DOI:10.16016/j.1000-5404.1981.01.024

液去掉，否则下滴溶液到来无法记录，影响实验效果的准确性。为了克服传统式记滴器的缺点，利于实验准确顺利进行，我设计制作了这种简易光电记滴器。

工作原理：

电源用超小型指示灯

BG_1，BG_2为3DG$_6$。

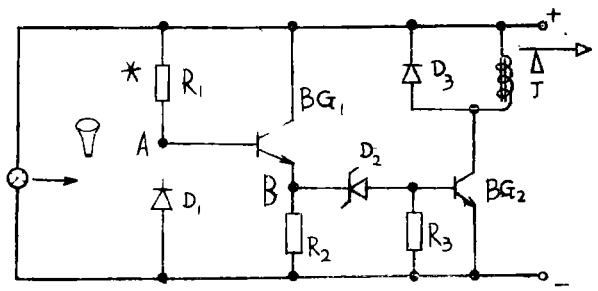
R_2 6.8KΩ1/8W

R_3 10KΩ1/8W

C_1 2AU$_1$

D_2 2CW$_{10}$

J为1400Ω电磁铁。



光电记滴器原理线路图

此记滴器为暗通式，当有液滴通过而光线被遮时，光电二极管D_1呈现高阻，A点电位升高，B点电位跟随升高，当B点电位升高到使稳压管D_2击穿导通时，BG_2导通，电磁标J吸合。液滴过后光照时，光电二极D_1，呈现低阻，BG_2截止，电磁标J释放。

此记滴器制作容易，照线路图装好后，只需调整R_1改变它的灵敏度，光源对准光电管即可，其它不需调整。溶液及任何物体，只需遮光一次，均可以准确的记录一次，用电极省，整机耗电在100mA以下。

综　述

肌电图的电子计算机分析

第一附属医院理疗科　吴宗耀

肌电图图形十分复杂，常规手工操作既费时又费力。由于电子计算机技术的进步，现在能够将肌电图的各种参数客观地进行定量分析，产生了“定量肌电图”一词。本文仅就电子计算机在肌电图诊断中的应用作一简单介绍。

电子计算机处理肌电图大致有以下一些环节：

一、中间记录

肌电图的计算机处理可以是联机的。但为了增加计算机的利用率，采用脱机处理较为合适。即使用磁带机作中间记录，然后送入计算机处理。有时由于计算机的存储容量有限，一次能处理的肌电图时间不长，也有必要利用模拟式磁带机作中间记录。

要使记录的肌电图没有畸变，磁带机的低频响应应达到1～10赫，高频响应应该达到2～20千赫。普通录音机的直接模拟记录频响不低于40～50赫，完全不适于记录肌电图。脉宽调制或二次调制等方式的磁记录的精度和信噪比都好，但高频响应太差。为了兼顾磁带记录的频响、带速和成本，普遍采用单调频制。

分析肌电图常需同时分析肌力及协同肌活动等相关信息，故磁带机应有多路记录。

国外市售宜于肌电图记录的调频式磁带机型号甚多，较好的在1/4吋宽的磁带上有7道磁路，在7.5吋/秒的带速下频响达0—10千赫，信噪比在40分贝以上。我们曾和工厂协作，将国产601型磁带机改装，在1/4吋宽的磁带上作成4道磁路，在19.5厘米/秒的带速下频响0—

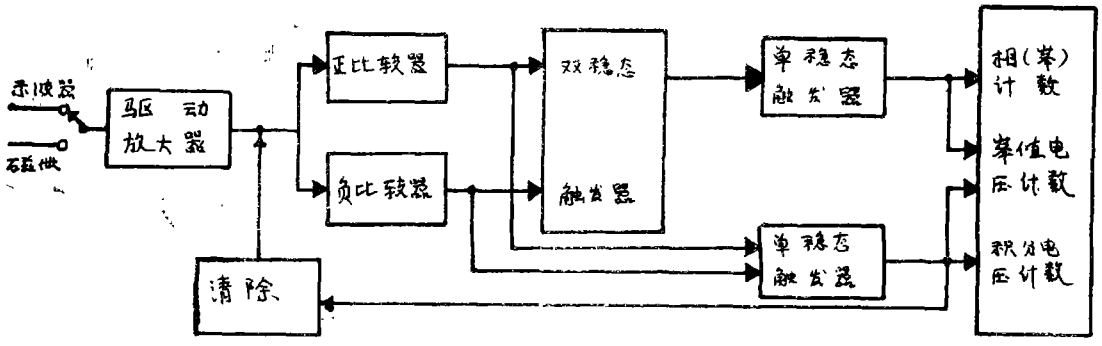
?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.

