

0117601  
声学译丛之五

# 超声诊断

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

第二部分

超声对眼部的探查



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. 超声对顛脑的探查；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。但所有图表的编号仍与原文一致，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 二 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 3 7/8 字數 118,000

1963年1月第1版 1963年1月第1次印刷

印数 1—2,000

編 号：5008·69

定 价：0.65 元

## 前 言

眼科疾患的診斷方法很多,但当屈光組織如角膜、房水、晶状体和玻璃体等因损伤、感染或代謝等引起混浊和不透明时,或当球后有肿瘤时,往往应用一般檢查方法会使确诊困难。而超声因眼組織位于浅表,其間如角膜、房水、虹膜、晶状体、玻璃体、視网膜与巩膜等,相互之間界面清楚,声阻抗差明显,声能衰减少,为高频显象方法准备了有利的条件。国外在这一方面已經获得了一定的成就。

本分輯共选譯文献 26 篇。第 1~4 篇是美国 Baum 与 Greenwood 发表于 1958~1961 年的超声显象文献。应用 B 型与聚焦探头,頻率 15 兆赫,将各种眼疾患的超声截面声象图与組織病理切片进行了对照、比較与分析,証实超声是一种有前途的診斷工具。第 4 篇批判了芬兰 Oksala 等的 A 型超声的眼科診斷工作,认为 A 型波型是随探头位置变动而改变,其应用范围有局限性,不能鉴别肿瘤的良性或恶性。第 5~23 篇摘譯自 1957~1961 年 Oksala 与 Lehtinen 所发表的文献。多数資料是应用 A 型超声仪,頻率 4 与 6 兆赫,探索了各种眼内外疾患的超声波型,对正常和异常图型作了解釋,并认为 A 型超声尚有价格便宜、診斷迅速、使用方便和距离展闊等优点,但亦如 Baum 等所指出,波型改变并不足以确定病变性质。第 5 篇是用手控移动式探头所作的 B 型显象。第 21~23 篇是眼組織的超声吸收与声速的实驗研究,有参考价值。第 24 与 25 篇譯自 1960~1961 年日本临床眼科,应用頻率 5 兆赫的 A 型超声来測定人眼的眼軸长度,精确度达  $\pm 0.5\%$ ,是一种研究屈光与眼軸关系的实用方法。第 26 篇是美国 Mundt(1956) 的早期文献。应用頻率 10 兆赫,认为超声能鉴别眼内肿瘤与視网膜剝离,并对超声在兔眼中的损伤問題作了实驗。

譯文中錯誤之处尙祈讀者不吝指正。

編 者

1962 年 10 月

# 目 录

## 第二部份 超声对眼部的探查

1. 眼科学中的超声 .....	55	(1)
2. 超声图诊断眼眶肿瘤 .....	60	(6)
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	(10)
4. 时间-振幅调制型超声图法的批判 .....	70	(16)
5. 眼球声切面显象的进一步实验观察 .....	76	(22)
6. 超声图在眼球内异物的定位与诊断上的应用 .....	78	(24)
7. 玻璃体出血及其超声图的实验研究 .....	80	(26)
8. 玻璃体结构的超声研究 .....	81	(27)
9. 渗出性视网膜炎 (Coat 氏病) 的超声图 .....	82	(28)
10. 视网膜剥离的超声图 .....	83	(29)
11. 应用超声诊断视网膜剥离 .....	85	(31)
12. 成视网膜细胞瘤的超声图 .....	85	(31)
13. 脉络膜黑色素瘤的超声图 .....	87	(33)
14. 应用超声观察脉络膜剥离 .....	88	(34)
15. 眼球后壁超声图的分析 .....	89	(35)
16. 应用超声诊断巩膜破裂 .....	90	(36)
17. 几种眼睫疾患的超声图 .....	91	(37)
18. 急性泪囊炎的超声诊断 .....	93	(39)
19. 高频示波器对眼球超声图的放大 .....	93	(39)
20. 眼球各部超声生物显微镜检查的实验观察 .....	94	(40)
21. 超声在房水、晶状体及玻璃体内的吸收 .....	96	(42)
22. 眼球某些部分的声速测量 .....	98	(44)
23. 眼球超声图上测量超声回声间距离的新快速法 .....	100	(46)
24. 人眼屈光的超声研究 .....	101	(47)
25. 应用超声测定眼轴长度 .....	108	(54)
26. 超声在眼科中的应用 .....	112	(58)

# 1. 眼科学中的超声

Baum, G. 和 Greenwood, I.

《Amer. J. Ophth.》49 (2): 249-261, 1960

观察不透光的眼球及眼眶的内部是超声在眼科中最有前途的应用,作为一种诊断的工具,其价值可与检眼镜相比拟。

尽管角膜、晶状体及玻璃体不透光,应用超声可以观察到视网膜剥离、肿瘤及放射线透光性异物。即使有不透光性存在,在玻璃体出血、视网膜剥离及肿瘤之间也可以作出鉴别诊断。在这种出血中的放射线透光性异物、眼眶病变及黄斑区肿瘤,也可用这种技术显示出来。

这种显象方法是把水声测位仪及雷达的技术应用在组织上。医生观察示波管上机体内部结构的图象而进行诊断,这些图象(超声图)是截视图,也就是眼球及眼眶的前后位冠状-矢状组合截面。这种仪器以 15 兆赫的频率操作。从示波屏上摄影的正常眼球超声图如图 2 所示。示波屏上也显现眼球的运动;分析组织的运动,可便于进行诊断。



图 2 人眼的超声图

(1)角膜; (2)前房; (3)虹膜; (4)晶状体; (5)前巩膜; (6)玻璃体; (7)后巩膜。用超声仪能够通过病人的向左向右注视而显示眼的各个部分。在制造中的新超声仪能在一次扫描中显示全眼直至眼眶尖。

## 在眼球的应用

### 视网膜剥离

患者角膜半透明,眼球的前房及玻璃体均有出血。用现有的眼科器械都不能观察到眼球的内部。超声仪显示了眼内病理改变及眼眶结构。前者证明有完全性视网膜剥离,其中伴有玻璃体的出血(图 4)。

