

# 用于检测潜水减压气泡的超声多普勒仪

唐永兴

(海军医学研究所)

1983年1月28日收到

本文叙述了超声多普勒检测潜水减压气泡的意义,讨论了超声检测气泡的原理,介绍了作者及其同事们研制的检测仪。

## 一、引言

在潜水医学、航天医学的研究和潜水作业中,当动物机体或人体在高压下暴露后减压不当时,溶解在机体组织和血液中的气体析出,形成气泡,导致减压病,轻则皮肤出现皮疹、搔痒、关节疼痛,重则骨头坏死、局部麻痹、虚脱、丧失知觉甚至死亡。以往诊断减压病主要参照病史和体征,缺乏客观指标,更谈不上早期诊断。国外自60年代起,根据气泡对超声的反射和吸收特性,相继提出了声光成像<sup>[1]</sup>、脉冲回波<sup>[2]</sup>、超声透射和超声多普勒检测等方法。其中以超声多普勒检测方法效果最好,已由许多人用于临床实践。

我们研制的超声多普勒气泡检测仪,能检测出血管中的“隐性”气泡(即虽有气泡但无减压病症状),在国内首次应用于潜水减压病的实验研究,取得良好效果。经鉴定认为,该仪器为潜水减压理论的研究、减压病的早期诊断和减压方法的评价,提供了客观检测手段,1981年经潜水作业现场考核,现已小批量生产。

## 二、超声检测气泡的声学原理

超声在传播中遇到两种不同介质的界面时将发生反射,其反射特性取决于界面两边介质的声阻抗  $Z = \rho$  (介质密度)  $\times c$  (声波在该介

应用声学

质的速度)。当声波向界面垂直入射时,声强反射系数  $R$  (反射和入射声强的比) =

$$\left( \frac{\rho_1 c_1 - \rho_2 c_2}{\rho_1 c_1 + \rho_2 c_2} \right)^2 = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2,$$

其中,下标 1、2 分别表示界面两边介质的有关值。由上式可知,两介质的声阻抗差别愈大,反射系数就愈大。<sup>[3]</sup> 表 1 列出了医用超声中常见物质的声阻抗,可见,气泡与血液的声阻抗相差甚大,其反射系数为 99.9%,即超声在血液中传播遇到气泡时,几乎全部被反射。

表 1 几种物质的声阻抗

| 物 质                                    | 空 气                  | 氮 气                  | 水   | 人体肌<br>肉组织 | 血    | 骨   |
|--|----------------------|----------------------|-----|------------|------|-----|
| 声阻抗<br>( $10^3 \text{g}/\text{cm}^2$ ) | $4.3 \times 10^{-4}$ | $1.7 \times 10^{-4}$ | 1.5 | 1.63       | 1.61 | 7.8 |

若界面是运动的,则反射波的频率将发生变化,如频率为  $f$  的声波,遇到一个在波传播方向运动速度为  $v$  的界面时,其反射波的频率变化为  $\Delta f = 2vf/c$ ,这就是声学中的多普勒效应。在我们讨论的问题中, $v$  是气泡和血液相对超声发射换能器的运动速度。由于在血管径向离血管中心不同距离处的血液流速不同,而且随心跳作周期性变化,因此,该频移不是单一频率,实际上是一个频带,在发射超声频率为 5MHz 的情况下,该频带全都在音频范围(见表 2)。

因此,只要血流中有少量微小气泡出现,就会有强的声波反射,反射信号的频率将发生变

化。通过对该信号的处理,人的听觉可以辨认频率的变化。

表2 人体若干动脉血流的多普勒频移

| 部 位   | 项 目              |                  |
|-------|------------------|------------------|
|       | $v_{max}$ (cm/s) | $\Delta f$ (kHz) |
| 足背动脉  | 11.1—22.5        | 0.7—1.5          |
| 后胫动脉  | 6.0—26.0         | 0.4—1.8          |
| 股 动 脉 | 29.8—51.6        | 2.1—3.5          |

