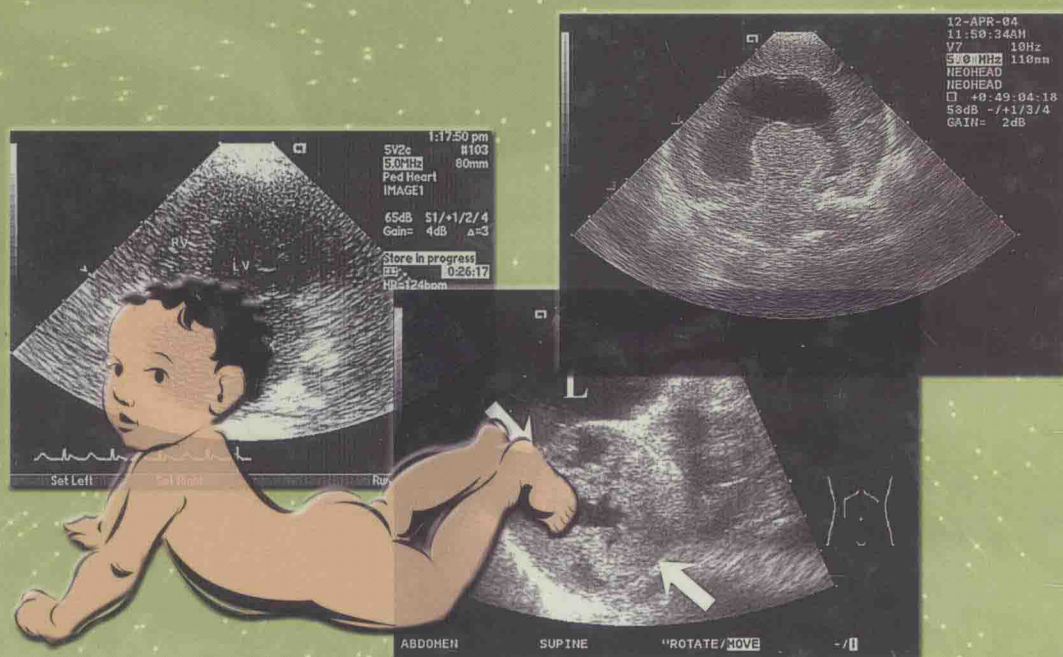


小兒常見疾病之超音波應用



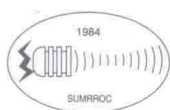
中華民國醫用超音波學會叢書

黃德揚醫師 主編



中華民國醫用超音波學會教材
藝軒圖書出版社 發行

小兒常見疾病 之超音波應用



中華民國醫用超音波學會叢書

黃德揚醫師 主編

中華民國醫用超音波學會教材
藝軒圖書出版社 發行

小兒常見疾病之超音波應用 / 中華民國

醫用超音波學會編著；黃德揚主編

-- 第一版. -- 臺北縣新店市：

藝軒, 2005 [民 94]

面；公分. -- (中華民國醫用超
音波學會叢書)

ISBN 957-616-831-7 (精裝)

1. 兒科 2. 超音波診斷

417.5

94010776

◎本書任何部份之文字或圖片，如未獲得本社書面同意，不得以任何方式
抄襲、節錄及翻印

新聞局出版事業登記證局版台業字第一六八七號

小兒常見疾病之超音波應用

編著：中華民國醫用超音波學會

主編：黃德揚

編著群：呂鴻基、沈淵瑤、吳美環、李宏昌、周宜宏
邱宗鴻、林季珍、張正成、許宏遠、黃德揚
黃碧桃、鄒國英、楊泮池、廖永祥、謝凱生

發行所：藝軒圖書出版社

發行人：彭賽蓮

總公司：臺北縣新店市寶高路 7 巷 1 號 5 樓

電話：(02)2918-2288

傳真：(02)2917-2266

網址：www.yihsient.com.tw

E-mail: yihsient@ms17.hinet.net

總經銷：藝軒圖書文具有限公司

台北市羅斯福路三段 316 巷 3 號

(台大校門對面·捷運新店線公館站)

電話：(02)2367-6824

傳真：(02)2365-0346

郵政劃撥：0106292-8

台中門市

台中市北區五常街 178 號

(健行路 445 號宏總加州大樓)

電話：(04)2206-8119

傳真：(04)2206-8120

大夫書局

高雄市三民區十全一路 107 號

(高雄醫學大學正對面)

