

声学译丛之五

超声诊断

上海市物理学会声学工作委员会
上海市超声医学研究组 編

第四部分

超声对腹部的探查

上海市科学技术編譯館

出版說明

“声学譯丛之五——超声診斷”共分五个部分：1. 超声对顱脑的探查；2. 超声对眼部的探查；3. 超声对心肺的探查；4. 超声对腹部的探查；5. 超声診斷的其他应用及綜合性文献。为了适应不同的需要，这一譯丛除了整本出版之外，同时还按以上各个部分分册出版，以备选购。

这一譯丛中部分文献是全譯的，部分是摘譯的。图表并未全部采用，有些是由于原文印刷較差难以复制；也有些是从超声診斷的角度來說，参考价值較小而删节的。但所有图表的編号仍与原文一致，以便利查考原文。

上海市物理学会声学工作委員会
上海市超声医学研究組
上海市科学技术編譯館

声学譯丛之五
超 声 診 断
第四部分

上海市物理学会声学工作委員会 編
上海市超声医学研究組

*

上海市科学技术編譯館出版
(上海南昌路59号)

新华书店上海发行所发行 各地新华书店經售
商务印书館上海厂印刷

*

开本 787×1092 1/16 印張 1 7/8 字數 52,000
1963年4月第1版 1963年4月第1次印刷
印數 1—2,400

編 号：5008·98
定 价：0.35 元

前 言

由于天然对比的不足, X綫对腹部肿块的检查, 常須应用不同的造影剂来鉴别器官与其周圍的关系, 而超声因囊性、实质性与气体之差别而有完全不同的反射形态, 在脏器之間的間隙与垫充組織等又有明显的界面, 此外, 各种器官均有其所特有的反射規律, 故除了能分清脏器本身的位置、輪廓与形态外, 并能提供其內在界面性质的情况; 若将两者配合, 相互参照, 取长补短, 超声在这一方面是个极有前途的診斷工具。

本分輯共选择文献 15 篇。第 1~4 篇是显象的应用, 第 5~15 篇是 A 型的应用。第 1~2 篇是用英国 Kelvin Hughes 厂出品的 BP 型超声显象仪对妇产科等腹部肿块显象的研究, 文中提出探头来回摆动与示波管的偏轉相同步的方法, 克服了 B 型显象的失真与界面因探头角度关系的遺漏, 是一个新穎的建議。第 3~4 篇是美国 Howry 早期显象工作的报告 (1954~1955 年), 他最近发表的文章将在第五部份中介绍。第 5~6 篇是日本与波兰学者对胆石診斷的应用, 和賀井等介绍了采用直径 30 毫米的探头, 由肋緣下向上傾斜, 使声束穿过胆囊与胆道来探查胆石的方法, 是值得注意的。第 7~8 篇是超声探查肾結石与肾脏定位的应用。第 9~13 篇是对妇产科疾患診斷的应用, 除腹壁探查外并介绍了阴道探查法, 基本上是从囊性或实质性、均质或不均质的关系中来判断子宫肌瘤、卵巢囊肿、妊娠、葡萄胎等; 并认为子宫頸癌有“癌性回声”出現。第 14~15 篇是美国 Wild 的早期著作, 介绍了一些早期的方法与观点, 对了解超声診斷发展过程中各种見解有所帮助。

譯文中錯誤之处尚祈讀者指正。

編 者

1963 年 3 月

目 录

第四部份 超声对腹部的探查

1. 应用脉冲式超声探查腹部肿块	175 (1)
2. 直接接触超声扫描技术显示腹部肿块	180 (6)
3. 人体器官和组织的超声显象 附一些疾病过程的观察	184 (10)
4. 乳腺癌及其他软组织结构的超声显象	187 (13)
5. 应用超声诊断胆石症	190 (16)
6. 超声在医学诊断方面的试用	194 (20)
7. 超声应用于肾结石定位	195 (21)
8. 肾脏活组织检查中的超声波	196 (22)
9. 超声波作为诊断的辅助	197 (23)
10. 超声对妇产科疾患诊断的应用(第1报)	197 (23)
11. 超声反射法诊断妇产科疾患(第2报)	198 (24)
12. 超声反射法诊断妇产科疾患(第3报)	198 (24)
13. 超声诊断在妇产科领域中的应用	199 (25)
14. 应用超声技术测定生物组织的结构	199 (25)
15. 应用超声脉冲测定生物组织及检测组织密度	200 (26)

1. 应用脉冲式超声探查腹部肿块

Donald, I.; Macvicar, J.; Brown, T. G.

《Lancet》1 (7032): 1188~1195, 1958

频率超过每秒 20000 赫的振动超出了人类的听觉范围,因此名之曰“超声”。超声的特性之一,就是能够象光束一样地传播。当这样的一种声束通过二种不同声阻抗(物质的密度和其中的声速的乘积)的物质的界面时,产生五种现象:

1. 部份能量在界面上反射回来,反射波的振幅与二种物质的声阻抗的差除以其和之商成正比(瑞利定律)。因此,二个相邻物质的声阻抗差越大,能量反射的百分比也越高。这一个事实,使超声几乎不能穿透液气界面,而对腹腔中充气的肠腔也有着重要意义。

2. 没有反射回来的大部份能量则穿透至第二个介质,但有一些衰减。

3. 可能发生某些折射,特别是当超声束与界面不成直角时。

4. 部份能量可能被吸收而产生热量。吸收超声的能力随不同组织而异,例如,骨骼的吸收较为显著。

5. 在低频下,大功率超声可以发生空化现象。这种现象的发生机制尚未完全了解,它在负声压超过周围液静压时可能发生,而在物质中引起小的暂时性的真空隙。当超声频率升高时,空化的产生逐渐困难,通常只在连续施加超声能量或脉冲持续时间较我们所用的长得多的时候才发生空化。神经组织较其他组织易于产生空化现象。

对于诊断来说,反射及穿透是重要的现象。由于腹腔内界面众多,以及超声不能穿透空气-组织界面,因此在我们的研究中不能采用穿透式的方法,而选用了工业上的探伤方法,即记录从界面反射的回声图象的方法。这样获得的资料在某些情况下可以超过X线摄影,甚至超过二百万伏的X射线机。

应用超声回声来研究人体组织是比较复杂的,因为涉及的人体组织的种类繁多,而且在这些组织之间声阻抗的差异不大。所以,技术虽然精巧,而结果尚嫌不如。

A 型显象

我们开始时应用这种工业中的标准显象方法,以证实可以从体内获得回声。在这种方法下,任何检出的回声在阴极射线示波管示波屏的水平扫描时基线上呈现垂直的尖头信号,扫描线的左端为超声的传播源。因为超声在遇到的不同软组织中的传播速度非常相近,所以回声的尖头信号沿时基线向左的距离即表示从传播源到反射界面的距离。图1及图2说明A型显象的原理。这些照片取自阴道修补术后急性尿潴留的患者,超声探头则置于膨胀的膀胱上面。图1中,在二个信号之间的平段表示膀胱中的尿液。然后通入导尿管排尿,膀胱排空后二个信号就相合在一起了(图2)。应用的仪器是Kelvin-Hughes的标准“IV号”探伤仪。

