



東北大學

生物医学工程专业 实验报告

实验课程： _____ 医学成像技术 _____

班级： _____ 1502 _____ 姓名： _____ 尚麟静 _____

学号： _____ 20155467 _____ 同组人： _____ 乌日娜 刘逸如 邱文荟 _____

指导教师： _____ 陈硕 _____

实验成绩（教师签字）： _____

中荷学院教学实验中心制

实验一 X 射线成像设备主要部件介绍

一、 实验目的

- 1、了解 X 射线球管结构原理；
- 2、了解平板探测器结构原理；
- 3、X 射线成像系统的操作方法。

二、 实验内容

X 射线产生的宏观设备器件是 X 射线球管，其主要组成部件如图 1 所示。通电加热的灯丝释放电子，经高电压加速后撞击到目标靶面上，产生 X 射线。通电加热的灯丝称为阴极（Cathode），被轰击的目标靶面为阳极（Anode），被加速的电子流为管电流（Tube current），用于加速电子的电压为管电压（Tube voltage）。为防止电子与气体分子的相互作用，X 射线球管的玻璃外壳内部被抽成真空。

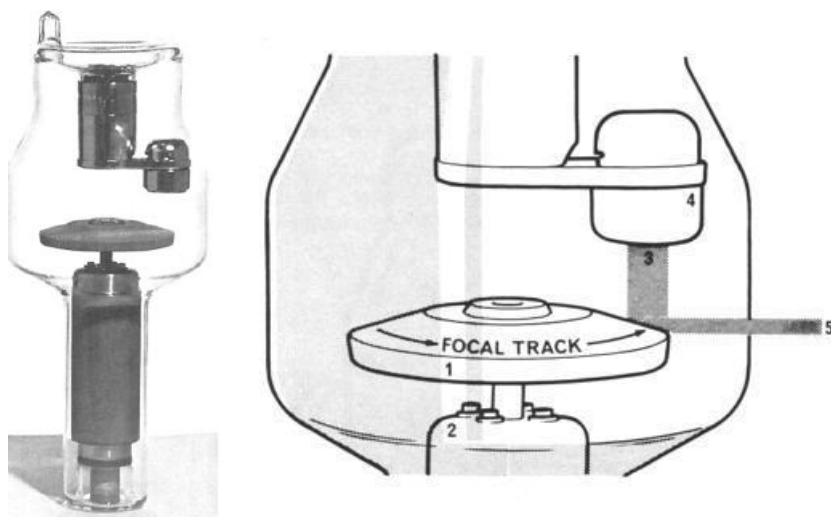


图 1 包含旋转阳极和加热灯丝的 X 射线球管简图

1、X 射线球管

- (1) 电子源（阴极）

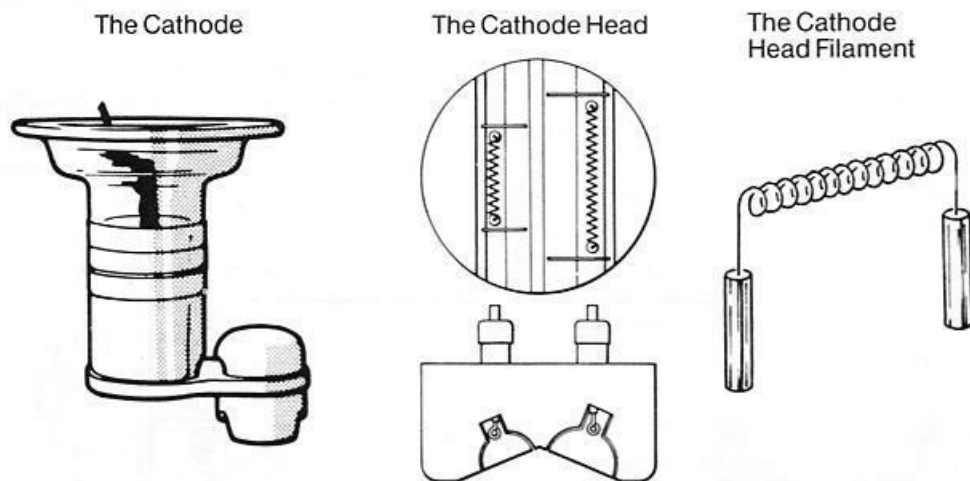


图 2 阴极组件结构

X 射线球管灯丝需要采用高熔点金属材料，如钨（熔点 3370）。通过量级为几安培的电流来加热灯丝，使得电子以一定的电流密度逸出。

球管灯丝往往被安装在一个带负电的聚焦罩中，如图 2 所示。由于电子间存在相互排斥的库仑力，电子流在向阳极运动过程中趋于发散。聚焦罩主要是防止电子流发散，起到电子聚焦作用。另一个作用是防止二次电子的危害。所谓二次电子，是指阳极发射或反射回来的电子。当阳极温度较高时，会有部分电子发射出来。二次电子撞击灯丝时可能会使其断裂。聚焦罩和灯丝等元件一起称为阴极组件。

（2）阳极靶

