

声学译丛

总第 16 号

超声在医学上的应用

(超声诊断专辑)

2

上海市物理学会声学工作委员会 編
上海市超声医学研究組
上海市科学技术編譯館出版

出版說明

本館于1962年底至1963年初出版的《超声在医学上的应用》(1)(超声诊断), 原称: 声学译丛之五——《超声诊断》。为便利讀者, 曾分五个部分分册出版: 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. 超声诊断的其他应用及綜合性文献。并于1963年7月合訂出版。

本輯——《超声在医学上的应用》(2)是继《超声在医学上的应用》(1)的又一(超声诊断)專輯。本輯內容涉及很广, 有超声心动图、心血管超声诊断、多普勒法和超声血流量計等介紹, 还有对心、脑、肝、胆、眼等器官的超声诊断近况等等。这些文献均可供从事超声诊断工作者、医学工作者及有关高等院校师生等参考。

上海市科学技术編譯館

声学译丛 总第16号

超声在医学上的应用

第2輯

(超声诊断專輯)

上海市物理学会声学工作委员会 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

上海新华印刷厂印刷

*

开本 787×1092 1/16 印张 8 12/16 字数 267,000

1965年1月第1版 1965年1月第1次印刷

印数 1—5,000

編 号: 61·247

定 价: 1.10 元

前 言

目前,超声診斷已在临床上被广泛应用,并且,許多地方在診斷多种疾病时,也已将超声診斷列入常规检查范围。为了繼續滿足讀者需要,我們选譯了有关超声診斷的日、英、瑞典、美、法等国近期文献共 33 篇,編成此輯,以供超声診斷工作者、各科医师及专业院校有关师生参考。

本輯介紹的內容涉及很广,有:心、脑、肝、胆、眼、子宫、甲状腺、唾液腺和前列腺等器官的超声診斷近况和 A 型、B 型、BP 型、C 型和扇形扫查等检查方法。其中主要的是超声心动图的介紹,詳尽地对診斷原理、仪器結構和临床应用作了有系統的叙述,并用实验方法証明了曲綫的反射回声来自二尖瓣的前瓣。有关心血管的超声診斷,还有多普勒法和超声血流量計的介紹。其次是超声对顱內病变的診斷,介紹了顱腦超声显象的几种方法。采用直接和間接探查法,用接触扇形扫查和复合扇形扫查获得了腦部的声象图。对眼部疾患的診斷,介紹了立体超声图法和聚焦探头的应用原理。此外,还有对早期妊娠、轉移性肝癌、前列腺疾病、甲状腺瘤、胆石、唾液腺疾病和对牙齿結構等診斷的論文多篇,分別介紹了作者們认为滿意的成果;声速和吸收的測量以及超声損害作用的研究內容,也有所介紹。

为避免重复,本輯的譯文一部份采取全譯,一部份則选取有价值者摘譯之。文中有参考价值的图表均尽量保留。《超声靜脉內探头》等文献,系譯自日本超声医学会第三次會議英文摘要,編譯者适当地加入一些原作者在《日本临床》上发表的插图,以便于讀者理解。限于水平,編譯中难免有不当之处,希望有关专家和讀者指正。

編 者

1964 年 11 月

目 录

超声心动图	1
超声诊断法对心脏的应用及其近况	52
超声在心脏病学和心血管生理学中的应用	72
二尖瓣回声曲线的解释	77
心内心音和超声多普勒法	78
超声多普勒信号的频率分析(第三次报告)	80
超声多普勒法对血管内血液流速测量的基础实验	83
超声流量计	84
两维脑超声图	87
脑超声断层法——接触扇形扫查	91
应用超声研究脑水肿	92
脑外伤中检测超声吸收损失的头颅检查经验	92
脑组织的超声衰减(第二次报告)	93
实验性颅内出血及脑栓塞的脑超声图	93
颅内血肿脑超声图的研究	94
组织超声显象的改进实验——应用超声回声法对超声聚焦损害的探查	94
用立体超声图法作眼眶病变的定位	95
眼眶超声图的近况	100
眼科检查和诊断中的超声脉冲回声技术	105
声纳对早期妊娠及其并发症的诊断	115
应用超声反射探测人体组织界面的显象	120
肝脏疾病的超声诊断——胃癌肝转移的诊断	124
消化系统的超声诊断	125
超声静脉内探头(第二次报告)	126
超声诊断在泌尿科的领域——前列腺疾病的诊断	128
泌尿系统疾病的超声诊断	128
应用超声诊断甲状腺疾病	129
超声在胆石症手术时的应用	129
唾液腺疾病的超声诊断	132
超声回声图对牙齿内部结构的研究	133
超声定位法	134
探查颅内疾病所用超声的损害作用——实验性报告	137
超声在有机组织中的速度	137

超声心动图

Inge Edler

«Acta Medica Scandinavica» Suppl. 370, 1961

第一部分

超声在诊断上的应用及其对生物组织的影响 应用超声回波法连续记录心脏各个部份的运动

一、超声的某些物理性能

声波在介质中的传播

当声波通过一个介质时,该介质的粒子被激动而产生振动,此振动或与声波的传播方向相平行,或与之相垂直,相应称之为纵波和横波。在固体中,两种波皆存在,并有其他比较复杂的波型(Bergmann);但在气体和液体中,只可能有纵波。在后一种情况下,波的运动仅包括介质中沿着声波进行方向所出现的交替压缩与扩张运动。根据 Frucht 的意见,动物组织内所见的波主要是纵波,横波很微弱;因而,在实际应用上,可以忽视这些横波。

这些波受下列公式所支配(Bergmann),介质中的粒子来回振荡,振荡中所达到的最大速度 S 可由下式得出:

$$S = \sqrt{\frac{2I \cdot 10^7}{\rho V}} \text{ 厘米/秒} \quad (1)$$

式中, I = 声强瓦/厘米²或每平方厘米声束每秒钟所通过的声能; ρ = 介质的密度; V = 声速。

声波振幅 A 由下式表示:

$$A = \frac{1}{\omega} \sqrt{\frac{2I \cdot 10^7}{\rho V}} \text{ 厘米} \quad (2)$$

式中 $\omega = 2\pi f$, f 为声波的频率。

粒子的最大加速度由下式推算:

$$a = \omega \sqrt{\frac{2I \cdot 10^7}{\rho V}} \text{ 厘米/秒}^2 \quad (3)$$

由于粒子剧烈振荡的结果,沿着声束轴出现最强扩张力和最大压缩力,彼此相隔半个波长。此种交替压力或声压振幅 P ,可用下式表示:

$$P = 2\pi f \rho V A \text{ 达因/厘米}^2 \quad (4)$$

P 亦可以大气压表示,1 个大气压 = 981×10^3 达因/厘米²。

介质中的声速取决于该介质的密度与压缩性。大多数液体中的声速介于 1000 至 1600 米/秒之间。水中的声速为 1497 米/秒 (Bergmann) 及 1501 米/秒 (Goldman 等)。Ludwig、Goldman 和 Richard 等曾测定各种动物的各个器官及组织中的声速。后两位作者报道,频率为 1、2、4 及 12 兆赫的声波在狗心肌中的声速为 1572 米/秒。

Frucht 报道,在频率为 1.8 兆赫时,人体组织中的声速为:

冷藏肌肉	1568 米/秒
冷藏肝	1570 米/秒
脂肪	1476 米/秒

Ludwig 报道,在频率为 2.5 兆赫时,正常体温下肢体中的声速在 1490 至 1610 米/秒之间,平均为 1540 米/秒;在骨骼中,声速显然较高。根据 Theisman 及 Pfander 的报道,在正常体温下,频率为 0.8 兆赫时,人颞骨中的声速是 3360 米/秒。关于这方面的详细情况可参见 Goldman 及 Hüter 所写的专著,文中汇集了许多作者的研究结果。

声波通过界面的传播

当声波遇到由不同密度和不同声速的两个介质所组成的界面时,部分声波在界面上被反射,部分则继续向另一介质中传播。声波的反射系遵循著名的定律:入射角等于反射角。

介质的密度 ρ 和通过该介质的声波的速度 V 的乘积 ρV , 称为该介质的声阻抗。当声波与界面呈垂直方向入射时,反射系数(反射和入射声强的比例常数) R , 可由下式表示:

$$R = \left(\frac{\rho_1 V_1 - \rho_2 V_2}{\rho_1 V_1 + \rho_2 V_2} \right)^2 \quad (5)$$

ρ_1 及 ρ_2 为該两介质的密度, V_1 及 V_2 为該两介质的声速。从上述公式可得知: 两介质的声阻抗差别愈著, 反射系数愈大。表 1 为 Güttner 所报道的人体不同組織的声阻抗。