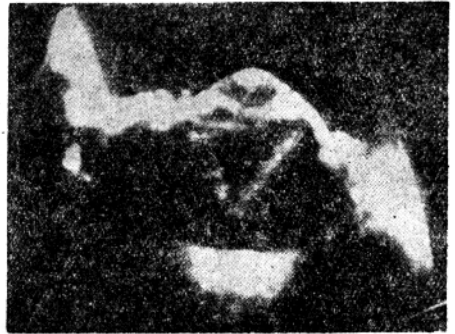


图 4 患者右眼的原位超声图

(1)鼻; (2)鼻腔; (3)鼻窦; (4)泪阜; (5)角膜; (6)前房; (7)睫状体; (8)虹膜; (9)玻璃体出血; (10)剥离的视网膜; (11)眼眶脂肪; (12)眼后极的外直肌。

这一病例的连续超声图显示了在眼球不同水平面上剥离的视网膜的移位(图 5, 6 及 7)。诊断及视网膜膜的位置,经病理切片证实。

### 眼球肿瘤

睫状体黑色素瘤只有在伸展到虹膜角及虹膜后才能作出诊断,因为眼球内部被白内障所遮蔽。在超声图上可以清晰地看到白内障后面的肿瘤而较早地作出诊断(图 9)。诊断及定位均经病理切片证实(图 10)。

目前,对肿瘤的识别是以从象差部位(例如玻璃体中的肿块)出现强烈的回声为依据。读图时从连续超声图追索到肿块的基本部,从而发现其原始部位。

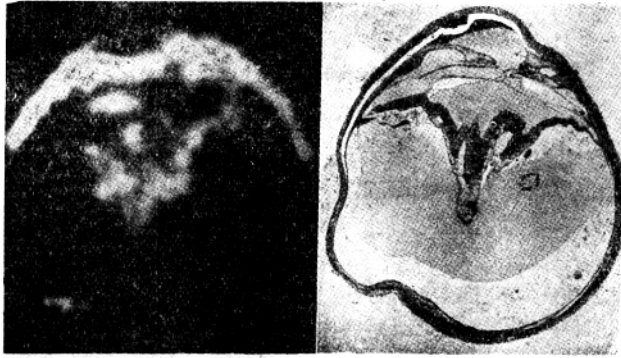


图5 左:摘出眼球的超声图。  
右:同一水平面的组织切面。

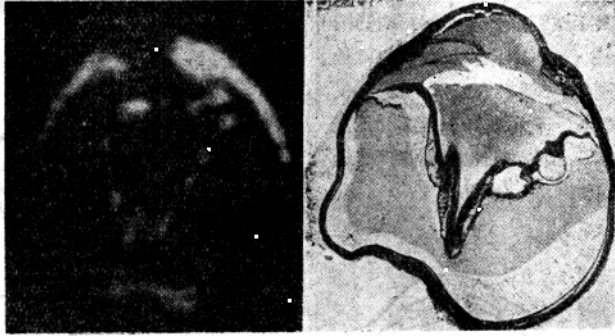


图6 左:超声图。  
右:同一水平面的组织切面。

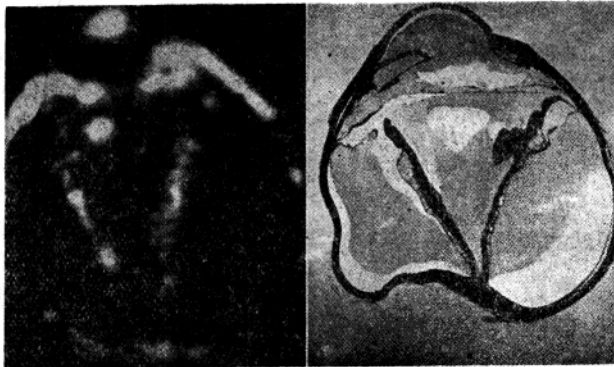


图7 左:超声图。  
右:同一水平面的组织切面。



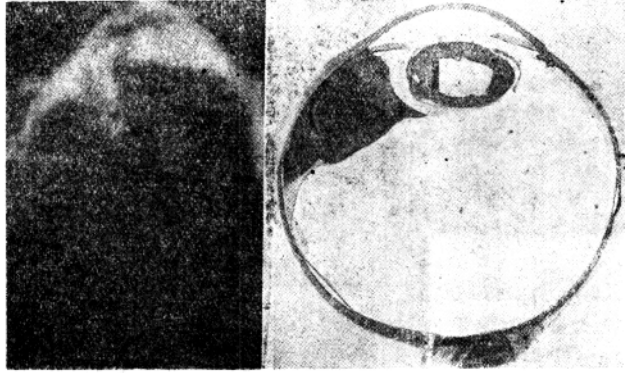


图9 左:超声图。 图10 右:大致同一区域的組織病理切面。

此外, 肿块的活动性可以在超声检查时嘱患者转动眼球而获得对照。另外一些现象, 如声泡及声阴影, 也可帮助判断。

### 黄斑病变

用现有的眼科仪器只能看到眼睛后段病变的表面。不摘出眼球及作眼球切片, 而由超声图法取得后段病变的截视图象, 是一个创举。现有的声象图对于作出可靠的诊断来说, 还不够清晰; 目前正在制造中的新仪器将大大地改善可得到的清晰度。虽然黄斑病变很小(直径约6毫米, 厚约1毫米), 在超声图上很容易辨认(图12)。在病变内可看到中央的稀薄区(箭头所指)。如缺少读图的经验, 在眼球摘出前, 这种现象可被忽视。脉络膜的血管瘤为产生黄斑病变的原因。应用放射性同位素  $P^{32}$  进行研究, 所得为阴性。

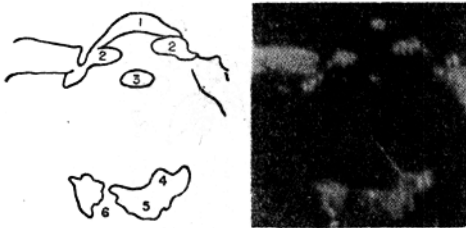


图12 黄斑病变的超声图, 注意稀薄的区域(箭头所指)。

- (1)角膜; (2)虹膜; (3)晶状体; (4)黄斑病变; (5)眼的后极及眼眶脂肪; (6)通过巩膜的视神经通路。

### 玻璃体出血

玻璃体内的出血可遮蔽射向眼底的光线, 以致用现有的眼科器械不可能确定是否合并其他病理过

程。用超声图法可以作出鉴别诊断。

单纯玻璃体出血的超声图上, 从玻璃体来的回声具有微弱而分布弥散的特性, 这种图象可因眼球的活动而随之移动及改变(图14及15)。



图14及15 无晶状体眼球伴有玻璃体大块出血的超声图, 回声微弱而分布不规律。

### 放射线透光性的眼内异物

超声显象的另一个主要的优点是能够显示放射线透光性异物并精确地定位(图16)。介质不透光时也可完成定位; 甚至有大量积血存在, 使光线不能射及眼底时, 也可鉴别异物(图17); 在眼眶中亦可应用。对放射线不透光的异物, 也可显象及定位, 并不需要应用外部标记, 而这种标记在X线定位时是必需的。

