

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

上海市科学技术編譯館

PDG

前 言

超声診斷是近十年來才被提出的課題。由於超声對人體組織不像 X 綫那樣引起放射性損害，同時對軟組織有極為敏感的分辨力，各種臟器與器官均有其獨特的反射規律，並可因囊性、實質性與氣體以及其均質與不均質等差別產生完全不同的反射波形，故除了能分清臟器等本身的位置、輪廓與形態外，尚能提供其內在界面性質的情況。我國自 1958 年大躍進以後，超声診斷在全國各地廣泛展開應用，大有成為一門新學科的趨勢。目前這方面的參考資料還很少，為了介紹國外的應用範圍與方法以及其進展概貌與成就，上海市物理學會聲學工作委員會和上海市超声醫學研究組選譯了近十年來比較有參考價值的文獻 76 篇，編此譯叢。其中大部分選自 1959~1961 年刊出的文獻，少數摘譯自早期論文，以介紹了一些早期的觀點與經驗，對了解超声診斷發展過程中的各種見解是有助的。

本輯除了整本出版外，曾分五個部分分冊出版。第一部分是超声對顱腦的探查，介紹超声診斷物理基礎，並敘述 M 波（大腦中綫波）的來源與實驗方法以及 M 波移位作為顱內占位性病變的診斷依據。日本學者並認為超声回波波型因顱內腫瘤性質不同而有某種形態上改變的傾向。第二部分是對眼部的探查，其中包括用 B 型與聚焦探頭，頻率 15 兆赫，將各種眼疾患的超声截面聲象圖與組織病理切片進行了對照、比較與分析，証實超声是一種有前途的診斷工具。其餘多數是用 A 型，頻率 4~6 兆赫，探索了各種眼內外疾患的超聲波型，對正常和異常圖型作了分析，並實驗研究了眼組織的超聲速與吸收。日本曾用超声來測定人眼的眼軸長度，精確度達士 0.5%。第三部分是對心肺的探查，多數文獻是將超声信號與心電圖和心音圖等同時記錄，來分析心臟瓣膜運動的發生時間，計測心臟的大小，描記心臟的容積曲綫以及檢取血流音的聲強與頻率等，並選擇了三篇有關心音頻譜分析與立體聲譜原理的文獻。第四部分是對腹部腫塊的診斷，介紹了 BP 型的顯象方法與成果，以及利用 A 型來診斷胆囊結石、腎結石、子宮肌瘤、卵巢囊腫、妊娠、葡萄胎與子宮頸癌等文獻。第五部分是超声診斷的其他應用及綜合性文獻，包括三個方面。第一方面是診斷應用的文獻，其中美國 Howry 對人體軟組織的立體顯象能與解剖形態相配合，是值得注意的；此外有超声對乳腺腫瘤良性和惡性判斷標準的文獻。第二方面介紹超声診斷儀的裝置與電路設計等，包括美國的 A. B. P. 型與蘇聯的 V3A-1 型等。第三方面是超声照射對機體影響的研究，認為診斷用劑量對人體是安全的，沒有立即的、延遲的或蓄積性損害。

由於水平有限，錯誤之處在所難免，希望各方面專家與讀者予以指正。

編者

1963 年 6 月

R445.1

3

目 录

第一部分

超声对顱脑的探查

1. 脑超声图
 - IV. M 波——诊断顱内占位性病变的
应用价值及其来源的研究…… 1
2. 脑超声图的临床和实验研究……26
3. 超声对顱内疾患诊断的应用……44
4. 超声对脑肿瘤定位的实验应用
(初步报告)……52
5. 超声对顱内病理的探测……53

第二部分

超声对眼部的探查

1. 眼科学中的超声……55
2. 超声图诊断眼眶肿瘤……60
3. 超声定位术对眼科学的应用——
理论观念和眼球介质的声学特性
 - I. 反射性质……64
4. 时间-振幅调制型超声图法的批判……70
6. 眼球声切面现象的进一步实验观察……76
6. 超声图在眼球内异物的定位与
诊断上的应用……78
7. 玻璃体出血及其超声图的实验研究……80
8. 玻璃体结构的超声研究……81
9. 渗出性视网膜炎(Coat 氏病)
的超声图……82
10. 视网膜剥离的超声图……83
11. 应用超声诊断视网膜剥离……85
12. 成视网膜细胞瘤的超声图……85
13. 脉络膜黑色素瘤的超声图……87
14. 应用超声观察脉络膜剥离……88
15. 眼球后壁超声图的分析……89
16. 应用超声诊断巩膜破裂……90
17. 几种眼脸疾患的超声图……91
18. 急性泪囊炎的超声诊断……93
19. 高频示波器对眼球超声图的放大……93

20. 眼球諸部超声生物显微镜检查的
实验观察……94
21. 超声在房水、晶状体及玻璃体
内的吸收……96
22. 眼球某些部分的声速测量……98
23. 眼球超声图上测量超声回声间
距离的新快速法……100
24. 人眼屈光的超声研究……101
25. 论应用超声测定眼轴长度……108
26. 超声在眼科中的应用……112

第三部分

超声对心肺的探查

1. 超声多普勒法对心脏运动的分析
及其临床应用……117
2. 超声诊断在心脏的应用……127
3. 利用超声分析心机能及心血管……129
4. 超声周围循环检查法……135
5. 超声通过人体胸腔的传输……141
6. 反射式超声(超声图法)对人离体
心脏的显象(初步报告)……143
7. 心内心血管……145
8. 心声谱图——初步报告……151
9. 论心血管音……153
10. 感觉的装置: 声的描画……168
11. 应用超声诊断肺部疾患(第1报)……171

第四部分

超声对腹部的探查

1. 应用脉冲式超声探查腹部肿块……175
2. 直接接触超声扫描技术显示
腹部肿块……180
3. 人体器官和组织超声显象
附一些疾病过程的观察……184



6. 超声在医学诊断方面的試用	194
7. 超声应用于肾结石定位	195
8. 肾脏活組織檢查中的超声波	196
9. 超声波作为诊断的輔助	197
10. 超声对妇产科疾患诊断的应用 (第1报)	197
11. 超声反射法诊断妇产科疾患 (第2报)	198
12. 超声反射法诊断妇产科疾患 (第3报)	198
13. 超声诊断在妇产科領域中的应用	199
14. 应用超声技术测定生物組織的結構	199
15. 应用超声脉冲测定生物組織及 檢測組織密度	200

第五部分

超声诊断的其他应用 及綜合性文献

1. 医用电子学——超声在 医学上的应用	203
2. 軟組織的超声显象技术	207

3. 人体結構的超声三度空間和 实体鏡观察	214
4. 人体軟組織結構的超声显象	216
5. 应用 15 兆赫脉冲式超声探查軟組織 的技术进展	218
6. 超声的诊断应用	226
7. 对人体乳房肿瘤組織学結構的 超声图的进一步研究	227
8. 人肾骨骼的超声描記	230
9. 日本的超声临床应用及有关的 生物学研究	231
10. 超声诊断的应用	231
11. 应用超声诊断乳腺肿瘤	232
12. 超声探查加速了痛肿的诊断	234
13. 肿瘤超声诊断装置	240
14. 关于动物器官及組織的超声显象	244
15. 电子超声显象仪及其研究結果	246
16. 超声照射对眼球和眼附件的影响	248
17. 超声照射后存活的肝組織中 的一些改变	250
18. 超声对鼠肝脏的組織学及 組織化学反应的影响	254
19. 15 兆赫脉冲式超声对生物 組織的損害	256

1. 脑 超 声 图

IV. M 波—诊断颅内占位性病变的应用价值及其来源的研究

Jeppsson, S.

