

携帯型磁気記録心音心電計の試作

岩手医科大学 ME研究部門

佐藤 忠一 平野 三千代

岩手医科大学 第一生理

布川 茂樹 石塚 恒雄

東京大学 第二内科

坂本 二哉

フクダ電子(株) 開発課

岡本 芳法 白沢 鎮雄

緒言

運動負荷中あるいは日常生活中心電図を、テレメータリング、または小型テープレコーダを利用して監視ないし記録し、潜在性心疾患の発見やリハビリテーションに役立てることは、現在広く行なわれている方法である^{1)~6)}。

心電図検査と同様に、循環器疾患の診断の上で極めて重要な検査法である心音図検査においても、安静時のみならず、諸種の負荷心音図法が以前から試みられている^{7)~8)}。とくに近年、薬剤負荷心音図法の普及はめざましく、その臨床的意義も広く認められている^{9)~10)}。

また、運動負荷中心音図検査についても、テレメータリングによる方法が試みられているが^{11)~14)}、アーチファクトの混入や行動範囲の制約等のため、充分利用されるに至っていない。

一方従来から心音図検査の際、印画紙による記録と平行して、心音図信号を心電図信号と共に、テープレコーダ、またはデータレコーダにより磁気記録することが行なわれていた^{15)~17)}。

われわれは先に、Holterらの装置に代る小型心電図磁気記録装置の開発を試み^{18)~19)}、臨床的に充分実用に供し得ることを確認したので、更に一步を進めて、小型心音心電図磁気記録装置の試作を行な

A new portable electro- and phonocardiograph using magnetic recorder

Chuichi SATO, Michiyo HIRANO, *Shigeki NUNOKAWA, *Tsuneo ISHIZUKA, **Tsuguya SAKAMOTO, ***Yoshinori OKAMOTO, ***Shizuo SHIRASAWA

ME Laboratory, *The First Department of Physiology, Iwate Medical School, Uchimaru 19-1, Morioka, Iwate, 020; **The Second Department of Medicine, Faculty of Medicine, University of Tokyo, Tokyo; ***Fukuda Denshi Co., Tokyo

い, 一応の成果を得たので報告する。

装置と方法

本装置の構成は, 小型カセットテープレコーダ, 心音図および心電図を磁気記録するためのアダプタ, 心音図, 心電図信号再生のための復調装置, および写真式記録器より成る。

小型カセットテープレコーダとしては, SN 比, ワウ・フラッタ, 加速度特性などを検討し, ナショナル RQ-210A を選んだ。

心音図信号は心電図チャンネルとの干渉をさけるため, 録音時と再生時に, 高音域遮断濾波器により高音域成分を減衰させている。心音図用濾波器は, テープレコーダの録音・再生時の周波数特性を考慮して, 総合特性でM(中音域)となるように復調器に組み込んだ。

心電図については, 心電計のJIS規格を満足するプリアンプにより増幅した後, 非安定マルチバイブレーション回路により, 周波数変調を行なった。その際の搬送波の中心周波数は3 KHzである。さらにアダプタには, テープレコーダのワウ・フラッタおよび身体の運動によって惹き起される回転ムラを補償するために, 5 KHzで発振する非安定マルチバイブレーション発振器を組み込んだ。

そこで心音図信号と, 心電図によって変調された信号, および回転ムラ補償用の3種の信号は, 相互に干渉を避けるために, おのおの帯域濾波器を通した後, 混合されテープレコーダに記録される。すなわち, 異なった周波数帯域の3種の信号が, 磁気テープの1つのトラックに記録されることになる。

心音図, 心電図の記録にあたっては, テープレコーダにより, 上記3種の信号が再生され, 復調器の3組の帯域濾波器によりおのおのの信号が分離される。

分離された心音図信号(A)は, 中音域記録用濾波器を介して記録器に導かれる。同様に分離された心電図による変調信号から復調された出力(B)には, 元の心電図信号と回転ムラによる基線動揺が含まれている。そこで基線動揺の形でとり出された回転ムラ補償信号の復調出力(C)と, 上述の(B)を差動増幅器により合成すると, 基線動揺は同相信号として打ち消され, 心電図信号のみがとり出されることになる。

この心電図信号を記録器に導き, 心音図(A)とともに写真記録する。この記録には, フクダ電子AC-21S心音・心電計を使用した。さらにこの記録器により, 同一被検者につき, テープレコーダを用いないで直接, 心音図, 心電図の記録を行ない, 磁気記録を介した本方式による記録との比較検討も行なった。