### 三、仪器的电学原理

图1为仪器原理示意图,振荡器产生的5MHz正弦波,除一小部分直接耦合给接收晶体外,其余全馈给超声发射换能器。超声在传播过程中遇到气泡便产生反射,反射超声波被接收晶体接收并转换成电信号,该信号和直接耦合过来的信号迭加后产生差拍作用,形成调幅信号,但调制很小,约为载波振幅的0.02%<sup>[3-4]</sup>。血流中微小气泡所产生的信号,虽然和流动血流所产生的频率相一致,但气泡信号的振幅要大得多,具有明显的特异性,该信号经高放、检波和低放后可推动耳机或扬声器。

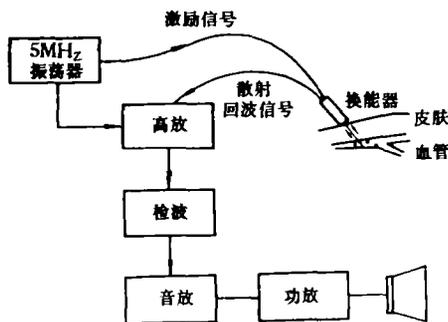


图1 整机原理示意图

图2为根据上述原理制作的便携式超声气泡检测仪线路图,  $T_1$  与有关元件组成西勒振荡器, 利用减弱三极管与调谐回路之间的耦合来提高振荡频率的稳定度, 振荡频率

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{L(c_4 + c_5)}}$$

按5MHz晶体设计,考虑到各晶片本身的频率可能有出入,为在更换探头时保证晶体与电振荡共振,故通过调节  $B_1$  的电感量使振荡频率在一定范围内连续可调。探头的基本结构是在一有机玻璃衬底上镶两片压电晶体,一块用于发射,另一块用于接收。高放电路  $T_2$ 、 $T_3$ 、 $T_4$  均接成单调谐方式,调谐回路之  $L$  选用电视伴音电路成品元件 10TV22-9, 按装调节方便。 $T_3$  接成共基极放大电路,其输入阻抗低,以减小旁路电容的影响。发射晶体  $T_T$  与接收晶体  $T_R$  均并接  $4.7\mu\text{H}$  电感,用于抵消导线及晶片的分布电容,提高发射效率与接收灵敏度。 $D_2$ 、 $D_3$  和滤波网络组成检波电路。F004B 接成单电源低放电路;功放用 SL34 集成功率放大器,功耗低、失真小,输出可达 300mW。F007 为电压跟随器,其输出一路供录音,另一路供耳机监听。

仪器技术性能: 工作频率——5MHz, 发射功率——40mW, 检测灵敏度——优于  $60\mu\text{m}$  (气泡直径), 重量——650g, 体积——50mm × 75mm × 220mm。

### 四、气泡信号的鉴别与气泡量的定级

实验表明,气泡的声音取决于其通过超声束时的角度;如气泡垂直通过,则发出卡塔声;如气泡沿超声束轴线通过,则产生如鸟叫似的唧唧声或叭叭声<sup>[5]</sup>。

对气泡数量的定级,一般按 Spencer 分类法进行<sup>[6]</sup>。

**0级:** 完全无气泡音;

**I级:** 偶尔出现一个可与心脏活动信号相区别的气泡信号,但在绝大多数的心动周期中无气泡信号出现;

**II级:** 在半数以上的心动周期,有成组或单个气泡信号出现;

**III级:** 在所有心动周期,有阵雨般的单个气泡信号;

**IV级:** 在每个心动周期的收缩期和心舒

(下转第16页)

