



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106652012 A

(43)申请公布日 2017. 05. 10

(21)申请号 201611126869.6

(22)申请日 2016.12.09

(71)申请人 江西中科九峰智慧医疗科技有限公司

地址 330000 江西省南昌市青山湖区高新
二路18号创业大厦109室

(72)发明人 王玉

(74)专利代理机构 北京智乾律师事务所 11620
代理人 王屹东

(51)Int.Cl.

G06T 15/08(2011.01)

G06T 15/00(2011.01)

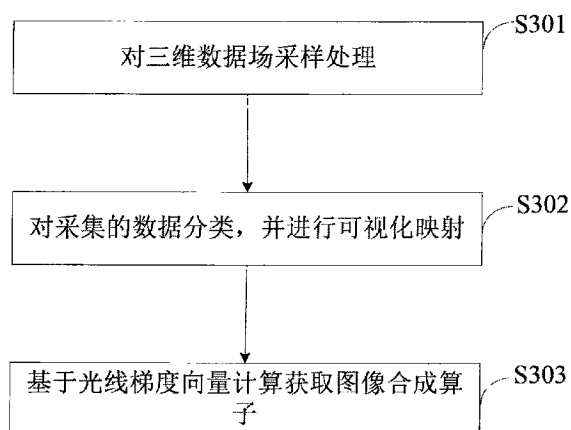
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

医学图像体绘制的方法及系统

(57)摘要

本发明适用于医学图像的体绘制技术领域，提供了一种医学图像的体绘制方法，包括以下步骤：重采样步骤：对三维数据场采样处理；分类映射步骤：对采集的数据分类，并进行可视化映射；图像合成步骤：基于光线梯度向量计算获取图像合成算子。本发明还相应的提供一种医学图像的体绘制系统。借此，本发明可以提高体绘制图像的质量。



1. 一种医学图像体绘制的方法,其特征在于,包括以下步骤:

重采样步骤:对三维数据场采样处理;

分类映射步骤:对采集的数据分类,并进行可视化映射;

图像合成步骤:基于光线梯度向量计算获取图像合成算子。

2. 根据权利要求1所述的医学图像体绘制的方法,其特征在于,所述图像合成步骤中,所述图像合成算子通过如下计算方式获取:

$$C_{out}^k \alpha_{out}^k = C_{in}^k \alpha_{in}^k + C_{now}^k \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k) * (q \cos \theta + 1 - q)$$

$$\alpha_{out}^k = \alpha_{in}^k + \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k)$$

其中,第k个采样点的颜色值为 C_{now}^k ,不透明度值为 α_{now}^k ,进入第k个采样点的颜色值为 C_{in}^k ,不透明度值为 α_{in}^k ,经过第k个采样点后的颜色值为 C_{out}^k ,不透明度值为 α_{out}^k , θ 为梯度向量与光线向量的夹角,q为梯度影响因子,并且 $0 \leq q \leq 1$ 。

3. 根据权利要求1所述的医学图像体绘制的方法,其特征在于,所述图像合成步骤中的梯度向量根据病灶组织与附近正常组织的体元值的参数差别计算获取。

4. 一种医学图像体绘制的系统,其特征在于,包括:

数据采样模块,用于对三维数据场采样处理;

分类映射模块,用于对采集的数据分类,并进行可视化映射;

图像合成模块,用于基于光线梯度向量获取图像合成算子。

5. 根据权利要求4所述的医学图像体绘制的系统,其特征在于,图像合成算子通过如下计算方式获取:

$$C_{out}^k \alpha_{out}^k = C_{in}^k \alpha_{in}^k + C_{now}^k \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k) * (q \cos \theta + 1 - q)$$

$$\alpha_{out}^k = \alpha_{in}^k + \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k)$$

其中,第k个采样点的颜色值为 C_{now}^k ,不透明度值为 α_{now}^k ,进入第k个采样点的颜色值为 C_{in}^k ,不透明度值为 α_{in}^k ,经过第k个采样点后的颜色值为 C_{out}^k ,不透明度值为 α_{out}^k , θ 为梯度向量与光线向量的夹角,q为梯度影响因子,并且 $0 \leq q \leq 1$ 。

6. 根据权利要求4所述的医学图像体绘制的系统,其特征在于,所述图像合成模块根据病灶组织与附近正常组织的体元值的参数差别计算获取光线梯度向量。

医学图像体绘制的方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及图像的体绘制技术领域,尤其涉及一种医学图像体绘制的方法及系统。

