

由经过声束修正后的反向散射波估算 生物组织的衰减与频率的关系

绘图等计算。

一、引言

利用诊断超声来进行成像在很多方面会遇到一些限制。可以用射频 (RF) 信号来估计生物组织的传递函数^{[1][2]}。在眼科学中, 已使用频谱分析方法作为病态诊断的补充信息^{[3][4]}。已经证实^[5-8], 超声衰减系数和它的频率斜率可以做为一种诊断参数。Kuc和Schwartz^[9]提出了一种利用超声波从组织内部反射回来的信号来求出衰减斜率的方法。他们所做的假设是: 这些反射信号可以从新测得的回声图 (echogram) 中分离出来。然而, 我们认为这一假设不一定能经常做到。本文我们提出一个方法, 认为在所考察的体积内反射体的传递函数是常数, 这意味着对回声, 或者说对其相应的频谱有某种平均, 这种假设是可能成立的。

二、方法

实验装置允许换能器能够在 x 、 y 和 z 方向上运动, 这是使用聚焦换能器进行实验时所必需的。聚焦换能器的焦距为 6 毫米, 直径 20 毫米, 中心频率为 7.5 兆赫, 6 分贝的频带宽度为 4 兆赫。用一个自制的脉冲发射/接收机来驱动换能器, 接收机带宽为 25 兆赫, 总增益为 96 分贝。反射信号由 Bio-mation 8100 型瞬态记录器 (8 比特分辨率) 来量化, 它由 PDP11/34 计算机实行软件控制。数字化的速率为 50 兆赫, 记录长度为 1024 字节。所采集的数据存贮于磁盘, 微计算机同时用来完成衰减的频率关系和斜率, 以及

三、样品的准备与数据采集

本实验中所用的组织为羊肝。应当特别注意防止在肝内渗入气泡。将在原位的肝脏与一个含有盐溶液的灌液系统相联接, 使血液排除。然后, 将灌液系统充以百分之四的福尔马林溶液以保存肝脏。将肝脏切下之后, 再切成大约 20 立方厘米的小体积。从这样的小体积上采集 36 个不同的回声曲线 (echogram) 并存贮于磁盘。每一个回声曲线则又是由 200 个在不同的 DC 偏置下在同一位置上的回声曲线的平均。可变的 DC 电平是由软件控制的, 它可以减少高频下由于瞬态记录器的量化精度低而带来的限制。200 个回声信号的序列平均可以消除 RF 信号中的偏置, 这 200 个信号是在组织上的某一个位置处测得的。

四、理论

1. 估计程序与信噪比

如同 Pauli, Schwan^[11]所证明, 软组织的声衰减可写成:

$$A(f, Z) = A_0 \exp(-\mu(f)Z) \quad (1)$$

$A(f, Z)$ = 组织的 (复数) 传递函数的模

$\mu(f)$ = 与频率有关的衰减系数

f = 频率; Z = 组织中的总覆盖距离。

对于生物组织, 假设 $\mu = \mu_1 |f|$ 。

实际上, 用 dB/cmMHz 作为衰减的单位, 这个常数用 α_1 表之:

$$\alpha_1 = 20\mu_1 \log_{10} e \doteq 8.7\mu_1 \quad (2)$$

根据(1)式,如果在组织中的两个不同的深度上的谱是已知的,则可以计算出 α 来。通常,回声信号的幅度谱 $E_i(f)$ 可以描述如下:

$$E_i(f) = \sum_{s=1}^{N_i^i} I(f)A(f, Z_s)T_s(f)e^{2\pi if\tau_{s,i}} \quad (3)$$

其中

$I(f)$ = 入射超声脉冲的幅度谱

$A(f, Z_s)$ = 在组织中声波传播了距离 Z_s 后的信号幅度

$T_s(f)$ = 在深度 $Z_s/2$ 处第 S 个反射体的传递函数, $Z_s = C\tau_s$, C ——组织中的声速)

$e^{2\pi if\tau_{s,i}}$ = 延时因子

τ_s = 声波行走了 Z_s 距离的时间, 距离 $Z_s = 2 \times$ 深度。

s = 反射体的标号

i = 在不同的横向位置上回声曲线的标号

在这个方程中假设了在采样体积中对所有的反射体都使用相同的传递函数 T_s 。当将一个持续时间较短的时间窗置于回声曲线上的时刻 τ 时($\tau = l\Delta t$, l ——窗口序号, Δt ——采样区间), 则回声的采样可以用频域来描写:

$$E_i(f, l\Delta t) =$$

$$\sum_{s=1}^{N_i^i} I(f)A(f, Z_s)T_s(f)e^{2\pi if\tau_{s,i}} * H(f, Z_i) \quad (4)$$

