(综述评论)

医学超声工程现状和生物医学超声概况

王威琪* 徐智章** 汪源源* 莫善钰***

(*复旦大学电子工程系 **上海中山医院 ***无锡雷声电子设备厂)

1 引言

生物医学超声是指超声在离体或活体的生物组织中的现象、效应、作用、机制和应用。它是一门边缘学科,其原理涉及物理学、生物学、医学、化学、数学等学科,在技术上还涉及电子、计算机、机械、材料等工程科学。

超声在医学上的应用,开始于20世纪20～30年代,前苏联Sokolov应用超声进行热疗。至于超声诊断上的研究,最早开始于1947～1949年,George Ludwig研究建立了超声在胆石传输的物理-生理标准[1][2]。1949年,John Julian Wild用15MHz A型超声仪检测离体脏器厚度[3]。1951年,J.J. Wild和John M.Reid研制[4]成手动接触式B型扫描仪观察离体组织中肿瘤和活体中的脏器。1954年,Hertz和Edler[5]研制成M型超声心动仪,以心脏瓣膜运动曲线来诊断心脏疾病。1972年,Bom[6]研制成电子线性扫描B型成像仪,开始了超声图像诊断的新阶段。80年代,随着电子技术和计算机技术的高度发展,又将生物医学超声推向一个新的高度。

生物医学超声的内容较为广泛,就目前开展的工作而言,可归纳为以下几个方面。

(1)生物超声基础 它的内容着重于生物组织的超声性质研究,包括超声在生物组织中传播性质和规律,超声与生物媒质的相互作用、机制和效应、超声剂量和临床诊断的安全性。

(2)超声诊断 它是以声学原理为依据的一种物理诊断方法,借助向人体发射超声,以接收超声回波获得体内信息,由此对患者进行诊断。控制声波发射强度在安全阈值以下,这是一种非损伤性的诊断方法,深受患者欢迎。目前,就生物医学超声应用的深度、广度和效果而言,以超声诊断最为突出。超声诊断在临床上的应用范围为心脏、肝脏胆囊、肾脏、胰腺、乳腺、妇产科、颅脑等方面,各种疾病进行超声诊断的符合率高低不一致,其价值可分为三类:一类为确诊依据,二类为重要参考,三类为一般意义。

(3)超声治疗 它是应用超声在人体中产生热、机械、空化、生化等效应进行疾病的治疗,其内容大致包括超声理疗康复、超声加热治癌,超声手术刀、超声针刺等。

(4)医学超声工程 它是指将生物声学原理与工程技术相结合,从事医学超声中的方法、仪器、设备、系统的设计和研制,其中以超声诊断仪器所占的比重最大。目前常用的超声诊断仪器,就其原理而言,又分为检测超声回波的振幅信息和Doppler频移信息两大类。前者产生于声特性阻抗不连续的界面,其仪器按显示方式又可分为A型、M型、B型、C型等,应用于肝、胆、肾、膀胱、子宫、眼、心脏等脏器。特别是B型成像仪

收稿日期:93-11-12

器的不断提高，使超声图像诊断学已成为医学影像诊断学中一个极为重要的分支；后者(超声多普勒频移信息)产生于超声照射到运动脏器时，应用于血流测量和胎心、瓣膜的检测。检测超声回波的振幅信息绝大多数用黑白图像显示，最近也有用彩色编码图像显示；Doppler 频移信息用曲线、声谱(Sonogram)以及伪彩色血流图显示(Color Flow Mapping)。在目前的B型超声成像仪中都具有数字扫描转换器(DSC)和前、后处理功能，如发射多段叠加聚焦、接收动态聚焦和动态孔径接收、灰度校正、边缘轮廓突出、帧幅相关平滑等。

(5)农畜业超声　它是指超声技术在农业中进行诱变育种、处理病虫害和畜牧业中诊断家畜的妊娠、病变等方面的研究和应用。

本文重点叙述医学超声工程的现状，同时对其他一些研究也作一简述。

2 医学超声工程现状

2.1 新型超声压电材料及换能器

新型材料的研制是医学超声中一项极为重要的基础工作。现在研究注意点在复合材料和PVDF薄膜材料。

复合材料的特性阻抗小[7]，适合与低负载介质耦合匹配，有利于制作辐射阻抗匹配层；复合材料径向振动膜比PZT压电材料弱得多，使得除厚度振动膜外，几乎没有其它的共振模式出现；复合材料的机电耦合系数大，机械Q值小，能制作宽带接收换能器，并且有较好的纵向分辨率。同时，其介电常数又不太低，能兼顾到发射效率。由于以上这些优点，用复合材料制作的医学超声换能器具有优良的性能。