運動中の心音図記録の際, アーチファクトを除く上で最も問題となる点は, マイクロホンおよびその胸壁への装着である。

今回の研究は, 運動時の心音図, 心電図の磁気記録についての基礎的事項を検討することを目的とした。そこで問題の複雑化を避けたいと考えて, マイクロホンとして心音計規格²⁰⁾の空気伝導型可動線輪型マイクロホン(いわゆるダイナミックマイクロホン)をゴムバンドにより胸壁に装置して用いた。

心電図用の電極には, テレメータ心電計用カップ型電極を用いた。

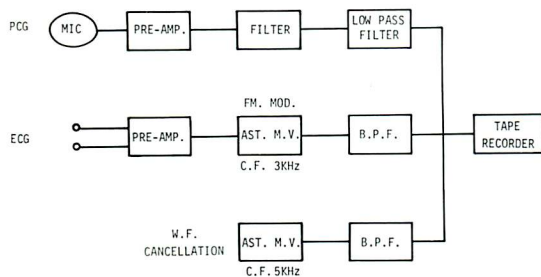


Figure 1 A. 変調および磁気記録過程のブロック図

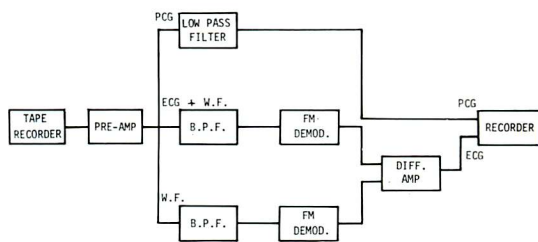


Figure 1 B. 再生および復調過程のブロック図

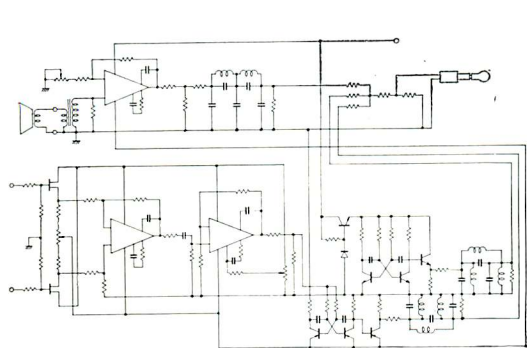


Figure 1 C. 心音・心電図磁気記録用アダプタの結線図

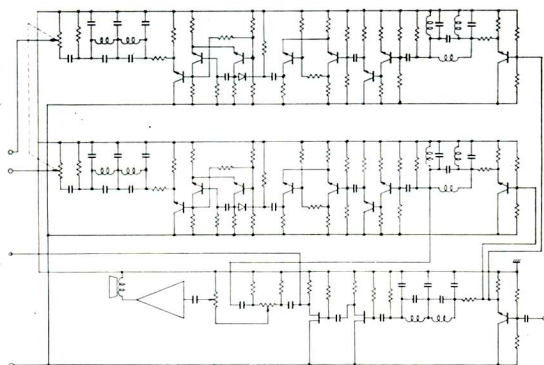


Figure 1 D. 再生および復調過程の結線図

全体のブロック図を Figure 1 A, 1 B に、結線図を 1 C, 1 D に示す。装着の状況と装置全体の構成を Figure 2 A, 2 B に示す。

対象：健常者と心疾患患者につき本法により検査を行なった。心疾患患者は東大病院第二内科に入院中の患者から選んだ。

実験成績

使用したカセットテープレコーダの録音・再生過程を通しての周波数特性を Figure 3 A に示す。このテープレコーダの周波数特性を考慮に入れた心音図用フィルタの周波数特性は、Figure 3 B の通りである。上記の2つの周波数特性を総合し、心音計規格のフィルタ M (中音域) に相当する特性を得た (Figure 3 C)。この記録は臨床的にもほぼ満足し得るものであった。

心電図記録における非安定型マルチバイブレータによる変調特性と、パルスカウンタ方式による復調特性を、それぞれ Figure 4 A, 4 B に示す。心電図システムの周波数特性はプリアンプの時定数と復調器の出力部における濾波器の特性により決定されるが、変調復調回路の総合周波数特性を Figure 4 C に示す。参考のために心音図信号用高音域遮断濾波器、心電図信号用帯域通過濾波器、回転ムラ補償信号

