

超声全息照相及其在医学上的应用

杜庆林

(徐州医学院)

超声全息照相是一种采用波前重建的声成像的新技术。在医学诊断上所展示的最大特点是能进行实时观测和对人体软组织的高分辨率。本文介绍了超声全息原理,几种医学上常用的超声全息装置,并且给出了医学诊断方面的一些应用实例。

一、引言

由于光学全息照相的刺激和推动,在已有声成像的基础上,P·Greguss在1965年提出了声全息照相的概念,它是一种同时记录声振幅和位相的全部声学信息并采用波前重建法实现声成像的新技术。1966年F·L·Thurstone发表了第一篇关于超声全息照相的论文。1967年B·B·Brenden用液面超声全息照相首次观察到了乳房病变,为超声全息照相应用于医学诊断方面开辟了道路。超声全息照相在工业检测,地震探矿,核反应堆监视和 underwater 观测等方面也有广泛的应用,1967到1978年间在美国举行了八届国际性的超声全息讨论会,展示了各方面应用的进展。

二、超声全息原理^[1]

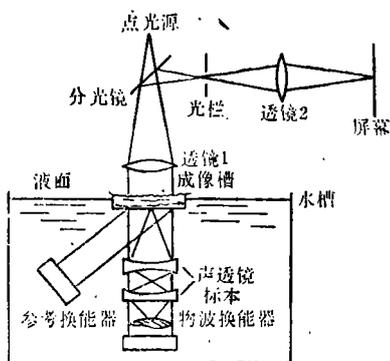


图1 液面超声全息成像装置

我们以液面超声全息为例进行分析。图1是典型的液面超声全息成像系统。该系统包括一个照射标本的物波换能器。物体散射、衍射和吸收能量并且改变波前的相位分布。用声透镜把标本上的声分布在全息图平面上成像。这个声场与参考换能器的声场叠加,则在成像槽内的液-气界面上形成一个干涉图。用点光源照射全息图样,全息图表面把相位变化加到反射光束上,使之产生衍射,只有一级衍射光通过光栏,透镜2把全息图成象于屏幕上。

现在让我们看看声场分布情况,在方程推导中不考虑成像槽的边缘效应。如图2假定入射的物波声束和参考声束与液面法线夹角都为 θ ,只考虑由于超声辐射压力产生的液面波纹,而不考虑叠加其上小几个数量级的超声波动。参考声束可表示为:

$$U_r(x, y, z) = P_r \exp[i(\eta y + \zeta z)] \quad (1)$$

式中 U_r 是在点 (x, y, z) 处的声压振幅, P_r 为最大振幅,而 $\eta = (2\pi/\lambda)\sin\theta$, $\zeta = (2\pi/\lambda)\cos\theta$ 这里 λ 为波长,在参考波中 P_r 可认为是恒量,所以对于 X 来说 U_r 保持不变。

在物波未照射到标本之前,可认为与参考束具有相同的形式,即

$$U_o(x, y, z) = P_o \exp[-i(\eta y - \zeta z)] \quad (2)$$

此波与标本相互作用之后,使得压力振幅 P_o 和位相都发生变化,这些变化在标本的某一“小”区域内可以认为是均匀的。全息图能视为是由一些中心坐标为 (x_i, y_i) 、性质一致

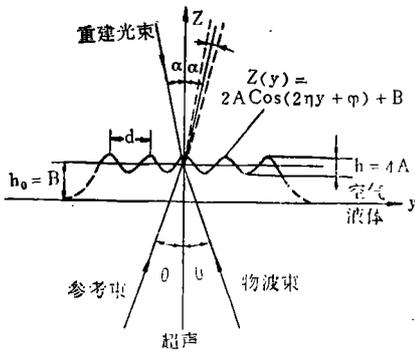


图2 超声在液面的辐射压力产生的波纹

的“小”面积组成。因此液面上($z=0$)，物波可写成为

$$U_o(x_i, y_i, y) = P_o(x_i, y_i) \exp\{-i[\eta y + \phi(x_i, y_i)]\} \quad (3)$$

