

与双眼性的敏感期相反,在单眼剥夺或斜视之后,造成弱视的视力丧失,至少部分地可以得到恢复。弱视眼有一个减低了截止频率。但是,无论交互缝合单眼,还是剥夺小猫单眼3—4个月后引入双眼刺激,在若干月内,视锐能缓慢地恢复,同时,皮层细胞的视觉优势也有转移(Giffen 和 Mitchell, 1978)。对人类弱视者的常规处理,用封闭正常视锐的眼睛,试图使皮层功能偏利于先前被剥夺的眼睛。封闭的效果,常常是有限的。一篇有23项研究的综述,表明年纪大的时候(7—15岁间),至少是象早期(7岁以前)排解一样成功。还要提到新近治疗的途径(Campbell, Hess, Watson 和 Banks, 1978),这是给弱视眼看旋转的高对比栅条,只需21分钟(正常眼被封闭),就使视锐明显地恢复。例如,在50例病案中,有11例视锐的改善是从6/18或更差,一直到6/9或更好些。提高似乎是永久性的,并且,不受患者年龄的影响。新近使用与Campbell所用相同的刺激,表明单眼剥夺在羊的皮层上的影响或作用得以复原。

虽然视知觉的某些方面无法清楚地参照特征察觉器的简单特性予以解释,但是,人和猫、猴的许多视觉能力似乎紧紧依赖于视皮层细胞的感受性、调谐和其它反应特性。这些视皮层细胞在描述外界空间特性时起着滤波器或察觉器的作用。通过微电极的记录来确定脑功能的直接途径,和从知觉研究中推论出功能的间接

方法,都得到了关于神经编码的类似结论。这是可以预期的,因为眼和脑使视觉过程成为可能。生理学的和行为的研究,至少在视觉领域里是相辅相成的;当协同起来时,它们比任何一种方法本身都更有效,它们能够使信息传递和分析的规律得到更加全面透彻的研究。

(马谋超译 张厚桀校)

参 考 文 献

- [1] Atkinson, J. et al.: *Vision Research*, 17, 1037—1044, 1977.
- [2] Banks, M. S. et al.: *Science*, 190, 675—677, 1975.
- [3] Birnbaum M. H. et al.: *American Journal of Optometry*, 54, 269—275, 1977.
- [4] Blakemore, C.: Maturation and modification in the developing visual system. Ch. 12 in R. Held, H. W. Leibowitz, and H.-L. Teuber (Eds), *Handbook of Sensory Physiology. VII. perception* Springer-Verlag: Berlin 1978. (See in the same Volume Chapters by O. Braddick et al., B. Julesz, M. M. Haith, and L. Ganz).
- [5] Blakemore C. and Over, R. *Perception*, 3, 3—7, 1974.
- [6] Campbell, F. W. et al.: *British Journal of ophthalmology*, 62, 748—755, 1978.
- [7] Giffin, F. and Mitchell, D. E.: *Journal of Physiology*, 274, 511—537, 1978.
- [8] Haith, M. M., and Campos, J. J.: *Annual Review of Psychology*, 28, 251—294, 1977.
- [9] Maffei, L. et al.: *Science*, 182, 1036—1038, 1973.

[本文于1979年11月2日收到]

电子计算机断层图的原理、应用与展望

陈 惟 昌

(内蒙古医学院)

谢 建 周

(内蒙古电子研究所)

电子计算机在现代医学中已有广泛的应用^[1]。电子计算机断层图(Computerized Tomography, 简称CT)是电子计算机处理医学图象的光辉成就之一。1972年 Hounsfield^[2]及 Ambrose^[3]在英国放射学会首次报道电子计算

机X线断层扫描技术,引起举世瞩目。据 Hounsfield 报道,应用这一技术于颅脑诊断,其灵敏度较之常规X线摄影可提高100倍。目前全身断层扫描亦正在蓬勃开展,这一新技术在医学应用上有广阔的发展前途。

电子计算机X线断层技术第一次取代了直接用X线底片记录组织影象的传统方法，而代之以检测器记录透过组织的X线强度，经过电子计算机处理后重新显示切面的图象。常规的X线摄影由于把立体的组织结构投照在平面的X线底片上，因而不可避免地将来结构的影象重叠起来，使图象不够清晰，未能充分利用X线提供的信息。而CT能将组织内部结构清晰地加以显示，即使对比度比较接近的组织亦能加以区别。