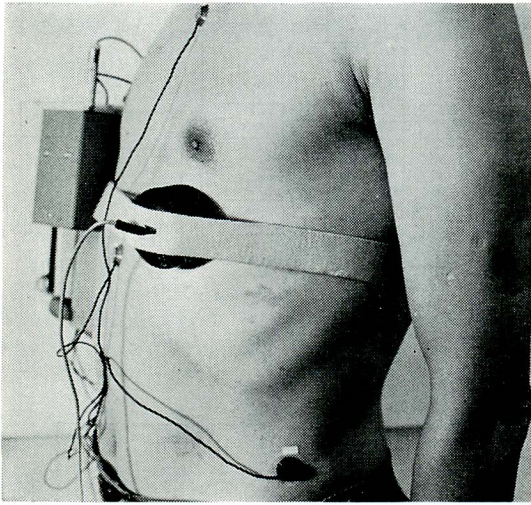


Figure 2 A. 装置の身体への装着状況

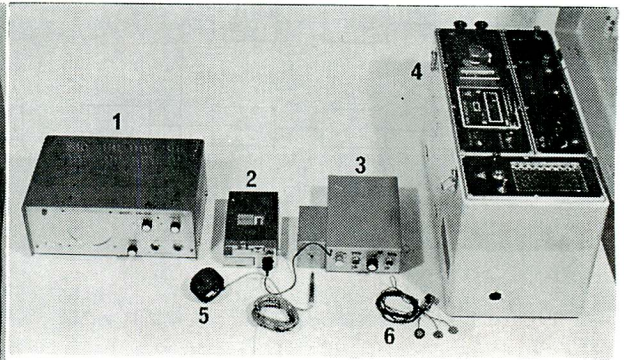


Figure 2 B. 全装置の写真

- ①復調器
- ②カセットテープレコーダ
- ③磁気記録用アダプタ
- ④心音心電計 (記録器に用いた)
- ⑤ダイナミック型マイクロホン
- ⑥心電図用電極

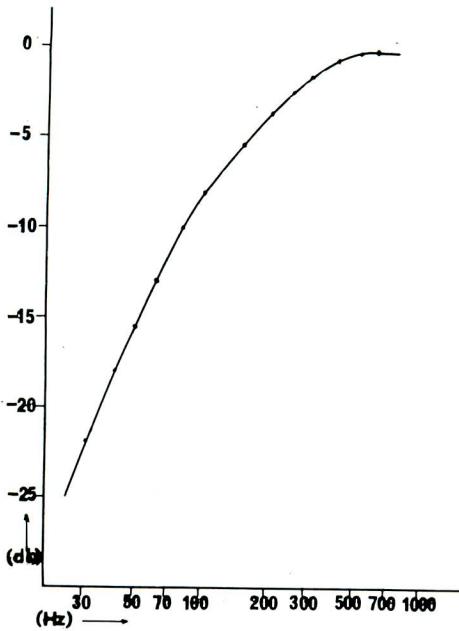


Figure 3 A. カセットテープレコーダ低音域
周波数特性 (ナショナルRQ-210A)

