

超声图象仪文集汇编

江宁机械厂技术情报室

一九八二年十一月

目 录

~~*~*~*~*~*~*

1、T _x -2 超声诊断仪方案简介.....	1
2、集成电子学在超声医用仪器中的应用.....	10
3、超声成象基阵.....	38
4、电荷耦合器件动态聚焦的数字控制相控阵.....	69
5、声学成象的纹号处理.....	81

T_x-2 超声诊断仪方案简介

胡春山

一、 引 言

电子扫描超声诊断仪因具有实时性，能观察动态图象得到临床普遍使用。作为商用产品主要有两大系统：相控阵扇形扫描，用于观察心脏疾病；线列阵矩形扫描，用于腹部检查。 T_x-2 超声诊断仪属于线列阵矩形扫描系统。

T_x-2 超声诊断仪作为一个商用产品，就不能不考虑成本与性能的两者兼顾，设计者主要就下述几个方面力图取得进展。

(1) 图象的连续感是度量B式诊断仪的一个质量指标，为了提高图象连续感，相应地需要增加每帧图象的扫描线数，从而导致帧频的下降，帧频下降过多会导致图象闪烁现象， T_x-2 超声诊断仪试图求得折衷解决；

(2) 超声诊断仪作为一个成象系统，图象颗粒细度是成象系统最重要的一个质量指标，图象粒子细度对B式诊断仪而言，主要取决于纵向与横向分辨力，因此 T_x-2 超声诊断仪毫无例外，努力提高仪器纵向与横向分辨力；

(3) 超声诊断仪以人体为观察对象，为了获得较好的分辨力，超声波频率一般都选在2兆赫以上，这样频率的超声波在人体中吸收衰减很大，在一定的等效输入噪声条件下，努力提高 T_x-2 超声诊断仪观察深度是设计者考虑的一个重要因素；

(4) B式超声诊断仪作为商用产品，均采用灰阶成象，即用黑白显象管灰度来表示回波信号强度，但是显象管灰阶有限，能显示的信号动态范围约为20分贝，而诊断仪回波信号

动态高达100分贝， T_x-2 诊断仪设计者与同行一样力求将这个显示上问题求得妥善解决。

当然，作为一个超声诊断仪还有许多其它一些复杂技术问题，作者没有那样能力一一加以评述，作为 T_x-2 诊断仪设计主要是环绕上述基本思想进行的。

二、每帧线数

目前无论是国产商品，或是进口的设备，实时的B式超声诊断仪几乎均采用发一个波束，接收一个波束，显示一条线图象，并未采用内插方式以增加线数。根据IEEE汇刊79年9月超声诊断专辑报导，合适线数应为100~150条，限制线数提高的主要障碍是帧频降低，导致图象闪烁。

(1) 人体中声速、观察深度与行扫时间

为了符合日常电视中技术术语，将B式诊断仪深度即纵向扫描，仍称为行扫，以后不再附加说明。

人体中声速与衰减

介质	声速(米/秒)	衰减(分贝/厘米·兆赫)	特性阻抗
羊水	1510	0.007	1.5
脂肪	1410~1470	0.35~0.78	1.34~1.39
肌肉	1590	1.5~3.3	1.71
肝	1550	0.95	1.66
肾	1560	1.1	1.63
血液	1480	0.0025	
水	1570	0.2	1.48

选用声速 $C=1530$ 米/秒 作为人体中传布声波的平均声速；人

传播衰减平均值选用 $\alpha = 1$ 分贝/厘米·兆赫。

一般仪器观察深度为 $h=20$ 厘米，声波频率为 3 兆赫，20 厘米的传播衰减 $\beta=\alpha hf=60$ 分贝；目标反射能力为 $-4\sim-45\text{db}$ ，接收仪号动态为 100 分贝左右，时控增益补偿为 3db/cm 。

