

生理学与医学中的电测量



人民卫生出版社

生理学与医学中的电测量

乔·阿·施敏格 著

华 蕴 博 译

欧 梁 揚 校
梁 竹 薰

人民卫生出版社

一九六〇年·北京

内 容 提 要

本書对实验生物学与医学中常用的电学测量方法作了相当全面的介绍, 收载了著者独创的一些线路图和生物物理方法。書中主要内容有: 时值测量法、人体活组织的电阻测量、肌肉生物电的描记与测量、心电图描记术、心脏听诊现象的放大和播送、脑电描记术、脉搏频率的描记、心音描记术、氢离子浓度的测定等。著者对所测量之各种生物现象的机理作了简单扼要的说明, 对测量方法、测量系统的配置都作了详细的描述。

此書可供生物学家、生理学家及医学技术人员等作为工作中的参考。

Г. А. ШМИНКЕ

ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ В ФИЗИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

Медгиг—1956—Москва

生理学与医学中的电测量

开本: $787 \times 1092/32$ 印张: $6\frac{7}{8}$ 字数: 152千字

华 蘊 博 譯

人 民 衛 生 出 版 社 出 版

(北京書局出版業務許可證出字第〇四六号)

·北京崇文区禄子胡同三十六号·

北 京 市 印 刷 一 厂 印 刷

新华书店科技发行所发行·各地新华书店经售

統一書号: 14043·2258 1960年7月第1版—第1次印刷
定 价: 0.95 元 (北京版)印数: 1—4,000

在我看来，科学的工作观念
应该是测量的观念。

A. A. 烏赫托姆斯基

序 言

目前，在生理学所采用的許多研究方法中，生物物理学方法正得到日益广泛的应用。

近年来，于由物理学的許多成就，在完整机体条件下研究个别器官和組織的机能，以及在与外界环境相联系的条件下研究机体机能状态，有了广闊的可能性。

动物和人的机体状态在頗大程度上决定于神經系統的状态，因为后者經常监督和調节着一切組織和器官的机能。代謝过程的微小改变都会导致組織的理化性質的改变。通常用測量溫度、导电性和生物电位的方法檢查組織內的理化过程，以判断机体的状态及其随時間的改变。

巴甫洛夫在实验安排方面总是支持新技术的措施，因为它能使研究更为精确。应当回忆一下曾与依·彼·巴甫洛夫同事多年的迦尼克(Е. А. Ганике)，他曾根据自己的研究任务拟訂了供实验室用的实验技术。在生理学研究技术中包含有日新月異的电子仪器的今天，生物学家和工程师間的友誼合作是更加必要的了。

本書对生理学工作中所采用的电学測量法作了概述。电学測量中的某些綫路圖和生物物理方法乃是作者所独創的設計方案。

本書中所闡明的远，不是已成功地用于生物学研究的現代电測量法一切有关問題。

作者希望，这本手冊性質的書能对研究应用生物物理学問題的生物学家和工程师們有些用处。

作 者

目 次

第一章 活組織刺激用的電流的獲得和測量	1
電流和興奮閾	1
時值測量法	5
機能靈活性的測量	11
用遞增梯度電流測量組織的興奮性	17
電極化的測定	23
刺激綜合作用的測量	25
人體活組織的電阻測量	27
在生理學測量中所用的各種波形電流的獲得方法	42
活組織電學測量的特性	52
第二章 組織電位的測量與記錄	58
活組織表面電位差的測量	58
示波測量術和放大器	64
肌肉的生物電流的測量與描記	98
心電描記術	101
腦電描記術	111
測量腦電活動的一些技術方法	120
大腦皮層綜合性生物電效應的測量和縮影示波圖的獲得	125
生理反應潛伏期的測量	133
第三章 活組織的溫度與熱輻射的電測法	141
溫血動物的體溫測量	141
熱電效應	143
熱電偶的構造	144
電流計	147