電話：(07)311-8228

本公司常年法律顧問／魏千峰、邱錦添律師

二〇〇五年八月第一版

ISBN 957-616-831-7

※本書如有缺頁、破損或裝訂錯誤，請寄回本公司更換。

讀者訂購諮詢專線：(02) 2367-0122

前言

自古至今，望、聞、問、切四診，乃最常用於臨床的診斷方法，繼之聽筒、X 光、心電圖、心臟血管導管及造影等技術問世，進展一日千里。1950 年代開始，超音波之應用於人體，加上電腦之發明與應用，人體各器官病變之診斷又突飛猛進，令人興奮。超音波的儀器及其功能，非侵襲性，多樣又神奇，且不斷在改良，已長達半世紀，現已成為最有威力（most powerful）的臨床診斷工具之一。

中華民國醫用超音波學會教材委員會程文俊主任委員與黃德揚教授特邀請 12 位國內小兒科超音波專家學者，就超音波的基本原理及對胎兒畸形、小兒腦神經、胸腔、心臟、腹部、肝膽、腎臟以及泌尿等各器官之運用，做詳盡的解說與討論，經黃教授編輯成為本書，供小兒科及有關醫師做參考。本書的內容精采，圖文並茂，堪稱我國醫界的一大著作。我相信對於所有從事於兒童醫療的醫師有極大的幫忙，嘉惠無數的病兒，貢獻良多。

在推廣超音波臨床應用之際，我願意提出兩點建議：第一，超音波檢查之威力非常之強，所以各器官的微小畸形或變化，如心臟瓣膜上的細小纖維，瓣膜之微度下垂或所謂「正常範圍之內的，不足道（trivial）的」瓣膜閉鎖不全也會被發現。若是把這些微小的超音波所見，診斷為不正常或疾病，將導致所謂醫師所造成的疾病（iatrogenic disease），因而增加不必要的檢查，甚之給予不必要且可能有害的治療；第二，超音波檢查的所見，僅是局部的，非整體性的變化，有如一顆樹，不能代表森林。我們身為臨床的醫師，不要僅看超音波的所見，應該要做身體理學檢查，如古人做望、聞、問、切（摸）診。我們要將問診、身體理學及超音波檢查的所有結果，綜合起來做臨床診斷與治療。

呂鴻基

國立台灣大學醫學院小兒科名譽教授
敏盛醫療體系總顧問、總院名譽院長

編者序

隨科技之發展，超音波技術也很迅速的進步。超音波技術之應用範圍很廣，在醫學以外其他方面也非常廣泛地開發利用。在醫用超音波技術方面，特別對疾病之診斷或治療都有很大的貢獻。

因超音波檢查操作簡單快速而且具有非侵襲性之特性，所以在緊急時能夠做早期診斷早期治療。對於必須做反覆追蹤檢查之病例亦很方便。無論在急診及加護病房之重症病人都可以用到，因此，學習超音波檢查之操作及判讀是非常重要的課程。

要學習小兒科超音波除了實際操作之外必須要有教科書參考。目前雖然有很多各種超音波之教科書，但本地實際病例之教科書尚缺，因此，中華民國醫用超音波學會爲了學習醫用超音波之方便，由教材委員會特別邀請各臨床科部之專家，分擔各部份用心撰寫成冊。內容豐富，包括小兒科超音波之精華。

最後要感謝各位小兒科教材編輯委員在百忙中撰寫寶貴教材，深表敬意及謝意。更希望本教科書能幫助更多人學習小兒超音波。

黃 德 揚

小兒科教材編輯委員召集人

高雄醫學大學名譽教授

作者簡介

作者：（按姓氏筆劃順序）

- 呂鴻基 敏盛醫療體系總顧問兼總院名譽院長
沈淵瑤 萬芳醫院副院長
吳美環 國立台灣大學醫學院小兒科教授
李宏昌 馬偕醫院小兒部主任
周宜宏 台北榮民總醫院放射線部超音波科主任
邱宗鴻 台北長庚醫院婦產科系、胎兒醫學中心主治醫師
林季珍 台北長庚醫院小兒科主治醫師
張正成 中國醫藥大學附設醫院小兒心臟科、兒科部主任
許宏遠 國立台灣大學醫學院小兒科教授
黃德揚 高雄醫學大學名譽教授
黃碧桃 台北榮民總醫院兒童醫學部主任
鄒國英 輔仁大學醫學系教授
楊泮池 台大醫院副院長
廖永祥 台大醫院內科主治醫師
謝凱生 高雄榮民總醫院兒童醫學部主任

