

# 虚拟仿真实验

丁靖喆

(1. 复旦大学物理学系, 上海市 200433)

本周主要在线完成了“光的偏振及其应用虚拟仿真实验”以及“医用电子直线加速器的放射治疗虚拟仿真实验”两部分实验内容。

## 光的偏振及应用虚拟仿真实验

### 一. 实验原理

#### 1.1 偏振光及其种类

光具有相互垂直的电矢量  $E$  和磁矢量  $H$ , 且  $E$  和  $H$  均在垂直于光传播方向的平面内, 通常用电矢量代表光矢量。根据光矢量的不同振动状态可对光的偏振态进行分类: 线偏振光(光矢量沿着固定方向振动, 又称平面偏振光); 自然光(垂直于光传播方向平面内光矢量各个方向振幅相等); 部分偏振光(不同方向的光矢量振幅不同), 圆/椭圆偏振光(光矢量的大小和方向随时间周期性变化, 且末端在垂直于传播方向平面内的轨迹是圆/椭圆)

#### 1.2 实验器材——波晶片和偏振片

本虚拟实验中, 产生和观察到光偏振现象需要使用到波晶片和偏振片。

波晶片由于可产生相位差。双折射(birefringence)是指一束光射入各向异性材料后分解为两束偏振光的现象。波晶片通常是光轴平行于表面的单轴晶片, 具有二向色性。其平行于光轴的方向( $e$ )和垂直于光轴的方向( $o$ ), 由于极化率不同, 能够产生双折射现象。在光垂直入射到波晶片后, 振动方向会分解为平行于光轴的 $e$ 光和垂直于光轴的 $o$ 光两部分。由于两方向的主折射率  $n_e$  和  $n_o$  不同, 因此两种光在晶体内的传播速度不同。所以  $e$  光和  $o$  光在通过波晶片后会产生相位差

$$\delta = \frac{2\pi l}{\lambda}(n_e - n_o)$$

其中  $l$  为晶片厚度, 为入射光波长。如果波片产生的相位差  $\delta = (k + \frac{1}{2})\pi$  ( $k$  为整数), 那么该波片为  $1/4$  波片。若相位差  $\delta = (2k + 1)\pi$  ( $k$  为整数) ( $k$  为整数), 则为  $1/2$  波片。若  $\delta = 2k\pi$ , 则该波片为全波片。

偏振片一般利用物质的“二向色性”制成。自然光通过偏振片后, 光矢量垂直于透振方向的分量会几乎被完全吸收, 而平行于透振方向的分量几乎可以完全通过。利用此性质, 偏振片产生的透射光几乎为线偏振光。

#### 1.3 马吕斯定律

对于线偏振光, 在其通过偏振后的光强满足:

$$I(\theta) = I(0)\cos^2\theta$$

其中  $\theta$  为偏振方向与透振方向的夹角,  $I(0)$  为入射光的光强。

#### 1.4 布儒斯特定律

一束光可以分解为  $p$  光和  $s$  光, 其中  $p$  光对应于平行于入射面的偏振分量,  $s$  光对应于垂直于入射面的分量。平行苏格兰物理学家布儒斯特发现了布儒斯特定律: 设入射和出射材

料的折射率分别为  $n_1$  和  $n_2$ ，则当入射角  $i$  满足：

$$\tan(i) = \frac{n_2}{n_1}$$

时（即反射光和折射光垂直时），反射光中 p 光的分量为 0。（折射光中两分量均存在）

## 二. 实验内容及操作

### 2.1 波片及偏振片种类的鉴别

2.1.1 将激光光源，起偏器及概率指示计等仪器置于光具座上，调节光路准直。



图一 光路的调节

2.1.2 将各未知光学仪器分别置于光路中，旋转判断其是否能形成消光（概率指示计示数为 0），以此确定哪一个仪器是偏振片。

2.1.3 确定偏振片后将其置于光路中。调节偏振片方向使光线完全不能透过。再将未知波片置于偏振片和光源之间，调节波片方向以使得功率计示数为 0（此时快轴方向与透振方向平行或垂直）。将波片旋转  $45^\circ$ ，转动偏振片观察是否能够形成消光，以此判断波片为  $1/4$  波片还是  $1/2$  波片。



图二 波片的检验

法布里-珀罗标准具是由两片镀有高反射率膜的平行的石英玻璃构成。

### 2.2 马吕斯定律的验证

将偏振片放置于光源与检测计之间，旋转起偏器，使得概率检测计示数达到最大，认为此时透振与偏振方向的夹角 $\theta = 0$ 。在此基础上测量偏振片旋转角度 $\theta$ 时的指示计示数 $I(\theta)$ 。



