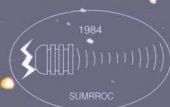
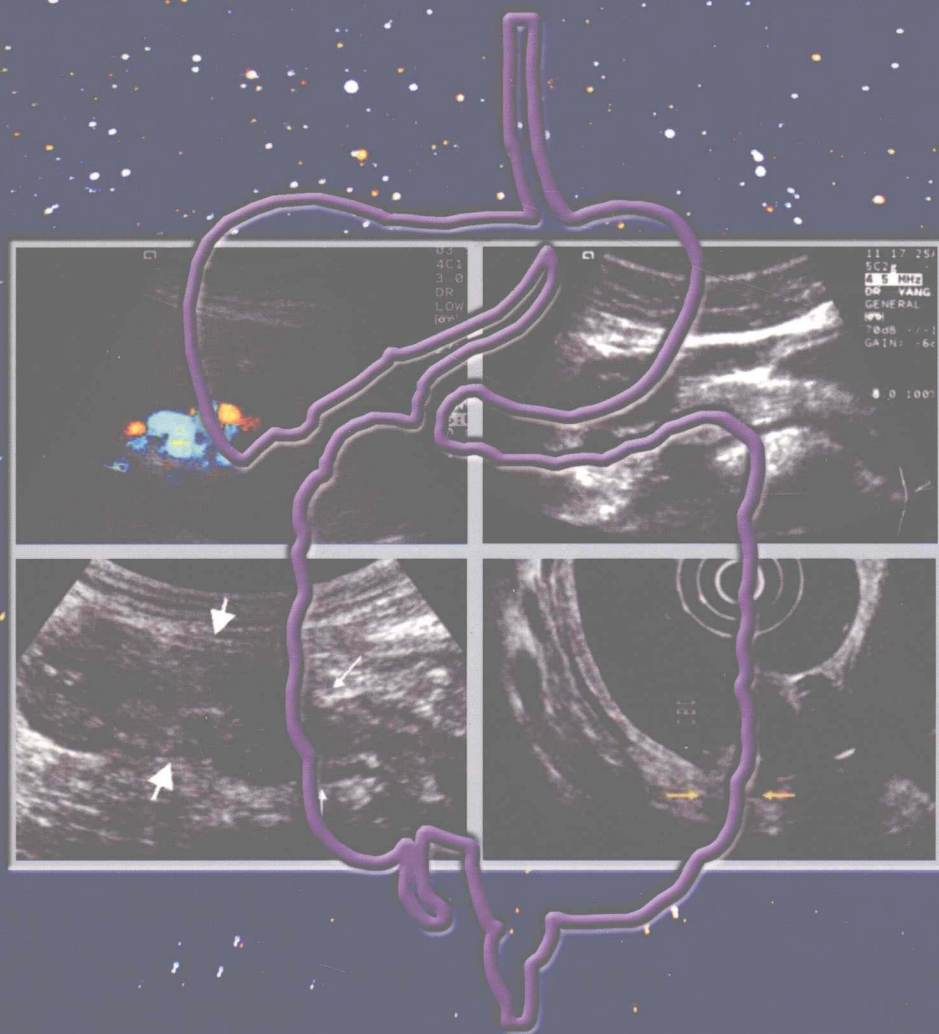


消化系超音波學



中華民國醫用超音波學會叢書

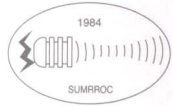
楊國卿醫師 主編



中華民國醫用超音波學會教材

藝軒圖書出版社 發行

消化系超音波學



中華民國醫用超音波學會叢書

楊國卿醫師 主編

中華民國醫用超音波學會教材
藝軒圖書出版社 發行

消化系超音波學 / 中華民國醫用超音波學會編

著；楊國卿主編.-- 第一版.-- 臺北縣新

店市：藝軒, 2004 [民 93]

面；公分

ISBN 957-616-761-2 (精裝)