PVDF薄膜材料的声特性阻抗与水接近，能与人体软组织的声特性阻抗很好地匹配，在不使用匹配层的情况下仍然可以得到宽的频带和一定的灵敏度。此外，它重量轻、机械柔性好、易于加工。但它的主要缺点是机电耦合系数较低。

宽带、高频、高密集、微型化是国外医学超声换能器(探头)主要发展趋势。

目前，超声诊断仪使用的频段是3～5MHz。随着小器官、表浅血管、术中超声诊断的要求，国外7.5MHz也开始普及。为进一步提高分辨率，10～15MHz换能器已在工厂问世，40～80MHz换能器已在实验室出现，但15MHz多基元线阵、相控阵换能器是最近期间的发展趋向。采用复合材料、多层匹配等技术研制成的宽频带探头，可以用同一探头进行几个频率的发射和接收，与人体软组织较好地匹配可降低探头表面和人体表面间的多次反射，使近区图像清晰。

相控探头已从64阵元发展到更为密集的128阵元，线阵探头从80阵元发展到192阵元的高密集探头。如用56阵元发射，55阵元接收，仪器的扫描线便可达292线。此外还有小曲率凸阵(最小曲率为10mm)。

通过内窥镜钳口插入腔内的细径超声换能器，如食道探头、超声胃镜。随着心血管疾病诊断的需要，出现了可进入血管腔内的微型探头，其直径为1mm，还可进一步设法置入Doppler探头，检测血液流动情况。

三维成像探头的本质问题是如何实现超声束的二维扫描。目前有两种形式：

(1)电子-机械型　声束在x方向进行电子扫描(线阵或相控弧形)，同时在y方向进行机械扇扫。这种形式的探头，目前开始应用于超声诊断仪中。

(2)二维阵列　这是一种收发共用平面阵超声探头，目前水平是$13.7\times13.7mm^2$面积上均匀布设$64\times64=4096$个阵元[8]，它们之间声电方面彼此去耦。二维探头在声学设计、换能材料、探头制作工艺上必须有全新的突破，需将探头设计和微电子设计融合成一体。

2.2 B型超声诊断设备

有人从本质上分析，现有B型超声诊断仪器的图像质量，几乎已很难再有质的飞跃发展，尽管这样，B超技术还在发展。这些趋向是：

（1）目前，B超日益具备二维黑白脏器图像和彩色血流图像兼有的功能；接收通道数越来越多(128通道)；具有多频率工作的性能(附有多种频率探头，且工作频率向高发展，例如：5 MHz，7.5MHz，10MHz)；腔内超声成像等。

（2）B超设备中采用了一些先进技术，例如：平行处理以增加扫描密度，缩短成像时间和改进图像质量；应用用户定制集成电路ASIC、数字信号处理芯片DSP、计算机专用CPU芯片提高B超的速度、功能和性能；进行组织(texture)特征分析，有一阶统计、空间回波密度、空间差异、Fourier 时域特征、二阶统计等参数；用超声全息的方法改进B型成像，用线性调频发射超声波进行B型成像，具有改进横向分辨率和改进发射声束峰值强度的优点[9]。

（3）一些新形式的B超。Leon研制了仅有3.4kg的手提B超，应用于急诊、手术室ICU中。Kawano研制了同时显示相互垂直的两个切面的B超。伪彩色编码的B超近年来又得到重视。双频相减B型成像有动态范围大、抑制镜面反射的优点，线性调频B型成像可望分辨率得到改进。

