

超声诊断 手册



P. E. S. Palmer 编著
张青萍 主译

人民卫生出版社

超声诊断手册

编著 P. E. S. Palmer

主译 张青萍

翻译 (按姓氏笔画为序)

史秋生	乐桂蓉	汪元芳	张青萍
张友耿	肖先桃	周翔	周玉清
赵蔚	高淑英	徐辉雄	黄道中
黎春蕾	丛淑珍		

主译单位 同济医科大学附属同济医院

人民卫生出版社



660299

ISBN 92 4 154461 9

© 世界卫生组织 1995

根据《全世界版权公约》第二条规定，世界卫生组织出版物享有版权保护。要获得世界卫生组织出版物的部分或全部复制或翻译的权利，应向设在瑞士日内瓦的世界卫生组织出版办公室提出申请。世界卫生组织欢迎这样的申请。

本书采用的名称和陈述材料，并不代表世界卫生组织秘书处关于任何国家、领土、城市或地区或它的权限的合法地位、或关于边界的划定的任何意见。

本书提及某些专业公司或某些制造商号的产品，并不意味着它们与其他未提及的类似公司或产品相比较，已为世界卫生组织所认可或推荐。为避免差讹和遗漏，专利产品第一个字母均用大写字母，以示区别。

超声诊断手册

P. E. S. Palmer 编著

张青萍 主译

人民卫生出版社出版发行

(100050 北京市崇文区天坛西里10号)

中国科学院印刷厂印刷

新华书店经销

787×1092 16开本 23 $\frac{3}{4}$ 印张 577千字

1997年10月第1版 1997年10月第1版第1次印刷

印数：00 001—5 000

ISBN 7-117-02793-2/R·2794 定价：58.00元

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

作者

世界卫生组织感谢以下为本书无私奉献宝贵时间及才华的作者：

B. Breyer

克罗地亚 萨格勒布大学

University of Zagreb, Zagreb, Croatia

C. A. Bruguera

阿根廷 布宜诺斯艾利斯影像诊断研究所

Diagnostic imaging Teaching institute, Buenos Aires, Argentina

H. A. Gharbi

突尼斯 突尼斯大学

University of Tunis, Tunis, Tunisia

B. B. Goldberg

美国 费城 Thomas Jefferson 大学

Thomas Jefferson University, Philadelphia, United States of America

F. E. H. Tan

马来西亚 吉隆坡全科医生学院

College of General Practitioners, Kuala Lumpur, Malaysia

M. W. Wachira

肯尼亚 内罗毕大学

University of Nairobi, Nairobi, Kenya

F. S. Weill

法国 Besancon 大学

University of Besançon, Besançon, France

译者前言

这本“超声诊断手册”是世界卫生组织（WHO）请国际上医学影像方面的著名专家编写而成，由世界卫生组织和世界生物学和医学超声联合会联合出版。正如作者们在序言中所述，“本书是一本基础性的参考教材，它包括技术操作、正常结构的识别及疾病的鉴别诊断，并列举了超声诊断的适应证和诊断价值”，该书亦是“WHO 出版的一本适于初学者使用的影像诊断应用指南”。WHO 编著本书的宗旨是为了培训超声诊断专业人员，提供一本规范化的实用教材。超声诊断的正确性与操作手法关系极大，WHO 科学小组的一份报告中宣称：“超声影像诊断的正确与否，在于购置仪器后培养不培养正规的操作人员，它将关系到有效医疗保健与其花费是否成正比”。著者们在序言中十分强调了这些观点。因此，本书无论在选材上还是在内容的编排上都完全适用于教学的要求，重点突出、条理清楚、实用性强。在某些基础理论的表述上也深入浅出、文词简练，易于理解。每一部分都有极其丰富的典型图例并有精美的示意图注释，颇具特色。在每一脏器的疾病诊断上也尤为注重讨论各种体征和症状的鉴别诊断，有助于开阔思路，提高诊断的正确率。的确，本书对基层超声诊断专业人员和有关临床医师是一本良好的参考书。

该书的翻译工作是应人民卫生出版社外事编译室之约，由同济医科大学附属同济医院超声影像科完成的。我科大部分有经验的医师及研究生利用业余时间参与了本书的翻译工作。同时，在翻译过程中得到了我院领导的鼓励与支持，在此致以深深的谢意！由于时间的仓促和我们翻译水平有限，谬误之处，望同道们不吝指正。