目次

第一章 超音波影像學基本原理

周宜宏

一、前言	1
二、聲音的基本特性	2
三、超音波儀的探頭 (Probe)	4
四、超音波儀的模式 (Mode)	5
五、超音波儀之解像力 (Resolution)	7
六、超音波儀 (Ultrasound Scanner)	9
七、都卜勒超音波 (Doppler Ultrasound)	12
八、結 論	18

第二章 胎兒畸形之超音波診斷

邱宗鴻

一、前言	21
二、胎兒系統性檢查	21
三、胎兒頭部、顏面部位及頸部檢查	22
四、胎兒脊柱及四肢部位檢查	22
五、胎兒胸腔部位的檢查	22
六、胎兒腹部的檢查	24
七、胎兒外生殖器檢查	25
八、結 語	28

第三章 小兒腦部超音波學

沈淵瑤

一、小兒顱部超音波學的歷史及發展沿革	31
二、檢查的適應症及禁忌	32
三、機器的選擇	33
四、操作方法及正常的超音波圖	33
五、顱內出血	36
六、先天性中樞神經異常	41

七、腦膜炎及其他中樞神經感染	43
八、缺氧性腦病變	45
九、水 腦	46
十、囊腫及腫瘤	47
十一、都卜勒影像	47
十二、超音波檢查的缺點及副作用	48
十三、結 語	49

第四章 新生兒腦部超音波檢查

鄒國英

一、引 言	53
二、腦室及腦室旁的構造	53
三、正常嬰兒腦部超音波檢查圖形	54
四、腦室大小的測量	64
五、脈動的血管影像	65
六、早產兒腦部超音波檢查的特點	66
七、中文摘要	66
八、Abstract	67

第五章 胸腔超音波檢查

廖永祥、楊泮池

一、胸腔超音波的基本原理、儀器與操作方法	69
二、胸部超音波檢查之適應症及其影像	71
三、重症病患之胸腔超音波應用	80
四、超音波指引切片生檢技術	81
五、結 語	82
六、中文文摘	82
七、Abstract	84

第六章 兒童超音波心圖檢查

黃碧桃

一、M 型超音波心圖	90
二、雙面實時超音波心圖	99
三、總 結	106

第七章 先天性心臟病

吳美環

- 一、先天性心臟病心臟超音波檢查之原則 109
- 二、心臟中隔缺損異常 111
- 三、心血管結構及連接之異常 120

第八章 三維心臟超音波在先天性心臟病之應用

謝凱生

- 一、中文摘要 137
- 二、Abstract 138
- 三、引言 138
- 四、三度空間超音波發展的沿革與成像原理 139
- 五、三度空間超音波之操作 141
- 六、先天性心臟病之應用 143
- 七、單一心室 (Single Ventricle) 146
- 八、定量的測量 147
- 九、最新的發展 148
- 十、結 論 149

第九章 小兒川崎病的心臟超音波檢查：強調急性期的變化

張正成

- 一、討 論 162
- 二、中文摘要 163
- 三、Abstract 163

第十章 兒童的腹部超音波圖

李宏昌

- 一、腹部腫瘤 165
- 二、肝膽疾病 167
- 三、胃腸道的超音波 170
- 四、慢性腹痛 175
- 五、不明熱 177
- 六、腹部外傷 177

第十一章 小兒肝臟與膽道超音波圖

許宏遠

一、檢查之方法	179
二、正常肝膽超音波圖	181
三、膽道疾病	186
四、肝臟疾病	188

第十二章 兒童腎臟及泌尿系統之超音波掃描

林季珍

一、前 言	193
二、腎臟超音波掃描之適應症	194
三、檢查的注意事項	195
四、正常圖像	195
五、腎臟超音波掃描之功能	198
六、腎臟超音波鑑別診斷	199
七、結 語	206
八、Abstract	207

索引	211
----------	-----

第一章 超音波影像學基本原理

Basic Physics of Ultrasonography

周宜宏 醫師

一、前言

明瞭目前醫用超音波的實用價值的人無不感謝這種方便而不具侵襲性的造影工具。隨著近五十年各方面的努力開發及近年來電腦科技的快速進步，醫用超音波已成為影像學診斷的重要工具之一。其中重要的概念則來自脈衝一回音技術（pulse-echo technique）。這種脈衝一回音的概念最早的嘗試主要用於偵測水面下的物體，在一次世界大戰前即已被著手研究，而在大戰時則因為需要偵測潛艇而大受青睞。就我們目前醫學上使用的超音波技術而言，相關的物理基礎則早在 1916 年即由 Chilowsky 及 Langevin 二人所提出¹，但其時尚未發現到醫學上的潛在功能。在第一次世界大戰時期即已應用超音波的技術發展出一種小型可攜帶式的脈衝一回音系統，用來偵測工業產品有否罅裂（flaw detection），稱為罅裂偵測器（flaw de-

