

# JSY-1 型 生物医用计算机

复旦大学物理系 生物医用计算机协作组  
上海生理研究所

全部采用国产固体组件等元件,我国自行设计、制造成功的第一台 JSY-1 型生物医学专用电子计算机,是贯彻**独立自主、自力更生**的方针,在批林批孔运动的推动下,抓革命,促生产的一项可喜的成果。它是针麻理论研究和生物医学电子学方面的新仪器,为我国生物学、医学领域发展数字化和计算技术提供了有益的经验。

——编者

在毛主席无产阶级革命路线的指引下,我国医务人员在针灸止痛的基础上,通过反复实践,创造和发展起来的针刺麻醉技术,是医疗卫生事业的一项重大新成就。针麻原理的研究正在深入发展。遵照毛主席关于**独立自主、自力更生**的教导,我们协作组决心自行设计制造生物医用计算机,以为研究针麻原理提供先进的仪器和技术方法。在批林批孔运动的推动下,我们全组同志紧密团结,群策群力,奋战九个月完成了试制任务。

JSY-1 型生物医学专用计算机,是一种固定程序的数字处理机。它通过面板开关的选择,对输入信号进行不同的数字化运算,具有记忆示波、叠加、生物电信号分布类分析和序列类分析等共 15 种(包括本机自检)功能,使用非常方便。其运算结果可在示波屏上显示;也能以模拟量或数字量输出,以使用 X-Y 记录器或打印机或穿孔机将结果进行永久性保存,还可以送入大型计算机作进一步处理。因此它虽是小型计算机,但仍有一定的完备性,适合于一般医学生物学实验数据的预处理,也可以解决一部分与大型电子计算机的接口问题。

该机全部采用国产元件,应用了集成电路;其功能指标系根据有关研究工作的实际需要确定,既考虑了它的先进性,又考虑了尽可能降低成本便于推广。与国外同类机器相比,在功能指标、体积大小、使用操作、成本价格等方面,JSY-1 型计算机都有它的特色。

## 一、用途

JSY-1 型生物医用计算机主要有三类用途。

### 1. 作为记忆示波器用

这台计算机可以当一般示波器用;同时可以利用其内存设备“记忆”数据,需要时再予以显示,即用作记忆示波器,这样就有利于在实验中抓住瞬间的有用信号。

### 2. 叠加

这是比较重要的一种功能。叠加的过程是先将重复出现的生物电信号进行模数转换、变成数字量,然后与上一次测得的信号按相同相位叠加起来。叠加的主要目的是提高信噪比,从噪声中抽提微弱的生物电信号。如原来的信号强度为 5 微伏而噪声为 10 微伏,显然用一般方法放大显示,根本无法辨认。应用叠加技术时,信号强度与叠加次数成比例地增长,而噪声是随机量,仅按叠加次数的平方根倍数增长。如果一次显示时信噪比为 1:2,则叠加  $n$  次后,信噪比可以提高到

$$\frac{1}{2} \frac{n}{\sqrt{n}} = \frac{1}{2} \sqrt{n}$$

即叠加 16 次后信噪比为 2:1,叠加 100 次后信噪比将是 5:1;这样,信号就可以很清晰地从噪声中辨认出来了,同时因采用了数字化处理,从而提高了实验的精度。当然,在生物学实验中,一般不可能进行次数太多

的叠加。叠加技术应用于针麻研究,可以把湮没于许多干扰信号中的、无法直接观察到的针刺反应电信号,清晰地显示出来,便于观察、记录和分析,这是很有意义的。

### 3. 数据的统计分析

JSY-1型计算机可以将输入信号按幅度、峰值、密度、周期、宽度等参量,加以统计处理,作成11种直方图。它可以将参量按时间先后顺次显示出来,即直方图中X轴表示时间先后,Y轴表示各种参量,如潜伏期、密度、宽度、幅度等,我们称为序列曲线。它还可以按参量大小和出现次数的关系进行显示,即X轴表示各种参量的大小,Y轴表示出现的次数,我们称为分布曲线。以往作序列曲线或分布曲线的实验,需要化费好多天时间,现在只需几分钟就够了,节省了人力和物

