



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109793999 A

(43)申请公布日 2019. 05. 24

(21)申请号 201910074420.7

(22)申请日 2019.01.25

(71)申请人 无锡海鹰医疗科技股份有限公司

地址 214000 江苏省无锡市新吴区太科园
清源路20号立业楼C区101号房

(72)发明人 王晓逸 耿晓鸣 王国英

(74)专利代理机构 常州唯思百得知识产权代理
事务所(普通合伙) 32325

代理人 周颖洁 张荣

(51)Int.Cl.

A61N 7/02(2006.01)

G16H 30/40(2018.01)

G06T 15/00(2011.01)

A61B 8/00(2006.01)

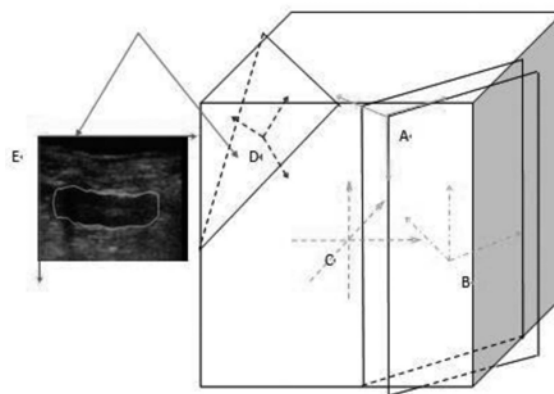
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

HIFU治疗系统的静态三维轮廓体图像的构建方法

(57)摘要

本发明涉及一种HIFU治疗系统的静态三维轮廓体图像的构建方法,由HIFU治疗系统中治疗头内治疗换能器正上方中央孔内定位孔B超探头对任意形状肿瘤部位进行精确B超图像扫描,操作者根据医学常识对采集到一组B超超声二维图像进行肿瘤区、敏感区的的手动勾边,HIFU治疗系统将勾边后的结构坐标元素构建成静态的三维轮廓体图像。然后,通过线性插值的方法,生成冠状面的系列图像,通过医生的在系列冠状面规划,实现肿瘤的治疗。本发明全面的观察方式,冠状面的可视化,使得治疗手段更具有安全性。



1. 一种HIFU治疗系统的静态三维轮廓体图像的构建方法,其特征在于:具体步骤如下:

A、通过HIFU治疗系统中能多维运动的聚焦换能器(6)正上方中央孔内设置的定位B超探头(5)对肿瘤组织部位进行扫描B超图像;

B、控制HIFU治疗系统的焦点位置(1)在所到治疗的肿瘤组织部位(4),在任意形状的肿瘤长轴方向设置一条采集线(2);

C、HIFU治疗系统沿采集线进行等间隔精确B超图像扫描,采集到一组与采集线(2)垂直的B超超声二维图像,操作者根据每幅B超超声二维图像中肿瘤影像进行肿瘤区手动勾边,设置治疗过程中危险区域为敏感区并手动勾边;

D、根据精确扫描的一系列B超图像和冠状面的深度,进行线性差值计算,获取冠状面的图像信息,生成不同深度的可视化冠状面图像,以供医生进行诊断。

2. 根据权利要求1所述的HIFU治疗系统的静态三维轮廓体图像的构建方法,其特征在于:所述步骤D具体为:

首先,将二维B超图像多层切面图像列表转化为三维数组,列表中任意一个点 $p(x, y, z)$ 处的图像灰度值为 $Gray(x, y, z)$,其中 y 代表采样图像编号, x 和 z 为整数,并代表当前编号图像上的点 $p_y(x, z)$;此时可以定义采样图像列表像素坐标系A,对于每一副图像,其坐标系零点为图像左上角,X轴沿图像向右,Y坐标为图像在采样列表中的编号,Z轴沿图像向下,单位均为像素;

考虑到B超图像的可变探测深度因素影响,通过像素尺寸与物理单位转换运算,得到采样图像列表物理坐标系B;采样图像列表物理坐标系定义:零点的 z 坐标设为0,其零点处于采样起点,X轴沿图像指向右方,Y轴指向采样方向 θ ,Z轴沿图像指向上方,Y方向单位为图像索引,X和Z方向单位为mm;

