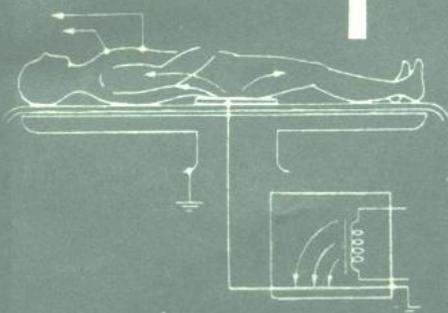


醫事電子計測技術

BIOMEDICAL MEASUREMENTS

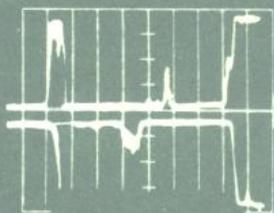
東京電子專門學校醫學電子科

吉田徹著



生理電之電子計測技術
測定機器之原理及實用
多種機器聯合使用要點
測定之紀錄與傳送方法

醫事技師
各科醫師
醫藥學院
選修教材
醫用電學
工程參考



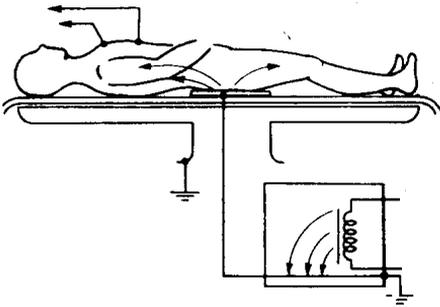
依日光譯
復漢出版社印行

應用電子參考技術

醫事電子計測技術

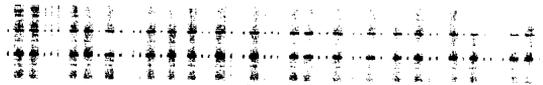
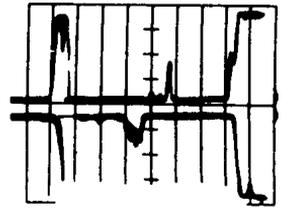
BIOMEDICAL MEASUREMENTS

東京電子專門學校醫學電子科
吉田徹著



生理電之電子計測技術
 測定機器之原理及實用
 多種機器聯合使用要點
 測定之紀錄與傳送方法

醫事技師
 各科醫師
 醫藥學院
 選修教材
 醫用電學
 工程參考



依 日 光 譯
 復漢出版社印行

中華民國七十年十二月一日出版

醫事電子計測技術

原著者：吉田徹

譯著者：依田光徹

出版者：復漢出版社

地址：台南市德光街六五一號
郵政劃撥三二五九一號

發行人：沈岳林

印刷者：國發印刷廠

版權所有
翻印必究

平裝 二元
精裝 二元三角

本社業經行政院新聞局核准登記局版台業字第〇四〇二號

序

醫用電子學是稱爲Medical Electronics或Medical Engineering的新學問，屬於醫學與工學交界領域，自需兩方面合作，才可發展。

但兩分野的協力令人有知易行難的感覺，長年從事ME工作的人更痛感如此，因醫學者不易瞭解工學分野，工學者很難瞭解醫學分野，若有工學方面也可理解的ME技術解說書，就很方便。筆者自感使命重大，多年來積極收集各種文獻、資料、型錄，特別是參考Tektronix公司Measurement Concept系列中的Biophysical Measurement，並向該公司商借各種圖面、圖表、數據、原理資料。也從各廠取得製品照片、技術資料、操作說明書、共襄盛舉。

醫用計測技術有很廣的範圍，本書篇幅有限，無法全部網羅，特別是放射線測定器，檢體檢查機器等全部割愛。

筆者長年擔任腦波計、心音、心電計等ME機器設計、開發，製造的主任技師，並任教東京電子專門學校醫學電子科的ME機器課程。文筆平易，深入淺出，讀來無辛澀感，在醫學電子化的時代，實是雙方面人士必讀的佳作。

醫事電子計測技術 / 目

第 1 篇 生物電與生理學	1
第 1 章 生物電發生器—細胞	1
1.1 細胞內部電位的發生.....	1
1.2 細胞刺激與刺激閾值.....	6
1.3 單一細胞發生的電流與外部對之記錄	
1.4 細胞群發生的外部活動電位記錄分極作用所致的進行波.....	7
的電位.....	6
第 2 章 心臟與循環系統	10
2.1 心臟血管循環系統.....	10
2.2 心臟.....	11
2.3 心臟內發生的電位差—心電圖波形.....	12
第 3 章 肌肉動作—感覺系統	15
3.1 運動單位.....	15
3.2 肌肉動作.....	15
3.3 肌肉的伺服機構.....	16
3.4 反射反應.....	16
3.5 肌肉動作中發生的電位.....	17
3.6 感覺受容器.....	18
3.7 感覺受容器因刺激而發生的電位.....	18
第 4 章 腦及中樞神經系	20
4.1 中樞神經及腦的神經細胞.....	20