电子计算机断层技术的原理

Hounsfield 用一窄束X线作为射线源，投照于局部组织，用X线检测器接收透过的X线强度。X线源与检测器安装于同轴的支架上，支架带动X线源与检测器共同进行水平面内的运

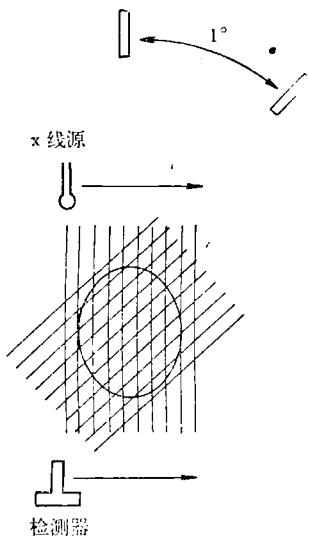


图1 断层扫描示意图

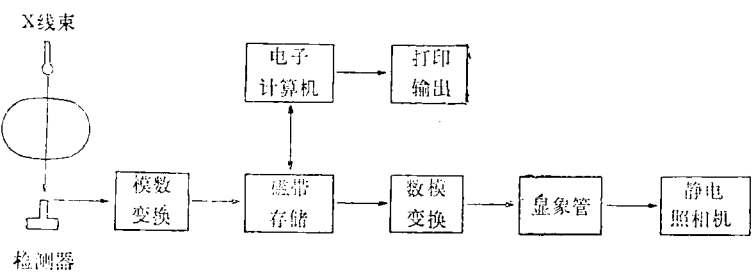


图2 电算断层图工程原理^[4]

动，先作平行移动的扫描，在其扫描运动过程中的160个位置上，测取透过组织的X线强度，亦即每次平移扫描共扫了160条线，有160个读数，如图1所示。每次平移扫描结束之后，支架在水平面内旋转1°，再继续作下一次平移扫描，也扫了160条线；如此重复180°。这样，每一切面共作180次平移扫描，共 $180 \times 160 = 28,800$ 条线，即有28,800个X线强度的读数。每一切面扫描完毕，支架再垂直移动一定距离，作下一切面的扫描。CT的工作原理可用图2表示。

X线检测器的输出，经过模-数变换，存储于磁带内。根据这些读数，应用电子计算机再作进一步的分析处理，即可构成断层切面的图象。电子计算机在处理图象时，将所扫描的切面分成许多小方格（例如Hounsfield将图象分为 $80 \times 80 = 6,400$ 个小方格），每一小方格称为像素（Pixel）。从每一个扫描线测得的X线吸收值，相当于X线束在经路中各像素对X线吸收值的总和。这样可用28,800个读数组成有28,800个方程的线性联立方程组，由此求解出6,400个像素的吸收值，称为CT密度值。由于方程式的数目多于变数的数目，故在电算机上应用线性代数的计算方法，就可求解出矩阵各元素的值。像素的数目愈多，小格分的愈细小，则图象的精密度就愈高，目前已有多达 $512 \times 512 = 262,144$ 个像素的图象。像素的吸收值与扫描线读数的关系，可用图3扼要地说明。

设X线源的强度为 I_0 ，每一个小方格的边长为 l ，相应的小方格内组织的吸收系数

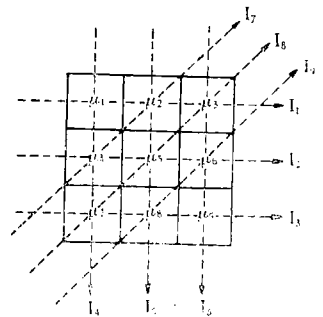


图3 像素吸收值与扫描读数关系示意图

分别用 $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_9$ 表示。设 X 线束经过第 1, 2, 3 方格后, 检测器测得的强度读数为 I_1 , 根据 Lambert-Beer 氏定律, 可得以下关系式:

$$I_1 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3)l}, \text{ 亦即}$$

$$\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 = \frac{1}{l} \ln \frac{I_0}{I_1} \quad (1)$$

$$\mu_4 + \mu_5 + \mu_6 = \frac{1}{l} \ln \frac{I_0}{I_2} \quad (2)$$

...