5千赫，不过信噪比较低。其实也可利用市售立体声录音机，自制调制和解调线路，可以有两个调频通道。这样频响、信噪比和成本都能适当兼顾。

调频式磁带机的另一个作用是快录慢放，减少对于后级处理仪器的要求。如Grieve以30吋/秒的速度记录肌电图，然后用3$\frac{3}{4}$吋/秒的带速回放，以1.25千赫的速度数字化，就相当于实时以10千赫的速度数字化。Epstein也利用这种办法用墨水描记肌电图。

二、数字化技术

肌电图的计算机分析首先应当将肌电图信号予以模—数转换。这方面以Fitch的方法最具代表性，1974年Graegory改用集成电路实现Fitch的方法。该法的方框图如图一。



图一　下游认同一个MUAP的分析程序

该电路的特点是程序十分简单，能把多种肌电图参数一次分离出来，这包括运动单位活动电位（MUAP）的积分电压、平均电压、峰值电压、相（峰）数、首相极性等。它既适于分析孤立型肌电图，也适于分析干扰型肌电图。特别是它采用交流耦合，计算电压取峰—峰值而不考虑基线，符合实用的肌电图概念。该电路的精度决定于比较器参考电压的大小，而后者又受噪音水平和转换速度的限制。由于中间磁带记录和终端荧光屏显示精度的限制，一般取比较电压20—300微伏（等效于肌电信号电压），或荧光屏上1毫米高度。

三、运动单位活动电位的分离

计算机分离运动单位活动电位的基本方法是Kunze等发展的，国内也曾采用它。其程序如下：

首先将肌电信号整流，然后根据噪音大小确定一个阈电压。阈电压以上的信号被整形为小方波，每个小方波代表一个相。相连的几个相的前后若干毫秒没有其它电位出现时，这几个相就算作一个MUAP。

阈值的选择十分重要。阈值过高将漏记振幅小的电位或电位中振幅小的成分，后者将使MUAP的时限缩短。Lang证明放大倍数增加20倍时，MUAP的时限可增加1倍多。阈值过低则将把噪音误记为MUAP。故阈电压必需高于噪音电压是基本要求。而且阈值法比照相法测得的时限短15～20%是其缺点。

为了克服阈值法的上述缺点，可以采用坡度认别法。即以电压变化大于20微伏/0.6毫秒算作MUAP的开始，而电压变化小于4微伏/1.6毫秒作为MUAP的结束。

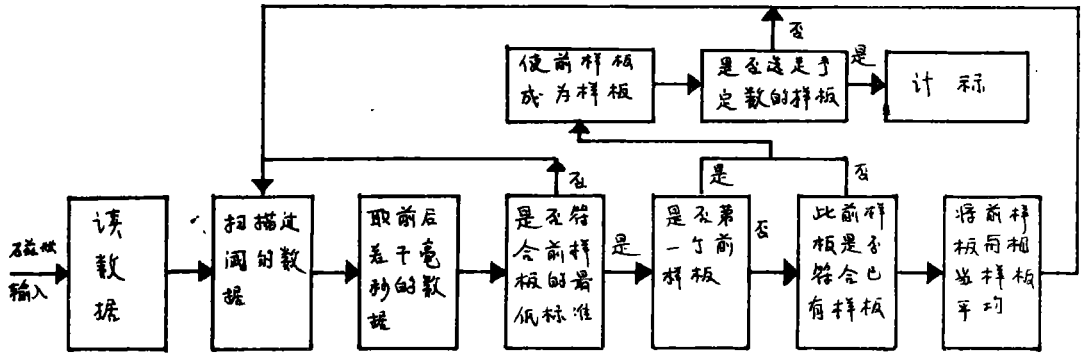
常规分析时是拍摄孤立型肌电图，找到重复出现数次的同样的波形，就算是同一个MUAP。前面的方法可能将多个MUAP的重叠图形算作一个MUAP，更必然将一个MUAP的重复出现

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.