表 1

組 織	声阻抗 10^{-5} 克/厘米 ² ·秒	密度(克/厘米 ³)
脂 肪	1.36	0.97
肌 肉	1.63	1.04
脑	1.56	1.03
致 密 骨	6.1	1.07
疏 松 骨	2.2~2.9	—
血 液	—	1.0
水	1.49	1.0

在骨骼肌肉所組成的界面上, 当声波入射角为 90° 时, 約有 30% 的声能被反射。

当超声横过两介质的界面时, 即发生折射。这一过程受 Snellius 氏定律所支配。

$$\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = \frac{V_1}{V_2} \quad (6)$$

α_1 为入射角, α_2 为折射角, V_1 和 V_2 为相应介质中的声速。

声波的吸收

当声波通过一个均质时, 由于吸收与散射的结果, 可使声强逐渐减弱。吸收系指声波的振幅由于“内磨擦或粘滞性”而有所减弱。

在一特定的液体或气体中, 最初声强为 I_0 的平面波经过 x 的距离后, 其剩余声强 I , 可用下式計算:

$$I = I_0 e^{-2\alpha f^2 x} = I_0 e^{-2\alpha x} \quad (7)$$

式中 f 为声波的频率, α 为振幅吸收系数, 因而, 吸收系数随频率平方而变异。将给定信号的声强减少一半所需的距离称为半值层。根据 Pohlman, 可由下式得出:

$$I = I_0 2^{-\frac{x}{H}} \quad (8)$$

式中 H 为半值层。

Hüter 和 Pohlman 曾測定各种組織中的声波吸收, 显示后者与频率呈綫性关系:

$$I = I_0 e^{-2\alpha f x} \quad (9)$$

Pohlman 所进行的体外实验显示, 声波频率为 0.8、1.5、2.4 及 4.5 兆赫时, 心肌的半值层分别为

2.4、1.1、0.8 及 0.4 厘米。同一作者的研究显示, 声波频率为 0.8 兆赫时, 体外臀部肌肉的半值层为 3.6 厘米, 体内为 2.1 厘米。应用相同的频率, 体外和体内臀部脂肪层的半值层, 分别为 6.8 厘米及 3.3 厘米。

表 2 示 Goldman 及 Hüter (1956 年) 所汇集的人体不同組織中的吸收系数及半值层。

表 2

組 織	頻 率 (兆赫)	振幅吸收系数 (厘米 ⁻¹)	半值层 (厘米)
血 浆	1.0	0.007	100.0
血	1.0	0.02	35.0
脂 肪	0.8	0.05	6.9
肌 肉	0.8	0.1	3.6
脑(固定标本)	0.87	0.14	2.5
肝(死后 20 小时)	1.0	0.15	2.4
顱骨壁(新鲜或固定标本)	0.8	1.5	0.23
坐骨神經(声波沿纖維軸的方向行进)	3.4	0.35	1.0
坐骨神經(声波的行进方向与纖維軸相垂直)	3.4	0.55	0.63

Hüter 及 Pohlman 曾指出, 舌肌中的声波吸收程度, 纵向测量时較横向测量时(就肌纖維的纵軸而言)为小, 此并非由于吸收增加之故, 而是由于当声波行进方向与肌纖維成直角时, 声波的反射增加所致。Wild 及 Reid 氏指出, 当声束与肌纖維平行时, 其回波較声束与肌纖維呈直角时显著降低; 并认为回波系来自肌束和肌束間結締組織所組成的界面。

声波进入非均质时, 由于反射、散射与折射, 使声强有所减弱。

声源(超声发生器)近端的声波特性

在一圆柱形超声发生器的最邻近处, 声能是以相同直径(实质上略有縮小)的圆柱声束发出的(图 1)。此区域内的声波由于干扰而并不均匀。此所謂“近场”的长度 l , 可由下式算出(Pohlman):

$$l = \frac{r^2}{\lambda} = \frac{r^2 f}{V} \quad (10)$$

r 是声波发生面的半径, λ 是有关介质中的声波波长, f 是频率, V 是該介质中的声速。

由上述方程式可得知, 近场的长度和半径的平方以及波长的倒数成正比(亦即与频率成正比)。

* 在大部分实验中使用直径 12 毫米的晶体。

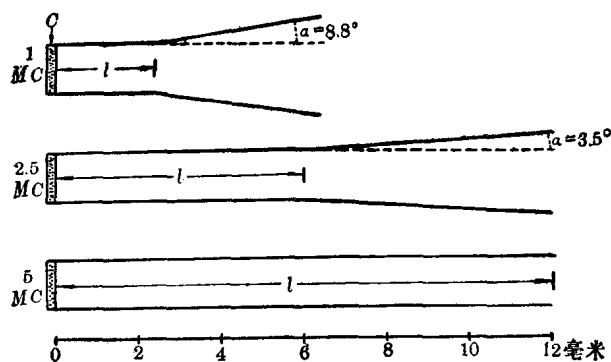


图1. 频率为1、2.5及5兆赫时，声速=1500米/秒的介质中的“近场”，超声发生器的晶体直径为12毫米。

l = 近场的长度， α = 发散角。参照表3。

在近场外，声束逐渐增宽而成为圆锥体形，意指声强随着与发生器间的距离的增加而减弱（图1）。近场外声束的发散角 α （圆锥顶端所形成的角的一半），可由下式得出：

$$\sin \alpha = \frac{0.61\lambda}{r} \quad (11)$$

λ 与 r 的比愈小，声束的扩散愈狭，亦愈清晰和愈强。

从公式(10)及(11)来看，仅在波长大大地较发生器晶体的直径为小时，始能获得一个定向良好的声束。例如波长与晶体直径之比为1:10时，按公式(10)：

$$l = \frac{r^2}{\lambda} = \frac{r^2}{\frac{r}{5}} = 5r \quad (12)$$

及按公式(11)：

$$\sin \alpha = \frac{0.61\lambda}{r} = \frac{0.61 \frac{r}{5}}{r} = 0.122 \quad (13)$$

$$\alpha = 7^\circ$$

若波长与晶体直径之比为1:20，则 l 为 $10r$ ， α 角 = 3.5° 。

频率的选择

如前所述，声波的频率增高时，其穿透力减低，而分辨力则增强，声束的扩散亦缩小。因此为了获得较大的射程，必须应用低频率（吸收较少）；但如其目的为限制扩散而获得较高的分辨力，则应使用高频率。因而，频率的选择系在这些相互矛盾的情况下进行调节。

Hertz 和本文作者的初步研究显示：应用作者

等所用的仪器，在成人用2.5兆赫的频率可以得到胸腔深部的回波信号。仅在非常肥胖者和有时在重度肺气肿病人中，才不得不减低频率到1兆赫，以取得可与之相比拟的回波信号（上述所发生的超声波能调节在5、2.5、1和0.5兆赫）。在瘦的病人，特别是儿童，5兆赫被证实是可取得。由此，作者决定应用2.5兆赫的频率，仅在例外的情况下才使用1或5兆赫。

根据前述研究结果，肌肉和其他组织中的声速接近1500米/秒。当频率为1、2.5和5兆赫时，这些介质中的波长分别为1.5、0.6和0.3毫米。

表3

频率	波长	近场长度	发散角
1 兆赫	1.5 毫米	24 毫米	8.8°
2.5 兆赫	0.6 毫米	60 毫米	3.5°
5 兆赫	0.3 毫米	120 毫米	1.75°

表3显示当声源直径为12毫米、声速为1500米/秒时，在各种频率下的近场长度和发散角。

因而，当频率为2.5兆赫时，即可有一个60毫米（从晶体算起）的圆柱形声束。发散角为 3.5° ，因而在距近场末端约100毫米（确切地为98毫米）处，声束的直径增加了两倍，横断面积从113平方毫米增加到452平方毫米。在距晶体100毫米（60+40毫米）处，横断面积则加倍。

当频率为1兆赫时，在距近场末端16.1毫米处，即距晶体40毫米（24+16.1毫米）处，声束的横断面积增加两倍。距晶体63毫米（24+38.8毫米）处，则增加4倍。

从这些计算中可以看出，当所测组织距晶体不超过40毫米时，用1兆赫的频率是适宜的；当距离超过40毫米但不超过100毫米时，可用2.5兆赫。然而，实际经验指出，当检查人的心脏（和胸腔）时，用2.5和1兆赫的频率亦能记录到距离晶体达150毫米的组织回波信号。

