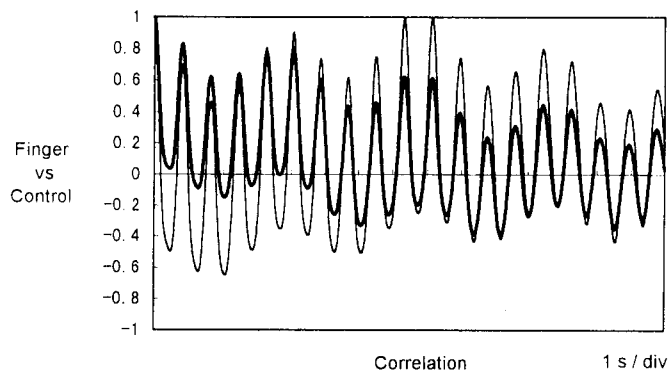
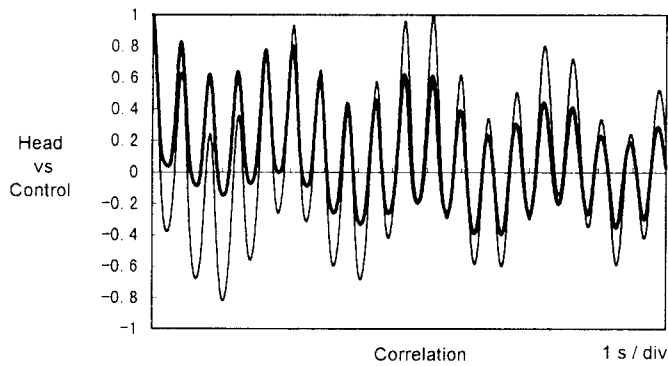
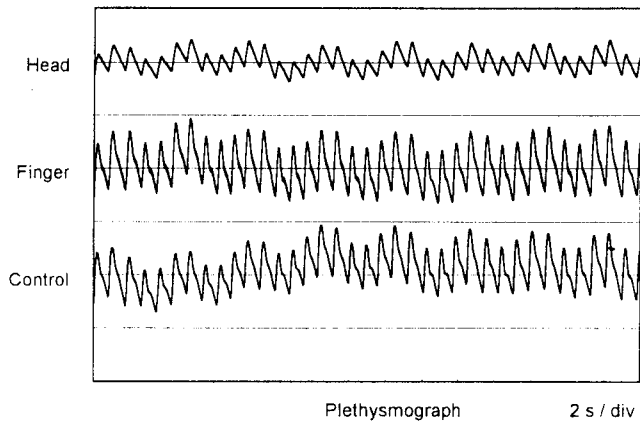


図11 分析区間2の脈波波形とその相関関数。
自己相関関数と相互相関関数の不一致が認められる例。
この例では、拍動成分と呼吸成分に共通な変動を認めるが、相互相関の最大値が8 sの時間遅れの時点で求まっている。図中の記号は図1と共通である。

においても拍動波成分には試作型ピックアップと従来型ピックアップの間で違いを認めなかった。また呼吸成分由来と考えられる拍動波成分4～5周期分の基線動揺成分が認められるサンプルも同様であった。

表3 第1周期に最大値をとらなかったサンプル数

| 分析区間 | Head | Finger |
|------|------|--------|
| 1 | 1 | 1 |
| 2 | 0 | 0 |
| 3 | 2 | 3 |
| 4 | 3 | 3 |
| 5 | 0 | 0 |
| 6 | 1 | 1 |
| 7 | 1 | 0 |

表3は相関関数の時間遅れ0msの時点での関数値を各分析区間ごとに8サンプルの中央値を求めたものである。こめかみ動脈部(表中 Head)は従来型ピックアップの導出部位である左手第2指から距離的に離れているために、通常1～3msの遅れで最大値をとる。そのために時間遅れ0msの時点では関数値は0.97から0.99の範囲の値となっている。一方、左手第2指(表中 Finger)から導出した試作型脈波ピックアップによる波形は、時間遅れ0msで従来型との相関が最大値1をとる区間が4区間認められた。中途覚醒や睡眠段階1といった非常に浅い眠りの状態のときには、若干類似度は低下しているものの、0.98以上の高い値が得られた。表2に示した拍動波成分の第1周期に最大値をとらないサンプルの中には、時間遅れ0msの時点では低い相関しか示さないもの、あるいは逆相関を示すものもあったが(最低値はHeadで-0.45, Fingerでは0.59),そのようなサンプルは例外的なものであり、8サンプルの中央値で見ると、相関関数の値は0.9を越し、試作型ピックアップと従来型ピックアップの波形は基本的に非常に類似している。

図12は同一被験者から得た別夜の睡眠時の脈波記録分析例である。この記録は明け方4時45分の睡眠段階2の時点のものである。これまでの結果と同様に、拍動波成分と基線動揺成分は試作型ピックアップと従来型ピックアップのいずれも

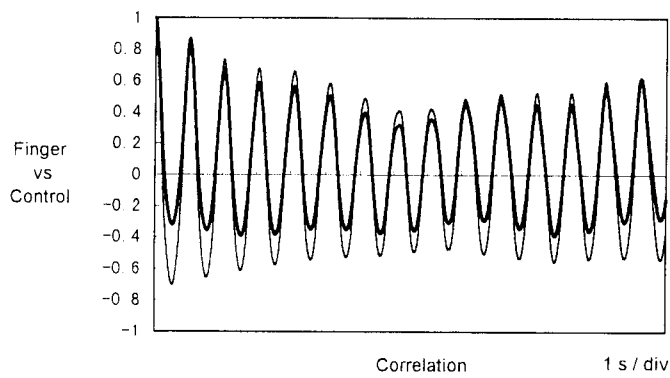
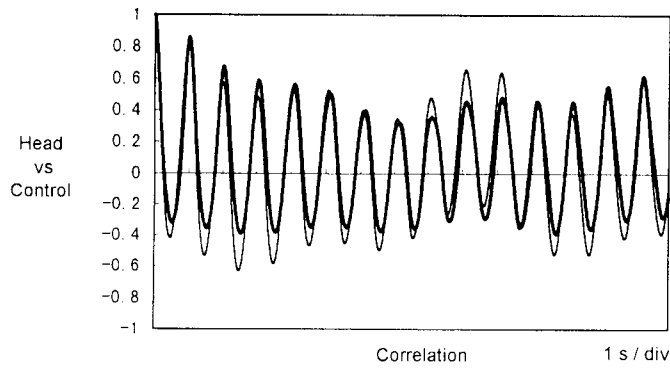
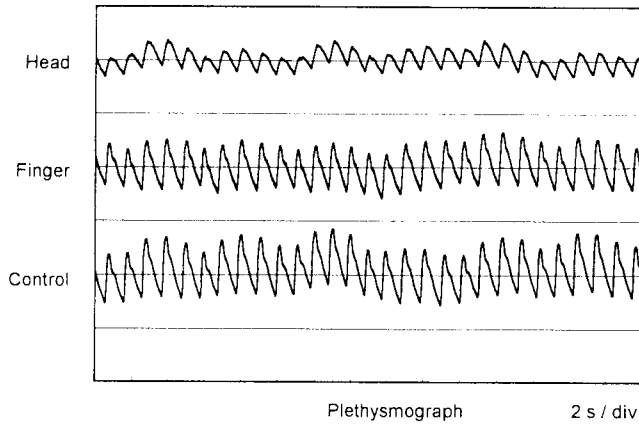