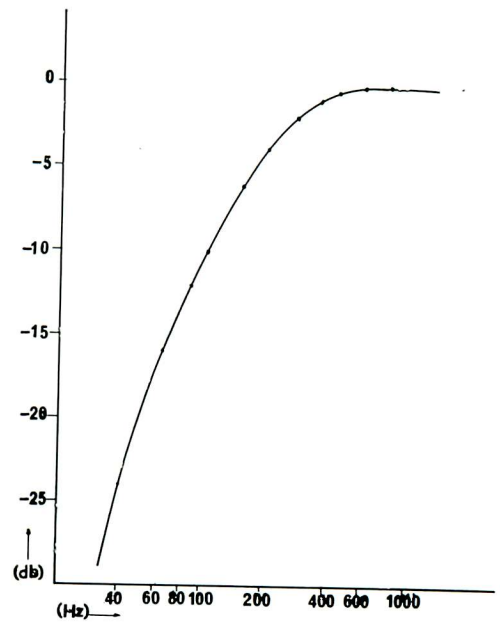


Figure 3 B. 中音域心音図記録用補正
フィルタ特性

用帯域通過濾波器の周波数特性を, 復調器についてそれぞれ Figure 4 D, 4 E, 4 F に示す。

なお, 回転ムラ補償回路の組み込みにより, 体動時において記録された心電図には, 殆んど臨床的診

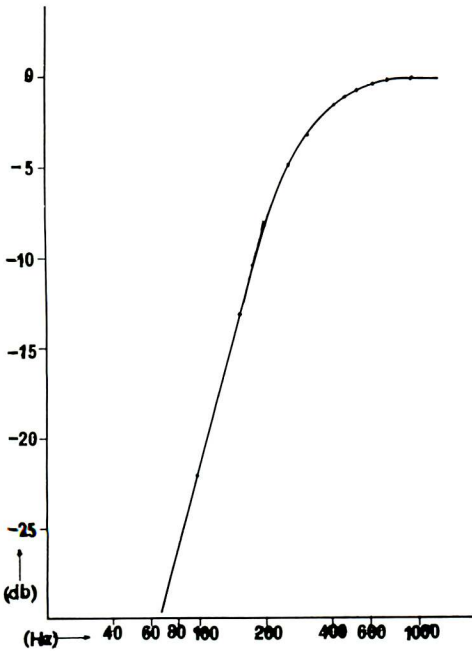


Figure 3 C. 中音域心音図記録用総合フィルタ特性

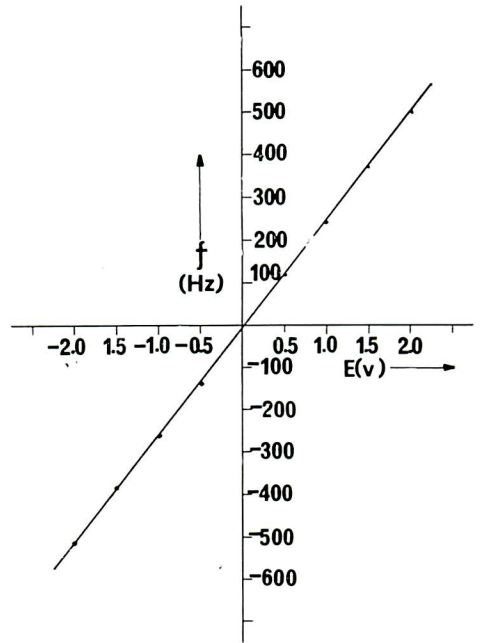


Figure 4 A. 周波数変調器の変調特性 (心電図用)

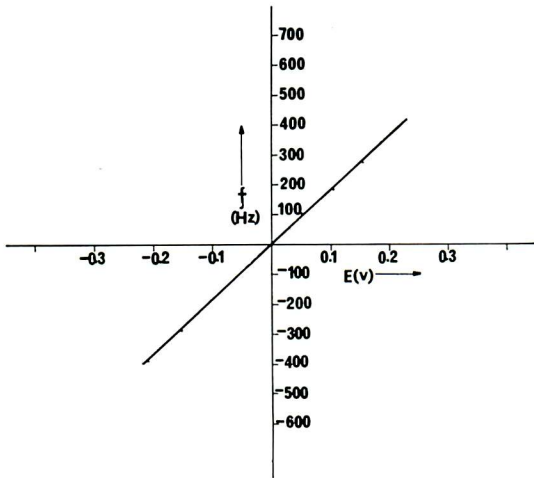


Figure 4 B. 周波数変調復調器の復調特性 (心電図用)

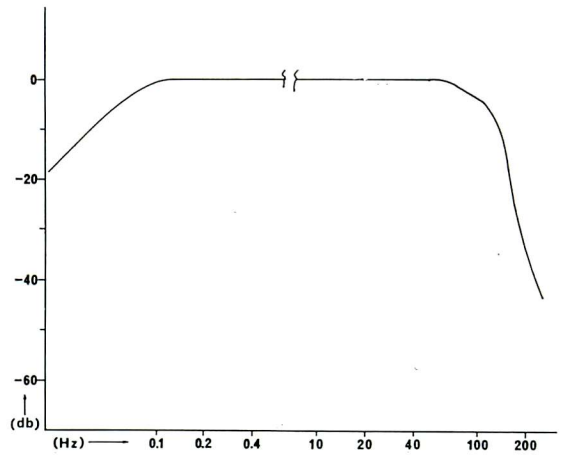


Figure 4 C. 心電図チャンネル周波数特性 (変調復調過程を通しての電気的総合周波数特性)

断に障害となる程度の基線の動揺は認められなかった。

Figure 5 A の上段は健常者における記録、下段は Fallot 四徴例で、特徴的なダイヤモンド型収縮期雑音が記録されている。Figure 5 B は連合弁膜症の症例で、Apex の記録の一部に、心音図信号による心電図チャンネルへの干渉が見られる。