行正程时间 $T_s=200\times 1.53\mu\text{s}=306\mu\text{s}$

行逆程时间 $T_r\approx 50\mu\text{s}$

行扫周期 $T_y\approx 360\mu\text{s}$

(2) 每帧线数与帧频

无论是逐行扫描，还是分场隔行扫描，每帧线数必须为整数条；帧周期包括成象的帧正程时间和消隐的帧逆程时间，为了讨论方便，下面就每帧总的线数来讨论。

在行扫周期 $T_y=360\mu\text{s}$ ，我们计算每帧线数 $N=100\sim 150$ 的帧周期 T 和帧频 F ：

$N=100$	$T=36\text{ ms}$	$F=27.7\text{ 赫}$
$N=110$	$T=39.6\text{ ms}$	$F=25.3\text{ 赫}$
$N=120$	$T=43.2\text{ ms}$	$F=23.1\text{ 赫}$
$N=130$	$T=46.8\text{ ms}$	$F=21.37\text{ 赫}$
$N=140$	$T=50.4\text{ ms}$	$F=19.84\text{ 赫}$
$N=150$	$T=54\text{ ms}$	$F=18.5\text{ 赫}$

众所周知电视机帧频为 25 赫，采用隔行扫描，将场频提至 50 赫，从而使得人们看电视时并未能明显感到闪烁现象。超声诊断仪帧频在线数 $N>120$ 条件下，帧频 $F<25$ 赫，采用普通电视显象管，不可避免地出现闪烁现象。

在克服闪烁问题上，目前国内厂家采用余辉较长的显象管，利用余辉来克服闪烁，显象管余辉时间至少要大于帧周期。作者认为增加余辉可能带来的一个弊病是在诊断仪增益较大时，作者认为增加余辉

成一片，影响对远场弱信号的观察。

T_x-2 超声诊断仪每帧线数为 156 条，图象显示行扫线为 146 条，深度刻度线为 3 条，帧频约为 18 赫，为了克服闪烁现象采用隔行扫描，将场频提高至 36 赫，采用普通电视机显象管并未明显感到闪烁，如果余辉再大于 30ms，则基本上难以看出闪烁。

三、空间分辨力与图象颗粒大小

图象颗粒越小，每幅图象所包含的象素就越多，图象细节显示就越清晰，因此提高颗粒细度是提高 B 式超声诊断仪的关键。

超声诊断仪图象颗粒细度，与系统的空间分辨力有关，也与声场分布和所采用的处理技术有关。

(1) 轴向分辨力

过去国产 B 式超声诊断仪图象质量较差，颗粒较粗，其主要原因是未采用对数放大器，输入信号动态范围大而显示动态范围小，这一矛盾未得到解决。在解决这一问题后，轴向分辨力可达到国外同类产品 2mm 的水平。

$$\text{因 } \delta = \frac{1}{2} c \tau$$

δ 轴向分辨力， c 人体声速值， τ 调亮脉冲信号宽度

$$\text{当 } \tau = 1.3 \mu\text{s} \quad \text{则 } \delta \approx 1 \text{ mm}。$$

要想得到较窄的调亮脉冲宽度，系统就必须具有相应带宽。

根据 $\Delta f = \frac{1}{\tau}$ 估算

$$\text{当 } \tau = 1.3 \mu\text{s} \quad \text{则 } \Delta f \geq 770 \text{ KC}$$

系统带宽决定电路和换能器两方面，制作宽带放大器并不是十分困难，问题在于换能器的带宽。

作为超声诊断仪的换能器，除掉要具有一定带宽，同时还需要具

有一定转换效率，并避免基元之间的机械耦合。

T_x-2 超声诊断仪换能器设计要保证下述指标的实現：①带宽大于 1.4 MC ；②插入衰减小于 10 dB ；③基元之间机械耦合小于 10% 其实现的办法在武汉会议上已由单位介绍。我们不再重复。

采用窄脉冲发射，发射仪号频谱增加，预期轴向空间分布频率与发射仪号频谱关系： $K_e = 0.641(\omega_u - \omega_L)/C$

要想得到轴向分辨力为 1 mm ，推得发射脉冲宽度 $\tau_{\text{发}} = 0.83 \mu\text{s}$ ，换能器宽 Δf 要大于 1.35 MC ，因此要获得 1 mm 轴向分辨力，采用 $2.5 \sim 3.5 \text{ MC}$ 载频发射只能发射两周，对于一般采用 3 周发射是不能达到 1 mm 轴向分辨力，然而采用 3 周发射观察深度要大一些。

(2) 横向分辨力

以前国产超声诊断仪采用平面阵直接成象，为了达到一定观察深度，具有一定开径，横向分辨力较差。近两年国产 B 式诊断仪都采用声聚焦或电子聚焦。为了提高横向分辨力，外国资料报导采用 CCD 进行动态聚焦，但是作为商品尚未采用。

