

心電図テレメーター用 電極の改良点について

長 嶋 次 男
藤 松 喜 博
森 喜 正

はじめに

運動動作中の心電変化の記録は、心拍数変動様態を中心として、多数の報告がなされている。私達の研究室でも、「トレーニングが生体に及ぼす影響についての研究」のために此処5年間程、身体の激運動中の心電図変化の調査を進めてきましたが、その際技術的な面で多くの問題点のあることに気付きました。その都度改良出来る範囲で改良をし、研究の主題の解明に努力して来ましたが、研究の技術的手法としての問題点は、必ずしも的確に改良出来ないまま今日に至っています。

そこでこの機会にその都度改良して来た種々の点を総括的に整理をして、現時点における心電用テレメーターにおける技術的手法の最適条件を提示してみたいと考えます。

心電図のテレメーターリングの際の、特に操作手法面からの問題点を考えるに、最近の I. C. 開発その他のエレクトロニクスの進歩によって、送・受信機ともその性能は極めて良くなり、その面でのトラブルはほとんど無くなってきている。しかし、特殊条件下における記録、例えば、激運動中の心電記録、水中動作の記録、入浴中の記録、長時間の記録などの際には、まだまだ種々の問題点を残している。その際の問題点となるのは、主として、送・受信機及び増幅機、記録機自体ではなく、そのアダプター

に原因の主たるものが残っている様に思われる。特に、我々の研究目標の場合の様に激運動の長時間記録の際には、そのほとんどが、電極及びその付属品の部分にある様に思われる。そこで市販の各種のテレメーター用の電極を中心として、記録上のトラブルの原因を、原因別に整理し、形状、大きさ、材質などの各面から改良を試み、なお、電極糊、電極の装着法、その他、テレメーター用電極に付随する各種の問題点についても同様な立場から検討を加え、改良品の試作をみる事が出来たので、ここで報告いたします。

但し報告いたします結果が、1965~1969年と比較的長期にわたり、問題の発生した際に、その都度改良を加え、データーをとって原因の分析をしているので、多少、採用した被検者その他に変動があり、相対比較の困難な問題が残っている点については、あらかじめおことわりすると同時に、ご了承いただきたい。

調 査 の 概 要

- 電極本体については、汎用電極（国産・外国製）の数種類を中心にして、運動中の記録をとるのに最も適した、形状、大きさ、材質について検討してみた。その際、可能性の実証として記録した動作は、安静仰臥位から、水中のクロール泳法の動作までの約50種に及ぶ動作についてこれを行なった。
- テレメーター用のペーストについては、激運動の場合、必要以上に皮膚組織との親和性が問題となる。そこで、その親和性をそこなう条件を発汗、温度、湿度及び機械的振動と仮定して、臨床用の汎用ペーストでの欠点を改善し、改良ペーストの試作を行なった。
- 心電記録の雑音の混入及び前記ペーストの効率低下を引き起こす原因の一つと考えられる極と皮膚面との接着法について、各種の方法を用い、激運動記録の際の最適条件を選び出した。

以上大別して上記3点について、5カ年間の記録を整理して来たものを、ここで整理し、ご報告いたします。

テレメーター用電極の一般的な問題点について

不分電極について

電気生理学での研究上, 多くの注意しなければならない点があるが, この際, 物理学やエレクトロニクスに共通する注意点は, 省略して, 電気生理学の面での特有な現象の発生原因と思われる電極に限って整理をしてみたい。

生体に電気を与える場合でも, また生体から電気を導出 (lead) する場合でも, 計器と生体とを連絡する電極は, 原則として不分電極でなければならないといわれている。その原因として考えられるのは, 電極である金属を生体に直接に接触させる場合, 金属と電解液である組織液または, リンゲル液とが介在するものなく, 直接に接することになり, 刺激電流なり導出電流などの流れる時間が長くなり, 金属の表面に電気二重層が出来て, 刺激電流なり, 導出電流に逆向きの起電力が生ずることになる。この現象を分極 (polarization) といっている。この分極作用を防止するために種々の方法が考えられるが, 一般には金属と電解液との間に, その金属の塩を介在させれば良いといわれる。この種の電極を不分電極 (nonpolarizable electrode) という。即ち, 不分電極を用いれば, 分極によって原電流が歪められることなく安定した記録が得られる。¹⁾

金属電極について

ここでは, 現在電極として最も広く使用されている金属電極を中心に考えてみよう。

生体内に発生する起電力は, 数 μ Vから10数 mVの範囲にあって, 起電力の変化速度は, 直流電流から数千 Hzの交流電位にまで及ぶといわれている。この信号電圧を出来るだけ忠実に採取するには, 皮膚抵抗を除外するために目的の臓器に直接電極を触れて電圧をとりだすことが最も理想であるが, 実験室, その他の生理学の研究目的でこれを行なう以外, 実際に

は、ほとんど不可能なことである。実際には、これを皮膚面上から採取している。この場合、大きな問題として残るのは、電極のもつ、電極抵抗と、皮膚抵抗とがある。

金属電極の使用にあたっては、二つの重大な問題を除外して考えるわけにはいかない。そして、この問題は、いわば、金属電極の避けられない欠点でもある。そして、この欠点をいくぶんでも取り除く努力がないと、採取した記録を誤って判断する結果となる。

第1の問題点は、前記の分極作用である。この分極は、化学的にその現象を観察すれば、固体金属面と電解質溶液、組織液（血液、尿、汗など）が触れあう場合に、金属イオンと電解質溶液に含まれているイオン（ナトリウム、クロームなど）との間でイオンの自由な交流が出来なくなり、金属極表面近くに境界層を生ずるようになる。この境界面には、集積したイオンの負荷に相当する電位が生じ、電極表面に中古の電池を接続したと同じような構造と現象を生ずる。この分極による起電力は、金属の種類によっても異なり、また金属面が新しい程大きいといわれる。²⁾ 数10mV以上発生するのは普通であって、採取したい生体の起電力が微弱ならば、その何十倍にも達して記録不能の状態を引き起こすことは、ままたる現象である。この分極状態は温度や光により、³⁾ また時間の経過に伴って、⁴⁾ また境界層が液体の流れや、かくはんなどによって、⁵⁾ 機械的に乱されると、大巾に変動して、安定な状態を再現するのは、不可能となる。この分極境界層は、電流のにない手であるイオンの交流がないために、生体起電力がこの層の両側に加わっても非常に高い抵抗層を形成し、これが生体信号の電極通過を阻止することになる。

なお、この電極抵抗は、周波数依存性があり、これを電極インピーダンスともいう。同じ大きさの生体起電力でも、低い周波数変化のものは、高い周波数変化を示すものより、記録されにくかったり、小振幅に記録されるようなことがあるので、注意を要する。

分極作用の除去と軽減の方策

分極発生の原因から考えて、電極金属と電解質溶液の両者に共通なイオンを持たせて、溶液中の共通イオンの濃度を濃くすると、イオン相互流通が可能となり、境界層が生じにくくなる。また、この高濃度の電極溶液と生体との間に、組織液と共通のイオンを持ちながら組織を害することのない、第2の溶液を介在させて、電解溶液と組織液の間を液体の状態で接続すると、液体内では異種のイオンも互いに交流するので、金属と溶液、溶液と組織液の二つの境界とも分極を生じない。このようにして作られた電極を、不分電極といっている。

(不分電極の例)⁵⁾

- (1) 水銀・塩化第1水銀・塩化カリ液・リンゲルゼラチン・生体
- (2) 亜鉛・硫酸亜鉛液・リンゲルゼラチン・生体
- (3) 銅・硫酸銅液・リンゲルゼラチン・生体
- (4) 銀・塩化銀・生体
- (5) 白金

各電極とも一長一短であるが、(4)は、製作が容易で、他に比して溶液を含まないので、よく用いられる。ただ塩化銀に感光性のあるのが欠点である。心電図テレメーター用の電極もこの点を配慮して、最適の不分電極として採用している。

第2の問題点は、一度接着固定した金属電極と皮膚面との間に機械的なズレや動きを無くすることであろう。即ち極の機械的動きによる障害の原因をつきとめ、これを防止する方策を考えなければならない。この目的に合う手段は、電極ペーストである。ペーストにより、電極面と皮膚面の接触面積を広くしながら、皮膚面を湿らせ、イオンの流通を促進させる作用をするものである。それ以外の作用としては、電極面と皮膚面の直接の接触が避けられるので、ペーストを付けたまま、電極をある程度移動させても、電極と皮膚間の接着が保たれて、電極金属面付近のペーストが動かないようにしてあれば、分極状態と、接触状態とも、機械的に乱されにくい

との利点がある。⁶⁾ このよう方法の進歩, 改良によって, 水泳, 登山, 運動負荷時などの特殊条件下での心電図, 筋電図, 脳波などの連続記録も可能な条件が考案出来るものと考えられる。

今後ますます, 電極の性質やペーストの性能を向上させ, 目的にあった適切な組合せを考えて電極の装着について改良がなされるならば, 分極障害は問題にならないような信号の記録も可能になると考える。

以上金属電極のもつ特性及びその対策について, 簡単に述べたが, 実際に生体の電気現象を記録する際には, 予想外のトラブルにあう。ましてや, テレメーターリングの際にはその頻度も大きくなる。こうした場合, 出来る限りの配慮のもとで, 各個所の電氣的な抵抗値を下げる必要があるであろう。例えば, 極や皮膚面の接触抵抗を下げるための方法や, 機器の各接続部分の接続の抵抗を出来るだけ低くするのも一つの方法だと考える。実施にあたっては, 記録面に現われる記録の不安定や, 雑音の混入などのトラブルは重畳されるだけに, 出来る限りの配慮で雑音の発生する条件を排除すると同時に, その防止につとめるべきである。

リード線の固定について

小型の金属電極を用いる際には, 先ず第1に極の電気抵抗と装着面(皮膚)などの抵抗を出来るだけ小さくする方策を考えるべきである。次に装着の位置を各種の誘導法に従って正確に固定する。ここまでは極く一般的な注意事項だが, 実際に固定をして記録を開始すると, 全く予期しない原因不明の雑音や, 記録の安定性が大巾に乱れる場合がある。この際の原因のほとんどが, 電極から発信機にいたる誘導ケーブルの固定法の悪い為起こるケースが多い。

電極と発信機(又は増幅装置)を結ぶケーブルは, 急角度で曲げたり, 互いにかからませることは, なるべく避けるべきであり, 特に運動負荷テストの場合は, 電極自身の固定ももちろんだが, ケーブル線も身体動作によりいたずらに振動しないように被検体の数カ所で接着固定をするように注意が必要である。⁷⁾ 特に電極本体と, リード線の接合点に雑音発生の原因

が多いので, その部分は, 適当な接合と同時に固定を考慮しなければならない。

電極の固定法について

運動負荷の心電図記録で研究者の多くが, 出来るだけ良い記録を得るために種々と苦心するうちの1つが, 電極の固定法であろう。極の改良, ペーストの選定と種々に研究した結果, ある程度, 目的に合った方法を確立しても, 実際にこれを被検者を使ってテストをしてみると, 筋電図の混入や原因不明の雑音混入に悩まされる。こうした場合のほとんどが, 極の固定法に問題がある。われわれもこの点では永い間苦心をした。研究の初期の段階では, 主として絆創膏を用いる固定法で行なったが, 発汗, 体温の上昇などで剝離して長時間の使用には不適當であった。そこで, いろいろの接着剤を用いてやってみたが, 結果的には, ほとんどの接着剤は撻水性が強く, 人間のよう70%が水分で構成されるような人体組織の場合では不向であった。

種々の接着剤を用いて固定法を探索した結果, 次のような条件を満足する接着剤で適切な方法をもって固定する必要があることが判明した。即ち

- (イ) 生体に対し完全に無害である
- (ロ) 人間の体温の温度範囲で変質しない
- (ハ) 特別な乾燥, 加熱を必要としない
- (ニ) 70%以上の水分に対しても接着が可能なもの
- (ホ) 接着が迅速であるもの
- (ヘ) 接着した個所の粘弾性が, 皮膚の弾性に近い状態であるもの

以上の条件を満足出来る接着剤を適当な固定法で固着せしめ, 皮膚や筋肉の移動に対しても違和感を感じさせないで, 皮膚と一緒にある程度の移動が可能な条件を作る必要がある。特に激しい動作を続ける運動負荷テストの場合は, 必要条件の第1となって来る。

電極の保守について (主として電極表面の取り扱い)

最近の市販金属電極のほとんどが, 洋白や銀製であるので, いわゆる銹

は、それ程心配の無い金属で作られている。しかし、ペーストを使用するので、金属面にペーストのかすや、食塩の結晶が付着したままの状態がよくある。

ペーストは、乾燥すると、食塩その他の濃度も高くなり、電極（金属）面のイオン濃度の分布が一定にならないために、電極インピーダンスがかえって高くなったり、また、不安定な状態になり易い。こうした理由から考えても、金属電極は傷を付けないように、しかも、ペーストを完全に取去って乾燥保存するようにしなければならない。分極の項でも述べたように、金属面は同一塩化物の膜が出来ていた方が、分極作用が起き難いとされているので、一見表面が灰白色にみえる状態で保存する必要がある。⁸⁾

テレメーター記録の際の種々の雑音の発生原因を考える。

最近のエレクトロニクスの進歩により、生体の情報のほとんどは、医用テレメーターの対称になる程、発信機、受信機はいうまでも無く、増幅器、記録機にいたるまで、すばらしい電氣的改良が行なわれて来ている。現段階では、臨床用としては、ほとんど不便を感じない程になっているといわれている。しかし、被検体に特殊条件を要求した場合、例えば労働時の記録、スポーツ時の記録などの激しい身体運動時の情報記録は、トランジューサーその他の開発が遅れている関係から、正確な記録を得るまでには至っていない。例えば、われわれの研究室の場合でも、1964年から、今日(1969年)まで心電図記録をスポーツマンの身体活動時を中心にとり続けて来たが、未だにテレメーターの際の誘導部位の確定と固定化の妥当性、信頼性に自信がもてないのが実状である。そのうえ、記録される各棘波の信頼性についても、R—R以外はない状態である。

こうした事実を積極的に解決することは、主題研究から一時的にも離れることになり、仲々その余裕が無かった。しかし、研究者としては、この壁を打破しなければならない義務がある。そこで、今回はこの問題と真正面から対峙することとした。

スポーツその他、動いている被検者からの生体情報のテレメーター記録

の現時点で一番厄介な問題は電極の問題であろう。例えば、われわれの研究の対象になっているテレメーターの場合でも、この電極の問題が極めて大きい壁であった。例えば、誘導時の原因不明の雑音、基線の安定性に欠ける点、または、極、皮膚の両面から起こる抵抗のための電圧の低下などが原因だと考えられる雑音がこれである。これらの原因を探ってみると、極めて単純な原因によっている場合が多い。例えば、電極本体のズレによる雑音、E. M. G. の混入、汗や体温の急激な上昇により起こる電極と皮膚面の接触の不安定な状態から起こる雑音などがこれである。即ち、激運動に適した極の改良とペーストの組合せ、極の装着法の改良などの遅れている点にその原因があると考え。もちろんこの面での研究は必ずしも、現在まで放置されていたわけでは無く、ドータイト電極の開発や、目的に合った形の種々な電極の開発などはその工夫の1つである。われわれの研究室でも、ドータイト極を使用して調査をした時期があったが、プラスチックを基本ベースとしているドータイトの場合は、プラスチックの持つ欠点である、粘弾性の変動域が大きいため測定環境の変化によって情報信号の記録の変動が不必要に大きくなる点である。結果的には、限定された条件下でのみ、ドータイト極の利用が出来るのみという事になる。更にまずい点は、時間の経過にしたがって老化し硬くなるという欠点を持っていることだ。そこでわれわれは、そうした心配の無い金属性の電極を長い間使ってきたので、その改良を進めることにした。

改良方策の要点

改良金属電極の中心的電極としては、一般に市販されている脳波用銀電極 (10mmφ) を用いて行なった。

改良点の根拠を整理すべく、実際に記録した場合の困難な点を先に整理し、その原因を、

- ① 金属極自体の持つ欠点
- ② ペーストの持つ問題点
- ③ 皮膚面への装着の方法による問題点

④ 金属極とリード線の接続法の問題点

など、4つの条件に区分し整理して調査を進めた。

即ち、実際に記録をとっている際に起こる、種々のトラブルを問題点別に原因を整理し、調査した。

例えば、テレメーター記録の場合、次のようなトラブルの場合、ほとんどが、極又は、極に関係ある付属品から起こるトラブルと推測される。

- ① 新しい電極を用いた場合、原因不明の雑音がある (記録の初期で、安定性に欠ける)
- ② 電極表面に塩の結晶や、ゴミ、汗などがついた場合、不規則な小さな雑音が発生する。
- ③ 電極表面に機械的な傷のある場合は、不規則な雑音を出すように思われる。
- ④ 長時間記録の場合、ペーストが乾燥すると、交流障害雑音と、電圧が低下し、同時にパルス状の雑音が発生する。
- ⑤ 電極が皮膚面と完全に密着していない場合、皮膚面と電極のズレによって交流障害雑音や筋電図が混入する。
- ⑥ 体温上昇にともない不規則性雑音の頻度が多くなる。
- ⑦ 電極とリード線の不完全絶縁によると思われる細動雑音が発生する。