$$\mu_3 + \mu_6 + \mu_9 = \frac{1}{l} \ln \frac{I_0}{I_6} \quad (6)$$

$$\mu_2 + \mu_4 = \frac{1}{\sqrt{2}l} \ln \frac{I_0}{I_7} \quad (7)$$

$$\mu_3 + \mu_5 + \mu_7 = \frac{1}{\sqrt{2}l} \ln \frac{I_0}{I_8} \quad (8)$$

$$\mu_6 + \mu_8 = \frac{1}{\sqrt{2}l} \ln \frac{I_0}{I_9} \quad (9)$$

(7)、(8)、(9) 三式中的 $\frac{1}{\sqrt{2}}e$ 表示方格的

对角线长度。由于 I_0, e , 和 $I_1, \dots, I_9$ 都是已知值, 故以上 9 个方程式的右端可根据检测器的读数计算而出。这 9 个联立方程式可以解出 9 个未知数 $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_9$ 。在这里方程组有解的必要条件是方程式的数目应等于或大于变数的数目, 否则无解。由此可见, CT 的原理并不复杂, 但由于象素的数目以及线性方程式的数目繁多, 计算工作量十分庞大, 单靠人力计算, 显然不能胜任, 这个问题只能在电子计算机的协助下, 才能得到解决。

CT 对各种组织的密度测定其精确度可达 0.5%。在 120 千伏 X 线球管照射的条件下, 水对 X 线的吸收系数 $\mu_0 = 0.19$ 厘米⁻¹。不同的组织对 X 线的吸收系数亦各不相同。目前 CT 图象显示时, 多以水为标准。按 Hounsfield 的规定, 水的吸收值为 0 单位, 密度大于水的组织其相对吸收值为正, 小于水者为负。组织的相对吸收值可按下式计算:

$$H_\mu = \frac{\mu_1 - \mu_0}{\mu_0} \times 500, (\mu_1 \text{ 为组织的吸收系数})$$

H_μ 称为洪氏单位 (Hounsfield Unit)。据 Hounsfield 的测定, 大脑皮质为 +19—+23 单位, 大脑白质为 +13—+17, 凝血块为 +20—+30; 空气为 -500; 骨密度为 +500; 脑脊液为 +1—+10。当组织出现病变时, 相应的密度即出现变化, 由此可作出定位、定性与定量的诊断。

由图 3 亦可以看出常规 X 线摄影与 CT 的不同点。通常 X 线摄影是一个方向的投射, 只能记录出 X 线线路中的总吸收值。而 CT 是用不同方向进行扫描投射, 这样就能把各部细微结构的密度进行定量测定。CT 的结果可用以下三种方法表示:

(1) 用矩阵的形式打印出相应象素的密度值;

(2) 象素的密度值经过数模变换后再用显像管显示出切面的图象;

(3) 将显象管的图象用照相进行记录。

除了 CT 基本图象的处理程序之外, 目前国外

图 4 象素矩阵示意图

还设计出以下一些图象处理的辅助程序, 如平滑程序, 相减程序, 微分程序(勾描轮廓), 局部脑血容量测定, 脑脊液与颅腔容积比率计算, 以及图象放大程序等。现分别简述于下:

(1) 平滑程序: 中野氏^[4]用 9 点加权平均法, 对 CT 图象进行平滑化处理。设某一象素 E 及其相邻 8 点象素的排列如图 4。

平滑化以后, 新的中心象素 E' 按下式计算:

$$E' = (A + B + C + D + n \times E + F + G + H + I) / (8 + n)$$

式中 n 为加权系数, $n = 1$ 时称为 9 点平均法。其他象素亦按上述操作处理。平滑化处理的目的是消除运动干扰造成的伪差, 使图象平滑而规则, 作为其他处理步骤的预处理程序。