热电偶补偿测温法	152
电阻温度计	155
温度的遙测法与温度示波圖描記法	159
活組織的热輻射測量	163
第四章 心臟血管系非电性活动指标的研究法	169
脉搏頻率的記录	169
脉搏波傳播速度的測量	173
心音描記术	177
心臟听診現象的放大和播音	179
血液动力学的冲击測量法	181
活組織电阻变动成份的測量	186
第五章 实验生物学与医学中的若干电测法	192
动物一晝夜的运动性活动的測量	192
条件性运动反射的記录法	193
血氧动力学的測量	196
X光片的黑影密度測量	198
氫游子濃度的測定	201
参考文献	208

第一章 活組織刺激用的电流 的获得和測量

电流和兴奋閾

兴奋性是可以被定量測量的活組織的基本特征之一，也就是在各种刺激作用下轉入兴奋状态的能力。兴奋性是以能引起被研究組織最低兴奋的最弱刺激的强度(閾刺激)来度量的。

在測量兴奋性时通常是用电流作为刺激物的。电流在一定限度內不会使組織發生不可逆的变化，並且易于作定量和定性的控制。

兴奋性是以刺激电流强度的倒数来表示的：

$$E = \frac{1}{I},$$

式中：E 为兴奋性，I 是能在組織內引起兴奋的最小电流(閾电流)。

由此可知，閾电流值愈大，則兴奋性愈小。

在医学和生理学中常常須要測定神經肌肉标本的兴奋性。在測定神經肌肉标本的兴奋性时，是以肌肉的最小收縮(肌肉的最小收縮可用特殊仪器来檢測或观察)作为刺激电流是否为閾值的指标。

电流在測量時間內通过活組織，改变組織的机能状态，所以电流的質和量的特性在生理学的一切电測量中都是很重

要的。

在电流刺激作用下組織內兴奋过程的發生是用兴奋的离子学說来解釋的(Пазарев, 1923)。这个学說的基本概念是: 电流刺激在組織內引起了离子濃度的改变, 而这正是生理效应的原因。这个概念和列勃(Лев)的實驗十分符合, 他証明, 只要細胞与細胞周圍环境內的离子处于一定的質和量的关系时, 組織將保持着兴奋性。

組織內离子重分佈过程是和時間有关系的。

从物理化学的观点看来, 电流作用时在組織內發生两个对立的过程: 一方面是半透性細胞膜的二边离子濃度在升高, 另一方面这些离子又在弥散开去。弥散性恢复过程是随時間發展的。因此要形成發生兴奋所必須的临界离子濃度, 必須有一定的电量以一定的速度通过組織。

关于这方面的無數实验都証明: 电流强度及其作用時間是測定組織兴奋性的二个参数。

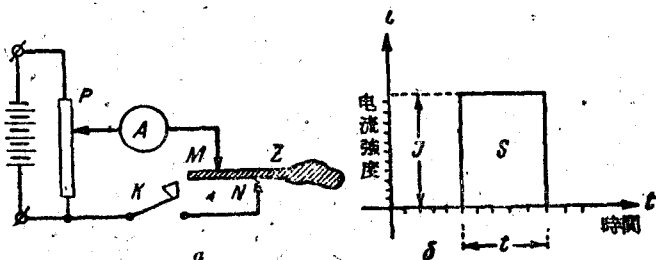


圖1 由电鍵的通断来获得矩形电脉冲

如把电极 M 和 N 放在神經肌肉标本 Z 上並給予矩形电脉冲, 則在一定条件下肌肉會發生收縮反应(圖1)。当振幅值 I 和作用時間 t 一定时, 單个电脉冲 S 可引起兴奋波。

电压从零漸次增加时, 电流 i 也随着增加(移动电位計 P 的滑

桿,然後用电鉗 K 發送出單个脉冲),可將活的組織導入閾興奮。也可以調节电鉗 K 的接通時間來改變矩形电脉冲的作用持續時間 t 。假如从最小值開始改變电流的作用時間,那末刺激电流的閾值和它的作用時間之間存在着一个普遍規律,这个規律适用于所有的活組織(圖 2)。