图三 马吕斯定律实验界面

2.3 布儒斯特定律的验证: 将光源置于光具座上, 光源前方放置一偏振分光棱镜, 使得出射光偏振方向与底座垂直, 放置偏振片于圆盘上, 功率指示计输入端正对偏振片后方。调节偏振片角度至消光, 记录下此时偏振片的角度。

在偏振片与光源之间放置一 1/4 波片, 快轴与偏振方向成  $45^\circ$  角, 以得到圆偏光。将三角棱镜放置于转盘上, 使入射光入射到斜边上。调节转盘角度直至功率计示数达到最小。转动偏振片达到消光, 记下此时的偏振片偏转角度, 以及偏振光的入射与反射角度。



图四 布儒斯特定律实验界面

## 三 实验现象与分析

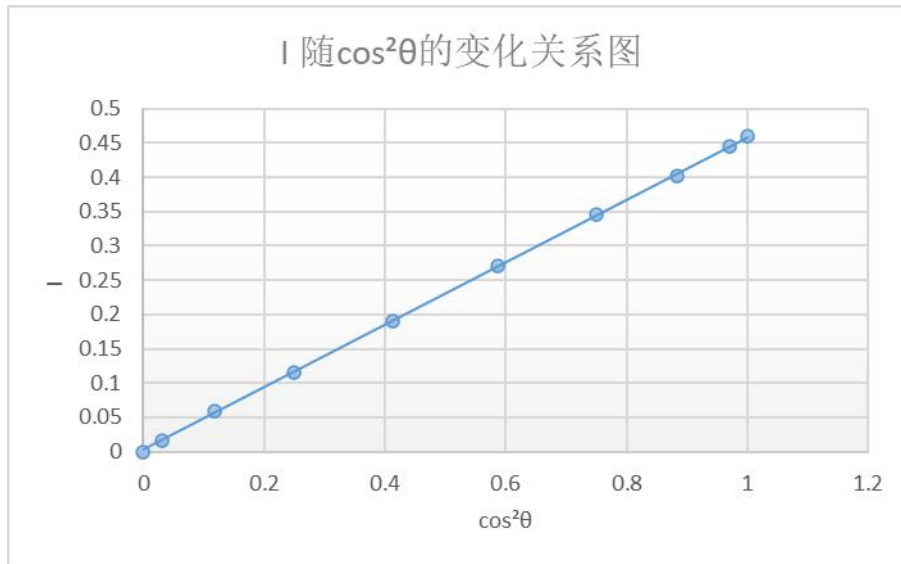
3.1 波片与偏振片种类的鉴别：将偏振片放入光路时，由于只能通过与透振方向垂直的光，所以检测到的光强会随着透振方向与原始光偏振方向的夹角而变化，所以旋转偏振片会使得指示计示数发生变化，根据马吕斯定律，偏振与透振方向垂直时也就存在消光现象。而仅仅放置波片于光路中时，由于波片只改变偏振而不改变光强大小，因此无论是哪一种波片，旋转时功率指示计示数均没有明显的变化，所以无法进行分辨。

在调整波片快轴（或慢轴）与偏振方向为  $45^\circ$  夹角后，旋转偏振片，发现随着角度的变化检测到的光强发生明显变化，并存在消光现象。说明此波片为  $1/2$  波片。这是因为线偏振光通过  $1/2$  波片时，设快轴分量的相位不变，则慢轴分量的相位改变了  $180^\circ$ ，两者的矢量和方向发生变化，但依然满足随时间的不变性所以仍然是线偏振光。通过偏振片后满足马吕斯定律。

对于另一波片，在调整快慢轴与偏振方向夹角为  $45^\circ$  后，旋转偏振片。发现光强变化不明显，说明此波片为  $1/4$  波片。因为线偏振光通过  $1/4$  波片后会变为椭圆偏振光，而在夹角为  $45^\circ$  时为圆偏振。圆偏振光通过偏振片变为线偏光，强度恰好为圆偏振光的一半。

