



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105559829 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 11

(21) 申请号 201610059524. 7

(22) 申请日 2016. 01. 29

(71) 申请人 任冰冰

地址 266000 山东省青岛市黄岛区海南岛路
158 号

(72) 发明人 任冰冰 顾维乐 韩景奇 于文霞
尹喜玲

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

A61B 8/14(2006. 01)

权利要求书2页 说明书4页

(54) 发明名称

一种超声诊断及其成像方法

(57) 摘要

本发明涉及超声成像技术领域,具体涉及一种超声诊断及其成像方法,包括如下步骤:(1) 图像的采集;(2) 图像的后处理;(3) 三维重建;(4) 三维图像显示;(5) 三维定量测量;具有采样时间短,病人一次屏气期间即可完成,避免脏器移动导致的误差;无须静脉注射造影剂可显示血管结构,无电离辐射及创口;经济方便,减少了对操作者技术水平的依赖,增强了可重复性的特点。

1.一种超声诊断及其成像方法,其特征在于:包括如下步骤:

(1)图像的采集:采用磁场空间定位自由臂扫查技术,磁场空间定位自由臂扫查技术采用一套探头空间定位系统,由电磁场发生器、空间位置感测器和微处理器三部分组成,由微处理器控制的电磁场发生器向空间发射电磁场,空间位置感测器被固定在探头上,操作者如同常规超声检查一样,手持带有空间位置感测器的探头进行随意扫查时,计算机即可感知探头在三维空间内的运动轨迹,从而确定所获得的每帧二维图像的空间坐标(x, y, z)及图像方位(α, β, γ),带有空间坐标信息和方位信息6个自由度参数的数字化图像被储存在计算机中,完成图像的采集;

(2)图像的后处理:三维工作站通过导线与机械扫查支架或磁场空间定位自由臂扫查系统相连,以控制探头的运动和搜集探头的空间位置信息,扫查时获得的二维图像通过超声仪器的输出接口不断输入三维工作站,并储存在计算机内,然后计算机对按照某一规律采集的一系列分立的二维图像进行空间定位,并对相邻切面之间空隙进行像素插补平滑后,形成三维立体数据库;

(3)三维重建:利用连续平行切割或任意方向切割方式对三维数据库进行任意的切割和观察,并可在三维数字库内选择一个参考切面,对感兴趣结构进行三维重建和动态显示,二维超声成像无法显示人体结构的冠状面,而三维超声成像可对三维数据库进行冠状面切割,从而显示冠状面上立体形态,动态三维血流图像重建,即采集的二维彩色多普勒数据是以黑白灰阶形式接收,并在三维计算机系统内进行格式化、数据化转换和贮存,根据每幅图像的时间和空间位置,计算机抽取心动周期中同一时相的多个方位上的二维图像,按照其空间位置进行重组,彼此相互连接、插补立体方位像素,建立某一血流束的三维立体数据库,再用总体显示法重建某时相异常血流束的立体图像,而后计算机将这些不同时像的立体图像按心动周期的先后顺序连续放映,即形成二维实时动态三维血流图像;

(4)三维图像显示:对三维数据库的多方位切割,以及多切面显示与分析,采用总体显示法,显示组织结构的所有灰阶信息;

(5)三维定量测量:将组织结构某一感兴趣部分从三维数据库中单独提取分析,显示其三维形态,并测量该结构的容积和体积,可用于测量血管内粥样斑块或血栓的体积,及异常血管腔的容积,观察三维超声成像特点,综合运用各种图像显示模式,得到相关定量测量信息。

2.根据权利要求1所述的一种超声诊断及其成像方法,其特征在于:所述步骤(2)中被插补像素的灰阶质为其相邻两像素灰阶的均值,图像采集间隔越小,则充填像素点越小,图像失真度越小。

3.根据权利要求1所述的一种超声诊断及其成像方法,其特征在于:所述步骤(1)还可采用机械驱动扫查方技术,该机械驱动扫查方技术采用平行扫查法,即探头沿直线做均匀连续的平行位移,获得一系列相互平行等距的二维切面图像,经食管或血管内的超声三维重建所采用的逐步后拉式采样。

4.根据权利要求3所述的一种超声诊断及其成像方法,其特征在于:所述机械驱动扫查方技术还可采用扇形扫描法,扫描平面的近场基本固定,远场沿z轴方向扇形移动,将采集的二维图像做数字存储,建立金字塔形数据库,而后插补三维像素,再根据需要任意切割,显示所欲观察的三维图像。