HIFU实际运行坐标系C方向定义:站在其面前向内看,X轴指向右方,Y轴指向前方,Z轴指向上方,单位均为mm,范围均为 ± 50 ;

任意方位角度切割图像浏览切割面所拥有的坐标系为D;切割面的方程为 $a \times x + b \times y + c \times z + d = 0$,它的法向量 $N = \text{Vector3}(a, b, c)$,指定切割面与HIFU实际运行坐标系立方体的边界四方体相交多边形的中心 $vCore$ 为零点,眼睛的位置 $vEye = vCore$,行程范围为 $100 \times 100 \times 100$;眼睛垂直于平面向里看,眼睛的方向为 $-N$,指定一个上方向 vUp ,可以给切割面定义一个坐标系,其Z轴为平面法向量 N ,其X轴为 vUp 和Z的矢量积,其Y轴为Z轴和X轴的矢量积,这样浏览的图像其实就处在我们构造的坐标系中 $z = 0$ 的位置;

显示任意方位角度切割图像是建立在切割面图像的像素坐标系E上;

通过坐标变换矩阵合并为一个矩阵运算,最终矩阵为 $\text{MatrixFinal} = M_{D \rightarrow E} \times M_{C \rightarrow D} \times M_{B \rightarrow C} \times M_{A \rightarrow B}$;

这样,对于最终浏览的任意角度切面 $a \times x + b \times y + c \times z + d = 0$ 上的一点 $p = D3DXVECTOR2(x, y)$,可以得到它在采样图像列表中所处的像素位置:

$p1 = D3DXVECTOR3(fx, fy, fz) = D3DXVECTOR3(x, y, 0) \times \text{MatrixFinal}$;

其中 fy 表示对应的采样序列, fx 和 fz 表示采样图像上的点位置,但是由于图像为离散存储,需要使用一个三线性差值方法,通过这个点周围八个整数位置点的灰度来线性拟合出这个点的实际像素灰度值,定义:

dx 为 fx 的最小接近整数, $\Delta x = fx - dx$,

dy 为 f_y 的最小接近整数, $\Delta y = f_y - dy$,

dz 为 f_z 的最小接近整数, $\Delta z = f_z - dz$,

图像列表中,编号为 dy 的图像上处于 (dx, dz) 处的图像灰度为 $Gray(dx, dz)$,则点 $p1$
 (fx, fy, fz) 处的灰度 $Gray(fx, fy, fz)$ 如下:

$Gray(fx, dy, dz) = Gray(dx, dy, dz) + \Delta x \times [Gray(dx+1, dy, dz) - Gray(dx, dy, dz)]$;

$Gray(fx, fy, dz) = Gray(fx, dy, dz) + \Delta y \times [Gray(fx, dy+1, dz) - Gray(fx, dy, dz)]$;

$Gray(fx, fy, fz) = Gray(fx, fy, dz) + \Delta z \times [Gray(fx, fy, dz+1) - Gray(fx, fy, dz)]$;

将图像上所有点的灰度计算出来,就可以得到这个角度和位置切割的最终图像了。

HIFU治疗系统的静态三维轮廓体图像的构建方法

技术领域

[0001] 本发明涉及HIFU治疗系统技术领域,特别涉及一种HIFU治疗系统的静态三维轮廓体图像的构建方法。

背景技术

[0002] HIFU即高强度聚焦超声治疗系统,是利用低兆赫频段的超声波的束射性和在人体组织中的良好穿透力,以某种聚焦方式将超声能量聚焦于人体所需治疗组织内形成一个声强较高区域——焦域,焦域中的组织吸收超声能并转化为热能使自身温度升高,当焦域中的声强达到数千乃至W/cm²时,即使温度在0.5~5s内升高至70℃以上,导致组织细胞凝固性坏死——即消融,失去增值、浸润和转移能力。由于焦域边缘的陡峭,其外边的声强和温度远远低于内部,对焦区以外的正常组织影响甚少。HIFU治疗系统的焦域形状通常是规则的长椭圆柱体,并远小于肿瘤尺寸,所以对任意形状瘤体的治疗,需要通过相应的治疗方法进行消融治疗。

