



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111035411 A

(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201911410149.6

(22)申请日 2019.12.31

(71)申请人 华中科技大学

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路  
1037号

(72)发明人 尉迟明 丁明跃 刘昭辉 张求德  
宋俊杰 王珊珊 周亮 刘阔林

(74)专利代理机构 华中科技大学专利中心  
42201

代理人 许恒恒 李智

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

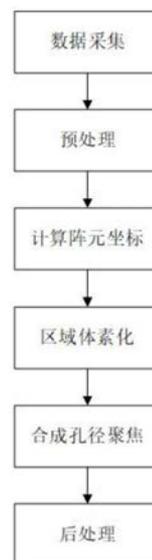
权利要求书3页 说明书13页 附图5页

## (54)发明名称

一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法及系统

## (57)摘要

本发明属于超声断层成像领域,公开了一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法及系统,其中方法包括以下步骤:(1)采集原始数据:探头保持匀速直线运动的同时,切换发射阵元使等效发射阵元的位置随时间在三维空间中的变化轨迹呈螺旋形或部分螺旋形,并接收回波数据;(2)数据预处理;(3)计算每个等效发射阵元的坐标;(4)计算成像聚焦点的坐标;(5)针对每个成像聚焦点进行合成孔径聚焦;(6)数据后处理。本发明通过对成像方法原理、整体流程设计等进行改进,通过螺旋扫描的方式获取包含组织连续层面信息的容积数据,首次提出在三维空间中运用合成孔径聚焦技术,能够提高层面之间的分辨率,缩短扫描时间,进而提高系统的成像质量。



1. 一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1) 采集原始数据:

对环形探头或部分环形探头中的各个阵元按顺时针方向或逆时针方向由1到N进行编号,N为探头中的阵元总数,这N个阵元均匀地分布在探头上;在所述探头保持匀速直线运动的前提下,按预先设定的发射规则切换发射阵元,假定一个运动-发射周期内包含L个发射事件,每个发射事件对应一个等效发射阵元,则由编号为1的发射事件开始发射超声信号直到编号为L的发射事件,各个发射事件对应的等效发射阵元的位置随时间在三维空间中的变化轨迹将呈一个完整螺旋形或部分螺旋形,从而完成一个运动-发射周期;如此不断更新发射阵元,完成多个运动-发射周期;其中,对于任意一个发射事件,在发射超声信号的同时,该探头中的各个阵元均接收并采集超声信号,获得原始回波数据;

(2) 数据预处理:

对所述步骤(1)得到的所述原始回波数据进行滤波处理,得到滤波后的信号;

(3) 计算每个运动-发射周期下每个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标;

(4) 成像区域体素化:对三维成像区域进行体素化处理,并得到每个成像聚焦点的三维空间坐标;

(5) 针对每个成像聚焦点进行合成孔径聚焦:利用所述步骤(3)得到的每个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标、以及所述步骤(4)得到的每个成像聚焦点的三维空间坐标,在三维成像区域中,基于合成孔径聚焦技术原理,将三维成像区域中每个体素分别作为成像聚焦点进行逐成像点的聚焦,从而得到每个成像聚焦点的回波强度分布;基于这些成像聚焦点的回波强度分布,即可得到三维成像区域整体的回波强度分布;

(6) 数据后处理:对所述步骤(5)得到的所述三维成像区域整体的回波强度分布,进行滤波、包络检测、对数压缩和灰度映射,即可重建得到三维的超声断层图像。

2. 如权利要求1所述基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法,其特征在于,所述步骤(5)具体是:

假设总共的发射事件个数为W,将其从1至W进行编号,对于三维成像区域内的某个成像聚焦点P,基于合成孔径聚焦技术原理,利用所述步骤(3)得到的每个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标,根据这一组W个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标,计算该成像聚焦点P的回波强度分布,该回波强度满足:

$$I_P = \sum_{i=1}^W \sum_{j \in \Omega_i} s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$$

其中,i对应于所述一组W个发射事件中第i个发射事件的等效发射阵元, $\Omega_i$ 为该第i个发射事件对应的子孔径接收阵元组成的集合,j代表 $\Omega_i$ 中某个阵元编号为j的阵元;并且,

$$\tau_{i,j} = \frac{1}{c}(d_{i,TX} + d_{j,RX})$$

$$d_{i,TX} = \sqrt{(x_i - x_P)^2 + (y_i - y_P)^2 + (z_i - z_P)^2}$$

$$d_{j,RX} = \sqrt{(x_j - x_P)^2 + (y_j - y_P)^2 + (z_j - z_P)^2}$$

其中,  $(x_i, y_i, z_i)$  为所述第*i*个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标;  $(x_j, y_j, z_j)$  为该第*i*个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为*j*的阵元作为接收阵元时该接收阵元的三维空间坐标;  $(x_P, y_P, z_P)$  为成像点*P*的三维空间坐标;  $d_{i,TX}$  为第*i*个发射事件的等效发射阵元距成像点*P*的空间距离,  $d_{j,RX}$  为第*i*个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为*j*的阵元作为接收阵元时该接收阵元距成像点*P*的空间距离;  $c$  为预先选定的声速值, 优选的,  $c=1540\text{m/s}$ ;  $\tau_{i,j}$  为声波由第*i*个发射事件的等效发射阵元出发、经过成像点*P*、再由成像点*P*到达第*i*个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为*j*的阵元作为接收阵元时的延迟时间;  $s_{i,j}(t-\tau_{i,j})$  代表第*i*个发射事件、且第*i*个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为*j*的阵元作为接收阵元接收到的延时对齐的回波信号。

3. 如权利要求2所述基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法, 其特征在于, 所述探头为环形探头;  $\Omega_i$  对应环形探头上一段连续的阵元区域, 该区域以第*i*个发射事件对应的等效发射阵元与环形探头圆心两者的连线为对称轴左右对称, 且该区域与环形探头圆心形成的圆心角不超过 $90^\circ$ 。

4. 如权利要求1所述基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法, 其特征在于, 所述步骤(1)中, 所述预先设定的发射规则具体对应:

(i) 每个发射事件只包含一个阵元发射超声波, 该阵元即对应一个等效发射阵元; 或者,

(ii) 每个发射事件包含多个相邻阵元同时发射超声波, 这些阵元一起对应一个等效发射阵元; 或者,

(iii) 每个发射事件包含多个阵元、且按预先设定的延时要求发射超声波, 这些阵元一起对应一个等效发射阵元。

5. 如权利要求1所述基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法, 其特征在于, 所述步骤(1)中, 当探头为环形探头时, 任意一个所述运动-发射周期对应一个完整螺旋形;

当探头为部分环形探头时, 任意一个所述运动-发射周期对应部分螺旋形。

6. 如权利要求1所述基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法, 其特征在于, 所述步骤(2)中, 所述滤波处理具体是去除所述原始回波数据中的直流成分。

7. 一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像系统, 其特征在于, 包括:

原始数据采集模块, 用于: 对环形探头或部分环形探头中的各个阵元按顺时针方向或逆时针方向由1到*N*进行编号, *N*为探头中的阵元总数, 这*N*个阵元均匀地分布在探头上; 在所述探头保持匀速直线运动的前提下, 按预先设定的发射规则切换发射阵元, 假定一个运动-发射周期内包含*L*个发射事件, 每个发射事件对应一个等效发射阵元, 则由编号为1的发射事件开始发射超声信号直到编号为*L*的发射事件, 各个发射事件对应的等效发射阵元的位置随时间在三维空间中的变化轨迹将呈一个完整螺旋形或部分螺旋形, 从而完成一个运动-发射周期; 如此不断更新发射阵元, 完成多个运动-发射周期; 其中, 对于任意一个发射事件, 在发射超声信号的同时, 该探头中的各个阵元均接收并采集超声信号, 获得原始回波数据;