本文第三部分将对B型成像的一些新进展进行展开。

2.3 Doppler技术和血流测量

从事Doppler仪器生产的厂商进入彩色血流成像(CFM)领域的越来越多，其原因除经济上盈利外，还与CFM受临床医生的欢迎分不开，它的诊断虽不绝对正确，但快速有效[10]。鉴于Doppler测量速度存在最大、最小测速范围的限制，以及只有轴向分量、受速度剖面影响等缺点，目前，不少学者正在寻求新的方法。Hein[11,12]用相关法测量血流速度不需知道血管大小、流速剖面或探头测量角度这些先验知识，但此法的测量误差在18%左右。Vonramm[13]用跟踪斑点(speckle)测量血流速度，它的优点在于测量高速时比Doppler频谱混叠的影响小，在测量低速时灵敏度高，该方法还与测量角无关。

本文第三部分将对血流测量的一些新进展进行展开。

2.4 三维成像

对组织形态学的理解不仅需高分辨率的图像，还需2 D、3 D分布。采集一系列的二维图像构成三维图像格式，其处理的内容主要是表面检测和容积复制。对于实时三维成像，目前技术上存在的问题和解决的途径如表1[8]。

表 1 实时三维成像的技术问题

问 题	解决途径
Data Acquisition	Explorascanning
2D Beam Steering	2D Transducer Array
Hardware Complexity	VLSI
Image Display	Volumetric, Projectional

Duke大学研制的3D系统的主要性能：①换能器：2 D阵列324阵元(18×18)，尺寸8.6×8.6mm，频率2.5MHz；②系统：32发射/32接收，16：1并联处理，20帧/秒，4096 B-mode线，最大测量距离13cm；③显示：透镜投射型、距离选通的C扫描、可选择的B型成像、立体对(stereoscopic Pairs)这是有一定视差的两幅平面像通过眼镜观察成为立体像。

2.5 超声显微镜

数百MHz的超声显微镜被用来确定组织中的声速、声衰减，研究组织细胞，对生物组织超声显微镜图像进行计算机处理后，可以在微米级范围获得声学性质分布的精细信

息，适合于临床上微量组织样品的定量分析。

2.6 二维成像的基础研究

Wagg[14]用接收信号是散射源的卷积这个模型来讨论超声成像中波前畸变所产生的影响。用反卷积(deconvolution)作为信号处理的一种方法去提高分辨率。即通过一定的算法使声场中的点目标显示成一个细小的光点而不是扩散的光斑[15]。Gregg将发射/接收每个相控阵元进行自适应调整，调整的依据是图像的质量因子。Bamber等取图像斑点(speckle)区域回波振幅直方图的二阶矩，用自适应滤波减少斑点噪声。近来，用神经网络方法进行图像分割和检取组织特征建立新的分类系统是医学超声中一个新的动向[16]。

3 超声二维成像和血流测量的一些新技术

3.1 高斯频谱技术[17]

众所周知，脉冲信号的宽度Δt和此信号的频谱宽度Δf的乘积是个常数，要提高超声检测的分辨率，超声信号应是窄脉冲，换句话说，信号在频谱上应是宽带。但在宽带谱中以何种频谱为最佳?1993年，Acuson公司的128×P/ART中采用了Gauss频谱技术[18]。

超声信号在人体中传播后产生回波信号的过程如图1所示。这里输入信号$U_i(t)$为超声发射脉冲。输出信号$U_0(t)$是超声回波信号即超声接收脉冲。人体组织特性在Block Box的传递函数$H(\omega)$中体现出来。设$U_i(f)$、$U_0(f)$分别为$U_i(t)$，$U_0(t)$的频谱函数，由于声波在组织中的衰减特性，传递函数为：

$$H(f)=e^{-2dx} \qquad (1)$$

其中，d为目标与探头间的距离。

人体组织中的衰减现象与频率有关。研究指出，衰减系数α与频率f的关系一般为：

$$\alpha=\beta f^n \qquad (2)$$

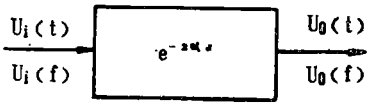


图1 超声信号在人体

脏器不同或同一脏器的不同性质组织，指数n也会不同，如表2所示。研究n与组织的关系作为鉴别疾病的依据是目前组织特性鉴别(Tissue Characterization)的一个重要内容。在我们这里，为问题简单起见，将各