① 固定聚焦系统的横向分辨力 δ_x

未聚焦系统采用网格法测试横向分辨力在近声场中基本相同，因此对于观察深度小于 $\frac{D^2}{\lambda}$ 系统，在整个观察深度范围内具有近似相同的横向分辨力，因此可用一个数据表示横向分辨力。

对于聚焦系统采用网格法测试，在焦区附近测试一般都是 $2 \sim 3 \text{ mm}$ ，而离焦点越远，横向分辨力就越差，因此用焦点处的横向分辨能力作为系统空间分辨能力，是以一点而代替全面，显然是不妥的。作者认为要区分不同系统的横向分辨力，作为系统的横向分辨力应当这样来定义：

$$\delta_x = \frac{1}{H} \int_0^H \delta(y) dy$$

δ_x 系统横向分辨力, $\delta(y)$ 是横向分辨深度函数, H 是观察

② T_X-2 超声诊断仪特点是采用可变孔径分段聚焦

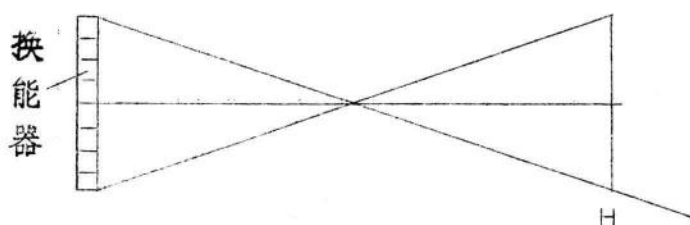
不聚焦系统与动态聚焦系统的 $\delta(y)$ 均为一个常数。

且 $\delta_x = \delta(y) = \text{常数}$

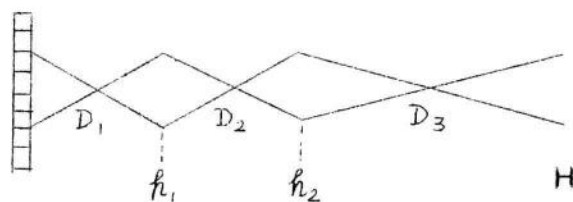
它们与固定聚焦系统相比, δ_x 是动态聚焦系统最小, 固定聚焦系统次之, 不聚焦系统最大。对于固定聚焦系统, 采用单一焦点 δ_x 最大, 采用多焦点 δ_x 较小。

T_X-2 超声诊断仪与国产同类产品相比, 除掉线数多, 最重要的一个特点是采用可变孔径分段聚焦, 使得 δ_x 比国内同类产品 δ_x 值小下面用图介法概要地加以说明。

单一焦点系统网络测试图形:



可变孔径, 分段聚焦网络测试图形:



在深度 $0 \sim h_1$ 采用四个基元接收, 焦点选在 D_1 ; 在深度 $h_1 \sim h_2$ 采用六个基元接收, 焦点为 D_2 ; 在 $h_2 \sim H$ 采用八个基元接收, 焦点选在 D_3 , 这样得到上图 $\delta(y)$ 分布, 由此可见 δ_x 比单一焦点的固定聚焦系统的 δ_x 值小得多。

③固定聚焦系统图象颗粒

根据外国资料报导,采用聚焦换能器在等效人体组织介质中试验。其结果是在焦距之内,颗粒细,在焦点附近,颗粒不均匀且较前者粗,而在焦距之外,颗粒呈横向抽长。

不聚焦的系统,其颗粒细而均匀,但是不能识别等效介质中之异线,即分辨能力差,由此可见聚焦可以提高横向分辨力,颗粒变粗,这意味纵向分辨力的下降,回波信号脉冲宽度加大所致,在目前情况下由于横向分辨力比纵向分辨力差,采用聚焦牺牲一点纵向分辨能力,还是适合的。

T_x-2 超声诊断仪采用分段聚焦,可变孔径,以提高横向分辨力,希望 $\delta x \leq 5 \text{ mm}$, 纵向分辨力 $\delta y \leq 2 \text{ mm}$ 。

