

## 多丝正比室正电子照相机系统\*

王德武 申桂林 那淑珍 李云山 李成泽  
李志刚 陈 锐 陈元柏 陈芝萍 马 梅  
沈妙和 赵海泉 楼家恕 徐蓉芬

(中国科学院高能物理研究所, 北京)

### 摘 要

本文描述了一个多丝正比室正电子照相机系统。它包括高密度多丝室 $\gamma$ 射线探测器, 电子学读出系统和计算机数据处理系统。获得了三维空间断层象, 象素点阵 $64 \times 64 \times 16$ 。

### 一、引 言

XCT (X-ray Computerized Tomography) 的出现是医学影像学领域的一大创举, 它激励着人们在核医学研究中实现三维空间造影的愿望。用发射正电子的核素作示踪剂, 正电子和人体组织中的电子发生湮灭, 发射一对 $\gamma$ 光子, 它们沿相反方向飞出。用快符合技术测量这两个光子, 就可以获得方向和位置的信息。正电子发射断层象(称PECT)是医学影像学领域实现三维描述最好的手段之一, 它所提供的不仅仅是解剖学的信息, 更重要的价值在于传递了人体化学和生理学, 正常和反常的信息<sup>[1]</sup>。在核医学中, 用PECT研究脑血流图, 脚血流图, 研究大脑、心脏、肝脏及甲状腺等器官的代谢过程, 尤其是研究神经系统的疾病具有突出的优点。

最近十年, 正电子CT的研制和应用受到物理学家和医学家们极大的重视, 数以千计的人致力于这方面的研究和发展。美国Berkeley实验室<sup>[2]</sup>, 欧洲原子核研究中心(CERN)<sup>[3]</sup>, 英国Rutherford实验室<sup>[4]</sup>分别研制了不同形式的多丝室正电子CT, 进行核医学研究<sup>[5]</sup>。除此之外, 还把第一代和第二代多丝室正电子CT直接应用到固体物理研究领域, 测量费米面, 研究金属或合金的电子动量密度分布<sup>[6]</sup>。1983年我们开始了研制多丝室正电子CT的工作, 经过三年的努力, 取得了较为完满的结果。

本文详细描述多丝室正电子照相机系统。它包括高密度多丝室, 读出电子学, 计算机在线数据获取及图象重建过程。使用液体<sup>22</sup>Na正电子源作模拟静态造影, 获得了三维空间断层象, 图象清楚, 系统工作稳定。

\* 中国科学院科学基金资助的课题。  
本文1987年1月22日收到。

## 二、探测器

二维读出高密度多丝室是正电子相机的核心部分。它由一个多丝室和一个多层铅板  $\gamma$  射线转换体组成<sup>[7]</sup>。多丝室有三个丝平面,中心面是阳极,两个阴极面位于阳极面的两侧,利用阴极丝上的感应信号记录入射粒子的 X、Y 坐标。

由于多丝室是工作在常压下的气体探测器,要有效地探测能量为 511keV 的光子,必须先把光子转换成电子。基于这种考虑,研制了有效面积  $20\text{cm} \times 20\text{cm}$ 、厚 6mm 的  $\gamma$  射线转换体。为使转换体不同铅层中产生的光电子顺利地进入多丝室灵敏体积,须在转换体上加一个漂移电场。

一个自动混气系统供给工作气体,气体能均匀通畅地流过转换体和多丝室的灵敏区。为了防止外界环境干扰,探测器有良好的电屏蔽。

多丝室阴极信号的读出方法很多,为了节省放大器的数量,并降低对前级放大器品质的要求,采用了阴极丝编码读出方法<sup>[8]</sup>。每个阴极面只需 28 路放大器,即可实现读出 192 个信号道的目的。

探测器的主要技术指标如下:

灵敏面积	$20 \times 20\text{cm}^2$
工作气体	80% Ar + 20% CO <sub>2</sub>
阳极高压	2.5kV
$\gamma$ 射线转换体漂移电压	-1.0kV
读出方式	感应脉冲串中心法
空间分辨	1mm
对 511keV 光子的探测效率	5.6%