表2 不同组织的n值

组织	脂肪	脑	肌肉	肝	心脏	肾
n	1.09	1.14	0.9	1.05	1.07	1.09

种组织的n值近似成1，则

$$\alpha=\beta f \qquad (3)$$

上式表明，衰减系数与频率成线性关系。以(3)式为特性的人体组织模型中，输入与输出之间的关系为：

$$U_0(f)=H(\omega)\cdot U_i(f) \qquad (4)$$

$$=e^{-2\beta fd}\cdot U_i(f) \qquad (5)$$

若$U_i(\omega)=1$，这是最大平坦响应的情况，也是一般超声诊断仪产品中宽带频谱的特性。

$$U_0(f)=e^{-\beta fd} \qquad (6)$$

显然，输出(回波)的频谱与输入(发射声脉冲)的频谱相比，形状产生畸变，回波频谱中高频成份减弱。回波频谱畸变的情况如图2(b)(c)所示。图2(b)为发射中心频率f_0一定时，回波$U_0(d)$随被测脏器深度d而减小。这将引起回波幅度随深度d的增加而减小。众所周知，接收系统的STC(或TGC)就是针对这种现象的深度增益补偿，而这种技术早在A型超声的时代就已应用。图2(c)是另一种畸变，显然，随深度d的增加，回波

的频带宽度将变窄。这意味着分辨率（严格地说是纵向分辨率）随深度d的增加而变坏。这将带来在整幅图像中图像质量的不均匀性。保持分辨率不随深度而变化，得到均匀的图像，是现代超声技术所重视的问题之一。Acuson公司ACT中采用Gauss频谱就是克服上述缺点的一种有效方法。

设发射波形为[19]：

$$A=\frac{1}{\sqrt{2\pi}\delta}\exp(-t^2/2\delta^2)\exp(j2\pi f_0 t) \tag{7}$$

即其包络为Gauss型，则发射信号的频谱为：

$$F(\omega)=\int_{-\infty}^{\infty}Ae^{-j\omega t}dt=exp\left[-\frac{\delta^2}{2}(\omega-\omega_0)^2\right] \tag{8}$$

亦是Gauss型，为书写方便，记为：

$$V_1(f)=V\cdot e^{-(f-f_0)^2 c/B^2} \tag{9}$$

(9)式中，f_0为发射信号的中心频率，B为带宽，C为带宽定义值常数。若定义

$$V_1\left(f_0\pm\frac{B}{2}\right)=\frac{1}{\sqrt{2}}V,$$

则$C=1.386$。接收到的回波信号频谱$U_0(f)$由(4)或(5)式可得：

$$U_0(f)=Ve^{-(f-f_0)^2 c/B^2}\cdot e^{-2\beta f d} \tag{10}$$

(10)式经运算和整理，得

$$U_0(f)=A(d)\cdot Ve^{-|f-(f_0-\Delta f)|^2} \tag{11}$$

式中

$$A(d)=\exp\left\{-\frac{C}{B^2}\left[f_0^2-\left(\frac{2C}{B}\cdot f_0-2\beta d\right)^2/\left(\frac{2C}{B}\right)^2\right]\right\} \tag{12}$$

$$\Delta f=d\cdot\frac{\beta B^2}{C} \tag{13}$$

由式(11)、(12)、(13)可见，频谱为Gauss型的发射超声波在衰减系数为β的人体中传播了$2d$以后(d为深度)，有如下的性质：

(1)回波信号的频谱仍为Gauss型，且带宽保持不变。

(2)回波信号的中心频率向低处迁移了Δf。

(3)频率迁移量Δf与衰减系数β、探测深度d、发射信号带宽B的平方成正比，Δf却与发射信号的中心频率f_0无关。上边三个性质可以用图3(a)(b)来说明。这样，Gauss系统并不产生频谱形状的失真。采用Gauss型频谱的声成像系统的好处在于可以有效地进行信号处理使图像质量得到提高。与一般的宽带平坦频谱相比，在整个成像范围内，Gauss系统所得到的图像均匀性好。具体地说，分辨率均匀，灵敏度均匀。

