



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104382616 B

(45)授权公告日 2017.01.25

(21)申请号 201410505818.9

(22)申请日 2014.09.28

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104382616 A

(43)申请公布日 2015.03.04

(73)专利权人 安华亿能医疗影像科技(北京)有限公司

地址 100176 北京市大兴区北京经济技术开发区科创十四街99号33幢B单元501室、502室

(72)发明人 汪洋 魏桑迪

(74)专利代理机构 北京风雅颂专利代理有限公司 11403

代理人 李莎 李弘

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 15/00(2011.01)

(56)对比文件

CN 102697526 A, 2012.10.03, 说明书第

【0006】-【0033】段.

CN 103750864 A, 2014.04.30, 全文.

US 2010/0310145 A1, 2010.12.09, 全文.

CN 103169495 A, 2013.06.26, 全文.

US 8,684,933 B2, 2014.04.01, 全文.

审查员 许流芳

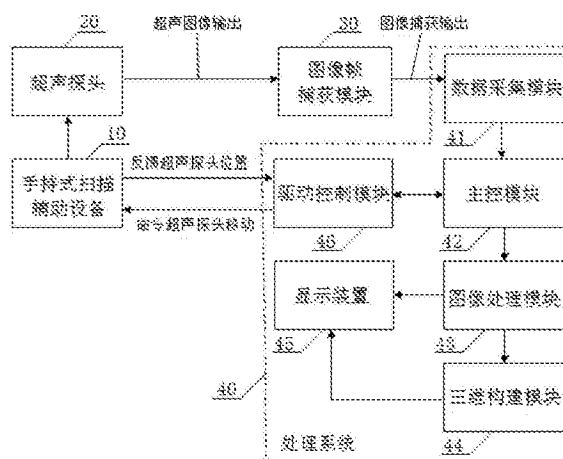
权利要求书3页 说明书23页 附图11页

(54)发明名称

颈动脉三维图像构建装置

(57)摘要

本发明公开了一种颈动脉三维图像构建装置,包括手持式扫描辅助设备、超声探头、图像帧捕获模块和处理系统;超声探头固定在手持式扫描辅助设备上,通过手持式扫描辅助设备带动超声探头运动,使得超声探头能够以第一速率连续稳定采集不同位置的颈动脉二维切片图像;超声探头通过第一数据连接线连接图像帧捕获模块,图像帧捕获模块以第二速率采集超声探头传输的颈动脉二维切片图像,并通过第二数据连接线将采集的颈动脉二维切片图像传输给处理系统,处理系统以第三速率对图像帧捕获模块采集的颈动脉二维切片图像进行提取,并将其构建为颈动脉三维图像;本发明提供的颈动脉三维图像构建装置,能够精确构建用以辅助诊断的颈动脉三维图像。



1. 一种颈动脉三维图像构建装置, 其特征在于, 包括手持式扫描辅助设备、超声探头、图像帧捕获模块和处理系统;

所述超声探头固定在所述手持式扫描辅助设备上, 通过手持式扫描辅助设备带动超声探头运动, 使得超声探头能够连续稳定采集不同位置的颈动脉二维切片图像; 所述超声探头通过第一数据连接线连接所述图像帧捕获模块, 所述图像帧捕获模块从超声探头所传输的颈动脉二维切片图像中捕获图像帧, 并通过第二数据连接线将图像帧传输给所述处理系统, 所述处理系统对图像帧进行提取, 并将其处理形成预构建三维图像, 用以后续构建为颈动脉三维图像;

其中, 所述手持式扫描辅助设备包括: “H” 字形中空壳体, 固定在所述中空壳体上的扫描传动机构, 与所述扫描传动机构传动连接的超声探头支架;

所述“H” 字形中空壳体的两个下端形成为用于手持的手柄, 所述“H” 字形中空壳体使用一种可伸缩的脚部设计, 所述可伸缩的脚部设计的可伸缩的组件能够收纳在所述“H” 字形中空壳体里; 所述超声探头支架上固定超声探头, 所述扫描传动机构通过带动超声探头支架直线运动使得超声探头能够连续稳定采集不同位置的颈动脉二维切片图像。

2. 根据权利要求1所述的装置, 其特征在于, 所述处理系统对图像帧进行提取的方法包括:

超声探头以第一速率运动并持续采集颈动脉二维切片图像, 且图像帧捕获模块以第二速率从超声探头采集的颈动脉二维切片图像中捕获得到图像帧;

当一次扫描完成时, 将图像帧捕获模块以第二速率恒定捕获的图像帧总数除以预构建三维图像所需样本帧总数, 得到采样频率;

令图像帧捕获模块按照得到的采样频率对超声探头以第一速率运动并持续采集颈动脉二维切片图像进行重新捕获, 得到预构建三维图像所需样本帧。

3. 根据权利要求1所述的装置, 其特征在于, 超声探头以第一速率运动第一阈值时间后暂停第二阈值时间, 图像帧捕获模块在第二阈值时间内从超声探头采集的颈动脉二维切片图像中捕获图像帧, 在扫描过程中, 所述处理系统对图像帧进行提取的方法包括:

持续从图像帧捕获模块中提取图像帧;

若当前图像帧不存在, 则等待下一帧;

若当前图像帧存在, 则提取该图像帧, 并将该图像帧直接放置到预构建三维图像中并对其加上索引标识。

4. 根据权利要求1所述的装置, 其特征在于, 超声探头以第一速率运动并持续采集颈动脉二维切片图像, 且图像帧捕获模块以第二速率从超声探头采集的颈动脉二维切片图像中捕获得到图像帧, 在扫描过程中, 所述处理系统对图像帧进行提取的方法包括:

每隔第三阈值时间, 从捕获到的图像帧缓存中提取最新捕获的图像帧, 放置到预构建三维图像中并对预构建三维图像进行更新;

或者,

每隔第三阈值时间, 从捕获到的图像帧缓存中提取最新捕获的图像帧;

若当前不存在图像帧, 则插入一个空白的图像帧;

或者,

每隔第三阈值时间, 从捕获到的图像帧缓存中提取最新捕获的图像帧;

若当前不存在图像帧,从捕获到的图像帧缓存中提取上一时刻的最新捕获的图像帧,放置到预构建三维图像中并对预构建三维图像进行更新;

或者,

从捕获到的图像帧缓存中提取捕获的图像帧;

将捕获到的图像帧按先后顺序全部放置到预构建三维图像中并对预构建三维图像进行更新。

5.根据权利要求1-4任意一项所述的装置,其特征在于,所述扫描传动机构包括驱动电机、传动丝杠、丝杠传动齿轮、电机传动齿轮、支架滑块、传动箱;

所述驱动电机与传动丝杠平行设置,二者的同向端分别连接电机传动齿轮和丝杠传动齿轮,所述电机传动齿轮和丝杠传动齿轮传动连接;

所述传动丝杠外表面设置有外螺纹,所述支架滑块包括内螺纹通孔,所述内螺纹通孔与所述传动丝杠外表面设置的外螺纹相配合使得传动丝杠与支架滑块螺纹实现螺纹传动;所述传动箱包括截面与支架滑块的截面形状基本相同且大小基本相等的通槽,所述手持式扫描辅助设备装配完成时,所述传动丝杠与支架滑块均位于所述通槽内,所述支架滑块顶端与超声探头支架固定连接;

所述驱动电机转动通过带动电机传动齿轮转动并经丝杠传动齿轮将驱动力传递给传动丝杠,通过传动丝杠转动带动支架滑块沿传动箱直线运动,从而带动超声探头支架直线运动。

6.根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述“H”字形中空壳体的两个上端的内部空间分别形成为第一内部空间和第二内部空间,所述“H”字形中空壳体的横向空心体及其分别与两个上端的连接部位形成为第三内部空间;

所述驱动电机和电机传动齿轮内设于第三内部空间,所述丝杠传动齿轮内设于第二内部空间,所述传动丝杠与传动箱架设在所述“H”字形中空壳体的两个上端之间;

所述传动箱的两个端面分别连接第一端盖和第二端盖,所述第二端盖位于丝杠传动齿轮与传动箱端面之间;所述第一端盖和第二端盖与传动箱端面相接触的端面分别内嵌有极限开关;所述第一端盖和第二端盖分别内设于第一内部空间和第二内部空间。

7.根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述第一端盖不与传动箱端面相接触的端面固定连接旋转伞齿轮,所述旋转伞齿轮与固定伞齿轮通过二者的齿状边缘咬合而互相连接,从所述固定伞齿轮的中心通孔穿过的传动丝杠通过固定于所述传动丝杠端部的压缩弹簧固定于所述“H”字形中空壳体的包含第一内部空间的上端的内表面;

所述旋转伞齿轮、固定伞齿轮、压缩弹簧均内设于第一内部空间;

沿所述第一端盖的侧端面边缘等间隔设置有内陷的第一齿状槽,弹性设置于所述“H”字形中空壳体的包含第二内部空间的上端的内表面上的锁定按钮上设置有与所述第一齿状槽相配合的第一齿状凸起。

8.根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述超声探头支架包括支架座、弧形侧壁、铰接臂、橡胶绑带、万向支架;

所述支架座为部分圆筒状的空心柱体且顶部具有端盖,所述弧形侧壁固定连接支架座的侧面且垂直于所述支架座端盖,所述弧形侧壁顶部设置有向外侧伸出的锁扣;

所述铰接臂与支架座铰接且铰接部位与弧形侧壁固定部位相对,所述铰接臂端部固定

连接橡胶绑带,所述橡胶绑带端部等间隔设置有与所述锁扣互锁的锁孔;

所述万向支架嵌套于支架座底部,从二者中心通孔穿过的固定螺栓的端部固定在所述支架滑块顶端。

9.根据权利要求8所述的装置,其特征在于,所述超声探头支架还包括旋转锁按钮和弹簧;

所述旋转锁按钮包括一端开口的空心按钮主体、固定在按钮主体的开口部位处且向外侧延伸的两个挡片、突出于按钮主体侧壁的第二齿状凸起,所述弹簧的一端固定在按钮主体的内侧壁;

所述支架座未连接弧形侧壁和铰接臂的侧壁上开有形状与按钮主体相配合的按钮孔,所述万向支架的靠近上端面的内侧壁上等间隔设置有第二齿状槽;

所述超声探头支架装配完成时,所述第二齿状凸起与第二齿状槽刚好卡合,且按钮主体的两个挡片贴合在支架座内表面,所述弹簧的活动端与所述固定螺栓的表面相接触。

颈动脉三维图像构建装置

技术领域

[0001] 本发明涉及图像采集与处理技术领域,特别是指一种颈动脉三维图像构建装置。

背景技术

[0002] 卒中是全世界最常见的严重的神经科疾病,在北美成人中死亡数占第三位。美国统计由卒中直接和间接导致的花费达到28亿美金/年。很显然,卒中带来了严峻的患病率、死亡率和经济负担。确诊卒中患者患病高风险的更好的方法和治疗手段有极大的意义。

[0003] 大约85%的卒中是缺血性卒中,这其中大部分又是由于颅内动脉血栓栓塞所致。颈动脉分叉处动脉粥样硬化是栓子的主要来源,来自血小板聚集(白色血栓)或动脉硬化斑块小栓子脱落。提高高风险卒中患者的诊断水平、新型动脉粥样硬化的治疗策略、管理颈动脉斑块的敏感技术,对于这类患者有极大的价值,以降低卒中的发病风险。

[0004] 目前已达成的共识是对那些卒中事件的幸存者,重要的问题不再简单的是疾病的发生或狭窄的程度,而更相关的是疾病隐匿的缓慢进展,一个突然的斑块并发症导致斑块栓塞导致的影响生命或大脑功能的栓塞事件。发现那些导致稳定斑块向不稳定斑块转变的因素以及逆转易脱落的斑块到稳定斑块的治疗方法促使了此类研究。

[0005] 核磁共振影像技术(MRI)在研究颈动脉粥样硬化的价值是毫无疑问的。MRI能够衡量血管壁面积/体积、评估纤维帽状态、发现和分类斑块成分以及发现斑块炎症。然而,现在MRI相对昂贵,且扫描时间较长。于是,对于症状性患者的初次使用受到限制。另外,长的扫描时间也会由于受试者活动而导致图像质量的下降。

[0006] 多普勒超声作为一个筛查工具,用于评估狭窄的严重程度是毫无疑问的。然而,血管内局部区域的简单成分与血流速度相关的衡量手段仅仅提供了狭窄严重程度的间接信息,但是没有关于斑块的直接信息,如面积,体积,血管狭窄率。于是,在评估动脉壁的特征上受到限制。

发明内容

[0007] 有鉴于此,本发明的目的在于提出一种颈动脉三维图像构建装置,能够精确构建用以辅助诊断颈动脉斑块变化的颈动脉三维图像构建装置。

[0008] 基于上述目的本发明提供的颈动脉三维图像构建装置,包括手持式扫描辅助设备、超声探头、图像帧捕获模块和处理系统;

[0009] 所述超声探头固定在所述手持式扫描辅助设备上,通过手持式扫描辅助设备带动超声探头运动,使得超声探头能够连续稳定采集不同位置的颈动脉二维切片图像;所述超声探头通过第一数据连接线连接所述图像帧捕获模块,所述图像帧捕获模块从超声探头所传输的颈动脉二维切片图像中捕获图像帧,并通过第二数据连接线将图像帧传输给所述处理系统,所述处理系统对图像帧进行提取,并将其处理形成预构建三维图像,用以后续构建为颈动脉三维图像。

