维普资讯 http://www.cqvip.com

综合介绍

B超图像的斑纹噪声和人体软组织的随机特性*

张海澜　王蜀楚　应崇福
（中国科学院声学研究所）

1990年8月28日收到

过去十多年间，有关B超图像的斑纹噪声（*Speckle*），人体组织的随机特性和超声组织鉴别的分辨能力等问题的研究非常活跃．这几个课题组成了当前超声生物医学工程领域的一个重要方面．这方面如有突破将使超声医学诊断技术向前迈出一大步．

一、前　言

过去二十多年，B型超声诊断仪（B超）的性能不断提高，目前已经广泛使用．但是，人体软组织的B超图像上不但有反映人体器官轮廓的图线，还常常密布着不规则的斑斑点点．这些斑点影响了图像的质量和病灶的识别，常称为斑纹噪声（*Speckle*）．为了改善图像质量，必须消除或减弱这种斑纹噪声．同时，人们注意到不同性质的组织有不同的斑纹噪声，因此又设想从斑纹噪声的图案提取组织的特性，进行超声组织鉴别．这两方面的要求都激发了对斑纹噪声的研究．

1978年以来，许多文献指出，斑纹噪声的产生原因是人体软组织的随机特性（例如[1]）．人体组织内部的声学性能随空间位置而变化，这种变化很复杂，表现出随机的特性．超声波进入人体组织内，产生随机的散射和干涉的复杂现象，使背向散射信号的幅度无规则地起伏，从而形成图像上的斑纹噪声．分析表明，斑纹噪声的具体图案（纹理，*Texture*）与设备的性能密切相关，包括换能器和仪器的特性[2]．

B超图像的另一个缺点是它只反映器官的轮廓，但不太反映组织的性质，不易检查弥散性组织病变．从70年代末以来，人们提出了许多从超声散射信号（主要是背散射信号）提取组织的声学参数（衰减等），进而鉴别组织的方法．但是，由于散射信号的随机起伏，这些超声组织鉴别方法的结果也是随机起伏的．为了得到可靠的结果，必须从一块足够大的均匀样品中获取足够多的结果作平均，因而大大限制了超声组织鉴别的分辨率．

研究人体软组织的随机特性，克服超声图像的斑纹噪声和提高超声组织鉴别的分辨能力，这几个互相紧密联系的课题形成了八十年代超声生物医学工程中非常活跃的一个研究方向．

二、人体软组织的声学模型

最简单的软组织模型是宏观均匀的声学媒质．纵波在其中传播时有一定的声速．同时不断衰减．这种衰减有两方面的原因．一方面是组织的声吸收，部分声能转变为热能．另一个原因是散射，由于组织的微观不均匀性，入射声波不断向各个方向散射．

为了研究声波在软组织中的散射过程和散射信号的特性，必须在这个声学模型中引入不规则的散射结构，成为随机散射模型．常用的随机散射模型有两类，一类是非均匀连续介质模型，另一类是分立散射子模型．

* 国家自然科学基金资助项目

维普资讯 http://www.cqvip.com

非均匀连续介质模型假设组织中各种声学参量是空间的随机连续函数，声参量的空间相关系数反映了组织的特性，也决定了散射信号的频谱[3]。通常假定空间相关函数具有比较简单的解析形式。

分立散射子模型假定在均匀的声学媒质中随机地分布着许多分立的小散射子。这些散射子在空间的分布满足泊松随机分布[4]，每个散射子可以有不同的尺度，形状和声学性质。由此也可以算出声参数分布的空间相关函数[3]，因此非均匀连续介质模型中的一些结论也能用于分立散射子模型。

初看起来，分立散射子模型似乎只适用于血球散射等问题。但是实际上却广泛用于分析各种软组织，我们在这里提出一种可能的解释。在超声波长（0.1—1mm）尺度上，人体许多组织是由不同的小组织组成的。如肝脏中的肝小叶，小血管，肝管，胆管以及小叶间组织等，它们各自有相近的声参数，而它们之间声参数不同。散射就发生在这些小组织的交界面上。虽然这些小组织不是分立的，但这些分界面在声波经过的声线上却是分立的，因此分立散射子模型可以用来分析软组织的散射过程。

