

从B型超声图象中提取组织特征

超声图象中接收到的回波信号可分为“镜面”回波与“全向”散射回波。当超声束遇到较大界面的组织时,如器官边缘、血管等,发生反射,称为“镜面”回波。如遇到大小比超声波长还小的物体时,所产生的回波为“全向”回波。“全向”回波的强度很弱,因此临床上可通过比较相邻区域的回波强度来确定病变区域的特性,但这仅是对单个物体的图象进行非定量的估计。这里,我们将介绍一种新的方法,它首先使二维图象定量化,然后将样本集合分为训练样本集合与待测样本集合,由训练样本集合获得分类判据,用此判据对待测样本集合进行分类。文中除了介绍方法外,还给出了实验结果。

一、仪器及技术

在我们的系统中采用B型扇型扫描仪,探头频率为3.5MHz,孔径13mm,聚焦范围40~100mm。接收到的信号经射频放大器、解调、压缩后暂存于模拟扫描转换器。由于一幅图象所包含的数据量很大,因此,通过人机对话方式,选出感兴趣部分进行数据采集,然后对采集到的数据进行分析处理提取其特征值。在接收系统中,为了减少仪器对所计算的特征量的影响,我们必须确保图象质量。但仪器特别是探头对特征值的影响仍不可避免。

二、分析方法

为了能从B型回波图象获得人体组织的一些特征,我们必须找出那些最能反映图象

性质的特征量,将这些特征量以某种方式组合起来,从而区别不同的组织。

在确定B型超声图象信息的有意义的特征量时,我们首先考虑那些能对图象作出直观解释的特征量。在单色图象中,图象的纹理反映了亮度变化的空间分布,而其结构特性则由其周围区域的回波状况反映出来。由于我们仅对感兴趣的部位进行图象识别,因此,图象的纹理及亮度是非常重要的,两者并非完全独立。

1、一阶统计值

离散图象数组 $F(j,k)$ 表示一个 64×64 的矩阵,它反映了图象振幅的一阶概率分布即直方图。从直方图上,我们可获得一系列的特征,直方图的形状规定了图象的性质,一般我们用算术平均值、方差、斜率和峰态来描述直方图的形状。这些特征量与仪器都有一定的依赖性。

2、空间回波密度

在B型超声图象中,回波强度存在着局部的、伪随机涨落。因此,我们必须对数字图象进行量化,并且还要对回波信号与噪声进行识别。对于在位置 (j,R) 处检测到的回波信号必须满足:

$$F(j,k) > F(j-1, k-m)$$

$$1, m = -2, -1, 1, 2$$

如果相邻两点具有相同的幅值,则仅选择一个。此外,还要将幅值同周围的最小值比较,如果幅值与最小值的比率远大于噪声方差,则认为是回波,予以接受,否则即为

噪声。这一技术能检测相距为1.5mm或更远的两点的回波脉冲。

3、空间导数

图象导数就是对64×64矩阵中每点图象幅度求梯度。这梯度是一个既有大小又有方向的向量，在j,k处的大小为

$$G(j, k) = \{ [F(j+1, k) - F(j-1, k)] + [F(j, k-1) - F(j, k+1)] \} / 2$$

方向为：

$$\phi(j, k) = \tan^{-1} \{ [F(j+1, k) - F(j-1, k)] / [F(j, k-1) - F(j, k+1)] \}$$

从这些值，我们可提取一些简单的特征量如平均值、方差、斜率、最大梯度值及流向，虽然后者主要依赖于入射声束的方向，但它们也能提供可能存在的“各向异性”结构的信息。

4、傅里埃频域特性

一种更有效的用于分析回波信号空间分布的方法是将信号转为频域信号，提取其周期和主频成份。对一离散图象数组F(j, k)做离散傅里埃变换

$$F(u, v) = \frac{1}{N^2} \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{k=0}^{N-1} F(j, k) \exp[-2\pi i(u_j + v_k)]$$

