

# 臨床心電圖學

黃 宛 編 著

人 民 衛 生 出 版 社

# 臨床心電圖學

黃 宛 編 著

人 民 衛 生 出 版 社

一 九 五 八 年 · 北 京

## 內 容 提 要

本書比較全面地系統地介紹了臨床心電圖學。前四章講解心電圖學的一般理論，包括心電導聯及心電位。中間七章討論正常及各重要病理情況下的心電圖特徵。後九章討論心律紊亂的心電圖診斷及臨床心電圖工作中的一些實際問題。全書着重闡明各型心電圖及心律失常的發生機制；注意使心電圖診斷與臨床工作密切聯繫。最後並有郭德文醫師編寫的「心電圖描記器的原理、構造和應用」一文作為補充。本書適於為醫學院進修生及畢業生學習心電圖學的課本，並可供臨床心電圖工作者及一般內科醫師參考。

## 臨 床 心 電 圖 學

開本：787×1092/16 印張：13 2/9 插頁：4 字數：342千字

黃 宛 編 著

人 民 衛 生 出 版 社 出 版

（北京壽州出版業營業許可證出字第〇四六號）

北京崇文區煤子胡同三十六號

上海市印刷三廠印刷·新華書店發行

統一書號：14048·0819

定 價：（9）2.00 元

1956年3月第1版—第1次印刷

1958年10月第1版—第5次印刷

（上海版）印數：16,101—17,600

## 序

本書目的是爲了幫助一般醫師從頭學習臨床心電圖學，使其能在日常的臨床工作中充分利用心電圖來下正確的診斷。

第一、二兩章及以後各章的開始各節首先闡述一些最基本的心電圖學理論，然後在這個基礎上描述和解釋各種心電圖圖形及心律的特徵和發生機制，最後用一系列典型的心電圖作爲示範；並儘可能介紹一些實際的臨床資料而附帶加以說明。討論基本理論的目的僅僅是爲了使讀者對於各種心電圖圖形及心律紊亂的發生機制有初步的認識，使其易於理解和記憶這些圖形和心律的特徵，並將這些知識靈活應用到臨床工作之中。由於大多數醫師對於物理學和數學不可能有很深的造詣，故在理論的討論中儘量避免應用物理學上的專門術語和數學上的繁複公式。這樣難免在一定程度上犧牲了精確性和全面性，但爲了多數初學者可能仍屬必要。根據數年來幫助一些進修醫師學習臨床心電圖學的經驗，充分掌握這些基本理論是學好心電圖學的重要關鍵。熟悉第二章心電圖各波產生的原理後，對以後各章心電圖圖形的學習將會感到淺近易懂。如能對第十五章[干擾與脫節]的理論有明確的理解，則有關心律紊亂的各項問題必更易體會。臨床心電圖工作中最常遇到的困難往往是複雜心律紊亂的辨識。第十二章[心律失常總論]中所介紹的分析心律紊亂的具體步驟將有助於解決這類困難。這幾章對初學者或許值得反覆研讀。

心電圖檢查只是臨床檢查心臟的多數方法之一。因此在辨識和判斷一個心電圖時必需經常密切結合其他臨床資料，否則就易犯錯誤。本書的最後一章介紹了編者在這方面的一些體會。此外，附帶介紹了我們編製索引及保存心電圖的具體方法和經驗以供臨床心電圖工作者的參考。

過去二三十年中心電圖學在理論及臨床應用上都有迅速的發展。多數心前導聯及單極導聯的研究和應用都會對臨床心電圖學起過重要的推動作用。近年來心電向量圖學(Vectorcardiography)的廣泛研究也開始對心電圖中各波，特別是QRS波羣形成的理解有所貢獻。編者因限於理論水平僅能在討論[心電位]的一章中將心電向量觀念與臨床心電圖的關係作一簡單介紹，但未能在討論各種心電圖圖形時普遍應用心電向量觀念來解釋各波的特徵。今後發展的趨勢將是更廣泛地將心電向量圖學的研究成果應用到臨床心電圖學中去。一些目前尚未解決的理論問題可能從而得到解決，使臨床心電圖學有更進一步的發展。

本書主要是根據過去數年來爲進修醫師講授心電圖學的經驗而編寫的。在編寫過程中曾參考國內外若干心電圖學書籍和論著，並選用這些文獻中的一些適當圖解來幫助說明若干理論上的問題。書中絕大多數示範用的心電圖是我國患者的資料。在過去三四年中本書每一章節的內容和圖解均經多次的重寫、整理或補充。在這個過程中方圻、孫紋曾、邵孝銜醫師和孫家瑤同志都會給予編者以重要的建議或具體的幫助。各班進修醫師也會提供寶貴的意見。特別是劉士珍同志會耐心細緻地多次幫同編者整理全部材料，並印製圖解。此外，在編寫本書時張孝騫和鄧家棟教授經常給予鼓勵，出版過程中譚壯教育長和金孜琴醫師都會給予大力的支持和鼓勵，人民衛生出版社會給予熱心的幫助和指正，本書方克如期編就 and 出版，特此一併致謝。

最後，由於編者對於臨床心電圖學的實際經驗尚極有限，理論的鑽研也不深入，書內可能存在很多缺點和錯誤。因此懇切期望讀者賜予批評和指正，以爲今後修訂時的依據。

黃宛

# 目 錄

第一章	心電圖描記器及心電圖的組成	1
第二章	心電產生原理	8
第三章	心電圖的導聯	19
第四章	心電向量與心電位	26
第五章	正常心電圖	42
第六章	心室肥厚的心電圖	52
第七章	房室束枝傳導阻滯症(附[預激症候羣])	64
第八章	急性心肌梗死	74
第九章	其他心肌損傷的心電圖	92
第十章	具有病原診斷意義的心電圖綜合圖型	106
第十一章	藥物影響及電解質平衡紊亂的心電圖	115
第十二章	心律失常總論	127
第十三章	竇性心律	131
第十四章	房室結性逸搏及房室結性心律	139
第十五章	干擾與脫節	144
第十六章	期前收縮	152
第十七章	陣發性心動過速	165
第十八章	震顫及纖顫	172
第十九章	心臟傳導阻滯	183
第二十章	臨床心電圖的具體問題和工作常規	195
	附: 心電圖分類索引表	204
	心電圖描記器的原理、構造和應用(郭德文)	208