人体组织是很复杂的，它还包括一些比较大的结构（如肝脏中比较大的血管）和一些有规则的结构（如肝脏中比较整齐地排列的肝小叶）。单纯的随机分布模型不能充分反映这些特征。Wagner 等[5]引入了结构散射的概念，在上述分立散射子模型中增加了一些比较大的确定性散射物或有规律地分布（如周期性分布）的散射物，组成所谓双模式（*Bimodel*）模型[6]。

由于软组织的复杂性，目前还不能直接定量验证各种模型。用上述各种模型可以推出超声散射信号的一些特征，与相应的超声实验结果比较，可以间接地检验用这些模型分析超声散射过程的可行性。

三、斑纹噪声

运用分立散射子模型可以很好地解释斑纹噪声的产生机理。B型超声诊断仪工作时，向人体内发出超声脉冲，经过体内各种大的界面时发生折射和反射，部分能量返回换能器，经过处理后在图像上显示界面的形状。此外，换能器还收到从软组织内随机分布的散射子散射回来的背向散射波。如果在仪器的分辨体积里有多个散射子，在每一时刻，换能器同时接收到多个回波，送入仪器的电信号是它们的代数和。各个时刻收到的回波的个数是随机的，它们之间的相位关系也是随机的。由于它们的叠加和干涉，换能器的信号随机起伏，产生了图像上不规则的斑斑点点，即斑纹噪声。这种随机起伏的细节，如峰、谷的幅度和密度，都不反映组织的具体结构。因此，斑纹噪声不是软组织的真实图像，而是一种干涉图案。

根据这个模型可以推论，斑纹噪声的特性不仅取决于组织的特性，也取决于设备的特性。设备的分辨元尺度决定多大体积内的散射子会互相干涉，而分辨元尺度是由超声束的宽度和脉冲长度决定的。如果我们用同一设备重复采集人体某一静止部位的声图像，并保持换能器的位置，方位和仪器参数不变，那么所得图像的斑纹噪声将完全相同。只有改变这些条件，斑纹噪声才会变化，这是与一般的热噪声不同的。

由于斑纹噪声的随机特性，因此要用随机过程的方法来分析。Burckhardt[1] 最先分析了斑纹噪声的亮度概率分布（一阶统计量，直方图）。如果组织内的散射子密度很高（如分辨单元内的平均散射子个数>5），且不存在特别强的散射物或规则的散射结构，那么生物组织的背向散射信号可以用窄带高斯过程来描写，其亮度的概率分布满足瑞利分布。它的平均亮度由散射子的密度、强度等确定，而概率分布曲线的形状固定不变，与组织无关。通常用平均值和标准差的比来描写概率分布的集中程度，称为信噪比 SNR。上述斑纹噪声的 SNR $\simeq 1.91$，也与组织无关。这种斑纹噪声又叫做完全随机的斑纹噪声。

Tuthill 等[6]研究了非完全随机的斑纹噪声的亮度概率分布。他们的工作表明，许多因

维普资讯 http://www.cqvip.com

素可以使亮度概率分布偏离瑞利分布，SNR 偏离 1.91，产生非完全随机的斑纹噪声。这些因素包括低散射子密度，较强的单个散射物和周期的散射结构，以及仪器的检波，滤波和对数放大等的处理。Trahey 等[7]研究了由于声速不均匀或仪器误差引起的相位误差的影响。

斑纹噪声的第二个特征是斑点的尺度，它取决于斑纹噪声的空间相关半径（二阶统计量）。Wagner 等[8]给出了完全随机的斑纹噪声在焦点区附近的相关半径，横向相关半径是

$$r_r = 0.86\lambda z_0/D \qquad (1)$$

式中 λ 是声波长，z_0 是焦距，D 是换能器直径；轴向相关半径是

$$r_z = 0.26/\sigma_f \qquad (2)$$

式中 σ_f 是换能器频谱（假定为高斯形）的带宽。式(1)和式(2)比分辨元略小(约 10%)，与组织特性无关。

斑纹噪声的相关半径在近场区较小，随着与换能器的距离增加而增加，在焦点区达到(1)和(2)式，超过焦点区后不再变化。对这些现象有一些定性的解释，但至今尚未见对整个图像的斑纹噪声尺度的定量研究。