四、观察深度与信噪比

超声诊断仪既要求图象细节分辨能力,同时也要求有足够的观察深度,两者在设计上存在着一定的矛盾。从图象细节显示要求出发,工作频率选择要高,而从观察深度要大出发,工作频率要求选得低,传播衰减减小,线阵 B 式超声诊断仪工作频率选在 $2.5 \sim 3.5 \text{ MC}$ 是矛盾折衷处理;从图象显示出发,接收系统采用对数放大器,以解决输入信号与显示之间动态范围的矛盾,从观察深度出发,对数放大器的采用,信噪比要求增高,观察深度下降。

所谓观察深度不是指仪器面板上所设置最大观察距离,而是指通常使用时临床实际达到的观察深度。实际观察深度不仅取决于辐射声强,反射能力,并取决于人体传播衰减,因人而异,取决于接收系统能分辨的最小信噪比。

线阵 B 式超声诊断仪目前国内外均采用对数放大器,其基元激励电压峰峰值约为 100 伏,相当于有效值 36 伏左右,换能器插入衰

减引起总衰减约为 20 分贝，即有效值下降至 3.6 伏，人体最小反射能力约为 -45db，这样推得回波仪号幅度将下降至 20 毫伏左右。

假定工作频率选为 3 MC，人体传播衰减考虑来回双程衰减，平均值按 3db/cm 计算，那末 20cm 深度，衰减量为 60db，对应仪号幅度为 20 微伏；若取 30cm 深度，衰减为 90db，对应仪号 0.63 微伏，这是不可能加以显示的。

图象以调亮方式加以显示，假定显象管有十个灰阶，能从噪声背景分辨出仪号，仪号至少比噪声高一个灰阶，如果采用对数放大器系统，10 个灰阶所对应的轨入信号动态范围设计为 100db，那末一个灰阶相当于 10db，也就是说系统分辨最小轨入仪噪比为 10db，20 cm 观察深度仪号幅度为 20 微伏则等效轨入端噪声电压 $u_n \leq 6.3$ 微伏。

由此可见要达到较大的观察深度，必须降低有源器件等效轨入端噪声，Tx-2 超声诊断仪接收电路设计着眼于低噪声，根据国内器件条件，设计要求轨入端等效噪声小于 10 微伏，观察深度取为 18 cm，系统能分辨最小仪噪比为 12 db。

五、小结

Tx-2 超声诊断仪根据临床需要，设置了必要的辅助功能：①15 位字符显示，其中 12 位字符表示年月日病例号，由人操纵键盘自由选定；②设置摇杆控制“+”形病标两个，用电子尺电路自动求出病标间距，由 3 位字符加以自动显示。