# 第一章 心電圖描記器及心電圖的組成

心臟在機械性的收縮以前，心房和心室內首先發生激動。在心肌激動的過程中產生了電流，心電圖學便是將這項微小的電流記錄下來而給以解釋的科學。

## 心電圖描記器

描記心電流的儀器叫做心電圖描記器。這種儀器中最重要的一部分是一個電流計。以往最通用而且到現在仍很適用的一種電流計便是弦綫電流計(String galvanometer)。弦綫電流計的構造原理是很簡單的：在磁石的南北兩極之間垂直地懸置一條導電絲(弦綫)，當電流通過這條導絲時，導絲的周圍便產生了磁場。這個電磁場與磁石的電磁場發生相吸相排的作用，因而使這條導絲移位(圖1)。移位的距離大小與兩個磁場的強弱有直接的關係；若磁石的磁場強度固定，則與通過的電流大小有關係。通過導絲的電流愈強，導絲的移位愈多。導絲移位的方向是由電流的方向確定的。導絲周圍的磁力綫的方向可以用「右手定律」來決定，方法是設想用右手握住導絲，如果右拇指的方向指示着電流的方向，那麼磁力綫的方向(自北極至南極)便是順着其他握住導絲的手指的方向。圖1中電流的方向是自下向上的，電磁場的方向便是圍繞着導絲逆鐘向的：在導電絲的後面是自右向左，在導電絲前面便是自左向右的。假如磁場的南北極如圖1的安排，便可以想像到在導絲後面磁力綫的方向與磁石的磁力綫方向相同，發生同性相斥的現象。在導絲的前面兩項磁力綫方向相反，發生異性相吸的現象。由於導絲後面的排斥和前面的吸引，導絲本身必定會向前(即向着讀者)移動。另一個簡單的推測導絲移位方向的辦法可以參照圖2；將右手的拇指，食指和中指伸直，互相垂直，如圖2所示。以中指代表磁石磁場的方向，以食指代表電流的方向，則拇指所指的方向便是導絲移位的方向。圖2中磁場的安排和電流方向與圖一相同，所以拇指所指的方向也是向前的——導絲向着讀者移位。電流的方向和強弱既能決定導絲移位的方向和距離，反過來說根據導絲移位的方向和程度也可以測定通過導絲的電流的方向和該項電流的強弱，這便是弦綫電流計測定電流方向和強弱的原理。

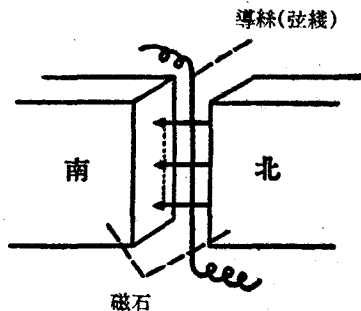


圖1 弦綫電流計的基本構造

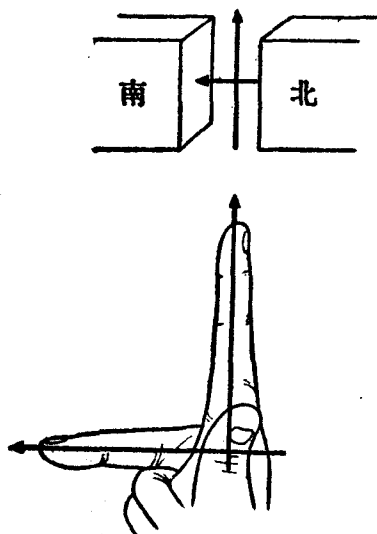


圖2 測定導電絲在磁場中移動方向的「右手定律」

心臟所產生的電流很微小，而且是持續地有節律地變動的。如果準備研究這項電流，除了上述的電流計外必須有一系列的輔助裝置才能將這條導絲的連續動

作放大並記錄下來。圖 3 是一般的弦綫心電圖描記器的簡明圖解。描記器的中心部分是電流計，包括一個強力的電磁石(或永久磁石)。在兩極之間有一條極其纖細的鍍金(或鍍銀)的石英導絲。這條導絲直徑一般僅有 0.002—0.005 毫米(2—5 微米)。爲要放大並記錄這條導絲的移動，在磁場的兩極鑽有孔洞，裝以顯微鏡筒。電流計的右側是光源，當光源經過適當的集中照射在導絲上。導絲的影子又經過左側顯微鏡筒的放大(約 500 倍)，照射在左端的像機上。記錄時自病人身上導出的心電流引至電流計的導絲兩端。導絲因電流的通過而移位。由於心電流的方向和強弱是持續地有節律地變動着，因此電流計中的導絲也是持續地前後擺動。描記時，像機內的感光膠片(或感光紙)自上向下移動，便可以清晰地連續記錄下導絲的移動情況。在顯微鏡筒和像機之間有一個計時輪，這項計時輪一般有五個軸板(一粗四細)，每分鐘轉動 300 次。每 0.2 秒轉一圈，所以每隔 0.04 秒有一個軸板阻隔了光線。在感光膠片上便每隔 0.04 秒留下一條細綫，每隔 0.2 秒出現一條粗綫；用以測定心電流更變的速率。

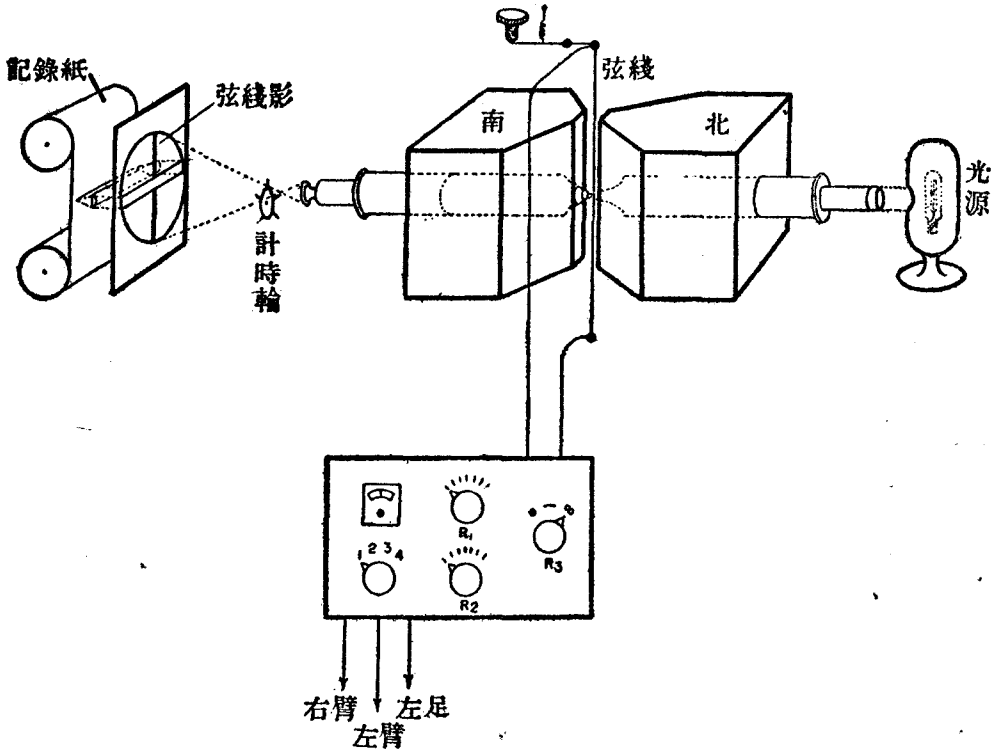
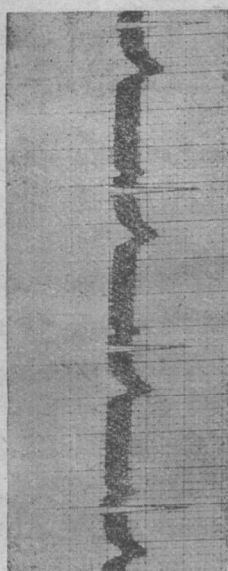