3.2 马吕斯定律的验证：实验中部分角度的功率计示数如图三所示。

指示计示数  $I$  对  $\cos^2\theta$  进行拟合，结果如下：

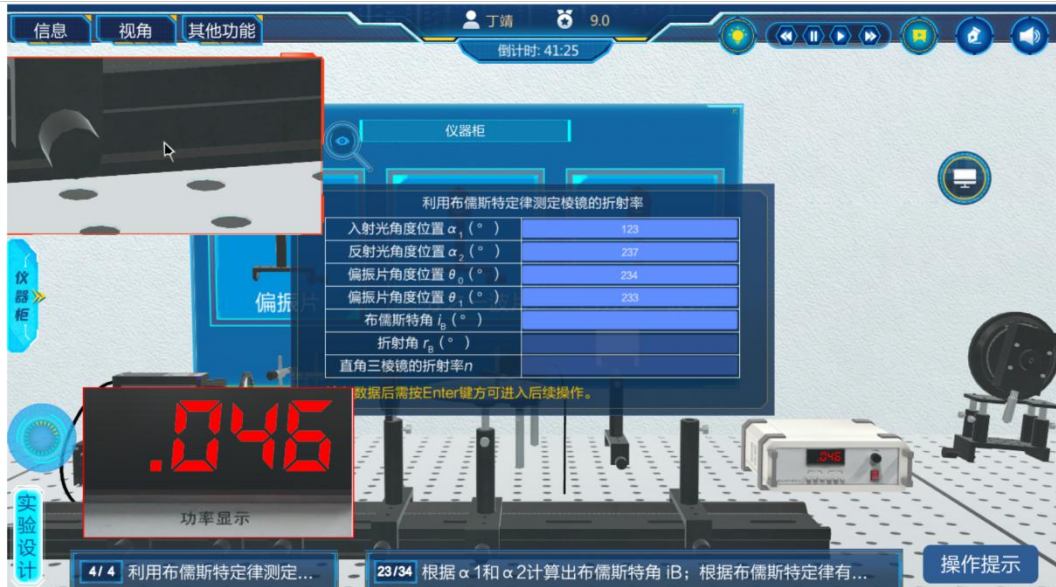


图五 马吕斯定律拟合结果图

拟合得到  $R^2=0.9998$ ，斜率  $(k=0.456 \pm 0.002)$ ， $b=(0.002 \pm 0.001)$ 。拟合结果与理论基本完全符合。这证明了线偏振光的投射强度与偏振方向和透振方向夹角的余弦平方成正比（即马吕斯定律的内容。）

3.3 布儒斯特定律验证及折射率的测量：实验中，由于通过偏振分光棱镜的光的偏振方向与底座平行，因此当放置偏振片使得光路出现消光时，透振方向为垂直方向。在放置波片和三棱镜并得到消光后，旋转偏振片，发现指示计示数大约在消光位置偏转  $90^\circ$  处达到最大值，说明此时得到的光是线偏振光。

实验中测得的部分结果及角度如下图所示



图六 布儒斯特定律实验测得的角度

由图可知，两次消光出现时，偏振片的透振位置基本不变，都在竖直方向。这表明，反射光中的竖直方向分量（P分量）为0，因此反射光为S光，这就证明了布儒斯特定律。

根据实验结果，布儒斯特角  $j_0 = (180 - 123) = 57^\circ$ 。取空气折射率为1，实验演示中的光是绿光，则实验使用的棱镜对绿光折射率  $n = \tan j_0 = 1.54$ 。查阅资料知棱镜对可见光的折射率在1.5-1.9范围内，因此实验结果是合理的。实际实验中如果改用红光或者钠黄光，结果可能会发生变化。

#### 四. 实验结论

通过对不同偏振光的性质的探究及不同仪器对偏振光作用效果的比较，深入了解了偏振光的性质，通过偏振光性质实现了对不同偏振片和波片的分辨，验证了马吕斯定律和布儒斯特定律。并利用布儒斯特角测定了三棱镜的折射率。

## 医用电子直线加速器的放射治疗虚拟仿真实验

### 一. 实验原理

#### 1.1 医用加速器及其分类

医用加速器是生物学上用于放射治疗的一种粒子加速装置，可用于肿瘤治疗等领域。

弱按照不同的加速对象，医用加速器可分为医用电子加速器（包括医用电子直线加速器、医用电子回旋加速器、医用电子感应加速器等）、医用质子加速器、医用重离子加速器等。若按照能量高低，可分为低能加速器、中能加速器和高能加速器。