总之，Tx-2 超声诊断仪与同类型国产商品相比，具有以下特点：

①采用隔行扫描，使得有效仪号扫描线多而无闪烁现象；

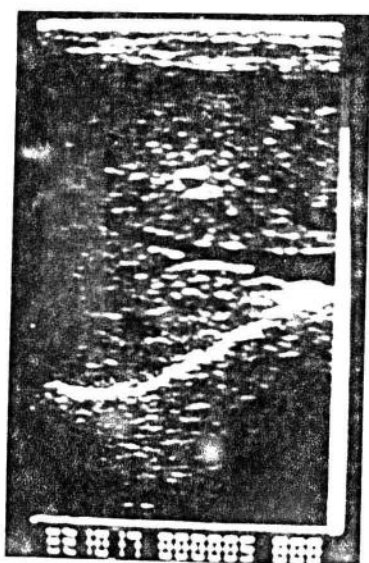
②采用窄脉冲发射，可变孔径、分段聚焦使 Tx-2 诊断仪具有较

高的图象细节分辨能力；

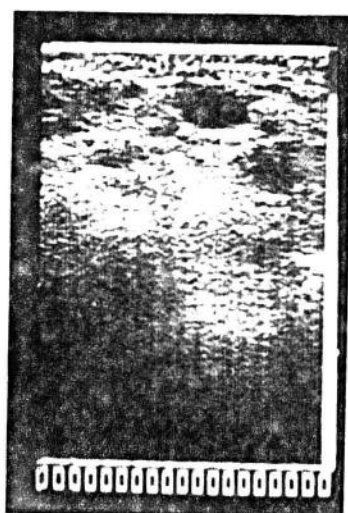
③采用低噪声电子电路，使 T_x-2 诊断仪具有较大观察深度；

④“+”字病标显示，摇杆操作，临床使用方便。

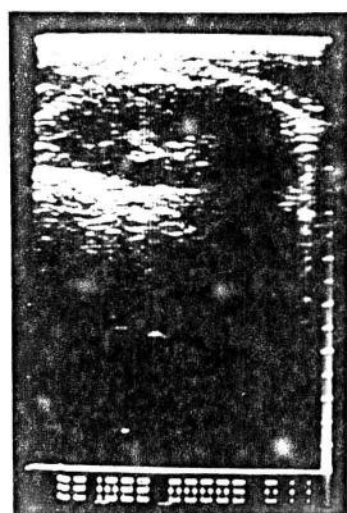
然而事物总是不断向前发展，技术和器件不断地前进， T_x-2 超声诊断仪设计要求具有图象冻结功能，试制成功后将作为配件，按用户需要提供，作为 T_x-2 超声诊断仪主机部份还有很多问题需要改进，如勾边技术，检波处理方式等。



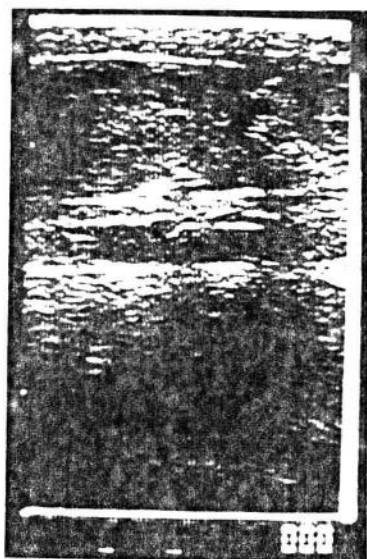
① 肝脏超声图



② 胆囊超声图



③ 肾脏超声图



集成电子学在超声医用仪器中的应用

ROGER D. MELEN 等

摘要：

在过去十年中，许多病例都是采用超声电子装置来进行非侵入性临床诊断的，因此，超声诊断仪得到了很大的发展。本文着重于所应用的电子技术来回顾这些进展。讨论了当前的实时扫描和灰阶显示图象的仪器。可以预断：基于集成电子技术的更加复杂化未来的超声诊断仪器成象性能将会大大提高；它也给用定量分析法和用多普勒处理来诊断的超声成象仪打下了基础。这种日益增长的技术很可能将包含：1) 高电流DMOS多路发射接收开关；2) 精密的前放阵列电路；3) 先进的束控或聚焦延迟线；4) 多元集成换能器阵；5) 多普勒处理集成电路。

I 引言

心血管疾病，即心脏和血管病是造成美国人死亡的最主要原因。在1975年中，美国死亡人员的一半是由这种疾病导致的⁽¹⁾，患心血管病的美国人在二千九百万人以上，估计每年用去的医疗费有200亿美元，给生产造成损失为80亿美元。

癌症是造成美国人死亡第二个主要原因。在65岁以下的死亡者中几乎四分之一死于癌症。因此，心血管病和癌症是超声诊断仪器的主要诊断目标，这种设备的主要优点是能早期诊断，并能对早期治疗的方法作新的临床了解。

理想的医用诊断仪器应能获得病患情况的一定量的数据，同时不应

产生损害和痛苦，而且使用方便、可靠、经济。透过皮肤的超声波因它是非侵入式，尤其是具有无损害特性，在满足上述要求上具有很大潜力。超声仪器现已广泛地用于心脏、肾、脾、胰腺、肝、腹部、胆囊、胎儿、脑和眼睛的非侵入式成象。它通常用来进行下述检查：1) 心包液渗出；2) 主动脉与二尖瓣缺损；3) 先天性心脏缺损；4) 肝脏的损伤，如硬化、肿瘤、囊肿；5) 胆结石；6) 胎儿成熟性和生活能力，胎盘位置；7) 颈动脉损坏；8) 乳房囊肿与硬块鉴别，还包括眼内异物的定位和去除，及肾、脾、胰腺的定位等。

在过去的十年中，医生已能得到日益完善的超声仪器，并将它用于常规的临床实践。Devey和Wells曾发表过一篇很有价值的有关超声仪器医用的评论^[2]。近代超声仪器在相当大的程度上是依赖于随计算机工业发展起来的集成电子技术的。在以后的十年中，将可能出现新一代的超声诊断仪器，这一代将采用专为医用所研制的集成电路技术，并有希望获得更加好的性能。本文将讨论如下几个方面：1) 以电子技术为主讨论医用超声成象仪器的发展；2) 临床使用超声的需要程度和超声对X射线成象的补偿能力；3) 未来的充分电子化的超声成象与诊断仪器的展望。