阳极靶材料的选择会影响 X 射线产生的效率和能量特征。在固定管电压和管电流的情况下，原子序数越高，单位时间内韧致辐射产生的 X 射线光子就越多。

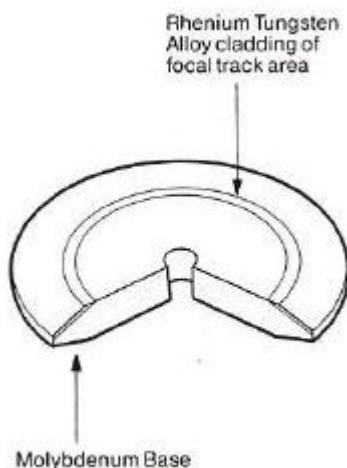


图 3 阳极靶结构

正常工作时，靶面轰击点的温度高达 2700° ，仅略低于钨的熔点 3300° 。所以，在球管设计中，阳极散热是一个十分关键的技术问题。通常的做法是将钨靶嵌入到导热性能好的铜质阳极体中，如图 3 所示。为了增大受热面积，在大功率球管中往往采用旋转阳极靶。将阳极和阳极体制作成圆盘状，在电动马达的带动下以 $2800-8500 \text{ r/min}$ 的速率下高速旋转，从而使电子撞击的能量均匀分布在整个靶面上。目前，仅在一些管电流较小、曝光时间短的便携式 X 光设备中采用固定阳极靶。

(3) 管电压

提高管电压（峰值电压，**kVp**）会使得连续光谱的整体强度（光子数量）增加。在临床应用中往往通过控制管电压来调整 X 射线的质。

(4) 管电流

当灯丝电流一定时，在低管电压区域，管电流随管电压的增加而增加。当达到饱和电压后，再增加管电压管电流亦保持不变，称为温度或灯丝发射限制。当管电压一定时，管电流随灯丝电流增加。而当灯丝电流增大到一定值后，受到空间放电效应限制管电流不再随灯丝电流而增加。在其他参数相同情况下，更多电子轰击到阳极靶上将产生更多 X 射线光子。所以，射线光子数量与管电流和曝光时间的乘积（**smA·**）成正比。

(5) 焦点

焦点（**focal spot**）是阳极靶面上吸收电子并产生 X 射线的区域。焦点大小对于图像是否清晰至关重要，焦点越小，X 射线摄影图像越清晰。

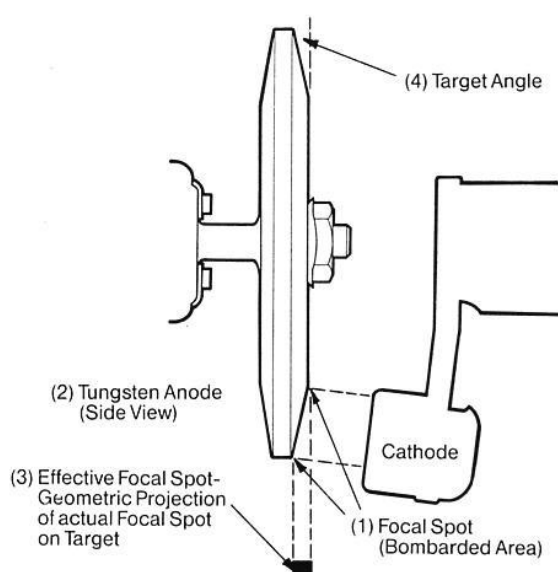


图 4 实际焦点与表观焦点

2、平板探测器

(1) 平板探测器介绍

非晶硅平板探测器采用多层结构，包括荧光材料层（**CsI: Tl**）、非晶硅光电二极管和薄膜半导体（**Thin film transistor, TFT**）。荧光材料多采用碘化铯晶体，最高原子序数 55，K 吸收限 50.2 keV，具有很高的 X 光子吸收能力。