«Acta Chirurgica Scandinavica» Suppl. 272: 16, 1961

第 一 部 分

第一章 物理基础

总 论

超声是频率高于人类听觉范围 (18~20 千赫) 的声波。如普通的声一样, 超声波需在介质中传播。在液体介质中只有纵波传播; 在固体中则可以有横波、表面波与其他类型的波。从声学的观点看来, 人体的软组织有液体的特性, 故以下仅讨论纵波的数学特性。

现代的技术可以产生高至 10^8 千赫的音频; 在这频率的超声其波长与可见光相似。频率越高, 则超声在绕射(衍射)和折射方面的物理特性越接近可见光。

短的波长可以使超声形成声束: 频率越高, 声束特性越理想。当超声束遇到大于波长的物体时, 或因反射, 或因部分吸收, 而产生声“影”。若物体为不均质, 如颞骨板障, 则其中亦有绕射发生。当声束

遇到小于波长的物体时, 则以绕射为主 (Lindsay, 1958), 其程度随波长与物体大小之差而变化。下面是在超声范畴内制约物理数量的数学定律的简介。

纵波在液体中的声速 v_v 是:

$$v_v = \sqrt{\frac{1}{\rho\beta_{ad}}} = \sqrt{\frac{\kappa}{\rho\beta_{is}}} \quad (1a)$$

纵波在固体中的声速 v_s 是:

$$v_s = \sqrt{\frac{E}{\rho} \cdot \frac{1-\sigma}{(1+\sigma)(1-\sigma)}} \quad (1b)$$

式中: ρ —— 二介质密度

$\kappa = \frac{C_p}{C_v}$ —— 定压下比热与定容下比热之比值。

β_{is} —— 恒温压缩系数

β_{ad} —— 绝热压缩系数

E —— 杨氏模量

σ —— 泊松比

如此, 声速取决于介质的密度与弹性的常数(表 1)。

表 1

介 质	温度(°C)	频率(兆赫)	声速(米/秒)	密度(克/厘米 ³)	声阻抗(克/厘米 ² ·秒)
水*	25	15	1495.6	0.997	$1.49 \cdot 10^6$
生理盐水(0.154 克分子)	25	15	1504	1.005**	$1.511 \cdot 10^6$
人体软组织	37	2.5	1490~1610	1.06	$1.58 \sim 1.70 \cdot 10^6$
人体软组织(平均值)	37	2.5	1540	1.06	$1.63 \cdot 10^6$
新鲜脑(狗)	24	2.5	1515	1.028	$1.56 \cdot 10^6$
新鲜脑(猪、牛、马)	24	1.8	1500~1565	1.032	$1.61 \cdot 10^6$
脑膜瘤	37	2.26	1540	—	—
骨组织	—	2.5	3380	1.8	$6.1 \cdot 10^6$
骨组织	—	0.8	3360	1.85	$6.2 \cdot 10^6$
碳酸钙(大理石)	—	—	3810	2.65	$10.1 \cdot 10^6$
空气	0	—	331	$1.293 \cdot 10^{-3}$	42.8

* 在 74°C 以下, 温度上升 1°C, 声速增加 2.5 米/秒。在软组织中的声速增加与此大致相同。

** 20°C, 1%。

下列方程式给出音频 f 、声速 v 与波长 λ 之间的关系：

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad (2)$$

超声束有近乎理想的直线特性，此特性取决于波长 λ 与平面形发射器直径 D 的比率。超声束按下式以 φ 角度发散：

$$\sin \varphi = 1.22 \frac{\lambda}{D} \quad (3)$$

至于超声束的几何音域，近场与远场应加以区别(图1)。

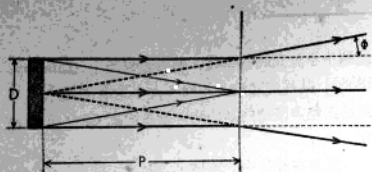


图 1

近场距离 P 是：

$$P = \frac{D^2 - \lambda^2}{4\lambda} \quad (\text{Hüter et al., 1954}) \quad (4)$$

表 2

频率 (兆赫)	发射器直径 (毫米)	发散角 φ°	近场距离 P (毫米)
1	34	2.7	220
2	24	2.2	215
2	10	4.7	38
4	24	1	480

表 2 (Krautkrämer, 1956/57) 给出在水介质中，在不同频率与不同直径(平面发射器)下的近场距离以及远场发散角度。

在近场中，声是以平面波形态呈平行而不发散的声束传播的。近场外则声束以 φ 角扇状发散。平面近场波的来源是由于发射器表面各个点所发射出的球形波之间的干扰(见图1)。如果发射器不理想，即从表面上各个点发射出相同的波，声束就变成不均匀，垂直截面上的声强分布就不完全均一。这在近场内可引起严重的振幅畸变；然而，前后移动发射器以获得最大振幅，即可予以补偿。当探测的距离大于近场长度的 0.6 倍时，声束垂直截面中声强分布的不规则性是相对地较小的 (Krautkrämer, 1956/57)。

超声束在介质中传播时，其中一部分声强将被

吸收。平面波因吸收而损失的声强可以用下列方程式计算：

$$I_x = I_0 \cdot e^{-ax} \quad (5)$$

振幅的损失可以计算如下：

$$A_x = A_0 \cdot e^{-ax} \quad (6)$$

式中， a ——振幅吸收系数

x ——在介质中声束通过的距离

I_0 ——进入介质前的声强

I_x ——离开介质时的声强

A_0 ——进入介质前的振幅

A_x ——离开介质时的振幅

根据 Hüter 的研究 a 的增大是与身体软组织介质中的频率成正比 (Hüter 1948; Hüter 和 Pohlman, 1949)。

吸收后的衰减 S ，通常以分贝/厘米表示；声吸收的方程式可写作：

$$S = \frac{20 \log \frac{A_0}{A_x}}{x} \quad (7)$$

或

$$S = \frac{10 \log \frac{I_0}{I_x}}{x} \quad (8)$$

而吸收系数 α

$$\alpha = \frac{S}{S \log e} = 0.115S \quad (9)$$

在密度或结构有变化的不均匀介质中，绕射使吸收增加(波长缩短时更甚)，造成声束强度进一步的减低。

与可见光相类似，超声以角入射进入不同声速的介质时，即被反射与折射。折射角 γ_2 与入射角 γ_1 、与第一介质中声速 V_1 、与第二介质中声速 V_2 的关系是

$$\frac{\sin \gamma_1}{\sin \gamma_2} = \frac{v_1}{v_2} \quad (10)$$

入射角等于反射角。

反射后声强 I_R

$$I_R = I_0 \frac{\left(1 - m \frac{\cos \gamma_2}{\cos \gamma_1}\right)^2}{\left(1 + m \frac{\cos \gamma_2}{\cos \gamma_1}\right)^2} \quad (11)$$

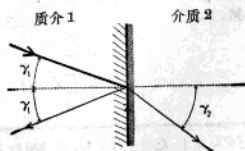


图 2

折射后声强 I_B

$$I_B = I_0 \frac{4m \frac{\cos \gamma_2}{\cos \gamma_1}}{\left(1 + m \frac{\cos \gamma_2}{\cos \gamma_1}\right)^2}; \quad m = \frac{\rho_1 V_1}{\rho_2 V_2} \quad (12)$$

折射角等于或大于 90 度时界面发生全反射。当声波经过液体进入固体时，临界入射角约为 15 度 (Crawford, 1955)。

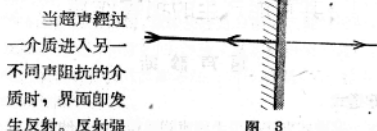


图 3

当超声经过一介质进入另一不同声阻抗的介质时，界面即发生反射。反射强度取决于介质的声阻抗率，即密度 (ρ) \times 声速 (v) 的积。在声束垂直入射时声强反射系数 R_I 与振幅反射系数 R_A 是：

$$R_I = \left(\frac{\rho_1 V_1 - \rho_2 V_2}{\rho_1 V_1 + \rho_2 V_2}\right)^2 = \left(\frac{m-1}{m+1}\right)^2 \quad (13)$$

式中 m 等于 $\frac{\rho_1 V_1}{\rho_2 V_2}$

$$R_A = \frac{\rho_1 V_1 - \rho_2 V_2}{\rho_1 V_1 + \rho_2 V_2} = \frac{m-1}{m+1} \quad (14)$$

而这是公式 (11) 的一个特殊情况。

穿透系数 D ，即未被反射而进入第二介质中的声强，是

$$D = 1 - R_I = \frac{4m}{(m+1)^2} \quad (15)$$

值得注意的是在气体与液体或与固体界面间的反射达到 100%，其声阻抗的比率是约 10^4 。

介质厚度必须在一个最小数值以上，才能发生反射，此最小数值是可以计算出的。

当介质的厚度是 d 及波长为 λ 时，反射系数 R_p 是

$$R_p = \frac{(m^2 - 1)^2}{4m^2 \cot^2 \frac{2\pi d}{\lambda} + (m^2 + 1)^2} \quad (16)$$

