

医学仪器

(应用与设计)

(第三分册)

(美) 韦博思主编

西安交通大学医学电子工程教研室

医 学 仪 器

(应用与设计)

(第三分册)

主编 (美) 韦博思

翻 译 集 体

校 订 蒋大宗

图书馆
章

西安交通大学
医学电子工程教研室

一九八二年九月

第三分册译者名单

第七章 北京医学院 蒋霖

第八章 广州医学院 谢楠柱

第九章 第四军医大学

范谨之 王正洪 沈友民 王斧

第十章 第四军医大学 吴作舟 张可经

第七章 血压与心音

Robert A. Peura

不论是在内科门诊，还是在医院中的外科手术过程中，确定人体血压都是一项标准临床测量项目。不同心腔和外周血管的血压值都有助于医生确定心血管系统的整体功能。有许多直接（创损伤测量）和间接（无损创伤测量）测量血压的技术已经用在人体上。各项血压的正确值以及适应于那些特殊的临床情况均已确立。

在声频范围之内，记录到压力的波动叫做心音。心音的起因是由于血流加速和减速时引起的振动。对于心脏病可疑患者的全面临床检查，应包括将心音图做为心插管检查的补充数据。

7.1. 血压的直接测量

按照换能元件放置位置的不同，血压换能系统可以分做两大类型。临床上绝大多数直接测量血压的方法，是将血管内的压力经过一个充满液体的插管连接到外换能器上。而另一类型则是去掉液体的耦合，而将换能器装置在插管的顶端上。这种器件就叫做血管内压力换能器。

许多不同种类的换能元件，例如应变片；线性可变微分变压器；可变电感；可变电容；光电器件；压电晶体以及半导体器件等都可以用来做成血压换能器。Cobbold(1974)对于许多商品压力换能器的重要机械和电气特性进行了比较。本节将对血管外和血管内测压系统的使用原理进行描述，而对其它换能器的叙述则在第二章中的资料相似。

血管外换能器

血管外换能系统如图7.1所示，它是由一个连接在三通阀门的导管，而后再连接在压力换能器钟形室上所构成。在导管换能器系统中充满了肝素抗凝的盐溶液，并且每隔几分钟就要用溶液冲洗导管，以避免血液凝结在它的顶端。

医生可以采用外科切口手术，将导管插入暴露出来的动脉或静

脉中；也可以采用穿刺皮膏插入血管法，这种方法需要使用一种特制

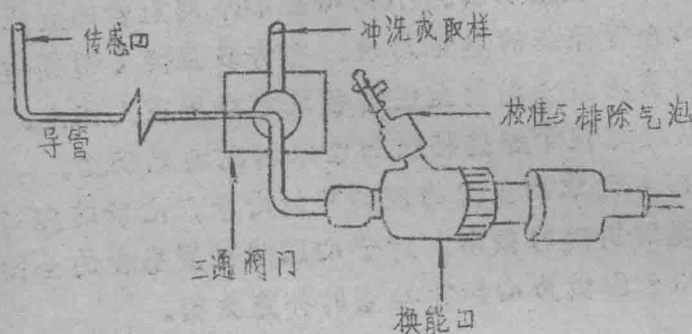


图 7.1. 血管外压力换能系统。充有含肝素的抗凝盐水的导管经过三通阀门与血管外换能元件相连接。三通阀门用来冲洗导管和采取血样。

制的针或导向钢丝技术。血压通过导管中的液体柱传递到换能器的钟形室，最后达到膜片，并使膜片偏移。图 7.2 表示将膜片的位移传递到电非固定的应变计和可动枢芯的组合系统上。通常选用这种系统的理由，可以说是由于它有较强的稳定性和灵敏度的缘故。一对应变计 B 和 C 的应变增加时，另一对应变计 A 和 D 的应变就减小。正如图 2.2 所表示的那样，这套应变计系统是接成惠斯顿电桥的电路，而且它有着很好的内在的温度稳定性。有关电桥电路的工作原理，已在 2.3 节中叙述过了。