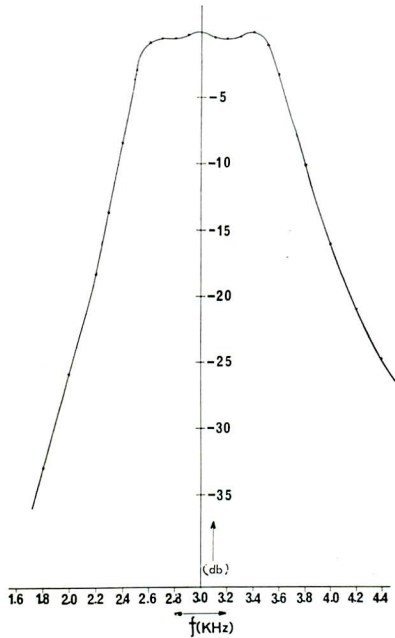


Figure 4 E. 心電図の変調信号用帯域通過濾波器特性
中心周波数: 3KHz

考案

装置全体として見た場合、電気回路、並びに機械部分については技術的にほぼ仕様通りの性能のものを得ることができた。実際に安静時において、心音図、心電図の記録を行なってみた結果も、臨床的にほぼ満足し得るものであった。

しかし、われわれの終局的目標である運動負荷中、あるいは日常動作中の循環機能を知る意味での、心音図、心電図の完全な記録という点については、なお改善を要する問題のあることが判明した。

すなわち心電図の記録については、体動時においても十分に満足しうる記録が得られたが、心音図の記録については、諸種のアーチファクトの影響が認められた。しかし記録は連続的に行なわれているので、臨床診断上、

