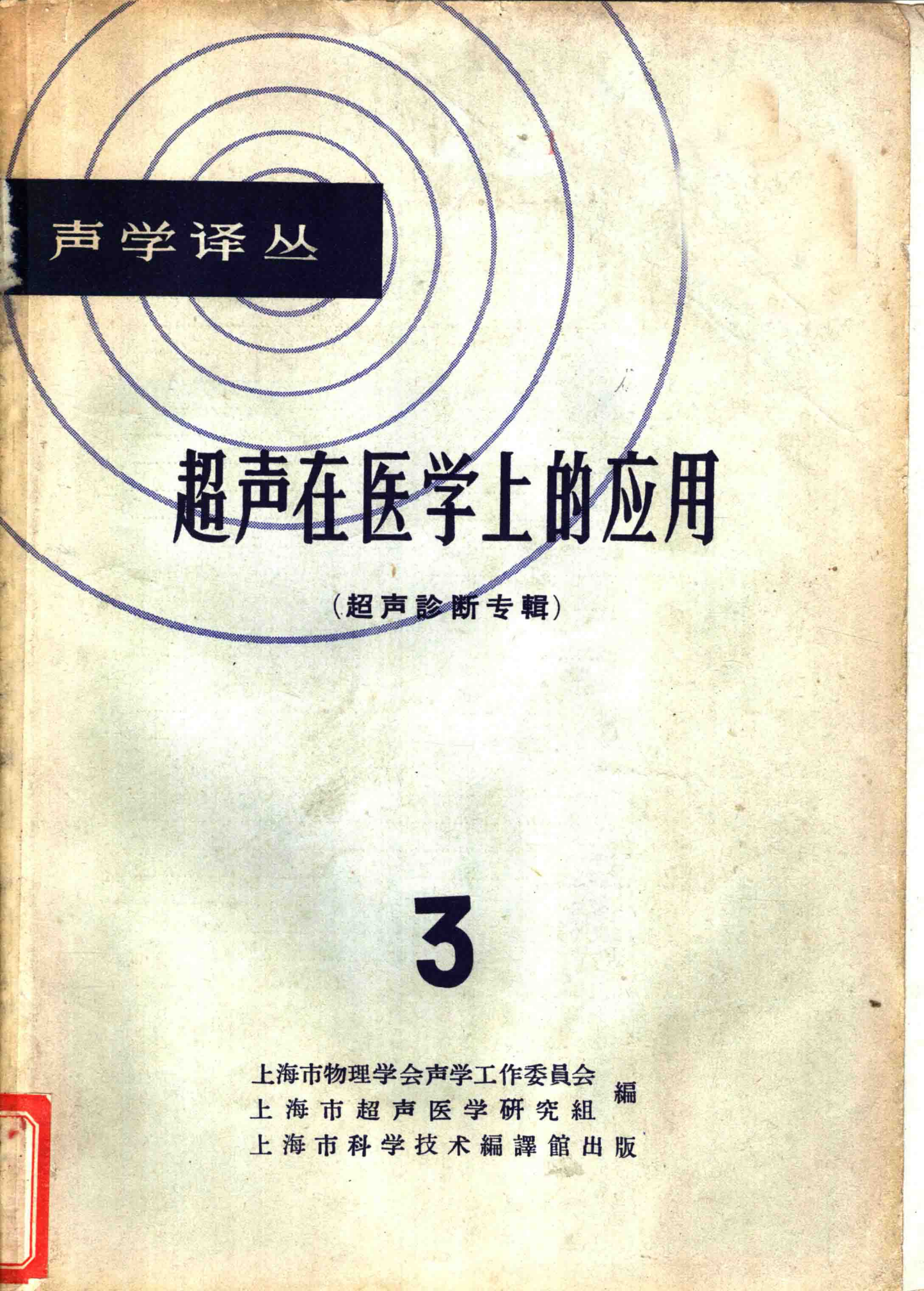




声学译丛

超声在医学上的应用

(超声诊断专辑)

3

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

声学译丛 总第 27 号

超声在医学上的应用

第 3 辑

(超声诊断专辑)

上海市物理学会声学工作委员会 编
上海市超声医学研究组

*

上海市科学技术翻译馆出版

(上海南昌路 59 号)

上海市印刷六厂印刷 新华书店上海发行所发行

*

开本 787×1092 1/16 印张 7 字数 220,000

1966 年 5 月第 1 版 1966 年 5 月第 1 次印刷

印数 1—2,200

编号 14·373 定价(科七)1.00 元

妊娠超声图法——探討其安全性	1
超声波对妊娠的影响——实验的研究	2
医用超声学	5
顱外肿块影响脑回声图的解释	12
脑回声图	15
脉冲超声——临床应用的說明	19
脑回声图和脑外血肿	30
超声在顱内疾病诊断方面的应用	38
时间-振幅型超声图的眼科临床价值	42
眼超声图中的声学幻影	46
超声波诊断的现状	49
心脏的超声探查	53
超声波检查法在心脏方面的应用	59
超声波作为常规的临床研究	63
超声胎头测量术	66
应用声納诊断水泡状胎块和妊娠	71
超声在诊断腹部膨胀中的应用	73
超声反射法在妇产科领域中的诊断价值	77
盆腔肿块的超声波诊断	79
手术时应用超声探查肾结石	82
医用超声脉冲回声仪器的测试	84
用于超声显象的实验性扫描装置	88
用脑回声图法技术记录顱内压的方法	91
肾音图——經由輸尿管音导管记录肾动脉搏动诊断肾血管疾病	95
超声多普勒差频血流计电路及其实际应用	99
声波心容量測驗法记录左心室容积	103
一种新型携带式应用超声换能器的脑回声仪及其临床应用	106

妊娠超声图法——探討其安全性

D. S. Andrew

深部組織可用超声射綫显现出来(Donald, Mac-Vicar 和 Brown, 1958; Donald 和 Brown, 1961)。这种診斷法在妊娠中的应用, 引起了对正在发育的胚胎有无危害問題。对这个問題, 曾以受精卵曝露于脉冲超声射綫下进行了实验研究。

一、方 法

1. 蛙卵实验

将交配过的蛙, 分别放在水槽內, 直养到产卵。这些蛙每日观察两次, 因而产卵時間能被肯定在已知的 12 小时內。卵分为 20 組 (10 組处理, 10 組对照), 放在有标签的瓶中, 并每天换水。这些瓶保藏在戶外阴凉处, 使霉菌的生长减至最少。

器械的照片示于图 1。第一瓶卵被移放到玻璃漏斗 E 中, 卵在该处下沉到狭窄部。加上一些水后, 把声头放在玻璃漏斗的寬闊部, 使声头的下端浸入水中, 注意排除气泡。声头用 Kelvin & Hughes V 型超声探伤仪激发。对准声头, 直到示波屏上在事先校正好的相当于晶体到塞子間距离之处出现强回声。这証明声波在其从发射晶体到塞子再回至接收晶体的行程中, 穿过了卵子。对照组卵子放入漏斗 C 中。24 小时后, 把两組卵都回入瓶中。其余各組輪流重复实验。这样在 11 天之后, 所有卵子在其胚胎发生的最初 11 天中, 都遭到过 24 小时的声波照射。对照组卵子保持同样的条件, 但不用超声波处理。

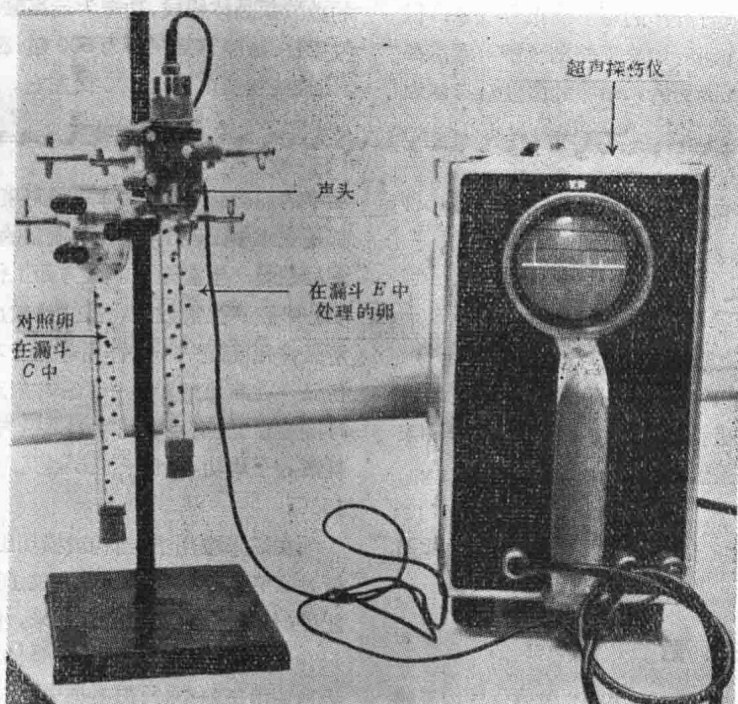


图 1

2. 鱸鱼卵实验

由于取得卵子样本的实际困难, 仅能在两个各別排卵的材料上作实验。实验在受精后 48 小时进行。第一个样本处理了 3 小时, 第二个样本 5 小时。

把受精卵倒入管子的狭窄部, 装一些水。实验的其他方面与蛙卵同样处理。每管中有几百个卵子, 但没有计数。处理和对照的卵子占相等容积, 其数目象非常相似。当实验完結时, 处理过的和对照的卵