非晶硒是一种光导半导体材料。当 X 射线照射到非晶硒半导体层上时，根据半导体原理会激发电子-空穴对，电子和空穴在外加偏置电场作用下分别向两面电极做反向运动。电子向正电极运动，空穴向负电极（非晶硒表面）运动，形成电流。电流大小与入射光子的数量成正比。电流信号给集电极充电，直至被读出。作为一种直接转换型探测器，它没有能量转换的其他环节，减少了原始信号的损失，从而保证了原始信息量的最大化。

(2) Paxscan1313dx 平板探测器

美国 Varian 公司 Paxscan1313dx 平板探测器，为非晶硅，间接转换型平板探测器。

3、测量体模的衰减系数

根据物体衰减公式 $I = I_0 e^{-\mu d}$ ，测量均匀体模的衰减系数。其中， I_0 为空气曝光图像， I 为物

体曝光图像。

4、X 射线成像系统

操作步骤：

- (1) 打开机器；
- (2) 打开计算机；
- (3) 启动串口助手软件，设置工作模式 M5，X 射线源的 KV、mA；
- (4) 启动 Viva 软件，连接探测器，选择模式 2×2 模式，先点击 offset 校正按钮，然后点击 acquire 采集按钮，设置采集图像数目；
- (5) 按手柄曝光键，让射线源曝光，再点击 viva 软件采集窗口的确定键，采集图像；
- (6) 采集完毕，点击右侧停止按钮，停止采集，松开手柄，停止曝光。
- (7) 在 viva 软件中，图像上点击右键保存。

注：图像格式，16bit，unsigned 类型

Matlab 中读取 raw 图像方法：

```
>> fp = fopen('图像文件名','r');  
>> f = fread(fp,[512 512],'uint16');  
>> fclose(fp);
```