背景技术

[0002] 现有的体绘制方法的基本流程是:重采样、分类、图像合成,具体如下所述。重采样:由于三维数据场都是离散的,进行可视成像时需要对原始数据进行重构,得到原始的连续信号,在连续的信号中重新采样以获取当前采样点的函数值入响应;体绘制中的分类与可视化映射:分类是将数据场中的数据分成不同的类型,每种类型代表一种物质,然后进行相应的可视化映射。将这些物质赋以不同的色彩、阻光度或其他物理特性,使得最终的显示结果呈现出不同的效果;体绘制的图像合成:体绘制的最后一步是图像合成。图像合成的算法是根据一定的光学模型推导出来的。假定连续分布的三维数据场中充满着小粒子,由于这些小粒子的发光、吸收、反射等属性使得光线通过三维数据场时发生了变化,从而得出采样点对屏幕像素颜色的贡献。基于这一假设就可以得到由前到后的图像合成算子,公式如下:

$$[0003] \quad C_{out}^k \alpha_{out}^k = C_{in}^k \alpha_{in}^k + C_{now}^k \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k), \quad \alpha_{out}^k = \alpha_{in}^k + \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k)$$

[0004] 其中,第k个采样点的颜色值为 C_{now}^k ,不透明度值为 α_{now}^k ,进入第k个采样点的颜色值为 C_{in}^k ,不透明度值为 α_{in}^k ,经过第k个采样点后的颜色值为 C_{out}^k ,不透明度值为 α_{out}^k 。

[0005] 对于上述计算方式,只是引入了光线穿过的体元对于光线的衰减作用,在医学三维成像的临床应用中,为了更清晰的显示不同器官组织的位置结构关系,尤其是对于器官内发生病变的部位,病灶组织往往与附近正常组织的体元值有较大的变化,但上述计算方式没有将可能产生的梯度影响因素加入,导致计算精度不高。

[0006] 综上可知,现有技术在实际使用上显然存在不便与缺陷,所以有必要加以改进。

发明内容

[0007] 针对上述的缺陷,本发明的目的在于提供一种医学图像体绘制的方法及系统,其可以提高体绘制图像的质量。

[0008] 为了实现上述目的,本发明提供一种医学图像的体绘制方法,包括以下步骤:

[0009] 重采样步骤:对三维数据场采样处理;

[0010] 分类映射步骤:对采集的数据分类,并进行可视化映射;

[0011] 图像合成步骤:基于光线梯度向量计算获取图像合成算子。

[0012] 根据本发明的医学图像的体绘制方法,所述图像合成步骤中,所述图像合成算子通过如下计算方式获取:

$$[0013] \quad C_{out}^k \alpha_{out}^k = C_{in}^k \alpha_{in}^k + C_{now}^k \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k) * (q \cos \theta + 1 - q)$$

$$[0014] \quad \alpha_{out}^k = \alpha_{in}^k + \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k)$$

[0015] 其中,第k个采样点的颜色值为 C_{now}^k ,不透明度值为 α_{now}^k ,进入第k个采样点的颜色值为 C_{in}^k ,不透明度值为 α_{in}^k ,经过第k个采样点后的颜色值为 C_{out}^k ,不透明度值为 α_{out}^k , θ 为梯度向量与光线向量的夹角,q为梯度影响因子,并且 $0 \leq q \leq 1$ 。

[0016] 根据本发明的医学图像的体绘制方法,所述图像合成步骤中的梯度向量根据病灶组织与附近正常组织的体元值的参数差别计算获取。

[0017] 本发明还提供一种医学图像的体绘制系统,包括:

[0018] 数据采样模块,用于对三维数据场采样处理;

[0019] 分类映射模块,用于对采集的数据分类,并进行可视化映射;

[0020] 图像合成模块,用于基于光线梯度向量获取图像合成算子。

[0021] 根据本发明的医学图像的体绘制系统,图像合成算子通过如下计算方式获取:

$$[0022] \quad C_{out}^k \alpha_{out}^k = C_{in}^k \alpha_{in}^k + C_{now}^k \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k) * (q \cos \theta + 1 - q)$$

$$[0023] \quad \alpha_{out}^k = \alpha_{in}^k + \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k)$$

[0024] 其中,第k个采样点的颜色值为 C_{now}^k ,不透明度值为 α_{now}^k ,进入第k个采样点的颜色值为 C_{in}^k ,不透明度值为 α_{in}^k ,经过第k个采样点后的颜色值为 C_{out}^k ,不透明度值为 α_{out}^k , θ 为梯度向量与光线向量的夹角,q为梯度影响因子,并且 $0 \leq q \leq 1$ 。

[0025] 根据本发明的医学图像的体绘制系统,所述图像合成模块根据病灶组织与附近正常组织的体元值的参数差别计算获取光线梯度向量。

[0026] 本发明通过在体绘制中引入梯度向量,将其整合到体绘制计算中,使得系统可以更准确的实现体绘制计算,为临床诊断提供更精确的数据图像。

附图说明

[0027] 图1是现有的一体绘制计算原理示意图;