1. 消化系 - 疾病 2. 超音波診斷

415.5

93004316

◎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

消化系超音波學

編 著：中華民國醫用超音波學會

主 編：楊 國 卿

編著群：王良彥、王秀伯、林錫泉、張簡吉幸、陳信成
梁嘉德、黃冠棠、楊培銘、鄭乃源、羅海韻

發行所：藝軒圖書出版社

發行人：彭 賽 蓮

總公司：台北縣新店市寶高路 7 巷 1 號 5 樓

電話：(02)2918-2288

傳真：(02)2917-2266

網址：www.yihscient.com.tw

E-mail: yihscient@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

二〇〇四年四月第一版

ISBN 957-616-761-2

※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

1965 年本人有機會到日本順天堂大學醫院外科超音波室進修三個月，當時超音波檢查機器尚不發達，既無灰色調的機器（Gray scale），也無直線探頭掃描儀（linear scan），雖然當時已有 A-scope、B-scope、C-scope，但能做掃描的 C-scope 是由和賀井醫師（當時是外科講師，後來是世界超音波醫學會理事長）人工操作，用手動檢查，相當辛苦。由於當時無灰色調的機器，對膽結石的確診率並不高，更談不到原發性肝細胞癌的診斷，所以當時本人並不看好超音波檢查。

1976 年本人參加在新加坡舉行的第二屆亞太消化系醫學會年會，看到電腦斷層掃描對胰臟癌清楚的影像而感到驚訝，回國後，要求院方購買電腦斷層掃描。剛巧，當時美國 MT. Sinai 醫院影像部葉教授回國傳達腹部超音波掃描儀器所呈現的影像在某方面比電腦斷層掃描好，自此，臺灣許多教學醫院的生力軍投入此行列，對往後臺灣超音波學有卓越的貢獻，當時這些生力軍，目前皆已是這方面的權威。

當代腹部超音波學包括超音波內視鏡、彩色都卜勒（Color Doppler）。超音波各項檢查法對消化系各種疾病的診斷上的重要性，是毋庸置疑。1978 年在馬德里所舉行的世界消化系醫學會上與會者一致認為：腹部超波檢查機器已儼然成為消化系醫師的第二聽筒。如同其他檢查法一樣，機器的好壞、檢查技術、判讀影像精確性，皆對其診斷品質有極大影響，當然，解剖學及各種消化系疾病知識對檢查者而言亦是不可或缺的。本書各執筆者，多是此方面權威，以其豐富的臨床經驗，增加不少本書的價值。我相信本書不僅對醫學生及住院醫師有所幫助，對消化系專科醫師也有極大助益，因此特別推薦此書。

王 德 宏

台大醫院內科教授

編者序

由於超音波的方便性、無傷害性及實用性，超音波已成為消化系醫師不可或缺的工具。為推廣及提昇消化系超音波學之水準，超音波醫學會多年來定期舉辦講習課程，確實收到相當成效。美中不足的是講習會的教材都只能簡要的表達講師的演講內容，真正精華只在課堂上一閃而過，對於學員的學習是一大缺憾。有鑑於此，超音波醫學會在多年前即有意編纂一本內容較詳盡的教材，以彌補講習會教材之不足。然而因專家們公務繁忙，教材的編纂進度緩慢，歷經多位理事長的任期之後，總算定稿出書。

本書的內容大致上已涵蓋消化系超音波學之重要項目，以醫學生及初學者為主要對象。雖然限於篇幅無法對每一課題作非常深入的探討，應已足敷需求。有意再深入研究者就需要再於其他文獻中做詳盡的探討。

如何妥善的翻譯重要名詞，一直困擾著編輯委員。雖然學會曾擬一份參考譯名，仍難免因作者之個人習慣或喜好而出現中文譯名不統一之現象。為減少讀者之困擾，重要名詞會由主編盡量一致化，但仍難免有疏漏之處。因此第一次出現之名詞儘量附上原文以供對照。

本書雖未達盡善之境界，卻是多位專家的心血結晶。一方面要謝謝諸位專家的鼎力相助，另方面也要請讀者發現錯誤時不吝指正，以便再版時即時更正。

楊國卿

新光吳火獅紀念醫院

副院長

作者簡介

作者：（按姓氏筆劃順序）

王 良 彥	高雄醫學大學附設醫院內科副教授
王 秀 伯	台大醫院急診部主治醫師、臨床助理教授
林 錫 泉	馬偕紀念醫院胃腸肝膽科主任
張 簡 吉 幸	高雄長庚紀念醫院胃腸肝膽科主任、長庚醫院臨床副教授
陳 信 成	高雄醫學大學附設醫院內科副教授
梁 嘉 德	台大醫院內科主治醫師
黃 冠 棠	台大醫學院內科教授
楊 國 卿	新光吳火獅紀念醫院副院長
楊 培 銘	台大醫學院內科教授
鄭 乃 源	台北市立仁愛醫院消化系內科主治醫師
羅 海 韻	阮綜合醫院內科部主任兼消化系內科主任