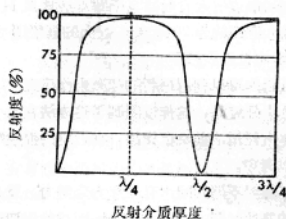
由上得出，当

$$d = (2n-1) \frac{\lambda}{4} \quad (17)$$

时反射系数最大，式中 n 等于 1, 2, 3, ... (曲线图 1)，最大反射 R_{pmax} 可以计算如下：

$$R_{pmax} = \left(\frac{m^2 - 1}{m^2 + 1}\right)^2 = \left(\frac{m - \frac{1}{m}}{m + \frac{1}{m}}\right)^2 \quad (18)$$

如此，反射越大，则二介质之声阻抗间的商越大，即 m 和 1 相差越大。



曲线图 1

此公式只适用于表面十分平整的介质，对于结构不均匀的介质或反射粒子群，均不适用。在后一情况下，即使粒子小于一个波长，也有由反射、折射和绕射组成的声栅效应，上述现象的结合效应造成声“影”。声束通过这种粒子群时，其强度的减弱大约与 $1/\lambda^4$ 成比例。

超声诊断

综合上述超声物理定律的概要，可以得出下列基本的结论，作为超声诊断的指南。

(1) 超声诊断的应用基础是：超声射在不同声阻抗的介质时，界面发生反射。部分超声被反射回来，成为回声，回声信号可以接收及记录。这就是反射式超声。如介质为均质，超声脉冲从发射器发出，穿过介质，到达反射面再以回声信号返回，所费的时间与声波经过的距离成正比。此距离可用下式计算：

$$l = \frac{1}{2} V t \quad (19)$$

式中， l ——经过的距离

V ——声速，米/秒

t ——所费的时间，秒

(2) 超声诊断的基础亦可以是超声束穿过介质时被吸收而造成的衰减 (方程式 5 与 6)，原理与 X 线摄影相似。被检物体中不同结构所引起的各种程度的衰减，可予以记录并与之相关，因而有诊断的价值。这种方法通常称为穿透式超声。

(3) 每一均匀介质都有其独特的声速，与音频无关 (方程式 1a 与 1b)。式 2 给出了声速、音频与波长之间的关系。根据被检物体的性质，常常需要选用适当的超声频率，选择时需考虑下列因素：

频率高时波长短，超声束的发散角较频率低者小。增加发射器表面直径时亦可以使发散角变小 (方程式 3)。诊断上需要的是狭的、扩散角小的声

束；增高頻率或增大發射器直徑即可達到此目的。實用的最大直徑約為 20 毫米。過大的直徑造成較粗的聲束，定位性就較差。

在近場內可以利用平行的超聲束作研究。近場的範圍是十分短的，這樣就限制了這方法在大小有限的物體上使用。前文已指出，在近場內振幅畸變必須予以考慮。

為了能對不同的回聲有滿意的分辨力，就必須用較短的脈沖時間，約 5×10^{-8} 秒，而這就需要較高的頻率。

(4) 超聲頻率越高，聲的吸收越大（在軟組織中 α 與 f 成正比），從而擴大聲強損失，也就是說，在軟組織中超聲束的穿透力降低。這些不良效應可以用下列方法來改善：

(a) 提高回聲信號的放大倍數。由於放大器噪聲的關係，只能提高到一定的程度；隨着放大倍數的增加，信號/噪聲比愈加不利，最後達到輸入信號低於噪聲級的程度，以至於不能進行記錄。

(b) 增強發射超聲脈沖的強度。在醫用超聲上，可用的聲強受到對組織產生損害的限制，這功率的數值被認為是在持續超聲中聲強為 $1 \sim 2$ 瓦/厘米² 時，以及在脈沖式超聲中平均聲強為 $1 \sim 2$ 瓦/厘米² 時，即開始有所損害（見第二章）。脈沖式超聲可以採用大得多的脈沖強度，而損害組織的危險極微，這是在實踐中一般都採用脈沖式的原因之一。

考慮了上述相互矛盾的因素，憑經驗作出了一個折衷的方法，在腦超聲圖檢查中用 2 兆赫的頻率最為有利。在特殊的病例中，可用 4 兆赫（1 歲以下的兒童）與 1 兆赫（顱骨特別厚者）。

(5) 應用發射器接收器合一的超聲儀進行超聲診斷時，重要的是聲束應與被檢物體表面成直角地射入，這樣可使向其他方向的反射及折射減少至最低限度。同時亦應注意幾何形態的影響。折射使檢查結果失真；反射使超聲束偏向以致不能收到回聲信號。

(6) 必須有足夠的聲能被反射至接收器，才能產生可以記錄的回聲信號。這個聲能的量是由不同介質間的聲阻抗差所調整的（方程式 13 與 14）：有一個下限，低於下限時回聲信號即被放大器基底噪聲淹沒。

(7) 如果要發生反射，介質的厚度必須達到如方程式 17 及 18 所給出的最小數值。在平整的面上，厚度為 $\lambda/4$ 時開始有最大的反射。如果反射面是聲阻抗均與周圍介質不同的粒子群，即使粒子大小

於波長，超聲仍將發生“影”。

(8) 在氣體介質中產生的是全反射。所以被檢物體應絕對不含氣體（空氣），因為即使是體積十分小的氣泡，亦能產生嚴重的回聲假象。

第二章 超聲在醫學上應用的早期研究、診斷價值及其可能產生的損害作用

超聲診斷

穿透式

穿透式方法是用於超聲診斷顱內疾患的最早方法；主要是 Dussik 兄弟所作的研究，曾於 1942, '47, '52 年發表次聲法（Hyperphonography）的論文。這種方法利用穿過腦組織及腦脊液時超聲束的衰減不同，可以記錄腦室系統的形狀及部位。作者們認為，在腦組織中較大程度的衰減是由於微體結構（細胞表面和神經纖維的排列）以及涉及彈性和粘性的因素。他們發現腦脊液和水一樣，超聲很容易透過，衰減程度很小。他們採用 1.2~1.5 兆赫的頻率。超聲束與腦矢狀面垂直，掃描時相對側各置壓電晶體，一收一發。通過頭顱後超聲衰減的程度被接收放大，呈象為一顏色深淺不一的陰影，面積等於超聲束的橫截面；最深的表示衰減最小，即超聲束已通過腦室。如此，產生了由許多最深的光點構成的圖案，輪廓與腦室系統相似。腫瘤的診斷是根據正常腦室輪廓的畸形以及超聲束通過時的衰減與周圍腦組織中的衰減之間的比較。

Ballantine, Hüter 等（1950）發展了 Dussik 的穿透式方法。他們的方法的基礎是超聲穿過頭顱後被接收到的能量取決於通過時的吸收與散射的程度。他們認為這些聲學上的變量是由於物理現象，即介質的密度、彈性、均勻性和粘度。他們指出，腦組織與腦脊液的超聲吸收的差別，在 2.5 兆赫的頻率下，前者為 $2 \sim 4$ 分貝/厘米，後者為 0.01 分貝/厘米。

他們再現腦室形象的方法與 Dussik 的方法相似，但更為精緻；他們稱之為“超聲腦室透影術”。他們的圖案在技術上較 Dussik 的好些，主要是改進了掃描與記錄，但腦室輪廓的景象仍是粗劣的。

由於 Gütner 等（1952）對穿透式的批評，他們作了一次精密的檢驗（1954）。他們發現，決定超聲穿過頭顱時衰減程度的主要因素是頭顱骨的不同厚

度。这一点使他們十分怀疑 Dussik 所作记录的正确性。他們制造了一具电子补偿机械来补救头顱骨厚度的影响。这种“已补偿的超声图”的对比更差，显示了很大程度的干扰（来自以前记录的头顱骨厚度）。此外尚有因超声束穿过头顱的过程中产生的散射引起可观的图象畸形。他們同时用超声与 X 綫摄取头顱的图象，发现头顱骨的厚度是决定“无补偿超声图”外貌的首要而几乎是唯一的因素。用补偿的方法获得的图象，看起来还是象脑室系统的輪廓，然而是有畸形和弥散的，没有实际诊断价值。最后，他們发现在穿透式诊断方法上的劳动是得不偿失的，后即停止研究。

