

图3 圆弧阵指向性的内插结果

于抛物线内插的三点、五点内插算法, 简单易行, 便于用软件实现。

参 考 文 献

[1] Van Veen B.D. and Buckley K. M., *IEEE ASSP*

Magazine, (1988) April, 4—24.

[2] Pridham R. G. et al., *Proc. IEEE* 67-6 (1979), 904—917.

[3] Swingler D. and Walker R., *IEEE Trans. ASSP-37* (1989) 16—29.

[4] 李启虎, 声呐信号处理引论, 海洋出版社, 1985.

B型超声诊断仪声场参数的测量与计算的一种简化方法*

寿 文 德

(上海交通大学仪器工程系 上海 200030)

1993年8月10日收到

本文概述了B型超声诊断仪声场特性的基本测量和计算方法, 提出了一系列典型声压波形的瞬时声压平方函数的时间积分解析表达式, 可用来近似计算脉冲声强积分和各种脉冲声强参数. 对三种典型超声诊断仪的输出声压波形函数, 分别进行数值积分和解析计算, 两者的计算结果偏离值均小于 $\pm 7.0\%$, 表明利用这些公式可使测量过程中的数据采集和计算程序大为简化, 在实际应用中具有推广价值。

ABSTRACT

In the paper the basic measuring and calculating methods of the sound field

* 国家自然科学基金资助项目。

parameters of B mode ultrasonic diagnostic equipments are described. Analytical expressions of the instantaneous pressure square integral of several typical sound pressure waveforms are proposed for calculating approximately their pulse sound intensity integral and various pulse sound intensity parameters. Numerical integration and analytical calculation using these formulas are carried out separately for three typical sound pressure waveforms of the diagnostic ultrasonic pulse. The deviation of the calculated results is less than $\pm 7.0\%$. This shows that these formulas can much simplify data acquisition and calculation in the measuring process and have value in practical applications.

一、引言

B型超声诊断技术在我国获得迅速的推广，在医学各科广泛应用。成为妇产科的常规检查项目和计划生育工作中对育龄妇女实行三查(查孕、查环、查病)的首选普查仪器。B超仪的产量不断增加。超声诊断对妇产科应用的安全性已成为研究的热点。当前的迫切问题是对B型超声诊断仪的安全剂量和相关指标进行科学的研究，并作出明确的规定，对产品质量进行控制，使其声输出参数限制在安全范围之内。IEC和IEEE都曾对超声诊断仪声输出参数的测量方法作出一些原则规定^[1,2]，但迄今对B超诊断仪尚无统一的明确规定。诊断超声对孕妇和胚胎的作用的研究，正在深入开展^[3-5]。对人类细胞的作用及安全性研究，在国家自然科学基金会的资助进行着。本文将对B超诊断仪声输出参数的测量与计算进行研究，结合实验测量，提出声强参数计算中的一些简捷计算公式。对典型声压波形实例，计算结果获得较高的精度，为脉冲声强的测量和计算找到一种快速而简单的方法。

二、B型超声诊断仪声输出参数的测量与计算

对超声诊断仪的声输出参量，早期人们关心的是它的空间平均时间平均声强 $I_{s,tt}$ ，并认为其值低于 10 mW/cm^2 为安全的。这实际上是适合于估计平面活塞换能器的声输出对人

体组织的平均热效应的影响。而对采用扫查的聚焦声波束的B超仪而言， $I_{s,tt}$ 意义就不大了。后来人们对聚焦波束的空间峰值时间峰值声强 $I_{p,tp}$ 、最大声强 I_m 、空间峰值脉冲平均声强 I_{ppa} 和空间峰值时间平均声强 $I_{p,ta}$ 越来越感兴趣。出于对声空化作用的日益重视，明确地提出应该测量时间峰值正声压 p_+ 和时间峰值负声压 p_- 。目前国际上通行的是使用已校准的微型压电针形或薄膜形水听器，扫描声场的焦平面，获得各测量点处的声压波形后，然后进行计算，以得到所需要的声场参数。根据IEC和IEEE的研究结果和有关规定，对B型超声诊断仪的重复脉冲波束，其声压和声强计算公式如下：