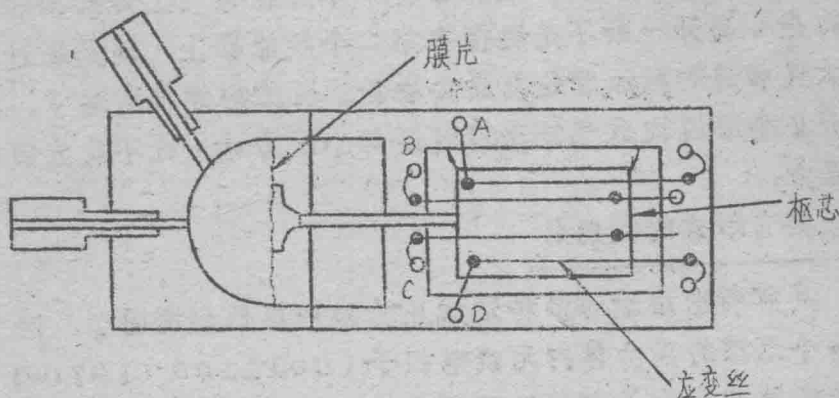


图 7.2 非固定的应变计压力换能器，膜片通过枢芯与非固定的应变计系统直接连接。用它测量压力时，一对应变计 B 和 C 的应变增加，而另一对应变计 A 和 D 的应变减小。

血管内换能器

导管顶部换能器的优点是将压力源与换能元件之间通过导管的液体连接体去掉了。在导管换能器系统中，它的频率响应是受该系统的液压性质所制约。而在去掉液体耦合系统的导管顶部测压法中，能使医生获得高频响应，并且去掉压力搏动在导管换能器系统中传送的时间延迟。

做为导管顶部探测压力的换能器的一些基本型式已经成为商品了。这些成品是将各种形式的应变片固着在导管顶部的弹性膜片上。这种形式的应变片采用的导管尺寸是 F5 (1.67 mm 外径) 用来表示导管直径的 French 氏号码 (F) 的每一单位是 0.33 mm。随着技术的改进和对温度以及电漂移、易碎性和无损消毒等问题的全面解决，更小尺寸的导管是会制做出来的。导管顶部换能器的缺点是价格太贵，常常在使用几次之后即行破损，因而增加了每次的费用。

光学纤维血管内压力传感器与上面所述的尺寸相当，但是价格便宜。光学纤维器件是利用从弯曲膜片背面反射光线的变化来测量膜片的位移 (Lindstorm, 1970)。 (重温 2.14 节关于光线沿

纤维光束传输的原理。)这种器件本身在电气上是安全的。但遗憾的是(离开一条不是连接在第二个换能器上,就是经过一个小孔与大气相通的附加管道就要失去测量压力的方便通路)。如果不增加一个小管通向大气或连接到第二个压力计,就不能方便的测量相对压力。

其它形式的换能器

具有特殊用途的多种形式压力换能器已经发明了。图 7.3 所示是一个无源的压力体内无线电探子(Collins, 1970)。这个装置是由贴在小盒子相反两面膜片上的螺旋形线圈所组成。当盒子周围的压力改变时,盒子变形同时使线圈间的间隔发生了变化。这样就改变了线圈间的互感和寄生电容。由外部的振荡器将一个高频信号耦合到这个植入的高 Q 值谐振电路的线圈中,于是通过测定改变了的谐振频率,就可以测到压力。

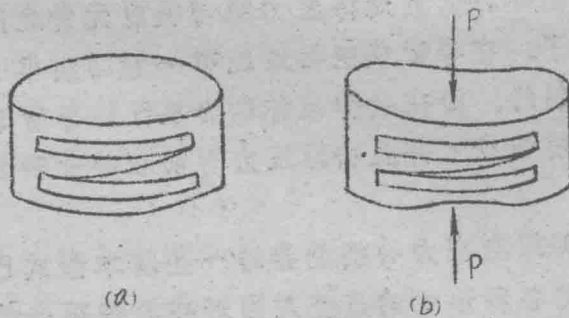


图 7.3 压力体内无线电探子。(a)两个螺旋形线圈贴在小盒子相反的两个表面上。(b)压力使盒子发生了变化;通过监测电路的谐振频率而探知互感和寄生电容的变化

微小压力换能器已经用于动物的植入研究中(Konigsberg and Kusell, 1968),对于含有固着在金属膜片上的硅应变片换能元件来说,典型的直径约为 2~3 mm。