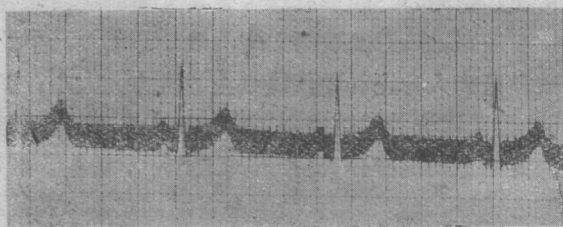
圖 3 弦綫型心電圖描記器的圖解

在實際描記心電圖時，導絲是前後移動的，導絲的影子通過一個小隙而記錄在感光紙上。感光紙自上而下的移動記錄出一系列的電波，實際上當描記時這一系列電波是自上而下的(如圖 4(1))。但是在平常閱讀心電圖時，一般都是將記錄橫置，將原來描記時在上端的放在左側，下端的放在右側。因而心電圖便成爲自左向右的一系列的電波記錄了(如圖 4(2))。

近年來更爲普遍應用的一種心電流描記器，是綫圈轉動型描記器(或真空管擴大型心電圖描記器)，它的基本原理與弦綫型心電流描記器相同。重要區別是自病人身上導來的



(1)



(2)

圖4 弦綫型心電圖描記器描記及閱讀時的情況

心電流在未經過電流計以前先經真空管擴大。電流經擴大後便不再需要弦綫電流計那樣敏感的電流計來計錄它了。

如圖5所示,當心電流經過真空管擴大以後,導入懸垂在一個固定磁場內的細小綫圈中。電流通過綫圈時產生電磁場。根據同樣原理,綫圈中電流向上行的一側便被推向前,電

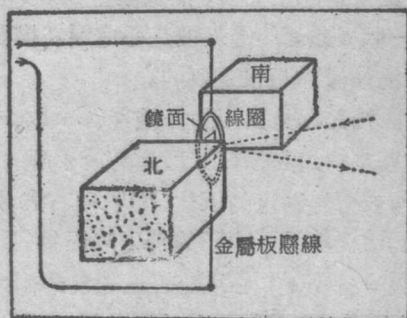
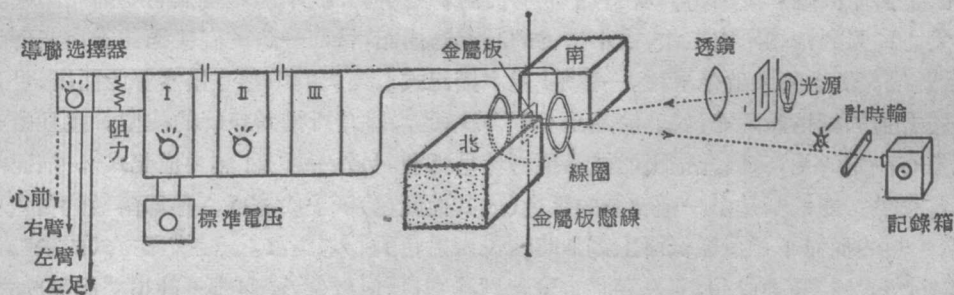


圖5 綫圈轉動型心電圖描記器的圖解

流向下行的一側便被推向後,因而使綫圈在磁場內轉動。為記錄這項轉動也有一系列相似的輔佐裝置。光源經聚集後通過一個細隙並照射在電流計內綫圈上小鏡的鏡面上,這道光



綫又反射到像機的感光面上。當描記時，擴大的心電流通過綫圈，催使綫圈轉動，反射的光綫便也平行地轉動，通過細隙記錄於像機的感光膠片或紙上，便正如弦綫電流計一樣，記錄出一系列的電波來。

這兩個類型的心電圖描記器各有其優點和缺點：弦綫電流計型心電圖描記器的優點是構造比較簡單，修理比較容易。它的缺點是電流計中的導絲極為纖細，易於損傷。另一個顯著的缺點是病人身上和整個綫路上的阻力的大小，顯著地影響着通過導絲的電流的大小，從而改變了電流計的敏感度\*。由於病人各個導聯間皮膚阻力的不同，每描記一個導聯需要一次定準電壓的操作，使描記的工作相當繁複。若病人皮膚阻力過大，則不可能描記出滿意的心電圖。真空管擴大型的心電圖描記器因為電路中原有極大的阻力，所以病人身上的皮膚阻力的大小，對於心電圖的描記沒有重要影響。一次定準電壓以後，在描記各個導聯時一般可以無須更變電流計的敏感度。這種描記器的電流計因為不需要很敏感，所以也比較堅實不易損傷。此外這種電流計與弦綫電流計描記器共有的缺點是一切導綫及描記裝置必須審慎的與外界雜電絕緣，否則這種雜電經擴大後也將出現在心電圖上而影響了診斷的準確性。

近年來心電圖描記器中的另一項新發展，便是直接描記型心電圖描記器(Direct Writing Electrocardiograph)(圖 6(3))。這項描記器的基本原理與上述的真空管擴大型描記器相同。但是為了使擴大的心電流能迅速地移動比較重的描記筆，電流的擴大倍數又需大大的增高(為了使描記筆移動一厘米，約需一瓦特電)。前些年之出品多數惰性過大，描記不夠確實。近年的出品一般都已改進，能符合一般臨床心電圖的要求。但是 QRS 波羣中的迅速而微細的波動，特別在心前或心內導聯中，仍間或不能確實無苟的描記出來。因此為心電圖的精細研究工作，或小動物的心電圖描記，目前一般的直接描記器尚非理想的儀器。描記的機轉大致分兩種。一種是[墨水描記式]，描記的筆端有墨水源而出，可以用任何普通的紙捲做為記錄紙。缺點是 QRS 波羣的微細錯折描為粗純的波型。並且由於描記筆有一定的長度，因此描出的波羣便必然呈弧型。另外一種是[熱力描記式]。描記筆端由電燒熱，記錄紙是由一種特製的黑色(或其他顏色)紙上塗有遇高熱即溶散的白色化學漿，燒熱的描記筆在這種紙面上劃動時便劃出黑色的心電圖波。這種描記方式的缺點是記錄紙必須是特製的成品，而保存時也須特別注意，任何磨擦、高熱都可能損壞記錄的完整。直接心電圖描記器的一個長處便是應用簡便，無須暗室、顯影等設備，可以在設備較簡單的醫院或實驗室應用。另外一個更顯著的優點便是心電圖在描記時便可以看到結果，為了臨床急症，或一般試驗應用，這個優點是很重要的。