[0010] 在一些实施方式中,所述处理系统对图像帧进行提取的方法包括:

[0011] 超声探头以第一速率运动并持续采集颈动脉二维切片图像,且图像帧捕获模块以第二速率从超声探头采集的颈动脉二维切片图像中捕获得到图像帧;

[0012] 当一次扫描完成时,将图像帧捕获模块以第二速率恒定捕获的图像帧总数除以预构建三维图像所需样本帧总数,得到采样频率;

[0013] 令图像帧捕获模块按照得到的采样频率对超声探头以第一速率运动并持续采集颈动脉二维切片图像进行重新捕获,得到预构建三维图像所需样本帧。

[0014] 在一些实施方式中,超声探头以第一速率运动第一阈值时间后暂停第二阈值时间,图像帧捕获模块在第二阈值时间内从超声探头采集的颈动脉二维切片图像中捕获图像帧,在扫描过程中,所述处理系统对图像帧进行提取的方法包括:

[0015] 持续从图像帧捕获模块中提取图像帧;

[0016] 若当前图像帧不存在,则等待下一帧;

[0017] 若当前图像帧存在,则提取该图像帧,并将该图像帧直接放置到预构建三维图像中并对其加上索引标识。

[0018] 在一些实施方式中,超声探头以第一速率运动并持续采集颈动脉二维切片图像,且图像帧捕获模块以第二速率从超声探头采集的颈动脉二维切片图像中捕获得到图像帧,在扫描过程中,所述处理系统对图像帧进行提取的方法包括:

[0019] 每隔第三阈值时间,从捕获到的图像帧缓存中提取最新捕获的图像帧,放置到预构建三维图像中并对预构建三维图像进行更新;

[0020] 或者,

[0021] 每隔第三阈值时间,从捕获到的图像帧缓存中提取最新捕获的图像帧;

[0022] 若当前不存在图像帧,则插入一个空白的图像帧;

[0023] 或者,

[0024] 每隔第三阈值时间,从捕获到的图像帧缓存中提取最新捕获的图像帧;

[0025] 若当前不存在图像帧,从捕获到的图像帧缓存中提取上一时刻的最新捕获的图像帧,放置到预构建三维图像中并对预构建三维图像进行更新;

[0026] 或者,

[0027] 从捕获到的图像帧缓存中提取捕获的图像帧;

[0028] 将捕获到的图像帧按先后顺序全部放置到预构建三维图像中并对预构建三维图像进行更新。

[0029] 在一些实施方式中,所述手持式扫描辅助设备包括:“H”字形中空壳体,固定在所述中空壳体上的扫描传动机构,与所述扫描传动机构传动连接的超声探头支架;

[0030] 所述“H”字形中空壳体的两个下端形成为用于手持的手柄,所述超声探头支架上固定超声探头,所述扫描传动机构通过带动超声探头支架直线运动使得超声探头能够连续稳定采集不同位置的颈动脉二维切片图像。

[0031] 在一些实施方式中,所述扫描传动机构包括驱动电机、传动丝杠、丝杠传动齿轮、电机传动齿轮、支架滑块、传动箱;

[0032] 所述驱动电机与传动丝杠平行设置,二者的同向端分别连接电机传动齿轮和丝杠传动齿轮,所述电机传动齿轮和丝杠传动齿轮传动连接;

[0033] 所述传动丝杠外表面设置有外螺纹,所述支架滑块包括内螺纹通孔,所述内螺纹

通孔与所述传动丝杠外表面设置的外螺纹相配合使得传动丝杠与支架滑块螺纹实现螺纹传动;所述传动箱包括截面与支架滑块的截面形状基本相同且大小基本相等的通槽,所述扫描辅助手持设备装配完成时,所述传动丝杠与支架滑块均位于所述通槽内,所述支架滑块顶端与超声探头支架固定连接;

[0034] 所述驱动电机转动通过带动电机传动齿轮转动并经丝杠传动齿轮将驱动力传递给传动丝杠,通过传动丝杠转动带动支架滑块沿传动箱直线运动,从而带动超声探头支架直线运动。

[0035] 在一些实施方式中,所述“H”字形中空壳体的两个上端的内部空间分别形成第一内部空间和第二内部空间,所述“H”字形中空壳体的横向空心体及其分别与两个上端的连接部位形成第三内部空间;

[0036] 所述驱动电机和电机传动齿轮内设于第三内部空间,所述丝杠传动齿轮内设于第二内部空间,所述传动丝杠与传动箱架设于所述“H”字形中空壳体的两个上端之间;

[0037] 所述传动箱的两个端面分别连接第一端盖和第二端盖,所述第二端盖位于丝杠传动齿轮与传动箱端面之间;所述第一端盖和第二端盖与传动箱端面相接触的端面分别内嵌有极限开关;所述第一端盖和第二端盖分别内设于第一内部空间和第二内部空间。

[0038] 在一些实施方式中,所述第一端盖不与传动箱端面相接触的端面固定连接旋转伞齿轮,所述旋转伞齿轮与固定伞齿轮通过二者的齿状边缘咬合而互相连接,从所述固定伞齿轮的中心通孔穿过的传动丝杠通过固定于所述传动丝杠端部的压缩弹簧固定于所述“H”字形中空壳体的包含第一内部空间的上端的内表面;

[0039] 所述旋转伞齿轮、固定伞齿轮、压缩弹簧均内设于第一内部空间;

[0040] 沿所述第一端盖的侧端面边缘等间隔设置有内陷的第一齿状槽,弹性设置于所述“H”字形中空壳体的包含第二内部空间的上端的内表面上的锁定按钮上设置有与所述第一齿状槽相配合的第一齿状凸起。

[0041] 在一些实施方式中,所述超声探头支架包括支架座、弧形侧壁、铰接臂、橡胶绑带、万向支架;

[0042] 所述支架座为部分圆筒状的空心柱体且顶部具有端盖,所述弧形侧壁固定连接支架座的侧面且垂直于所述支架座端盖,所述弧形侧壁顶部设置有向外侧伸出的锁扣;

[0043] 所述铰接臂与支架座铰接且铰接部位与弧形侧壁固定部位相对,所述铰接臂端部固定连接橡胶绑带,所述橡胶绑带端部等间隔设置有与所述锁扣互锁的锁孔;

[0044] 所述万向支架嵌套于支架座底部,从二者中心通孔穿过的固定螺栓的端部固定在所述支架滑块顶端。

[0045] 在一些实施方式中,所述超声探头支架还包括旋转锁按钮和弹簧;

[0046] 所述旋转锁按钮包括一端开口的空心按钮主体、固定在按钮主体的开口部位处且向外侧延伸的两个挡片、突出于按钮主体侧壁的第二齿状凸起,所述弹簧的一端固定在按钮主体的内侧壁;

[0047] 所述支架座未连接弧形侧壁和铰接臂的侧壁上开有形状与按钮主体相配合的按钮孔,所述万向支架的靠近上端面的内侧壁上等间隔设置有第二齿状槽;

[0048] 所述超声探头支架装配完成时,所述第二齿状凸起与第二齿状槽刚好卡合,且按钮主体的两个挡片贴合在支架座内表面,所述弹簧的活动端与所述固定螺栓的表面相接

触。

[0049] 从上面所述可以看出,本发明提供的颈动脉三维图像构建装置,其手持式扫描辅助设备、超声探头、驱动控制设备之间的巧妙结构设计,使其能够连续、准确、稳定地采集二维超声图像;并且进一步通过对图像帧的提取进行细节设计,使得所述颈动脉三维图像构建装置能够精确构建颈动脉三维图像,用以辅助颈动脉斑块的医疗诊断。

[0050] 进一步的,通过设计了“H”字形中空壳体,在全局上,稳定了手持式扫描辅助设备,在扫描的整个过程中使得沿着血管的位置是已知并且一致的;在局部上,将超声探头的头部定位于正确的解剖结构和位置,使得超声成像质量最优。并且,全局稳定性“H”字形中空壳体的设计,允许超声探头稳定地支在患者的病床上,可以独立地为患者和超声医生都提供稳定性;在“H”型设计中,所述“H”字形中空壳体的两个下端形成的手柄,可使手持式扫描辅助设备立在床上,此时超声探头的头部有足够的高度来对准患者的颈动脉;通过将手持式扫描辅助设备的底部牢牢支撑住,超声医师可以方便地改变倾斜角度以得到对于患者血管的最佳的入射角;该设计的优点是能够让未经培训的用户也能执行笔直的、线性的扫描,也能够让熟练的用户用单手操作扫描;同时,这个设计的优点是:对于解剖结构的特殊性需求使得扫描者可以克服和避免比较密集的组织,来增强血管的暴露程度;可以容纳一个典型的血管路径;并对患者的仰卧位置的多样性进行有力的补充。所述手持式扫描辅助设备按照人体工学设计,以安全性作为最高优先,在正常使用过程中没有任何部件会直接接触患者。

[0051] 更进一步的,通过旋转伞齿轮、固定伞齿轮、压缩弹簧的之间的特殊结构设计,使得支架滑块具有径向旋转的能力,这样就能允许用户调整超声探头支架的偏转角,在手柄正面握持的情况下,超声探头支架可以绕伞齿轮的轴线方向旋转并保持在 -90° 至 90° 之间的任何角度(其中, -90° 是指超声探头的采集面指向正下方(如图1中所示的状态), $+90^{\circ}$ 是指超声探头的采集面指向正上方(如图1中所示的状态)),该角度可以以微小的间隔进行设定,或设定为任意一个角度;为了获得一次精确的扫描,需要通过超声探头向患者施加3~5磅的力;所以超声探头支架必须能够承受最小5磅的力,此处通过压缩弹簧以保持固定伞齿轮和旋转伞齿轮组成的啮合结构,使得超声探头支架不会发生旋转。

[0052] 较佳的,所述驱动电机设置于“H”字形中空壳体的中部,从而保证手持式扫描辅助设备的质心是居中的。

[0053] 进一步的,通过采用非金属制的工程塑料材质的电机传动齿轮和丝杠传动齿轮,使得手持式扫描辅助设备整体更加轻盈、安静,并不需要对电机传动齿轮和丝杠传动齿轮进行定期润滑处理。

[0054] 最后,通过对驱动电机、电机控制盒、外部主控制器之间的数据交换(包括控制命令的发出以及各组件的信号反馈)过程进行严密精细的设计,从而更加完整地实现了稳定的二维超声图像采集。

附图说明

[0055] 图1为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置的一个实施例的结构示意图;

[0056] 图2a为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中处理系统对图像帧进行提取的方法的一个实施例的时序示意图;

- [0057] 图2b为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中处理系统对图像帧进行提取的方法的另一个实施例的时序示意图；
- [0058] 图2c为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中处理系统对图像帧进行提取的方法的又一个实施例的时序示意图；
- [0059] 图3为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备实施例的结构示意图；
- [0060] 图4为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备实施例的爆炸结构示意图；
- [0061] 图5为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的扫描传动机构实施例的部分结构的爆炸示意图；
- [0062] 图6为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的扫描传动机构实施例的内部结构的主视图；
- [0063] 图7为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的扫描传动机构实施例中第一端盖处的放大结构示意图；
- [0064] 图8a为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的扫描传动机构实施例中互锁机构的左视图；
- [0065] 图8b为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的扫描传动机构实施例中互锁机构的主视图；
- [0066] 图9为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的超声探头支架实施例的爆炸结构示意图；
- [0067] 图10为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的超声探头支架实施例中旋转锁按钮的结构示意图；
- [0068] 图11a、11b、11b'、11c、11d分别为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的中空壳体的不同实施例的结构示意图；
- [0069] 图12a和12a'分别为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的中空壳体的可伸缩结构的收起状态和拉伸状态的示意图；
- [0070] 图12b和12b'分别为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的中空壳体的可伸缩结构的其中一种锁止机构的主视图和俯视图；
- [0071] 图12c和12c'分别为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的中空壳体的可伸缩结构的另一种锁止机构的主视图和俯视图；
- [0072] 图13a、13b、13c分别为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的中空壳体的支撑臂结构的收起状态侧视图、打开状态侧视图和主视图；
- [0073] 图14a-14f分别为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的驱动电机与传动丝杠的传动方式的不同实施例的示意图。

具体实施方式

[0074] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白，以下结合具体实施例，并参照附图，对本发明进一步详细说明。

[0075] 需要说明的是，本发明实施例中所有使用“第一”和“第二”的表述均是为了区分两

个相同名称非相同的实体或者非相同的参量,可见“第一”“第二”仅为了表述的方便,不应理解为对本发明实施例的限定,后续实施例对此不再一一说明。

[0076] 参照附图1,为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置的一个实施例的结构示意图。

[0077] 所述颈动脉三维图像构建装置,包括手持式扫描辅助设备10、超声探头20、图像帧捕获模块30和处理系统40;

[0078] 所述超声探头20固定在所述手持式扫描辅助设备10上,通过手持式扫描辅助设备10带动超声探头20运动,使得超声探头20能够连续稳定采集沿颈动脉的不同位置的颈动脉二维切片图像;所述超声探头20通过第一数据连接线连接所述图像帧捕获模块30,所述图像帧捕获模块30从超声探头20所传输的颈动脉二维切片图像中捕获图像帧,并通过第二数据连接线将图像帧传输给所述处理系统40(所述处理系统40可通过数据采集模块41采集图像帧),所述处理系统40对图像帧进行提取,并将其处理形成预构建三维图像(所述处理系统40可通过主控模块41提取图像帧并将其处理形成预构建三维图像),用以后续构建为颈动脉三维图像。