超声波对妊娠的影响——实验的研究

水野重光 竹内久弥

作者就超声波诊断法对妇产科领域的应用予以讨论,确信这种方法是很有前途的。应用于超声波诊断一般对身体组织完全无害,鉴于有关诊断用超声波对性器官和孕卵影响的报告十分罕见,兹就进行的一系列实验^[13,14]中介绍其一部分。

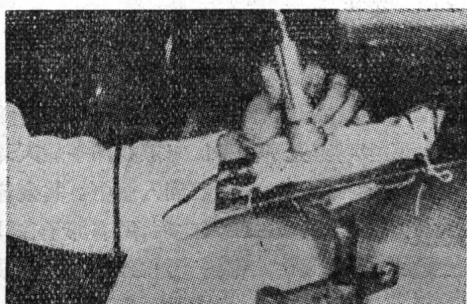


图1

一般关于超声波对身体的影响的报告较多,但对其作用机制和副作用等尚缺乏深刻了解。通常在应用超声波治疗方面的场合,适中的强度对身体为

良性刺激,过度则引起破坏或抑制作用,并特别重视对妇产科领域中的破坏作用,对卵巢和妊娠子宫的照射是禁忌的。

这次,脉冲法超声波诊断时,作者应用1兆赫的超声波脉冲和50千赫连续超声波进行实验。

一、超声波脉冲对孕卵的影响

将超声波诊断法应用于妇产科领域的场合,如无视于对妊娠的影响则其在实际应用上就无法发展,然而,到现在为止尚未提出解决这一问题的报告,而只认为超声波脉冲能量极小大概无害。由于不能安于没有直接的证明状况,就进行了下列实验。

1. 实验装置和实验方法

(1) 超声波发生器 日本无线制 SSD-II 型手提诊断装置,频率为1兆赫,探头为30毫米直径的钛酸钡晶体组成,功率为最高输出电压100伏。此时条件:脉冲重复频率为500赫,脉冲宽度约100微秒,探头接头电压为800伏左右。

子样本,分别放在充满水的浅碟内。空气通过那种浅碟扩散到水里。

二、结 果

1. 蛙卵

在21天内孵出了外形良好的蝌蚪,具有发育良好的体和尾。实验组 and 对照组之间,在发生率和宏观的外观上无显著差别。

2. 鳕鱼卵

在10天内孵化。能见到眼和脊髓,没有大体结构上缺损的迹象。

三、讨 论

Fritz-Niggli 和 Boni (1950)用超声处理果蝇卵、蛆及蛹,产生了显著的发育畸形。这种畸形与X线产生的近似,而完全不同于热力产生的。Bonhomme 和 Pourhadi (1957)在超声处理螯虾卵后,观察到小头畸形、无脑畸形、脊柱扭转、肢体缺损、眼萎缩和其他先天性畸形。这些研究者都是用达到4瓦

功率的连续超声束。这样的超声束在水中产生空化,那是在水中出现气泡,在声振动的影响下气泡长大,最后破裂产生激波。这方面工作者相信空化能阐明许多超声生物效应,虽然热效应和化学品长链的解聚作用能起一部分作用。用于本实验中的超声探伤仪,在声头处产生一个脉冲射束。每一脉冲持续时间短暂,没有足够的时间供给气泡的出现和扩大。耗散的平均功率小于1.5毫瓦/厘米² (Donald等, 1958)。

在临床应用中,当构成横切图时,声头来回摆动横过腹部。一次横切的时间仅1至2分钟,而且要记住射束的最大直径是1厘米,胚胎在射束中大概只有几秒钟。在另一方面,鱼蛙卵虽然搁置在固定的声场中历24小时,但是仍无发育畸形可见。Donald等(1958)早先曾证明脉冲声波对猫脑无影响。本实验为脉冲超声波在临床实践中的安全性提供更进一步的证据。

周永昌译自《The British Journal of

Radiology》37(435):185~186, 1964.

表1

妊娠日数		大白鼠数	平均胚胎数	平均胚胎重量(克)	畸形	备注
18	超声波组	5	8.4	0.75 ± 0.07	(-)	
	对照组	4	8.5	0.72 ± 0.11	(-)	
19	超声波组	10	7.7	1.88 ± 0.02	(-)	子宫内胚胎死亡1例
	对照组	6	7.2	1.83 ± 0.13	(-)	子宫内胚胎死亡1例

(2) 照射方法 如图1在无麻醉状态下固定大白鼠使背部位于固定台上,用脱毛膏将腹部脱毛约 5×5 厘米大小,脱毛部涂敷以橄榄油,手持探头在轻度接触腹壁的状态下进行之。

(3) 实验方法 从大白鼠阴道分泌物检查确认为发情期者,使用体重120克左右的Wister系成熟的雌鼠,将其与雄鼠关闭于同一饲养箱内一晚,次晨如发现阴道内有精子者为交尾完成,以后连日检查阴道分泌物确认为妊娠。将确定为妊娠的大白鼠25只无差别地划分为两组,一组为超声波照射组(15只),另一组作为对照组(10只),超声波照射组在妊娠第8,9,10日的3日间进行连日照射,照射时间为一日一次10分钟。

两组在同一条件下饲养,在妊娠第18日和第19日剖腹取出胚胎观察之。

(4) 实验结果 照射组和对照组均无母鼠之死亡例,也未显示流产的征候例。在妊娠第18日和第19日予以剖腹,取出胚胎观察的结果如表1所示。妊娠第19日例的超声波照射组中1例只见残余胎盘而胚胎已被吸收,同腹的6只其他胚胎认为完全没有异常。并且,对照组的1例虽同腹的8只胚胎未见异常,但亦有1只胚胎已在子宫内死亡。此外则未见异常,所以不能证明超声波脉冲照射导致胚胎死亡。其次,胚胎的发育状态在胚胎重量的比较上超声波组和对对照组之间未见差别,且均无外观上的畸形。

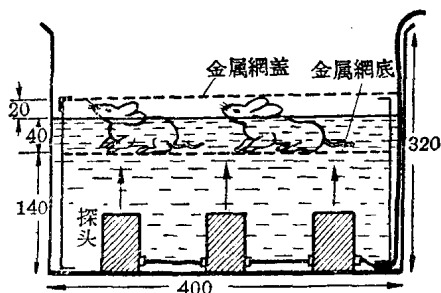


图2

根据Wilson^[3]氏认为X线照射对大白鼠孕卵的影响,在妊娠第8,9,10日所见场合,妊娠日数越小致死率越高,各种畸形的发生率在第9日最高,即孕卵的分化开始的一定时期对物理作用最敏感,那是说大白鼠在妊娠第9日的情况。超声波脉冲当然并不与X线显示同一影响,以孕卵的这种基本性质为前提,进行了本次实验。其结果在上述实验条件时判明超声波对大白鼠孕卵完全无害。

二、50千赫连续超声波对大白鼠孕卵的影响

过去有若干观察治疗用超声波对孕卵影响的报告,均为450~1000千赫范围较高的频率,而未见较低频率的实验,作者进行了50千赫超声波对身体影响的一系列实验,讨论了它对妊娠初期的影响。

1. 实验装置和实验方法

(1) 超声波发生装置 国际电气厂制,频率50千赫,电功率1千瓦,探头使用铁淦氧磁物(ferrite) II型6。

(2) 照射方法 在图2的 $40 \times 40 \times 32$ 厘米的水槽中,每2排放3个探头,在金属网的容器内将大白鼠躯体全部浸于水中,并具有自由运动状态,超声波可照射其全身,大白鼠不予剃毛,为了与水的亲和性添加有界面活性剂,同时水槽中的水温保持 30°C 。

表2

	妊娠率	妊娠继续率	平均胚胎数
超声波照射组	12/15	$\frac{11}{12}$ (1例流产)	7.8
对照组	9/15	9/9	7.8

表3

		大白鼠数	胚胎总数	平均胚胎重量(克)	畸形
19日	超声波组	2	18	1.79 ± 0.15	(-)
	对照组	1	9	2.10 ± 0.16	(-)
20日	超声波组	8	60	3.71 ± 0.22	(-)
	对照组	7	60	3.82 ± 0.20	(-)
22日	超声波组	1	8	5.12 ± 0.25	(-)
	对照组	1	1	7.10	(-)

(3) 声压分布的测定 超声波对身体的影响场合下当然有其强度问题,迄今的报告几乎都以探头面的声功率来表示的,而在实际身体上则没有测定对象未知的强度,作者等本次实验条件则加以测定

