



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104574263 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201510044341. 3

(22) 申请日 2015. 01. 28

(71) 申请人 湖北科技学院

地址 437000 湖北省咸宁市咸宁大道 88 号

(72) 发明人 叶华山 丁明跃 张锐麟

(51) Int. Cl.

G06T 1/20(2006. 01)

G06T 17/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

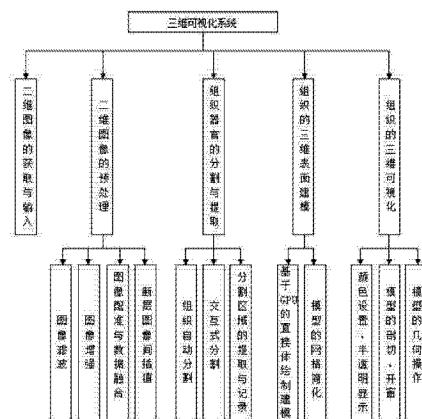
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法

(57) 摘要

本发明涉及一种基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法,包括以下步骤:(1) 图像获取与输入;(2) 二维图像的预处理;(3) 组织器官的分割与提取;(4) 组织的三维表面建模;(5) 三维医学图像可视化。其中,步骤(4)包括(4a)基于 GPU 的直接体绘制建模。本发明把三维重建的各类运算放在 GPU 中进行,大大提高图像显示的速度。



1. 一种基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法,其特征包括以下步骤:
 - (1) 图像获取与输入:
 - (1a) 由物理设备生成的二维断层序列图像,经介质或者网络传输至三维成像系统;
 - (1b) 三维成像系统中设置重建系统,重建系统读取所述二维断层序列图像,所述二维断层序列图像经格式转化、图像归一化处理,最后转换成位图;
 - (2) 二维图像的预处理:
 - (2a) 对步骤(1b)的位图进行滤波;
 - (2b) 图像增强:增强器官或组织边界;
 - (2c) 图像的配准与数据融合:将不同模态的医学图像信息有机结合并反映在一幅图像上;
 - (2d) 断层图像间的插值:在切片图像间加入虚拟切片;
 - (3) 组织器官的分割与提取:
 - (3a) 组织自动分割;
 - (3b) 交互式分割;
 - (3c) 分割区域的提取与记录:记录步骤(3b)分割出的组织或者器官,以体素形式记录;
 - (4) 组织的三维表面建模:
 - (4a) 基于 GPU 的直接体绘制建模;
 - (4b) 模型的网格简化;
 - (5) 三维医学图像可视化:
 - (5a) 模型颜色设置;
 - (5b) 模型的三维显示:提供组织、器官或病灶的三维显示;
 - (5c) 模型的几何操作,以便使用者从不同角度观察组织结构;
 - (5d) 模型的剖切、开窗、提取操作:在给定平面对重建组织进行剖切,观察病灶与周围组织的关系。
2. 如权利要求 1 所述的基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法,其特征包括:步骤(4a)中,基于 GPU 的直接体绘制建模采用基于 2D 纹理映射体绘制算法、基于 3D 纹理映射体绘制算法或基于 GPU 的光线投射算法。
3. 如权利要求 2 所述的基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法,其特征包括:采用基于 2D 纹理映射体绘制算法时,对于三维空间中的每个坐标轴,分别定义一对片层堆栈和对应的 2D 纹理堆栈,要求片层堆栈中的片层和对应的坐标轴垂直;在进行绘制时,选择与观察方向最接近垂直的一对片层堆栈和 2D 纹理堆栈进行绘制。
4. 如权利要求 2 所述的基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法,其特征包括:采用基于 2D 纹理映射体绘制算法时,在绘制片层时,利用 2D 纹理硬件自带的双线性插值功能,对纹理进行采样,从而实现体数据的双线性插值采样。
5. 如权利要求 2 所述的基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法,其特征包括:采用基于 3D 纹理映射体绘制算法时,视向片层可以位于三维体数据空间中的任何位置进行,从而利用 3D 纹理硬件,对三维体数据空间中的任何位置进行三线性插值采样。
6. 如权利要求 2 所述的基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法,其特征包括:采用

基于 GPU 的光线投射算法时,基于 GPU 的光线投射算法的具体实现步骤包括:

- (1) 读出体数据标量值,以三维纹理形式将其载入纹理内存;
- (2) 读入背景数据,以二维纹理形式将其载入纹理内存;
- (3) 计算预积分查找表,以二维纹理形式将其载入纹理内存;