[0079] 参照附图2a,为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中处理系统对图像帧进行提取的方法的一个实施例的时序示意图。

[0080] 所述处理系统40对图像帧进行提取的方法包括:

[0081] 超声探头20以第一速率运动并持续采集颈动脉二维切片图像(即超声探头20被手持式扫描辅助设备10以恒定速率带动,同时图像被超声探头20持续地采集),且图像帧捕获模块30以第二速率从超声探头20采集的颈动脉二维切片图像中捕获得到图像帧;

[0082] 当一次扫描完成时,将图像帧捕获模块30以第二速率恒定捕获的图像帧总数除以预构建三维图像所需样本帧总数,得到采样频率;

[0083] 令图像帧捕获模块按照得到的采样频率对超声探头以第一速率运动并持续采集颈动脉二维切片图像进行重新捕获,得到预构建三维图像所需样本帧;

[0084] 在超声探头20停止移动后(亦即手持式扫描辅助设备10停止移动后)将得到的样本帧全部一起用于构建所述预构建三维图像;

[0085] 其中,当有图像帧被接收时,所述预构建三维图像不会进行更新。

[0086] 如上所述,一旦完成一次颈动脉扫描,接收到的图像帧总数除以预构建三维图像所需的样本帧数目,得到采样间隔 n (亦即采样频率),然后图像帧数组以采样间隔 n 为基数进行重采样,以重新构建所述预构建三维图像。

[0087] 举例来说:假设从图像帧捕获模块30中接收到了330个图像帧,构建所述预构建三维图像需要300个样本帧。采样间隔 $n=330/300=1.1$ 。则目标样本为 $[1.1, 2.2, 3.3, 4.4, 5.5, 6.6, 7.7, \dots]$,通过四舍五入取整,得到最终的样本帧 $[1, 2, 3, 4, 6, 7, 8, \dots]$ 。

[0088] 这种超声探头20独立移动且图像帧捕获模块30捕获图像帧不独立的处理系统40对图像帧进行提取的方法的优点包括:

[0089] 简单且快速;当超声探头20移动速率已知,已预设并总是连续的情况尤为适用;允许当处理系统40处理资源在其他地方的时候进行重建——允许低的计算机处理能力;不需要电机编码器或关于定位信息的专门设计。

[0090] 参照附图2b,为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中处理系统对图像帧进行

提取的方法的另一个实施例的时序示意图。

[0091] 超声探头20以第一速率运动第一阈值时间后暂停第二阈值时间(即手持式扫描辅助设备10带动超声探头20移动一个单位的距离增量然后停止一个预定的时间间隔),图像帧捕获模块30在第二阈值时间内从超声探头采集的颈动脉二维切片图像中捕获图像帧,重复前述步骤(亦即,超声探头20移动一个单位的距离增量然后停止一个预定的时间间隔,此时图像帧捕获模块30捕获一个图像帧;然后超声探头20再移动一个单位的距离增量然后再停止一个预定的时间间隔,此时图像帧捕获模块30捕获另一个图像帧),在扫描过程中,所述处理系统对图像帧进行提取的方法包括:

[0092] 持续从图像帧捕获模块30中提取图像帧;

[0093] 若当前图像帧不存在,则等待下一帧;

[0094] 若当前图像帧存在,则提取该图像帧,并将该图像帧直接放置到预构建三维图像中并对其加上索引标识;并更新所述预构建三维图像;

[0095] 其中,对图像帧的采样提取将触发超声探头20的位置的查询;

[0096] 图像帧的采样间隔=图像帧总数/(扫描长度/颈动脉目标切片厚度)。

[0097] 这种手持式扫描辅助设备10驱动超声探头20的处理系统对图像帧进行提取的方法的优点包括:

[0098] 不需要差值算法或重采样,该方法可以确保需要的图像帧数量可以被以正确的顺序进行捕获;非常高的精度;容忍图像帧捕获模块30中滞后和阶段性的延迟,并且超声探头20可以配合低质量的超声机有效地使用;容忍基于计算机的处理系统40的负荷与无效性的滞后。

[0099] 参照附图2c,为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中处理系统对图像帧进行提取的方法的又一个实施例的时序示意图。

[0100] 超声探头20以第一速率运动并持续采集颈动脉二维切片图像(即超声探头20被手持式扫描辅助设备10以恒定速率带动,同时图像被超声探头20持续地采集),且图像帧捕获模块30以第二速率从超声探头20采集的颈动脉二维切片图像中捕获得到图像帧,在扫描过程中,所述处理系统40对图像帧进行提取的方法包括:

[0101] 方案1a:每隔第三阈值时间,从捕获到的图像帧缓存中提取最新捕获的图像帧(即,以第三阈值时间为提取每帧图像帧的时间间隔),放置到预构建三维图像中并对预构建三维图像进行更新(亦即,如果同一位置有多个图像帧,则选择最新的图像帧,并丢弃其他帧);

[0102] 方案1b:每隔第三阈值时间,从捕获到的图像帧缓存中提取最新捕获的图像帧;

[0103] 若当前不存在图像帧,则插入一个空白的图像帧;——纠正功能关闭

[0104] 方案1c:每隔第三阈值时间,从捕获到的图像帧缓存中提取最新捕获的图像帧(亦即调换为临近的帧);——纠正功能开启

[0105] 若当前不存在图像帧,从捕获到的图像帧缓存中提取上一时刻的最新捕获的图像帧,放置到预构建三维图像中并对预构建三维图像进行更新;

[0106] 方案1d:从捕获到的图像帧缓存中提取捕获的图像帧;

[0107] 将捕获到的图像帧按先后顺序全部放置到预构建三维图像中并对预构建三维图像进行更新。

[0108] 这种手持式扫描辅助设备10带动超声探头20与图像帧捕获模块30捕获图像帧并行的预构建三维图像实时构建的处理系统对图像帧进行提取的方法的优点包括:

[0109] 允许少量活动控制的简单的手持式扫描辅助设备10的配置;定位信息允许在图像采集时识别间断和滞后;允许预构建三维图像转换(如:1b或1c),以优化最佳的预构建三维图像,而不用管图像帧捕获模块30或超声探头20的滞后。

[0110] 任意上述处理系统对图像帧进行提取的方法,其中,采样,存储带有坐标信息的图像帧到图像缓冲区,之后显示和重构栅状的预构建三维图像的过程——不是实时建立,而是随后进行重构。

[0111] 任意上述方法,在超声探头20(视频图像源)与图像帧捕获模块30(例如图像攫取器)之间集成了图像类型转换器(如RGB转digital),用以推导出一个中间速率。

[0112] 控制的配置可包括任意上述方法,采样,存储带有坐标信息的帧到图像缓冲区,之后显示和重构预构建三维图像——而不是实时建立预构建三维图像。在这个场景中,出于性能优化考虑,预构建三维图像重构是延迟进行的。更进一步地,任意上述组件都可以硬连接到视频源系统或超声机中,不需要中间过程。最后,上述方法可以包含一个图像类型转换器,它集成于视频图像源和图像帧捕获系统之间,以得到一个中间速率。

[0113] 上述方法中,同步时可优化和考虑的变量:超声探头的帧速率、视频转换器的存在/不存在、图像攫取器帧速率、手持式扫描辅助设备10中驱动电机转速、对手持式扫描辅助设备10的瞬态阻抗。

[0114] 其中,图像帧捕获模块30可采用图像攫取器。图像攫取器是一个电气装置,它从模拟视频信号或数码视频流中捕获独立的,数码静止的图像帧。它通常被做为一个计算机视觉系统组件,该组件以数码形式捕获视频图像帧,然后将它们以原始或压缩的数码方式进行显示,存储或传送。现代的图像攫取器通常能够存储多个图像帧并使用MEPG2和JPEG算法将它们实时进行压缩。对视频图像帧进行压缩的图像攫取器被称为“主动式图像攫取器”,对仅捕捉原始视频数据的图像攫取器称为“被动式图像攫取器”。

[0115] 通常,图像攫取器会包含如下电路:存储所获取的图像的存储器(帧缓冲器);一个总线接口,通过它,一个处理器能够控制数据的获取与访问;通用的输入输出装置,用来触发图像的采集或者控制外围设备。对于一个模拟图像攫取器而言,它还包括作为输入信号调节器的电路来缓冲输入的视频,保护下游的电路,对水平和垂直的同步脉冲的恢复机制,模拟信号到数码信号的转换器,和一个NTSC/SECAM/PAL解码器。在软件中一个或多个上述特性将被应用其中。对于数码图像攫取器,它们还包括一个与数码视频源的物理接口,如:Camera Link,CoaxPress,DVI,GigE Vision,LVDS或RS-422。图像攫取器还会包含预压缩技术,通过使用这种方法作为收缩谱线来清理数码信号,使得标准压缩算法的工作负荷最小化。通常,图像攫取器至少可以用一个范围广泛的视频格式来捕获视频,它包括模拟和数码视频格式,分辨率从640x480到2048x2048,图像帧率最高从2048x2048分辨率下的12帧/秒到1024x768分辨率下的60+帧/秒。

[0116] 总的来说,图像攫取器将自己与视频源进行同步,以视频源的输出分辨率和色彩深度捕获图像,或以图像攫取器最大所支持的分辨率和色彩深度捕获图像。图像攫取器以视频源自身的图像帧率,或最大达到图像攫取器最大的图像帧率来捕获图像。通常,图像攫取器用来优化和压缩捕获的图像数据所能执行的功能包括:a)预压缩功能,用来清理和优

化图像。预压缩减少了每幅图像所需要的数据数量,并且改进了标准压缩算法的性能。b)使用业界标准的图像压缩算法对图像进行无损压缩。c)机载图像裁切。d)颜色空间转换。e)USB传输加速。我们的目标是减少每幅捕获的图像所需的数据量和优化与视频处理系统的数据传输。结果是图像攫取器捕获一个大容量的图像数据,以图像攫取器当前使用的分辨率下所支持的最大的颜色深度将图像数据转换为RGB格式,压缩并优化该数据,然后通过典型的方式如USB(USB1.1,USB2.0,USB3.0)或PCI将该数据传送到视频处理系统中。

[0117] 该图像帧捕获系统可以是固化的计算设备,独立的设备,或固化到视频图像源设备中。

[0118] 参照附图3和附图4,为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备实施例的结构示意图和爆炸结构示意图。

[0119] 所述手持式扫描辅助设备,包括:“H”字形中空壳体300,固定在所述中空壳体300上的扫描传动机构200,与所述扫描传动机构200传动连接的超声探头支架100;

[0120] 所述“H”字形中空壳体300的两个下端形成为用于手持的手柄,诊断者通过将手指穿过手柄之间的缺口305而握住手柄;所述超声探头支架100上固定超声探头(未示出);

[0121] 使用时,超声探头贴紧患者颈部,所述扫描传动机构200通过带动超声探头支架100直线运动使得超声探头能够沿患者颈部连续稳定采集不同位置的颈动脉二维切片图像,用于后续构建患者颈动脉的三维图像。

[0122] 其中,所述超声探头可以是市售超声机或内置超声模块,或者是任意一部临床使用的或监管部门批准的医用超声机。优选的,最小配置的超声系统应该包括以下特性:B超配置,7-10MHz(最低可达到5.5MHz,最高12MHz)的线性探头(血管探头最为理想),并配有CV、DVI、VGA或HDMI输出(用于所采集的图像的输出)。

[0123] 在特定的情况下,对于所述“H”字形中空壳体300,还推荐使用一种延长的或可伸缩的脚部设计,以允许手柄能够适用于多种多样的患者。这个可伸缩的组件可以收纳在手柄盒里,具有延长和锁止的功能,这功能可以使用多种现有技术实现。例如:使用一个螺栓系统来延长一或多个收纳在H型设计中的脚部。还可以使用滑动条系统使可伸长的脚部沿着H型设计的底部进行滑动,然后停在一个预先设定增量的位置锁止,或用压缩式的锁进行锁止。在另一种变体中,手柄使用了一种对倾斜角度也进行限制的设计。它使用了向前和向后延伸出的支撑臂,把手柄锁止在一个特定的角度。

[0124] 进一步的,在一些可选实施方式中,提供了一种所述手持式扫描辅助设备的扫描传动机构的实现方式,结合附图3和附图4,并参照附图5和附图6,对其进行描述。附图5和附图6,分别为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的扫描传动机构实施例的部分结构的爆炸示意图和内部结构的主视图。

[0125] 所述扫描传动机构200包括驱动电机209、传动丝杠202、丝杠传动齿轮207、电机传动齿轮208、支架滑块204、传动箱201;

[0126] 所述驱动电机209与传动丝杠202平行设置,二者的同向端(图4-6中所示的驱动电机209的右端和传动丝杠202的右端)分别连接电机传动齿轮208和丝杠传动齿轮207,所述电机传动齿轮208和丝杠传动齿轮207传动连接;

[0127] 所述传动丝杠202外表面设置有外螺纹2021(参照附图5和6),所述支架滑块204包括内螺纹通孔2044,所述内螺纹通孔2044与所述传动丝杠202外表面设置的外螺纹2021相