张青萍 谨识

1997.5

于武汉

序

在许多常见病的临床检查中，影像诊断公认为是一种重要的检查手段。最常用的影像诊断是放射诊断和超声诊断。为了达到世界卫生组织(WHO)“人人享有卫生保健”的目标，许多检查都要在基层进行，病人在那里将得到初步诊断和急诊处理。但是许多国家缺乏足够的放射和超声诊断工作者来提供熟练的操作技术和临床诊断，而是由未经过正规专门培训的或者是缺乏经验的医务人员完成该项工作。

本书是 WHO 出版的一本适于初学者使用的影像诊断应用指南。超声的应用在世界各地发展很快，它可提供腹部和软组织的有用信息，尤其是在产科领域的应用。由于不存在电离辐射而且可随时提供有价值的临床信息，所以超声应当成为首选的影像诊断方法。

本书是一本基础性的参考教材，它包括技术操作、正常结构的识别及疾病的鉴别诊断，并列举了超声诊断的适应证和诊断价值。超声扫查的方案计划受多种因素的影响，因此必须考虑每个病人的不同病情区别对待。

超声的安全性问题历来受到关注。经过三十多年来数以万计的病人检查，人们还在争论它的绝对安全性问题。如果真要究其安全性问题的话，尤其是在产科领域，医生应当权衡其潜在的危险性和益处，因为在产科超声确实能提供其他任何方法都无法得到的许多信息。

我们应当认识到超声的不足与局限性。超声虽然相对便宜、操作简单，但是对肺、骨折和绝大多数骨骼系统的异常不能作出诊断，所以，对于小的医院和诊所，WHO 提供的放射诊断学手段仍将是首选的影像学方法。

超声诊断的正确性与操作手法关系极大。WHO 科学小组的一份报告中宣称：“超声影像诊断的正确与否，在于购置仪器后培养不培养正规的操作人员，它将关系到有效的医疗保健及其花费是否成正比”。操作人员需要正规的培训，应当从师于理论造诣深、实践经验丰富的老师。WHO 科学小组最后得出结论：一个内科医生在繁忙的超声科全日制训练至少一个月，并且在老师的带领下对腹部和产科病人进行 200 人次的超声检查，才能获得本专业知识的最初水平。一个内科医生要成为合格的超声医生，必须在公认的医疗中心全日制培训至少六个月，而且必须在专家教授的领导下进一步进行专业强化训练。它们认为“超声检查应该尽可能由受过训练的医生进行”。如果非临床医生从事超声检查，则他们须接受至少一年的全日制专业培训，最好有放射学或护理学方面的知识，而且应当在经验丰富的专家教授带领下工作。

本书的作者们完全赞同这些意见和建议并同意编写这本书。他们认识到许多超声仪器使用者在分析图像遇到困难时，没有专家可供咨询。本书并不意味着要取代正规的培训，也不意味着要取代经典的教科书，相反，它是它们的有益补充，因为在教科书中，有些知识和技能被认为是理所当然的，但初学者经验不足，尚未达到如此水平。

本书也提供了一些参考标准用于评价仪器的好坏。超声仪器种类繁多，又无中立的专家对购买者进行指点，尤其是缺乏仪器缺点方面的信息。上述的 WHO 科学小组提供了一般超声

仪器(GPUS)的性能。本书中含有最新的规格性能,任何符合该性能的产品都将拥有优质的图像。正像它的名称一样,GPUS能满足任何医疗水平的一般性要求,只有十分昂贵的仪器才能超过它。

希望本书不仅能成为一般超声诊断工作者的良师益友,而且能成为医学院校学生、助产士和影像专业学生的起跑线。在许多地方,超声是唯一可方便利用的影像技术,但遗憾的是在许多国家,由于非正规训练人员的操作,常常作出错误的诊断,使超声已蒙上了不可靠的坏名声。这样下去,超声危矣。因此本书旨在激发使用者的兴趣,拓展其知识面,本书将成为他们专业培训中的一部分,使他们对超声这一重要的影像诊断技术有更广泛,更深刻的认识。