$$u, v = 0 \dots N-1$$

由傅氏变换可直接用来提取特征。

由于加窗前后图象的各傅里埃系数是要变化的，变化程度取决于傅氏变换场的衰减，因此，我们将特征提取限制在频域的一些特殊区域。

首先，我们令功率谱密度

$$p(u, v) = F(u, v)F^*(u, v)$$

圆环上样本点的纹理特征的标准集为

$$Rr_1r_2 = \sum P(u, v)$$

$$r_1^2 \leq u^2 + v^2 < r_2^2$$

$$0 < u, v \leq N-1$$

r_1, r_2 分别为内圆与外圆半径

同样，楔形特征为

$$S_{\theta_1\theta_2} = \sum P(u, v)$$

$$\theta_1 \leq \text{tg}(u/v) < \theta_2$$

$$0 < u, v \leq N-1$$

这里的计算是标准化的，即对出现在环中的像素数目平均后得到的。环的分度高度为一个像素，扇形或楔形可以从90°到270°，扇形中又可分为数段每段为15°。

为了减少所要提取的特征量数目，在仔细分析环函数特性后，我们发现，环函数可用一指数函数来逼近，它与环函数具有最小乘方差，写为

$$a \exp(-bm)$$

其中，参数a、b用来描述图象的频域特征，指数函数与环函数的差函数的周期反映了图象的规则性，特征量b则说明了图象中高频成份与低频成份的比率。

5、二阶统计特征

Haralick, Shanmugan和Dinstein在1973年提出了一系列纹理测量标准，这些标准都是建立在图象上两个几何相关点的联合振幅直方图基础上。

令 $\delta = (\Delta j, \Delta k)$ 为(j, k)平面的向量，对一向量和任一图象F(j, k)，我们都可算出相距为 δ 的两点的灰度的联合概率密度，由于我们规定图象灰阶为32，所以联合概率密度分布 $p_{\delta}(i, j)$ 为32×32，这种矩阵称为灰阶相关矩阵。这里我们仅考虑对称矩阵，并且允许相距为+/-一个像素的灰度对存在，但将方向限制为水平，垂直和对角（即0°、45°、90°、135°）上，分离度为一个像素，这样就能反映相距为1mm的组织的变化，这就保证了仪器的高灵敏度。

我们计算了12个标准，根据Haralick等1973年提议的，对每个标准都按预先规定的4个方向进行计算。

从以上五种统计量中，我们可得到93个特征量，但真正有效的互相独立的特征量的

数目比这少得多，因为有许多对特征量是完全相关的。在临床上，我们发现，只要计算有限的几个特征量就足够了，并且这些特征量无论是单独应用或是组合成一判据来应用，对组织分类都是极为有用的。

三、临床研究

我们的技术最初应用于一群正常的受试者。17位受试者经过肝、脾的单次B型扫描，获得不同切面的肝、脾图象共146幅，其中80幅为肝，66幅为脾。然后应用特征提取程序和计算的判别函数对这些图象进行分析归类，所得结果为：除了3只脾，由于存在气体，得到结果不理想外，其余结果都令人满意。

四、结论

为了减少数据传输及运算的时间，在不影响分类结果的前提下，我们在进行任何数学分析前将原有的93个特征减少到24个特征量，然后，运用最小Wills的 λ 标准，逐次选取最佳识别变量，再由多变量方差分析法形成识别变量的一个以上线性组合式，至此，我们就可根据数据在肝与脾两大类中的概率值来对数据进行分类。

在我们的分析中，每个人体的数据都是求平均后的值，因此与各图象相联系的是特征量的平均值，如果任一个体可接受的图象少于3幅，则不在我们的研究范围中。

这里，值得注意的是样本数与用来识别的特征量数目之比必须大于3，否则所得结果将不稳定。实验表明，平均分类成功率是识别变量数目的函数。若认为数据服从多变量正态分布，则分类结果可用概率来描述，这对于客观衡量仪器的识别能力是极其重要的。

当对每一个体分析时，由于数据量有限，无法将数据分为训练集合与测试集合。同一数据在分析中既作为训练样本又作为测试样本。为了克服这一不足，我们首先对全

部图象即80幅肝图象与66幅脾图象进行独立的分析，在此基础上再对每一个体进行综合分类。实验结果表明，我们对于单个图象的分类成功率是低的，但对每个个体的分类成功率与用平均数据法所得结果相近，见表1。

五、讨论

在我们的方法中，有一个重要的假设：即认为数据只能被分入某一特定的类型中而不属于其他类型。为了保证计算结果的稳定性要求样本数与特征量数目之比大于3。

为了客观地反映仪器的识别能力，排除因数据有限导致分类成功率具有偶然性的可能，我们采用概率来描述分类成功率，这一方法的总成功率为94%，成功概率为88%。

对一些误分的肝脾进行重新观察，发现这些图象的质量都很好，没有伪象，并且确实代表了均匀实质的特性，因此，我们认为肝脾数据存在某种交迭。研究结果还表明，仪器及传感器对我们的分类结果的影响并非很大。

总之，采用此技术诊断组织中存在小而均匀实质的病变将是非常有效的。

表1、单幅图象分类成功率与识别变量数的关系

特征数	总成功率 (146幅扫描)	成功概率 (146幅扫描)	对单个受试者的总成功率 (有32位受试者)	总成功率的平均值 (32位受试者)
1	67.8	50.1	84.4	84.4
2	67.8	60.0	90.6	90.6
3	76.0	63.2	90.6	90.6
4	77.4	65.7	93.8	93.8
5	76.0	68.6	93.8	93.8
6	78.1	70.4	96.6	
7	81.5	71.2	100.0	
8	82.2	71.6		
9	81.5	72.1		
10	82.2	72.4		

张倩编译自 *Ultrasound in Med. & Biol.* Vol. 12, No. 2, 1986

王威琪审校