三、 实验步骤

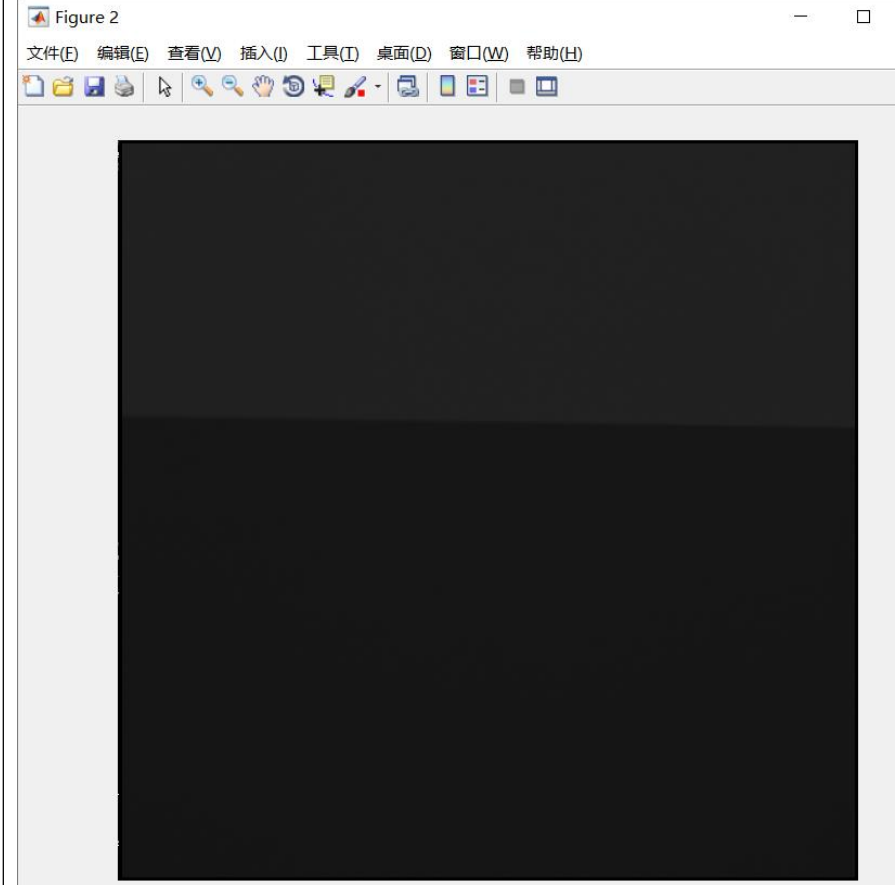
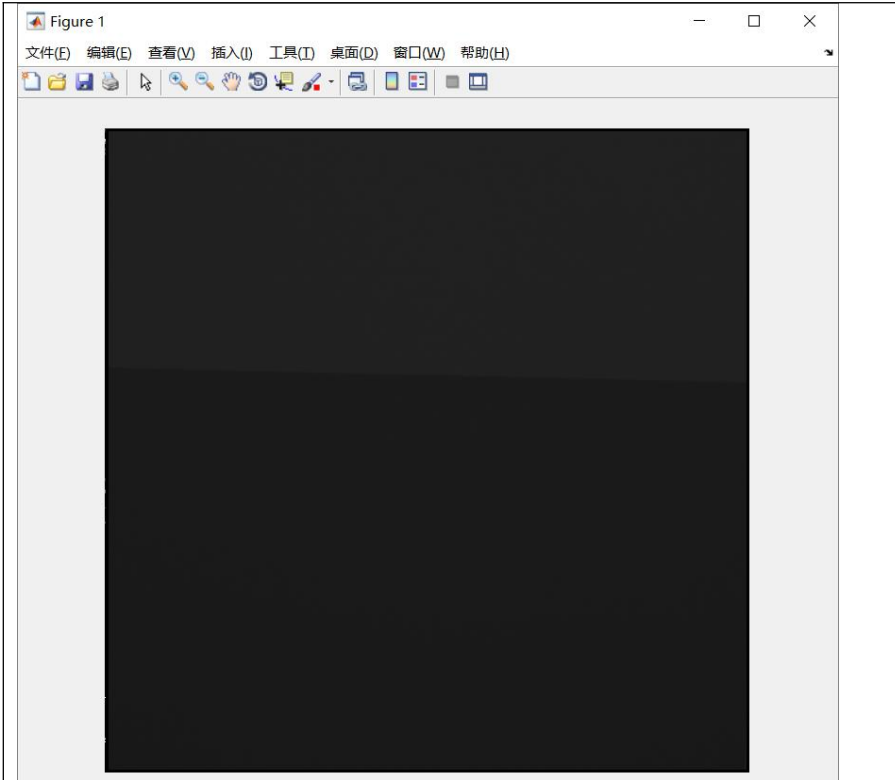
- 1、放置第一个体模；
- 2、按照上述操作步骤采集图像；
- 3、放置第二个体模，采集图像；
- 4、放置第三个体模，采集图像。

四、 实验结果

- 1、体模衰减系数的理论值 1.52/cm。
- 2、一个体模的衰减系数 1.582/cm，两个体模的衰减系数 1.731/cm，三个体模衰减系数 1.735/cm，体模的衰减系数平均值 1.682/cm，计算误差 6.32%。

```
fp1 = fopen('D:\宇宙第一ADC\____学习\医学成像\医学成像实验\实验一\Video6.seq','r');  
fp2 = fopen('D:\宇宙第一ADC\____学习\医学成像\医学成像实验\实验一\Video7.seq','r');  
fp3 = fopen('D:\宇宙第一ADC\____学习\医学成像\医学成像实验\实验一\Video8.seq','r');  
f1= fread(fp1,[512 512],'uint16');  
f2= fread(fp2,[512 512],'uint16');  
f3= fread(fp3,[512 512],'uint16');  
figure,imshow(f1,[]);  
figure,imshow(f2,[]);  
figure,imshow(f3,[]);
```

采集图片如下所示





实验二 口腔锥束 CT 成像系统介绍

一、 实验目的

- 1、 了解口腔锥束 CT 成像系统结构原理；
- 2、 了解口腔锥束 CT 成像系统的操作方法；

二、 实验内容

1、 口腔锥束 CT 成像系统

齿科锥形束三维成像仪采用旋转阳极型 X 射线管和非晶硅平板探测器的椎体状 X 线束捕捉影像数据，是针对口腔颌面部较复杂的解剖结构而设计的仪器，主要有 X 线管、探测器、机架、控制系统和计算机组成。所需电压电流条件均由计算机自动控制，在一定时间（10—40s）内围绕患者头部旋转一周即可获得全部数据，除一次性采集全口牙齿、颌面部的容积数据外，还可以有选择地采集研究兴趣点的局部数据。获得原始数据后，经计算机重新成像处理，可以对任意牙位进行正切、侧切、斜切等不同角度断层，同时还可经计算机重建成 MPR、CPR 和 VR。最后，输出 DICOM 格式图像以及进行三维可视化等图像后处理操作。系统如图所示。