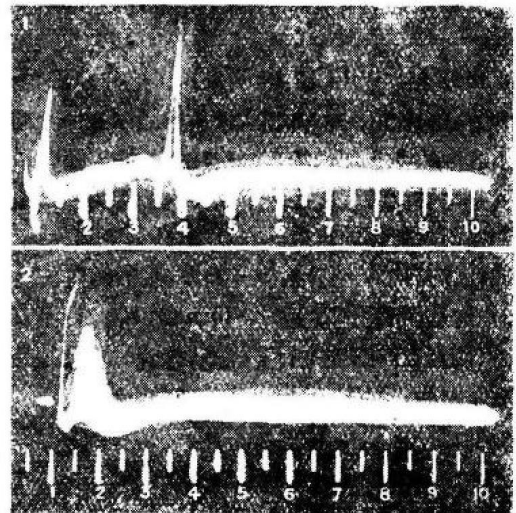


图1 急性尿潴留的超声A型显象,表示膀胱壁为尿液(平段)所隔开。

图2 导尿后的同一膀胱,表示膀胱壁不再被平段隔开。

不久以前,我们发现尖头信号的波形随着超声束入射角的改变而有显著的改变,看来惯用的A型技术只能诊断最简单的反射界面。

当时我們应用 $2\frac{1}{2}$ 兆赫的标准频率,并在同一物体上与 $5/8$, $1\frac{1}{4}$ 及 5 兆赫的回声质量加以比較,发现在 $2\frac{1}{2}$ 兆赫时获得的结果最佳。频率越高,波长越短,分辨能力也越大,但在通过介质时,衰减也随着频率的增加而增加,“散射”也然,因而可使图象混淆,所以对于給定的功率来說,探查深度是有限制的。Reid 和 Wild (1952 年) 应用較高的 15 兆赫频率,只能探查約 2 厘米的深度,但他們提出,这可以用時間改变灵敏度的原理加以延長,也就是說,接收器增益的增加与傳播時間和信号之間的經過時間成函数关系。在频率和分辨能力及穿透深度之間需要得到协调。

A 型显象也可应用在精密的觀察, Effert 等在 1957 年应用 A 型仪与心电图及心音图一起研究了左心房壁的运动,对二尖瓣狭窄及关闭不全作了比較。他們也显示了心包渗液。

B 型显象

在这种装置中,探头的方向是恒定的,病变区域的扫描是沿着与超声束成直角的綫側向移动探头而进行的。在阴极射线管上的显象也跟随着探头的側向移动而移动。在示波屏上,回声的大小是由光点的不同亮度来代替 A 型中的尖头信号,所以在长余辉示波屏上或在照相底片上,可以构成一幅复合的图象。

1951 年, Wild 和 Reid 采用了这种方法的另一种方式,应用手握的仪器,使发射晶体在一个椭圆形水室中約 6.5 厘米的范围内往返扫描。还有一种方式是将被测物体放在一个水槽内,探头沿水槽外部向槽内发射徑向声束。在日本,菊池等在 1957 年同样地逐渐从 A 型显象过渡到 B 型扫描,并称之为“超声断层图法”(Ultrasono-tomography); 不仅对腹腔,而且也對顱腔进行了探查,探查时尽量把头顱放在水槽内,这种方法似乎尚未成熟。

我們的經驗与 Howry (1955) 相同,他指出:即使超声束入射的垂直方向只有极小的角移位,也使反射回声的振幅发生很大的差异。Howry 計算出:偏离垂直綫小至 6° 角时,檢出的回声的振幅减少至十分之一, 12° 时减少至百分之一。Howry 等在水槽中用简单几何构形的試驗物体进行了許多基础研究,并用超声透鏡使声束变狭来改进穿透力及分辨能力。他們也曾嘗試了人体結構的立体显象,方法是用相差 10° 的二張复合图象放在立体观察仪中进行观察(Howry 等, 1956)。

徑向扫描或平面位置指示器(PPI 型)

PPI 型的显象是将探头沿着在扫描区域内或附近的一个固定点回轉而产生的,时基綫扫描随着探头的角运动而移动,在示波屏上从固定点开始断断续續地出現图象。如果显象的始点离开示波屏的中心,这种显象就叫做“扇形扫描”。上述各种方法,沒有一种足以产生一个滿意的人体内深部組織的超声图,因为只有反射面与入射声束成直角时,接收探头才能檢出回声。

由于这些原因,决定試制一种扫描及显象的仪器,尽可能地使被檢組織表面的每一部份能够被超声束从許多不同的角度进行扫描,这些角都在所要显象的切面的平面上。我們希望用这种方法来产生一幅受檢机体部分的組合切面图,从尽可能較多的角度将回声“收集”在一張图上,不仅記錄回声及其强度,而且也記錄探头的位置及入射声束的角度。因此,我們的仪器是綜合了 B 型及 PPI 型的显象(图 3)。

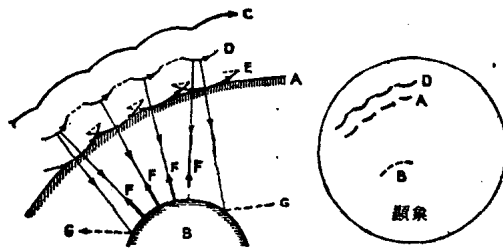


图 3 B 型及 PPI 型結合法的图解:

(A) 病員皮肤; (B) 反射肿块; (C, D, E) 分别为探头軸、換能器及探头面的軌迹; (F) 回声返回探头的途徑(反射面与超声束垂直); (G) 无效反射的途徑(声束斜射表面)。

仪 器

探头包括发射和接收两个換能器,装置在病床上面的检测夹具上,探头可沿垂直及水平方向自由移动。移动时,二只綫性电位計就进行工作,給出与水平及垂直移位(自某参考点起)成正比的輸出电压。探头也可在水平及垂直的移动面上自由轉动,并通过联动将轉动傳送到正弦余弦电位計。从电位計系統輸出的电压控制一个静电阴极射线管,使时基綫綫性扫描的方向相当于探头的傾斜度,扫描的始点則代表探头的瞬时位置。

仪器經過校准,使不論从何角度扫描时,同一反射点能正确地在示波屏上的同一位置上重复出現,因此界面即显示为一条連貫的綫。

探头装置和夹具固定在病床上面的床桌上。病人腹部涂以橄榄油作声耦合,以驱除介在的空气,探头直接与腹壁皮肤相接触。我们不采用其他作者的水槽或水柱的传播系统,以便扫描更大的区域。探头接收到的回声显示在三个示波屏上: A 型显象, B 型与 PPI 型结合的长余辉屏作为监控,以及屏前装有照相机的相似的短余辉显象。

探头从一侧缓缓地经过腹部移动至另一侧,并在扫描过程中沿着探头轴来回摆动,以便从尽量较多的角度来扫描深部组织。目前还是用手来操作的,但我们计划采用机械扫描,这样能得到更为稳定的结果。如此,整个横切面图是由许多重迭的扇形扫描组成,而在这个切面中的每一个瞬时反射面被探头从许多角度“观察到”(图 3)。操作过程一般约 $1\frac{1}{2}$ ~ $2\frac{1}{2}$ 分钟,病员没有感受到任何不适,好几幅切面图都是从耻骨联合与胸骨剑突间不同平面得到的。

探头系统

我们应用二块压电晶体,一块作发射用,一块作接收用,都是 10×7 毫米的长方形钛酸钡,两者以 7 毫米的一侧相接邻,这些尺寸是根据经验中声束的散射和直径之间能够得到最佳的协调而选择的。换能器安置在一吋厚的有机玻璃 (Perspex) 上的传导层上,其对面与病人的皮肤相接触。发射换能器“以空气为垫衬”,重复频率为每秒 50 次。每一个脉冲作短时间的机械振动,其频率由晶体的弹性及厚度决定,当频率为 $2\frac{1}{2}$ 兆赫时,厚度约 1 毫米。

发射系统

一个 100 微微法的电容器,通过一个高电阻充电到 1400 伏左右,然后由闸流管通过脉冲变压器的初级线圈放电。发射换能器接在脉冲变压器的次级线圈上,并与一个 50 欧姆的阻尼电阻并联。发射声脉冲的振幅在 0.3 微秒内从零上升到最大值,并在 1.8 微秒后,降低至此值的 10%。每秒钟发射 50 个这样的脉冲。