配合使得传动丝杠202与支架滑块204螺纹连接;所述传动箱201包括截面与支架滑块204的截面形状基本相同且大小基本相等的通槽2011,所述手持式扫描辅助设备装配完成时,所述传动丝杠202与支架滑块204均位于所述通槽2011内,且所述支架滑块204的顶端与超声探头支架100固定连接;

[0128] 所述驱动电机209转动,通过带动电机传动齿轮208转动并经丝杠传动齿轮207将驱动力(旋转的力)传递给传动丝杠202,通过传动丝杠202转动带动支架滑块204沿传动箱201直线运动(因为支架滑块204与通槽2011的截面形状基本相同且大小基本相等,因此支架滑块204的外周面与通槽2011的内壁紧密贴合,则传动丝杠202与支架滑块204在通槽2011中进行抽向螺纹传动),从而带动超声探头支架100直线运动。

[0129] 其中,如图5所示,所述支架滑块204的一个可选实施方式,包括长方体形状的滑块主体2042和扁椭圆柱形状的支架连接端2041,内螺纹通孔2044贯穿所述滑块主体2042,支架连接端2041顶部开有螺纹孔2043,用于超声探头支架100的固定。可选的,所述传动箱201顶部还可以设置有上盖203,所述上盖203的横截面为拱形且上盖203的顶部开有贯穿上盖顶部的开口2031,所述开口2031的宽度与支架连接端2041的形状相适应。

[0130] 较佳的,参照附图4,在一些可选实施方式中,所述“H”字形中空壳体300的第一上端301和第二上端302的内部空间分别形成为第一内部空间和第二内部空间,所述“H”字形中空壳体的横向空心体及其分别与两个上端的连接部位形成为第三内部空间303;

[0131] 所述驱动电机209和电机传动齿轮208内设于第三内部空间303,所述丝杠传动齿轮207内设于第二内部空间302,所述传动丝杠202与传动箱201架设在所述“H”字形中空壳体的第一上端301和第二上端302之间。

[0132] 可选的,所述第三内部空间303中,所述“H”字形中空壳体的内壁上还设置有固定支撑驱动电机209的固定支撑座304。

[0133] 较佳的,参照附图4,在一些可选实施方式中,所述传动箱201的两个端面分别连接第一端盖2121和第二端盖2122,所述第二端盖2122位于丝杠传动齿轮207与传动箱201端面之间;所述第一端盖2121和第二端盖2122与传动箱端面相接触的端面分别内嵌有极限开关213;所述第一端盖2121和第二端盖2122分别内设于第一内部空间和第二内部空间。

[0134] 可选的,参照附图5,所述第一端盖2121和第二端盖2122与传动丝杠202连接部位还分别设置有轴承214。

[0135] 较佳的,参照附图7,为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的扫描传动机构实施例中第一端盖处的放大结构示意图;在一些可选实施方式中,所述第一端盖2121不与传动箱201端面相接触的端面固定连接旋转伞齿轮(图7中第一端盖2121的齿状端面,这里,旋转伞齿轮与第一端盖2121为一体成型),所述旋转伞齿轮与固定伞齿轮205通过二者的互相配合的齿状边缘咬合的而互相连接,从所述固定伞齿轮205的中心通孔(未示出)穿过的传动丝杠202通过装配于所述传动丝杠202端部(图7中的传动丝杠左端)的压缩弹簧206固定于所述“H”字形中空壳体300的包含第一内部空间的第一上端301的内表面,具体的,可以是最左端的内侧壁上;所述旋转伞齿轮、固定伞齿轮205、压缩弹簧206均内设于第一内部空间。

[0136] 进一步的,参照附图8a和8b,分别为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的扫描传动机构实施例中互锁机构的左视图和主视图;在一些可选实施

方式中,为了不让所述支架滑块204任意旋转,设置互锁机构,所述互锁机构包括沿所述第二端盖2122的侧端面边缘等间隔设置的内陷的第一齿状槽2071,弹性设置于所述“H”字形中空壳体300的包含第二内部空间的第二上端302的内表面上的锁定按钮215,以及锁定按钮215上设置的与所述第一齿状槽2071相配合的第一齿状凸起2151;通过压下锁定按钮215,使得第一齿状凸起2151脱离第一齿状槽2071,从而第二端盖2122可以绕传动丝杠202旋转使得支架滑块204能够绕传动丝杠202任意旋转;旋转需要角度后,松开锁定按钮215,第一齿状槽2071与第一齿状凸起2151再次卡合,将第二端盖2122再次固定。

[0137] 可选的,所述锁定按钮215包括固定于“H”字形中空壳体300内部的固定片2152,所述锁定按钮215的主体通过伸缩弹簧2154固定在固定片2152上,所述第一齿状凸起2151设置于锁定按钮215的主体与第二端盖2122相对的一面上,所述锁定按钮215的主体上还可延伸出与固定片2152相接触的延伸条2153。

[0138] 较佳的,参照附图9,为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的超声探头支架实施例的爆炸结构示意图;在一些可选实施方式中,所述超声探头支架100包括支架座、弧形侧壁101、铰接臂105、橡胶绑带106、万向支架102;

[0139] 所述支架座为部分圆筒状的空心柱体且顶部具有端盖,所述弧形侧壁101固定连接支架座的侧面且垂直于所述支架座端盖(所述支架座与弧形侧壁101可以是一体成型),所述弧形侧壁101顶部设置有向外侧伸出的锁扣103;

[0140] 所述铰接臂105与支架座铰接且铰接部位与弧形侧壁101与支架座的固定部位相对,所述铰接臂105端部固定连接橡胶绑带106,所述橡胶绑带106端部等间隔设置有与所述锁扣103互锁的锁孔107;

[0141] 所述万向支架102嵌套于支架座底部,分别从二者中心的第一螺纹通孔109和第二螺纹通孔1022穿过的固定螺栓108的端部固定在所述支架滑块204顶端(可选的为支架滑块204顶端的支架连接端2041的螺纹孔2043),从而将超声探头支架100与扫描传动机构200相固定。

[0142] 可选的,所述铰接臂105、橡胶绑带106、锁扣103的数量均为两个。所述支架座端盖的边缘及弧形侧壁101的两侧边缘均设置有橡胶支撑条110。

[0143] 超声探头放置在橡胶支撑条110上,橡胶绑带106通过铰接臂105与支架座固定,橡胶绑带106的锁孔107与锁扣103扣合,使得超声探头被橡胶绑带106牢牢紧固;橡胶绑带106非常灵活,不同长度的位置都留有锁孔107,用来配合锁扣103,以紧固不同尺寸的超声探头;超声探头可以用手轻松地紧固与松开。

[0144] 进一步的,参照附图10,为本发明提供的颈动脉三维图像构建装置中手持式扫描辅助设备的超声探头支架实施例中旋转锁按钮的结构示意图;在一些可选实施方式中,结合参照附图11,所述手持式扫描辅助设备的超声探头支架100还包括旋转锁按钮104和弹簧111;

[0145] 所述旋转锁按钮104包括一端开口的空心按钮主体1041、固定在按钮主体1041的开口部位处且向外侧延伸的两个挡片1043(可选的,参照附图12,两个挡片1043对称设置在按钮主体1041两侧)、突出于按钮主体1041侧壁的第二齿状凸起1042,所述弹簧111的一端固定在按钮主体1041的内侧壁;

[0146] 所述支架座未连接弧形侧壁101和铰接臂105的侧壁上开有形状与按钮主体1041

相配合的按钮孔,所述万向支架102的主体1021的靠近上端面的内侧壁上等间隔设置有第二齿状槽1024;

[0147] 所述超声探头支架100装配完成时,所述第二齿状凸起1042与第二齿状槽1024刚好卡合,且按钮主体1041的两个挡片1043贴合在支架座内表面,所述弹簧111的活动端与所述固定螺栓的表面相接触;

[0148] 当需要使支架座相对与万向支架102转动时,按下旋转锁按钮104,第二齿状凸起1042与第二齿状槽1024分离,即可旋转支架座;松开旋转锁按钮104,第二齿状凸起1042与第二齿状槽1024再次卡合,支架座与万向支架102的相对位置再次固定。

[0149] 为了使超声探头能够适用于Doppler扫描(需要具有 30° 的扫描角度),该超声探头支架需要能够在两个方向旋转 30° 角;因此,较佳的,所述第二齿状凸起1042数量为2个,所述第二齿状槽1024的数量为4个;同时,当第二齿状凸起1042卡合在中间两个第二齿状槽1024时,超声探头位于正方向;当第二齿状凸起1042卡合在左侧两个第二齿状槽1024时,超声探头以固定螺栓108的轴线为轴转动并向左倾斜 30° ;当第二齿状凸起1042卡合在右侧两个第二齿状槽1024时,超声探头以固定螺栓108的轴线为轴转动并向右倾斜 30° 。

[0150] 虽然上述实施例以“H”字形中空壳体作为具体实施方式进行描述,但所述中空的中空壳体的形状可以是“H”字形、“L”字形、“O”字形、“I”字形或方框形中的任意一种形状。下面,参照附图11a、11b、11b'、11c、11d,介绍本发明提供的手持式扫描辅助设备的中空壳体300的不同实施例,图11a、11b及11b'、11c、11d为本发明提供的手持式扫描辅助设备的中空壳体的不同实施例的结构示意图。

[0151] 对于“H”字形的中空壳体300,上述实施例中已经进行过详细的描述,其两个下端形成为用于握持的手柄,其第一上端301和第二上端302的内部空间分别形成为第一内部空间和第二内部空间,所述“H”字形中空壳体的横向空心体及其分别与两个上端的连接部位形成为第三内部空间303;所述驱动电机209与传动丝杠202平行设置,二者的同向端分别连接电机传动齿轮208和丝杠传动齿轮207;所述驱动电机209和电机传动齿轮208内设于第三内部空间,所述丝杠传动齿轮207内设于第二内部空间,所述传动丝杠202与传动箱201架设在所述“H”字形的中空壳体300的第一上端301和第二上端302之间;

[0152] 参照附图11a,对于“L”字形的中空壳体,其包括互相垂直的第一壳体301a和第二壳体302a;所述驱动电机209与传动丝杠202垂直设置,且驱动电机209内设于第一壳体301a,传动丝杠202与传动箱201内设于第二壳体302a,驱动电机209与传动丝杠202相交的一端传动连接且该连接部位位于“L”字形的中空壳体的弯折部位;

[0153] 参照附图11b和11b',分别为“O”字形的中空壳体的主视图和左视图,对于“O”字形的中空壳体,其包括环形壳体301b和第三直线形壳体302b,所述第三直线形壳体302b垂直于所述环形壳体301b所在平面;所述驱动电机209内设于环形壳体301b,传动丝杠202与传动箱201内设于第三直线形壳体302b,驱动电机209与传动丝杠202相交的一端传动连接且该连接部位位于环形壳体301b与第三直线形壳体302b的交接部位;

[0154] 参照附图11c,对于“I”字形的中空壳体,其包括第一直线形壳体301c和第二直线形壳体302c且二者位于同一直线;驱动电机209内设于第一直线形壳体301c,传动丝杠202与传动箱201内设于第二直线形壳体302c,驱动电机209与传动丝杠202相交的一端传动连接且该连接部位位于第一直线形壳体301c与第二直线形壳体302c的交接部位;

[0155] 参照附图11d,对于方框形的中空壳体,其包括方形壳体301d和第四直线形壳体302d且第四直线形壳体302d架设在方形壳体301d中央;驱动电机209内设于方形壳体301d,传动丝杠202与传动箱201内设于第四直线形壳体302d,驱动电机209与传动丝杠202相交的一端传动连接且该连接部位位于方形壳体301d与第四直线形壳体302d的交接部位。

[0156] 在特定的情况下,对于所述“H”字形中空壳体300,还推荐使用一种延长的或可伸缩的脚部设计,以允许手柄能够适用于多种多样的患者。参照附图12a和12a',分别为本发明提供的手持式扫描辅助设备的中空壳体的可伸缩结构的收起状态和拉伸状态的示意图;所述“H”字形的中空壳体的两个下端设计为可伸缩结构;这个可伸缩结构可以收纳在手柄盒3061和3071里,其中可分别包括两端延伸段3062、3063以及3072、3073,从而具有延长的功能,这功能可以使用多种现有技术实现。例如:使用一个螺栓系统来延长一或多个收纳在H型设计中的脚部。

[0157] 所述可伸缩结构的延伸段连接部位的锁止机构采用预设增量位置锁止方式或压缩式锁止方式;可以使用滑动条系统使可伸长的脚部沿着H型设计的底部进行滑动,然后停在一个预先设定增量的位置进行预设增量位置锁止方式的锁止,或用压缩式的锁进行压缩式锁止方式的锁止。

[0158] 参照附图12b和12b',分别为本发明提供的手持式扫描辅助设备的中空壳体的可伸缩结构的预设增量位置锁止机构的主视图和俯视图;当延伸段延伸到预定位置,利用锁圈3081圈住连接部位,然后利用旋钮3082对其进行锁止;需要收回延伸段时,反向旋转旋钮3082即可打开锁圈3081。

[0159] 参照附图12c和12c',分别为本发明提供的手持式扫描辅助设备的中空壳体的可伸缩结构的压缩式锁止机构的主视图和俯视图;