对非完全随机的斑纹噪声的相关半径有一些数值模拟结果。单个强反射物使相关半径变大[9]，散射子密度下降使相关半径变大[10]，相位误差使相关半径变小[11]。

对斑纹噪声的特征的研究手段，除了解析推导和实验外，过去十年中出现了许多计算机数字模拟研究[10]，这些研究采用不同的假设和模型，模拟出各种条件下的图像，已经成为一种重要的研究手段。

四、减小斑纹噪声

近年来，人们提出了许多减小噪声，提高图像质量的方法。为了比较和衡量各种方法的效果，常常采用病灶信噪比 SNR_l，其定义为

$$SNR_l = \frac{\langle s_2\rangle - \langle s_1\rangle}{(\sigma_2^2 + \sigma_1^2)^{1/2}} \qquad (3)$$

式中 $\langle s_1\rangle$ 和 $\langle s_2\rangle$ 分别是病灶区和背景区的平均灰阶，σ_1 和 σ_2 是它们的标准差。SNR_l 是医学成像的重要概念，它能客观地、定量地评价图像质量。

由于斑纹噪声的随机性，因此取一个目标物的几个独立的图像的平均，产生合成图像，可以减小斑纹噪声。一般地说，SNR_l 的改善正比于产生合成图像的统计独立图像数目的平方根。

有许多不同的办法实现合成图像。Trahey 等[12]把 B 超诊断仪的线阵换能器的单元分成几组，各组分别构成一幅图像，它们部分重叠，合成后减小了斑纹噪声，提高了病灶信噪比。同样的方法也可用于扇阵，这时图像的独立性稍弱，所得结果比线阵稍差，但仍很明显。这些结果是以减小每幅图像的阵列单元为代价的。

有一些新的 B 超诊断仪有一种合成功能，它们显示的图像是连续采集的 5 帧或 7 帧图像的合成结果。工作时操作员不断稍稍变动换能器的位置和角度，斑纹噪声不断改变，合成后噪声也减弱了。但是，这种方法同时降低了显示的帧频，也容易丢失一些小的目标。

谱分裂方法[13]也是一种合成图像方法。这种方法把接受信号送入几个中心频率不同的窄带滤波器，用它们的输出信号分别成像后叠加。这种方法相当于把声脉冲的频谱分成若干子段，每个图像用不同的频段。这种方法也能减低斑纹噪声。但是由于每个图像的频带变窄，分辨率降低，因此合成图像的病灶信噪比有所降低。

Smith[14] 等用另一种方法获得合成图像。他们把圆形聚焦换能器切成 32 个扇区，它们组成 8 个十字形，每个十字形接收的信号分别成像后叠加。结果斑纹噪声降低了，但整个信号强度也有所下降。

随机相位换能器[15]也可以用来实现合成图像。这种方法在换能器前面加上一厚度随机分布的透声屏，使声波透过时加上一个随机的附加相位。稍稍移动透声屏，声波的附加相位也随机变化，就会产生不同斑纹噪声的图像。但是，这种方法也会减低分辨率。

维普资讯 http://www.cqvip.com

组织随机特性引起的超声背散射信号的随机起伏，使近十年来提出的许多超声组织鉴别的算法不稳定。许多研究者研究了这个问题。He[16]系统地分析了声衰减估计的稳定问题，提出用包络峰代替包络，可以提高效率。Marinovic[17]提出用奇异值分解求背散射信号的瞬时频率。所有克服随机起伏的方法，都要求从比较大的样本中获得足够多的独立数据。这和提高分辨率的要求矛盾。这是当前提取组织特征进行超声鉴别面临的关键问题。

五、用斑纹噪声作超声组织鉴别

不同的组织产生的斑纹噪声也不同，因此由斑纹噪声提取组织特征，是超声组织鉴别的一条新途径[5]。

斑纹噪声的平均亮度取决于散射子密度和散射特性。当散射子密度比较低时，斑纹噪声的亮度概率分布和 SNR 随之变化。斑纹噪声的轴向相关系数与散射子密度关系不大，而横向相关系数在低密度时随其增加而下降[2]。这些规律有可能被用来估计散射子密度，进而鉴别组织。当然，这些结果都是根据简化了的散射模型得到的，实际情况要复杂得多。不过，如果我们不以准确测定散射子密度为目的，而把它作为一个组织的特征量，研究它与病变的相关性，那么还是有可能得到有用的信息的。

