

心脏听诊示意图

胡旭东 编



心脏听診与心音图

胡 旭 东 編

人 民 卫 生 出 版 社

內 容 提 要

心音图,随着心脏病学的迅速发展,已漸被广泛应用于临床医学,除作为诊断方法得以补助人耳听診之不足外,并能借以观察疾病过程的经过情况。在病理生理研究方面,心音图亦具有一定的应用价值。本书綜述了心音图描記术的基本知識及其应用,較詳地叙述了心音和心杂音的产生机制及其解釋和判断,重点地討論了各种常見先天性心脏病和心脏瓣膜病的听診和心音图所見以及其与病理生理的联系。后一部分为心音图图谱,选輯了各种心脏病的典型心音图和听診資料,并附解釋,可供初学和实际临床工作者参考之用。本书可作为心脏病专科医师、临床医师、心脏病器械诊断工作者以及医学院学生研究听診和心音图的参考讀物。

心臟听診与心音图

开本: 787×1092/16 印張: 34 插頁: 34 字數: 76 千字

胡 旭 东 編

人 民 卫 生 出 版 社 出 版

(北京審判出版業營業許可證出字第〇四六號)

• 北京旗文區旗子胡同三十六號 •

人 民 卫 生 出 版 社 印 刷 厂 印 刷

新华书店北京发行所发行 • 各地新华书店經售

統一書号: 14048·2661

1962年3月第1版—第1次印刷

定 价: 1.50 元

印数: 1—4,000

序

心脏听診和心音图是診斷心脏病的重要手段和方法，同时又可借以比較深入地研究先天性心脏病和某些风湿性瓣膜病。本书着重地討論了各种常見先天性心脏病和瓣膜病的听診及心音图，对这些心音图的改变和听診所見作了临床病理生理的联系；为便于理解，并在前几章內就心音的产生、正常心音等略加討論。对心音图的解釋和判別，作了較詳的敘述。本书的后一部分为心音图图谱，列举各种心脏病的典型心音图及听診資料，并附說明，借供讀者参考。

本书內容主要根据前解放軍胸科医院及中国医学科学院阜外医院自1956年以来所做的心音图資料汇编而成。初稿在1958年已經写成，三年来不断地作了一些修改和补充，加入了不同时期有关心脏病的临床总结和血液动力学資料。

心音图是心音和心杂音的真实記錄，使人們能借以进一步地作科学的、客觀的分析。然而听診与心音图不应有所偏廢，只有将二者密切地联系并有机地結合其他临床資料，才能对这些心脏病作出比較正确的診斷和鉴别診斷。因此，在我們提到心音图具有研究心脏病的血液动力学和診斷疾病等积极意义的同时，还必须考虑它的限制性和不足之处。在解釋心音图时，尤应注意密切結合一切临床資料。有关这些問題，在本书中分別作了較系統的介绍。

本书心音图机原理部分系請上海市胸科医院郭德文医师编写，給本书增添了宝贵的內容；另外，承阜外医院心电图室刘士珍、姜治中等同志和照象室楊立森同志为本书选择和摄制了典型的心音图例，并承史南奎同志为本书繪制了明晰的插图，特此一并致謝。

最后，无疑的，由于作者水平有限，內容定有許多不当甚至錯誤之处，希同道們批評指正，以便逐步地予以充实提高。

胡 旭 东

1961年7月

目 录

緒 言	1
第一章 心音图描記的基本原理和应用	2
一、听觉生理和心音图机的基本要求	2
二、心音图机的临床类型	3
三、心音图机的构成部分及其工作原理	3
四、心音图机的测试和使用	11
五、讀心音图的注意事項	12
第二章 正常心音及其变異	13
一、正常心音	13
二、心音亢进和减弱	17
三、心音分裂	18
第三章 关于杂音的一般概念	18
一、杂音的时间关系	18
二、杂音的强度	19
三、杂音的频率	19
四、杂音的性质	19
五、杂音部位和傳导	21
六、杂音与体位、呼吸、运动等因素的关系	22
七、机能性杂音	23
第四章 三音心律	23
一、收缩期三音心律	24
二、舒張期三音心律	25
第五章 后天性瓣膜病的听诊和心音图	28
一、二尖瓣閉鎖不全	28
二、二尖瓣狹窄	29
三、三尖瓣閉鎖不全和狹窄	33
四、肺动脉瓣閉鎖不全	34
五、主动脉瓣狹窄	34
六、主动脉瓣閉鎖不全	35
第六章 先天性心臟病的听诊和心音图	36
一、心房間隔缺損	36
魯登巴哈氏綜合征	39
二、心室間隔缺損	39
三、肺动脉瓣狹窄	41
四、动脉导管未閉	43
五、法魯氏四联症	44
六、主动脉瓣狹窄	46
七、主动脉縮窄	47