最近所發展的一種心電圖描記器是利用陰極綫管(Cathode Ray Tube)所製的。這種陰極綫管型心電圖描記器的基本構造和描記原理是易於了解的(圖 6(4))。自真空管(F)的陰極所射出的一系列電子，被荷有陽電的板片(B)吸向右方，透過陽極板孔的電子，又在荷有陰電的C筒內集中起來。這個經過集中了的電子流便射向真空管的右端平底，底面塗有螢光粉，電子射擊處便呈現一個亮點。心電流經過適當的擴大後，便通向兩個板片(P)，兩個板片的電位差必然會使上述集中的電子流受到曲折。因而隨着心電流的改變，電子流

\* 心電的描記實際上是記錄由於心電所產生於身體兩個不同位置的電位差，既然電位差 = 電流 × 阻力 ( $E = IR$ ) 阻力愈大，電流便愈小。

也上下轉動，便使螢光板上的亮點也隨着擺動。若用一個移動的感光膠片照下這個亮點的擺動便成爲心電圖。此外若用一項平置的板片使電子流的方向以等速度自右向左橫移，而心電流通過P板使電子流上下的移動，可以在螢光板上直接看到心電圖的描影。因此陰極綫型心電圖描記器的優點便是：(1)陰極綫本身是由電子流組成，其惰性幾乎等於零。因而在理論上應是最確實的心電圖描記器。(2)由於利用螢光板的特性，可以不用消耗任何記錄紙而能長時間的觀察心電圖。這個特點可以使我們在進行手術中、藥物注射時等等情況下隨時觀察心臟的搏動節律和心肌的情況。

一個精確的心電圖除了必須具有一架適合標準的心電圖描記器外，還要注意幾點細節：如電極的選擇，接連電極時消滅皮膚的阻力，定準電壓的方法，綫路和機件同外界雜電的絕緣，計時輪準確性的檢查等。這些瑣節是因機件的種類，錄取的所在地等條件而異的。應用任何一架描記器時都須經過相當時期的練習和研究才能滿意，不是本書一一列舉所能解決的。但是有一點相當重要的便是定準電壓的操作。心電圖上不僅電波的方向與時間有臨床的意義，每個電波的電壓大小也是同樣重要的。所以在每一具心電圖描記器上有定準電壓的設備。描記時必須調節電流計的敏感度，使之在加上一個毫伏特(Millivolt)的電壓時，描記記錄上的赫影或反射光綫也必須有整整10毫米(或5毫米)的移位。若計時輪準確，電壓定準，心電圖上的橫直格紋才有意義。直綫代表時間，每一個小格代表0.04秒，兩條粗綫中的每一大格(五小格)代表0.20秒。橫綫代表電壓，每10

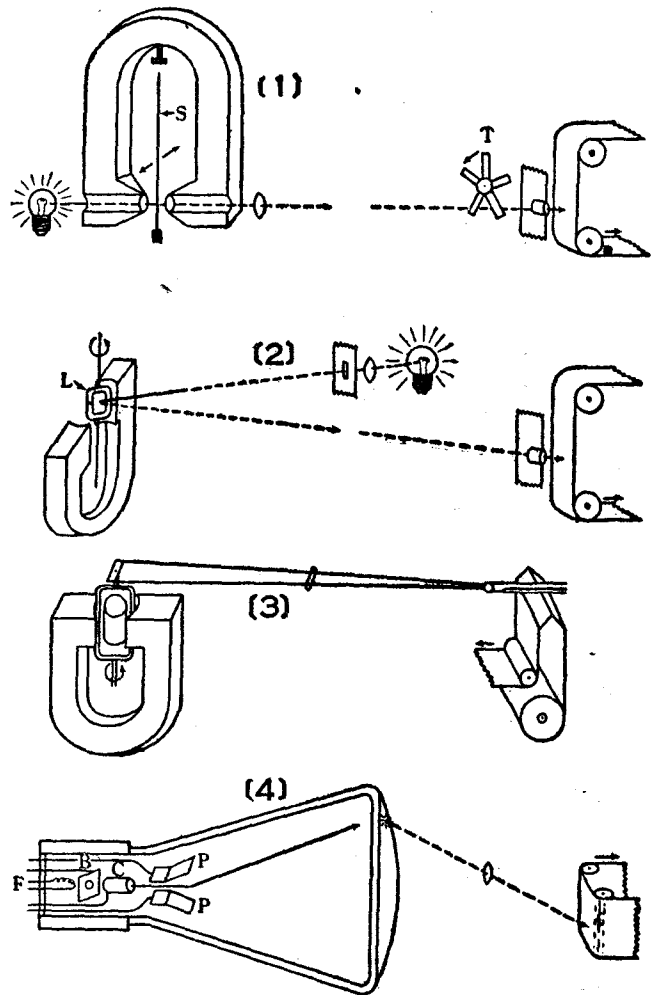


圖6 各類型心電圖描記器的圖解  
(1)〔並綫型〕(2)〔繞圈轉動型〕(3)〔直接描記型〕(4)〔陰極綫管型〕

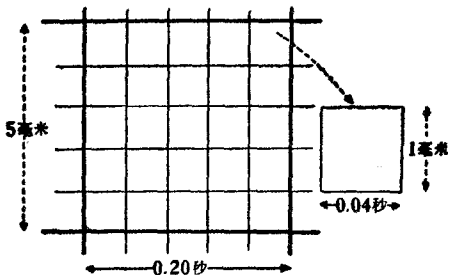


圖7 心電圖橫直格紋的意義圖解

毫米(或5毫米)的移位。若計時輪準確，電壓定準，心電圖上的橫直格紋才有意義。直綫代表時間，每一個小格代表0.04秒，兩條粗綫中的每一大格(五小格)代表0.20秒。橫綫代表電壓，每10