[0003] 目前HIFU治疗系统主要采用的治疗控制方法,由治疗换能器正上方中央孔内定为B超探头观察肿瘤剖面,以此剖面图像为基础,圈划上进行由下而上(垂直于HIFU换能器)点阵面的治疗控制方案,进行消融治疗。操作者在治疗过程中在HIFU治疗系统中只能观察到与换能器垂直的人体切面(矢状面),而无法观察到与换能器平行的切面(人体冠状面),观察诊断方式受限,同时超声聚焦的原理决定了冠状面治疗定位更精准,对细胞的消融效果更好。而矢状面治疗无法达到这样的效果。

发明内容

[0004] 本发明的目的是克服现有技术存在的缺陷,提供一种既可以看到矢状面的病灶图,也可以看到冠状面的病灶图,诊断信息更充分的HIFU治疗系统的静态三维轮廓体图像的构建方法。

[0005] 实现本发明目的的技术方案是:一种HIFU治疗系统的静态三维轮廓体图像的构建方法,具体步骤如下:

[0006] A、通过HIFU治疗系统中能多维运动的聚焦换能器正上方中央孔内设置的定位B超探头对肿瘤组织部位进行扫描B超图像;

[0007] B、控制HIFU治疗系统的焦点位置在所到治疗的肿瘤组织部位,在任意形状的肿瘤长轴方向设置一条采集线;

[0008] C、HIFU治疗系统沿采集线进行等间隔精确B超图像扫描,采集到一组与采集线垂直的B超超声二维图像,操作者根据每幅B超超声二维图像中肿瘤影像进行肿瘤区手动勾边,设置治疗过程中危险区域为敏感区并手动勾边,构建的三维轮廓体;

[0009] D、根据精确扫描的一系列B超图像和冠状面的深度,进行线性差值计算,获取冠状面的图像信息,生成不同深度的可视化冠状面图像,以供医生进行诊断;

[0010] E、医生根据矢状面图像,三维轮廓图像和冠状面图像,选择系列合适的冠状面,从

距离换能器由远及近依次对冠状面进行治疗规划,设置HIFU 治疗系统参数,逐层对肿瘤区进行治疗。

[0011] 由于采样B超图像像素坐标与HIFU治疗系统坐标相关,所以,手动勾边可产生一系列勾边坐标,构建静态的三维轮廓体图像,全面了解整个肿瘤体形态。同时,根据线性差值算法计算出系列冠状面图像供医生诊断和规划,并由医生对系列冠状面由离换能器从远到近进行规划,设置HIFU设置治疗参数,实现了冠状面可视化。

[0012] 上述技术方案所述步骤D具体为:

[0013] 首先,将二维B超图像多层切面图像列表转化为三维数组,列表中任意一个点 $p(x, y, z)$ 处的图像灰度值为 $Gray(x, y, z)$,其中 y 代表采样图像编号, x 和 z 为整数,并代表当前编号图像上的点 $p_y(x, z)$;此时可以定义采样图像列表像素坐标系A,对于每一副图像,其坐标系零点为图像左上角,X轴沿图像向右,Y坐标为图像在采样列表中的编号,Z轴沿图像向下,单位均为像素;

[0014] 考虑到B超图像的可变探测深度因素影响,通过像素尺寸与物理单位转换运算,得到采样图像列表物理坐标系B;采样图像列表物理坐标系定义:零点的 z 坐标设为0,其零点处于采样起点,X轴沿图像指向右方,Y轴指向采样方向 θ ,Z轴沿图像指向上方,Y方向单位为图像索引,X和Z方向单位为mm;

[0015] HIFU实际运行坐标系C方向定义:站在其面前向内看,X轴指向右方, Y轴指向前方,Z轴指向上方,单位均为mm,范围均为 ± 50 ;