図12 別夜の睡眠時における脈波波形とその相関関数。
従来型ピックアップと試作型ピックアップの波形は
長時間の測定を経ても、顕著な変化は認められない。
図中の記号は図1と共通である。

類似した波形を示している。この結果から、試作型ピックアップによる脈波波形は、睡眠時記録のような長時間にわたる連続装着条件においても十分な記録を取ることが可能であり、実験を重ねても波形には特別な変化を認めず、従来型と比較して劣った記録とはなっていない。しかも、拍動波成分だけではなく、4～5秒の周期で起こる呼吸由来と考えられる基線動揺成分においても、従来型のピックアップと共通する波形が記録された。

以上、相関関数値を用いた波形の分析から、新型ピックアップによる波形は従来型ピックアップによる波形と比べて非常に高い類似度が示され、睡眠時記録のような長時間記録においても、安定して記録が可能であった。今後の脈波研究において、装着部位に対する制限の少なさ、ピックアップの小型化、発熱の少なさといった試作型ピックアップに有利な特徴を生かした成果が期待されるだろう。

従来型ピックアップによる波形との相違点としては、8 sを超えるような長い周期の基線変動成分に関して異なる波形が記録される可能性が示された。特に中途覚醒や睡眠段階1の時点で記録されたサンプルにその傾向が現れていた。こうした長い周期の基線変動成分は、それが生理学的あるいは心理学的な背景をもつものや、体動などのアーチファクトによるものなどの要因がいくつか考えられる。長い周期成分の記録に関しては、従来型と試作型ピックアップのいずれの信号がより生理/心理学的な機能を反映したものであるのか、今後ともさらに検討する必要がある。

3. 発表した研究成果の要旨

3. 1 日本生理心理学会

第11回日本生理心理学会学術大会(1993年)

生理心理学と精神生理学, 11巻, 2号, p.100,1993.

『加齢と脈波パターン』

一側の手掌部から容積脈波を測定し、加齢とのかかわり合いを精神生理学的に検討した。対象は年齢を異にする男女97名からなり、この被験者を便宜的に A 群(15～29歳：29名)、B 群(30～39歳：14名)、C 群(40～49歳：18名)、D 群(50～59歳：11名)、E 群(60～69歳：12名)、F 群(70歳以上：13名)の6群に群分けした。脈波の変化を観察するために、1000 Hz, 85 dB, 持続1 sec の音刺激を、適当な間隔で繰り返し提示した。その結果、第1刺激に対する脈波の振幅変化(振幅低下)は、A 群が最も大きく、以下 B, C, D, E, F 群の順序になった。第2刺激に対する変化も同様な推移を示したが、第1刺激に比較してその変化は加齢と共に減少した。ここでは広範な年齢層に脈波を適用する場合、加齢の考慮が必要であることを指摘した。

第12回日本生理心理学会学術大会(1994年)

生理心理学と精神生理学, 12巻, 2号, p.124,1994.

『新型脈波センサの試作』

反射光電型の新型脈波ピックアップを試作した。形状外形は Beckman 社の皮膚電極と類似しており、山高帽型である。皮膚への装着面にはランプとセンサーを、従来型と同様に配している。但し、ランプは従来のタングステンランプに代えて発光ダイオードを使用している。このことにより、光源としてのスペクトルが安定し、ランプからの発熱を大幅に防げることがわかった。赤色光と赤外光を発するダイオードの使用経験では、脈波測定には赤外光のみで十分でありことも

明らかになった。これらの脈波センサーを測定部位に装着する場合、20-30グラムの圧をかけると大きな波高の脈波を記録できることも確認できた。

第13回日本生理心理学会学術大会(1995年)

生理心理学と精神生理学, 13巻, 1996。(印刷中)

『超小型脈波センサーの試作と使用経験』

情動の生理指標として使用される従来型の脈波センサーの欠点を洗い直し、多用途型の超小型脈波センサーを試作した。生体組織(皮膚)は近赤外光を透過するが、血管中のヘモグロビンはそれをかなり吸収する。従って、脈波センサーには安定した近赤外線を発する発光部と、発光部のスペクトル領域を捕捉する受光部が必要である。このような点を勘案してセンサーにはフォトリフレクタを用いた。理由は、(1)発光部(LED)と受光部(Ptr)が一体になっており超小型、(2)発光スペクトルのピーク波長と受光部分光感度のそれが近接している、(3)外光の擾乱を受けにくい、(4)発光部の発熱は無視できる。このセンサーはエポキシ樹脂にモールドしたが(直径6mm, 高さ3mm)、装着部位への加重付加を考慮し、リード線は直径0.4mm, 3本よりステンレス線を使用し、全体としての軽量化を図った。

3. 2 日本心理学会

第57回日本心理学会(1993年)

第57回日本心理学会大会発表論文集, p257, 1993.

『加齢による容積脈波の変化』

一般に皮膚血管は交感神経性血管収縮線維の神経支配を受けており、脈波が交感神経系の緊張状態を評価する指標として利用されてきた所以はここにある。従って精神生理学的には、被験者の興奮、緊張、不安等の情動状態を調べるのに都合が良い指標である。

若年者は刺激に対して鋭敏な脈波変化を示すが、老年者ではその変化が鈍いという長年に渡る臨床経験をもとに、ここでは加齢と脈波変化の関連を調べた。

【方法】

被験者：社会保険埼玉中央病院神経科の外来受診患者男女97名（年齢範囲；16歳～85歳）であり，全て軽度なレベルに留まる神経症患者であった。

生理的指標の測定：従来同様の手法に準じて，脈波を安静条件下に記録した。反応が安定した段階で，音刺激装置により1000Hz，90dB，持続1s音を30-50sの間隔でランダムに複数回提示した。

【資料の処理】

刺激の新奇性を考慮し，音刺激提示の第1試行と，第2試行の脈波変化のみを年齢層別に調べた。年齢層は，1) 16～29歳(N =29)，2) 30～39歳(N =14)，3) 40～49歳(N =18)，4) 50～59歳(N =11)，5) 60～69歳(N =12)，6) 70歳以上(N =13)の6群に分類した。脈波は刺激提示時点から1-2sの潜時をおいて一過性的変化を示し，約15-20s後に刺激前のパターンに大方回復することが観察されたので，ここでは刺激提示後に生じた最低振幅値を刺激提示直前の振幅値で除し，脈波振幅の減少率を各被験者毎に求めた。

