

PQ 系列 CT 机的数据采集和图像重建系统原理

卢东生

(北京友谊医院 医学工程部, 北京 100050)

[摘要] 本文介绍了数据采集系统、图像重建和显示系统的具体组成及完成的相应功能。

[关键词] 数据采集系统; 图像重建系统; 图像显示系统

[中图分类号] R814.42 [文献标志码] B [文章编号] 1007-7510(2006)08-0076-03

The data acquisition and the principle of image reconstruction system of PQ series CT machine

LU Dong - sheng

(Medical Engineering Department of Beijing Friendship Hospital, Beijing 100050, China)

Abstract: This paper presents the components and the functions of data acquisition and image reconstruction systems of PQ series CT machine in detail.

Key words: data Acquisition system; image reconstruction system; image display system

PQ 系列 CT 机的数据采集和图像重建系统分为三个子系统: X 线成型系统、数据采集系统、图像重建和显示系统, 前文介绍了 X 线成型系统子系统的组成、完成的相应功能, 及具体故障的维修实例。本文将介绍数据采集子系统和图像重建显示子系统的组成、完成的相应功能。

单层扫描完成后总共有 9600 个投影。

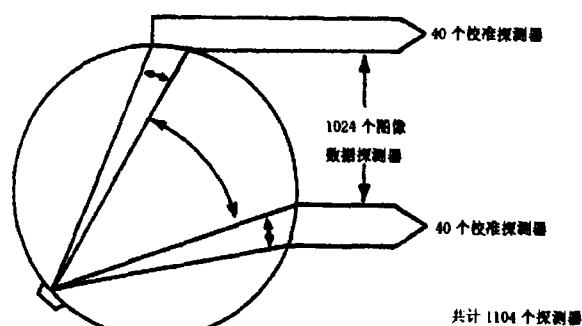


图 1 全野扫描探测器工作示意图

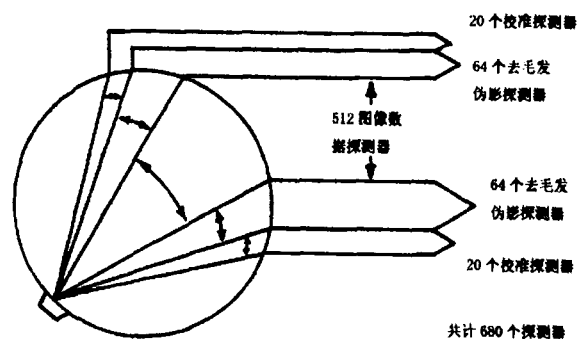


图 1 全野扫描探测器工作示意图

1 数据采集系统

PICKER 公司的 CT 机属于第四代机, 它与第三代机的数据采集系统有很大不同, 主要体现在探测器固定不动, 并且在固定机架内 360 度排列。依具体型号不同探测器的数量不同、模/数转换板的数量不同。PQ2000, PQ5000 为 4800 个探测器, 12 块模数转换板; IQ, PQS 为 1200 个探测器, 3 块模数转换板。但他们完成的基本功能一样, 计算出每个 X 线束所穿过体素的吸收系数之和。本文主要介绍 4800 个探测器的数据采集系统。在做全野轴位扫描时, 总共有 4800 个投影数据, 每个投影有 1104 个探测器的采样值, 其中中间的 1024 个探测器的采样值用于图像重建, 另外两边各 40 个探测器的采样值用于探测器放大倍数的动态校正(图 1)。全野扫描一次投影后, 球管再转过一个探测器角度后, 马上进行第二次投影, 单层扫描完成后总共有 4800 个投影(图 3); 在做半野轴位扫描时, 每个投影有 680 个探测器的采样值, 其中中间的 512 个探测器的采样值用于图像重建, 另外两边各 64 个探测器的采样值用于消除头发等对头颅图像的影响, 最外边两侧各 20 个探测器的采样值用于探测器放大倍数的动态校正(图 2)。半野扫描一次投影后, 球管再转过半个探测器机角度后, 马上进行第二次投影,

1. 探测器模块: 总共有 120 个探测器模块, 每个探测器模块有 40 个探测器, 因此总共有 4800 个探测器。探测器由闪烁

收稿日期: 2005-11-02

修回日期: 2006-03-16

医疗设备信息

晶体、光电二极管和放大器组成。闪烁晶体将 X 线转换为与之成一定比例的可见光,光电二极管将可见光转化为 0 到 500na 的电流信号,电流信号经过放大器放大为 0 到 -10V 电压信号,电压信号通过模拟开关控制进入 VFSC 板。