(4) 利用片段着色器中的卷积操作,根据纹理采样获得的当前采样点的标量值和其周围采样点的标量值计算该点的梯度值 (G_x, G_y, G_z) ,并进行归一化处理;

(5) 根据光照方向矢量 L 和观察者视线 V 计算半角矢量 H ,用来计算镜面反射范围,得到简化的 Phong 模型:

$$H = \frac{L+V}{|L+V|} \quad \text{公式 (5.1);}$$

(6) 将环境光系数 k_a , 散射光系数 k_d , 镜面光系数 k_s 作为一致变量传入着色器;

(7) 根据 Phong 光照模型进行光照计算:

$$I = k_a I_a + k_d I_1 (N \cdot L) + k_s I_1 (N \cdot H)^n \quad \text{公式 (5.2);}$$

(8) 从光线投射点开始,循环采样,根据相邻采样值进行纹理查找,映射出相应的颜色值和不透明值,并时行累积。

一种基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及三维超声成像技术领域,特别涉及一种基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法。

背景技术

[0002] 目前三维超声成像在临床中的应用越来越广泛,成为了重要的医学诊断手段,但三维超声成像的功能和作用还尚未满足临床应用的要求,在成像的速度、质量和准确性上还存在诸多问题和发展空间。

[0003] 目前三维超声成像的速度与以前相比有了巨大的飞越,但仍需要更快的三维重建速度来满足临床应用的要求;并且三维图像的分辨率不高,使三维超声图像应用受到限制。另外,目前的多数三维超声成像系统能够完成许多医学参数的精确测量,但在体积、表面积等参数的测量还不够准确和完善。

发明内容

[0004] 本发明要解决的技术问题是:为了克服现有三维超声成像的功能和作用还尚未满足临床应用的要求,在成像的速度、质量和准确性上还存在诸多问题和发展空间的不足,本发明提供一种基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法。

[0005] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:一种基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法,包括以下步骤:

[0006] (1) 图像获取与输入:

[0007] (1a) 由物理设备生成的二维断层序列图像,经介质或者网络传输至三维成像系统;

[0008] (1b) 三维成像系统中设置重建系统,重建系统读取所述二维断层序列图像,所述二维断层序列图像经格式转化、图像归一化处理,最后转换成位图;

[0009] (2) 二维图像的预处理:

[0010] (2a) 对步骤(1b)的位图进行滤波;

[0011] (2b) 图像增强:增强器官或组织边界;

[0012] (2c) 图像的配准与数据融合:将不同模态的医学图像信息有机结合并反映在一幅图像上;

[0013] (2d) 断层图像间的插值:在切片图像间加入虚拟切片;

[0014] (3) 组织器官的分割与提取:

[0015] (3a) 组织自动分割;

[0016] (3b) 交互式分割;

[0017] (3c) 分割区域的提取与记录:记录步骤(3b)分割出的组织或者器官,以体素形式记录;

[0018] (4) 组织的三维表面建模:

- [0019] (4a) 基于 GPU 的直接体绘制建模；
- [0020] (4b) 模型的网格简化；
- [0021] (5) 三维医学图像可视化；
- [0022] (5a) 模型颜色设置；
- [0023] (5b) 模型的三维显示：提供组织、器官或病灶的三维显示；
- [0024] (5c) 模型的几何操作，以便使用者从不同角度观察组织结构；
- [0025] (5d) 模型的剖切、开窗、提取操作：在给定平面对重建组织进行剖切，观察病灶与周围组织的关系。

[0026] 步骤 (4a) 中，基于 GPU 的直接体绘制建模采用基于 2D 纹理映射体绘制算法、基于 3D 纹理映射体绘制算法或基于 GPU 的光线投射算法。

[0027] 采用基于 2D 纹理映射体绘制算法时，对于三维空间中的每个坐标轴，分别定义一对片层堆栈和对应的 2D 纹理堆栈，要求片层堆栈中的片层和对应的坐标轴垂直；在进行绘制时，选择与观察方向最接近垂直的一对片层堆栈和 2D 纹理堆栈进行绘制。

[0028] 采用基于 2D 纹理映射体绘制算法时，在绘制片层时，利用 2D 纹理硬件自带的双线性插值功能，对纹理进行采样，从而实现对体数据的双线性插值采样。

[0029] 采用基于 3D 纹理映射体绘制算法时，视向片层可以位于三维体数据空间中的任意位置进行，从而利用 3D 纹理硬件，对三维体数据空间中的任意位置进行三线性插值采样。