【結果と考察】

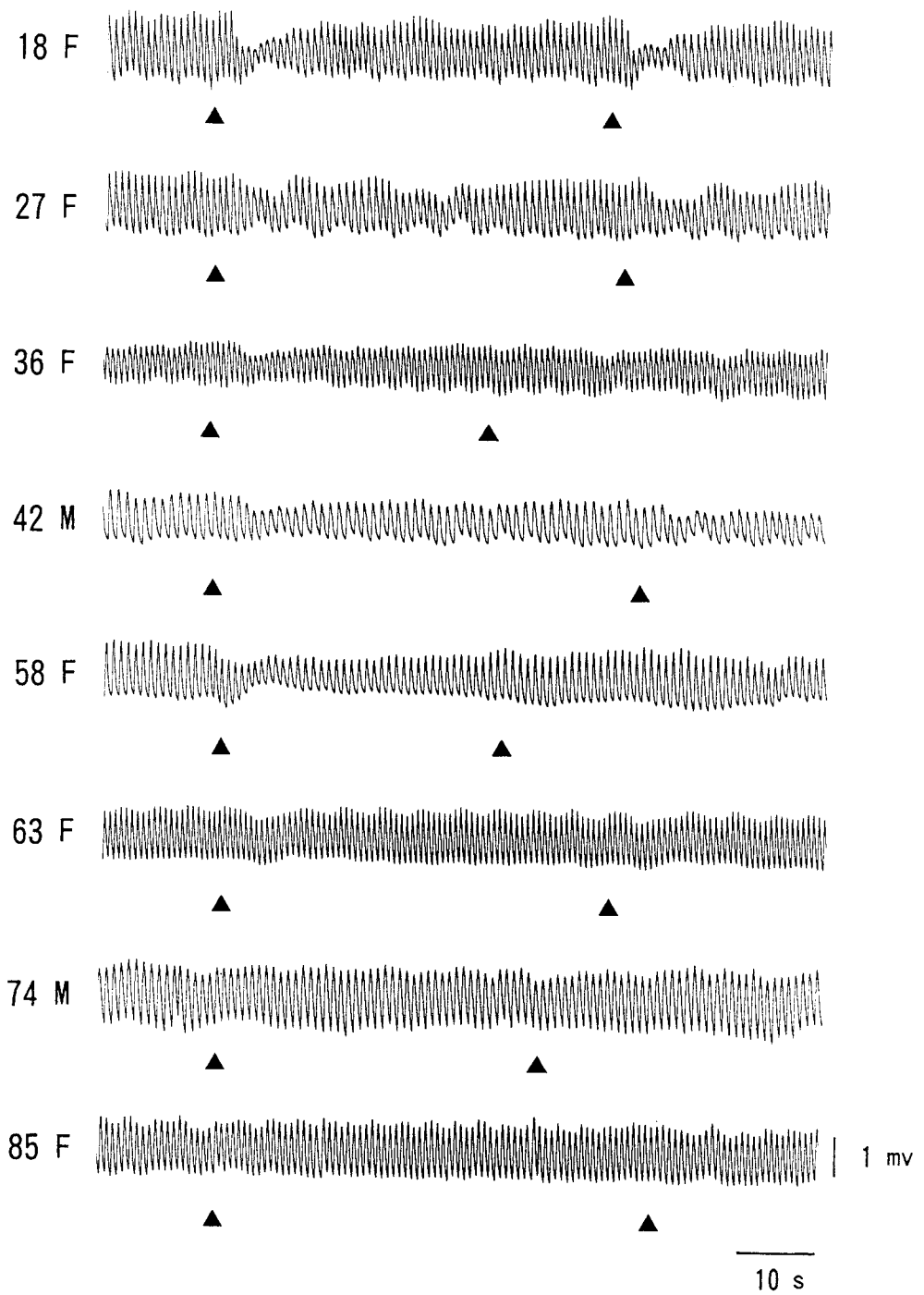
各年齢の脈波変化は図 A に示した。各年齢層別の脈波振幅の減少率は（図 B，図 C），加齢とともに鈍化している。加齢による脈波変化の鈍さは，末梢血管支配の交感神経機能低下と考えられるが，現時点では生理学的な証拠が不足している。高齢化社会を迎えるに当たり，高齢者の生理学や心理学的研究はますます盛んになるであろう。年齢を大きく異にする被験者間のデータを扱う場合には，加齢変化に留意すべきであることが，脈波を対象とした今回の測定からも明かとなった。

第58回日本心理学会(1994年)

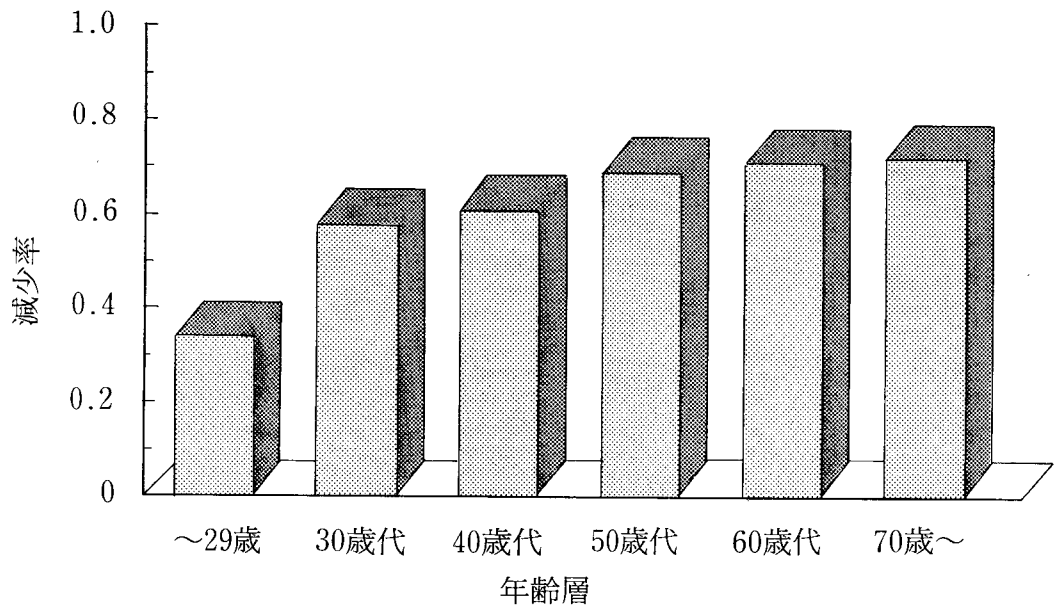
第58回日本心理学会大会発表論文集，p.489，1994.