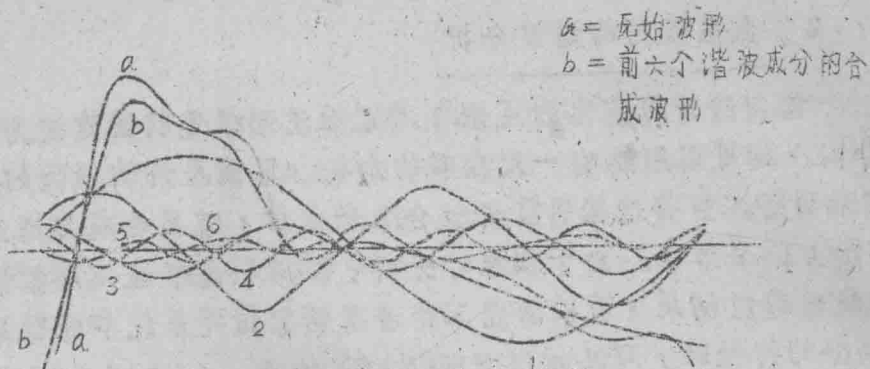
7.2 血压波形的谐波分析

任何随时间变化的复杂的周期性波形都是以正弦波为其基本成分的,都可以用具有一定频率的加权的正弦与余弦函数的无穷项之和来研究。当将这些项重新加合起来之后,就又合成为原来的复杂波形(1.9节)。由于福里叶分析中的两项基本假定周期性、与线性通常都能满足,所以研究工作者在研究循环系统和呼吸系统振荡成分的特性时,可以运用Fourier分析。(Attieger等, 1970)

自从1950年建立这种方法以来,心血管生理学者与某些临床医生都已经在血压和血流量的定量分析中使用了这种技术。他们使用带通滤波器进行Fourier分析,更新的发展是使用计算机技术进行分析。以省去特别设计的硬件。这种分析的好处,是对生理波形进行定量的表示,可以很方便地比较脉搏波各个谐波成分。

O'Rourke(1971)指出现代医生借助标准医学教科书来解释动脉搏动时,好象常常是陷入混乱、迷惑或失望之中。他进一步指出,近几年出现的脉搏频率成分分析方法能够比其它近似方法获得更多的有关动脉特性的资料。他建议使用频率成分来代表动脉搏动(1.9节给出周期性函数的福里叶展开式)。

血压搏动可以分解为基波成分(它的频率与血压搏动波的频率相同)和足够数目的谐波成分。图7.4表示血压波的前六个谐波成分及其合成图形。当比较由福里叶分量合成的波形与原始波形时,我们发现两者十分接近。这说明前六个谐波就能很好地重现原波形。其中第六个谐波的幅度约为基波幅度的12%。如果加上更高频率的谐波成分,我们确信能够更好地重现原波形。



谐 波	幅 度
1	100
2	63.2
3	29.6
4	22.2
5	14.8
6	11.8

图 7.4 血压波形的前六个谐波。表中给出其相应的幅度值

7.3 压力测量系统的动态特性

假如在测量压力时要求保证它的动态准确性；那么了解压力测量系统的动态特性是很重要的。在动态压力测量中的误差，能够造成临床情况中的严重差错。例如，一个欠阻尼系统能够引起对跨狭窄心瓣膜的压力梯度的过高估计。充满液体的导管换能器是一个液压系统，既可用分布参数模型表示，又可用集中参数模型来表示。在一些文献中（Fry, 1960, Hansen, 1949, 1950, Hansen 和 warberg, 1950）叙述过分布参数模型，他们对导管换能器系统的动态特性进行了精确的分析。然而因为一个自由度的（集中参数）模型容易处理，并且在临床情况下使用这种模型所获得的结果准确度是可以接受的，所以并不经常使用分布参数模型。

模拟电系统

这里所做的近似模型是导管与换能器分开的集中参数模型；表明它是如何加以适当的近似，把二阶系统简化为集中参数模型的。图 7.5 表示一个导管换能器系统的物理模型。在导管输入端增加的压力使液体由导管顶端向右经过导管流入换能器。液体的移动使换能器膜片发生偏移，由电—机系统所感知，随之产生的电信号又被放大。