目次

第一章	腹部超音波基礎物理學及儀器簡介	楊國卿	
	前 言		1
	認識關鍵名詞		1
	超音波如何產生及如何成像		3
	超音波之衰減 (Attenuation) 對超音波圖像的影響		4
	探頭與解像力的關係		5
	決定組織及病變回音強度的因素		6
第二章	腹部超音波之局部解剖及檢查技巧	林錫泉	
	肝 臟		7
	膽 囊		14
	膽 管		15
	胰 臟		16
	脾 臟		20
第三章	肝臟實質性疾病的診斷與門靜脈系統	王良彥	23
第四章	肝局部病變	陳信成、王良彥	
	區分病變是在肝內或是在肝外		47
	區分假像與真正肝局部病變		47
	肝偽腫瘤與脂肪肝		49
	鑑別診斷各種不同之腫瘤		52
第五章	膽道系疾病之診斷	張簡吉幸	
	檢查操作方法		67
	膽 囊		67
	膽 道		84

第六章 胰臟疾病的診斷

鄭乃源

引 言	99
檢查儀器與方法	100
正常胰臟影像	101
發炎性胰臟疾病	103
腫瘤性胰臟疾病	114
超音波導引針吸式活組織檢法	126

第七章 腹壁、大血管、淋巴系統、脾臟疾病之診斷

羅海韻

腹 壁	133
大血管構造	136
淋巴系統	145
脾 臟	148

第八章 超音波在消化道疾病之應用及其限制

楊國卿

前 言	157
超音波診斷之重要通則	157
超音波診斷之直接及間接證據	160
特殊疾病介紹	162
結 論	169

第九章 內視鏡超音波術

王秀伯

前 言	171
內視鏡超音波術之器械、準備與原則	174
內視鏡超音波檢查之解剖學	178
食道疾病之內視鏡超音波術	183
胃與十二指腸疾病之內視鏡超音波術	186
內視鏡超音波在十二指腸乳頭和胰臟疾病之應用	193
內視鏡超音波在胰臟之特殊應用	200
內視鏡超音波術在膽道系統之應用	201
內視鏡超音波術在其它器官之應用	206
介入性內視鏡超音波術	206

結語	211
----------	-----

第十章 都卜勒超音波在消化系疾病之應用	楊培銘
----------------------------	------------

前言	215
都卜勒超音波掃描術之原理	215
都卜勒超音波掃描術在消化系統之應用	222

第十一章 消化系統疾病的介入性超音波術	梁嘉德 黃冠棠
----------------------------	----------------

簡介	259
超音波導引穿刺術之程序及一般應注意的通則	259
介入性超音波之類型	260

索引	275
-----------------	------------

第一章 腹部超音波基礎物理學及儀器簡介

Introduction to Basic Physics and Instruments of Abdominal Ultrasonography

楊國卿 醫師

前言

自然界中利用超音波最成功的首推蝙蝠，牠發出超音波並接收其回音，以作為導航及獵取食物之工具。人類則遲至 1880 年居里兄弟（Curie）無意間發現壓電效應（piezoelectric effect）後，才首次能夠以人工發射及接收超音波。從此，超音波之研究逐漸推展，而第一次實際應用則是第一次世界大戰期間，用來偵測敵方潛水艇之聲納系統。1942 年奧國的杜西克（Dussik）第一次嘗試將超音波應用於醫學領域。以後經威爾（Wild）、郝瑞（Howry）及賀姆（Holm）等拓荒者不屈不撓的努力，配以進步神速的電子科技，終於使超音波掃描術在 60 年代末期達到實用的階段。近年來超音波儀器在很多方面有相當的進步與突破，例如採用多頻率多焦點的探頭，彩色都卜勒（Doppler）的改良，Power Doppler 的使用，Harmonic Imaging 及 3-D 影像的發展等等，但是基本的超音