『新型容積脈波ピックアップの試作』

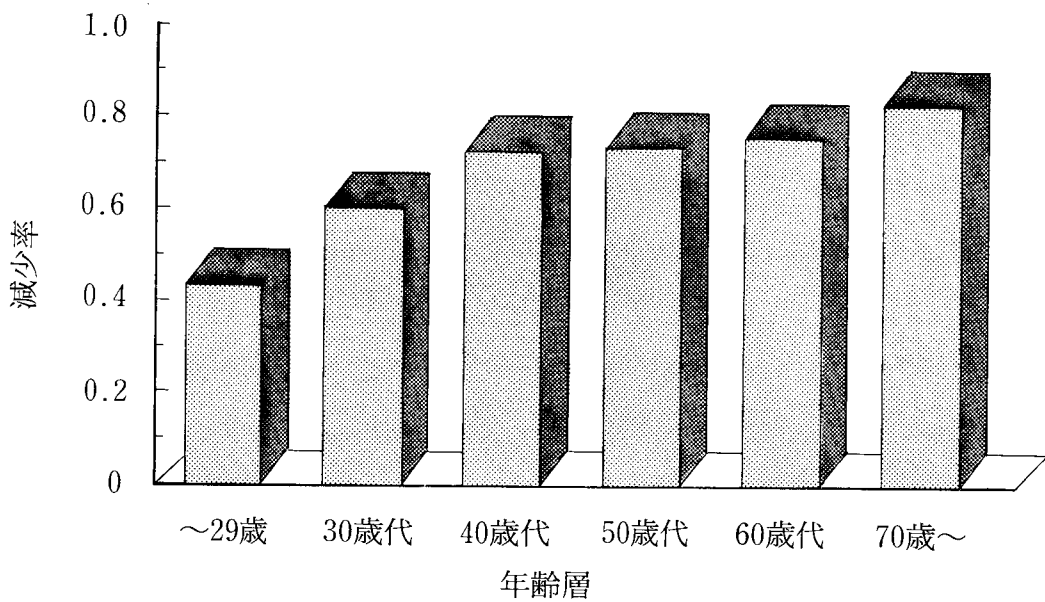
末梢循環の指標として多用されている光電型の容積脈波ピックアップは，光源部と受光部の素子から構成されており，光源部には小型の豆ランプ（タングステ



図A 各年齢の脈波像。
 図中黒三角印は音の刺激提示時点を示す。



図B 各年齢層別の脈波振幅減少率 (第1刺激).



図C 各年齢層別の脈波振幅減少率 (第2刺激).

ンランプ)を、受光部には硫化カドミウムセル (CdS) が一般には用いられている。市販品はかなり小型軽量化に成功しているが、光源部と受光部は旧態依然のまま、改良はみられていない。また脈波ピックアップを皮膚部位に装着する際には、装着圧が問題となる。どの程度の装着圧が脈波測定には適しているかを確認する必要もある。

ここでは安定した光源を得るために光源部には発光ダイオードを、また受光部にはフォトダイオードを使用し、装着圧も同時に測定可能な圧センサー内蔵の脈波ピックアップを試作したので、その使用経験も併せて報告したい。

【新しい脈波ピックアップ】

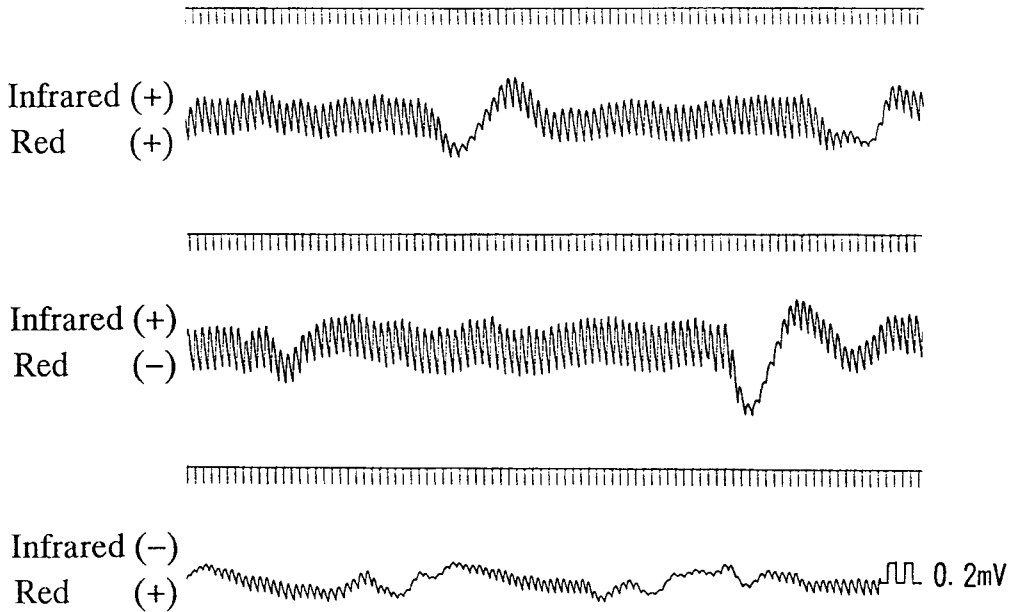
光源部には赤色光と赤外光を発する2色発光ダイオードを、受光部にはフォトダイオードを使用している。赤色光の発光スペクトルの中心は660nm、赤外光のそれは940nmであった。光源部に2色の発光ダイオードを使用した理由は、赤色光と赤外光を単独使用した場合と、同時使用した場合の差違を調べる目的があったからである。これらの素子を埋込んだピックアップの形状は直径13mm 高さ6mmの円柱型であり、底面部には光源部と受光部の各素子を配している。基本原型は以上であるが、装着圧を同時に測定できるピックアップも別途作成した。このタイプは底面部中央に1mm 突起した直径3.5mm のロッドが配されており、突起部で受けた圧を歪ゲージに伝える仕組みとなっている。従ってその分だけピックアップが肉厚となり、高さは12mm になっている。これら素子やリード線をモールドしたピックアップの素材には、エポキシ樹脂を使用した。ピックアップを体表面に装着する時には、光源部と受光部の素子が配されているピックアップ底面の周辺部に、ドーナツ型の両面接着テープの一面を貼り付け、他面を被測定体表面に貼り付ける。

【使用経験】

この脈波ピックアップを健康な男子学生5名の指尖部、手掌小指球部に装着して、安静時の容積脈波を記録した。測定・記録の手法は従来の方法に準じた。装着圧は血圧増幅用ユニットを併用し、mmHg 値からg 値に換算した。

光源部

赤色光と赤外光の発光ダイオードを使用したか、両光を同時に発光させた時と赤外光を単独に発光させた時の脈波振幅はほぼ同様であった。しかし赤色光を単独に発光させた時には脈波振幅が前者の約1/2に減衰した（図D）。従って脈波の