#### 1.2 医用电子直线加速器

医用电子直线加速器是一种为放射治疗提供符合临床治疗要求的X射线或电子线辐射束的医用治疗装置，其可以利用利用微波电磁场加速电子并且使电子具有直线运动轨迹。



图七 医用电子直线加速器

### 1.2.1 医用电子直线加速器的工作过程及原理

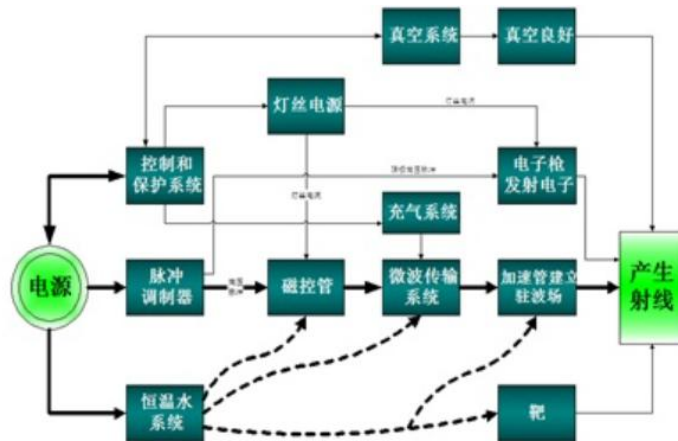
其基本工作过程如下：

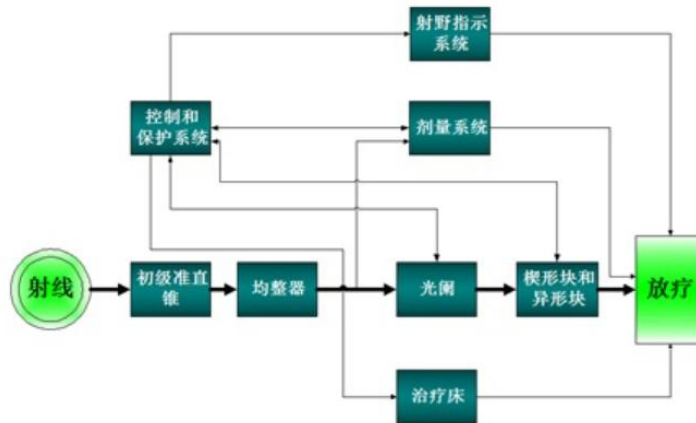
1) 三相市电（市电及市民普通用电，即三相交流电）通过主电源箱加到调压器和高压电源，高压电源将该电压升压，经过整流和滤波，产生 12kV 的直流电压输出到脉冲调制器；

2) 脉冲调制器将得到的直流高压转变为大功率脉冲供给磁控管，由磁控管震荡产生 2998MHZ 微波功率，经微波传输系统馈入加速管，在加速管中建立起加速电场：

3) 加速管电子枪阴极表面发射的电子，被阴极与阳极间的电场加速，注入加速管的加速腔，处于合适相位的电子受到微波电磁场的加速，能量不断增加，在加速管末端轰击重金属靶，发生韧致辐射，产生 X 射线。