八、原发性肺动脉扩张、原发性肺动脉高压症	48
第七章 高血压、心肌和心包病变的心音	48
一、高血压	48
二、心肌病变的心音	49
三、慢性缩窄性心包炎的心音改变	49
主要参考文献	50
心音图图谱	51
图一 正常心音图	51
图二 风湿性二尖瓣闭锁不全	53
图三 风湿性二尖瓣闭锁不全	54
图四 二尖瓣狭窄闭锁不全	55
图五 二尖瓣狭窄	56
图六 二尖瓣狭窄	57
图七 二尖瓣狭窄	58
图八 二尖瓣狭窄闭锁不全	59
图九 二尖瓣狭窄闭锁不全	60
图十 二尖瓣狭窄闭锁不全	61
图十一 二尖瓣狭窄闭锁不全	63
图十二 主动脉瓣狭窄	64
图十三 动脉导管未闭、主动脉瓣狭窄	65
图十四 主动脉瓣闭锁不全	67
图十五 主动脉瓣狭窄闭锁不全、二尖瓣狭窄	68
图十六 主动脉瓣狭窄闭锁不全	69
图十七 主动脉瓣狭窄闭锁不全	71
图十八 主动脉瓣狭窄闭锁不全、二尖瓣狭窄、二尖瓣闭锁不全	73
图十九 房间隔缺损	75
图二十 房间隔缺损	77
图二十一 房间隔缺损	78
图二十二 房间隔缺损	79
图二十三 室间隔缺损	80
图二十四 室间隔缺损	82
图二十五 室间隔缺损	84
图二十六 室间隔缺损	85
图二十七 室间隔缺损	86
图二十八 肺动脉瓣狭窄	87
图二十九 肺动脉瓣狭窄	88
图三十 肺动脉瓣狭窄	89
图三十一 肺动脉瓣狭窄	90
图三十二 肺动脉瓣狭窄	91
图三十三 肺动脉瓣狭窄	93
图三十四 肺动脉瓣狭窄(漏斗部)	95
图三十五 动脉导管未闭	96
图三十六 动脉导管未闭	97

图三十七	动脉导管未閉	98
图三十八	动脉导管未閉	99
图三十九	主动脉竇动脉瘤破入心腔	102
图四十	主动脉竇瘤破入心房、充血性心力衰竭	104
图四十一	艾森曼格氏綜合征	105
图四十二	輕型法魯氏四联症	106
图四十三	法魯氏四联症、充血性心力衰竭	108
图四十四	法魯氏四联症	109
图四十五	法魯氏四联症	111
图四十六	法魯氏四联症	112
图四十七	多发性肺动脉狭窄	113
图四十八	主动脉瓣狭窄	114
图四十九	梅毒性心脏病、主动脉瘤、主动脉瓣閉鎖不全、心力衰竭	115
图五十	縮窄性心包炎	116
图五十一	风湿性心肌炎、心力衰竭	117
图五十二	結核性心包炎	118

緒 言

心脏听診和心音图,近年来随着心脏病学的发展,有了明显的进步。它不仅是一个診斷的方法和手段,而且对疾病病程的觀察和病理生理的研究也有相当作用。有时甚至还可作为对某些心脏病选择手术治疗的指征。因而深入地研究心脏听診和心音图,对心脏病的临床医疗、研究工作,能作出不少貢獻。

心脏听診和心音图是相輔相成,不宜偏廢的。有时杂音改变复杂,医生之間不能取得一致的意見,如杂音的时期、性質等难予确定,这时心音图即可帮助我們确定听力所不及的这些复杂的听診。

人耳的听力范围有限,約相当于20—20,000周/秒之間,最敏感的可听范围为800—5,000周/秒。所以,有些超出这个頻率感应范围的异常心音和杂音,只能借助于不同頻率的心音图来发现和辨認。

心音图的可記錄性,容許人們借以作細致的分析。这就提供了它的另外一些优点。例如,我們可以应用心音图去分析风湿性瓣膜病的心音成分和杂音类型,借以了解瓣膜病变的程度。又如对二尖瓣閉鎖不全,根据心音成分和杂音与心音的关系进行分类,并了解二尖瓣狹窄的程度等,得以为外科医生提供治疗的参考。

又因在心音图記錄上可作時間的測量,所以能对一些疾病作出輕重程度的判断。比如:測量心电图R波到第一心音的时间、第二心音到开瓣音的时距,来了解二尖瓣狹窄的輕重;測量肺动脉瓣狹窄的收縮期額外心音到第一心音的距离,判断肺动脉瓣狹窄的严重程度;等等。

心音图常用以結合其他檢查对瓣膜病和先天性心脏病进行血液动力学的研究,而且可作治疗前后的比較,这是值得注意的。此外,近来应用心音图进行先天性心脏病的研究,已不是个别的現象。在檢查心导管的同时記錄心音图,并附加其他的試驗,如藥物、运动負荷試驗等,对法魯氏四联症进行分型研究,估計室間隔缺損的大小和相应的血液动力学改变,判定主动脉瓣狹窄的左心病理生理等,从而大大地提高了对这些疾病的認識和临床治疗。

由于心音图記錄的真實性和精确性,所以,結合其他檢查,常能对一些相似的杂音进行鉴别,如主动脉和肺动脉閉鎖不全、三尖瓣和二尖瓣閉鎖不全、有紫紺的肺动脉瓣狹窄和法魯氏四联症等。

对有些疾病,可以借心音图記錄出比較特异形状的杂音和心音改变,因而使我們能更好地作出鉴别診斷。

輒近据有些作者报告,高血压病人的心音图可帮助觀察心肌的机能,对高血压病的分期以及病程和疗效的判定也有裨益。

綜上所述,不論在临床或病理生理方面,心音图描記都是一个較好的方法,特别是心內心音图开展以后,对某些疾病的杂音产生机制等有了較多的了解。只要我們正确地認識心音图的使用价值,对临床工作是有所补益的。

然而,心音图不过是檢查方法之一種,它显示給我們的只是声音的客觀記錄,因此有它的局限性和限制性;單純地靠某一份心音图或系統地觀察几份心音图,不可能对疾病有全面的了解。因此,临床上必須密切地結合听診和其他的临床檢查資料,加以綜合考虑,以免作出片面的結論。