依靠人工鉴别斑纹噪声很困难。一方面人很难记住各种斑纹图案，另外仪器特征对斑纹噪声也有影响。虽然目前已提出了一些方法试图克服这些困难，但更有希望的手段是由计算机对斑纹噪声作纹理分析，提取特征量。Kuc[18]提出计算峰态系数（Kurtosis，由斑纹噪声的亮度直方图的二阶和四阶矩算出）作为组织鉴别的特征量。Sleefe 等[4]编制了用峰态系数估计散射子密度的程序。Meunier 等[19]用斑纹噪声随时间的变化推算组织运动的情况。Oosterveld[20] 等用散射信号的相位导数（瞬时频率）成像，显示体内组织。在他们的图像上也有斑纹噪声。

由于这些分析都是以图像的随机特性为出发点，因此必须有一个足够大的样本体积，比较适宜于弥漫性疾病的诊断。

六、结　论

本文介绍了十年来有关 B 超图像的斑纹噪声的研究，人体软组织随机特性的研究和与此有关的超声鉴别的分辨率问题的研究。目前，世界上从事这方面研究的人员很多，牵涉到医学、物理、信号处理和计算机科学等多个学科。每年都有专门的大型学术会议，以此为主题的刊物也有多种。预计这方面研究的突破将促进整个超声医学诊断技术的发展。

参 考 文 献

[1] Burckhardt, C. B., *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics*, SU-25 (1978), 1—6.

[2] Thijssen, J. M., Oosterveld, B. J., *J. Ultrasound. Med.*, 9(1990), 215—229.

[3] Insana, M. F., Wagner, R. F., Brown, D. G., Hall, T. J., *J. Acoust. Soc. Am.*, 87 (1990), 179—192.

[4] Sleefe, G. E., Lele, P., *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelec. Freq. Contr.*, UFFC-33 (1986), 273—279.

[5] Wagner, R. F., Insana, M. F., Brown, D. G., *Opt. Eng.*, 25(1986), 738.

[6] Tuthill, T. A., Sperry, R. H., Parker, K. J., *Ultrasonic Imaging*, 10(1988), 81—89.

[7] Trahey, G. E., Smith, S. W., *Ultrasonic Imaging*, 10 (1988), 12—28

[8] Wagner, R. F., Smith, S. W., Sandrik, J. M., et al., *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics*, SU-30 (1983), 156.

[9] Wagner, R. F., Insana, M. F., Smith S. W., *IEEE Trans. Ultrasonics Ferroel. Freq. Control*, UFFC-35 (1988), 34.

[10] Oosterveld, B. J., Thijssen J. M., Verhoef, W. A., *Ultrasonic Imaging*, 7(1985), 142.

[11] Smith, S. W., Trahey, G. E., Hubbard, M., Wagner, R. F., *Ultrasonic Imaging*, 10(1988), 29—51.

[12] Trahey, G. E., Allison, J. W., Smith, S. W., et al., *Ultrasonic Imaging*, 8(1986), 151.

[13] Magnin, P. A., Von Ramm, O. T., Thurstone F. L., *Ultrasonic Imaging*, 4(1982), 267.

[14] Smith, S. W., Von Ramm, O. T., *IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings*, 1989, 853—857.

[15] Laugier, P., Fink, M., Aboueklaram, S., Berger, G., *Ultrasonic Imaging*, 11(1989), 129.

[16] He Ping, *Ultrasonic Imaging*, 10(1988), 265—274.