系统技术参数如下表。

1	X 射线发生器	
	高压发生器	型号：GBT-CT90-15 厂家：
	球管电压可调（阳极型）	管电压调节范围：50~90KV，步长为：1KV, 是否可以根据患者的不同进行调节, 是。

	球管电流可调	管电流调节范围：2~10mA，分档调节，步长为：1mA
	球管焦点	0.5mm
	输入电源电压	220V
	频率	47Hz~63Hz
	球管加载时间	0.1s
	电流时间积	200mAs
2	平板探测器	
	类型	类别：非晶硅 厂家：美国瓦里安 型号：PaxScan1313dx
	探测器面积	130mm×130mm
	像素尺寸	0.127mm
	采集像素矩阵	512×512
	探测器动态灰阶	16bit
3	电功率	
	最大输出功率	900VA
	标称电功率	1.5KW
4	成像性能参数	
	图像信噪比	2.68
	空间分辨率	1024*1024 图像中最小规格的线对为 2.0 lp/mm
	低对比度分辨率	能看到模体中四个直径分别为 1.0mm、1.5mm、2.0mm、2.5mm 的圆孔.
	图像灰度值均匀性	小于 20%
	图像重建时间	10min
	选层厚度	预选值为:0.143mm，测量值和预选值的误差不应超过: +50%（这个是标准值，我们的是 2.1%）
	影像视野	FOV 直径 0~147mm 可调节
	伪影	无
	患者辐射剂量	1374uGy
5	扫描	
	扫描时间	20s
	旋转一周扫描拍摄图像数	360
	X 射线有效照射时间	18s
	二维全景扫描功能	无
6	软件功能（可依据实际情况增加）	
	重建算法	FDK 重建算法
	DICOM 要求	符合 DICOM 标准要求
	传输功能	可实现发送图像功能
	通讯功能	无通讯功能
	操作界面语言	汉语，英语切换
	授权管理功能	无授权管理功能
	病历管理	患者病历管理，数据库保存数据

	校准功能包含类别	暗场校正、探测器校正、几何校正、CT 值校正
	随机附带三维重建服务器	无
	三维软件包含的功能	三维视图、轴向视图、冠状视图、矢状视图、体绘制视图
	三维图像处理功能包含	密度窗口调节、组织分割、体绘制调整、

2、口腔锥束 CT 成像系统操作方法

1 选择“已登记”状态患者。

只能扫描“已登记”状态患者

患者管理

患者

姓名

从 2013/ 6/ 7 到 2014/ 6/ 7

查询

添加

编辑

删除

传送

状态	编号	姓名	性别	生日	扫描时间	科别	医生
已登记	40	小明	男	1989/...		李	Doctor1
已重建	39	体模 85 4	男	2014/...		Test2	