### 在眼眶的应用

用超声可显示视神经、翼状韧带及肌肉, 亦可证实眼眶肿瘤、囊肿及异物。

### 眼眶肿瘤

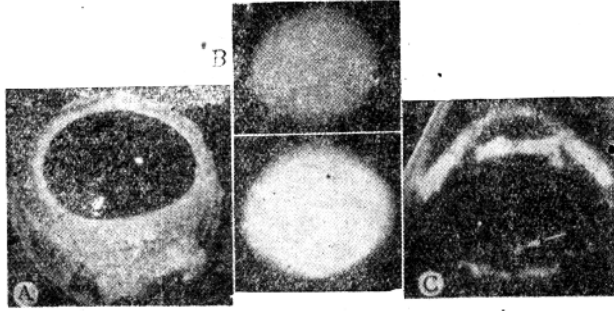


图16 玻璃体中有木片的眼球的巨体 (A)、X 綫 (B) 及超声 (C) 观察的比較。超声图中箭头所指为木片的声象,这在 X 綫定位中不能看到。异物的精確位置(深度及方位)可直接从超声定位中发现(牛眼标本)。



图17 玻璃体中的木片及血的超声图(通过巩膜的眼球側視图)。(A)用超声仪最大强度的超声束的观察。(B)部分衰减的超声束。(C)超声束衰减到木片仍可见到而血已不見,这样可在玻璃体有积血存时进行定位(牛眼标本)。

从前对眼眶肿瘤的定位只能凭臆测, X 綫检查只是在骨骼浸蚀时才能提供某些帮助。已經証明造影剂是有刺激性的,有时可产生严重的副作用。因为这些病变在深部,放射性同位素也不能应用。超声图法可以使这些病变显象。

一例右眼单側突出, X 綫片指示颧弓竇突浸蚀,但不能显示軟組織的肿块。眼及眼眶的超声图指示有眼眶肿瘤(图 20), 部分肿瘤陷入眼球。用檢眼鏡可看到陷压所引起的視网膜皺褶。这些发现在手术时得到証实。

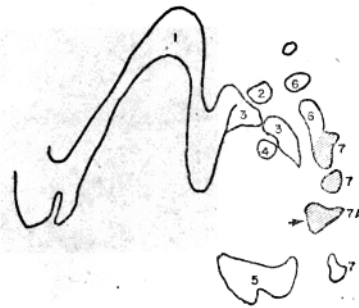
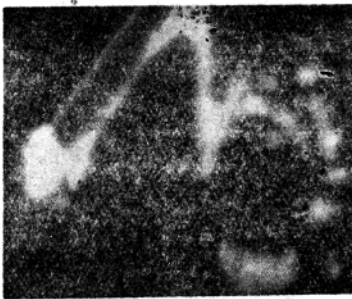


图20 右眼单側突出的超声图。注意肿瘤陷入眼球(箭头所指)。

- (1)鼻;(2)角膜;(3)虹膜;(4)晶状体;(5)眼球后极及眼眶脂肪;(6)眼脸;  
(7)眼眶肿瘤;(7A)肿瘤部份陷入眼球引起視网膜皺褶。

### 眼眶异物

眼眶內放射綫透光性异物也能用超声图法显象。

治疗視网膜剥离时,用聚乙稀管插在赤道部的巩膜上,这种操作不能使視网膜重新复旧,反而造成了眼眶的继发性感染。在摄取超声图后,随即将管



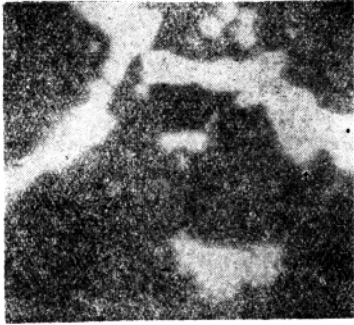


图 23 眼中永久性视网膜剥离及聚乙烯管  
(箭头所指)的超声图。

(1)角膜; (2)虹膜; (3)眼眶内聚乙烯管; (4)剥  
离的视网膜; (5)眼眶脂肪; (6)侧壁。

子去除。图 23 即是显示这一异物的超声图。

### 超声检查的安全性

动物实验及临床经验均指出眼睛暴露在这类仪器所发射超声的水平下是安全的,其平均功率低于  $0.07$  瓦/厘米<sup>2</sup>,没有发现立即的、蓄积的或延迟的损害。

组织剂量超过了这种仪器正常应用的剂量时,对受照射的眼睛也未产生任何反应或病变。人类眼睛暴露时间长达 45 分钟,也已证明是安全的。Mundt 及 Hughes 将人类眼睛暴露于这种照射下,并未产生有损害的效应。

### 超声应用在眼科中的其他形式

低功率  $0 \sim 4.0$  瓦/厘米<sup>2</sup> 对于眼球渗液及出血采用低强度的超声照射,疗效不佳。声能超过  $1.0$  瓦/厘米<sup>2</sup> 时,照射 3 分钟即无疑地会对眼睛有所损害。为此,超声应用于眼部时,应遵循眼科学的指导。

高能量——约千瓦/厘米<sup>2</sup>/1~3 秒 强烈的长时间的超声照射在眼内可产生三种类型的病变:(1)

由热效应引起的组织凝固;(2)由空化现象继续的空泡形成;(3)有空气存在时进行照射下形成的视网膜细胞的移位。Zeiss, Lavine 及 Donn 在角膜及晶状体中造成这种病变。凝固可引起永久性混浊,而空化所引起的混浊是可逆性的。Donn 改变了照射的条件,将空气注入玻璃体内进行照射。因为空气是一种完善的超声反射体,并容易产生空化,所以能使玻璃体液化并产生视网膜病变。在没有空气时,即使用数千倍于这种超声发生器的功率,也不能使玻璃体液化。由于空气进入玻璃体扰乱了正常的环境,所以难于对 Donn 的研究结果的意义进行估价。

