

神经全息加工原理的一般论据

郭 爱 克

(中国科学院生物物理研究所)

毛主席教导我们：“**在生产斗争和科学实验范围内，人类总是不断发展的，自然界也总是不断发展的，永远不会停止在一个水平上。因此，人类总得不断地总结经验，有所发现，有所发明，有所创造，有所前进。停止的论点，悲观的论点，无所作为和骄傲自满的论点，都是错误的。**”自然界在辩证地发展着，人们的实践和认识也不断地前进着。回顾二百多年来关于脑功能的研究历史，定位说与反定位说互争雄长，迭有兴衰；从颅相学到脑均势说争论激烈，几经反复。近几年来，随着光学全息理论与实践的发展，使神经生理和心理心理学领域在将近三十多年的时间里，第一次具有了严密的数学模型，可以用来描述一些重要的性质。并在这个基础上，人们提出了脑功能的新模型——神经全息加工原理 (Westlake, P. R., 1967; Julesz, B., 1965; Longuet-Higgins, 1968; Gabor, 1968)。本文介绍神经全息加工原理的一般论据。

我们知道，光学全息术可以记录、储存和再现包括振幅、波长、位相三者所携带的关于波动的全部信息，信息的载体是电磁波。动物生活在三维空间，它们是通过感觉器官来观察和感知外部世界的。人也生活于(实践于)三维空间的世界里。毛主席说：“**无数客观外界的现象通过人的眼、耳、鼻、舌、身这五个官能反映到自己的头脑中来，开始是感性认识。**”毛主席的这段话深刻地阐明了唯物论的反映论的基本观点。眼睛可以接收电磁波所携带的信息，耳朵接收声源的机械波所携带的信息，触觉可以接收某种刺激所携带的信息。总之，人和动物可以对振幅、波长、位相三者所携带的信息接收、加工、存储、再现。这是提出在大脑中进行神经全息加工的必要前提。并且，在光学全息术与神经生理和心理范畴有一些重要的相似性质，也构成了提出神经全息加工原理的一些论据。

1. 分配性质

光学全息术是记录和再现全部波前的方法。光全息图上的每一个点所记录的**不是来自空间的某一个点的信息，而是空间每一个点的信息**。换句话说，空间物体反射表面的一切点的信息分散地储存在全息图的每一个点上，空间物体反射表面的每一个点的信息又都储存在全息图的一切点上。如果我们用 M 表示空间物

体反射表面的点的数目，用 N 表示全息图平面的点的数目，那么全息图记录信息的方式则是按 $M:1$ 和 $1:N$ 的关系来实现的。这种分散存储的性质叫**分配性质**。正因为如此，全息图的任何一部分，只要它的面积超过了某个允许的最小值，就能将原始物体的全部景象再现。但是，如果用来再现原始物体像的那一部分全息图的面积愈小，再现的全部景象就愈模糊，分辨率愈低，信噪比愈差。在神经生理范畴内也存在着类似的分配性质，这些性质被归纳为两条法则 (Millner 等, 1965):

(1) 质量作用法则，说的是动物学习能力的衰减程度与大脑皮层组织的损伤程度成正比；

(2) 均势作用法则，指动物学习能力的衰减程度与大脑皮层组织的损伤部位无关。

为什么会得出这样的结论呢？多年来人们一直想在大脑组织中“分割”出图像辨认或图像记忆的专门部分，但是“分割”的结果表明实验动物的学习能力是一般统计性质的下降，下降程度与除去的皮层组织的数量成正比，而与除去的部位无关。最早的证明要算 Lashley 除去脑组织的老鼠学习跑迷宫的实验了。Lashley 想在大脑中找到“刻图版”，但在早期的工作报告中指出：“刻图版”虽然清楚地出现在大脑中，但学习能力并不限于某个特定的“刻图版”，或者某个特定的局部网络，只要视觉皮层的一些部分不受损伤，记忆就能保持下去 (Pribram, K. H., 1969; Lashley, K. S., 1942)。人脑第十七区虽然很大一部分受到损伤，却仍然保持了模糊的视力 (Horrington, 1964; Teuber, 1961)。甚至在脑手术中切除了视区，经过一定时间视力也有所恢复。近年来的一些实验证明就更为有力了。Galambos 等人 (1967) 的实验证明了在视觉信息的接收中，至少在信息加工的某一阶段是按分配性质编码的。他们切断了猫的 85% 和 98.5% 的视觉通路，实验动物却非常惊人地和十分显著地保存了视觉能力。Pribram 和 Spinelli 实验证明了猴脑第十七区的许多细胞对于视网膜的任何部分几乎都敏感。这在一定意义上否定了那种认为视网膜的某一个点与大脑皮层的某一个点是一对一、点对点的见解。现在让我们较为详细地介绍一下 Pribram 和 Spinelli (1969) 证明分