数据预处理模块,用于:对所述原始回波数据进行滤波处理,得到滤波后的信号;

发射阵元的三维空间坐标计算模块,用于:计算每个运动-发射周期下每个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标;

成像聚焦点的三维空间坐标计算模块,用于:对三维成像区域进行体素化处理,并得到每个成像聚焦点的三维空间坐标;

图像重建模块,用于:利用每个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标、以及每个成像聚焦点的三维空间坐标,在三维成像区域中,基于合成孔径聚焦技术原理,将三维成像区域中每个体素分别作为成像聚焦点进行逐成像点的聚焦,从而得到每个成像聚焦点的回波强度分布;基于这些成像聚焦点的回波强度分布,即可得到三维成像区域整体的回波强度分布;并且,对所述三维成像区域整体的回波强度分布,进行滤波、包络检测、对数压缩和灰度映射,即可重建得到三维的超声断层图像。

## 一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法及系统

### 技术领域

[0001] 本发明属于超声断层成像领域,更具体地,涉及一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法及系统。

### 背景技术

[0002] 超声断层成像,具有非侵入、无辐射、高分辨率和高灵敏度的优点,在软组织肿瘤的早期诊断方面具有广阔的应用前景,已逐渐成为超声应用领域的热点之一。

[0003] 超声断层成像可以分为反射成像和透射成像两种模式,其中,透射成像包含声速重建和衰减重建。反射图显示了目标的结构信息,声速图和衰减图显示了目标的功能信息。超声断层成像系统采用步进式扫描获得组织不同断层的信息,可以重建出组织的三维影像。

[0004] 美国Karmanos癌症中心设计了超声断层成像的原型系统,可以得到亚毫米级高分辨率的图像,目前在乳腺癌的早期检查领域处于领先地位。该系统的探测器由环形阵列组成,大量阵元均匀分布在探测器圆周上,每次使用单个阵元向环形阵列的中心发射超声波,所有阵元接收,直到每个阵元都完成发射,因此可以采集到360度的散射信号,用于反射和透射模式的重建。该系统采用了类似常规X-断层的断层扫描模式,获取的是组织离散层面的信息,由于考虑到扫描时间对结果的影响,层面之间的间隔在毫米级,而超声断层图像的分辨率达到了亚毫米级,这给后续的三维重建带来了困难。

### 发明内容

[0005] 针对现有技术的以上缺陷或改进需求,本发明的目的在于提供一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法及系统,其中通过对成像方法原理、整体方法的流程处理设计、相应系统的功能组件设计等进行改进,通过螺旋扫描的方式获取包含组织连续层面信息的容积数据,首次提出在三维空间中运用合成孔径聚焦技术,能够提高层面之间的分辨率,缩短扫描时间,进而提高系统的成像质量。

[0006] 为实现上述目的,按照本发明的一个方面,提供了一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0007] (1) 采集原始数据:

[0008] 对环形探头或部分环形探头中的各个阵元按顺时针方向或逆时针方向由1到N进行编号,N为探头中的阵元总数,这N个阵元均匀地分布在探头上;在所述探头保持匀速直线运动的前提下,按预先设定的发射规则切换发射阵元,假定一个运动-发射周期内包含L个发射事件,每个发射事件对应一个等效发射阵元,则由编号为1的发射事件开始发射超声信号直到编号为L的发射事件,各个发射事件对应的等效发射阵元的位置随时间在三维空间中的变化轨迹将呈一个完整螺旋形或部分螺旋形,从而完成一个运动-发射周期;如此不断更新发射阵元,完成多个运动-发射周期;其中,对于任意一个发射事件,在发射超声信号的同时,该探头中的各个阵元均接收并采集超声信号,获得原始回波数据;

[0009] (2) 数据预处理:

[0010] 对所述步骤(1)得到的所述原始回波数据进行滤波处理,得到滤波后的信号;

[0011] (3) 计算每个运动-发射周期下每个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标;

[0012] (4) 成像区域体素化:对三维成像区域进行体素化处理,并得到每个成像聚焦点的三维空间坐标;

[0013] (5) 针对每个成像聚焦点进行合成孔径聚焦:利用所述步骤(3)得到的每个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标、以及所述步骤(4)得到的每个成像聚焦点的三维空间坐标,在三维成像区域中,基于合成孔径聚焦技术原理,将三维成像区域中每个体素分别作为成像聚焦点进行逐成像点的聚焦,从而得到每个成像聚焦点的回波强度分布;基于这些成像聚焦点的回波强度分布,即可得到三维成像区域整体的回波强度分布;

[0014] (6) 数据后处理:对所述步骤(5)得到的所述三维成像区域整体的回波强度分布,进行滤波、包络检测、对数压缩和灰度映射,即可重建得到三维的超声断层图像。

[0015] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(5)具体是:

[0016] 假设总共的发射事件个数为 $W$ ,将其从1至 $W$ 进行编号,对于三维成像区域内的某个成像聚焦点 $P$ ,基于合成孔径聚焦技术原理,利用所述步骤(3)得到的每个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标,根据这一组 $W$ 个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标,计算该成像聚焦点 $P$ 的回波强度分布,该回波强度满足:

$$[0017] \quad I_P = \sum_{i=1}^W \sum_{j \in \Omega_i} s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$$

[0018] 其中, $i$ 对应于所述一组 $W$ 个发射事件中第 $i$ 个发射事件的等效发射阵元, $\Omega_i$ 为该第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元组成的集合, $j$ 代表 $\Omega_i$ 中某个阵元编号为 $j$ 的阵元;并且,

$$[0019] \quad \tau_{i,j} = \frac{1}{c} (d_{i,TX} + d_{j,RX})$$

$$[0020] \quad d_{i,TX} = \sqrt{(x_i - x_P)^2 + (y_i - y_P)^2 + (z_i - z_P)^2}$$

$$[0021] \quad d_{j,RX} = \sqrt{(x_j - x_P)^2 + (y_j - y_P)^2 + (z_j - z_P)^2}$$

[0022] 其中, $(x_i, y_i, z_i)$ 为所述第 $i$ 个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标; $(x_j, y_j, z_j)$ 为该第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元时该接收阵元的三维空间坐标; $(x_P, y_P, z_P)$ 为成像点 $P$ 的三维空间坐标; $d_{i,TX}$ 为第 $i$ 个发射事件的等效发射阵元距成像点 $P$ 的空间距离, $d_{j,RX}$ 为第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元时该接收阵元距成像点 $P$ 的空间距离; $c$ 为预先选定的声速值,优选的, $c=1540\text{m/s}$ ; $\tau_{i,j}$ 为声波由第 $i$ 个发射事件的等效发射阵元出发、经过成像点 $P$ 、再由成像点 $P$ 到达第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元时的延迟时间; $s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$ 代表第 $i$ 个发射事件、且第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元接收到的延时对齐的回波信号。

[0023] 作为本发明的进一步优选,所述探头为环形探头; $\Omega_i$ 对应环形探头上一段连续的阵元区域,该区域以第*i*个发射事件对应的等效发射阵元与环形探头圆心两者的连线为对称轴左右对称,且该区域与环形探头圆心形成的圆心角不超过 $90^\circ$ 。

[0024] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(1)中,所述预先设定的发射规则具体对应:

[0025] (i) 每个发射事件只包含一个阵元发射超声波,该阵元即对应一个等效发射阵元;或者,

[0026] (ii) 每个发射事件包含多个相邻阵元同时发射超声波,这些阵元一起对应一个等效发射阵元;或者,

[0027] (iii) 每个发射事件包含多个阵元、且按预先设定的延时要求发射超声波,这些阵元一起对应一个等效发射阵元。

[0028] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(1)中,当探头为环形探头时,任意一个所述运动-发射周期对应一个完整螺旋形;