结 果

我们已经检查了 100 例,除上述 A 型检查外,已用这种扫描技术共作了 275 幅超声图,大部份是妇科或产科病例,主要包括不同情况的妊娠、卵巢囊肿、子宫纤维肌瘤、腹水及腹部癌症。

图 6 所示是股部横切面图。最外侧的线条代表探头的移动,其中的扭曲代表探头的回转动作。在切面图中,股骨粗略可见。



图 6 股部前半部的横切面图,显示股骨。

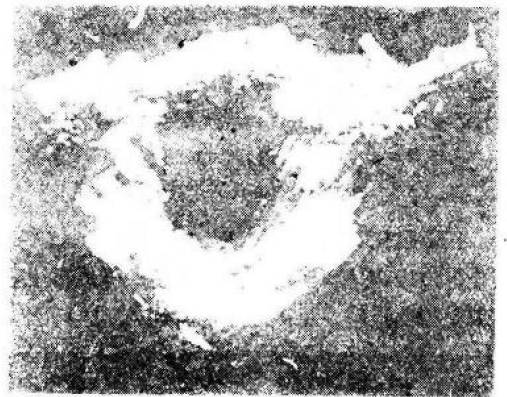


图 7 中等大的单房卵巢囊肿。

中等大的单房性卵巢囊肿如图 7 所示。囊肿下面及后方的阴影是肠移位引起的,因为肠具有组织-气体界面,所以出现极强烈的回声。

较巨大的囊肿显示在图 8 中,其后壁的脊柱压迫清晰可见。囊肿非常有张力,临床诊断为子宫纤维

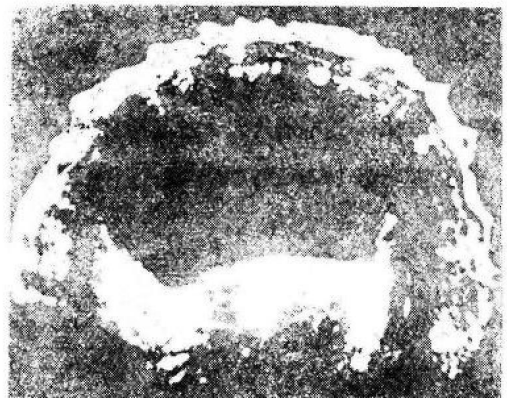


图 8 巨大的单纯卵巢囊肿,其后壁因脊柱及后腹壁压迫而凹陷。

維肌瘤，但充滿液体的囊腫所具有的超声特性，在这里是完全不会誤診的。

双侧卵巢囊腫示于图9，临床診斷只有一个囊腫，但从超声图能够看到两个囊腫的輪廓，手术时发现为两个囊腫。在这幅图象中間及左上方的濃密阴影是腸曲所引起的。

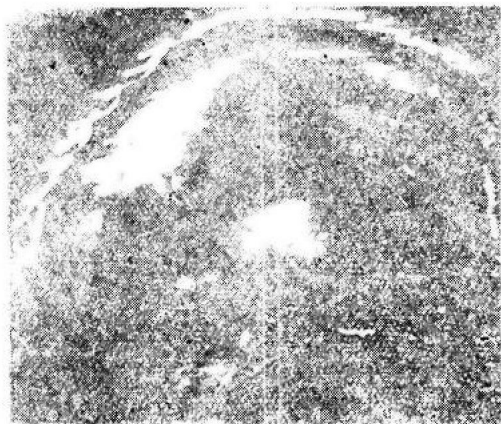


图9 双侧卵巢囊腫，手术时发现左侧囊腫直径26吋，右侧12 1/2吋。

正常腹部在臍位的扫描如图10所示。我們还不能肯定地辨认所显示的各层腹壁，但值得注意的现象是腸曲阻碍了超声向腹部深处的穿透。

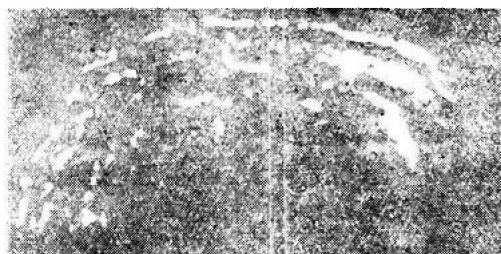


图10 健康人腹部的臍位横切面。

在腹水病例中，虽然介在腸曲之间的液体使超声穿透較深，但还不能产生象卵巢囊腫那样的清晰边缘。图11是一例有大量腹水的門脉性肝硬化在臍位的扫描。这幅照片由于过度曝光而稍有夸大。



图11 肝硬化所致的大量腹水，因腸曲間存在腹水，超声穿透較深。

張。

图12示一例巨大的、結構非常复杂的卵巢肿瘤，这是一个巨大的卵巢假粘液性囊腺瘤，伴有許多聚集在一起的囊腔部分，以致巨体印象几乎是实质的区域。組織学显示为良性肿瘤。



图12 极大的复杂性卵巢肿瘤，手术时証明为多房性假粘液性囊腺瘤，伴有坚硬而透明的囊腔。



图13 多发性子宫纖維肌瘤，显示超声逐渐衰减，与卵巢囊腫相比，肿块后壁的回声微弱。

多发性纖維肌瘤示于图13。到目前为止，我們发现子宫纖維肌瘤对超声有吸收及散射的傾向，結果从肿块后壁只能记录到微弱的回声(如图)，或根本没有回声；与含液体的囊腫相反，在后者超声容易穿透并从后壁反射回来。在照片中能够約略地看到子宫纖維肌瘤的外形，并能估計肿瘤的厚度。我們目前的初步結論认为超声对纖維肌瘤的穿透能力与其血管分布有关。

妊娠子宫在这种研究工作中頗有可觀之处，因为它是一个囊腔，内含一个实质的胎儿。图14是在妊娠第34周时因疑有前置胎盘，而从患者的耻骨上緣所得的扫描图。我們曾试图在小腹部观察胎盘，这一点尚未能肯定，但图上胎儿头部的輪廓显示得很清楚。



图 14 在妊娠第 34 周时子宫内胎儿顱骨的輪廓
(耻骨上扫描)。

图 15 所示的羊膜积水非常生动，图中胎体横切面出现在扩张甚大的羊膜囊内，本例为妊娠第 32 周，腹围达 44 吋。

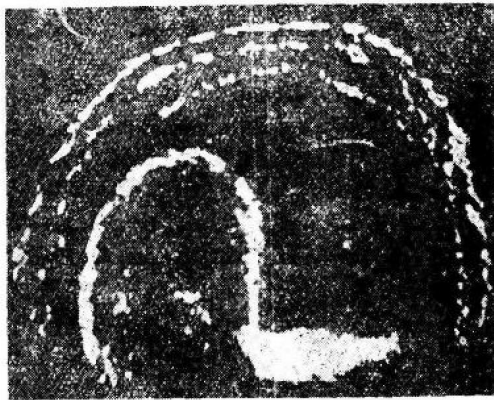


图 15 羊膜积水。显示扩张甚大的羊膜囊内
胎体横切面的輪廓。

双胎如图 16 所示，图为妊娠第 37 周时从脐平面扫描所得，双胎为双顶产式，图中所見是在子宫底部的二个臀部。



图 16 双胎：在子宫底部扫描时显示二个臀部。

图 17 是一例病員有三个月的不規則阴道流血，子宫体大如 14 周妊娠，而且非常坚硬；一年前曾在子宫内发现纤维肌瘤，日前住院作肌瘤截除术。在耻骨联合上一吋处作扫描，显示出非常不同的图象：在一个囊性腔内，其左半部包含一个肿块，显然是很早期的胎儿。由于临床肯定地诊断为纤维肌瘤，乃作阿喜宋德二氏检孕试验，结果阳性，经卧床休息后，流血停止。