液体导管有惰性、摩擦性和弹性，分别用惰性、阻力和顺应性来表示它们。同样，换能器除了有这些相同的性质之外，还应再加上膜片的顺应性。图 7.5 (b) 表示压力测量系统的电路模拟，其中液体的惰性、阻力和顺应性的模拟元件分别用电感、电阻和电容来表示。

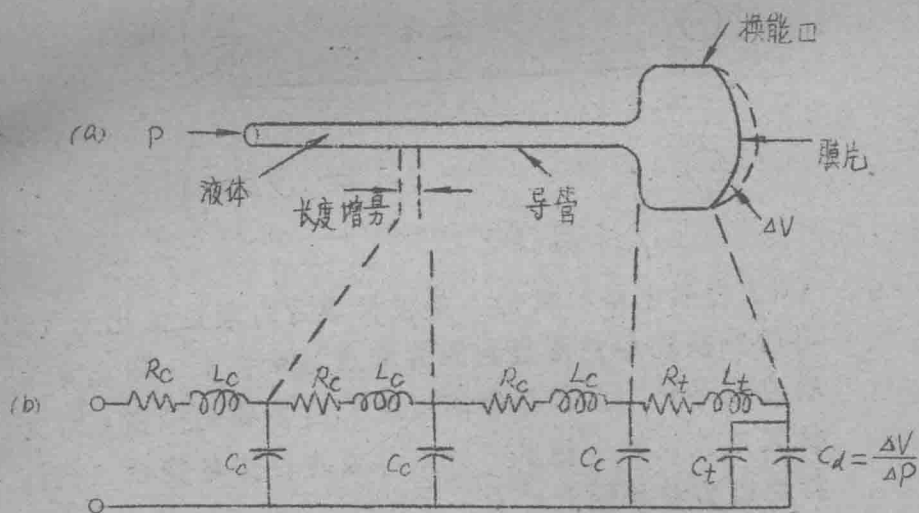


图 7.5 (a) 导管换能器系统的物理模型。(b) 导管换能器系统的模拟电路系统，每节导管有它自己的阻力 R_c ，惰性 L_c 和顺应性 C_c 。再加上换能器的阻力 R_t ，惰性 L_t 和顺应性 C_t 。还有膜片的顺应性 C_d 。

图 7.5 (b) 的模拟电路可以简化成图 7.6 (a) 的电路。假如盐水中没有气泡，而导管料又被看做几乎无顺应性的话，那么换能器膜片的顺应性就比充液导管和换能器钟形室空腔的顺应性大得多。相对于导管中的液压阻力和惰性来说，换能器中液体的阻力和惰性又可以忽略。这样让我们来推导有关系统特性的电阻和电感关系的方程。

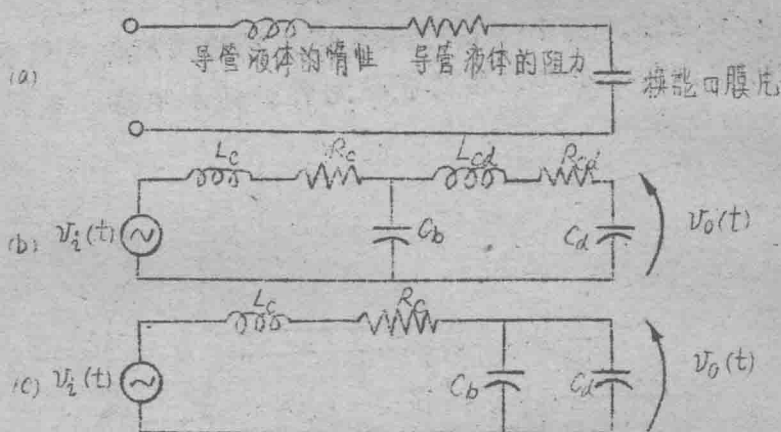


图 7.6 (a) 模拟电路的简化。换能器膜片的顺应性比无气泡导管或换能器钟形室空腔的顺应性大得多，即成为无顺应性导管。又因导管的长度比换能器长得多，而直径又比换能器小得多，所以导管的阻力与惰性比换能器的阻力与惰性大得多。(b) 含有气泡的导管换能器系统的模拟电路。在导管的对气泡近端的阻力是 R_c ，惰性是 L_c 。在导管气泡远端的惰性是 L_{cd} 、阻力是 R_{cd} 。膜片的顺应性是 C_d ，气泡的顺应性是 C_b 。(c) 假定相对于 R_c 和 L_c 来说， L_{cd} 和 R_{cd} 可以略去不计，那么含有气泡的导管换能器系统的模拟电路便简化如图 (c)。