力。如实时运用,实验作完就能立刻得到所需曲线。同时大大提高了精度,增强了实验结果的准确性。

## 二、工作原理及设计考虑

JSY-1型生物医用计算机主要用于生物电的数据处理,因此应考虑各种生物电(如诱发电位,细胞的发放脉冲等)及其各种参量(如潜伏期,持续期,幅度,密度,间隔等)的特殊性,设计各种不同的处理方法,通过面板上的操作开关加以控制,构成不同的工作流程。为了实时运用,还要考虑它的处理速度以及必要的精度。在结构上力求小型化,各部件尽可能做到一专多用,以降低造价。

本机的整体框图如图1所示。它主要由输入、内存、运控、显示等部分组成,分述如下。

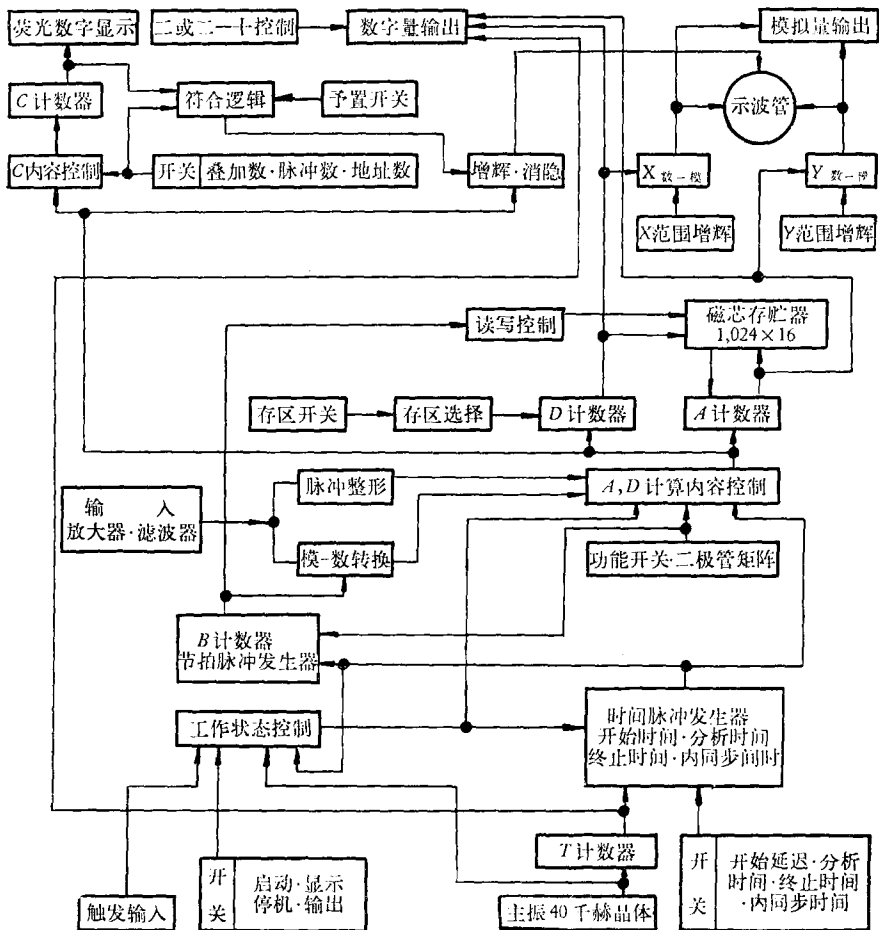


图1 JSY-1型生物医用计算机框图

### 1. 输入部分

输入部分主要是将被测的生物电信号转换成数码。对模拟量输入,是由模-数转换器变换成数字量送入运控部分;对脉冲量输入,则是通过脉冲整形器整形成标准脉冲后送入运控部分。输入部分的框图见图2,

说明如下:

(1) 输入放大器以结型场效应管作输入级,并仔细调整其工作点在零温度系数点附近,用深度负反馈运算放大器构成高精度高稳定的 $\times 1$ 放大器,保证在室温范围内工作时精度不差于0.3%,漂移小于10毫