## 三、读出电子学系统

多丝室正电子相机系统的框图示于图 1。把多丝室的 100 根阳极丝连接在一起,与一个电压放大器相连<sup>[9]</sup>。阳极信号放大后,经恒比定时甄别器 (CFD) 送到快符合电路,符合输出信号经扇出,给所有的符合寄存器提供开门信号。把每个阴极平面的 192 根信号丝编成四组二十四群,每个组和群分别与一个电荷灵敏前级放大器耦合。使用电荷灵敏放大器,可以有效地消除各组和群的输出端杂散电容带来的不利影响,同时提高了拾取信号的灵敏度。

前级放大器的输出信号经主放大器和甄别器送到 Lecroy 4448 符合寄存器。当一个正电子和电子湮灭发射的  $\gamma$  光子对分别被两个探测器探测到时,每个阴极面都有一组感应脉冲输出,它们和阳极触发信号进行符合寄存,并通过 2912Uni-Q 总线转换器和 CAMAC 机箱控制器 3912,把符合寄存器的数据读到计算机 LSI-11/23 的内存。符合寄存器是单宽 CAMAC 插件,它有  $16 \times 3$  个寄存器。记录两个多丝室四个阴极的信号,共用三个 4448 寄存器插件,占用 CAMAC 机箱三个地址。

采月  
串中  
标 (

和 (

湮灭  
然, [

面上  
面上

傅里  
接收  
方程

这里  
的三

计算机使用单用户 RT-11 操作系统,它具有快的实时响应能力。整个在线运行程序采用子程序调用方式,用户根据实验要求编写主程序。计算机根据判选条件和感应脉冲串中心法读出原理,求出每个阴极脉冲串的中心,确定一个真实事例的两个光子的空间坐标  $(x_1, y_1), (x_2, y_2)$ 。

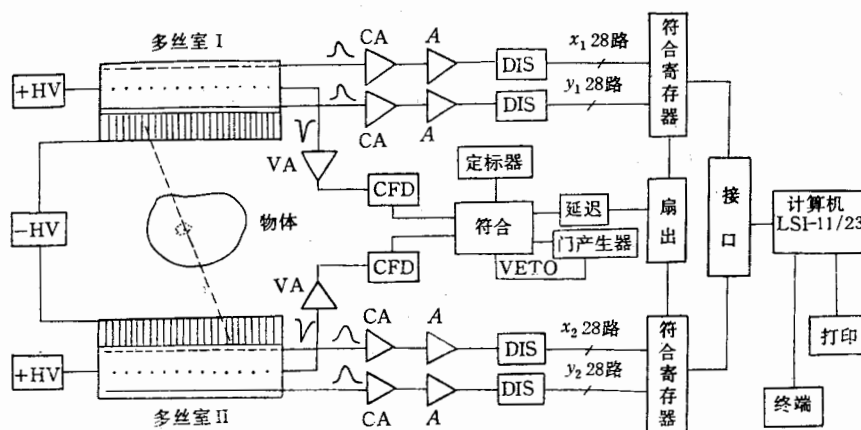


图1 多丝室正电子照相框图

#### 四、计算机图象重建

我们选用回投影滤波法实现图象重建。将探测器测得的二个  $\gamma$  光子的坐标  $(x_1, y_1)$  和  $(x_2, y_2)$  用一条直线连接起来,该直线与被检物体的各断层面相交,必然穿过  $e^+e^-$  的湮灭点,称为焦点。全部事例形成焦点的集合,组成了焦面,也就是该断层面回投影象。显然,回投影象除了本平面上湮灭点组成的真实图象外,还有其它平面上湮灭事例在该断层面上产生的背景,用数学方法消除背景的过程称为滤波过程,经过滤波后的图象反映了断面上核素的分布<sup>[10]</sup>。数据处理的主要步骤如下:

- (1) 利用测得的大量数据建立各断层面的回投影密度分布函数,建立回投影矩阵的傅里叶变换;
- (2) 变换矩阵中每个频率的振幅都乘以相应的点响应函数的值,实现滤波过程;
- (3) 对经过过滤的矩阵进行逆傅里叶变换返回到真实空间;
- (4) 图象平滑处理和显示输出。

在本实验条件下,被检测物体放在两个平行放置的探测器中间。回投影是把多丝室接收到的二维信息投影到三维空间的过程。实现回投影象滤波的数学描述就是 Fredholm 方程:

$$f_M(x, y, z) = \iiint_{-\infty}^{\infty} f(x', y', z') \cdot h(x, y, z; x', y', z') dx' dy' dz' \quad (1)$$

这里,  $f_M(x, y, z)$  表示回投影象,也就是实验测得的放射性分布;  $f(x', y', z')$  表示真实的三维图象,即求解的放射性分布;  $h(x, y, z; x', y', z')$  是成象系统的格林函数,也称点

响应函数.