[0030] 采用基于 GPU 的光线投射算法时，基于 GPU 的光线投射算法的具体实现步骤包括：

- [0031] (1) 读出体数据标量值，以三维纹理形式将其载入纹理内存；
- [0032] (2) 读入背景数据，以二维纹理形式将其载入纹理内存；
- [0033] (3) 计算预积分查找表，以二维纹理形式将其载入纹理内存；
- [0034] (4) 利用片段着色器中的卷积操作，根据纹理采样获得的当前采样点的标量值和其周围采样点的标量值计算该点的梯度值 (G_x, G_y, G_z)，并进行归一化处理；
- [0035] (5) 根据光照方向矢量 L 和观察者视线 V 计算半角矢量 H ，用来计算镜面反射范围，得到简化的 Phong 模型：

$$[0036] \quad H = \frac{L+V}{|L+V|} \text{ 公式 (5.1) ;}$$

[0037] (6) 将环境光系数 k_a ，散射光系数 k_d ，镜面光系数 k_s 作为一致变量传入着色器；

[0038] (7) 根据 Phong 光照模型进行光照计算：

$$[0039] \quad I = k_a I_a + k_d I_1 (N \cdot L) + k_s I_1 (N \cdot H)^n \quad \text{公式 (5.2) ;}$$

[0040] (8) 从光线投射点开始，循环采样，根据相邻采样值进行纹理查找，映射出相应的颜色值和不透明值，并时行累积。

[0041] 本发明的有益效果是，本发明把三维重建的各类运算放在 GPU 中进行，大大提高图像显示的速度。

附图说明

[0042] 下面结合附图和实施例对本发明进一步说明。

[0043] 图 1 是本发明的三维超声重建和显示系统的原理框图。

[0044] 图 2 是光线投射算法的原理图。

具体实施方式

[0045] 现在结合附图对本发明作进一步详细的说明。这些附图均为简化的示意图, 仅以示意方式说明本发明的基本结构, 因此其仅显示与本发明有关的构成。

[0046] 如图 1 所示, 本发明的一种基于 GPU 的快速三维超声重建和显示方法, 包括以下步骤:

[0047] (1) 图像获取与输入:

[0048] (1a) 由物理设备生成的二维断层序列图像, 经介质或者网络传输至三维成像系统;

[0049] (1b) 三维成像系统中设置重建系统, 重建系统读取所述二维断层序列图像, 所述二维断层序列图像经格式转化、图像归一化处理, 最后转换成与所述物理设备无关的位图;

[0050] (1c) 使用者根据需求选择合适的窗宽、窗位及窗口变换技术在 Windows 系统下显示图像。

[0051] (2) 二维图像的预处理:

[0052] (2a) 对步骤 (1b) 的位图进行滤波: 滤除成像过程及传输过程中电子设备的随机扰动, 消除噪声和失真;

[0053] (2b) 图像增强: 增强器官或组织边界; 由于医学图像的模糊性特征, 必需采取措施增强器官或组织边界, 为后续的分割做好准备。

[0054] (2c) 图像的配准与数据融合: 将不同模态的医学图像信息有机结合并反映在一幅图像上, 更加直观、丰富地提供了人体解剖、生理及病理等信息。

[0055] (2d) 断层图像间的插值: 在切片图像间加入虚拟切片; 为保证重建的三维图像不畸变、不失真, 需要在切片图像间加入虚拟切片, 从而保证三维可视化的效果。

[0056] (3) 组织器官的分割与提取:

[0057] (3a) 组织自动分割: 利用数字形态学梯度图像生成技术及其分水岭算法, 对图像进行预分割;

[0058] (3b) 交互式分割: 用人机交互技术实现组织或者器官的准确分割;

[0059] (3c) 分割区域的提取与记录: 记录步骤 (3b) 分割出的组织或者器官, 以体素形式记录;

[0060] (4) 组织的三维表面建模:

[0061] (4a) 基于 GPU 的直接体绘制建模;

[0062] (4b) 模型的网格简化;

[0063] (5) 三维医学图像可视化:

[0064] (5a) 模型颜色设置: 设定或者改变组织颜色, 采用半透明效果显示; 显示或隐藏组织;

[0065] (5b) 模型的三维显示: 提供组织、器官或病灶的三维显示;