[0028] 图2是本发明的体绘制系统结构示意图;

[0029] 图3是本发明的体绘制方法流程图。

具体实施方式

[0030] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0031] 目前对于医学图像等结构化数据场的直接体绘制主要有以下四种基本方法:基于图像空间扫描的光线投射(Ray casting)法、基于物体空间扫描的足迹表(Splatting)法,错切-变形(Shear-warp)法,硬件辅助的三维纹理映射(Hardware-assisted 3D texture-mapping)法。这些方法各自具有不同的特点和适用领域,其中光线投射方法在医学图像三维可视化应用中具有优越性。

[0032] 线投射法的基本原理如图1所示。从屏幕的每个像素点 $f(i, j)$ 出发,沿着视线的方向投射一根光线 I ,以一定的步长 d 在三维数据场中穿行。在它行进的过程中,不断进行重采样及颜色合成,直到阻光度 α 足够大或者 I 已经穿过整个体数据空间为止。当屏幕上的所有

像素的光线投射过程都完成以后,就得到了最终的显示图像。

[0033] 参见图2,本发明提供了一种医学图像的体绘制系统,该系统主要是基于计算机的数据处理,

[0034] 数据采样模块10,用于对三维数据场采样处理。

[0035] 由于三维数据场都是离散的,进行可视成像时需要对原始数据进行重构,得到原始的连续信号,在连续的信号中重新采样以获取当前采样点的函数值入响应。

[0036] 分类映射模块20,用于对采集的数据分类,并进行可视化映射。分类是将数据场中的数据分成不同的类型,每种类型代表一种物质,然后进行相应的可视化映射。将这些物质赋以不同的色彩、阻光度或其他物理特性,使得最终的显示结果呈现出不同的效果。

[0037] 图像合成模块30,用于基于光线梯度向量获取图像合成算子。

[0038] 图像合成的算法是根据一定的光学模型推导出来的。假定连续分布的三维数据场中充满着小粒子,由于这些小粒子的发光、吸收、反射等属性使得光线通过三维数据场时发生了变化,从而得出采样点对屏幕像素颜色的贡献。

[0039] 图像合成算子通过如下计算方式获取:

$$[0040] \quad C_{out}^k \alpha_{out}^k = C_{in}^k \alpha_m^k + C_{now}^k \alpha_{now}^k (1 - \alpha_m^k) * (q \cos \theta + 1 - q)$$

$$[0041] \quad \alpha_{out}^k = \alpha_{in}^k + \alpha_{now}^k (1 - \alpha_{in}^k)$$

[0042] 其中,第k个采样点的颜色值为 C_{now}^k ,不透明度值为 α_{now}^k ,进入第k个采样点的颜色值为 C_{in}^k ,不透明度值为 α_m^k ,经过第k个采样点后的颜色值为 C_{out}^k ,不透明度值为 α_{out}^k , θ 为梯度向量与光线向量的夹角,q为梯度影响因子,并且 $0 \leq q \leq 1$ 。

[0043] 由上计算公式不难看出,q值越大,梯度对光线衰减的影响就越大,当q值等于0时,本发明的计算公式即等同于背景技术的公式。

[0044] 对于所述图像合成模块30,其是根据病灶组织与附近正常组织的体元值的参数差别计算获取光线梯度向量,而梯度影响因子q也可以根据计算区域的参数计算获得。通过引入梯度影响可以提高图像质量,使图像更清晰。

[0045] 图3是本发明的医学图像的体绘制方法流程图,其可以通过如图2所示的系统实现,该方法包括:

[0046] 步骤S301,对三维数据场采样处理。

[0047] 由于三维数据场都是离散的,进行可视成像时需要对原始数据进行重构,得到原始的连续信号,在连续的信号中重新采样以获取当前采样点的函数值入响应。

[0048] 步骤S302,对采集的数据分类,并进行可视化映射。分类是将数据场中的数据分成不同的类型,每种类型代表一种物质,然后进行相应的可视化映射。将这些物质赋以不同的色彩、阻光度或其他物理特性,使得最终的显示结果呈现出不同的效果。

[0049] 步骤S303,基于光线梯度向量获取图像合成算子。

[0050] 图像合成的算法是根据一定的光学模型推导出来的。假定连续分布的三维数据场中充满着小粒子,由于这些小粒子的发光、吸收、反射等属性使得光线通过三维数据场时发生了变化,从而得出采样点对屏幕像素颜色的贡献。