点响应函数  $h(x, y, z; x', y', z')$  通常不是空间不变量. 如果加足够多的限制, 例如: 限制重建区域的大小, 使相机对重建区域内任意一点的接收角都近似相等; 去掉大角度事例, 以便消除边缘效应等. 那么, 点响应函数就变成了空间不变量, 它只是  $(x - x')$ 、 $(y - y')$ 、 $(z - z')$  的函数, 而与  $(x, y, z; x', y', z')$  各点的值无关. 于是积分方程(1) 就变成三维空间有界的卷积积分:

$$\begin{aligned} f_M(x, y, z) &= \int_0^{x'} \int_0^{y'} \int_0^{z'} f(x', y', z') \cdot h(x - x', y - y', z - z') dx' dy' dz' \\ &= f_R(x, y, z) \cdot h(x, y, z). \end{aligned} \quad (2)$$

利用卷积定理, 方程(2) 就变成频域上的乘积:

$$F_M(K_x, K_y, K_z) = F_R(K_x, K_y, K_z) \cdot H(K_x, K_y, K_z), \quad (3)$$

这里,  $F_M$ 、 $F_R$  和  $H$  分别是  $f_M(x, y, z)$ 、 $f_R(x, y, z)$  和  $h(x, y, z)$  的傅里叶变换.

方程(3)的形式解为:  $F_R(K_x, K_y, K_z) = \frac{F_M(K_x, K_y, K_z)}{H(K_x, K_y, K_z)}$ , 利用傅里叶反变换, 便

得到要求解的放射性核素的分布:

$$f_R(x, y, z) = \iiint_{-\infty}^{\infty} F_R(K_x, K_y, K_z) \cdot e^{2\pi i(xK_x + yK_y + zK_z)} dK_x dK_y dK_z. \quad (4)$$

对于本工作使用的两个固定有限角接收度的多丝室正电子相机, 点响应函数为:

$$h(x, y, z) = \frac{\cos \theta}{2\pi\gamma^2} = \frac{z}{2\pi(x^2 + y^2 + z^2)^{3/2}}, \quad (5)$$

$\theta$  是湮灭线与  $z$  轴的夹角,  $\cos \theta$  是权重因子. 点响应函数如图 2 所示.

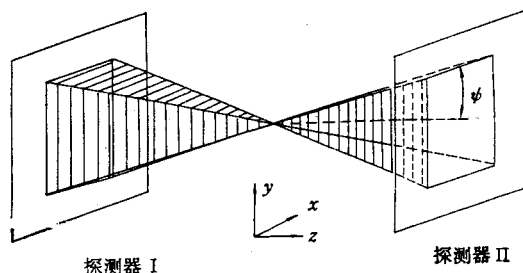


图 2 点响应函数

因为相机具有有限角接收度, 所以频率空间的点响应函数  $H(K_x, K_y, K_z)$  有一个等于零的频率锥体, 在这个锥体内的频率测不着. 原因在于相机丢失了接收角以外正电子湮灭产生的  $\gamma$  光子对. 定义反向滤波器  $G(K_x, K_y, K_z)$  为滤波器  $H(K_x, K_y, K_z)$  的广义逆:

$$G(K_x, K_y, K_z) = \begin{cases} H^{-1}(K_x, K_y, K_z) & H \neq 0 \\ 0 & H = 0 \end{cases} \quad (6)$$

将(6)代入方程(3)得:

$$F_R(K_x, K_y, K_z) = F_M(K_x, K_y, K_z) \cdot G(K_x, K_y, K_z). \quad (7)$$

在反向滤波器  $G(K_x, K_y, K_z)$  上乘以窗函数  $W(K_x, K_y, K_z)$ , 可以有效地抑制滤波器放大该频域内噪音的作用, 提高了成象质量。