[0066] (5c) 模型的几何操作, 包括旋转、平移、缩放等操作, 以便使用都从不同角度观察

组织结构；

[0067] (5d) 模型的剖切、开窗、提取操作：在给定平面对重建组织进行剖切，观察病灶与周围组织的关系。这类操作还包括病灶的物理测量、任意剖面的显示等操作。

[0068] 步骤 (4a) 中，基于 GPU 的直接体绘制建模采用基于 2D 纹理映射体绘制算法、基于 3D 纹理映射体绘制算法或基于 GPU 的光线投射算法。

[0069] 基于 2D 纹理映射体绘制算法和基于 3D 纹理映射体绘制算法：

[0070] 在基于 2D 纹理映射的体绘制中，代理几何体是一组物向片层，这组片层集称为片层堆栈。由每个片层处体数据所生成的 2D 纹理集合称为 2D 纹理堆栈。对于一对片层堆栈和 2D 纹理堆栈，片层堆栈中的片层和 2D 纹理堆栈中的 2D 纹理是一一对应的。对于每个片层，用该片层所对应的 2D 纹理对片层进行纹理映射。在绘制片层时，利用 2D 纹理硬件自带的双线性插值功能，对纹理进行采样，从而实现对身体数据的双线性插值采样。

[0071] 尽管一个 2D 纹理堆栈就可以存储整个体数据，但是对于体绘制来说还是不够的。如果只有一对片层堆栈和 2D 纹理堆栈，当观察方向旋转到与物向片层平行时，由于采样射线从片层之间穿过，此时将得到质量很差的图像。解决办法是对于三维空间中的每个坐标轴，分别定义一对片层堆栈和对应的 2D 纹理堆栈，要求片层堆栈中的片层和对应的坐标轴垂直。在进行绘制时，选择与观察方向最接近垂直的那对片层堆栈和 2D 纹理堆栈进行绘制。

[0072] 在基于 3D 纹理映射的体绘制中，代理几何体是一组视向片层，即这些片层都在观察方向垂直。由三维体数据边界组成的立方体成为体数据包围盒。这些视向片层是一系列观察方向的平面切割体数据包围盒所形成的截面，这些截面是一些多边形，通常也称为片层多边形。在进行体绘制时，用整个体数据生成一个 3D 纹理，并确定体数据空间坐标和体数据 3D 纹理坐标的转换关系。根据这个关系，可以确定片层多边形各个顶点和 3D 纹理坐标，从而利用 3D 纹理硬件的纹理采样功能（三线性插值），计算片层多边形内部各个采样点上的体数据采样值。

[0073] 在基于 3D 纹理映射的体绘制中，视向片层可以位于三维体数据空间中的任何位置进行，从而可以利用 3D 纹理硬件，对三维体数据空间中的任何位置进行三线性插值采样。因此，该方法得到的图像质量优于基于 2D 纹理映射体绘制产生的图像。由于视向片层可以位于体数据空间的任何位置，所以采样率的改变可以简单地通过改变视向片层的数量来实现。同时，因为视向片层与观察方向垂直，所以在平行投影时，采样间隔保持恒定。

[0074] 因为 PC 图形硬件的纹理内存有限，对于较大规模的医学体数据，必须把体数据分割为若干个体块。而且，在进行 3D 纹理映射时，整个 3D 纹理必须加载到纹理内存中。这样在进行体绘制时，GPU 的渲染操作和系统主存到纹理内存之间的体数据块传输无法并行，导致绘制效率严重下降。虽然可以通过减小体块尺寸，使体块的 3D 纹理占用较少的纹理内存空间来增加 GPU 渲染操作和数据传输的并行速度，但是要达到理想的负载平衡很困难，而且增加了 GPU 计算片层与体块包围盒交点的运算。

[0075] 由于在进行纹理采样时，基于 2D 纹理映射的体绘制只进行双线性插值，而基于 3D 纹理映射的体绘制方法会进行三线性插值，因此基于 2D 纹理映射的体绘制方法性能和通用性更强，而基于 3D 纹理映射的体绘制方法得到的图像质量优于基于 2D 纹理映射体绘制产生的图像。

[0076] 基于 GPU 的光线投射算法：

[0077] 光线投射算法是以图像空间为序的体绘制算法，假设三维数据场中的每一个数据点都有一个颜色值和不透明度，采用平行投影的方式，假定视点在无穷远处，根据当前视点的位置，透过屏幕上的某一像素点向三维数据场发出一条射线并穿过三维数据场，再沿着这条射线在数据场内选择数个等距的重采样点，由相邻的体数据做插值来得到重采样点颜色值和不透明度值。然后，采用从前往后或后往前的顺序将该射线上所有采样点的颜色值和不透明度值进行合成，从而得到屏幕上该像素点最终的颜色值和不透明度值。光线投射算法原理如图 2 所示。