伏(已折合到模-数转换输入端,模-数转换的最小量化值为 10 毫伏)。因此,工作时不再需要每次调整零点。

(2) 为避免高频干扰,配合不同的取样时间,设有不同带宽的低通滤波器。

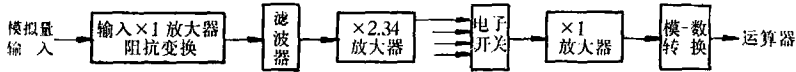


图2 输入部分框图

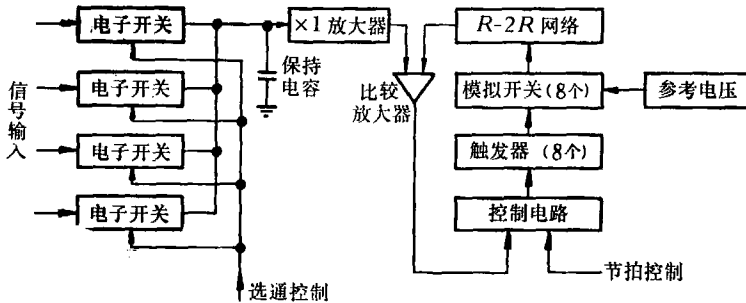
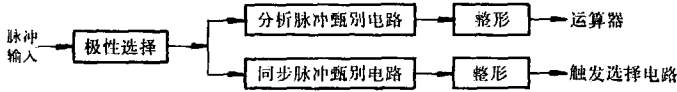


图3 模-数转换框图

(4) 电子开关由两只反接的 MOS 场效应管构成,由运控部分的四路选通信号控制,把各路信号轮流送至采样保持电容器。为保证各级之间的迅速切换,要求×2.34放大器具有快速的充放电能力,保持电容的吸附效应则应很小。

(5) 模-数转换采用逐位比较法,如图3所示。它将输入信号电位与R-2R网络的电位相比较,从最高位开始,先在最高位置1加以比较,如果输入信号大于网络信号,则保持最高位为1;然后在次最高位置1再加以比较,如输入信号仍大于网络信号,则次最高位亦保持为1,否则次最高位从1改为0;这样逐位比较,一直到最低位,就可以得到由输入信号转换成的8位二进制数码。比较放大器采用BG307C组件。参考电压为+3伏和-3伏,利用已经稳压的18伏和-12伏,以2DW7C作稳压源,通过深负反馈电路产生;其输出阻抗较低,可以耐受快速的负载变化。电阻网络由误差为0.1%的精密金属膜电阻组成。模拟开关用3DK4和3AX21构成,在数-模转换前3DK4处于常通状态,其残余电位与开关速度能满足精度 $1/2^8$ 与每位数字转换在2微秒以内的要求。

(6) 当输入信号为脉冲时,信号经过极性选择开关进入两个脉冲整形器(见图2),一个整形脉冲用作触发信号,另一个整形脉冲送入运控部分,作信号分析用。这样,由单道磁带录音机输入信号时,可以分离出磁带上的同步信号与生物电信号。

(3) 模-数转换器的参考电压为±3伏,为使其输出最低位0000001代表输入端电压10毫伏,故在输入放大器与模-数转换器之间,设有一个放大倍数为 $6 \text{伏}/2^8 \times 10 \text{毫伏} = 2.34$ 的运算放大器。

## 2. 内存部分

(1) 内存地址为1,024,字长16位。根据实际需要,可将它分成4区,每区256地址;或2区,每区512地址;或1区,1,024地址。

(2) 采用电流重合法。本机设计仅在真正读写开始前1微秒,稳流源才开始通电流,其余时间都不通电流,这样既不增加内存读写周期,又可降低整机电源功耗。本机进行数据处理的最短周期为25微秒,而读写时间仅为5微秒,因此稳流源导通时间仅为全周期的1/5或更少。

(3) 内存的清洗,仅在显示时按显示范围清洗相应部分,可分别清洗A, B, C, D各区(分4区每区256地址时)。这样可直接观察清洗效果,也保护内存内容不被破坏。

(4) 在功能开关中,设有试验位置以进行内存自检。每次开机使用时作一般检查,将内存逐点读出,每读出一便将其内容加1重新存入,这样整个内存的内容便整齐地逐渐增加,在示波屏上表现为一条逐渐上升的水平线。如果某位出现差错,便表现为某些点不整齐。