1. 峰值正声压 p_+ 、峰值负声压 p_- 和空间峰值时间峰值声强 $I_{p,tp}$

在距发射换能器距离 Z 为焦距(或 a^2/λ) 处，测得并记录水听器输出电压波形， a 为圆形换能器的有效半径， λ 为水中的声波长。典型的水听器输出电压波形如图1所示。在波形图

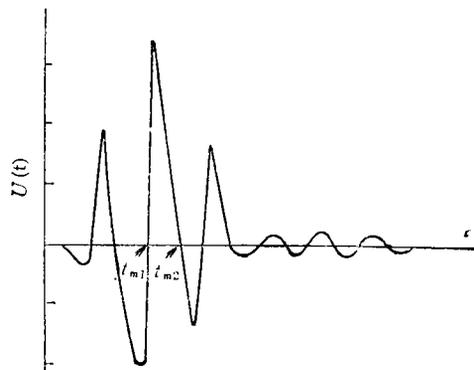


图1 IEC 1102 中所示的典型脉冲声压波形

上测出压缩波峰值电压 U_+ 和膨胀波峰值电压 U_- ，并决定二者中绝对值的大者 $|U|_{\max}$ ，用符号 U_{Tp} 表示，计算

$$p_+ = U_+ / M_L \quad (1)$$

$$p_- = U_- / M_L \quad (2)$$

$$I_{sp,p} = U_{Tp}^2 / (\rho c M_L^2) \quad (3)$$

式中，

M_L ——水听器在规定负载条件下的电缆末端电压灵敏度，V/Pa；

ρ ——水的密度，kg/m³；

c ——水中的声传播速度，m/s。

2. 空间峰值脉冲平均声强 $I_{sp,pa}$

(1) 对图 1 中的电压波形的平方函数 U_H^2 进行时间积分运算后，得到时间函数 $E(t)$ ：

$$E(t) = \int_0^t U_H^2(0, 0, z, t) dt \quad (4)$$

$E(t)$ 的波形曲线示于图 2 中。

(2) 在图 2 中测量得 $E(t)$ 的最终值 E_{\max} 。

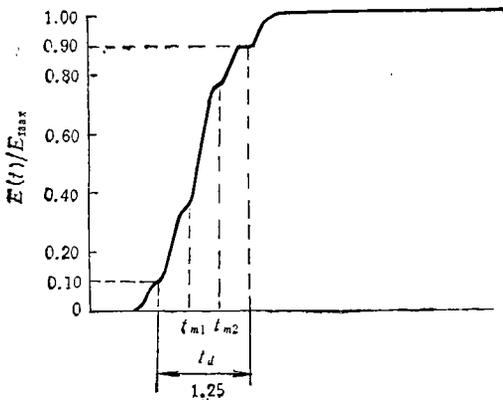


图 2 图 1 所示声压波形的平方，其时间积分函数波形

(3) 测量积分波形 $E(t)$ 的上升时间 t_r ，即计算

$$t_r = t_{0.9} - t_{0.1} \quad (5)$$

式中，

$$E(t_{0.9}) = 0.9 E_{\max}$$

$$E(t_{0.1}) = 0.1 E_{\max}$$

(4) 计算脉冲宽度 t_d ：

$$t_d = 1.25 t_r \quad (6)$$

(5) 计算

$$I_{sp,pa} = E_{\max} / (\rho c t_d M_L^2) \quad (7)$$

3. 最大声强 I_m

(1) 水听器的最大电压脉冲波形中找出具有最大时间平均声强的半周期，称为“最大半周期”。该半周期电压的零电压时刻分别为 t_{m1} 和 t_{m2} 。参见图 1 与图 2。