扫描

分辨率

☒ 0.1mm

☐ 0.2mm

Kv

75

mA

6

预览

测试

扫描

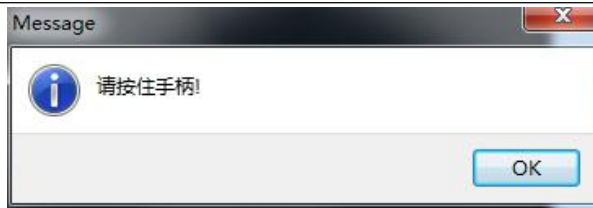
2 设定电流、电压

3 预览

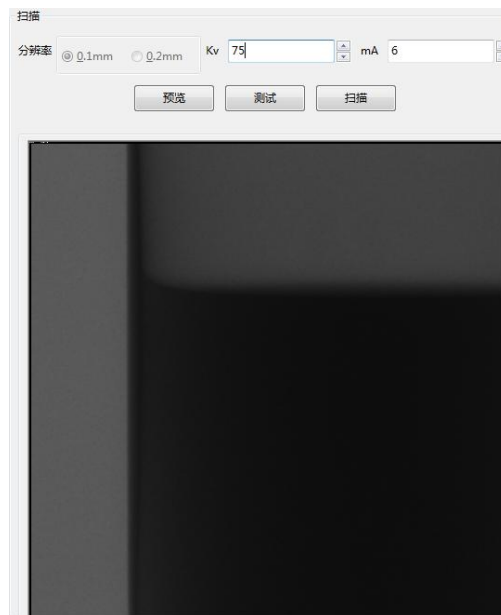
固定好患者头部或者放置好被扫描模体后，点击“预览”，“预览”图像位置是否正确。点击预览后，弹出下图提示窗口。核对扫描信息后，点击“是”



短暂的系统初始化后，弹出下图提示窗口，点击“OK”后，按住手柄，进行零度扫描一幅图像。



扫描结束后、预览图像会显示在预览窗口中，如下图显示



4 扫描

点击“扫描”按钮，弹出下图提示窗口。



核对扫描信息后，如继续进行扫描点击“是”，如取消扫描点击“否”。

点击“是”后，等待短暂的系统初始化过程，弹出下图提示窗口。



点击“OK”后，按住手柄，进行患者图像扫描。等待提示扫描结束，松开手柄。然后等待系统进行图像处理。图像处理完成后，弹出下图提示窗口。



3、扫描数据存放路径

扫描数据存放在 D:\ImRoot 文件夹的患者编号文件夹中，其中：

IMG 文件夹-----扫描原始数据

RAW 文件夹-----校正后数据

RCN 文件夹-----重建数据

4、系统几何参数

几何校正参数(不定期设置)	
X 轴位移	38
X 轴倾角	0
旋转半径	421.765
源到探测器距离	673.50927

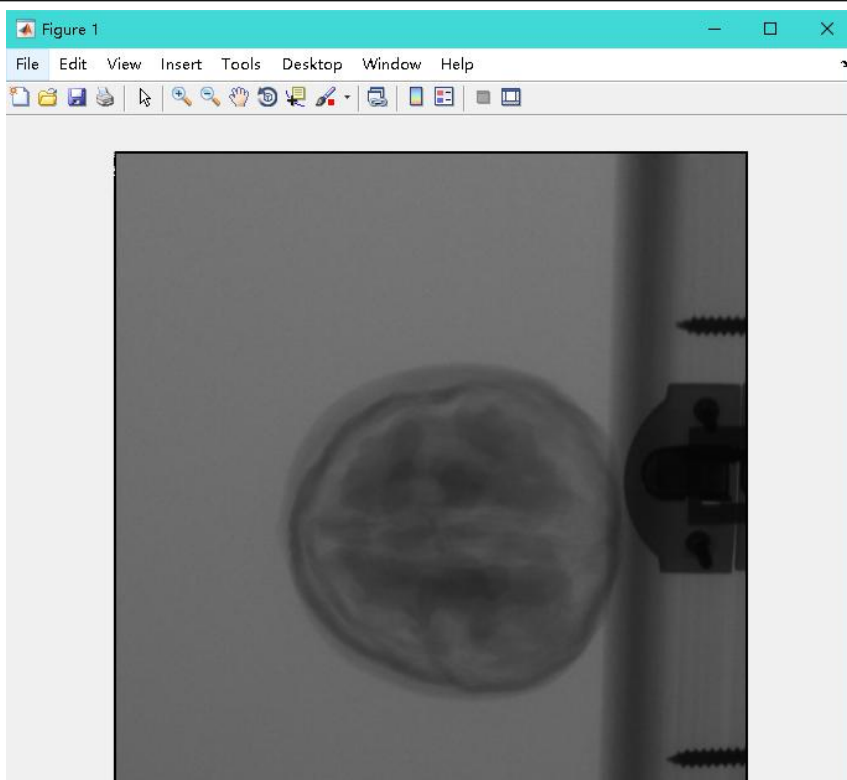
三、 实验步骤

- 1、扫描空间分辨率体模，性能评估体模的图像；
- 2、将校正后数据转换为扇形束的数据格式；用于实验三。

四、 实验结果

运行 `cbctTofanbeam.m` 读取原始 RAW 文件之后生成 `164_540_512.raw` 投影文件，使用投影文件进行重建，结果如下：

原投影：



弦图

