

心脏疾病

非侵入性诊断技术

A. Benchimol

《心血管疾病防治参考资料》编辑组

姜实宇 祝 健 陈肖霖

原 著

组织翻译

审 校

宁波地区科技情报站

Benchimol, Alberto
Non—invasive diagnostic Techniques
in Cardiology
Baltimore, Williams & Wilkins, 1977

《心血管疾病防治参考资料》编辑组
(浙江宁波东风路鄞县人民医院内)
宁波地区科技情报站 出版
(浙江宁波解放北路)
宁波地区科技情报站发行
1979年6月第一次印刷
(内部参考)

目 录

心脏听诊和心音图的基本原理·····	迈越译 (1)
超声·····	迈越 鱼运寿译 (14)
正常心音与脉波·····	迈越译 (40)
二尖瓣疾病·····	宣维强译 (72)
主动脉瓣疾病·····	朱毓仁译 (115)
三尖瓣病变·····	赵维庆译 (170)
人造心脏瓣膜	
·····	郑更生 宋冠英 张绍昌 胡丽霞译 (183)
冠心病·····	乔淑德 迈越译 (243)
先天性心脏病·····	滕文华译 (288)
原发性心肌病·····	高从光译 (362)
心包疾病·····	陈爱珍 黄梦熊 念恩译 (374)
其他非侵入性诊断技术·····	祝厚刚 念恩译 (388)
个案分析·····	陈肖梅译 (411)
附 录·····	(427)

心脏听诊和心音图的 基 本 原 理

声与声波形成的基本原理

心音和脉波的发生与传播基本上符合波的物理原理，即周期性震动或振荡动作在介质中朝着四面八方移动。心脏组织产生的心音经过富有空气的肺组织而传递到胸壁。当声源往返振动时，被压缩的空气也沿着振动的方向一疏一密地移动。听诊器和心音图所听录到的心音和脉波符合纵波形成的概念。心音与杂音是由许多不同的纯音波而组成的复音，其中必有一个主要振动所产生的基音。任何物质的每个质点在其平衡位置的周围振动并沿着纵轴传播。上述组织旁的所有质点也参与类似的波动，但伴以振动性质不断地改变。结果，质点循次完成振动反应的周期。心音与杂音的最强振动在心音图描记基线上引起向上偏移，而最弱振动则向下偏移。单位时间内的振动数称为波频。听诊与心音图中心音与杂音的不同频率特征对鉴别诊断颇为重要。波长是指整个振动周期中疏密波动传播的距离。每个单位时间内的波频数代表着同时间内波的周期数，并决定着杂音的性质是二尖瓣狭窄的低频杂音还是主动脉瓣关闭不全的高频杂音。