tector）。有些研究者及使用者很快便發現如果把超音波發生器啟動，則放於水槽中的手會被高能量的音波所擊痛，並且，在水槽中的魚可被音波打擊致死。這些觀察使得 Wood 及 Loomis，和 Johnson 深入研究而發表其有關超音波生物效應（bio-effects）的報告^{2,3}。隨後即有不少專家即利用這些生物效應作動物研究，顯示聚焦式的超音波可導致大片的腦部傷害，但是因超音波對正常組織也有相當的破壞性而不如放射線治療的方式，這些嘗試因此中斷了多年，直到近十餘年才再被重新應用於化學治療或放射線治療中作為組織加熱的工具，以輔助其療效，但並不作為主要的治療方法^{4,5}。至於應用超音波作醫學用途的造影則出現較晚⁶。

日本在二次大戰後不久便有幾個不同的研究機構同時進行醫用超音波的研究；東京的日本無線公司（現在的 Al-oka 公司）有位物理學家 Uchida 於 1949 年設計了第一個 A 模超音波儀。同一時

期有東京順天堂大學的 Tanaka 鑑於偵測魚群的回音定位技術，而與在日本千代的雷達研究所的 Kikuchi 共同研究，開發出 A 模超音波儀（1951 年）；隨後並有 Oka 發展出 B 模超音波（1954 年），Satomura 在大阪設計了都卜勒超音波（1955 年）。

歐洲方面則雖較早有使用超音波作醫學診斷的構想，但直到 1947 年才有奧地利的物理學家 Dussik 作出頭腦的超音波圖（hyperphonograms）。同一時期德國西門子公司（Siemens Co.）的 Heuter 也投入超音波的研究。

美國方面有麻省理工學院（MIT）音學實驗室的 Ludwig 在 1947~1949 年間開始超音波的醫學用途研究，其後並與德國方面的 Heuter 合作，應用超音波穿透法（through-transmission techniques）嘗試了一系列初步的實驗，其結果並不很理想，另一方面有明尼蘇達大學的 Wild 及 Reid 使用 A 模，首先於 1952 年前後呈示惡性腫瘤組織與正常組織有不同的圖形；他們並於 1951 年發展出具有臨床實用性的 B 模超音波儀。在丹佛的 Howry 於 1949 年製出一具脈衝-回音（pulse-echo）式的超音波儀，1950 年他首先作出一個右臂的橫斷面（cross-sectional）B 模影像，他是最早爲了追求清晰的解剖圖像，而用解像力較差，但穿透力較好的低頻率（2~5 MHz）探頭的研究者，而其成果也因隨後得到 Holmes 的多方協助而最爲豐碩。

隨著世界各地研究者在戰後的努力與交流，醫用超音波在 1950 年代中期以後即受到廣泛的注意，並被嘗試用於各個領域，但真正達到目前這種不能或缺的重要性，則是遲至 1970 年代末期 80 年代初期所謂實時間或即時性（real-time）掃描儀蓬勃發展後才逐漸完成。

二、聲音的基本特性³⁻⁸

A. 音波，超音波，其散佈及回音

所有的聲音（音波）都是一種機械性的壓力波（mechanical pressure wave），爲具有一系列的緻密（condensations）及疏鬆（rarefactions）的波動，藉由介質（medium）而傳遞其能量。聲音依人耳可聽到的範圍而分爲可聽音（audible sound，範圍約爲 20~20,000 Hz），低音波（infrasound，小於 20 Hz），及超音波（ultrasound，即大於 20,000 Hz）。音波的變數有頻率（frequency），即每單位時間內的周波數（no. of cycles）；周期（period），即每一周波的時間，亦爲頻率之倒數；波長（wavelength），即每一周波在空間的長度等（圖 1-1）。生物界最習知應用超音波的哺乳類有蝙蝠、海豚及鯨；而大象及鯨魚則常利用低音波作傳遞訊息的工具。一般計算頻率，習慣以赫（Hertz, Hz）爲單位，一赫即每秒具一周波。音波通常分爲縱向音波（或縱波，longitudinal acoustic wave）及橫