[0160] 当延伸段延伸到预定位置,利用锁筒3091圈住连接部位,锁筒3091侧面开通槽,通槽外部配合设置有U形槽3093,U形槽3093内部沿锁筒3091径向设置有弹簧3094,开关3092一端接触弹簧3094,弹簧3094另一端接触延伸段外表面,当需要对其进行锁止时,关闭开关3092,弹簧3094顶住延伸段,实现锁止;需要收回延伸段时,反向打开开关3092即可打开锁圈3081。

[0161] 在另一种变体中,所述“H”字形的中空壳体使用了一种对倾斜角度也进行限制的设计。它使用了向前和/或向后延伸出的支撑臂310,把中空壳体锁止在一个特定的角度。参照附图13a、13b、13c分别为本发明提供的手持式扫描辅助设备的中空壳体的支撑臂结构的收起状态侧视图、打开状态侧视图和主视图。

[0162] 所述驱动电机209与传动丝杠202的传动方式除了上述实施例中所描述的以外,还包括其他实施方式;参照附图14a-14f,分别为本发明提供的手持式扫描辅助设备的驱动电机与传动丝杠的传动方式的不同实施例的示意图。

[0163] 所述驱动电机209与传动丝杠202的相对位置包括选自平行设置、垂直设置、呈直线设置中的其中一种;

[0164] 所述驱动电机与传动丝杠的传动连接方式可采用以下任意一种分别搭配合适的中空壳体300的不同实施方式:

[0165] 齿轮啮合方式:驱动电机209输出和传动丝杠202平行并于一边对齐,使用一个齿轮组(驱动电机齿轮208和传动丝杠齿轮207)相连;

[0166] 锥轮啮合方式:驱动电机209与传动丝杠202垂直并对齐,使用一个锥齿轮组(驱动电机锥轮208'和传动丝杠锥轮207')驱动传动丝杠202;

[0167] 蜗杆传动方式:驱动电机209垂直于传动丝杠202,使用一个蜗杆216传动系统传递能量;

[0168] 传送带传动方式:通过传送带217(传送带217可以是扁平的,圆的,带齿的,带槽的,等)传递驱动电机齿轮208(优选为不带齿的传动轮)和传动丝杠齿轮207(优选为不带齿的传动轮)之间的转动力,但这种情况中,输入和输出轴不需要在一个平面内排列好,操作时较安静是推荐使用的最好的传送带驱动系统。

[0169] 链条传动方式:通过链条218传递驱动电机齿轮208和传动丝杠齿轮207之间的转动力;更适用于大型的,高负载的应用;

[0170] 电机与丝杠直接耦合方式:将驱动电机209输出与传动丝杠202通过耦合件219直接耦合。

[0171] 由此可见,当中空壳体300的形状为上述形状之一或其他本领域技术人员容易想到的变形,根据中空壳体300的形状可选用上述合适的驱动电机与传动丝杠的传动连接方式其中之一,以配合整个手持式扫描辅助设备的设计。

[0172] 虽然上述实施例具体公开了超声探头支架的具体实施方式,但可替换的超声探头紧固方法包括为特定超声探头压模定制的超声探头支架(超声探头可以插入到超声探头支架中),将探头组件自身内建于手柄中(包含两个超声探头采集数据的输出:一个输出到超声机,一个输出到电脑);或将手柄控制功能内建到超声机中。另一个可供选择的方案为:超声探头支架表现为一个通用支架,为特定的超声探头压模制成的垫片垫起来,通用支架的垫片是可更换的。这样可以使用上述任一方法将其紧固。

[0173] 还有一些紧固超声探头的备选方法由下列一个或多个组成:黏性皮带,搭扣带子,弹簧锁紧机制,或夹臂。铰接机制也可以由下列一或多个备选方法组成:棘齿系统,可调节夹子,或电子机动锁系统。

[0174] 进一步的,所述手持式扫描辅助设备包含塑料和金属的组件,用来连接与移动超声探头,并具有最小的防水防尘保护。推荐的实现方式将外壳防水防尘等级设定为IP32,它避免了2.5mm以上的颗粒的进入,和高于水平面15°的水的直接喷洒。优选的,所述传动丝杠202外表面设置的外螺纹2021采用方形螺纹——它是最有效的,摩擦力最小,并能承受更大的力。较佳的,采用的ACME标准的螺纹使用29度螺纹角的螺纹切割;推荐的实现方案使用了直径为3/8"的不锈钢,螺纹规格为ACME的传动丝杠。当传动丝杠进行旋转时,按照ACME的规格标准,它转换为每旋转一圈,支架滑块移动1/12"。

[0175] 一种可选实施方案中,60mm的传动丝杠提供了足够的长度(前后30mm)来获取颈动脉分叉点区域的图像。其他可选的方案是:传动丝杠是标准长度,推进距离设置为固定或可变的;可变的推进长度可以是例如:手工移动极限开关的位置,或修改手持式扫描辅助设备的硬件设置;极限开关可以通过机械驱动,或使用传感器来监测磁场或电容的变化,从而控制极限开关。

[0176] 所述支架滑块204可以由多种材料制成,如钢铁、铝、或者塑料(乙缩醛)。在一个不受限的例子中,支架滑块204由乙缩醛制成,具有25mm×18mm×20mm(长宽高)的形状,使得其能够沿着丝杠光滑地移动。在这个例子中,传动箱被通槽所约束,通槽是一个塑料圆柱体

中开18mm×20mm的槽。值得注意的是:传动箱的材料可以使用铝、塑料(ABS、PE、Teflon等)、热塑性材料(POM)或具有同等属性的材料,这些材料首先能够限制噪音,电磁干扰,振动和减轻重量。

[0177] 还有一些用来控制支架滑块的推进路径的可选方案,例如:传动丝杠可以被一个简单的引导棒所替代,引导棒允许支架滑块自由地移动,能够用手或线性推进器推动。在这种轨道完全限制超声探头支架旋转的情况中,引导棒不是必须的,除非它被用来对支架滑块提供一个力。

[0178] 进一步的,上述实施方式中,使用一个驱动电机来沿着扫描路径以恒定速度推动超声探头支架。驱动电机需要最小扭矩是89Nm,以在扫描过程中提供平滑的移动(此时假定传动比为22:1,而且滑块沿着经过良好润滑的丝杠进行滑动)。该扭矩值是通过进行扫描时将超声探头牢牢压在患者颈动脉所提供的足够的力来进行选择的。一种实现方式是使用一种小的无刷直流伺服电机(Micromo公司生产,<0.5kg,约8cm)。该模型使用霍尔效应传感器作为编码器,并且包括集成于电机壳内的电机驱动器(Faulhaber 2250 BX4系列),它把电机控制器集成在电机中以帮助减小电磁干扰,并减小整体尺寸和降低连线复杂度。可选的电机包括Parker RS系列,Maxon GPX系列(GPX 22LN),和Moog BN12系列。

[0179] 可选的,所述电机传动齿轮208和丝杠传动齿轮207的材料可以是钢铁,铝,或塑料(尼龙塑料,酚醛塑料,乙缩醛)。优选的,所述电机传动齿轮208和丝杠传动齿轮207采用尼龙塑料齿轮,每个有40个齿。在可选方案中一或多个传送带用来替代齿轮,将驱动电机的力传送到传动丝杠。传送带系统适用于驱动电机距离传动丝杠比较远的情况,或为了降低噪音而使用。在另一个实现方式中,使用一或多个线性推进器来对支架滑块施加方向力。推进器可以是任意类型的(电动,气动,压电),并沿着行进方向的轴向放置。

[0180] 进一步的,连续稳定采集的不同位置颈动脉二维切片图像,用于后续构建患者颈动脉的颈动脉三维图像;而颈动脉三维图像的重构中需要详细的定义三维像素点为x、y、z坐标的已知函数。由于该坐标系统是定义好的,x和y将通过超声探头采集出来的图像中的像素点位置进行确定,而z维度可以由定位信息系统确定。从而,所述颈动脉三维图像构建装置还包括用于取得定位信息的位置追踪器,所述位置追踪器将采集的定位信息反馈给所述外部主控制器。所述位置追踪器有至少以下几种可选实施方式:

[0181] a)磁性跟踪器:采用一个或多个调频发射器用来产生一个随空间进行变化的磁场,一个或多个包含三相正交线圈的调频接收器来感应磁场的强度。每次获得一个颈动脉二维切片图像时,追踪调频发射器产生的三个相位的磁场强度可以计算出换能器的位置和定向信息。

[0182] b)机械追踪器:此方法中的驱动机制优先由驱动电机或机械系统进行控制,并以一个恒定的和可预测的速率运行。其随后还采用了一种弹簧平衡机制或自动机械夹紧机制。依照成像系统,该机械追踪器以下列配置进行驱动:1)线性——此时图像以相等或动态的间距相互平行的被获取到;2)倾斜——以类似扇形的结构,用相同或可变的角间距来获取图像;3)旋转——以类似螺旋桨的设置,用相同或可变的角间距来获取图像。对于机械驱动而言,将旋转速率,采样间隔和采样率进行转换,并与超声仪器的图像帧速率进行匹配,且与换能器的垂直分辨率采样间隔(半间隔)进行匹配。

[0183] 由于起始点与探头的行进路径是已知的,所以探头位置能够通过简单的测量行进

的长度被精确地计算出,该长度又确定了电机的旋转数。所述驱动电机通常配有霍尔传感器(或其他同等类型传感器,包括光学,磁性,电容或机械编码器),它能与处理系统40之间交流位置和/或转数信息。所述定位信息当驱动电机209和支架滑块204的传动比是已知的情况下可以被译码为长度。

[0184] 一般说来,位置追踪器对于比较简单的且预先确定的超声探头的运动路径来说,有如下特性:一个参考位置,一种用于确定相对于参考位置的一个位置的方法,一种用来交流已达到和/或已通过一个极限位置的方法。

[0185] 成功的采集到超声探头的图像帧需要手持式扫描装置的各组件间的协同工作,包括:超声探头支架沿着一个轨道移动,超声探头支架被推进到正确的方向,手持式扫描辅助设备的操作者正确放置探头,使得超声探头对目标解剖结构进行成像,处理系统采集到正确位置上的图像帧。一旦手持式扫描装置处于就绪状态,推进超声探头与采集视频图像帧的命令必须被超声医师或相关技术人员触发,以开始操作。因此,可选的,所述手持式扫描装置还包括用于触发超声探头推进和颈动脉二维切片图像采集开始/停止的控制按钮。

[0186] 可选的,所述控制按钮数量为两个,两个控制按钮分别置于“H”字形中空壳体的正面的面板表面上(这样当用户稳稳地拿着手柄的时候,可以使用任意手的大拇指来触发采集系统),两个所述控制按钮可以设置为均传递相同的启动命令(亦即,按任一控制按钮,均可以在同一时刻既触发超声探头的推进又控制颈动脉二维切片图像采集的开始/停止),推进超声探头与采集视频图像帧同时开始,被由同一个命令来触发,从而降低了用户与系统交互的复杂度,减少了整体扫描时间并减少了用户引入的错误源;在可选的方法中,通过软件的配置,两个控制按钮可以分别传递不同的命令,例如:右边的控制按钮使得扫描从顶部开始,而左边的控制按钮使得扫描从底部开始。

[0187] 进一步的,用于控制驱动电机209的所述电机控制盒包含一个市售的Faulhaber MCDC 3006S移动控制器,它通过串行口(例如RS232)与处理系统40的驱动控制模块46进行通讯,电机控制盒将处理系统40的驱动控制模块46的输入命令进行译码,并驱动“H”字形中空壳体300内集成的驱动电机209(可选为直流微电机)产生所需的电机运动。该市售的控制器是Faulhaber专门设计用来通过RS232接口与其直流微电机进行交互使用的。

[0188] 所述移动控制器为直接控制驱动电机运动的电气组件,用于控制驱动电机的开始和停止,并指出是前向还是后向。所述移动控制器与外部主控制器的数据交换采用RS-232信号,通过USB线缆进行传输,使用USB转串口的适配器。当然,也可以使用CAN总线或其他同等的数字或模拟信号协议。与其他可选硬件的无线通信方式也是可能的,例如:使用RS-232转蓝牙的转换器。

[0189] 可选的,所述驱动电机209装在一个黑色乙缩醛共聚物圆柱体单元中;所述电机控制盒也可内建于所述黑色乙缩醛共聚物圆柱体单元中,或者作为一个独立的单元。每种设计都可以通过改变内部安装和连线来内建于电机设计之中。所述驱动电机209可选的采用伺服电机;并且通过与驱动电机209连接的编码器和处理系统40的驱动控制模块46,确定精确的位置信息。

[0190] 所述电机控制盒确定了所有的电机性能参数,包括:速度,失速力(扭矩),缓冲时间(加速和减速)等;电机控制盒还会传送当前驱动电机性能的诊断信息,如当前电压,当前温度,旋转速度;电机控制盒具有使用软件配置的参数,如:操作模式,命令源,尖峰和持续

电流限值,加速和减速,数字滤波设定,极限位置,允许的偏差,旋转方向等等,这些参数也可以通过可配置的控制逻辑进行控制,如:电子PID控制器来响应输入命令控制电机的功能。电机控制盒还能对于关于驱动电机当前绝对或相对位置(相对于轨道中点的位置)的输出信息进行配置。另外,电机控制盒还设立了安全性机制,以防止电击,对手柄施力过度,对于手柄和控制器盒的损坏。