由此产生的 X 射线经过准直等一系列处理后，即可用于放疗等实际应用。





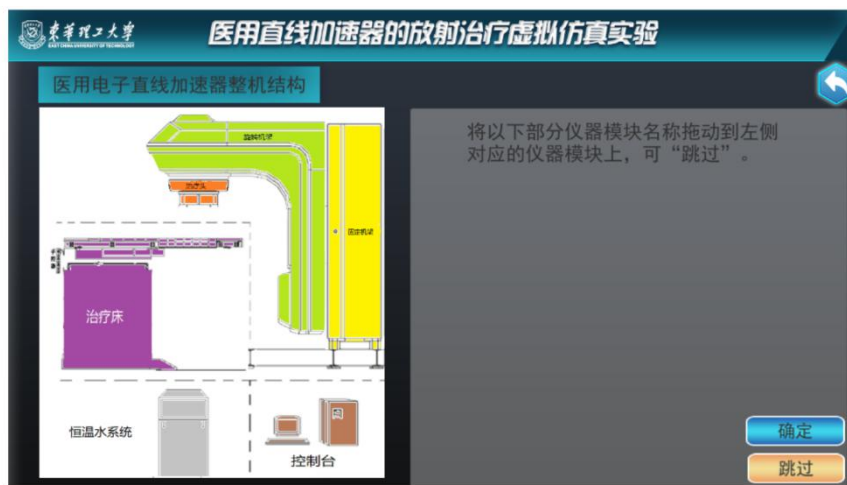
图八、九 医用电子直线加速器产生射线及放疗原理图

## 二. 实验内容及操作

本虚拟实验由 3 部分内容组成：“仪器结构介绍”、“射束产生与控制”、“放射治疗实操”。

### 2.1 仪器结构介绍

本界面需选择医用电子加速器整机对应的各部分结构及名称。



图十 仪器结构介绍界面

### 2.2 射束的产生与控制

本部分实验主要模拟了 X 射线束的产生与控制过程。

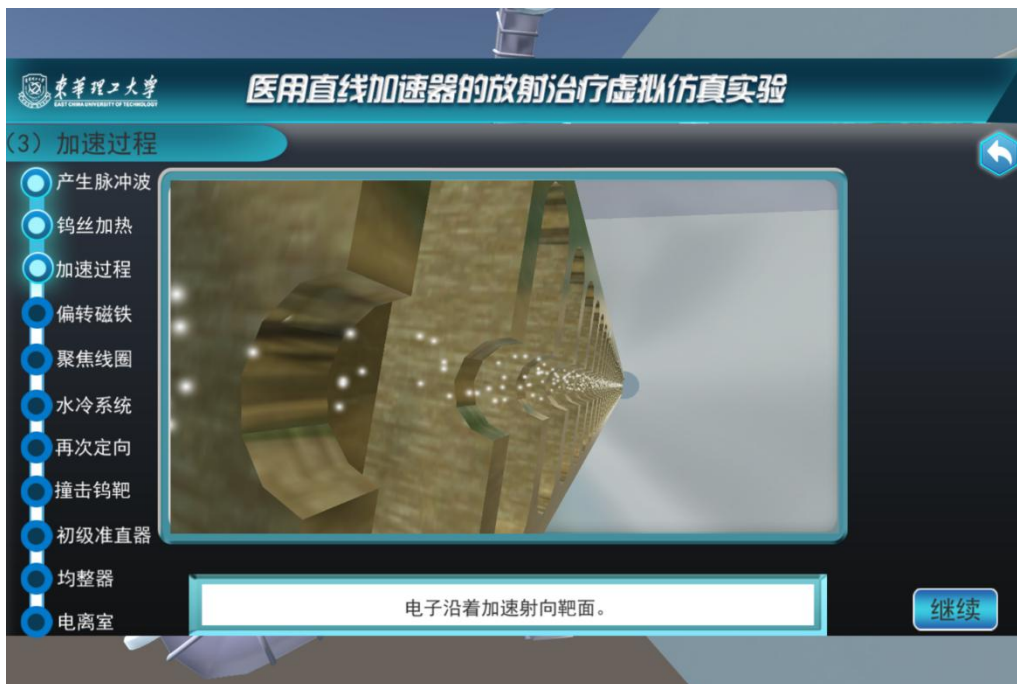
2.2.1 产生脉冲波：由磁控管产生的射频波，实现对电子的加速，其中射频波的概率与评率决定了生成射线的能量。



图十一 通过频率控制射频波

2.2.2 钨丝加热：加热后的钨丝，表面产生热电子，在电场作用下向阳极方向运动。

2.2.3 加速过程：加热钨灯丝产生的电子进入加速管内，电子沿着加速管射向靶面。



图十二 电子加速过程

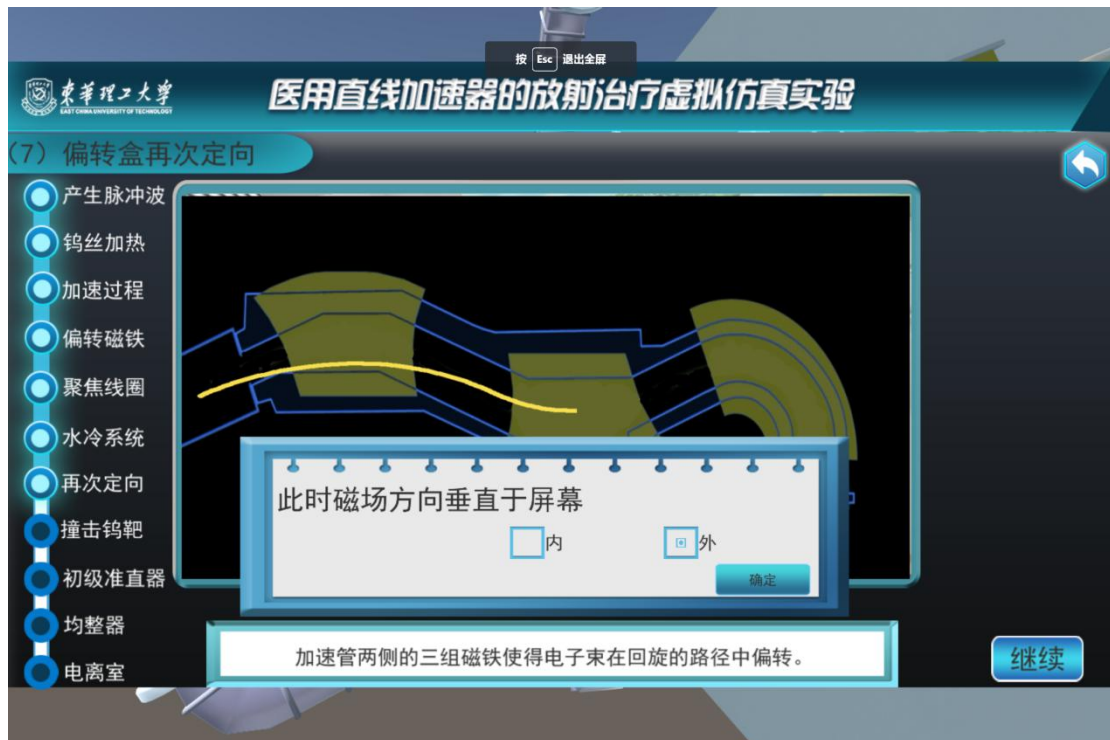
2.2.4 偏转磁铁：加速管的周围存在被称之为偏转磁铁的两组磁铁，通过控制带负电荷电子束的前进方向。