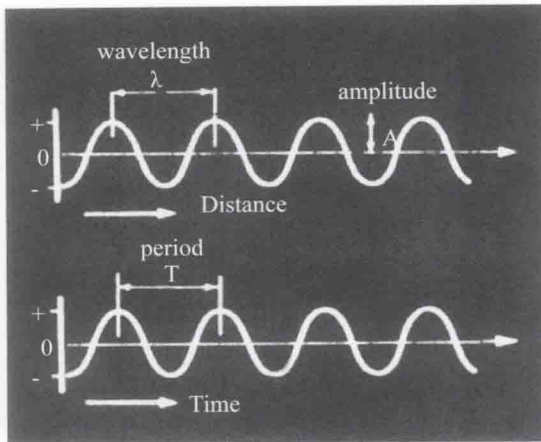


圖 1-1 音波的波長 (wavelength) (λ)、周期 (period) (T) 及振幅 (amplitude) (A)。

向音波 (或橫波, **transverse acoustic wave**)，縱向音波指傳遞音波的介質運動方向平行於音波的行進方向，而橫向音波則指介質的運動方向與音波的行進方向垂直，在生物體體內的軟組織、水份或空氣、音波的行進都以縱波之方向進行。音波的波長、頻率及音波速度的關係如下： $C = \lambda f$ ，其中 C = 音波速度， λ = 波長， f = 頻率。

音波的散佈 (spreading) 可藉由波前 (音波前驅, **wavefront**) 的概念來說明。如同在平靜水池投入一顆小石子一樣，水波向四面八方在同一時間內等距離散開，這些在空間中呈相同“相位” (same phase) 的波動表面即稱為波前。如果在空間內的介質其特性均勻，由一個點狀音源 (point source) 傳出的音波前驅則呈球面 (spherical wavefront)，此種傳出方式稱為球狀波 (spherical waves)。波前的散佈依 **Huygen 原理** (Huygen's principle)。在

音波傳出後的 Δt 時間其波前即到達以 $V\Delta t$ 為半徑的球面前緣，如果有不同的波前在相同時間到達，則各別波前可視為一小波 (wavelet)，這些小波可形成另一表面而構成另一新波前。

音波行進中在不同介質間會被反射，而反射受到所謂**音波阻抗** (acoustic impedance; Z) 的影響，音波阻抗並不受音波頻率的影響，主要與組織或介質的物理特性有關，其關係如下： $Z = pc$ ，其中 p = 組織密度 (tissue density, g/cm^3)， c = 音波速度 (cm/sec)。回音的形成主要依靠二種形式：鏡面反射 (specular reflection) 及散射 (scattering)，散射發生在反射體 (reflector) 之直徑小於該入射音波之波長時。在人體裡較接近鏡面反射之組織為肝臟包膜或腎臟包膜，而多數音波打擊到人體組織中時因為皆缺乏明確的鏡面反射，故絕大多數其反射之形式為散射方式。當一音束進入第一個介質而打擊到第二個介質的表面時部份音波能量被反射，其餘的音波能量則進入第二介質而繼續穿行，這種繼續穿行的能量則依照 **Snell 氏定律** 而偏折。

B. 音波的反射與折射

(Reflection and Refraction)

音波在不同的介質中有不同的速率 (propagation velocity)，各介質亦具不同之音波阻力 (音阻, **acoustic impedance, Z**)，當二介質之音阻差距較大，即易生反射，其反射角等於入射

角；其反射係數（reflection coefficient）（於垂直 normal incidence 時） $R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$ 。而當二介質之傳導速率不同時，音波由第一介質斜向進入第二介質中，即可生折射。音波偏折後之角度依 **Sneill 氏定律**（圖 1-2）：