FREQUENCY

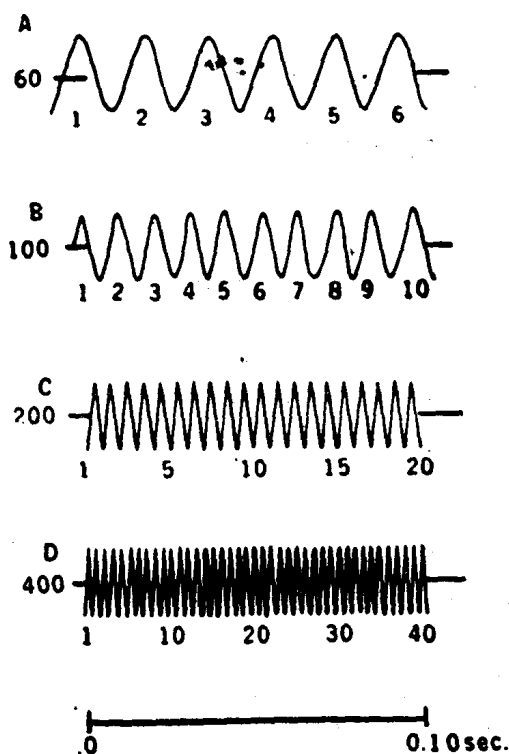


图1.1 脉波示意图

波频相当于每单位时间（秒，Sec.）内的振动数。振动的高度代表波的强度。

在A线上每0.1秒中有6次振动，相当于每秒60周；B线上每0.1秒10次；C线上每0.1秒20次；在D线上每0.1秒有40次。

图1.1的A与B线上有振动频率较少的振动波，它与二尖瓣或三尖瓣狭窄时产生的低频杂音相似；C和D线上却有着振动频率较多的振动波，与主动脉瓣或肺动脉瓣狭窄或关闭不全时产生的高频杂音相似。任何声音具有下列四项特征：①时间（振动持续时间），②频率（音调），③强度（音量），④性质（音质）。强度是指一种声音或杂音振荡幅度大小，通常在听诊时将杂音分为Ⅰ——Ⅵ级（Levine氏分级）。音质则取决于时间、频率以及强度等因素的综合结果。乐音或杂音由频率完全规则的振动所组成。完全规则的正弦波每一个成份称为谐音。因此主动脉瓣钙化狭窄以及主动脉瓣尖破裂（细菌性心内膜炎）等情况所产生的乐音性杂音有着许多不同强度的振动，而少数正弦波是频率最低振动的倍数。

心音从心脏传播到胸壁要经过许多不同性质的组织。空气是声音的不良导体；所以大块肺组织常使传播的声波减弱。慢性肺病患者的的心音与杂音常因之而减轻。

在心音图中，每单位时间（秒）所产生的振动次数叫振动频率，其单位是周/秒（也称赫）。强度与频率均低的振动又称低频音（Infrasonic），例如第三与第四心音，不熟练者对此辨别会有一定困难。多数患者左侧卧位时，在其胸壁区仔细扪诊则常易辨别上述低音调振动。幸亏是大多数心音，喀喇声（Click）以及杂音的振动是在人的可听度范围内，即大约为30~2000赫。

声波强度的单位是分贝。大多数心音图仪的放大器有通带滤波器而能放大心脏收缩，瓣膜动作以及杂音的振动强度。心音图上振动频率常以1/10单位（bell—decibel）计算。对心音以及杂音的定性是非常复杂的。每单位声音强度所产生的声压是以达因/平方厘米计算，即以微巴为单位。微巴代表一个

大气压（每平方吋14.7磅——每平方厘米 10^6 达因）。简单地说，用分贝来表示心音或杂音的可听度。分贝音阶按照以10为底数的对数关系来表达。

瓣膜结构或心室腔内血流迅速加速和减速所产生的心音持续时间是短促的。上述心音又称为短暂音(transient)；包括第一、二、三、和四心音，开瓣音以及喀喇声。杂音则由持续时间较长和频率变更的振动波所组成。杂音中的振动有频率变换的特征。大多数心音图仪的放大器能记录频率范围很广的振动。

将振动波滤过的主要目的是使其与听诊器所听到的相似。用可听型(Stethoscopic)心音图记录时，采用100~500赫直线性频率效应的通带滤波器把高频振动过滤；高于上限的音频按照每八音度(Octave) 6分贝的速率减弱。在对数型(Logarithmic)记录时，按每第八音度12分贝的速率减弱以及对数——对数型(log—logarithmic)记录时则以每八音度18分贝的速率减弱（见图1.2）。

心音图以及脉波 记录仪的配备

临床心音图仪中，最常用的微音器类型是压电式的晶体微音器。一般采用钛酸钡晶体；其周围压力改变可促成晶体分子结构变形而引起振动。其它类型有电容式、电磁式、与接触式。虽然上述类型的微音器在理论上均优于钡晶体微音器，但在临床常规应用时困难较多。所有微音器都极易产生伪差，因此在解释心音图时要特别慎重。窦性心律时，在心音图上至少要分析连续四个心动周期的心音形态，强度以及频率的特征，同时所有心动周期的杂音必须相同。在心律失常时，应当记录

更多的心动周期；随着所分析的病种不同，各种节律异常对心音与杂音也有着不同的明显影响。接触式微音器的优点是 无空气传导延迟、漏气或部件移位的弊病，并有较高的频率效应。压电式晶体微音器的缺点是其对周围湿度波动效应过分敏感，并随之而改变其典型的频率效应；同时如果其原件意外损坏则微音器也就失灵。晶体应该经常替换，特别是在高湿度气压地区。然而在大多数实际应用场合，压电式的晶体微音器颇为实用与简便。其它微音器如电磁式或动圈式的工作原理是利用磁场活动线圈的摆动。它们不及压电式晶体微音器对低频振动的敏感且不宜用以记录脉波。