### 参考文献

- [1] Baum, G., and Greenwood, J.: The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology. Arch. Ophth. 60: 263 ~ 279, (Aug.) 1958.
- [2] French, L., Wild, L. J., and Neal, D.: Attempts to determine harmful effects of pulsed ultrasonic Vibrations. Cancer, 4:2 (Mar.) 19 51.
- [3] Wild, J. J., and Reid, J. M.: The effects on biological tissues of 15 mc. pulsed ultrasound. J. Acoust. Soc. Am., 25: 2, 270~280, 1953.
- [4] Mundt, H. G., Jr., and Hughes, W. F., Jr.: Ultrasonics in ocular diagnosis. Am. J. Ophth., 41. 488, 1956.
- [5] Howry, D. H., Stott, D. A., and Bliss, W. R.: The ultrasonic Visualization of carcinoma of the breast and other soft tissue structures. Cancer, 7: 2 (Mar.) 1954.
- [6] Badtke G.: Ultraschallbehandlung des auges. Klin. Monastabl. f. Augenh., 114: 193 ~ 196, 1959.
- [7] Kleinfeld, O.: Supersonic treatment of the human eye. Klin. Monastabl. f. Augenh., 123: 743~746, 1953.
- [8] Feiz, J.: Les Ultrasons en ophthalmologie. Ann. Ocul., 184: 673~678, 1951.
- [9] Ricci, A., and Buonsanto, M.: Tentativi di ultrasuonoterapia in oculistica. Boll. d'ocul. (Bologna), 32: 107~118 (Feb.) 1953.
- [10] Funder, W.: Ultrasonic Therapy of eye diseases. Klin. Monastabl. f. Augenh., 122: 683~692, 1953.
- [11] Baum, G.: The effect of ultrasonic radiation: upon the eye and ocular adnexa. Am. J. Ophth., 42: 696~706 (Nov.) 1956.
- [12] —: The effect of ultrasonic radiation upon

the rate of absorption of blood from the vitreous. *Am. J. Ophthalm.*, 44: 150~157 (Oct. Pt. II) 1957.

- [13] Zeiss, E.: Ueber Linsenveränderungen an Herausgenommenen Rinderlinsen durch Ultraschalleinwirkung. *Arch. f. Ophthalm.*, 139: 301~322.
- [14] Lavine, O., et al.: Effects of ultrasonic waves on the refractive media of the eye. *Arch. Ophthalm.*, 47: 204, 1952
- [15] Donn, A.: Ultrasonic wave liquefaction of the

vitreous humor in living rabbits, *Arch Ophthalm.*, 53: 215. 1955.

- [16] Bell, E.: Action of ultrasound on adult and embryonic organ systems. *Am. J. Physical Med.*, 37: 184 (Aug.) 1958.
- [17] Fry, W. J.: Ultrasound in neurology, *Neurology*, 6: 693 (Oct.) 1956.
- [18] —: Use of intense ultrasound in neurological research. *Am. J. Physical Med*, 37: 3~4, 143 (June & Aug.) 1958.

(朱世亮譯)

## 2. 超声图诊断眼眶肿瘤

Baum, G. 和 Greenwood, I.

《*A. M. A. Arch. Ophthalm.*》64 (2): 180-194, 1960.

### 緒 言

超声图法是对眼眶疾患的诊断和处理的一个很大的帮助,因为在其他检查阴性时,它能够显示眼眶病变以及确定其部位。眼眶的软组织可以用一种分辨能为 0.2 毫米深、0.3 毫米宽的仪器来观察。

超声图与其他的诊断记录不同,超声既可穿透又能显示软组织的轮廓。

超声图法好比裂隙灯显微术,只是高频超声代替了光源。在焦点区的裂隙截面约 0.3 毫米厚。各个截面是逐一观察的,但整个眼球可以由连续的截面图来研究。焦点区约 1.5 厘米长。在这一区域以外,结构的图象是模糊不清的;离开焦点的距离越大,图象越模糊。为了眼眶的最好显象,必须把换能器放得十分靠近眼球,这样,焦点在眼眶之内。否则眼球前部可以变形,以致难以鉴别。

为了便于操纵起见,水平位检查较垂直位检查

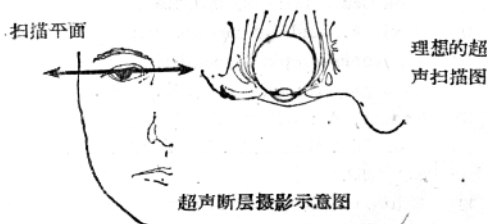


图 1 应用超声摄影检查的扫描平面示意图

简单。因为超声能穿透软组织,切面可包括眼睑、眼球、眼眶脂肪直至眼眶尖部。

定位——图 1 是眼球及眼眶的横切面解剖示意图,超声扫描时即采取这个平面。

### 眼眶的超声解剖

前眼眶——鼻泪囊(图 2\* 之 3);眼肌的翼状韧带(图 3 之 11)及内斜肌(图 4 箭头所指)。

后眼眶——外直肌(图 2 之 12);视神经通道的间隙(见图 5 及图 3 之 9);神经(一般为无声区);海绵静脉(图 6)。

考察眼眶的主要标志是眼眶脂肪的超声图构形。这种组织通常呈“U”字形。回声界面均匀地分布在表面上,超声图提示在脂肪上面包有一层薄膜。不论眼球的位置如何,这种明显的外形保持不变。在有些眼睛的眼球后面可以见到盲区(图 7)。这一盲区后面被点状而非线状的回声所包围。由于眼眶骨的形态有极大的差异,眼眶脂肪的波形可有某些双侧的变形,但这种变形一般是双侧性及对称的,有时可与 X 线的图象相关。

用 15 兆赫,可在正常眼眶的球后 15~18 毫米的距离内区别出眼眶脂肪。超过这个距离,常常出现一个盲区。眼眶骨从侧缘到眼眶尖部约 30~35 毫米。在球后约 20~24 毫米处可以看到二或三条水平位置的线,这些代表眼眶骨来的回声。在颞骨