算作多个MUAP。必须借助复杂的程序，才能在多样的肌电图信号中将真正同一的MUAP挑选出来。挑选法有半自动的和全自动的两类电子计算机程序。

半自动的程序是计算机根据阈值法或坡度法将活动电位挑选并显示在荧光屏上，由操作者辨认是否可以作为一个MUAP的样板（template）。如果同意则电子计算机继续扫描，寻找有无相似的波形，若有，则逐次将相似波形与样板平均，形成新的样板。此法还可以从重叠的波形中减去某一样板，以分析重迭波形是由那几种样板重迭而成。

全自动分离MUAP的程序如下。



图二 辨认同一个MUAP的分析程序

这里有两个重要的步骤，一个是设置前样板的最低标准，它可以是前述MUAP分离中设置的标准，也可以作其它的规定。另一个是比较诸活动电位是否是同一个MUAP的重复出现。

所谓两个活动电位同一或相似是将两图形逐点比较，其差值的绝对值或平方值之和小于一定值。此差值限制过严将把同一MUAP的变异误作两个MUAP，过宽则将使两个MUAP误为一个。一般说来失之过宽不如失之过严。因为过严使一个MUAP误作了两个MUAP时，显示结果时操作者很容易辨认出来，然后再将两者合并计算是很容易的。但标准过宽而将两个MUAP误为一个MUAP以后则是无法纠正的。也有根据正负相的顺序、振幅及时间间隔等其他条件来辨认的。

四、运动单位活动电位的参数和运动神经传导潜伏期的测量。

1. 相数和电压的测量　前述数字化技术中已经将相数和电压数字化了，只需按要求累计或分类计算相数和电压即可。电压有峰电压和积分电压等算法，计算精度有0.1～1.6%不等。相数则有过零为相（phase）和以电压换向为峰（peak，turn）两种算法。还可以计算每相的峰数。可以分别计算它们的分布和平均数。

2. 时限　MUAP的起止时间已在MUAP分离时决定，在起止时间内输入10千赫或100千赫的时钟脉冲，计算时钟脉冲数就可确定MUAP时限，其精度分别为0.1和0.01毫秒。实际上不必如此精确。Kopec等将时限以0.8毫秒为组距，可以鉴别神经病和肌病。而Magora将干扰型肌电图的峰时限以1毫秒为间距，也很容易鉴别神经病和肌病。

3. 运动神经传导潜伏期的测量　比较简单。由刺激脉冲触发开始计时，以诱发电位的

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.

起始触发终止计时，计数起止时间内的时钟脉冲数即为神经传导潜伏期。可以在电子计算机中设置专门的固定程序。也可以设置在独立的小型仪器中。

为了保证神经传导速度测定时近远端刺激诱发的是同一群MUAP，必需两次诱发的电位波形相同，Veikkok Hakkinen设计了一种程序，先在近心端刺激，将诱发电位显示于记忆示波器荧光屏上。然后在远心端刺激，经数字延迟线延时显示于荧光屏上。调节放大倍数，使两次诱发电位起始部分平行。再调节延时长短使两诱发电位重合，从延迟线上直接读出潜伏期之差。

运动神经传导异常可以是慢纤维传导速度减低而快纤维传导速度正常，反映这种情况的方法是测量诱发复合电位的时限。我们设计了一种线路可以很简单地测量诱发电位的时限。Guillet设计的一种方法也可以达到同样的目的。

运动神经传导潜伏期测量的精度可以达到0.02毫秒。但是由于生理因素的变异、示波器观测的误差、距离测量的精度限制，取精度0.1毫秒，保证速度有2%以内的误差就可以了。

五、特殊技术的应用

电子计算机除能完成常规肌电图检查外，还能采用许多特殊技术，完成许多人工无法完成的分析，举例如下：

1. 信号平均技术 又称叠加技术。其原理是将信号叠加N次后，信号振幅增加N位，而随机发生的噪音振幅仅增加$\sqrt{N}$倍。这样就可以把在噪音掩盖中的信号分离出来。

在肌电图检查中平均技术最早用于感觉神经传导速度测定，现已有专用仪器出售。需要扫描的次数与信号电压的大小和噪音电压的大小都有关，一般需扫描128～1024次。尽量减少肌电记录系统的噪音是减少扫描次数，节约检查时间的关键。

信号平均技术的进一步应用是从干扰型肌电图中分离个别MUAP。Lee等以针电极采取孤立电位，以活动窗选取不同电位以触发计算机扫描，平均同时记录的表面肌电图。平均100～500次可以从中度用力的表面肌电图分离出20～30个MUAP。Maranzana Figini更可以从一个部位记到150～180个MUAP。

下面的一些技术也可以从干扰型肌电图中取得必要的信息。

2. 频谱分析 又称付立叶分析。实际上是将肌电信号送入并列的一组带通滤波器，检查每个频带的功率。最简单的是采用倍频滤波。Kwatney证明用6个倍频程带通滤波器，复盖50—3200赫的频率，可以概括肌电图的特征性成分。但Maranzana Figini在30—500赫之间用了32个滤波器。这些要由研究的目的来决定。

