

我们看到,当目标距离太近时,时延差相当大.因而,同样 ΔR 下所引起的延时差分也大,由此使后置处理的置信电平 CL 也变大.(见图5),从 τ 轴看过去,置信域象是一个喇叭,这是我们意料之中的事.

参 考 文 献

[1] Quaij. A. H., *IEEE Trans.*, **ASSP-29** (1981), 527—533.

- [2] Hahn. W. R., *J. Acoust. Soc. Am.*, 58(1975), 201—207.
 [3] Urick, R. J., *Multipath Propagation and its effects on Sonar design and performance in the real ocean*, Proc. of NATO ASI, 1976.
 [4] 张仁和等, *声学学报*, 1(1981), 9—19.
 [5] Jobst. W., and Pominijanni, L., *J. Acoust. Soc. Am.*, 65(1979), 62—69.
 [6] 李啓虎, *声呐信号处理引论*, 海洋出版社, 1985, 北京.
 [7] Shanmugan. K. S., and Breipohi. A. M., *Random signals detection estimation and data analysis*, John Wiley, New York, 1988.

用于监测潜水员心率的水下超声遥测系统

唐 永 兴 王 卫 华

(海军医学研究所)

1988年3月17日收到

本文叙述了水下超声心率遥测仪的设计原理,介绍了作者研制的遥测仪。

一、引 言

水下生理监测最初的办法是有线测量,因带有笨重的电缆而影响潜水员的水下活动。七

十年代采用小型磁录设备在水下记录,返回水面后重现记录结果,但不能实时监测。理想的方法是用水声技术进行遥测^[1-2]。Slater^[3]等(1966)研制的水下超声遥测仪,获得了在63m深处的潜水员清晰的心电图。Roger等^[4](1974)

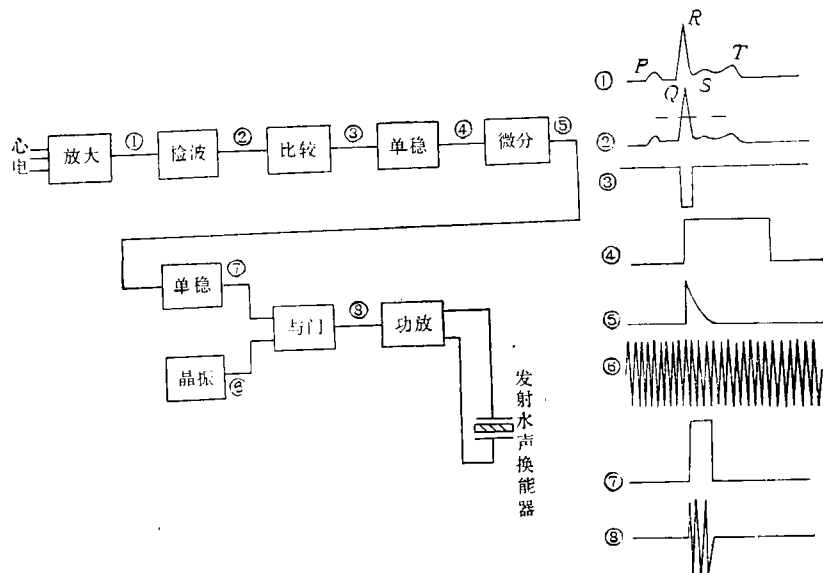


图1 水下发射部分原理框图和波形图

在潜水现场用四通道水下超声遥测仪,从 18 米深处获得了潜水员的心率、皮肤温度、供气管路温度和潜水深度。随后,在国外多通道、大深度的水下生理遥测仪相继出现^[5-6]。但国内尚未见有此类研究成果报导。我们研制的水下超声心率遥测系统,可实时监测潜水员在水下活动时的心率变化,现场试用效果良好。

二、总体原理

水下心率遥测系统由水下发射和水面接收两部分组成。

水下发射部分的原理框图如图 1 左边所示。心电信号经放大、检波后,送至由电压幅度比较器、单稳态电路等组成的心率脉冲形成电路,产生与心搏同步的心率脉冲。该脉冲和 41.7kHz 晶体振荡信号形成调制信号,并经功率放大后加至发射水声换能器。各单元的输出信号波形如图 1 右边所示。