波物理特性及儀器原理是不變的。因此，對於一個超音波的入門者而言，仍有必要在這方面有所認識，才能了解影像如何產生及其所代表的意義，進而得到最正確的診斷。

認識關鍵名詞

超音波（ultrasound）：音波頻率的表示單位為赫（Hertz，Hz）， $1\text{Hz} = 1\text{cycle/sec}$ $1\text{MHz (Megahertz)} = 1,000,000\text{Hz}$ 。人耳的聽覺範圍為 $16 \sim 20,000\text{Hz}$ ，高於這個範圍就稱為超音波。但是頻率太低的超音波其解像力太差，不適合診斷性超音波的需求。通常醫療用超音波使用的範圍介於 $0.8 \sim 20\text{MHz}$ 間。超音波所產生的強度（intensity, Watt/cm^2 ）因機器構造及使用目的而異。在醫學上所使用之超音波，若為外科切除組織之用，其強度大於 10W/cm^2 ，若為物理治療之用，為 $1 \sim 3\text{W/cm}^2$ 。至於診斷性超音波之強度範圍為 $0.001 \sim 0.1\text{W/cm}^2$ ，

表 1-1 體內組織及物質的音波速度及音波阻抗數值表

Tissue or Material	Sound Velocity (m/sec)	Acoustic Impedance
Air	331	0.0004
Fat	1450	1.38
Water	1495	1.48
Blood		1.61
Soft tissue (mean)	1540	1.63
Kidney	1561	1.62
Liver		1.65
Muscle	1565	1.70
Bone	4080	7.80

平均小於 0.015 W/cm^2 ，只偶而瞬間強度達到 0.1 W/cm^2 。根據實驗，超音波強度小於 0.1 W/cm^2 時，對哺乳動物組織不產生有意義之生物效應 (biological effect)。因此，目前廣為使用之診斷性超音波，可說對人體不具傷害性，甚至用於婦產科檢查亦不影響胎兒。

音波阻抗 (Acoustic Impedance, 簡寫為 Z)：每種物質傳導及反射音波能量的能力各不相同，該物質的音波阻抗就代表該物質傳導及反射音波能量的能力。音波阻抗受到該物質的密度 (P) 及音波在該物質內行進之速度 (C) 的影響，可用公式 $Z = P \times C$ 表示。在體內大部分軟組織的音速近於 1,540 公尺/秒，因此，密度成為音波阻抗之主要影響因素。表 1-1 列出體內重要物質及組織的音波速度及音波阻抗以供參考。

音波界面 (Acoustic Interface)：兩個不同音波阻抗的物質所形成的交界面就稱為音波界面，它是產生回音的地方。有句話可用來強調一個非常重要的概念：無音波界面就無回音，也就無超

音波圖像。這個界面可強可弱，取決於界面兩側的兩種物質其音波阻抗的差異，差異越大所形成的界面越強，超音波越不易穿透而被反射的比率也越高，所形成的回音也越強。構造均勻的物質或組織其內含的介面極少，就形成低回音性 (hypoechoic) 或甚至無回音性 (anechoic) 的狀態。可藉圖 1-1 來說明：

兩個音波阻抗不同的物質形成界面 A, B, C (圖 1-1)，其強度取決於介面兩側音波阻抗的差異。如情況(1)，界面 A 極強，音波 (→) 無法穿透而被完全反

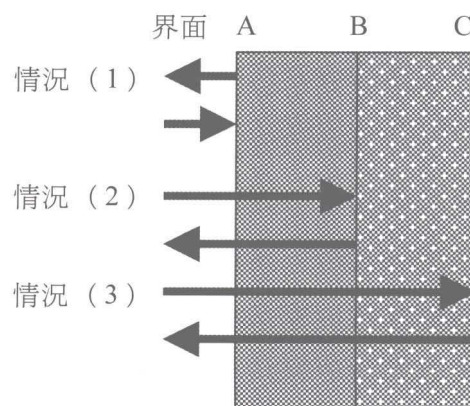


圖 1-1 音波阻抗與音波介面之關係圖。

射，超音波圖上對應A處會顯示高回音點。如情況(2)，界面A極弱而界面B極強，音波(→)可穿透A而在B被完全反射，於是超音波圖上對應A的是低回音點，對應B的是高回音點。類似的如情況(3)，超音波圖上對應A,B的是低回音點，對應C的是高回音點。