4.2 腦	21	4.4 誘發電位	23
4.3 興奮及抑制電位	22	4.5 腦波	23

第2篇 測定法.....25

第5章 心電圖.....25

5.1 心電圖平面	25	5.6 前平面電極配置	29
5.2 前平面 ECG 的測定	26	5.7 橫平面 ECG 測定	30
5.3 雙極四肢誘導前平面心電圖的測定	27	5.8 箭形面 ECG 測定	31
5.4 單極四肢誘導前平面心電圖的測定	27	5.9 ECG 測定的方法	33
5.5 前平面軸誘導	29	5.10 心電圖的解讀	33

第6章 向量心電圖.....35

6.1 空間向量心電圖	35	6.5 其他的電極配置	37
6.2 電極位置	35	6.6 正常向量心電圖	38
6.3 Frank 電極配置法	36	6.7 時間刻度與方向指示	38
6.4 極性的規定法	36	6.8 測定用機器	39

第7章 胎兒心電圖.....41

7.1 胎兒心電圖的發生	41	7.5 電系障礙	43
7.2 正常胎兒心電圖	41	7.6 記錄方法	44
7.3 被驗者的準備	42	7.7 胎兒心電圖的判讀	46
7.4 電極位置	43		

第8章 血壓與血流.....48

8.1 直接血壓測定法	48	8.2 間接血壓測定法	51
-------------	----	-------------	----

8.3 間接式比較血壓測定法	53	8.5 心臟輸出(心博出量)	58
8.4 血流測定法	55	8.6 血液量	58
第9章 吸呼及體溫	59		
9.1 生理學考察	59	9.4 呼吸量	64
9.2 呼吸運動	60	9.5 溫度	66
9.3 呼吸流量	63		
第10章 腦波	67		
10.1 正常腦波的特性	67	10.6 深部電極	73
10.2 腦波用電極	68	10.7 EEG的應用	73
10.3 EEG記錄裝置	70	10.8 異常腦波的性質	74
10.4 EEG記錄類型	71	10.9 患者腦波的刻意變形(賦活)	75
10.5 特殊的EEG記錄方法	73		
第11章 誘發皮質反應 (evoked cortical responses)	76		
11.1 誘發活動電位	76	均化	82
11.2 利用微小電極的測定法	77	11.5 代表性誘發反應	85
11.3 輸入中和放大	80	11.6 刺激	85
11.4 雜訊減少對策—平均化		11.7 網膜電流圖—ERG	86
第12章 刺激—肌電圖—神經傳導	89		
12.1 刺激	89	的肌電圖	95
12.2 刺激分離	91	12.7 電性刺激中的肌電圖	97
12.3 強度/期間曲線	92	12.8 “H”反射	99
12.4 肌力學	94	12.9 神經傳導	100
12.5 肌電圖—EMG	95	12.10 反覆刺激	102
12.6 隨意肌肉動作所致			

12.11 平滑肌電位·····	102		
第13章 皮膚精神電流反射·····			103
13.1 自律神經系·····	103	13.3 利用電位檢出法的	
13.2 利用電阻變化測定		GSR測定 ·····	105
GSR·····	104	13.4 皮膚電阻·····	105
第14章 超音波測定法·····			106
14.1 超音波裝置·····	106	14.4 超音波掃描方式··	111
14.2 “A”掃描超音波		14.5 各式的比較·····	114
裝置·····	108	14.6 Dopplor 超音波裝	
14.3 時間、運動式超音波		置·····	116
波裝置·····	110		
第 3 篇 測定法及測定機器·····			118
第15章 測定法及測定機器·····			118
15.1 生物信號·····	121		
第16章 電極·····			122
16.1 電極offset電位··	122	電極·····	129
16.2 電極offset電位		16.6 針電極·····	130
的性質·····	125	16.7 微小電極·····	131
16.3 其他電極特性·····	128	16.8 電極的接着·····	131
16.4 可再使用的表面電		16.9 刺激用電極·····	131
極·····	128	16.10 各種電極的比較··	132
16.5 用完就丟棄的表面			
第17章 接地安全(grounding-safety)·····			134
17.1 安全問題的傾向··	134	17.3 感應接地電流·····	135
17.2 接地·····	134	17.4 靜電感應電流·····	136