(2) 图象相减程序: 即将两幅图象对应的象素的密度相减, 再显示其差值的图象。这一操作的目的是主要用于注射 X 线造影剂后以增

强图象的对比,从而清晰地显示出病变的部位与范围。

(3) 局部脑血容量的测定 (Regional cerebral blood volume) 简称 rCBV; 用下式计算:

$$\text{rCBV} = 100 \times \frac{D_s}{D_c} \times 0.85 (\text{Penn 氏公式})$$

式中 D_s 为相应部位组织的象素在注射造影剂后 CT 密度的增加值。 D_c 为注射造影剂后血液的 CT 密度的增加值。0.85 为脑血容积的校正系数。

(4) 脑脊液容积与颅腔容积比率测定: CT 断层图用 9 点平均法平滑程序处理以后,按下式求脑脊液与颅腔的容积比率 R :

$$R = \sum_{i=1}^n \left(\frac{V_i}{B_i} \right) \times 100$$

式中, V_i 为第 i 层切面中密度值在 10 以下的象素的数目; B_i 为同一切面中位于颅腔内的象素的数目; n 为切面的数目。

当脑积水或脑萎缩时,脑脊液容积则增大。

(5) 微分操作程序: 微分操作的目的是突出象素之间密度的变化值,从而勾画出组织结构的轮廓边缘,使病变或脑室的形状能更清楚地显示。微分操作的步骤如下: 设某一象素 E 点的相邻象素为 A, B, C, D, F, G, H, I (参看图 4), 微分后 E' 之密度值按下式计算^[4]:

$$E' = \{[(A + B + C) - (G + H + I)]^2 + [(A + D + G) - (C + F + I)]^2\}^{\frac{1}{2}}$$

微分操作除能使图象边缘清晰外,还为进一步定量测量打下基础。

(6) 图象放大程序: 选取画象的相应部位,用相邻两象素之间的密度求算术平均值,进行内插值计算,然后向纵横两方向各作两倍放大,此法可用以观察局部病变的细致变化。

电子计算机断层图的临床应用

CT 目前多用于头部疾患的诊断。在颅脑部应用 CT 可显示出大脑皮质、大脑白质、基底神经节、丘脑、大脑外侧裂、大脑纵裂、大脑镰、

侧脑室、第三脑室、松果体、蛛膜下腔和钙化的脉络丛等结构,而这些结构在常规 X 线颅平片上是不可能分辨的。当颅内出现占位性病变时,可出现脑室及松果体移位,脉络丛移位以及侧脑室或蛛膜下腔阻塞等表现,从而有助于诊断。应用测定静脉注射 X 线造影剂(例如 30% Conray)前后 CT 图象之差值,可显示出对比增强效应,这种效应是由于肿瘤或脑出血损伤了血脑屏障所致。某些脑肿瘤如脑膜瘤、低度恶性的神经胶质细胞瘤、寡突胶质细胞瘤、室管膜瘤等,其病变部位的密度较正常组织增高,而某些颅内的囊性肿物,如颅咽管瘤、皮样囊肿、胆脂瘤等由于含有脂肪,可出现负吸收区。Ambrose 指出,CT 作为诊断脑肿瘤的筛选方法,其准确率可达 96%,比临床诊断的准确率(80%)及同位素扫描的准确率(78%)都优。在颅脑外伤时,在 CT 图上当出现血肿时局部密度增高,并有移位改变,而脑水肿则仅引起密度降低,二者容易鉴别。在脑梗塞时其 CT 图象呈现与大脑主干血管分布区域一致的密度减低区。在中枢神经感染,如脑部炎症,可出现多发的境界不清的低密度区。CT 用于诊断神经系统的变性疾患,如多发性硬化,进行性脑白血病等均有特殊的表现与特定的分布规律。

身体其他部位的 CT 检查也正在蓬勃开展。例如,佐藤氏进行脊髓的 CT 检查,指出脊髓神经纤维瘤呈现密度增加区,而脊髓空洞症则呈现密度降低区。Withenberg 认为: 用 CT 扫描心脏,可显示心肌梗死时的水肿区域,从而可判断心肌梗死的部位、范围、程度、疗效及预后。Haaga 对胰腺进行 CT 检查,观察到胰腺肿瘤及急性胰腺炎时可呈现胰腺增大及胰腺周围脂肪层之消失。Jack 应用 CT 扫描出眶内各种组织,并证实突眼性甲状腺肿眼球突出的病理主要是由于眼外肌的增大。