在图象重建过程中, 带有窗函数的反向滤波器表示为:

$$G_W(K_x, K_y, K_z) = G(K_x, K_y, K_z) \cdot W(K_x, K_y, K_z), \quad (8)$$

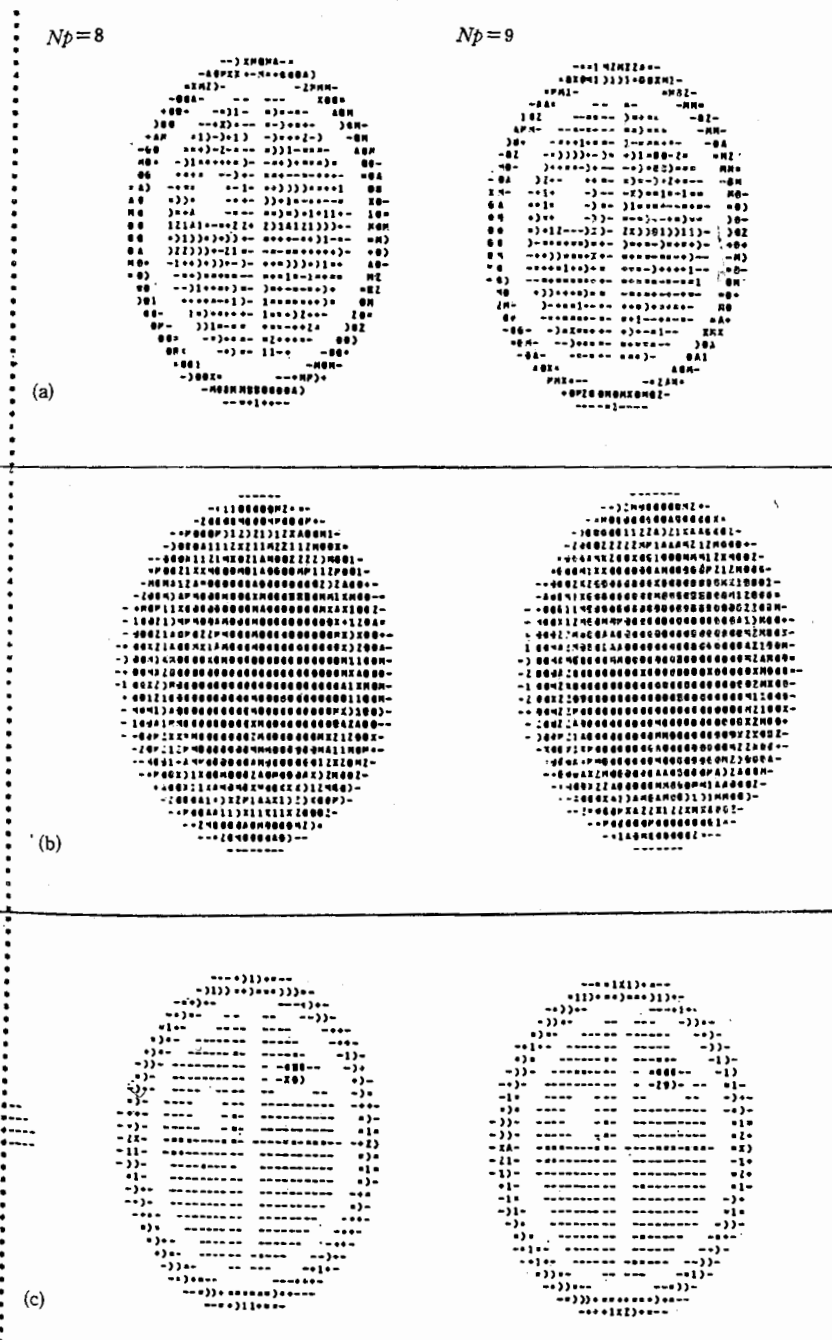


图 3 计算机模拟图象处理  
(a) 原生图 (b) 回投影 (c) 重建图象

例  
角  
(1)  
(2)  
(3)  
便  
(4)  
(5)  
等  
子  
扩  
(6)  
(7)

所以方程(7)变成:

$$F_R(K_x, K_y, K_z) = F_M(K_x, K_y, K_z) \cdot G_W(K_x, K_y, K_z). \quad (9)$$

这样就可以通过逆富里叶变换,获得重建后的放射性核素的分布:

$$f_R(x, y, z) = \iiint_{-\infty}^{\infty} F_R(K_x, K_y, K_z) \cdot e^{2\pi j(xK_x + yK_y + zK_z)} dK_x dK_y dK_z. \quad (10)$$

计算机将重建的图象按照划分的灰度级显示输出.