そこで、上記の各トラブルを整理の都合上、次のように区分して原因の追求を行なった。

- 1) 金属電極自体の欠点から起こると思われる雑音発生原因
 - (イ) 新しい電極利用の際の雑音, その他の現象
 - (ロ) 電極表面の不均一性から起こる雑音
- 2) ペーストの持つ問題点から発生すると思われる雑音発生原因
 - (イ) ペーストの乾燥によって起こるトラブル
 - (ロ) 体温の上昇にともなって起こる問題
- 3) 装着の方法によって起こると思われる雑音発生原因
 - (イ) 皮膚面での移動 (機械的ズレ) により起こる雑音
 - (ロ) 筋電図の混入
- 4) 極とリード線の接続法により起こると思われる雑音発生の原因
 - (イ) リード線の移動により起こる雑音

以上, 7項目にわたる問題点を取りあげて, 原因の追求をすると同時に, 原因を改良する方策を求め, 新しい電極を考案する足がかりとした。

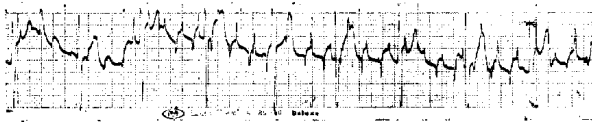
即ち, 出来る限りの基礎実験を研究室の中で行ない, その結果のうらづけを, 実際にテレメーター記録をとってこれを実証する方法で行なった。

比較的よく記録の際にあらわれる雑音についての例をあげてみよう。

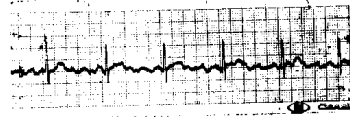
(写 1) 各種雑音混入の記録例

各種雑音混入記録例

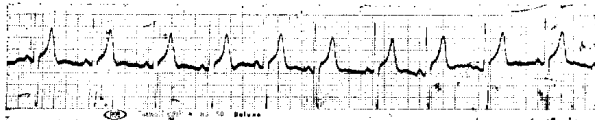
パルス雑音の入った記録



リード線振動の際の記録



交流障害雑音の記録



極面のズレによる雑音



E.M.G. 混入の記録



帯域フィルター挿入による記録



[報 告 (1)]

新しい電極から起こるパルス状の雑音発生の原因についての調査。

一般に金属電極を生理食塩水中に入れると, 初期の場合の直流電位は, ゆっくりとある一定値 (静止電位) に向かって変化するといわれている。そして, その際に変動過程の中でパルス状の電位変化がみられ, 外部には, それが雑音として記録される。

一般に市販されている脳波用の電極 (約10mmφ) を用いて心電のテレ

メーターリングを行なった場合, 受信開始後しばらくの間, 基線の安定性を欠くと同時に, 前記(写1)にみるようなパルス状の雑音発生の起こることに気付く。この機に起こる, こうした雑音の原因については, A. H. Flasterstein,⁹⁾ 田頭,¹⁰⁾ 松尾ら¹¹⁾の報告によれば, 新しい電極表面の塩化銀と銀との間に起こる現象であり, 金属極と電解質の不安定さに, その原因があるものと考えられる。

そこで, その点での解明をすべく, 脳波用の銀電極の極面の条件を意識的に変化させ, 電解質ペーストを用いた際の雑音の発現過程についての調査を行なった。

(調査の概要)

期 間: 昭和43年7月~12月

調査場所: 名古屋工業大学電気工学科教室

被 検 者: 中京大学体育学部学生5名
(18~21歳の健康な男子)

(調査の目標)

金属電極の表面の条件を, 各種作りあげ, 雑音発生の頻度と, 発生の大きさから, いかなる条件の場合, 最も起こり難いかを調査した。

(方 法)

- 市販の銀電極(約10mmφ)を用いた。その際, 電極とリード線のハンダ付部分については, シリコンゴムで絶縁した。
- 実験用のペーストは, ベントナイトと飽和食塩水で練り合わせたものを用いた。
- 比較電極は, 次の4種類について行なった。
 - ① 前処理しない新しい銀電極 (Test A極)
 - ② 塩化処理をした電極 (Test B極)
(約10%のNaCl液中で1mA20分間の通電塩化法)

③ 長時間飽和食塩水中にひたした電極 (Test C極)

④ 塩化処理後, 飽和食塩水中においた電極 (Test D極)

- ・ 標本の抽出法としては, 各種電極を15ヶずつランダムに取り出した。
- ・ 5人の被検者にそれぞれ, 胸部双極誘導 (中京方式)¹²⁾ を行ない, 心電計で増幅記録を行なった。
- ・ なお, ペーストの粘性との関係もあるようなので, 粘性の異なる2種類のペーストを用意し, その間の有意性を調べた。

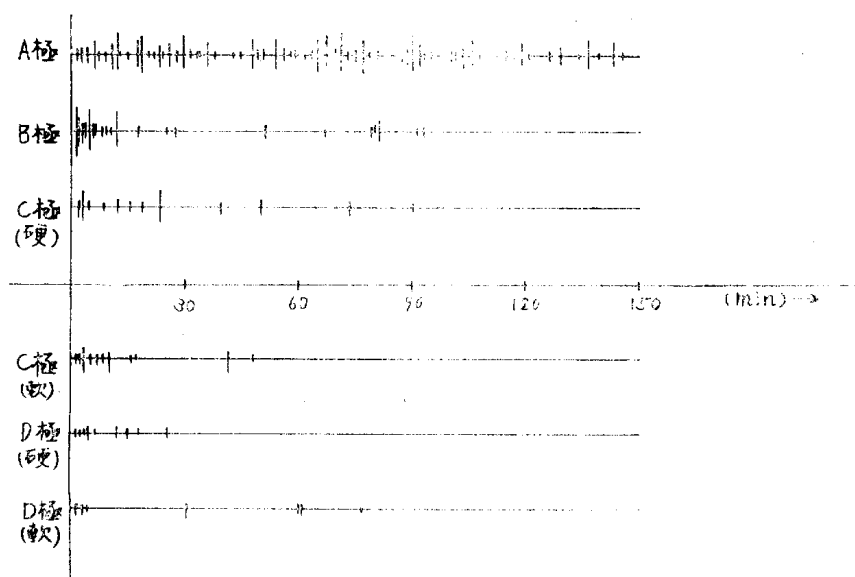
(結 果)

測定の結果をまとめると, 次のようになる

- ① 前処理しない電極についての5人の記録では, 発信をはじめた直後から, 2時間後にいたるまでパルス状の雑音を多数記録した。但し, 時間の経過につれて, パルスの大きさも頻度も順次減少していく。
- ② 前記5人の同一被検者による, 塩化処理した電極の記録では, 10分間程度弱い雑音を発生するが, 10分後には, ほとんど消滅する。

(図 1) 各種処理電極と雑音 (パルス) の大きさと頻度

(図 1) パルス状の雑音の頻度と大きさ Sub. N=5



- ③ 飽和食塩水中に (2日間) 浸した電極については, ほとんど雑音の発生はなかった。ペーストの粘度を2種にして行なったが, 硬いペー

ストを用いた場合の雑音は小さく、頻度も少なくなる。

- ④ 塩化処理後、飽和食塩水中に2日間浸した電極は、今回の実験中では最も良い結果をみている。柔らかいペーストを用いると、ほとんどパルス状の雑音は発生しない。

(検 討)

いずれの電極も、(A極以外) ペーストをつけ発信後、約1時間程で雑音はほとんどなくなる。特にD極で軟らかいペーストを使った場合は、初期雑音がほとんどみられなかった。その原因として考えられることは、極を長時間食塩水中に浸すことが、極の表面に出来る銀の膜を保つために有利だと思われる。これが、硬いペーストを用いてみると、そうした膜の表面が多少とも変化してしまうために、パルスが発生する原因を作るのではないかと考えられる。

以上の判断は、前記極の分極の項でも述べた通り、銀の電解質である塩化銀の状態に大きな原因があるものと判断される。

(む す び)

- ① 以上の結果から判断出来ることは、脳波用電極を用いた場合の初期雑音を避けるためには、銀電極の表面に人工的に塩化銀を付着せしめ、ペーストを用いる場合でも、この電極面を傷つけないようにする努力が必要である。
- ② 以上のことから、目的にあったペーストの粘度も、出来るだけ軟らかいものにした方が、得策だと思われる。
- ③ 使用後の保守の方法としては、電極表面の保護のためにも、電極は、温水で洗って表面をこすらない事などが、今回のテストの結果からも考えられる。
- ④ 初期のパルス状の雑音発生の原因については、極面での分極作用の際、電解液との間に特別な状態が発生し、(例えば水分の電解作用など) 外見上は、大きな雑音として現われるような気がする。しかし、

この点については, 更に詳しい調査にまたなければならない。

〔報 告 (2)〕

電極表面の不均一性から起こる雑音についての調査。

報告 (1) でも触れたように, 不分電極表面の保守については, 慎重を要する。即ち, 極が原因での雑音の多くは, こうした極表面の不均一な点から起こることは, 早くから指摘されていた。そこで, われわれもその点の調査をすべく, 多種金属で合成されている, サンプラ電極と, 単一金属で出来ている極の比較検討をしてきたが, 特にサンプラ極を人工的に処理をして, 表面の条件を3種作り, その間の差を求めることが出来たので, ここで報告致します。

一般に生体用の電極は, その目的に従って種々の極が考案されているが, これらの極の共通な条件としては, 最低, 次のものを満足すべきだ。

- ① 電極間電位差が少なく安定していること。
- ② 電極間電位差が, 多少あっても, 雑音の出来るだけ少ないもの。

特にテレメーター用の小型の電極の場合, 信号が低レベル (約 $50\mu\text{V}$ 程度) のために雑音の少ないものが要求されるのは当然であろう。この電極雑音については, すでに各方面で測定され, その原因についても, いろいろと考えられるが,¹³⁾ 今回ここでは, 電極表面の不均一性によると思われるものに限って, これを探索しようとするものである。

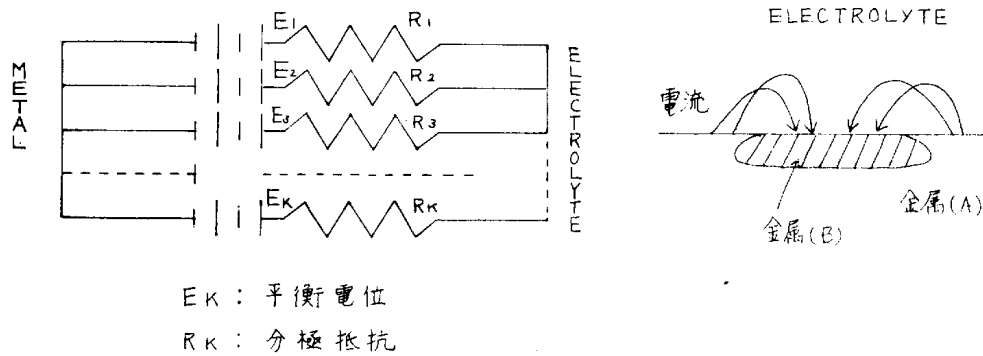
調査期間 昭和43年6月~12月
調査場所 名古屋工業大学 電気工学科研究室
 中 京 大 学 体育生理研究室
被 検 者 中 京 大 学 体育学部学生 (男子) 2名

(方 法)

電極の表面の不均一性から起こる雑音の原因の主たるものを整理すると, 次のことが考えられる。電極表面と電解液との境の電氣的等価回路を

図に示すと、次のようになる。

(図 2) 電極表面と電解液との等価回路図



上図によって、電極表面、電解液が一樣でかつ一定であれば、 E_K, R_K は一定で電極電位は一定となる。電極表面が一樣でない場合は、 E_K, R_K が他の値と異なり、電位の平衡性を失い、結果的には図の右に示すように局部的に電極表面に電流が流れ、外部にそれが雑音として現われるものと考えられる。

そこで、前報告で使用した電極と同様な大きさの市販の脳波用電極（サンプル電極）を、次のような条件下において調査した。

- イ) 一般にサンプル電極は、その表面の合金中に銅の成分が、均一に分布していないために、雑音を発生し易いと考えられるので、電極表面不均一の極とした。
 - ロ) サンプル極の表面を塩酸で処理し、不均一に分布している銅を溶かし出して、電極面を意識的に均一にした極を作る。
 - ハ) 塩酸処理をしたサンプル電極の表面をサンドペーパーで機械的に傷をつけ、表面を物理的に不均一にする。
- イ), ロ), ハ), の条件下における各極を各々15ケずつ用意し、2人の被検者により、直接胸部の双極誘導部位に装着し、各被検者間における、3種の極の記録上における有意の差を求めてみた。

(結 果)

- (1) 電極表面の不均一性による電極雑音はかなり大きいことがわかつ

た。

- (2) (ロ) 極と (ハ) 極の比較をするに、それ程大きな相異点の発見は出来なかった。しかし、(イ) 極と (ロ) 極では明らかに雑音の発生頻度が違う。即ち、電極表面の不均一性は機械的なものによる不均一性よりも、表面を構成する金属部分の不均一性の方が、より影響度が大きいように思われる。
- (3) 従って、電極とリード線の接続点の取り扱いには十分な配慮を要する。即ち、異種金属と電解液に直接接触れさせないようにすることが、肝心のように思われる。
- (4) この調査からも、単一金属で作られた電極、例えば、Pt, Au, W, ハンダ電極の方が、こうした雑音発生の条件が少ないように考えられる。

〔報 告 (3)〕

ペーストの乾燥が原因だと思われる雑音についての調査。

生体起電力の測定において、電極面と皮膚面との接触抵抗を出来るだけ減少せしめると共に、長時間にわたる安定した起電力の測定が必要である。このために、一般的には、ペースト (電極糊) が用いられる。

一般に臨床用に用いられているペーストの成分例をみると、次のような組成のものが多い。

- (1) 食塩 (18g), 澱粉 (20g), 石炭酸 (1g), 水 (100g)
- (2) ベントナイト (75g), 飽和塩化カルシウム液 (15g), 飽和食塩液 (10g),
グリセリン (5g)
- (3) ベントナイト (200g), 食塩 (50g), グリセリン (20g), トンガラゴム (15g)
重酒石酸カリ (7g), 石炭酸 (1g), 水 (250g)

即ち、塩化ナトリウム、重炭酸ナトリウムなどの良導性の塩類溶液にトンガラゴム、グルテン、澱粉などの糊材を添加してペースト状にしたものを利用している。

しかしながら、これらのペーストでは、テレメーター記録の場合ほとん

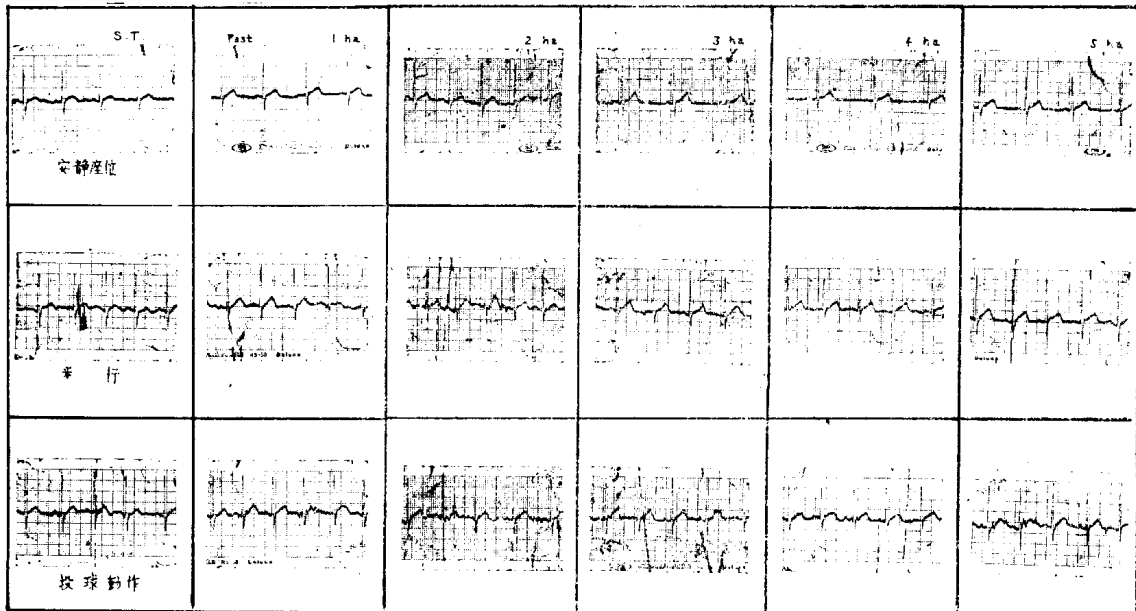
どが長時間使用の際は糊材の持っている特性である乾燥性・親和性・抱水性などの相反する性質の混在からくる矛盾として、電極と皮膚面のインピーダンスが高くなり、長時間安定した記録をとるには不適當である。

、即ち、記録の際の実際の問題点をあげると、(1) 電極の装着から、測定しうる安定状態に達するまでに時間がかかり過ぎる。(2) 長時間の使用に適さない。(3) 電極糊の乾燥が原因となり雑音が発生する。

(写 2) ペーストテスト (時間経過に関する調査)
(汎用 E. K. G. ゼリー)

ペーストテスト (時間経過に関する調査)