参考束可写成

$$U_r(y) = p_r \exp(i\eta y) \quad (4)$$

(3)和(4)式两个声束相干涉产生的声强 $I(x_i, y_i, z) = |U_o + U_r|^2 / z\rho c$ ，与声波在液面上反射所产生的辐射压力 π 有如下关系：

$$\pi(x_i, y_i, y) = 2I(x_i, y_i, y) / c = |U_o + U_r|^2 / \rho c^2 \quad (5)$$

这个压力与重力和表面张力所产生的压力(分别以 π_g 和 π_s 表示)方向相反。 π_s 可以单位横截面上高度为 z 的液柱重量来表示即

$$\pi_s = \rho g z \quad (6)$$

这里的 g 为重力加速度。而 π_s 可近似地表示为

$$\pi_s = \gamma \frac{\partial^2 z}{\partial y^2} \quad (7)$$

这里的 γ 为液体的表面张力系数。

局部压力平衡时有方程

$$\pi(x_i, y_i, y) = \rho g z - \gamma \frac{\partial^2 z}{\partial y^2} \quad (8)$$

即 $-\gamma \frac{\partial^2 z}{\partial y^2} + \rho g z = \frac{2p_r}{\rho c^2} p_o(x_i, y_i) \cos[2\eta y + \phi(x_i, y_i)] + \frac{p_r^2 + [p_o(x_i, y_i)]^2}{\rho c^2}$ 此方程的稳态解为

$$z(x_i, y_i, y) = 2A(x_i, y_i) \cos[2\eta y + \phi(x_i, y)] + B(x_i, y_i) \quad (10)$$

其中 $A(x_i, y_i) = p_r p_o(x_i, y_i) / \rho c^2 (\rho g + 4\gamma \eta^2)$

$$B(x_i, y_i) = \frac{p_r^2 + [p_o(x_i, y_i)]^2}{\rho^2 c^2 g}$$

图2中的间距 d 可由 $d = 2\pi/\eta = \lambda/\sin\theta$ 给出。再现物波束的波前是用激光进行的，当用相干的激光束照射并从由方程(10)所表征的液面反射时，光束受到调制，类似于光束照射到光栅上而被衍射成干涉条纹图样。可以证明在空间一定区域内，光波的振幅空间分布与物体内的声波振幅空间分布一样。这样一来通过一定的光学设备，便可形成物体内部结构的三维超声全息图象。将零级光衰减作为参考光，一级光作为物波，使二者干涉可制成超声全息图底片，此全息图可用与光学相同的方法再现。

三、医学上几种常用的超声全息照相装置

1. 液面超声全息照相^[2] 1969年建立的美商Holosonics公司，专门从事用于诊断方面的超声全息研究和仪器的生产，图3是他们生产的100型装置的示意图。图中隔离窗把水箱分开，防止移动标本时对右边转换水箱的扰动。每个水箱装有大约1400 l的水。直径12cm的压电石英晶体换能器工作于3MC，每平方厘米输出峰值功率为3—4W。为了得到清晰图象，用两个声透镜将标本的象聚焦于液面上。这两个直径为12cm的声透镜是用涤纶薄膜制成，里面充以液体三氯三氟乙烷，声折射率(超声在水中的速度与在该液体中速度之比) $n=2.07$ ，若透镜曲率半径为 K ，则其焦距可用 $f=R/2(n-1)$ 标出。为了保持声全息图的稳定，在右边水箱顶部装一液槽，里面注入一层记录全息图的液体，此液体的光反射系数要大而表面张力系数要

小，目的是为了提提高灵敏度。水槽底部是黑色塑料膜。再现声全息图的脉冲氦离子激光器输出峰值功率为5W。为了避免边界效应，换能器可输出声脉冲，宽度为100—500 μ s，重复频率为60—100Hz。光源脉冲宽度是6 μ s。激光和声脉冲同步，故能在显示器上看到稳定的像。该装置能进行实时观察，医务人员可以在显示器上看到病人的病变情况。

2. 电子扫描超声全息照相^[3,4]用电子束扫描压电晶片作为接收手段的逐步取样法是进行超声全息照相的另外一种记录方法。如图4所示，其主要部件是超声摄像管，它的前窗为一块压电晶片，当7MC的物波束和参考束照射到晶片上时，晶片上就产生一种大小与照射到各点的超声声压成正比的电压分布，该电压分布也就与两束声波相干所产生的全息图相对应。当电子束射到压电晶片某点时，在该点所产生的二次电子发射的强度就被该点的电压大小调制。这些二次发射