小格(兩大格)代表1.0毫伏特(圖7)。

## 典型心電圖

一組典型的心電描記包括下列幾項波型(圖8)：

爲計述簡便計，這些波曾由 Einthoven 氏予以命名，這些名字本身並無任何意義，但因國際上沿用已久，且很簡單，所以我們也沿用這些名字。

**P波：**P波代表左右兩心房的激動過程。心臟的激動發源於竇房結，最先傳導至兩個心房使之激動，所以P波也在各組心電波中最先出現。

**P-R段：**心臟的激動經過心房肌傳至房室結。再由房室結下傳至房室束，房室束枝，而傳至兩側心室。激動在房室結及房室束中的傳導比較緩慢。所以在P波以後稍有間歇後才發生心室激動。這一段稱爲P-R段。P-R間期便代表自心房開始受激動至心室受到激動的這段時間。

**QRS波羣：**這個波羣代表兩個心室的激動過程，典型的QRS波羣包括三個相連的波動。第一個向下的電波名爲Q波。繼Q波而後的一個狹高向上的波動名爲R波。與R波相啣接的又是一個向下的電波，名爲S波。因這三個波緊緊相連，總共時間不到0.10秒，所以合併稱爲QRS波羣。

**ST段：**QRS波羣發生以後到T波發生的一段，稱爲ST段，ST段是代表心室肌已全部受到激動，到開始復元的時間間期。

**T波：**T波是繼QRS波羣後的一個比較低而佔時較長的電波，它代表心室肌激動後復元時的電流影響。

**Q-T間期：**自QRS波羣的開始到T波的終結時間全部稱爲Q-T間期。它代表整個心室肌自開始激動至完全恢復了原狀的全部時間。

**U波：**在T波後面偶爾可以看到一個明顯的小波，它代表心肌激動後的[後繼電流]，在臨床上一般沒有重要意義。

在描記上述各波時應注意：P波代表心房的激動，QRS波羣代表心室的激動；而它們並不代表心房或心室的機械性收縮。原因是心臟的激動和激動時所產生的電流事實上是在心房、心室的機械性收縮以前發生的。由於這些激動才引起房室肌肉的收縮，心電的發生與心肌的收縮其時間關係由圖9中可以瞭解。

因此，我們認爲將心肌激動時所產生的電流描記下來所得的電波圖，應該簡單地稱爲[心電圖]。過去的文獻中往往稱之爲[心動電流圖]，這個名稱既繁複，又容易使一般人誤以爲心電的產生與心臟的機械性動作(收縮)是同時的，所以似乎不如用[心電圖]一詞更爲簡單而恰當。

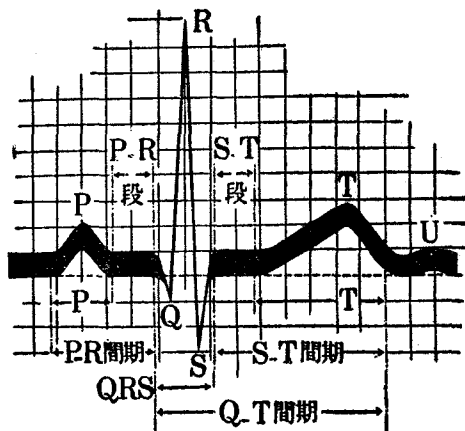


圖8 典型心電圖圖解

## 總 結

一、心電圖學是將心臟激動過程所產生的電流記錄下來而加以解釋的科學。

二、心電圖描記器是一種加添適當輔助設備的電流計，根據電流計及輔助設備的構造主要有下面四種：

1. 弦綫電流計型心電圖描記器。
2. 真空管擴大型心電圖描記器。

(1) 綫圈轉動型心電圖  
(攝影)描記器。

(2) 直接描記型心電圖描記器。

(3) 陰極綫管型心電圖描記器。

三、心電圖描記的原理便是用導綫將心臟激動過程所產生的電流導至電流計（心電圖描記器），根據導出電流的強弱及方向，電流計中便顯出相應的擺動，再用攝影或直接描記的方法記錄電流計內導絲或光綫的擺動。

四、描記時應注意事項：

1. 描記器及一切導綫必須與外界雜電流絕緣。
2. 減少皮膚阻力必須作得充分，特別是弦綫型描記器。
3. 定準電壓必須準確。

五、描記後的心電圖，除具有心電的波型外尚有縱橫綫所組成的方格：

1. 縱綫代表時間，每小格代表0.04秒，每大格（兩粗綫間）代表0.20秒。
2. 橫綫代表電壓，每小格代表0.1毫伏特每10小格代表1.0毫伏特。

六、正常的心電圖是由  $P$ 、 $QRS$ 、 $T$  波等組成的。

1.  $P$  波：代表兩心房的激動過程。
2.  $P-R$  間期：代表自心房受激動，至心室受激動的時間間期。
3.  $QRS$  波羣：代表兩心室的激動過程。
4.  $ST$  段：代表心室肌已全部受到激動到開始復元的時間間隔。
5.  $T$  波：代表心室肌激動後復元時的電流。
6.  $Q-T$  間期：代表整個心室肌自開始激動至已恢復了原狀的全部時間。

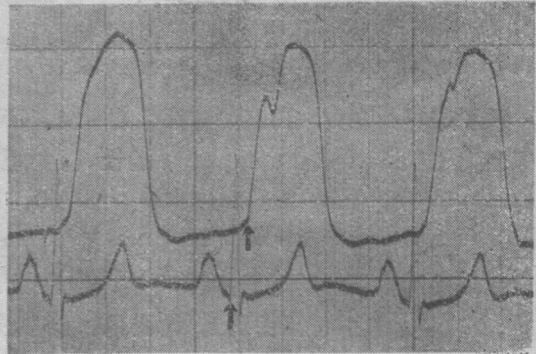


圖9 心房心室的激動與其機械性收縮的時間關係

## 第二章 心電產生原理

### 極化膜的除極作用及復極作用

爲了瞭解心臟在激動時怎樣產生心電流，必須首先瞭解神經和肌肉等應激組織細胞的極化膜 (Polarized membrane) 的性質。這些細胞內的原生漿，與細胞外的液體中間，存在着一層極化膜，這層薄膜僅有 0.0027—0.01 微米 (Micron) 厚，由於它只准許陽離子 (鉀離子) 通過外出，陰離子 (主要是糖原 (Glycogen)，和肌酸 (Creatin)) 保存在膜內，所以使膜外附着的一層陽離子，膜內附有一層陰離子，因此膜外的電壓較膜內高 50—100 毫伏特。極化膜的性質可以由圖 10 代表。膜的本身是由兩端荷有陰陽電的脂肪分子組成，由