声强, 声强度有各种因素, 本次使用频率以 50 千赫为基点进行声压测定, 即使用宽频带域行波探头, 测定在大白鼠的位置水平方向和探头面垂直方向的两个方向的声压分布, 在大白鼠的位置上有 40~60 毫巴。

(4) 实验方法 大白鼠和妊娠的确定与上述用脉冲实验相同, 本次将完成交尾的大白鼠 30 只无差别地划分为两组各 15 只, 一组为超声波照射组, 另一组作为对照组。超声波照射依照上述方法, 从交尾完成的次日起三日間連日各照射 30 分钟。对照组则不予照射, 其他一切条件均同, 从交尾完成的次日起 3 日間連日放置于水温 30°C 的水槽中 30 分钟, 以后在同一条件下饲养之。

(5) 实验结果 仅只确认交尾不能作为受胎的证明, 但是由于确定妊娠又不能获见其对早期受精卵的影响, 划分确认交尾的大白鼠为照射组和对照组两组, 继续检查阴道分泌物来确认妊娠, 比较妊娠率则可察知其对着床前受精卵的影响和着床障碍。

观察关于确认妊娠的经过, 妊娠第 19 日、20 日、22 日分别剖腹检查胚胎结果为表 2 所示。两组均经全部实验过程而无母鼠的死亡例。关于妊娠率则以超声波照射组方面为高, 每只的平均胚胎数则并无差别, 亦无从阴道分泌物检查和其他所见要考虑为极早期的妊娠中断例, 所以说超声波并不引起孕卵死亡。至于其后的妊娠继续率中照射组有 1 例流产, 但认为系照射影响尚缺乏理由。

其次, 测定胚胎体重的结果为表 3 所示, 妊娠第 19 日、20 日、22 日的各组中其平均值看来超声波组均偏低, 妊娠第 20 日组这里所见结果具有统计学意义, $t=2.87$, 误差 $<1\%$, 即照射对胚胎的发育有意义, 而剖腹时胚胎完全生存。关于畸形的发生, 从外观上看二组完全不能区分。

本实验从交尾后 2 日起至 4 日进行超声波照射三天, 这在胚胎学上相当于受精卵从 2 个细胞期至桑椹期的分化时期, 且从着床前开始上述的实验条件判明了 50 千赫超声波对孕卵无致命作用亦无阻碍着床作用, 可是, 用超声波照射受孕卵发育的胚胎和对照组比较发育较前者差这一点是值得注意的。关于畸形的诱发作用从成立临界期的问题而有必要考虑照射时期, 这里尚不能得出结论。

三、总结和备注

随着超声波技术的发展, 有可能用超声波对人体进行各种诊断和治疗, 但是关于它对身体的作用

仍有很多未了解之处。

用于超声诊断中的超声波脉冲, 其平均声强度是非常小的, 一般报告对身体、脑、血球细胞等无损害, 可是, 关于妊娠的报告却十分不同, Donald 等^[5]使用 2.5 兆赫探头发生的声能最高为 0.5×10^{-4} 焦耳/脉冲, 它在人体约有 1/2 以下衰减, 对妊娠的诊断使用认为是无害的。石原^[6]称在妊娠初期用脉冲进行诊断孕妇一切经过正常, Kossoff 等^[7]还用于鼯鼠 100 只进行试验, 也称确实无害, 但其确切资料不明, 没有对孕卵系统的实验, 也无明确安全性的报告。最近 Andrew^[8]用之于蛙和淡水鱼的卵, 超声波脉冲证明对这些卵的发育未见任何障碍。在我们实验从目前行波探头的测定中得到超声波脉冲的声强度, 为现在使用于诊断用的超声波脉冲提供了无危害证据之一。

关于强功率超声波对妊娠影响的报告不多, 而 Thiele^[9]报告使用 1000 千赫可引起鼯鼠、大白鼠和豚鼠的流产, 勝田^[10]用 450 千赫于鼯鼠来使之中断, 发现有出生幼鼠发育不良死亡率高等情况。有贺^[11]也称可能使鼯鼠流产, 里井^[12]则进一步使用 1000 千赫大剂量作妊娠初期照射称可引起大白鼠流产, 这些报告均强调超声波照射对妊娠的危害性, 使用频率以 450~1000 千赫为主的治疗用的强功率超声波。

作者用频率较低的 50 千赫超声波对着床前的大白鼠孕卵影响进行观察, 这是过去医学上几乎不使用的, 因而不知其对身体的影响, 其结果在本实验条件下 50 千赫超声波对孕卵没有丝毫致命的作用, 亦未见对着床有阻碍作用, 但胚胎的发育有延迟。本实验的超声波试验条件是给定的, 现在进行的为 50 千赫超声波治疗应用作为基础, 研究其对身体的作用, 特别是作为影响癌组织研究的一部分, 此种程度的声强度对身体组织完全无害, 且经实验证明有抑制癌的作用, 当然, 可以认为 50 千赫为强的声强度对妊娠也有各种影响, 胚胎的发育延迟情况也与 X 线有同样的作用, 这方面与 Wilson 的看法一致, 关于促使畸形的作用方面, 认为有必要考虑其成立临界期, 而将进一步讨论照射时期。

迄今的报告关于增加声强度的考虑不多, 也无一定标准, 本次实验对测定使用行波探头的声压, 获得了一种解答, 今后这方面尚待进一步讨论之。

参考文献

- [1] Pohlman, R.: Dent. Med. Wsch., 65:251, 1939.

医用超声学

(論文評述)

J. A. Newell 等

一、緒 言

近年来超声学在医学中的应用已大为增加,但有关其应用的物理学方面却討論不多。几乎所有的論文是为医学讀者所写的,而物理学的叙述提得极少。即使为技术人員所写的論文中亦主要限于所用仪器的技术介紹,而未討論到超声本身的物理学及其与人体組織的交互作用。这方面类似于好多年前X綫治疗及診斷中的情况,那时X綫已广泛地应用、仪器亦已誕生,但X綫的物理学方面与其和人体組織的交互作用,却接触得极少。

本文将簡短地叙述超声領域內有关的物理学方面,以及超声的发生与測量。然后将叙述医用超声在两类主要应用方面已做的工作,特別詳述了物理方面与技术方面。

二、物理学方面

可聞声和超声为同一物理现象的两个方面:即在介质中传布的机械振动。从医用目的來說,它們之間的主要区别不是以其可聞度而是以波长为依据。組織中的声速接近于水中的声速,就是每秒1500米,因而在1兆赫的常用頻率时,組織中的波长为1.5毫米左右。如試把波动所传布的能量聚焦,則能量集中可达的最小直径为波长所决定。若用波动

描画某一目标时,所能获得的最好分辨力系为波长所决定。上述两点在光学中已很熟悉。在兆赫範圍內的頻率由于它們的波长适当而被用至医学中。因为其波长的量度較人体内大多数器官为小,而有利于聚焦及描画,故而是适当的。亦由于其波长較沿用的大多数超声声源的直径为小,而繞射与干涉效应使能够从这些声源获得十分清晰的超声射束,故而是适当的。

声的现象已在好多教科书上叙述过。其中完整的或专门的超声著作有 Blitz (1963)、Hueter 与 Bolt (1955)、Noltingk 与 Terry (1957) 及 Barone (1962)等,这些著作較以下介紹者更加詳晰。Bergmann (1954)的著作涉及这一問題的各个方面并且收集了大量文献。Fry 与Dunn (1962)在超声用于生物学研究的綜述中,給予超声声场的物理学以及传布与計測量方法上的描写。

1. 平面声波

声的平面波可用几項关系式叙述。可用周期性的压力变化与平均压力表达:

$$p = p_0 \cos(\omega t - kx)$$

式中: p_0 ——压力幅度, ω —— $2\pi \times$ 頻率,

k —— $2\pi/\lambda$, λ ——波长

或以质点 a 的周期性位置变化表示:

$$a = a_0 \sin(\omega t - kx)$$

- *****
- | | |
|---|---|
| [2] 田中・他: 日本音響学会研究表会予稿 5:1952. | 1951. |
| [3] Wilson, J. G.: J. Cell. & Comp. physiol (Suppl. 1) 43:11, 1954. | [10] 勝田 稔: 仁泉医学, 6: 60, 1956. |
| [4] 和賀井敏夫: 超音波技術便覧, p. 799, 日刊工業新聞社, 1960. | [11] 有賀槐三: 日大医誌, 11: 143, 1952. |
| [5] Donald, I. et al.: Lancet. 1:1188, 1958. | [12] 里井伸吾: 日大医誌, 17: 192, 1958. |
| [6] 石原啓男: 日産婦誌, 12:1829, 1960. | [13] 水野重光・他: 第4回日本超音波医学研究会講演論文集, 1963, p. 7. |
| [7] Kossoff, G. et al.: Personal Communication, 1963. | [14] 竹内久弥・他: 第5回日本超音波医学研究会講演論文集, 1964, p. 31. |
| [8] Andrew, D. S.: Am. J. Radiol, 37:185, 1964. | 燕 山譯自「医学のあゆみ」51(4): 141~144, 1964. |
| [9] Thiele, W.: Geburtsh. u. Frauenh, 11:449, | |