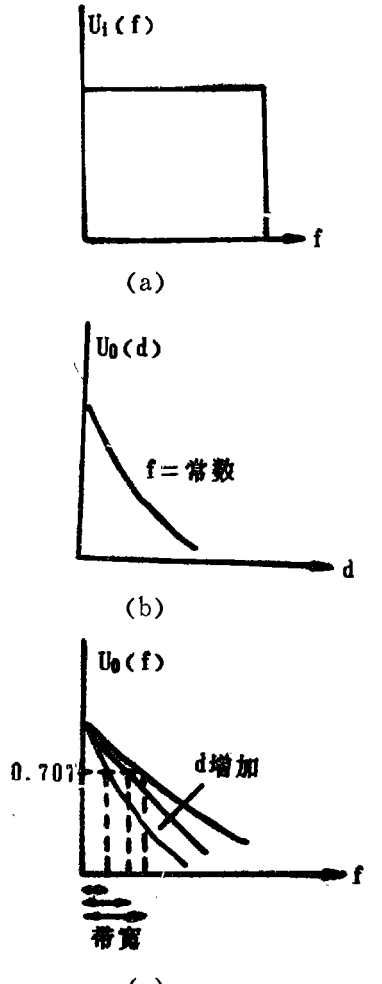


图2 输出信号与频率、深度关系

3.2 特殊波束的形成

（1）Gauss波束

从前面讨论可知，如果超声发射波的包络为Gauss型的，那么超声信号（发射、接收）的频谱仍为Gauss型，且带宽保持不变，只是回波信号的中心频率向低处迁移。因此，宽带超声信号在Gauss系统传播并不产生频谱形状的失真，有利于提高图像的质量。该系统的超声发射信号是Gauss波束，如式(7)。Acuson公司用计算机形成这种波束。

（2）Bessel波束

目前的超声诊断仪常采用全程聚焦来提高整场的横向分辨率。这种全程聚焦是发射的分段聚焦和接收的动态聚焦。接收的动态聚焦实质上以声速切换聚焦焦距，在技术上讲是不难完成的。发射的分段聚焦是多焦点的叠加聚焦，完成一幅图像显示的时间要比单焦点方式延长若干倍，从而使图像帧频降低。因此，不适宜用于图像的动态观察。

美国Mayo clinic的卢建宇[20]采用非衍射声束的换能器技术来克服这一困难。一般的Gauss型换能器产生的声束在远场要发散，即使采用聚焦，焦区也比较短，若采用分段聚焦技术，又会降低帧频从而影响动态图像的观察。卢建宇等利用PZT复合材料研制成功了10个单元的零阶Bessel函数非衍射环阵探头，如图3所示。

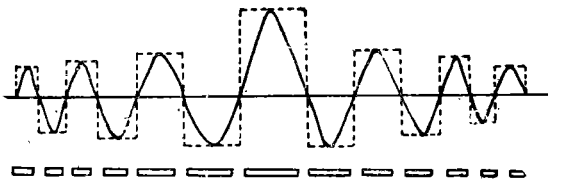


图3 发射Bessel波束的换能器

环阵探头各环的边缘分别处于零阶Bessel函数的零点。由于每个环的激励是均匀的，所以，实际的激励为虚线所示。圆的半径为2.5cm，圆环之间的距离为0.5mm，半径r分别为0.00，2.00，4.59，7.20，9.81，12.42，15.03，17.64，20.25，22.87，25.00 mm。该换能器的发射聚焦范围覆盖到216 mm，在声强降为－6 db时，波束直径仍为2.53mm。因此，动态性能很好，十分适用于对心脏的观察。

3.3 高速数字减法回声图（HS—DSE）和血流可视化

声波在人体中以1540m/s的速度传播，它限制了B型成像的时间分辨率（帧频）约为30帧/秒。这对于一般脏器的观察例如肝、胆等已经足够了，但对于心脏和血管中的高速血流（例如2～3 m/s），这个时间分辨率就显得不够了，常需要达到100～1000帧/秒。

（1）基本原理[21][22]