Larson等证明神经病时低频成分增加。病程愈久则频率低移愈明显，并可以此检出一些亚临床型患者。此外疲劳时频谱也低移。肌病时频率较分散。

Kadefors证明MUAP的平均时限（毫秒）与S_{200}/S_{800}(dB)有定量的关系，其中S_{200}与S_{800}分别代表中心频率为200和800赫的倍频程带通滤波器的输出功率。Персон证明干扰型肌电图的优势频率与原始MUAP的时限有简单的定量关系。Maranzana Figini等证明，在肌肉中有优势的MUAP，其功率谱的谷（dip）与其时限有关。用2×50毫米的两条镀银表面电极，极间距离1、2、3、4厘米，每个电极间距取12个1秒长的肌电图，每个肌电图均用32个滤波器滤波。将12个1秒长的肌电图功率谱加权运算，与电极距离无关的“谷”发生最多的滤波器的频率的倒数，就是优势MUAP的时限，也就是该肌的平均MUAP时限。此

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.

法测得的MUAP时限与Buchthal的标准值极为接近，误差在±10%以内，而临床容许误差±20%。频率分析的结果与肌电图参数的这种定量关系，无论是理论证明和实际应用都很麻烦，必需借助电子计算机方能完成。

3. Hanning 余弦调制波函数 (HCM, Hanning cosine Modulated Wave Function)

Carey在研究语言运动时采用了HCM波函数，其基本原理还是频谱分析。将自然肌电图信号通过6个倍频程带通滤波器，分解成一组波形。对于每个滤波器的输出，测定它们的ASCΦF等5个参数。6个滤波器的输出共30个参数合组成6×5的参数表，储存于计算机中。其中A.S.C为调制波的振幅、时限和中心位置，Φ与F为滤波器输出余弦函数的相位和频率。对于干扰型肌电图，也将它们划为若干小的时间段落，同样算出参数表。

利用HCM参数表可以合成与原始肌电图十分相似的肌电图，这就证明此参数表包含了肌电图的全部重要信息。利用参数表也可以根据十分近似的参数挑选出相同的MUAP、并算出它们的放电频率等其它参数。此法可用于许多研究工作中，但临床价值尚待实践评定。

4. 相关分析　包括自相关和互相关分析，计算方法类似。互相关是计算两个肌电图的相关，自相关是计算某肌电图与它自身的复制品的相关。用模拟计算机计算相关系数是以振幅瞬时值作为计算基础，以公式表示为

$$\text{相关系数}R(\Delta t)=\frac{\frac{1}{T}\int_0^T f_1(t)\cdot f_2(t+\Delta t)dt}{\sqrt{\frac{1}{t}\int_0^T f_1^2(t)\,dt}\ \sqrt{\frac{1}{T}\int_0^T f_2^2(t)dt}}$$

式中$f_1(t)$为第一肌电图t时的瞬时振幅，$f_2(t+\Delta t)$为第二肌电图$t+\Delta t$时的瞬时振幅。

用数字计算机计算则略有不同，消去了直流成分的影响，以公式表示为

$$\text{自相关系数}=\frac{\frac{1}{N-r}\sum_{n-1}^{N-r} Xn\cdot Xn+r}{\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}(Xn)^2=\overline{X^2}}$$

式中r是延迟时间单位数＝0、1、2……；$Xn=Un-\bar{U}$，Un是肌电图振幅瞬时值，

$$\bar{U}=\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}Un$$

如上利用电子计算机可绘成随时间推移而变化的相关系数曲线。若有相关则曲线呈周期性重复。

利用相关分析可以测定肌电图主运动单位的平均时限，也可以辨认同一MUAP。即在一系列孤立型肌电图中，至少有两个电位间相关系数在0.9以上，即至少有三个电位形状几乎

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.

同一，则承认是一个MUAP。

5．阶乘分析与判别分析　肌电图和其它生理现象一样是受多种因素影响的复杂现象，多不能用单一的指标鉴别某一类疾病，而必需对众多的指标进行综合分析。哪些指标是鉴别诊断所必需，可以利用统计学的多维分析方法进行分析。

Hayat在研究腱反射的肌电反应时，采用医学判断用多维阶乘分析程序，分析了28个指标，建立了一个判别函数式，认为只要7个指标就可以很正确地鉴别正常与痉挛性麻痹。脱机处理一个病人仅需20分钟。