超声的强度

压电石英晶体发生的声强 I ，可从晶体的共振频率和所用的电压计算出。其关系可以下式表示：

$$I = \frac{1.44 \times 10^{-13} U^2 f^2}{\rho V} \text{ 瓦/厘米}^2 \quad (14)$$

U = 所用的交流电压（伏特） f = 频率（赫）

ρV = 声波所通过的介质的声阻抗。

在上述的研究中，最初系应用石英晶体来产生超声波。然而，为了要获得良好的记录，必须尽可能地提高声脉冲的强度。在这一方面，当以钛酸钡代替石英后，即获得了重大的改进；因为钛酸钡的压电特点使之能够产生较大的超声强度，同时能够较敏感地接受回波。晶体经过晶体支架内的小的高频率变压器再连接到发射器后，灵敏度可以进一步提高。所以，目前晶体的最大脉冲强度在频率 2.5 兆赫时为 40 瓦/厘米²。详见表 4。

表 4

超声的频率.....	兆赫	1	2.5	5
软生物组织中的波长...	毫米	1.5	0.6	0.3
超声脉冲的最大声强 (功率换能器).....	瓦/厘米 ²	80	40	20
超声脉冲的最大声强 (普通换能器).....	瓦/厘米 ²	4	3	3
平均声强 (功率的换能器)	瓦/厘米 ²	0.08	0.04	0.02
平均声强 (普通换能器)	瓦/厘米 ²	0.004	0.003	0.003

平均声强是以脉冲宽度为 5×10^{-6} 秒、频率为 200 次/秒计算而得(Böhme)。

(鄺祥惠譯 刘裕昆 潘永輝

錢本余校)

二、超声是一种诊断工具

在医学上，超声曾以许多不同的方式应用于诊断，现将该领域内的发展情况简单地综述如下。

1942 年，Dussik 首先报告将超声试用于诊断。他采用所谓穿透法有些类似常用的 X 线检查法。受检区(此处是头颅)的一侧，逐一暴露于一束平行的超声射线，这些超声射线在通过颅内的不同组织时，部份被这些组织所吸收(各组织的吸收率不同)，余者自对侧穿出而被记录之。于是，形成一个复合的图象显示在阴极射线波屏上，这称之为超声图(Hyperphonogram)。用这种方法，Dussik、Ballantine、Hüter 和另一些学者获得了表示充满液体的脑室系统的图象。然而 Güttner、Fiedler 及 Pätzold 于 1952 年指出，由于颞骨的干扰，用此法不能显示脑室系统。他们所显示的是颞腔内充以水后可获得与 Dussik 等认为表示脑室系统相同的图象。这种

矛盾乃系由于颞骨的单一结构与形式所致。Ballantine, Hüter 及 Bolt 等在进一步研究后，亦认为上述方法无诊断价值。1946 年 Denier 曾试用超声仪(采用穿透法原理)探查人体各器官如心脏、肝及脾的位置。

1950 年，Keidel 应用穿透法的一种变异方法检查每次心脏搏动时心脏容量的变动情况；他用连续的超声在心脏水平面射入胸部，记录通过胸腔后的残余声强，发现这种残余声强随心脏搏动而变动，这是由于在声波通过的途径中，血液、心肌与肺组织之间的相互关系经常变更之故。Keidel 氏所用的频率为 60 千赫。这一方法不能获得心脏容积量方面的变化。除这篇报告外，文献上未见其他有关这方面的资料。

超声用于医学诊断方面的比较实际方法是反射法；发射器与接收器放在探查对象的同一侧，在较长的间隔期下间断发射极短的声脉冲。在每一组织界面，部份声波被反射，而大部份声波则进入较深层的组织，在示波屏中可记录由组织界面反射回来的声量。Gohr 及 Wedekind 于 1940 年提出这一可能性，但未报道具体结果。

1949 年，Ludwig 及 Struthers 首次报告；用这种方法探测胆石和埋入狗肌肉内的异物。这些作者认为，来自软组织的复合反射极不规则，从而无实用价值，但认为若将探查方法加以改进，或有可能用于肿瘤探查。

1950 年，Wild 发表了应用反射方法探查生物组织的初步报告。他从切除的胃癌标本取得了复合回波反射。

French, Wild 及 Neal 曾对脑瘤患者的尸体进行颞部超声检查，在切除的脑瘤标本上亦得到相似的回声图。应用相同的超声仪器，对活体动物的脑部进行检查，发现超声对脑组织无损害。嗣后，Wild, Neal 及 Reid 开始对乳房肿瘤患者进行研究，1952 年，Wild 及 Reid 报告 21 例患者的检查结果，发现乳房癌组织组织的回波反射较正常组织为多，而无恶性肿瘤组织的回波则较对照者为少。

1952 年，Wild 及 Reid 报告；他们发展了一种用原有仪器对活组织进行二维探查法。通过组织中的声束移动与示波屏上的扫描同步，可录得二维法回声图。1956 年，对 77 例乳房触诊异常患者的检查结果，其中 27 例为乳房恶性肿瘤，除 1 例外均有典型的回声图出现；50 例乳房良性肿块患者中，43 例出现非恶性肿瘤的回声图，7 例出现恶性型回声图。

Howry 及 Bliss 用类似二維法, 记录活体动物肢体的横截面, 以及体外良性及恶性乳房肿瘤的截面。

1953 年, Hertz 与作者应用一維法 (A 型诊断仪) 对离体心脏进行检查, 显示可在充满血液的心腔与心肌壁所组成的界面中获得回波, 心耳中的血栓亦可获得回波; 此后, 在病人身上亦得到同样的回声图, 心脏的运动能作为超声心动图而被录得。这是作者研究心脏动力学的因素, 发现在二尖瓣狭窄时, 某些认为来自左心房壁的回波信号即发生性质上的改变。在活体中作进一步研究后, 发现应用超声心动图有可能鉴别单纯二尖瓣狭窄和以二尖瓣关闭不全为主的二尖瓣狭窄, 亦可用以检出渗出性心包炎及左心耳血栓形成, 且亦能用以判断二尖瓣狭窄的程度。此后, 其他作者亦相继应用超声心动图检查, 大体上均同意我们的看法。Eiffert 同我们一样, 在选择二尖瓣狭窄的手术病例时, 常规地作超声心动图检查, 他在 1959 年报道了约 600 例的超声心动图的經驗, 其中 432 例患有二尖瓣狭窄。

Kikuchi 及其同事曾在 1956 年于美国馬薩諸塞州剑桥召开的第二届国际声学会議上, 总结了他們应用超声作诊断的經驗: “当我们探查前胸壁的心尖区时, 我們观察到一种特殊的回声, 它精细地但迅速地来回振荡, 阴极射线示波屏上的回声声强和部位随每次心搏而改变。这种回声无疑地是来自心脏的回声”。这些作者的其他有关超声在医学中的应用的研究工作已述及。

曾用二維法检查乳房肿瘤的 Wild 等人, 于 1957 年报道曾用同样方法探查尸体心脏标本内的心肌梗死, 发现回声图不仅可探查出心肌梗死, 且可探查出左冠状动脉及主动脉。

Satomura 等曾在一种完全不同的方式下应用超声回波法。1956 年和 1957 年, 他們介绍一种应用多普勒效应来取得关于心脏运动情况資料的方法。当連續的声束由胸壁射向心脏, 并从心脏組織折回时, 由于心脏活动而遭受多普勒效应的影响。当此反射波与直接波同时检测时, 出现一个搏动, 其频率为

$$f = 2\mu/\lambda$$

μ = 探查对象沿声波方向的运动速度。 λ 为超声在生物組織内的波长。搏动的频率和探查对象的运动分速度成正比。多普勒信号用电磁示波器记录。Yoshida 及 Satomura 等最近发表有关这一方法的临床应用文章, 这些将在第三部份中討論。

Gurevic 及 Sobakin 最近在关于应用超声診斷内脏疾病的綜述中, 提出离体心脏的二維法超声检查的典范, 然而, 此法似乎无实用价值。Hertz 等亦在用此法进行研究。

Kalmus 介绍一种声学流速計, 其原理是: 用两个相似的超声换能器置于含有液体的管道的二端, 測定上行声波和下行声波的通过時間差。Herrick 及 Franklin 曾用此法測定血液流速。Franklin 曾測定脉冲超声斜行通过狗的主动脉根部所需的時間, 在順血流方向时, 声波通过較快, 逆血流方向时則較慢, 其差值与主动脉内血流的速度成正比。