第一章 心音图描記的基本原理和应用

一、听觉生理和心音图机的基本要求

由于心脏的搏动,在胸壁上出現了一系列复杂的振动;这些振动,可以看作为无数具有不同频率和强度的正弦振蕩的綜合,其总的頻譜約在1—1,000周/秒范围之內,称为心音頻譜。在这段頻譜內,仅一部分属于人耳的可听范围,即频率为20周/秒以上的振动。我們知道,空气振动必須对人耳施加一定的压力(即声压)时,方可引起听觉响应;在一般情况下,频率为1,000周/秒时,声压至少須达到每平方厘米 10^{-16} 瓦特的功率。这个限度可以称为人耳的可听度。不同频率对人耳激起声觉所需的声压是不同的。人耳的频率响应范围为20—20,000周/秒,超出这个范围以外,即使声压很大,亦不能引起任何听觉响应;其最敏感的范围約在800—5,000周/秒之間,在这段频率的二端,敏感度就逐渐低落。

人耳可以适应于很大的响度变化;听觉响应只是随着声压强度的对数关系而增加,并不是正比地增加的;换言之,人耳对声压强度的感受不是直綫性的,而是非綫性的,亦即具有一定程度的失真。

根据物理的定律,物体在受到相同的外力的作用下,其振动强度是与振动频率的平方成反比,因此频率愈高,强度愈小。在人体中,胸壁上出現的低频率振动的强度在心音頻譜內可以大于高频率的强度几千倍。由于人耳对低频率的响应是逐渐减弱的,因此在一定的程度內,对判断低频率和高频率时,在响度感觉上的差异較小;就是說,人耳对不同频率的听觉响应亦是非綫性的。

人体胸壁上出現的频率最高范围約在1,000周/秒左右。1,000周/秒以上的振动,一方面由于其强度随着频率的升高而逐渐减弱,另一方面又由于在傳导过程中的損失,已极为微弱。反之,出現的最低频率已达1周/秒,甚至0.5周/秒,超出人耳可听频率的范围以外。我們可将整个心音頻譜划分为:(1)20周/秒以下,为不可听頻带;(2)20—1,000周/秒,为可听性頻带,其中20—40周/秒一段有时虽然可听,但不可靠,故称临界頻带。

根据以上的討論,可見人耳不論在可听度、频率响应范围、强度感受的非綫性、频率响应的非綫性等方面,均有一定的限度。因此,进行直接听診时,显然地不能全面滿足临床的要求。

心音图机的設計和制造,是針对着上述各种限制性而进行的。首先,它必須能放大某些原来不易为人耳所感受的微弱振动;其次,它必須对整个心音頻譜范围内的振动均能感受;第三,它必須能真实地記錄下不同频率和强度的振动而不帶任何畸变;最后,它必須能选择性地加强或削弱心音頻譜內的某些頻带,借以突出在这些频率范围内的某些重要的变化。

从技术角度上来看,一架心音图机必須具有良好的灵敏度、保真度、稳定度、可靠度,以及在工作频率范围以內良好的調变性,才能保証在临床应用中的診斷准确性。

下面将就心音图机的类型、結構、工作原理、測試和使用等方面进行討論。

二、心音图机的临床类型

前面已经提到,在心音频谱内的低频率振动的强度显著地大于高频率的强度,因此,如果采用一架具有直线性放大特性(即对不同频率的放大均为同样程度)的心音图机进行记录时,将发现在实际应用中有这样的困难,即:为了能够清晰地记录高频率,必须提高整个心音图机各种频率振动的放大率,此时,低频率的幅度将过度地越出记录纸的范围以外,使记录成为不可能;同时,机器的工作性能亦极不稳定。这些振幅极大的低频率振动,主要在1—40周/秒的范围以内,特别在1—20周/秒以内。

为了克服这种缺点,使其适合于临床应用,现有下列各种类型的心音图机:

(一) 可听型 这类心音图机对可听性频带能进行直线性放大,但其附带的滤波器可以削弱或消除对不可听性频带的响应,故所得的记录是单纯可听性频带的记录。这类机件适合于记录较低频率的心音,因为它显示低频率较为清晰。

(二) 对数型 这类心音图机是为了能更清晰地记录较高频率的振动,并为了获得与人耳听觉相类似的响应而设计的。它在电路中带有能够以对数关系削弱不同频率的滤波器,以削弱低频率的振动。其结果是相对地增强了高频率的响应,因此主要用以记录较高频率的心音。

(三) 直线型 在这类心音图机内,其对心音频谱内各段频带的响应是均等的,但总的放大率较低,故仅适合于记录极低频率(即不可听频带)的振动。

(四) 分频型 良好的现代心音图机,大都采用具有多频带特性的滤波器;它可以选择性地让某一段频带无阻地通过,而同时削弱其邻近的二端频带的响应,因而突出了该频带内可能出现的微弱变化,并保证它不受其他频率振动的干扰。这种分频型心音图机,是现代设计中最常用的一种。有时,这种心音图机还可以同时附有对数型特性,以便选择使用。它可以用来记录各种不同频率的心音而得到良好的效果。

三、心音图机的构成部分及其工作原理

一架心音图机至少包括下列四个部分:(1)传感器;(2)频率滤波器;(3)放大器;(4)记录器。

现代设备完善的心音图机还可以带有下列的附件:(1)听诊器;(2)示波器;(3)录音器。

现分别就各个部分进行分析和讨论。

(一) 心音图机的构成部分

1. 传感器:

传感器是将机械振动转变为电能的主要机件。我们平常所称的麦克风即是一种传感器,它能将声能转变为电能,但亦可以感受一部分不可听频带内的振动。它是心音图机内的主要装置之一。