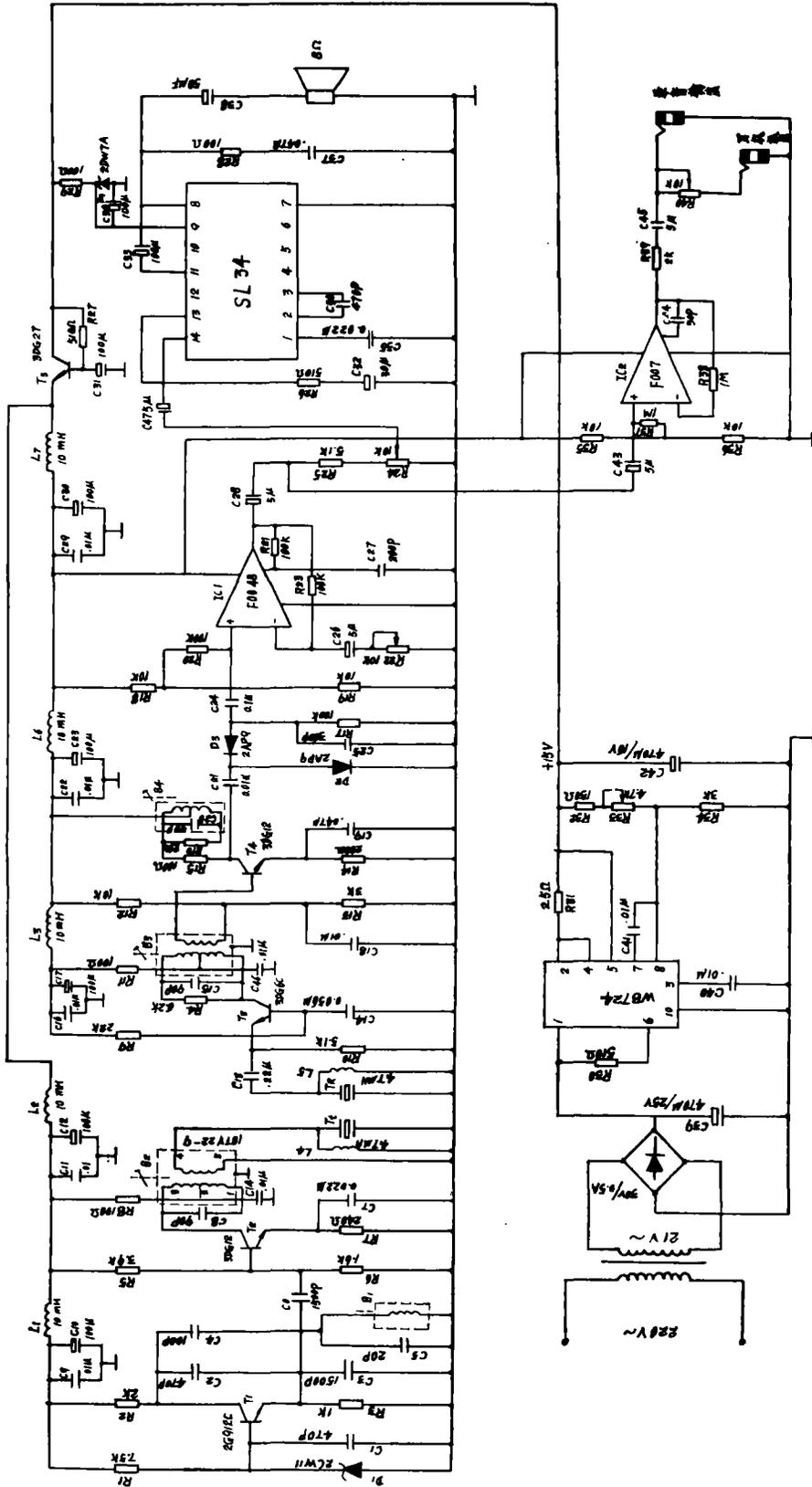


图2 电路原理图

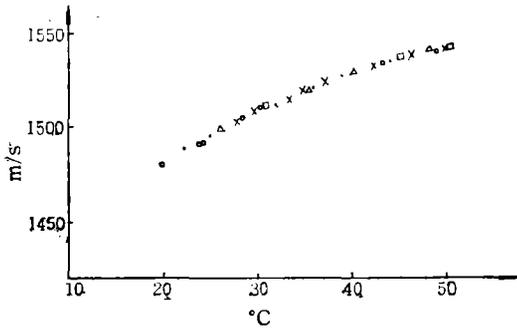


图 6 测得蒸馏水的声速

○——1.58MHz 测；△——2.82MHz 测；  
×——4.28MHz 测；□——国外资料。

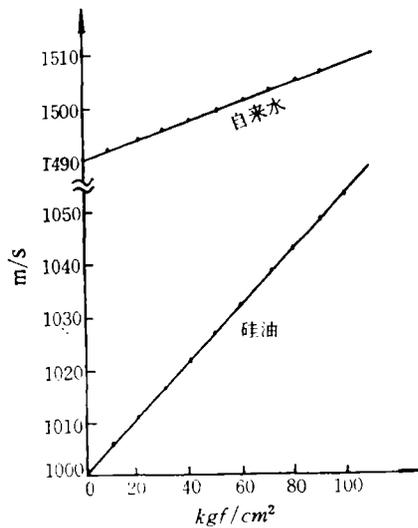


图 7 测得声速随压力的变化

难,我们最终依靠一种标准试样(我们选用蒸馏水)来调节确定。

(上接第 18 页)

期,都可持续听到极其显著的气泡信号,并掩盖了正常心脏活动的信号。

不少学者正在用电子学方法对气泡信号与血流信号进行幅度分离和频谱分离,根据气泡信号的特异性,用计算机算出单位时间里通过换能器横截面的气泡容积,以达到定量检测。

我们还曾利用这种液体声速仪,测定了蒸馏水的声速随温度的变化曲线,以及硅油、自来水等的声速随温度、压力的变化曲线,如图 6、图 7 所示。估计所得的结果的测量精度,绝对声速值约为  $\pm 1.5\text{m/s}$ , 相对声速变化约为  $\pm 0.5\text{m/s}$ 。此外,我们还测了汽油掺水乳化液的声速变化,也获得了很好的结果。

## 五、结 束 语

由于我们把原有的脉冲回波重叠法测量超声声速的方案,发展成为交叉触发脉冲回波重叠法方案,可能使该方法在实用当中,更趋完善。经几年来的实际使用表明,我们感到是达到了预期的目的。在此基础上所研制成的液体声速仪,我们感到也是比较方便、灵活和实用的。由于采用脉冲反射方案,即使当被测液体处于一定的流动状态下,也不妨碍测量工作。