II 超声成象系统历史的回顾

为了对医用临床超声中最近所采用的电子学有所了解，并对其未来作出估价，有必要回顾一下医用超声成象系的发展历史。临床诊断超声是由单基元换能器系统开始的。随着显示二维成象综合先进扫描技术的发展，出现了多基元换能器的成象系统。本节将以集成电子技术为重点回顾一下超声仪器的历史。

A、单基元换能器系统

早期的单基元换能器系统^[3]仅有一个由脉冲回波收发电路驱动的压电换能器。用示波器显示反射脉冲回波的时间幅度响应。这种A式扫描显示器(图1)不能产生整个切面图象;只能显示对应于时间的距离回波。

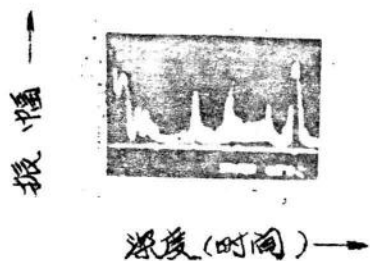
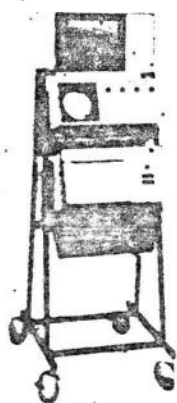
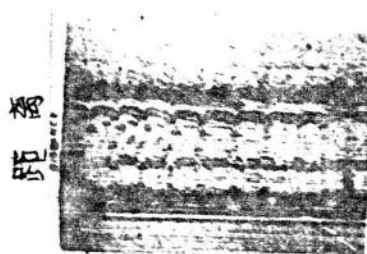


图1 A式扫描显示

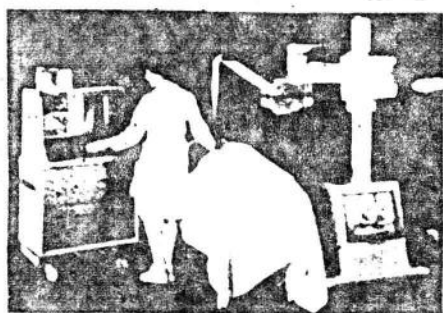


(a)



(b)

图2 单个换能器的时变超声扫描仪



(a) 设备



(b) 腹部图象

图3 机械臂式的二维显示扫描仪

另一种单基元换能器系统是采用连续波发射，取代A式扫描中所采用的脉冲发射。连续波的多普勒仪就是利用回波从红血球返回时产生的频偏来检测血流的速度。功率较高的设备还可以产生理疗所需的“深热”。

图2(a)所示的时变(TM)超声扫描仪是A式扫描脉冲回波仪的一个发展，它在不同的测量周期(X轴)中，能为医生提供一个回波幅度(亮度)对深度(Y轴)的TM亮度调制显示图象(图2(b))。这一信息显示在一个储存示波器上，该种示波器相当于传统的幅度(Y轴)对时间(X轴)的心电图显示器。然后，由一个非线性的阴极射线管亮度调制电路来驱动一个宽动态的真空管前置放大器。在发射机中有一个能产生几百伏电压脉冲的单通边脉冲发生器。就它所采用的有源电子器件数量来衡量，这种TM超声扫描器总的电子线路复杂性按今天的标准来讲是很低的。但它却广泛地并有效地用于心脏研究，并且降低了对心导管的需要。

B、机械扫描仪

在单基元系统之后，接着出现了机械扫描仪，它发展成具有二维空间(轴向和方位)的显示，因而得到一幅完整的横切面图象。这种系统是以单基元换能器的手动或自动的机械扫描为基础的。某些机械扫描仪还采用一个固定的声学聚焦透镜，以降低扫描波束的面积，来获得透镜焦距上的最大分辨率。这种仪器能有效地产生高质量腹部横切面图象。

手动式扫描仪(图3)需将单基元换能器连接到装有位置敏感电位器或光学编码器的机械臂^[4]。这类位置指示器先驱动储存管的偏转电路，再移动换能器，可得到多幅图象，阴极射线管显示器上的图象就是这样“绘制”的。使用这种系统获取高质量图象时，操作者技巧