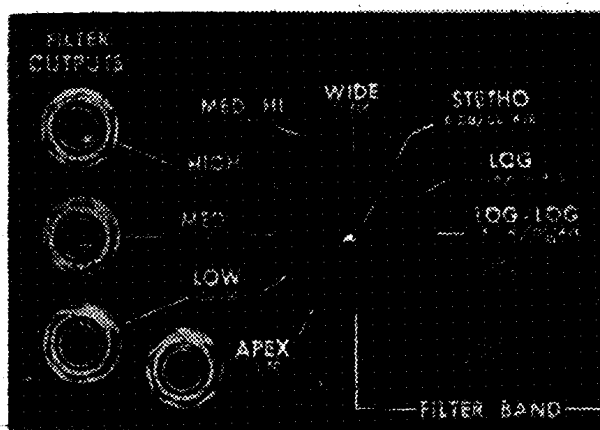


图1.2 医用心音图放大器的电子配件：不同通带滤波器供听诊型、对数型、以及对数——对数型记录用；可听型用 6 分贝过滤，对数型为 12 分贝以及 18 分贝。

Filter outputs—滤波输出 Filter Band—滤波段。

临床心音图微音器的标准是应该准确地记录音频低至 $0.2 \sim 0.4$ 赫而不伴有振幅的明显消退。心音图与脉波记录时，传感器的频率效应是极其重要的。这些传感器应该不失真地复制长频带的各种振动，即称为时间常数(Time Constant)。传感器的时间常数少于 3 秒者则不符合电子设计要求而可能产生伪差。传感器电容电路的时间常数(秒)是指要求输出电压达到输入电压的63%所需的时间(见图1.6)。所以，时间常数长的传感器在记录特殊现象时，应当描出较长的平段而不衰退。这对描记心尖搏动图、心前区动作、颈动脉搏动图波或颈静脉搏动图颇为重要。因此时间常数长的传感器将使描记产生低或高于静止基线的偏移而不衰退(低于输入电压的63%)也不回返到基线上来。作者等曾使用一种分压器(differential transformer)装置的传感器，从而消除了漏气的弊病(即晶体型传感器的一个主要问题)，并因具有长的时间常数而避免产生伪差。

