



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108852415 A

(43)申请公布日 2018.11.23

(21)申请号 201810425009.5

(22)申请日 2018.05.07

(71)申请人 深圳市德力凯医疗设备股份有限公司

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽街道官龙村第二工业区10栋6楼

(72)发明人 杨弋 邢英琦 王筱毅 周果 欧阳俊华 梁志成

(74)专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事务所(普通合伙) 44268

代理人 王永文 刘文求

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

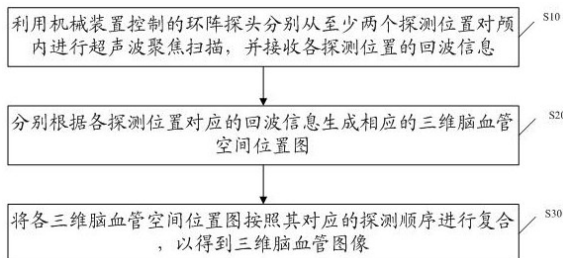
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54)发明名称

一种经颅三维脑血管复合成像方法及系统

(57)摘要

本申请公开了一种经颅三维脑血管复合成像方法及系统,所述方法首先利用可自动扫描的环阵探头向颅内不同扫描位置发送延时不同的超声波信号,使得超声波信号聚焦于波束轴向的预设深度,以通过聚焦超声波信号对颅内脑血管进行检测,并对接收到的回波信号进行数字延迟聚焦,以增强回波信号,提高获取到脑血管空间形态和位置精度,从而提高了三维脑血管图像的清晰度和检出率。此外,从不同探测位置获取三维脑血管图像,并根据三维脑血管图像从多角度对颅内脑血管进行复合,进一步提高了三维脑血管图像的清晰度和检出率。同时,通过环阵探头具有体积小频率低的特点,从而其可以方便佩戴于头部,可实现对颅内脑血管的三维扫描和长时间监控。



1. 一种经颅三维脑血管复合成像方法,其特征在于,其包括:

利用机械装置控制的环阵探头分别从至少两个探测位置对颅内进行超声波聚焦扫描,并接收各探测位置的回波信息;

分别根据各探测位置对应的回波信息生成相应的三维脑血管空间位置图;

将各三维脑血管空间位置图按照其对应的探测顺序进行复合,以得到三维脑血管图像。

2. 根据权利要求1所述经颅三维脑血管复合成像方法,其特征在于,所述机械装置控制的环阵探头为由舵机和连杆控制的自动环阵探头或者由机械臂控制的环阵探头中的一种。

3. 根据权利要求1所述经颅三维脑血管复合成像方法,其特征在于,所述利用机械装置控制的环阵探头分别从至少两个探测位置对颅内进行超声波聚焦扫描,并接收各探测位置的回波信号:

将环阵探头置于第一探测位置,通过机械装置控制环阵探头按照预设摆动轨迹摆动,并获取第一探测位置对应的预设数量的回波信息;

控制环阵探头移动至第二探测位置,重复控制环阵探头摆动以及获取回波信息的操作直至环阵探头移动至各探测位置,以获取各探测位置的回波信息。

4. 根据权利要求3所述经颅三维脑血管复合成像方法,其特征在于,所述将环阵探头置于第一探测位置,通过机械装置控制环阵探头按照预设摆动轨迹摆动,并获取第一探测位置对应的预设数量的回波信息具体包括:

将环阵探头置于第一探测位置的第一扫描位置,控制环阵探头的各阵元向预设深度范围发送延时不同的第一超声波信号,以使得所述第一超声波信号在波束轴向上聚焦于所述预设深度范围;

接收所述第一超声波信号的第一回波信号,并在处于预设深度范围的第一回波信号中提取第一预设数量的第一回波信息;

通过机械装置控制所述环阵探头按预设轨迹摆动预设角度,发送延时不同的第二超声波信号以获取第一预设数量的第二回波信息;

依次控制环阵探头按照预设轨迹摆动直至运动结束,以获取第一探测位置对应的预设数量的回波信息。

5. 根据权利要求4所述经颅三维脑血管复合成像方法,其特征在于,所述将环阵探头置于第一探测位置的第一扫描位置,控制环阵探头的各阵元向预设深度范围发送延时不同的第一超声波信号,以使得所述第一超声波信号在波束轴向上聚焦于所述预设深度范围具体包括:

获取所述第一探测位置的第一扫描位置对应的预设深度范围,并将所述预设深度范围划分为若干子深度范围;

控制环阵探头的各阵元向依次向各子深度范围发送延时不同的第一超声波信号,以使得第一超声波信号分别在波束轴向上聚焦于各子深度范围。

6. 根据权利要求4或5所述经颅三维脑血管复合成像方法,其特征在于,所述将环阵探头置于第一探测位置的第一扫描位置,控制环阵探头的各阵元向预设深度范围发送延时不同的第一超声波信号,以使得所述第一超声波信号在波束轴向上聚焦于所述预设深度范围具体为:

将环阵探头置于第一探测位置的第一扫描位置,控制环阵探头的各阵元在预设时间内向预设深度范围发送多束延时不同的第一超声波信号,以使得所述第一超声波信号在波束轴向上聚焦于所述预设深度范围。

7. 根据权利要求6所述经颅三维脑血管复合成像方法,其特征在于,所述接收所述第一超声波信号的第一回波信号,并在处于预设深度范围的第一回波信号中提取第一预设数量的第一回波数据具体包括:

依次接收各束第一超声波信号的各第一回波信号,并根据各阵元的接收聚焦延时时间对各第一回波信息进行延时输出累加运算,以得到各束第一超声波信号对应的聚焦回波信号;

根据所述各聚焦回波信号获取第一预设数量的第一回波数据,并对各聚焦回波信号进行筛选以得到第一扫描位置对应的回波信息,以及根据各聚焦回波信号形成频谱信息。

8. 根据权利要求1所述经颅三维脑血管复合成像方法,其特征在于,所述将各三维脑血管空间位置图按照其对应的探测顺序进行复合,以得到三维脑血管图像具体包括:

获取环阵探头的移动顺序,并根据所述移动顺序获取各探测位置的探测顺序;

根据所述探测顺序确定各三维脑血管空间位置图的复合顺序,并按照所述复合顺序将各三维血管空间位置图进行复合,以生成三维脑血管图像。

9. 根据权利要求8所述经颅三维脑血管复合成像方法,其特征在于,所述根据所述探测顺序确定各三维脑血管空间位置图的复合顺序,并按照所述复合顺序将各三维血管空间位置图进行复合,以生成三维脑血管图像具体包括:

获取所述环阵探头的左右探头的位置,并根据所述左右探头的位置确定颅内参考点;

以所述参考点为依据,将各三维血管空间位置图按照复合顺序进行复合,以生成三维脑血管图像。

10. 一种经颅三维脑血管复合成像系统,其特征在于,其包括环阵探头以及控制装置,所述环阵探头通过机械装置控制对颅内进行超声波聚焦扫描,接收各扫描位置的回波信号;所述控制装置用于实现如权利要求1-9任一所述的经颅三维脑血管复合成像方法中的步骤。

## 一种经颅三维脑血管复合成像方法及系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及IT和医疗技术领域,特别涉及一种经颅三维脑血管复合成像方法及系统。

### 背景技术

[0002] 脑卒中是导致中国人死亡的第一因数。采用安全有效的设备对脑血管病患者进行诊断及对脑卒中风险高危人群进行筛查,有迫切巨大的需求。现有彩色多普勒超声诊断设备(TCCD)对颅内血管的诊断图像清晰,分辨率高,但由于颅骨对超声的巨大衰减使得检出率低,操作难度大,对人员或设备的依赖性强。超声经颅多普勒(TCD)检出率高,但没有二维图像,操作为盲打,人员依赖性强。DSA是脑血管病变检测的金标准,CTA更常用,但有辐射、有创、需造影剂,不适合多次检测,且无血流动态数据,临床应用有局限,成本高,不适用于对脑卒中患者的连续监测、疗效评估和定期随访。

[0003] 因而现有技术还有待改进和提高。

### 发明内容

[0004] 针对现有技术的不足,本申请要提供一种经颅三维脑血管复合成像方法及系统,兼具有TCCD和TCD的优势,有高的成像精度和穿透率,同时降低人员依赖性强。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明所采用的技术方案如下:

一种经颅三维脑血管复合成像方法,其包括:

利用机械装置控制的环阵探头分别从至少两个探测位置对颅内进行超声波聚焦扫描,并接收各探测位置的回波信息;

分别根据各探测位置对应的回波信息生成相应的三维脑血管空间位置图;

将各三维脑血管空间位置图按照其对应的探测顺序进行复合,以得到三维脑血管图像。

[0006] 有益效果:与现有技术相比,本发明提供了一种经颅三维脑血管复合成像方法及系统,所述方法首先利用可自动扫描的环阵探头向颅内不同扫描位置发送延时不同的超声波信号,使得延时不同的超声波信号聚焦在波束轴向若干预设深度,以通过所述聚焦超声波信号对颅内脑血管进行检测,并对接收到的所述超声波信号的回波信号进行数字延迟聚焦,使得回波信号增强,以提高获取到脑血管空间形态和位置精度及信号强度,从而提高了三维脑血管空间位置图图像的清晰度和检出率。另外,在从不同探测位置获取三维脑血管空间位置图,并根据三维脑血管空间位置图从多角度对颅内脑血管进行复合,进一步提高了三维脑血管图像的清晰度和检出率。另外,通过所述环阵探头具有体积小频率低的特点,从而其可以方便佩戴于头部,可实现对颅内脑血管的三维扫描和长时间监控。

### 附图说明

[0007] 图1为本发明提供的经颅三维脑血管复合成像方法的实施例一的流程图。

[0008] 图2为本发明提供的经颅三维脑血管复合成像方法的实施例一中超声波信号聚焦示意图。

[0009] 图3为本发明提供的经颅三维脑血管复合成像方法的实施例一中超声波信号的回波信号的聚焦示意图。

[0010] 图4为本发明提供的经颅三维脑血管复合成像方法的实施例一中探头移动过程示意图。

[0011] 图5为本发明提供的经颅三维脑血管成像系统的结构原理图。

[0012] 图6为本发明提供的经颅三维脑血管成像系统中终端设备的结构原理图。

## 具体实施方式

[0013] 本发明提供一种经颅三维脑血管复合成像方法及系统,为使本发明的目的、技术方案及效果更加清楚、明确,以下参照附图并举实施例对本发明进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0014] 本技术领域技术人员可以理解,除非特意声明,这里使用的单数形式“一”、“一个”、“所述”和“该”也可包括复数形式。应该进一步理解的是,本发明的说明书中使用的措辞“包括”是指存在所述特征、整数、步骤、操作、元件和/或组件,但是并不排除存在或添加一个或多个其他特征、整数、步骤、操作、元件、组件和/或它们的组。应该理解,当我们称元件被“连接”或“耦接”到另一元件时,它可以直接连接或耦接到其他元件,或者也可以存在中间元件。此外,这里使用的“连接”或“耦接”可以包括无线连接或无线耦接。这里使用的措辞“和/或”包括一个或多个相关联的列出项的全部或任一单元和全部组合。

[0015] 本技术领域技术人员可以理解,除非另外定义,这里使用的所有术语(包括技术术语和科学术语),具有与本发明所属领域中的普通技术人员的一般理解相同的意义。还应该理解的是,诸如通用字典中定义的那些术语,应该被理解为具有与现有技术的上下文中的意义一致的意义,并且除非像这里一样被特定定义,否则不会用理想化或过于正式的含义来解释。

[0016] 下面结合附图,通过对实施例的描述,对发明内容作进一步说明。

[0017] 实施例一

本申请提供了一种经颅三维脑血管复合成像方法,如图1所示,所述方法包括:

S10、利用机械装置控制的环阵探头分别从至少两个探测位置对颅内进行超声波聚焦扫描,并接收各探测位置的回波信息。

[0018] 具体地,所述机械装置控制的环阵探头可以包括机械装置以及环阵换能器,所述机械装置用于带动所述环阵探头摆动的机械结构,所述环阵换能器用于向颅内发射聚焦超声波信号,并聚焦接收所述超声波信号回波信号的探头。在本实施例中,所述环阵换能器包括若干阵元晶片,所述若干阵元晶片成同心圆排列,并且各阵元晶片的面积相等。例如,所述环阵换能器包括5个阵元晶片,分别记为第一阵元晶片,第二阵元晶片,第三阵元晶片、第四阵元晶片以及第五阵元晶片。所述第一阵元晶片,第二阵元晶片,第三阵元晶片,第四阵元晶片以及第五阵元晶片依次按同心圆方式排列,其中,第一阵元晶片为圆形,并且第一阵元晶片的圆心为同心圆的圆心,第二阵元晶片位于第一阵元晶片外围并与第一阵元晶片同心,第三阵元晶片位于第二阵元晶片外围并与第二阵元晶片同心,第四阵元晶片位于第三