[0016] 任意方位角度切割图像浏览切割面所拥有的坐标系为D;切割面的方程为 $a \times x + b \times y + c \times z + d = 0$,它的法向量 $N = \text{Vector3}(a, b, c)$,指定切割面与HIFU 实际运行坐标系立方体的边界四方体相交多边形的中心 $vCore$ 为零点,眼睛的位置 $vEye = vCore$,行程范围为 $100 \times 100 \times 100$;眼睛垂直于平面向里看,眼睛的方向为 $-N$,指定一个上方向 vUp ,可以给切割面定义一个坐标系,其Z 轴为平面法向量 N ,其X轴为 vUp 和Z的矢量积,其Y轴为Z轴和X轴的矢量积,这样浏览的图像其实就处在我们构造的坐标系中 $z=0$ 的位置;

[0017] 显示任意方位角度切割图像是建立在切割面图像的像素坐标系E上;

[0018] 通过坐标变换矩阵合并为一个矩阵运算,最终矩阵为 $\text{MatrixFinal} = M_{D \rightarrow E} \times M_{C \rightarrow D} \times M_{B \rightarrow C} \times M_{A \rightarrow B}$;

[0019] 这样,对于最终浏览的任意角度切面 $a \times x + b \times y + c \times z + d = 0$ 上的一点 $p = D3DXVECTOR2(x, y)$,可以得到它在采样图像列表中所处的像素位置:

[0020] $p1 = D3DXVECTOR3(fx, fy, fz) = D3DXVECTOR3(x, y, 0) \times \text{MatrixFinal}$;

[0021] 其中 fy 表示对应的采样序列, fx 和 fz 表示采样图像上的点位置,但是由于图像为离散存储,需要使用一个三线性差值方法,通过这个点周围八个整数位置点的灰度来线性拟合出这个点的实际像素灰度值,定义:

[0022] dx 为 fx 的最小接近整数, $\Delta x = fx - dx$,

[0023] dy 为 fy 的最小接近整数, $\Delta y = fy - dy$,

[0024] dz 为 fz 的最小接近整数, $\Delta z = fz - dz$,

[0025] 图像列表中,编号为 dy 的图像上处于 (dx, dz) 处的图像灰度为 $Gray(dx, dz)$,则点 $p1(fx, fy, fz)$ 处的灰度 $Gray(fx, fy, fz)$ 如下:

[0026] $Gray(fx, dy, dz) = Gray(dx, dy, dz) + \Delta x \times [Gray(dx+1, dy, dz) - Gray(dx, dy,$

dz)];

[0027] $\text{Gray}(f_x, f_y, dz) = \text{Gray}(f_x, dy, dz) + \Delta y \times [\text{Gray}(f_x, dy+1, dz) - \text{Gray}(f_x, dy, dz)]$;

[0028] $\text{Gray}(f_x, f_y, fz) = \text{Gray}(f_x, f_y, dz) + \Delta z \times [\text{Gray}(f_x, f_y, dz+1) - \text{Gray}(f_x, f_y, dz)]$;

[0029] 将图像上所有点的灰度计算出来,就可以得到这个角度和位置切割的最终图像了。

[0030] 采用上述技术方案后,本发明具有以下积极的效果:

[0031] (1) 本发明既可以看到矢状面的病灶图,也可以看到冠状面的病灶图,诊断信息更充分;同时可以在冠状面上进行规划治疗;可以由人体离换能器远的治疗层开始治疗,由一系列治疗层构成立体消融结构,后治疗的层面上聚焦的能量在传输路径上不会受到影响,所以治疗的聚焦定位更精准,能量到达目标靶点充分,消融效果更好。

[0032] (2) 本发明实现了病灶的三维重建,能让医生看到病灶的整体情况,同时实现了冠状面的可视化,能让医生从多角度观察病灶的情况。

[0033] (3) 本发明实现了冠状面治疗规划以及治疗,能够提高焦点的精确,避免传统方法造成的焦点位移,能够确保到达靶点的能量强度,避免传统方法造成的消融不充分。