## 3. 运控部分

运控部分是整机的核心部分,在整机框图(图1)中占了绝大部分内容,可粗略地把它分成如下几个组成部分。

(1) 工作状态部分 图1左下方的三个单元。本

机共有四种工作状态：①停机，即暂停处理数据；②显示，即将内存数据显示在示波屏上；③启动，即进入运算阶段，同时将运算过程显示在示波屏上；④输出，即将内存数据输出给外部设备如 X-Y 记录器等。上述四种工作状态除“显示”与“输出”可以并存外，“停机”、“显示”、“启动”三种都是互相排斥的，只允许其中一种状态存在，由面板上的控制按钮开关加以选择。同时，在这部分线路中保证了输入信号与本机主振的同步，使整个运算在机内时间节拍控制下进行。例如在叠加时，每次实验取样测量时间相对于实验开始时间有严格的同步，有利于提高信噪比。

(2) 计时部分 图 1 右下方的四个单元。整个计算机关于时间的控制信号，如开始延迟、分析时间、终止时间、内同步时间，都从主振的分频部分引出。此外，节拍脉冲发生器产生 2 微秒脉冲，作模-数转换和内存读写节拍发生用。

(3) 功能控制部分 图 1 右中部的四个单元。由面板功能开关通过二极管矩阵译码后，控制整机的运行内容；选择 A 或 D 计数器作运算器，通过一系列的固定逻辑，控制数据处理的过程。

(4) 内存区域选择及读写控制 图 1 中部的三个单元。控制内存区域的选择及读写节拍。

(5) 预置数部分 图 1 左上方的六个单元。可以通过计数选择开关及预置数开关，计算叠加次数或总输入脉冲数。并有荧光数码管显示已经计得的次数，如与预置数符合即转为显示，停止数据处理。

运控部分的简要工作流程图如图 4 所示。整个计算机的功能，可以分成“序列”与“分布”分析两大类。在 15 种功能(见下文三、1. 节)中，除写明“分布”者外，都归入“序列”类。在序列类功能中，是按照取样测量数据的先后次序，在内存中记忆相应的运算结果，最后也按这种次序，顺序读出内存中的数据予以显示。也就是说，序列类功能是将内存的地址数表示测量的顺序，依次在不同的地址内存入运算结果。在分布类功能中，是按照取样测量数据的大小分类，统计其出现的次数；最后显示时，则从小到大的从内存中读出各种数据的出现次数。即分布类功能是用内存地址数代表测量数据的分类，由运算的结果决定相应的地址号数，在该地址内容中加 1，表示又出现了一次。

下面以叠加为例说明序列类功能的工作过程。从初始延迟结束脉冲起，就将零号地址内容读出至 A 寄存器(即图 1 中的 A 计数器)，然后使 A 寄存器处于运算状态，将输入信号经过模-数转换用串行方法直接送到 A 寄存器的相应位。由于是串行送数，仅在 A 寄存器的每位计数器多增加一个计数端，就能作相加运算。相加完成后即显示结果，等下次取样时间到再写入原来的地址中，然后将 D 计数器加 1，即转入 1 号地址。在叠加中如尚未完成整个扫描地址，则一次实验条件