图 17 妊娠 14 周时的子宫，显示来自子宫左半
部胎体的回声，临床预检诊断为纤维肌瘤。

另有一例女性患者，64 岁，住院时腹部膨胀甚大，似系腹水所致；病員有严重呕吐及迅速消瘦，拟诊为幽门癌伴有肝门裂的继发病变。超声检查结果无疑为一个出乎意料的巨大囊肿，剖腹时切除了一个巨大的假粘液性囊腺瘤。

超声诊断的损害作用的可能性

超声是机械能的一种，如果造成损害，应该是立即明显的损害，如同其他机械性创伤一样。但与离子辐射所产生的损害不同。在超声束通过时有两种可能造成损害的媒介：(1) 随着超声能量的吸收而产生的热；(2) 空化作用。毫无疑问，强烈的超声可以产生损伤，特别是应用磁致伸缩原理的低频大功率超声仪。然而在诊断中是应用兆赫频段中很高的频率及低功率输出。作者之一 (I. D.) 用 1 兆赫的連續波超声在 7 瓦/平方厘米的声强下作溶血实验，观察到血紅細胞的破坏率与血液标本中产生的热量有关，因为即使不用超声，把血加热到同一温度，也能发生同样程度的破坏。Fry (1954 年) 应用 70 瓦/平方厘米的声强，以多个发生器聚焦成 2~3 毫米宽度的超声波束，对已经去除上部顱骨的动物脑部，直接发射 4 秒钟，产生了立即的损害，特别是对较大的神經細胞。他总结說增加温度不是产生损害的主要原因，否則較小的神經細胞应该和較大的受

到同样的损害。

神經細胞看来要比任何其他組織易于感受超声能量的損害。Fry 等(1950, 1951)指出,在超声对青蛙的一定程度麻痹作用上,暴露时间的倒数与声压振幅之間成綫性关系。

这种組織结构的损伤是以比诊断所用的强度高数千倍的超声所产生的。French 等(1951)用 Wild 的 15 兆赫诊断仪,将四只家兔及一只猫的顱脑直接暴露于诊断用的超声下,沒有发现脑的损伤。Wild 和 Reid (1952) 計算出在他們的病員体表上所受的平均声强“不高于 1.3 瓦/平方厘米”,我們对这样高的声强感到惊奇。

用我們的仪器来計算时,甚至不考虑在发射回路中的能量消耗,換能器每一脉冲可能的最大能量为 0.5×10^{-4} 焦耳;如将換能器的效率及穿透有机玻璃块的衰减都計算在內,則病員所受到的最大能量为每脉冲 0.2×10^{-1} 焦耳,等于人体表面所受到的平均能量低于 1.5 毫瓦/平方厘米。一次照射的切面面积約为 0.7 平方厘米,因此能量的确是非常小的。重要的是能否肯定易感的組織在这种剂量下毫无損害。P. Baesich 在新生的小猫中作了实验。剂量超过诊断所用的 30 倍,未見神經病理变化,至少病变的深度不超过 450 微米。

参考文献

- [1] Effert, S., Erkens, H., Grosse-Brockhoff, F. (1957) Dtsch. Med. Wschr. 82, 1253.
- [2] French, L. A., Wild, J. J., Neal, D. (1951) Cancer, 4, 342; J. Neurosurgery, 8, 198.
- [3] Fry, W. J. (1954) J. Ment. Sci. 100, 85.
—— Wulff, V. J., Tucker, D., Fry, F. J. (1950) J. Acoustical Soc. Amer. 22, 867.
—— Tucker, D., Fry, F. J., Wulff, V. J. (1951) ibid. 23, 364.
- [4] Howry, D. H. (1955) I. R. E. Convention Record of 1955. National Convention, pt. 9, pp. 75~88.
—— Bliss, W. R. (1952) J. Lab. Clin. Med. 40, 579.
—— Posakony, G., Cushman, O. R., Holmes, J. H. (1956) J. Appl. Physiol. 9, 304.
—— Stott, D. A., Bliss, R. W. (1954) Cancer, 7, 354.
- [5] Kikuchi, Y., Uchida R., Tanaka, K., Wagai, T. (1957) J. Acoustical Soc. Amer. 29, 824.
- [6] Reid, J. M., Wild, J. J. (1952) Electronics, No. 25, 136.
- [7] Wild, J. J., Neal, D. (1951) Lancet, 1, 655.
- [8] —— Reid, J. M. (1952) Amer. J. Path. 28, 839.

(朱世亮譯)

2. 直接接触超声扫描技术显示腹部肿块

Brown, T. G.

《Medical Electronics》Ed. by C. N. Smyth p. 358~366

1956 年, Ian Donald 在妇科应用 Kelvin & Hughes 公司的标准工业探伤仪进行实验,肯定了脉冲式超声在医学上的可能应用价值。

超声检测的基本物理原理主要有三点:

1. 几乎 100% 的反射发生在組織-气体界面上。
2. 声源直径/波长之比增加时,超声束的扩散减少。
3. 反射面大于波长时发生明显的反射,而反射面小于波长时,則趋于向广大的角度散射。

所用的探头包括并列的发射和接收換能器,这意味着惟有当声束大致垂直于界面时,才能探测到

从大的界面来的回声。

当探头放置在腹部时,其淨效应是在 A 型仪上能观察到大量的回声,回声的幅度随探头的微小移动而迅速地改变。

由于 A 型显象不够满意,乃改良为振幅调制型,它能够提供更腹部受檢区域的切面图象。某些工作者生产了一些相似的显象设备,其中最精美的或許要推 Howry 等叙述的“复式圓周扫描”。

在早期工作中,探头循着預定的途徑进行扫描,探头与病人之間的空间則用水填充。这种方法很不方便,而且探头和病人間的水間隔产生反射,还有发生假回声的缺点。这就把皮下的最大可探测距离限

制到等于从皮肤至探头的距离。

Kelvin & Hughes 超声仪原先是将探头直接放在病人皮肤上,并用一薄层橄榄油作为声耦。

机械的装置使探头只能在一个平面上移动。在这个平面中,探头能向任何方向移动,并能从Y轴的方向旋轉約 $\pm 110^\circ$ 。运动的X和Y分量使两只线性电位计操作而分别给出电压输出 V_x 和 V_y 。一只正弦余弦电位计与探头轴耦合而给出与 $\sin \theta$ 和 $\cos \theta$ 成正比的输出电压, θ 是探头方向和Y轴之间的角度。

图1表示测定的量值,这些电位计的输入进入一个电子系统,其方框图如图2所示。A和B是常用的反馈积分器,电子开关 S_1 、 S_2 、 S_3 及 S_4 正常是“闭合”的,接到从定时脉冲发生器来的负矩形脉冲时断开。在沒有这样的脉冲时, S_1 及 S_3 使两个放大器的输入接地而短路。开关 S_2 及 S_4 则使积分器