\* 见“眼科学中的超声”一文的图 4。

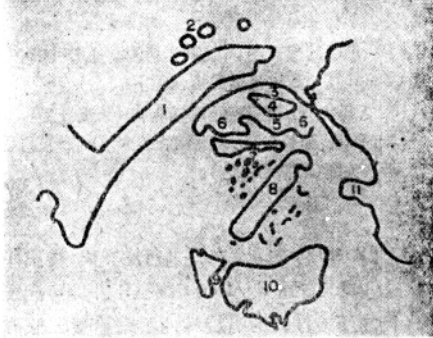


图3 外直肌的翼状韧带(11)和眼眶脂肪中视神经通道的回声间隙(9)。

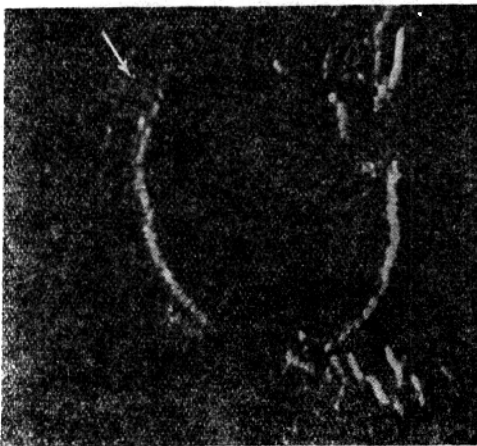


图4 内斜肌(箭头所指)。

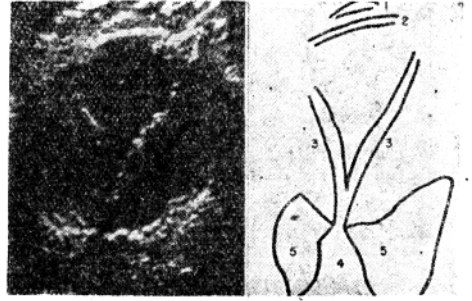


图5 通过不透光眼球中心的超声图,此眼球有完全性视网膜剥离。视神经周围的盲区很清楚。1.角膜;2.巩膜;3.完全剥离的视网膜;4.视神经;5.眼眶脂肪。

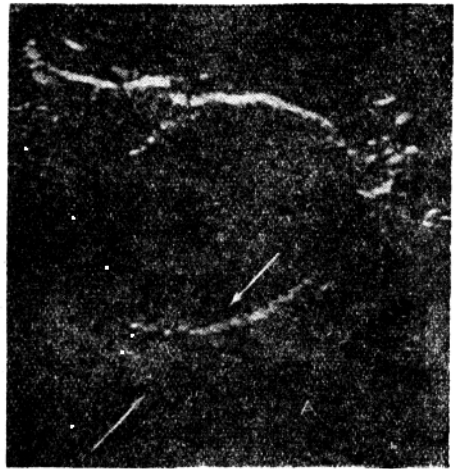


图6 在二箭头之间表示大约通过血管的横切面,从眼眶骨来的回声显示在4处。



图7 二箭头之间为眼球后的盲区。

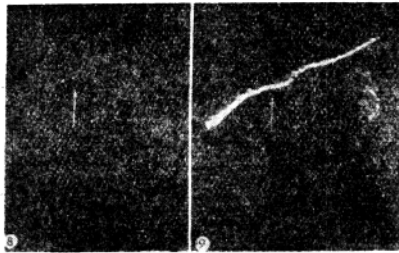


图8 从眼眶骨来的最大回声, 观察颞骨时所显示, 衰减为65分贝。65分贝的衰减大约等于软组织的吸收。当衰减去除后, 这些回声的正确位置如图9中所示。

图9 去除衰减后, 整个眼眶壁显示了, 这样就能够确定最大回声与整个眼眶壁之间的关系。

研究中鉴定了可与此比拟的结构, 如图8和9。

病理性眼眶的超声图象——当肿瘤存在时, 眼眶脂肪被挤压而超过上述的距离, 以致其回声出现在眼眶尖部的盲区。此外, 含脂肪膜的形象也可以消失。脂肪回声没有后壁清晰界限, 而呈不规则的波型, 逐渐衰减消失。也可观察到明显的变形区域。偶而肿瘤的导缘可造成周围脂肪的压缩。在病变眼眶的不同部位可观察到这些病理特性的全部或部分。这几点将在下面病案中说明。病理改变只能在这些横切病变的扫描图中看到, 因为超声描记的切面只有0.3毫米厚。眼眶的立体图象可以由连续分层超声切面图组成。

### 典型病例研究

病例1 18岁妇女, 左眼有无症状的缓慢进行性突出。患者有多次暂时性结膜下出血及左眼突出家庭史。初次入院时, 眼眶充气断层摄影显示可能为眼球后肿块。药物治疗无效, 而左眼底视网膜压线增加。再度入院时, 眼眶充气断层摄影提示泪腺附近有可疑肿块; 左眼突出至22毫米(右眼为16.5毫米), 活动轻度不便; 检眼镜检查见黄斑区反射减退, 黄斑轻度水肿, 黄斑与视神经盘之间的视网膜有垂直的压线。

超声检查见患眼的眼眶脂肪波型显著变形(图12)。肿瘤使眼球后间隙消失, 眼眶脂肪从眼球后壁延伸至尖部(在正常眼球则呈“U”字形)。超声图上也见到对应黄斑区的眼眶脂肪有压缩, 其特点为脂肪小叶间的间隙减少而此区的回声加强。超声检查指示病变越过眼眶中线, 位于眶内的颞侧和鼻侧。手术证实了超声检查的结果, 病理诊断为左眼眶血

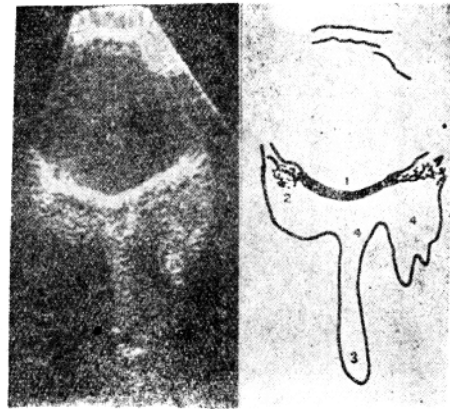


图12 患眼的超声图, 眼眶脂肪波型显著变形, 黄斑区被肿瘤压缩。

1. 后巩膜; 2. 被压缩的眼眶脂肪(回声较强);
3. 眼眶脂肪延长; 4. 眼眶脂肪回声。眼眶脂肪已压入尖部(通常为盲区)。

管瘤。

病例2 40岁妇女, 左眼进行性突出, 突出程度为25.5/103(右眼18/103), 眼眶下外侧可扪及一肿块, 向左下方注视时有旋转性眼球震颤。眼底镜检查见视神经盘周围阜起, 压线从视神经盘边缘向颞侧幅射; 阜起颇高, 其中间凹陷处约为视神经盘的八分之一。黄斑抬高, 也有压线。超声图见眼球因眼眶的压力而凹陷(图20); 颞下静脉也有相同的异常。此外, 颞下区有一肿块压迫眼球(图21), 肿瘤压缩眼眶脂肪(图22), 在其他区域眼眶脂肪压缩更为显著(图23), 与病例1相仿。根据检查结果, 可