Rushmer 等曾用超声測量狗心室腔的直径。将两个晶体分別置于心室壁外的相对部位, 可連續记录超声波通过該处所需的时间。

1954 年, Leksell 首次介绍了脑回声图 (一維法), 并指出应用脑回声图有可能检出儿童創伤后的顱内出血, 并指出在大多数成人及儿童的脑回声图中可见到特异的中綫回声波, 該波系来自松果体。Gordon, 应用 Leksell 的方法, 认为中綫回声波来自透明隔, 而不是松果体。Jeppsson 也报道了有关此中綫回声波的进一步研究結果和許多病例的脑回声图的經驗, 指出在儿童, 中綫波来自透明隔与第三脑室壁; 在成人, 則来自松果体, 因成人松果体的声阻抗較大。此外, Vlieger、Ridder 及 Lithander 亦报道了有关脑回声图的研究結果。

在 1956 年 6 月 17~23 日于美国馬薩諸塞州剑桥所召开的第二届国际声学会議上, Kikuchi 等报道应用超声脉冲方法来早期诊断乳癌 (取得不规则复合回声波)。在另一方面, 乳房良性肿瘤并无特殊回声波型, 不能与正常乳房組織相鉴别。这些作者亦报道了有关脑室、脑瘤、腹部肿瘤和胆石等的回声波。如已述及, 他們还发现应用超声波可以观察心脏的节奏运动。

超声亦可用于眼科中以探查眼内肿瘤、視网膜剥离、巩膜破裂及眼眶内异物等。Mundt、Hughes 及 Oksala、Lethinen 等用一維法, 而 Baum 及 Greenwood 則用二維法。

1958 年, Donald 等报道应用超声检查腹部巨大肿块, 包括妊娠子宫、盆腔肿瘤及腹水, 并用超声扫描方法显出腹腔的截面图形。然而, 他們认为, 这些发现仍处于研究阶段, 在实际应用上尚无重大意义, 不应凭超声检查結果来影响临床診斷。

此外, 在超声診斷工作方面, 曾用一小超声束以机械扫描法扫描一个区域而取得二維法图象。通过

这一方法,他取得了满意的前臂和手的骨象。Bannaski 及 Fischer 重新应用超声诊断胆结石症。Hayaski、Kikucki 及 Uchida 最近报告在这一领域内取得良好的效果。Yamakava 应用微型腹腔镜式超声探头检查腹腔内脏器,除其他发现外,尚能检出胆石的部位、数目及大小。

Howry 等亦曾试图在相隔 10° 的二点进行显象,在取得二个复合图象后,再置立体观察镜内观察,以对机体组织进行三维法或立体观察。

人体系由不同的组织和结构所组成,这些组织和结构常呈薄片状,因之反射声波的界面常紧密地叠在一起。因而,当超声从机体表面进入深层组织及肌肉时,可有許多非特异的回波出现。一般地说,较难精确地确定这些回波系来自何种组织结构。系统地于检查部位移动超声发生器来进行扫描,可获得二维法图象。从充满液体的体腔所取得的结果最为满意,眼球充满着体液,且含有几种界限分明的组织,因而最适宜于用一维法或二维法进行检查。

头颅及心脏仅产生极少的特异回声波。这些特异性回声波使之有可能应用一维法来开展脑回声图学及超声心动图学。在后者,心脏的动力学变化使各种回波信号易于识别,而且,可从研究所得的结果,得出有关心脏动力学方面的推论。

最后,应该提一下超声在医学上的另一个完全不同的应用方式。Keidel 于 1950 年报道一种借以估测呼出气体中二氧化碳含量的方法;二氧化碳吸收超声的程度显著地较呼出气体中的其他成份为高,故可根据其吸收程度来估测二氧化碳的含量。

(郭祥惠译 谢淑贞 潘永辉

钱本余校)

三、超声对动物与人体 组织和器官的影响

有关超声对生物组织的影响,文献上已有很多报道。1917 年, Langevin 在制备供水下通讯用的超声发生器的工作中,第一次观察到了超声的这种作用。Wood 叙述:在实验中,当他将手靠近水下的发射器时,即感到“几乎不能忍受的疼痛……有骨头被烧灼之感”(引自 Nelson, Herrick 及 Krusen)。他并观察到当鱼类游入超声声束区时,即告死亡。

1924 年, Wood 和 Loomis 首先系统地进行了有关超声生物学作用的研究。他们利用超声照射使小白鼠、鱼及青蛙发生损伤及死亡,其后对这些动物

进行检查,发现有腹腔内出血和红细胞破坏。1940 年, Conte 及 Delorenzi 观察到脑及脾脏对超声特别敏感。

自从 Pohlman 推荐超声作为一种治疗工具后,这一方法在 40 年代中日益流传,特别在德、法、奥地利及瑞士等国用以治疗多种病痛,尤其是神经痛、肌痛、关节炎、关节病以及其他用温热处理认为有良好效果的疾患。尽管缺乏有关超声对人体组织的影响的详细信息且曾有各种并发症出现的报道,但超声治疗仍相当流行。Buchtala 报道:6 例患者在用超声照射星状神经节后出现心绞痛,心电图显示无病理变化。Henkel 报道在用高强度超声照射心前区 20 分钟后,出现全身性虚脱(超声强度未说明)。Buchtala 提到 Hertzog 曾在 1949 年医学超声工作会议上报告一例支气管哮喘病例,在用超声(期间及强度未指出)照射胸腔与主动脉区后,患者立即感不适,以后逐渐恶化,于第三天死亡,尸检发现呈粥样硬化的主动脉弓发生破裂。

其他作者在许多病例中并未发现并发症。Demmel 于 1951 年报告近 2000 例超声照射躯体各个部份的结果,在随访检查中(一般于治疗后随访数月)并未发现持久损害的迹象。在连续照射时,患者有时有温热感。偶而, Demmel 观察到皮肤起水疱,少数病例有瘀点出现。Demmel 并曾用晶体表面面积为 10 厘米^2 、声强 30 瓦,即输出为 3 瓦/厘米^2 的超声波分别照射 2 名“志愿者”的心前区 6 和 8 分钟。所用频率为 1 兆赫。照射后感轻微不适。照射前、后的心电图显示无病理变化,但有些心率增速。

Koeppen 用声强 $1 \sim 4 \text{ 瓦/厘米}^2$ 、频率为 0.8 和 0.175 兆赫的超声照射 15 例 23~65 岁的患者的心前区,未发现对心脏或循环有任何影响。每一患者在 3~6 个不同时间接受连续照射 10 分钟。治疗期间多次测定心电图,疗程结束后继续观察 4~8 周。Pohlman 在超声治疗方面具有丰富的经验,他认为开始时用 $0.3 \sim 0.8 \text{ 瓦/厘米}^2$ 是相当安全的。如果此剂量无效,则可逐渐增加到 2、3 或 4 瓦/厘米^2 。此种治疗可给予 15~20 次,每次持续 5、10 或 15 分钟。治疗时将探头作按摩移动;为了改善与皮肤的接触,可涂用液体石蜡或甘油。应用 $0.175 \sim 3 \text{ 兆赫}$ 的频率,未见有损害或有其他副作用。但由于前文述及的 Buchtala 及 Hertzog 所报道的并发症, Pohlman 建议在心绞痛患者,应禁止在心前区作超声照射,他认为发生严重并发症者,多由于超过“治疗剂量”所引起。如采用固定的晶体探头, Pohlman

建議將聲強相應地減少至 0.2~0.4 瓦/厘米²，晶体發射面一般為 5~10 平方厘米。

Buchtala 在應用連續超聲法進行治療時，採用為 0.5~1.2 瓦/10 厘米² 的固定晶体探頭，即每平方厘米的最大聲強為 0.12 瓦。在照射局限部位或某種特定結構（如星狀神經節或坐骨神經時），輸出可暫時提高至 1 瓦/厘米²，旨在導致感覺異常，以判斷聲束的照射方向是否正確。只有在這種特殊情況下，才應用這樣高的聲強。

1950 年，Nelson、Herrick 及 Krusen 曾探討有關超聲在醫學上的應用問題，他們認為將超聲當作醫學上的一種通用治療方法，是太危險了。文中討論了實驗動物和組織中所見的各种生物學現象。他們發現以超聲照射狗的大腿後，股骨呈現高度的選擇性升溫現象。上述實驗中所用聲強為 1~2 瓦/厘米²，照射時間為 90 秒鐘。