17.5	電擊閾值·····	137	17.8	手術室的分離·····	141
17.6	測定的安全對策···	139	17.9	電烙器與除細動···	142
17.7	電源的接地·····	140			
第18章 變換器及裝置·····		144			
18.1	電阻型變換器的原 理·····	144	18.4	AC及DC電橋裝 置·····	149
18.2	不平衡惠斯登電 橋·····	146	18.5	位移變換器·····	151
18.3	用不平衡惠斯登電 橋的實際變換器裝 置·····	147	18.6	力，壓力及加速度 變換器·····	154
			18.7	非機械性量的變換 器·····	156
第19章 放大器·····		157			
19.1	連同電極使用的差 動放大器·····	157	19.5	輸入電流·····	163
19.2	同相排除 (Common mode rejection)·····	158	19.6	動作範圍，DC補 償及回復特性·····	165
19.3	輸入電阻·····	161	19.7	雜音及漂移·····	166
19.4	輸入保護·····	162	19.8	特殊用途的放大 器·····	170
第20章 信號處理裝置—演算放大器 (Signal processor-operational amplifier) ···		172			
20.1	最適合生理信號的 帶域寬度·····	173	20.4	電源周波數排除···	175
20.2	帶域寬度界限所致 放大器雜音的減 少·····	173	20.5	信號平均化所致雜 音的減少·····	175
20.3	放大器低周波響應 的限制·····	175	20.6	放大器·····	175
			20.7	演算放大器的應 用·····	177
			20.8	用演算放大器的積	

分與微分..... 178

第21章 示波器..... 180

- 21.1 示波器垂直放大
器..... 180
- 21.2 示波器水平放大器
/ 拂掠振盪器..... 181
- 21.3 示波器 CRT 表
示..... 181
- 21.4 代表性示波器..... 183
- 21.5 從屬示波器—子示
波器..... 189

第22章 脈衝振盪器與刺激裝置..... 184

- 22.1 刺激系統..... 194
- 22.2 市售的脈衝振盪
器..... 196
- 22.3 利用電力演算放大
器的高電壓或高電
流輸出..... 197
- 22.4 通過刺激分離器的
高電壓或高電流輸
出..... 198
- 22.5 心臟博起器..... 199
- 22.6 心臟除細動裝置... 201

第23章 示波器照相機..... 203

- 23.1 普通的 CRT 照
片..... 203
- 23.2 連續攝影照相機... 206

第24章 圖表記錄器..... 207

- 24.1 基本機構..... 208
- 24.2 記錄方式..... 210
- 24.3 畫入方式..... 211
- 24.4 市售的電流計記錄
器..... 211
- 24.5 特殊用途的圖表記
錄器..... 212

第25章 磁帶記錄器..... 214

- 25.1 直接式磁錄音法... 214
- 25.2 間接式 FM 磁帶記
錄法..... 215
- 25.3 磁帶輸送機構..... 218
- 25.4 其他有關磁帶記錄
器的注意事項..... 219

第26章 資料傳送與處理.....220

- 26.1 利用遮蔽纜的資料機
傳送..... 220
- 26.2 利用遙測計環的資料
傳送..... 221
- 26.3 時分割多重化..... 224
- 26.4 利用類比電子計算
機的資料處理..... 225
- 26.5 利用數位電子計算
機的資料處理..... 226
- 26.6 資料處理的適用與
利用技術..... 227

第27章 強化治療的概念.....229

- 27.1 強化治療中監視的
生理機能..... 229
- 27.2 強化治療用測定
器..... 230

附錄 1：電子機械工業會規格 AM - 1 **231**

附錄 2：..... **237**

第 1 篇 生物電與生理學

本篇旨在敘述生物體內各種現象的計測技術，依序說明在細胞、心臟、肌肉、腦等發生的生物電。

第 1 章 生物電發生器——細胞

細胞為所有生物電的發生源，生物電或電位是細胞內部與外部間產生的電位差，亦即，細胞膜兩面發生的電位差。細胞可視為被半透過性或選擇透過性膜隔離外界的離子導體。各種細胞與生物的形態有關，人體細胞是直徑 $1\ \mu\text{m} \sim 100\ \mu\text{m}$ ，長度 $1\ \text{mm} \sim 1\ \text{m}$ ，代表性的細胞膜厚度為 $100\ \text{Å}$ 。 $1\ \mu\text{m} = 10^{-4}\ \text{cm}$ ， $1\ \text{Å} = 10^{-8}\ \text{cm}$ 。