若将固定结构的图像记为$M(n)$，微粒图像记为$P(n)$，总的图像记为$L(n)$。则有：

$$P(n)=M(n)\otimes L(n) \qquad (14)$$

$M(n)$和$L(n)$异或后可得微粒图像$P(n)$，如图4(a)所示。将$P(n)$进行时间上的差分，有(如图4(b)所示)：

$$P'(n)=P(n+1)-P(n) \qquad (15)$$

以固定结构为解剖参考，同时又有活动图像连续变化的图像记为$S(n)$，则$S(n)$为(如图4(c)所示)：

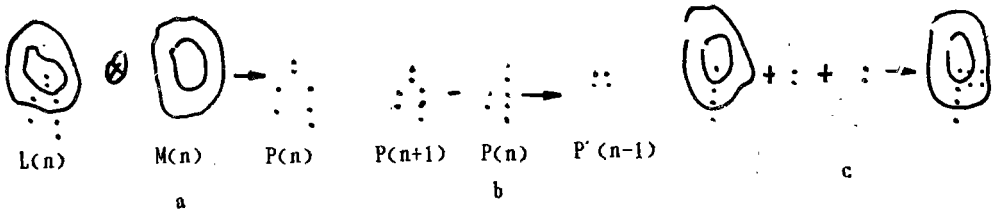


图4 固定结构图像、活动微粒图像和总图像示意图

$$S(n)=L(n)+P'(n-1)+P'(n-2)+\cdots\cdots+P'(n-k)$$
$$(n=k+1,\ k+2,\ \cdots\cdots) \qquad (16)$$

根据上述原理，要取得图像$S(n)$，一方面用常规方法得到固定结构图像，另一方面通过高速数字减法回声技术HS-DSE(High-speed Digital Subtraction Echography)得到活动的微粒图像。把两者组合起来便是总的图像S(n)，其基本框图如图5(a)所示，其中HS-DSE的处理过程可以一例子来说明，如图5(b)所示。

(2)二维动目标显示(2D-MTI)

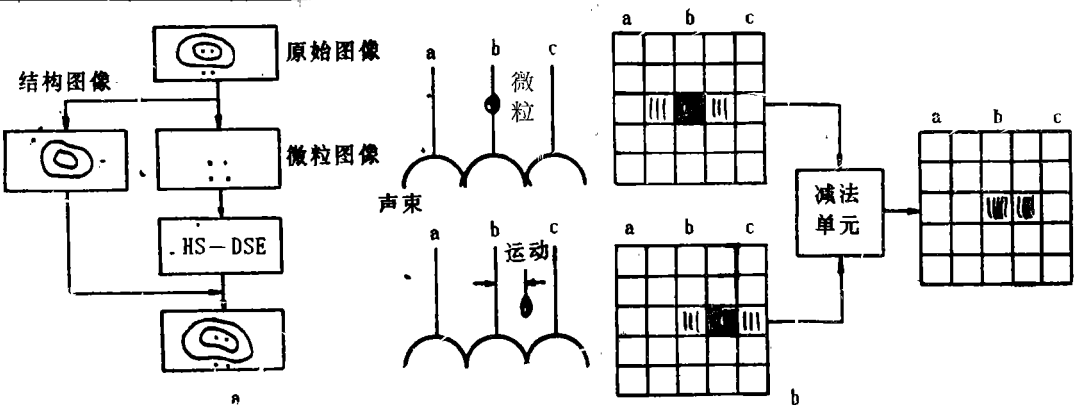


图5 高速数字减法回声技术原理示意图

将多幅减法图像叠加在一起，可以得到Contrast agent或spontaneous echo(例如红细胞)的活动图像。将HS-DSE的新位置标成正强度(亮)，老位置标成负强度(暗)，一对HS-DSE的正负强度就可以显示矢量的头和尾。两幅HS-DSE的间隔越短，矢量长度也越短。调节相减的间隔，我们可以调节矢量的头接近于尾，从而达到适应生理上动目标显示的需要。图6所示的框图为二维动目标显示的原理图。

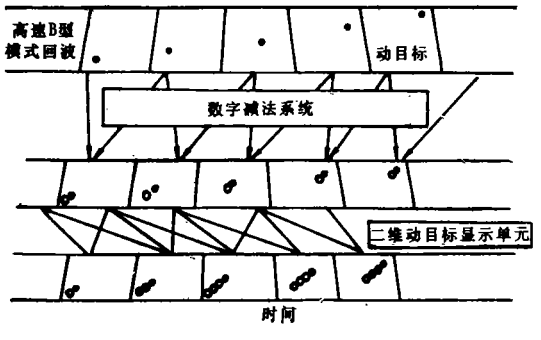


图6 二维动目标显示原理图

(3)实验系统

系统由高速回波记录器echograph(日立EUB-165S或EUB-565S，164帧/秒)和数字减法处理器(日立DFA-2S或3S)作为HS-DSE的基本单元，框图如图7所示。