阵元晶片外围并与第三阵元晶片同心,第五阵元晶片位于第四阵元晶片外围并与第四阵元晶片同心,并且第一阵元晶片,第二阵元晶片,第三阵元晶片、第四阵元晶片以及第五阵元晶片的面积相等。此外,当所述5个阵元晶片构成的环阵探头的直径为15mm,其在深度范围为20mm至100mm的范围内形成的波束直径可以为2mm至3.5mm,其中,所述直径为15mm指的5个阵元晶片构成的同心形环阵的外径。相对于现有的TCD探头为单晶片,在频率为1.6MHz至2.0MHz,在20mm至100mm范围内波束方向的焦点处直径(横向分辨率)为6mm、4.5mm(-6dB带宽),在近端或远端的分辨率为10mm以上,本申请的环阵探头在频率为1.6MHz至2.0MHz,在深度范围为20mm至100mm的范围内波束直径在2mm至3.5mm范围内变动,约为TCD的1/3,从而在同样低的频率/同样的深度情况下,环阵探头发射的超声波的直径比TCD探头发射的超声波直径小很多,从而可以提高三维脑血管的精度。

[0019] 同时在本实施例中,所述机械装置可以两个步进电机以及两个连接杆,所述连接杆的一端与环阵换能器相连接,另一端与步进电机相连接且与步进电机偏心设置,所述步进电机带动所述连杆运动,所述连杆带动所述换能器在预设角度范围内摆转,从而实现了对颅内的脑血管进行扫描。在实际应用中,所述环阵探头可以包括探头盒,所述环阵换能器以及所述机械装置均装配在所述探头盒内,所述探头盒固定在头架上,并通过所述头架将探头盒带于受测者头部,以使得所述环阵换能器与头部相接触。此外,在本实施例的变形实施例中,所述机械装置还可以为机械臂,所述环阵换能器与所述机械臂相连接,并通过所述机械臂控制所述环阵换能器与头部相接触,并带动所述环阵换能器在预设角度范围内摆转或者在预设范围内运动。在下面说明中以步进电机为机械控制装置为例。

[0020] 此外,所述探测位置指的是环阵探头对颅内进行超声波扫描的位置,并且所述环阵探头可以在各探测位置按照预设轨迹摆动,以在所述探测位置获取预设数量的回波信息。也就是说,每个探测位置包含若干的扫描位置,环阵探头在第一各扫描位置对颅内发送超声波信号,并根据该超声波信号的回波信号获取第一扫描位置的回波数据,之后在通过机械装置控制摆动至第二扫描位置,在第二扫描位置发送超声波信号以获取第二扫描位置的回波数据,依次类推直至预设摆动轨迹上所有扫描位置完成,这样可以获取到第一探测位置对应的所有回波信息。在获取到第一探测位置的所有回波信息后,控制环阵探头移动至第二探测位置,并重复按照预设轨迹摆动以及扫描的过程,以得到第二探测位置的回波信息,依次类推直至完成所有探测位置。相应的,所述利用机械装置控制的环阵探头分别从至少两个探测位置对颅内进行超声波聚焦扫描,并接收各探测位置的回波信号具体包括:

S11、将环阵探头置于第一探测位置,通过机械装置控制环阵探头按照预设摆动轨迹摆动,并获取第一探测位置对应的预设数量的回波信息。

[0021] 具体地,所述预设摆动轨迹为预先设置,所述环阵探头通过机械装置控制按照所述预设摆动轨迹进行摆动。并且,环阵探头在摆动过程中按照预设条件停留以确定各扫描位置,并在给扫描位置对颅内进行扫描。所述预设条件可以为每摆动预设角度,例如,0.6°等。也就是说,环阵探头按照预设摆动轨迹,每摆动预设角度停止并向颅内发送超声波信号,并接收所述超声波信号的回波信号。

[0022] 示例性的,所述将环阵探头置于第一探测位置,通过机械装置控制环阵探头按照预设摆动轨迹摆动,并获取第一探测位置对应的预设数量的回波信息具体包括:

S111、将环阵探头置于第一探测位置的第一扫描位置,控制环阵探头的各阵元向预设

深度范围发送延时不同的第一超声波信号,以使得所述第一超声波信号在波束轴向上聚焦于所述预设深度范围;

S112、接收所述第一超声波信号的第一回波信号,并在处于预设深度范围的第一回波信号中提取第一预设数量的第一回波信息;

S113、通过机械装置控制所述环阵探头按预设轨迹摆动预设角度,发送延时不同的第二超声波信号以获取第一预设数量的第二回波信息;

S114、依次控制环阵探头按照预设轨迹摆动直至运动结束,以获取第一探测位置的对应的预设数量的回波信息。

[0023] 具体地,在所述步骤S111中,所述第一扫描位置为所述环阵探头通过头架佩戴于第一探测位置时,环阵探头与头部相接触的位置,所述第一扫描位置为环阵探头在第一探测位置开始工作的位置。在本实施例中,可将第一探测位置的第一扫描位置设置为第一探测位置的基准位置,即第一探测位置包含的其他扫描位置以所述基准位置为参考。例如,以所述第一扫描位置为原点建立坐标系,根据环阵探头的运动轨迹以及预设条件来确定各扫描点的位置与第一扫描位置的位置关系,并根据所述位置关系确定其在以第一扫描位置为原点的坐标系内的坐标,并通过所述坐标记录其对应的扫描点的位置,从而各扫描位置的位置信息可构成二维阵列。

[0024] 此外,如图2所示,由于环阵探头各阵元晶片成同心圆布置,那么各阵元晶片到达预设深度的距离不同,相应的到达预设距离的时间也不同,从而可以根据各阵元晶片与预设深度之间的距离以及超声波在颅内的传播速度来确定各阵元晶片形成的超声波信号到达预设深度的时间,根据各时间确定各阵元晶片对应的延时时间,以使得环阵探头的各阵元晶片形成的超声波信号在预设深度聚焦,从而使得超声波聚焦。