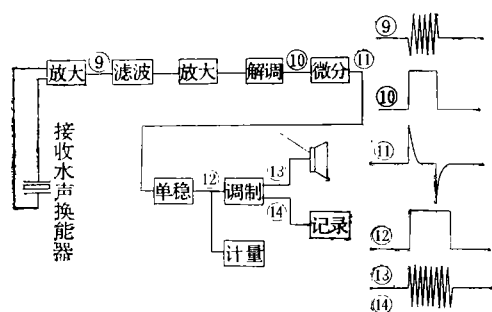


图 2 水上接收部分原理框图和波形图

水上接收部分的原理框图如图 2 所示,接收水声换能器将接收到的超声信号转换成电信号,经前置放大器、带通滤波器、解调器、单稳等电路恢复心率脉冲。该信号一路馈至心率计量显示电路,另一路经调制后发出心率音响,并可送至心电图机或录音机记录。

三、水下发射部分线路说明

图 3 为水下发射部分电原理图,分述如下:

1. 心电放大器

T_1 、 T_2 和 T_3 组成双端输入的射极跟随器, T_3 对 T_1 、 T_2 提供恒流源,使电路有高的辨差比。 P_1 用于调节辨差, P_2 调节射极跟随器输出平衡。 A_1 接成双端输入单端输出的差动放大器。 A_2 为低通有源滤波器,通带上限为 30Hz,在通带范围内的电压放大倍数为 20。两级差动放大倍数为 1500。输入端串接小电容 C_1 和 C_2 ,以获得小的时间常数。这可大大衰减低频干扰,避免基线漂移,对心电 T 波也有衰减作用,但对心电 R 波的检出影响不大。 A_2 输出经正负向包络检波,在 A_3 输出正向脉冲,使在不同极性的心电信号输入时保持输出不变。

2. 心电脉冲形成电路

A_4 为电压幅度比较器,同相输入端接基准电压。当反相输入电压大于基准电压时,由于 D_6 的箝位作用, A_4 输出端由 +9V 下降到 -0.7V。此负跳变作为单稳态的触发电压。 A_5 为双单稳态触发器,第一组接成负跳变触发,第二组接成正跳变触发。心脏每搏动一次在 A_5 的 6 脚可获得一幅度为 +9V,宽度为 300ms 的方波。经微分削波后,正跳变触发第二组单稳,得到宽度为 100ms 的方波。此处设置两组单稳,前者较宽用于抑制在 300ms 内可能出现的干扰,后者较窄主要考虑发射窄的超声脉冲,以减少水下发射部分的耗电。

3. 调制电路

IC_2 与 BN 接成频率为 41.7kHz 的晶体振荡器,只有当心率脉冲出现时, IC_1 才有输出。

4. 发射电路

心率脉冲调制信号经 T_4 、 T_5 放大后,由水声换能器发射。变压器 B 用电感系数为 1600 nH/匝²的罐形铁氧体 M2KT26 作磁芯。 D_8 用于泄放反向电动势防止 T_5 击穿。与 T_7 并联的电感 L 用来中和水声换能器和引线的分布电容,以提高发射效率。

5. 水声换能器

发射水声换能器 T_7 是一个外有透声橡胶密封的圆柱形无指向压电陶瓷换能器,其特点是灵敏度高,能承受很大的静水压,并能以可逆方式工作,工作频率为 41.7kHz。