作者深知本书不能满足所有人员的要求,因此欢迎同仁提出宝贵的意见和建议,以便修订再版。**联系方法:**瑞士,27日内瓦1211,WHO,放射医学会 主席。

致 谢

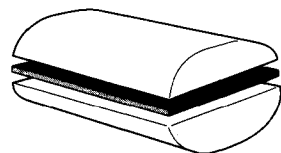
编著者十分感谢日内瓦 WHO 的放射医学官员 Volodin 博士所给予的不遗余力的帮助,感谢 WHO 科技出版社主任 Butler 博士给予的专业技术指导、克罗地亚的 Kurjak 教授(萨格勒布)、美国戴维斯的 Brant 博士在图解方面给予的极大帮助,世界生物学和医学超声联合会(WFUMB)也给予了热情的支持,在此一并致谢。一些国家的同道也给予了极大的支持,他们是:

美国萨克拉门托的 Dea 博士、肯尼亚内罗毕的内罗毕放射中心的全体工作人员、美国费城的 Needleman、Liu Ji-Bin 博士以及 Berry 先生和 Curry 女士,里耶卡的 Fućkar 教授、突尼斯的 Abdesslem-Ait-Khelifa 博士、Bardi 博士、Chehida 博士、Hammou-Jeddi 博士、Slim 博士,日本米子的前田教授,克罗地亚萨格勒布的 Andrei ć 先生,还有南非开普敦的 Cremin 教授和津巴布韦哈拉雷的 Mindel 博士,没有这些同道者自愿相助,这本书也难于面市。

美国戴维斯的加利福尼亚大学图文部的全体工作人员对本书的出版提供了许多新颖的设想,尤其感谢 Graham 在制图和排版、Hillis 和 Hayes 在计算机设计和辅助方面所作的大量工作。所有图像资料来自于世界各地,集中后配以低对比的参考图像,后者由美国戴维斯的加利福尼亚大学图文部制作。

术语汇编

- 声束**——由探头发出的超声波束或能量束。可呈扩散、汇聚或平行状态。
- 后方回声增强**——在超声衰减极少或无衰减的组织后方,组织回声明亮。如充满液体的囊肿后方。与后方回声增强相反的是声影。
- 声阻抗**——组织对超声质点运动所产生的阻力。它等于组织密度和组织内超声传播速度的乘积。正是由于组织具有不同的阻抗,超声扫查后才能获得不同部位的图像。
- 声影**——超声波衰减明显的组织后方,回声降低。与声影相对的是后方回声增强。
- 声窗**——不阻碍超声传播,通过它可以获得深部结构图像的组织或结构。如膀胱充盈时可构成极好的声窗,通过它可以显示盆腔结构的图像。同样,通过肝脏比通过背部较厚的肌肉更可清晰地显示右肾的图像,因此肝脏就是声窗。
- 无回声**——没有回声。如正常尿液和胆汁为无回声,即内部没有回声。
- 伪像**——在超声图像中,方向、形态、距离与真实的解剖或病理结构不一致的表现征象。如混响。某些伪像有助于理解图像,但是某些伪像则很难识别,易导致误诊。
- 衰减**——当超声波穿过组织时强度降低,以 db/cm 表示。吸收反射、散射和声束扩散都可引起衰减。对绝大多数组织,衰减与超声频率呈线性比例关系。
- 轴向扫查**——见横向扫查。
- 后壁效应**——囊肿后壁的明亮回声。是因囊肿内液体对声束的衰减小以及囊肿后壁对声束的反射所致。
- 界面**——超声传播特性不同的两种组织的交界线,它由界面回声显示出来。
- 冠状面**——从头到脚的方向,沿人体长轴垂直于正中平面的切面。在冠状面扫查时,探头置于人体的侧边并指向对侧,沿长轴平行移动。仰卧、俯卧、站立和侧卧位时均可获得冠状面扫查。
- 耦合剂**——充填皮肤和超声探头之间缝隙的液体或胶体,这样就无空气干扰超声的传播。
- 囊肿**——壁薄且内充满液体的结构或肿块。典型的单纯性囊肿含无回声内容物,后壁回声极强,后方回声增强,组织学上囊肿有良性或恶性。
- 碎屑**——含液性肿块内不同大小、形状、轮廓的不规则实性强回声斑片。随病人



冠状切面

体位变动或运动, 碎片可移动。

多普勒效应——声源与观察对象之间的相对运动所产生的声波频率的变化。频率的变化与运动速度成正比。

声 增 强——见后方回声增强。

聚 焦——调节声束使之于某一深度会聚以便改善分辨力。聚焦可以是电子式的或是透射式的。

频 率——每秒钟所发出的完整的超声波的数量。对诊断超声来讲, 频率用兆赫兹表示, $1 \text{ 兆赫兹} = 10^6 \text{ 赫兹}$, 即每秒钟发射 10^6 个超声波。