[0025] 进一步,为了提高超声波的回波信号的精确性,在向预设深度范围发送超声波信号时,可以采用分段发送的方式。即将所述预设深度范围划分为若干子深度范围,分别向各子深度范围发送超声波信号,以获取各子深度范围的回波信号,最后根据各子深度范围的回波信号得到预设深度范围的回波信号。相应的,所述将环阵探头置于第一探测位置的第一扫描位置,控制环阵探头的各阵元向预设深度范围发送延时不同的第一超声波信号,以使得所述第一超声波信号在波束轴向上聚焦于所述预设深度范围具体包括:

S1111、获取所述第一探测位置的第一扫描位置对应的预设深度范围,并将所述预设深度范围划分为若干子深度范围;

S1112、控制环阵探头的各阵元向依次向各子深度范围发送延时不同的第一超声波信号,以使得第一超声波信号分别在波束轴向上聚焦于各子深度范围。

[0026] 具体地,所述预设深度范围可以采用等分等方式进行划分,以得到若干子深度范围。并且在划分得到若干子深度范围后,可以将所述若干子深度范围按照其对应的深度升序排序,以得到子深度范围序列。同时,首先控制环阵探头的各阵元分别向第一子深度范围发送延时不同的第一子超声波信号,接收所述第一子超声波信号的第一子回波信号;再控制环阵探头的各阵元分别向第二子深度范围发送延时不同的第二子超声波信号,接收所述第二子超声波信号的第二子回波信号,依次类推直至向所述子深度范围发送超声波信号,最后根据各子深度范围对应的回波信号提取到第一扫描位置对应的第一预设数据量的第一回波数据。在本实施例中,采用将预设深度范围划等分的方式得到若干子深度范围(例

如,5个子深度范围等),并获取所述若干子深度范围的数量,再确定所述第一预设数量与所述数量的商,并在每个子深度范围对应的回波信号中提取所述商个回波数据。当然,在第一预设数量无法整除数量时,可以任一子深度范围选取商+余数个回波数据。其中,所述若干子深度范围的数量优选为第一预设数量的因子,这样可以使得所述数量可以整除所述第一预设数据。此外,应当说明的,对于预设运动轨迹中的各扫描位置,均可以采用与第一扫描位置的过程相同的采集过程。

[0027] 此外,在对各子深度范围发送完超声信号后,可以在重复向各子深度范围发送超声波信号的操作,以在获取多个预设深度范围对应的回波信号,并根据多个回波信号复合得到各扫描位置的回波信号。同时,通过多次发送超声波信号可以得到不是不同时间点的回波数据,根据不同时间点的回波数据确定形成回波数据流,从而可以根据回波数据形成多普勒频谱。相应的,所述将环阵探头置于第一探测位置的第一扫描位置,控制环阵探头的各阵元向预设深度范围发送延时不同的第一超声波信号,以使得所述第一超声波信号在波束轴向上聚焦于所述预设深度范围具体为:将环阵探头置于第一探测位置的第一扫描位置,控制环阵探头的各阵元在预设时间内向预设深度范围发送多束延时不同的第一超声波信号,以使得所述第一超声波信号在波束轴向上聚焦于所述预设深度范围。这样可以提高第一预设数据的回波信息的准确性。

[0028] 进一步,在所述步骤S112中,所述环阵探头可以聚焦接收超声波信号的回波信号,并在预设深度范围内的聚焦回波信号中选取第一预设数量的数据点作为回波数据。相应的,所述接收所述第一超声波信号的第一回波信号,并提取第一回波信号的第一预设数量的第一回波数据具体包括:

S1121、接收所述第一超声波信号的第一回波信号,并根据预设聚焦延时时间延时输出所述第一回波信号以得到聚焦回波信号;

S1122、将所述聚焦回波信号进行放大滤波,将滤波后的聚焦回波信号转换为数字信号,并依据所述数字信号获取第一预设数量的第一回波数据。

[0029] 具体地,如图3所示,所述环阵探头接收第一超声波信号的回波信号,将接收到的回波信号转换为电信号,对电信号进行放大滤波处理,再将放大滤波处理后的电信号通过数模转换成数字信号,并且各阵元晶片按照预设聚焦延迟时间进行延时输出,并用加法器对输出的延迟信号求和相加,使来自焦点和焦点附近的回波信号增强,聚焦区域以外的回波信号相互减弱以至抵消,从而达到接收聚焦回波信号。此外,在聚焦回波信号转换为数字信号,可以在数字信号上选取第一预设数量的数据点,将选取到的第一预设数量的数据点作为第一超声波信号的第一预设数量的回波数据,其中,各第一预设数量的回波数据的深度均属于预设深度范围内。在本实施例中,所述预设深度范围为预先设置的,例如,20mm至100mm等。所述第一预设数量为预先设置,例如,128等。

[0030] 此外,所述接收所述第一超声波信号的第一回波信号,并提取第一回波信号的第一预设数量的第一回波数据具体包括:

S1121a、接收各第一超声波信号的第一回波信息,并分别提取各第一回波信号的第一预设数量的第一回波数据,其中,各第一回波信号中相对应的第一回波数据的深度相对应;

A1122b、分别对相同深度不同第一回波信号对应的第一回波数据进行运算,以得到各深度对应的第一回波数据,以得第一超声信号对应的第一预设数量的第一回波数据。

[0031] 具体地,所述环阵探头接收到信号后进行放大滤波等处理并进行数模转化成数字信号,对数字信号进行处理可以获得接收波束上第一预设数据的回波数据。在同一扫描位置发射多次脉冲,每次脉冲得到第一预设数量的回波数据,其中,各回波数据对应一探测深度。也就是说,每个探测深度获取到多个回波数据,对于各探测深度的多个回波数据进行自相关运算或快速傅里叶(FFT)运算,以得到各探测深度对应的回波数据。

[0032] 进一步,在所述步骤S113中,所述预设摆动轨迹以及预设摆动角度(例如,0.6°等)均为预先设置,环阵探头按照所述预设摆动轨迹摆动,并在每摆动预设摆动角度后进行依次超声波发射以及回波信号接收。