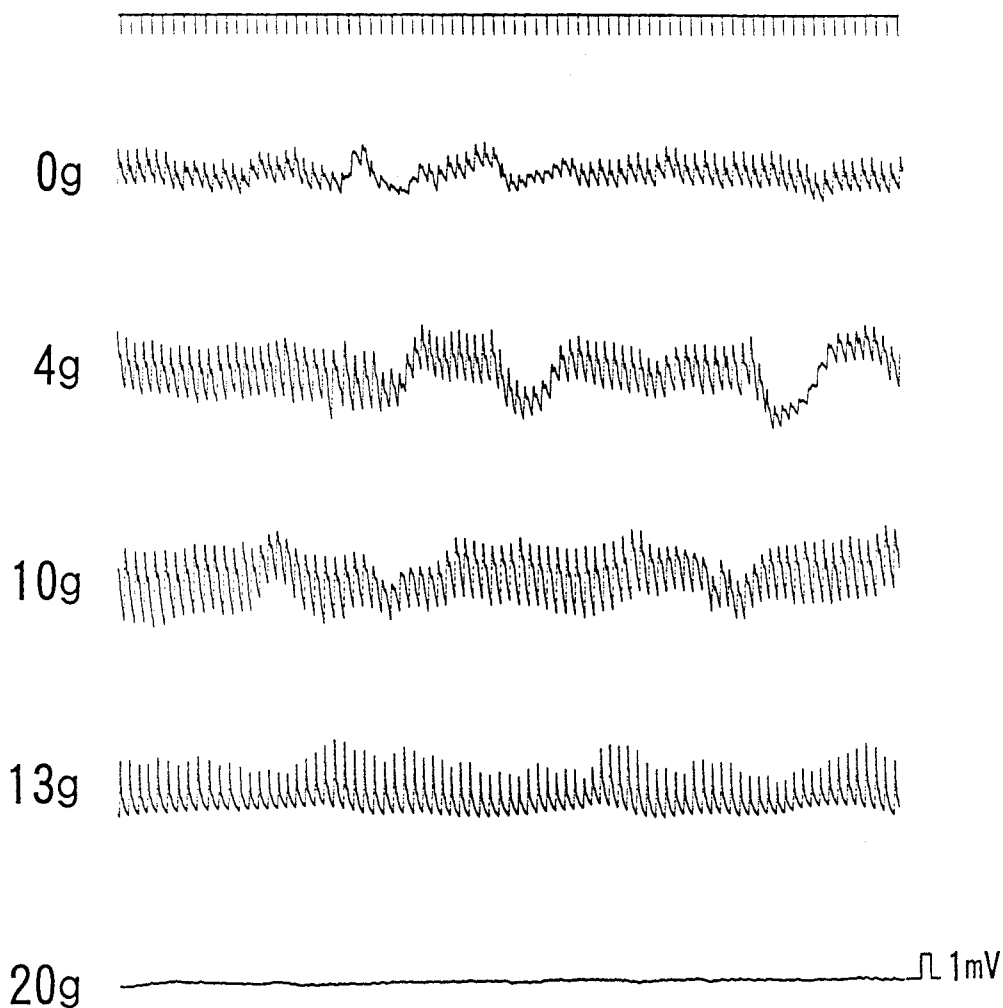
図D 試作第2号脈波センサーによる記録。
上段：光源部に赤外光と赤光を同時に使用。
中段：光源部に赤外光のみを使用。
下段：光源部に赤光のみを使用。
各段のタイミングマークは1sを示す（以下の図でも同じ）。

測定には赤外光のみで十分であるが、赤外光のみの使用ではピックアップの作動状態を肉眼で観察することができない。それ故、赤色光と赤外光の同時使用はピックアップの点灯状態を確認することができ、便利であることが明らかになった。

装着圧

これら脈波ピックアップを測定部位に装着し、適当なステップで装着圧を変化

させたところ、4~11gの範囲内では波高の大きな脈波を記録できたが、この範囲より下回る圧では圧の低下と共に脈波振幅が減衰した。一方この範囲を上回る圧では、圧の増加と共に突発的な脈波振幅の増加と低下の混在したパターンがみられ、20gの装着圧では脈波の出現がまったくみられなくなった(図E)。



図E 装着圧と脈波振幅。

光源部の発熱温度

従来型のタングステンランプと本報告で使用した発光ダイオードの発熱温度を

それぞれ1hにわたり調べてみた。温度の測定は体温測定用のセンサーを用いた。センサーの表面に従来型の脈波ピックアップ（タングステンランプ使用）の光源が当たるように貼り付け、周囲を黒布で覆って連続測定したところ、31.1～32.5°Cの値を示した。一方、発光ダイオードを使用した脈波ピックアップを同様の手法で連続測定した結果は、27.4°Cの一定した値を示した。

比較的長い時間に渡り脈波を連続的に測定すると、脈波ピックアップを装着した皮膚部位（指尖部が多い）に温感を覚えたという被験者報告が多く聞かれる。この温感は光源部に使用した小型タングステンランプからの放熱によるものと思われる。測定部位が温められれば同部位の局所皮膚温が上昇し、皮膚血管の拡張が予測される。見かけ上は脈波波高の増加であっても、心的リラックスによるものなのか、それとも局所皮膚温の単なる上昇によるものなのかを弁別は困難である。従って、光源部からの発熱は低いことが望ましい。その意味でも、発光ダイオードの方がタングステンランプよりも優れている。

本報告で使用した容積脈波ピックアップは未完成品であり、まだまだ改良の余地がある。とりわけ外乱光の影響を受けないセンサーの選択は重要な課題である。ピックアップの小型化は可能であるが、装着圧の測定技術に関しては、発想を変えた新タイプのピックアップ開発が待たれる。

第59回日本心理学会(1995年)

第59回日本心理学会大会発表論文集, p.444, 1995.

『超小型容積脈波ピックアップの試作』

末梢循環の動態から感情変化を客観的に捉える目的で、種々の脈波ピックアップが開発されてきた。光電型の容積脈波ピックアップは、光源部と受光部の素子から構成され、光源部には小型の豆ランプ（タングステンランプ）を、受光部には硫化カドミウムセル（CdS）が用いられている。市販品の中には小型・軽量化に成功しているものも見受けられるが、こと光源部と受光部の素子に関しては、改良が施されていない。

我々は取り扱いやすく、かつ安定した測定が可能な、小型軽量の脈波ピックアップを作成すべく検討を重ねてきたが、ここでは以下に示す部材を使用し、超小型の脈波ピックアップを試作したので、その使用経験や従来型の問題点をも併せて報告したい。