增 益——超声仪器对反射声波的放大增强。来自深部组织的回声较浅部需要更大的放大增强, 因此, 超声仪有不同增益控制。近场增益控制焦点以内的反射回声放大, 远场增益则控制焦点以远的反射回声放大。这些调节可使不同水平的回声形成合理的对照。

高 回 声——用来描述比周围邻近组织更明亮的组织, 如骨骼、肾周脂肪、胆囊壁和硬化的肝脏。

低 回 声——用来描述周围邻近组织更暗淡的组织, 如淋巴结、某些肿瘤和液体, 需要强调的是液体并非是唯一低回声的物质。

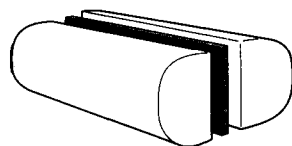
图 像 翻 转——指图像方位不正常, 图像的左边出现在荧光屏的右边, 头部和足反向, 图像翻转可通过旋转探头来矫正, 有时图像翻转意为改变背景颜色, 如正常为黑色的图像可显示为白色。

干 扰 图 型——由其他组织或散射介质中临近的反射体的子波引起的超声回声的形变, 如肝实质。其结果是伪像叠加在正常的图像上。这类干扰通常可通过调整扫查的角度避免。

内 部 回 声——来自器官内部不同密度组织的超声反射。如内部回声可由胆囊内结石、脓肿内坏死碎屑产生。

透 镜 效 应——超声波通过一定组织时引起的声束缩窄, 有时这一效应可引起图像分离。

纵 向 扫 查——沿身体长轴的垂直扫查。矢状扫查通常指的是过中线扫查, 尤其在大脑部位更是如此。过中线纵断扫查的体表标志包括鼻、脊柱和耻骨联合, 如果不过中线可称谓旁中



纵向扫查

线或旁矢状面扫查。纵向扫查更常用于腹、颈部的扫查。获取纵向扫查时病人可取仰卧、俯卧、站立、侧卧位。

混 合 性 肿 块——含有实质性、液性部分的肿块, 超声表现为有回声和无回声两部分, 图像为不均匀回声和无回声区域并存, 也可以是高回声和低回声并存。

镜 像 效 应——某些组织或界面引起的超声波全反射或接近全反射。如膈肌和肺的界面即是如此。有时镜像效应产生镜像伪像, 即明显的图像复制。

人 体 模 块——用于调试超声仪器的实验装置, 它与人体的组织密度相同。通常超声模块的内部在已知部位含有反射特性已知的物体。

反 射——在组织的界面处超声波的传播方向发生改变, 声束不进入第二种组织。

反射也叫回声，见镜面反射体。

混响——两种强反射的界面处超声波发生平行或近似于平行的来回反射。当混响现象发生时返回探头的超声波延迟，造成显示的图像比真实的图像位置深，也可引起二次、三次反射。如在充盈的膀胱，前壁可见混响效应，腹壁平行的肌肉间也可发生混响。

扫查平面——扫查时超声通过的组织切面，该切面将显示在荧光屏。

散射——在多个方向上超声波同时发生反射和折射，这是因为反射体的宽度比超声波的波长要小所造成的，仅有少部分发射能量返回探头。

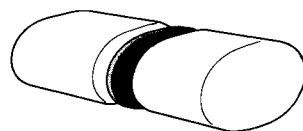
实性——是对不含液体或空腔的组织的一种描述，如实性肿瘤、肝脏、肌肉、肾皮质，实性内部的声波呈中度衰减。

镜面反射体——与超声波的波长相比，为既大而又平滑的反射组织。如血管壁和组织筋膜。超声遇到镜面反射体时，依据不同角度可发生全反射或部分反射。

换能器——与病人连接的超声仪器的一个部件。它将电能变成超声波，后者穿过病人的组织。它也接受返回的超声波并使之再转换成电能。换能器通常叫探头，与超声仪器的监视器以电缆相连。换能器既昂贵又易损坏，必须小心拿稳。