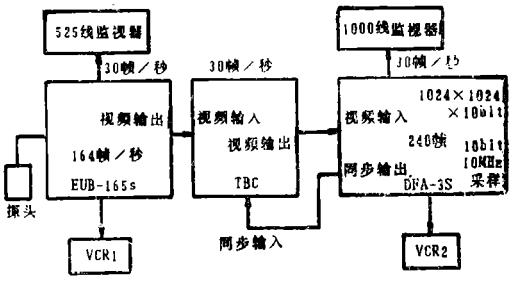


图7 实验系统框图

(4)应用和讨论

系统的优点是：

a、提高了时间分辨率，这由帧频的提高来实现；

b、提高了空间分辨率。由于波束的扩展，空间分辨率降低，但HS-DSE对慢速变化的组织差异的鉴别可小于声束的波长；

c、减少斑纹的干扰。当仪器和探头固定

后，斑纹成为固定的噪声，但在HS-DSE中将会减去。

目前，该系统已用于心血管系统流线、血管壁弹性的估计和期前收缩的可视化等方面。

3.4 扇形声束和即时回波像

一般B型成像，发射声束是具有方向性的窄声束，例如线阵图像的每根声束是平行的线状声束，扇形图像的每根声束是矢状声束。要得到一幅图像，需要声束依次扫描，这需要花费一定的时间才能得到整幅图像。实际上，成像系统中的线数N、声速c、最大测量深度d和帧频F之间存在$2N\cdot d\cdot F/c=1$的约束条件。由于声速为1540m/s，它限制了成像速度不能太快，在成像速度和每帧的线数之间存在矛盾，即图像质量和实时性间存在矛盾。以检测深度15cm为例，帧频为30帧/秒时每帧线数最多只有171。要提高每帧的线数，只能降低帧频，图像的实时性（时间分辨率）就差。

（1）扇形声束和即时回波像原理[28]

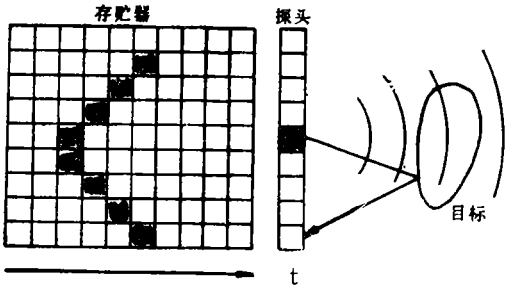


图8 扇形声束和即时回波像原理图

参照图8，该系统的基本原理可归纳为：

a、相控阵换能器中的一个单元发射非方向性的扇形声束；

b、被目标反射的反射波由相控阵换能器的多个单元接收；

c、每个接收单元接收的信号经A/D转换后进入波形存贮器；

d、对每个接收单元，计算发射—目标中一个点—接收的声波传播时间；

e、在相当于传播时间的时刻，存贮器输出数据；

f、对所有目标中的点，重复步骤d和e；

g、应用时间延迟和反卷积重建图像。这是一个即时图像。

（2）实验系统

实验系统如图9所示，由换能器（孔径尺寸27mm，频率5 MHz，37单元）、脉冲发生器(200V，50ns)、波形存贮器(采样频率50MHz，字长16bits)、微机（MBC200）、工作站（Apollo Domain PN300）组成。MBC为系统的主要控制器，DN300计算和显示重建图像。