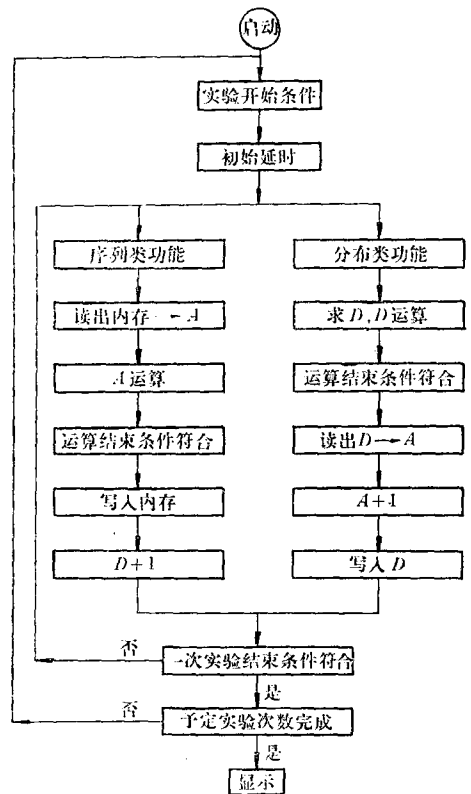


图 4 运控部分简要工作流程图

尚未符合，于是内存 1 号地址读出重复上述过程，使内存中的数和取样值相加后再写入该地址。如此周而复始，到最后地址完成后，即转入审查预定实验次数是否完成？如尚未与预置数符合，则仍提供实验开始条件，再作下次叠加。一直到叠加次数与预置数相符，才自动转为显示。在分布类功能中如幅度分布，与序列类功能工作过程基本相似；但模-数转换的 8 位二进制数送至 D 寄存器(即图 1 中的 D 计数器)，在下次取样时间到时将这个地址的内容读出至 A 寄存器，加 1 后再写回该地址，并清掉 D 寄存器中内容，将下一点的取样数值送入 D 寄存器，重复上述过程，最后到终止时间则自动转为显示。

在运控部分设计中，还考虑了下面几个问题：

(1) 运算码制的选择 在内存中采用补码形式，不但便于输出和其它计算机连接，而且有利于选择显示的范围。但因为在模-数转换中，采用了移码形式来表示正负数，例如 +10 毫伏的电压转换成 10000001，而 -10 毫伏电压则转换成 01111111， $V_D = 10000000 + V_n$ ，其中  $V_D$  是转换的结果码， $V_n$  是考虑了符号位的转换码(例如，+10 毫伏 = +00000001，-10 毫伏 = -00000001)；又因为模-数转换的位数 8 位比内存字长 16 位小，因此在两数相加时，我们按转换的最高位是 1 还是 0 来改变送数方式。当最高位是 1 时，只

送后面的7位数至A计数器,来扣除转换时附加的10000000;若最高位是0时,不但要送以后的7位数,而且在每次模-数转换的2微秒节拍间隔中,向A计数器的第8位至第17位都送1,来完成A计数器的第8位减1,以扣除转换时附加的10000000。经过这样的处理,在叠加时,克服了零电平移动,并且内存中的数是以补码形式存入的。

(2) 内存相加 可将内存不同区域之间的内容对应相加。如将A,B,C,D各区的内容,相加后送入D区,而保留A,B,C区的内容。这种功能在作叠加时特别有用,可将需要叠加的次数分成几次来作,每次结果可以保存起来,防止后次实验破坏已取得的结果。在实现这种功能时,采用A寄存器与T计数器间计数求补相加的方法,这样就利用了原有的计数器,简化了整机的结构;其相加速度虽然较慢,但实验结束后数据处理的速度并不是主要的问题。

同样,利用A及T计数器,还可以将内存数据转换成二十进制输出。

(3) 操作运算可以暂时中断 使人机联系方便,又不影响整机的正常工作。例如,在运算过程中要求转为显示时,按下“显示”开关将此申请送入运控的工作状态部分,待运算告一段落后再转为显示。这样如在作叠加时,就不会使叠加的最后一次只处理了一部分就停下来,保证了将完整的信号叠加上去。若为要改变实验,在原来是运算时按下“停机”按钮,允许立刻停机响应。

(4) 报警 当本机工作出现某些错误,如A寄存器溢出,模-数转换时间过长时,可自动报警。在A寄存器中,增加第17位,用双符号位来进行溢出报警。

#### 4. 显示部分

显示部分主要是将内存地址寄存器D和内存读出寄存器A中的二进制数字经过数-模转换,转换成模拟量后,再经过x,y放大器送至示波管的x,y偏转板,得以显示。在设计中还考虑了下面几点。

(1) A计数器和D计数器永远和数-模转换器接通,这样可实时观察运算过程及最后结果。在模-数转换或内存读出写进,A,D计数器处于不稳定状态时,用消隐脉冲除去不应有的光迹。在测量地址数或挑选信号甄别电平时,则用增辉装置。

(2) 显示范围的量程扩展,通过继电器并上更高位的R-2R梯形网络来实现。在x方向,可由3位逐渐并至10位;在y方向,可由4位逐渐并至16位。这与一般的改变放大器输入端分压比的方法不同。其优点是不需要极高分辨率的数-模转换器,也不需要低噪声、高位率、宽频带、高稳定性的放大器。它的缺点是量程只能是二进制,而不能按一般习惯作1—2—5—10的变换。

(3) 在显示时可将计数开关置于“地址数”,用预

置数拨盘开关移动增辉亮点位置,来精确测量地址数。在叠加等功能中,按分析时间单位换算成相应的扫描时间,精度可达25微秒;在幅度分布等功能时,则换算成电压值,精度可达10毫伏。这是利用C计数器计入地址数,如与预置数符合则增辉,因而很容易找到感兴趣的位置。