(2) 在 $E(t)$ 波形图上找出相应时刻的值 $E(t_{m1})$ 与 $E(t_{m2})$ ，计算

$$I_m = [E(t_{m2}) - E(t_{m1})] / [\rho c M_L^2 (t_{m2} - t_{m1})] \quad (8)$$

4. 空间峰值时间平均声强 $I_{sp,ta}$ ——位置固定的声波束

计算下式之一：

$$I_{sp,ta} = E_{\max} \cdot f_{pr} / (\rho c M_L^2) \quad (9)$$

或

$$I_{sp,ta} = I_{sp,pa} t_d f_{pr} \quad (10)$$

式中， f_{pr} ——脉冲重复频率 (Hz)

5. 空间峰值时间平均声强 $I_{sp,ta}$ ——运动波束

对于自动扫描系统在运动中的 $I_{sp,ta}$ 的上限可估计如下：

(1) 测定在成像平面内 (任意取作 $X-Z$ 平面) -6dB 波束直径 D_x 和成像平面内的扫描宽度 b_i ，参见图 3。 D_x 和 b_i 是在测量距离 R 处测定的。对扇形扫描， $b_i = R\theta$ ， θ 是以弧度为单位的扇面扫描张角。

(2) 计算声强

$$I_{sp,ta} < E_{\max} R_i [1 + D_x M_i / b_i] / (\rho c M_L^2) \quad (11)$$

式中，

E_{\max} ——声脉冲 (成像线) 对准水听器中心时 $E(t)$ 最大值， V^2/s ；

R_i ——成像速率， s^{-1} ；

M_i ——每幅图像的声脉冲 (即像线) 数；

应当注意： D_x 、 E_{\max} 均随位置 R 而改变；对扇形扫描 b_i 也随 R 而改变。

若 $D_x M_i / b_i \gg 1$ ，则不等式 (11) 变为

$$I_{sp,ta} < E_{\max} f_{pr} D_x / (\rho c M_L^2 b_i) \quad (12)$$

其中 f_{pr} 取作 M_i 与 R_i 的乘积。若在固定波束与运动波束中 f_{pr} 是相同的，则在 $D_x M_i / b_i \gg 1$ 时，有

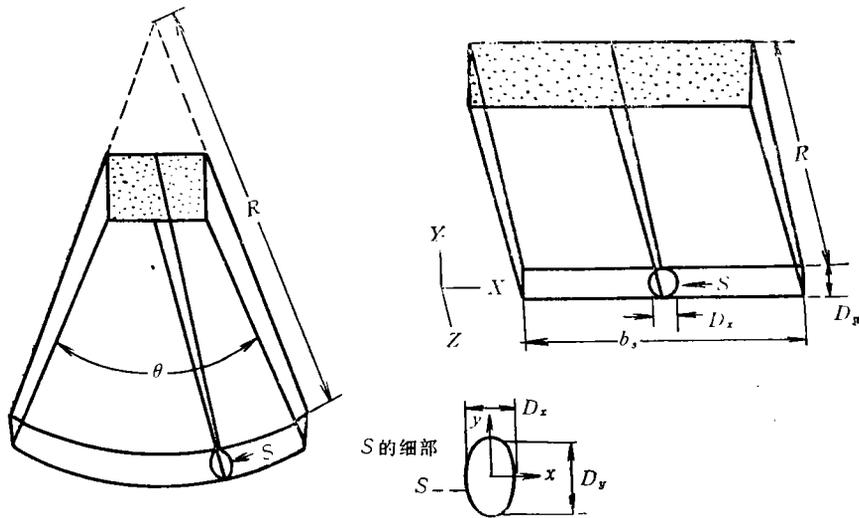


图3 运动波束扫描中几何关系的示意图

$$I_{\text{p.t.a.}}(\text{运动波束}) < I_{\text{p.t.a.}}(\text{固定波束}) \cdot \frac{D_x}{b_s} \quad (13)$$

6. 空间平均时间平均声强 $I_{\text{a.t.a}}$ 和声功率 P ——固定的圆形源换能器

假设波束是圆形对称的, 并且相对脉冲波形不是横越测量平面的位置的函数。

(1) 令水听器电压的时间峰值 $U_p(r)$ 作为径向位置 r 的一个函数。点 $r = 0$ 应该与测量平面内水听器电压为最大的点相对应。

(2) 计算 $I_{\text{a.t.a}}$

$$I_{\text{a.t.a}} = \frac{I_{\text{p.t.a.}}(\Delta r)^2}{r_0^2} \cdot \left[N_6 U_p^2(r_{N_6}) + 2 \sum_{i=1}^{N_6-1} i U_p^2(r_i) \right] \quad (14)$$