[0029] 当探头为部分环形探头时,任意一个所述运动-发射周期对应部分螺旋形。

[0030] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(2)中,所述滤波处理具体是去除所述原始回波数据中的直流成分。

[0031] 按照本发明的另一方面,本发明提供了一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像系统,其特征在于,包括:

[0032] 原始数据采集模块,用于:对环形探头或部分环形探头中的各个阵元按顺时针方向或逆时针方向由1到*N*进行编号,*N*为探头中的阵元总数,这*N*个阵元均匀地分布在探头上;在所述探头保持匀速直线运动的前提下,按预先设定的发射规则切换发射阵元,假定一个运动-发射周期内包含*L*个发射事件,每个发射事件对应一个等效发射阵元,则由编号为1的发射事件开始发射超声信号直到编号为*L*的发射事件,各个发射事件对应的等效发射阵元的位置随时间在三维空间中的变化轨迹将呈一个完整螺旋形或部分螺旋形,从而完成一个运动-发射周期;如此不断更新发射阵元,完成多个运动-发射周期;其中,对于任意一个发射事件,在发射超声信号的同时,该探头中的各个阵元均接收并采集超声信号,获得原始回波数据;

[0033] 数据预处理模块,用于:对所述原始回波数据进行滤波处理,得到滤波后的信号;

[0034] 发射阵元的三维空间坐标计算模块,用于:计算每个运动-发射周期下每个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标;

[0035] 成像聚焦点的三维空间坐标计算模块,用于:对三维成像区域进行体素化处理,并得到每个成像聚焦点的三维空间坐标;

[0036] 图像重建模块,用于:利用每个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标、以及每个成像聚焦点的三维空间坐标,在三维成像区域中,基于合成孔径聚焦技术原理,将三维成像区域中每个体素分别作为成像聚焦点进行逐成像点的聚焦,从而得到每个成像聚焦点的回波强度分布;基于这些成像聚焦点的回波强度分布,即可得到三维成像区域整体的回波强度分布;并且,对所述三维成像区域整体的回波强度分布,进行滤波、包络检测、对数压缩和灰度映射,即可重建得到三维的超声断层图像。

[0037] 通过本发明所构思的以上技术方案,与现有技术相比,能够取得以下有益效果:

[0038] 本发明中基于螺旋扫描的超声断层三维重建方法及对应系统,所采用的螺旋式扫

描, 可以获得包含连续层面信息的容积数据, 并缩短扫描时间, 理论上可以重建出任意层面的图像。目前用于超声断层成像中的步进式扫描只能获取组织离散层面的信息, 并且每一次的扫描过程是相互独立的, 这样重建出的一系列断层图像需要进行层间的插值处理才能三维显示, 造成图像层间的分辨率很低; 而螺旋式扫描能够获取包含组织连续层面信息的容积数据, 层间的分辨率可以根据实际需要进行设置, 重建时直接在三维空间中进行, 模型更加符合实际情况, 在提高层间分辨率的同时, 理论上也能够提高断层图像的质量。

[0039] 相比步进式扫描, 本发明中的螺旋式扫描探头保持匀速直线运动, 螺旋式扫描能够缩短整体扫描时间(当然, 具体的直线运动速度可根据实际需求预先灵活设定), 进而有效降低呼吸和运动带来的误差, 有利于后续重建出更加精确的图像。

[0040] 相比单阵元探头进行螺旋轨迹扫描, 本发明中的环形阵列探头在每次发射事件中能获得不同空间位置采样的回波信号, 可以在发射和接收两端进行聚焦成像, 得到高信噪比和高对比度的结果, 并且合成的发射孔径分布于三维空间中, 能够获得较高的空间采样。

### 附图说明

[0041] 图1是本发明基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法的流程示意图。

[0042] 图2是实施例1中发射事件坐标分布示意图。

[0043] 图3是实施例1中成像点P的三维聚焦示意图。

[0044] 图4是实施例2中发射事件坐标分布示意图。

[0045] 图5是实施例3中发射事件坐标分布示意图。

[0046] 图6是实施例4中发射事件坐标分布示意图。

[0047] 图7是运用本发明实施例2所得到的胎儿防体三维重建结果。

### 具体实施方式

[0048] 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。此外, 下面所描述的本发明各个实施方式中所涉及到的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互组合。

[0049] 总体来说, 本发明基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法, 包括以下步骤:

[0050] (1). 数据采集: 环形或者部分环形阵列匀速运动, 每个阵元依次发射, 相对于成像物体而言所有阵元的轨迹构成螺旋形或者部分螺旋形; 其中阵元发射时, 可以采用等间隔发射, 多个相邻阵元同时发射, 或者多个阵元施加相应延时构成虚拟发射阵元等多种方式。具体发射规则(即, 发射阵元的切换规则), 可预先设定。

[0051] (2). 数据预处理: 对采集到的原始回波信号进行滤波处理, 或者直接采用去除直流成分的方式, 用于后续的聚焦重建。

[0052] (3). 计算每个发射事件的坐标: 根据阵列参数和运动速度计算每个发射阵元或者合成的虚拟阵元的坐标。

[0053] (4). 成像区域体素化: 对限定的成像区域进行体素化处理, 得到成像聚焦点的坐标。

[0054] (5). 针对每个成像聚焦点进行合成孔径聚焦: 在三维空间中, 运用合成孔径聚焦

技术,得到每个成像聚焦点回波强度分布。

[0055] (6) .数据后处理:对获得的聚焦结果进行滤波,包络检波,对数压缩和灰度映射,最终得到三维的超声断层图像,导入三维重建软件中进行显示。

[0056] 实施例1

[0057] 本实施例中基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法,具体包括以下步骤:

[0058] (1) 数据采集:

[0059] 对环形探测器上均匀分布的阵元由1至N进行编号,所述N为探测器中阵元的数目,开始采集之前一段时间,探测器由电机牵引进行匀速运动(定义该运动方向平行于空间三维直接坐标系的Z轴方向),速度记为S;开始采集时,阵元1发射超声波,所有的N个阵元接收,经过时间间隔T之后,阵元2发射超声波,所有的N个阵元接收,依次进行,当阵元N发射完成之后,循环至阵元1发射超声波,直到扫描区域覆盖成像物体,即停止扫描。

[0060] (2) 数据预处理:

[0061] 对步骤(1)中得到的原始回波数据进行滤波处理,消除信号中的直流成分和一部分噪声,得到滤波之后的数据集,用于后续在步骤(5)进行重建。

[0062] (3) 计算每个发射阵元的坐标:

[0063] 如图2所示,所有发射阵元连成的轨迹为一个螺旋形,其半径等于探测器的半径,记为R;将探测器中所有的阵元依次发射一次称为一个发射循环,可以发现,相邻两个发射循环中对应阵元的坐标满足以下关系:

$$[0064] \quad x_{k+1,m} = x_{k,m}$$

$$[0065] \quad y_{k+1,m} = y_{k,m}$$

$$[0066] \quad z_{k+1,m} = z_{k,m}$$

[0067] 其中,  $(x_{k,m}, y_{k,m}, z_{k,m})$  为第k次发射循环中编号为m的阵元的三维空间坐标,  $\Delta Z = N \times T \times S$  为在一个发射循环的时长下探测器移动的距离。