超音波如何產生及如何成像

超音波探頭 (ultrasonic probe 或稱換能器 transducer) 基本上須一個或多個特殊晶體來產生超音波。早期使用石英晶體，目前主要是陶瓷晶體，此種晶體因它具有壓電效應 (Piezoelectric effect) 而能產生超音波。所謂壓電效應就是當晶體受到外力如電流的刺激時，會產生體積的改變，其變化程度與電壓之強弱成正比，而且交流電之正負極相位改變時可決定其體積為脹大或縮小。因此，探頭通電以後由於正負極不斷改變，造成晶體體積之連續變化，推動周圍介質而造成疏密相間的波動就形成超音波，此時晶體是當發射器 (generator)。反之，當超音波撞擊物體反彈至晶體時，可讓晶體因迴音的壓力而產生體積的脹縮，再因壓電效應而產生電流，其強弱與迴音強弱成正比，此時晶體是當接受器 (receiver)。再將電流加以處理放大就可於顯示器上出現圖形。診斷性超音波儀器所產生的超音波可分為脈衝波 (pulse wave) 及連續波 (continuous wave) 兩種。脈動波只使

用一個晶體，以 0.1% 的時間當發射器而以 99.9% 的時間當接受器，因此產生的波為脈動性，受檢者真正暴露於超音波的時間僅為檢查時間的 0.1%，一般的診斷性超音波屬這一種。連續波須使用兩個晶體，一個為發射器連續發射音波，另一個為接受器接受連續彈回的音波，受檢者暴露於超音波的時間等於檢查時間，都卜勒超音波 (Doppler) 屬這一種。

超音波音束是直線前進，單一音束可於其前進途徑產生很多排列成直線的回音點，如依回音強弱轉換成強弱對應之電流，顯示器上可見到依振幅 (amplitude) 高低移動的折線，就形成所謂 A-mode (amplitude mode) 的超音波圖。如將超過某一閾值 (threshold) 的振幅改以亮點於顯示器上顯示出來，也就是以亮度 (brightness) 表示而稱為 B mode (brightness mode)。B mode 又因其表現方法再分為兩色階 (bistable) 及灰色階 (grey scale) 兩類。只將超過某一閾值的振幅以亮點表示其餘皆以暗點表示，顯示器上只見到黑白兩種色階者稱為兩色階，由於其解像力很差，目前已不被採用。灰色階則依振幅的大小轉換成不同深淺的灰階，可以形成多層次的影像而大為提高解像力，這已是目前非彩色超音波的通用表現法。

單一音束於其前進途徑產生的回音只代表此一直線途徑中的變化，無法顯示器官或病變的完整輪廓，如將很多音束的回音連接起來就可形成一平面圖，

可以顯示器官或病變的完整輪廓及互相間上下左右的關係。有兩種方法可以達成這個目的，一為靜態掃描儀（static scanner），另一為實時間掃描儀（real-time scanner）。靜態掃描儀採用單一晶體的探頭，藉著探頭在受檢者身上的掃描而產生橫斷的畫面（tomography），由於掃描速度不能太快，產生的是種靜態的影像，近年來已被淘汰。實時間掃描儀採用多晶體，排列於錐形、弧形或方形（線形）的探頭裡，利用機械或電子的方法產生連續不斷自動來回掃描的音束，因此就算不移動探頭，在掃描區裡得到的是不斷更新的連續畫面，操作快速而準確，目前已完全取代靜態掃描儀的地位。

都卜勒儀使用二個具電壓效應的晶體，將音束對準某一目標後，如目標與探頭之相對位置發生改變，例如血液之流動，基於都卜勒原理，傳抵接收器之音波頻率會異於射出頻率，將頻率之變化以波型表現就成頻譜（spectrum, waveform），以色彩來表現不同程度及方向的頻率改變就成彩色都卜勒。

超音波之衰減（Attenuation）對超音波圖像的影響

超音波具有類似一般音波的性質，也可被反射及折射，它在人體組織中進行，其能量會逐漸的衰減，主要受到三個重要因素的影響：散射（divergence），吸收（absorption）及反射（reflection）。

散射：音波散射的程度與晶體直徑／波長之比值有關，比值愈小，散射程度越大；反之，比值越大，也就是晶體直徑越大或波長越短，則散射程度越小。一般診斷性超音波所用者，其比值為 20。**吸收：**音波在組織中行進時，會引起介質分子之振動，由於分子間的摩擦力使音波動能逐漸被抵消而變成熱能發散，也就是音波會被逐漸吸收，吸收的程度跟音波頻率及組織之堅硬度成正比。因此，頻率固定不變時，體內不同組織有不同吸收之常數，例如骨頭對音波之吸收約 20 倍於一般之軟組織，而水的吸收常數則遠低於一般體內組織。**反射：**音波反射程度的多寡，與前述的音波界面的強弱有關，這裡不再贅述。