[0034] (4) 本发明全面的观察方式,冠状面的可视化,使得治疗手段更具有安全性。

附图说明

[0035] 为了使本发明的内容更容易被清楚地理解,下面根据具体实施例并结合附图,对本发明作进一步详细的说明,其中

[0036] 图1为本发明的超声图像采样图。

[0037] 图2为本发明的坐标转换示意图。

具体实施方式

[0038] (实施例1)

[0039] 见图1和图2,本发明具体步骤如下:

[0040] A、通过HIFU治疗系统中能多维运动的聚焦换能器6正上方中央孔内设置的定位B超探头5对肿瘤组织部位进行扫描B超图像;

[0041] B、控制HIFU治疗系统的焦点位置1在所到治疗的肿瘤组织部位4,在任意形状的肿瘤长轴方向设置一条采集线2;

[0042] C、HIFU治疗系统沿采集线进行等间隔精确B超图像扫描,采集到一组与采集线2垂直的B超超声二维图像,操作者根据每幅B超超声二维图像中肿瘤影像进行肿瘤区手动勾边,设置治疗过程中危险区域为敏感区并手动勾边;

[0043] D、根据精确扫描的一系列B超图像和冠状面的深度,进行线性差值计算,获取冠状面的图像信息,生成不同深度的可视化冠状面图像,以供医生进行诊断;

[0044] E、医生根据矢状面图像,三维轮廓图像和冠状面图像,选择系列合适的冠状面,从距离换能器由远及近依次对冠状面进行治疗规划,设置HIFU 治疗系统参数,逐层对肿瘤区进行治疗。

[0045] HIFU超声图像的三维重建的图像数据来源于二维B超图像多层切面数据。由于B超图像的可变探测深度(也决定了其x轴和y轴的像素尺寸比)、采样起点、采样方向、HIFU定位坐标、切割时的位置和角度等复杂因素,我们需要通过构造一些中间坐标系转换,实现任意方位角度切割图像浏览功能。

[0046] 所述步骤D具体为:

[0047] 首先,将二维B超图像多层切面图像列表转化为三维数组,列表中任意一个点 $p(x, y, z)$ 处的图像灰度值为 $\text{Gray}(x, y, z)$,其中y代表采样图像编号, x和z为整数,并代表当前编号图像上的点 $p_y(x, z)$;此时可以定义采样图像列表像素坐标系A,对于每一副图像,其坐标系零点为图像左上角,X轴沿图像向右,Y坐标为图像在采样列表中的编号,Z轴沿图像向下,单位均为像素;

[0048] 考虑到B超图像的可变探测深度(也决定了其x轴和y轴的像素尺寸比)因素影响,通过像素尺寸与物理单位转换运算,得到采样图像列表物理坐标系B;采样图像列表物理坐标系定义:零点的z坐标设为0,其零点处于采样起点,X轴沿图像指向右方,Y轴指向采样方向 θ ,Z轴沿图像指向上方,Y方向单位为图像索引,X和Z方向单位为mm;

[0049] HIFU实际运行坐标系C方向定义:站在其面前向内看,X轴指向右方, Y轴指向前方,Z轴指向上方,单位均为mm,范围均为 ± 50 ;

[0050] 任意方位角度切割图像浏览切割面所拥有的坐标系为D;切割面的方程为 $a \times x + b \times y + c \times z + d = 0$,它的法向量 $N = \text{Vector3}(a, b, c)$,指定切割面与HIFU 实际运行坐标系立方体的边界四方体相交多边形的中心 v_{Core} 为零点,眼睛的位置 $v_{\text{Eye}} = v_{\text{Core}}$,行程范围为 $100 \times 100 \times 100$;眼睛垂直于平面向里看,眼睛的方向为 $-N$,指定一个上方向 v_{Up} ,这个值是为了让浏览图像具有合理的方位感,一般可以指定HIFU实际运行坐标系的Z+为 v_{Up} ,有特殊情况可以进行更改,比如平面方程为 $x = 0$ 时就需要使用Y+作为 v_{Up} ,可以给切割面定义一个坐标系,其Z轴为平面法向量N,其X轴为 v_{Up} 和Z的矢量积,其 Y轴为Z轴和X轴的矢量积,这样浏览的图像其实就处在我们构造的坐标系中 $z = 0$ 的位置;