用于心音图机的麦克风有炭精式、动圈式、压电式和电容式等数种。在频率响应、输出电压等方面它们各具有不同的特性。兹介绍各种麦克风的结构和特性于后。

(1) 炭精式麦克风: 炭精式麦克风包括一金属盘,盘内盛有许多炭精粒,盘上复有一金属片,同上面的振动膜片连接(图1)。当膜片振动时,金属盘内的炭精粒忽而被压紧、

忽而放松，因此电阻随着声压的强弱而相应地变化，由微音器输出的电压亦随着发生变化，其幅度约在 0.1—0.3 伏特左右。

炭精式微音器的主要优点为灵敏度高，输出电压大，故可以简化放大器的设计；但是它本身的固有杂音水平高，频率响应不佳，故现在已极少采用。

(2) 电磁式微音器：亦称动圈式微音器，是按照发电机的原理制成的。它有一个微小的线圈，安装在振动膜片上，线圈恰好嵌入一块永久磁铁的环形磁极隙之间(图 2)。当膜

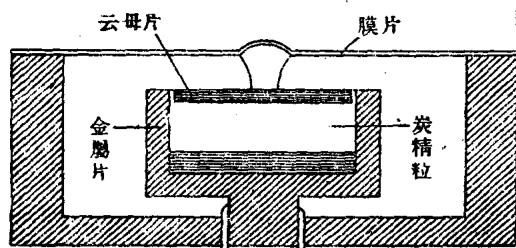


图 1 炭精式微音器

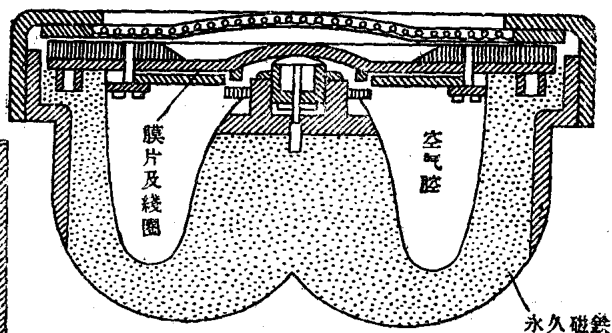


图 2 电磁式微音器

片受到声波的激动而发生振动时，线圈亦随着移动，由于它处在强力的磁场中，故切割磁力线而感应电流。它的输出电压较低，约 0.00006 伏特左右，故须加以适当地放大。频率响应特性很好。由于其输出电流的大小主要与线圈的移动速度成比例，故对高频率较为敏感。它常被用于记录高频率之用。

(3) 压电式微音器：又称为晶体微音器，是利用特制的晶体而将机械振动转变为电能。石英、酒石酸钠钾、钛酸钡陶瓷等晶体，如果按照适当的方法加以截切和磨制以后，具有一种特殊性能，即在受到机械压力时，其表面会带有电荷。如果在晶体二面各置一金属接触面，就可以将电压引出，电压的强度是与所受到的压力成比例的。这种特性，称为压电效应。

晶体式微音器又有以下二种型式：

1) 声电池式微音器：用许多片晶体相互串联，并安装在一架子上，依靠声波的激动，直接使晶体感受压力而产生电压。这种微音器的构造较复杂，故一般不常使用(图 3)。

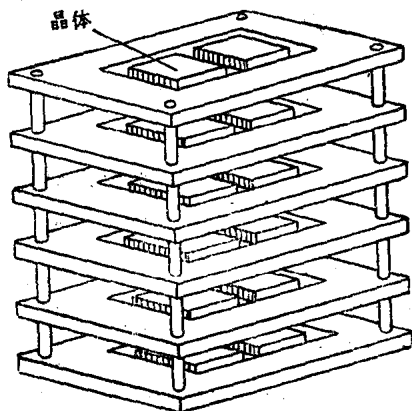


图 3 声电池式微音器

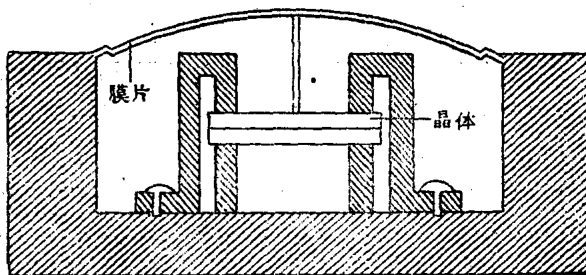


图 4 膜片式晶体微音器

2) 膜片式晶体微音器: 用薄膜片感受声波, 通过杠杆传导至晶体, 使晶体感受压力而发电(图4)。这种结构较简单, 效果亦好; 因其体积小, 重量轻, 灵敏度高, 输出电压较大, 可以达到0.001伏特左右, 频率响应亦很平稳, 故为传感器中最常用的一种。它的缺点主要是晶体不耐热、不耐湿, 容易损坏; 如温度超过华氏130度(54.4°C)以上, 就要失效。

(4) 电容式微音器: 电容式微音器是利用电容器的充电作用制成。它是依靠声波先激动膜片, 从而改变此膜片与另一金属片之间的距离, 使容电量发生相应的变化(图5)。使用时, 必须先以较高压的直流电使其充电。当膜片受到声波激动时, 电容量发生变化, 充电的电流也随着变化。

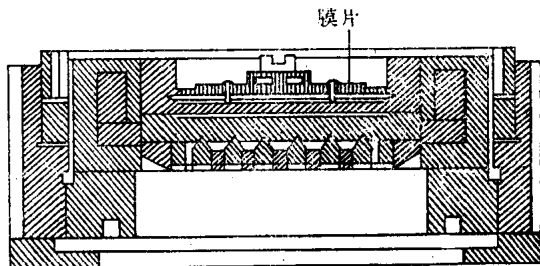


图5 电容式微音器

由于电容量的变化很小, 电流的变化幅度也很小, 输出电压一般只有0.000017伏特左右。它需要另加用一级电子管放大才能达到一般微音器的输出水平。良好的电容式微音器的保真度极高, 但因其构造复杂, 不及其他微音器使用方便, 在一般临床应用的心音图机上采用的不多。