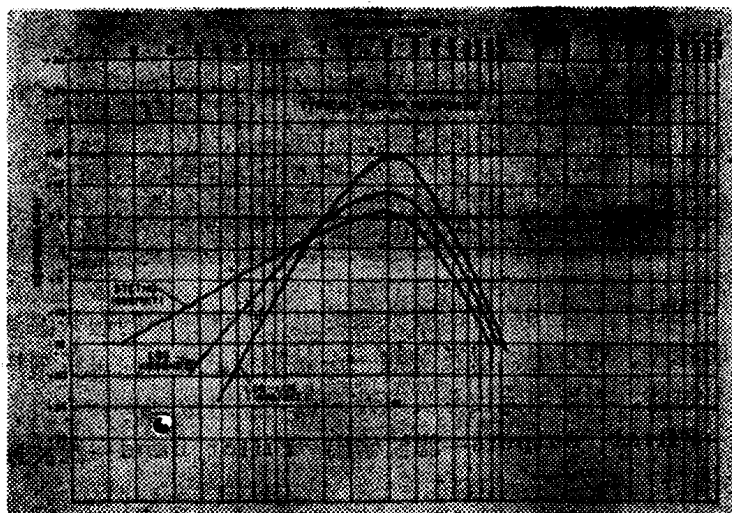


图1.3 医学心音图放大器的不同滤波装置的过滤效应

DB—分贝, Stetho—可听型, Log—对数型, Log—Log—对数—对数型, Typical Filter response—典型过滤效应。

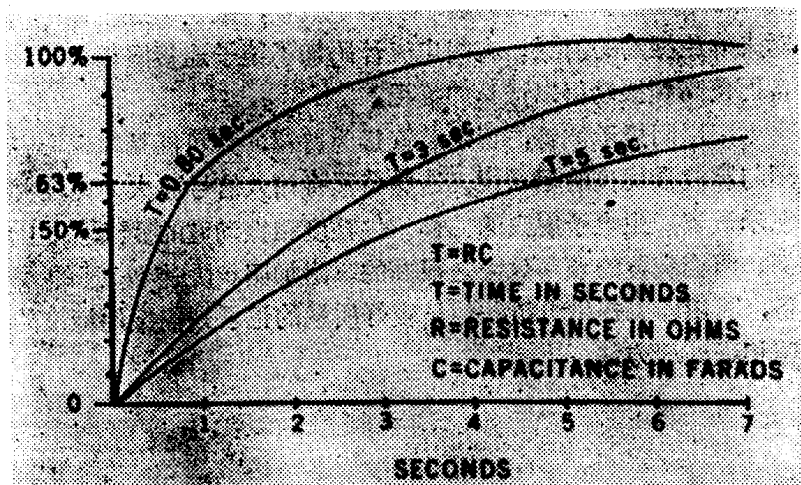


图1.4 用以记录心音图、脉波以及心脏机械与电能信号的传感器时间常数。每一电阻电容装置的时间常数是指输出电压达到输入电压的63%所需时间（秒）。

RC—电阻电容, T —时间（秒）, R —电阻（欧姆）, C —电容（法拉）。

在微音器适当地放置于胸壁后, 信号通过心音图的放大器而放大。放大器是一种调配装置将伏特转换为瓦特（电动势转换为电功率）。图形可显示在示波器上用照相记录, 也可采用磁带或其它直接描记装置记录。大多数记录仪使用阴极示波管作照相记录或电流计作直接描记。电流计的主要结构是受电激励影响而摆动的活动线圈。其缺点是惯性太大而限制了对高频与低频振动的记录。然而最近生产的直接描记仪的电子性能有

着显著的进步并对频率效应较好，所以足够符合临床心音图使用标准。直接描记装置必须对至少10或20到200~500赫有着直线频率效应而振动波的强度不明显地减损，或在超过上述范围时未发生振动的消退。有些电流计附加了镜子连接照相机的装备而使高频振动得以适当的描记。

采用阴极示波管的记录装置最为普遍，并可能是描记心音图与脉波最优良的记录仪。这些装置将输入信号放大为电能并在示波器产生电子射线的偏移。偏移度和振动波的强度成比例。照相装置的频率效应是很高的。附加照相快速处理的配备，可以即刻提供分析。但是较好质量的记录则需采用标准的照相纸处理方法。