5.根据权利要求3所述的一种超声诊断及其成像方法,其特征在于:所述机械驱动扫查方技术还可采用旋转扫描法,以二维切面图像中声束方向的中心平分线为轴,使探头做180°旋转,获得围绕轴线360°范围内一系列相互均匀成角,且中心平分线相互重叠的二维切面图像。

6.根据权利要求1所述的一种超声诊断及其成像方法,其特征在于:所述步骤(5)中定量测量信息包括感兴趣结构和病变的立体形态、病变内部结构及内容物特征、病变内部的空间位置关系、感兴趣结构或病变的表面特征、单纯的感兴趣结构、不同方向的观察感兴趣结构以及常规检查后的后处理分析特征。

一种超声诊断及其成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,具体涉及一种超声诊断及其成像方法。

背景技术

[0002] 超声诊断仪器将超声检测技术应用于人体,通过测量来了解生理组织结构的数据和形态,以达到发现疾病的目的。超声成像的基本原理是利用人体不同的病理组织有其特定的声阻抗和衰减特性,然后产生不同的反射与衰减,这些不同的反射与衰减是构成超声图像的基础,然后超声诊断仪按照收到回声信号的强弱,用明暗不同的光点依次显示在屏幕上,则可显示出人体的断面超声图像。

[0003] 但是,在超声成像中,由于人体组织反射面的不光滑以及不同回波信号的相位不同等因素的影响,使得图像很容易产生颗粒感,也就是所谓的斑点噪声,其在图像上表现为出现明暗交替的斑纹。这些斑纹很有可能覆盖一些有用的诊断信息,在一定程度上影响医生作出正确的诊断结论。

[0004] 斑点噪声的产生取决于很多的系统参数,包括发射频率、接收频率、带宽、偏转角等因素,对于上述问题,目前在超声诊断设备上,利用空间复合技术来抑制斑点噪声进而提高组织分辨率。由于斑点噪声抑制的程度取决于复合中各个单独斑点噪声之间的相关性,即用于复合的各帧图像中的斑点噪声之间的相关性越低,得到复合后的斑点噪声就得到越大程度上的抑制,而两个斑点噪声之间的相关性是由单独的图像之间的偏转角度差异引起的。粗略地讲,两个斑点噪声之间的相关性与两帧图像之间的角度差异呈反比例,因此,若想尽可能地减小斑点噪声,则要产生两个互不相关的斑点噪声,进一步则要求用于复合的两帧图像的偏转角度必须是不相同的。

[0005] 目前现有技术中超声诊断技术的成像方法存在采样时间长,病人一次屏气期间不好完成,脏器移动容易导致误差;不能直接显示血管结构,成本较高,操作较难。

发明内容

[0006] 针对以上问题,本发明提供了一种超声诊断及其成像方法,具有采样时间短,病人一次屏气期间即可完成,避免脏器移动导致的误差;无须静脉注射造影剂可显示血管结构,无电离辐射及创口;经济方便,减少了对操作者技术水平的依赖,增强了可重复性的特点,能有效解决技术背景中的问题。

[0007] 为了实现上述目的,本发明采用的技术方案如下:一种超声诊断及其成像方法,包括如下步骤:

[0008] (1)图像的采集:采用磁场空间定位自由臂扫查技术,磁场空间定位自由臂扫查技术采用一套探头空间定位系统,由电磁场发生器、空间位置感测器和微处理器三部分组成,由微处理器控制的电磁场发生器向空间发射电磁场,空间位置感测器被固定在探头上,操作者如同常规超声检查一样,手持带有空间位置感测器的探头进行随意扫查时,计算机即可感知探头在三维空间内的运动轨迹,从而确定所获得的每帧二维图像的空间坐标(x,y,

z)及图像方位(α, β, γ),带有空间坐标信息和方位信息6个自由度参数的数字化图像被储存在计算机中,完成图像的采集;

[0009] (2)图像的后处理:三维工作站通过导线与机械扫查支架或磁场空间定位自由臂扫查系统相连,以控制探头的运动和搜集探头的空间位置信息,扫查时获得的二维图像通过超声仪器的输出接口不断输入三维工作站,并储存在计算机内,然后计算机对按照某一规律采集的一系列分立的二维图像进行空间定位,并对相邻切面之间空隙进行像素插补平滑后,形成三维立体数据库;