在上述的几种微音器中, 炭精式的虽然过去曾用过, 但因效果不好, 现已被淘汰。目前应用最广的是压电式和电磁式, 在要求特殊精确时, 亦有采用电容式的。这些微音器, 如果制造精良, 一般均能获得良好的效果。在一般临床应用中, 除了需要特别加强对高频率的响应时可换用电磁式外, 对中间频率和低频率的记录均采用压电式。

对不可听频率进行记录时, 必须采用特殊的传感器; 这种传感器大多属于压电式或电容式的, 经特殊设计专为拾低频率之用; 其基本原理与上述的压电式和电容式微音器并无显著不同。

上述各种传感器, 可以将心音频谱内不同频率和强度的振动转变为相应变化的电流, 故它们的工作特性是直线性的。良好的传感器是保证心音图记录高度准确的主要因素之一。

2. 频率滤波器:

滤波器是决定心音图机临床类型的主要部分。这就是以电阻器和电容器二种基本机件所构成的阻-容电路。滤波器的主要作用是削弱某些频带的交变电流而让其他频率无阻地通过。改变电路的结构以及电阻器和电容器的数值又可以使滤波器具有频率选择的作用, 使它只能通过某一段频带, 以达到分频的目的。显然, 采用了频率滤波器, 可以在很大程度上改变心音图机的频率响应特性。

图6所示的二种电路是频率滤波器的基本结构。以电容器(C)串接在电路中, 而以电阻器(R)并联在输出端的结构形式, 称为高通滤波器; 它的特性是让高频率的交变电流通过, 而低频率受到削弱; 反之, 以电阻器串接在电路中, 以电容器并联在输出端的结构形式, 称为低通滤波器; 它能让低频率的交变电流通过, 而高频率受到削弱。在这二种电路内, 被削弱的频率的开始点称为临界频率或截止频率。如果将高通和低通滤波器的电路加以合并, 就可以做到使某段较为狭窄的频带通过, 而其较高和较低段的频率均同时受到削弱, 这种滤波器称为通带滤波器。在该段能通过的较狭窄频带中的具有最大强度的频率

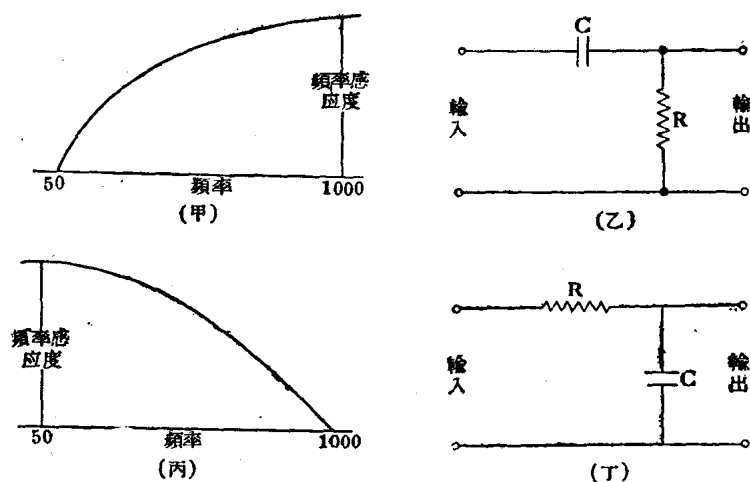


图6 频率滤波器的基本结构图

(甲)高通滤波器的频率响应曲线; (乙)电路。
(丙)低通滤波器的频率响应曲线; (丁)电路。

称为该通带的主频率。

被削弱的频带的衰减度可以为缓慢的或急剧的, 主要决定于电路的结构。在心音图机中, 临界频率、衰减率和主频率的选择主要由临床要求所决定。

临床上常用的心音图机的主要类型已如前述, 这主要是由所附带的滤波器特性所决定。除了在直线型中根本不带有频率滤波器以外, 可听型的特性是让频率在20周/秒以上的交变电流通过, 并作直线性放大, 但对20周/秒以下的交变电流则加以削弱或消除。这种机件所需要的是急剧截止的高通滤波器, 其截止频率为20周/秒左右。在对数型中则不同。它需要在几乎是心音频谱的最高端, 频率约800周/秒左右开始, 以对数关系逐渐向低频率端削弱, 因此, 它所用的虽然亦是高通滤波器, 但要求为逐渐削弱的, 其衰减度约与人耳频率响应的特性相仿, 借以得到与人耳听觉相类似的结果。