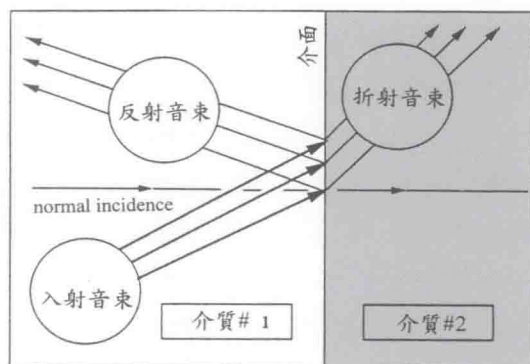


圖 1-2A 音波的折射與反射：如果入射音束垂直於介面（normal incidence），則不論反射或折射，皆不偏折。於非垂直之反射時，反射角 = 入射角。

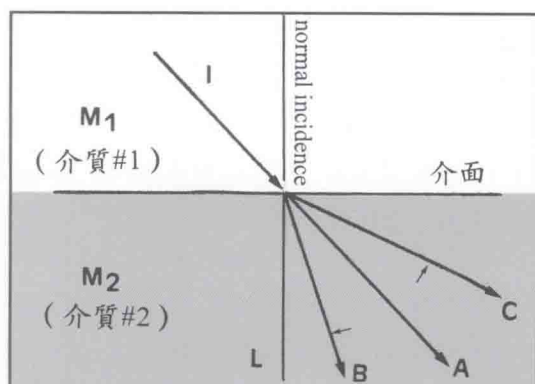


圖 1-2B 音波的折射：當音束 (I) 由介質 M_1 進入 M_2 時，其折射角受到二介質之音波穿行速率 (V) 的影響：當 $V_{M1} = V_{M2}$ ，音束不受偏折 (A 方向)，如果 $V_{M1} > V_{M2}$ ，音束向垂直線 (L) 方向偏移 (B 方向)，如果 $V_{M1} < V_{M2}$ ，音束則離開 (L) 較遠 (C) 方向，其偏折角度依 **Sneill 氏公式**。

$$\frac{\sin \theta_t}{V_t} = \frac{\sin \theta_i}{V_i}$$

θ_t = 折射角

θ_i = 入射角

V_t = 第二介質之傳導速率

V_i = 第一介質之傳導速率。

C. 音波的衰減 (Attenuation)

音波可因被吸收 (absorption)、散射 (scattering)、反射 (reflection) 及音束的發散 (divergence) 而減弱。當音波由探頭髮射出來以後，聲音的能量便形成音束 (sound beam)，如果在介質中此音束不被散射或吸收，則此音束的脈衝能量即保持恆定，或隨著音束逐漸發散而其單位面積的能量即減弱。當音束行經軟組織時，其音波之能量造成組織中的介質產生振盪能量，此能量轉變為摩擦效應或其他組織之運動，經由組織的吸收而後轉變為熱能。一般而言，組織中對音波的衰減大約為 0.7-1dB/cm/MHz。例如一個 5.0MHz 的音束每行經人體組織 1cm 的距離則被衰減 3.5dB，如行經 2cm 則衰減 7.0dB。關於超音波的衰減係數 (attenuation coefficients) 請見表一^{9,10}。

三、超音波儀的探頭 (Probe)¹¹⁻¹⁴

超音波儀能發出音波並接受音波，主要是靠探頭中的壓電晶體 (piezoelectric crystal)，故有人稱之為超音波的心臟。凡是具有壓電效應 (piezoelectric

表 1-1 體內各組成之音波速率、音阻，及音波衰減係數*

組成	速率 (m/s)	音阻 (10^5 Rayles)	衰減 (dB/cm at 1 MHz)	HVL (at 1MHz) (cm)
空氣	330	0.0004	12 (f^2) **	0.25
水	1480	1.48	0.002 (f^2) **	1500
脂肪	1450	1.38	0.63	4.76
血液	1570	1.61	0.18	16.67
腎臟	1560	1.62	1.0	3.00
軟組織	1540	1.63	0.70	4.29
肝臟	1550	1.65	0.94	3.19
肌肉	1580	1.70		
-長軸			1.3	2.31
-短軸			3.3	0.91
骨骼	4080	7.80	5	0.21

** The f^2 notation indicates a quadratic frequency dependence of these attenuation coefficients.

+ The HVL (half value layer) is the tissue thickness required to reduce the acoustic intensity by one half in transmission. STP, Standard temperature and pressure.

* Adopted from: Goldstein A. Physics of ultrasound, in Rumack et al (ed) Diagnostic Ultrasound. St Louis, Mosby Year Book. 1991; pp 2-17.

effect) 的物質我們便稱之為壓電晶體，所謂壓電效應係指一物體受到壓力會產生電流，同時，受到電流的激發也可導致其體積改變（因此可對周遭介質產生壓力），具此種可將能量之形式改變的設計一般稱之為換能器（transducer）。最早研究壓電效應的學者之一是法國居禮夫人（Marie Curie）的先生皮耶居禮（Pierre Curie, 1859~1906），他發現石英具有此種效應。目前醫用超音波所用之晶體多為精密陶器（ceramics）或鈦合金（titanium），但不少專業生產之工廠仍視之為專業機密。到最近為止，曾被用來作為醫學影像用超音波的探頭頻率由 1-30 MHz（megahertz, 百萬赫）或更高達 50 MHz 或以上，各因不同的穿透力及解析力而用於不同的領域。探頭的設計為達成換能器之