横向扫查——垂直于人体长轴的一个超声扫查切面。

(轴向扫查) 轴向扫查常指的是脑部扫查，横向扫查指的是腹部和颈部扫查。扫查声束可垂直或向头侧、足侧稍微倾斜仰卧、俯卧、站立或侧卧位均可获得横向扫查。



横向扫查

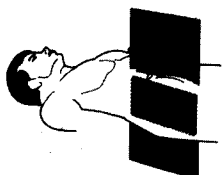
波长——超声波单个周期的长度、波长与频率成反比，它决定着探头的分辨力。



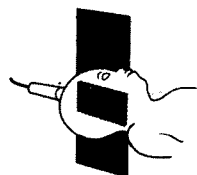
冠状切面



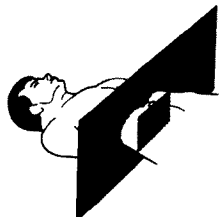
新生儿冠状切面



纵向(矢状)切面



新生儿矢状(纵向)切面



横向切面



新生儿轴向(横向)切面

目 录

译者前言	I
序	II
致谢	IV
术语汇编	V
第一章 超声诊断基础	1
第二章 超声仪器的选择	17
第三章 扫查的基本原则	27
第四章 超声耦合剂	49
第五章 腹 部	53
第六章 腹主动脉	59
第七章 下腔静脉	71
第八章 肝 脏	79
第九章 胆囊和胆道	103
第十章 胰 腺	125
第十一章 脾 脏	141
第十二章 腹腔和胃肠道	155
第十三章 肾脏和输尿管	171
第十四章 膀 胱	199
第十五章 阴囊和睾丸	213
第十六章 妇科学(非妊娠女性的盆腔)	223
第十七章 产科学	255
第十八章 新生儿	317
第十九章 颈 部	335
第二十章 心 包	347
第二十一章 胸 膜	353
第二十二章 超声引导穿刺	359
附 录 常规超声仪的技术标准(GPUS)	365

第一章

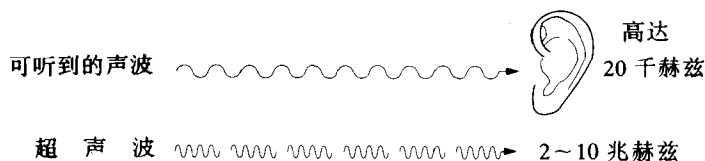
超声诊断基础

何谓超声	1
超声发生器	4
超声的类型	4
多普勒超声	6
多普勒效应	6
超声的传播	9
聚 焦	10
衰 减	11
放 大	12
边 界	12
换能器 (扫查探头)	14

何谓超声？

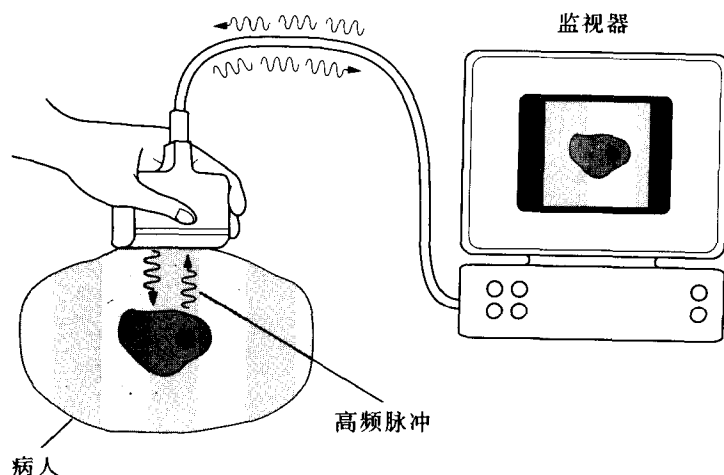
超声是每秒超过20 000周（20 千赫兹）的一种高频声波。这种声波人耳听不到，能够成束地发射并用于扫描人体组织。

这里所说的脉冲型超声是指频率为2~10兆赫兹的声波，它产生于扫描器（1兆赫兹等于每秒100万个周期，即超声波的频率比可闻声的频率高很多倍1兆赫兹=10⁶赫兹）。一个脉冲周期的时间大约为1微秒（1秒等于100万微秒）而且这种脉冲每秒重复大约1000次。不同的组织以不同方式改变着超声波的传播：一些组织直接反射超声波而另一些则散射超声波，后者使超声波不能作为回声返回探头。超声波以不同速度穿过人体的不同组织（如通过软组织时的速度为1540米/秒）。