自 40 年代後期以來，曾進行了無數的有關機體組織的生物學實驗，在很大程度上闡明了超聲的生物學作用，並提供了避免不利作用的知識。

超聲對生物組織的作用機制

1. 機械作用：前已提到，超聲照射時，介質中可產生相當強度的機械力。粒子的加速運動 a 、振幅 A 及振動時的最大聲速 S ，可由下式得出：

$$a = \omega \sqrt{\frac{2I \cdot 10^7}{\rho V}} \text{ 厘米/秒}^2 \quad (3)$$

$$A = \frac{1}{\omega} \sqrt{\frac{2I \cdot 10^7}{\rho V}} \text{ 厘米} \quad (2)$$

$$S = \sqrt{\frac{2I \cdot 10^7}{\rho V}} \text{ 厘米/秒} \quad (1)$$

聲波壓力振幅 P ，最大正壓和負壓的量度，由下式表示：

$$P = 2\pi f \rho V A \text{ 達因/厘米}^2 \quad (4)$$

在一般的治療應用中，超聲頻率為 1 兆赫，其最大聲強為 4 瓦/厘米²。已知 $\rho V = 1.6 \times 10^5$ 克/厘米²·秒（見表 1）可得出下列數值：

粒子加速運動

$$a = 1.4 \times 10^8 \text{ 厘米}^2/\text{秒}^2$$

即超過重力的 1,000 倍，後者約為 0.98×10^3 厘米/秒²。

粒子振動的振幅

$$A = \frac{3.6}{10^6} \text{ 毫米} = 0.036 \mu$$

粒子振動的最大速度

$$S = 22.4 \text{ 厘米/秒}$$

聲壓振幅

$$P = 3.6 \times 10^6 \text{ 達因/厘米}^2 = 3.7 \text{ 大氣壓}$$

所有這些機械能量隨着超聲的頻率而轉變方向（即每秒钟轉變 10^8 次），聲壓的振幅相當於沿着該聲束（此處聲強為 4 瓦/厘米²）的相距半波長（約 0.75 毫米）的兩點之間壓力差的一半。在涉及超聲和液體的實驗中可以看到，由超聲所引起的強烈負壓可產生空化現象。在液體動力學上，空化現象意即由於暫時的負壓而使液體中出現氣泡，這種空隙瞬即消失（Bergmann）。如液體中含有已溶解的氣體，則氣泡中也含有氣體，這種現象稱為假性空化作用（pseudocavitation）。真正的空化作用系指液體中完全無氣體。超聲在單細胞生物體中引起的破壞作用常伴有假性空化現象。當青蛙置於頻率 1 兆赫、聲強 17~20 瓦/厘米² 的超聲聲束中時，可見到空化現象。

Lehmann 及 Herrick 用超聲照射小白鼠，發現其腹膜上有瘀點產生，認為系由於空化作用所致。如在增加外壓的情況下以相同聲強進行照射，則無瘀點產生，這可能是由於外壓的增高防止了空化作用的发生。在正常壓力下用聲強 1 瓦/厘米² 的超聲連續照射 2 分鐘，並無瘀點產生；若聲強為 2 瓦/厘米²，連續照射 2 分鐘，則有 45% 動物可發生瘀點。以上實驗均用 1 兆赫的頻率。如用 0.175 兆赫的頻率，則同樣的聲強能引起較多的損害。隨着頻率的降低，空化作用的產生能力增加，直至頻率降至 0.4 兆赫為止。

2. 加熱作用：除上述機械作用外，由於聲能經吸收後轉為熱能，故尚有發生熱作用。 X_0 處的每秒钟每單位容積的能量吸收可以 $\alpha I(X_0)$ 來表示之， α 是聲強吸收係數（見超聲的吸收一節）。某些研究指出，治療劑量的超聲對組織器官具有生熱作用。Pohlman 等用頻率 0.8 兆赫、聲強 4 瓦/厘米² 的超聲儀照射人體臀部 20 秒鐘，發現在離表面 2~5 毫米深處，溫度增加了 5~6°；而在 2.5 厘米處，溫度分別增加 3.7° 及 2.7°。若再繼續增加照射時間，溫度未見繼續增加，這一平衡狀態部份是由於血液循環的冷卻作用所致。若對死亡組織進行照射，則在較高的溫度時始達平衡。

超聲的一個特點是，對機體的不同組織有選擇性加熱作用，這是由於各個組織的聲波的吸收係數顯著不一之故（見表 2）。Rosenberger 發現：在動

物中,当坐骨神經部位接受超声照射时,神經本身較其上下层軟組織为热。Nelson、Herrick、Kruser等注意到,由于骨的声波吸收系数极高,同样地較其周围肌肉及脂肪組織显著为热。一般而言,超声的加热作用以在骨及結締組織为最显著,血液及脂肪則最小。

Pätzold 及 Born 发现肌腱与筋膜界面有选择性升温。Horvath 观察到各种組織間与其他介质的界面有显著升温。这些结构的加热反应系发生于不同声阻抗組織的界面。当超声从皮肤向下通过脂肪、肌肉及骨时,一旦达到平衡状态后,温度升高最显著的是骨,肌肉和脂肪則相当少。但无论在骨或肌肉,温度增高最显著的部位是毗邻两介质的界面处(图2)。上述区域的温度增高,部份是由于骨的高度吸收系数,部分是有較多的声波从界面反射回肌肉所致。当声波通过骨结构时,因骨质的声阻抗較高,声强迅速变弱,其发热效能亦同时减弱。亦有认为上述结构生热反应部份是由于在这种类型的界面,纵波轉变为横波所致。該横波以高度减幅的剪波形式与原来的纵波传声路呈直角行进。

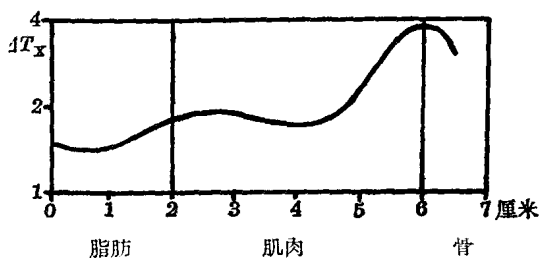


图2. 活体組織中温度上升情况

界面处組織的加热效应随超声频率的增加而增加。Fry 指出,所謂均匀組織亦是远非匀一的,可有許多界面,从而造成超声声能吸收和反射上的不规则。

3. 超声的其他作用: 很久前已知道超声可影响化学反应的速度,但这一效应常和空化现象同时发生,而在治疗剂量时从未观察到此种情况。

在过去20年中所进行的許多有关超声作用的研究中,并未见有延迟反应(如发生于X綫照射后者)发生。

超声和組織損害

超声对器官和組織最显著的作用为加热效应,可以达到破坏組織的程度。此种破坏作用显然亦具有选择性,例如 Bell 发现在小白鼠,需用声强 220

瓦/厘米²的超声照射15秒钟,才可产生皮肤坏死,而用声强12瓦/厘米²的超声已足可使鼠的肝脏实质发生坏死灶。如果“辐射热”的加热效应类似超声所引起者,則亦可产生同样的結果。大剂量超声对肉瘤及癌細胞有破坏作用。Lehmann及 Krusen 认为这是一种加热效应,由于肿瘤組織中存在着許多界面,因而加强了超声的加热效能。Burow 及 Andreevskaja 用声强500瓦/厘米²的超声照射癌組織,发现沒有别的解释能闡明超声对癌組織的选择性崩溃作用。Herrick 用超声照射肌肉中的神經分支,发现神經分支有选择性組織学改变,这亦是由于选择性加热效应之故;肌肉組織則未受損害。

Fry 等认为高声强(30~1500瓦/厘米²)超声能在神經細胞中引起不属加热性质的不可逆性損害,这种損害是由某种特异的作用所致抑或系一种机械性质的作用,則尚未确定。

Dunn 用高声强超声照射小白鼠的腰部,造成运动神經元的损伤从而导致后脚麻痹。他认为这些损伤并非是超声的加热效应所致。至于超声是否具有某种特异的作用,目前尚有爭論。Hüter 等在相似的实验中,用声强300瓦/厘米²的超声間断照射小白鼠脊髓,以产生后脚的瘫痪。在采用10秒内发射4次,每次持續1秒的超声脉冲时,95%发生瘫痪;而应用20秒内发射40次,每次持續0.1秒的超声脉冲时,仅15%发生瘫痪。上述两组动物的超声总能量与总照射時間均相同。这似乎否定了超声的某种特异作用,而支持了超声的加热效应学說。

Bell 等用超声1700瓦/厘米²、频率2.7兆赫、0.25秒時間集中照射有髓鞘和无髓鞘的神經組織,产生所謂微小損害(有时仅損及50个神經細胞)。用同样的声强,但延长照射時間,可产生一个横截面比声束(焦点0.8毫米,频率2.7兆赫)大3~5倍的病变。他們认为在此种超声未曾经过的区域,唯一可能损伤的原因是“热”。然而超声某种特异作用的可能性并不能由此而摒除。Herrick 及其同事亦认为,这些神經反应主要是由于热的作用。