CT 属于无创伤性检查,照射剂量小,容易被患者接受,能及时随访与追查病程的变化,可较准确地显示各种组织结构的密度值,从而提高病变诊断的定性、定量、定位的精确度。

电子计算机断层图的 发展动向与展望

CT 技术的出现从 1972 年到现在,虽仅有短短的 6 年,但已能显示出电子计算机在处理医学图象的巨大优越性。而且在这方面尚有很大的潜力,有广阔的发展前途。目前国外关于 CT 的进一步发展动向,大致有以下四个方面:

(1) 使用彩色编码技术 (Color Coding) 可进一步提高 CT 图象的对比度 (Schellinger, 1975)^[5]。彩色编码的原理是将一定的 CT 密度值转变成一定的颜色,再用彩色显象管显示。这和组织学的染色技术相似,即电子计算机可根据一定的对应关系,把明暗不同的各种组织,“染”成各种不同的颜色,从而使相应的病变能更清楚地显示出来。对于不同的病理改变可应用不同的彩色编码,相当于应用不同的“染色技术”。彩色显象的分辨能力明显优于黑白图象。

(2) 结构的立体显示:目前 CT 在显象管上将同一截面各象素的密度用黑白或彩色图象显示,所见到的仍是一个截面的平面图象。为了弥补这一缺陷,常常将几个截面同时显示,虽然也能间接地了解一些组织结构的立体情况,但还不够直观。如果能把我们需要观察的某一特殊结构,如脑室、肿瘤、基底神经节等单独显示出其立体形象,则要清晰得多。这可考虑通过下列方法来实现:先用一次或二次微分程序求出该结构的轮廓,然后由计算机单独将该结构轮廓表面的各象素取出,通过一定程序,即可达到单独显示该结构的具有一定景深的彩色立体形象,并且可根据需要以改变立体图象的观察方位,这就好象用解剖的方法将该结构剥离后单独取出,放入一个透明的容器内,并通过转动容器以观察该结构在不同方向的立体形象那样。还可进一步求得该结构的体积及其他方面的定量测定等。

(3) 在扫描技术方面的改进:在 X 线源方面改用脉冲式 X 线源,以减少 X 线的辐射剂量。在扫描方式上,目前为了提高扫描速度,采用射

线源旋转而探测器改为固定的矩阵排列方式,并可作额面、矢面、横面三种切面的断层扫描。同时缩小切面厚度,增加切面象素的数目,如由 80×80 提高到 160×160 以至 512×512 ,以进一步提高图象的精密度。并同时制造出适用于全身各部位的通用 CT 扫描仪。

(4) 选用新的照射源:目前 CT 主要以 X 线源为照射源。Steward 的测定表明,同一种组织对不同电压产生的 X 线,其吸收率亦不相同。而且, X 线束不容易形成很细的光束,对小于 3 毫米以下的结构,即分辨不清。此外,国外也有不少报道选用超声波,同位素作为照射源再与计算机 CT 技术相结合而显象。超声波对人体没有损伤,对腹部及盆腔的软组织分辨较好,可以和 X 线 CT 技术互相补充,取长补短。最近有人设想将带正电荷的粒子束用于 CT,我们认为,在这一方面可能有较大的发展前途。据报道,常用的粒子有质子、 α 粒子以及氦、氧、碳等的原子核,把这些原子去掉全部的外部电子之后,用加速器加速至一定能级,再照射于组织结构上而摄影。在电磁场的作用下,通过聚焦,重粒子的射线束可以造得比较细,可以应用电磁场使重粒子偏转而实现扫描(这和扫描电子显微镜的原理有点相似),这样有可能代替一大部分的机械扫描操作。由于电磁扫描的速度比机械扫描要快得多,可大大缩短检查时间,消除噪音,减少运动伪差,有可能进一步提高 CT 图象的分辨能力,所以是值得重视和探索的一个方向。

最近, Ter-Pogossian 等^[6]用 24 个碘化钠检测器,每边 4 个排成六角形,与符合电路相连组成正电子发射同轴断层图仪 (Positron Emission Transaxial Tomograph, 简称为 PETT)。用电子计算机处理所得的数据,可显示正电子同位素发射图象。观察时,将发射正电子的同位素,如镓 68、锗 68、碳 11、铜 64、氧 15、氮 13、氟 18 等注入动物体内,正电子发射后即迅速湮灭,产生一对 γ 光子,互呈 180° 方向发射,被位于同一直线方向的一对检测器接收后,信号经前置放大器、放大器、单导脉冲幅度分析器,进