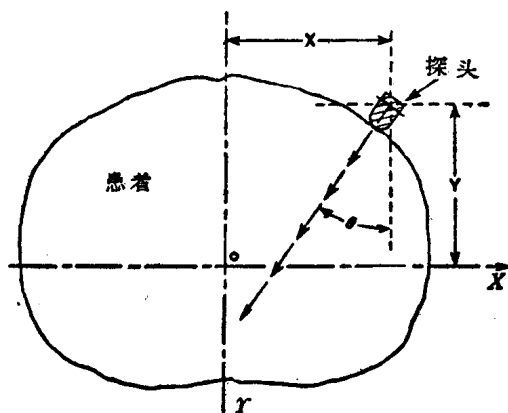


图1 测定的量值。探头的回轉軸垂直于X,Y。超声束的方向与Y轴成 θ° 角。

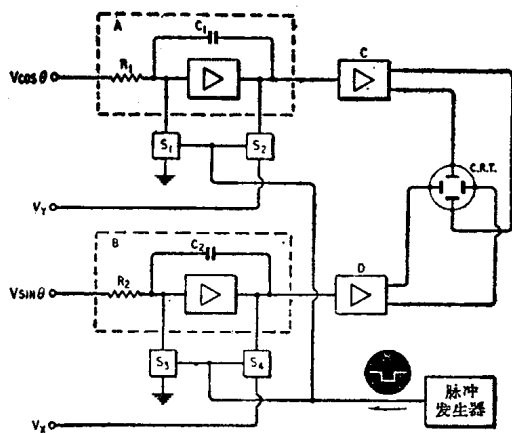


图2 显象偏轉系統的方框图,A和B是負反饋积分电路,由电子开关 S_1 、 S_2 、 S_3 和 S_4 控制。C、D是偏轉放大器,向靜电阴极射线示波管輸送平衡輸出。

“A”和“B”的输出电平分别定为 V_y 及 V_x 。偏轉放大器C及D向阴极射线示波管偏轉板輸送平衡輸出。这个系统的配置使四个电子开关闭合时,阴极射线示波管的电子束靜駐在与探头位置相适应的位置上。当开关被負脉冲断开时,“A”和“B”发生锯齿形波,其信号标记和振幅取决于 $V \cos \theta$ 和 $V \sin \theta$ 。在示波屏上,光点的合成运动是一条方向与Y轴成 θ° 角的恒速扫描綫。

在扫描开始后不久即发出一个超声脉冲,返回的回声調制了光点的亮度。假如这个系統經正确校准,回声即在屏幕上正确的相对位置上出現;而探头在几个位置上对一个定点探测的回声是重迭的。

目前,探头是用手操作的。接收到的最滿意的扫描波型是許多重迭的扇形扫描,其始点密集于病人皮肤的周围,而其中間方向是向內部徑向发射。图3表示几个这类的扇形扫描。

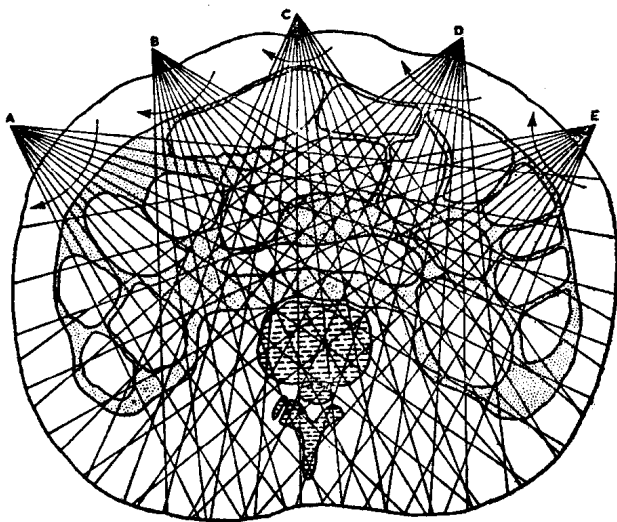


图3 扫描图形。A、B、C、D及E是五个典型的重迭扇形扫描的始点,每一个均有一个向切面中心的中間方向。在實踐中,一个扇形扫描大約环绕皮肤 5° ,所以每一个組織界面均經从大量不同的角度加以扫描。

用这种方法,腹部內任何一点可受到許多角度的探查,这就可能显示出与皮肤不平行的界面,条件是它們与切面大約成 90° 角。

发射的脉冲是間歇的,并呈指数地衰减,基本频率为 $2\frac{1}{2}$ 兆赫,有效持續時間为 $2\sim 3$ 微秒,重复频率为50次/秒。脉冲的峰功率难以測量,但射入患者的平均功率不超出 $1\frac{1}{2}$ 毫瓦/平方厘米。

用照相机記錄出現在阴极射线示波管上的回声,在底片上組成一幅組合的图象。扫描需时

2~3分钟,所以每幅图象由6000~10000个分别的回声波型組成。

为了試驗其实用性,乃就地取材而迅速地制成了这种設備,其性能大有改进的余地。經初步試驗后,认为有长期临床試驗的必要,于是决定不加改变,而把所有的改良合并在第二次設計中去。

图4是从“正常”腹部的不同水平面所得到的六幅横切面图。从每一幅图象的上部开始,第一条白

綫是发射和接收換能器之間的小量“交調失真”所造成的。这是十分有用的,因为它提供了在皮肤表面上方約2厘米处的資料。在这条綫的下面有一段空隙,然后才出現从前腹壁内部来的回声。由于采用了双晶体設備,皮肤本身沒有回声。在腹壁下面,因超声束遇到腸曲而得到杂乱的回声。由于腸中的气体以及腸表面的弯曲,以致不能經常地在正常腹部中超过这一点几厘米处获得回声。

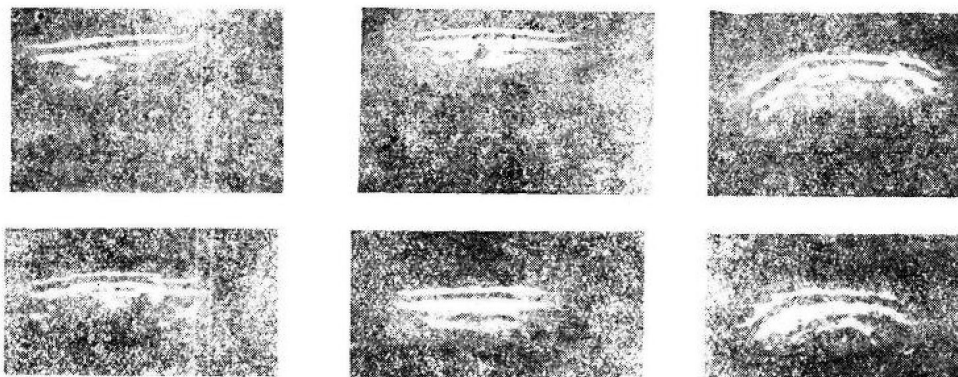


图4 正常腹部的图象,正常腹部横向扫描的典型例子。

图5是一例非常肥胖但其他均正常的病例的纵向扫描。扫描在中綫上进行,从图中右侧的胸骨劍突开始到左侧的耻骨联合为止。頂部的一条綫仍为“交調失真”,其下方有从厚层脂肪来的一些不規則回声。脂肪下面有十分明显的腹壁肌层的回声,再下面为不規則的腸回声。在图的最右侧,可見到从深部結構来的回声,在图的中央有一空隙,这是由于探头通过含有少量空气的臍孔所致。