Sub. Yamazaki



汎用の E. K. G. ペーストを用いて装着後、5時間を経過した時点までの、安静時、歩行時、投球動作時の記録の比較をしたものである。この記録からも長時間経過後では、激しい運動動作記録の際には、不安定な記録しかとり得ない事がわかる。

そこで、ペーストの乾燥が記録上にどのような影響をもつかについて、次のようなテストを行なった。

(研究の目的)

前述の通り、心電のテレメーター記録の際には、汎用のペーストでは記

録の安定度及び長時間使用に不適当な点を解決すべく, 新しい組成をもつ適合ペーストの開発が必要だと考えた。われわれの研究の場合でも, 電極を装着し, 測定時間 2~3 時間程は極をそのままにして記録をする必要がある。いわんや, リハビリテーションその他で患者の監視を 5 日~7 日間という長期間での変動観察を要求されることが考えられる。そのためにも, 旧来のペーストとは特性を異にするペーストの開発が必要となる。

そこで考えられるのが, 接触抵抗, 長時間使用などの条件を考えた場合, 生体の組織構成に似た組成をもつゼラチンを基材とするペーストが考えられる。即ち, 動物の構成タンパク質であるコラーゲンから誘導されるゼラチンは, 当然皮膚組成に対する親和性も強く, 粘着性も強いことが予想される。ただこの場合, 長時間使用という目的から考えると, 乾燥度が重要なポイントになる。即ち水に対する親和性及び抱水性が問題の第 1 であり, 更に出来上がったペーストの含有水分の蒸発速度が低いことが望まれる。その点を種々と文献調査をしてみたところ, ゼラチンの特性は, この点で全く一致するし, なお, 調査の結果判明した事であるが, 伝導係数が極端に小さいために, 外気の湿度, 温度などの外界変化にも影響されにくい特性をもっていることがわかった。なお, この特性は, 生体起電力測定の必要条件である, ①短時間での安定記録状態に達すること。②安定記録の長時間維持に全く適合する。

調査期間 昭和40年 4 月~7 月

調査場所 名古屋工業大学 工業化学科研究室

被検者 中京大学 体育学部学生 5 名

(調 査 方 法)

(1) 市販国産ペースト, 外国製ペーストとゼラチンを基材とした試作ペースト 6 種の比較調査を行なった。

試作ペーストの標準組成 (比率は重量比)

{ ゼラチン (8), アランダム (1), 食塩 (3), ソルビトール (3)
重酒石酸カリ (3), ガム質 (4), グリセリン (8), 飽和食塩水 (70) }

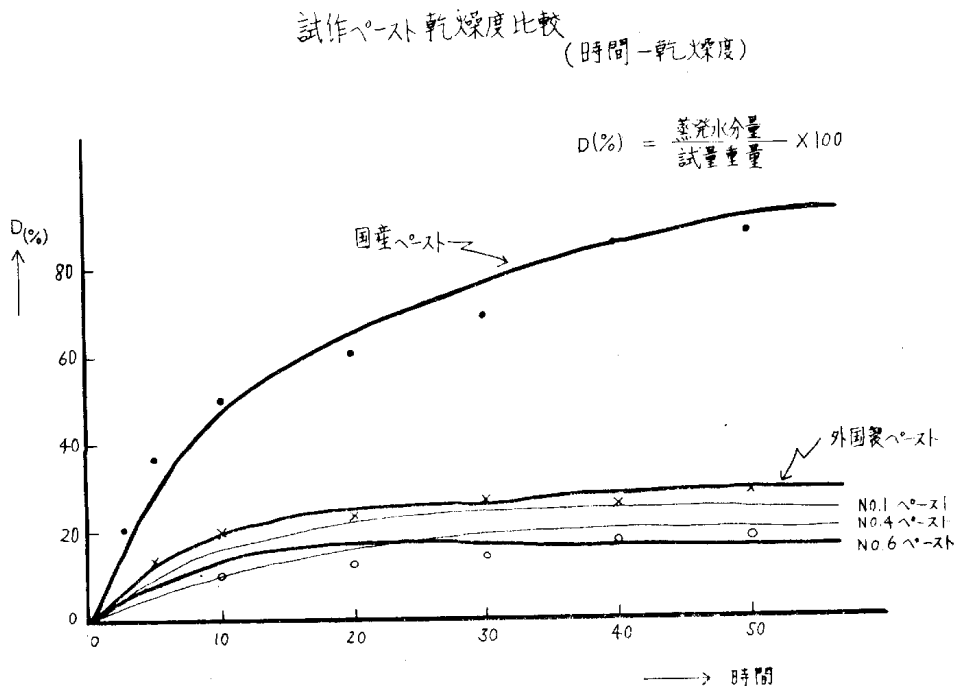
- (2) デシケーター (40°C 湿度10%) の中での乾燥度比較テスト。
- (3) 各ペーストを被検者に, 市販の脳波用電極で装着せしめ, 時間経過時の記録の変化様相を追跡した。
- (4) 抵抗の時間的变化を知るために, 同一被検者により, 右手—左足の電極装着位置を選んで, 各種のペースト (全8種) を装置せしめ, 真空管電圧計 (V. V.) で抵抗測定を行なった。

(測定の方法としては, V. V. の測定端子を電極のリード線につなぎ, その振れを読み, 次に極性を変えて読んで, その両値の平均値を記録する方法をとった。)

(結 果)

- (1) 乾燥度比較テスト (実験室内における結果)

(図 3) 試作ペースト乾燥度比較図 (時間—乾燥度)

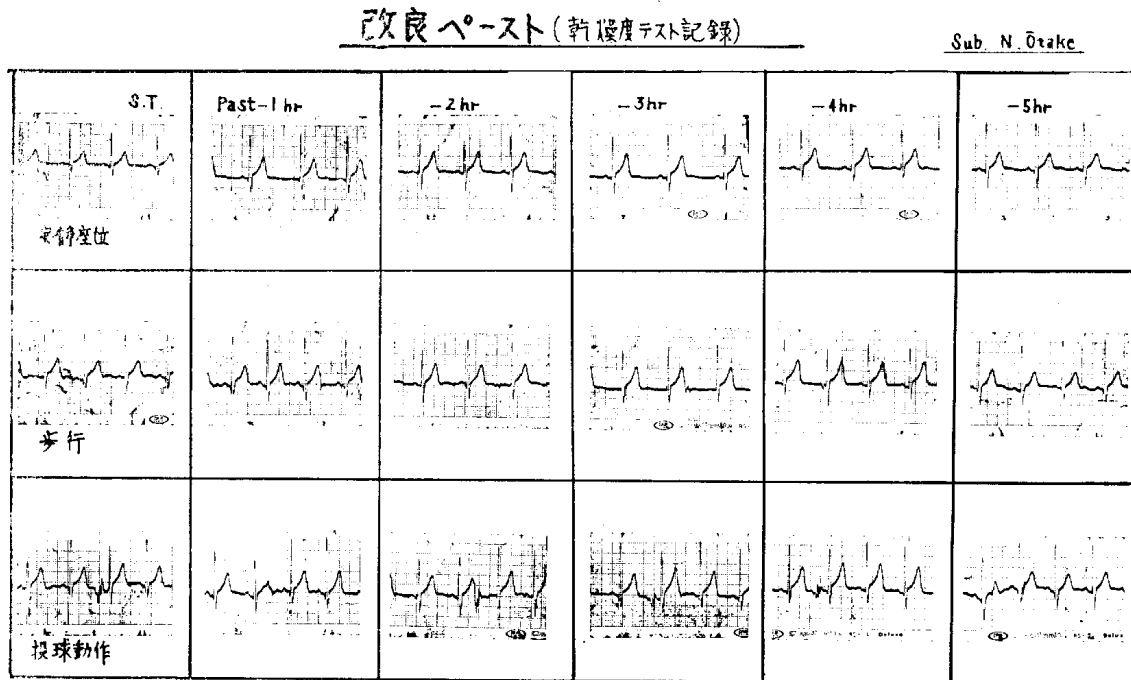


ゼラチンを用いたペーストは, 市販の E. K. G. ペーストよりも乾燥度が極めて低く, 長時間安定した状態を保っている。外国製のペーストも比較的乾燥度が低いように思われたが, ゼラチンペーストは, それにも優って好結果をみせている。

- (2) 乾燥度比較テスト (被検者の装着による実験)

(時間経過に対する記録上の相違について)

(写 3) 改良ペースト (乾燥度テスト記録)



テストの結果では、

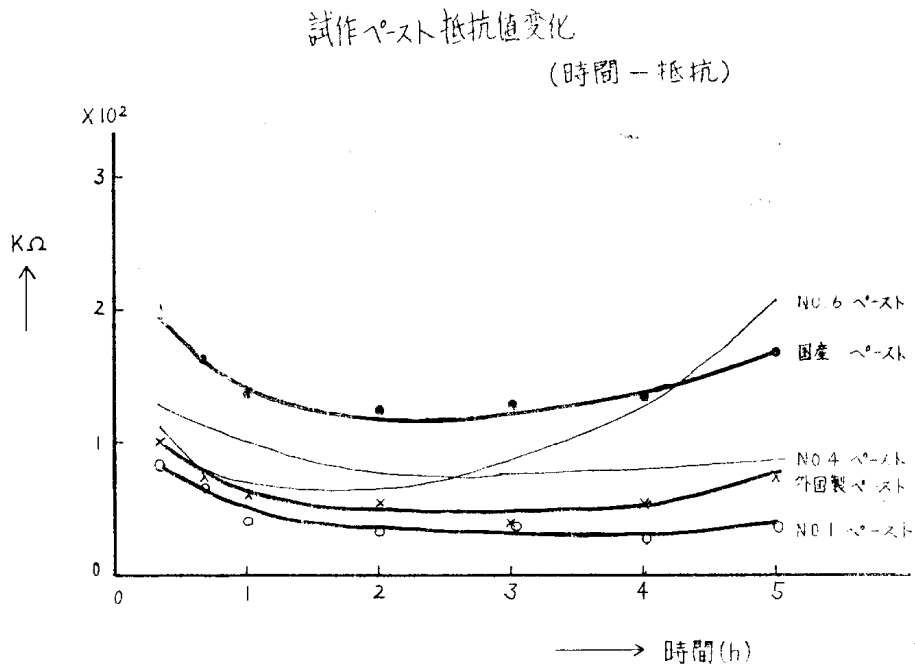
- ① 市販の E. K. G. ペーストは、5時間経過後は、外観からも乾燥していることが明らかな程、装着時との粘性が異なってくる。
- ② 外国製ペーストの特徴は、時間の経過と共に空気との接触部分で薄い膜状のものが出来てくる点にある。しかし、この膜が内部の糊の乾燥をおさえているようにみえた。
- ③ 6種の試作ペーストでは、No. 4の試作ペーストの記録が比較的安定していた。外見上は、ほとんど粘性変化は認められなかった。(詳しくは後述)

(3) 抵抗値の時間的变化

試作ペーストは、短時間で割合安定な状態に入り、その後も抵抗値はそれ程急激な上昇をみせない。他のペーストの場合、3時間以降から高い抵抗値をみせはじめている。これは、乾燥による内部の成分、特に食塩水の濃度が極端に大きくなり、接触抵抗を増大せしめているかのように思われる。

以上の結果から、長時間テレメーター記録の際のペーストは、乾燥度の低い皮膚との親和性や粘着性に富んだゼラチンを基材としたペーストを使用する方が、得策であり、目的にあった成分配合を考えれば好結果をもたらすことが判明した。

(図 4) 試作ペーストの抵抗値の変化図 (時間—抵抗)



前述のようにゼラチンペーストが、テレメーターの際に有効であることが実証されたが、使用の目的に依って、その組成をある程度変化させる必要がある。即ち、長時間測定のある場合、激運動の記録をする場合、水や湯の中での記録など目的に依ってペーストの組成配合割合を変化させた方が、より有効であると考えられる。そこで配合の割合を下表の通り 6 種類試作して種々な角度から検討を加えてみたので報告します。

(表 1) 試作ゼラチンペーストの組成 (但し重量比率)

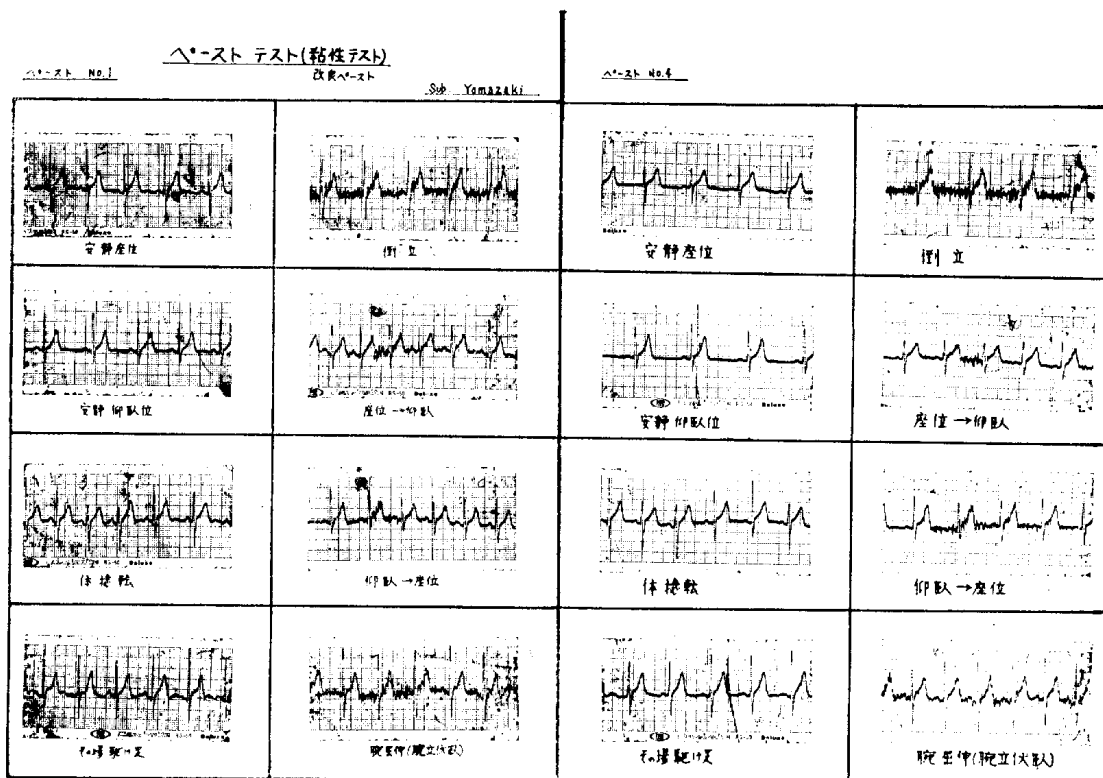
試作番号	ゼラチン	アラニ ダム	食 塩	ソルビ トール	重酒石酸 カ	ガム質	グ リ セ リン	飽 和 食 塩 水
No. 1	8	1	3	3	3	4	8	70
No. 2	12	1	1	8	3	4	10	61
No. 3	17	2	1	14	3	3	14	46
No. 4	20	3	—	18	3	2	18	36
No. 5	25	5	—	20	3	2	20	25
No. 6	30	6	—	20	3	2	25	14

試作ペースト 6 種の比較については、前記報告でも触れたように、試作ペースト (No. 1) は、乾燥度、抵抗値ともに割合安定した結果をみせているが、(No. 4)

ペーストの場合, 多少抵抗値は大きい, 乾燥度テストの結果では, (No. 1) ペーストに優る良い結果であった。即ち, (No. 1) ペーストに比して, (No. 4) ペーストは, 長時間記録の場合有効であるように思われる。(No. 5) (No. 6) は抵抗値が高くなり過ぎて, かえって不便になる傾向がある。(No. 1) ペーストは, 抵抗値が小さいので短時間の激運動の記録の際に適し, (No. 4) ペーストは, 長時間記録の際に適しているように思われる。(No. 5) (No. 6) は, 湯の中で体温が40°C付近まで上昇するような際に適し, 比較的長い時間の記録に耐えるように思われる。

以上の結果, 通常の使用では, (No. 1) ゼラチンペースト、長時間使用の際には, (No. 4) ゼラチンペーストに類すと配合割合をもつペーストを用いるべきだと思う。そこで, 今回は (No. 1) ペーストを試作ペーストの中心として報告を進めていくことにした。

(写 4) ペースト粘性テスト
試作ペースト (No. 1) (No. 4) の比較



前記の記録上の比較は, 同一被検者によるもので, 8種の動作を行なわせ, その間の記録上の相違を対比させたものである。

動作記録〔安静座位, 仰臥位, 体捻転, その場駆け足, 倒立, 座位→仰臥,

仰臥→座位, 腕屈伸 (腕立伏臥)

電 極 脳波用銀板極

誘 導 法 胸部双極 (中京方式の誘導)

被 検 者 Y. H. (20歳男子, 学生)

記録結果からみても, 運動動作の激しい場合は, ゼラチン配合の多い, (No. 4) ペーストの方が有利であるように思われた。ただ, 極の本体の形状の問題が残っているので, 筋電図の混入, その他の雑音の混入は避けられなかった。