的电子被收集并为电子倍增器放大之后，经过一定程序的电路处理输送到显示器的亮度控制极，在屏幕上就显示出具有相应强度的亮点。显示器的扫描与摄像管的扫描是同步的，所以当摄像管的电子束对压电晶片进行全部扫描了一次之后，在屏幕上就显示出具有相应光强分布的超声全息图。装置中两声束类角为10°，前窗压电晶片的直径为5cm。这种装置灵敏度很高且不受水面扰动的影响，缺点是摄像管孔径较小，制造工艺复杂现在美国光学公司利用PZT—4压电晶片已制成直径为14cm的超声摄像管。

3. 透射式超声全息照相^[5]这种装置是美国MC Donnell Douglas公司于1976年研制的，装置中换能器是面积为30×30cm²的压电陶瓷，频率为1MC，分辨率为3mm。如图5所示，水箱的底部是由一种环氧树脂均匀地掺以含有空气的直径小于50 μ m的小玻璃球制成，使其声阻抗等于水的声阻抗，

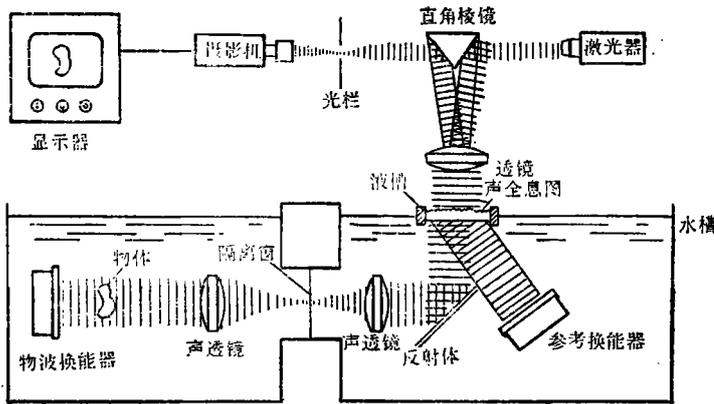


图3 100型液面超声全息照相示意图

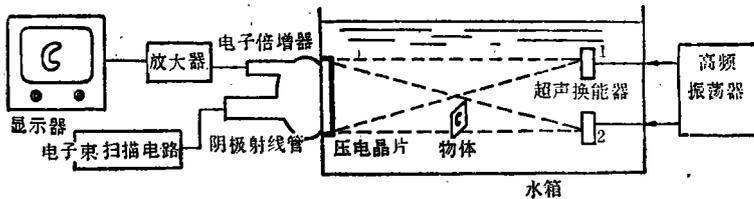


图4 电子扫描超声全息照相装置

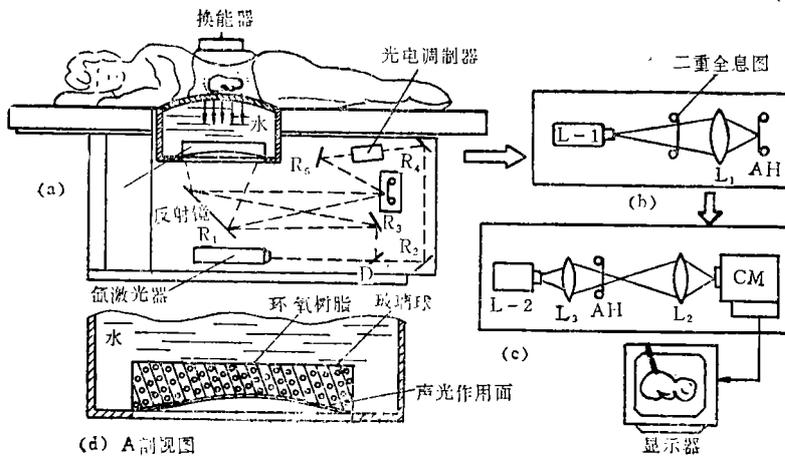


图5 透射超声全息照相图

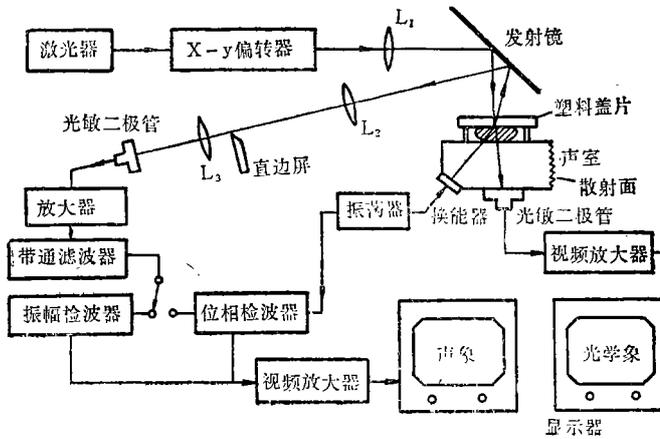


图6 超声显微镜示意图

所以其表面几乎不反射声波。它的下面是凹面，叫声—光作用面，是由光学方法制成，具有良好的光学性质(图5d为其剖视图)，换能器发出的超声波被人体不同部位散射到声—光作用面，其上各点产生不同的微小位移，形成“波纹”该波纹就含有人体内部组织的信息。脉冲式氩激光器发生的激光，被分光镜口分成两束，一束经反射镜 R_3 、 R_1 到达声—光作用面是物波，另一束经反射镜 R_2 、 R_4 、光电调制器和反射镜 R_5 直接到达照相胶片作为参考束，它与由声—光作用面反射回来的物波在胶片上干涉形成波纹的全息图(图14, a)光电调制器是受换能器工作频率控制的，它

以超声频率调制光波，故从它出来的光可作为声的参考波，在胶片上形成的是既有全息又有声全息的二重全息图。用氩氟激光器 $L-1$ 照射于二重全息图上，并将其成像于另一胶片上便获得声全息图AH(图14, b)。再用另一个氩氟激光器 $L-2$ 再现声全息图。像为摄像机CM摄取，显像于显示器上(图14, C)。此装置使用16mm电影胶片，每秒摄取4幅画面，可连续动作。