2.2.5 聚焦线圈：由于电子之间的相互排斥，电子束会逐渐发散，而聚焦线圈可起到阻止电子发散的作用。

2.2.6 水冷系统：使用水对整个系统进行冷却。

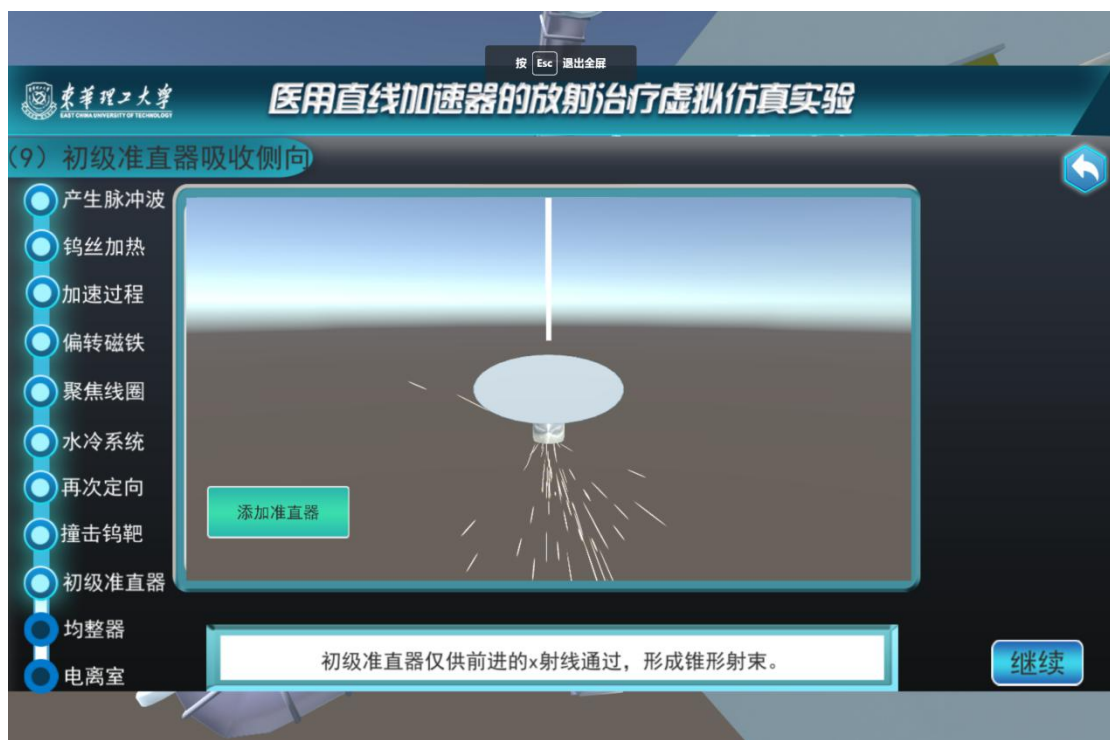


2.2.7 偏转盒再次定向：电子穿出加速管进入偏转盒，在偏转盒中再次定向射向靶面。偏转盒中依然使用磁场控制电子的运动方向。如图十三所示，根据洛伦兹力公式 $F = q \cdot (v \times B)$ 可知：此处的磁场垂直平面向外。