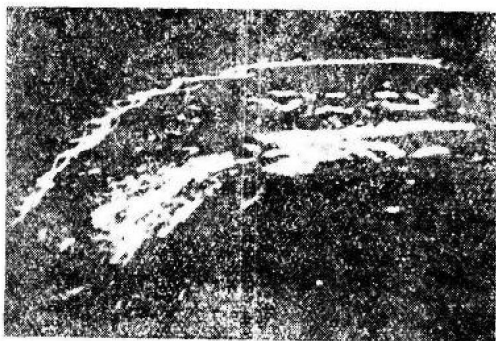


图5 肥胖症。一例非常肥胖但其他都正常的患者的纵向扫描。扫描从左侧的耻骨联合到右侧的胸骨劍突。可以辨認出腹壁肌层的密集回声之上的脂肪层以及之下的腸子。

图6表示二例正常男性的纵向扫描,在上面的图中,膀胱是充滿的,回声来自其后壁。膀胱排空就使这些回声消失。

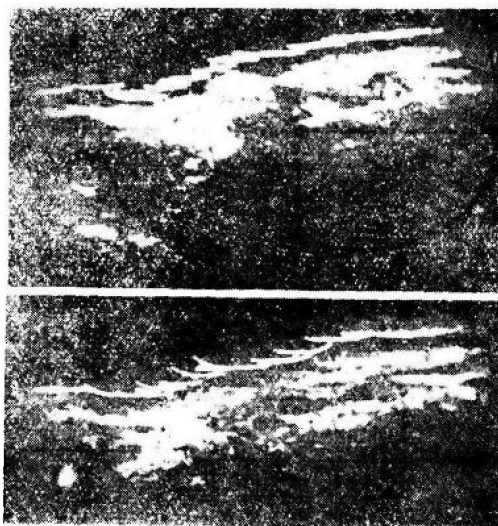


图6 正常男性的纵行扫描,(上图)充滿的膀胱,(下图)排空的膀胱。

图7左上方照片是一个单纯性卵巢囊肿的横向扫描。液腔呈现为一片黑的空隙,其后为腸的回声。下方的图是一个巨大的囊肿,并可見到脊椎的压迹。这是一种屡見的特点。

右上方照片则完全不同,它显示了在腹壁与一团浸潤的网膜和腸子之間的一层腹水。

在原来是不規則的腸回声之上的清晰的輪廓,說明了实质肿瘤的存在(右下方)。

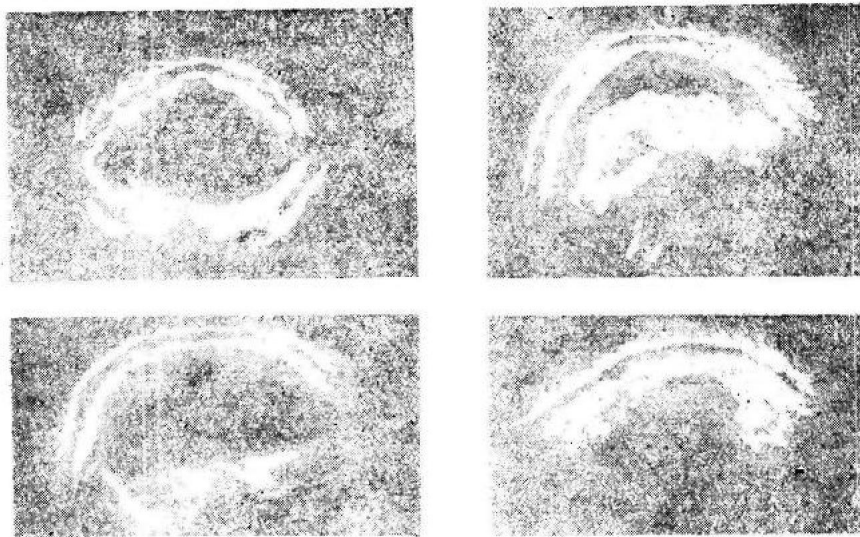


图7 左上方：卵巢囊肿病例的脐下横向扫描，在囊肿壁的后部可看到肠的回声。左下方：较大的囊肿（脐位扫描）显示脊性的压迹以及从其两侧肠子来的回声。右上方：妊娠，横向扫描显示在前腹壁与一团湿润的网膜和肠子之间的液层。右下方：子宫单纯性纤维肌瘤。原来是不规则的肠回声上的肿瘤轮廓证明肿瘤的存在。

有时可检获来自子宫纤维肌瘤远侧的回声，但常较囊肿的信号暗淡，故不难鉴别。

图8显示了这种技术的重要应用。上图是一例入院检查并可能作子宫肌瘤切除术患者的纵向扫描。超声探查的指征是在耻骨上区域内有一充满液

体的腔，其中有相当肯定的反射物体，以后作阿喜来德二氏试验证明是12~14周的妊娠。下图是另一病例的横向扫描，表示较为模糊的“子宫内”双胎外形。

结 论

上述的一些图象是截至1959年6月的四个月间一组50个病例的图象中选择出来的。大部分病例的超声探查指征均经手术校核。有些图象属于临床检查已能确诊的病例，则借以取得更多的经验并肯定这种技术的可靠性的。

少数声象图与正常出入较少，结果不能确诊。希望改进技术，使超声法更接近于有效的诊断工具。将来的趋势在于发展更精密的显象系统，更大的深度及角坐标分辨能力，以及灵敏度不受深度影响的超声检测系统。

为了对不同时间所获得的图象能够加以比较，以及减少由于操作技术的差异，已经设计了一种完全自动的扫描方法，并即将完成。

Howry 提出了立体显象的可能性，虽然方法是复杂的，但不失为一个切实的建议。

用A型方法对人体脑部作超声检查的工作已发表很多，不知道本文的方法对这一部分是否有一定的价值，希望很快就进行一些初步的实验。

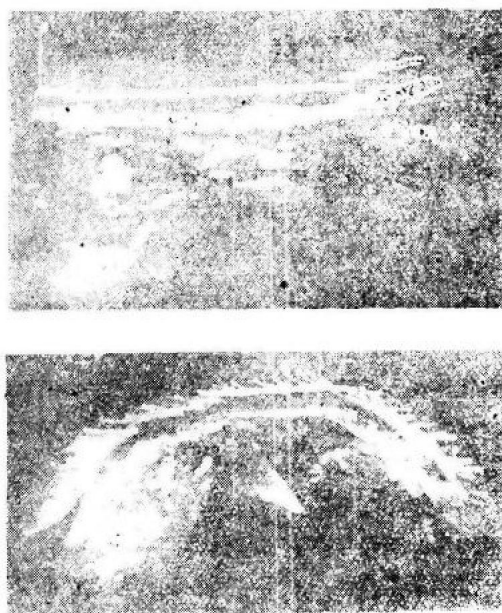


图8 上图：一例妊娠第12~14周病例的纵向扫描。图左侧的耻骨上区域内的一个囊腔内含有一个小的有强烈反射的物体——胎儿。

下图：双胎妊娠病例的脐下横向扫描。

参考文献

- [1] McVicar, J., Private communication (1959).
- [2] Taylor, H. W., *J. Brit. Inst. Radio. Engrs.*, 17, 649 (1957).
- [3] Kelly, E. (ed), "Ultrasound in Biology and Medicine", Publication No. 3, Am. Inst. Biol. Sciences, Washington (1957).
- [4] "Technical Guide to Ultrasonic Inspection", Kelvin & Hughes Ltd., London.
- [5] Howry, D. H., Posakany, G. H., Cushman, C. R., and Holmes, J. H., *I. R. E. Conv. Record*, p. 75 (1955).
- [6] French, L. A., Wild, J. J., and Neal, D., *Cancer*, 4, 342 (1951).
- [7] French, L. A., Wild, J. J., and Neal, D., *J. Neurosurg.*, 8, 198 (1951).
- [8] Howry, D. H., Posakany, G. H., Cushman, C. R., and Holmes, J. H., *J. Appl. Physiol.*, 9, 304 (1956).
- [9] Kikuchi, Y., Uchida, R., Tanaka, K., and Wagai, T., *J. Acoust. Soc. Am.*, 29, 824 (1957).
- [10] Wild, J. J., and Neal, D., *Lancet*, 1, 655 (1951).
- [11] Donald, I., McVicar, J., and Brown, T. G., "Investigation of abdominal masses by pulsed

ultrasound", *Lancet*, 1, 1188 (1958).