[0033] 为了详细说明回波数据的采集过程,这里以两个具体例子加以说明。例如,所述预设摆动轨迹为“回”字型,探头盒内与环阵换能器相连接的两个步进电机(分别记为第一步进电机和第二步进电机)均可以控制环阵换能器达到最大摆动角度,其中,第一步进电机控制环阵换能器沿第一预设方向摆动至最大摆动角度(例如,单边11.5°),第二步进电机控制环阵换能器沿第二预设方向摆动至最大摆动角度,所述第二预设方向优选为垂直于第一预设方向的方向。当环阵换能器扫描完第一扫描位置后,第一部件电机沿第一预设方向最大摆动角度依次摆动预设摆动角度并停止在摆动后的位置,并重复发送超声波以及接收超声波的回波信号的步骤,在获取到第一预设数量的回波数据后,继续沿第一预设方向摆动预设摆动角度直至环阵换能器达到最大摆动角度,从而在第一平面上获取到第一数量条回波数据;然后第二步进电机控制环阵换能器沿第二预设方向摆动预设摆动角度,并执行重复发送超声波以及接收超声波的回波信号的步骤,在获取到第一预设数量的回波数据后,第一步进电机重复上述过程,从当前位置沿反向摆动至最大摆动角度,获取第二个平面的第一数量条回波数据;依次类推直至第二步进电机运动达到最大偏转角度,并且第一步进电机重复上述步进过程以获取第二数量各屏幕的第一数据条回波数据,这样累计获得第一数量\*第二数量条超声回波数据,从而获得空间第一预设数量\*第一数量\*第二数量个点的回波数据。当然,在本发明的其他实施例中,所述环阵探头也可以按照其他轨迹进行扫描,例如,线性扫描,扇形扫描,旋转扫描,回字型扫描等。再如,第一步进电机和第二步进电机在0度是采集第一条超声波束回波数据,然后控制第一步进电机和第二步进电机摆动,使得超声波束以第一条超声波束位置为中心进行圆周扫描,获得M1条扫描线,逐步扩大圆周直径,直至获得Mn条扫描线。这样累计获得M1+M2+...+Mn条线,从而获得空间第一预设数量\*(M1+M2+...+Mn)个点的回波数据。

[0034] S12、控制环阵探头移动至第二探测位置,重复控制环阵探头摆动以及获取回波信息的操作直至环阵探头移动至各探测位置,以获取各探测位置的回波信息。

[0035] 具体地,如图4所示,所述第二探测位置可以是预先设置,也可以是环阵探头按照预设移动轨迹以及预设移动条件运动而形成。其中,所述预设移动轨迹为沿圆周运动,预设移动条件可以为移动3cm等。也就是说,环阵探头在第一探测位置完成扫描后,移动到第二探测位置,并在第二探测位置重复第一探测位置执行的操作,即在第二探测位置控制环阵探头按照预设摆动轨迹摆动并在各扫描位置进行扫描,以得到第二探测位置对应的回波信息。依次类推直至完成所有探测位置扫描。此外,在各探测位置对应的预设摆动轨迹可以相同也可以不同,在本实施例中,各探测位置对应的预设摆动轨迹以及包含的各扫描位置的形成方式均相同。这样可以提高脑血管复合的准确性。

[0036] S20、分别根据各探测位置对应的回波信息生成相应的三维脑血管空间位置图。

[0037] 具体地,所述回波信号可以为颅内不同物质形成的回波信号,并且不同的物质形成的回波信号不同,从而根据接收到回波信号确定脑血管对应的回波信号以及脑血流对应的回波信号,这样可以获取到脑血管回波信号。在获取到各探测位置对应的所有脑血管回波信息以及其包含各扫描位置,可以生成各探测位置对应的脑血管空间位置图。也就是说,根据各探测位置包含的所有扫描位置、各扫描位置相对于第一扫描位置的摆动角度以及预设深度范围可以确定各脑血管的空间位置,进而生成各脑血管的空间位置图。此外,在生成脑血管空间位置图时,还可以根据回波信息确定脑血流信息,根据脑血流信息生成三维脑血流图像和携带脑血流信息的三维脑血管图像。其中,所述脑血管空间位置图为颅内脑血管的图像,所述脑血管图像中未配置相应的脑血流信息,所述脑血流图像为颅内脑血管内的血流信息形成的图像,所述携带脑血流信息的脑血管图像为脑血管图像并且脑血管中配置相应的脑血流图像。

[0038] 进一步,所述脑血流信息可以包括灰阶、血流速度、以及血流方向,根据所述获取到第一预设数量\*第二预设数量的回波数据对应的脑血流数据,通过三维成像算法可以得到颅内脑血流三维图像。所述脑血管三维图像可以包括脑血管形态和和脑血管间相互位置,其中,脑血管形态可以包括脑血管的位置信息、形状信息以及尺寸信息等。所述携带脑血流信息的脑血管三维图像包括脑血管形态以及相应的血流动力学信息,其中,所述血流动力学信息可以根据血流速度以及能量值而确定,所述脑血管形态和脑血管间相互位置可以根据回波数据进行三维血管(血流)重建,再进行三维图像分割已提取三维血管,最后通过三维重建成像得到脑血管三维图像。其中,所述三维重建成像可以采用采样滤波算法、FFT变换、希尔伯特变换、自相关运算、插值算法、基于GPU的并行化重建实时呈像以及三维血流分割提取技术等。

[0039] 同时在实施例,所述脑血管三维脑血管和/或及脑血流图像可以为三维灰阶图像,也可以是三维彩色图像。当所述图像为三维灰阶图像时,所述根据所述脑血流信息生成三维脑血管和/或及脑血流图像可以包括:提取各扫描位置的位置信息,并根据位置信息对应的回波信号获取所述位置信息对应脑血流信息,其中,所述脑血流信息至少包括血流方向、血流速度;根据所述位置信息以及所述位置信息对应脑血流信息生成颅内三维脑血管和/或及脑血流图像。其中,具体地,所述三维脑血管和/或及脑血流图像是通过三维重建得到,所述三维重建算法可以采用贝塞尔三维插值算法。

[0040] 此外,当所述图像为三维彩色图像时,根据所述脑血流信息生成三维脑血管和/或及脑血流图像可以包括:提取各扫描位置的位置信息,并根据位置信息对应的回波信号获取所述位置信息对应脑血流信息,其中,所述脑血流信息至少包括血流速度、以及灰阶信息;根据所述位置信息以及所述位置信息对应脑血流信息生成三维脑血管灰阶图像。其中,根据获取到的回波数据、其对应的扫描位置以及扫描深度可以将根据相应的空间位置信息,将各回波数据对应的二维图像映射到三维体中,然后利用三维插值重建算法得到连续完整的三维灰阶图。其中,所述三维灰阶图未携带无血流方向的就为灰阶图像,并且当三维灰阶图通过界面分割剖面显示时,可以得到B超图像。在实际应用中,三维灰阶图可以在细小血管不明显或者把细小血管过滤掉的情况下,可以通过不同灰阶颜色的明暗程度协助医生进行临床分析。