[0068] 所以,只需要计算一个发射循环内所有阵元的坐标即可,其余发射阵元的坐标可以由以上关系导出;定义环形探测器N个阵元所在平面平行于空间三维直接坐标系的XOY平面,环形探测器的圆心沿空间三维直接坐标系的Z轴运动,且第一次发射循环编号为1的阵元作为发射阵元时该编号为1的阵元其三维空间坐标为  $(R, 0, 0)$ ,下面给出第一次发射循环内所有阵元作为发射阵元时的空间坐标满足:

$$[0069] \quad x_{1,m} = R \times \cos[(m-1) \times \Delta \theta]$$

$$[0070] \quad y_{1,m} = R \times \sin[(m-1) \times \Delta \theta]$$

$$[0071] \quad z_{1,m} = (m-1) \times T \times S$$

[0072] 其中  $\Delta \theta = \frac{2\pi}{N}$ , 为相邻阵元之间的圆心角角度间隔;m取值为1至N。

[0073] (4) 成像区域体素化:

[0074] 假设实际中覆盖成像物体需要进行M次发射循环,则成像区域可以限定为一个长宽高分别为  $2 \times R, 2 \times R, \Delta Z \times M$  的长方体,根据实际需求,将该长方体区域划分为  $A \times A \times H$  个体素,即成像聚焦点。

[0075] (5) 针对每个成像聚焦点进行合成孔径聚焦:

[0076] 如图3所示,对于成像区域中的某个聚焦点P,该点的信号值由下式给出:

$$[0077] \quad I_P = \sum_{i=1}^W \sum_{j \in \Omega_i} s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$$

[0078] 其中,  $W$ 为整个扫描过程中发射事件的总数( $W$ 可根据目标成像区域长度、探头直线匀速运动的速度、相邻2个发射事件之间的时间间隔等来预先设定),  $i$ 对应第 $i$ 次发射的发射阵元(该发射阵元也即第 $i$ 个发射事件的等效发射阵元);  $\Omega_i$ 为该第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元组成的集合;本实施例中,  $\Omega_i$ 对应以发射阵元为中心对称分布、对应圆心角不超过90度的接收阵元构成的集合(角度可预先设定,只要不超过90°即可,例如可以就是90°)。该 $\Omega_i$ 集合中的阵元主要接收来自成像物体的背向散射信号,距离发射阵元较近,用于反射像的重建;并且,

$$[0079] \quad \tau_{i,j} = \frac{1}{c} (d_{i,TX} + d_{j,RX})$$

$$[0080] \quad d_{i,TX} = \sqrt{(x_i - x_P)^2 + (y_i - y_P)^2 + (z_i - z_P)^2}$$

$$[0081] \quad d_{j,RX} = \sqrt{(x_j - x_P)^2 + (y_j - y_P)^2 + (z_j - z_P)^2}$$

[0082] 其中,  $(x_i, y_i, z_i)$ 为第 $i$ 个发射事件的发射阵元的三维空间坐标;  $(x_j, y_j, z_j)$ 为该第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元时该接收阵元的三维空间坐标;  $(x_P, y_P, z_P)$ 为成像点 $P$ 的三维空间坐标;  $d_{i,TX}$ 为第 $i$ 个发射事件的发射阵元距成像点 $P$ 的空间距离,  $d_{j,RX}$ 为第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元时该接收阵元距成像点 $P$ 的空间距离;  $c$ 为预先选定的声速值;  $\tau_{i,j}$ 为声波由第 $i$ 个发射事件的发射阵元出发、经过成像点 $P$ 、再由成像点 $P$ 到达第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元时的延迟时间;  $s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$ 代表第 $i$ 个发射事件、且第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元接收到的延时对齐的回波信号。

[0083]  $c$ 为常量,可优选为软组织声速,如1540m/s。

[0084] (6) 数据后处理:

[0085] 对聚焦结果的后处理可以主要包括滤波、包络检测、对数压缩、灰度映射等步骤,以实现三维超声断层图像的重建,这些步骤可按现有技术中的已知处理方式进行,例如:

[0086] 滤波:为降低超声反射成像中斑点噪声对图像质量的影响,可以选用中值滤波器对聚焦数据进行处理,其中观察窗的大小与设定的聚焦点数目有关。

[0087] 包络检波:医学超声成像中,用于获取信号包络的主要方法是对信号进行希尔伯特变换,得到对应信号的解析表示,该解析信号的幅值即为所求的包络。

[0088] 对数压缩:对包络信号进行对数运算,将信号的动态范围压缩到一个用于显示的理想范围内,一般调整为50至70dB。

[0089] 灰度映射:将每个聚焦点的数值线性映射到0至255灰度值上,即成比例地将最弱的信号映射到0,最强的信号映射到255,用于在显示器中进行显示。

[0090] 最后,可将重建得到的三维超声断层图像导入三维重建软件中进行显示。

[0091] 实施例2

[0092] 本实施例中基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法,具体包括以下步骤:

[0093] (1) 数据采集:

[0094] 假定部分环形探测器圆弧对应的圆心角度为 $\theta_0$ ,圆弧半径为 $R$ ,对部分环形探测器上均匀分布的阵元由1至 $N$ 进行编号,所述 $N$ 为探测器中阵元的数目,开始采集之前一段时间,探测器由电机牵引进行匀速运动(定义该运动方向平行于空间三维直接坐标系的 $Z$ 轴方向),速度记为 $S$ ;开始采集时,阵元1发射超声波,所有的 $N$ 个阵元接收,经过时间间隔 $T$ 之后,阵元2发射超声波,所有的 $N$ 个阵元接收,依次进行,当阵元 $N$ 发射完成之后,循环至阵元1发射超声波,直到扫描区域覆盖成像物体,即停止扫描。

[0095] (2) 数据预处理:

[0096] 对步骤(1)中得到的原始回波数据进行滤波处理,消除信号中的直流成分和一部分噪声,得到滤波之后的数据集,用于后续在步骤(5)进行重建。

[0097] (3) 计算每个发射阵元的坐标:

[0098] 如图4所示,所有发射阵元连成的轨迹为一个近似的螺旋形(每个周期对应呈部分螺旋形,而非完整螺旋形),其半径等于探测器的半径,记为 $R$ ;将探测器中所有的阵元依次发射一次称为一个发射循环,可以发现,相邻两个发射循环中对应阵元的坐标满足以下关系:

$$[0099] \quad x_{k+1,m} = x_{k,m}$$

$$[0100] \quad y_{k+1,m} = y_{k,m}$$

$$[0101] \quad z_{k+1,m} = z_{k,m}$$

[0102] 其中, $(x_{k,m}, y_{k,m}, z_{k,m})$ 为第 $k$ 次发射循环中编号为 $m$ 的阵元的三维空间坐标, $\Delta Z = M \times T \times S$ 为在一个发射循环的时长下探测器移动的距离。

[0103] 所以,只需要计算一个发射循环内所有阵元的坐标即可,其余发射阵元的坐标可以由以上关系导出;定义环形探测器 $N$ 个阵元所在平面平行于空间三维直接坐标系的 $XOY$ 平面,环形探测器的圆心沿空间三维直接坐标系的 $Z$ 轴运动,且第一次发射循环编号为1的阵元作为发射阵元时该编号为1的阵元其三维空间坐标为 $(R, 0, 0)$ ,下面给出第一次发射循环内所有阵元作为发射阵元时的空间坐标满足:

$$[0104] \quad x_{1,m} = R \times \cos[(m-1) \times \Delta \theta]$$

$$[0105] \quad y_{1,m} = R \times \sin[(m-1) \times \Delta \theta]$$

$$[0106] \quad z_{1,m} = (m-1) \times T \times S$$

[0107] 其中 $\Delta \theta = \frac{\theta_0}{N-1}$ ,为相邻阵元之间的圆心角角度间隔; $m$ 取值为1至 $N$ 。

[0108] (4) 成像区域体素化:

[0109] 假设实际中覆盖成像物体需要进行 $M$ 次发射循环,则成像区域可以限定为一个长宽高分别为 $2 \times R \times \sin \frac{\theta_0}{2}$ ,  $D$ ,  $\Delta Z \times M$ 的长方体,根据实际需求,选定合适的成像深度 $D$ ,将该长方体区域划分为 $A \times A \times H$ 个体素,即成像聚焦点。