上述三個因素哪一個較重要視情況而定。例如骨頭或氣體與周圍組織的音波阻抗都有很大的差異（表 1-1），會形成極強的音波界面，音波在此界面大部分被反射，因此皆會干擾超音波的檢查。骨頭對音波之吸收能力又很強，少量未被反射的音波幾乎完全被吸收無法到達後方組織，因此在其後方造成相當完整乾淨的音影（sharp acoustic shadow）。至於氣體對音波的吸收較不完全，少量穿透的音波其能量在傳導過程中被逐漸吸收，因此形成無法辨識的模糊音影（dirty acoustic shadow）。

臨床上會造成重度音波衰減的物質或組織都會干擾檢查，因此骨頭、肺臟及腸胃道內氣體或腸胃道檢查用之鉗劑，都是超音波檢查的障礙。為了克服

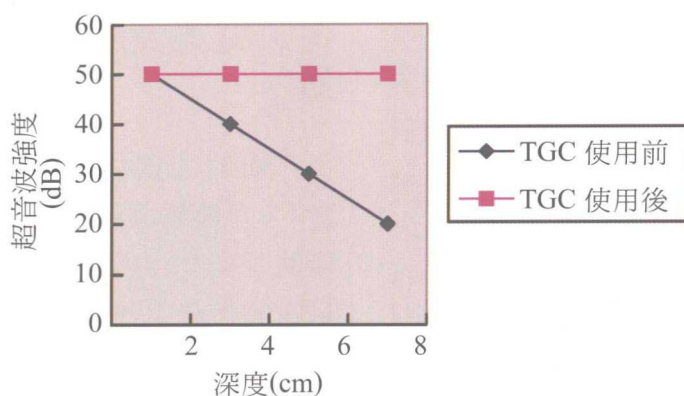


圖 1-2 TGC 對音波強度之影響（5 MHz 探頭）。

皮膚表面空氣的干擾，檢查時常在皮膚上塗一層礦物性油或水溶性膠凍成爲連合劑（coupling agent），以求探頭與皮膚之密接。至於克服腸胃道氣體的干擾則有賴善用天然或人爲之音窗（acoustic window）。例如讓膀胱脹滿尿液可將含有氣體的腸子推出骨盆腔，有助於骨盆腔器官之檢查。若將胃內充水以排出胃及十二指腸內之氣體時，則有助於檢查胃壁及後腹腔的胰臟。

不論造成衰減的主因是什麼，超音波衰減的程度可由以下的公式推算出來： $1\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}$ 。例如 5 MHz 的超音波每行進 2 公分（單程）會衰減 10 dB。因此可以想見使用的探頭頻率越高，到達深部組織的超音波越弱（圖 1-2TGC 使用前）。當然也不能只爲追求穿透力而盲目使用低頻率探頭，因爲超音波的軸線解像力（axial resolution）與其頻率是成反比的。以腹部的體外診斷性超音波而言，一般使用 2.5~7.0 MHz 的頻率。爲了克服音波衰減造成的困擾，除了可用較低頻率來改

善穿透力之外，儀器上通常會以所謂時間增益補償（Time gain compensation, TGC）（又稱 Depth compensation gain, DCG）來克服此問題。所謂時間增益補償就是針對超音波隨深度衰減的事實，以人爲方法將超音波隨深度做適當的放大，以求得均勻的音波強度（圖 1-2 TGC 使用後）。如此的設計當然有助於深部組織的檢查，但也引起一些小困擾，假使在掃描區中有一病變的音波傳導特別好，未如預期的使音波產生衰減，則此病變後方的音波會相對的高於同深度的相鄰組織，產生虛偽的高回音現象，此即所謂後方加強現象（posterior enhancement）。最典型的例子爲囊腫後方組織的高回音現象，其他細胞緻密而均勻的腫瘤如小型肝細胞癌或淋巴瘤也可能產生類似的現象。