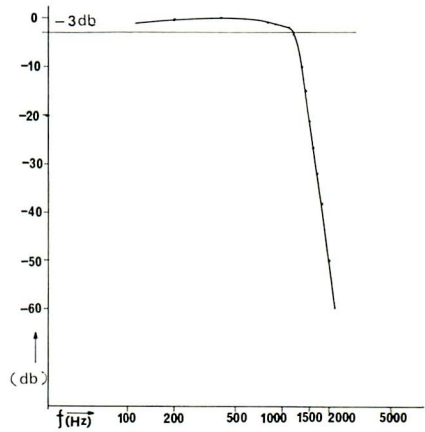


Figure 4 D. 心音図信号用高音域遮断濾波器特性

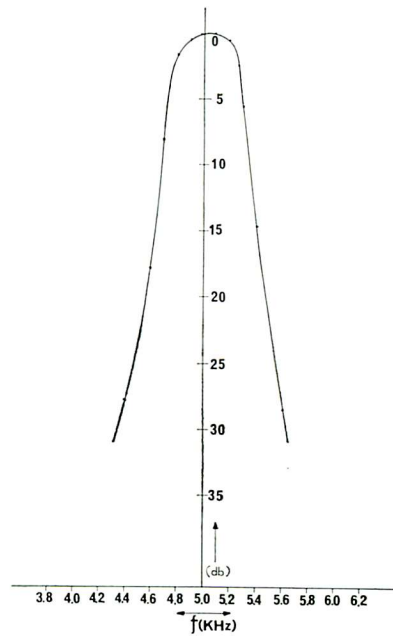


Figure 4 F. 回転ムラ補償信号用帯域通過濾波器特性
中心周波数: 5KHz

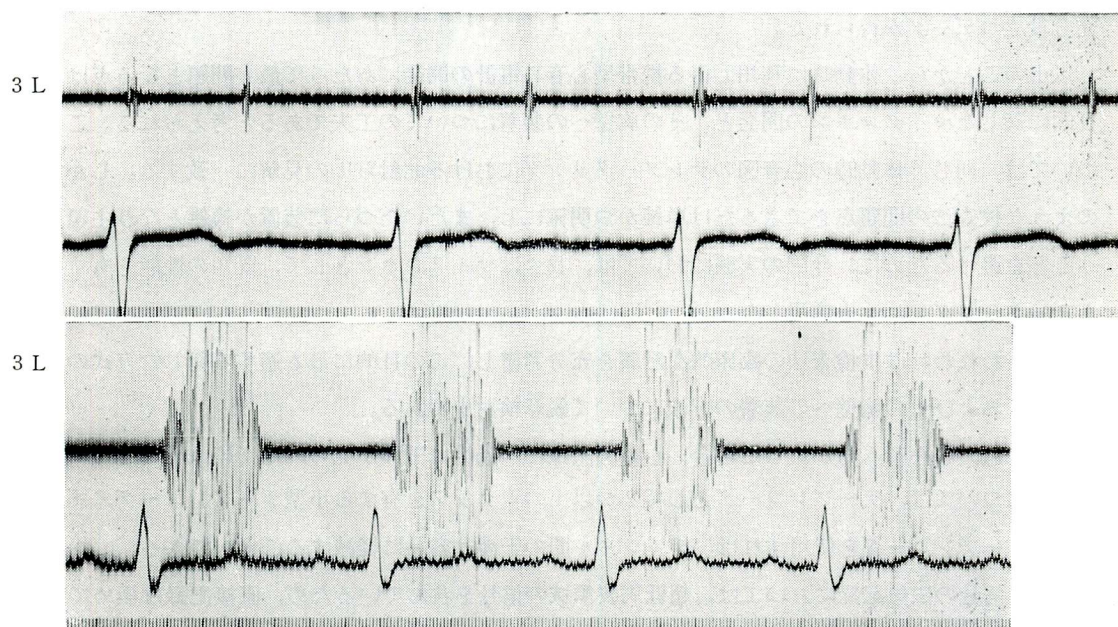


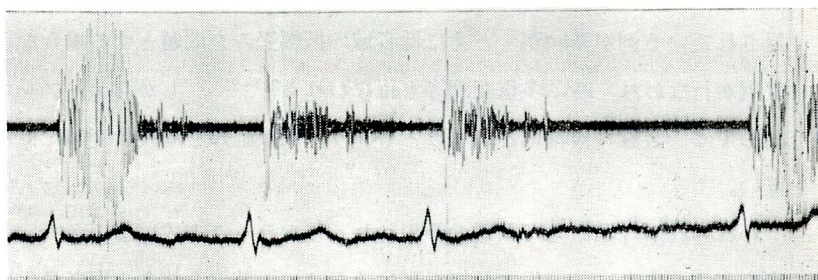
Figure 5 A.

上段 正常

下段 ファロー四徴

きれいなダイヤ
モンド型の収縮期雑
音がみられる。

2 R



4 L

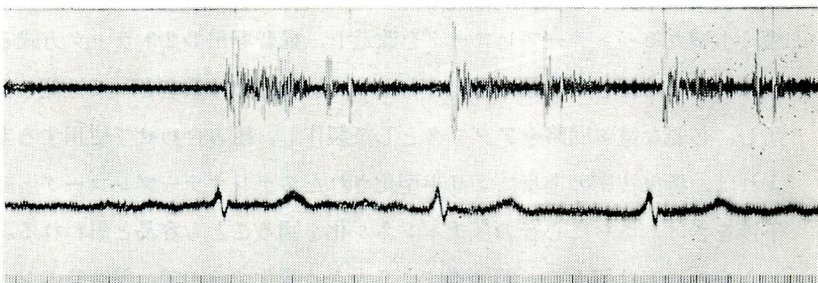
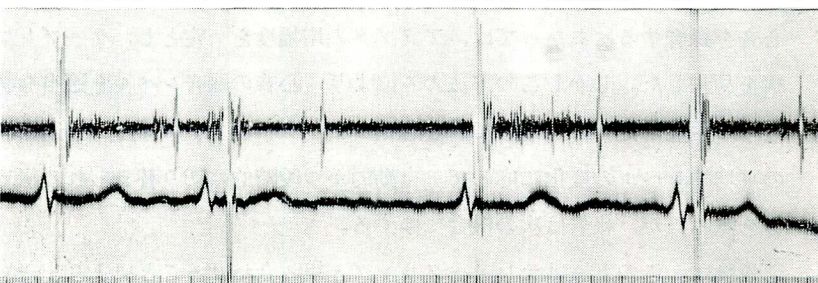


Figure 5 B.

連合弁膜症

2 Rに収縮期駆出
性雑音、拡張期逆
流性雑音がみられ、
ASIと考えられる。
4 L, Apex ではO
S著明で、MSの
合併が考えられる。
心尖部記録に強大
なI音による心電
図への干渉がみら
れる。

Apex



充分役立つデータが得られた。

以上のことから、体動時に利用し得る携帯型心音心電計の開発にあたって最も問題となる点は、この目的に適したマイクロホンの開発と、その胸壁への装着についての工夫であると考えられる。この点については、同じく体動時の心音図のテレメータリングにおける北村ら¹¹⁾の見解に一致する。しかし、このような検査法の問題点をできるだけ単純かつ明確にし、またいたづらに装置が複雑となり主題を見失うことを避けるために、今回の実験においては、我々はマイクロホンとして、既知の性能を有するダイナミックマイクロホンを使用した。