[0110] (5) 针对每个成像聚焦点进行合成孔径聚焦:

[0111] 与图3相似,对于成像区域中的某个聚焦点 $P$ ,该点的信号值由下式给出:

$$[0112] \quad I_P = \sum_{i=1}^W \sum_{j \in \Omega_i} s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$$

[0113] 其中,  $W$ 为整个扫描过程中发射事件的总数,  $i$ 对应第 $i$ 次发射的发射阵元(该发射阵元也即第 $i$ 个发射事件的等效发射阵元);  $\Omega_i$ 为该第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元组成的集合;本实施例中,  $\Omega_i$ 的选取可根据探头所对应的圆心角大小、成像区域的深度进行适当确定,例如本实施例中,  $\Omega_i$ 对应以发射阵元为中心对称分布、对应圆心角为45度的接收阵元构成的集合,考虑到本实施例采用的探头为部分环形探头,当圆心角45度区间内有部分区域不存在阵元时,可只取该圆心角45度区间内含有阵元的区域;例如,对于最左端的发射阵元,此时的接收阵元集合是从该发射阵元出发向右对应圆心角为22.5度区间内的阵元组成的集合;又例如,对于以探头最左端阵元为参照、与探头圆心呈圆心角为5度的某个发射阵元,此时的接收阵元集合是从该发射阵元出发,分别向左取对应圆心角为5度(即,向左取至最左端阵元)、向右取对应圆心角为22.5度的区间内的阵元组成的集合。该 $\Omega_i$ 集合中的阵元主要接收来自成像物体的背向散射信号,距离发射阵元较近,用于反射像的重建;并且,

$$[0114] \quad \tau_{i,j} = \frac{1}{c} (d_{i,TX} + d_{j,RX})$$

$$[0115] \quad d_{i,TX} = \sqrt{(x_i - x_P)^2 + (y_i - y_P)^2 + (z_i - z_P)^2}$$

$$[0116] \quad d_{j,RX} = \sqrt{(x_j - x_P)^2 + (y_j - y_P)^2 + (z_j - z_P)^2}$$

[0117] 其中,  $(x_i, y_i, z_i)$ 为第 $i$ 个发射事件的发射阵元的三维空间坐标;  $(x_j, y_j, z_j)$ 为该第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元时该接收阵元的三维空间坐标;  $(x_P, y_P, z_P)$ 为成像点 $P$ 的三维空间坐标;  $d_{i,TX}$ 为第 $i$ 个发射事件的发射阵元距成像点 $P$ 的空间距离,  $d_{j,RX}$ 为第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元时该接收阵元距成像点 $P$ 的空间距离;  $c$ 为预先选定的声速值;  $\tau_{i,j}$ 为声波由第 $i$ 个发射事件的发射阵元出发、经过成像点 $P$ 、再由成像点 $P$ 到达第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元时的延迟时间;  $s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$ 代表第 $i$ 个发射事件、且第 $i$ 个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为 $j$ 的阵元作为接收阵元接收到的延时对齐的回波信号。

[0118]  $c$ 为常量,可优选为软组织声速,如1540m/s。

[0119] (6) 数据后处理:

[0120] 对聚焦结果的后处理可以主要包括滤波、包络检测、对数压缩、灰度映射等步骤,以实现三维超声断层图像的重建,这些步骤可按现有技术中的已知处理方式,例如:

[0121] 滤波:为降低超声反射成像中斑点噪声对图像质量的影响,可以选用中值滤波器对聚焦数据进行处理,其中观察窗的大小与设定的聚焦点数目有关。

[0122] 包络检波:医学超声成像中,用于获取信号包络的主要方法是对信号进行希尔伯特变换,得到对应信号的解析表示,该解析信号的幅值即为所求的包络。

[0123] 对数压缩:对包络信号进行对数运算,将信号的动态范围压缩到一个用于显示的

理想范围内,一般调整为50至70dB。

[0124] 灰度映射:将每个聚焦点的数值线性映射到0至255灰度值上,即成比例地将最弱的信号映射到0,最强的信号映射到255,用于在显示器中进行显示。

[0125] 最后,可将重建得到的三维超声断层图像导入三维重建软件中进行显示。

[0126] 实施例3

[0127] 本实施例中基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法,具体包括以下步骤:

[0128] (1) 数据采集:

[0129] 对环形探测器上均匀分布的阵元由1至N进行编号,所述N为探测器中阵元的数目,开始采集之前一段时间,探测器由电机牵引进行匀速运动(定义该运动方向平行于空间三维直接坐标系的Z轴方向),速度记为S;开始采集时,阵元1和阵元2同时发射超声波,所有的N个阵元接收,经过时间间隔T之后,阵元3和阵元4发射超声波,所有的N个阵元接收,依次进行,当所有发射完成之后,循环至阵元1和阵元2发射超声波,直到扫描区域覆盖成像物体,即停止扫描。在这种情况下,一个运动-发射周期中包含N/2个发射事件,即 $L=N/2$ 。

[0130] 本实施例中,由于每个发射事件对应2个发射阵元,这2个发射阵元对应一个等效发射阵元,该等效发射阵元,如图5所示,沿环形探头圆形形状、且位于这2个发射阵元的中间,与这2个发射阵元的距离相同。

[0131] (2) 数据预处理:

[0132] 对步骤(1)中得到的原始回波数据进行滤波处理,消除信号中的直流成分和一部分噪声,得到滤波之后的数据集,用于后续在步骤(5)进行重建。

[0133] (3) 计算每个发射事件的坐标:

[0134] 如图5所示,由于相邻的两个阵元同时发射超声波,此时发射所有发射阵元连成的轨迹为一个螺旋形,其半径等于探测器的半径,记为R;将探测器中所有的阵元依次发射一次称为一个发射循环,可以发现,相邻两个发射循环中对应阵元的坐标满足以下关系:

$$[0135] \quad x_{k+1,m} = x_{k,m}$$

$$[0136] \quad y_{k+1,m} = y_{k,m}$$

$$[0137] \quad z_{k+1,m} = z_{k,m}$$

[0138] 其中,  $(x_{k,m}, y_{k,m}, z_{k,m})$  为第k次发射循环中假设代号为m的等效发射阵元的三维空间坐标,  $\Delta Z=L \times T \times S$  为在一个发射循环的时长下探测器移动的距离。

[0139] 所以,只需要计算一个发射循环内所有等效发射阵元的坐标即可,其余周期内等效发射阵元的坐标可以由以上关系导出;定义环形探测器N个阵元所在平面平行于空间三维直接坐标系的XOY平面,环形探测器的圆心沿空间三维直接坐标系的Z轴运动,且第一次发射循环第1次发射事件的等效发射阵元其三维空间坐标为  $(R, 0, 0)$ , 下面给出第一次发射循环内所有等效发射阵元的空间坐标满足:

$$[0140] \quad x_{1,m} = R \times \cos[(m-1) \times \Delta \theta]$$

$$[0141] \quad y_{1,m} = R \times \sin[(m-1) \times \Delta \theta]$$

$$[0142] \quad z_{1,m} = (m-1) \times T \times S$$

[0143] 其中  $\Delta \theta = \frac{2\pi}{L}$ , 为相邻等效发射阵元之间的圆心角角度间隔;m取值为1至L。

[0144] (4) 成像区域体素化:

[0145] 假设实际中覆盖成像物体需要进行M次发射循环,则成像区域可以限定为一个长宽高分别为 $2 \times R, 2 \times R, \Delta Z \times M$ 的长方体,根据实际需求,将该长方体区域划分为 $A \times A \times H$ 个体素,即成像聚焦点。

[0146] (5) 针对每个成像聚焦点进行合成孔径聚焦:

[0147] 与图3类似,对于成像区域中的某个聚焦点P,该点的信号值由下式给出:

$$[0148] \quad I_P = \sum_{i=1}^W \sum_{j \in \Omega_i} s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$$

[0149] 其中,W为整个扫描过程中发射事件的总数,i对应第i次发射的发射阵元(该发射阵元也即第i个发射事件的等效发射阵元), $\Omega_i$ 为该第i个发射事件对应的子孔径接收阵元组成的集合;本实施例中, $\Omega_i$ 对应以等效发射阵元与为中心对称分布、对应圆心角不超过90度的接收阵元构成的集合(角度可预先设定,只要不超过 $90^\circ$ 即可,例如可以就是 $90^\circ$ ),该集合中的阵元主要接收来自成像物体的背向散射信号,距离发射阵元较近,用于反射像的重建;并且,

$$[0150] \quad \tau_{i,j} = \frac{1}{c} (d_{i,TX} + d_{j,RX})$$

$$[0151] \quad d_{i,TX} = \sqrt{(x_i - x_P)^2 + (y_i - y_P)^2 + (z_i - z_P)^2}$$

$$[0152] \quad d_{j,RX} = \sqrt{(x_j - x_P)^2 + (y_j - y_P)^2 + (z_j - z_P)^2}$$

[0153] 其中, $(x_i, y_i, z_i)$ 为第i个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标; $(x_j, y_j, z_j)$ 为该第i个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为j的阵元作为接收阵元时该接收阵元的三维空间坐标; $(x_P, y_P, z_P)$ 为成像点P的三维空间坐标; $d_{i,TX}$ 为第i个发射事件的等效发射阵元距成像点P的空间距离, $d_{j,RX}$ 为第i个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为j的阵元作为接收阵元时该接收阵元距成像点P的空间距离;c为预先选定的声速值; $\tau_{i,j}$ 为声波由第i个发射事件的等效发射阵元出发、经过成像点P、再由成像点P到达第i个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为j的阵元作为接收阵元时的延迟时间; $s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$ 代表第i个发射事件、且第i个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为j的阵元作为接收阵元接收到的延时对齐的回波信号。

[0154] c为常量,可优选为软组织声速,如1540m/s。

[0155] (6) 数据后处理:

[0156] 对聚焦结果的后处理可以主要包括滤波、包络检测、对数压缩、灰度映射等步骤,以实现三维超声断层图像的重建,这些步骤可按现有技术中的已知处理方式进行,例如:

[0157] 滤波:为降低超声反射成像中斑点噪声对图像质量的影响,可以选用中值滤波器对聚焦数据进行处理,其中观察窗的大小与设定的聚焦点数目有关。

[0158] 包络检波:医学超声成像中,用于获取信号包络的主要方法是对信号进行希尔伯特变换,得到对应信号的解析表示,该解析信号的幅值即为所求的包络。

[0159] 对数压缩:对包络信号进行对数运算,将信号的动态范围压缩到一个用于显示的理想范围内,一般调整为50至70dB。

[0160] 灰度映射:将每个聚焦点的数值线性映射到0至255灰度值上,即成比例地将最弱的信号映射到0,最强的信号映射到255,用于在显示器中进行显示。

[0161] 最后,可将重建得到的三维超声断层图像导入三维重建软件中进行显示。

[0162] 实施例4

[0163] 本实施例中基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法,具体包括以下步骤:

[0164] (1) 数据采集:

[0165] 对环形探测器上均匀分布的阵元由1至N进行编号,所述N为探测器中阵元的数目,开始采集之前一段时间,探测器由电机牵引进行匀速运动(定义该运动方向平行于空间三维直接坐标系的Z轴方向),速度记为S;开始采集时,对选定的 $N_a$ 个阵元施加适当的延时并发射超声波,所有的N个阵元接收,经过时间间隔T之后,下一组选定的 $N_a$ 个阵元进行相同操作,所有的N个阵元接收,依次进行,当所有发射事件完成之后,循环至第一组阵元发射超声波,直到扫描区域覆盖成像物体,即停止扫描。在这种情况下,一个运动-发射周期中包含 $N/N_a$ 个发射事件,即 $L=N/N_a$ 。

[0166] 本实施例中,由于每个发射事件对应 $N_a$ 个发射阵元,这 $N_a$ 个发射阵元对应一个等效发射阵元,该等效发射阵元可由现有技术中的已知方法确定;如图6所示, $e_i$ 即为等效发射阵元。

[0167] (2) 数据预处理:

[0168] 对步骤(1)中得到的原始回波数据进行滤波处理,消除信号中的直流成分和一部分噪声,得到滤波之后的数据集,用于后续在步骤(5)进行重建。

[0169] (3) 计算每个发射事件的坐标:

[0170] 如图6所示,对一组阵元施加适当的延时后,发出的球面波前可以等效一个虚拟阵元发射超声波(即等效发射阵元),此时所有等效发射阵元连成的轨迹为一个螺旋形,其半径大于探测器的半径,记为 $R'$ ;将探测器中所有的阵元依次发射一次称为一个发射循环,可以发现,相邻两个发射循环中对应阵元的坐标满足以下关系:

$$[0171] \quad x_{k+1,m} = x_{k,m}$$

$$[0172] \quad y_{k+1,m} = y_{k,m}$$

$$[0173] \quad z_{k+1,m} = z_{k,m}$$

[0174] 其中, $(x_{k,m}, y_{k,m}, z_{k,m})$ 为第k次发射循环中假设代号为m的等效发射阵元的三维空间坐标, $\Delta Z=L \times T \times S$ 为在一个发射循环的时长下探测器移动的距离。

[0175] 所以,只需要计算一个发射循环内所有等效发射阵元的坐标即可,其余周期内等效发射阵元的坐标可以由以上关系导出;定义环形探测器N个阵元所在平面平行于空间三维直接坐标系的XOY平面,环形探测器的圆心沿空间三维直接坐标系的Z轴运动,且第一次发射循环第1次发射事件的等效发射阵元其三维空间坐标为 $(R', 0, 0)$ ,下面给出第一次发射循环内所有等效发射阵元的空间坐标满足:

$$[0176] \quad x_{1,m} = R' \times \cos[(m-1) \times \Delta \theta]$$

$$[0177] \quad y_{1,m} = R' \times \sin[(m-1) \times \Delta \theta]$$

$$[0178] \quad z_{1,m} = (m-1) \times T \times S$$

[0179] 其中 $\Delta \theta = \frac{2\pi}{L}$ ,为相邻等效发射阵元之间的圆心角角度间隔;m取值为1至L。

[0180] (4) 成像区域体素化:

[0181] 假设实际中覆盖成像物体需要进行M次发射循环,则成像区域可以限定为一个长宽高分别为 $2 \times R, 2 \times R, \Delta Z \times M$ 的长方体,此时由于实际环形探头半径小于等效发射阵元所围成区域的半径,所以成像区域的长和宽仍然取 $2 \times R$ ,将该长方体区域划分为 $A \times A \times H$ 个体素,即成像聚焦点。

[0182] (5) 针对每个成像聚焦点进行合成孔径聚焦:

[0183] 与图3类似,对于成像区域中的某个聚焦点P,该点的信号值由下式给出:

$$[0184] \quad I_P = \sum_{i=1}^W \sum_{j \in \Omega_i} s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$$