其中

$H(f, Z_i)$ = 汉明窗的谱

$*$ = 卷积符号

N = 在窗口 $l\Delta tC$ 内的反射体数目。

在以下的方程式中, 与 $H(f, Z_i)$ 的卷积将予省去, 因为它意味着只是对 $E_i(f, l\Delta tC)$ 在频域中的“平滑”。用 $Z_i (Z_i = l\Delta tC)$ 代替 $l\Delta tC$, 并假设 $T_s(f) = T(f)$, 则方程式(4)可写成:

$$E_i(f, Z_i) = I(f)T(f)\sum_{s=1}^{N_i^i} A(f, Z_s)e^{2\pi if\tau_{s,i}} \quad (5)$$

如果相当于汉明窗口宽度的深度距离较之 $A(f, Z)$ 的变化率小时, 式(5)可以近似为:

$$E_i(f, Z_i) = I(f)T(f)A(f, Z_i)\sum_{s=1}^{N_i^i} e^{2\pi if\tau_{s,i}} \quad (6)$$

如果计算 $E_i(f, Z)$ 的功率谱, 可得以下结果

$$P_i(f, Z_i) = E_i(f, Z_i)E_i^*(f, Z_i) = |I(f)|^2 \cdot$$

$$|T(f)|^2 |A(f, Z_i)|^2 \sum_{\substack{s_1=1 \\ s_2=1}}^{N_i^i} e^{2\pi if(\tau_{s_1,i} - \tau_{s_2,i})} \quad (7)$$

这一公式也可写成

$$P_i(f, Z_i) = |I(f)|^2 |T(f)|^2 |A(f, Z_i)|^2 \cdot 2 \sum_{\substack{s_1=1 \\ s_2 < s_1}}^{N_i^i} \cos 2\pi f(\tau_{s_1,i} - \tau_{s_2,i}) \quad (8)$$

当对这36条回声曲线在某一给定深度 Z_i 处作平均后得功率谱为

$$\begin{aligned} & 1/36 \sum_{i=1}^{36} \langle P(f, Z_i) \rangle = \langle P(f, Z_i) \rangle \\ & = 2 |I(f)|^2 |T(f)|^2 |A(f, Z_i)|^2 (N_i^i \\ & + \langle \sum_{\substack{s_1=1 \\ s_2 < s_1}}^{N_i^i} \cos 2\pi f(\tau_{s_1,i} - \tau_{s_2,i}) \rangle) \quad (9) \end{aligned}$$

式中的 $\langle \rangle$ 为系综平均。

反射体数目和反射体的分布的影响, 已在一维情况下做过软件模拟研究。在图1中绘出了 $\Delta\tau = |\tau_{s_1,i} - \tau_{s_2,i}|$ 的直方图, 其中在一个窗口内出现五个反射体, 并且在平均位置上有着10%的扩散。在同一图内也绘出了平均功率谱的期望值。由此可以看出, 如果我们忽略频率接近于零的情况, 则(9)式中的 \sum 项较之 N_i^i 的影响为小。虽然这一模型是简单的, 但我们也做过向高密度反射体情况外推的工作, 这时反射体分布形式可以更为复杂些。在这种情况下, 通过对某一深度上的计

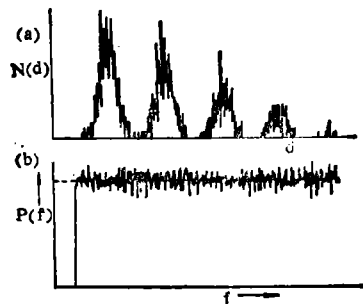


图1 (a) 各反射体之间间距的直方图(一维序列), 平均距离的扩散为10%。(b) 上面为五个反射体序列的功率谱。水平虚线为假如无干涉起伏时的频谱。

算出的功率谱的平均可以使余弦项的影响达到最小。最后剩下的实际上是随机起伏,可以认为是叠加在平均功率谱上的一种“微扰”。

α_1 的计算可以通过两种不同的方法来完成:

1. Kuc和Schwartz^[9]方法:

如果采用(9)式,则由两个不同的深度 Z_1 和 Z_2 测得的功率谱之比为:

$$10\log_{10}P(f, Z_1) - 10\log_{10}P(f, Z_2) = 10\log_{10}|A(f, Z_1)|^2 - 10\log_{10}|A(f, Z_2)|^2 + \text{微扰} \quad (10)$$