[0010] (3)三维重建:利用连续平行切割或任意方向切割方式对三维数据库进行任意的切割和观察,并可在三维数字库内选择一个参考切面,对感兴趣结构进行三维重建和动态显示,二维超声成像无法显示人体结构的冠状面,而三维超声成像可对三维数据库进行冠状面切割,从而显示冠状面上立体形态,动态三维血流图像重建,即采集的二维彩色多普勒数据是以黑白灰阶形式接收,并在三维计算机系统内进行格式化、数据化转换和贮存,根据每幅图像的时间和空间位置,计算机抽取心动周期中同一时相的多个方位上的二维图像,按照其空间位置进行重组,彼此相互连接、插补立体方位像素,建立某一血流束的三维立体数据库,再用总体显示法重建某时相异常血流束的立体图像,而后计算机将这些不同时像的立体图像按心动周期的先后顺序连续放映,即形成二维实时动态三维血流图像;

[0011] (4)三维图像显示:对三维数据库的多方位切割,以及多切面显示与分析,采用总体显示法,显示组织结构的所有灰阶信息;

[0012] (5)三维定量测量:将组织结构某一感兴趣部分从三维数据库中单独提取分析,显示其三维形态,并测量该结构的容积和体积,可用于测量血管内粥样斑块或血栓的体积,及异常血管腔的容积,观察三维超声成像特点,综合运用各种图像显示模式,得到相关定量测量信息。

[0013] 进一步地,所述步骤(2)中被插补像素的灰阶质为其相邻两像素灰阶的均值,图像采集间隔越小,则充填像素点越小,图像失真度越小。

[0014] 进一步地,所述步骤(1)还可采用机械驱动扫查方技术,该机械驱动扫查方技术采用平行扫查法,即探头沿直线做均匀连续的平行位移,获得一系列相互平行等距的二维切面图像,经食管或血管内的超声三维重建所采用的逐步后拉式采样。

[0015] 进一步地,所述机械驱动扫查方技术还可采用扇形扫描法,扫描平面的近场基本固定,远场沿z轴方向扇形移动,将采集的二维图像做数字存储,建立金字塔形数据库,而后插补三维像素,再根据需要任意切割,显示所欲观察的三维图像。

[0016] 进一步地,所述机械驱动扫查方技术还可采用旋转扫描法,以二维切面图像中声束方向的中心平分线为轴,使探头做 180° 旋转,获得围绕轴线 360° 范围内一系列相互均匀成角,且中心平分线相互重叠的二维切面图像。

[0017] 进一步地,所述步骤(5)中定量测量信息包括感兴趣结构和病变的立体形态、病变内部结构及内容物特征、病变内部的空间位置关系、感兴趣结构或病变的表面特征、单纯的感兴趣结构、不同方向的观察感兴趣结构以及常规检查后的后处理分析特征。

[0018] 本发明的有益效果:

[0019] 本发明具有采样时间短,病人一次屏气期间即可完成,避免脏器移动导致的误差;无须静脉注射造影剂可显示血管结构,无电离辐射及创口;经济方便,减少了对操作者技术

水平的依赖,增强了可重复性的特点。

具体实施方式

[0020] 根据下述实施例,可以更好的理解本发明。然而,本领域的技术人员容易理解,实施例所描述的内容仅用于说明本发明,而不应当也不会限制权利要求书中所详细描述的本发明。

[0021] 实施例:

[0022] 一种超声诊断及其成像方法,包括如下步骤:

[0023] (1)图像的采集:采用磁场空间定位自由臂扫查技术,磁场空间定位自由臂扫查技术采用一套探头空间定位系统,由电磁场发生器、空间位置感测器和微处理器三部分组成,由微处理器控制的电磁场发生器向空间发射电磁场,空间位置感测器被固定在探头上,操作者如同常规超声检查一样,手持带有空间位置感测器的探头进行随意扫查时,计算机即可感知探头在三维空间内的运动轨迹,从而确定所获得的每帧二维图像的空间坐标(x, y, z)及图像方位(α, β, γ),带有空间坐标信息和方位信息6个自由度参数的数字化图像被储存在计算机中,完成图像的采集;