(4) 设有定零线按钮,随时可以找到示波屏上基线的零点位置。在监视、记忆示波及叠加时,零线在示波屏中央。其它功能时,零线自动改变到示波屏有效使用面积的下沿。

#### 5. 电源部分

采用集成电路稳压电源,有过流、过压保护装置。

### 三、功能及技术指标

#### 1. 功能

(1) 试验 本机性能的自检。

(2) 监视 除可用作一般示波器外,还可监视输入信号的幅度及同步情况,并利用增辉调整适当的甄别电平,以保证输入信号的正确处理分析。

(3) 记忆示波 输入信号记忆在内存中,可反复显示;特别便于观察单次发生的信号。

(4) 叠加 与预置数相配合,可得到预定次数的输入信号叠加波形。

(5) 幅度分布 模拟量输入信号的幅度分类统计。

(6) 峰值分布 模拟量输入信号按一定阈值的峰值分类统计,或输入脉冲的高度分类统计。

(7) 间隔分布 输入脉冲间隔的分类统计。

(8) 密度分布 单位时间内输入脉冲数的分类统计。

(9) 持续期分布 模拟量输入信号超过一定阈值的持续期,或输入脉冲宽度的分类统计。

(10) 潜伏期分布 自刺激实验对象后到反应超过某一阈值之间的时间分类统计(本机触发与刺激之间没有时迟)。

(11) 间隔序列 输入脉冲的时间间隔随时间的变化曲线。

(12) 密度序列 输入脉冲密度(频率)随时间的变化曲线。

(13) 持续期序列 模拟量输入信号超过一定阈值的持续期,或输入脉冲的宽度,随时间的变化曲线。

(14) 潜伏期序列 自刺激实验对象后到反应超过某一阈值之间的时间,随逐次刺激的变化曲线。

(15) 总脉冲序列 自刺激实验对象后的反应脉冲总数,随逐次刺激的变化曲线。

#### 2. 输入

(1) 输入道数 叠加和记忆示波时,最多可四路同时输入;其它功能时只能一路输入。

(2) 输入幅度  $\pm 1$  伏— $\pm 10$  伏, 设有  $\times 1$ ,  $\times 3$ ,  $\times 10$  及 AC, DC 选择开关。

(3) 输入信号频率范围 0—7 千赫。

(4) 模-数转换 8 位二进制; 转换速度小于 16 微秒, 取样时间 3 微秒, 最快取样周期 25 微秒; 精度 0.5%。

(5) 信号电平甄别范围  $-1.5$  伏— $+1.5$  伏。

### 3. 触发选择

(1) 手动 在面板上装有手动按钮。

(2) 自动 由输入信号触发, 甄别电平为  $-1.5$  伏— $+1.5$  伏。

(3) 内触发 20 毫秒—50 秒, 共分 11 档。

(4) 外触发 要求触发脉冲为正极性, 幅度大于 3 伏。

(5) 循环 本机完成一次计算后, 自动进行第二次计算。

### 4. 显示

(1) 运算实时显示或结果显示 用屏幕直径为 13 厘米的示波管。

(2) 叠加次数或输入脉冲数显示 用荧光数码管。

5. 单位时间 25 微秒—100 秒, 分为 21 档。

6. 开始延迟时间 0—9,999 四位数码转盘开关, 最小单位 1 毫秒。

7. 终止时间 10 毫秒—100 秒, 分为 10 档; 另有一档为无穷大。

### 8. 计数和预置

(1) 叠加次数计数。

(2) 输入脉冲数计数。

(3) 内存地址数测量。

(4) 有预置、不预置开关; 预置用 0—999 三位数码转盘开关, 最小位为 1。

9. 内存 容量 1,024 地址, 字长 16 位, 存取周期 5 微秒。

### 10. 触发输出

(1) 瞬间触发输出, 输出幅度 12 伏。

(2) 延迟 16 地址触发输出 (前 16 地址存放触发脉冲前的实验情况)。

11. 功耗 交流 220 伏, 0.76 安。

12. 允许环境温度 0—35℃。

13. 整机外型及重量 宽 440 毫米, 高 410 毫米, 长 680 毫米; 重 56 公斤。

## 四、试用情况及进展

JSY-1 型生物医用计算机经过四个月的试用, 已取得一些实验结果。图 5 所示为被噪声淹没的正弦波叠加, 随着叠加次数的增加, 正弦波逐渐显示出来。图 6 为家兔腓深神经在延脑内侧网状结构的诱发电位,