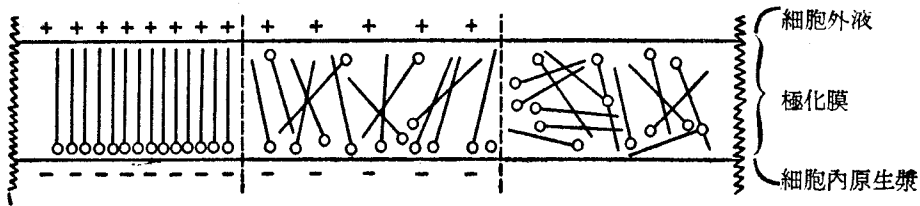


圖 10 極化膜脂肪分子在極化及除極過程中的情況圖解

於細胞內外存在着電壓差別 (極化電壓)，所以這些脂肪分子便有規律地排列着，荷陰電的一端朝向細胞外，荷陽電的一端朝向細胞內，這種有規律的排列使這膜成爲一個部分絕緣膜。細胞內外藉此保持固定的電位差，極化膜的絕緣性能的維持，完全靠其脂肪分子的整齊排列；而這些脂肪分子的整齊排列，又全靠膜內外的極化電壓。因此極化膜的 [極化電壓] 及 [絕緣性能] 這兩個因素是彼此聯系互相倚賴的，並且各以對方的存在爲其自身存在的條件。若極化膜的某一點受到了物理的、化學的或電流的刺激，使極化膜內外電壓差別降低到一個適當的程度，這一點便開始了除極作用 (Depolarization)，極化膜的脂肪分子由於同性相排及分子本身所具有的熱能關係，便失去了原有的整齊排列而散亂起來 (如圖 10 的中間一段)。組成薄膜的分子既然散亂了，便失去了它原有的絕緣性能。其附近尚未除極的地方，膜外的電壓既然高於膜內，便必然要有電流自膜外通過這個已丟失了絕緣性能 (已除極) 的膜體進入膜內。因此這些附近的部位，其膜內外電壓差別也降低了，便也相繼的發生除極作用。這個除極程序依照上述的步驟迅速地擴展，直至除極波達到整個的極化膜，使它全部除極而止。當恢復時由於細胞的新陳代謝重新使膜內外發生陰陽離子的差別，膜體的脂肪分子因而得以重新排整，才又恢復了極化膜的極化性質，這個程序稱爲復極作用 (Repolarization)。

由上可知具有極化膜的肌肉 (或神經) 細胞，除了像一般的身體組織細胞有導電性能 (Conductivity) 以外，並有應激性能 (Excitability)。當神經或肌肉細胞受了適當的刺激後，這細胞便受激動 (開始除極)，激動波 (除極波) 遂即傳佈至整個細胞表面。茲將心臟肌肉細胞激動的詳細情況概述如下：

當適當的刺激加在細胞膜的某一點，這一點膜內外的電位差便降低而除極，這一點便構成了一個電穴 (Sink)，附近尚維持極化狀況的膜上便有電流流向這電穴，在這一剎那，

這附近的部位便成電源 (Source)。嗣後電源部位由於它所具有的陽電已經流入電穴，其膜內外電壓差別也降低了，降低到相當程度時也發生了除極作用，它本身又轉為它的附近組織的電穴。這個程序如此擴展，至整個細胞全部除極而止。在每一剎那，細胞膜上出現了一系列電源與電穴，我們稱這一對電源與電穴為一個電耦 (Dipole)，電流自電源流入電穴。心臟激動的傳佈，便是先受激動的部位先成為電穴，它的前面便稱為電源，嗣後電源轉為電穴，更前面的一部又臨時成為電源。所以說心肌激動的傳導 (除極波的擴展)，正如一系列的電耦向前移動，電源在前，電穴在後。這裏所描述的除極作用的發生和傳導，是指一個肌肉纖維的細胞上所發生的情況，心肌是很多的肌肉細胞所構成的，電耦推行的觀念實際上也可以應用在整個心肌 (心房或心室) 的激動上。只要明瞭物理學上的向量綜合的道理，便不難明瞭肌肉細胞除極作用中電耦的綜合現象。

電耦在單個肌肉纖維細胞上的發生和推進，是有方向 (順着肌肉纖維的方向) 並且有一定大小的 (肌肉纖維極化膜的極化電壓的強弱)，所以在物理學上可以稱為一個向量 (Vector)。在圖 11 中用  $A'B'$  及  $C'D'$  分別代表  $AB$  及  $CD$  兩個肌肉纖維除極程序中電耦移動

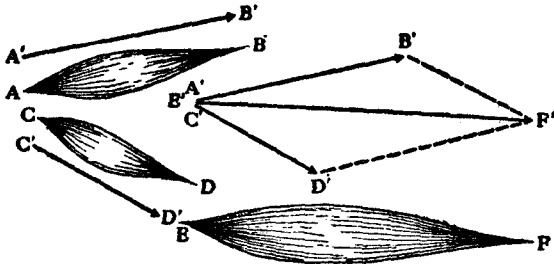


圖 11 心肌細胞組成「綜合電耦」的圖解

的向量，箭頭的方向代表電耦移動的方向，綫的長短代表其強弱。

以上兩個向量綜合是按照物理學上計算合力的方法做的，即如圖 11 右側所表示的以  $A'B'$  及  $C'D'$  合成一個平行四邊形，其對角綫  $E'F'$  便是這兩個電耦推行的合力。這兩個肌肉細胞所發生的電耦對外的影響

便等於一個較大的細胞  $EF$  在進行除極。若干肌肉細胞纖維同時除極時，其綜合結果便正如一個大肌肉細胞進行除極作用；有一對綜合電耦自除極作用開始的地方向前移動，電源在前，電穴在後。

在復元的過程中，細胞又如上述的發生復極作用。神經細胞的復極作用異常迅速，但是心肌的復極作用便需要 0.2—0.4 秒的時間，在這期間心肌的應激性能經過下列幾個階段：(1) 絕對反拗期 (Absolute refractory period)，在這期中細胞無論受多大的刺激亦不能被激動。(2) 相對反拗期 (Relative refractory period)，在這期中必須有比較強的刺激方能激動細胞。(3) 完全復元期。在相對反拗期及完全復元期之間偶爾出現一個短暫的「反常相」(Supernormal phase)，這時相中細胞的應激性能較平常增高。這些應激能改變的階段，對於瞭解各項心律紊亂症是很重要的。