是一个重要因素。

在自动机械扫描仪 [5]、[6] 中,电动机直接带动换能器转动,或带动一个机械凸轮使换能器作弧形的偏转或直线往返运动。这种扫描仪可获得高质量的图象,其操作员对图象质量的形响要比手动机械扫描仪的形响要小。使用快速的帧频可使心脏和血管的成象简化。但是在大多数的这种系统中,小的横向孔径要导致横向分辨率的降低,而采用大的孔径又要限制住能扫描的器官。在所有的固定聚焦系统中,

常用的方案是对焦距分辨率和透镜视场深度分辨率的折衷考虑(以尽可能获得最大分辨率为准)。此外,扫描时的不规则运动要降低从回波中可提取的明显纹息量。

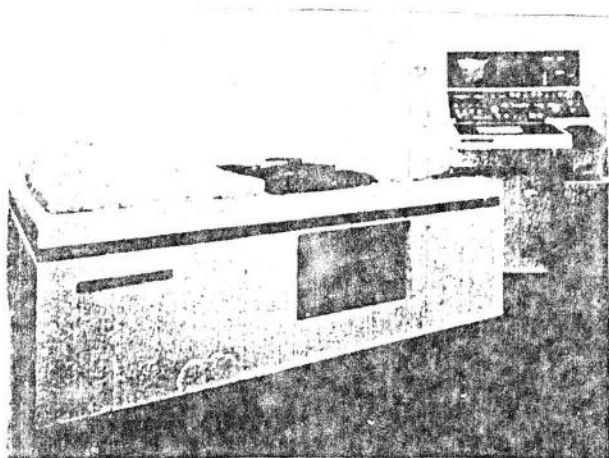


图 4 采用八个浸入于水槽的换能器式的机械扫描仪

Kosoff 制作了一个自动化水槽扫描仪 [7] 如图 4 所示。这个系统通过浸于水槽中的八个大孔径换能器实现了高分辨率,并由微处理器控制每个换能器的位置,以产生快速扫描。

C、电子扫描仪

电子扫描仪是以换能器基元的布阵为基础的，布阵的类型可分为垂直照射阵（近场）和相控阵（时间延迟）。在垂直照射阵中，超声图象直接按照直射或近似直射波束图形在阵平面中形成；在相控阵中，所有换能器基元的输出经延迟和组合后，可表示平面内任一点的输出。

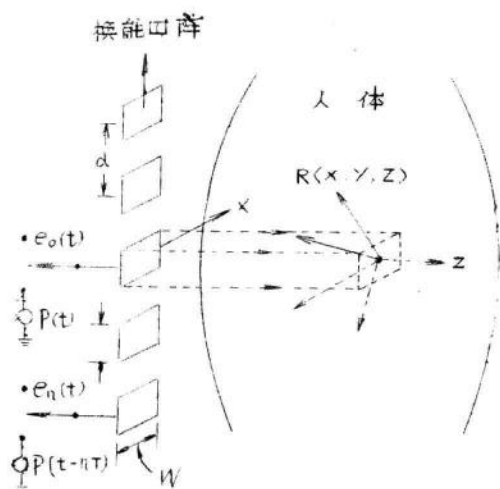


图5 成像系统特性

垂直照射阵的特性示于图5。从图5可观察到在深度小于 D^2/λ 范围内，波束方向特性近似为换能器的垂直照射的方向特性，分辨率决定于换能器尺寸。超过这个距离，在远场或夫琅和费区域中，波束按照 λ/D 角度散射。因此，对应于某一最大深度 Z_{max} 要求接近垂直照射方向特性所需要的换能器尺寸为

$\sqrt{Z_{max}\lambda}$ 。因而频率为 3MC，最大深度为 20 cm，D 值则意味着为 1 cm。这较差的分辨率是垂直照射阵为什么被限制于用在浅的表皮组织的主要原因。在这较浅的深度上，由于衰减大大地降低，故可采用较高的频率。例如，在一个 6MHz 频率和 5 cm 最大深度的系统中， $D=3.46\text{mm}$ 。

采用电扫描多元换能器阵的最早系统是由博姆 [8] 和萨默 [9] 提出的。萨默提出的系统在后面讨论。博姆提出的系统工作于 2.25MC，在一个 8 cm 基阵中装有 20 个基元。由产生直射的方向特性的矩形换