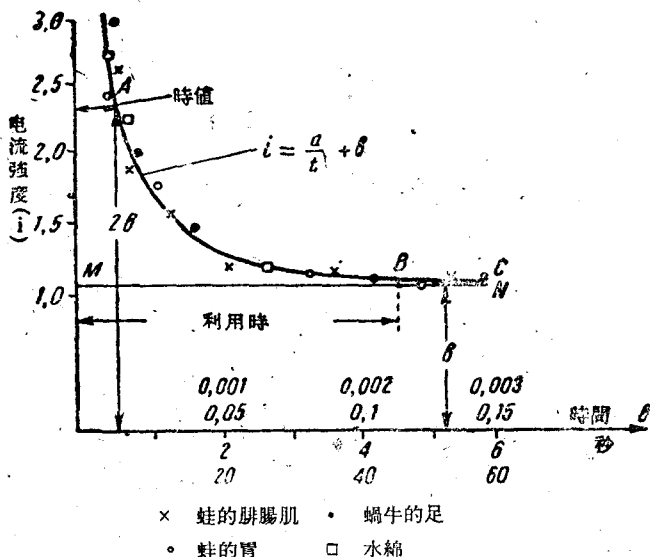


圖 2 閾电流强度(i)与其对各种組織的作用時間(t)的关系

ABC 曲綫是符合魏氏 (Вейсс) 方程式的双曲綫:

$$i = \frac{a}{t} + b,$$

式中:

i ——刺激电流的强度;

t ——获得閾效应所必需的刺激电流的作用時間;

a 与 b ——常数。

i 軸以及水平直綫 MN 是双曲綫的漸近綫。双曲綫上 B 点右方实际上与 MN 綫是重合的。在这段曲綫上閾电流的作用時間实际上是無关紧要的。对時間短暫的电脉冲來說 (B 点左方的曲綫部份) 引起閾效应所必需的脉冲作用時間, 在很大程度上决定于作用电流的强度。这一段曲綫称为“利用时”区。

从魏氏方程式可以得出二个公式。如果电流作用時間 (t) 非常短, 則 $\frac{a}{t}$ 比值很大, b 項可以略而不計, 这时的魏氏方程式就变为下式:

$$i = \frac{a}{t} \text{ 或 } a = it$$

拉柴列夫氏 (1934) 認為这种簡單的反比关系之所以存在于非常短暫的时间範圍內, 是因为在电流作用時間內的弥散过程还来不及减弱極化效应之故。相反, 在 BC 区内 (圖 2) 時間 t 很長, 所以 $\frac{a}{t}$ 比值很小, 可以略而不計。这时候 i 成为常数, 即 $i = b$ 。

常数 b 就是脉冲时限十分長的电流閾强度。

努氏 (Nernst) 的理論和实验証明了, 因离子弥散开去發生毀極化的时限服从下列公式:

$$a = i\sqrt{t} \text{ 或 } i = \frac{a}{\sqrt{t}}$$

式中: a 为常数。

不难發現努氏所導出的公式和魏氏公式不相一致; 但是在一定的“利用时”区内它是被实验所証实的。这种情况說明魏氏公式与努氏公式都只是局部情况, 而更普遍的規律至今尚未确定。在这方面納索諾夫 (Д.Н. Насонов) 与罗森塔爾