超声对混悬于生理盐水中的紅細胞有溶血作用。这一现象在频率0.3~0.6兆赫时最为显著,但随着液体粘度的增加而减弱。频率在1兆赫或以上时,血液不发生溶解,因此,在实际使用的频率下,机体內不至发生溶血现象。

引起损伤的临界剂量

Koeppen 通过狗及家兔的实验,全面地研究了

超声对各脏器,特别是肝、脾及骨髓的作用。他认为损害程度取决于组织中温度增高的程度。以声强 1 瓦/厘米² 的超声照射 2 分钟后,可引起组织充血,经照射后 21 天的组织学检查显示,在血管内或其他部位均未发现有损害的迹象。然而,用声强 2 瓦/厘米² 的超声照射 3~5 分钟,则可引起血管痉挛及组织缺血,经照射后 21 天的组织学检查仍无血管损伤发现。然而,照射确可引起肝细胞损害,即照射后第三天达高峰。第 21 天时即有再生现象,肝被膜增厚。这一剂量亦使脾脏蒙受损害。用声强 4 瓦/厘米² 的超声照射 2 分钟,可产生循环虚脱,其后在被照射的实质器官中出现广泛的坏死。

1942 年和 1944 年, Lynn 等指出神经组织对超声具有较大的易感性。Herrick 用超声 2 瓦/厘米²、频率 0.8 兆赫的超声对狗的坐骨神经进行照射,发现在照射后,其对于一个特定刺激所产生的动作电位降低 50% 以上,其周围组织的温度上升到 48.5~51.6°C。直接加热至同等温度亦可对神经功能产生同样的影响。Hüter 等用声强 15 瓦/厘米²、频率 0.8 兆赫的超声对人与动物的脑部进行照射,可产生脑电图变化。

在 Dunn 的研究中超声照射小白鼠的脊髓以引起后腿瘫痪,估计了照射时间、超声强度及损伤作用间的关系,发现 20°C 的基础体温时,如声强为 100 瓦/厘米²,则需至少照射 0.8 秒才能使 50% 的动物产生瘫痪,如声强为 50 瓦/厘米²,则需 4 秒钟。

Hüter 又以发射器置手、臂及腿的不同部位,用频率 0.8 兆赫的超声进行照射,引起了疼痛的感觉。痛觉系发生在表面之下,可能是在骨髓。在较高声强的照射下立即可引起疼痛,如用声强 2.5 瓦/厘米² 的超声连续照射,则在 15~20 秒钟后才感疼痛。若声强小于 1.8 瓦/厘米²,则不论照射多久,均无疼痛的感觉。前面已提及, Buchtala 曾报道用频率 1 兆赫、声强 1 瓦/厘米² 的超声照射后,有感觉异常出现。

很多学者曾将超声对横纹肌中血流的作用进行了研究。Bickford 及 Duff 曾用不同声强的频率 0.8 兆赫的超声对照射前臂 10~15 分钟,观察其温度及血流的变化(体积描记法)。当声强为 3~3.5 瓦/厘米² 时,血流量有恒定而持久的增加;声强为 2 瓦/厘米² 时,则仅 1/2 病例的血流量增加。他们认为这种血流量的增加,是由于局部加热效应所引起的血管扩张所致。Bickford 及 Duff 指出声强 3~3.5 瓦/厘米² 几乎是每一病例所能耐受的最高限度。

若超过此限度,则有持续的进行性钻刺样痛发生。Paul 等亦曾研究超声对肌肉的影响,取得与 Bickford 等相似的结论。

Fischer 用频率 1 兆赫、声强 1 瓦/厘米² 的超声照射雄白兔,发现血管间隙呈暂时性扩张。若声强增加到 4 瓦/厘米²,则可导致细胞内水肿。Gersten 用离体蛙横纹肌进行实验,发现用频率 1 兆赫、声强 0.5~3 瓦/厘米² 的超声照射后,膜的特性发生改变。Gersten 认为上述结果并非热的作用,但仅在有限的实验条件下发生,不能凭此说明超声在治疗上的非热性效应。早期的研究曾指出,超声能影响膜对离子的通透性,例如 Lehmann 及 Biegler 曾指出,当在用声强 0.5~3 瓦/厘米²、频率 1 兆赫的超声进行照射期间,离子选择性地透过蛙皮肤组成的膜的量即有所增加。Lehmann 将这一现象归因于超声的加热效应。

Higashino 用声强 0.6~0.9 瓦/厘米²、频率 1 兆赫的超声照射神经肌肉装置 5 分钟,发现超声对神经组织有兴奋作用。他认为这是一种非热效应。

间断照射或脉冲照射作为消除加热效应的方法

选用合适的脉冲式超声仪器,可以减少超声的加热效应。这种仪器能在精确的时间间隔内发射出短的超声脉冲(见四、仪器设备)。每单位时间的脉冲次数与脉冲持续时间的乘积,称做占空系数(duty factor)。Herrick 曾用声强 2 瓦、频率 0.8 兆赫的超声连续照射狗的大腿(占空系数为 100%),结果股骨皮质部的温度增高 12.28°。若超声照射的时间不变,而占空系数为 40% 时,则温度上升 4.18°,占空系数为 20% 时上升 1.98°,占空系数为 10% 时仅上升 0.98°。

在前面提及的实验研究中, Hüter 等发现如将超声的占空系数由 40% 降至 20%,则仅 15% 的小白鼠(而非 40%)于照射脊髓后发生后肢瘫痪。在该二组实验中,超声峰强均为 300 瓦,有效照射时间(脉冲持续时间及频率的乘积)亦一致。

Lehmann 发现用频率 1 兆赫、平均声强 4 瓦/厘米² 的超声照射时,脉冲式照射所引起的充血反应较连续式者显著为少,虽然这二种情况下的局部照射能量和局部机械性作用均相同。

French 等在实验动物(猫及兔子)中,以诊断用超声仪器(脉冲 1000 次/秒,能力系数 1/1000,频率 15 兆赫,峰声强 70 瓦/厘米²)直接照射脑部 15~20

分钟,未见有任何损害。此外,在超声照射后数周内,于适当期间进行脑部组织学检查,亦无损伤的迹象发现。作者之一曾用上述仪器在照射其手臂30分钟,无温热或疼痛感觉,亦无远期并发症发生。

因此,应用脉冲式超声仪可减轻加热效应至最低限度;即使应用极高声强的超声时,亦能消除导致损害的危险性。

频率为 0.8~3 兆赫的超声对组织和器官的作用(小结)

1. 目前一般已公认,活组织暴露于声强 0.5~3 瓦/厘米² 的超声(理疗中所用者)所产生的作用,主要系来自加热效应。在此种声强下,是否尚有其他非热效应所产生的损害,尚有待进一步探讨。

2. 应用间断或脉冲式照射可减少超声所产生的影响,因而只需所用的能量不超过 1 瓦/厘米²,即使应用较高的声强,对组织也无损害作用,仅有温热感。

3. 对人体肌肉进行照射时,产生由加热效应所致的肌肉中血流量增加的阈值为 2 瓦/厘米²,照射 10~15 分钟。

4. 用声强 3 瓦/厘米²、频率 1 兆赫的超声照射心前区 6 分钟或用 4 瓦/厘米²、0.8 兆赫的超声照射心前区 10 分钟,均未见任何病理或功能上的损害。

5. 连续照射时,产生疼痛的阈值为声强 1 瓦/厘米²、频率 1 兆赫或声强 1.8 瓦/厘米²、频率 0.8 兆赫。

超声心动图引起损害的危险性

作者(Edler)所用的超声仪(脉冲式超声仪,II型,西门子厂出品)每秒钟发射 200 次脉冲,最大脉冲持续时间为 $5 \cdot 10^{-6}$ 秒,总发射时间为 1/1000 秒,因而占空系数为 1/1000。应用较新式的换能器,频率 1、2.5 及 5 兆赫时的峰声强分别为 80、40 及 20 瓦/厘米²;由于占空系数为 1/1000,实际平均声强分别为 0.08、0.04 及 0.02 瓦/厘米²。应用普通的换能器平均声强在频率 1 兆赫时为 0.004,频率 2.5 及 5 兆赫时为 0.003 瓦/厘米²(见表 4)。

因此,应用于超声心动图的声强不超过引起人体温热感的 1/10。在这种声强与频率迄今未见对人体有任何损害作用。

从 1953 年 10 月起,作者曾进行了 2500 次超声心动图检查,并未发现任何损害作用。有时在开始检查时,脉搏可增加,但这在一般的听诊中有时亦可

遇到。大部份病例同时并作了心电图检查,除少数病例有上述轻度心动过速外,并无其他改变可见。Hertz 在过去 7 年中,曾反复地对自己进行超声心动图检查,未见任何不良反应。