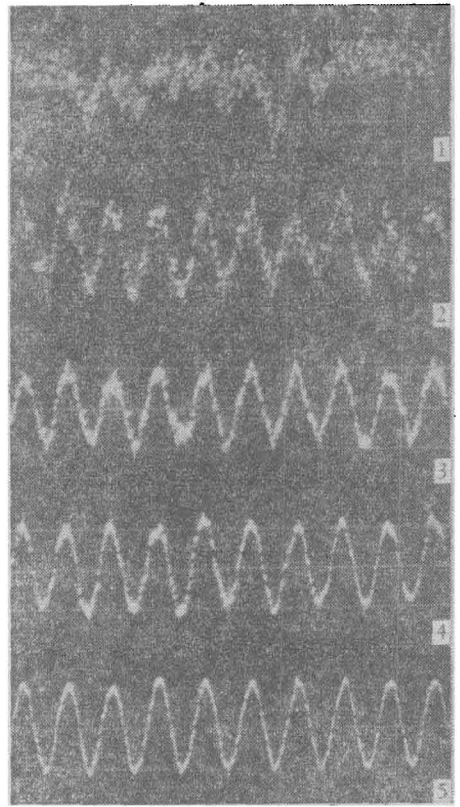


图 5 被噪声淹没的正弦波叠加

1——叠加 1 次, Y 范围= $2^5$ ;

2——叠加 10 次, Y 范围= $2^{11}$ ;

3——叠加 40 次, Y 范围= $2^{13}$ ;

4——叠加 100 次, Y 范围= $2^{14}$ ;

5——叠加 400 次, Y 范围= $2^{16}$

在叠加一次时, 根本无法辨认出生物电反应信号; 逐渐增加叠加次数, 诱发电位也随之较清晰地显示出来。图 7 所示为针刺麻醉试验, 在针刺前、针刺时和停针后的细胞发放脉冲密度 (密度高低表示痛觉程度) 序列曲线; 针刺时脉冲密度最低, 明确表示出针刺的镇痛作用。根据这种指标, 就可以判别针刺哪些穴位或用什么方法针刺比较有效。图 7 是先将实验结果录入单道磁带中, 然后再送入本机处理而得到的。图 8 是用本机得到的正弦波的幅度分布曲线。

几个月来的试用情况表明, 本机性能符合原定设计指标, 使用满意。但有时出现过个别电路接触不良等问题, 工艺尚需进一步完善。

本机试制完成以前, 我们就与上海无线电十三厂等单位协作, 由该厂参照有关设计技术资料试制生产样机, 定名为 TQ19 型生物医用计算机。现在生产样机的试制亦已完成, 并已送上海第一医学院试用; 根据使用实际情况, 再加以改进提高, 以便定型并成批生产。

生物医用计算机除应用于针麻原理研究工作外, 医学临床方面现已应用叠加技术, 检测在噪声中的肌

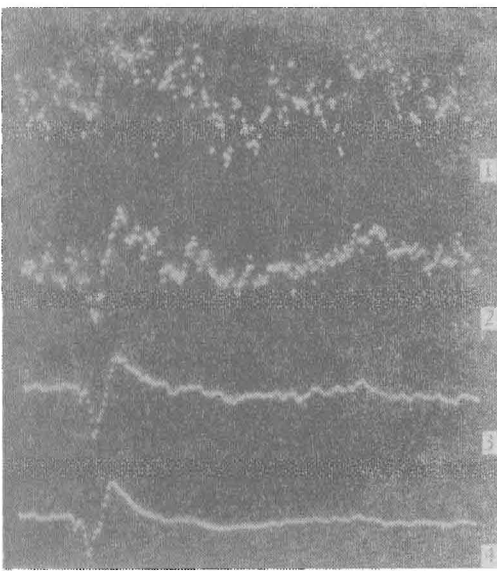


图6 家兔腓深神经在延脑内侧网状结构的诱发电位

X轴: 每点2毫秒,共256点  
 1——叠加1次, Y范围= $2^8$ ;  
 2——叠加4次, Y范围= $2^{10}$ ;  
 3——叠加32次, Y范围= $2^{13}$ ;  
 4——叠加128次, Y范围= $2^{15}$