式中, 数值积分是使用归一化的离散数据点 $U_{p_1}^2(r_i) = U_p^2(i)/U_p^2(0)$ 经过梯形规则来实现的。这些数据点相隔间距为 Δr , $r_i = i\Delta r$ 。 N_6 为 $U_{p_1}^2(r_i)$ 首次降低到 0.25 以下处的 i 值。 r_0 为 -6dB 波束半径。 Δr 应不大于相应的脉冲中心频率的一个波长。

(3) 计算声功率 P

$$P = \pi I_{\text{p.t.a.}}(\Delta r)^2 \cdot \left[N_{26} U_{p_1}^2(r_{N_{26}}) + 2 \sum_{i=1}^{N_{26}-1} i U_{p_1}^2(r_i) \right] \quad (15)$$

式中, N_{26} 为 $U_{p_1}^2(r_i)$ 首次降低到 0.0025 以下处的 i 值。若因旁瓣结构径向向波束面标绘值再次升高而高于此阈值, 则高于此阈值的所有外加数据点均应包括在和式内。

为考虑某些不对称性的存在, $I_{\text{a.t.a}}$ 和 P 的计算应至少在 4 个等分圆周的半径上实施, 并取其平均值。

若在径向脉冲波形相近似的假设不成立, 则 $U_{p_1}^2(r_i)$ 应当用 $E_{\text{max}}(r_i)/E_{\text{max}}$ 来代换。式中 $E_{\text{max}}(r_i)$ 为在点 r_i 处水听器电压平方波形的时间积分, 而 $E_{\text{max}} = E_{\text{max}}(0)$ 。

7. 空间平均时间平均声强 $I_{\text{a.t.a}}$ 和声功率 P ——固定的矩形换能器组件

下列计算建立在二个假定条件下: 其一, 在测量平面 (X - Y) 内的波束的空间贡献可表示为两个函数的乘积, 其中之一仅依赖于 x , 另一个仅依赖于 y (即 $[\sin x/x] \cdot [\sin y/y]$); 其二, 相对脉冲波形不是横越测量平面位置的函数。

(1) 令时间峰值水听器电压 $U_p(x, y)$ 沿着 $y = 0$ 和 $x = 0$ 的轴上取, 也即 $U_p(x, 0)$ 对 x , $U_p(0, y)$ 对 y 。点 $U_p(0, 0)$ 应对应于测量平面内水听器信号为最大的点; 正交的 x 和 y 轴应各自平行于矩形换能器组件相应的一对邻边。

(2) 计算 I_{pta}

$$I_{\text{pta}} = \frac{I_{\text{pta}}(\Delta x)(\Delta y)}{A_6} \cdot \left\{ 0.5[U_{\rho_1}^2(x_{N_{6,-x}}, 0) + U_{\rho_1}^2(x_{N_{6,x}}, 0)] + \sum_{i=N_{6,-x}+1}^{N_{6,x}-1} U_{\rho_1}^2(x_i, 0) \right\} \cdot \left\{ 0.5[U_{\rho_1}^2(0, y_{N_{6,-y}}) + U_{\rho_1}^2(0, y_{N_{6,y}})] + \sum_{i=N_{6,-y}+1}^{N_{6,y}-1} U_{\rho_1}^2(0, y_i) \right\} \quad (16)$$