[0041] S30、将各三维脑血管空间位置图按照其对应的探测顺序进行复合,以得到三维脑血管图像。

[0042] 具体地,所述探测顺序为在时间上各探测位置被探测的顺序。所述探测顺序可以根据环阵探头的移动顺序而确定。例如,如图4所述,所述环阵探测依次从A点移动至D点,并且A点至D点均为探测位置,那么A点到D点的探测顺序为A点、B点、C点以及D点。相应的,所述将各三维脑血管空间位置图按照其对应的探测顺序进行复合,以得到三维脑血管图像具体可以包括:

S31、获取环阵探头的移动顺序,并根据所述移动顺序获取各探测位置的探测顺序;

S32、根据所述探测顺序确定各三维脑血管空间位置图的复合顺序,并按照所述复合顺序将各三维血管空间位置图进行复合,以生成三维脑血管图像。

[0043] 具体地,所述按照复合顺序将各三维血管空间位置图进行复合指的是首先将处于将各三维血管空间位置图按照复合顺序依次进行复合,即首先将第一复合顺序的三维血管空间位置图和第二复合顺序的三维血管空间位置图进行复合以得到第一三维血管图像,再将第一三维血管图像与第三复合顺序的三维血管空间位置图进行复合得到第二三维血管图像,依次类推直至完成所有三维血管空间位置图的复合。

[0044] 此外,在三维血管空间位置图进行复合时,是以各一预设参考点为参考进行的,所述预设参考点通过环阵探头获取。所述环阵探头包括两个探头,并两个探头同时与头部相接触(例如,分别置于头部左右颞窗位置)且同时进行超声波扫描,这样根据两个环阵换能器可以获取头部左右中心,这里将所述头部左右中心作为参考点。相应的,所述根据所述探测顺序确定各三维脑血管空间位置图的复合顺序,并按照所述复合顺序将各三维血管空间位置图进行复合,以生成三维脑血管图像具体包括:

S321、获取所述环阵探头的左右探头的位置,并根据所述左右探头的位置确定颅内参考点;

S322、以所述参考点为依据,将各三维血管空间位置图按照复合顺序进行复合,以生成三维血管图像。

[0045] 实施例二

本实施例提供了一种经颅三维脑血管复合成像方法,本实施与实施例一的成像过程相同,其不同之处在于环阵探头对于各扫描位置的回波数据的获取采集过程,从而这里环阵探头对于各扫描位置的回波数据的获取采集过程详细说明。所述环阵探头数据采集过程具体可以包括:

A、按照预设摆动轨迹调整探头角度和扫描深度,并在扫描位置向颅内发送多束聚焦超声波信号,分别接收多束超声波信号的回波信号并记录扫描位置以及各扫描深度的回波信号;

B、在所述扫描位置发送多束超声波信号并接收多次超声波信号的回波信号,并保留所述扫描位置的最强的回波信号;

C、根据扫描位置以及各扫描深度对个各回波信号对应的血管位置,将环阵探头摆动第一探头角度,并重复步骤B的步骤直至探头角度序列中所有的探头角度均被覆盖已完成所述扫描位置的采集,并将环阵探头摆动至下一扫描位置并步骤A-C直至完成预设摆动轨迹。

[0046] 具体地,所述环阵探头向扫描位置对应的颅内的脑血管发出超声波信号,接收超

声波信号的回波信号并在所述回波信号提取第一预设数量的回波数据,根据所述第一预设数量的回波数据对应的时间点确定各回波数据对应的探测深度,以得到扫描位置对应的探测深度集合。对于探测深度集合内的第一探测深度,首先摆转环阵探头至第一预设角度,并想所述第一探测深度发送超声波信号,并获取所述超声波信号的当前回波信号的当前回波信号强度;若当前回波信号强度大于已存储的回波信号强度,则采用当前回波信号强度及其对应的当前环阵探头角度更新已存储的回波信号强度以及其对应的环阵探头角度,直至预设探头角度序列中所有的探头角度均被覆盖后,对探测深度集合的第二探测深度重复上述过程直至所述探测深度集合内的所有探测深度被覆盖。根据预设摆动轨迹以及预设摆动角度摆动环阵探头至下一扫描点。例如,在环阵探头的探测深度确定后,在纵向上可以获取连续深度的血流动力学信息;采用机械结构精确调整探头偏转角度,当扫描到第一点时,获取第一点的回波信号,在通过环阵探头的偏转角度、深度计算对第一点对应的空间位置;因为是球形转体,偏转角度可在空间形成圆锥形,从而可测得血管横截面的位置信息;再将环阵摆动在第二点进行扫描时,获取第二点的回波信号;再偏转角度到达第三点,获取第三点的回波信号,从而可以根据第一点、第二点以及第三点点确定回波信号最强点以及血管边界位置信息;同时在其它方位上同样可获取到血流动力学信息,从而组成一段血管范围的血管动力学信息。再通过调整探头深度,再获取不同深度范围的回波信号可以得到相应的脑血流信息,通过血管位置计算出血管三维空间位置及大小,通过血流速度、能量值计算出血管血流形态。当然,对于每个探测深度均可以发送多束超声波脉冲,根据多束超声波脉冲的回波信号来确定该位置的回波数据,这个过程在实施例一中已经说明,这里就不在赘述。

[0047] 进一步,在获取探头角度和按探头角度序列扫描的同时,可实时接收当前探头角度对应的当前回波信号,并实时获取当前回波信号对应的当前回波信号强度,根据预先设置的回波信号强度区间-信号显示颜色列表判断当前回波信号强度的信号显示颜色,并在预设的显示屏对应的显示点上进行实时显示。当然,在实际应用中,可以预先划分回波信号强度区间,并将回波信号强度区间与颜色进行一样对应,当信号强度属于该回波信号强度区间时,将所述回波信号的颜色设置为用该信号强度区间对应的颜色。例如,预先设置回波信号强度区间-信号显示颜色列表,其中,所述回波信号强度区间-信号显示颜色列表中包括第一回波信号强度区间、第二回波信号强度区间及第三回波信号强度区间,与第一回波信号强度区间对应的黑色信号显示色、与第二回波信号强度区间对应的蓝色信号显示色及与第三回波信号强度区间对应的红色信号显示色。那么当接收当前探头角度对应的当前回波信号时,获取当前回波信号对应的当前回波信号强度,并将当前回波信号强度与所述回波信号强度区间-信号显示颜色列表进行匹配;若当前回波信号强度处于第一回波信号强度区间,则在显示屏上对应的显示点以黑色进行显示;若当前回波信号强度处于第二回波信号强度区间,则在显示屏上对应的显示点以蓝色进行显示;若当前回波信号强度处于第三回波信号强度区间,则在显示屏上对应的显示点以红色进行显示。