生物電為細胞內的電能源所致，或正比於遠處細胞之離子電場發生的電解質電流。電生理學調查細胞內部電位時，有的以針刺細胞內而調查，不過，通常是細胞群因電解質移動而發生電流時，從外部測定。

1.1 細胞內部電位的發生

使用微小電極測定時，細胞內的靜止電位與細胞外之間約為 -90mV ，此電位在細胞活動中的短時間內，變化約 $20\ \text{mV}$ 以內，細胞活動是由於遭受某種刺激波。細胞電位的發生可用 1950 年代發表的 Hodgkin - Huxley 學說說明，也發表實驗數據與計算值一致的公式。以下簡單敘述。

細胞內容物主要為鈉 (Na^+) 與鉀 (K^+) 離子的溶液，細胞內的離子濃度顯著異於細胞外部的離子濃度 (圖 1.1)。根據初步的離子說，

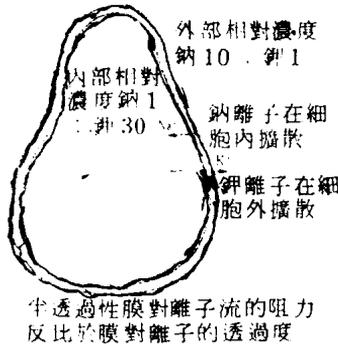


圖 1.1 細胞內的鉀與鈉離子濃度

，在適當的條件下，水溶液的離子濃度分佈差會在其濃度差部份發生電位差，例如，離子濃度有差的溶液被半透過性（對該離子而言）膜分隔時，產生某種電位差（圖 1.2），此電位差稱為化學電位傾度，以 Nernst 關係式表示如下：