[0024] (2)图像的后处理:三维工作站通过导线与机械扫查支架或磁场空间定位自由臂扫查系统相连,以控制探头的运动和搜集探头的空间位置信息,扫查时获得的二维图像通过超声仪器的输出接口不断输入三维工作站,并储存在计算机内,然后计算机对按照某一规律采集的一系列分立的二维图像进行空间定位,并对相邻切面之间空隙进行像素插补平滑后,形成三维立体数据库;

[0025] (3)三维重建:利用连续平行切割或任意方向切割方式对三维数据库进行任意的切割和观察,并可在三维数字库内选择一个参考切面,对感兴趣结构进行三维重建和动态显示,二维超声成像无法显示人体结构的冠状面,而三维超声成像可对三维数据库进行冠状面切割,从而显示冠状面上立体形态,动态三维血流图像重建,即采集的二维彩色多普勒数据是以黑白灰阶形式接收,并在三维计算机系统内进行格式化、数据化转换和贮存,根据每幅图像的时间和空间位置,计算机抽取心动周期中同一时相的多个方位上的二维图像,按照其空间位置进行重组,彼此相互连接、插补立体方位像素,建立某一血流束的三维立体数据库,再用总体显示法重建某时相异常血流束的立体图像,而后计算机将这些不同时像的立体图像按心动周期的先后顺序连续放映,即形成二维实时动态三维血流图像;

[0026] (4)三维图像显示:对三维数据库的多方位切割,以及多切面显示与分析,采用总体显示法,显示组织结构的所有灰阶信息;

[0027] (5)三维定量测量:将组织结构某一感兴趣部分从三维数据库中单独提取分析,显示其三维形态,并测量该结构的容积和体积,可用于测量血管内粥样斑块或血栓的体积,及异常血管腔的容积,观察三维超声成像特点,综合运用各种图像显示模式,得到相关定量测量信息。

[0028] 进一步地,所述步骤(2)中被插补像素的灰阶质为其相邻两像素灰阶的均值,图像采集间隔越小,则充填像素点越小,图像失真度越小。

[0029] 进一步地,所述步骤(1)还可采用机械驱动扫查方技术,该机械驱动扫查方技术采用平行扫查法,即探头沿直线做均匀连续的平行位移,获得一系列相互平行等距的二维切

面图像,经食管或血管内的超声三维重建所采用的逐步后拉式采样。

[0030] 进一步地,所述机械驱动扫查方技术还可采用扇形扫描法,扫描平面的近场基本固定,远场沿z轴方向扇形移动,将采集的二维图像做数字存储,建立金字塔形数据库,而后插补三维像素,再根据需要任意切割,显示所欲观察的三维图像。

[0031] 进一步地,所述机械驱动扫查方技术还可采用旋转扫描法,以二维切面图像中声束方向的中心平分线为轴,使探头做180°旋转,获得围绕轴线360°范围内一系列相互均匀成角,且中心平分线相互重叠的二维切面图像。

[0032] 进一步地,所述步骤(5)中定量测量信息包括感兴趣结构和病变的立体形态、病变内部结构及内容物特征、病变内部的空间位置关系、感兴趣结构或病变的表面特征、单纯的感兴趣结构、不同方向的观察感兴趣结构以及常规检查后的后处理分析特征。

[0033] 基于上述,本发明具有采样时间短,病人一次屏气期间即可完成,避免脏器移动导致的误差;无须静脉注射造影剂可显示血管结构,无电离辐射及创口;经济方便,减少了对操作者技术水平的依赖,增强了可重复性的特点。

[0034] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

专利名称(译)	一种超声诊断及其成像方法		
公开(公告)号	CN105559829A	公开(公告)日	2016-05-11
申请号	CN201610059524.7	申请日	2016-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	任冰冰		
申请(专利权)人(译)	任冰冰		
当前申请(专利权)人(译)	任冰冰		
[标]发明人	任冰冰 顾维乐 韩景奇 于文霞 尹喜玲		
发明人	任冰冰 顾维乐 韩景奇 于文霞 尹喜玲		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/145 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/523		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声成像技术领域，具体涉及一种超声诊断及其成像方法，包括如下步骤：(1)图像的采集；(2)图像的后处理；(3)三维重建；(4)三维图像显示；(5)三维定量测量；具有采样时间短，病人一次屏气期间即可完成，避免脏器移动导致的误差；无须静脉注射造影剂可显示血管结构，无电离辐射及创口；经济方便，减少了对操作者技术水平的依赖，增强了可重复性的特点。