式中,数值积分是使用归一化的离散数据点,经过梯形规则来实现的。其中 $U_{\rho_1}^2(x_i, 0) = U_p^2(x_i, 0)/U_p^2(0, 0)$; $U_{\rho_1}^2(0, y_i) = U_p^2(0, y_i)/U_p^2(0, 0)$ 。这些数据点是沿 x 和 y 轴的间隔分别为 Δx 和 Δy ; $x_i = i\Delta x$, $y_i = i\Delta y$; $N_{6,-x}$ 和 $N_{6,x}$ 为 $U_{\rho_1}^2(x_i, 0)$ 在 $-x$ 方向和 $+x$ 方向分别首次下降到低于 0.25 的 i 值; $N_{6,-y}$ 和 $N_{6,y}$ 为 $U_{\rho_1}^2(0, y_i)$ 在 $-y$ 方向和 $+y$ 方向分别首次下降到低于 0.25 的 i 值; $A_6 = \pi D_x D_y / 4$ 。因为沿着 $-x$ 和 $-y$ 轴的指数 i 是负的,所以 $N_{6,-x}$ 和 $N_{6,-y}$ 也是负数。 Δx , Δy 应不大于脉冲中心频率相应的一个波长。

(3) 计算 P

$$P = I_{\text{pta}} \Delta x \Delta y \cdot \left\{ 0.5[U_{\rho_1}^2(x_{N_{26,-x}}, 0) + U_{\rho_1}^2(x_{N_{26,x}}, 0)] + \sum_{i=N_{26,-x}+1}^{N_{26,x}-1} U_{\rho_1}^2(x_i, 0) \right\} \cdot \left\{ 0.5[U_{\rho_1}^2(0, y_{N_{26,-y}}) + U_{\rho_1}^2(0, y_{N_{26,y}})] + \sum_{i=N_{26,-y}+1}^{N_{26,y}-1} U_{\rho_1}^2(0, y_i) \right\} \quad (17)$$

式中, $N_{26,-x}$ 和 $N_{26,x}$ 为 $U_{\rho_1}^2(x_i, 0)$ 在 $-x$ 方向和 $+x$ 方向分别首次下降到低于 0.0025 的 i 值; $N_{26,-y}$ 和 $N_{26,y}$ 为 $U_{\rho_1}^2(0, y_i)$ 在 $-y$ 方

向和 $+y$ 方向分别首次下降到低于 0.0025 的 i 值。若因旁瓣结构,则此和式应扩展到包括高于此阈值的外加数据点。注意: $N_{26,-x}$ 与 $N_{26,-y}$ 为负值,因为指数 i 沿着一 x 和 $-y$ 轴方向是负的。

若关于脉冲波形的假设不成立,则 $U_{\rho_1}^2(x_i, 0)$ 和 $U_{\rho_1}^2(0, y_i)$ 应分别被 $E_{\text{max}}(x_i, 0)/E_{\text{max}}$ 和 $E_{\text{max}}(0, y_i)/E_{\text{max}}$ 代换。其中 $E_{\text{max}}(x, y)$ 为在 (x, y) 处的水听器电压平方的波形的时间积分的终值,且 $E_{\text{max}} = E_{\text{max}}(0, 0)$ 。

8. I_{ata} ——运动波束

对于一个运动(自动扫描)波束, I_{ata} 的偏估计值可用以下方法决定:

(1) 测定超声功率 P 。最好能让波束停下来,采用水听器或辐射力天平测定探头的超声功率。

(2) 在垂直于图像平面方向上测定 -6dB 波束直径 D_y ,并在像平面内测定扫描宽度 b_s 。

(3) 计算估计值

$$I_{\text{ata}} < P / (D_y \cdot b_s)$$

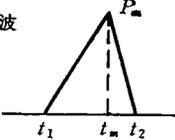
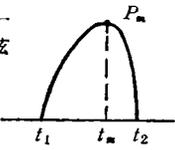
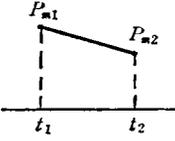
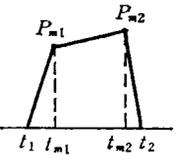
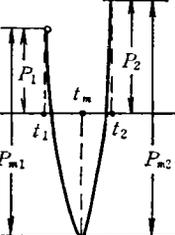
从以上计算中可以看出,计算各种声强如 I_{ppa} 、 I_m 、 I_{pta} 和 I_{ata} 及声功率 P 的过程中,最主要的关键运算程序是对电压(或声压)波形的平方函数的时间积分,求取 $E(t)$ 值(或脉冲声强积分)。对数据的采集量是很大的,并且采集速度要求也很高,这就使测量仪器设备的费用昂贵。为此需要一种采样数据较少且具有相当的精度的简化方法,来克服测量与计算工作中的困难。