将(1)式代入(10)式,再由(2)式有

$$10\log_{10}P(f, Z_1) - 10\log_{10}P(f, Z_2)$$

$$= -\alpha_1|f|Z_1 + \alpha_1|f|Z_2 + \text{微扰} \quad (11)$$

当通过平均消除微扰项,则方程式可写成

$$\Delta B = B_1 - B_2 = \alpha_1|f|\Delta Z \quad (12)$$

式中 B 为在距离 Z 接收到的声功率的分贝值, $\Delta Z = (Z_2 - Z_1)$ 。由于 Z 与 f 为已知,则通过对 $B \sim f$ 曲线拟合出一条直线就可求得 α_1 , 该直线的斜率等于 $\alpha_1 \cdot \Delta Z$ 。在所有的任一对深度 (Z_1, Z_2) 上都可做上述计算。Kuc和Schwartz的计算都假设了高斯噪声引起畸变,如果把 Δz 取整个回声曲线的三分之二,可使畸变程度降低。关于上述处理方法的数学步骤示于图 2

2. 第二个方法,它是利用所有的计算谱(方

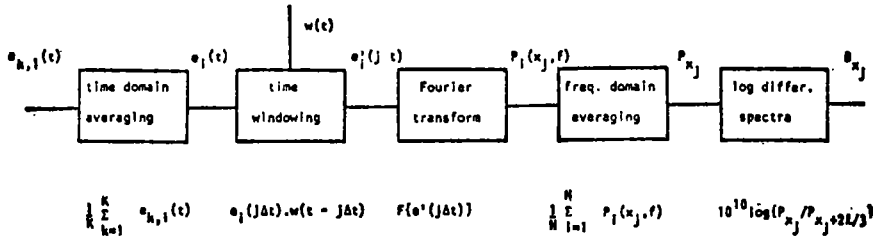


图 2 信号处理步骤的方块图。由左至右:

通过平均改善 SNR。用汉明窗 $h(t)$ 从回声曲线上分出一小段来; 计算这一小段的功率谱,然后将沿横向位置测得的各回声曲线求平均 ($N=36$); 最后, 计算对数谱差, 该谱差是在回声图上沿整个深度的 $2/3$ 距离处的谱级差。

法 1 中只用了 66% 的数据)。该方法是在特定的频率下采集以深度为函数的数据, 在所有的构成频谱的频率下重复这一做法就得到如图 3 所示的曲线。在每个频率得到的斜率等于 $\alpha(f)$ 。然后, 通过在各频率的 $\alpha(f) \sim f$ 曲

线的值用一直线来拟合便得到 α_1 。用直线对这条 $\alpha(f)$ 曲线拟合后近似地得到 α_1 , 这个方法利用了所有的计算出的功率谱, 因此其结果较方法 1 为精确。

2. 声束特征的影响与系统误差

在前面的讨论中, 曾假设在任何位置上入射脉冲的频谱分量是不变的。这一假设并不符合事实, 因为在近场有干涉, 一般情况下又往往是在近场完成测量 (B 型诊断仪), 而且所用的换能器有着较大的束宽。在图 4 中绘出了平圆盘换能器在轴线上功率谱与距离的函数计算值 (见 [12] 中的公式)。很显然, 在平板换能器的近场找不出频谱为常数或变化平缓的区域来。