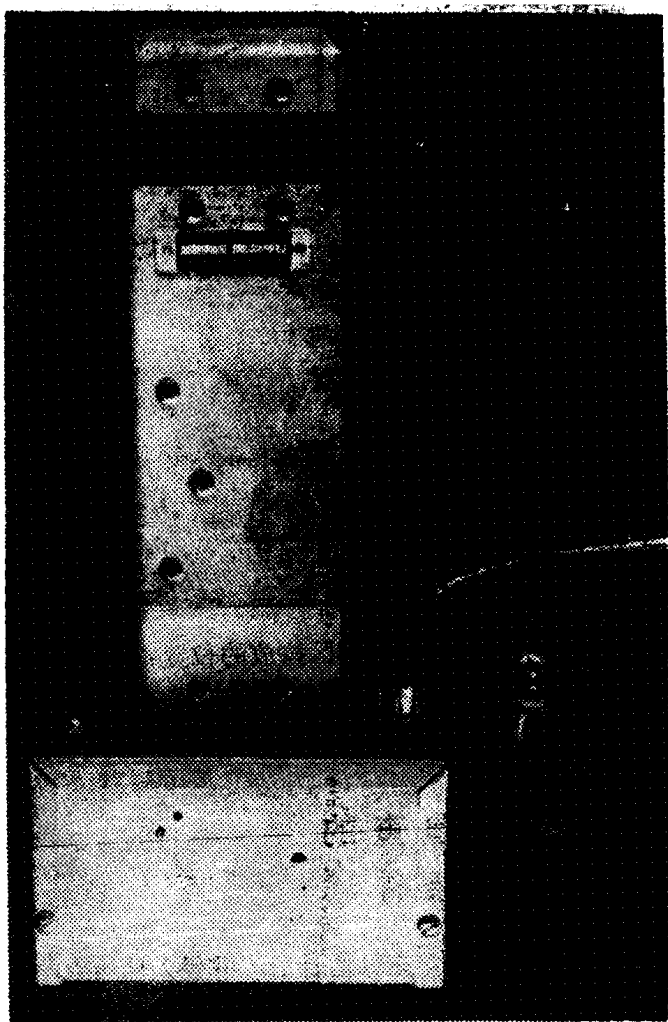


图1.5 作者实验室中记录颈动脉搏动图、颈静脉搏动图以及心尖搏动图的APT—16型分压传感器。

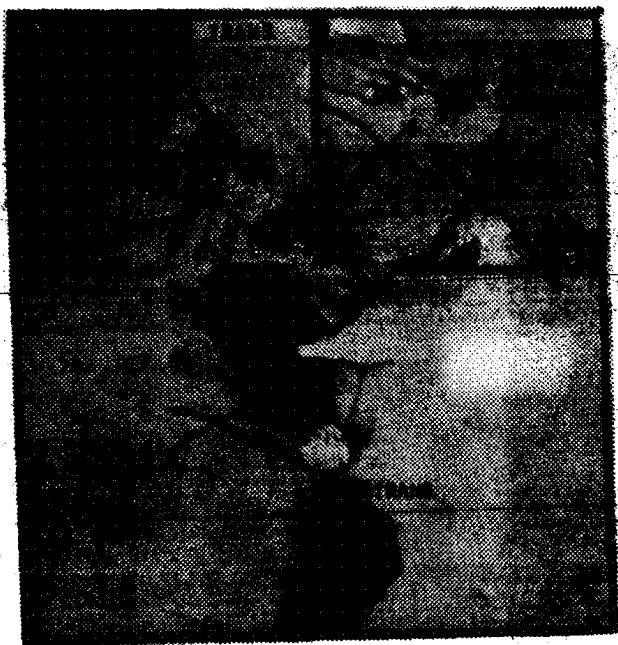


图1.6 四个微音器在心前区按放的位置：A—传感器记录颈动脉搏动的适当位置，B—记录颈静脉搏动的适当位置，C—作心尖搏动图记录时的位置，TRANS—传感器。

非创伤性检查的 实验室条件

对一心血管病患者作充分估计时，非侵入性检查的项目应当包括胸前多瓣膜区心音图描记和颈动脉搏动图、颈静脉搏动图以及心尖搏动图的同时记录。静息时心电图检查与心电图运动负荷试验等将在以后简述。作者一般在记录心音图的同时，描记心尖搏动图以及一或二种脉波如颈动脉搏动图或颈静脉搏动

图中的一种。可在静息、动作、运动、以及给药时，用这些检查方法对心动周期的各组成部分进行大量的测定。非侵入性检查实验室也应该有心电向量图，超声心动图以及同位素、心动图等（见十二章）其它非侵入性检查的设备。目前正深受欢迎的非侵入性诊断技术是采用高频超声附有穿透皮肤的多普勒流量计（Doppler flowmeter）（见第二章）。

为了准确地记录心音图，房间需有隔音设备以保持环境安静。男性患者的胸毛应剃去而保证微音器和皮肤的接触良好。

优质心音图记录仪至少有二个心音放大器以及一个通带滤波装置而能兼作可听型与对数型记录。脉波（颈动脉搏动图、颈静脉搏动图或心尖搏动图）的一种必须和心电图的一个导联同时描记。多通道记录的优点在于其能准确地测定收缩与舒张间期。心音图记录装置与示波器相联有助于伪差的观察。也应配备能作多种速率记录的装置。75毫米/秒或更快的速率对大多数患者的杂音以及异常心音的描记颇为满意。在测定收缩与舒张时间间期时，在一次75毫米/秒的速率描记后，应另加100~150毫米/秒纸速的记录。对人造瓣膜的患者，为了良好地复制多数心动周期中的人造瓣膜声音，应当采用较慢纸速的记录。记录呼吸、动作以及给药时的心音，必须择取25~50毫米/秒的速度。

颈动脉搏动描记技术

传感器须放置在右或左侧的颈动脉上（右侧最常用），颌下1~2吋处。短时间描记时，传感器可用手轻压固定。最好让患者的头轻度左旋，颈项略微伸展过度，并在右颈动脉上记录。记录左颈动脉搏动时则患者的头应轻度右旋。上述手法有