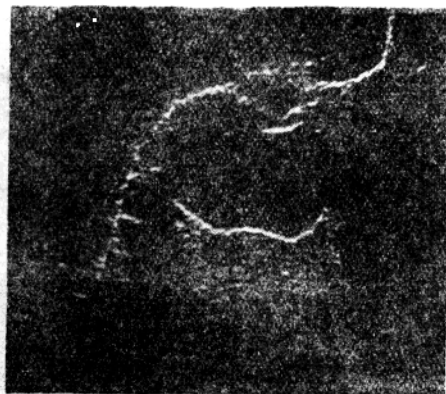


图20 通过黄斑区的超声图, 显示后巩膜凹陷、眼球后间隙消失、黄斑区鼻侧的盲区巨大。眼眶脂肪后缘界限消失。回声向尖部不规则地逐渐衰减而进入盲区。

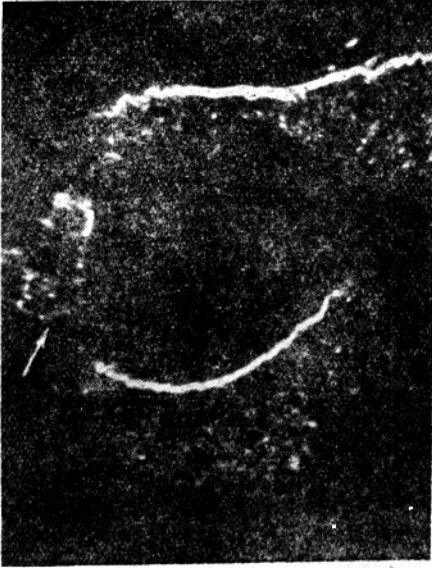


图 21 眼眶颞下侧病灶,可能系箭头所指的肿块所致。



图 22 A处回声的大小和范围均异常。眼眶脂肪在B处压缩,也被压入尖部的间隙。

诊断为从眼眶前部延伸至尖部的肿瘤,位于眼眶间隙范围内的中线和颞侧部。病理检查证实为左眼眶血管瘤。

讨 论

为了说明问题,所以选用了改变最大的超声图。



图 23 其他部位的眼眶脂肪压缩。注意眼眶脂肪后缘的波型(箭头所指)。

但是眼眶各层的超声图上改变的程度不同。在大多数情况下,这些改变难以捉摸,务必细察推敲。由于眼眶构形的不同,必需进行连续的超声断层检测并比较病人的左右眼眶,才能作出正确的诊断。常规检查加上超声定位的结果,有助于外科医师决定最好的手术途径。在有些病例中,只有超声图能提供眼眶肿块的证据。

参 考 文 献

[1] Baum, G. & Greenwood, I.: The Application of Ultrasonic Locating Techniques to Ophthalmology. A. M. A. Arch. Ophthal. 60: 263 ~279, 1958.

(朱世亮译)

### 3. 超声定位术对眼科学的应用

#### 理論观念和眼球介质的声学特性

##### I. 反射性质

Baum, G. 和 Greenwood, I.

«Amer. J. Ophth.» 46(5): 319-329, Part II, 1958.

#### 第一部分 理論观念

超声定位器是綜合应用雷达和水声测位仪原理于組織的声学显象机械。超声定位器的操作,除了以脉冲的超声来代替光束外,与裂隙灯相类似。高频的声波直綫地前进(在折射和繞射的限制下),并呈現光的許多特性。当一个超声脉冲通过不同声学性质的組織間界面时,能量的一部分被反射回来,其余部分則傳播到較深的組織。用适当的微音器或换能器收集反射的声能,并按能量比例将其轉变为

电脉冲。应用标准的雷达技术,电脉冲能够根据亮度調制而在示波管上作为一个光点显示出来,光点的亮度随着反射能量的强度而改变(图 1-A)。当移动接收-发射系統而扫描組織时,显示的图象是由光点的总和所形成的被研究組織的声象(超声图或声譜图)(图 1-B)。

另一种显现来自换能器的电脉冲的方法是以其時間幅度关系进行显象。在水平軸上的距离,即代

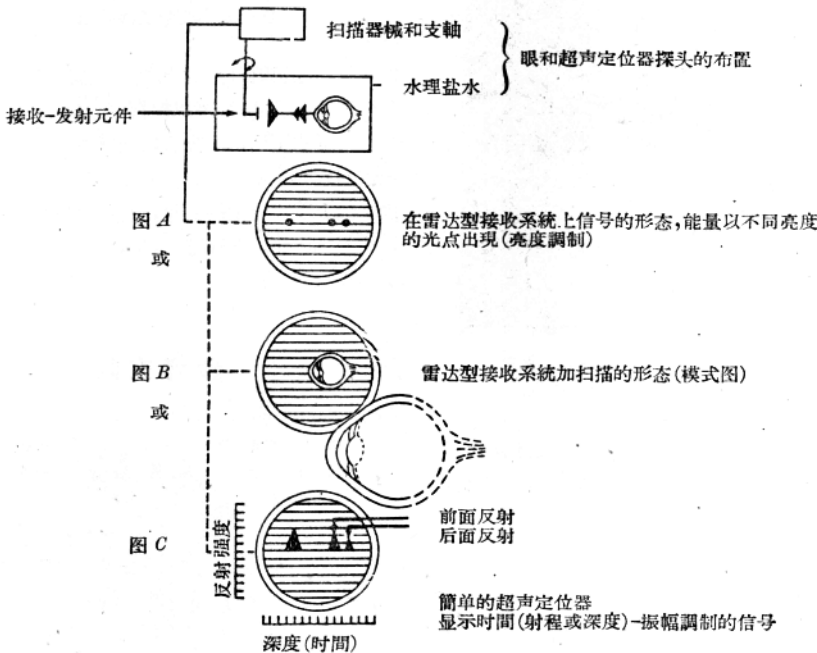


图 1 超声定位器的各种显象方法。



表声脊从发射器到組織往返所需要的时间,因此,也就是射程或深度;而垂直的移位则代表反射脉冲的强度(图1-C)。这种简单的显象方法虽然放弃了平面显象,但对于計测量值还是有价值的。