超声波的频率比可闻声的频率高很多倍

返回到探头的超声脉冲需要在扫描仪内放大。来自人体深部组织的回声较表浅部位衰减更大，因此深部回声更需放大。超声扫描仪具有调节总增益（灵敏度）的控钮，即阈值，也可改变不同深度回声的放大。任何超声仪器工作时都必须获得一幅均衡的图像，即不同深度组织的回声强度大约相等。



超声返回探头后，声束内的所有组织可以重建一个二维图像，这些信息储存于计算机内并在监视器（电视机）上显示。密集的回声称谓“高强度回声”，荧光屏上显示为较明亮的光点。

本手册仅涉及医用超声，而非其他用途的超声，后者需要用完全不同的仪器设备。

超声发生器

超声波是由压电换能器产生的，这种换能器可将电信号转换成机械波（超声波）。同一换能器也能接受返回的超声波并把它转换成电信号。换能器具有发射和接受超声两种功能。

超声的类型

不同类型的超声仪以不同的方式显示返回的超声波。

1. A 型 (A-Mode) 这种超声仪器的回声以波峰的形式显示，同时可测量不同结构之间的距离（图 1a）。这种仪器通常不再应用，但是相同的信息用于建立二维 B 型图像。

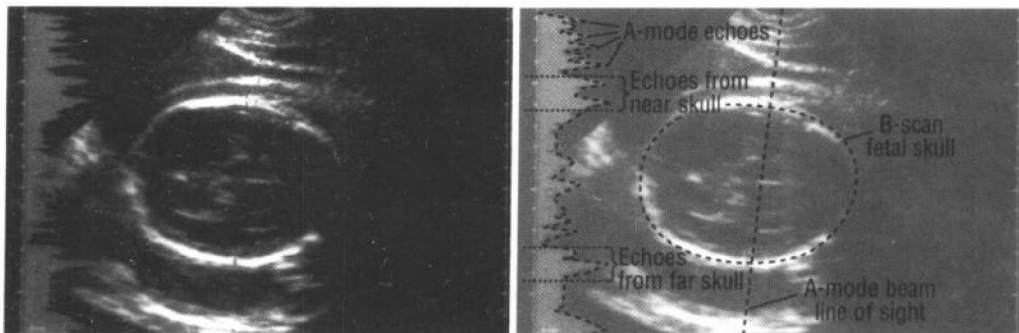
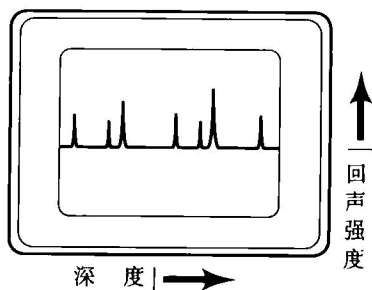


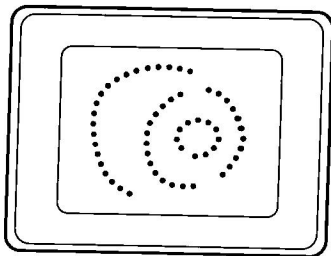
图 1a A 型扫查：波峰的位置显示反射结构的深度，高度表示回声强度。

A-mode beam line of sight A 型探测线 A mode echoes A 型回声

Echoes from near skull 近侧颅骨的回声 Echoes from far skull 远侧颅骨的回声

B-scan fetal skull B 型扫查胎儿颅骨

2. B 型 (B-Mode) 这种图像显示超声所经过的所有组织，得到的图像是二维的，即通常所说的 B 型显像或 B 型切面（图 1b）。如果多帧图像能快速连续显示，则构成实时成像。



3. 实时超声 (Real-time) 这种类型的超声，探头扫查时，人体的影像是活动的，随着探头的每一次移动或者探头遇到人体的任何活动部位，图像都会改变（如胎动和动脉搏动）。当运动发生时，它就实时地显示在监视器上。大多数监视器都可“冻结”显示的图像使之保持静止，以便测量和研究。