[0051] 显示任意方位角度切割图像是建立在切割面图像的像素坐标系E上;它的定义和图像像素坐标系A类似。

[0052] 通过坐标变换矩阵合并为一个矩阵运算,最终矩阵为 $\text{MatrixFinal} = M_{D \rightarrow E} \times M_{C \rightarrow D} \times M_{B \rightarrow C} \times M_{A \rightarrow B}$;

[0053] 这样,对于最终浏览的任意角度切面 $a \times x + b \times y + c \times z + d = 0$ 上的一点 $p = D3DXVECTOR2(x, y)$,可以得到它在采样图像列表中所处的像素位置:

[0054] $p1 = D3DXVECTOR3(fx, fy, fz) = D3DXVECTOR3(x, y, 0) \times \text{MatrixFinal}$;

[0055] 其中fy表示对应的采样序列,fx和fz表示采样图像上的点位置,但是由于图像为离散存储,需要使用一个三线性差值方法,通过这个点周围八个整数位置点的灰度来线性拟合出这个点的实际像素灰度值,定义:

[0056] dx 为 fx 的最小接近整数, $\Delta x = fx - dx$,

[0057] dy 为 fy 的最小接近整数, $\Delta y = fy - dy$,

[0058] dz 为 fz 的最小接近整数, $\Delta z = fz - dz$,

[0059] 图像列表中,编号为 dy 的图像上处于 (dx, dz) 处的图像灰度为 $\text{Gray}(dx, dz)$,则点 $p1(fx, fy, fz)$ 处的灰度 $\text{Gray}(fx, fy, fz)$ 如下:

[0060] $\text{Gray}(f_x, dy, dz) = \text{Gray}(dx, dy, dz) + \Delta x \times [\text{Gray}(dx+1, dy, dz) - \text{Gray}(dx, dy, dz)]$;

[0061] $\text{Gray}(f_x, fy, dz) = \text{Gray}(fx, dy, dz) + \Delta y \times [\text{Gray}(fx, dy+1, dz) - \text{Gray}(fx, dy, dz)]$;

[0062] $\text{Gray}(f_x, fy, fz) = \text{Gray}(fx, fy, dz) + \Delta z \times [\text{Gray}(fx, fy, dz+1) - \text{Gray}(fx, fy, dz)]$;

[0063] 将图像上所有点的灰度计算出来,就可以得到这个角度和位置切割的最终图像了。

[0064] 实验表明治疗后垂直于HIFU换能器的点阵面对邻近的点阵面治疗的影响远大于平行于换能器的点阵面治疗方式。

[0065] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

专利名称(译)	HIFU治疗系统的静态三维轮廓体图像的构建方法		
公开(公告)号	CN109793999A	公开(公告)日	2019-05-24
申请号	CN201910074420.7	申请日	2019-01-25
[标]发明人	耿晓鸣 王国英		
发明人	王晓逸 耿晓鸣 王国英		
IPC分类号	A61N7/02 G16H30/40 G06T15/00 A61B8/00		
代理人(译)	周颖洁 张荣		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种HIFU治疗系统的静态三维轮廓体图像的构建方法，由HIFU治疗系统中治疗头内治疗换能器正上方中央孔内定位孔B超探头对任意形状肿瘤部位进行精确B超图像扫描，操作者根据医学常识对采集到一组B超超声二维图像进行肿瘤区、敏感区的的手动勾边，HIFU治疗系统将勾边后的结构坐标元素构建成静态的三维轮廓体图像。然后，通过线性插值的方法，生成冠状面的系列图像，通过医生的在系列冠状面规划，实现肿瘤的治疗。本发明全面的观察方式，冠状面的可视化，使得治疗手段更具有安全性。