【新しい脈波ピックアップ】

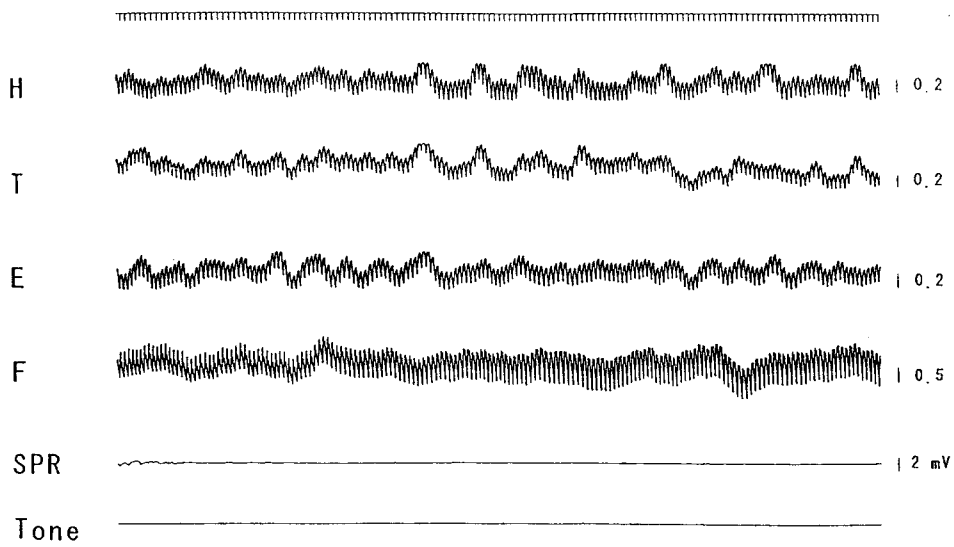
生体組織は近赤外線の光を透過するが、末梢血管中のヘモグロビンはその透過光をある程度吸収する。このヘモグロビンに吸収された波長の光量を増幅して波形を描かせる方法が、光電的な容積脈波測定の原理である。従って、ヘモグロビンの吸光係数が他の組織に比較して、非常に高くなるような光源を発光部に使用する必要がある。先行研究では、この吸光係数のスペクトル幅は約800-900nmと報告されている。また、当然受光部は発光部のスペクトル幅にみあった分光感度特性を備えなくてはならない。このような点を考慮して本研究では光源部と受光部にフォトリフレクタ（浜松フォトニクス製）を使用した。このセンサーの特徴は以下の通りである。

- (1) 超小型であり、発光部 (LED) と受光部 (Ptr) が 一体になっている (4×4×2mm の one chip タイプ)。
- (2) 発光スペクトルのピーク波長と受光部の分光感度スペクトルのピーク波長が近接している。
- (3) 外光の擾乱を受けにくい。
- (4) 発光部からの発熱をほとんど考えなくて良い。

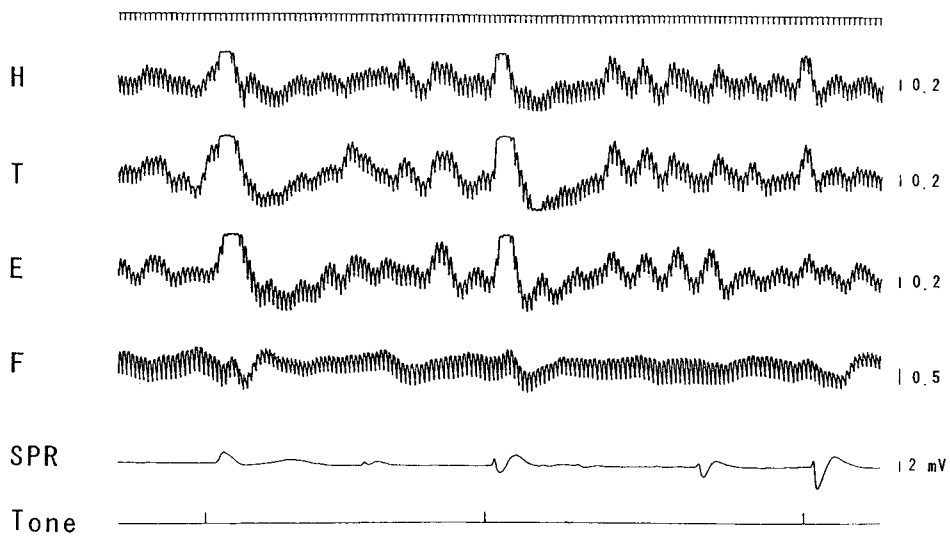
製作した脈波センサーはエポキシ樹脂にモールドされおり、外観形状は直径6 mm、高さ3 mm の円盤形をしている。また装着部位に対するセンサー自体の加重の付加を考慮し、リード線には直径0.4mm の3本よりステンレス線(クイナワイア)を使用した。

【使用経験】

この脈波ピックアップを健康な男子学生10名の前額部、こめかみ部、耳朶部、指尖部に装着して、従来の手法で容積脈波を記録した (図 F,G)。



図F 体表各部位からの同時記録。
 H:前額部, T:こめかみ部, E:耳朶部, F:指尖部の各脈波。
 SPR:皮膚電位反応, Tone:音刺激のマーク。
 この図では音刺激は提示されていない。



図G 体表各部位からの同時記録例。
 略字, 略号は図Fと同じ。この図では音刺激が提示されている。

1. 装着法と長時間測定

これら脈波ピックアップを測定部位に装着するにあたっては、サージカルテープを使用し、ピックアップの背面から包み込むようにして測定部位の皮膚に密着させた。従来の市販品ではリード線の重みによる装着部位のひきつれが問題であったが、今回製作した脈波ピックアップは超小型であり、かつリード線も含めて超軽量であるために、装着した皮膚部位がひきつれることはなかった。また長時間の測定を目的に睡眠実験時にも適用したが、トラブルはなかった。

2. 光源部の発熱温度

比較的長い時間に渡り脈波を連続的に測定したときに、従来型の脈波ピックアップでは、装着部位（指尖部が多い）に温感を覚えたという被験者の報告が多く聞かれる。この温感光源部に使用した小型タングステンランプが発する熱によるものと思われる。測定部位が温められれば同部位の局所皮膚温が上昇し、皮膚血管の拡張が予測される。見かけ上は脈波波高の増加であっても、その現象が心的リラックスによるものなのか、それとも局所皮膚温の単なる上昇によるものなのかを弁別することは困難である。従って、光源部からの発熱は低いことにこしたことはない。その意味でも、光源に使用した発光ダイオードははるかにタングステンランプよりも優れていた。

3. 従来型の問題点

この点に関しては、発光部のタングステンランプが可視光線から赤外線まで含む幅広いスペクトルを有していたこと、そして受光部に使用されていた CdS の分光スペクトルも同様であり、時間経過や温度の影響も受けやすいことが指摘されている。