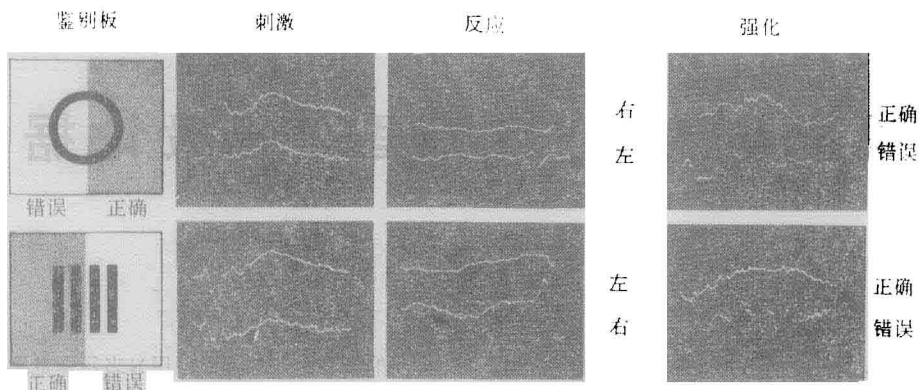


图1 视觉辨认实验

配性质的几个实验。他们证明了对于不同的刺激来说，从猴子大脑的视觉皮层中分布很广的点上所记录到的电反应是不同的。并且皮层的其它部分分布很广的点也参与了信息的储存，成为对于不同的刺激进行反应的一个环节。他们将一个圆圈或者四条纵向的线段投影到一块透明的显示面板上，猴子就安置在显示面板前面。这是一个研究如何学习、经验、记忆的很有趣的实验。圆圈或者垂直线段就作为刺激图形。当猴子看圆圈时，他如果去抓面板的右半边，规定这是正确的反应，就奖励他一颗花生米；如果抓左边就犯了错误，没有奖励。当猴子看竖直线段时，他若抓面板的左半边，就奖励他一颗花生米，认为反应做对了；反之，如果抓右半边，就没有奖励。训练前，在猴子的视觉皮层无痛地插入一组微电极，将训练过程中所记录的电位波形与高度熟练情况下所获得的电位波形加以比较。正如所预料的那样，波形是有差别的。图1给出了视觉辨别实验的结果。在“刺激”下面所记录的反应是当让猴子看圆圈或条纹时立刻记录的。在“反应”下面所记录的是猴子即将作出反应动作之前的那一瞬间的反应。在“强化”下面记录的是当猴子完成了所规定的动作，受到奖励的时候；或者犯了错误而没吃到花生米的时候记录的。可以看到，当猴子已经乖巧地掌握了规定的动作后，在“反应”与“强化”之间就出现了差别，而所有这些差别都出现于视觉皮层——大脑中接收视觉输入的那一部分。这样就直接证明了信号在输入系统中是呈分配性质的。猴子是怎样地看东西呢？这绝不是聚焦在网膜上的图形的纯粹简单的编码，而是在网膜与视觉皮层中间的某个地方对输入的信号加以修正，并且与学习的反应环接起来。所以，到达视觉皮层的不是外界输入的简单复制品。并且，固有的信息在视觉皮层沿着很宽广的区域呈分配性质。至于怎样出现了这种分配性质，Pribram 和 Spinelli 认为光全息提供了有益的启示。Pribram 认为神经事件可以按照全息术的相干方式相互作用，从而在大脑中形成复合的相干图形。Rodieck, R. W. 证明了这样的相干图形至少