[17] Marinovic, N. M., Smith, W. A., Waag, R. C., Parker, K. J., *IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings*, 1989, 677—679

（下转第42页）

维普资讯 http://www.cqvip.com

4.3 级实现，真正的 ANN 芯片。

真正并行处理的 ANN 芯片，自89年以来已陆续问世，这些芯片都采用了新的工艺，同时有的还采用了新的信息表示方法，如用脉宽编码方法，脉冲密度方法和神经 bit-Slice 操作方法表示模拟信息，用这些方法可以大大减化加权求和运算，从而大大提高了运算速度。据称慢速可达 10^8 IPS，快的可达到 10^{10} IPS，表 5 列出了有关 ANN 芯片的信息。

九、结 束 语

本文概括地讨论了 ANN 的基本概念和进展情况，不可能面面俱到，比如 ANN 的一个重要分支"光神经网络"就没涉及，可以说是挂一漏万，但目的在于抛砖引玉，不当之处请批评指正。

参 考 文 献

[1] Derek F. stubbs, M. D. "Neurocomputer" published with permission of springer-verlag international publications june 1989.

[2] Tom J. Schwartz "Neural Networks capabilities & applications for today and future" IEEE videoconferences seminars via satellite, Wednesday, september 27, 1989.

[3] Maureen Caudill "Neural Networks primer" AI expert, 1988—1990

[4] Khanna, T., "Foundations of Neural Networks" Addison wosley, Reading, MA 1989.

[5] Pao, Y. "Adaptive pattern recognition and Neural Networks' Addison woslev, Reading, MA, 1990.

[6] Wanserman, P "Neural computing: theory and practice" VanNostrand-reinhold, New York, 1989.

[7] G. Allen Pugh "An introduction to synthetic neural networks" Lecture in OU, May 1990

[8] Jeannette lawrence "Untangling Neural Nets" Dr. Dobb's Journal, April 1990.

[9] R. colin Johnson, "Neural Microchips debut" Interview, January/February 1990.

[10] Derek stubbs, "Products to stimulate and simulate Neurocomputing Rap" AI expert, June 1990.

[11] Caudill, M. and C. Btler, "Neurally intelligent systems" MIT Press, Cambrige, MA 1990.

高频超声共振法测厚

以往的超声测厚方法对于厚度 1mm 以下的薄板测量是很难处理的，特别是对于厚度变化部分的高精度测量研究较少。本文提出一种超声波厚度共振测厚法，可精确测量 1mm 以下薄板的厚度及厚度变化。测量原理是将超声波垂直射入被测薄板，板中超声波将在板的两界面发生反复反射，改变超声波频率，当板的厚度 d 与超声波的波长 λ 有 $d = n\lambda/2$ (n 是整数)关系时，板中形成驻波、产生共振。其共振频率 f_n 可以表示为 $f_n = \frac{v}{2d} \cdot n$，$v$ 是声速。共振频率由板的厚度和超声波的声速决定。进行厚度变化测量时，是测量共振频率的变化。板的厚度变化 Δd 时，共振频率变化 Δf_n，则 $\Delta f_n = f_n \cdot \frac{\Delta d}{d}$。由于 f_n 与 n 成正比，因此用高次谐频测量时，尽管厚度变化微小，也能灵敏的被检测出来。板厚的绝对值，是通过测量共振频率的间隔 f_{INT} 而测得的。$f_{INT} = f_{n+1} - f_n = \frac{v}{2d}$。本方法的测量精度与材料对声波吸收大小有关。吸收大的材料，由于其共振曲线平坦，共振峰难于确定，因此误差较大。反之，精度就高。

为验证本方法的准确性，进行了实验测量。测量换能器采用宽频带 PVDF 换能器。采用标准的锆陶瓷块规作为标准试片，共 9 块、厚度从 1.001—1.009 mm，其测量结果，精度均为 ±0.1μm，且测量中不受温度变化的影响。用本方法测量固体试件时，厚度测量精度可达 10^{-3}，厚度变化测量精度可达 10^{-4}。厚度变化的测量在工业上有着广泛应用，如监控玻璃等研磨过程中的厚度变化是很有效的。

此方法不仅能用于工业上的厚度测量，而且也可能用于声速和声速微小变化的测量。

（徐开兴　摘译自日本音响学会志，12(1990)，970—973.）

（上接第 38 页）

[18] Kuc. R., *J. Acoust. Soc Am*, 80(1986), 951—954

[19] Meunier, J., Bertrand, M., *IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings*, 1989, 865—868.

[20] Oosterveld, B. J., Romijn, R. L., Thijssen, J. M., *Ultrasonic Imaging*, 11 (1989), 153—174.