4. 超声显微镜^[6]超声显微镜大体分为两大类，一类是采用动态波纹法，另一类是用布喇格衍射法，这里简单介绍动态波纹法。声波从不同介质界面反射时引起界面变

形,且以超声频率起伏。在超声显微镜中这个界面是水与塑料的分界面,图6是超声显微镜的示意图。透明的塑料盖片与水相接触之底面镀有半反射膜,且整个塑料的声阻抗与水声阻抗接近,避免了共振现象。将要观察的标本置于声室的水中,换能器反射的超声波携带标本的信息照射到声室的塑料盖片底面反射膜上,在此产生动态波纹。应用聚焦的扫描激光束探测反射膜的变形,该光束的反射角是随着超声频率变动的波纹周期性变化的,且正比于入射点声压振幅。在反射光路中放一个直边屏蔽去反射光束的一半,另一半进入光敏二极管,转变成随声压大小而变化的电信号。经过放大、滤波、振幅或位相检波后送到显示器上显像。显示器扫描与激光束扫描是同步的,扫描光束一部分通过半透膜。穿过标本,然后进入另一个光敏二极管,产生电信号经放大后为另一显示器显像,于是在两个显示器上同时显示出声像和光学像。这两种像的对比有益于对标本作细致观察。

这种超声显微镜是美国Zenith无线电公司1971年开始研制的,使用超声频率为100 MC,分辨率是 $20\mu\text{m}$ 。近几年超声显微镜的研究发展很快,目前分辨率已达到光学显微镜的水平。超声显微镜能够观察活体标本,能观察细胞的生长和运动情况,可以预见它将会成为生物医学研究的有用工具。

四、超声全息照相在医学诊断中的应用

超声全息照相为医学提供了不同于X射线和同位素扫描的一种全新的诊断技术,X射线和同位素诊断对体会产生一定的危害,所以对使用的剂量和诊断的对象都有一定的限制。超声全息技术通常使用的最大功率范围仅为每平方厘米几百毫瓦,实验证明这样低的超声功率对人体组织不会有损害。X射线诊断主要对象是骨骼,用于诊断胃、

肠、肾和血管等组织时,病人要服造影剂或采用其他措施,以获得有对比度的照片。在同位素诊断中,病人要口服或注射同位素,这些都会给病人带来不舒适感觉。但象肌肉、腱、软骨等组织,即便使用造影剂也不能显像。超声全息照相不需服造影剂便能有效地显示各种器官和组织,并且能进行实时观测,除了用监视器外,还可用电影胶片、磁带把动态实时图象记录下来,以供医生进一步研究病情和作病历保存。