[0051] 图像合成算子通过如下计算方式获取:

$$[0052] \quad C_{out}^k \alpha_{out}^k = C_{in}^k \alpha_m^k + C_{now}^k \alpha_{now}^k (1 - \alpha_m^k) * (q \cos \theta + 1 - q)$$

[0053]
$$\alpha_{out}^k = \alpha_{in}^k + \alpha_{now}^k(1 - \alpha_{in}^k)$$

[0054] 其中,第k个采样点的颜色值为 C_{now}^k ,不透明度值为 α_{now}^k ,进入第k个采样点的颜色值为 C_{in}^k ,不透明度值为 α_{in}^k ,经过第k个采样点后的颜色值为 C_{out}^k ,不透明度值为 α_{out}^k , θ 为梯度向量与光线向量的夹角,q为梯度影响因子,并且 $0 \leq q \leq 1$ 。

[0055] 由上计算公式不难看出,q值越大,梯度对光线衰减的影响就越大,当q值等于0时,本发明的计算公式即等同于背景技术的公式。

[0056] 对于所述图像合成模块30,其是根据病灶组织与附近正常组织的体元值的参数差别计算获取光线梯度向量,而梯度影响因子q也可以根据计算区域的参数计算获得。通过引入梯度影响可以提高图像质量,使图像更清晰

[0057] 综上所述,本发明通过在体绘制中引入梯度向量,将其整合到体绘制计算中,使得系统可以更准确的实现体绘制计算,为临床诊断提供更精确的数据图像。

[0058] 当然,本发明还可有其它多种实施例,在不背离本发明精神及其实质的情况下,熟悉本领域的技术人员当可根据本发明作出各种相应的改变和变形,但这些相应的改变和变形都应属于本发明所附的权利要求的保护范围。

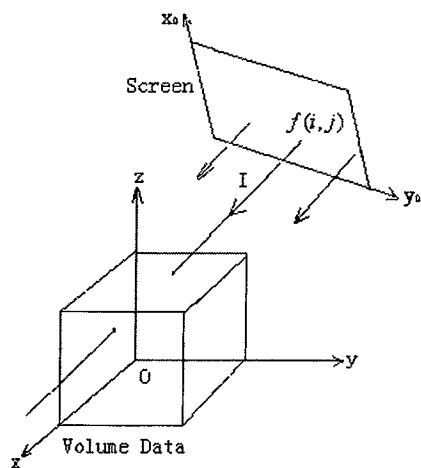


图1

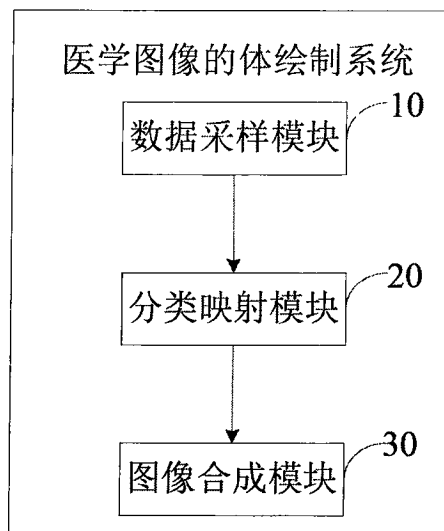


图2

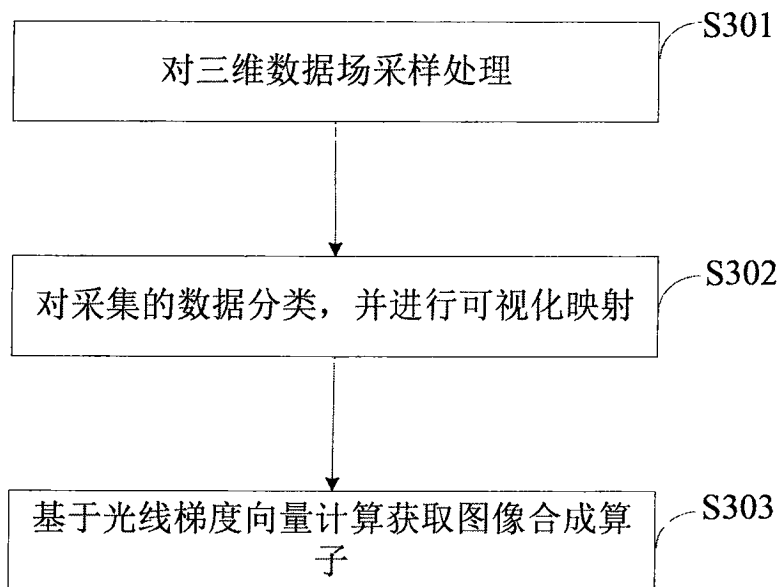


图3