〔報 告 (4)〕

体温の上昇にともなって起こる問題についての調査。

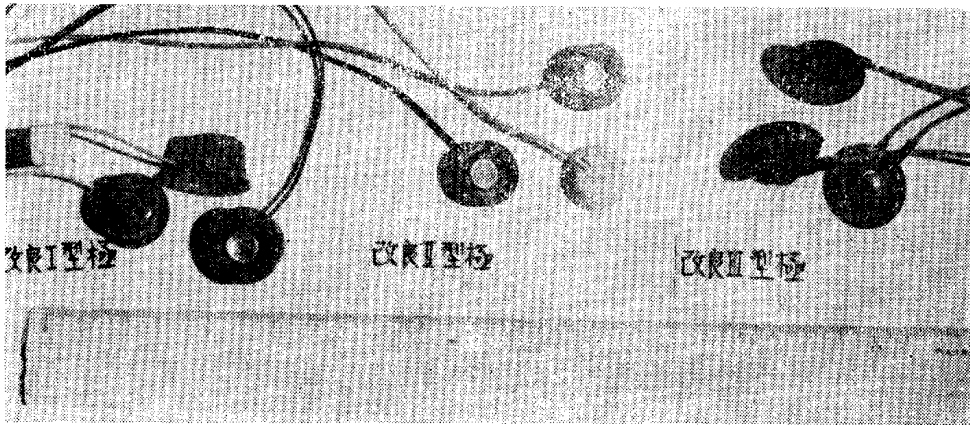
われわれの研究の場合にしばしば問題になるのは, 測定中の被検者の急激な体温上昇による発汗及び温度の上昇に伴う電極のインピーダンスの増大の問題であろう。即ち, 被検者に激運動を求めた場合, 当然その測定の途中又は回復の過程でこの問題につきあたる。この場合障害となる点は, 大きくわけて3点あるように思われる。即ち

- ① 発汗によって電解液中に不純物が混入し, 心電の信号レベルよりも高い雑音が信号に重畳される場合。
- ② 体温の上昇と発汗によって, 極の装着の状態が極端に悪くなり, 機械的振動, 応力などの外部の擾乱により大きく変化をして種々の雑音を発生する場合。
- ③ 体温の上昇と共にペーストの乾燥や, 発汗後は, 粘度の変化により, 体動などで電極が安定して皮膚面に密着していないなどの状態が発生する。そして, これらが, 結果的には, 記録不能の間隙を作る状態にまで発展することがある。

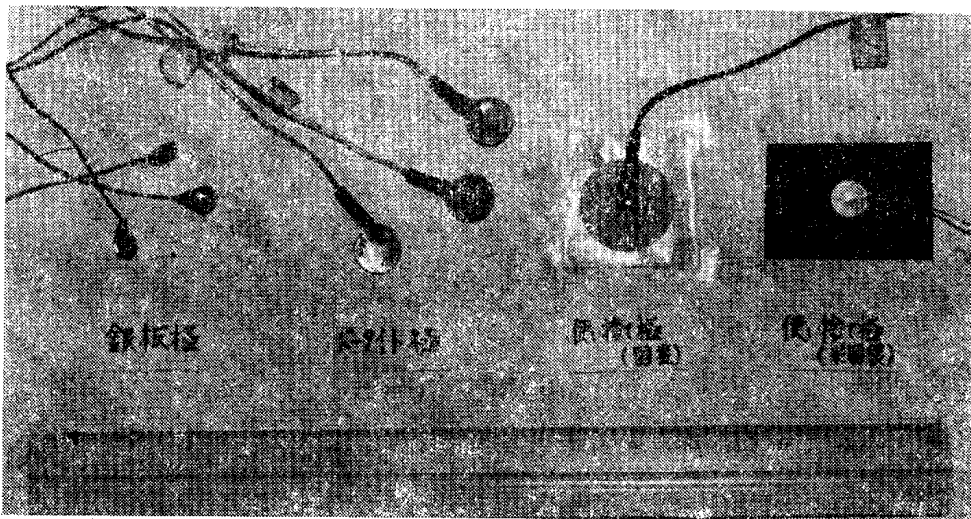
そこで, われわれの研究室でも多年この点での改良に目をむけ苦心して来たが, 現在に至るも, 的確な方法を作り出すに至っていない。この際, 最も問題となったのは, 体温上昇をもたらすような激運動に耐えうる極の形状であった。写真 (5) の左端は, こうした面で改良された極の1例で

ある。

(写 5) 改良された各種の電極 (その 1)
(改良Ⅰ型) (改良Ⅱ型) (改良Ⅲ型)



改良された各種の電極 (その 2)
(銀板極) (ドータイト極) (使い捨て極) (使い捨て極, 米国製)

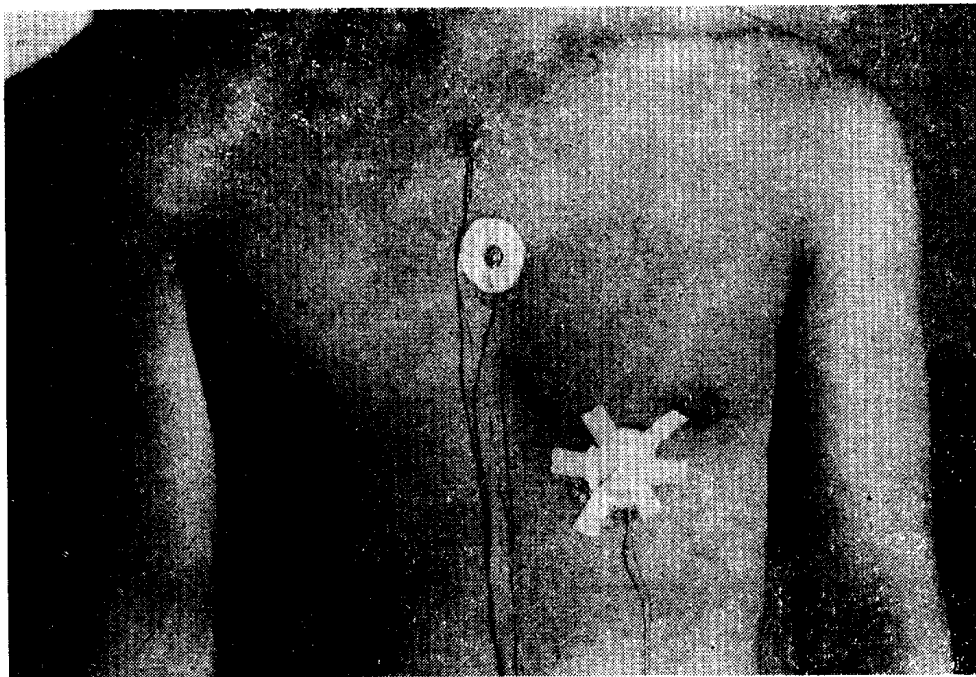


極の材質としては、ドータイトその他の金属以外の電極材を用いることも考えられるが、電極の材質としては、前にも述べた通り、分極電圧が低く、外部擾乱に対して強い電極にするには（塩素イオンと可逆反応で塩を作る金属が最も望ましい）とされている。¹⁴⁾ 即ち、この条件を満足させる最も入手し易い金属としては、銀が考えられる。電気化学的に安定を保つためには、銀と塩化銀の共存が必要であるので、この場合、銀：塩化銀電極が最も適した材質といえる。

装着の方法としては、われわれの研究室でも種々な接着剤を用いて固定

する方法を試みて来たが、結局のところ、体温の上昇と発汗などの条件を満足する方法は確立出来なかった。その際、問題となったのは、皮膚の特性 (体温の変動範囲 $36^{\circ}\text{C}\sim 40^{\circ}\text{C}$ で変質しない、70%以上の水分に対しても、接着力の変動を起こさない皮膚の粘弾性力に出来るだけ近い弾性を保持出来る) を十分に満足させることは出来なかった。

(写 6) コロジオンを用いての接着の方法例



- 説明 (イ) コロジオンにて皮膚面に固定する。
(ロ) 和紙を周囲に接着させる。
(ハ) 耐水性の絆創膏でおさえる。

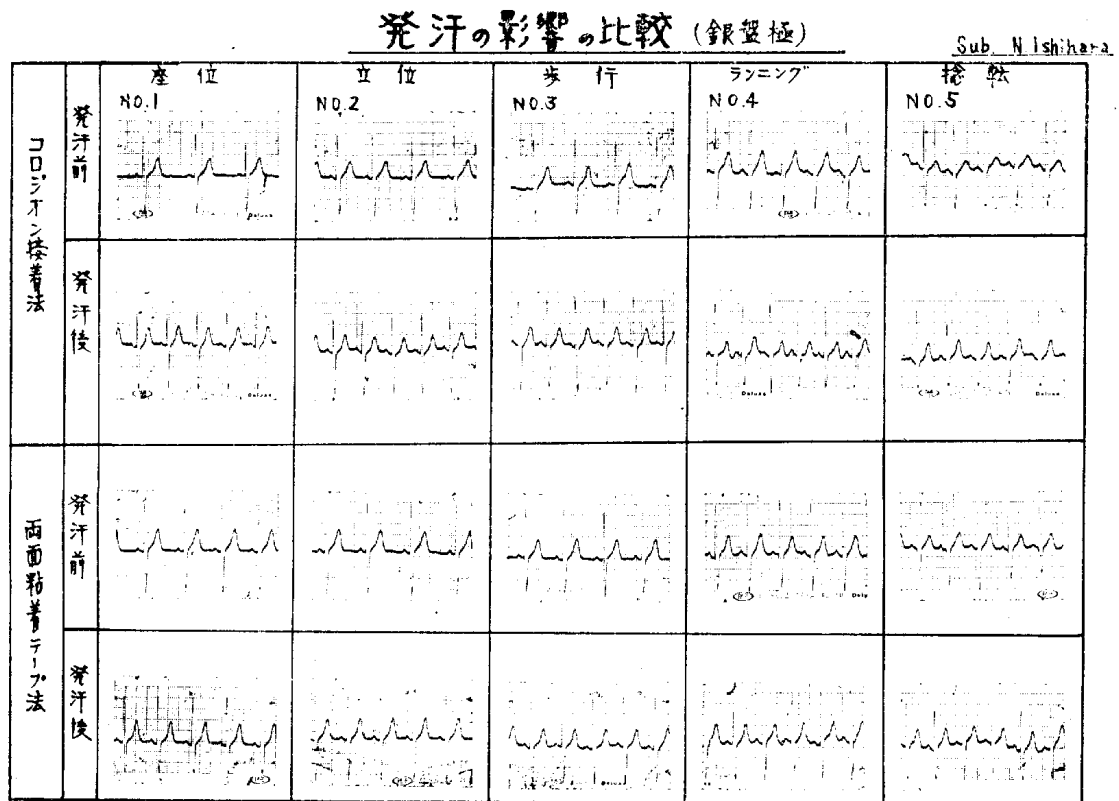
写真 (6) は、そのうちの1つの方法としてわれわれの研究室でも相当長期間採用して来た方法であるが、この方法は、コロジオンを用いて極を皮膚面に固定し、その周囲を発汗防止のために和紙で包囲し、更にその上部から絆創膏、その他の耐水性テープで固定させる方法である。この方法だと、2~3時間程の記録は、ある程度まで可能だが、それ以上の場合は不可能であった。また、外部の擾乱には弱いという欠点がある。1967年、アメリカの医療器メーカーP社で、感圧性の両面接着テープの開発が行なわれ、その優秀性に驚かされたが、現在では類似の接着テープの国産品も多

く市販されて来ているので, この種の接着テープを主として用いている。

ペーストについては, 前述の通りゼラチンペーストを主として用いている。ただし, ペーストは, 比較的柔らかい粘度のものを用了方が記録としては良好な結果をみせているように思われる。

銀: 塩化銀の電極で, ゼラチンペーストを用い両面粘着テープで固定した方法で, 体温上昇と発汗を伴うケースについて記録した結果を次にあげてみよう。

(写 7) 発汗の影響比較 (G極)



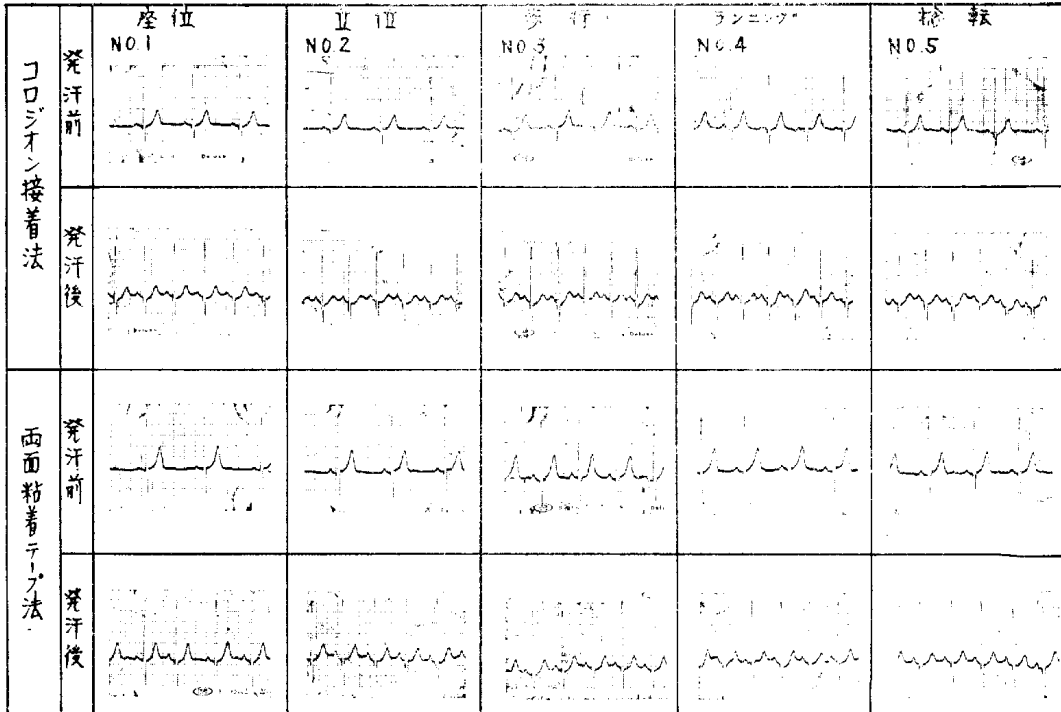
前記の記録結果からも明らかなように, 新しい電極で改良されたゼラチンを用い, 装着の方法も新しいテープで行なった場合, 発汗, 体温の上昇などによる影響及び, これにともなって起こる種々の外部擾乱もある程度まで防止出来て, ほとんど現状では, 調査対象としている各種動作の際の記録についても不自由のない点まで改良されて来ている。(写8参照)

例えば, 温水浴中での心電図変化の記録もこの方法で実施しているが, 15分~20分間の入浴中の記録も終了まで十分記録可能になっている。

(写 8) 発汗の影響比較 (改良Ⅱ型)

発汗の影響の比較 (改良Ⅱ型)

Sub. N. Doi



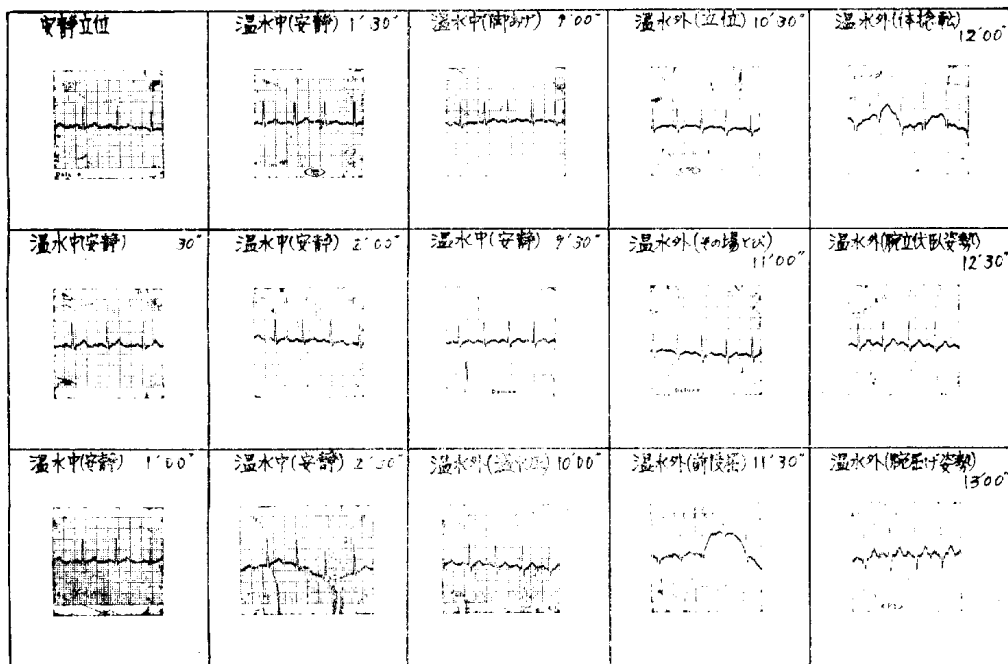
(写 9) 温水浴中での E. K. G. 記録 (銀板極)

(その 1)