对时间进行微分, 得到质点速度 u 与质点加速度 $\dot{u}$:

$$u = u_0 \cos(\omega t - kx); u_0 = \omega a_0$$

$$\dot{u} = \dot{u}_0 \sin(\omega t - kx); \dot{u}_0 = -\omega^2 a_0$$

用关系式 $u_0 = p_0 / \rho c$, 此处 ρ ——介质的密度, c ——介质中的声速, 能量密度 E 能用几种方法表达:

$$E = \frac{1}{2} p_0 u_0 / c = \frac{1}{2} \rho u_0^2 = \frac{1}{2} \rho a_0^2 \omega^2 = \frac{1}{2} p_0^2 / \rho c^2$$

声强 I 为每秒钟内通过垂直于射束的单位面积内的能量:

$$I = Ec$$

伴随能量密度者为动量密度 $M = E/c$ 。在声波的方向改变时, 例如在界面处吸收或反射, 则界面上所受到的力与其动量变化的率相等而方向相反。若界面作完全吸收, 则声波完全消除而动量的变化等于其入射动量。辐射压 F 可表达为:

$$F = Mc = E = I/c$$

由于超声场的生物效应有赖于声场的多种参数, 了解在不同频率与不同强度下的幅度参数是重要的。表 1 示水中在强度为 1 瓦/厘米² 及频率为 1 兆赫时, 以及强度与频率间关系的一些参数的幅度值。

表 1 水中超声场的一定参数的幅度

幅 度	1 兆赫及 1 瓦/厘米 ² 时的数值	与 I 的关系	与 ω 的关系
质点位移 (a_0)	1.86×10^{-6} 厘米	$I^{\frac{1}{2}}$	ω^{-1}
质点速度 (u_0)	11.7 厘米/秒	$I^{\frac{1}{2}}$	—
质点加速度 ($\dot{u}_0$)	74.9×10^3 克	$I^{\frac{1}{2}}$	ω
压 力 (p_0)	1.7 大气压	$I^{\frac{1}{2}}$	—
幅 射 压 (F)	67 达因/厘米 ²	I	—

部分声波从介质声阻抗改变的界面上反射。正常入射时的声反射系数为:

$$a_r = \frac{\rho_2 c_2 - \rho_1 c_1}{\rho_2 c_2 + \rho_1 c_1}$$

式中 $\rho_1 c_1$ 、 $\rho_2 c_2$ 为第一及第二介质的声阻抗。

正常入射时的压力传递系数为:

$$a_t = \frac{2\rho_2 c_2}{\rho_2 c_2 + \rho_1 c_1}$$

在两种介质间的薄层效应更属复杂。若有某一介于周围介质之间的声阻抗物质而其厚度为 1/4 波长的奇倍数时, 则其传递最大。而且, 若其特性阻抗 $\rho_2 c_2$ 满足于关系式 $(\rho_2 c_2)^2 = (\rho_1 c_1)(\rho_3 c_3)$ 时, 则为完全性传递。此外, 若该层的声阻抗并不介于周围介质之间, 例如软组织间的硬膜或一层骨质, 则当其厚度为半波长的倍数时传递最大。在厚度为 1/4 波长

的奇倍数时, 传递最小而反射最大。

2. 来自确定声源的声波

声波仅当声源直径甚大于其波长时, 才近于真正的平面波。如上所述, 决定其量度之一但非决定其多种量度的医用超声的波长, 小于声源的直径。故声源的一定大小是很重要的, 并且影响从它辐射出的声场。

与光学中一样, 从确定声源辐射两个声场区域。近场区或 Fresnel 区为从声源边缘与从声源中心所至声场轴上某点的距离差别甚大于波长。远场区或 Fraunhofer 区在近场区之外。在轴线上强度的一般公式是:

$$I = I_0 \sin^2[(\pi/\lambda)\{(d^2 + a^2)^{\frac{1}{2}} - d\}]$$

式中: I_0 ——常数; d ——从声源沿轴线的距离; a 声——源半径。近场区中的轴线上在 $(d^2 + a^2)^{\frac{1}{2}} - d = n\lambda$ 处有声强最小点 ($I = 0$), 此处 n 为一整数, 以及在 $(d^2 + a^2)^{\frac{1}{2}} - d = (2n + 1)\lambda/2$ 处, 为声强最大点 ($I = I_0$)。

在近场区中轴线以外, 若忽略吸收则由于声射束中总能流恒定, 强度必有类似的最大与最小值。必需记住超声用回声探测来检测目标时, 在声射束的近场区中具有几个最小强度的界面。若这些目标较小, 由于它们可能处于射束强度的最小平面上, 故仅能得到小回声。在近场区中射束区域与声源区域相同。对一个圆形的平面声源, 其半径 a 甚大于 λ 时, 近场区扩展至离声源 a^2/λ 的距离 (轴的最远部位)。

在远场区中轴线上的强度随着与声源的距离而减小, 遵守倒数平方律。此区中射束开始扩散, 而轴线以外的强度是角的函数而非离轴线的直线距离的函数。在 $\sin \theta = 0.61 \lambda/a$ 的角度时具最小声强的圆锥体, 而大于此角度时, 得到其他的最大与最小值。

射束强度的降低由于超声能量的吸收, 亦由于射束的扩散。吸收可由各种原因, 主要为粘滞度、温度与组织的松弛过程。平面波的声压吸收系数 α 被确定为:

$$A = A_0 e^{-\alpha x}$$

此处 A_0 为声场中任一参数如声压、质点位移等在 $x = 0$ 时的幅度, 而 A 为声射束途径中距离为 x 时的幅度。由于声强与声压幅度的平方成正比, 故声强吸收系数为 2α 。

3. 产生

频率在兆赫范围内的超声常用压电效应发生。一些晶体如著名的石英, 在电场中稍许变化其尺寸。反之, 若其大小为压力所改变, 即有电荷出现在晶体

面上。如电场以相等于晶体的机械谐振频率而交替变化,或者在晶体上的压力以这个相同的频率变化时,此时晶体处于超声场中,而其效应大为增加。实用中,晶体常工作于其谐振状态。

真正的晶体不是所能使用的唯一材料。一些陶瓷体,如著名的钛酸钡及锆酸铅,虽属多晶体,能用同样方法作成早已久闻的压电晶体。它们系铁电体,若置于超过其居里点的电场中,并在电场中冷却,则当从电场中取出时,将保留铁电体固有特性。它们具有压电的特性,应用它们的适当系数而可以视为与真正的压电材料一样地供技术上的需要。

表2 工作于厚度振动方式的常用压电材料的
有关系数(米-千克-秒单位制)

材 料	频率系数 f (千赫) × 厚度 (毫米)	压电应变 系数 d	压电应力 系数 e	相对介电 系数 ϵ/ϵ_0
石 英	2870	8×10^{-12}	0.17	4.5
钛酸钡†	2840	149×10^{-12}	16.4	1200
锆酸铅†	1890	300×10^{-12}	20.3	1200

† 钛酸钡与锆酸铅随处理与加入物而不同。陶瓷“B”及 ZT4 的数据为 Brush 晶体公司所发表。

在医用仪器中为了产生与接收超声,换能器经常使用厚度共振的方式。换能器采用圆片或板状,其直径或其长度与宽度为超声在介质中波长的数倍。厚度等于换能器材料本身超声振动的半波长,使之谐振在换能器的基频上。

从其后方置以空气垫的谐振压电换能器射入声阻抗为 ρc 的介质中时所得的声强输出为:

$$I = 4V^2 e^2 / x_0^2 \rho c$$

式中: V ——所加电压的均方根值; x_0 ——厚度;
 e ——相应的压电应力系数。

因为 x_0 与换能器的谐振频率成反比,对已知激励电压所得的声强系与频率的平方值成正比。表2列举了常用大功率换能器材料的有关系数值。从 e 值可见为了获得相同的输出,石英所需的激励电压要比陶瓷材料大 100 倍的数量级。

4. 計測

超声束的計測方法在很多引用的文献中已述及。依照計測超声束的总功率或声束内特定点的局限性声强而分为两类。

計測总功率可用量热法或辐射声压测量法。在量热法中,声射束于量热器中完全吸收并记录温度上升率。测量产生相同温度上升率的电热器功率,则与超声束的功率相等。辐射声压的計測包括了全

部受到超声射束冲击的某些表面上的力的测量在内。

Wells, Bullen, Follet, Freundlich 及 James 在 1963 年叙述及讨论了为治疗美尼耳氏病中的特殊需要而发展两种計測窄超声射束总能量的方法。他们在两种方法的结果中找到了很好的一致性。

Newell (1963) 介绍了用于計測治疗美尼耳氏病及巴金森氏病中所用超声射束的总功率的辐射声压平衡的设计和制造。灵敏度能在一广大范围内调节,其最敏感点为入射超声总能量 60 毫瓦时得到 1 毫米的指针偏转。