[0048] 基于上述经颅三维脑血管复合成像方法,本发明还提供了一种经颅三维脑血管成像系统,如图5所示,其包括环阵探头100以及控制装置200,所述环阵探头用于通过机械装置控制对颅内进行超声波聚焦扫描,接收各扫描位置的回波信号;所述控制装置用于实现如上所述的经颅三维脑血管复合成像方法中的步骤。

[0049] 在经颅三维脑血管成像系统中,所述控制装置包括经颅处理装置以及终端设备,

所述经颅处理装置连接环阵探头和终端设备,所述经颅处理装置用于将终端设备的控制信号发送至环阵探头,并存储环阵探头采集的回波信号。

[0050] 在经颅三维脑血管复合成像系统中,如图6所示,所述终端设备包括至少一个处理器(processor)20;显示屏21;以及存储器(memory)22,还可以包括通信接口(Communications Interface)23和总线24。其中,处理器20、显示屏21、存储器22和通信接口23可以通过总线24完成相互间的通信。显示屏21设置为显示初始设置模式中预设的用户引导界面。通信接口23可以传输信息。处理器20可以调用存储器22中的逻辑指令,以执行上述实施例中的方法。

[0051] 此外,上述的存储器22中的逻辑指令可以通过软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。

[0052] 存储器22作为一种计算机可读存储介质,可设置为存储软件程序、计算机可执行程序,如本公开实施例中的方法对应的程序指令或模块。处理器30通过运行存储在存储器22中的软件程序、指令或模块,从而执行功能应用以及数据处理,即实现上述实施例中的方法。

[0053] 存储器22可包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序;存储数据区可存储根据终端设备的使用所创建的数据等。此外,存储器22可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非易失性存储器。例如,U盘、移动硬盘、只读存储器(Read-Only Memory,ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,RAM)、磁碟或者光盘等多种可以存储程序代码的介质,也可以是暂态存储介质。