三、脉冲声强积分的简化计算公式

对三角形波、1/4 正弦波、斜坡波、折线波和过零的 1/4 正弦形冲击波等波形,进行其平方函数的时间积分,求得其完整波形的定积分的解析表达式,列于表 1 之中。

任何一个复杂的脉冲超声声压波形,都是由若干个“半周期”波形组成的,而每个“半周期”都可近似地看成是正、余弦波形、或三角形、或斜坡(或折线形)及正弦冲击波形。所以,我

表 1 声压平方积分公式

$p(t)$ 波形	$p(t)$	$\int_{t_1}^{t_2} p^2(t) dt$
三角形波 	$\frac{P_m}{t_m - t_1} (t - t_1), t_1 \leq t \leq t_m$ $\frac{P_m}{t_2 - t_m} (t_2 - t), t_m \leq t \leq t_2$	$\frac{P_m^2}{3} (t_2 - t_1)$
四分之一正、余弦形波 	$P_m \sin\left[\frac{\pi}{2(t_m - t_1)} (t - t_1)\right]$ $P_m \cos\left[\frac{\pi}{2(t_2 - t_m)} (t - t_m)\right]$	$\frac{P_m^2}{2} (t_2 - t_1) \begin{cases} \frac{P_m^2}{2} (t_m - t_1) & t_1 \leq t \leq t_m, \\ \frac{P_m^2}{2} (t_2 - t_m) & t_m \leq t \leq t_2 \end{cases}$
斜坡波 	$P_{m1} + \frac{P_{m2} - P_{m1}}{t_2 - t_1} (t - t_1)$	$\frac{1}{3} (P_{m1}^2 + P_{m1} P_{m2} + P_{m2}^2) (t_2 - t_1)$
折线波 	$\frac{P_{m1}}{t_{m1} - t_1} (t - t_1), 0 \leq t \leq t_{m1}$ $P_{m1} + \frac{P_{m2} - P_{m1}}{t_{m2} - t_{m1}} (t - t_{m1}), t_{m1} \leq t \leq t_{m2}$ $\frac{P_{m2}}{t_2 - t_{m2}} (t_2 - t), t_{m2} \leq t \leq t_2$	$\frac{1}{3} [P_{m1}^2 (t_{m1} - t_1) + (P_{m1}^2 + P_{m1} P_{m2} + P_{m2}^2) (t_{m2} - t_{m1}) + P_{m2}^2 (t_2 - t_{m2})]$
四分之一正、余弦冲击波形 	$P_1 - P_{m1} \sin\left[\frac{\pi(t - t_1)}{2(t_m - t_1)}\right]$ $P_2 - P_{m2} \cos\left[\frac{\pi(t - t_m)}{2(t_2 - t_m)}\right]$	$(P_1^2 + \frac{P_{m1}^2}{2} - \frac{4P_1 P_{m1}}{\pi}) (t_m - t_1)$ $+ (P_2^2 + \frac{P_{m2}^2}{2} - \frac{4P_2 P_{m2}}{\pi}) (t_2 - t_m)$

们可以对声场中各点波形进行记录或当场读取各“半周期”的特征和波形参数，利用表 1 所列的公式进行积分，再代入相应的声强表达式算得各种声强参数。

四、实测波形的计算结果

实例 1. CS-3 超声诊断仪的固定波束的脉冲声强积分。实测波形图如图 4 所示。以平均每个周期采样 14 点的采样率采样，经数值积分计算脉冲声压平方积分，获得标称值。再利