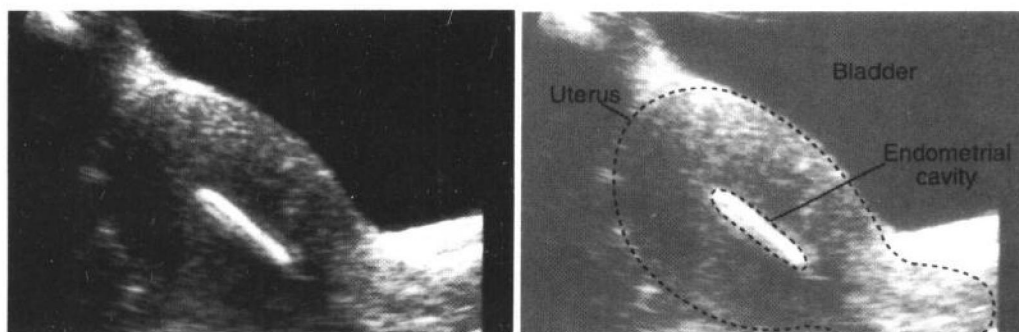


图 1b B 型扫查：回声表现为亮点，这些亮点在二维图像上显示反射结构的位置。

uterus 子宫 bladder 膀胱 endometrial cavity 子宫内膜腔

4. M 型 (M-Mode) M 型是另一种显示活动的超声类型，呈波动线显示，它常用于心脏超声（图 1c）。

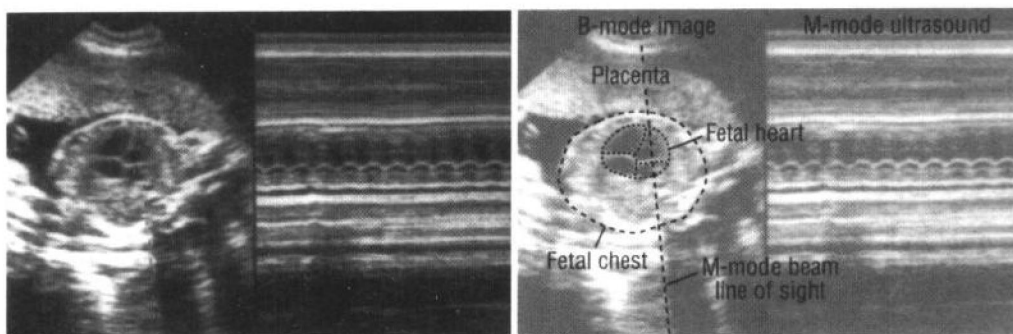
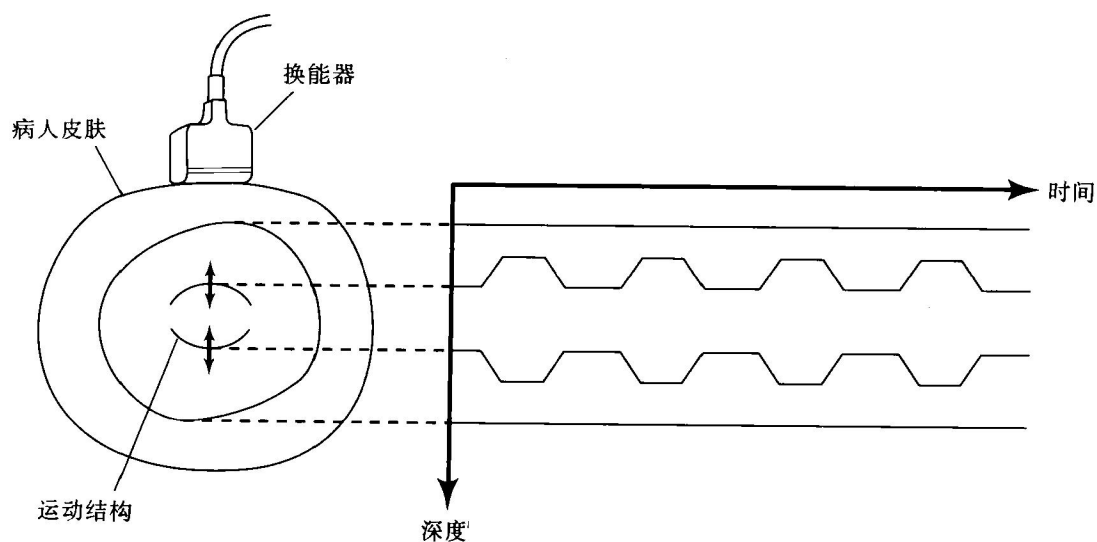


图 1c M 型扫查：显示像胎儿心脏等人体部位的运动，及其与时间的函数关系。

B-mode image B 型图像 placenta 胎盘 fetal hear 胎儿心脏 fetal chest 胎儿胸部

M-mode beam line of sight M 型探测线 M-mode ultrasound M 型超声