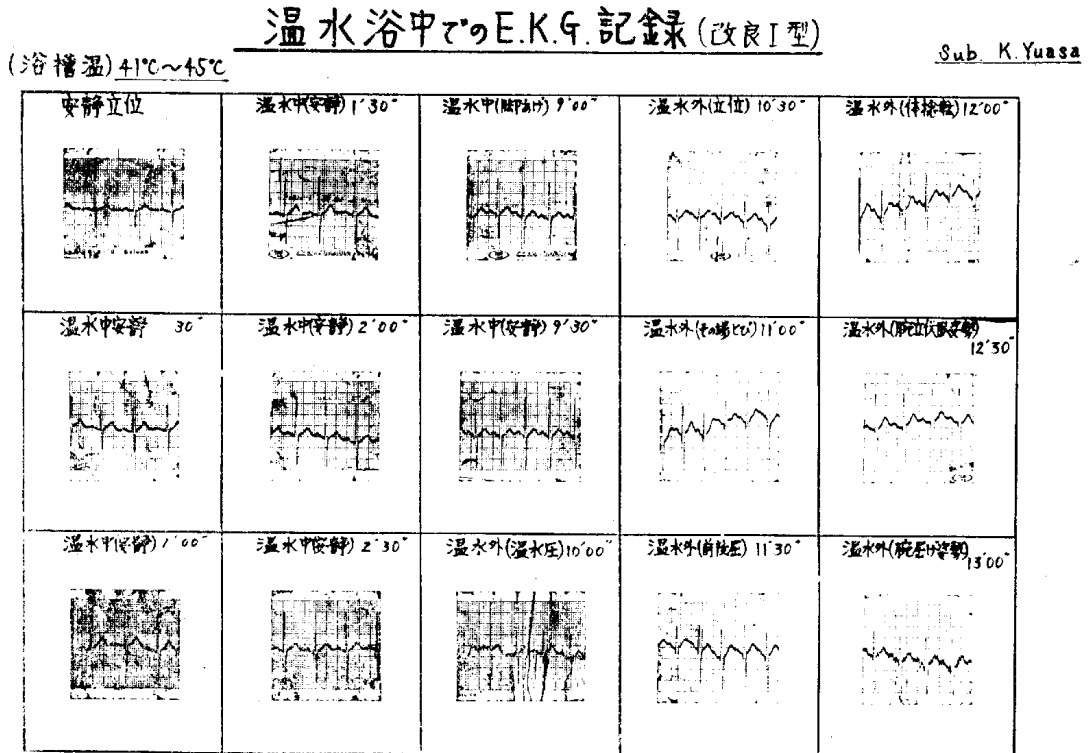
温水浴中での E. K. G. 記録 (銀盤極)

Sub. O. Taniguchi

(浴槽温) 41°C ~ 45°C



(写 10) 温水浴中での E. K. G. 記録 (改良 I 型極)
(その 2)



記録例の (その 1) は、市販の銀板極を用いて、改良テープ、改良ペーストを用いた際の記録であるが、(その 2) は、極の形状そのものも改良した場合の記録である。即ち、(その 1)、(その 2) の記録ともそれ程顕著な変化は認められないけれども、後述の水泳中の記録のように、温浴中でも、体の振動が加わると記録上にも明瞭な差異が現われる。いずれにしても、心電図に限っては、体温の上昇に伴う極の温度上昇が原因での極のインピーダンスの増大は、それ程心配なく、かえってそれ以前の物理的な変化にその影響があるように思われた。(写 9, 10, 参照)

調査期間 昭和39年6月~44年3月

調査場所 中京大学 体育生理学研究室

被検者 中京大学 体育生理研究生男子 (7名)

〔報告 (5)〕

皮膚でのズレ (機械的移動) により起こる雑音に関する調査。

前記報告でも述べたように、機械的振動、応力などの外部擾乱により起

る電極や皮膚のインピーダンスは非常に高い。このために起こるノイズがそのまま生体信号に重畳されて記録される。そのために極はもちろんのこと、増幅器の改良などが盛んに行なわれている。F. E. T. などの開発により、増幅器などは、ここ数年の間に著しい進歩をみて、安定した長時間記録も可能になってきている、しかしながら、こうした動きの中にあっても誘導電極は単なる付属品としての取り扱いから抜けきらず、その装着法については全く軽視されている感がある。しかし、測定の実際にあたっては、特に心電図記録の場合、極の不安定装着によって起こる問題は多く、運動医学、労働医学あたりの身体活動の激しい場合での記録の際は、とりわけこの点が重大だといっても過言ではない。

生体の心電信号と外部擾乱により起こるノイズの分離、筋電図と心電図との重畳の防止など、まだまだ残されている問題は多いが、ここでは新しい接着の方法によって、われわれが以前から行なって来た絆創膏を主体とした接着の方法との比較をすることにより、より良い装着法を求める開発の手がかりとしたい。

従来心電のテレメーターの際の極の装着法としては、胸部に絆創膏を主として接着する方法が用いられてきたがこの場合の最大の欠点としては、絆創膏の粘着剤に使われている天然ゴム、亜鉛華などが、皮膚表面の発汗により、皮膚と接面から遊離してしまう点である。そのために、接着力がいちじるしく低下し、皮膚面と極との間に雑音を発生させる原因をつくることになる。

この点を防止するために種々の方法を考案して試みたが、結局のところ、絆創膏の持つこの欠点をカバーするに十分な方策は無かった。例えば、コロジオン、セメダイン、ボンドのような速乾性の接着剤で極の周囲をおさえたり、工業用の接着剤などでおさえたりなどしたけれども、いずれも撥水性が強く、生体のように70%が水分で構成される物体では不向きであった。そこで次の条件を満足出来るような接着剤を開発出来たらと考えた。即ち、

- 1) 生体に対して完全に無害なもの。

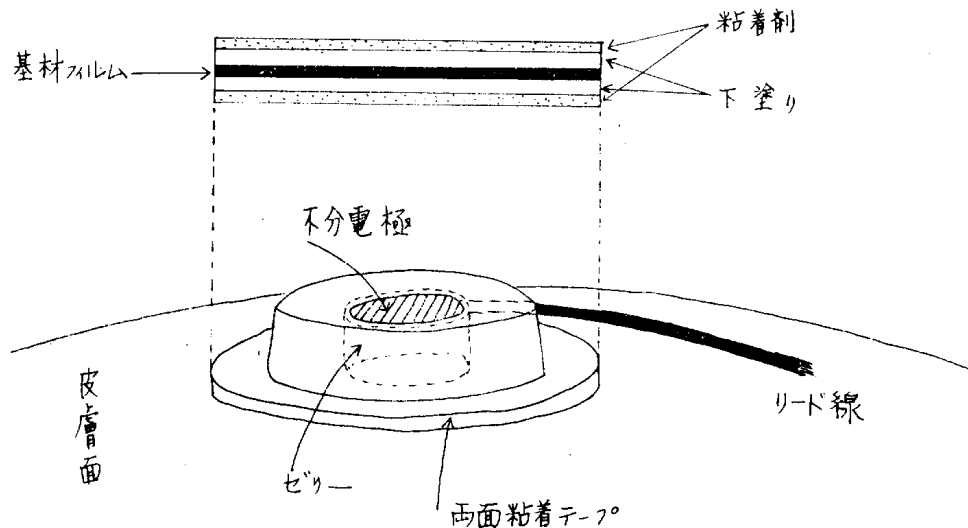
- 2) 人間の体温 ($36^{\circ}\text{C}\sim 40^{\circ}\text{C}$) の温度範囲で変質しない。
- 3) 乾燥, 加熱を必要としない。
- 4) 70%以上の水分に対しても, 接着が可能なもの。
- 5) 接着が迅速である。
- 6) 外からの応力などで接着力が落ちないもの。

この条件を満足しうるものとして考えられたのが, 最近, 各方面で利用されている粘着テープであった。この粘着テープは, 厳密に言えば, 接着剤では無く粘着剤といえよう。一般にこうした粘着剤は次のような材料により作られている。即ち, ,

- ① 主剤 (ゴム系, 熱可塑性, プラスチック系)
- ② 粘着補助剤 (エステルゴム, ロジン系, フェノール系樹脂)
- ③ 可塑剤 (メタル酸エステル, ヒマシ油, 低分子量のポリイソブチレン)

からなっている。

(図 5) 両面粘着テープの構造と接着法



基材フィルムの両面に粘着剤を塗布したテープでそのまま物体を強く粘着する力をもっている。フィルムの性質によって, 強度, 耐水, 耐湿性, 耐薬品性, 透気性などの特長を添加出来る。しかも粘着剤であるので, 常温で粘弾性的性質をもっていて, 被着体及び基材フィルムと強く接着し,

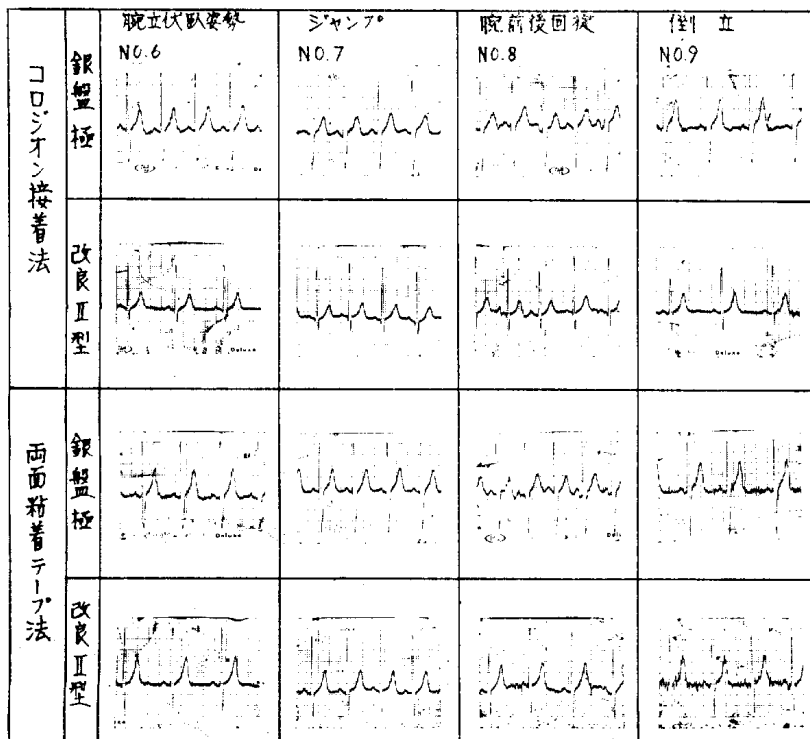
接着後も長時間強い凝集力を持続することが出来る。われわれのテストでは, (図5) に示すような形状 (内径10mm, 外径32mm) の粘着テープを皮膚面に装着してテストをしてみたが, 900~800g の力を加えても離脱しない程の粘着力を持っていた。また接着持続時間については, 1週間で-27%の粘着力の低下をみるにとどまった。即ち, 極を装着したままで数日間の記録を可能にする能力をもっていると考えられる。

粘着剤の主成分

ゴム弾性体 (天然ゴム, 合成ゴム), 酢酸ビニル, 塩化ビニル共重合体, ポリビニルエーテル, ピクビニルブチラール, ポリアクリレートなどの高分子ベースに粘着付与剤としてロジン誘導体, クマロン樹脂, テルペン樹脂などを混合し, 更に充填剤, 老化防止剤などを配合したもの。¹⁵⁾

新しい装着法による実際記録での比較

(写 11) 外部振動の影響テストの結果 (No. 1) (発汗前)



調査期間 昭和43年6月~44年5月

調査場所 中京大学 体育生理研究室, その他の施設

被 検 者 中京大学 体育学部学生, 4名 (男子)

(テストの方法)

外部擾乱による影響テストの方法として条件を次の4種に設定し比較した。

- (1) サンプラ電極でコロジオン接着法による記録
- (2) 改良Ⅱ型電極でコロジオン接着法による記録
- (3) サンプラ電極で, 両面粘着テープ法での記録
- (4) 改良Ⅱ型電極で両面粘着テープ法での記録

なお, 記録した動作については, 出来るだけ外部振動の起り易い動作として,

- (イ) 腕立伏臥, (ロ) その場でのジャンプ,
- (ハ) 腕の前後回旋, (ニ) 倒立

の4動作の記録をとり, 同一被検者間での装着法の相異による記録の変化を調査した。(写 11, 12, 参照)

(結果の考察)

- (i) コロジオン接着法の場合, サンプラ極も改良Ⅱ型極も共に筋電図の混入がはげしい。
- (ii) また, 基線の不安定性が目立つ。
- (iii) 新しい両面粘着テープでの装着法の場合は, 基線の安定が顕著な変化としてとりあげられる。特に改良Ⅱ型極で顕明である。
- (iv) しかし, 筋電図の混入は避けられず, この点での問題は残るように思われる。

同じ条件の調査を発汗後の状態についても行なった。この際は, 前記4動作に加えて意識的に極の表面をたたき, 外部振動を与えたり, 皮膚の表面を大きくずらす動作も加えてみた。その結果は, 次の通りである。

(写 12) 外部振動の影響テスト結果 (No. 2) (発汗後)

外部振動の影響について (発汗後)

		第五代試案 No. 6	シランア No. 7	腕背後回転 No. 8	倒立 No. 9	極をたたく	極をずらす
コロシオン接着法	銀盤極						
	改良Ⅰ型						
両面粘着テープ法	銀盤極						
	改良Ⅰ型						

(結果の考察)

- (i) 総括的にみて、両面粘着テープ法での記録の方が安定しているように思われる。
- (ii) ただ、この場合も筋電図の混入については、発汗前の記録の場合と同じである。
- (iii) 極をたたいたり、極をずらしたりした場合は、両面接着法がその影響を比較的うけにくい。この場合、極をたたく動作の方が、影響が大きいように思われる。
- (iv) サンプラ極と、改良極との比較で考えるならば、明らかに改良極の方が有利であり、改良極と両面接着法の組合せでの記録が最も良い結果をみせている。

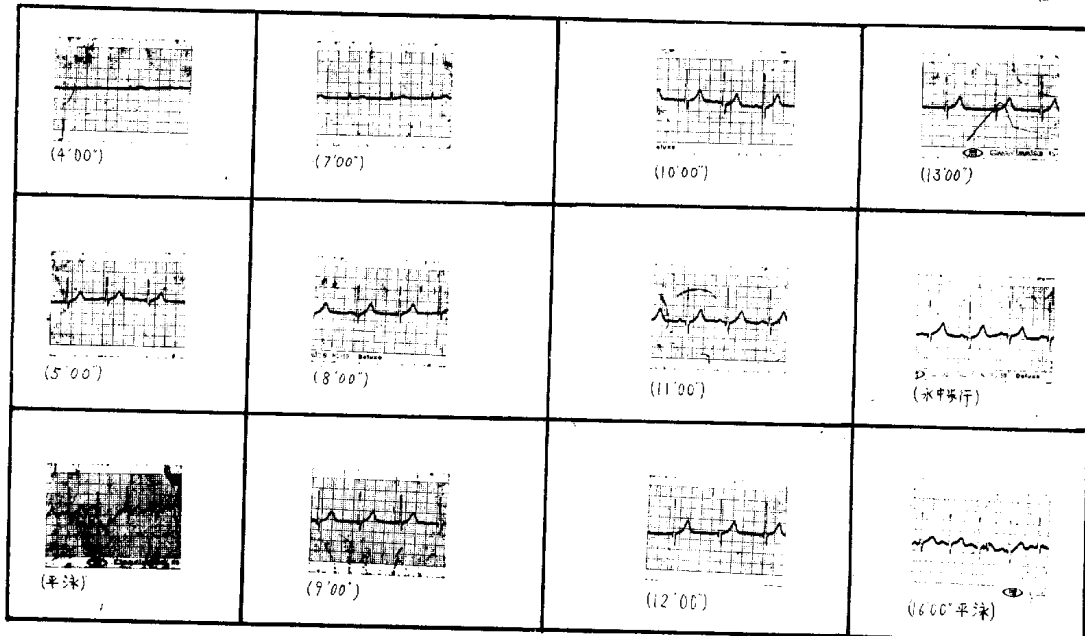
次に、こうした装着法が、陸上での動作記録のみでなく、水中における動作記録の面ではどの程度適応性があるかを探るべく、改良Ⅰ型極で新しい装着法を用いて、耐水時間経過記録テストを実施したのでこれをあげる。

(写 13) 新装着法による耐水時間経過記録 (改良 I 型)

測定期日 昭和43年7月25日
測定場所 東京大学 屋外プール
水温 21°C

水中における時間経過記録(改良I型)

Sub. O. Taniguti



(結果の考察)

ここでは、入水後4分～16分までの記録をあげてあるが、水の中に入ることにより、テレメーター発信機の出力が一時的に低下し、4分程経過しないと安定した記録が出来なかった。もちろん、この場合、装着個所はその他の耐水処置が施してないので、温度の急変、皮膚面と極面でのインピーダンスの増高などが、その主たる原因かと考えられる。しかし、

- (i) 入水後、16分間ほとんど安定した受信が可能であった。
- (ii) 水中での軽い身体動作 (例えば歩行、浮身、バタ足) などの記録も十分可能であった。
- (iii) 平泳の記録は筋電図の混入があるが、R-R 間隔の判読は可能であった。
- (iv) 改良 I 型極には、形状に問題があり、その大きさが比較的水の抵抗を受け易い大きさなので、その点が改良されれば、平泳、背泳、クロール、その他、水泳中の記録も不可能でないとの確信を得た。(新しく更に改良した、改良 II 型極、改良 III 型極では、水泳中の記録は、