## 容積導電和雙向波的產生

當心肌受到激動時，首先產生了一個除極點，形成了電穴，它與附近尚未受激動 (尚未除極) 的部位 (電源) 構成了電耦。又因電耦的移動，使其周圍發生電位差的影響。為瞭解體內這項電位差影響的分佈情形，更須進一步的瞭解容積導電的原理。在實驗室中如果將一個電池的陰陽二極放置在一巨盆食鹽溶液的中心，因為食鹽溶液是一項不良的導電體，兩極間的電流便將貫佈於整個容積的溶液中。這種導電的方式在電學中稱為容積導電。電流在這個容積內的分佈情形是由各部位的電位差來決定，在容積導電情況下，容積內各部分

的電位差可以用圖 12 來表示：

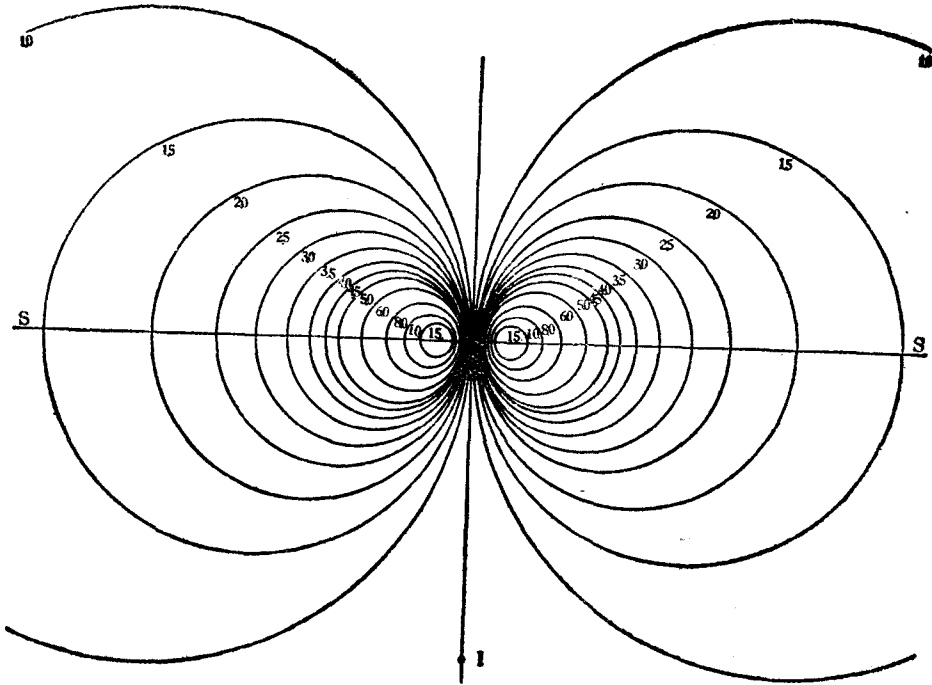


圖 12 容積導體內電位差分佈圖解

圖 12 中的圓形曲綫代表等電位綫 (Isopotential line)，在同一條綫上的任何一點，其電壓相等，愈近於陽極(電源)其電壓愈高，愈近於陰極(電穴)其電壓愈低。電流便是自電源以與等電位綫垂直的方向流入電穴。在實驗中我們將兩個測探電壓的電極(Electrode)聯在一個電流計上，將兩極中的一個放在 I 點。這一點因與電源及電穴是等距離，所以其電壓等於零。將另一個電極循着 S-S 橫綫自圖的極右端向極左端移動，電流計中便描記得圖 13(2) 的圖型。

這個電流圖的構成是很容易理解的。當電極在極右端(圖 12)時，因距離電耦向遠，受到的陽極(電源)影響極小。當它左移而愈向陽極接近時，它的電壓便愈迅速地增高。在達到和通過陽極的一剎那，便達到最高的陽性電壓，即是圖 13(2) 中的 X 點。嗣後它立即自電源(陽極)移至電穴(陰極)，也就是由最高的陽性電壓迅速轉為最低的陰性電壓(Y 點)，當這電極繼續左移時，它逐漸離開了電穴，它的陰性電壓也逐漸降低。

心臟激動時會發生電耦，已如前述，因為心肌是存在於體液中的，所以心肌上的電源與電穴間的電流方向和在人體內的分佈情形，與上述容積導電的情形基本上是相似的。因此我們在探討心電流的產生和描記時也可以用相同的原理來解釋。圖 13(1) 的心電圖是利用心臟導管將一個探查電極放在心房壁的中部所錄得的心房激動波。這個心電圖與圖 13(2) 實驗中所錄得的電流圖是

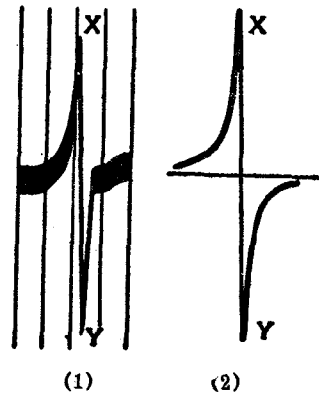


圖 13 雙向 P 波的形成圖解

酷似的。它的構成原理也與後者並無二致，唯一區別是在錄取這個心房激動波時不是將探查電極由電耦的一側移至他側，而是將探查電極的位置固定(在心房中部)，而電耦是自電極的一側移至他側。前面業已詳細的討論過心肌的激動和傳導是相當位於心肌表面上電耦的移動。心房激動是發源於心房上部的竇房結，激動自上而下地傳佈過整個心房肌達到房室結。我們可以把它看做在心房表面和內膜上推進着的一系列電耦，電源在前，電穴在後，自心房上部下移。當心肌開始激動時，其電耦距離在心房壁中部的探查電極尚遠，電流也小，但當激動下傳，電耦的電源愈接近探查電極時，電壓愈高，當電耦的電源達到探查電極下時便描記出圖中的X點。激動繼續下傳時，探查電極下迅速由電源變成電穴，而描述出的最低電壓(陰性)Y點。嗣後激動(電耦)繼續下行，而逐漸距探查電極愈遠，電流計中的電流也逐漸減小。這個過程可以再由圖14說明，圖中將探查電極固定在P點，當一系列電耦自左向右移動時(電源在前，電穴在後)，P點上開始記錄出陽性電壓，當電源達到P點時，便記錄出最高的陽性電壓，過一剎那電穴達到P點，便記錄出最低(陰性)電壓。嗣後電耦逐漸移去，P點所記錄的陰性電壓也逐漸消滅而回至等電位綫，記錄出一個雙向波。圖