(郝祥惠译 徐肇珮 潘永辉

钱本余校)

四、仪器设备

研究用的仪器系西门子(Siemens)厂所制造的超声脉冲仪(Ultraschall Impulsgerät II),见图 3。此一应用回声测距之仪器,在工业上系用于对材料作非破坏性探伤。仪器以下列方式工作:为电能所激励的石英或钛酸钡晶体发出短促的超声脉冲。晶体圆片 C 直接压放在研究对象 M 上时,这些脉冲即传入该物体(图 4)。两者之间涂以薄层油质以使其有良好的声耦合。声脉冲遇到物体内部的界面时,部分反射回至晶体,此时该晶体犹如用来接收回声的麦克风(见图 4)。如该物体内的声速为已知且该声速系恒定的,则声脉冲发射与回声抵达间的时距就可以作为晶体与反射界面间距离的量度。声的发射与接收装置连接至阴极射线示波管(CRT,图 4 及 5)。在每一声脉冲发生时,电子束自示波屏的左侧开始,以恒定的速度沿 X 轴向右移动。当回声返抵晶体时即转变为电信号,经放大后送至示波管的 Y 偏转板。这就使电子束作垂直偏转。因而,图 4 中的回声信号 E₁ 及 E₂ 在示波屏上表现为垂直的偏转。当每一脉冲发生时,示波屏左侧同时出现一垂直信号(以下即称之为发射信号 O),从而固定了图

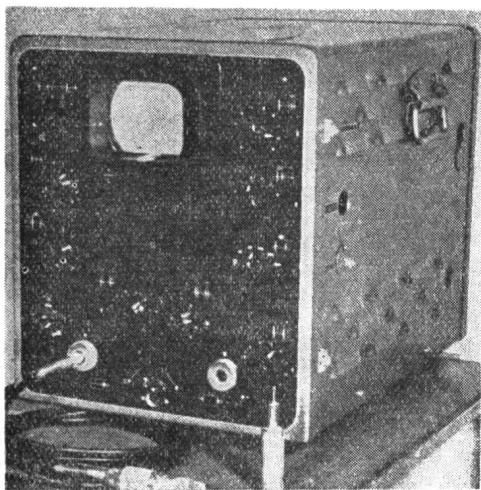


图 3. 超声探伤仪,左前……晶体以电缆接至探伤仪,右前……试块

象上的零点。由于在被测物体內（假定它是一种均质）的声波与示波屏上的电子束两者均以恒定的速度移动，管上X轴可换算成表达晶体与反射面间的距离。图4中 E_2 为来自被测物体的远端界面的回声，而 E_1 则来自物体内部組織上的裂痕F。从示波屏上 $O \sim E_1$ 的间距，甚易测出晶体C与伤痕F间的真实距离。

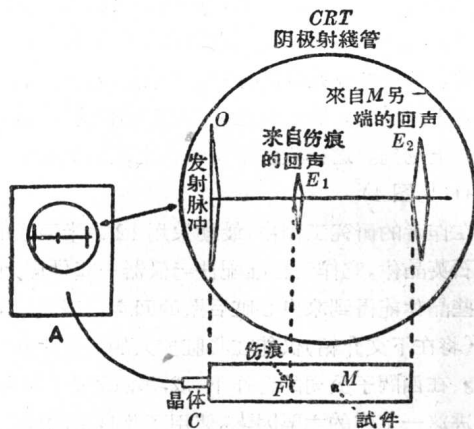


图4. 超声探伤

所有的回声测距法要求声脉冲持续时间确实短于到达反射面的时间，故需应用脉冲短促的高频声波。作者所用的仪器可选择四种频率——0.5、1、2.5及5兆赫。用仪器左侧底部的旋钮4选择（图5）。中间面板上有9、10两个旋钮，左面的一个供调节脉冲持续时间或脉冲宽度之用，右面的一个则供移动发射信号O至一边之用（发射提前或延迟调节——译者按）。从而便于正确地读出测量值。脉冲持续时间可在 2 至 5×10^{-6} 秒之间调节，即在声速为1500米/秒的物体中，相当于脉冲宽度3~7.5毫米。左上1、2两个旋钮系调节示波屏的辉度及聚焦，左侧第三个旋钮系调节输出脉冲的强度与幅度。右下旋钮8可调节回声放大倍数即示波屏上回声信号的大小。右上旋钮5、6可按被测物体的厚度（5为粗调、6为细调）而加调节，俾能在各种情况下充分利用整个扫描线（在物体声速为1500米/秒时，其调节范围为0.8~200厘米）。右侧顶上第三个旋钮7供时间刻度之用，如图6所示，可在X轴上以等长的方波分成等距的时间间隔，该方波的长度可进行调节，以代表声波在介质内通过一定距离所需的时间。此控制器分五档选择，将 $O \sim E$ 间距分成1、2、5、20或50个单位。因而在均质体中，无需确知被测物体的声速，亦可调整仪器，在发射声脉冲到回波从被测物体底部返回的时间內，于示波器上配以所需的方波数。

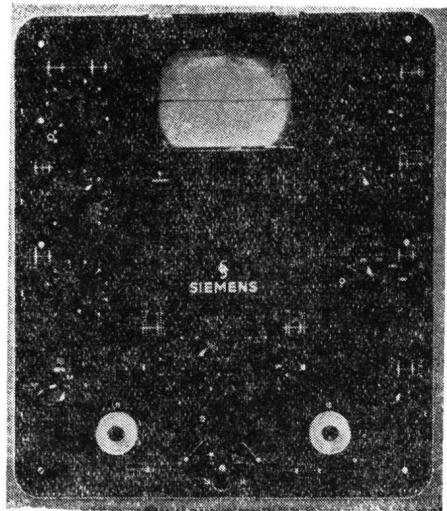


图5. 仪器的控制面板，示波屏在顶部中间

仪器具有展阔示波屏上某一区域的特殊设计，从而能使该部分观察得更为详细。此一X轴展阔仅在X轴的平面上增大图象，并通过增加对X偏转的电子束扫描速度而获得的。与此同时，在声脉冲发射之后，将X扫描的开始时间延迟，仅使所需的部位出现于示波屏上。右侧面板上的一个旋钮可将拟观察的部份移至示波屏的左侧，见图7a、7b。调节右侧最高的两个旋钮（5、6），可减小仪器的工作范围，从而可使有关部份的图象放大，以便仔细观察（图7c）。如属需要，可变动方波的频率，俾使距离的测量更为准确（图6）。X轴的展阔对工作有很大的帮助，因展阔后显示得更详细亦更适合于精确研究。

仪器的脉冲频率为每秒200次。因而发射信号O及回波信号亦以同样的频率在示波屏上出现。

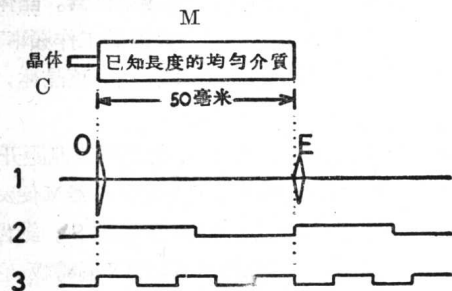


图6. 距离测量的标尺

示波屏X轴上的 $O \sim E$ 间的距离代表声波通过M及返回的时间。方波标记能调准得在 $O \sim E$ 间只产生一个波。如要求测量得更准确，可以调节旋钮分成更多的方波，例如为原有 $O \sim E$ 长度的1/2、1/5、1/20或1/50。1, $O \sim E$ 为50毫米。2, 每一方波的长度为25毫米。3, 每一方波的长度为10毫米。

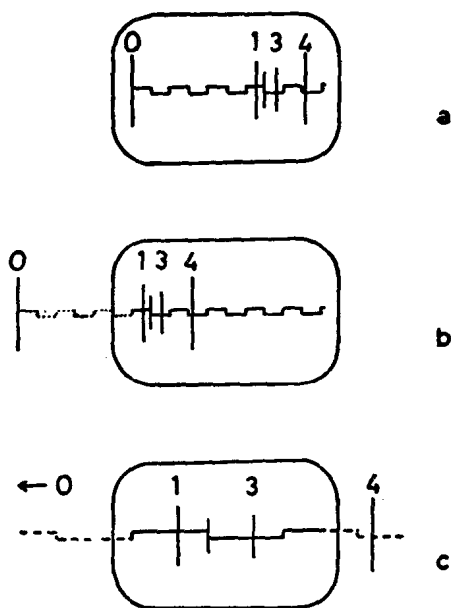


图7. x轴展阔。1、3与4为回声信号。1与3之间是第二个回声信号。a, 供定向用的小比例波形图。b, 波形图中的某一部份移至示波屏左侧。c, 增加x轴的扫描速度, 使该部份展阔