Güttner 等 (1952) 在評論穿透式时指出，超声束穿过顱骨时的衰减較穿过脑組織时大得多——分别为 43 与 1.7 分貝/厘米。所以得出結論，认为顱骨厚度不同所造成衰减的差别压倒并掩盖了超声穿过固体脑組織或脑室系统时产生的小得多的衰减差别。Dussik 的方法完全缺乏正确的物理基础。他們証实，用 Dussik 的方法检查浸在水中的空頭顱骨和病人头部时，所得到的結果相同；甚至用光照射空頭顱骨的一側而在另一側照相时，也可以得到类似 Dussik 的次声图的图象（这里較深的阴影相当于顱骨較薄区）。同时指出，顱骨的球体构形造成超声束的折射，以致图象严重地失真。

总之，Güttner 等与 Ballantine, Hüter 等証明穿透式超声用于诊断顱内占位性病变是无效的。

反射式

最初，Dussik, Ballantine, Hüter, Bolt 等都不定反射式超声诊断顱内占位性病变的价值。Güttner 等于 1952 年彻底研究了以反射式为基础的脉冲式超声诊断顱内疾病的超声物理。他們計算了顱内不同介质的声阻抗，发现其差别是如此小，所以认为不太可能在脑室壁产生反射。以肿瘤組織中的声速为 $1.54 \cdot 10^5$ 厘米/秒，而正常脑組織中的声速为 $1.51 \cdot 10^5$ 厘米/秒，进行計算后 (Ludwig, 1950)，他們认为两者声阻抗的差别过小，不足以在界面上产生可以记录的回声。此外还发现超声束穿过顱骨时衰减很大，以致反射式超声方法不切实用。

美国原子能委员会汇编的論文 (1955) 中亦认为由于顱骨有很高的吸收率，不可能用超声回声的方法来检测顱内疾患。

French, Wild 等 (1950, 1951) 首先发展了以超声回声来诊断顱内占位性病变的方法。他們的器械使用持續时间为 $\frac{1}{3}$ 微秒的 15 兆赫脉冲超声，用石

英晶体作发射与接收。他們証明，超声傳播通过含有密度不同的結構的組織时，即在結構的界面上发生反射。反射的声能成为回声，回至出发点，并为石英晶体所接收；經放大电位后在示波管上显出。他們在标本上比較了正常脑組織与脑室膜瘤組織的反射，发现因密度不同，其反射亦有差别，可以用来诊断。在有成胶质细胞瘤的脑标本上，从不同的方向射入超声时，某一区域内反射的次数与振幅同时增加，以后証明，此即肿瘤所在之处。基于以上研究，他們认为可以分辨肿瘤与正常的脑組織，并可以在原位上予以定位。1951 年在結合脑瘤手术的超声研究中証实，当头顱骨去除后进行反射式超声检测时，可以在超声图上分出肿瘤与正常組織。所以这一方法可以准确地诊断脑瘤；但是顱骨会吸收几乎全部的超声能量 (15 兆赫)，故先决条件是切除相应区域的顱骨，这样当然在实际使用上受了限制。

这些作者們应用此法于无此困难的其他場合时更为成功，即诊断乳房肿瘤和用二度超声图分辨良性与恶性肿瘤时有很大的准确性。Howry 与 Bliss (1954) 亦用类似的反射式超声于軟組織方面，频率为 2 兆赫，有較强的穿透能力，所得的二度超声图质量亦高。Edler & Hertz (1954) 发展了心脏诊断的反射式超声诊断法。妇产科方面有 Donald 等 (1958)，眼科方面有 Oksala 和 Lehtinen (1958) 以及 Baum 和 Greenwood (1960)，都进行了研究。

Leksell 于 1955 年在超声诊断領域里作了很重要的发展，即用回声的方法在完整的顱骨外诊断出顱内占位性病变。在 1958 年他发展了这种方法并称之为脑回声图。使用普通的超声探伤仪，频率为 $\frac{1}{2} \sim 1$ 兆赫 (1955 年) 和 $1 \sim 2$ 兆赫 (1958 年)。他証明，探头横置于顱骨侧面的額顱部时，有一个經常出現的显著的回声，它反映顱内正中平面的結構。这就是所謂 M 波 (mid-line echo, 中綫波)，可以在左或右側測得。除 M 波外，尚可見到头皮組織与顱骨組織的反射；开始是入射声束 (始波) 遇到上述組織，以后是遇到对側顱骨的内側面时 (底波)。如有单側天幕上占位性病变，則顱腔中綫結構被移向对側，M 波亦如是。这样就可以用移位的 M 波来作诊断。他举出 3 例儿童經手术証实的顱内占位性病变 (硬膜下血肿、硬膜外血肿、硬膜下水囊瘤) 皆准确地为超声回波方法所诊断出。在 1958 年的論文中他提出了关于 M 波来源的觀察。根据这些，产生 M 波的中綫結構至少在成人是和松果体相同的。

1957 年菊池、田中等报导用他們自己設計的超

声回声方法診斷顱內占位性病變的經驗。他們用的是 2.25 兆赫頻率。經過方法的改進後，他們可以在顱骨外發現腫瘤並加以定位。他們證明腫瘤組織的衰減較正常腦組織為大，所以後者的聲阻抗應該低於前者。他們認為聲阻抗的差別是大的，在腫瘤與正常組織的界面所產生的反射相當大，足以容易地被記錄下來。同時亦認為，與正常相比較，手術後腦水腫、麻醉時及 50% 的癲癇病例中，超聲束有不同程度的衰減。他們沒有提出臨床資料來證明這方法的準確性。

DeVlieger 和 Ridder (1959) 用 Leksell 的方法在 47 例病人中試驗超聲圖的可用性及準確性。其中 28 例顱內占位性病變：25 例天幕上，3 例天幕下。用腦血管造影及頭顱 X 線片進行核對。天幕下者 M 波均無移位（經 X 線證實），說明天幕上中綫結構並無側移。25 例天幕上者有 21 例 M 波移位，經 X 線證實。2 例顱內血腫和 2 例腦瘤 M 波未見移位；後者腦血管造影亦無移位，但 2 例顱內血腫腦血管造影有中綫結構移位。其餘 19 例超聲圖及 X 線檢查皆無移位。準確率為 95%。

他們亦曾研究 M 波的來源，認為可能來自大腦縱裂。與 Gättner (1952) 的觀點相反，他們認為可以從腦組織與腦脊液的界面得到並記錄回聲；因為反射的聲能取決於聲阻抗，這函數並不是只與密度有關，而亦與二物質的彈性有關。以後 DeVlieger 等 (1959) 發展了超聲圖直接診斷硬腦膜外與硬腦膜下血腫的方法（根據血腫與腦表面的界面超聲反射）。他們在 5 例中發現底波前有小波偏轉，可能是腦表面與血腫間界面反射引起的。他們同時亦認為有可能利用腦與血腫間界面的反射直接診斷出顱內血腫。

Gordon (1959) 着重指出，超聲進出顱骨時，由吸收及反射所致的聲能損失很大。他亦證實 Leksell 的發現，即得到了一個明顯的反映顱腔正中平面的回聲；這在顱部探查時最易獲得。他認為 M 波來自透明隔，主要是它的後部。這個設想是以胸標本漂浮在有机玻璃 (Perspex) 水槽內作模型實驗為根據的，實驗的細節不詳。將水中的臉沿著兩根軸綫略作傾斜後，超聲束不再垂直射在正中平面上，回聲信號的振幅即降低。即使僅作 5 度的傾斜，回聲的振幅就降低一半，指示反射結構是一平面；如果反射結構是球形體，傾斜時不會有衰減。他同時認為有可能從第三腦室的双壁獲得回聲，如果第三腦室寬於 5 毫米，這兩個回聲是可以區分的。

Jefferson 在 1959 年亦發表他的研究，利用 M 波的移位來診斷天幕上占位性病變，並與神經放射學檢查方法作比較。起先用的頻率是 2.5 兆赫，後來改為 1.5 兆赫；他認為後一頻率效果較好。試驗組共 60 例，其中 42 例超聲圖檢查的結果是正確的，8 例是錯誤的，準確率為 84%。

Lithander (1960 年) 在較多的臨床病例中用 Leksell 的方法以證實超聲圖診斷的準確性。共 150 例臨床上有顱內占位性病變的成人，其中只有 112 例經過神經放射學或其他方法（外科手術、尸檢）的核對。M 波有移位的 57 例中 47 例經過核對；無移位的 93 例中 65 例經過核對。經過核對的病例中除一例外，其餘都與其他檢查方法的結果相符合。一例可疑的是因為有顯著的顱腦不對稱，以致 X 線片不能肯定松果體的相對位置。由於 38 例未經檢查，以致不能算出準確率。但其中有 10 例 M 波移位，這似乎是值得注意的。