在图 5 中对聚集换能器计算了对数谱。在焦点处的对数谱已将其它谱扣除, 所以给出

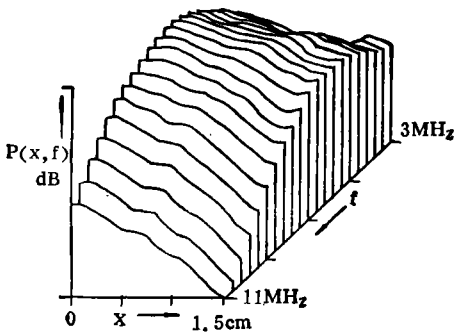


图 3 在不同频率下功率谱的幅度随深度变化的“等间隔”曲线。在体外的羊肝实测数据 (见图 8), 曲线做过三点平滑。

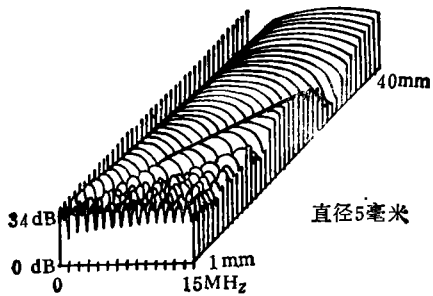


图4 平板换能器轴向声功率的频谱图。零深度相当于换能器的表面。

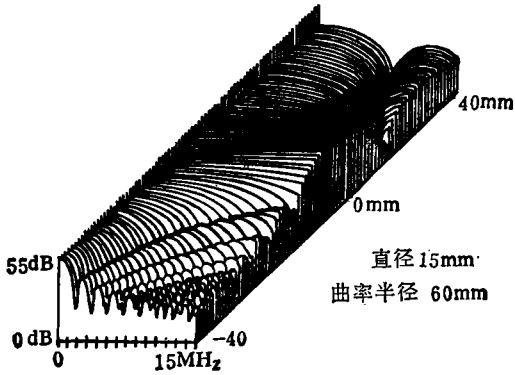


图5 如同图4, 但为聚焦换能器, 焦点在零深度。

了比较清晰的图样。在焦区内可以看到有一个谱分量较为平滑的区域。实验就是在这一个区域内来完成的。为了要得到以上所描述的谱分量变化的实验估计, 把在平面上的反射信号数字化后计算了它的功率谱。图6给出的是对数谱随频率、随与焦点的距离的关系

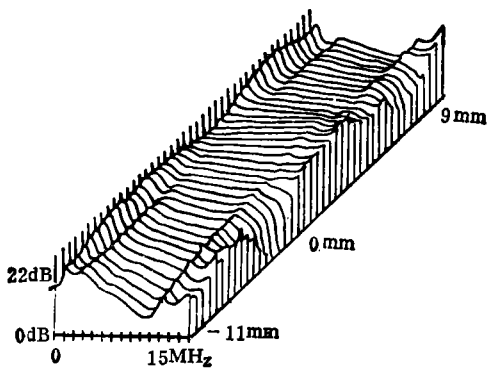


图6 在距换能器不同距离处测得的平板的反射谱。换能器的焦点在零深度。图中计算出的是相对于焦点处的谱, 注意, 在焦前区(-11至0毫米)高频抑制较为明显。

图, 该对数谱中已扣除了在焦点处测得的谱。由于所使用的换能器频带宽度的限制, 我们感兴趣的是在4至10兆赫, 这段谱可以用直线来近似。

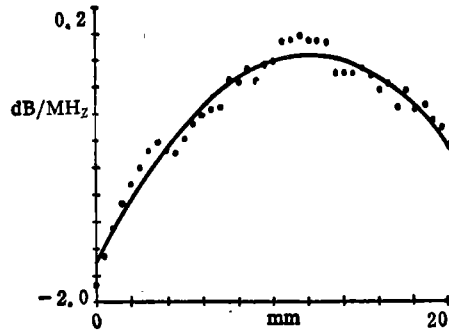


图7 根据图5绘出的相对对数功率谱与绝对深度关系的斜率图。拟合曲线是抛物线 $y = C_0 + C_1Z + C_2Z^2$, $C_0 = -1.71 \text{ dB/MHz}$, $C_1 = 2.6 \text{ dB/cmMHz}$, $C_2 = 1.1 \text{ dB/cm}^2\text{MHz}$

以上讨论的数据处理方法都是在入射脉冲的谱为一常数的假设下进行的。图5清楚地说明实际上这一假设不现实, 频谱斜率的不同会引起在确定 α 时的误差。因此, 把图6的斜率计算出来后将它和深度的关系绘在图7中。图7的曲线可用一抛物线函数来近似