图十三 偏转盒再次定向

2.2.8-9 撞击钨靶及初级准直器：与电子相撞后，钨靶向各个方向射出 X 射线（光子）。外加初级准直器后可形成锥形 X 射束。



图十四 初级准直器形成锥形射束

2.2.10 均整器：锥形射束中的光子并非均匀分布，因此需要设置均整器。锥形均整器可以吸收较多射束中心的光子，以得到均匀的光子束。



图十五 均整器对光子的吸收

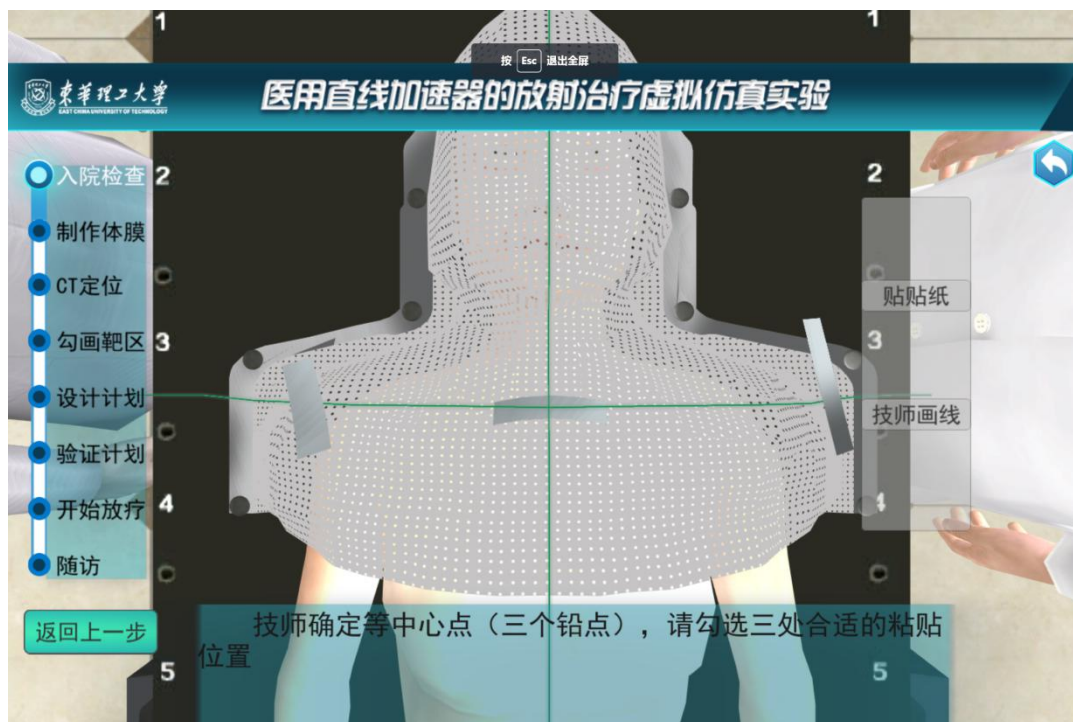
2.2.11 电离室：光子通过电离室接受剂量与射束质量的检测，两通道独立的电离室同时测定和控制输送到患者的剂量，在达到目标剂量后停止照射。次级电离室和第三电离室作为备用，同样具有监控的作用。