3. 3 日本脳波・筋電図学会

第25回日本脳波・筋電図学会（1995年）

脳波と筋電図，24巻，1996。（印刷中）

『超小型脈波センサーの長時間睡眠記録への応用』

末梢血管の血流量の変動を測定する容積脈波は、自律神経系とりわけ交感神経の活動を反映する指標として用いられ、寒冷刺激による反応や情動の指標としてよく用いられる。しかしながら、容積脈波を睡眠研究に用いられることは希である。その理由として、光電式容積脈波ピックアップが大型で装着しにくい。光源であるタングステンランプは、可視光を含み、暗室では明瞭に視認できてしまう。睡眠記録のような長時間測定では、ランプの発熱を無視できないなどがある。

このような従来型の光電式容積脈波ピックアップの欠点を改良した超小型容積脈波ピックアップを開発したので、長時間睡眠記録へ適用してみた。

この超小型容積脈波ピックアップの改良点と特徴は以下のとおりである。

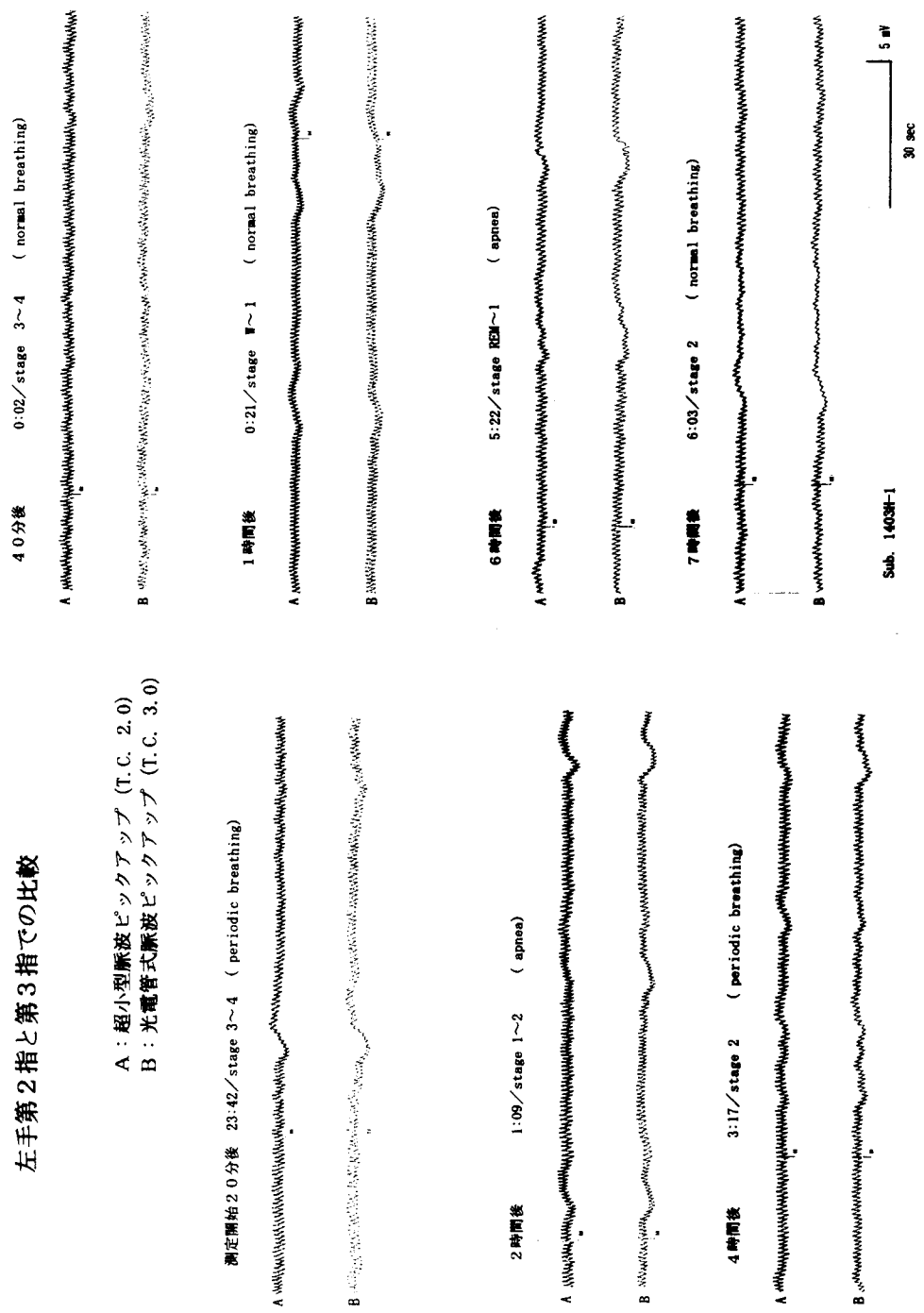
1. 形状は直径 5 mm、高さ 2 mm の円柱状で、非常に小さく軽量である。
2. 光源部(LED)と受光部(Ptr)に4×4×2mm のフォトリフレクタ(浜松フォトリクス)を用いたため、小型化が可能になり、かつ発熱がほとんどない。
3. このフォトリフレクタは、発光スペクトルのピーク波長と受光部の分光感度スペクトルのピーク波長が近接している。また外光の攪乱を受けにくい。
4. リード線には0.4mm 3芯ステンレス線を使用し軽量化かつ耐久性の向上をはかっている。したがって、リード線の重みでピックアップが脱落したりせず、粘着テープで簡単に装着できる。そのため、あらゆる測定部位に装着可能である。

この超小型脈波ピックアップを用いて長時間連続測定した場合の、センサーの耐久性、記録の安定性と信頼性を検討するために睡眠ポリグラフに加え脈波記録を行った。被験者は、睡眠時無呼吸患者であり、無呼吸に伴う脈波の動態も観察した。

図 H は、左手第 2 指に従来型の光電式脈波ピックアップ、同左手第 3 指に超小型脈波ピックアップを装着し比較したものである。末梢血管の収縮である FPR (finger plethysmo response) は、健常者の場合は REM 睡眠と NREM 睡眠とで反応率に差があるが、無呼吸患者の場合 REM 睡眠でも NREM 睡眠でも無呼吸からの回復時、周期性呼吸の深呼吸時に同期して FPR が認められ、両ピックアッ

左手第2指と第3指での比較

A : 超小型脈波ピックアップ (T.C. 2.0)
 B : 光電管式脈波ピックアップ (T.C. 3.0)



図H 同一側における従来型との同時記録。
 睡眠時を利用して長時間の記録をしている。事態は以下の図でも同じ。

左右第2指での比較

A : 超小型脈波ピックアップ (T.C. 2.0)
B : 光電管式脈波ピックアップ (T.C. 3.0)