在视觉通道上是存在的 (Pribram, K. H., 1969)。在视觉通道上的初始事件，如视网膜的某一兴奋的感受器与相毗邻的点的活性间的关系，可以用数学上的卷积来描述。举例来说，单个视网膜神经节细胞的光感受野的形状，可以用在该点所成的网膜像形状的导数的卷积来描述。图2给出了视觉感受野的理想图。它展示了当着点光源投影到视野的不同部位时，从视网膜单个神经节细胞所做的记录。因为神经节细胞能综合与之相毗邻的点的电反应，所以图2是由一系列连续的平滑的曲线组成。当着点光源的投影部位符合图上此点位置时，在曲线上的任一点的高度代表单个细胞放电的次数。当点光源的投影部位与图的中央峰顶符合时，就出现兴奋的最大值。从数学上的意义讲，图上每一条曲线代表了刺激图形形状的一阶导数的卷积。我们知道，卷积和傅立叶变换是全息术的数学基础。

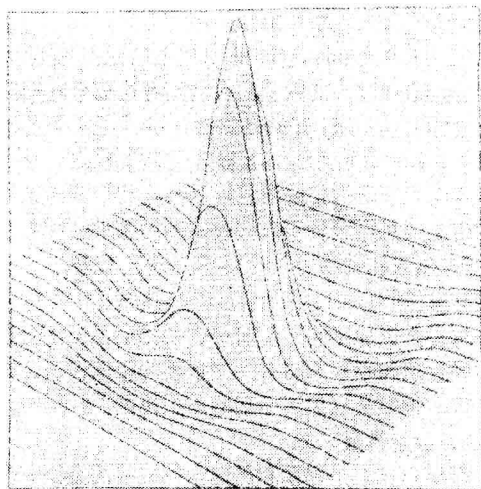


图2 视觉感受野的理想图

现在让我们再提一下 Pribram 和 Spinelli 的关于猴子视觉感受野的实验和结论。图3展示了视觉感受野的实验设计。猴子放置在黑色的显示面板前面。一

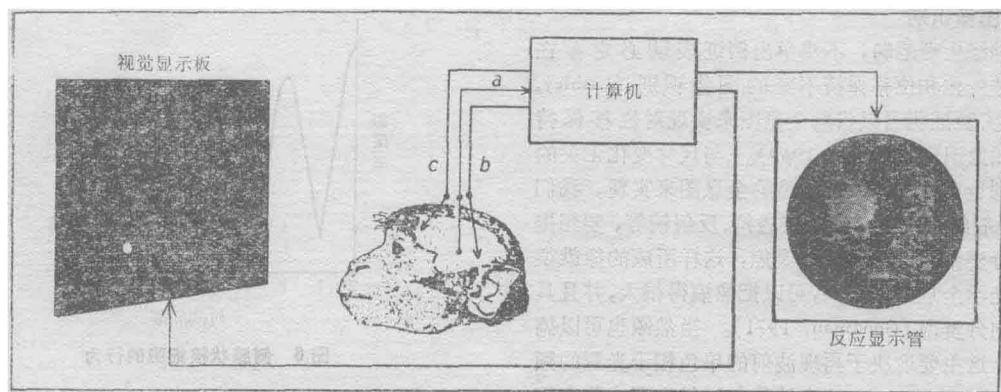


图3 视觉感受野的实验设计

个小光点作连续而规则地扫描，构成了一个类光栅图形。侧膝状核里的单细胞对每一个点的反应用微电极引出，见图中 *a* 所示；在绘制感受野图谱的过程中，将微弱的电刺激引导至下颞叶，见图中 *b*；或者引至额叶，见图中 *c*。实验所得的视觉感受野的图谱如图 4 所示。它说明进入了初级视觉通路的信息流由于刺激大脑的其他部分是可以改变的。图 4*a* 是在侧膝状核中的单细胞记录到的正常反应。图 4*b* 表示当刺激下颞叶时感受野“萎缩”了。图 4*c* 表示当刺激额叶时感受野却“膨胀”起来了。图 4*d* 给出了最后的对照实验。这个实验结果证明了下颞叶并不是像以前认为的那样，只是消极地容纳由视觉皮层所提供的信息；相反地，是积极地在影响着视觉皮层的输入。这个结果又从侧面强调了大脑中存在的分配特性。