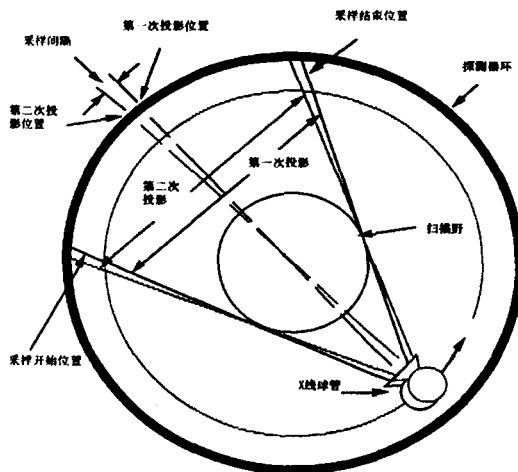


图3 数据采集投影示意图

分成四个部分完成。

表 1

第一个投影	第二个投影	第三个投影	第四个投影
6	7	8	9
5	6	7	8
4	5	6	7
3	4	5	6
2	3	4	5
1	2	3	4

$(6+7)/2$	B	$(8+9)/2$
B	$(6+7)/2$	B
$(4+5)/2$	B	$(6+7)/2$
B	$(4+5)/2$	B
$(2+3)/2$	B	$(4+5)/2$
B	$(2+3)/2$	B

A. DELTA 校正:在数据采集时,第一个投影时脉冲计数器和时间计数器清零,在下一个投影时脉冲计数器和时间计数器没有清零而是继续计数,因此需要将现在的脉冲计数器和时间计数器的内容减去上次的脉冲计数器和时间计数器的内容以便计算出此时射线束所经过体素的吸收系数之和。

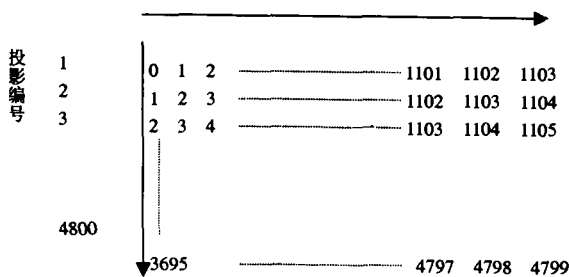
B. 偏置(OFFSET)校正:在没有射线射入探测器时,由于探测器的输出不为零且输出数值各不相同,造成 THW 和 CHW 出现误差。为此,将没有射线射入探测器时的背景数据存入矩阵中,将实际扫描时获得的数据减去矩阵中相应位置的数值来对此误差进行校正。

C. 对 THW 和 CHW 分别求对数,计算出 $\log(\text{THW}) - \log(\text{CHW})$ 的数值即为射线束所经过体素的吸收系数之和。

D. 探测器数据平均 (DETECTOR DATA AVERAGE): 正常扫描时为了消除噪声对图像质量的影响,将探测器的数据平均后传到 SIF 板;在做故障诊断时,不需要做探测器数据平均,直接传到 SIF 板后进行图像重建。

2 图像重建显示系统

1. 扫描接口板 (SIF): 将 DPPC 传过来的数据组织成 Source fan 的数据格式。



2. 探测器母板:总共有 12 块探测器母板,每块母板可以插上 10 块探测器模块,母板将 +18V 直流电源转换为 +15V 直流电源,将 -18V 直流电源转换为 -15V 直流电源,供给探测器模块工作电压。同时将为探测器模块的模拟开关提供控制信号,将所选择的探测器信号通过母板后的信号电缆输出到 VF-SC 板。

3. VFSC 板: 总共有 12 块 VFSC 板,每块 VFSC 板有 100 个 A/D 转换通道,因此共有 1200 个 A/D 转换通道。相隔 1200 个探测器的四个探测器共用一个 A/D 通道,由探测器选择信号决定哪个探测器的模拟信号进入 A/D 通道进行模数转换。

VFSC 板分成三部分:电压频率转换电路、偏置电压电路、和信号编码电路(SCC)。

A. 电压频率转换电路(V/F):由二十五个转换器组成,每个转换器包含 4 个通道,可以将 0 到 -10V 的电压信号转换为 0 到 2MHz 的频率信号

B. 偏置电压电路:使得电压频率转换电路在没有探测器输出的情况下可以产生两个脉冲以便正确计算出时间脉冲和计数脉冲的对数值。

C. 信号编码电路:该电路有 25 组,每组有 4 个通道,每个通道有脉冲计数器,时间计数器,脉冲锁存器和时间锁存器。在数据采集段,根据电压频率转换电路输出的频率信号计数时间脉冲和计数脉冲;在数据传输阶段,将时间计数数值和脉冲计数数值送入相应的锁存器,同时将锁存器内的 14 位数据在时序电路的控制下传到 DPPC 板。

4. DPPC 板:主要计算出 X 线束所经过体素的吸收系数之和,

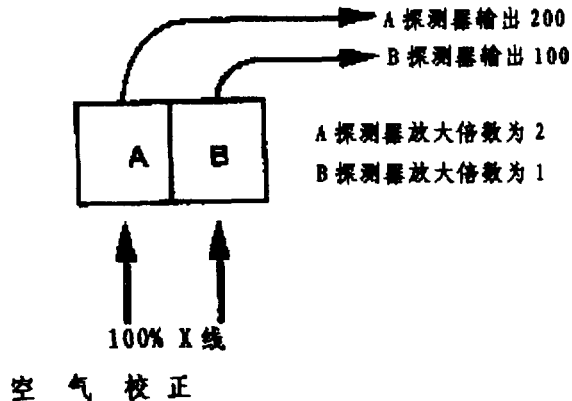
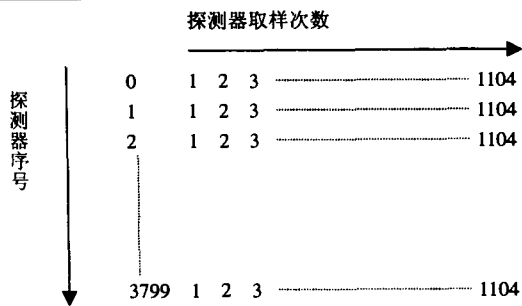