液体阻力 R_C 是由于流经导管时，液体分子间发生切变时的摩擦引起的。它可用下述方程表示：

$$R_C = \frac{\Delta P}{F} \quad (P_a \cdot s / m^3) \quad (7.1)$$

或

$$R_C = \frac{\Delta P}{uA}$$

其中：

ΔP = 每节两端的压力差，以帕 (P_a) 为单位
(1 帕 = 1 牛/米²)。

F = 流量 (米³/秒, m^3/s)。

u = 平均速度 (米/秒, m/s)。

A = 横截面积 (米², m^2)。

当用米为单位表示导管长度 L 的值，用米为单位表示半径 r 的值，并用帕·秒为单位表示粘滞性 η 的值时，我们便能用泊肃叶公式来计算 R_C 。这一公式适用于层流或泊肃叶流：

$$R_C = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad (7.2)$$

导管的液体惯性 L_C 主要是由于液体的质量引起的。它可用下面的公式来表示：

$$L_C = \frac{\Delta P}{dF/dt} \quad (P_a \cdot s^2 / m^3) \quad (7.3)$$

或

$$L_C = \frac{\Delta P}{aA}$$

其中 a = 加速度 (米/秒²,)

这一公式还可进一步简化为

$$L_c = \frac{m}{A^2}$$

或

$$L_c = \frac{\rho L}{\pi r^2} \quad (7.4)$$

其中 m = 液体的质量 (公斤)

ρ = 液体的密度 (公斤/米³)

由 (7.2) 和 (7.4) 两式可以看出, 相对于液体导管来说换能器的阻力和惰性可以略去。它的理由可以说是由于充满液体的导管在长度上比换能器钟形室空腔的长度长, 而直径又比换能器的直径小。Geddes (1970) 基于动能的考虑, 又发展了流体惰性的更精确模型, 在这种模型中, 他考虑到有效质量是导管中流体质量的三分之四倍。

换能器膜片的顺应性 C_d 由下列方程给出

$$C_d = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{1}{E_d}$$

其中 E_d 是换能器膜片体积弹性模量。

利用 Kirchhoff 电压定律, 可用输入电压 V_i 模拟外加的压力, 并以输出电压 V_o 模拟作用在膜片上的压力。于是 V_i 与 V_o 间的关系是

$$V_i(t) = \frac{L_c C_d d^2 V_o(t)}{dt^2} + \frac{R_c C_d dV_o(t)}{dt} + V_o(t) \quad (7.5)$$

利用在 1.9 节所导出的二阶系统方程的一般形式, 可用

$1/(L_c C_d)^{\frac{1}{2}}$ 表示无阻尼本征频率 ω_n , 并用 $(R_c/2)(C_d/L_c)^{\frac{1}{2}}$ 表示阻尼比 ζ 。对这里所研究的液体系统来说, 可用 ω_n 和 ζ 的表示式来代替 (7.2) 和 (7.4) 式

$$f_n = \frac{r}{2} \left(\frac{1}{\pi P L} \frac{\Delta P}{\Delta V} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (7.6)$$

和

$$\zeta = \frac{4\eta}{r^3} \left(\frac{L(\Delta V/\Delta P)}{\pi P} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (7.7)$$

下面是一些很有用的关系和有关的常数

对于 20℃ 的水 $\eta = 0.001 \text{ Pa} \cdot \text{s}$

对于 37℃ 的水 $\eta = 0.0007 \text{ Pa} \cdot \text{s}$

对于 20℃ 的空气 $\eta = 0.000018 \text{ Pa} \cdot \text{s}$

对于 20℃ 的空气密度 $\rho = 1.21 \text{ kg/m}^3$

对于水的 $\Delta V/\Delta P = 0.53 \times 10^{-5} \text{ m}^3/\text{N/ml}$

对于血液的 $\eta \approx 4 \times \text{水的 } \eta$

利用模拟电路可以研究导管换能器系统的瞬态响应和频率响应。在电路上加接适当的元件可以研究在液体系统中的变化的影响。举例来说，液体中的空气泡使得系统更为顺应，也就是说它对系统的影响与代表膜片顺应性所并联的附加电容而引起的影响是相同的。例 7.1 解释如何使用模拟电路。