[0191] 此外,所述手持式扫描辅助设备10还包括固件,用于为驱动电机提供电流,并设定阈值,如果电流会引起驱动电机施加过度的力(例如20磅或89牛顿),则自动关闭。通常地,驱动电机也包含了电压过高、电压过低、及温度超限的自动关闭功能。所述手持式扫描辅助设备10还设置有编码器,用于来确定驱动电机209的位置;所述顶部极限开关2131和底部极限开关2132,放在传动丝杠202每一侧的最大扫描长度处,用于向处理系统40的驱动控制模块46返回限位信息;电机的错误代码,可选择地通过电机控制器传送到外部主控制器。

[0192] 所述外部主控制器403接收来自电机控制器402、顶部极限开关2131、底部极限开关2132和控制按钮的反馈信息,并将这些反馈信息与手持式扫描装置的当前采集状态相协调,以控制超声探头的推进和图像帧的采集。如果状态正常时,处理系统40的驱动控制模块46设定为只启动电机推进。如果当前状态为正在观察采集的图像,此时控制按钮即使被按下,也不进行任何动作。也就是说,一次扫描只能在整个手持式扫描装置处于“等待扫描”的状态时才会被触发。当患者就位,扫描参数被输入之后,手持式扫描装置才处于“等待扫描”的状态。还有一些其他的硬件元素会通过串行线路与处理系统40的驱动控制模块46进行通信,包括:

[0193] • “H”字形中空壳体上的左和右的控制按钮,当任意一个被按下时,它们会发送一个独特的信号,用户可以从左边或者右边开始用它们来启动一次扫描;

[0194] • 当手柄达到任一侧的最大移动长度的时候,左侧的底部极限开关或右侧的顶部极限开关(碰锁)被触发;两侧极限开关的中点位置被定义为起始点。

[0195] • 与电机控制器的通信允许电机控制器解释和分析处理系统40的驱动控制模块46发送给驱动电机的信号;并且允许将编码器的当前位置信息反馈给处理系统40的驱动控制模块46。

[0196] 在一些实现方式中,与电机控制器的通信允许处理系统40的驱动控制模块46直接控制扫描长度和驱动电机的速度,并持续发送由内建编码器确定的驱动电机的位置信息。驱动电机能发送的任何错误状态也通过串行线进行发送,并且处理系统40的驱动控制模块46可以访问这些错误状态。

[0197] 处理系统40的驱动控制模块46通过通信线来发送命令信号。在一次扫描操作中,下列命令被给出:首先,驱动电机被指示以一个恒定速度向前移动,当支架滑块204触发顶部极限开关2131时,它向处理系统40的驱动控制模块46发出一个极限信号,随后处理系统40的驱动控制模块46命令驱动电机反转方向,同时超声探头开始以给定时间间隔采集图像。当底部极限开关2132被支架滑块204的另一端触发时,向处理系统40的驱动控制模块46发出另一个极限信号,处理系统40的驱动控制模块46命令驱动电机再次反转方向,并移动到起始点位置,使得支架滑块204停在两侧极限开关的中点,同时向超声探头发出信号,停止图像采集。

[0198] 不同于按照上述描述来进行扫描,处理系统40的驱动控制模块46还可以命令驱动

电机执行额外的功能。例如校准的步骤,此时驱动电机向一个方向旋转,直到支架滑块达到轨道一端的尽头,然后反向旋转直到碰到相反一端的尽头,同时记录每个操作移动的时间和旋转的次数。该信息通过定义轨道的真实长度和中点位置,能被用来重新校准轨道模型。

[0199] 驱动电机整体功能由固件和处理系统40的驱动控制模块46的命令一同控制。在这里,角色划分为固件主要负责定义驱动电机的性能设置,低层次的功能性与编码器索引,而处理系统40的驱动控制模块46主要负责基于当前手柄的状态来确定发出正确的命令给驱动电机。

[0200] 此外,所述处理系统40还包括用于处理各种数据的主控模块42,用于对提取的图像帧进行处理的图像处理模块43,用于构建颈动脉三维图像的三维构建模块44,用于将图像处理模块43和三维构建模块44得到的图像进行实时显示的显示装置45。

[0201] 其中,所述的显示装置45可以包括一个或多个显示设备。显示设备是一个输出设备,它可以用视觉的或别的方式来传达文字,图像和视频信息,允许用户(通常是临床医生或超声医生)接收来自于医疗用超声采集系统的信息。该显示设备可以是一或多个计算机监视器,它们包括一系列的商用图像解析度与操作类型,包括CRT监视器,LCD监视器和显示器,气体等离子监视器,和电视等等。显示设备可能包含激光打印机,碳粉打印机,液体喷墨打印机,固态油墨打印机,热敏式印字机,热升华打印机,或无墨打印机。显示设备也可能包括三维打印设备,它使用增加制造或减少处理。更进一步的,显示设备也可包括三维激光雕刻设备的使用。输出设备可以包括将反馈信号翻译为通过扬声器系统或耳机传出的音频信号,或通过光界面的信号(如LED指示灯)。输出方式包括通过手机,平板电脑及用来显示与系统相关联的一个或多个信息片段的辅助应用程序所进行的远程通讯。

[0202] 所述处理系统40还包括用于存储各种数据的存储模块,例如硬盘,本地或远程数据库,可移动存储介质等。

[0203] 存储模块是对于图像、分析和患者数据进行的任意形式的存储,检索,增加,修改与跟踪。特别地,这是用来存储图像采集系统中的三块关键信息主要的方法,这些信息包括:1)患者信息和数据;2)三维像素尺寸和对于特定的超声仪器和超声探头的校准信息;3)用于安全性与信息追踪的用户信息。上述任一个信息都可以体现在文件与目录结构,聚合文件如XML,或数据库的一个或多个的组合。该系统包含硬盘,这些硬盘具有由任一个或多个患者身份认证和就诊说明,研究学习的身份认证,或诊所的识别信息所组织而成的文件结构。该系统可以通过一个硬盘系统进行存储和控制,或通过可移动存储介质。一个推荐的方法将会包括一个或多个数据库结构,会在之后进一步进行说明

[0204] 数据库硬件需求独立于所安装的数据库系统,它们可以安装在Windows,Mac OS X,和一些Linux系统中。建议使用的硬件基于特定的数据库将要完成的功能来确定。

[0205] 数据库规格示例:

[0206] OS:OpenSUSE 11.4(x86_64)

[0207] RAM:12GB+

[0208] Swap:2x RAM amount

[0209] HDD:4TB+

[0210] CPU:Intel Xeon 5000Series+

[0211] (E5620Quad core,12MB Cache,2.4GHz)

[0212] 除了计算机硬件,网络连通性需求也是非常高的,这是因为三维立体扫描的巨大文件尺寸造成的。图像压缩的使用在有些时候减轻了这个负担。因此,数据库可采用如下几种方式:

[0213] 中央数据库——在某些情况下,可能会推荐维护数据中心的一个大型中央数据库。扫描数据通过Internet连接,或通过物理方式进行传输,或通过脚本进行导入,或这几种方法的结合,被上传到这个数据库中进行分析。

[0214] 远程数据库——独立的机构会选择在他们自己的场所建立自己的数据库,数据控制系统通过Internet或局域网连接到该数据库中。

[0215] 本地数据库——有些环境中,可能需要采集系统拥有自己的数据库,而不依赖于网络连接。在这种情况下,可用于计算设备的数据库可以安装在本地机器上。

[0216] 作为一个非限制性的例子,所述的颈动脉三维图像构建装置的存储模块可以配有两个数据库。一个规模较大的数据库包含了所有患者扫描数据,患者信息,医生信息,分析数据,记录 workflow 数据,和用户认证数据。数据控制模块需要连接到该数据库以激活并允许用户访问任意其他的采集系统功能组件;另一个较小的数据库用来作为校准数据库,这里存放了所有之前校准的超声仪器和超声探头的校准信息;校准数据库可以与采集系统放在同一台本地机器中。

[0217] 此外,进一步的,所述处理系统40还包括用于管理和处理患者信息与病历信息的患者控制模块,其表现为所述颈动脉三维图像构建装置的用户与患者病历管理系统或数据处理模块的交互界面。超声扫描数据在扫描时必须与当前患者相互关联,该数据必须由该患者完全标识,决不能与三维立体数据失去关联,并且在后续观察或分析三维立体数据时一直存在;在所述颈动脉三维图像构建装置中,该数据处理模块可以是文件系统或数据库系统。当扫描数据生成后,它被直接保存到一个基于颈动脉三维图像构建装置的数据库中,并与一名患者想关联。如不先选择一个患者,一次扫描的数据将无法进行保存。医师,医院和扫描时间的信息也一同保存到数据库中,并与该次扫描相关联。

[0218] 数据库所在的位置很灵活,它可以位于:安装有所述颈动脉三维图像构建装置的本地计算机中,可直接访问;医院或诊所的局域网中,通过LAN访问;数据中心中,通过Internet访问。

[0219] 无论数据处理模块的位置为何,保存任何数据时都必须进行安全的用户认证。患者信息可能已经存在于数据库中,可能远程进行添加,或在扫描时添加。例如,已存在的健康检诊中心已有患者信息数据库,它可以被导入到中间数据库中,单独的患者会在扫描开始前将其信息提供给数据库管理员,或首次就诊的患者在扫描时提供其信息。

[0220] 患者控制模块代表了输入患者信息,访问现存患者信息的界面。一个最小的信息集合需要充分的创建或查询患者信息的能力。该信息用来确保患者的唯一性与患者的身份验证。该信息包括:姓,名,性别,出生日期,身份证号。当一个新的患者被创建后,一个唯一的机器码将被创建,用来处理身份和隐私信息。该机器码用于唯一地标识一次扫描,而不会泄露该扫描属于哪个患者。这样对于分布式分析的网络,临床试验,学术研究或敏感信息可能通过局域网,Internet或移动存储介质传输的情况是非常有好处的。

[0221] 除了最小化的身份信息,我们还非常需要记录所有可能导致患者发生动脉粥样硬化的合理风险因素与相关的现存病情。这些信息包括:年龄,体重,性别,有无吸烟习惯,有

无饮酒习惯,高血压病史,肥胖,有无糖尿病,低密度脂蛋白(LDL)和高密度脂蛋白(HDL)胆固醇,抗胰岛素性,高血压,身体活跃等级与其他生活习惯因素,记忆心脏病的家族病史。

[0222] 该方法的优点是用户可以拥有一套集成的患者数据管理系统,从而取代传统的在文件夹结构中的一系列文件。它可以在私立或公立的诊所环境中与PAC系统或同等系统进行集成,以最小化数据的重复和非优化性。而且,通过对多种数据源进行集成,用户能够进行更高级的三维超声数据操控,并能使用常规数据来进行验证,解释,或时间进程的分析,同时还能保护源数据的一致性。

[0223] 进一步的,所述图像处理模块43还可包括按照终端用户的需求来处理所捕获的图像的视频捕获应用软件。一般说来,所述图像处理模块43包含一个硬件组件用来对进入的模拟或数字图像源进行接收与图像处理操作,还包含一个USB设备驱动器,来接收来自于图像攫取器的图像,并将它们传送到用于捕获的API(应用程序接口)中。该驱动器还可以进行图像的调整操作,用来改善图像质量,这些调整包括:脉冲调制相位设置,PLL(锁相环路)调节,和水平转换。它还可以用来修改和调整颜色深度,或缩放输出的分辨率。

[0224] 图像攫取器和所述图像处理模块43所使用的图像帧率取决于图像攫取器所使用的VGA或DVI的图像源的分辨率,用户所使用的图像攫取器的型号,以及所述图像处理模块43的特性。对于不支持硬件压缩的图像攫取器,性能与图像帧率绝大部分受限于USB的吞吐量。USB2.0的理论限制是60MB/秒,实际的批量传输速率在20MB/秒到40MB/秒之间。理论上最大的图像帧率可由下列公式决定:

[0225] 理论最大图像帧率 $= (20000000 / (n * w * h))$

[0226] 这里:

[0227] • w和h是视频模式中列和行的数量(如800x600,1024x768);

[0228] • n是每像素的字节数(从1到3)。实际最大图像帧率通常低于理论最大图像帧率,这是因为实际最大图像帧率受限于视频捕获工作站的CPU和内存,或受限于USB总线的额外工作负荷。如果需要较大的二维图像,则图像攫取器需要使用一个较快速的数字化连接(如:USB 3.0或高速PCI)。

[0229] 总而言之,所述图像处理模块43与颈动脉三维图像构建装置的主控模块42和显示装置45协同工作,来完成颈动脉三维图像构建装置的主控模块42中描绘的方案。这包括下列可优化的因素:超声仪器图像帧率,视频转换器的有无,图像攫取器的图像帧率,电机速度设定,和任何施加于电机驱动器上的瞬时操作。