为了研究图象重建的效果和各种参量对成象质量的影响,设计了计算机模拟数学图形,其形状类似于人的颅脑.由脑壳,左、右脑室,病变的空洞和肿块组成.各部分赋予不同的“放射性核素”密度分布.用计算机对模型进行随机抽样,做回投影和图象重建处理.共计算了  $10^6$  个“事例”,图 3 提供第 8、9 个断层图象,(a)、(b)、(c) 分别给出原生图,回投影图和重建图,结果是令人满意的.

## 五、实验结果

多丝室正电子相机系统的照片示于图 4.它包括探测器,高压电源,气体系统, NIM 和 CAMAC 电子学,内存 256KB、40MB 硬盘的 LSI-11/23 计算机,终端和打印机.两个彼此平行放置的高密度多丝室之间的距离为 24 厘米,被成象的物体是直径 10cm、高 15cm 的铁皮圆筒,筒的中心处放一个柱形的液体正电子源  $^{22}\text{Na}$ ,源强 200 微居,源被封在玻璃瓶里,瓶外包一层薄的铅膜.这种包装对  $e^+e^-$  湮灭产生的 511keV 光子穿透并无大的影响.

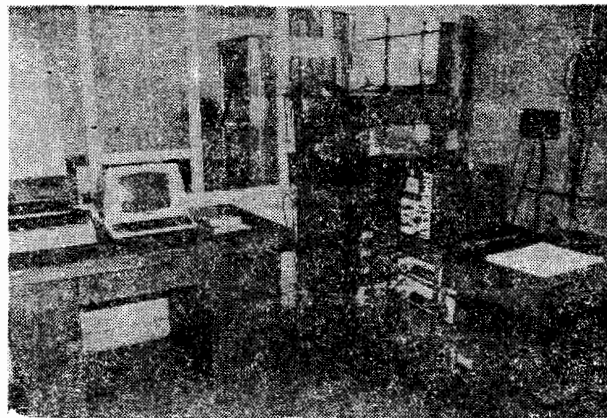
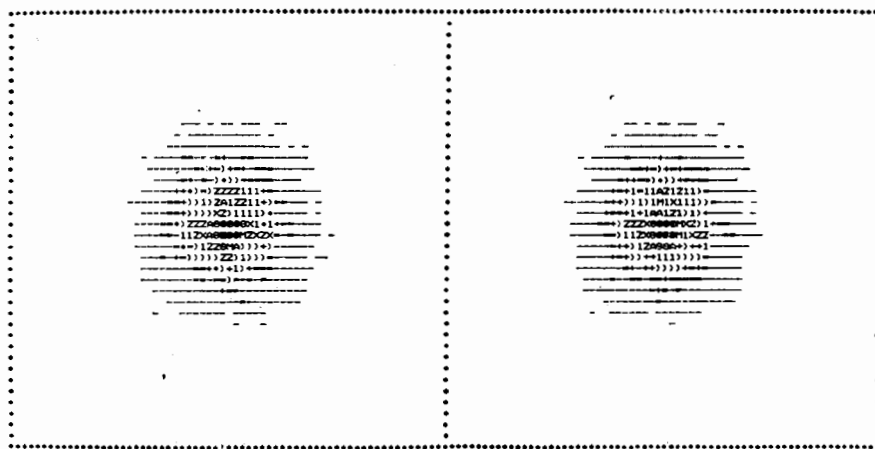