現在、われわれは本検査法の臨床的な意義を充分考慮し、この目的に最も適する新しい方式のマイクロホン、およびその胸壁への装着の方法について鋭意検討中である。

なお、過大な心音入力があった場合、心電図記録に一過性に干渉が見られた (Figure 5 B の下段)。この点については、テープレコーダとして2つ以上のトラックを有する小型データレコーダ、またはステレオテープレコーダを使用すれば、チャンネル間の干渉は容易に軽減することができる。

心電図信号の磁気記録においては、超低周波領域の信号を含んでいるため、直接記録は極めて困難であるので、周波数変調を行なった。しかし心音図信号は通常の音声とほぼ同様の周波数領域に属するので、そのままの形で磁気記録することが可能である。通常、心音図をテープに記録する場合には直接記録されている例が多いが、とくに低音域の振幅歪みを問題とする場合などには、周波数変調やパルス幅変調が行なわれ、時に多重変調等も行なわれる^{21)~23)}。しかしテープレコーダを利用する心音の記録に関しては、装置の複雑化ということもあり、直接記録と周波数変調による記録との優劣は一概にはつけ難い。

われわれが今回あえて困難の予想される1トラック方式による多チャンネル化を目指したのも、心疾患を有する患者への無用の負担を避けるために、装置全体の小型軽量化に重点をおいたためである。勿論、小型カセットテープレコーダを改造し、録音専用の2トラック方式とすることは可能である。しかしわれわれは新しい装置の開発にあたり、機械部分は量産されて性能の安定している標準型の装置を利用し、必要な電気回路をアダプタとして製作し、組み合わせて使用する方針をとってきた。この方針によれば、将来技術の進歩により小型化されたステレオテープレコーダと組み合わせて、心音と心電図の干渉をさけ、さらに心音の多チャンネル化を図ることも容易と思われる。

心音の強度は個人差、部位差により大きく変化するので、録音時のレベル調整が問題となる。今回、心音を録音するにあたっては、アダプタの増幅度を一定とし、テープレコーダの録音レベル自動調整機構を利用した。しかしこの方法のみにより、心音の録音レベルを適当な状態に自動的に保つことにはかなりの困難が認められたので、心音用アダプタへのコンプレッサー回路の組み込み^{24)~25)}、さらに心音の平均的レベルの変化に応じて、自動的かつ段階的に切り替えられる録音レベル自動調整機構の組み込みを試みたが、報告は次の機会にゆずる。

最後に、この方法はテレメータリングと組み合わせることにより、一層応用範囲が広げられるものと

思う。

本研究についてご指導ならびにご援助を頂いた岩手医科大学第一生理，三田俊定教授，同中央臨床検査部長，猪狩 忠教授に感謝致します。

文 献

- 1) Holter NJ : Radioelectrocardiography : A new technique for cardiovascular studies. Ann NY Acad Sci 65 : 913—923, 1957
- 2) Bellet S, Deliyannis S, Eliakim M : The electrocardiogram during exercise as recorded by radioelectrocardiography : Comparison with the postexercise electrocardiogram (Master two-step test). Amer J Cardiol 8 : 385—400, 1961
- 3) 山川邦夫, 北村和夫, 難波照男, 山倉克麿, 的場周三, 渡部哲, 上杉昌秀 : ラジオエレクトロカルジオグラフの試作について. 日循誌 25 : 1222, 1961 (抄)
- 4) 小林太刀夫, 竹内馬佐也 : テレメータによる循環器機能診断. 日本臨床 20 : 2285—2292, 1962
- 5) 新谷博一, 成沢達郎, 木村三津夫, 石井靖夫, 藤巻忠夫 : 運動負荷心電図. 臨床と研究 43 : 1976—1984, 1966
- 6) 村山正博, 春見建一 : 運動負荷心電図の展望. 心臓 3 : 307—324, 1971
- 7) 上田英雄, 海渡五郎, 坂本二哉 : 負荷心音図法. 臨床心音図学. 増2版, 305—325, 南山堂, 東京, 1967
- 8) 坂本二哉 : 心音・心雑音について——心臓の聴診と心音図——III. 負荷心音図法. 日本胸部臨床 23 : 873—883, 1964
- 9) 坂本二哉 : 薬剤負荷心音図法. 呼吸と循環 14 : 673—679, 1966
- 10) 上田英雄, 坂本二哉, 魚住善一郎, 川井信義, 山田哲郎, 井上 清, 掘向梅乃 : 心電図・心音図の価値と限界—薬剤負荷心音図法—. 臨床と研究 43 : 2038—2047, 1966
- 11) 北村和夫, 山倉克麿, 古谷秀雄, 江沢 弘, 南谷和利, 山中義忠 : テレメータリングの臨床応用. 内科 12 : 82—85, 1963
- 12) 菅野辰子, 上杉昌秀, 古谷秀雄, 江沢 弘, 山中義忠, 南谷和利, 牧野 毅, 赤井照彦, 酒井克彦, 羽里信種, 宮川政久, 北村和夫, 山川邦夫 : 無線搬送による負荷心音図の研究. Jap Circulat J 30 : 43, 1966(抄)
- 13) 江沢 弘 : 無線搬送による運動負荷心音図法の研究—とくにQ-II A時間の変動について—. 日内会誌 56 : 1285—1296, 1967
- 14) Ianushkevichus Z, et al : Phonocardiographic telemetry. Eksp Khir Anest 11 : 11—12, 1966 (Russian text)
- 15) Holter NJ : New method for heart studies. Science 134 : 1214—1220, 1961
- 16) 杉浦武朗, 野沢 剛, 野原義次, 堂野前崇, 石沢命徳, 松本 透 : AVSEP system (Holter-Avionics) による連続心電図記録について. とくに虚血性心疾患を中心として. 心臓 2 : 170—185, 1970
- 17) 中村元臣, 黒岩昭夫, 浜中保男 : 夜間狭心症症状の長時間動的心電図記録装置による検討. 心臓 2 : 319—330, 1970
- 18) 木村 武, 小笠原寿, 佐藤忠一, 平野三千代, 松本 郭, 白沢鎮雄 : 小型テープレコーダによる心電図の長時間記録とその応用. 医用電子と生体工学 9 : 182, 1971