在心音图机中主要采用高通滤波器和通带滤波器, 低通滤波器很少用。我们已知, 在心音频谱内, 振动的幅度是由低频向高频端逐渐减弱的, 其频率特性如图7中曲线1所表

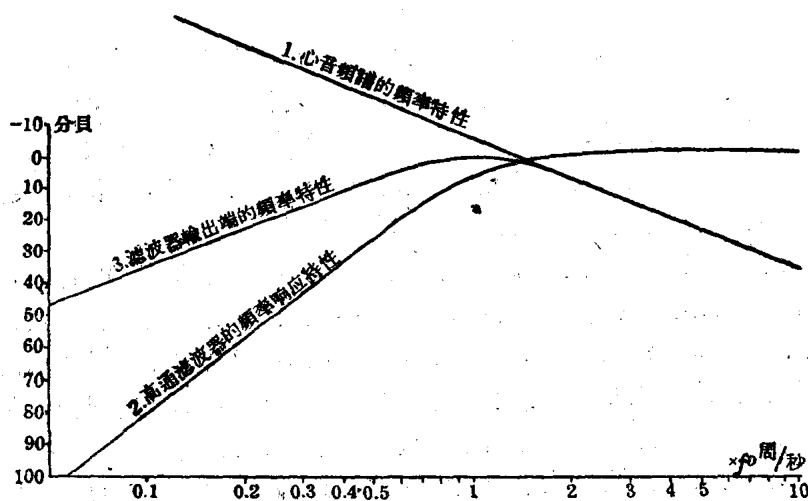


图7 频率特性的曲线图

示。高通滤波器的频率响应特性约如曲线 2，因此在滤波器的输出端，最后的频率响应约如曲线 3 所示。

滤波器的特性可以举瑞典 Elema 厂出品的 Mingograf 42 型心音图机的特性来说明。该机系属于分频型，共包括七个频道，各具有不同的频率响应特性，带有复合的阻-容电路所组成的通带滤波器，使用时可以通过分线器而加以选择。其中六个频道的主频率各为 12、25、50、100、200、400 周/秒，各相隔一个八度音。第七频道系属于对数型，其目的是为了获得与人耳类似的频率特性。各频道的频率响应见图 8。各该频道的记录幅度的特性见图 9。据现代心音图机的设计标准，在主频率的 $0.5\times$ 及 $2\times$ 的频率处，其记

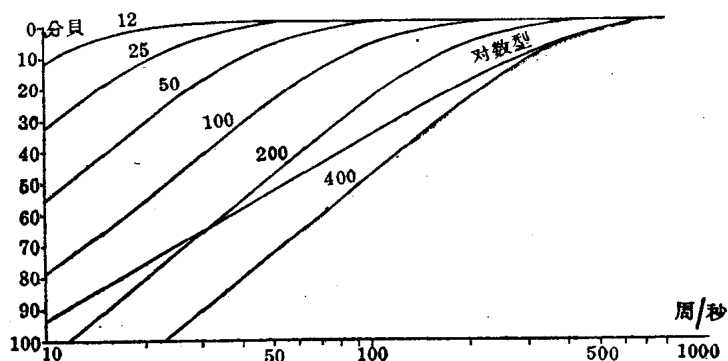


图 8 Mingograf 心音图机各频道的频率响应曲线图

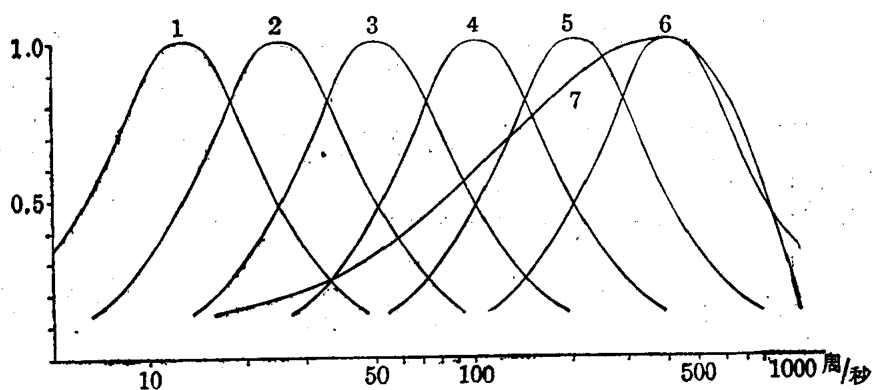


图 9 Mingograf 心音图机各频道的记录幅度特性

录幅度应较主频率削弱一半，同时在 $0.5\times$ 以下及 $2\times$ 以上，其记录幅度均应按照与频率平方成反比的关系而衰减。从图 9 中可以看出，各频道的特性曲线的二边各与其相邻频道的边重叠，其重叠点相当于主频率的一半，又与其相邻的主频率的波峰为同一频率。

为了补偿在较高频率内交变电流的逐渐减弱，在选择各频道时全机的灵敏度能自动地随着频率的增加而增高，以取得在不同频道中比较一致的记录幅度。

频率滤波器的实际电路如图 10 所示。这是英国 New Electronic Products 厂出品的 NEP 牌六导程生理记录仪中的心音放大器的频率滤波器部分。它包括五个频道，由分线器加以选择。从电路中可以看出在各个位置中的电阻器和电容器的组合。