局限性声强或声强分布的計測,为了达到良好的分辨力需用很小的探测器。这种探测器为 Fry 与 Dunn (1962) 及 Fry (1958) 所描述。一个直径为 0.0005 厘米的小型热电偶探针浸入一具有聚乙烯薄膜窗而内充以蓖麻油的容器内,后者强烈吸收超声。为热电偶所指示的蓖麻油的温升率系热电偶附近的超声声强的量度。探针本身在平面波声场中校准,而这一声场的强度已用 Fox 与 Griffing (1949) 的辐射声压法所测定。此法用一悬挂小钢球在声射束局限小区内的偏转作为辐射声压即声强的量度。热电偶探针灵敏度的下限于 1 兆赫时为 1 瓦/厘米² 左右。

超声射束中声强分布的定量观察可用 Schlieren 光学法。一束光线经过传布于透明介质中与它垂直的超声射束时,介质中周期性的密度变化充当一个光学上的衍射栅。部分光线从主束衍射成各种最大衍射的阶序。若光线给予聚焦,最大零阶在其焦点处阻断,在高阶中的光线将继续形成超声束的图象。Barone (1962) 详述过超声束所得的光衍射,并说明在各种最大衍射时超声束的声强与光强度间的关系,亦叙述了 Schlieren 光学系统与超声束的成象,并指出怎样来用于估计在射束不同点处的声强度。

三、組織的声学特性

一些作者計測过在人体及动物不同的組織中超声的声速及吸收。(必需注意报告的是否为幅度吸收系数或声强吸收系数,后者为前者的两倍。) Goldman 及 Hueter (1956, 1957) 综述了到 1955 年为止的结果,并报告了幅度吸收系数 α 为以下方程式所确定:

$$A = A_0 e^{-\alpha x}$$

式中: A_0 为 $x=0$ 时的声幅度,而 A 系经过組織距

离为 x 后的幅度。找到了在已計測頻率的範圍內，所有軟組織中的聲速與水的聲速十分接近，即 1.5×10^5 厘米/秒。在骨中較此值超過兩倍。所有軟組織中的吸收係數幾乎正比於其頻率。由於通常的吸收過程即粘滯性與熱傳導產生了與頻率平方成正比的吸收係數，為其事實。

Schwann (1960) 報道了聲速與吸收測量的最新結果。發現 80% 的組織吸收能用組織蛋白的吸收來解釋。在頻率方面吸收係數的綫性關係，可以激勵能量的寬頻帶頻譜分析來進行解釋即弛張過程。詳細的机理未知。Fry 與 Dunn (1962) 討論了聲吸收時弛張過程的效應。適當地選擇兩個弛張頻率可能獲得與頻率成綫性的吸收係數，頻率超過十倍時在 20% 範圍內。

四、診 斷

超聲在人體不同部位的診斷應用已有數年。少數使用者已得到一些成就並發現它可作 X 綫攝影的有效補充。但無疑地在診斷應用方面實在僅屬開始。在多數的應用中大有改良之余地，如設計中的技術改進或在應用上作某些根本的改革。它與 X 綫攝影相比是年輕的，但能發現 X 綫攝影所不能發現的情況，而將必然地參加到醫院的常規診斷方法中去。

超聲診斷的醫學應用為 Hill 與 Mc Coll (1961a) 及 Gorden (1963) 很好地綜述過，並列舉了大量的文獻。但對於此方法的物理基礎提得很少。可能是寫在非技術性雜誌上的不得已，但在物理方面應該被研究透徹，是否此法已被用至它可能性的限度，無疑是重要的。幸而一般的物理原理及技術已在非破壞性探傷的重要工業範圍中作了非常完整的研究與規定，特別在金屬鑄件、焊縫及其結構中的傷痕的探傷中。方法及物理基礎的描寫可以在許多非破壞性探傷的書籍中找到，包括了 Byrne (1962), Bradfield (1960) 及 McMaster (1959) 的著作。完全專用於超聲探傷的書籍有 Banks, Oldfield 及 Rawding (1962)。此書介紹方法上的一般原理、儀器與技術的實用細則以及許多文獻。

在醫學診斷中超聲最先被應用為直接穿透法。Dussik, Dussik 與 Wyt (1947) 作了類似於 X 綫攝影的超聲聲影圖。聲影圖為掃描被測物的體積及觀察由於被測體積內的吸收、散射及反射後穿透超聲信號的大小變化所組成的複合圖形。然而此一直未成為一滿意之法（見 Ballantine, Bolt, Hueter 與

Ludwig 1950），故注意力轉向回聲探測法。Smith, Poynton 與 Sayers (1963) 最近發展了精細的穿透法，但尚未報道臨床應用。回聲探測法已在上述的工業應用文獻中詳加描敘。1961 年 Meadows 綜述了可用的商品超聲儀器並介紹了估計評價的一般檢驗。在醫學應用中的技術與要求，為 Howry (1957), Donald 與 Brown (1961), Newell (1961a) 及 Gordon (1963) 所述。

回聲探測法基本上包括了發射一短促聲脈沖至被測介質，並接收到在原來脈沖途徑上各介面反射回來的一些回聲脈沖。回聲信號返回的時間指示了反射面的深度。Banks (1963) 論述了用以發生脈沖、接收與顯示各個回聲信號的電路，亦討論了探頭設計。

有時用單個探頭兼作發射及接收，這允許探頭做小及易于使用。為了使脈沖短促，其振動必須作機械阻尼。使晶體固定至重度吸收材料的背衬墊獲得阻滯。如若意欲檢測接近探頭的介面，用帶有分開發射與接收換能器的雙探頭較好。這避免了在發射脈沖後甚短期間接收到的回聲，為發射換能器的衰減振動所掩蓋。

回聲信號的大小有關於反射面上的反射係數、射束的衍射效應，因此即是界面的方向、反射物的大小以及中間組織的聲吸收。在診斷中回聲大小，很少有所應用。

主要信號是反射面的定位。有一些顯示這種信號的方法，系溯源於雷達顯示系統 (Soller, Starr 與 Valley 1948)。最簡者為 A 型顯示，此處回聲信號呈現為示波管水平綫上的垂直偏轉。因為實際上在所有軟組織中的聲速均屬一致 (Goldman 與 Hueter, 1956、1957)，以恆速移動掃描綫上的距離與回聲信號所經的距離即與反射面的深度相關。在超聲診斷中為一最常用的方法。但這種顯示法有時難以解釋，而用了掃描法則能獲得反射面的二維切面圖形（如見 Howry 1957, Baum 與 Greenwood 1961a, Donald 與 Brown 1961）。

用掃描法得到的二維圖形的組成原理為 Newell (1961b) 所描述，亦比較了超聲斷層法與 X 綫斷層攝影法，特別是橫軸斷層法。此為大量一維空間圖形的組合圖形。所以他們不能比一維空間法得到更多的情報。然而因為能見到在大量一維空間法圖形中的空間的關係，故甚易解釋產生特殊回聲的界面。與此相反，需要增加電子儀器的複雜化、機械掃描系統的高度準確性與放置移動探頭的較大困難度，是

其缺点。当然所有这些需要很大的代价。

超声回声系统的分辨力有賴于很多因素，其最基本者为频率。有两种分辨力应予考虑，即深度分辨力与侧部分辨力（即纵向分辨力与横向分辨力——校者注）。深度分辨力与从接收探头加至放大器所通过的回声脉冲的长度有关。这一脉冲长度仅有几周，而频率愈高这几周所占的长度愈短。1兆赫时软组织中超声波长为1.5毫米。故在这一频率时其深度分辨力不能超过几个毫米，但与频率成反比。在换能器后放置以阻尼材料以获得短促脉冲（见上述）是重要的。Howry (1955) 已苦心制成尽可能短的脉冲电路。但其基本因素仍为频率，而提高频率则深度分辨力得到改善。侧部分辨力与射束宽度及射束扩散有关。有 Fresnel 区中无射束扩散而射束宽度等于换能器的宽度。但换能器愈小则 Fresnel 区愈短，故在离换能器的指定距离处如若射束扩散不存在时，缩小换能器的尺寸有其限度。然而可用聚焦超声射束使侧部分辨力获得很大的改善。已作了塑料透镜加至换能器的前方（如见 Baum 与 Greenwood, 1961a）。这使得射束在透镜焦距的两倍距离内较窄。特别在焦点附近，射束直径为波长所决定，故侧部分辨力与深度分辨力相似。无论聚焦或非聚焦射束，其基本因素仍属频率，故升高频率亦可改善侧部分辨力。

由于组织内声吸收随频率的增高而增加，为了改善分辨力而仍能收到信号，故能提高的频率是有其限度。此一限度是为中间组织的吸收系数与被测深度所决定。从某一深度处特定界面来的回声信号小于同一界面接近探头时的回声信号，以 $e^{-2\alpha x}$ 系数表示，此处 α = 中间组织的吸收系数，而 x = 界面深度。在一指定的仪器上具一常限值，低于此值则在超过噪声之上收不到信号。但组织的吸收系数 α 是与频率成正比，即 $\alpha = bf$, b 是常数。如若 $e^{-2\alpha x}$ 有一常限值，则其乘积 fx 有一上常限值。分辨力正比于波长（应为反比——译者注）后者与频率成反比。故最小可及的距离分辨力将正比于任何指定被测组织中的深度，当在有不同吸收系数的组织中亦然正比于其各别吸收系数。已用频率的范围从用于距离短而吸收少的眼球的15兆赫至用于脑部的1.25兆赫，后者距离虽属中度，而声波通过颞骨的两次途径中具极高的吸收。