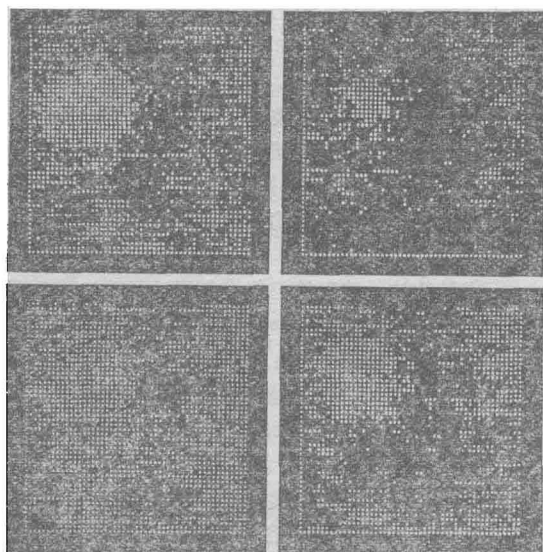


图4 视觉感受野的实验结果

2. 记忆联想

全息图的重要性质之一，就是它的记忆性质；可以

用来记录电视节目，保存数据，收藏文件。如果全息图的某一局部有磨损，或者擦伤，再现的像却不会有任何损失，只是分辨率和清晰度可能有所降低，这是一个优点。并且，用全息图可以进行密度非常大的储存，这是另一个优点。全息图还具有分配记忆联想性质，至少可以举出三种来：

(1) 在一定条件下，两个各自传播的按相位互相干涉的像源A和B可以组成一个全息图。当用A去照明全息图时，可以再现B；反之用B去照明时，可以再现A (Stroke, G. W., 1969)。

(2) 在一定条件下，可以使单个被照物体的这一部分和那一部分成为互相干涉的。所以原始物体的全部像的再现，可以用原来像的任一部分去照射这个全息图来实现 (图 5)。图 5 的右半部表示一个女孩子的像的再现，可以用她所戴的帽子的透射光去照全息图来实现 (Collier, 1966)。当然，这个帽子是在记录全息图时就戴着的。图 5 的左半部表示，英文单词 DEMODULATOR 可以用字母 EM 的透射光去照这个全息图而得到再现。

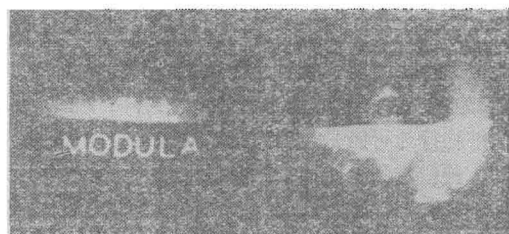


图5 记忆联想的一般类型

(3) 在一个全息图底板上可以叠加两个或更多的像，可以同时记录，也可以按时间序列记录。

那么，动物和人是怎样记忆的呢？有没有记忆的联想性质呢？Lashley 认为是存在记忆的联想性质的。记忆A和记忆B组成复合记忆痕迹，当用构成记忆A的刺激物去刺激复合记忆痕迹时，就给出了记忆B；反之用记忆B去刺激复合记忆痕迹时，就再现了记忆A。

3. 图像识别

在神经生理范畴, 不难举出例证表明必定存在对于尺寸变化和位移保持不变的图像识别 (Lashley, 1942)。实验证明可以借助全息图来实现对位移保持不变的图像识别 (Stroke, 1969)。与尺寸变化无关的图像识别也可以借助一定类型的全息图来实现。我们知道, 一般的照像系统如一些透镜、反射镜等, 要想提高边缘分辨率, 就必须高度聚焦, 这样所成的像就很小。而光学全息术则不同, 可以把像搞得很大, 并且具有极高的分辨率 (Goodman, 1971)。当然像也可以搞得很小。这主要取决于再现波前的单色相干光源的频率变化 (Gabor, 1948)。这个性质与神经生理中改变相互干涉的神经脉冲发放频率是相似的, 也与“记忆痕迹”的照明有相似之处。

4. 三维成像

三维、颜色、运动的成像是神经生理中所熟知的性质。在光全息中, 二维的记录可以再现三维物体的像; 全息图也可以记录运动 (Leith, 1964)。全息相干图形可以完成全色的成像 (Collier, 1966)。

5. 编码程序

在光学中一般将黑白之间的灰度变化划分为 10 个对数等级, 称为灰度等级。

在光全息中, 为了再现一个物体不需要记录干涉图形所具有的全部灰度等级, 只要记录灰度的最大值和最小值就够了。就是说, 只要记录黑白两个灰度就能再现原物的全部灰度等级。这样说全息图的编码可以是二进位制的。在神经生理中, “脉冲”与“无脉冲”的两种状态也是二进位制的; 就好像电子计算机的 0 与 1 的二进位编码方式一样, 可以将有脉冲时取作 1, 无脉冲时取作 0。在光全息的示态空间及神经编码的似示态空间之间还有下面的对应性:

(1) 电磁波的位相与神经脉冲的峰值间隔的对应;

(2) 电磁波的振幅和神经脉冲高度之间的对应。

但是脉冲高度很难适合于对全部灰度等级进行编码, 因为一般情况只取脉冲、无脉冲这样两个值。侧膝状核细胞行为可能是对全部灰度等级进行编码的方式之一。曾假定侧膝状核细胞在一定条件下保持恒定的平均脉冲数, 其周期性的偏离与视觉刺激的强度有关。侧膝状核细胞行为的一个特性如图 6 所示, 它是一个多模直方图 (Hoiss, 1966)。它的连续模彼此用不变的时间间隔分开, 它的统计计数依次递减。这种行为的细胞在内侧上橄榄核中也发现了 (Moushegian, 1967), 在与耳的前庭器官相关联的细胞中也发现了; 还通过对 Hodgkin-Huxley 等式的计算机模拟产生了这种多模直方图 (Harmon, 1966)。但是目前还不清楚, 如果那些细胞具有恒定的平均脉冲数, 其周期性的改变与刺激强度成正比的话, 是否一定出现多模直方图

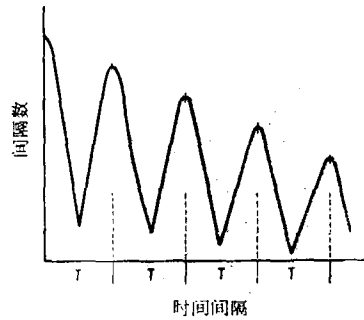


图 6 侧膝状核细胞的行为

那样的细胞行为? 如果是这样的话, 那么这种类型细胞的“相干行为”就可以作为原始物体点波前的强度变化参数; 并且, 可以用对应的相干方程来表示。

6. 阈值处理

在光全息中, 如果由目标发出的信息载波的能量小于某个最小值时, 就不能得到全息图; 只有大于某个最小值时, 才能得到全息图。在神经生理中存在着阈值现象, 这是大家都很熟悉的。当着神经电位沿轴突传导时, 或在突触处进行时间综合或者空间综合时, 若低于阈值, 则电位衰减至极小值, 可以忽略; 如果高于阈值, 则激发出新的电位脉冲, 继续进行时间与空间综合。在神经生理中的阈值是电位值, 可以用 V 表示。而在光学中感光乳胶却对能量的绝对值的平方敏感, 可以用 $|E|^2$ 来表示。但如果考虑绝对阈值, 则采用 $|V|$ 或 $|E|^2$ 并无本质的差别。如对于 $(|V|)^{\alpha}$ 与 $(|E|^2)^{\alpha}$ 来说, 若指数 α 趋于 0 时, 则 $(|V|)^{\alpha} = (|E|^2)^{\alpha}$ 。除了能量阈值外, 眼、耳和触觉等感觉器官还有“时间阈值”——最低的分辨时间。对于眼、耳和触觉等感官来讲, 其最低的分辨时间为 1/50 秒 (Robinson, 1967)。

7. 相干理论

全息术的基础就是波的相干理论, 全息图就是一种特殊的干涉图。矛盾着的双方 (两束相位互相干涉的光束) 共处于一个统一体 (干涉图) 中, 并在一定条件下互相转化 (两束光中的一束在一定条件下可以再现另外一束)。

大脑的波干涉理论已经有相当的历史, 大约可以追溯到二十世纪初叶 (Goldscheider, 1906); 而后又由 Horton 等人 (1925) 提出。一般认为, “干涉理论”的概念有二层意义。其一是一些心理学家采纳的学习理论, 用来解释记忆与忘却的互相转化: 新的信息与较旧的记忆痕迹发生了“干涉”, 导致旧的记忆的忘却。有些作者把记忆分为两类, 一类叫暂时记忆, 另一类叫永久记忆。暂时记忆更容易发生新与旧的干涉。“干涉理论”的第二层意义就是两个波的互相干涉。可以预期, 深入的研究将证明这二者具有同一性。不久之前的一些实验证明了在人的视觉中有相干作用存在 (Lehman, 1969)。有人认为记忆就是从随机的背景上