十分可能であった……後記)

〔報 告 (6)〕

筋電図の重畳混入の除去についての調査。

心電図のテレメーターの際に、仮に極のもつ種々の問題点は完全に解決されたとしても、残る大きな問題がある。それは、筋電図の混入であろう。スポーツ医学、労働医学の調査の場合、また激しい身体動作の記録の際には、必ずといって良い程、心電図の中に筋電図が混入する。これは、E. K. G. と E. M. G. の周波数の類似域から起こるさけがたい原因のために起こる現象である*。しかも、この現象を更に複雑にしているのは、得られる記録の中に極なり皮膚のインピーダンスの高い事などが原因して起こる交流誘導が重畳される場合が多いので、この面での判別はますます困難な問題となる。(*写1を参照)

われわれの調査の場合でも記録の分析の段階で各種の雑音の分析、分離が不能におちいる場合が多くあった。即ち、イ) 前記のような各種の極及び皮膚面でのトラブルによって起こる雑音か、ロ) インピーダンスが大き過ぎるための交流障害か又は、ハ) 筋電図の混入が、記録上では雑音に類似するためか又は、重畳されるために判読を困難にしているのか、ニ) それとも全く別の条件による雑音の混入によるものか、などの原因が複数で混入記録される場合は、ほとんど判読不能の状態に至る。

そこで、現状で防止出来るあらゆる方法を使って雑音発生の防止策を考えてみたが、現状では、これを明確に分離する事は困難であった。即ち、われわれのとった方策としては、

- (1) 極と皮膚面の機械的な振動、応力などを出来るだけ小さくするための極の接着の方法を出来るだけ改良をする。
- (2) 皮膚面のインピーダンスの大きさが、どの程度、交流雑音を引き起こすかについて、皮膚の表面の脂肪(皮膚表面の垢)の抵抗についての調査。

- (3) テレメーター受信機の信号分離の回路に心電図と筋電図の帯域フィルターを入れ、一定域周波数のシャ断を行ない、出来るだけ筋電の混入を防止するように受信機を改良をする。

以上3通りの方策を実験的に行ない、出来るだけ重畳記録の起こらないように配慮する努力をした。

皮膚面での極のズレから起こる機械的な雑音の発生原因については、前にも述べた通り、テレメーター記録で表面金属を用いる限りにおいては、その接着(装着)の方法に問題点があるように思われた。そこで、完全な方法とはいえないにしても、現状で最も適当だと思われる、両面接着テープによる装着法を中心にして、各種の機械的ズレの起こる可能性をもった出来るだけ多くの動作を被検者に行なわせ、得られた記録から、両面接着法を用いた際の激運動の心電図記録の可能性を追求した。

〔イ〕 各種動作記録の装着法による比較テスト結果

調査期間 昭和43年3月~44年5月

調査場所 中京大学 体育生理研究室その他の施設

被検者 中京大学 体育学部学生 男子12名

- (1) 陸上における、スポーツ動作を出来るだけ多く整理して、動作記号 No. 1~No. 41までにおき、各動作間でコロジオン装着法の記録と、両面粘着テープ装着法による記録の可能性を対比して行ない、後法での記録が前法での記録では不可能であった点を改めている個所を記した表が、次の表である。

- (2) その際使用した極は

- 1) サンプラ極(銀板極) 2) ドータイト板極 3) 改良Ⅱ型極
4) 外国製極(U. S. A.) 5) 改良Ⅰ型極

の5種の極を用いて比較した。

- (3) 動作番号による、動作は次の通りである。

(日常生活時の動作)

No. 1 座位 No. 2 仰臥 No. 3 長座 No. 4 立位

(表 2) 各種身体動作の記録 (装着法の改良により改善された)

		各種姿勢					徒 手 運 動											ボール運動						
極	動作番号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
	棘波																							
銀板極	P						○	/		○	○	○	/	/			○				○			○
	QRS						○	○		○	○	○	○	/							○	○		○
	T						○	/		○	○	○	○	/							○	○		○
	Q T						○	○		○	○	○	○	/							○	○		○
	S T						○	/		○	○	○	○	/							○	○		○
	R-R																							
ドータイト極	P						/	○				/	/								×		/	
	QRS						○	○				/	/								×	×		
	T						○	○				/	/								×	×		
	Q T						○	○				/	/								×	×		
	S T						○	○				/	/								×	×		
	R-R																					×		
改良Ⅱ型極	P							○				○	/	○									/	○
	QRS							○				○	/	○									○	○
	T							○				○	/	○									○	○
	Q T							○	○			○	/	○									○	○
	S T							○	○			○	/	○									○	○
	R-R																							
外国製極	P						○	○				○	○	○									○	○
	QRS						○	○				○	○	○									○	○
	T						○	○				○	○	○									○	○
	Q T						○	○				○	○	○									○	○
	S T						○	○				○	○	○									○	○
	R-R																							
改良Ⅰ型極	P							○				/					×							○
	QRS							○				/					×							○
	T							○				/					×							○
	Q T							○				/					×							○
	S T							○				/					×							○
	R-R																							

(徒手運動的動作)

- No. 5 歩行 No. 6 座位→仰臥 No. 7 仰臥→座位 No. 8 立位体前屈
 No. 9 体捻転 No. 10 体回旋 No. 11 腕立伏臥 No. 12 腕屈指
 No. 13 腕屈伸 No. 14 その場とび No. 15 その場駆け足 No. 16 倒立
 No. 17 踏み台昇降 No. 18 トレッドミル歩行 No. 19. トレッドミルランニング

(ボール運動動作)

- No. 20 バスケットキャッチ No. 21 サッカードリブル
 No. 22 バスケットドリブル No. 23 バスケットパス

器械 運動	汗の 影響		器 械 運 動																	
	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41		
／	／	／	／	／	／	／	／	／	／	／	○	／	○	／	○	○	○	／		
／	／	／	／	○	／	／	／	／	／	／	／	×	／	／	○	○	○	／		
○	○	○	○	／	／	／	○	／	／	／	／	○	／	／	○	○	○	○		
○	／	／	／	／	／	／	／	／	／	／	／	○	／	／	○	○	○	○		
○	／	／	／	／	／	／	／	／	○	○	○	／	／	○	○	○	○	○		

- (注) (i) 各極とも同一被検者により, 古い装着法 (コロジオン法) と新しい装着法 (両面テープ法) の記録の安定性に関して判読の可能性で比較をした。
- (ii) 空白個所 (両法とも判読可能), / 印は (両法とも不可能), ○ 印は (新しい方法では判読可能), × 印は (新しい方法で不可能になった) ことを示す。
- (iii) 各動作記録ごとに 5つのパターンをとり出して, 各棘波の mV. 及び sec の判読の可能性を, 3つ以上パターンを抽出して平均値を求めうるか否かによって決定した。

(器 械 運 動)

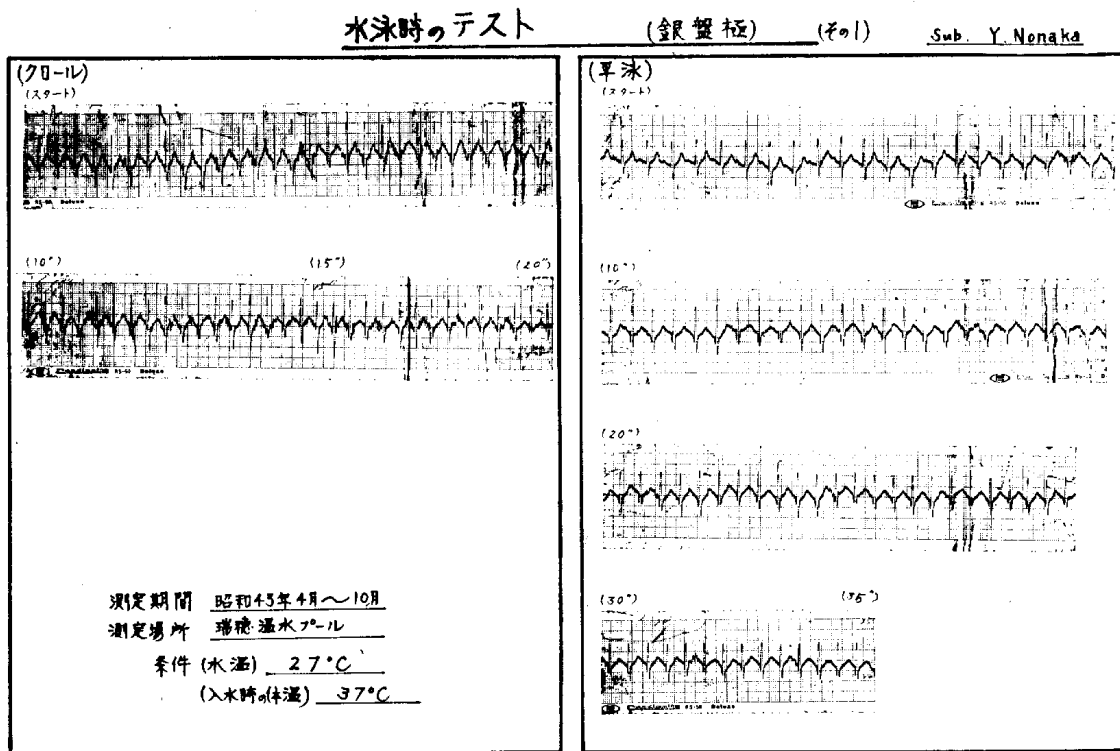
- | | |
|---------------------------|--------------------|
| No. 24 平行棒 (腕立支持) | No. 25 平行棒 (脚前拳) |
| No. 29 鉄 棒 (懸垂) | No. 30 鉄 棒 (スウィング) |
| No. 31 鉄 棒 (足かけあがり) | No. 32 鉄 棒 (腕立支持) |
| No. 33 鉄 棒 (前まわり) | No. 34 床運動 (前転) |
| No. 35 吊 輪 (懸垂) | No. 36 吊 輪 (腕立支持) |
| No. 37 吊 輪 (脚前拳) | No. 38 吊 輪 (スウィング) |
| No. 39 吊 輪 (腕立て支持でのスウィング) | No. 40 鞍馬 (腕立支持) |
| No. 41 鞍 馬 (スウィング) | |

(4) 上記の身体動作の記録面, 心電図の各波形の判読の可能性について, これを比較し, 判読可能な記録に改善された際には, ○印, 判読不能になった記録は, ×印で整理をした。

〔口〕 筋電図の混入による記録か, その他の条件での雑音かについてのテスト結果

調査期間 昭和43年4月~10日
調査場所 中京大学プール, 瑞穂温水室内プール
被検者 中京大学 体育学部学生 8名

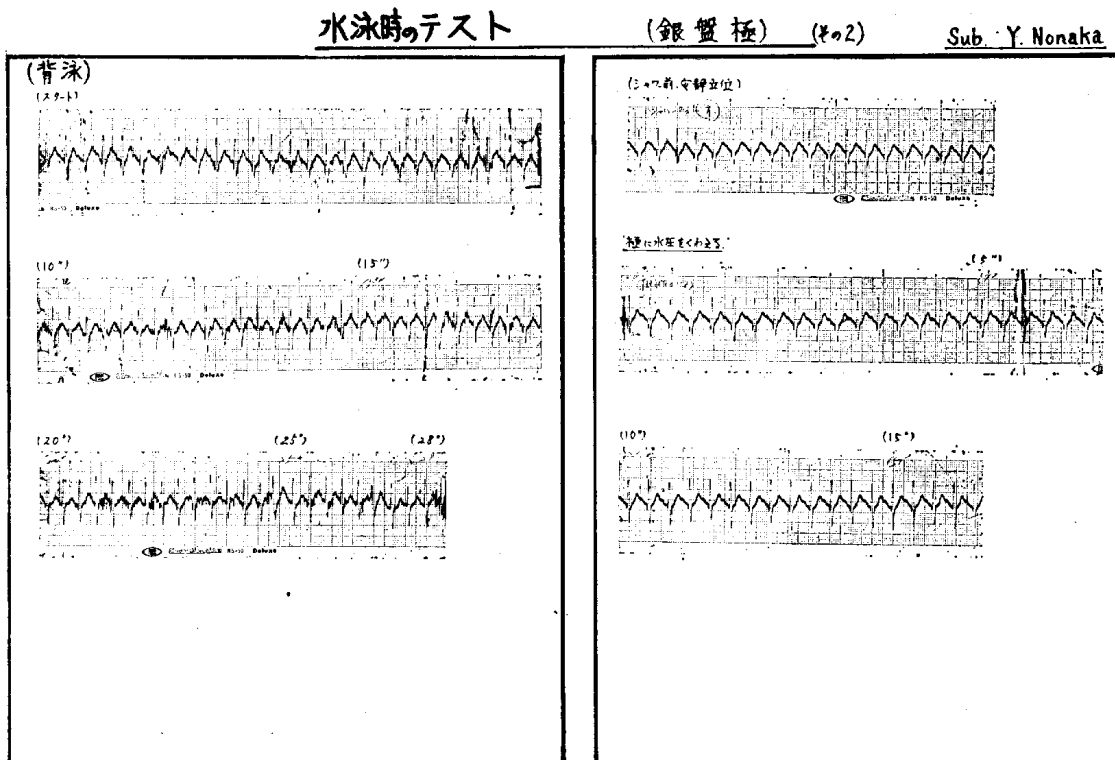
(写 14) 水泳時のテスト (その1)



筋電図の混入の除去は, 現状では仲々困難な問題である。前記の各動作記録からも明らかのように, 装着法の改良により, 多少記録面では改善されはするものの, その信頼度は低いと考えなければならない。その原因の一つは, 記録に混入する筋電図であろう。この点については, その改良の要点を後述するが, ここでは果たして, そうした激動時の記録中に現われる雑音が筋電図によるものか否かについてを, 水泳時における記録から,

これを実証しえたので報告します。即ち, その方法としては, 動作時の記録を水泳にまで拡大して, 水泳中の心電図記録をとることが出来たので, 先ずもってその記録を紹介しよう。下の写真は, 銀板極を両面粘着テープで固定し, 更に上部から防水策を施した際の記録結果である。

(写 15) 水泳時のテスト (その 2)



(結果について)

(写 14, 15) でみるように, 25m泳のスタートからゴールまで, 3種の泳法で泳いだ記録だが, ある程度の記録が可能であることを示している。もちろん, その場合, 泳法の差異による記録上の違いはある, 例えば, クロールと平泳を比較すれば, 胸部の極の装着部分の筋肉が比較的激しく動く泳法だと考えられる場合は, 記録も不安定だし, 雑音も多いように思われる。この場合, この雑音が果たして, いかなる条件から起こる雑音かについての細かい検討は技術的に困難だが, とりあえず, 次のような条件を作り, 筋電図の混入記録であるか否かの単純な調査を行なった。

(方 法)

同一被検者をプールからあがった状態で仰臥位にさせ、胸部の筋肉を完全に弛緩させた状態において、2m上方から胸部の極の装着してある部位に向ってシャワーで水をかけた。ここでかけられる水圧は、2mの落差と、上水道の水圧とを加えて考えれば相当大きな圧となるが、この条件下で記録した結果が、水泳時のテスト(写15)の右側の記録である。この結果から見ると、後の記録はほとんど雑音らしいものが混入していないことがわかる。即ち、両者の記録を比較する限りにおいては、水泳中の記録の雑音の大部分は、水泳時に使われる筋肉の活動を記録する筋電図によるものように考えられる。

もちろんかかる結果から、激運動の場合の雑音の原因のほとんどが、筋電図の混入から来るものとの断言は出来ないが、少なくとも、現在考えられることは、両面の粘着テープによる装着法で装着すれば、極と皮膚面での機械的なズレから起こる雑音については、これ程の水圧に耐えうる程度にまで大きく改善されているということがいえる。

(ハ) 皮膚面のインピーダンスを下げる方法についてのテスト (皮膚面の脂肪層の影響)

テスト期間 昭和43年5月～44年3月
テスト場所 中京大学 体育生理研究室
被 検 者 中京大学 体育学部学生, 4名(男子)