[0230] 在血管成像系统中,图像处理模块43的硬件进行图像的预处理,三维构建模块44对二维图像建立索引,协调来自机械驱动系统中取得的定位信息,并生成一个三维立体图像。简言之,采集到的二维图像平面的简单预定义的几何形状允许进行一个快速的三维图像重构。使用几种采集和索引方法之一,一个三维图像就会被在扫描之后立即取得,而且其分辨率可以被优化,以进行进一步的分析之用。因为三维图像是从一系列常规二维图像生成,所以三维图像的分辨率不会有差异。在平行于所获取的二维图像平面的方向,图像质量与原始二维图像等同。但在垂直方向上图像质量将会等同于换能器的垂直分辨率。这样,该方向的三维图像分辨率会是三维扫描方向中最差的,此时具有良好的垂直分辨率的换能器将会提供最优的结果。

[0231] 总的来说,基于三维像素的三维超声图像重构过程利用所采集的二维图像集来创

建一个基于三维像素的立方体。该三维图像表现了一个三个维度的常规笛卡尔网格的立方体元素。重构过程由两个步骤来完成：首先，把采集的图像镶嵌到图像立方体中，该过程基于该像素在二维图像中的二维坐标(x^* , y^*)以及该图像相对于三维参考图像帧的位置与方向(沿着 z 轴方向)，放置每个图像像素到它正确的三维坐标(x, y, z)。其次，对于每个不在原始二维图像上的三维图像点，该三维像素值(颜色值)通过它直接相邻的点计算出。

[0232] 这样，该三维立体就可以被子采样，并且通过取得合适的三维立体图像的交叉区域，原始的二维图像就可以被还原。而且，在原始的二维图像集中无法得到的新视图可以基于该二重索引信息被生成。

[0233] 实施该三维可视化的程序化的渲染方法会考虑包含：

[0234] 1. 多平面重构方法，这种方法具有一种提取带有三维提示的二维平面。在这里，一个视图构成一个三维立体内部的切片。三个这样的例子包括：

[0235] a. 带有材质映射的多平面重构——三维图像作为多面体，二维材质映射于该多面体表面，以平行或倾斜于源物体移动；这里正确的超声图像就在每个可见表面上被渲染出来；

[0236] b. 交叉平面——存在于正确的相对于源物体平行或倾斜的提取平面；

[0237] c. 三个正交的提取平面以二维的彼此相邻的方式显示——画线来指定相交部分，通过转换和旋转这些线，平面得以更新。

[0238] 2. 三维立体渲染——投射二维射线组的射线到三维超声图像中——当相交时，与三维像素一起，可以被进行加权重或合计，来生成和影响在单一视图中代表所有三维立体的细节。

[0239] a. 最大(最小)强度投影(MIP)——这里显示给用户的仅仅反映了沿着追踪源物体的射线的最大或最小三维像素强度。这依赖于定义可接受的可视化优先级的阈值；

[0240] b. 半透明渲染——该方法允许视图通过追踪朝向或背离被投射的图像平面的射线来观测积累的亮度；

[0241] 3. 表面渲染——这里定义边界的人工增强方式在分割过程中被得到，并且使用与感兴趣区域的特性相关的信息进行材质的映射。

[0242] 此外，所述主控模块42，还以编程方式来协调患者信息模块和存储模块之间的通信量。该模块包括日常的身份认证和验证，来支持安全性，加密与解密的方法。这些方法包括循环冗余校验或应用高级加密标准(AES)的安全性。所述主控模块42可以由终端用户动态地进行配置，这样他们就可以连接到任意一个已部署的数据库中，该连接是基于预先知道的参数，包括数据库的IP地址，数据库名，数据库表结构，用户名和密码。该模块还可以对局域网，Internet，无线传输，卫星传输，可移动存储介质或这些方式的结合来进行的信息传输的操作做相应的协调工作。

[0243] 所述图像处理模块43，还用于对采集的图像进行图像压缩，其需要兼顾图像采集中生成的数据的大小与范围。压缩方式被分类为有损压缩和无损压缩。有损压缩方法的含义是基础数据的元素在图像压缩过程中可能会丢失，这就变成了对于有效的图像质量的需求和用来存储，传输与进行三维图像渲染的数据大小的一个平衡。这在医疗成像领域被作为一个基本的考虑因素。

[0244] 虽然压缩后的图像也需要被其他医生复查，但有损压缩对于诊断结果的影响仍是

无法确定的。“视觉上的无损”经常用来描述没有可感官察觉的图像质量的损失,但这是无法与“诊断上的无损”相等同的。对于量化分析而言(如:用来进行体积计算的分割),有损压缩会影响到自动化或半自动化分割方法。这时不管是长期的医疗图像归档,还是具备一定自动化图像处理的系统而言,我们都推荐使用无损压缩方法。无损压缩方法保持了所有源信息,但也正因如此,它具备极为有限的压缩率。简言之,无损压缩方法分类如下:

[0245] a)预测性的方法,使用了统计学建模来评估像素的差异与其周围相关环境——如:无损JPEG, JPEG-LS;

[0246] b)基于转换的编码方式,这里它们被转换为JPEG2000的频率或小波域;

[0247] c)基于字典的方法,这里符号字符串被简要地记录为更为简短的的编码——如:ZIP, GIF, TIFF, PNG, LZW;

[0248] d)特殊的方法,即自定义解决方案的范畴——如:RLE(Run-Length Encoded)。

[0249] zLib是一种基于字典的方法,它基于DEFLATE压缩算法(一种LZ77压缩算法的变体),该算法被用于普通gzip文件压缩功能中。它最初打算与Libpng图像库一同使用,对于具有超长的重复数据的大型数据流作用特别明显。它是PNG图像类型的基础。通过压缩,数据被一个zLib的封装器进行封装,包括一个头信息和一个附加信息,并提供数据流的身份认证与错误检测。错误处理通过在数据流内部设置多个置空值的闪点来实现。PNG和LZ77的数据就是与zLib方法相似的方法实现。

[0250] 所述颈动脉三维图像构建装置还提供一些初级的数据管理工具,这些工具只对部分用户可见,它可以让用户导出本地数据库中的所有扫描数据,或只导出最新的扫描数据。该功能只是简单地保存相关的数据表(studies, notes, scans, patient info等)为.sql文件格式,这些文件可以在后来作为脚本使用。我们可以直接通过患者控制模块运行这些脚本来修改患者信息,或者通过命令行方式,第三方的数据库管理软件,或批处理文件的方式。

[0251] 颈动脉三维图像构建装置还可以具有转换、语法分析、或管理不同的数据和图像类型的属性的能力,分辨它们是否为专有格式(如:.I3d格式或.imt格式)或常规形式(如:DICOM)。其他数据类型还包括boolean, binary, txt, integer, .bmp, .png, .gif等等。其他数据控制机制包括将可用的患者数据保存为XML文件,和在进行图像捕获时保存图像快照的功能。这些扫描被存储于本地工作站的文件系统中,可以使用现存的网络或可移动存储介质进行传输。

[0252] 该方法的优点是它包容了处理机密的患者的信息的安全性需求的范围,和各种各样的扫描站点的位置连接到中央分析位置的零星的连接性问题。更进一步地,它允许在不同于扫描位置的地方进行扫描分析,以增进在分析和标准化过程中的质量控制。

[0253] 此外,所述处理系统40还可包括校准模块,用于对采集的图像进行校准。校准可以通过颈动脉三维图像构建装置驱动的已知知识结合超声仪器的预定义校准来完成。所述校准模块主要用于实现对于不同的超声探头,将其采集的图像在显示屏上以1:1的比例进行显示,从而不需要任何第三方的校准设备或是校准模体。而且医生可以引用已存在于校准数据库中的现有超声机与超声探头的设定,而不需要每次使用系统,或更换超声设备的时候都重新校准。最后,还可保存校准和可计量性的历史,它由访问安全性和权限级别所保证,为质量控制的维护提供帮助。

[0254] 从上面所述可以看出,本发明提供的颈动脉三维图像构建装置,其手持式扫描辅助设备、超声探头、驱动控制设备之间的巧妙结构设计,使其能够连续、准确、稳定地采集二维超声图像;并且进一步通过对图像帧的提取进行细节设计,使得所述颈动脉三维图像构建装置能够精确构建颈动脉三维图像,用以辅助颈动脉斑块的医疗诊断。

[0255] 进一步的,通过设计了“H”字形中空壳体,在全局上,稳定了手持式扫描辅助设备,在扫描的整个过程中使得沿着血管的位置是已知并且一致的;在局部上,将超声探头的头部定位于正确的解剖结构和位置,使得超声成像质量最优。并且,全局稳定性“H”字形中空壳体的设计,允许超声探头稳定地支在患者的病床上,可以独立地为患者和超声医生都提供稳定性;在“H”型设计中,所述“H”字形中空壳体的两个下端形成的手柄,可使手持式扫描辅助设备立在床上,此时超声探头的头部有足够的高度来对准患者的颈动脉;通过将手持式扫描辅助设备的底部牢牢支撑住,超声医师可以方便地改变倾斜角度以得到对于患者血管的最佳的入射角;该设计的优点是能够让未经培训的用户也能执行笔直的、线性的扫描,也能够让熟练的用户用单手操作扫描;同时,这个设计的优点是:对于解剖结构的特殊性需求使得扫描者可以克服和避免比较密集的组织,来增强血管的暴露程度;可以容纳一个典型的血管路径;并对患者的仰卧位置的多样性进行有力的补充。所述手持式扫描辅助设备按照人体工学设计,以安全性作为最高优先,在正常使用过程中没有任何部件会直接接触患者。

[0256] 更进一步的,通过旋转伞齿轮、固定伞齿轮、压缩弹簧的之间的特殊结构设计,使得支架滑块具有径向旋转的能力,这样就能允许用户调整超声探头支架的偏转角,在手柄正面握持的情况下,超声探头支架可以绕伞齿轮的轴线方向旋转并保持在 -90° 至 90° 之间的任何角度(其中, -90° 是指超声探头的采集面指向正下方(如图1中所示的状态), $+90^{\circ}$ 是指超声探头的采集面指向正上方(如图1中所示的状态)),该角度可以以微小的间隔进行设定,或设定为任意一个角度;为了获得一次精确的扫描,需要通过超声探头向患者施加3~5磅的力;所以超声探头支架必须能够承受最小5磅的力,此处通过压缩弹簧以保持固定伞齿轮和旋转伞齿轮组成的啮合结构,使得超声探头支架不会发生旋转。

[0257] 较佳的,所述驱动电机设置于“H”字形中空壳体的中部,从而保证手持式扫描辅助设备的质心是居中的。

[0258] 进一步的,通过采用非金属制的工程塑料材质的电机传动齿轮和丝杠传动齿轮,使得手持式扫描辅助设备整体更加轻盈、安静,并不需要对电机传动齿轮和丝杠传动齿轮进行定期润滑处理。

[0259] 最后,通过对驱动电机、电机控制盒、外部主控制器之间的数据交换(包括控制命令的发出以及各组件的信号反馈)过程进行严密精细的设计,从而更加完整地实现了稳定的二维超声图像采集。