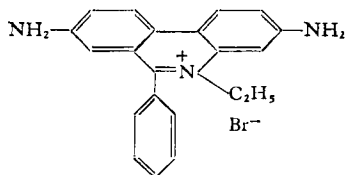
核酸的荧光染料——菲啉溴红

中国科学院生物物理研究所一室二组

菲啉溴红是近年来应用较为广泛的一种荧光染料,它与核酸有特异的结合能力,对体内核酸(DNA和RNA)的合成以及与核酸有关的多聚酶和转录酶都有抑制作用,并具有抗病毒活性和诱发突变的性能。最初菲啉溴红是一种抗锥虫药物,后来观察到它有抑制蛋白质合成的功能。1964年Le Pecq等人发现菲啉溴红与核酸结合后,其荧光强度显著增高,引起人们的重视。此后对菲啉溴红-核酸的物理化学性质进行了一系列的研究,七十年代开始它得到越来越广泛的应用。本文着重介绍菲啉溴红-核酸的反应特性以及它在分子生物学、细胞生物学和临床医学中的应用。

一、菲啉溴红的性质

菲啉溴红为3,8-二氨基-5-乙基-6-苯基菲啉溴盐(3,8-diamino-5-ethyl-6-phenyl-phenanthridinium Bromide),简称 Ethidium Bromide,或 EthBr,或 EB,或 EtBr。其结构式为:



菲啉溴红为暗红色棒状结晶,熔点249—251℃,味苦,可溶于水、乙醇和氯仿。分子式为 $C_{21}H_{20}N_3Br$, 分子量为349.33。水溶液在紫外区和可见区的最高吸收峰分别为285毫微米和479毫微米,具有微弱荧光。

二、菲啉溴红与核酸的反应特性

1. 吸收光谱特点

菲啉溴红-核酸溶液的吸收光谱与菲啉溴红溶液

提取的“相干活性”(John, 1967)。

上面介绍了光学全息术与神经生理范畴之间的若干共性。当然还可以举出一些来。我们应该运用毛主席阐明的关于共性、个性的辩证法来认识这些共同的本质。毛主席说:“这一共性个性、绝对相对的道理,是关于事物矛盾的问题的精髓,不懂得它,就等于抛弃了辩证法。”脱离个性的共性,不包含共性的个性都是不存在的。共性与个性的联接和转化,生动地体现在认

识的吸收光谱相比,波形类似,在紫外区的吸收值均比可见区约大10倍,但前者的最高峰向长波方向移动(如在可见区从480毫微米移到518毫微米),尽管菲啉溴红与核酸比率不同,但在300,392和512毫微米处均出现三个等消光点。等消光点的出现说明在菲啉溴红-核酸溶液中,菲啉溴红是以两种不同形式存在:一种是游离的菲啉溴红,一种是结合的菲啉溴红(菲啉溴红与核酸结合)。利用透析或离子交换树脂等方法,结合的菲啉溴红又可重新分开为游离的菲啉溴红和核酸,由此可见菲啉溴红与核酸结合生成的是菲啉溴红-核酸络合物。

2. 菲啉溴红-核酸结合特点

据 Scatchard 方程:

$$\frac{r}{c} = K(n - r)$$

式中, r 是与每个核苷酸结合的菲啉溴红分子数, n 是每个核苷酸可提供的结合位置数(以下简称结合数), K 是结合常数, c 是游离菲啉溴红浓度;在测定结合常数 K 与结合数 n 时发现,在低盐浓度时,以 r/c 对 r 作图,得到一条曲线,这条曲线是由两条具有不同 K 和 n 的直线组成,说明菲啉溴红与核酸是以两种结合位置进行络合。在高盐浓度(0.1M NaCl)时,以 r/c 对 r 作图,得到一条直线,说明在此条件下只出现一个结合位置(见图1),我们称它为第一结合位置(荧光位置)。而另一个随盐浓度增高而消失的位置,称它为第二结合位置。

3. 第一结合位置

用X光衍射、能量转移或流动双折射等实验证明,这个位置是一个插入位置,即菲啉溴红的菲啉环插入到核苷酸的碱基对之间,它的平面与碱基平面平行,形

识的辩证过程中。

正如毛主席所指出的:“当着人们已经认识了这种共同的本质以后,就以这种共同的认识为指导,继续地向着尚未研究过的或者尚未深入地研究过的各种具体的事物进行研究,找出其特殊的本质,这样才可以补充、丰富和发展这种共同的本质的认识,而使这种共同的本质认识不致变成枯燥的和僵死的东西。”所以,只一般地看到了光全息与神经生理中若干现象的相似性,还只是这一认识运动的开始。