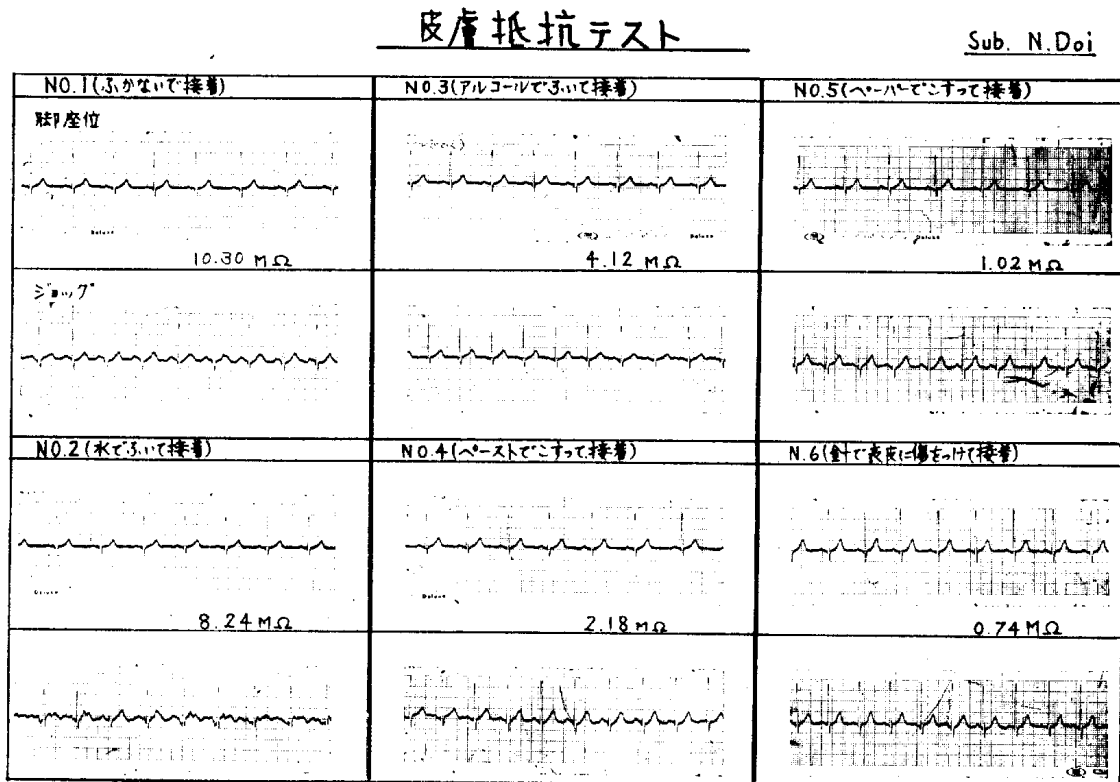
皮膚の接触抵抗の大きい事が原因となって起こる交流雑音について、測定の際には出来るだけ配慮をして皮膚面の抵抗値を小さくするように努力をするが、実際にどの程度の影響が出るものかについて確証が出来なかった。今回のテストでは、被検者に通常の生活を行なわせながら、極の誘導部位に意識的に垢をつけさせて、皮膚面の抵抗を意識的*に出来るだけ大きくさせて、その垢の状態を変化させながら得られた、記録面にあらわれる交流障害雑音を比較検討してみた。皮膚抵抗値は、回路計テストで

直流的に測定した。記録の方法としては、皮膚面を種々な方法で皮膚抵抗値を下げるべく徐々に皮膚面の脂肪を取り除き、更に角質をもキズつけるようにして抵抗値を下げるようにした。記録の結果は次の通りである。

* 各被検者とも 10 日間の入浴を禁止させた。

(写 16) 皮膚抵抗テスト

皮膚抵抗値の増減と記録の安定性について



(記録の結果について)

皮膚面の垢の状態を No.1~No.6 までとし、皮膚面の抵抗値も 10.30 MΩ~0.74MΩ までの範囲であった。記録の際の動作を、静的動作(脚座位)、動的動作(その場ジョッキング)として、両記録を比較した。脚座位の際には、それ程差は認められないが、ジョックの場合は、皮膚面をサンドペーパーでこする程度までにした方が安定した記録が得られる。特に記録の早期安定に顕著な差が認められた。皮膚表面を針先で傷つける程にすると更に明瞭な安定した記録が得られた。

(二) 受信機に帯域分離フィルターをつけ、筋電図の混入を防止する試

験的実験

テスト期間 昭和42年10月～昭和44年3月

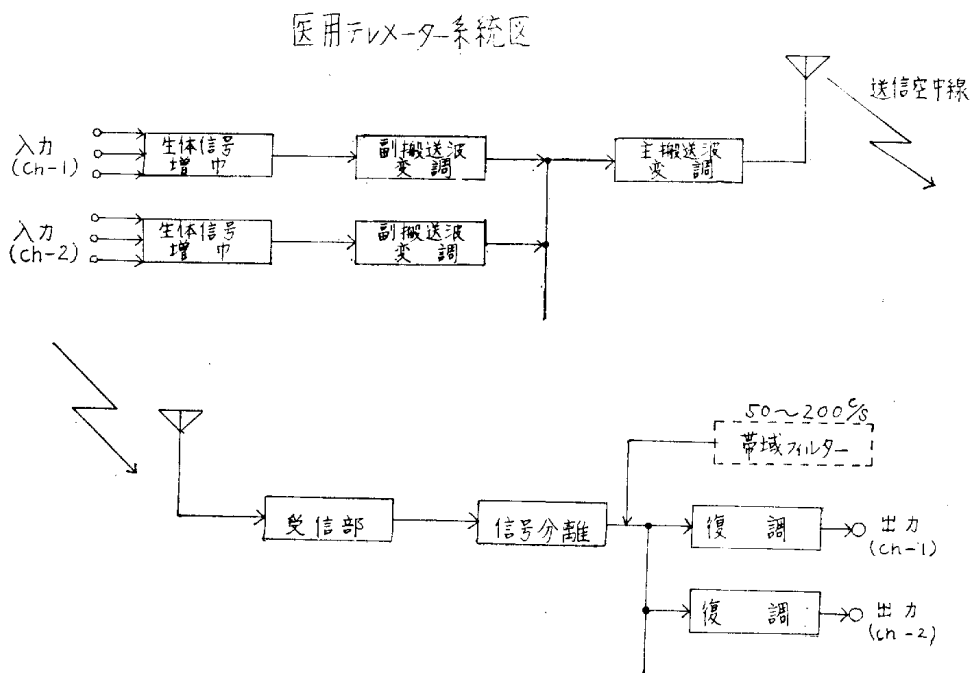
テスト場所 中京大学体育生理研究室
 福田エレクトロ名古屋営業所技術部

被 検 者 中京大学体育生理研究生, 2 名

今回われわれの行なった心電図のテレメーター実験に用いた装置は, 福田エレクトロ製, 医用テレメーター (TPE—11) 型と, 三菱電機製, 2—CH用 (PT—220A) 型の2機種を用いて行なったので, 先ずその性能と定格を記す。

福田エレクトロ医用テレメータ (TPE—11)	三菱電機 2 チャンネル (PT—220A)
変調方式: FM—FM	変 調 方 式: FM—FM
搬 送 波: (主)40.68MHz (副) 3KHz	チャンネル数: 2 チャンネル
送信出力: 100m 15 μ V/m	伝送信レベル: 1mV
入力抵抗: 500 K Ω \times 2平衡	送 信 機: 電池 NM—3.6本
最大感度: 0.2 Vp-p/1mV以上	9VD. C.
電 源: 送信 D. C. 12V, 受信100V	

(図 6) 医用テレメーター系統図¹⁶⁾



試験的実験 (その 1)

E. K. G., E. M. G. の重畳記録は, 動作時の E. K. G. 記録の際には避け難いことであるとは前に述べた通り, E. K. G. 帯域と E. M. G. 帯域との類似帯域が原因となる。特に身体動作時の E. M. G. の帯域は比較的低い 50~300c/s の範囲の発信が起こる。このために, E. K. G. の 0.5~200c/s の帯域に混在記録される可能性がある。そこでこの重畳を取り除く方法としては, 受信機の復調部分の前に適当な帯域フィルターを設けて分離し復調する方法が考えられる。

そこで今回は, 実験的に (TPE-11) 型の受信機に, 福田エレクトロの技術部の協力を得て, 50~200 c/s 部分に出来る限りの遮断フィルターを試験的につけて記録する方法を採用してみた。

低域遮断フィルター, 0.002, 0.007, 0.02, 0.07, 0.2, 0.7, 2 (sec), 高域遮断フィルター, 30, 100, 300, 1000, (∞) と種々な条件下で試験的に行なってみたが, ランニング, 水泳, などのように身体動作の強度が割合に同じ程度で続くような場合には, 有効であるが, 強度の変化の激しい動作には適当でないとの結果が出ている。

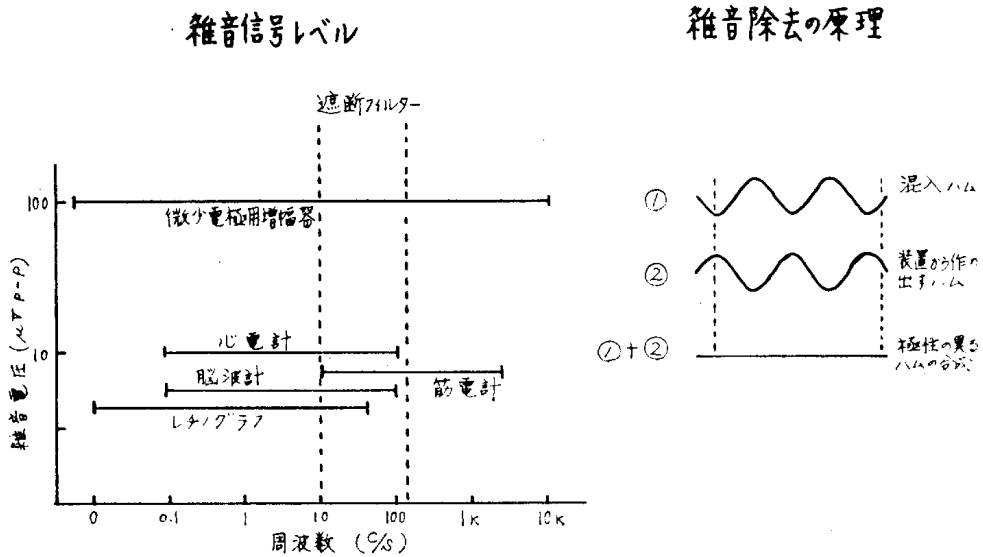
いずれにしても現段階では報告するまでの結果を得ていないので, データとしての報告は次回にゆずることにする。(図7参照)

試験的実験 (その 2)

E. M. G. 混入除去の方法に遮断フィルターを用いる方法とは異なるが, 雑音の種類が E. M. G. と明瞭にわかっているとすれば, E. M. G. の大きさと位相をあらかじめ記録しておいて, その雑音と全く同じ位相をもつ信号を他の装置から負の形で作り出して, 意識的に混入せしめ, 極性の逆な状態で E. M. G. の記録を打消す方式が考えられる。¹⁷⁾ この方式については, 現段階ではまだアイディアの域を出ないが, 理論的には可能だと考える。若しこの方法が技術的に可能になれば, 前記の遮断フィルター法では困難である帯域の中の複雑な位相の変化による問題も解決出来ると考

えられる。この点にも更に今後研究を進めたいと考えている。(図8参照)

(図7) 筋電図その他の雑音レベル (図8) 雑音除去の原理



〔報 告 (7)〕

極とリード線の接続法による問題点

金属電極を用いる際の問題点として第1に考えられるのは、極の分極と、皮膚面の抵抗を出来るだけ低くすることはいうまでもないが、次に各電極を装着位置に完全に固定し、更に誘導ケーブル類はなるべく急角度で曲げたり互いにかからませるようなことの無いように注意すべきだ。これは、電気工学的な初歩の段階の問題として当然の事であるのに実際には、仲々まもられない場合が多い。特に負荷テストの場合などは、電極の固定と同様にケーブルの数カ所を被検体に接着固定する必要がある。こうすることが結果的には、長時間記録中の基線の動揺や交流障害などが起こることが少なく、安定した記録を得ることにつながる。

ケーブルの動揺によって起こる雑音の原因の主たるものは、極とリード線の接続部分に問題があるように思われる。即ち異種金属の接合部では、当然電氣的な抵抗が生じ、電流、電圧ともに変化を生ずる (報告 (2))。そのため受信電圧も多少の変化が生まれるのは止むを得ないと考える。それ故に出来るだけこうした抵抗を小さくするための方策が用いられるが、

そうした弱点を持っている接合部が外部からの機械的振動などで影響を受けると、信号の部分では、雑音として記録されることになる。(報告(5)) この場合の雑音は、パルス状の雑音では無く連続した雑音として表われる。(写1を参照) 故に極とリード線の部分は、外部からの力が直接加わらないような配慮をし、接続部分は完全に絶縁しておく必要がある。

なお、直流電流の流れるリード線の場合、リード線相互間で、磁場の発生する事を考慮にいれなければならない。その場合、不必要にリード線からませたりすれば、予測外の事態の発生がありうる。そんな状態の中に体の振動が加わり、リード線自体も不規則に動く場合は、ますます、雑音発生の原因がつかみにくくなる。故に心電図のテレメーターテストの場合は、必ず被検体に固定させるように配慮する必要がある。

以上、実際に測定をする場合、想像し得ないような事態の発生を防止するためにあえてこの項の説明をつけ加えた。

ま と め (報告の総括)

現在使用中のテレメーター用の電極の持っている問題点をあげ、その原因を追求し、その欠点を改良して実際に記録をする中で、その改良法を実証してみた。その結果、現時点で最も適した極とその付属する種々の問題を整理することが出来た。

即ち次のような条件を満足出来る極が現在においては、最も適当だとの結論を得た。

電極本体について

- (1) 材質は、不分極電極中最も手軽に入手出来、使用し易い極として、銀：塩化銀の電極が最も適していると思われる。(報告(1)より)
- (2) 大きさは、市販の脳波用サンプラ電極と同型の10mmφの極でも十分である。
- (3) 外型は、不分電極の電解質の塩化銀膜を完全に保護出来るような

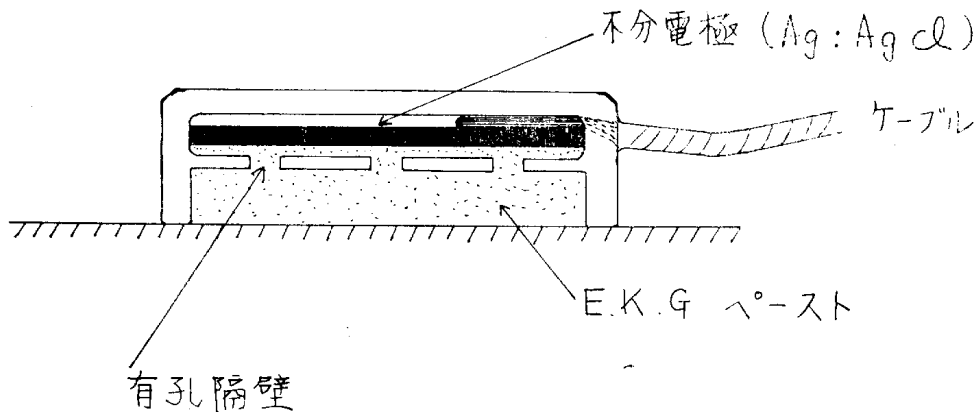
外郭が必要である。(報告(2)より)

(4) 形状は、出来るだけ平坦な円形が最も抵抗が少なくて良いように思われる。また、皮膚との接触面は出来るだけ大きくするために、外郭わくの皮膚との接面は出来るだけフラットにしておく必要がある。

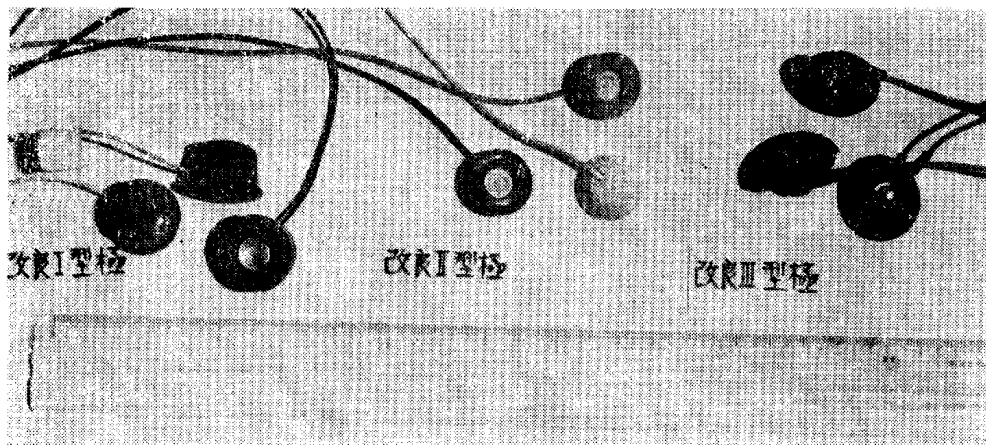
(報告(3), (4), (5)より)

(5) 極の保守のことを考えると、電極保護を考慮して、ゼリーの充填部と極との間に多孔隔壁を作った方が良い。(報告(3), (5)より)

(図9) 改良Ⅱ型電極構造図



(写真17) 改良Ⅱ型電極の外観



ペーストについて

(1) 材質について、長時間使用の場合は市販のペーストでは、乾燥度の点で不適當である。また激しい振動に耐えうるような粘性、親和性なども考え合わせると、ゼラチンを基材とするペーストが最も適しているように思われる。(報告(3)より)

(2) 組成については, 利用の目的により多少の変化があるが, 基本的な組成比率は次の通りである。

ゼラチン (8), アランダム (1), 食塩 (3), ソルビトール (3)
重酒石酸カリ (3), グリセリン (18), ガム質 (2)
飽和食塩水 (36) 但し重量比

なお, 長時間使用する場合は

ゼラチン (20), アランダム (3), ソルビトール (18)
重酒石酸カリ (3), グリセリン (18), ガム質 (2)
飽和食塩水 (36) 但し重量比