较简单的心音图机一般只有三个频道，包括以 12 和 50 周/秒为主频率的滤波器以及对数型特性的滤波器。这种心音图机在临床上已足敷应用。除了为特殊或研究的目的

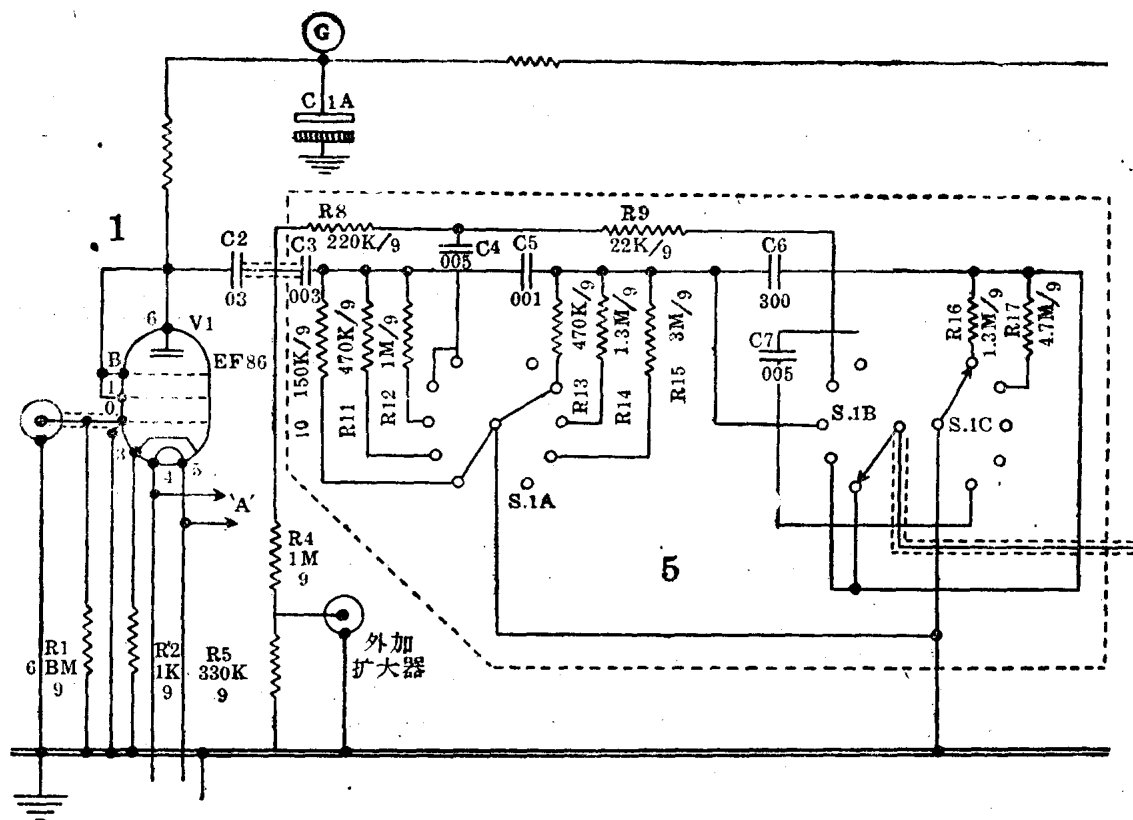


图 10 NEP 牌心音放大器中的频率滤波器线路图

外，现代心音图机一般已很少包括直线型和可听型等特性在内。

3. 放大器：

放大器的主要作用是将传感器所产生的交变电流加以放大，以便进行记录。除了在过去旧式的机件中有采用光学和机械加大的原理外，现代心音图机中的放大器几乎无例外地采用电子管放大为其基本结构。一具良好的心音放大器必须满足下列的条件：(1)必须有足够的灵敏度。(2)必须有极高的保真度。(3)在工作的频率范围内必须为直线性的响应。(4)必须有良好的稳定度(包括机械性的和电气性的)。(5)必须有良好的讯号——杂音比值。

现就以上各点进行讨论。

(1) 灵敏度：电子管放大的基本原理已为大家所熟悉，读者们可参考电学的书籍，此处不再深入叙述。放大器一般可分二种：电压放大和电力放大。电压放大的倍数是决定该放大器的灵敏度的主要条件。如前所介绍，由传感器输出的电压一般是极低的(约0.001—0.00017伏特左右)，因此必须经过许多倍的放大，才能达到推动记录器所需要的功率。电子管放大器一般是以一个电子管为基础作为一级放大；由于每一级放大的倍数受到该级电子管放大系数的限制，所以在心音图放大器中常常需要三至四级放大。在这几级中通常采用高灵敏度的电压放大的电子管。由于记录器的工作需要消耗一部分功率，故仅有电压放大还是不够的，必须在最后一级放大中予以功率放大。通常在这一级中采用功率放大的电子管。

放大器中每一級与級之間的电压递送(或称为交連)可以通过变压器或采用电阻及电容耦合的方式。变压器交連在頻率响应及保真度方面均有一定的限度,所以在心音放大器中均采用阻-容耦合式交連。这种交連方式,能够保証良好的頻率响应和高保真度。

(2) 保真度: 在电子管放大器中可能产生一系列的失真,其中主要的为非綫性失真、頻率失真和相位失真。非綫性失真主要是由于电子管的工作点选择不当,以致偏移在屏-栅特性曲綫的弯曲部分,因而使被放大电流的輸出波型与原来的不完全相符。頻率失真主要是由于放大器对不同頻率的放大倍数不一致所引起的。相位失真是指交变电流在通过放大器以后相位的移动。这些失真都可以严重地影响记录的准确度,因此必須把它們减低到最低程度。在良好的心音放大器中,失真度一般是很小的。

(3) 頻率响应: 为了对整个心音頻譜範圍內不同頻率的交变电流有均匀的放大度,放大器必須对 1—1,000 周/秒的頻率具有平等的頻率响应。这点要求对电子管放大器的設計来講是比較容易达到的,可以由选择适当的电路、元件数值和电子管特性而取得。

(4) 稳定度: 心音放大器必須在使用过程中保持高度的稳定性,对机械性震动和电源电压的变动的的影响必須極小。因此,需要采用坚固的机械結構,并在电路中安装电压稳定器。电压稳定器的結構見下面綫路图。

(5) 訊号-杂音比值: 在电子管放大器中,由于綫路內的热扰动、电子管內部的电子运动和元件的固有特性等原因,可以出現一些微弱的不規則的电流变化,这些电流經過放大后就成为杂音电流。訊号-杂音比值就是所需要放大的电流与杂音电流的比值;这个比值应愈大愈好,才能保持所需放大的电流不受杂音干扰。这指明,高訊号-杂音比值必須有适当的电路設計和采用高品质的元件。