[0054] 此外,上述存储介质以及移动终端中的多条指令处理器加载并执行的具体过程在上述方法中已经详细说明,在这里就不再一一陈述。

[0055] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

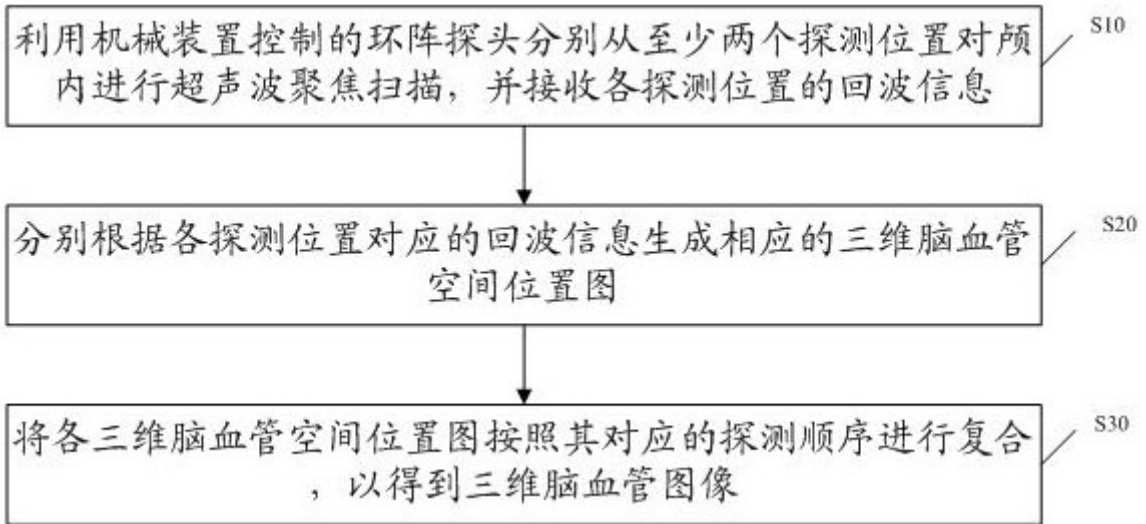


图 1

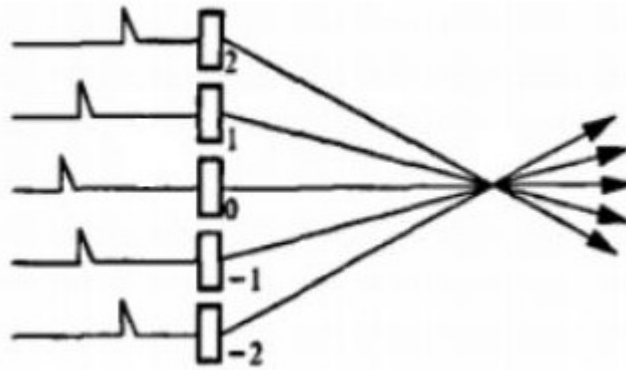


图 2

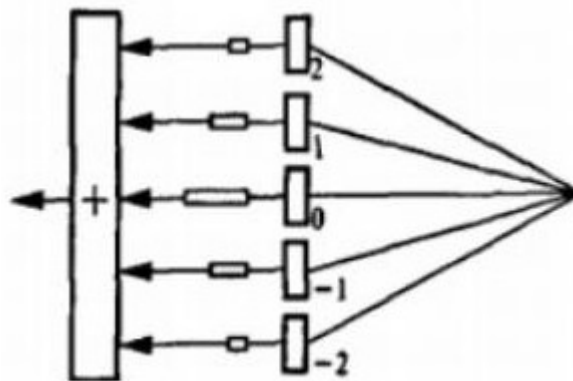


图 3

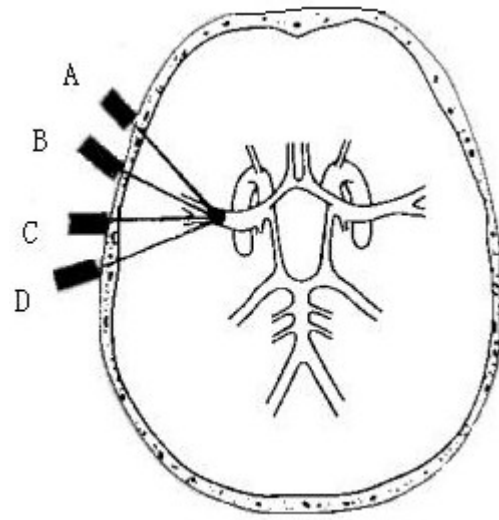


图 4

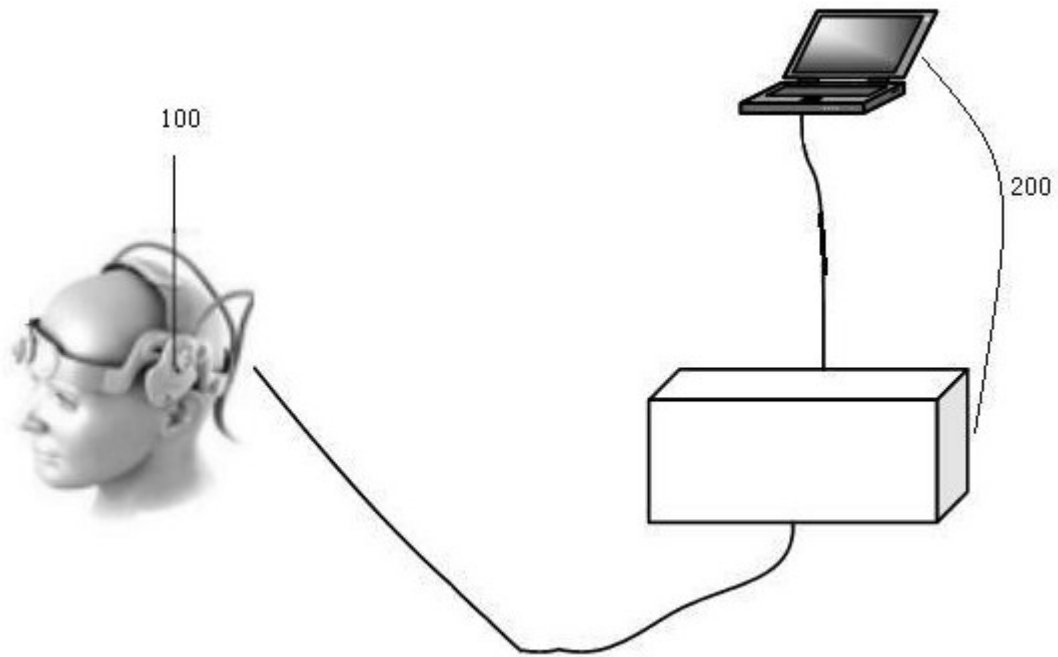


图 5

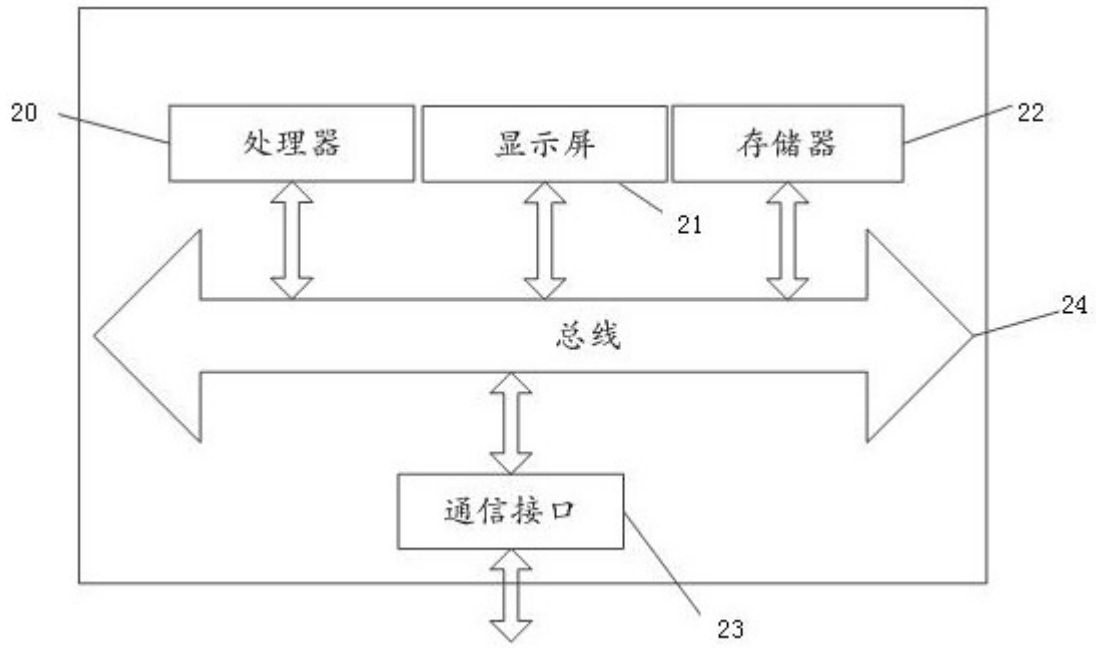


图 6

专利名称(译)	一种经颅三维脑血管复合成像方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN108852415A</a>	公开(公告)日	2018-11-23
申请号	CN201810425009.5	申请日	2018-05-07
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市德力凯医疗设备股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市德力凯医疗设备股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市德力凯医疗设备股份有限公司		
[标]发明人	杨弋 邢英琦 王筱毅 周果 欧阳俊华 梁志成		
发明人	杨弋 邢英琦 王筱毅 周果 欧阳俊华 梁志成		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/5207 A61B8/5215		
代理人(译)	王永文		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本申请公开了一种经颅三维脑血管复合成像方法及系统，所述方法首先利用可自动扫描的环阵探头向颅内不同扫描位置发送延时不同的超声波信号，使得超声波信号聚焦于波束轴向的预设深度，以通过聚焦超声波信号对颅内脑血管进行检测，并对接收到的回波信号进行数字延迟聚焦，以增强回波信号，提高获取到脑血管空间形态和位置精度，从而提高了三维脑血管图像的清晰度和检出率。此外，从不同探测位置获取三维脑血管图像，并根据三维脑血管图像从多角度对颅内脑血管进行复合，进一步提高了三维脑血管图像的清晰度。同时，通过环阵探头具有体积小频率低的特点，从而其可以方便佩戴于头部，可实现对颅内脑血管的三维扫描和长时间监控。