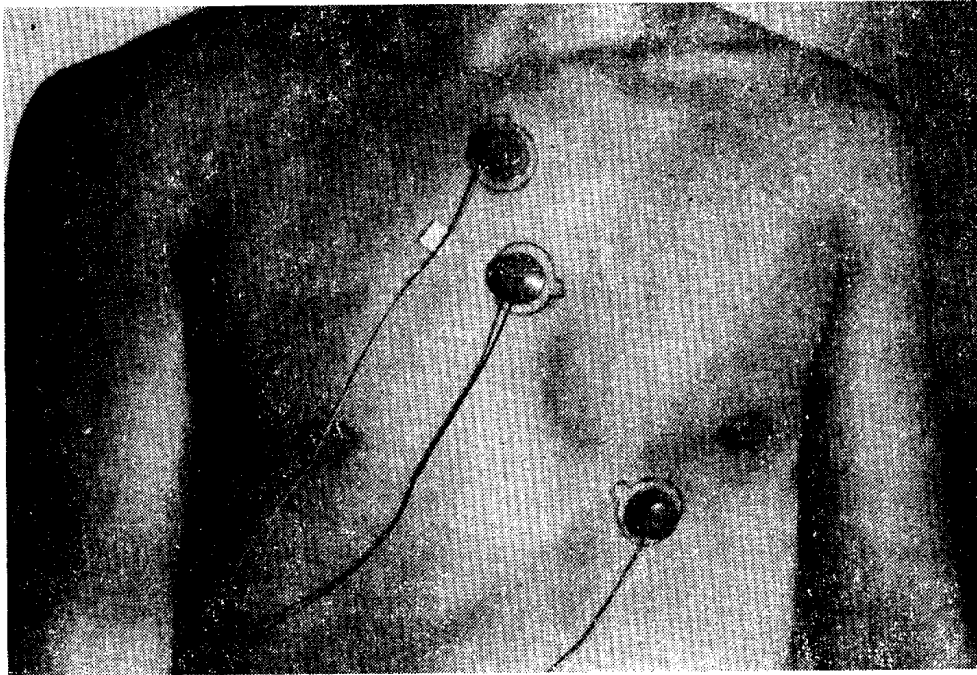
のように, ゼラチンの量を多くして, 比較的飽和食塩水の量を減らすような配合をすると, 発汗及び体温の変化などにそれ程影響されないで記録が出来る。(報告 (3), (4) より)

この配合割合のペーストで運動動作時の記録をとって比較的良好な結果が得られたが, それは体温上昇にともない 37°C 付近でゾル・ゲル変化領域にあるためのように思われた。

極の接着の方法について

(1) 最も適当な方法として考えられたのは, 接着剤として皮膚弾性に近い固着状態になるような材料の接着剤が良いように思われた。即ち, 今迄使用してきた接着剤はほとんど硬着するが, この場合, 筋肉や皮膚の動きのために表面に歪が生じ, 結果的には, これが雑音の原因ともなるので, 皮膚弾性に近い基材ベースの両面粘着テープを用いる方法が最も適当だと考える。この場合, 適度の可撓性もあり, 接着力も割合大きいけれども, 極の外縁より多少余裕のある大きさと形状のテープが皮膚面での機械的振動をうけにくく, 安定した記録が得られるように思われた。(報告 (5), (6) より)

(写 21) 改良 I 型極を両面接着テープで装着したところ



最適条件下での記録による実証

以上、極、ペースト、接着法の最も有効だと判断した各々の方法で、日常生活の際の種々の姿勢から徒手運動、ボール運動、器械運動、水泳動作などの記録をテレメーターにより行ない、結果につき、各種の極を用いて記録し整理をした。また、その記録の信頼性については、記録の各波型の判読の可能性で、これをまとめてみた。即ち、スポーツ医学で比較的良く調査されている、P, QRS, T, QT, ST, R—R, の棘波の (mv) (sec) についてこれを調べた。

整理の方法としては、市販の脳波極 (銀板極)、ドータイト極 (板状)、外国製極、改良極 (I 型)、改良極 (II 型) について、各動作記録の波型記録の 5 つのパターンをとりだし、P, QRS, T, QT, ST, R—R の mv 及び sec の判読の可能性 (平均的確率) で判断し整理した。その際テストした動作は、動作番号 No. 1~No. 41 までの陸上における主としてスポーツ競技中の各身体動作を中心としたものであるが、参考までに温水中の動作の記録と、平泳、クロール、背泳などの 25m 泳中の記録についてもこれを行なった。

実証のために行なった記録の条件及びその説明

テレメーター記録の際の条件を整理すると次の通りである。

- (1) テレメーター装置：福田エレクトロ、医用テレメーター (TPE—11型)
- (2) 誘導法：胸部双極，中京方式 (V₄，類似法，頸窩の下部胸骨柄上，左乳頭下部心尖部，胸骨下端部)
- (3) 被検者：同一被検者による対比 (20歳男子：中京大学体育生理研究生)
- (4) 極の装着法：改良法 (両面粘着テープ固定法)
- (5) 使用ゼリー：改良ゼリー (試作ゼラチンペースト)
基本組成型 (ゼラチン8%)
- (6) 記録動作 (動作番号による区分)

(陸上動作説明)

- | | |
|--------------------|----------------------|
| No. 1 座位 (安静) | No. 20 バスケットキャッチ |
| No. 2 仰臥 (〃) | No. 21 サッカードリブル |
| No. 3 長座 (〃) | No. 22 バスケットドリブル |
| No. 4 立位 | No. 23 バスケット・チェスト・パス |
| No. 5 歩行 | No. 24 平行棒 (腕立支持) |
| No. 6 座位→仰臥 | No. 25 平行棒 (脚前拳) |
| No. 7 仰臥→座位 | No. 26 発汗後の立位 |
| No. 8 立位体前屈 | No. 27 発汗後のランニング |
| No. 9 体捻転 | No. 28 発汗後の仰臥 |
| No. 10 体回旋 | No. 29 鉄棒 (懸垂) |
| No. 11 腕立伏臥姿勢 | No. 30 〃 (スウィング) |
| No. 12 腕屈伸姿勢 | No. 31 〃 (あしかけあがり) |
| No. 13 腕屈伸 | No. 32 〃 (腕立支持) |
| No. 14 その場とび | No. 33 〃 (前まわり) |
| No. 15 その場駆け足 | No. 34 床運動 (前転) |
| No. 16 倒立 | No. 35 吊輪 (懸垂) |
| No. 17 踏み台昇降 | No. 36 〃 (腕立支持) |
| No. 18 トレッドミル歩行 | No. 37 〃 (脚前拳) |
| No. 19 トレッドミルランニング | No. 38 〃 (スウィング) |

No. 40 鞍馬 (腕立支持)

No. 41 鞍馬 (スウィング)

(温水中の動作説明)

No. 1 立位 (安静)

No. 15 捻転 (") 7'00"

No. 2 座位 (安静) 30"

No. 16 前後屈 (温水中) 7'30"

No. 3 座位 (安静) 1'00"

No. 17 立位→座位 (温水中) 8'00"

No. 4 " (") 1'30"

No. 18 浮身 (温水中) 8'30"

No. 5 " (") 2'00"

No. 19 脚上げ (") 9'00"

No. 6 " (") 2'30"

No. 20 安静 (") 9'30"

No. 7 " (") 3'00"

No. 21 温水圧をかける (温水外) 10'00"

No. 8 " (") 3'30"

No. 22 立位 (") 10'30"

No. 9 長座位 (温水外) 4'00"

No. 23 その場とび (") 11'00"

No. 10 " (") 4'30"

No. 24 前後屈 (") 11'30"

No. 11 " (") 5'00"

No. 25 体捻転 (") 12'00"

No. 12 " (") 5'30"

No. 26 腕立伏臥 (") 12'30"

No. 13 " (") 6'00"

No. 27 伏臥腕屈げ (") 13'00"

No. 14 座位 (温水中) 6'30"

(水泳動作の説明) 温水プールでの 25m 泳

No. 1 平泳 スタート

No. 5 クロール スタート

No. 2 平泳 10"後

No. 6 クロール 10"後

No. 3 平泳 20"後

No. 7 背泳 スタート

No. 4 平泳 ゴール

No. 8 背泳 10"後

No. 9 背泳 ゴール

(7) 記録動作の区分について

- ・ 陸上での動作No. 1~No. 41までは、主としてスポーツ動作の各種をあげた、
即ち、

No. 1~No. 4 日常生活の中での安静動作

No. 5~No. 17 日常生活の中での動的動作

No. 18~No. 23 ボール運動の動作

No. 24~No. 25 }
No. 29~No. 41 } 器械運動の動作

No. 26~No. 28 発汗による影響について

とした。

- 温水テストについては、入浴中の記録の可能性を調査すべく、耐温水テストは主として時間の経過にともなう変化を中心に、調査する目的でこれを行なった。

(表 4) 耐 温 水 テ ス ト 記 録 結 果 (その 2)

		温水中での安静経過								温水外長座 姿勢経過					温水中各種動作					温水外各種動作									
動作番号		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	
銀 板 極	P																												
	QRS																												
	T																												
	Q T																												
	S T																												
R-R																													
改良 II 型極	P																												
	QRS																												
	T																												
	Q T																												
	S T																												
R-R																													
国産 使い 捨て 極	P																												
	QRS																												
	T																												
	Q T																												
	S T																												
R-R																													
ド ー タ イ ト 極	P																												
	QRS																												
	T																												
	Q T																												
	S T																												
R-R																													
改 良 I 型 極	P																												
	QRS																												
	T																												
	Q T																												
	T S																												
R-R																													

No. 1~No. 8 入浴中の静的状態での記録

No. 9~No. 13 浴槽外での長座位の記録

No. 14~No. 20 入浴中での動的動作の記録

No. 21~No. 27 浴槽外での動的動作の記録

として, 入浴開始から, 13分経過後までの記録を整理したものである。

・ 水泳動作中の記録

25m プールでスタートからフィニッシュまで25m泳を平泳, クロール, 背泳の各種泳法により記録したものである。

(表 5) 水泳テストの記録結果表 (その 3)

		平 泳				クロール		背 泳		
動作番号		1	2	3	4	5	6	7	8	9
極	棘波									
改良Ⅰ型極	P					/	/	/	/	/
	QRS									
	T					/	/	/	/	/
	Q T					/	/	/	/	/
	S T					/	/	/	/	/
	R-R									
改良Ⅱ型極	P						/	/	/	/
	QRS									
	T									/
	Q T									
	S T						/	/	/	/
	R-R									
銀板極	P					/	/	/	/	/
	QRS									
	T					/	/	/	/	/
	Q T					/	/	/	/	/
	S T					/	/	/	/	/
	R-R									

結果の解説

- (i) 陸上における各種動作記録の結果では, 明らかに改良Ⅰ型, 改良Ⅱ型の結果が良かった。特に改良Ⅱ型の極は, 鉄棒運動, 吊輪運動以外は, ほとんど各棘波の波型の判読が可能であった。もちろん, R-R については, 正確に判読出来る。胸部筋肉の極端な動きを伴う動作については, 筋電図の混入がはげしいために, まだまだ記録の判読は信頼度に欠ける。
- (ii) 耐温水テストでは, 改良Ⅱ型は, ほとんどの記録について, 十分, その波型の判読が可能であった。各極とも, 両面接着テープを使用した

ためか、相当長時間の経過にもかかわらず、記録が安定していた。ただ、銀板極の場合、No. 17 (温水中での立位→座位)、No. 23 (浴槽外でのその場とび)、No. 27 (浴槽外での伏臥腕屈げ) の各動作記録の結果が悪かった。即ち、この場合、温水に対する耐性よりも、筋肉の激動には弱い点が明瞭に出ているように思われる。

(iii) 水泳テストでは、改良極のⅠ型では銀板極に比して多少の優位性は認められるが、背泳の記録は、ほとんど判読不可能であった。R—Rだけは記録から読みとれるが、他は雑音が多過ぎ不可能であった。改良Ⅱ型は平泳の25m泳、クロールでの25m泳の全記録及び背泳のT波についての判読が可能であった。

水泳記録の際の極は、水の抵抗を考え、型状面で出来るだけ平坦なものを造る必要のあることがわかった。

参考までに記録の結果の E. K. G. 写真を次にあげる。

(写 18) 各種身体動作時の E. K. G. 記録 (改良Ⅱ型)
(その 1)

各種身体動作時の E. K. G. 記録 (改良Ⅱ型) (その 1)

座位(安静) NO.1 	立位 NO.4 	仰臥→座位 NO.7 	体の回旋 NO.10 	腕屈伸 NO.13
仰臥 NO.2 	歩行 NO.5 	立位体前屈 NO.8 	腕立伏臥姿勢 NO.11 	その場とび NO.14
長座 NO.3 	座位→仰臥 NO.6 	体の捻転 NO.9 	腕屈伸姿勢 NO.12 	その場駆け足 NO.15

(写 19) 各種身体動作時の E. K. G. 記録 (改良Ⅱ型) (その 2)

各種身体動作時の E. K. G. 記録 (改良Ⅱ型) (その 2)

倒立 NO.16 	ドリブル(バスケットボール) NO.22 	ランニング後(発汗)立位 NO.26 	前転 NO.34 	鉄棒(懸垂) NO.29
踏み台昇降 NO.17 	チェストパス(バスケットボール) NO.23 	発汗後ランニング NO.27 	平行棒(腕立支持姿勢) NO.24 	鉄棒(スイング) NO.30
キックボール(蹴球) NO.20 	カッカードリブル NO.21 	ランニング後(発汗)仰臥 NO.28 	平行棒(脚前拳) NO.25 	鉄棒(あしけあがり) NO.31

(写 20) 各種身体動作時の E. K. G. 記録 (改良Ⅱ型) (その 3)

各種身体動作時の E. K. G. の記録 (改良Ⅱ型) (その 3)

鉄棒(腕立支持姿勢) NO.32 	吊輪(腕立支持姿勢) NO.36 	吊輪(腕立支持のスクワット) NO.39 	立位(水中) NO.2 	クロール NO.8
鉄棒(前まわりの) NO.33 	吊輪(脚前拳) NO.37 	鞍馬(腕立支持姿勢) NO.40 	歩行(水中) NO.3 	平泳 NO.9
吊輪(懸垂) NO.35 	吊輪(スイング) NO.38 	鞍馬(スイング) NO.41 	浮身(上向き) NO.4 	背泳 NO.10

あ と が き

以上、テレメーター電極の問題点について長期にわたる記録を整理し、現時点で考えられる各種の問題点について触れてきたが、結論的には、まだまだ改良の余地は多く残されているといわざるを得ない。この種の問題は、研究目的の第二義的性格をもっているものだけに、その開拓も比較的時間がかかるのは止を得ないことである。幸い、長い間気にかかっていた問題を総括する機会が得られたので、ここで報告いたしました。今後に残された問題としては、テレメーター装置のうち特に発信機の小型化と、遠距離からの受信の問題がある。この点については、テープによる磁気記録、カセット方式での記録の再生方式などで、難問題の解決に意欲的な試行がなされているのは、喜ばしい事である。

次に、生体電気現象の特性領域の細分化、帯域の分離の方法が残るが、これもこの報告の中でも述べた通り、雑音の防止装置を開発することにより、今迄の方式とは異なる方法で、この点の改良をしなければならないと思っている。

なお、テレメーター用の電極について今回は、主として E. K. G. 記録に焦点をあてて調査をして来たが、筋電、脳波などのテレメーターの際の電極についても同様な立場で更に研究を進める必要があると思う。

最後に、御指導願いました、名古屋工業大学の機械工学科、工業化学科の各先生方並びに大学院生の諸君に対し、深く感謝いたします。

なお、中京大学、体育生理研究室の研究生に対し、長期間の研究参加を心から感謝します。

参 考 文 献

- 1) 市岡正道：生理学撮要，形質膜の生理学，p. 14～p. 16. 南山堂 (1969)
- 2) 高木末夫：医用電子，生体工学実験法 (I) ME選書，コロナ社 (1969)
- 3) 4) 電気学会編：電気工学ハンドブック，8巻，25巻，30巻，
電気学会 (1967)

- 5) エレクトロニクス協議会編: ME マニュアル, p. 43. コロナ社 (1969)
- 6) 高木健太郎: 生理学, p. 32~83. 医学書院 (1962)
- 7) 8) エレクトロニクス協会編: 医用電子機器の取扱と保守, p. 9~p. 39.
コロナ社 (1969)
- 9) A. H. Flasterstein: Voltage Fluctuation of metal-Electrolyte
Interfacès in Electrophysiology; Med and Biol, Engng, Vol 4; (1966.)
- 10) 松尾正之: 金属電極の雑音, 日本 ME 学会 (1967)
- 11) 13) 田頭 功: 金属電極の雑音, 日本 ME 学会 (1968)
- 12) 長嶋, 藤松, 森: 過負荷条件下における持久性測定に関する研究,
中京体育学論叢, 9巻 1号, (1967)
- 14) 阪本, 若林: 医用電子, 生体工学概論, p123~p. 158. コロナ社。(1968)
- 15) 井本, 黄: 接着の科学, 岩波新書, 岩波書店 (1967)
- 16) 中山昭雄: 医用エレクトロニクス入門, 南山堂 (1966)
- 17) 大内, 松尾: 医用電子回路, ME 選書, コロナ社 (1969)

その他の参考引用文献

- H. Mittelstaedt: Regelungsvorgänge in der Biologie Verlag R.
oldenboug Munchen (1956)
- 熊谷三郎編: 電子工学ハンドブック, 朝倉書店 (1966)
- 石原, 井上, 玉虫編: 理化学辞典, 岩波書店 (1969)