例 7.1 连接于 Statham P23Dd 换能器的导管刚性管壁上形成了一个 5 mm 长的空气泡。这个导管长 1 米，直径 6 F，并且充满了 20℃ 的水（空气的恒温压缩比 (isothermal compressibility) $\Delta V/\Delta P = 1 \text{ ml/cmHg}/1$ ）。试画出系统在有气泡和没有气泡时的频率响应（导管的内半径 = 0.46 毫米；膜片的体积弹性模量 = $0.49 \times 10^{15} \text{ 牛/米}^2$ ）。

解答：含有气泡和没有气泡的液体系统的模拟电路如图 7.6 (b) 和 (c) 所示。利用 (7.6) 和 (7.7) 两式可以计算没有气泡时的本征频率 f_n 和阻尼比 ζ 的值。即

$$f_n = \frac{r}{2} \left(\frac{1}{\pi L} \frac{\Delta P}{\rho \Delta V} \right)^{\frac{1}{2}}$$

$$= \frac{0.046 \times 10^{-2}}{2} \left(\frac{1}{\pi(1)} \frac{0.49 \times 10^{15}}{1 \times 10^3} \right)^{\frac{1}{2}} = 91 \text{ Hz}$$

$$\begin{aligned} \zeta &= \frac{4\eta}{r^3} \left(\frac{1}{\pi P} \frac{\Delta V}{\Delta P} \right)^{\frac{1}{2}} \\ &= \frac{4(0.001)}{(0.046 \times 10^{-2})^3} \left(\frac{1}{\pi} \frac{1}{(1 \times 10^3)(0.49 \times 10^{15})} \right)^{\frac{1}{2}} \\ &= 0.033 \end{aligned}$$

导管换能器系统的频率响应如图 7.7 所示。

下一步计算有气泡存在时的 ζ 和 f_n 之值。因为两个电容是并联的，所以电路的总电容等于两者之和，即

$$C_t = C_d + C_b \quad (7.8)$$

或

$$C_t = \frac{\Delta V}{\Delta P_d} + \frac{\Delta V}{\Delta P_b}$$

其中 $\Delta V/\Delta P_d = 1/E_d = 2.04 \times 10^{15} \text{ 米}^5/\text{牛}$ 。气泡的体积是 $3.33 \times 10^{-6} \text{ 升}$ 。而 $\Delta V/\Delta P_b = 3.38 \times 10^{-14} \text{ 米}^5/\text{牛}$ 。结果 $C_t = 3.58 \times 10^{-14} \text{ 米}^5/\text{牛}$ 。假设只是 $\Delta V/\Delta P$ 的值发生改变，那么参考 (7.6) 和 (7.7) 两式，可以得到 f_n 和 ζ 的值。

$$f_{n \text{ 有气泡}} = f_{n \text{ 无气泡}} \left(\frac{\Delta P/\Delta V_{\text{总}}}{\Delta P/\Delta V_{\text{无气泡}}} \right)^{\frac{1}{2}}$$

或

$$f_{n \text{ 有气泡}} = 91 \left(\frac{3.58 \times 10^{+14}}{(1/2.04) \times 10^{+15}} \right)^{\frac{1}{2}} = 22 \text{ Hz}$$

及

$$\zeta_{\text{有气泡}} = \zeta_{\text{无气泡}} \left(\frac{\Delta V / \Delta P_{\text{总}}}{\Delta V / \Delta P_{\text{无气泡}}} \right)^{\frac{1}{2}} = 0.137$$

有气泡存在时，系统的频率响应如图 7.7 所示，可以注意到气泡使本征频率 f_n 降低，阻尼比 ζ 增大。较低的本征频率对于含有较高谐波成分的血压波形来说，可能会造成畸变问题。