$$\text{電位差 [mV]} = 61.6 \log \frac{\text{膜一方的濃度}}{\text{膜另一方的濃度}}$$

對 1 價 1 價的離子溶液，Nernst 公式可簡化如下：

$$\text{電位差 [mV]} = 61.6 \frac{U - V}{U + V}$$

其中，U：通過膜的負離子移動度

V：通過膜的正離子移動度

圖 1.2 中，37 °C，濃度比 10 : 1 時，氯與鈉的相對移動度分別為 65.4, 43.6，將此值代入 Nernst 公式，得

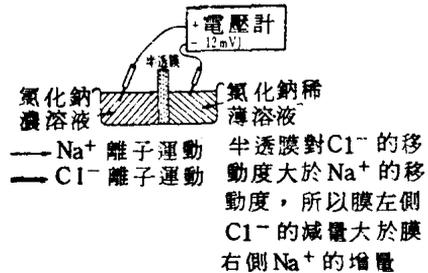


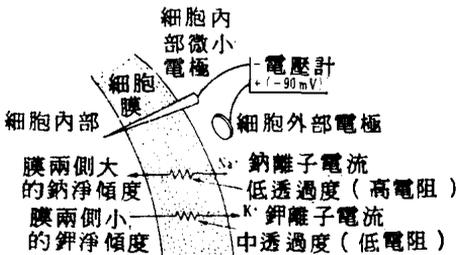
圖 1.2 2 溶液間離子濃度差所發生的電位差

$$\text{電位差 [mV]} = 61.6 \frac{65.4 - 43.6}{65.4 + 43.6} = 12 \text{ [mV]}$$

其中， U ： Cl^- 的移動度（負離子的移動度）= 65.4

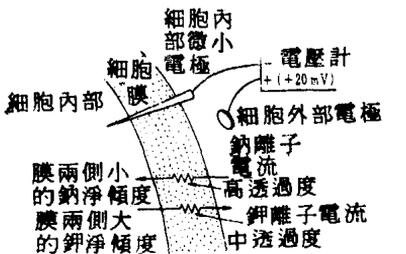
V ： Na^+ 的移動度（正離子的移動度）= 43.6

如圖 1.2 所示，此電位差可用電壓計確認。此電位差異於有生命的細胞，隨擴散的進行而下降。通過半透膜的離子運動所致的離子電流關連膜的透過度與離子通過膜而移動的傾度。此傾度稱為淨傾度。包括化學傾度與電學傾度。化學傾度如 Nernst 關係式所示，乃濃度差所發生的傾度。電學傾度為其他原因所致膜兩側的電位差。實驗結果。細胞膜兩側的鈉與鉀離子有顯著的濃度差。人的神經細胞如圖 1.1 所示，鉀離子濃度約為細胞外液體中濃度的約 30 倍。鈉離子濃度是外部液體中約為細胞內的 10 倍。現設細胞在靜止狀態或分極狀態（圖 1.3(a)），在此狀態，膜對鉀離子有中等透過性，亦即，鉀離子因膜有中等電阻，所以容易通過。但此膜對鈉離子幾為不透過性，對鈉離子的通過有高電阻。但因淨傾度大，促進鈉離子往細胞內部移動。此淨傾度為細胞膜兩側鈉離



(a) 分極細胞的離子電流狀態

大鈉 Na^+ 淨傾度及低透過度數的鈉離子電流與小鉀 K^+ 淨傾度及中透過度產生的鉀離子電流平衡



(b) 脫分極細胞的離子電流狀態

小鈉 Na^+ 淨傾度及高透過度產生的鈉離子電流與大鉀 K^+ 淨傾度及中透過度產生的鉀離子電流平衡

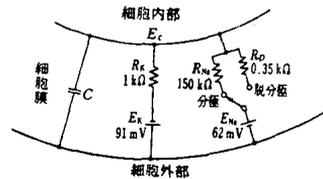
圖 1.3 細胞離子電流

子濃度比 10 : 1 所產生的化學傾度與細胞內靜止電位所致 90mV 電學傾度之和。出自細胞內的鉀離子運動所致的淨傾度遠小於淨鈉傾度。膜兩側鉀離子濃度比 30 : 1 所致的大化學傾度為淨傾度。但此化學傾度與細胞內靜止電位 90mV 所致的電學傾度成反方向。因而膜對鈉離子幾何不透過，不過，淨傾度高。反之，膜對鉀離子為中等透過度，但淨鉀傾度低，結果，鈉與鉀電流相等，鉀電流與鈉電流平衡，電流成為零，通過膜的淨電流為零，細胞內電位不變。電位保持靜止電位 -90mV，實際上，此靜止電位 -90mV 取決於鈉與鉀電流平衡所必要的細胞內部電位。

細胞被外部刺激源刺激時，刺激點的膜特性顯著變化，離子電流也變化。刺激後，膜對鉀離子 (K^+) 的透過性不變，但對鈉 (Na^+) 的透過性改善。亦即，對鈉離子的電阻相當低，鈉離子流增加。此離子流的增加是比出自細胞的陽離子流多的陽離子流流入細胞內，內部細胞電位從 -90mV 變化到鈉與鉀離子流平衡。此電位變化使通過膜的淨鈉傾度減少，淨鉀傾度增加，分別導致鈉離子流增加，鉀離子流減少。此現象持續到再得電流平衡，此時，細胞內部電位成為 +20mV，成此狀態時，細胞成脫分極狀態，細胞充分達脫分極狀態的話，膜的特性回復刺激前的狀態，亦即鈉離子流顯著低於鉀離子，因而，隨此狀態的進展，細胞內部電位開始成為負，最後達 -90mV 的細胞靜止電位。

圖 1.4 為細胞膜的近似電路，嚴格說來，電路中的電子流與通過細胞膜的離子流並不等值，不可視為等值電路。規定電阻反比於膜的相對透過度，假設鉀、鈉的濃度比，也可決定分極狀態，脫分極狀態的細胞內部電位，此假定值近似實際測定細胞所得的值。現如下假定此值。

$$R_K = 1 \text{ k}\Omega, R_{Na} = 150 \text{ k}\Omega, R_D = 0.35 \text{ k}\Omega, E_c: \text{細胞內外部電位差}$$



- E_c : 相對於細胞外部的內部電位
- E_K : 膜兩側的鉀離子濃度差所致的 Nernst 電位
- E_{Na} : 膜兩側的鈉離子濃度差所致的 Nernst 電位
- R_K : 相對於鉀離子流的膜相對透過度
- R_{Na} : 細胞在分極狀態時，相對於鈉離子流的膜相對透過度
- R_D : 細胞在脫分極狀態時，相對於鈉離子流的膜相對透過度
- C : 細胞容量