$$F(Z) = C_0 + C_1Z + C_2Z^2 \quad (13)$$

α 估值的误差可由下式算出

$$S(B) = \log_{10} P(f, Z_1) - \log_{10} P(f, Z_2) \quad (14)$$

将抛物函数(参见(13)式)代入, 并取

$$Z_1 = Z - \Delta Z/2, Z_2 = Z + \Delta Z/2,$$

则得到

$$S(B) = -(C_1\Delta Z + 2C_2Z\Delta Z) |f| \quad (15)$$

由此

$$\text{当 } Z = -C_1/2C_2, S(B) = 0 \quad (16a)$$

$$dS(B)/dZ = -2C_2\Delta Z |f| \quad (16b)$$

所以, 如果测量是对称于焦点进行的; 或者, 如果按照下式来做修正, 则 α_1 的计算是正确的,

$$2C_2\Delta Z(Z_{\text{中}} - Z_{\text{焦}}) |f|$$

其中 $Z_{\text{焦}}$ = 焦点的距离, $Z_{\text{中}}$ = 回声曲线的中心位置。所以在 C_2 为已知时可以得到正确的测量。

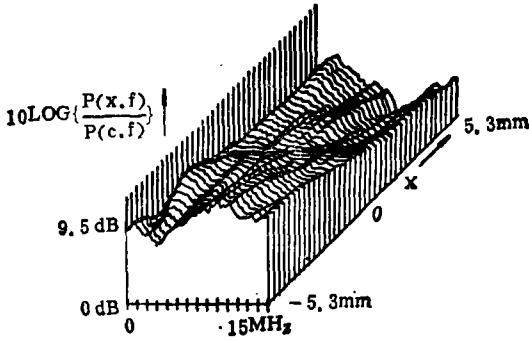


图8 肝脏的相对对效功率谱, 焦点在0毫米

五、实验结果

按照文献[9]中的手序(参见方法1), 由肝脏的36个横向位置上测得的回声曲线可计算出 α_1 , 实验时的参数为

汉明窗口的半功率宽度 64个样点
窗口数目 15个

功率谱的计算结果示于图8。计算是对未平滑的数据进行的, 这一计算的结果示于图9并可用下式来表达之:

$$\alpha_1 = 1.0 \pm 0.12 \text{ dB/cmMHz} \quad (17)$$

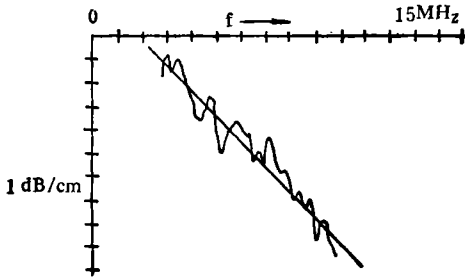


图9 由图8得出的谱斜率与频率的关系。直线表示数据的线性退化

用第二种方法算出的结果与第一种的不同, 但在这个例子中的精度为0.1dB/cmMHz。平均的 α_1 值与在同样条件下由Bamber和Hill^[13]用另外方法所得到的很相似。

为了研究声束的几何形状对估算 α 的影响, 在一块组织的体积上做过分别测量(对于平板反射体参见图7)。

图10是沿声束轴上 α_1 与组织体积中心的距离的曲线(点子相当于测量值)。声束的焦

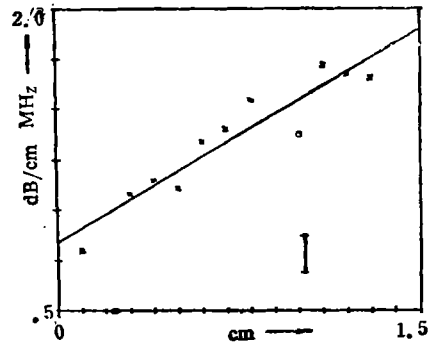


图10 沿声束的轴向 α_1 与组织的体积中心距离的关系, α_1 为衰减-频率斜率, 焦点在0.7厘米。

点在0.7厘米的距离上与体积的中心相重合。通过 α_1 值拟合出一条直线再计算其斜率。斜率就等于式(16b), 即

$$\frac{1}{f} \frac{dS(B)}{dZ} = -2C_2 \Delta Z = 0.7 \text{ dB/cmMHz} \quad (18)$$

在本实验中所求出的 $-2C_2$ 的值小于平板情况下的值(它的值为2, 参见图7, Z为厘米)。这一点可作如下解释:

(1) 组织的反射体被认为是小于换能器的直径, 因此接收时的干涉效应要小于平板反射体时的情况。

(2) 在接收器与反射体之间的组织是非均匀的媒质, 声束在其中将被畸变, 导致声束不均匀的聚焦效应和干涉效应将比在水中的为小^[14]。

六、结 论

我们提出了由一组回声曲线来估算生物组织的衰减系数的频率斜率 α_1 的可能性。声束特征对估算 α_1 的影响是很重要的, 因此我们做了修正。我们证明, 对于一个给定的换能器, 可以用由实验估计的修正量来提高精度。

(参考文献从略)

丁东译自“Ultrasonic Imaging”Vol5, No2, PP.136-146 (1983)《A Beam Corrected estimation of the frequency dependent attenuation of biological tissues from back-scattered ultrasound》Cloostermans, M. J. T.M., Thijssen, J. M..