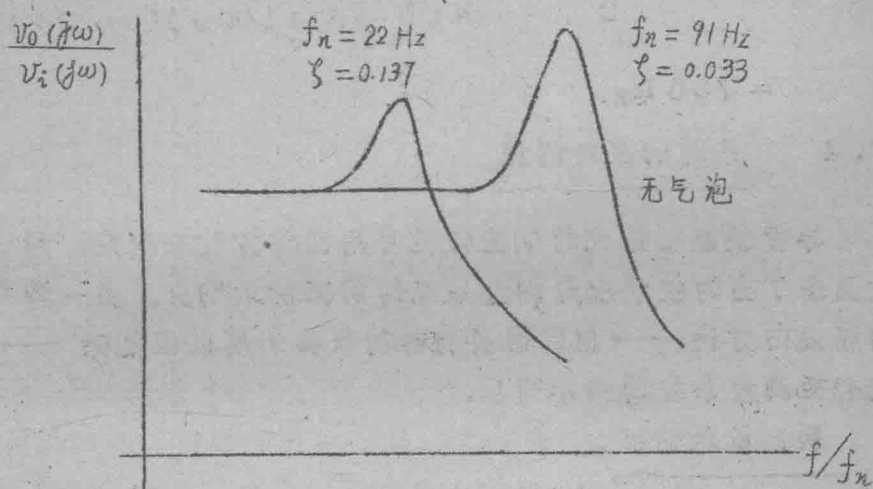


图 7.7 导管换能器系统含有气泡和不含有气泡时的频率响应曲线，有气泡存在时本征频率由 91 Hz 减小至 22 Hz，阻尼比由 0.033 增至 0.137。

例 7.2 水不是理想液体，因此有一定的体积弹性模量。所以对于充满水的换能器导管系统来说存在着一个高频响应上限的理论值。换能器钟形室能容 0.50 毫升的液体，并用 20 号（ $r = 0.29 \text{ mm}$ ）50 毫米长的钢针连接到压力源，现求换能器的最大 f_n 。

答：由于用钢针做导管，所以导管的体积弹性模量可以假定为零。又因我们要求高频响应的上限理论值，所以无需考虑膜片的体积弹性模量。在本例中水的 $\Delta V / \Delta P = 0.53 \times 10^{-15} \text{ 米}^5 / \text{牛} \cdot \text{毫升}$ 水的总体积等于换能器液体体积加上钢针圆柱体的体积

$$V_t = 0.5 + \pi (0.029)^2 (5) \text{ 毫升} = 0.513 \text{ 毫升}$$

于是

$$\begin{aligned} \left(\frac{\Delta V}{\Delta P} \right)_{\text{水}} &= (0.53 \times 10^{-15}) (0.513) \\ &= 0.272 \times 10^{-15} \text{ 米}^5 / \text{牛} \end{aligned}$$

故而

$$\begin{aligned} f_n &= \frac{0.029 \times 10^{-2}}{2} \left(\frac{1}{\pi (0.05) (1000) (0.27 \times 10^{-15})} \right)^{\frac{1}{2}} \\ &= 700 \text{ Hz} \end{aligned}$$

7.4 系统响应的测量

导管换能器系统的响应特性可用两种方法来测定。最简单、最直接了当的技术就是测量系统的瞬态阶跃响应。另一种可能是非常精确的方法——但因需要特殊的仪器，所以很复杂——，它包括测量系统的频率响应。

瞬态阶跃响应

瞬态响应的基本方法是将一个突变的阶跃压力信号输入到导管，而后记录做为结果的系统的阻尼振荡。这也叫做 POP 技术，在下面的讨论中就会明白它的道理。用图 7.8 所示的方法可以测定瞬时响应。实际问题的全面讨论还应包括流体压力的测量，这点可从 Gabe (1972) 的著作中找到。

导管或钢针经过螺旋接口器的压缩橡皮垫圈而插入密封的筒中。冲洗系统是靠过量液体流过三通阀门来实现的。测试工作是靠用 O 形圆环套在筒上的橡皮膜来完成的。这种橡皮膜用外科手套材料来做是合宜的。技术员通过压缩脉压计球来对系统加压，而后点燃火柴或用灼热铁针将橡皮膜穿孔，再来观察响应。响应将从以一定速率运转的长图记录器上观察到，这就使分辨单个的振荡成为可能。然而假若记录器的频率带宽不合适，那么技术员可以采用记录示波器或摄影示波器来记录。