在美国,L. weiss等人^[7]应用液面超声全息照相装置对老鼠腹部肿瘤进行了观测,肿瘤是人工移植的,范围从 $2\times 2\text{mm}$ 到 $18\times 23\text{mm}$,用9MC超声波进行检查,51个肿瘤中可看到49个,确诊率高达96%。在确诊的肿瘤中,用X射线仅能看到一半。

加利福尼亚大学医学院应用前面提到的透射超声全息照相装置,对三个不同年龄的妊娠期在34—35周的妇女作了临床检查,得到了很有价值的资料。在声象中可以清楚地看到胎儿的腹壁、腰椎、下部肋骨、骨盆和下肢、超声波穿过了颅骨并显示出胎儿的脑组织,在脑象中还可大约看到额叶、颞叶、枕叶、脑回。他们还将胎儿在子宫内的活动拍成电影,记录了胎儿的转动等动作。

参考文献

- [1] B. P. Hildebrand and B. B. Brenden., An. Introdution to Acoustical Holography, Vol. 1, Plenum Press, N. Y., 1972, P1—12.
- [2] A. F. Metherell, H. M. A. El—sum and L. Lamore, Eds., Acoustical Holography, Vol. 1, Plenum Press, N. Y., 1969, P57—65.
- [3] A. F. Metherell, H. M. A. El—Sum and L. Lamore, Eds., Acoustical Holography, Vol. 1, Penum Press, N. Y., 1969, P249—255.
- [4] E. Maron, D. Fritzler, R. K. Mueller, Applied Physics Letters, 12, 26(1968)

(下转47页)

图2, 图3所示。

四、结语

综上所述, 可以提出如下初步结论:

(1) 由听众吸声增量的统计分布状况(图1)可见, 离散度是较大的, 但应该说是正常的、难以避免的、原因在于:

- 听众本身: 不同季节的吸声量不同;
- 观众厅的影响: 同一穿着的听众在扩散程度、本底吸声量不同的观众厅内, 其吸声量会有较大的差别, 扩散好, 本底吸声量小, 听众吸声量大; 反之, 则较小。此外, 观众所占容积的大小, 也会影响到听众本身的吸声量, 而上述问题是难以避免的。

(2) 由空场实测混响时间, 用听众吸声

增量推算满场混响的方法是可取的。它既有使各剧场的满场混响值避免季节的影响, 能进行对比和评价的可能性, 又能减少测量的工作量;

(3) 有关听众吸声增量的统计值, 如果有更多测定资料, 如空、满实测值各有30个剧场, 而不是本文的15个; 肯定会使吸声增量值更接近实际。这有待今后继续进行这方面的工作。

致谢: 本所陈金京、葛砚刚同志参加了剧场的测定和大量计算工作、笔者谨此致谢

参 考 文 献

- [1] 项端祈 王 峰 吴竹莲等 <我国多功能剧场声学设计的研究> 北京建筑设计院研究报告, 1987
- [2] <建筑声学设计手册> 中国建工出版社 1986年

(上接第43页)

要有: 音乐信号是否可用自相关函数来表征为什么声场的自相关函数或双耳听觉相干性是计算厅堂音质的最好参数; 单个扬声器怎么能模拟整个乐队; Ando所得的最佳混响时间比通常我们所接受的短; 楼厅和地板的反射被忽略了, 而多年的经验表明, 楼厅在建立初始时延间隔中起重要作用; 遗漏了一些重要参考文献。

象所有书评一样, 发表不同意见是正常现象。一种新思想需要时间加以验证, 尤其是建筑声学, 厅堂的建筑周期长, Beranek说需要30—50年来检验Ando的主要断论。

参 考 文 献

- [1] Y.Ando, Concert Hall Acoustics, Springer Verlag 1985(将有中译本出版)

- [2] M.R.Schroeder, Progress in Architectural Acoustics, 贝尔实验室内部文献
- [3] L.L.Beranek, Physics Today/December 1986
- [4] A.H.Marshall, J.A.S.A79(2), 1986

(上接第32页)

- [5] K.R.Erikson et al, in Acoustical Holography, Vol.6, Plenum Press, N.Y., 1976, P15—55.
- [6] Edited by G.Wade, Acoustical Holography, Vol.4, Plenum Press, N.Y., 1972, P51—71
- [7] L.Weiss et al, surg. Gyn., Obstet., 128(5), 1969, 953.
- [8] B.P.Hildebrand and B.B.Brenden, An Introduction to Acoustical Holography, Plenum Press, N.Y., 1972 P137—147