图 4 多丝室正电子相机系统

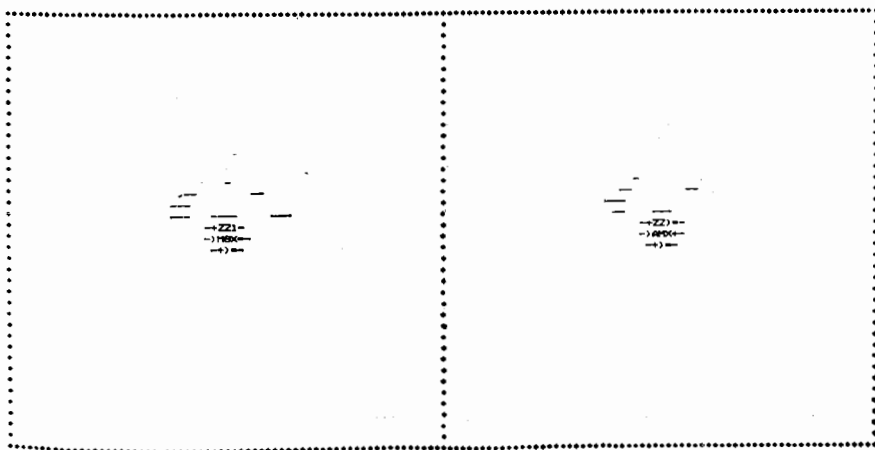
成象空间的格点数设置为  $64 \times 64 \times 16$ ,计算机在线采集  $3 \times 10^4$  事例,经过数据处理和显示输出,分别给出 16 幅回投影和重建图象,图 5 给出成象结果.由于篇幅限制,只选取物体中间的两个断层 No. 5、6 和顶端的两个断层 No. 13、14.为了便于比较,回投影和重建图象一一对应.由重建图象求出的  $^{22}\text{Na}$  正电子源的三维尺寸在三毫米误差范围内与实物大小相符.

在本实验条件下, 用计算机 LSI-11/23 做回投影和重建图象的时间约 1 小时, 用 VAX-11/780 机只需二分钟. 为提高 LSI-11/23 机的数据处理速度, 应该配置快速运算器, 它可以使数据处理的时间减少到几分钟.

用模拟物造影的成功为活体实验奠定了良好的基础. 该系统经过改进可以应用到固体物理研究中测量  $2\gamma$  角关联.



(a)



(b)

图 5 计算机给出模拟物的回投影和重建图象

(a) 断层 No.5、6 的回投影;

(b) 断层 No.5、6 重建图象;

作,  
志作  
并表

[1]

[2]

[3]

[4]

[5]

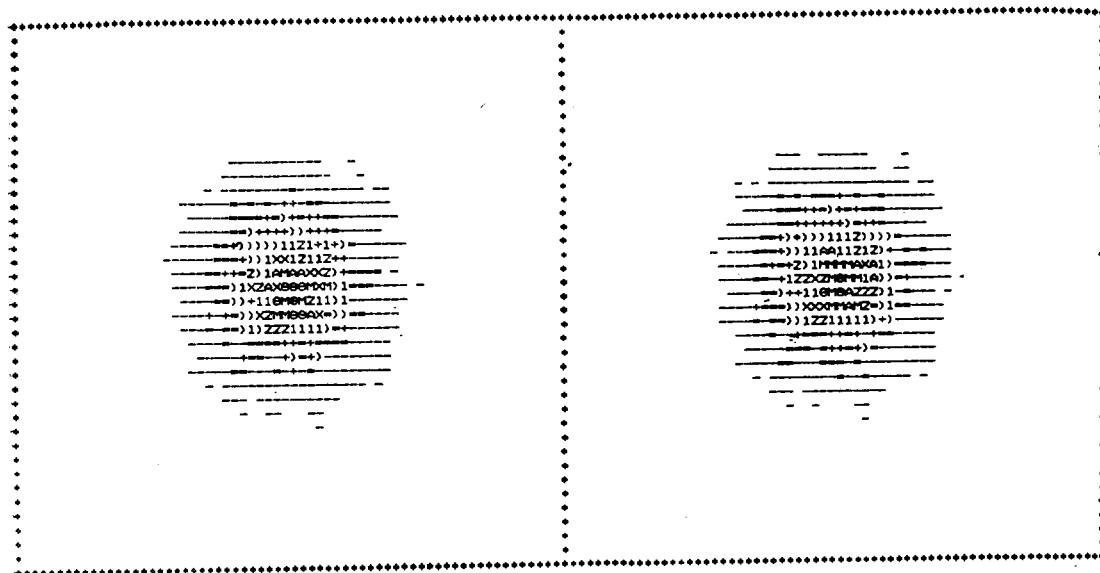
[6]

[7]