- 19) 平野三千代, 小林舜二, 佐藤忠一, 小笠原寿, 木村 武: 携帯型心電図磁気記録装置. 臨床病理 19(補): 508, 1971
- 20) 心音計規格および変調直記式心音計規格. 医用電子と生体工学 7: 118—123, 1969
- 21) 川本 久: 心音図検査の診査への導入について(第1報)—生体情報の磁気テープへの記録の一方法— 保健医学雑誌 66: 214—218, 1968
- 22) 川本 久, 水溜延武, 坂本圭一: 心音図検査の診査への導入について(第2報)—生体情報の磁気テープへの記録の一方法— 保健医学雑誌 67: 194—198, 1969
- 23) 川本 久: 心音図検査の診査への導入について(第3報)—生体情報の磁気テープへの記録の一方法— 保健医学雑誌 68: 28—29, 1970
- 24) 町井 潔: 心音計. 診断と治療 (臨時増刊) 51—60, 1965
- 25) Sakamoto T, Sato C, Yamada T, Uozumi Z, Ueda H: Better resolution in clinical phonocardiography. II. The use of compressor phonocardiograph. Jap Heart J 7: 460—473, 1966

討 論

田中(東北大抗酸菌研): 前回, 確か直記式の心音計を用いて十分な心音図を記録するのに磁気記録を使っておられたのですが, 今回の研究はそれとは直接関係はございませんか。拝見したところ, 撮影式的心音図のスライドが出て来ましたが, それを直記式になさるという考えも含めて, このお仕事をやっておられるのですか。

演者(平野): 前的心音図研究会のさいは直記式を考えておりましたけれども, 今回の場合はそれとはちょっと違います。もちろんテープレコーダを使うという点では共通しておりますけれども, 心音図, 特に運動負荷時の心音図を目標としているので, 小型で携帯に便利なものを使ってデータをたくわえるという目的でやっているわけです。

田中: 心電図のほうにはワウ・フラッタの補償をなさっているのですが, 心音図のほうには特に補償しなくても, 周波数にはそれほど問題がないというふうに見ておられる, と考えてよ

ろしゅうございますか。

演者: はい。心電図の場合は周波数変調を行なっておりますので, ダイレクトに記録したときよりも, ワウ・フラッタの影響が大きいと考えております。

田中: 心音図にはそれほど響きませんか。カセットテープのワウ・フラッタがどのくらいあるか, 私もよく知らないんですが, 心音図を録音・再生してみても, それほど周波数は変化してまいりませんか。

演者: カセットテープのワウ・フラッターは0.25%ぐらいですから, それで周波数変調した場合には, 搬送波のレベルの問題もありますが, 心電図の場合は一定振幅のものが長時間続くのでワウ・フラッタの影響がありますが, 心音図については, 一定振幅のものが連続して続くということは少ないので, それほど影響が目立ちません。これは前の研究で, 速度変換のときにもありました問題ですけれども……。