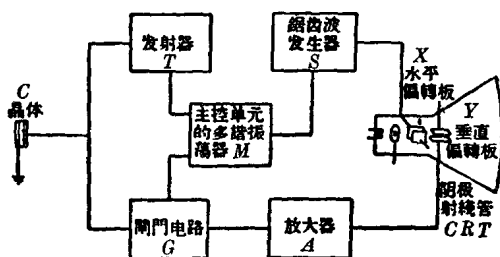


图8. 超声探伤仪的方块图

压电晶体以(柔软的)电缆连接至仪器。晶体面的直径为12或24毫米,因而在仪器的工作频率下,满足良好指向射束的需要。早期使用石英晶体,后来亦用钛酸钡晶体。

探伤仪的结构简图见图8。每当回声测距开始时(每秒200次),主控单元的多谐振荡器M便发出适当的电脉冲至发射器及锯齿波发生器S。锯齿波发生器的输出经送至示波管CRT的X偏转板,它使电子束瞬即回至X轴的零点,然后以定速向右偏移。同一电脉冲同时抵达发射器,使产生所需频率的很少几周(2至25周左右)的电信号,再传至晶体,在晶体中这些交变电位转换成机械振动。若将晶体置于一被测物体上,即可向该物体送入一短促的超声脉冲。

当回声返回晶体时,即出现上述的逆向过程,这

时产生的交变电位由晶体送至放大器。放大后再送至阴极射线管的Y偏转板。每一回声抵达晶体的瞬间,即使电子束从X轴上产生垂直偏转。这样,回声信号 E_1 及 E_2 就出现在示波屏上(图4)。产生方波信号的时标发生器(图6)也送至阴极射线管的Y板。

为了保护放大器免受每个工作周期起始期间来自发射器的高频洩漏的影响,在晶体及放大器输入端间插入闸门电路G。闸门电路在发射器开始动作的同时,为主控单元M的脉冲所关闭。若使闸门关闭后有少许洩漏,则发射脉冲(大为减弱的)亦能在示波屏上见到。这样就便于在X轴上正确认定发射信号O(见图4)。

在作者的研究工作中,最初采用12毫米直径的圆片石英晶体,它作为标准配件与仪器一起供应。使用这些晶体能得到来自心脏后壁的回声。二尖瓣的动作(将在下文介绍)仅能在心脏扩大的病例中获得记录。在西西门子的合作下,成功地改进了探头,是推进这一工作的主要因素。使用了改良后的探头,几乎能在每例中获得二尖瓣瓣膜活动的记录。但在重度肺气肿、过度肥胖及心脏向右移位的病例中,有时仍不能获得记录。现用探头为圆片形、直径12毫米、最大脉冲强度40~80瓦/厘米²(详见表4)。

(徐智章译 吴绳武
钱本余校)

五、记录技术

超声测定心脏的目的,在于研究心动周期中各个结构的活动状态。为此,必需有一种可连续记录移动的回波信号的方法。这可以用摄影法,也可以通过直接描记心电图仪中的一路导程来记录。

摄影法

此法于1954年为Hertz氏及本文作者所叙述。图9、10是记录器装置的略图,示波屏前置以摄影箱。透镜O使示波屏上的图象成象在胶卷F上,胶卷为遮光板所隔。遮光板上开以0.3毫米宽的狭缝S,因而只显示示波屏上图象在X轴上方2~3毫米的一段。胶卷以12.4毫米/秒的定速向前卷动。为此,使用功率为8瓦特的齿轮减速式同步电动机Mo(图11),利用橡皮轮D的摩擦通过蜗杆W及蜗轮S至外复橡皮的滚轴R,后者给胶卷F上移的动力。辅助滚轴V使胶卷紧压在驱动滚轴R上。此种复杂

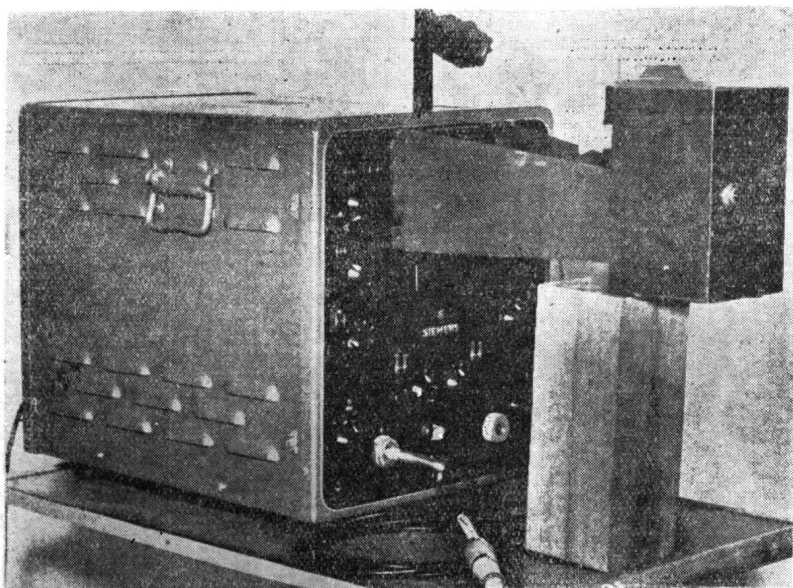


图9. 照相机置于示波屏之前作連續攝影記錄

装置是为了保证胶卷的平滑而連續的运动。此外,为了进一步保证胶卷的这种运动应用弹簧T使驱动蜗杆W与蜗輪S以一定的压力压紧。

胶卷装在暗匣C内,被驱动滾軸R以12.4毫米/秒的定速向上拉动。静止的回声信号在胶卷上描成与发射信号0間呈等距的直綫,参见图10。沿X軸移动的回声信号則呈一条曲綫,与回声源(即产生回声的結構)的活动相应。应用X扫描的展闊及X軸位移,可有选择地与詳細地观察某一区域(见图7)。图12a是供定向用的小比例图,图12b則为其中某一部份的展闊图。图形旋轉90°,横轉观察之,因此

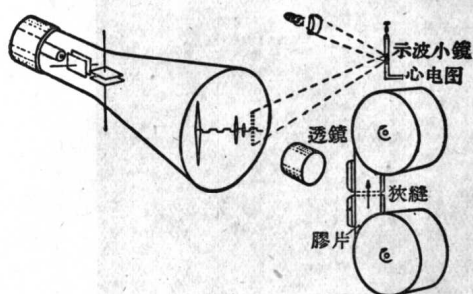


图10. 示波屏上移动的回声信号的連續攝影記錄装置,胶片以恒速經过狹縫,透鏡使回声信号记录于胶卷上,M=鏡式检流計的示波小鏡,ECG=連到心电图仪,不动的回声信号在胶片上呈一直綫,移动的信号則产生相应的曲綫波动

可从横座标上讀出時間,纵座标上讀出幅度。

1. 心电图记录: 心电图能在胶卷上与超声同时记录(图10)。此系通过在摄影箱上方置以接至心电图仪一路导程上的鏡式检流計来完成(心电图仪具有光学记录設備 Klinik, Elema)。調整检流計的示波小鏡,使其反射光束于示波屏上产生与回声信号同高度的一条垂直綫(比較图10)。在心电图仪记录心电图的同时,按同一比例记录至超声胶卷图上。心电图中的时标亦适用于胶卷之曲綫上。这就是超声心动图。此間应用的 Klinik 心电图仪,其记录紙用同步电动机轉动。該仪器还有在描图紙上划出0.02秒間隔时标的装置。紙速40或100毫米/秒。

回声源的活动幅度能在图形的纵向讀出。最好应用試块所得的标度作为参考。

2. 試块: Effert、Hertz 及 Böhme 氏曾介紹过这种試块法,它可用來簡捷地检查仪器刻度。这种試块是一适当长度的圆柱形鉛块,其一端与压电晶体相連接(图3)。长度选择得使声波从晶体到試块另一头来回一次的时间,与通过任何方向2厘米血液的时间完全相等。該試块可通过一專門的輸入装置代替原有探头而連接至仪器本体,这时示波屏上就出現很多的回声(图13)。这是由于声脉冲在晶体与試块另一端之間反复来回地冲碰(产生多次反射——譯者按)所致。故在这些回声間均为定距,