[0185] 其中,W为整个扫描过程中发射事件的总数,i对应第i次发射的发射阵元(该发射阵元也即第i个发射事件的等效发射阵元), $\Omega_i$ 为该第i个发射事件对应的子孔径接收阵元组成的集合;本实施例中, $\Omega_i$ 对应以等效发射阵元与环形探头的中心点的连线为对称分布、对应圆心角不超过90度的接收阵元构成的集合(角度可预先设定,只要不超过 $90^\circ$ 即可,例如可以就是 $90^\circ$ ),该集合中的阵元主要接收来自成像物体的背向散射信号,距离发射阵元较近,用于反射像的重建;并且,

$$[0186] \quad \tau_{i,j} = \frac{1}{c} (d_{i,TX} + d_{j,RX})$$

$$[0187] \quad d_{i,TX} = \sqrt{(x_i - x_P)^2 + (y_i - y_P)^2 + (z_i - z_P)^2}$$

$$[0188] \quad d_{j,RX} = \sqrt{(x_j - x_P)^2 + (y_j - y_P)^2 + (z_j - z_P)^2}$$

[0189] 其中, $(x_i, y_i, z_i)$ 为第i个发射事件的等效发射阵元的三维空间坐标; $(x_j, y_j, z_j)$ 为该第i个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为j的阵元作为接收阵元时该接收阵元的三维空间坐标; $(x_P, y_P, z_P)$ 为成像点P的三维空间坐标; $d_{i,TX}$ 为第i个发射事件的等效发射阵元距成像点P的空间距离, $d_{j,RX}$ 为第i个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为j的阵元作为接收阵元时该接收阵元距成像点P的空间距离;c为预先选定的声速值; $\tau_{i,j}$ 为声波由第i个发射事件的等效发射阵元出发、经过成像点P、再由成像点P到达第i个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为j的阵元作为接收阵元时的延迟时间; $s_{i,j}(t - \tau_{i,j})$ 代表第i个发射事件、且第i个发射事件对应的子孔径接收阵元集合中某个阵元编号为j的阵元作为接收阵元接收到的延时对齐的回波信号。

[0190] c为常量,可优选为软组织声速,如1540m/s。

[0191] (6) 数据后处理:

[0192] 对聚焦结果的后处理可以主要包括滤波、包络检测、对数压缩、灰度映射等步骤,以实现三维超声断层图像的重建,这些步骤可按现有技术中的已知处理方式进行,例如:

[0193] 滤波:为降低超声反射成像中斑点噪声对图像质量的影响,可以选用中值滤波器对聚焦数据进行处理,其中观察窗的大小与设定的聚焦点数目有关。

[0194] 包络检波:医学超声成像中,用于获取信号包络的主要方法是对信号进行希尔伯

特变换,得到对应信号的解析表示,该解析信号的幅值即为所求的包络。

[0195] 对数压缩:对包络信号进行对数运算,将信号的动态范围压缩到一个用于显示的理想范围内,一般调整为50至70dB。

[0196] 灰度映射:将每个聚焦点的数值线性映射到0至255灰度值上,即成比例地将最弱的信号映射到0,最强的信号映射到255,用于在显示器中进行显示。

[0197] 最后,可将重建得到的三维超声断层图像导入三维重建软件中进行显示。

[0198] 本领域的技术人员容易理解,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。



图1

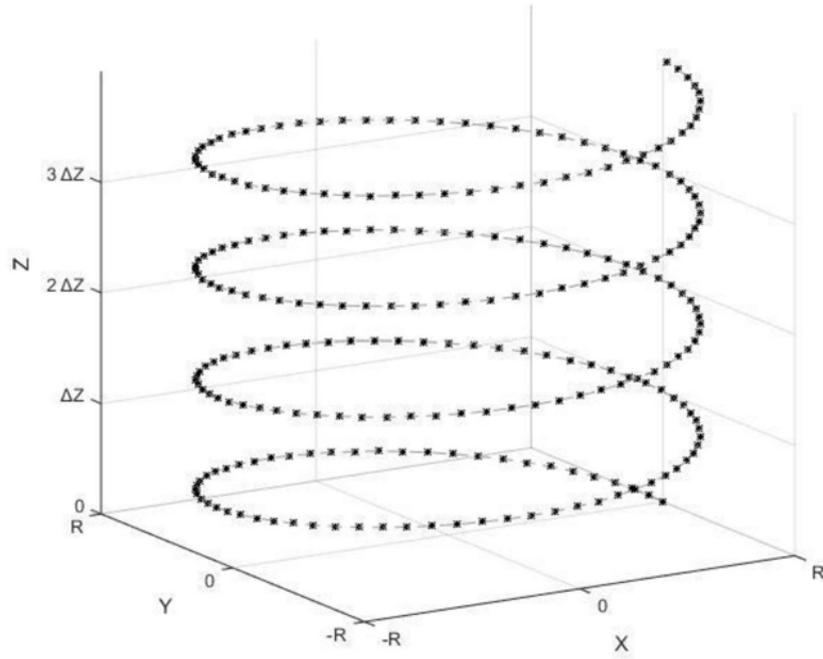


图2

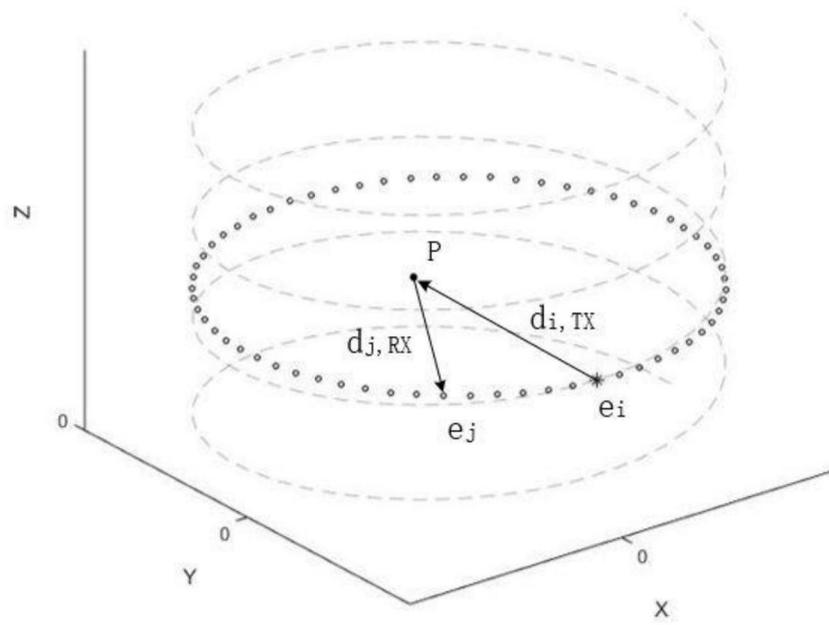


图3

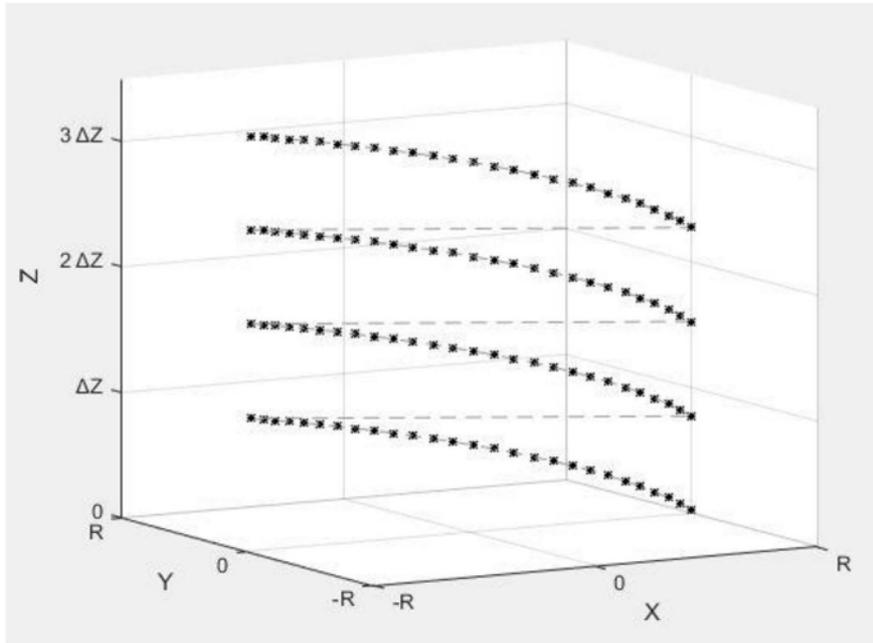


图4

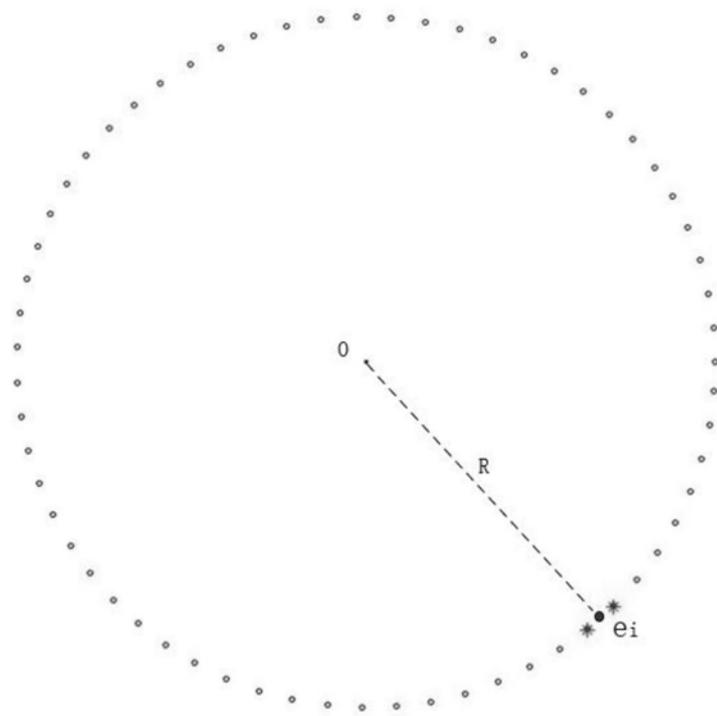


图5

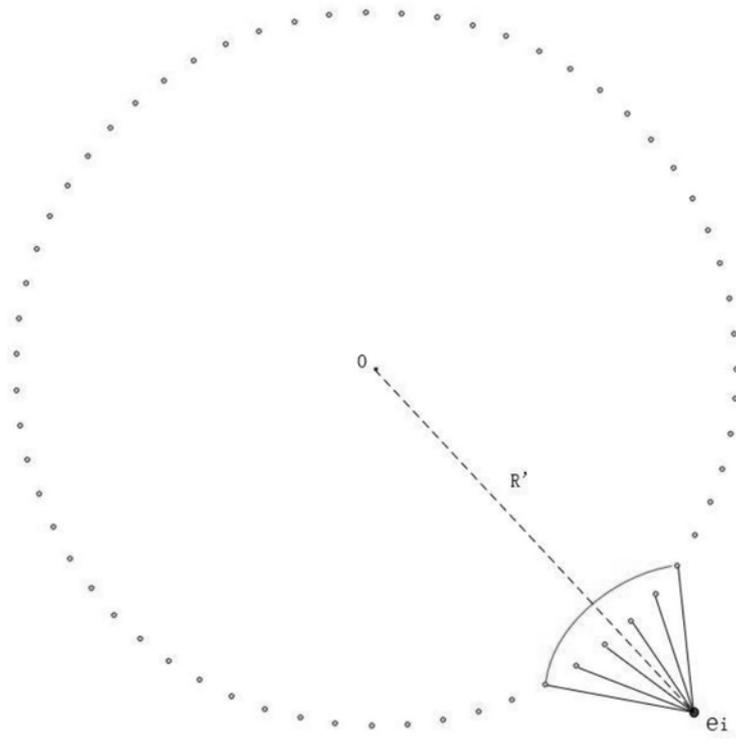


图6

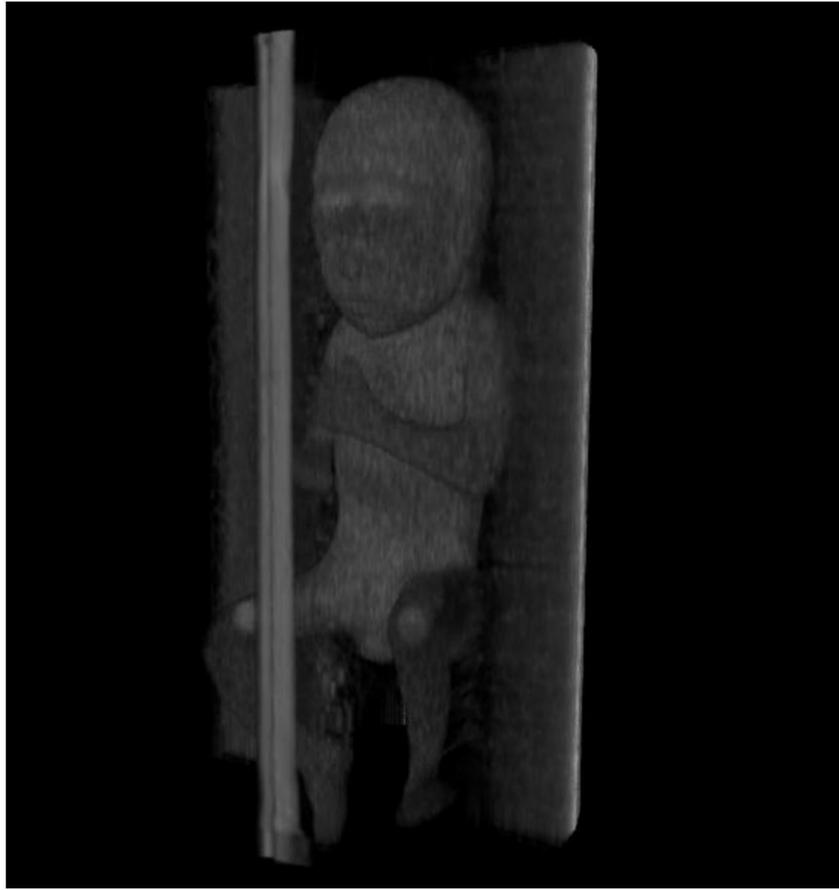


图7

专利名称(译)	一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN111035411A</a>	公开(公告)日	2020-04-21
申请号	CN201911410149.6	申请日	2019-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
[标]发明人	尉迟明 丁明跃 刘昭辉 张求德 宋俊杰 王珊珊 周亮		
发明人	尉迟明 丁明跃 刘昭辉 张求德 宋俊杰 王珊珊 周亮 刘阔林		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/145 A61B8/4411 A61B8/4488 A61B8/483 A61B8/5215		
代理人(译)	李智		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明属于超声断层成像领域，公开了一种基于螺旋扫描的超声断层三维成像方法及系统，其中方法包括以下步骤：(1)采集原始数据：探头保持匀速直线运动的同时，切换发射阵元使等效发射阵元的位置随时间在三维空间中的变化轨迹呈螺旋形或部分螺旋形，并接收回波数据；(2)数据预处理；(3)计算每个等效发射阵元的坐标；(4)计算成像聚焦点的坐标；(5)针对每个成像聚焦点进行合成孔径聚焦；(6)数据后处理。本发明通过对成像方法原理、整体流程设计等进行改进，通过螺旋扫描的方式获取包含组织连续层面信息的容积数据，首次提出在三维空间中运用合成孔径聚焦技术，能够提高层面之间的分辨率，缩短扫描时间，进而提高系统的成像质量。