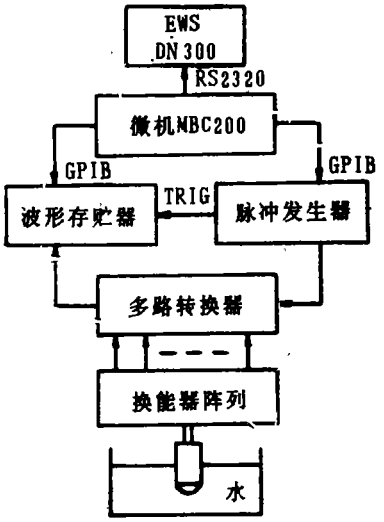


图9 即时回波像系统实验示意图

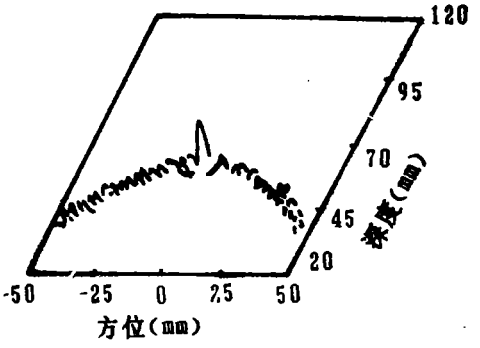


图10 0.18mm铜丝的重建图像

当相控阵换能器中央一个单元发射超

声，0.18mm铜丝的重建图像和如图10所示。

这种方法尚属样机(Prototype)阶段，有不少地方需要完善。

(未完待续)

参考文献

1 Ludwig G.D.et al.Naval Med. Res Inst Reports Project 004001, Report No. 4 (June 1949)

2 Ludwig G.D.J Acoust Soc Am.,1950; 22:862

3 Wild J.Surgery, 1950; 27:183

4 Wild J.et al.AM J Path, 1952; 28:839

5 Edler I.and Hertz C.H.Kungl Fysiogr Sallsk i Lund Forhandl, 1954; 24:5

6 Bom N.et al.Cire, 1973; 48:1066

7 Fraser, J.D et al.J Ultrasound in Med, 1990; 9(3):53

8 Ramm OTV.J Ultrasound in Med.,1990; 9(3):3

9 王威琪.国外医学—生物医学工程分册, 1989; 12(2):96

10 Taylor KJW. J Ultrasound in Med., 1990; 9(3):7

11 Hein I et al.JPhysics in Med Biol.,1988; 33(Supp.1):356

12 Hein I et al.J Ultrasound in Med.,1991; 10(3):39

13 Ramm OTV et al.J Ultrasound in Med., 1990; 9(3):52

14 Wagg RC et al. J Ultrasound in Med., 1990; 9(3):54

15 于黎耘等. 国外医学—生物医学工程分册, 1993; 16(3):125

16 Valdes A.D et al.J Ulurasound in Med., 1991; 10(3):22

17 王威琪.复旦大学研究生课程讲稿,1984～1993

18 王威琪.医疗器械消息, 1993; 7:1

19 赵梓光等.复旦学报, 1983; 22(4)

20 Lu J.Y et al.IE EETrans.on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 1990; 37(5):438

22 Ishihara K et al.Japanese Journal of Applied Physics, 1991; 30(1):224

22 Ishihara K et al. Proc.IEEE 1990 Ultra-sonics Sympossium, P.1473

23 Mizuta M et al. Japanese Journal of Applied physics, 1990; 29(1):237

24 王威琪.医疗器械杂志, 1988; 12(1):1

25 汪源源、王威琪等.中国医疗器械杂志, 1992; 16(5):271

26 汪源源、王威琪等.复旦学报, 1993; 32(2):183

(未完待续)

(书讯)

《近代声学基阵原理及应用》即将出版

东南大学袁易全教授等积多年的教学和科研成果编写而成的《近代声学基阵原理及应用》一书即将由南京大学出版社出版。

全书共分十章，第一章常规基阵(简介)；第二、第三章参量阵；第四章随机基阵基本原理；第五章随机基阵理论推广与应用(包括成象阵、吊放声呐及阵列误差理论等)；第六章随机拖曳线列阵；第七章自适应基阵基础；第八章自适应基阵实现；第九章自适应基阵应用；第十章空间被动定位及轨迹基阵原理。

该书充分注意理论的完整性和内容的可读性，并反映当前国内外最新研究理论和应用成果，为声学阵列及其空间处理方法的专门著作，可供有关专业研究生及工程专业技术人员阅读参考。

全书约22万字，图200幅。

本刊讯