- [12] Gordon, D., "Echo-encephalography: ultrasonic rays in diagnostic radiology", *Brit. Med. J.*, 5136, 1500 (1959).
- [13] Jefferson, A., "Some experiences with echo-encephalography", *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, 22, 83 (1959).
- [14] Leksell, L., "Echoencephalography. I. Detection of intracranial complications following head injuries", *Acta. Chir. Scand.*, 110, 301 (1956).
- [15] Leksell, L., "Echoencephalography. II. Midline echo from the pineal body as an index of pineal displacement", *Acta. Chir. Scand.*, 115, 255 (1958).
- [16] Bradfield, G., *J. Brit. Inst. Radio Engrs.*, 14, 303 (1954).
- [17] Wild, J. J., and Reid, J. M., "Ultrasonic ranging speeds cancer diagnosis", *Electronics*, 28, No. 3 (1955).
- [18] Vigoureux, P., "Ultrasonics", Chapman & Hall (1950).
- [19] Carlin, B., "Ultrasonics", McGraw-Hill Book Co., New York (1949).
- [20] Wood, A. B., "Textbook of Sound", G. Bell & Sons, Ltd., London (1955).

(朱世亮譯)

3. 人体器官和組織的超声显象

附一些疾病过程的观察

Howry, D. H., Holmes, J. H., Cushman, C. R., 和 Posakony, G. J.

«Geriatrics» 10 (3): 123~128, 1955

本文的目的在于說明已經初步应用于临床試驗的超声显象系統的改良裝置，并从診斷观点上指出新技术的展望。

方 法

显象方法很象水声测位仪和雷达的回声测距法，实际上，也是将雷达的电子学技术应用到超声領域中来。图1即是人体观察器的图解，脉冲发生器发出一个持續0.25微秒的简单方形波脉冲，其电压可控制在0~3000伏範圍內。电脉冲通过晶体变换成机械波，并利用超声透镜将机械波聚焦成为一个狭小的波束，其切面較探头的晶体面略小。晶体探

头兼作发射和接收之用。显象为B型的横切面图。

因为超声的高频机械波不能通过空气，所以被检查物体必須浸沒在液体中，或者放置一些可以透过声音的固体物质作为介质。在我們的研究中，病人置于充滿水的水槽中。

图1示出仪器的操作过程，电子綫路是标准的。在所采用的回路中仅有二种是特殊的，将再行說明。

摆频信号发生器的目的是在改变触发脉冲之間的时间，借以防止假象。这些假回声是回声信号返回时通过被檢体中另一条較长的途徑而引起的。这类假回声可能在下一个脉冲間期或回声序列中返回。因此，每一个脉冲所产生的真回声，在示波管上

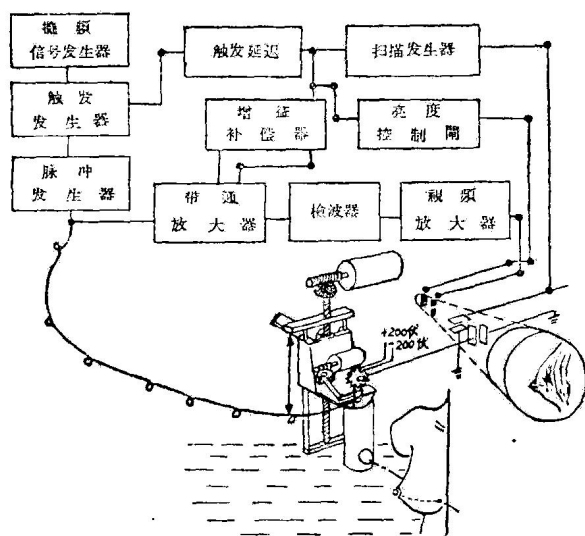


图1 人体观察器的横切面图。

的位置保持不变，而从较早发出的脉冲所返回的假回声，在后来的周期中，其位置则有改变，它们在示波屏上产生不固定的光点，但并不妨碍所检查的结构图象。

增益补偿器有二种工作方式：(1)对组织中声的吸收进行校正，使被检体的体表与体内深部的图象有同样的密度和大小；(2)校正由聚焦元件所产生的声强的线性不均匀性。

全部人体观察器的电源、脉冲发生器、放大器、同步系统以及示波器均装置在一个巨大的钢柜内，机械扫描系统及超声发生器装置在巨大的水槽内，其中充满温水，病人躺在槽内。超声探头在探查部位移动；图象在示波屏上显出，可由观察者象荧光透视一样直接进行解释，亦可摄制记录。人体观察器的最后临床模型大概将不比民用电视机大；如能创造密闭式脉冲发生器，可不必在水中检查病人。

结 果

图3是一幅第五颈椎水平的正常颈部的集合切面图，选择这一部位的原因是由于颈部附近有大量结构，而成为研究上最困难的解剖区域之一。所显示的脊柱、气管、颈动脉、颈浅静脉、大部分的肌肉以及筋膜等结构，在常规X线片上是不可能显象的，因此，我们相信有可能确定人类颈内的大多数结构。因为超声波束不能有效地通过空气或骨骼等致密物质，所以必须作四个声象图，每一个代表颈部的一侧切面，然后将四张照片拼合起来。清晰度在深度和方位上均为约每吋10线。假如我们能够获得至少

二倍于当前的清晰度，并能在将图象中的断线连接起来，就能形成一种有用的工具。

图4所示为应用这种仪器研究颈部异常的例子。病人患单纯性良性甲状腺肿，右叶肿大为主。图象为颈项前半部的集合图，也取自第五颈椎水平。可以看到肿大的腺体使胸锁乳突肌移位而离开气管。腺体是均质的，所以回声主要发生在表面上，虽然如此，腺体的大部分外形仍可辨明。这种方法大致可以显示出不同密度的区域，如腺瘤及甲状腺囊肿变性。摄取一组不同水平面的这类照片，可以确定腺体的体积。这样确定的体积有助于治疗这类病例时计算放射性碘的需要量。这种软组织的超声检查方法也应用到人体的许多其他区域。一例腮腺混合瘤，在手术前正确地探出了它的外形、大小以及与邻近结构的关系。对淋巴肉瘤与其他颈部和腋下肿块亦已进行研究。(图3及4见后文“超声软组织显象技术”中之图2及图3。——译者注)

这一设备对腹腔和胸腔疾病的应用更有意义。我们希望能够充分显示肝、脾和胰腺等结构。用现有的设备，有可能探查部分肝脏和脾脏。图5~9是一例正常的腹部及四例肝脏疾病的声象图。

图5是正常腹部的声象图。在示波器上很容易辨认出腹直肌右半部及其他腹壁分层的外形。通过小肠的逐段探查也能观察到肠蠕动及食物位置的变动。

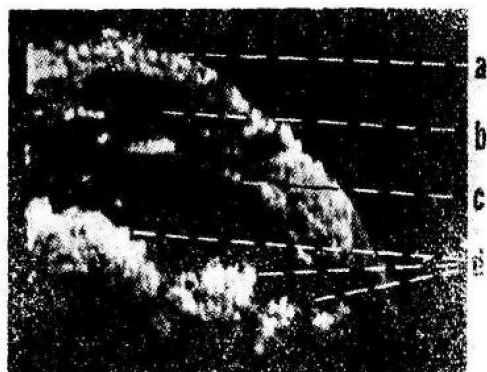


图5 正常腹部的声象图。

a. 皮肤表面； b. 腹直肌；
c. 腹膜； d. 小肠肠曲。

图6为一例中度的晚期肝硬化及肝肿大患者的图象。在检查时见腹壁萎缩并有腹水积聚。前腹壁的厚度比上文所示的正常腹壁薄。紧接于腹膜下，可见一黑色的条状带，这可能是代表积聚在腹膜下及肝脏前壁表面间的腹水。在这一水平面的检查