探頭與解像力的關係

探頭的側面解像力（lateral resolution）與音束的寬度有關。如前文所

述，音波散射的程度與晶體直徑／波長之比值有關，晶體直徑越小則散射程度越大，使得聚焦區（focal zone）外的音束快速的散開，也就降低探頭遠區（far field）的側面解像力。但是晶體直徑太大時在尚未散射前的音束已經很寬，同樣影響側面解像力。幸好目前使用的是多晶體探頭，利用電子聚焦的功能，較少須要考慮晶體的直徑。比較重要的是選擇探頭的頻率，頻率除了會影響音波穿透力（如前文所述），又因頻率與波長成反比進而影響軸線解像力，探頭的頻率越高其穿透力越差但軸線解像力越好。目前雖有多頻率的探頭，它仍有一個主頻率，因此檢查時應考慮受檢人的身材大小及受檢器官與表皮的距离，選擇適當頻率的探頭，原則上在穿透力足敷所需的情況下頻率越高越好。

參考文獻

1. Dannis A. Sarti, W. Frederick Sample. Diagnostic Ultrasound-Text and Cases: G. K. Hall & Co., 1980
2. Joseph L. Rose, Barry B. Goldberg. Basic Physics in Diagnostic Ultrasound: John Wiley & sons. 1979
3. Kenneth J. W. Taylor, Peter N. Burns, Peter N. T. Wells. Clinical Application of Doppler Ultrasound: Raven Press 1988
4. Palmer PE. Manual of Diagnostic Ultrasound: World Heal 1995
5. Zwiebel WJ, Sohaey R. Introduction to Ultrasound: W.B. Saunders, 1997
6. James A. Zagzebski. Essentials of Ultrasound Physics: Mosby-Year Book 1996
7. Frederick W, Kremkau, Andrew Allen. Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments; W. B. Saunders, 1998
8. Wermke W, GaBmann B. Tumour Diagnostics of the Liver with Echo Enhancers: Springer, 1998

決定組織及病變回音強度的因素

如前文提及“無音波界面就無回音”，音波界面的多寡是決定組織及病變回音強度的因素。內部結構越單純且緻密的組織或腫瘤，其內含音波界面越少，就呈現低回音，反之則呈現高回音。因此，如正常膽囊或囊腫內含清澈的液體時，液體部分沒有音波界面存在就顯現無回音狀態。如有膽囊炎或囊腫併發感染，內容物出現混濁就會使回音增加。細胞密度高的固態腫瘤如小型肝細胞癌或淋巴瘤，裡面的音波介面少因此呈現均勻的低回音，同時由於衰減程度輕，有時甚至會產生後方加強現象。若腫瘤繼續長大，因血液灌流相對的不足，開始有壞死、纖維化或脂肪病變，產生較多的音波界面，會使腫瘤的回音增加而呈現紊亂性回音。

第二章 腹部超音波之局部解剖及檢查技巧

Introduction on topographic anatomy & examining technique of abdominal ultrasonography

林錫泉 醫師

腹部超音波的檢查，包括肝臟、肝門靜脈系統、膽囊、膽管系統、胰臟、脾臟等各器官。在做腹部超音波檢查時，要清楚知道所看到的畫面中，每個影像所代表的意義。因此施行檢查者要對腹部各器官的解剖位置瞭若指掌，才能對腹部之超音波檢查駕輕就熟。本章只針對超音波影像上的各個重要要點作簡單的介紹，關於各器官之解剖構造，不再贅述，有必要的話，應重新溫習解剖學的教科書或參考文獻¹。

肝 臟

肝臟位於右上腹部，重量約為1,200~1,600 公克，解剖學上以鐮狀韌帶區分為左右兩葉，但是生理學或外科學上之左右分隔是以下腔靜脈、中肝靜脈與膽囊之假想連線將之區分為左右兩葉。通常左葉之上下距離約 7~11 公分，但是左葉之大小個別差異很大，有些正常人前後之胸廓較大，其右葉比正

常稍大，但其左葉卻比較小。相反的如果前後之胸廓較小，其右葉比正常稍小，但其左葉卻比較大。因此不能單獨以左葉之大小來評估一個人之肝臟是否有萎縮。於右鎖骨中線測量之右葉上下距離約為 9~14 公分，如果於右鎖骨中線測量之右葉上下距離超過 15 公分，則可判讀為肝腫大²。