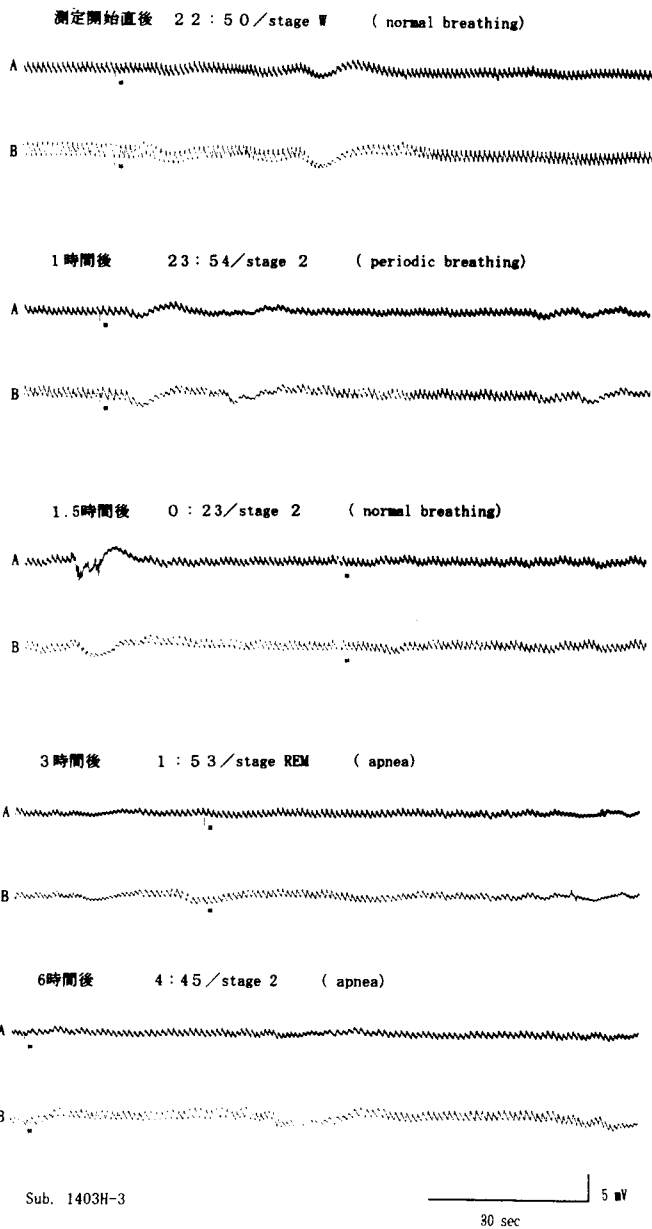


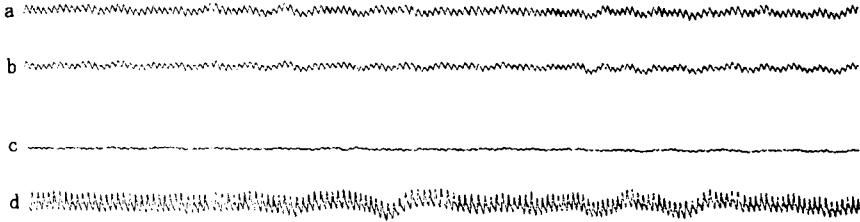
図 I 左右両側における従来型との同時記録。

部位差

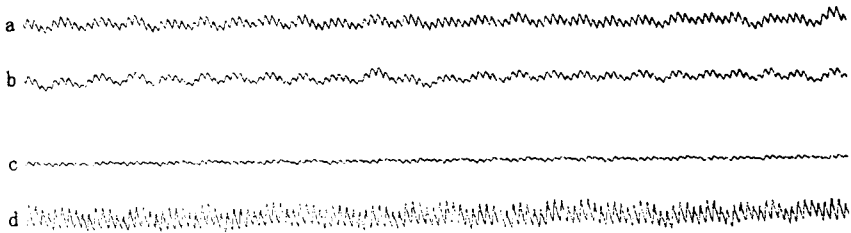
a : 前額部 b : こめかみ動脈部
c : 胸骨部 d : 指尖

23:21 / stage 1~2 (入眠期 : normal breathing)

Sub. 1403D-3

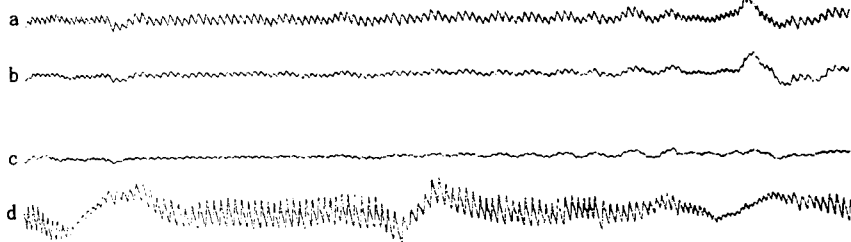


5:16 / stage 3 (normal breathing)

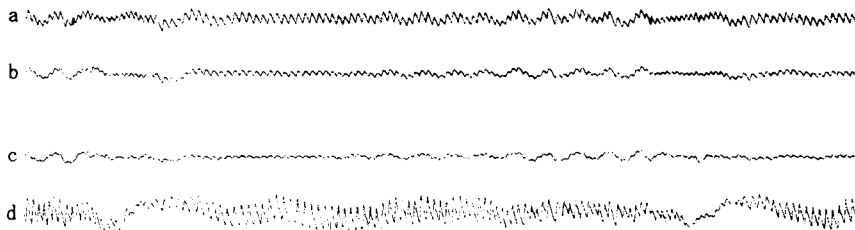


4:53 / stage 2 (stage REM 直前 : apnea)

Sub. 1403D-1



5:11 / stage 1 (stage REM 直後 : apnea)



2.5 mV
30 sec

図J 体表各部位からの同時記録。

ブの比較には好都合であった。測定開始から約7時間後までの記録を見る限り、両者の間に特筆すべき差は認められなかった。

図Iは、左手第2指に従来型の光電式脈波ピックアップ、右手第2指に超小型脈波ピックアップを装着し比較したものである。睡眠の体位や体動などを反映し、FPRに左右差が認められる記録もわずかにあったが、約6時間の記録中、全体として両者の差は認められなかった。

図Jは、4チャンネルの超小型脈波ピックアップを用いて、同じ無呼吸患者を用いて、脈波の部位差を見たものである。測定部位は、前額部、こめかみ動脈部、胸骨部、指尖（左手第2指）の4部位とした。FPRは指尖で明瞭な反応を示すが、前額部、こめかみ動脈部、胸骨部の順で反応は不明瞭になり、胸骨部ではほとんど反応は認められない。

以上のように、超小型脈波ピックアップは従来型の光電式脈波ピックアップと同様に長時間にわたっても安定して記録できた。両者の比較から、その記録の信頼性も高いものと考えられる。

さらに、本ピックアップはほとんど発熱がない。これは、睡眠時の記録のように長時間同一部位に装着し記録をする実験にとって重要な長所である。また、超小型であることは、装着によって睡眠を妨害することがほとんどない。このような長所を持っているので、覚醒時のみならず長時間の睡眠記録などにも本ピックアップを推奨できよう。