超声和任何其他类型的幅射能一样,能够损伤眼睛,因此射向对任何精細組織时,平均能量和峰值能量的上限必須低于能产生永久性損害的水平。在这一限度以内,如吸收和散射的能量部分相当小,而反射的强度则大到足以能在换能器上探得回声,则眼球的超声显象是可能的。这些因素必須和发射脉冲的功率水平和换能器及其相联的放大器可探到的最小信号水平联系起来考虑。

例如,假定换能器及放大系統恰能探得比发射脉冲小120分貝的信号(120分貝代表一个1,000,000,000,000的功率比和一个1,000,000的振幅比)。假如在进入眼球的途徑上,吸收反射及散射的总共損耗,在角膜为5.0分貝,晶状体为20分貝,玻璃体为5.0分貝,则投射到視網膜上的信号較发射信号低30分貝。假如从視網膜上来的反射比投射在它上面的信号低40分貝,在經過眼睛的回程上損耗也是30分貝,那么投射到换能器上的信号將比发射信号低100分貝,因此比能探测到的最小信号高20分貝。

由于这些限制,在我們计划运用的15兆赫频率下,眼球声学性质的测量对超声图的解釋是重要的。据了解,这些資料舍此以外,别无他处可得。

本文将限于叙述测量眼組織的声反射的技术,分析影响反射的因素并列举各种眼組織反射因素。

眼組織的吸收系数將另外报导。反射值和吸收值將結合在一起,而构成理論上的复合眼超声图。然后把理論上的复合超声图与实际的界面反射加以比較。

### 声的反射原理

声学反射界面与光学反射界面相同,就是当声通过一个已給定声阻抗的介质到达另一个不同声阻抗的介质时,一部分能量在界面上反射回来(光通过具有不同折射率的物体时发生相同的現象,图2)。

声反射的强度主要依赖于相邻組織界面上声阻抗的差异。

#### 測定声阻抗及反射的方程式

无損耗物质的声阻抗是物质的密度和在物质中声速的乘积,即:

$$(1) Z = Vd$$

式中,  $Z$  = 声阻抗

$V$  = 在物质中的声速,

$d$  = 物质的密度。

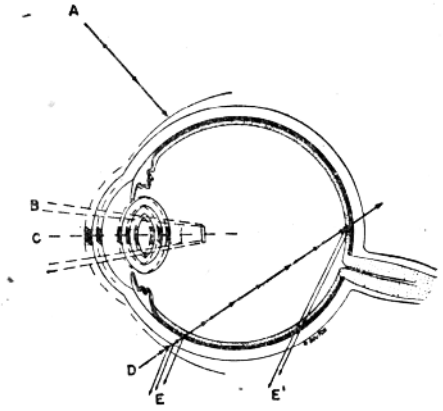


图2 用光学和声学的裂隙灯对眼球观察的比較。

- (A) 光綫投射在不均匀的巩膜表面而被吸收、散射及反射,故只能看到巩膜的表面。
- (B) 光綫投射在均匀的角膜时,穿透到眼球深部。
- (C) 当光綫通过光突变区,也就是具有不同折射率的物体时,各个界面均发生反射。
- (D) 高频声波能穿透人体軟組織,不論后者光学性质如何。
- (E及E')当声波通过具有不同声阻抗的組織时,在每个界面上都产生反射。这些反射被接收探头檢出,并轉变成电脉冲,后者經放大后轉变成不同亮度的光点,从而在示波管上組成一幅图象。

假如相邻物质的声阻抗是已知的,界面反射的强度可以用方程式2計算。相反,假如一种物质的反射因数和声阻抗是已知的,則另一种物质的声阻抗也能够計算出。

$$(2) r = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

式中,  $r$  = 反射系数(振幅)。

$r^2$  = 反射系数(功率)。

$Z_1$  = 第一种物质的声阻抗。

$Z_2$  = 第二种物质的声阻抗。

$20 \log_{10} r = r_{db}$  = 反射功率对投射功率的分貝比。

上述方程式假定为沒有損耗的介质,然而組織、橡皮及某些塑料等物质并不严格地适合于方程式、因为他们具有代表吸收的声阻抗无功部分,这类物质的声阻抗表示为

$$(3) Z_1 = \frac{dV}{1+a^2} + i \frac{adV}{1+a^2}$$

式中,  $Z_1$  = "有損耗"物质的声阻抗。

$d$  = 物质的密度。

$V$  = 物质中的声速。

$$\alpha = \frac{\alpha v}{\omega} = \text{损耗参数。}$$

$\alpha$  = 物质中的声衰减 (奈培/厘米)

$$\omega = 2\pi f$$

$$i = \sqrt{-1}$$

大部分弹性体在低于 100 千赫的频率下, 衰减  $\alpha$  非常低。然而,  $\alpha$  是随着频率的增加而增加的, 并在有些物质中, 频率在 500 千赫以上时, 成为可以辨识的。方程式 2 对无损耗及有损耗的物质均可适用。

### 改变反射的因素

1. 温度: 在物质中的声速及其密度, 一般与温度有关。改变声耦介质的温度, 可以改变一个或二个物质在界面上的声阻抗, 从而改变反射 (方程式 1)。

2. 渗透作用: 实验资料指出死体和损伤的活体组织的声阻抗随着其悬浮所在溶液的渗透压而改变。为了完全证实这种观察, 需要进一步的研究。

3. 有损耗的物质: 来自有损耗的物质的界面的反射可由方程式 2 和 3 决定。应用测量眼组织所得常数进行计算的结果是: 无功项使理论上的反射发生小于 0.5 分贝的变化。这种变化太小, 用作者的仪器不能测出。此外, 估计这种变化对于一个给定的组织界面来说是常数, 所以在实际测量时是不重要的。因此, 方程式 1 和 2 可用来代替方程式 2 和 3。

### 声束的形态和灵敏度

声速对分辨相距小于 0.5 毫米的物体是足够敏锐的。变化小于  $\pm 1.0$  分贝的均匀灵敏度, 只能维持在 6.0 毫米的范围内。被测物体必须是在这个范围内, 才能得到可比较的或可复制的图象。同时采用亮度调制和振幅调制的示波器作这些定位是非常简单的。

### 曲率半径的作用

超声服从光反射的同样几何学规律, 即入射角等于反射角。因此, 当声束投射在曲面上时, 能量的一部分可反射出换能器以外 (图 3)。被这类反射所消散的能量是被测物体曲率半径和声束参数的函数。因为即使声束与被测表面成垂直, 声束也不能够收缩为一点。这样的损耗也还是存在的。然而在