Newell 在 1960 年第三屆國際醫學電子學會議上報告用超聲回波方法研究顱內占位性病變的結果。他設計的儀器是用 1 厘米直徑的鈦酸鋁晶體探頭，頻率為 2.5 兆赫，診斷也依據 M 波的移位。超聲圖的結果與 X 線片作比較，共 50 例。27 例占位性病變中超聲圖診斷正確的有 20 例；無占位性病變的 23 例中，超聲圖診斷正確的有 22 例。7 例有占位性病變而 M 波無移位，1 例有移位而無占位性病變，其準確率為 84%。作者認為 M 波是來自大腦縱裂，但無證據。

損害作用

超聲開始用於诊断及治療時，就發生關於超聲對組織損害問題的爭論；對於發生組織損害的聲強及途徑都作了一些研究。

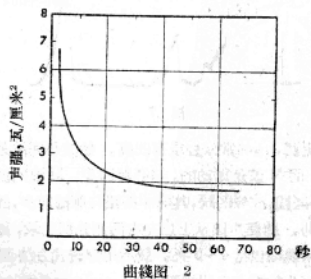
聲強閾

Barth 和 Bülow (1949) 對幼犬正在生長的骨組織用頻率 800 千赫、聲強 2.5 瓦/厘米² 的連續超聲波照射 15 分鐘後，除軟組織輕度水腫外，並未發現組織損害。在 3.25 瓦/厘米² 時有明顯的疼痛反應，照射 5 分鐘後有輕度組織損害，15 分鐘後骨組織有嚴重破壞。作者指出，發生疼痛反應的劑量遠較產生組織破壞的劑量為低。他們認為，組織破壞的閾值約為 2.5 瓦/厘米² 的連續超聲波照射 5 分鐘。

Brüsehke (1955) 在兔的辜丸、卵巢及妊娠子宮上用頻率 1 兆赫、聲強 3.5 瓦/厘米² 的連續超聲波照射 5 分鐘，每隔 2 日重複 1 次共 5 或 6 次。有少

数照射时间延长至 15 分钟。总结其结果：(1) 雄性或雌性中无一例发生性机能不全或不育。(2) 可以看到小块变性，主要在睾丸内；然而对功能无损害。(3) 不可能用大的超声剂量来达到不孕。他综述了他人的研究结果：2.2 瓦/厘米²、1.85 兆赫的超声使大白鼠睾丸萎缩 (Fanuechi 等)；2.4~2.6 瓦/厘米² 的超声照射 5 分钟使鼠的卵泡皱缩、卵核固缩 (Horvath 和 Rupp)；4 瓦/厘米² 的超声照射 4~6 分钟(每周 2 或 3 次)使鼠的后腿瘫痪，但在观察期间(6 周)未见卵巢功能受损 (Müllereisert)；用低于致死剂量的超声照射豚鼠卵巢，未见生育力或卵巢机能受损 (Mohr)；1 瓦/厘米² 的超声照射鼠卵巢 5 分钟，发情期提早且持续较久 (Friedli)；在 10 分钟内以 35~50 瓦/厘米² 的超声反复照射豚鼠可以造成绝育 (Thiele)；1 兆赫 2.5~4.5 瓦/厘米² 的超声照射人类的卵巢，未发现组织学上的改变 (Drescher 和 Mohr)。

Hüter (1949) 试验连续超声波对手、臂、腿的痛阈，发现声强在 1.8 瓦/厘米² 以下时不论照射多久都不会引起疼痛。在较强的声强下产生疼痛的时间就缩短(曲线图 2)。Hüter 认为痛觉的产生是来自照射点下的骨髓。Ballantine, Bolt, Hüter 和 Ludwig (1950) 用连续式超声频率 2.4 兆赫的连续超声波在两只狗的头皮外照射：一只声强为 3 瓦/厘米²，11 1/2 分钟；另一只 1.5 瓦/厘米²，15 分钟，结果脑组织都无组织学上的改变。15 瓦/厘米²、800 千赫的超声照射猫的头 5 分钟，同时作脑电图检查，仅见皮肤与皮下组织有表浅的坏死，并无指示脑部损害的神经学征状。二个人在头皮外用连续超声波照射，频率为 800 千赫，声强为 2 瓦/厘米²，照射 9 秒后仅觉头皮有微痛，脑电图无改变。



Hüter 和 Bolt (1951) 在动物经麻醉后分离出周围的神经上作了研究，声强达 45 瓦/厘米²，神经

仅有刺激，出现动作电位。他们得出结论：超声的损害取决于其热效应；1 瓦/厘米² 的声强是在连续超声波的损害阈以下。

Hüter (1954) 认为脉冲超声的损害阈较低，产生疼痛反应的剂量显著地低于产生组织损害的剂量。不论照射多久，剂量与 $t \cdot (I - I_0)$ 成正比，式中 t 为照射时间， I_0 为无痛声强级。发生疼痛的声强 × 时间比可致骨损害的阈值小 50 倍。

Wild, Reid 与 Gordon 等认为，用声强若干瓦/厘米² 连续式超声波照射数分钟，且无骨组织介入，才会使细胞产生损害。而目前用的诊断仪声强仅为数微瓦，脉冲持续时间亦仅数微秒，故组织所受的能量远较损害阈值为低。

生物学效应

超声的生物学效应还不完全清楚，Balds, Herriek 等归纳如下：(1) 热效应是因吸收声能后转变为热，局限于不同声阻抗之介质的界面上；(2) 组织经超声照射后产生相当大的机械力，机械效应可分为空化作用和介质的变形，声强 5 瓦/厘米²，频率 0.8 兆赫的超声可使介质中的基本粒子重力加速度达 10 万以上；(3) 化学效应，涉及氧化物的形成。他们还发现在频率低时空化作用较大，在频率高时热效应更明显。冷却照射的组织可以降低热效应，而空化作用可以在介质上加一足够的压力来解决。他们用牛眼的晶状体及分离的神经作研究，发现 1 兆赫频率、52 瓦/厘米² 声强峰值的连续超声波造成晶状体不可恢复性的凝固；5 瓦/厘米² 的超声波照射 3 1/2 分钟后，动作电位消失，造成完全性神经传导阻滞，上述组织所产生的损害及病理过程与加热的效应完全相同。Herriek (1953) 认为神经组织对超声作用是比较敏感的；包埋在肌肉中的小神经与肌肉一起受超声照射时，小神经发生变性，而周围的肌肉并无变化。

与此相反，Fry (1958) 认为超声的生物学效应不是热的关系，而是由于亚微观机械作用的原因。他观察到损害灰质所需的超声强度较损害蛋白质的高 50%，Ballantine 等 (1956) 的发现证实这一论点。

Lynn 和 Putnam 发现神经节细胞对超声最敏感，神经胶质细胞次之，而血管壁最差；故认为超声的初级生物学反应不是单纯的热效应。Dunn 亦有同样的观点，认为超声的物理效应主要是在于亚微观结构，而所观察到的组织改变是与其次级过程

有关的。

結 論

- (1) 穿透式超声诊断的方法缺乏物理根据。
- (2) 反射式超声诊断方法亦即脑超声图, 是有希望的。
- (3) 将探头在头颅侧面探查时, 脑超声图上出现一明显的 M 波, 反映颅内中綫結構。
- (4) 天幕上占位性病变时产生中綫結構側向移位, M 波亦同样移位。利用来作诊断的就 M 波的移位。
- (5) 在比較少的临床病例组中研究了这方法, 結果其准确率約为 84~95%。
- (6) 产生 M 波的顱内中綫結構, 有认为是松果体 (Leksell, 1958), 有說是大脳纵裂 (De Vieger, 1959, Newell 等, 1960), 透明隔, 并可能是第三腦室 (Gordon, 1959)。
- (7) 儿童与成人的 M 波来源是否相同, 則尚未研究。