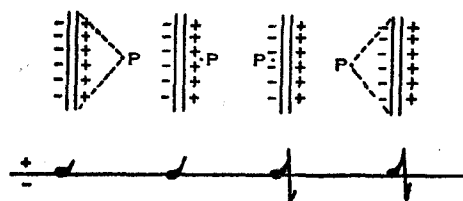


圖14 雙向P波的形成圖解

13, (1)(2) 兩圖的酷似，以及圖14中一系列電耦經過P點時，如何產生雙向波，使我們對於心房中部電極所描記出的心房激動波(圖13(1))的產生有了簡單合理的解釋。這樣便可以我們將生物物理學中的容積導電的原理，直接應用於臨床心電圖的解釋上。

圖13和圖14中有兩點應該特別注意的：第一點是當心肌上的一個激動向探查電極傳佈時，心肌激動所產生的電耦，其電源在前，電穴在後，所以探查電極所受的電壓逐漸增高，描記在心電圖上的便是一個向上的電波。當激動經過探查電極而離開它時，探查電極所受的電壓影響便是電穴的陰性電壓，描記在心電圖上的便是一個向下的電波。簡言之，當激動傳向探查電極時，心電圖上即呈顯向上的電波；當激動離開探查電極而向其他方向傳佈時，心電圖即呈顯向下的電波。第二點便是當電波升至頂端(X點)而突然發生下降的曲折時，正代表激動在那一剎那恰正傳抵探查電極下的心肌。這一個曲折波因為代表激動傳至電極本位下的心肌，所以稱為本位曲折(Intrinsic Deflection)。這一個曲折的意義在解釋臨床心電圖，尤其是心前導聯心電圖時有特殊的重要性。

心室激動和激動的傳導與心房激動有一些基本上的不同(參考圖15)。心房激動是自竇房結開始順着這一薄片心房肌自右上向左下的進行。激動在心室內的傳佈却不同，自竇房結傳出的激動通過心房傳抵房室結，由房室結傳至房室束，再至房室束的左右兩枝，幾乎同時傳達至兩側心室的全部心內膜，再通過波基金(Purkinje)氏纖維網，激動自整個心室內膜同時離心地傳向整

圖13和圖14中有兩點應該特別注意的：

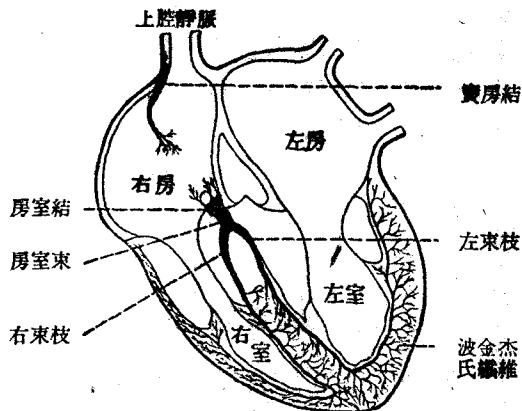


圖15 心臟傳導系統圖解



個心外膜。心室肌肉纖維的排列方向，是與心內外膜垂直，互相平行的，其綜合電耦（見第一節）也是自心內膜向外膜推進，電源在前，電穴在後。

若將探查電極放在一個心室壁的外膜上（或是稍遠的胸前壁上），所描記的心電圖其構成原理雖然與前述的P波相同，但是圖型却迥異。心室肌肉的除極作用既是自心內膜向外膜傳佈的，其綜合電耦向着外膜上的探查電極推進，所以電壓迅速的增高，記錄出一個向上的波（R波）。俟激動傳達心室壁外膜時，該處的心室肌肉在這時全部除極，電壓便迅速降落至零，心電圖上便呈顯一個單純的R波。若通過心臟導管將探查電極放置在心室壁的內膜上，當心室肌激動時，所產生的電波便正與上述相反，開始時綜合電耦便是自心室內膜離心地向外膜移動，所以這個探查電極便將描述出一個完全朝下的電波（QS波）。

### 心房激動及心室激動所產生的波形

**臨牀心電圖上的P波及QRS波羣的形成** 在講述P波（心房激動波）的產生中談到如果將探查電極置於心房壁的內膜（或外膜）的中部，P波便表現為一個由正到負的雙向波（圖13）。臨牀心電圖上所見到的P波在某些個導聯中是直立向上的，在某些個導聯中可能是倒置的，這完全看探查電極與心房相互間的位置而定。凡是探查電極的位置是在心房下面時（例如將探查電極放在橫膈處），心房的激動既是自上向下傳佈的，激動是向着電極前進，所以P波便是向上直立的。若探查電極的位置是在心房上面（將探查電極放在右肩），心房的激動便是離開它向下方進行，P波在這個導聯中便是倒置的，參考圖16便可以清晰的看出這個關係。

臨牀上QRS波羣的形狀也往往比前述的一個單純R波或QS波複雜些。為了確切的了解這個QRS波羣各個波的產生和意義，便須更詳盡的探討心室肌是如何受激而除極的。前面為簡明計，將心室描述做一個空的厚殼，整個空殼的內表面（代表心內膜）同時由傳導系統刺激，這激動再由內向外，離心地傳至整個殼的外表面（代表心室外膜）。這僅僅是一個概括的描述，實際的情形比較複雜些，但是其原理仍是簡明易懂的。

當探查電極放在一個容積導電體的表面，如果這個容積導電體內只有一組進行方向相同的電耦，它所受的影響便很單純。若有一組以上方向不同的電耦同時存在，它的電壓改變便比較複雜，因為它要受到這兩組電耦同時的影響，受較近的一組電耦的影響大些，

受較遠的一組電耦的影響較小（因  $E_p = \frac{K \cdot \cos\theta}{r^2}$ ）\*。

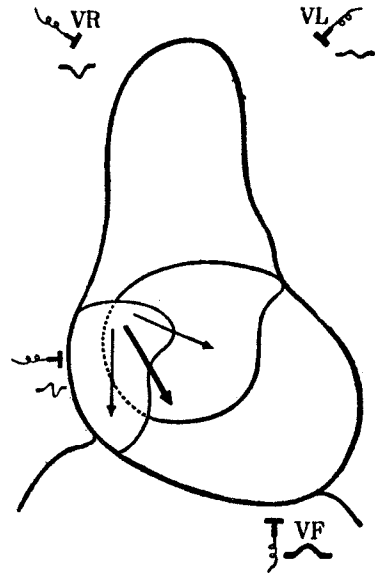


圖 16 心房除極的方向及P波的形成圖解

圖 17 便是用來解釋當左右二心室壁同時自內膜向外膜除極時，放在心室外膜的探查

\* P點的電壓決定於這一點與電源的距离( $r$ )及它與電源的角度( $\theta$ )和容積中的導電係數( $K$ )。  $E_p = \frac{K \cdot \cos\theta}{r^2}$

由上式可知距電源愈近它受的電壓影響愈大，與電源位置所成的角度愈小，電壓愈大 ( $\cos 0^\circ = 1$ )