Blinowska等利用电子计算机进行多维判别分析、鉴别神经性和肌原性肌萎缩，也取得满意的效果。

六、终端显示

利用电子计算机的快速运算能力，能够完成许多资料的整理显示工作。

最简单的是将计算机挑选的各MUAP的图形及时限与电压等参数以数字显示。

计算机还能以直方图显示大量参数的分布情况，并以数字显示其样本数、平均值和标准差等。计算机还可以分布图显示各参数间的关系。如以横轴表示干扰型肌电图每秒的相数，纵轴表示同时的电压积分值，以点表示测量的结果，构成一个相数—积分电压分布图。同样可以绘制相数—时限关系分布图等。Magora使用一种数字直方图，这实际上是一种数据表。行和列分别为干扰型肌电图每相的时限和峰数，表中为具有相应参数的频数。这较一般直方图更易看出神经病和肌病的差异。

这些结果都可以由电子计算机打印或描图存档。

七、对于电子计算机的要求

由于肌电图的计算机处理尚无标准程序，故尚无专用计算机出售，多数利用小型通用计算机。最多用的是PDP系列各型数字计算机。数字化的速率有8～20千赫不等，相应的频响为1.25～4千赫。字长有8～16位不等。8位的精度已达0.4%，远远超过肌电图检查要求的2～3%的水平。因为MUAP的生理变化很大，常规荧光屏显示的精度也有限。若用平均运算，则需字长16～18位，市售DAV62等专机都是18位。还有存储问题。若地址时间为20微秒，1千个地址仅能容纳20毫秒的信息。而对于肌电图研究，1次至少要分析1～100秒。因此需要将输入信号或中间结果记于数字磁带或磁盘上，将总存储量扩充到近1000千字。

八、电子计算机处理的使用价值

电子计算机处理肌电图的使用价值应该从可信性、快速性和经济性来考虑。

对于孤立或混合型肌电图，计算机辨认同一MUAP的处理程序十分费时。收集100个MUAP需时1小时，倡导者本人也已放弃了临床使用。这还是半自动的处理，需要人工鉴定样板。全电子计算机处理的程序更加复杂，但由于处理结果比较满意，故Hyninen等仍然准备临床实时应用。不辨认同一MUAP的处理则较快速，分析1000个电位并将结果绘图显示仅需3—5分钟。Kopec用此法计算了孤立型活动电位的平均时限和峰时限，结果是肌病平均2.6—6.5毫秒和<1.7毫秒，正常人平均6.8—11毫秒和>1.9毫秒，二者的界限比较明确。同时认为两组参数中有一组异常则可能是肌病的带病者。但是石原佞幸认为以每秒的峰数和累积振幅作为指标判别面较，则有60—100%的假阴性，因为与健则平均值的差值在两个标准差以内。但作为病情好转的指标则是可以的，因其有向健侧接近的趋势。

电子计算机处理的极大优点在于能分析干扰型肌电图。干扰型肌电图是许多MUAP的总

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.

合，包含了大量的信息。表面肌电图电极间距甚大，包含的信息更多。但是它们的图形太复杂，人工无法仔细分析。而电子计算机特别宜于处理这类资料，在短时内就可取得足够的数据。测量结果重复性好，可信度高，特别宜于检出许多早期或亚临床型患者。

Magora用针电极采取最大用力时的肌电图，记录几千个相，计数每相的时限和峰数。他发现正常人每相以单峰最多，时限0.1—3.2毫秒；肌病者单峰的相30—40%，时限0.1—1.6毫秒，神经病者单峰的相60—70%，时限多0.64毫秒。Magora分析了眼外肌的肌电图，证明每秒的相数和峰数在神经病为201—343及224—475，正常为380—520和581—634，在肌病为600—705和800—1051。PTP (Peak to Peak) 时限在肌病为0.5—0.8毫秒，正常为1.4—1.5毫秒，神经病为1.7—4.1毫秒。各参数的组间距离较大，没有重叠区，因此可以明确区分三种状态。他以30秒检测400个峰就明确区分了三种状态。Serge Bajada等测定等张收缩时的肌电图，也证明1秒钟内MUAP的数量、时限和电压等，在神经原性疾病患者和正常人之间有显著的差别。这些都说明电子计算机处理干扰型肌电图可以迅速而明确的作出诊断，可以实时用于临床。

至于价格方面，目前国外肌电图主机约值1万美元，加上调频式模拟磁带机和多种照相设备等辅机共约2～3万美元，而肌电图处理用小型电子计算机的价格不到1万美元。相比之下计算机的价格不算过于昂贵，与其使用价值相比是值得置备的。

参考文献（略）

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.