[0078] 基于 GPU 的光线投射算法的具体实现步骤包括：

[0079] (1) 读出体数据标量值，以三维纹理形式将其载入纹理内存；

[0080] (2) 读入背景数据，以二维纹理形式将其载入纹理内存；

[0081] (3) 计算预积分查找表，以二维纹理形式将其载入纹理内存；

[0082] (4) 利用片段着色器中的卷积操作，根据纹理采样获得的当前采样点的标量值和其周围采样点的标量值计算该点的梯度值 (G_x, G_y, G_z)，并进行归一化处理；

[0083] (5) 根据光照方向矢量 L 和观察者视线 V 计算半角矢量 H ，用来计算镜面反射范围，得到简化的 Phong 模型：

$$[0084] \quad H = \frac{L+V}{|L+V|} \quad \text{公式 (5.1)} ;$$

[0085] (6) 将环境光系数 k_a ，散射光系数 k_d ，镜面光系数 k_s 作为一致变量传入着色器；

[0086] (7) 根据 Phong 光照模型进行光照计算：

$$[0087] \quad I = k_a I_a + k_d I_1 (N \cdot L) + k_s I_1 (N \cdot H)^n \quad \text{公式 (5.2)} ;$$

[0088] (8) 从光线投射点开始，循环采样，根据相邻采样值进行纹理查找，映射出相应的颜色值和不透明值，并时行累积。

[0089] 表 1 三种基于 GPU 的直接体绘制算法的特点

[0090]

绘制算法	绘制速度	图像品质	算法特点
2D 纹理映射体绘制	最快	高	算法简单，双线性插值，速度快，采样率不恒定，内存开销大，缺乏层间插值导致图像失真

[0091]

3D 纹理映射体绘制	快	较高	三线性插值，图像质量高，速度快，内存开销小
GPU 光线投射算法	较快	最高	图像质量高，内存开销大

[0092] 以上述依据本发明的理想实施例为启示，通过上述的说明内容，相关工作人员完全可以在不偏离本项发明技术思想的范围内，进行多样的变更以及修改。本项发明的技术性范围并不局限于说明书上的内容，必须要根据权利要求范围来确定其技术性范围。