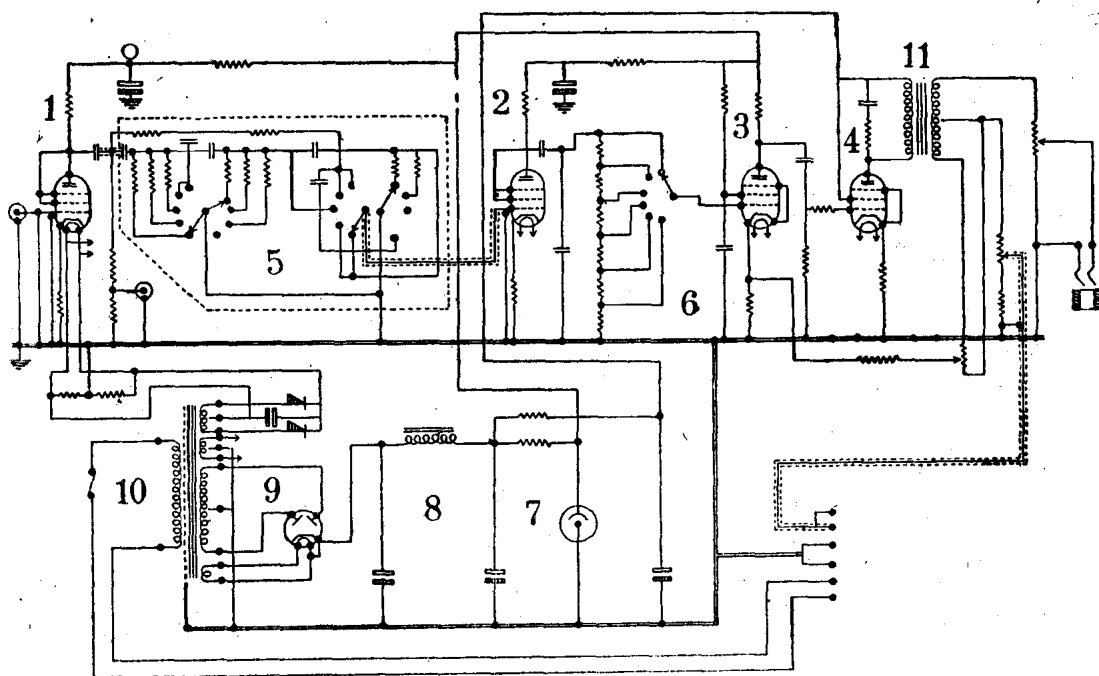


图 11 NEP 牌心音放大器綫路全图

1—3. 电压放大紙 4. 功率放大紙 5. 頻率滤波器 6. 增益控制器 7. 电压稳定器 8. 交流滤波器
9. 整流器 10. 变压器

以上討論了心音放大器的基本要求和特性。为了更好地說明放大器內各个部分的结构和原理,茲將 NEP 牌心音放大器的全部綫路图印出,在綫路上附注了各个主要的构成部分,以供参考。(图 11)

4. 記錄器:

記錄器主要包括电流計和描記部分。这是心音图机的輸出部分,其中大部分是属于机械的结构。在現代心音图机中,为了能同时对心电图、血压、动靜脉波等进行記錄和分析对照,常常共用一个記錄器,其中电流計是分开的,而描記部分是共同的。用于記錄心音的电流計有动圈式和弦綫式。动圈式电流計可以用作直接記錄(直接描記)或間接記錄(感光照相);但弦綫式电流計只能用作間接記錄。电流計和描記机械部分的结构和原理已如心电图学书籍中所介紹,此处不再作詳細叙述。但必須指出,用于心音記錄的电流計的頻率响应特性应在 1—1,000 周/秒范围以內,較記錄心电图或其他波型所用的頻率范围为高。从理論上来讲,間接記錄的质量應該是最高的;但作为一般临床应用,直接記錄亦能满足要求。利用墨水噴射的描記方法,較普通热笔描記法更为良好。

利用阴极示波器进行摄影記錄,亦是記錄方法的一种。由于利用了无惰性的电子流代替机械结构的电流計,这應該是一种最为优越的記錄法;但是由于受到熒光屏显影清晰度的限制,同时較易被外界干扰所影响,其結果并不十分理想,故此法亦不常用。

在心音記錄中描記器的紙速应較高,一般約須 50—150 毫米/秒,始可得到清晰的記錄。

(二) 心音图机的附加設備

1. 电力听診器:

在作临床檢查时,如果发现心音較微弱,可以利用心音放大器进行間接听診;只須將听診器接在心音放大器輸出端的备用插口上即可。电力听診器的构造如普通无綫电听筒,但其音孔系与橡皮管接連,再用医用听診器听取,这样所得的音响效果較直接听取时更好。在記錄心音图的同时,也可以利用电力听診器进行核对。

需要示教或許多人同时听取时,可以应用扩音机将心音加以扩大放送。但是这种方法不适合于临床诊断之用,因为它将会显著地增加失真的程度。

2. 示波器:

应用示波器可以在熒光屏上直接观察心音的波形,有时甚至不需要进行記錄,即可以作出分析诊断。我們又可以在听診的同时,在示波器上观察心音图,能获得一种所謂“視-听”效应,較之单纯地进行听診或观察心音图具有更深刻的印象。此外,示波器亦可以用来作为記錄器,已如前述。

3. 录音器:

通过心音放大器,可以很方便地对心音进行录音。这对于稀少病例的保存記錄和示教均有很大价值。心音录音常用的方法有机械录音(即灌制唱片)和磁性录音二种;其中以磁性录音的方法应用最为普遍,因其效果好,操作方便,不用时可以将原录的声音抹去重录,并可以随录随听,任意剪辑,是其独特的优点。磁性录音又有磁性唱片和磁帶录音二种,均有极高的保真度和很低的杂音水平,貯藏和放送均很方便。机械录音的方法較少用,但因灌制唱片以后可以大量复制,便于广泛交流;又由于近代唱片大都采用密紋唱片,保真度极高,故效果亦很好。