功能，主要是由一個塑膠製的外殼包被一組線路，壓電晶體，調節掣（damping or backing material）等結構所組成（圖 1-3）。

四、超音波儀的模式（Mode）¹⁵⁻¹⁸

音波由壓電晶體發放出，其方式可以是連續波（continuous wave）或脈衝一回音模式（pulse-echo mode），前者由一晶體連續放出音波，同一晶體無法同時作為接收回音之用，故需另有一晶體由旁獨立作為接收回音之用（故有二晶體並列），此種方式主要用於連續波都卜勒儀（continuous-wave Doppler）；脈衝一回音模式者則每放出一「脈衝」的音波便停止，而留有一段甚長的休息期，此種脈衝和休息期形成一個 duty

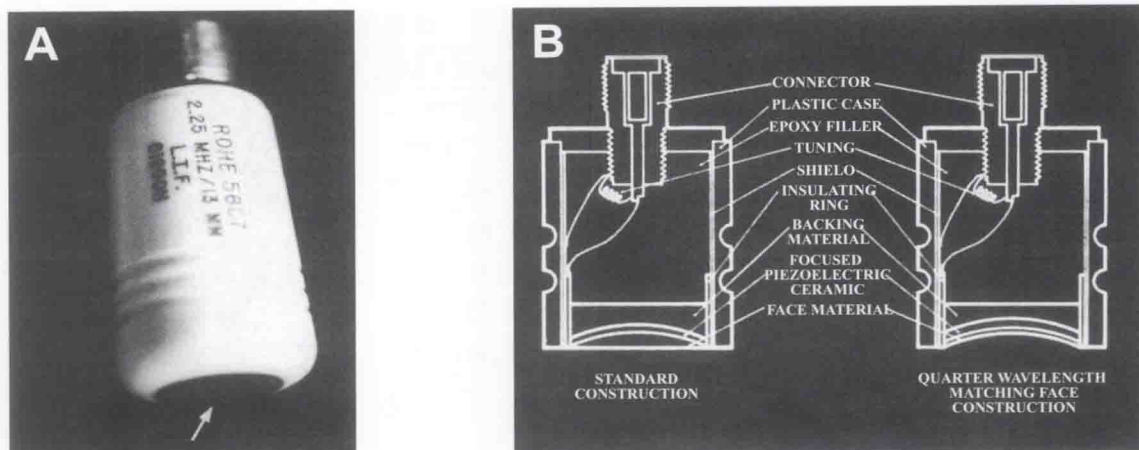


圖 1-3 探頭的基本設計（單一晶體，靜態掃描儀）* From Roh'e Rohnecr 5580

A. 外觀：箭號 = 面板（face material）

B. 剖面圖：呈示其外殼（case），調節掣（damping or backing material）及面板（face material）

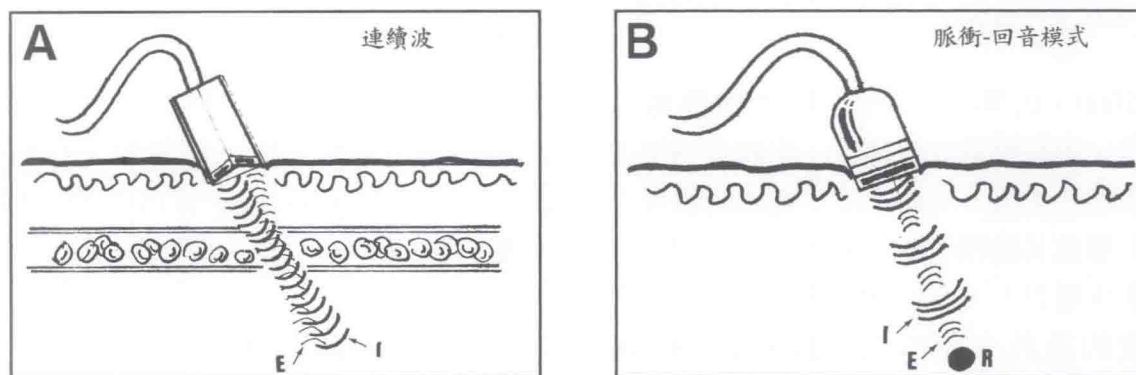


圖 1-4 連續波及脈衝-回音模式

A：連續波探頭由二個不在同一平面上的晶體所構成，使發射音束（I）與回音音束（E）有夾角。

B：脈衝-回音模式只需一個晶體，同時作發射及接收之用。

R = reflector（反射體）

cycle，由脈衝期或傳出期（**period of emission**）及接收期（**period of reception**）組成，一般而言，傳出期只佔一個 **duty cycle** 的百分之一至千分之一（例如脈衝為 $1\mu\text{sec}$ 而接收期為 $250\mu\text{sec}$ ），因此，一旦一個脈衝傳出，則絕大多數時間都在靜待回音；當回音回