垂直的位置上, 回到换能器的声能最大。曲线图 1 表明对于下述测量中所用的换能器在回声强度上实验测定的曲率效应。除了在被检体的曲率半径与换能器透镜的曲率半径相一致的区域外, 凸面均产生

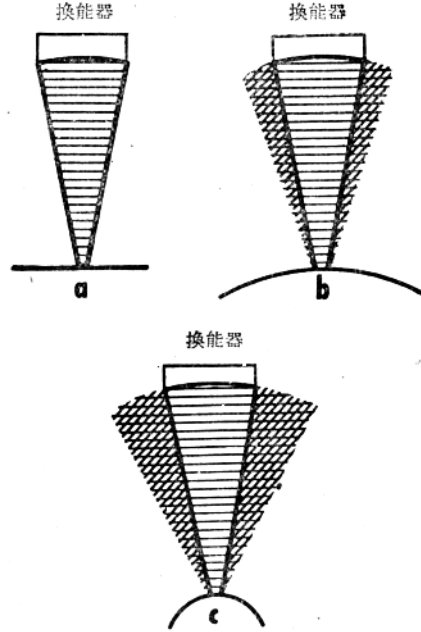
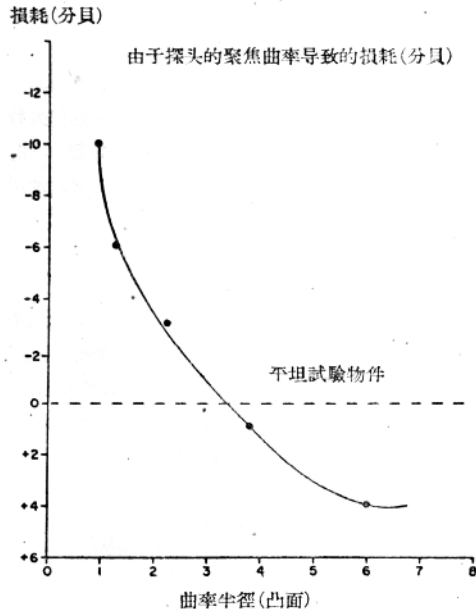


图 3 声束偏转所引起的损耗与曲率的关系。



曲线图 1 实验测定的回声强度的曲率效应。

声能的损耗。因为这个半径往往超出在眼睛中经常遇到的半径的范围，这种外加的因素是没有关系的。

对反射的曲率效应明显地是标本表面粗糙度的

函数。曲线图 1 中的数据取自略为粗糙的玻璃表面。完善的光学表面在这个曲率半径的范围内不显示任何曲率效应。因为组织有粗糙的界面，所以在测量组织时必须考虑由于曲率引起的损耗。

## 第二部分 测定眼组织声学性质的技术

### 方法

### 技术

仪器 图 4 是超声定位器的主要部件的方框图。为了简化起见，图中省略了电源。

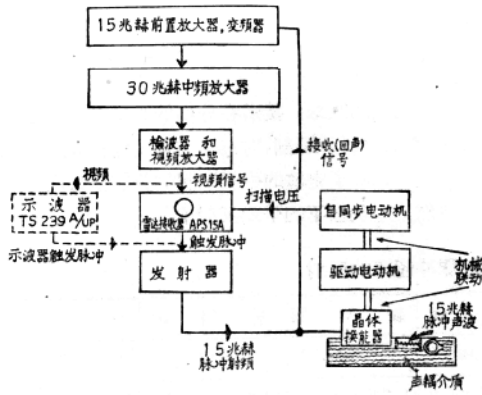


图 4 超声定位器主要部件的方框图。

- (A) 发射器发生的 15 兆赫脉冲射频率电流。
- (B) 换能器将电能转变为声。声波通过水，射及组织。反射的声波返回换能器，换能器再将声转变为电脉冲。
- (C) 电脉冲被接收器放大。
- (D) 雷达接收器将电脉冲转变为按亮度比例和位置正确的光点。

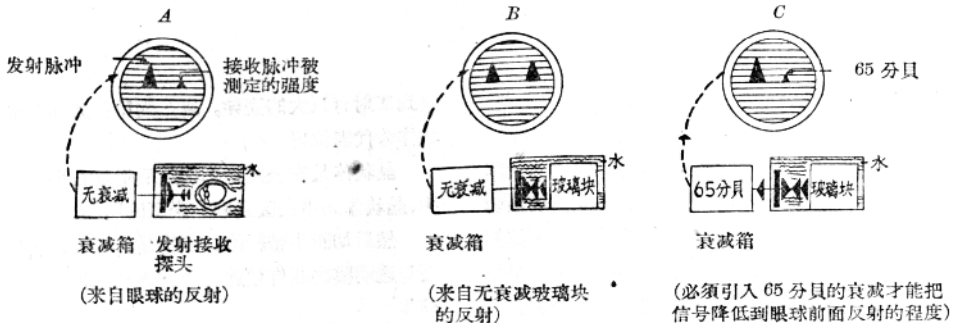


图 8 测定来自眼球表面的反射的方法(与来自玻璃的反射比较)。(65 分贝是假定的数值，从角膜表面来的实际反射是 31 分贝)。

测量反射时用定位器作为回声仪。调整换能器与组织间的关系，使产生最大的信号。调整放大器增益，使信号相当地低于放大器的饱和水平。用玻璃块(它产生极好的、已知的超声反射)代替被检组织，并调至最大的回声，将玻璃块留于原位，由衰减箱进行衰减直到信号等于从被检组织接收到的信号。把反射信号强度降低到来自眼组织的反射信号强度所需的衰减分贝数，代表组织的信号强度(与从玻璃块来的反射相比较)。此值可容易地换算成绝对值。

回声的确切位置可用雷达的平面位置指示器(P. P. I.) 示波器确定。组织与换能器的垂直关系的测定是引入衰减直到示波屏上只见到最大的信号，并加以复核以确定其是否代表几何学上的垂直。声束焦带的位置由光学仪器测得，并用 A 型或调幅型示波器作距离测量证实之。经过这样定位后，才进行上述的测量。组织和玻璃试块是放在以生理盐水作为声耦合剂中测量的，温度维持恒值。要取得可资比较的数值，最重要的是严格地使组织垂直于换能器，并处在最大而均匀的灵敏度区域位置上。必须完全控制所有其他影响声反射的因素，否则测量结果是不可靠而又可变的。(图 8)