研究者常将自己工作局限于人体某一部分。在脑、眼及心脏方面已作了大量的工作。有一组专攻供妊娠时腹部研究的仪器，其他则探求对胆石与肾脏

诊断的可能性。

1. 脑

上述提及的初期用于脑部的穿透法已属过去，并最后被放弃。在脑部的后期工作限于A型显示法以及用1.5~2.5兆赫的频率。虽常希望能描出脑室及肿瘤的位置，但主要的工作仍为集中于脑中线条结构的定位。任何可能的脑室界面定位的报道均为一个额外的发现，仍未有人开始作专为脑室定位与描繪。Jeppsson (1961) 综述了在脑部所做的全部工作，并作了可预料回声量度的估计，作出对吸收与反射系数应有的估计。

司堪的纳维亚与荷兰工作者 (Leksell 1958, Lithander 1961, Jeppsson 1961, Braak, Crezee, Grandia 与 Vlieger 1961) 使用商品 Krautkraemer 仪器，成人用2兆赫而小孩用4兆赫的频率，用单个24毫米直径的钛酸钡探头。本国（指英国）的工作者 (Jefferson 1962, Ford 与 Ambrose 1963) 用商品 Kelvin 与 Hughes 仪器于1.5兆赫的频率，与钛酸钡双探头，每一换能器为 20×10 毫米。Ford 与 Ambrose 以往所用为此目的而制造的仪器 (Taylor, Newell 与 Karvounis 1961) 工作于2.5兆赫并用1厘米直径的单个钛酸钡探头，但认为1.5兆赫较好因吸收较小。他们发现能经常被认到的惟一回声来自脑中线条。

关于产生上述回声的组织仍有争论。Leksell (原文中误写为 Leskell——译者注) 与后来的 Jeppsson 认为是钙化的松果体，而 Jeppsson 作了尸解实验的证实以支持。另一方面 Ford 与 Ambrose 怀疑此点并说产生回声者更似第三脑室壁。但这一方法在诊断中用根据中线位置的移位作推论占位性病变的存在与近似定位的用途中已无所争论。

脑计测中一项有兴趣的应用为 Willecocks (1962) 在胎头测量中的工作。此真正为产科工作的发展，但作为一项脑的测量而置于此。未曾说明用何种频率，但推断为2.5兆赫，应用了 Donald 与 Brown (1961) 的产科超声仪器，获得良好分辨力。能测量子宫内的双顶径，在第三十周至临产期间其准确度为2毫米。

脑室的定位与描繪或需用扫描技术以显出二维横断面图形，而 Greatorox (1963) 报道了为此而制成的扫描器，可维持探头与头的接触，并较先前的设计稍为简化。

2. 心脏

心脏已作过大量研究，为 Edler (1961) 予以

綜述。并用了 Siemens A 型仪, 常用 2.5 兆赫与 12 或 24 毫米直径的单个钛酸钡探头。经过胸壁从心脏获得许多回声, 可用以认出心脏中的各层界面。用轉換某一回声信号的返回時間使与电压成正比的方法, 則可在描笔记录器上用曲綫显示界面位置。故位置的变化显示为曲綫的变化。可以測量曲綫上角度来决定界面的运动速度。动作可与心电图曲綫相关。其他作者如 Grosse-Brookhoff (1961)、Schmitt 与 Braun (1961) 以及 Effert 与 Domannig (1959) 用了同一方法。測到的界面推想为心房壁。其运动速度指示了二尖瓣的情况与开口。

在計測心脏中一个完全不同而有兴趣的是 Yoshida、Mori、Nimura、Hikita、Takagishi、Nakanishi 与 Satomura (1961) 所用的方法。他們不用脉冲, 但用連續波, 并应用多普勒原理来观察反射界面的运动。他們使用頻率為 3 兆赫而算出超声强度为 20~50 毫瓦/厘米²。探头为空气背垫的钛酸钡, 直径 1 厘米。钛酸钡圓片具两个电极, 中心一圈用作发射直径为 3 毫米, 其外环的外径为 10 毫米用作接收。并介绍了探头图样与仪器的方块图及綫路图。直接波通过机械的与电的传感器出现在接收机上。反射波产生頻移其数值与射束途径中反射界面的速度相关, 而随同无頻移的直接波形成差拍頻表达为:

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

式中: μ ——射束途径中的界面速度而 λ ——超声的波长。在 3 兆赫时, 1 厘米/秒的速度可产生 40 赫的差拍頻。应用滤波系統, 发现两个占主要的頻率在 200 赫及 1000 赫左右, 相当于 5 厘米/秒及 25 厘米/秒的速度。用心音图与心电图信号比較在心动周期中, 这些信号出現的时间, 和作者认为低速是心壁运动而高速信号是瓣膜运动。并发现心壁运动与瓣膜运动出現時間及持續时期的变化, 可与各种临床情况相联系。此法有胜于常用回声測距法的不同优点, 即若不运动时无信号出現。故其记录不为从静止界面产生的大量反射信号所扰乱。不能获得深度定位的信号而其側部定位必須落在射束直径內。設想这点可用聚焦型探头得到改进。显示原理与回声測距法完全不同, 可以认为得到反射界面位置的时间轉換, 但回声測距法則給予确实的定位。

3. 眼

眼的超声诊断具有有限的用途, 因为眼的大多数情况能为光学仪器与其他标准方法所诊断。但亦有某些病例如有內障存在时不能应用光学仪器。故眼

的超声诊断能給予別法所不能获得的情况。应用此法有两大类, 其一用 A 型显示法, 另一用扫描法。

Oksala 及其同事 (Oksala, 1961) 用了 A 型显示法, 使用 Krautkraemer 仪, 具一直径 5 毫米的单探头与 4、6 或 18 兆赫的頻率。由于眼球后区吸收太大, 故該处不用最高頻率。用一 Tektronix 示波器接至此仪, 使之易于扩展时基即为了放大在时基綫或即深度中的任何选定的部位。并认为在 4 兆赫时具 0.6~1 毫米的深度分辨力与 1.5 毫米的側部分辨力, 而于 18 兆赫时分別为 0.2 毫米与 0.5 毫米。亦能检测不同的临床情况, 例如視网膜剝离与肿瘤的存在。已在大量文章中报道了许多临床研究的結果, 这些文献可在上述找到。Stallkampff 与 Nover (1962) 亦用了同样的技术与仪器。

另外一組 Baum 与 Greenwood (1960) 发展了扫描方法。在 Baum 与 Greenwood (1961a) 中更完整地描叙了技术的細节。作者原用扇形扫描而最近用了复合扇形扫描。后用 15 兆赫的頻率, 并提到分辨力为 0.25 毫米。其換能器为 1 厘米直径的石英, 背部用撒入金属粉的环氧树脂块以供阻尼。用一环氧树脂透鏡胶合在晶体前面以获得一聚焦射束与較好的側部分辨率。能显出眼部不同情况下十分清晰的二維空間图形, 諸如視网膜剝离及肿瘤的存在。作者新近发展了三維空間显示 (Baum 与 Greenwood 1961b) 采取自大量的水平扫描其相隔为 0.5 厘米, 并成組地叠起从这些扫描中获得的照相底片, 将透明的紙片插入其間, 以获得与眼內声界面相关的光密度的三維空間图形。

Baum 与 Greenwood (1961c) 比較过 A 型显示与扫描两种方法, 他們尖銳地批評 Oksala 的工作以及 A 型显示的应用。他們的观点为 Purnell 与 Sokollu (1962) 所支持。批評中的部分根据了 Oksala 所得的分辨力較差, 但此可用高频与聚焦式換能器改进, 而对于显示的方法則无能为力。他們亦批評了这一事实, 即 A 型图在換能器的位置及角度的微小改变时, 图形变化十分迅速。但这种图形的变化是其回声信号的幅度而不是其位置的真正变化。位置为此法中所要求的情报。迅速地变化幅度有妨碍, 可将回声信号成为均匀的高峰或如均匀的亮点, 后者是用扫描将一維空間法轉換成二維空間法的正常方法。其余的評論是 A 型显示难于解释, 因为不能看到邻近組織界面的有关位置。显然此为一有力的批評, 并能适用于对所有在上述討論过的一維空間法的应用。Baum 与 Greenwood 警告反对应用 A

型法检查眼球除了导致錯誤外不能得到什么。但另外一部分作者学会了解释初期混乱的A型显示法,而二維扫查系統虽較优越但亦甚为复杂与昂貴。看来沒有足够的原由以断定A型为如此地无用。