到晶體表面，壓迫晶體使晶體再度將此動能轉變為電能（電流）（圖 1-4）；如此由一電流出擊到另一電流回到主機，主機便能依此計算出音波在回音界面（**reflector**）和晶體表面所花費的時間，從而由測距方程式（**range equation**）算出二者（晶體與界面）之距

離。對人體之軟組織而言，音波每秒行進 1540 m/sec，即 $1.54 \text{ mm}/\mu\text{sec}$ ，故距離即為 $(1.54 \text{ mm}/2) \times \text{round trip time of pulse } (\mu\text{sec})$ 。如果回音激發壓電晶體後其能量以振幅 (amplitude) 來表示，則得到 **A-mode** (amplitude mode) 的圖形；如果在螢光幕上以亮度點表示，則稱為 **B-mode** (brightness mode)；如果以時間作橫軸，而記錄一音束之回音群動態的位置變化者，稱為 **M-mode** (motion or time motion mode)。以前有所謂雙穩定型 (bistable) 超音波，只有黑白二色度的影像，現已不用，1970 年代中期以後已皆改以灰階 (gray scale) 超音波 (圖 1-5)。

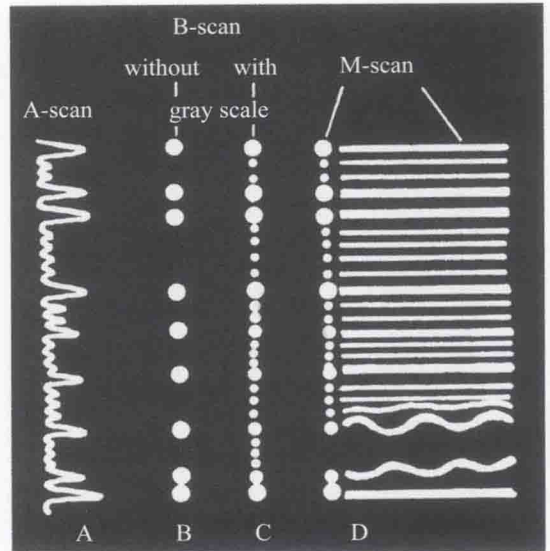


圖 1-5 超音波儀的各種模式 (mode)

- A: A (振幅) 模式
B: B (亮度) 模式: 雙穩定型
C: B (亮度) 模式: 灰階型
D: M (運動) 模式

五、超音波儀之解像力 (Resolution)

分為軸 (或縱) 解像力 (axial or longitudinal resolution) 及側 (或橫) 解像力 (lateral or transverse resolution)。前者指區分音束軸線上二反射點之能力，後者指區分音束垂直面上二反射點 (reflectors) 之能力。決定軸解像力的是傳出音波的「空間脈衝長度」 (spatial pulse length, SPL)，其長度越短，則軸解像力越佳；所謂 SPL 係一音波之波長乘以周波數，當一 SPL 由較短波長 (即頻率高) 及較少周波構成時，其長度則較短，當短於音束軸線上二反射點間之距離時，二反射點之各別回音即不被重疊，而可分別被晶體接收，再分別

轉變為二個電流。反之，當 SPL 長於二點間距，則二回音之脈衝重疊，回到晶體時即被誤以為只有一個回音，故無法區分二反射點 (圖 1-6)。決定側解像力的是音束寬度 (beamwidth)，寬度越窄越佳，當窄於二點間距時，即可區分之 (圖 1-7)。影響音束寬度的有頻率 (高則窄) 及探頭晶體之直徑 (大則窄)；另外，晶體的設計亦有影響，如凹面的晶體，或平面晶體前方加置一聲學 (聚聲) 鏡片，則可有聚焦 (focusing) 作用，而使音束有一更窄的焦點區 (圖 1-8~11)。目前更有應用電子聚焦 (electronic focusing) 之方式者，可用線形排列或環形排列 (annular array) 之晶體以電流對不同組之晶體激