## 参 考 文 献

- [ 1 ] E. P. Papadakis, Physical Acoustics, Ed. W. P. Mason, vol. 12, ch. 5, p. 277, Academic Press, NY, 1976.
- [ 2 ] E. P. Papadakis *J. Acous. Soc. Amer.* **42** (1967), 1045.
- [ 3 ] E. P. Papadakis *J. Acous. Soc. Amer.* **52** (1972), 843.
- [ 4 ] H. J. McSkimin, P. Andreatch, Jr., *J. Acous. Soc. Amer.* **34** (1962), 609.
- [ 5 ] H. J. McSkimin, *J. Acous. Soc. Amer.* **34** (1962), 404.
- [ 6 ] T. L. Szabo, Physical Acoustics, Ed. W. P. Mason, vol. 13, ch. 4, p. 101, Academic Press, NY, 1977.

## 参 考 文 献

- [ 1 ] R. G. Buckles, et al., *Nature*, **222**-5195 (1969), 771—773.
- [ 2 ] AD 671794.
- [ 3 ] M. P. Spencer, et al., *Aerospace Medicine*, **43**-7 (1972), 762—767.
- [ 4 ] AD 784369.
- [ 5 ] AD784476.
- [ 6 ] M. P. Spencer. *J Appl Physiol*, **40**-2 (1976), 229—235.