### 2.3 放射治疗实操

本部分实验主要模拟使用直线加速器对患者进行诊断和治疗的具体过程。

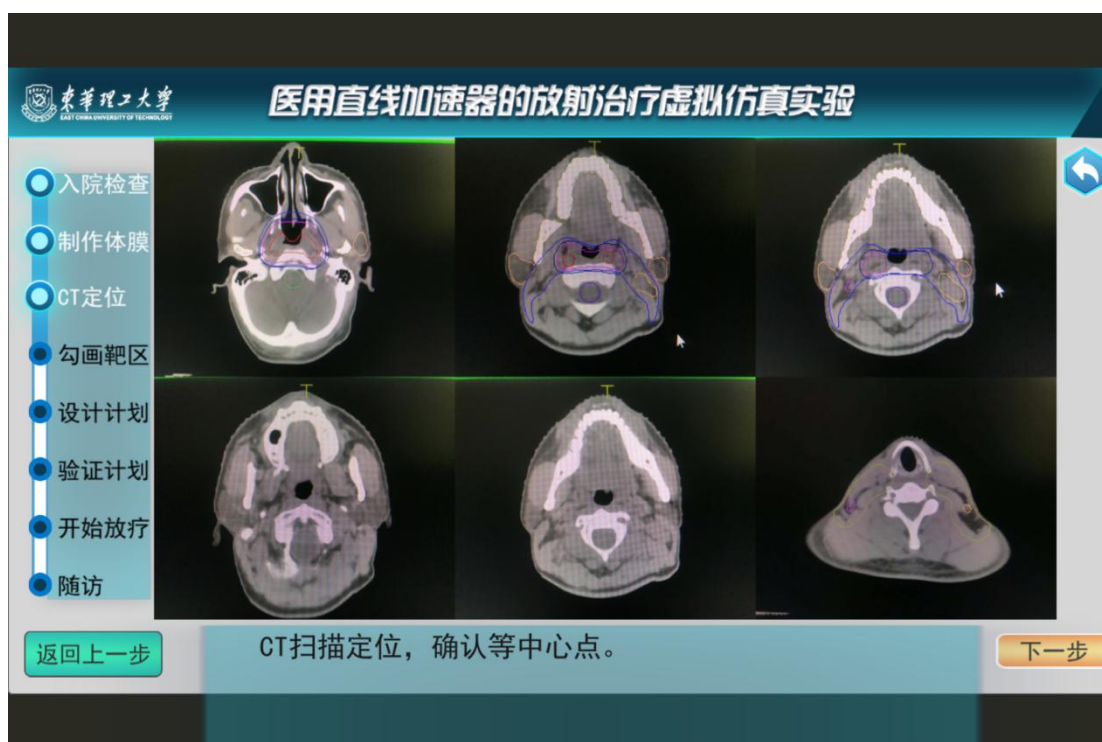
2.3.1 入院检查：医生对入院的（咽喉癌）患者进行病例分析和病情评估后制定方案，以确定是否采用放射性治疗，采用哪一种形势的放疗。

2.3.2 制作体膜：将头模放入热模机内进行制备，完成后开始进行压膜。压膜过程包括贴贴纸和技师画线过程。贴贴纸需选取等中心点（三个铅点）的粘贴位置。完成后，技师在贴纸上划线准备对激光灯。



图十六 压膜过程

2.3.3 CT 定位：通过 CT 扫描图像确认等中心点。



图十七 CT 定位

2.3.4 勾画靶区：通过 CT 扫描结果勾画不同的靶区。

2.3.5 制定放疗计划：根据病例及扫描情况制定具体的放疗计划。

2.3.6 验证计划：使用 Arccheck 验证系统，进行剂量验证和位置验证。剂量验证是将医生

确认后的计划用电离室进行实际测量, 再与 TPS 比较。位置验证是治疗前做 EPID 或者 CBCT, 保证照射的肿瘤没有脱靶。

2.3.7 开始放疗: 放置好枕头等物件后, 病人上床, 盖上制备好的头模。移动床位置进行匹配, 使射线能照射到目标区域。打开相关软件 (Mosaiq), 系统中选择病人导入相关计划, 操作控制器进行设备调控。始能键+旋转机头键可旋转机头到目标方向, 按出射键可开始放疗。放疗至达到计划的辐射量要求。病人要求停止时可按软暂停键, 紧急情况下可按临时停止键。



图十八 匹配过程

2.3.8 随访: 放疗完成后的数月甚至一年内, 需对病人的状况进行监测。第一个月的随访主要处理放射急性反应。此后, 需定期检查肿瘤是否复发或转移, 有无放射性慢性反应 1 等问题。

### 三 实验现象与分析

本实验为对医用直线加速器的工作过程及具体临床使用的模拟, 实验现象及操作已在上一部分中有较为详细的记录。

由于本虚拟实验侧重模拟过程, 可供定量分析的内容较少。而在第二部分模拟射束的产生与控制实验中, 并未具体提及产生的 X 射线的能量及数量与入射电子之间的关系, 而实际上, 不同能量的 X 射线轰击钨靶时, 能否产生特征辐射, 特征与韧致辐射的比例都会不同。因此, 如果本虚拟实验可以寻求进一步改进的话, 可以尝试模拟 X 射线与入射电子能量及数量之间的关系。

#### 四. 实验结论

通过模拟医用直线加速器的工作过程以及其在放疗中的具体临床操作,更深入理解了实际应用中 X 射线的产生过程与调控方法,掌握了近代物理理论具体应用于医学时的方法及注意事项。