4. 产科

超声回声探测法已成功地用于产科的领域中。Donald 与 Brown(1961)运用扫查系統已得妊娠时腹部的横断面图形,并能测得胎儿的存在及部位以及囊肿或水泡状胎块的有无。

Brown(1959)介绍了更多仪器方面的技术描写并叙述了扫查的技术与电路。作者应用了双探头与常用2.5兆赫的頻率。后期仪器用了自动扫查,探头直接接触至腹部,其表面涂上油类以保証声接触。

5. 其他方面

Wild 与 Reid(1957)为在医学诊断中首先使用回声探测法之一。作者用15兆赫的頻率并认为可诊断乳房肿瘤。其他诊断乳房肿瘤的方法已十分满意,而他們的解释方法还受到某些指责。

Hill 与 McColl (1961b) 以及最近的 Knight 与 Newell (1963) 用超声在手术时检测总胆管内胆石的存在。这是一个有用的方法,因为在手术中的X綫摄影既属困难又費時間,而且不十分可靠。使用 Kelvin 与 Hughes 商品超声探伤仪其頻率为2.5兆赫。Hill 与 McColl 用一大型双探头,但报道在本法应用中有困难,其最小可测的大小为6毫米。Knight 与 Newell 用一3.5毫米直径的单探头,其末端具有长而薄的弯曲細杆。作者报告此法成功并能检测小于5毫米直径的結石,較此更小者无临床重要性。

Schlegel、Diggon 与 Cuellar(1961)已在手术时检测肾脏內的結石,应用商品 Branson 仪器于1.6兆赫。在腎結石手术时直接放置探头在已暴露的腎表面,并获得腎背面的回声信号与测得結石的存在及部位。他們发现本法在結石不能捫及或在手术时移走者,特別有用。

Berlyne(1961)在腎穿刺活組織检查前,用超声测定腎的位置。

作者用 Solus Schall USM 1 型仪器頻率2兆赫及直径为1厘米的石英探头。置探头于患者背部,并用呼吸时的隱現以确认肾脏回声。

在其他部位的一般性超声诊断工作中,已为 Howry (1957) 及 Kikuchi, Uchida, Tanaka 与 Wagai(1957)报道过。

五、危险性

因适当强度的超声若施加足够的时间,将破坏組織,在超声诊断技术中有此种危险的可能性。要找出所用诊断仪中詳細的声强度有其困难,但在一些病例中使用了破坏組織时声强的同一数量級,并作观察(不用测量方法)。Edler (1961)引証其仪器的声强度高至80瓦/厘米²。并认为可以忽略其危险性的理論基础是所用脉冲与其脉冲間歇時間相比极为短促,故其平均声强亦低。其标准時間脉冲宽度为3微秒而脉冲分隔为5毫秒(重复頻率200赫)。此确定了脉冲真实强度的1/1000左右为其平均声强度。这可能为常用中的最大分数值。因为换能器通常由一电容器的放电而发射脉冲,故可确定单个脉冲中能量的上限,即在放电前电容器的能量。在 Edler 的仪器中可給予与常用时同等高度的声强,其平均声强为80毫瓦/厘米²。此可与 Yoshida 等(1961)的多普勒仪器中所用的20~50毫瓦/厘米²的連續性声强度作比較。

是否只有平均声强有其意义,抑或实际上其最高声强能致使损伤效应,是一个問題。無論如何从一些人的实验中看出在一般诊断用的脉冲式超声对于組織并无可见的損害。Donald、MacVicar 与 Brown(1958)以其诊断仪器用脉冲超声对4只2天小猫的已暴露脑照射1小时即正常检查時間的好多倍,并发现即使在照射后24小时或3星期后,脑中无可见的損害。Gordon (1959)用脉冲超声照射一猫脑,其晶体工作于几为常用电压的1倍(即为正常声强度的4倍)与通常重复頻率的3倍。但未见猫脑具显著損害,并作出本法危害性极小的結論。Baum 与 Greenwood (1960)証明诊断的脉冲超声的安全性,亦引証了其他作者的經驗,即无可见的危险性。在超声诊断的大量应用中,未见到有損害效应报道过。

六、結 論

超声在医学中的应用大約有十年左右,并已証实有其价值。但有关其与人体組織的交互作用,仍有許多可学与可用之处。在诊断上有一个仪器发展的广闊場所,尤其是探头設計与簡化扫查方法,以及扩大所获信号特别是回声振幅的应用。这些方面的每一发展将会增进它的应用。迄今医用超声已很好地建立,而在各种医用物理工具中,深信有其未来的发展之地。

顱外肿块影响脑回声图的解释

W. M. Chadduck 等

脑回声图的临床经验表明这种方法非常有助于对顱内占位病变的诊断。然而这种方法的使用取决于对脑内某些中綫结构的正确定位的基础上。超声反射能够从一些中綫结构,包括松果体、透明隔和大脑纵裂获得。值得介绍的探头放置位置和我们得到这反射的最常使用的位置是在耳前上方的一点。我們也曾用耳后的探查,以估計天幕上其他的中綫结构。虽然满意的从中綫结构获得反射,然而这些区域也是脑外伤后帽状腱膜下血肿经常发生的部位。常规的脑回声图,从头皮到中綫反射的距离,要与理論上的建立在两探头位置一半的中綫相比較。在顱外肿块,如帽状腱膜下血肿存在时,用此种方法,可能出现中綫结构向病变另侧移位的征象。現在我們报告对这个問題的經驗以及避免錯誤的方法。

一、資料及方法

应用西门子脑回声照象图仪,装备有照象的附件。所有病人的检查是使用2兆赫的探头。在探头与头皮之間用滑潤的胶状油作接触剂。在每次使用以前用2.5公分的标准块校准仪器,确定两个比例尺:一个整10公分,一个整20公分。10公分的比例尺用以获得中綫反射,20公分比例尺用以获得从对侧顱骨内板来的反射。包括在这組里的病人,是为处理脑外伤而連續住在Virginia 医院大学的神經外科的15个病人。

下面的常规已經証明是估計病情的很好的方法。探头放置在一侧耳前上方的头皮上,可获得来自中綫结构的反射。此距离即 D_1 , 用10公分的比例尺测量。比例增加到20公分,那么可得到从对侧

顱骨的内板的反射 D_3 的距离。然后探头放在对侧头皮相对应的位置,重复测量,而中綫结构与对侧内板的值分别为 D_2 与 D_4 。图1为表明这些数值的图解,并指出脑中綫结构正常情况的位置,是在两侧顱内板之間的一半。这样,在每一侧测量从头皮到中綫结构的距离都是相等的。同样,在每侧测量从头皮到对侧顱内板的距离也是相等的。顱内占位性病变存在时,例如硬膜下血肿,从头的两侧测量,由头皮到中綫结构的反射距离就能发现中綫结构有相当的移位。如图2所示,这些距离是不相等的。损伤一侧的距离較大,而 D_3 与 D_4 相等。通过图3的观

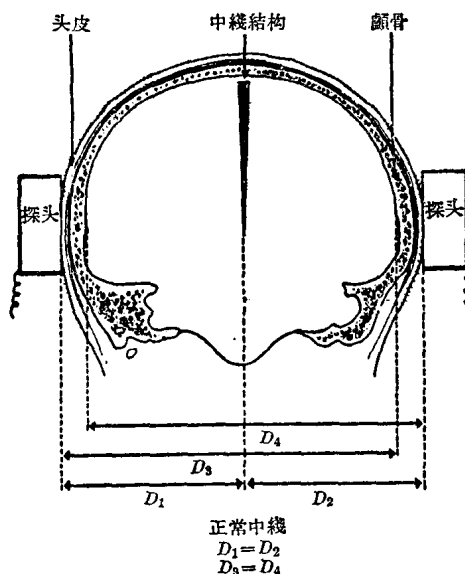


图1 正常人脑回声图所见测量每侧头皮相对应的区域到脑中綫结构 D_1 与 D_2 的距离相等。从头皮至对侧顱内板的距离亦相等

七、总 結

超声用于医学已有十年左右。綜述并討論了超声的进展,特別重視物理学方面。超声场內的物理学及其发生与計測已予簡述。本文中的主要部分描写了诊断中低强度超声的应用;在人体不同部位——脑、心、眼及其他方面所进行的诊断工作的进展中,同样都写得比較詳細。考虑了超声诊断中的物理学

方面,特別对可以得到的分辨力及其在吸收系数与組織深度間的关系。亦討論了在诊断中有无危险性的問題。已証实超声在医学中具很大价值,并提及了有关其未来的发展方向。

徐智章摘譯自《Physics in Medicine and Biology》8(3): 241~264, 1963

瞿治平校

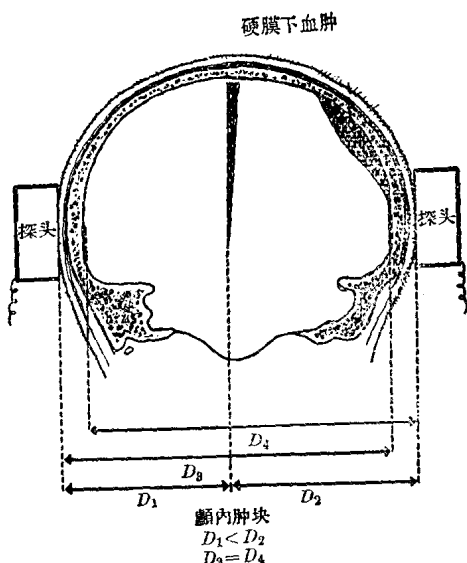


图2 出现中綫結構移位的硬膜下血肿病人的脑回声图 $D_1 < D_2$, 指示中綫結構較接近于病变对侧头皮上的探头。 D_3 与 D_4 相等說明排除了由于顱外肿块和头顱不对称所造成“移位”的可能