利于使颈动脉靠近皮肤，并使胸锁乳突肌离开颈动脉。有时，在胸骨上凹上复盖主动脉弓的部位进行记录则对分析较为适宜。正常颈动脉搏动图见第三章。

另外可用环绕颈项的袖带来固定传感器。上述固定方法对短时间记录并无优点，但对长时间持续或间歇的记录则是可取的。

颈静脉搏动图的描记

良好的颈静脉搏动图描记需要实践经验。记录脉波的最适当解剖位置是锁骨上区靠近胸骨柄或颌下2—3厘米的地方。传感器用手轻压固定。患者应该转向左侧伴以颈项轻度地伸展过度。用一枕头垫于颈项下使头部轻度抬高而成30~50度。这样促使胸锁乳突肌离开颈静脉和锁骨下静脉的联结点。应该用示波器监护与辨别其中最重要的A和V波（见第三章）。大多数心血管病患者以及正常人的颈静脉搏动图描记是满意的，而不理想的仅占5~10%。

心尖搏动图的描记

由于心前区搏动记录对心动周期中的喀喇音和开瓣音等重要情况有校准的价值，至今乐于采用此种检查方法者日益增多。记录心前区搏动有好几种方法；除了目前临床上通用的心尖搏动图外，尚有其它有价值但稍复杂的检查方法如心动图（Kinetocardiogram）心振动图（Vibrocardiogram）心冲击图和加速图（Accelerogram）等。

为了作好心尖搏动图记录，患者必须转向左侧卧位并将左

臂放在头后。用枕头垫于背后而使肌肉松弛是重要的。为了识别伪差以及心尖搏动图各组成部分的可复制性，则应使用示波器持续观察。最强心脏冲动点必须用手仔细扪触。随后要识别最强心脏冲动的中心，即冲撞胸壁的最为有力处。继而用手或橡皮带把传感器固定在最强冲动的中心处。短时间描记还是用手固定方便。记录时令患者短吸气后又行短呼气。约90%心血管疾病患者和大多数正常人可获得理想，可靠以及可复制的记录。早期使用的传感器是用橡皮管和压电晶体联接。因其频率效应不佳，时间常数较短以及容易漏气而已被摒弃。现有的传感器是一种分压器（APT—16），符合于大多数电子性能要求。同时记录二尖瓣和三尖瓣区的心音图是可取的。

记录右心室肥大等心尖区动作时，可将传感器放在胸骨左缘第三或第四肋间或剑突下区。对冠心病及左心室室壁瘤等疾病描记心尖搏动图时应采用的部位将在有关章节中论述。

工 作 人 员

只有高度熟练的技术员能掌握心音与杂音的性能及其记录技术，才可获得良好的描记。为了鉴别诊断的需要而使用手法或给药以促使心脏功能改变时则内科医师必须在场。

（迈 越 译）

超 声

超声是频率高于 20,000 周/秒的声音。超声心动图采用的音频范围可达每秒数百万周。超声波束沿着直线移动，除非遇到分界面或二种不同组织结构的接界而发生反射或折射。光束对分界面愈是垂直，回声反射也愈多。故声束必须与心室间隔平面垂直才能保证其描记满意。某些组织的传送或传导超声较好。肌肉、血液与脂肪的超声传导性能非常良好，而骨骼与空气则极差。所以，若超声波束通过胸骨，肋骨或肺等组织则几乎不可能对心脏结构获得良好的记录。

如能迴避骨骼与肺则可能鉴别密度不同的各种心脏结构；在分界面总可见到密度的差异并反射一个回声。准确识别组织结构的分辩力是依赖超声检出微小分界面的能力。超声波的探头的波长愈长则分辩力愈高。分界面宽度必须大于超声波长25%才能分辨。不幸的是为了取得较好的分辩力不得不牺牲穿透力的深度，因为从这些微小分界面反射回来的声波较多（图2.1和2.2）。对婴儿和儿童的探查并不需要过深的穿透，因而可采用波长短的高频（7.5兆赫）探头。对大多数成人需要较深的穿透，故可采取低频探头（2.25兆赫）。对肥胖或桶形胸患者则需更深的穿透，一般应用较阔1吋探头（常用的探头是½吋）。