(8) 連續超声对組織損害的安全閾是 1~2 瓦/厘米², 与時間无关。脉冲超声的閾值相同, 但系平均声强。

(9) 1 兆赫以上的超声照射的初級生物学反应在很大的程度上是热效应的結果, 局限於声阻抗不同的介質間界面上, 声阻抗差別越大則反应越显著。

(10) 有些作者 (Fry, 1958, Dunn, 1959) 认为在亚微觀結構中有独特的机械超声效应。

第三章 方 法

超声回声仪

本研究根据 Leksell (1958) 所述的操作方法, 采用标准回声探伤仪 (Krautkrämer USIP 9 型)。鈦酸鋁探头 (一收一发或同一探头兼作收发之用) 直徑常規用 24 毫米, 对幼兒用 10 毫米。用液体石蜡作耦合剂。頻率选用 1~4 兆赫, 通常用 2 兆赫。每秒发射 250 次脉冲, 脉冲持續時間約 $5 \cdot 10^{-6}$ 秒。示波管上的图象用照相机记录之。

为了便于比較左右兩側的脑超声图起見, 在一側將示波管的 Y 軸偏轉板倒轉, 使左右兩側都撥于同一底片上 (重复曝光), 右側的偏轉向上, 左側的偏轉向下, 如图 5。

从脑超声图的照片上直接測量时, “回声距离”即图 5 中的 α 。照片上測出的距离与超声穿透的实际距离之間的关系, 曾在 56 例病人头颅上作了研究; 脑超声图上 1 毫米等于在头颅中的 3.56 毫米。另外在有机玻璃水槽中用盐水作試驗, 其結果亦非常接近, 1 毫米等于 3.57 毫米。

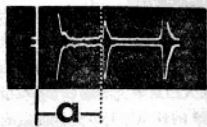


图 5

操作 方法

当超声探头置于头颅的顱頂区, 方向与顱腔正中平面大致垂直时, 可以记录到数个振幅不同的回声; 这记录 (如图 7) 即脑超声图, 它包括: 首先是一个极大而闊的偏轉 (只有很小一部分在示波屏上出現), 系顱外軟組織与顱骨的反射, 称为始波, 其陡峭上升的一側表示晶体与頭皮間的界面反射, 被用作零位。在脑超声图的另一端通常亦有一个大的恒定回声, 是对側顱骨內面的反射, 称为底波。在始波与底波之間通常亦有一显著的回声, 它的出現主要决定于探头放在顱頂区的地位与如何放法。这个回声被称为中綫波 (M 波), 在超声图上它的波形較粗,

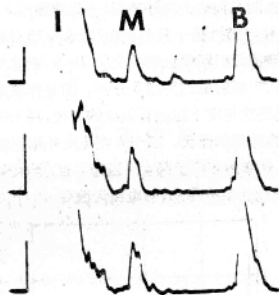


图 7

基底寬闊, 頂部常分裂或有凹痕。始波与底波是固定的, 而 M 波是搏動的, 与心跳同步。M 波的波形粗, 基底闊, 波峰凹缺, 其脉冲振幅与脉搏同步, 故易于鉴别。脑超声图从上述左右兩側分別记录, 每次檢查常規地包括 4~5 次。最后用穿透式方法測定兩側探头放置点之間的距离。

M 波是来自大脳正中平面的或其极相近的結構的反射。單側的顱内占位性病变常將这些結構推向

对侧,在这种情况下也造成 M 波相应地移位,可据此作出诊断。

作超声检查时,除上述的几个波以外,尚可接收到其他几个回声信号,有时与 M 波振幅相似,在早期造成误诊,所以有必要加以核时。方法(图 8)是在获得右侧 a 和左侧 b 回声距离的探头放置点,用穿透式超声求得其间的距离。如果确系 M 波则应符合下列方程式:

$$\frac{1}{2} \cdot (a+b) = c$$

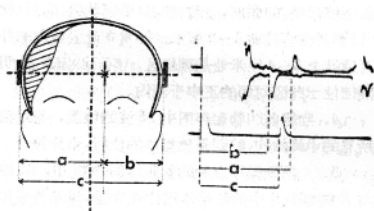


图 8

如与此式不符,则意味着矢状面旁的回声

(parasagittal echo) 被误为 M 波(如图 9)。这个对照的方法亦不是绝对可靠的,当矢状面旁的回声有非常强烈的反射来源时(如脉络丛钙化),则回声的

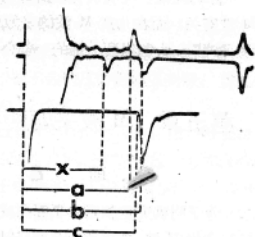


图 9

距离亦可与公式符合,在这种情况下可根据 M 波的特性外貌来判断。de Vlioger (1959) 与 Lithander (1960) 曾报告过相似的对照方法。

在创伤的病例中产生误诊最多的是由于额外的血肿或肿胀恰在探头检查之处造成头额的变形。这必须加以考虑及调整,否则 M 波的移位可造成误诊(图 10)。调整的方法如下:

在脑超声图上分别测量左右侧之零位至底波的距离(D_r 与 D_l),代入下式求出因数 F:

$$F = \frac{D_r - D_l}{2}$$

再将变形侧获得之回声距离减去 F 即可。

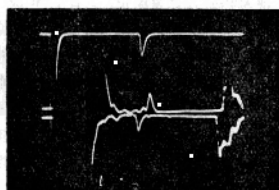


图 10 A

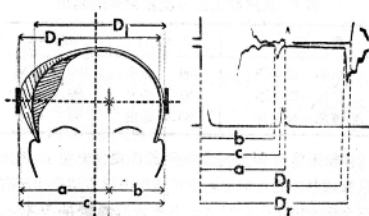


图 10 B

第二部分

第四章 临床脑超声图上 M 波来源的观察

成人脑超声图

脑超声图早期研究中清楚地示出,在头额的侧面有一理想区,将探头放置于此区域内可使脑超声图上有良好的 M 波图象。Leksell (1955) 认为此区

域是在额颞部或额顶部。本文作者通过 1000 余例脑超声图的检查,认为此理想区是在耳垂垂直线上紧靠耳轮上方或外耳道孔上 4~5 厘米处。

理想区的位置是 M 波在正中平面上的位置与此区域互相对应所决定,抑或是此区的有利条件诸如几何形态的关系、颞骨厚度等所造成的,尚不太清楚。在后者的情况下 M 波的来源可能是一较大的中脑结构,而 M 波则仅可能在此理想区内获得。从解剖学的观点来看, M 波的来源可能是下列中脑结

构或其組合：(a) 第三腦室壁和透明隔；(b) 松果體區；(c) 大腦縱裂；(d) 大腦皺。另一方面，如果理想區的存在和位置，假定是因為與中綫結構上強烈的 M 波來源相對應的話，在解剖學上的觀點看來，這結構將是松果體。

在 4 例病人臨終前以上述方法作了腦超聲圖檢查頭顱及其內容物，並將 M 波移位程度與尸檢所見中綫結構移位程度作比較，發現 M 波的移位情況與松果體的位置相一致。

另外一例硬腦膜下血腫病人手術前腦超聲圖 M 波移位 8 毫米。X 綫頭顱平片上測得鈣化的松果體移位 10 毫米。兩者頗為相符，手術後重復腦超聲圖檢查，發現 M 波逐漸回復原位。7 日後 M 波已無移位。重復 X 綫片檢查時，松果體亦在中綫部位。

用類似 Leksell (1958) 的方法，即在正中平面的額部、前齒及顱頂部分別用 X 綫不透光的物質作記號然後攝片，測量各點至松果體的距離。再將探頭置於上述三點上對準松果體作腦超聲圖檢查，都獲得了與零位距離不一的明顯回聲。測量其間的距離並與 X 綫片上的距離作比較。從下表中看出兩者之間是非常符合的。

表 5 從皮膚上記號至松果體的測距

起 訖 點	X 綫片	腦超聲圖
額部~松果體	104 毫米	105 毫米
前齒~松果體	81 毫米	80.5 毫米
顱頂部~松果體	85.5 毫米	84 毫米

松果體為 M 波來源的可能性更加充實了，因為只有球形體的幾何形態才可能用上述方法產生所有三個因次的可記錄回聲。具有板形形狀的反射結構，如第三腦室壁、大腦縱裂等，幾何形態最不宜於在中綫處探查。

兒童腦超聲圖

腦超聲圖會檢查過很多兒童，探頭放置在和成人相仿的部位，可獲良好的 M 波圖象。通常在耳垂直綫前 1~2 厘米，外耳道孔上 3~4 厘米處。與冠狀縫成直綫並緊接顱骨弓上之處亦可以獲得明顯的 M 波，故理想的探測點不易確定。