但因為超音波探頭之大小比肝臟還小，因此必須用兩個畫面合成之接合方式才有辦法將右葉肝臟全部納入於一個畫面內，然後再進行測量。但是接合之方式有其誤差之存在，因此所測量之數據也有所偏差。但是還是有些學者發展出許多測量肝臟大小的方法，例如：以左肝之前後距離之正常值為 5~7 公分，上下距離正常值為 7~11 公分，右肝之上下距離正常值為 9~14 公分（圖 2-1）³。

肝臟之表面光滑平順，邊緣呈現銳角，右葉約為左葉的 2~3 倍大，超音波切面呈現三角形之形狀。在超音波掃

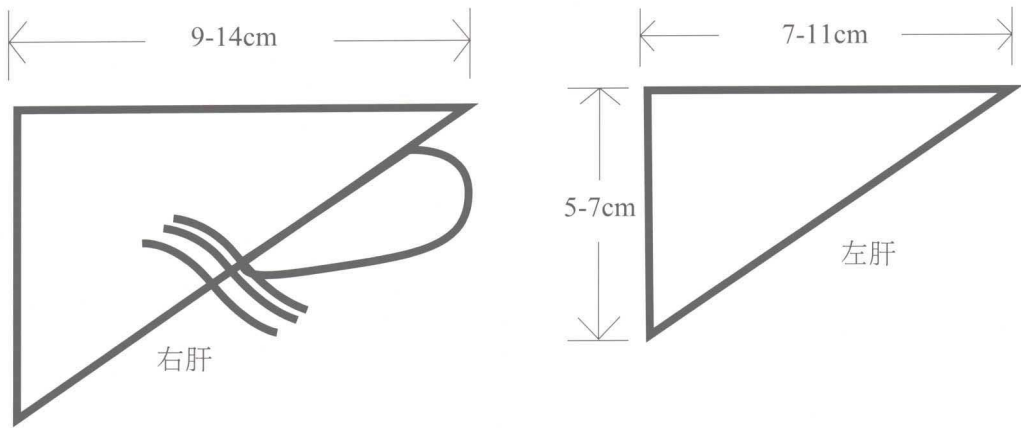


圖 2-1 右肝之大小測量，正常人之上下距離不超過 15 公分；左肝之大小測量，正常人之上下距離不超過 11 公分，前後距離不超過 7 公分。

描圖中，肝實質由許多細細的橫條顆粒所組成，這些顆粒大小均勻，形狀一致，形成了均勻的回音型式。在肝實質內可見到許多無回音之管狀結構，這些是肝內的肝門靜脈和肝靜脈與膽管。

門脈系統是由上下腸系靜脈與脾靜脈所組成。下腸系靜脈匯入脾靜脈，而脾靜脈再與上腸系靜脈會合，形成肝門靜脈。肝門靜脈長約 6 公分，直徑約 1 公分。雖然肝門脈之大小與門脈壓無直接之關聯，但是若門靜脈之直徑超過 16 毫米以上，或是脾靜脈直徑超過 12 毫米以上，或上腸系靜脈直徑超過 11 毫米以上，則診斷門脈高壓之正確性有 91%⁴。

肝門靜脈由肝門處分支成左右門脈。左門脈於肝臟左葉後方向左橫行，然後向左外側肝臟分出一支叫左後上門脈小分支，然後轉向前方深入肝臟左葉內，此段之門脈稱為臍部分（圖

2-2）。然後於最前方向左右再分支，向左分出左前下門脈小分支，向右分出左內側門脈小分支（圖 2-3）。右門脈向右方直行，隨即向右後方分出右後門脈分支，繼續向右前方直行的門脈稱為右前門脈（圖 2-4）。右前門脈與右後門脈分別又分出 5~6 支細小分支。左門脈正常值約為 8 毫米，右門脈正常值約為 9 毫米。

肝臟有 3 條肝靜脈，分別是右肝靜脈，中肝靜脈，及左肝靜脈。中肝靜脈與左肝靜脈先會合成一條較大枝幹之後，再與右肝靜脈一起匯入下腔靜脈，隨即流入右心房（圖 2-5）。

超音波檢查時要區別肝門脈與肝靜脈。肝門脈越靠近下方的肝門區域時，管徑越大；而肝靜脈則越靠近後上方的下腔靜脈，管徑越大。兩者形成交叉之走向。肝門脈及其大小之分支的周圍可以看到一圈高回音圍繞其四周，這