察說明,从头皮到对侧顱內板即 D_3 与 D_4 的距离的测量是很重要的。帽状腱膜下血肿的病人沒有顱內肿块时,在帽状腱膜下血肿侧,从头皮到中綫结构的距离較大,这种情况可被解释为中綫結構的移位。由于从两侧测量头皮到对侧顱內板的距离发现一个差数,而这个差数与帽状腱膜下血肿的厚度相等。那么如果 D_1 和 D_2 的差数与 D_3 和 D_4 的差数相等,可以假定脑的中綫結構是位于两侧顱內板之間的中点。

二、結 果

15个病人的脑回声图的研究,結合了他們的临床病史,物理体征,造影检查結果以及住院过程。表內包括了有关这些病例的确切資料。15个病人中3例有明显的帽状腱膜下血肿。其中最有趣的一个病人(住院号 387474)在左顱部外伤区有一个大帽状腱膜下血肿。在对侧他也有一个几乎厚度相等的硬脑膜下血肿。最初的脑回声图检查在中綫($D_1 = D_2$)。然而 D_3 与 D_4 测量的結果与帽状腱膜下肿块的存在是一致的。遺憾的是,直到获得造影检查以前,这些有意义的发现并未能識別出来。这个病人的情况闡明于图4中。第二个病人(住院号 516870)仅有帽状腱膜下血肿,初次检查有明显的移位,然而 D_1 与 D_2 的差数和 D_3 与 D_4 之間的差数相等。該病例是图3所表明的情况中的一个例子。第三个病

人(住院号 517769)在硬脑膜外血肿的同侧有一个帽状腱膜下血肿。这个病例 D_1 与 D_2 之間的差数較 D_3 与 D_4 間的差数大5毫米,中綫反射有显著的移位。

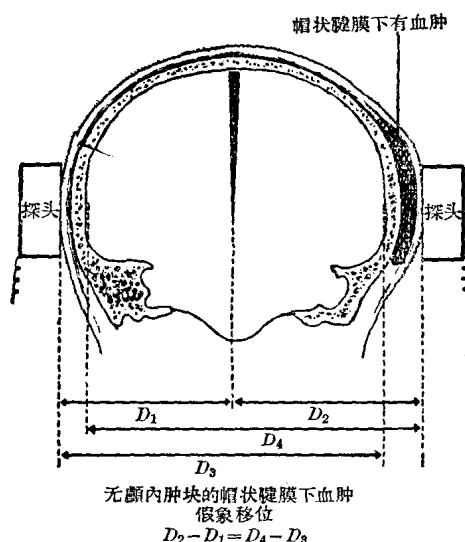


图3 无顱內肿块的某一帽状腱膜下血肿病人的脑回声图, D_2 的距离大于 D_1 ; 然而 D_4 亦以等量大于 D_3 , 从头皮上探头的位置远至中綫結構与到对侧顱內板两者距离的偏移相一致, 因此虽然 D_1 和 D_2 不相等, 但无顱內肿块所示中綫結構移位的証据

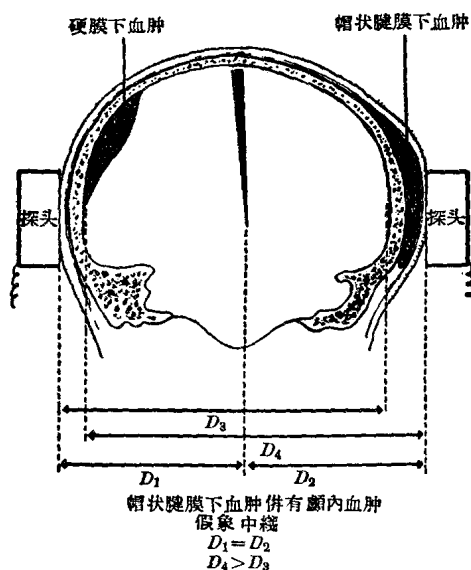


图4 一侧有帽状腱膜下血肿而对侧有一硬膜下血肿病人的脑回声图; 硬膜下血肿使中綫結構向着帽状腱膜下血肿側移位, 同时帽状腱膜下血肿使头皮上探头远离中綫結構, 使 D_1 等于 D_2 , 因 D_3 与 D_4 不相等出现中綫結構代偿性的移位, 并解释为由于对侧顱內肿块的存在所致

在另外三个正常脑回声图的病例中,証明顱外占位病变对常规的脑回声图的影响。帽状腱膜下注射生理盐水所产生明显的顱外肿块引起中綫反射移位。用所介紹的四个測量方法,在每一例顱外肿块的影响都可估計出来。表1的其余資料表明,脑回声图检查和其他估計病人的方法之間有着明显关系。帽状腱膜下血肿常导致診斷錯誤,亦应重視(在这組病例中有20%)。

三、討 論

脑回声图能很容易、快速的完成,并沒有致病和

死亡的危險。然而要提高这一方法的可靠性将取决于与那些通常为人們所接受的診斷方法,所获得的結果进行比較。因此在大量的有关資料积累以前,排除引起誤診可能的原因和确定影响因素是重要的。

在头部外伤的病人中帽状腱膜下血肿并不少见,如上說明脑回声图所见可能导致假阳性或假阴性。同样的理由,如其他顱外占位病变或顱骨不对称亦可发生同样的情况。幸而,这些情况在物理检查或头顱放射綫检查时能很快地辨別出来。加以如上所述,脑回声图检查这些病变的大小能划出輪廓

表1 15例顱脑损伤病人的临床所見、超声所見和临床經過的摘要

住院病人 病史号	病 史 物 理 所 見	脑回声图检查	造影检查,診斷	临 床 經 过
J. B. 387474	左顱部外伤合并帽状腱膜下血肿,昏迷,无局部体征	左移4毫米 $D_1 = D_2$ 但 $D_3 < D_4$	脑血管造影,右侧硬膜下血肿	清除急性硬膜下血肿后逐见恢复
D. K. 516002	左顱部外伤,失語,左侧第3脑神經麻痹	右移4毫米	脑血管,脑室造影,左侧硬膜外血肿	血肿清除术后迅速恢复,术后脑回声图:中綫
M. E. 516374	由于服苯巴比妥思睡,右顱外伤,輕昏迷	中綫	无	甘露醇利尿后迅速恢复
B. M. 516015	枕部外伤,昏迷	中綫	无	迅速恢复
V. S. 515883	发现輕昏迷,脑切除术后反应,左侧瞳孔扩大,固定	右移9毫米	无	立即清除急性硬膜下血肿,术后死亡
J. W. 516437	脑外伤,昏迷,全身性发作	左移4毫米	脑血管造影,右侧顱頂部硬膜下血肿	血肿清除术后恢复,发作进行?
F. P. 516950	脑外伤后遺右侧偏瘫	右移8毫米	脑血管造影,左頂部硬膜下血肿	清除慢性硬膜下血肿后輕瘫消失
R. H. 402392	多发的外伤,輕昏迷,无局部体征	中綫	脑血管造影,无移位	严重脑外伤逐见恢复
S. P. 516444	枕叶外伤,并发右侧的綫状骨折,昏迷,两侧巴宾斯基氏征	中綫	无	逐见恢复
L. C. 516870	脑外伤,輕昏迷,无局部体征,右侧帽状腱膜下血肿	中綫 $D_2 - D_1 = D_4 - D_1$	无	逐见恢复
M. Y. 517241	枕叶飞弹伤,因乳头水肿就診	中綫	脑血管造影:中綫、靜脉竇阻塞	矢状竇减压,乳头水肿消退
J. F. 485502	脑外伤,昏迷,体温不升,反射消失,心动过緩,瞳孔扩大而固定,右侧玻璃体下出血	左移5毫米	无	入院后几小时死亡,可能由于急性右侧硬膜下血肿
J. M. 516712	脑外伤,輕昏迷,左侧大脑切除反应	右移1~2毫米	右頸动脉造影:中綫	逐见恢复
J. L. 517769	左侧脑外伤,并有綫状骨折,左侧第3脑神經麻痹,右侧錐体未征,左侧帽状腱膜下血肿	右移5毫米 $D_2 - D_1 > D_4 - D_3$	无	左頂部硬膜外血肿清除后迅速恢复,术后脑回声图 $D_2 - D_1 = D_4 - D_3$
D. V. 517841	左侧顱部及眼眶外伤,昏迷	中綫	无	迅速恢复