超聲探頭在兒童正中綫上探查時與成人的結果相反，在顱底的反射前沒有明顯的回聲。

在兒童頭顱的側面有較大的理想區是說明 M 波的來源與成人不同。結合到在正中綫探查時沒有回聲。這指出 M 波的來源是扁平的，由腦的部分正中

平面組成，大小不一。這位於腦正中平面的扁平的解剖結構是第三腦室壁、透明隔、大腦縱裂與大腦皺。

注 釋

綜合成人及兒童臨床上的腦超聲圖觀察，發現：

1. 在頭顱的側面有一個獲得 M 波的理想區。
2. 這區域的位置在成人比較精確，即外耳道孔上 4~5 厘米及耳垂直綫上或略前方，松果體復體正位於此區對面的正中平面中。

3. 在兒童此區域包括頭顱側面較大的部分，位置不夠精確，即顱部，向前（額部）至冠狀縫，向後（枕骨）至耳垂直綫前 1~2 厘米。通常在此區域內的外耳道孔上 3~4 厘米處是理想區。第三腦室及透明隔即位於此區對面的正中平面內。

4. 臨終前的腦超聲圖中 M 波的位置，與尸檢所見的中綫結構，特別是松果體的位置，十分符合。

5. 一例硬腦膜下血腫的腦超聲圖分析中，M 波與 X 綫額位片中的松果體鈣化點位置，以及松果體鈣化點在 X 綫側位片上的位置與超聲探頭在正中綫上所獲得的明顯回聲的位置，有很好的相關關係。

總的說來，在成人有理由假定松果體鈣化點與 M 波有關；而在兒童 M 波的來源可能是第三腦室壁、透明隔、大腦縱裂上部的一部分等。

第五章 M 波來源的實驗研究

前 言

為了明確究竟腦正中平面內或其所屬的那一種結構產生 M 波，進行了一系列反射式超聲的模型實驗。方法的設計使觀察到的回聲能反映包括回聲來源的小而精確的解剖區域，並將腦標本放在塑料盒內，以消除顱骨的干擾，後一措施容許在正中平面的各點上作條件相同的回聲探查。

研究包括下列幾方面：

1. 成人腦中最大振幅回聲與中綫結構解剖部位關係的分析。

2. 摘除松果體前後的振幅回聲分析，並試圖選擇性复制 M 波。

3. 嬰兒腦中最大振幅回聲與中綫結構解剖部位關係的分析。

4. 大腦皺作為回聲來源的重要性，及其對產生最大振幅 M 波的結構（如在 1. 及 3. 項中發現的）解剖關係分析。

材料与方 法

超声检查

必須采用新鮮的腦，从尸体上尽早和尽量細心地取下，以免损伤而产生回声假象。

为了避免腦因本身重量而引起的变形，須将其浸浮于比重相同的介质中，对成人适用 10% 轉化糖溶液。兒童腦比重較低，用的是 10% 轉化糖与等渗生理盐水 (0.9%) 的混合液，調整其間比例，使达到此目的。

超声检查中十分重要的对象必須是沒有空气或其他气体的。正如在第一章中所指出的，差不多 100% 的入射超声在气体与液体或固体的界面处被反射掉。抽除空气或其他气体的方法有两种：一是在水下移取尸体中的腦。这方法在成人尸体上有技术上的困难。在嬰兒尸体上較容易。另一是用普通的方法取出腦后，再抽除进入的空气及可能存在的其他气体。这方法用于大多数病例，以水下取嬰兒腦的方法为补充及对照。在腦中抽气而不改变其物理性状是比較复杂的，方法詳述如后。

在检查时盛放腦的塑料盒是用 10 毫米厚的有机玻璃制成的，其內部尺寸为长 165 毫米、闊 140 毫米、高 125 毫米。这尺寸与成人腦的大小接近，略有移动余地，但对腦不致因压力而造成变形。嬰兒腦检查时盒底垫高 40 毫米。

在盒的冠状側 (Coronary sides, 指与腦冠状面平行的側面) 的內面上垂直槽內，安置一形如大腦瓣的鋼片 (代表正中平面)，用以固定盒內腦的位置。超声检查时移去鋼片，腦是浮在液体中，不予固定。

盒的两个冠状側是可拆卸的。各側外面都画成 20 × 20 毫米方格的坐标，分度綫与盒的边緣平行。为了沿正中平面的垂直軸作超声探查，在盒頂上装置一桥形支架，可沿盒的矢状側 (lateral sides, 指与腦矢状面平行的側面) 的頂緣滑行。在支架的正中开孔，可容超声探头置入，方向朝下与盒頂和盒底成直角。盒底用两只螺絲固定于一座子上。

超声探查时，在盒的矢状側扫描并連續記錄超声图。然后探查腦的正中平面，从两个成直角的方向进行：第一从冠

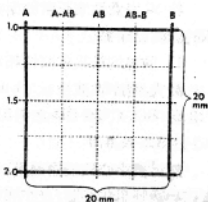


图 23 坐标示例 (一格)

状側前后位；第二从上述的桥形支架上下位，支架由一冠状側滑行至另一冠状側。用的是 24 毫米直徑鈦酸鋇晶体探头，频率为 2 兆赫。超声回声扫描探查結果的分析限于从腦的正中面获得的回声信号。

由于被檢的腦是浮在盒內液体中，可以有一定程度的活动，故必須在探查的各期記錄其盒外坐标上的位置。方法是用固定的照相机从矢状側之一攝取腦与盒的照片，放大至 30 × 40 厘米，与透明塑料薄紙的綫图比較。如此在不同研究过程中，腦的位置如有改变，則易于发现及調整，所以同一坐标位置的超声图确切反映腦的同一部位。

超声探查結束后，腦在盒內用甲醛固定。为了避免腦的变形，盒內液体逐漸以 40% 甲醛置換，至腦仍繼續悬浮为止。在硬化的过程中，腦的比重增加而趋于沉沒；可以增加甲醛濃度以补救之。一般硬化过程持續 5~6 天，在此期間，腦的位置用上述的鋼片穩定之。待固定后重新排气，再作一次超声探查，然后用适当濃度的明胶埋藏放置于 1°C 冰箱內 24 小时。

解剖学检查

明胶埋藏的腦用热的腦刀切成与矢状側坐标相符的 10 毫米厚的冠状切片。然后，收集松果体，检查其鈣化程度：肉眼检查与組織学检查。組織学检查方法曾用：1. 苏木精染色法；2. Pearse 法 (1953)，用对照切片补充直接苏木精染色；3. Voigt (1957) 介紹的方法，即一种特殊的鈣化組織生化学指示法。

鈣化程度分为下列数类：

1. 无——在組織切片中无鈣化可見。
2. 稀疏——組織切片中可見鈣化，但很有限。
3. 中等——組織切片中可見大量的鈣化。
4. 丰富——肉眼見鈣化。

抽气程序

这操作的目的是尽量緩和地排除腦室系統及蛛网膜下隙的空气及其他气体。抽气的工作是在 0~1°C 之間进行，因为在較高的温度时腦組織中的蒸气压增大，可致腦組織破裂而改变其物理特性。抽气装置包括：

1. 抽气泵：采用每小时抽气 2.5 米³ 的双級回轉泵，可使压力降低至 10⁻⁴ 毫米汞柱。真空度用 Pirani 真空計测量和控制，其連管通入冷却阱与泵

的联管中。

2. 冷却阱：一只大的 Dewar 缸，内充液氮，并设有 3 根 7 厘米直径、50 厘米长的玻璃管，可使所有的水蒸气凝結。

3. 真空室：是一有盖的大玻璃缸，内備以 10% 轉化糖，以不銹鋼絲網膜分为两层，上层較大（脑放在其中）。真空室一側經冷却阱接至泵，另一側經由三路旋塞接至二氧化碳、生理盐水及三乙醇胺。周圍复以冰与盐的混合冷却剂，其中置有溫度計，以測量脑周圍液体的溫度。真空室內的空气分压用 McLeod 真空計測量。