圖 1.4 細胞膜的近似電路

對外部的內部鉀離子濃度 30 : 1 對內部的外部鈉離子濃度比 10 : 1
此時

$$E_K = 61.6 \log \frac{30}{1} = 91 \text{ mV} \dots\dots\dots \text{Nernst 公式}$$

$$E_{Na} = 61.6 \log \frac{10}{1} = 62 \text{ mV} \dots\dots\dots \text{對 } E_K \text{ 成逆極性}$$

對於分極狀態的細胞，

靜鉀電流 + 淨鈉電流 = 0

$$\frac{\text{淨鉀傾度}}{R_K} + \frac{\text{淨鈉傾度}}{R_{Na}} = 0$$

$$\frac{\text{鉀化學傾度} + \text{鉀電位傾度}}{R_K} + \frac{\text{鈉化學傾度} + \text{鈉電位傾度}}{R_{Na}} = 0$$

$$\frac{E_K + E_c}{R_K} - \frac{E_{Na} + E_c}{R_{Na}} = 0$$

$$\frac{91 \times 10^{-3} + E_c}{1 \times 10^8} - \frac{62 \times 10^{-3} + E_c}{150 \times 10^8} = 0$$

$$E_c = 90 \times 10^{-3} = -90 \text{ mV (分極狀態)}$$

同樣對於脫分極狀態的細胞，以 R_d 置換 R_{Na} ，得

$$E_c = +20 \text{ mV (脫分極狀態)}$$

如圖 1.3 (a)(b) 所示將微小電極插入細胞內，施加刺激，則微小電極輸出如圖 1.5 所示，此波形稱為“細胞活動電位”。生物電學的電流異於電子工學的電流。生物電流源自導電性液體內的正或負離子運動。離子有一定質量，在液體中移動時遭受阻力，所以速度有限，以致細胞活動電位有一定的上升時間及下降時間。細胞膜面的離子濃度傾斜由細胞的新陳代謝能量維持。此能量逆向細胞內部、外部擴散的濃縮離子所產生的

離子傾度，抽出 (pumping) 離子，此動作稱為鈉-鉀泵浦。

1.2 細胞刺激與刺激閾值

細胞膜遭受離子電流時，細胞受刺激，亦即成為脫分極狀態，其次成為再分極狀態。離子電流有其他細胞發生者，當成神經脈衝而存在的離子電流所致者，人為外部電流刺激發生者。夠量的正離子施加於細胞內部，電位從 -90mV 減少到約 -60mV ，則細胞成受刺激的狀態，一度達此閾值時，即使刺激源未對細胞內部施加任何正離子，細胞也成脫分極狀態。刺激若不

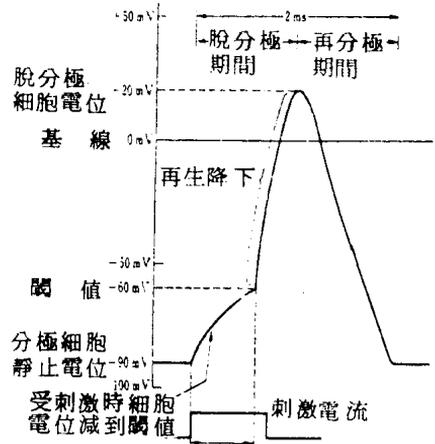
達某最小值以上，細胞不成脫分極狀態，也不發生任何活動電位。此最小值稱為刺激閾值。超此閾值的刺激為電流與時間的函數。可以短高的電流脈衝或長低的電流脈衝超過此值 (圖 1.5)。

有關活動電位的能量乃因細胞本身內部的代謝作用而發生，並非源自刺激，欲使細胞回復刺激前的狀態時，需要一定時間 (不感期) 使細胞內部進行代謝作用。神經系的大部份細胞有不感期，不感期分為 2 部份，第 1 期間為再強的刺激也不成脫分極狀態的期間，稱為絕對不感期，第 2 期間是刺激超過正常閾值的話，就發生脫分極作用的期間，稱為相對不感期。

1.3 單一細胞發生的電流與外部對之記錄的電位

細胞因脫分極作用，再分極作用而發生的電位可用微小電極記錄，在一般的電生理計測中，是在活動細胞外部設置電極而記錄。使用外部電極可記錄數百個細胞的活動。在此暫只考慮 1 個細胞。

以外部電極記錄時，在通電流的期間，在電極間發生活動電位，亦



刺激電流不變化而成一定值時，發生活動電位所需電路刺激最小幅度

圖 1.5 細胞活動電位 (用微小電極記錄的內部電位)