入符合电路(其分辨时间为 30 毫微秒)。符合器的输出进入电子计算机,应用与 CT 类似的方法处理而显象。在狗的实验观察中,静脉注射 $H_2^{15}O$ 后,主要进入软组织,骨中的含水量甚微,肺中的 $H_2^{15}O$ 的浓度也很低。静脉注入 $^{13}NH_3$, 主要为心肌所摄取,其与周围组织的浓度呈 8 与 1 之比。故 $^{13}NH_3$ 主要显示心肌图象。 $^{13}NH_3$ 由于尿素循环(Kreb 氏循环)亦大量集中于肝脏而显象。给动物呼吸 ^{14}CO , 形成 ^{14}CO 血红蛋白而显示含血的部位,如心房、心室、主动脉及大血管等。 ^{18}F 主要集中于脊柱、肋骨、胸骨以及其他的骨组织内。其与周围组织成象的对比度为 15 比 1。胃肠等器官因含气体,故呈负影象。作者认为此法的优点是不受深度的

影响,对不同的组织有一定的选择性,而且可同时观测不同示踪化合物在器官内的更新速率,因而此法有较大的发展前途。

参 考 文 献

- [1] 陈惟昌:《生物化学与生物物理进展》,1977 年,第 3 期,第 37 页。
- [2] Hounsfield, G. N.: *Brit. J. of Radiology*, **46**, 1016, 1973.
- [3] Ambrose, J.: *Brit. J. of Radiology*, **46**, 1023, 1973.
- [4] 中野善久: 脑と神経, **29**(9), 951, 1977.
- [5] Schellinger, D. et al.: *Radiology*, **114**, 257, 1975.
- [6] Ter-Pogossinn, M. M.: *Radiology*, **114**, 89, 1975.

[本文于 1978 年 8 月 7 日收到]

沙蚕毒素和杀螟丹的杀虫机理

施 玉 樑

(中国科学院上海生理研究所)

前 言

一种新型杀虫剂——杀螟丹(或称已丹、派丹)已相继由沈阳化工研究院和湖南化工研究所在我国首次合成。杀螟丹是一种神经毒剂——沙蚕毒素(Nereistoxin)的硫代氨基甲酸衍生物。沙蚕毒素是由分布日本和我国的一种海产环节动物——异足索沙蚕提取的活性成份。

杀螟丹为一广谱、高效、低毒杀虫剂,对鳞翅目、鞘翅目和双翅目等多种害虫有强烈的杀虫作用,胃毒性强,也有触杀、拒食、杀卵等作用,而至今尚未有对人类毒害的报道。卡特普(Cartap, padan, 即杀螟丹)1965 年在日本首次合成,现已被广泛用于防治作物、蔬菜、果树等多种农业害虫,对防治稻螟虫有卓效。据报道,1972 年已年产 1500 吨,占日本全国农药总产量的 20%,畅销世界各地。

由对沙蚕毒素的认识、研制到新型农药杀

螟丹的出现,是人们通过对一个海产天然毒素的研究进而发展成为有用的化合物的最成功的例子。可以预期,杀螟丹在我国的合成和投产必将为实现我国农业现代化贡献一份力量。

本文将在简述杀螟丹的历史、杀虫效力之后,主要讨论它的杀虫作用机理。

历 史

很早,沿海渔民就观察到鱼、蚁、多种肉食性昆虫在与海产多毛类环节动物尸体接触后被麻痹死亡的现象,海滩上在沙蚕尸体周围时常可以看到许多被毒死的昆虫。渔民把沙蚕作为垂钓的诱饵,并由此发生的人类沙蚕毒素中毒的事实是导致新田早期工作的直接原因。1934 年他的调查研究表明这种致毒作用来自异足索沙蚕(*Lumbriconereis heteropoda* Marenz)的有毒物质;他成功地分离了这个有效毒性成份,命名为沙蚕毒素,提出第一个实验式 $C_5H_9NS_2$, 并