(Д.Л. Розенталь, 1953)的研究是很有意义的。他們根据实验經驗确定了电流值与其作用時間之間的新关系。

兴奋閾也可用正弦形交流电测定。这时，努氏所导出的公式为：

$$a = \sqrt{\frac{i}{f}} \quad \text{或} \quad i = a\sqrt{f},$$

式中：

i ——电流的閾值；

f ——頻率；

a ——常数。

这个公式說明了：交流电頻率的增加使其在組織內所引起的电化学效应削弱，而閾电流强度相应地提高。

原則上兴奋閾可以用任何形式的电流来测定。但是以复杂形式的电流来测量兴奋閾是毫無意义的，因为这样做只能使組織在極化与毀極化時間內所發生的关系更难理解。

在测定作为組織机能状态指标的閾电流值时，应經常注意其特性的恒定性。

时值测定法

研究家們为了定量测定活組織的机能特征，曾設計了很多研究方法。

拉披克氏 (Lapicque) 所提出的时值测定法就是在魏氏的双曲綫上确定两个点。因为研究不同組織时(參看圖 2)双曲綫上的“利用时”区的持續時間各不相同，所以研究者不可能預先选定“利用时”区曲綫段上的点。但是“利用时”区中的这些点正是研究者特別重視的，因为这些点說明着与極化和毀極化效应相关的組織內过程的灵活性。

拉披克氏曾提出了測定這些點的簡單方法。按照拉披克法，首先要測定的是作用時間相當長（較“利用時”為長）的閾電流強度，這個電流強度也就是魏氏方程式中的 b ；然後將已知電流強度 b 的值加倍，求出電流強度 $2b$ 引起閾刺激效應時的最小作用時間（時值 chr ）。這樣，這個方法便能使所測出的點自動地落在該組織的“利用時”區之內。

曲線方程式的數學分析可以得出近似的結論：組織的特征可用 ABC 曲線上的二個點來表示，也就是作用時間長的閾電流值的 B 點和相當於 B 點電流值二倍的 A 點（參見圖 2）。

拉披克把 b 值叫做強度基，以二倍於強度基的電流來引起閾效應所需的最短時間叫做時值。強度基的數值以毫安或伏特為單位來表示，時值的數值以時間單位來表示。

如以 $i = 2b$ 或 $t = \text{chr}$ 代入魏氏方程式，則可以得出：

$$2b = \frac{a}{\text{chr}} + b, \text{ 或 } \text{chr} = \frac{a}{b}$$

組織的時值的增加表示反應時間的增加，反之亦然。

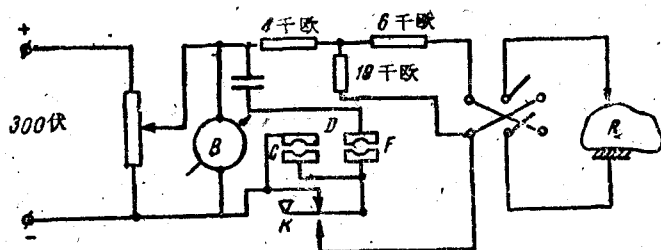


圖 3 測定時值的線路

拉披克的時值測定法曾不止一次地遭受批評（Лазарев, 1934; Насонов 與 Розенталь, 1953）。但是這些批評都不能舉出有力根據來否定時值測定法的用處。

在测定时值时,为了时间的定量,曾设计过各种各样的颇为复杂而且使用不便的自动开关。可以回忆一下,魏氏在他自己的实验中就曾经采用獵枪的方法。这个方法的实质是利用从枪筒中飞出的子弹在它的弹道上启动了二个接触点。

现在,时间的定量主要是用电容器法。不同的电容器的放电速度由 RC 的值决定。其中 R 是电容器放电所通过的电路电阻,而 C 是电容器的电容值。电容器放电所通过的电路上的电阻愈大,电容器的电容愈大,则电容器的放电速度就愈慢。

电容器、充电装置与研究对象按圖 3 的綫路联接。如在上述电路中將轉換开关 D 在 C 处接通,則按下电鑰 K 时就有直流电通过研究对象(电阻 R)。电路的这种接法可以测定强度基。如將接触点 F 接通,电容器便接入电路並能在接向研究对象的电路中放电。电路中有可变电容器或电容箱时,就可以选取相当于組織兴奋閾的放电电流以最短时间通过的电容。