4. 二氧化碳进口：由二氧化碳容器、降压装置与水測压計組成。既能迅速充气，又可防止真空室內出現正压。

5. 三乙醇胺与生理盐水进口：三乙醇胺的輸料管接于真空室与盐水瓶之間。生理盐水用水浴法加热，盐水中的气体用噴水泵抽去。

步 驟

第一步 用泵抽气，至 Pirami 真空計 0.001 毫米汞柱，相当于真空室內分压为 0.10~0.05 毫米汞柱（McLeod 真空計）。

第二步 二氧化碳洗滌。二氧化碳由管子通至真空室底部，然后成为气泡在液体中上升；达到大气压时再用泵抽气至上述真空度。如此反复洗滌 4~5 次，使二氧化碳代替殘留的空气。

第三步 将足量的三乙醇胺引入脑周圍的液体中，使濃度达 1.5~2%，以吸收二氧化碳，然后立即进行第四步。

第四步 加热。将 60~70°C 无空气的生理盐水引入真空室內，使脑周圍的液温升至 30~35°C。流速調节至 Pirami 真空計保持 0.001 毫米汞柱，如此則脑內溫度上升極微。用 McLeod 真空計測量固定分压（指示殘留的空气和二氧化碳），讀数常在 0.002~0.003 毫米汞柱之間。以后就可以开启真空系統。

若在甲醛固定的脑抽气时，生理盐水的溫度应較低，約 40°C。真空室开启后，将脑移入塑料盒，脑須始終浸在溶液內。然后从盒底放出轉化糖与盐水混合液，而用漏斗注入純 10% 轉化糖以代之。甲醛固定的脑在抽气前用流动的水洗滌 24 小时。

注 釋

上述抽气法誤差的来源是脑在靜止时周圍液体的流体靜力压尚有 5~10 毫米汞柱。用二氧化碳气泡法使脑不断轉动，經常有一新的部分轉向表面，即可以免除誤差。

最大振幅回声与大脑中綫結構的解剖位置間关系的分析

成 人 脑

本組从尸体中取脑进行超声探查者計有 12 例，年齡在 30~76 岁之間。脑标本編号以 N 为标记。这些病例死亡前病史中无任何神經系統征状，大脑海肉眼所見正常，并不疑有病變。有些病例的脑与硬脑膜、脑镰、脑幕一并取下，这些組織均予移除；超声探查前，脑組織浸入液体內。

超声頻率为 2 兆赫，应用鈦酸鋇晶体探头，其直徑为 24 毫米，平均声强为 6×10^{-4} 瓦。在脑的矢状側扫描时放大級（增益）用“5”，冠状側及中綫上扫描时放大級用“3”。

除超声检查外，还进行了解剖学检查、甲醛固定后超声复查及組織学检查。結果見表 5。

注 釋

12 例脑标本超声探查均有显著 M 波出現，与解剖学检查的松果体位置相符。1 例（N20）M 波的显著性不肯定，其組織学检查所見松果体仅有稀疏鈣化現象，而其余 11 例的松果体均有丰富或中等的鈣化。

成人的松果体

将 56 岁女性的正常脑标本进行超声检查，該标本的脑膜已除去。

1. 脑部的松果体原位超声检查：

最大振幅 M 波坐标：LAT BC-C:3.8, MED C:3.5 (BC、C 和 CD 之 3.5 处有显著 M 波) COR BC-C:3.8 及 4.0

然后极小心的摘除松果，避免损伤胼胝体的枕极。摘除松果体的脑（浸在液体中）和松果体分别作

* 在塑料盒的矢状側扫描称“矢状側扫描”（lateral scanning，下文表中以“LAT”表示）。在冠状側扫描称“冠状側扫描”（coronal scanning，表中以“COR”表示）。在盒頂桥形支架上滑动扫描称“中綫扫描”（medial scanning，表中以“MED”表示）。

表 5

脑标本 编 号	年 龄	性 别	超声图 M 波位置			松 果 体 剖 检 位 置	甲醛固定后 M 波位置			組織学 檢查钙 化程度
			LAT	MED	COR		LAT	MED	COR	
N 10	50	男	BC:2.5	未 查	未 查	BC:2.7 ~2.9	BC:2.7	未 查	未 查	中 等
N 11	76	女	BC-C:3.5	C:3.5	BC-C:3.5	BC-C:3.3 ~3.5	BC-C:3.5	C:3.5	BC-C:3.5	丰 富
N 12	67	女	C-CD:4.0	C:4.0	C:4.0	C:3.7~3.9	BC-C:3.5	C:3.5	C:4	中 等
N 13	60	女	BC-C:3.7	BC-C:3.7	BC:3.7	BC-C:3.7 ~3.9	C:3.7	C-D:3.5	BC-C:3.5	中 等
N 14	50	男	BC-C:3.7	BC-C:3.8	BC-C:3.7 ~4.0	BC-C:3.7 ~3.9	BC-C:3.7 ~4.1	C:3.8	BC-C:3.5 ~4.0	丰 富
N 15	30	男	BC-C:3.7	BC-C:3.8	BC-C:3.5 ~4.0	BC-C:3.7 ~4.0	C:4	C:3.7	BC-C:4.0	丰 富
N 16	70	女	BC-C:3.8	BC-C:3.7	BC:3.5 ~4.0	BC-C:3.7 ~3.9	BC-C:3.8	C:3.5	BC:3.5 ~4.0	丰 富
N 17	48	女	C:4.0	C:4.0	BC-C:4.0	C:4.0~4.2	C:4	C:4	BC-C:4.5	中 等
N 18	56	男	BC:3.5	BC:3.6	BC:3.5	BC:3.6 ~3.8	BC:3.5	BC:3.6	BC:3.5	丰 富
N 19	60	男	BC:3.7	BC-C:3.5	BC-C:3.5	BC-C:3.6 ~3.8	BC:3.5	BC:3.5	BC-C:3.5 ~4.0	中 等
N 20	72	女	不显著	C:3.6	C-CD:3.5 ~4.0	C-CD:3.6 ~3.7	不显著	C:3.6	C:3.5	稀 疏
N 21	73	男	C:3.3	C:3.2	C:3.5	C:3.3~3.5	×	×	×	丰 富

* 作者未报导。

进一步检查。

2. 摘除松果体的脑部超声检查:

在矢状侧探查时,上述 BC-C:3.8 处出现的最大振幅 M 波差不多全部消失而代之以振幅不到 1 毫米的水纹波。中线探查时,BC 垂直线上显著的回声已完全消失, C 及 CD 垂直线上振幅缩小。冠状侧探查时, BC-C:3.8 及 4.0 处的振幅肯定缩小。邻近部位有振幅较大的新回声。解剖学检查时见胼胝体的枕下极有摘除松果体时造成的微小创伤。

根据上述的结果,在中线和冠状面探查时,最大振幅 M 波之所以未完全消失,乃是由于摘除松果体时造成组织损伤而发生回声假象之故。

3. 摘下的松果体的 LAT 显著 M 波的选择性复制:

将移除的松果体置于塑料匣内的胶液体溶液中,不使接触空气。松果体放在盒的正中平面上,另在距此 2~3 厘米的同一平面上,放置一块外敷脑膜的脑组织,大小与松果体相仿,亦包埋在胶液中。冷却塑料匣,胶液即凝固,上述组织的位置即得固定。胶液的温度不能超过 40°C,以防松果体与脑组织凝结合在一起。超声探查所用的频率为 2 兆赫,探头为 24 和 10 毫米的晶体,声强同前,放大极略低。

超声探查结果,松果体的回声波形粗大、基底较宽、波峰分裂(图 29),与脑内松果体的 M 波的特性相同。探查脑组织时,如声强和放大级与前相同,即无回声,放大级增至最大时有微波(Minute wave)。声强(輸出)加倍、放大级最大时,有粗大的回声出现,但与通常的 M 波并无共同之处(图 29)。

以上实验证明,松果体与反射面外敷脑膜的脑组织块的声阻抗差别很大;摘下的松果体与脑内的松果体,其 M 波特性相同。

为了进行摹拟临床探查条件的实验,将颞骨部颞骨板介入探头与松果体之间(即贴靠塑料盒面对探查者的内壁),不使接触空气。透过颞骨超声探查的结果:在临床常用的最大放大级与 3~4 级脉冲强度下,有一强大的回声,其位置与松果体完全相符,特性也和前述的 M 波属同一类型(图 30)。

注 释

上述实验说明,分离的松果体的超声反射比同样大小的脑组织的反射强得多,且与临床脑超声图的 M 波有相同的特性波形。

超声透过颞骨板检查分离的松果体时,有特性相同的回声,但只有在声强和放大级增大至临床所用数值时才能得到。