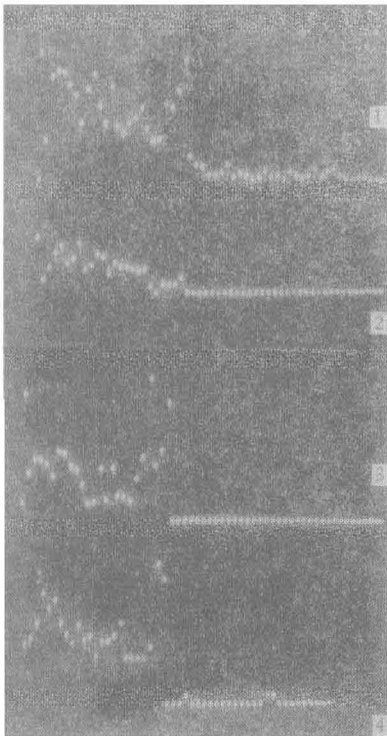


图7 用脉冲密度序列曲线表示痛觉反应

X轴: 每点200毫秒, Y范围= $2^6$   
 1——针刺前; 2——针刺时;  
 3——停针后; 4——停针后5分钟

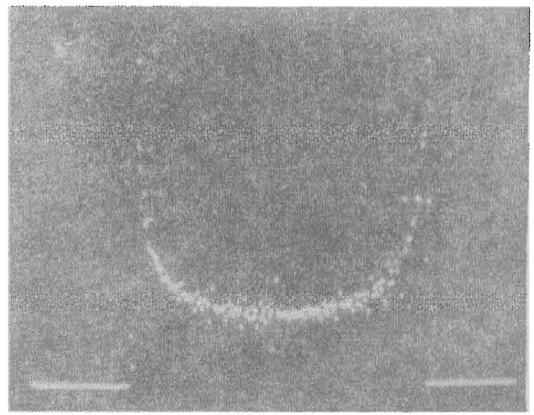


图8 正弦波的幅度分布曲线

X轴:  $-1.28$  伏— $+1.28$  伏(满刻度),  
 中点为零点; Y范围= $2^8$

电图及视网膜电图等。在植物生理研究方面,可以利用这种计算机的幅度分布分析功能,如对稻田的土视图照片(一平方米地面积即可)进行光点扫描,在照片的另一方用光电管接收其信号后加以分析处理,以测知阳光是如何分布在叶面积上的。这样,就有可能估计产量;或设法通过模拟,找出决定密植程度及株型等的最有利安排。……这种计算机的叠加功能,应用于核磁共振,可以测出试样的更精细的化学结构;应用于地震、探矿方面,可以观测到最轻微的回波,从而更深入地了解地层结构状况。

## 五、结 语

数字化及电子计算机技术应用于生物医学,可以提高实验精度,可以快速完成实验数据的处理分析,实时地得出实验结果,再据以指导实验,从而大大提高实验效率。电子计算机可以承担繁琐而庞大的工作量,节省人力物力。因此这是生物医学研究技术的一个发展方向,必须充分加以注意。在毛主席无产阶级革命路线的指引下,可预期我国定将更多更快的试制成更完善、更精密的生物医用计算机,定型生产、推广使用。

我们决心继续努力,为加速发展我国社会主义的科学技术事业作出贡献。

[本文于1974年9月23日收到]

(上接第16页)

## 参 考 资 料

- [1] Busuoli, G.: *N.I.M.*, **22**, 324, 1963.
- [2] Perkins, R.W.: *N. I. M.*, **33**, 71, 1965.
- [3] Sethi, S. K.: *N. I. M.*, **91**, 397, 1971.
- [4] Stenbery, R.: *N.I.M.*, **96**, 289, 1971.
- [5] Cooper, J.A. et al: *N. I. M.*, **99**, 125, 1972.
- [6] Roedel, W. et al: *N. I. M.*, **61**, 41, 1968.
- [7] Currie, L.A.: *Analytical Chemistry*, **40**, 586, 1968.