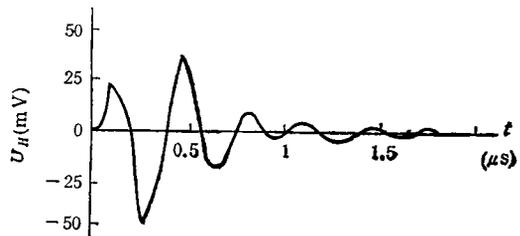


图 4 CS-3 超声诊断仪固定波束的最大声压波形

用表 1 所列正、余弦波形的积分公式计算图 4 所示波形的脉冲声压平方积分值，获得近似值。近似值对标称值的相对偏差仅为 +0.51%。

实例 2. Sonoline SL (Siemens 公司产品) 线阵探头的固定波束下测得的典型声压波形如图 5 所示。以平均每周期采样 15 点的采样率采样, 进行数值积分运算, 计算出脉冲声压平方积分的标称值。再利用表 1 中的正余弦波和三角形波的积分公式计算图 5 所示波形的脉冲声压平方积分(其中前 3 个“半周期”使用三角形波公式其余的“半周期”使用正余弦波形公式), 获得近似值。近似值对标称值的相对偏差为 -3.53% 。

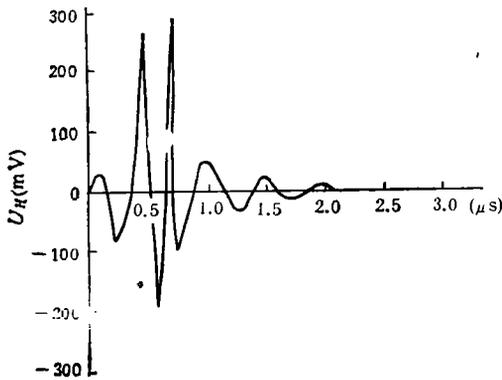


图 5 Sonoline SL 的固定波束的最大声压波形

实例 3. IEC 1102(1991)中所示出的典型脉冲波形如图 1 所示。现以平均每个周期采样 17.4 点的采样率采样, 进行数值积分运算, 计算脉冲声压平方积分的标称值, 再利用表 1 的公式计算图 1 所示波形的脉冲声压平方积分(其中第一个负“半周期”与第二、三个正“半周期”使用三角形波公式, 其余的“半周期”使用正余弦波形公式), 获得近似值。其值对标称值的相对偏差为 -6.79% 。

由上述计算实例可知, 表 1 所列公式中经

常使用且比较有效的公式是三角形波与正余弦波公式, 它们具有采集数据少(约为数值积分数据量的 $1/10$), 计算量小的特点, 得到的计算结果精度也很高。(与标称值的相对偏差小于 $\pm 7.0\%$)。

五、结 语

使用高速采样电路和数据处理装置进行超声诊断仪的声压波形的分析计算, 设备费用较高。使用本文提出的简化积分公式计算脉冲声强积分, 可使数据采集和积分运算过程大为简化而且误差较小。因此, 在实际测量中只要具备已校准的微型水听器、宽频带示波器和装有定位扫描机构的测量水槽, 就可进行快速的测量、记录和计算了。把水听器显示的超声脉冲声压波形显示在示波器屏幕上, 用照相记录或直接读取少量数据后, 代入简单的计算公式, 便可快速地获得较精确的 p_+ 、 p_- 、 I_{sptp} 、 I_m 、 I_{sppa} 、 I_{spta} 和 I_{pta} 值了。这种简化方法在超声诊断仪的医学安全性测试和超声生物效应研究等方面是很有用的, 值得推广应用。

参 考 文 献

- [1] IEC 1102: 1991 Measurement and characterisation of ultrasonic fields using hydrophones in frequency range of 0.5MHz to 15MHz
- [2] IEEE Std 790-1989, IEEE Guide for Medical Ultrasound Field Parameter Measurements (ANSI)
- [3] 沙爱国等, 中国超声医学杂志, 9-2(1993), 108-109
- [4] 冯若, 中国超声医学杂志, 6-3(1990), 210-211
- [5] 巩岩等, 中国超声医学杂志, 5-2(1989), 100-102

用于声光相关/卷积器的双向声光偏转器

许炳活 储海群 金建辉 彭国生

(上海硅酸盐研究所 上海 200050)

1993年6月10日收到

本文提出了用于声光相关/卷积器的双向声光偏转器的设计、制备和测试结果。两个通道的中心频