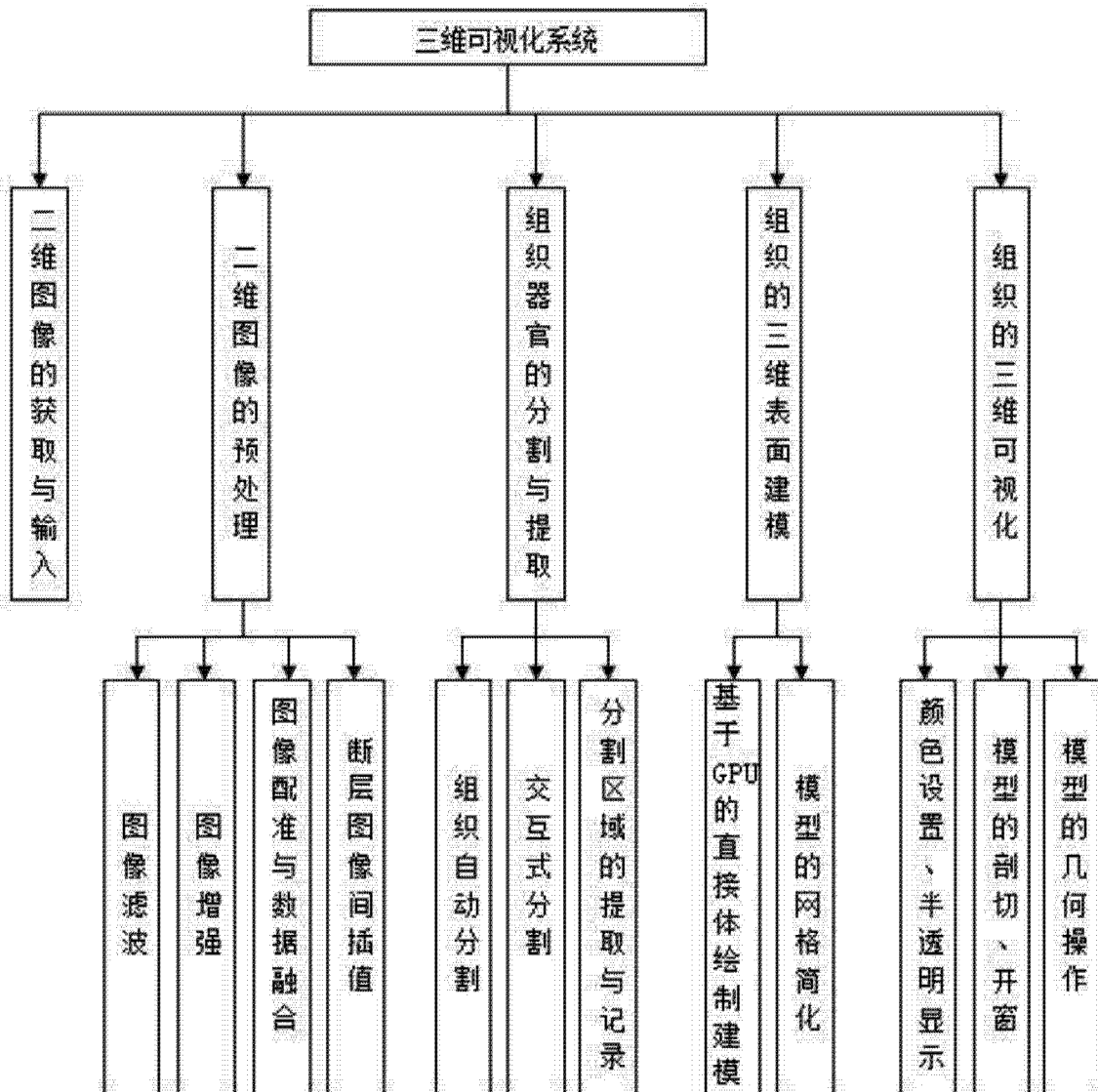


图 1

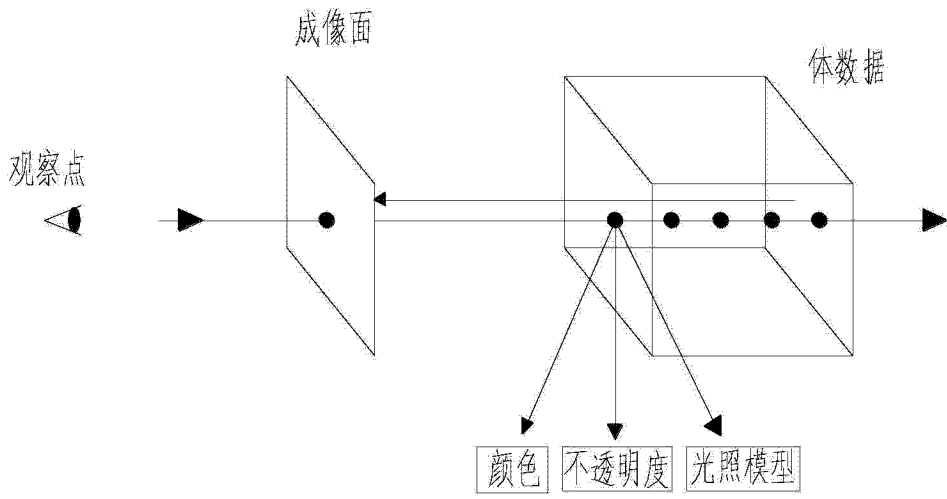


图 2

专利名称(译)	一种基于GPU的快速三维超声重建和显示方法		
公开(公告)号	CN104574263A	公开(公告)日	2015-04-29
申请号	CN201510044341.3	申请日	2015-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	湖北科技学院		
申请(专利权)人(译)	湖北科技学院		
当前申请(专利权)人(译)	湖北科技学院		
[标]发明人	叶华山 丁明跃 张锐麟		
发明人	叶华山 丁明跃 张锐麟		
IPC分类号	G06T1/20 G06T17/00 A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于GPU的快速三维超声重建和显示方法，包括以下步骤：(1)图像获取与输入；(2)二维图像的预处理；(3)组织器官的分割与提取；(4)组织的三维表面建模；(5)三维医学图像可视化。其中，步骤(4)包括(4a)基于GPU的直接体绘制建模。发明把三维重建的各类运算放在GPU中进行，大大提高图像显示的速度。