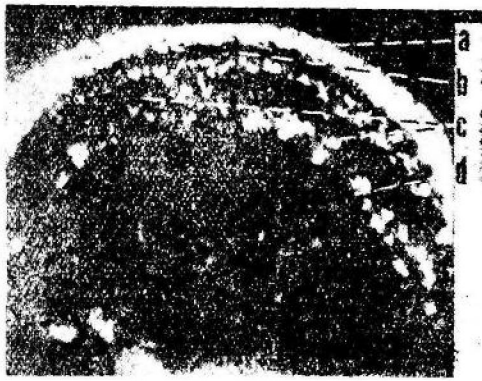


图6 继发性肝硬化的肝肿大。
a. 腹的腹壁； b. 腹水；
c. 肝的右叶； d. 肝的深部表面。

中,肝脏的右叶及左叶均有部分显象;其前壁表面和后壁表面也均显出。肝脏本身在各水平面探查时,所见均比较均质,所以从肝内只发生少数回声信号。

图7是从一例晚期高度肝硬化患者得到的一幅声象图。患者在这次检查后三星期死亡。以合理范围内的各种功率水平探查时,从肝脏内部得到的是片风雪样的图象。尸检发现为一典型的“平头钉”样肝脏。切片时见到粟粒样緻密的纤维组织灶及肝脏坏死区。



图7 继发性高度晚期硬化的肝肿大。
a. 腹壁； b. 肝脏;請与图6比較。

一例患有頸背部恶性黑色素瘤并已在检查前一年半手术切除的年青病人,因为皮内转移并有显著的肝肿大,疑有肝转移灶存在,乃作了超声探查。惊奇的是所获得的图象和图7一样呈“风雪样”,在任何水平均未发现分离的转移灶。一个月后,尸体解剖发现肝脏布满弥漫性的粟粒样黑色素瘤转移灶,所以全部显示緻密的黑色带而没有分离的结节存在。

一例甲状腺癌转移经手术及放射性碘试验证实

的患者,放射性二氧化钍摄片见肝脏显著增大,并有明显的转移性结节。图9为此病例的典型的肝脏声象图,几乎所有区域都出现较上述肝脏检查中所得到的更为局限性和性质的强烈回声,其中多个在示波屏上呈现不规则的圆形,这是与放射性摄影结果相符的。



图9 肝脏的声象图。
a. 皮肤表面； b. 肝脏前缘； c. 转移性甲状腺癌。

我们希望,当设备的技术可靠性有保证时,能从大量病例中再度获得这些图象中所显示的一般性质。过去的研究实际上有着双重目的:预测将来可能探查的领域,以及专门为了确定所必需的技术改进。

讨 論

这种仪器在生物学上和医学上应用的可能性是广阔的。我们期望最后的装置可以在人体进行软组织的解剖学及病理学探查,并能与病理实验室中巨体结构的实际切片相比拟。当这一目的达到后,希望仪器能对病变过程的性质及浸潤的范围,提供同样正确的资料。这种仪器应对X线摄片最难以研究的结构发挥最大的作用。肯定地说,能显示神经、动脉、静脉、筋膜以及巨体结构改变的一种簡易而可靠的方法是有价值的。

本文所报告的设备在灵敏度、图象质量以及可靠性方面比过去的仪器已有改进。然而,作为临床广泛应用的仪器,还需要补充一些性能,这种新的仪器正在制造中。

从较大的人体结构接收到的回声,几乎都是属于镜象的类型,因而,只有当声束相对地垂直于这种反射体的表面时,才能正确地接收声能。我们新的仪器具有完全环绕物体探查的能力。这种操作方法将有助于填补由于晶体不能接受全部回声所引起的

結構圖象細節上的缺陷。這種操作方法也將消除假象,並改善方位分辨力。為了改進方位及深度上的分辨力,並補償本文報告的探查設備中固有的缺點,

還可以作一些改進,至於改進的方法,將另文詳細報導。

(朱世亮譯)

4. 乳腺癌及其他軟組織結構的超声显象

Howry, D. H, Stott, D. A. 和 Bliss, W. R.

《Cancer》7(2): 354~358, 1954

本文報告在實驗室中應用超声儀呈現良性及惡性腫瘤,測定腫瘤涉及其他結構的範圍,並確定轉移的明確位置。

方法和結果

採用的儀器裝置與水聲探測儀相仿,稱為“人體超声儀”。

圖3是腎囊腫的超声圖。圖上可見光滑囊壁的外緣以及腎臟和一些腎盞及血管的輪廓。囊腫內完全沒有回聲,這是值得注意的,因為我們在其他研究中證明,包含膿液或細胞殘屑的不均質液體,會出現一片零亂的圖象。



圖3 腎臟標本的聲象圖。

A. 囊腫壁; B. 均質液體; C. 囊腫後方的聲反射;
D. 相連的腎周圍脂肪; E. 腎表面; F. 腎盞及血管;
G. 腎臟及腎周圍脂肪的深部表面。

應用人體超声儀呈現乳腺癌及其他結構,已在實驗室中成功。圖4是未作切除活檢的新鮮乳房。在作病理切片之前,贅生物很易用超声法定位。這個腫瘤呈現鋸齒形的不規則輪廓,十分象在巨體病理切片上所見到的那種原发性浸潤性腺癌的爪狀牽拉,與單純漿液性腎囊腫的光滑輪廓相仿。

圖4表示一例60歲女性乳癌患者的新鮮乳房標本,患者僅腋下有几个輕便如石的淋巴結,未發現

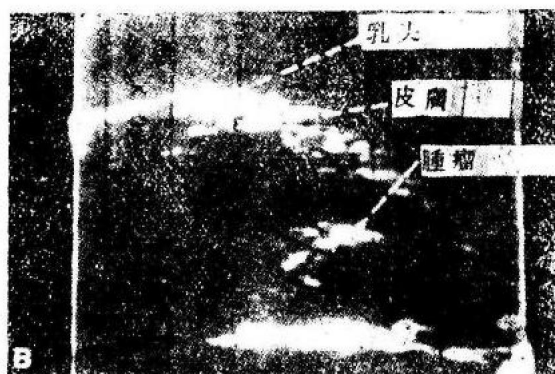


圖4 乳腺癌在作病理切片前的聲象圖(圖中見到部分垂直黑綫和數字是示波器上的標記)。

在乳房內有任何腫塊,而腋前淋巴結鏈中的一個淋巴結經活體檢查証實為轉移性癌。圖5.1和B是通過活檢傷口的圖象,見有巨大的轉移性淋巴結。C和D顯示了一個弥漫性浸潤性硬性病,雖在標本中不能捫到,而超声圖上已顯出其位置。E處在癌腫浸潤區域之外,乳房內可識別的組織很少。

這種設備的最終目的是用于病人。現有的設備還只能探查肢體。應用時并無不適,也未見損害。圖7是臂中三分之一的切面圖象,圖深部的大片回聲信號來自肱骨表面。外側肌間隔顯現得很清楚,展及上臂前部的脂肪和肌肉層間的連接處亦然。頭靜脈、肱靜脈、貴要靜脈以及伴行的動脈也已顯出,尺神經和肌皮神經也已顯出。因為肌肉內的聲反射很少,所以本研究中,肌肉呈現黑色區域而其輪廓則呈白色。因此可以推測到在這一個區域內如有占位性腫塊,可以用直接顯象方法,或間接地觀察周圍正常結構的移位和變形而探查出來。人體超声儀曾試用于何杰金氏病及肝臟轉移性腺癌的標本,均獲得良好的顯象,尤其是有某些腫瘤坏死成分存在時。