因为电容器的放电速度决定于 RC 值,电容器放电所通过的电路电阻 R 应尽可能地恒定。活組織的电阻是不恒定的,因此組織要通过特殊分路装置再接入电路。电阻 4 千欧、10 千欧、6 千欧和电阻 R 組成一个等效电阻系統,这个系統的电阻是很少随 R 变化的。当电阻 R 在 20—50 千欧范围内变化时,电路中总的等效电阻值的变化不超过 10%。

电路电阻恒定时,电流通过研究对象的时间仅由电容器的电容量而定。將电容器法测得的时值和矩形脉冲法测得的时值加以比較,就能求得这二种测量法之間的比例系数如下:

$$t_x = 0.37RC,$$

式中,

t_x ——用矩形脉冲测得的时值的时间(以秒为單位);

0.37——比例系数;

R ——电容器 C 放电所通过的电路电阻(兆欧);

C ——电容器的电容量(法拉)。

因为实际上电路中所用的电容是以微法为單位的,而电容器放电电阻是恒定的(約 10 千欧),所以計算时值的公式可简化为下式:

$$t = 3.7C,$$

式中:

t ——时间(毫秒);

3.7——比例系数;

C ——电容量(微法)。

比例系数 0.37 是在無数次实验中求出的。不同的学者指出这个比例系数的变动范围为 0.23—0.47。如果在测定时值时探究一下实验的物理意义,那末系数的不恒定是可以理解的。由电阻 4 千欧、10 千欧、6 千欧所組成的分路(参看圖 3),仅是电容器放电时间的稳定器。必須指出,引起兴奋波的閾值不仅决定于电流的作用时间,而且还决定于电流强度。因为研究对象是分路系统中的并联支路,这个系统中的电流分配服从基尔霍夫(Кирхгоф)第一定律。通过研究对象的电流值將取决于本身的电阻值。研究对象的电阻变化在时值测量上可能造成很大的誤差。

时值测定法应用于完整机体时,应注意到皮肤的接触电阻会使时值离开真值很远。

虽然时值测定法有很多缺点,但它仍具有令人滿意的准确性,并且成功地应用在临床诊断上。

現代的电容器时值計線路如圖 4 所示。电路由照明系統

的交流电供电。在设计电容器时值计时，应考虑很多基本要求，以便保证整个装置在工作上的精确性。二极管整流器的电源必须保持稳定的电压，输出直流端的电压变动不应超过1%。图4电路中整流装置的电源是预先用铁磁稳压器CT稳压的。整流器的滤波器是由扼流圈D与电容器C₁与C₂组成的，滤波器应使整流出来的电流纹波充分平坦。电容箱是电容器时值计的重要组成部分。电容箱应包含下列电容值：0.001；0.002；0.002；0.005；0.01；0.02；0.05；0.1；0.2；0.5；1；2；2.5 微法，以便使总电容可在0.001到10微法的范围内改变。

电容器要用质地优良的电介质使漏电很小，大多数电容器时值计的电荷转移过程是用手操纵的(图5a)。

如果电容器的漏电情形很严重，在用电键K从m点换向n点的电荷转移时间内通过电阻R的电量就没有一定的值。电键K从m点换向n点的过渡时间也会因手按电键的轻重而有所不同。在电容器有很大漏电时，误差可以非常大。

在新式电容器时值计中所用的电容器，当电介质的质地优良时它的电容值的精确度可达2%(电学测量中的标准电容器)。作为将电容器自充电侧换接到分路系统上去的换向装置应采用高速自动开关。高速自动开关能使电容器的电荷转移时间保持恒定(图5b)。在这种结构中电键K将自动开关D的电磁系统和电源接通。电荷转移将始终保持同一速度。

应当注意的是使高速自动开关工作时没有声音。

分路装置的电阻是3瓦的炭阻，电阻的实际值和标称值的出入不应超过2—3%。检测电压用的伏特计最好是三个量程15—150—300伏的带有镜式标尺的。伏特计的运动系统应有良好的阻尼。