图5 空气校正示意图

(2)动态校正:

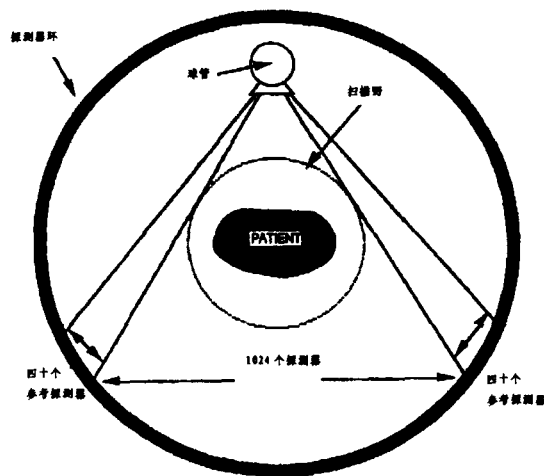
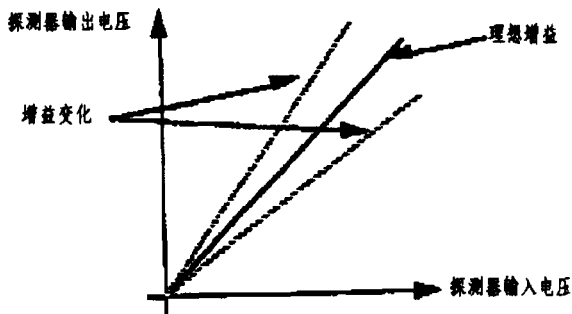


图6 动态校正探测器工作示意图

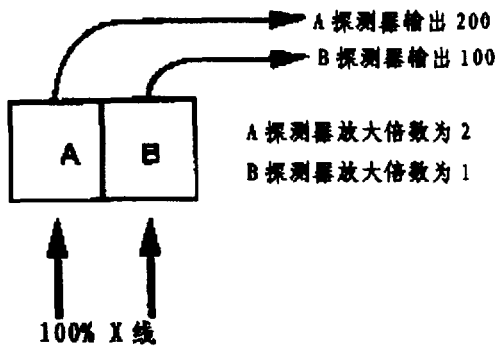
2. 数据缓冲板: 将从扫描接口板传来的 Source fan data 转化为 Dector fan data ,并将 Dector fan data 传给矩阵处理板。



2. 矩阵处理板 (AP): 对 Dector fan data 的所有数据进行校正后,传到反投影板。

(1)空气校正:

A. 产生原因:每个探测器的放大倍数各不相同(图4)



空气校正

图4 探测器增益变化示意图

A. 由于每个探测器的放大倍数随时改变,可以用扫描野两侧各40个探测器放大倍数变化的平均值来修正所有探测器放大倍数的改变。(图6)

B. 用扫描野两侧各40个探测器所测值的平均值计算出相应的 $(\log e I_0)/x$

(3)射线硬化校正:

(4)卷积:对原始数据进行高通滤波或低通滤波,产生图像边缘平滑或锐利的不同的图像效果,是扫描和重建的可选择参数之一,直接影响图像的空间分辨率和密度分辨率。

4. 反投影板(BP):对经过校正的数据矩阵,用反投影算法计算出每个体素的吸收系数,组成 512×512 的显示矩阵用于显示板显示,同时通过 MPM 板存于硬盘中。

5. 显示板:将重建的图像显示。

6. 系统硬盘(ID 6,SCSI 接口):用于存放系统软件、应用软件和图像矩阵。

(下转第106页)

B. 补偿办法:每个探测器测的实际值除以扫描空气所测的值。在矩阵运算中相应的减去在空气校正中所获得的扫描原始数据。(图5)

(上接第78页)

7. 螺旋扫描硬盘 (ID 5, SCSI 接口): 用于存放螺旋扫描获得的容积数据, 同时还可以用于图像矩阵的存储增加机器存储图像的能力。

[参考文献]

[1]李健,张曙光,贺斌.X线CT数据采集原理及故障分析[C].医疗设备信息,2002,3:64-66.

[2]宋爱军.PICKER IQ xtra CT图像重建原理分析[A].医疗装备,2002,2:3-5.

[3]宋爱军.PICKER IQ xtra CT机数据采集原理分析[A].医疗装备,2001,7:3-4.

[4]陈彬林.PICKER PQS螺旋CT维修一例[C].中国医疗器械杂志,2000,3:183.