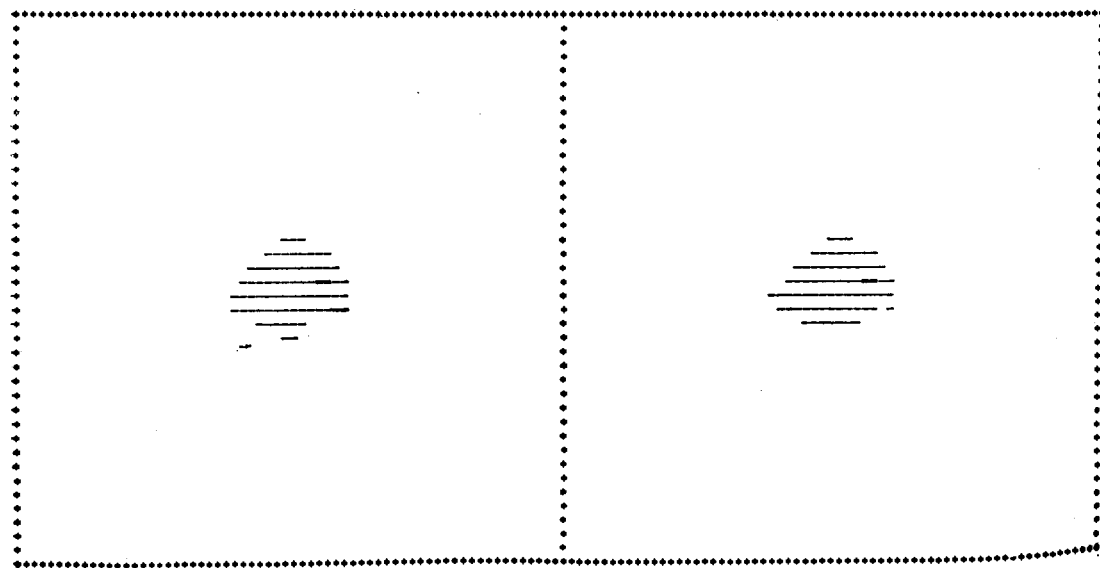
[8]

[9]

[10]



(c)



(d)

图 5 计算机给出模拟物的回投影和重建图象

(c) 断层 No.13、14 回投影;

(d) 断层 No. 13.14 重建图象

porte  
read  
obtai



作者感谢叶铭汉所长和郑林生先生对本工作的关心和支持。谢琦同志参加绘图工作,谢一冈、尧宗元、刘念宗和李自平等同志曾参与部分工作,物理二室的领导和一组的同志们给予不少的帮助和支持,王祝翔和戴贵亮教授对此项研究工作予以大力支持,在此一并表示衷心的感谢。

### 参 考 文 献

- [1] Gordon L. Brownell, Thomas F. Budinger, Paul C. Lauterbur, Patrick L. McGeer, *Science* 5 February 1982, Volume 215, Number 4533.
- [2] A. Del Guerra, V. Perez-Mendez, G. Schwartz, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-30(1983), 646.
- [3] A. Jeavons, K. Kull, D. Townsend et al., *Nucl. Instr. and Meth.*, 176(1980), 89.
- [4] J. E. Bateman, J. F. Connolly et al., *Nucl. Instr. and Meth.*, 176(1980), 83.
- [5] J. E. Bateman, J. F. Connolly et al., *Nucl. Instr. and Meth.*, 217(1983), 77.
- [6] P. E. Bisson et al., *Helv. Phys. Acta.*, 55(1982), 100—121.
- [7] 王德武等, *高能物理与核物理*, 11(1987), 589.
- [8] 王德武、李云山等, *核电子学与探测技术*, 7(1987), 151.
- [9] 李云山等, «三维正电子 CT 的读出系统», “第三届核电子学和核探测器会议”, 1986年10月, 黄山.
- [10] D. W. Townsend and P. Zanella, CERN-DATA Handling Division, DD/80/9, March 1980.

## A POSITRON CT CAMERA SYSTEM USING MULTIWIRED PROPORTIONAL CHAMBERS AS DETECTORS

WANG DEWU SHEN GUILIN NA SHUZHEN L YUNSHAN LI CHENGZE LI ZHIGANG

CHEN KUN CHEN YUANBO CHEN ZHIPING MA MEI SHEN MIAOHE

ZHAO HAIQUAN LOU JIASHU XU RONGFEN

(*Institute of High Energy Physics, Academia Sinica, Beijing*)

### ABSTRACT

A positron CT camera system using multiwire proportional chambers as detectors is reported. This system is composed of two high density MWPC  $\gamma$ -ray detectors, an electronic readout system and a computer for data processing. The tomography of three dimensions is obtained. The imaging matrix is  $64 \times 64 \times 16$ .