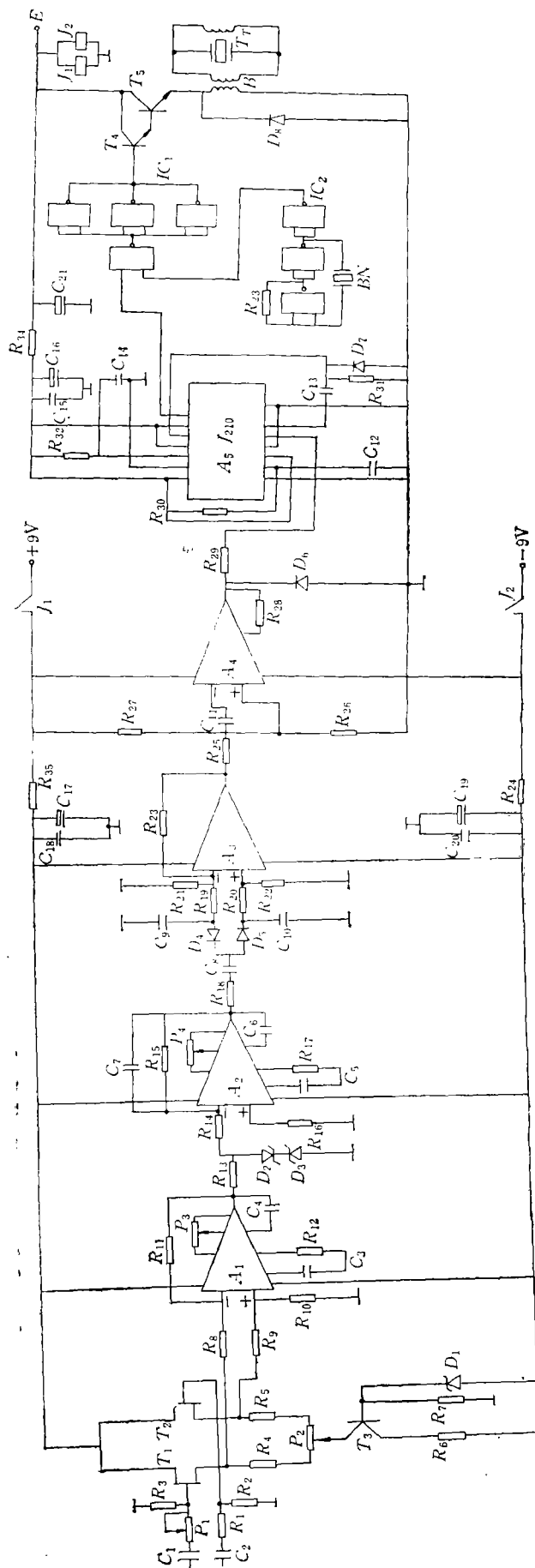


图 3 水下发射部分电原理图

四、主要技术性能

1. 水中遥测距离 160m, 工作深度可达 80 m.
2. 心率测量范围 40—200 次/min, 误差 $\leq \pm 5\%$, 并设有高、低限报警.
3. 水下发射部分特性: 发射筒直径 80mm, 高 450mm, 重 2.5kg, 电池水下工作时间 3 小时, 可重复充电.

五、现场试用

在潜水员使用 69-IV 型轻潜装具情况下, 分别对 5m、8m 和 12m 潜水过程进行了监测. 在潜水员使用 HY-6071 型重潜装具情况下, 曾

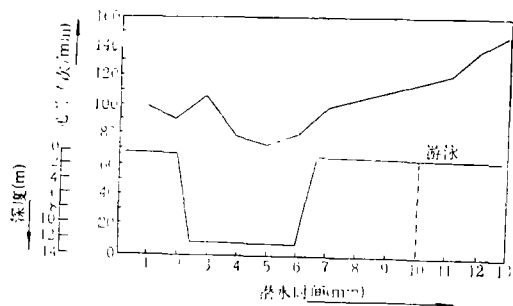


图 4 12m 潜水过程中心率的变化

对 32m 空气潜水和 80m 氦氧潜水过程进行了监测, 均获得满意效果.

图 4 为深度为 12m 潜水过程中心率变化情况, 从图中可以看出, 在潜水员下潜和返回水面过程中心率上升, 在水底停留时, 心率趋于平稳, 当潜水员在水中游泳时, 心率迅速升高.

六、结 语

我们研制的水下心率遥测系统, 经现场应用表明, 能在湿式和干式两种情况下, 实时监测潜水员在水下作业时的心率变化, 对潜水生理研究和潜水医疗保障有重要意义. 水下生理遥测工作在国内还刚开始, 在小型化和多通道化方面还有许多工作要做.

参 考 文 献

- [1] AD 691897.
- [2] AD 776308.
- [3] Slater A., et al., *IEEE Trans. on BME*, **16-2** (1969), 148—151.
- [4] Roger B., et al., *Bio-telemetry*, **1-1** (1974), 50—55.
- [5] AD 785477.
- [6] Kanwisher J., et al., *Undersea Biomedical Research*, **1-1** (1974), 99—102.

高分辨率 mm-波声光射电频谱仪

许炳活

(上海硅酸盐研究所)

裴立本

(南京紫金山天文台)

1988 年 5 月 25 日收到

本文介绍高分辨率 mm-波声光射电频谱仪. 本频谱仪是利用大孔径“在轴型” TeO_2 横波声光偏转器, 接收器是采用 1024 阵元光电二极管阵列以及微机处理系统. 本频谱仪的特点是其频谱分辨率和系统的稳定性比目前国外文献上发表的任何频谱仪高. 它的频率分辨率高达 17.5kHz, 带宽为 12.3 MHz. 每小时漂移为 ± 0.03 通道.