[0260] 所属领域的普通技术人员应当理解: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。

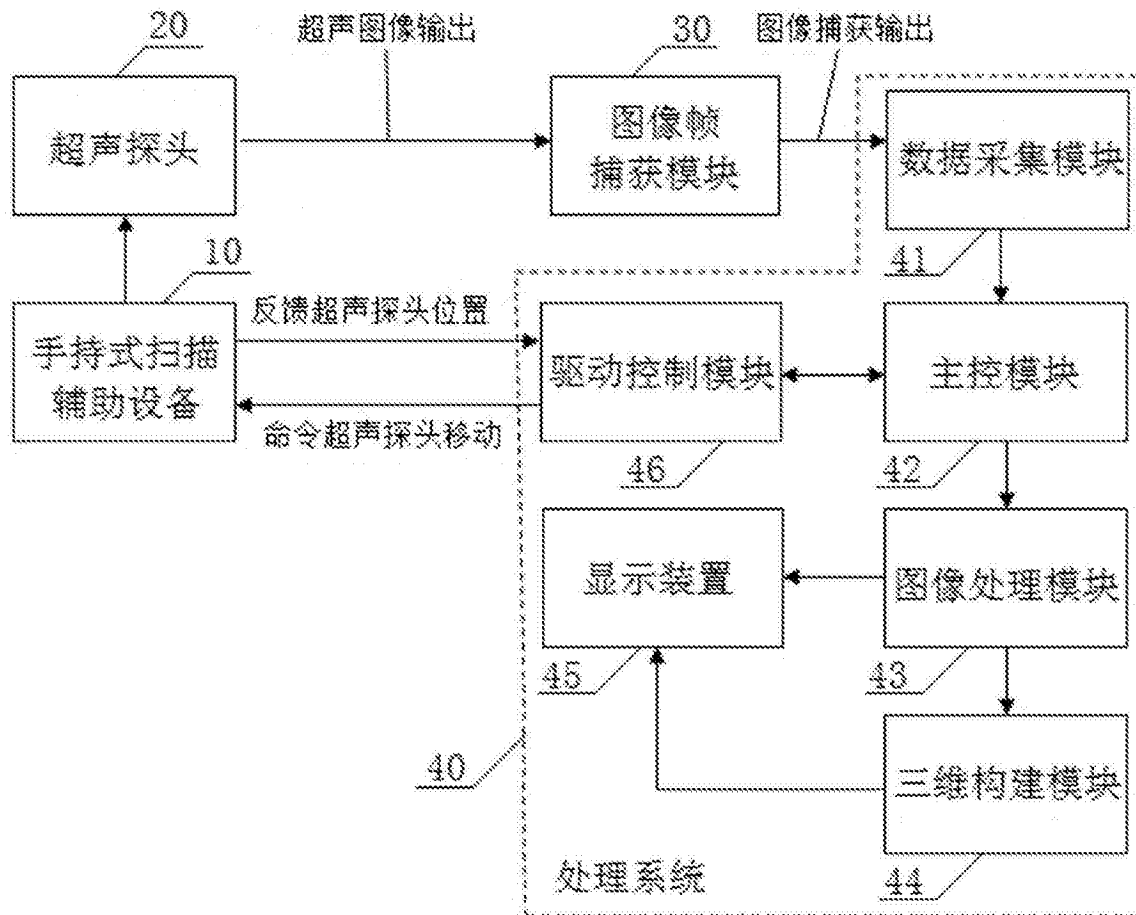


图 1

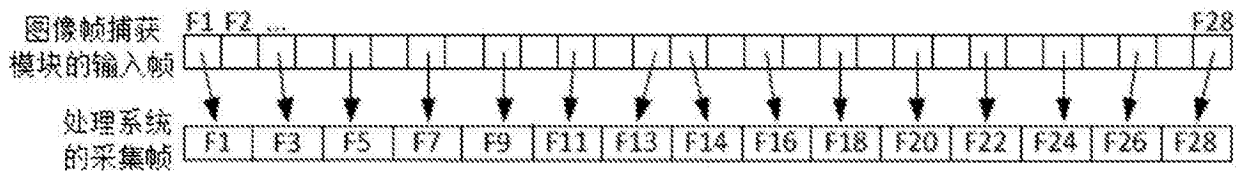


图2a

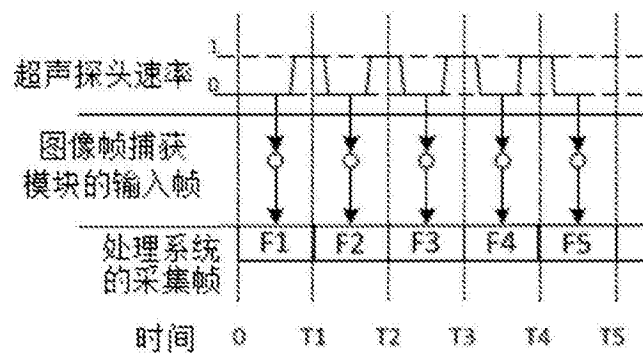


图2b

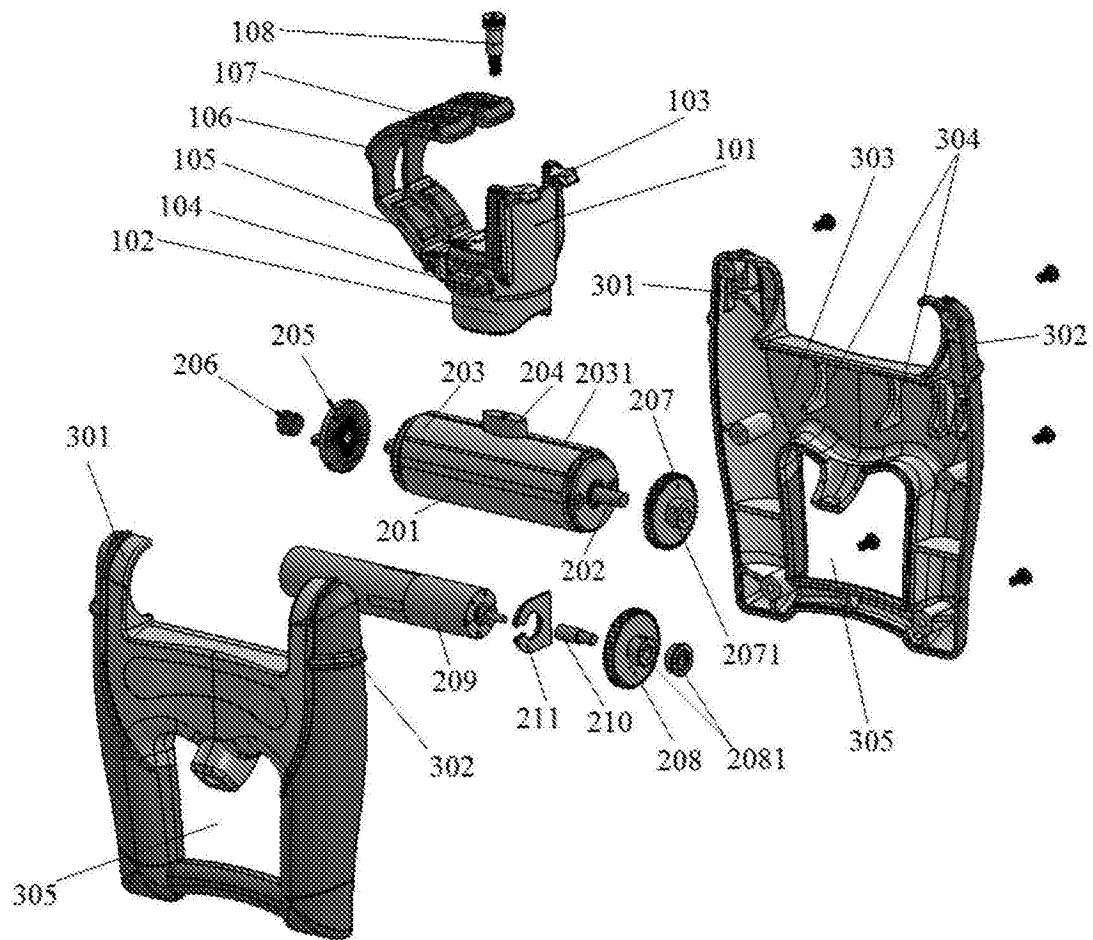


图4

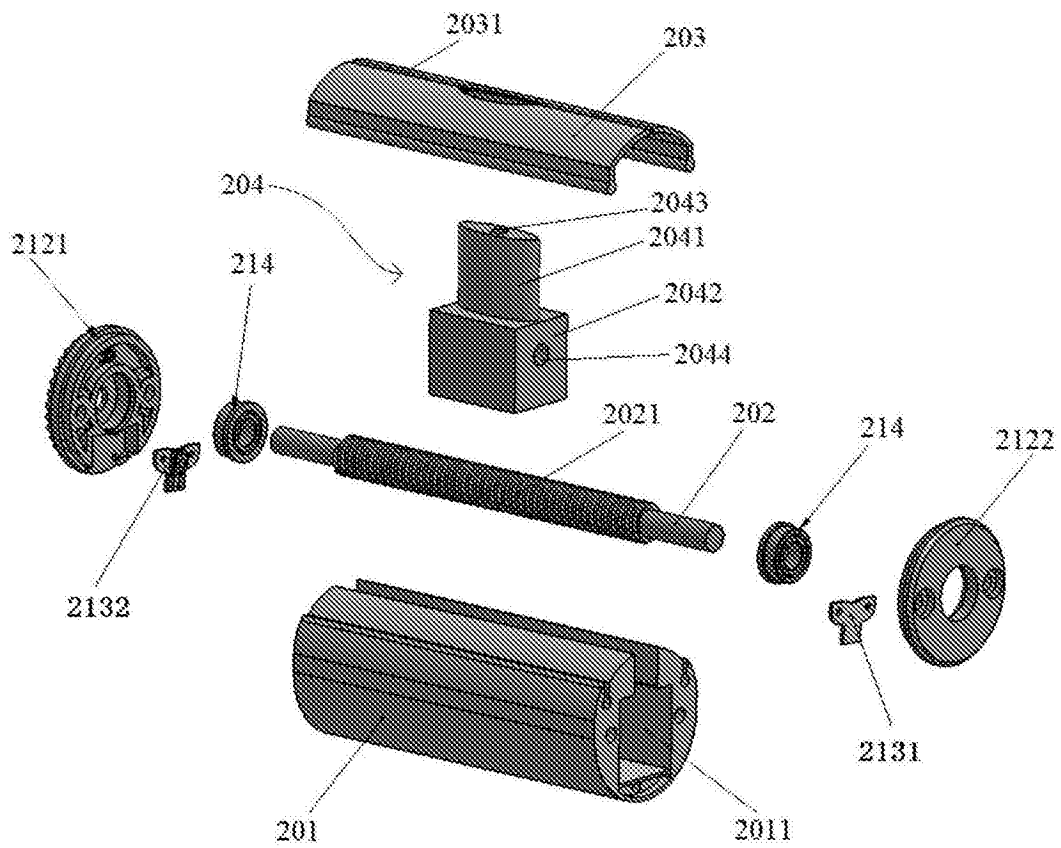


图5

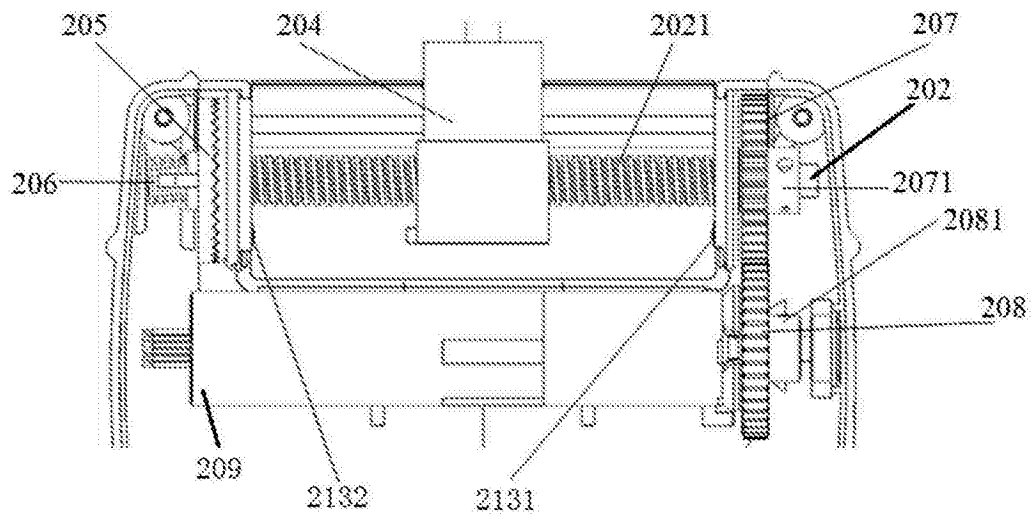


图6

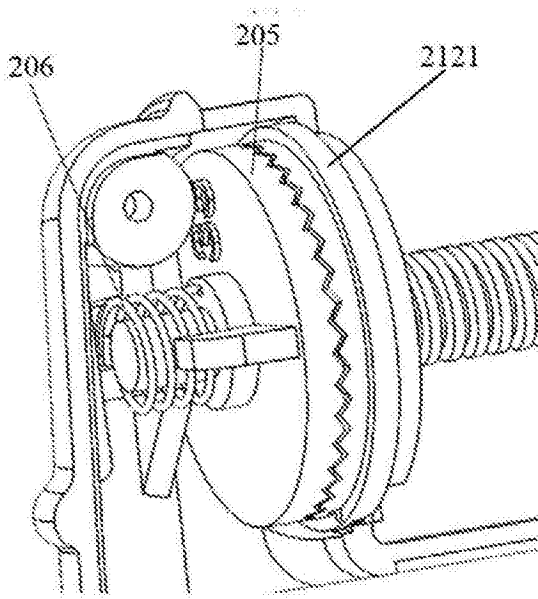


图7

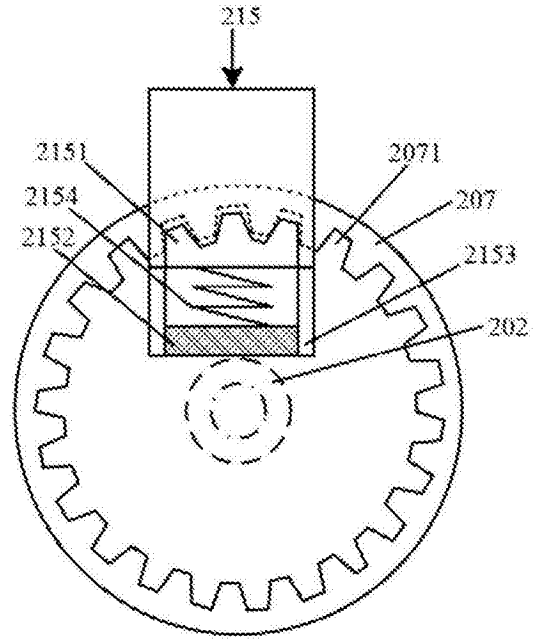


图8a

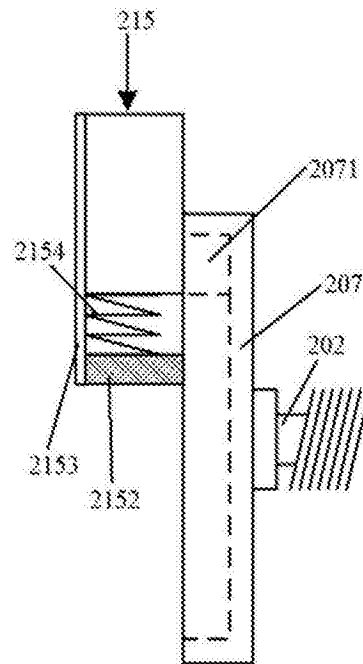


图8b

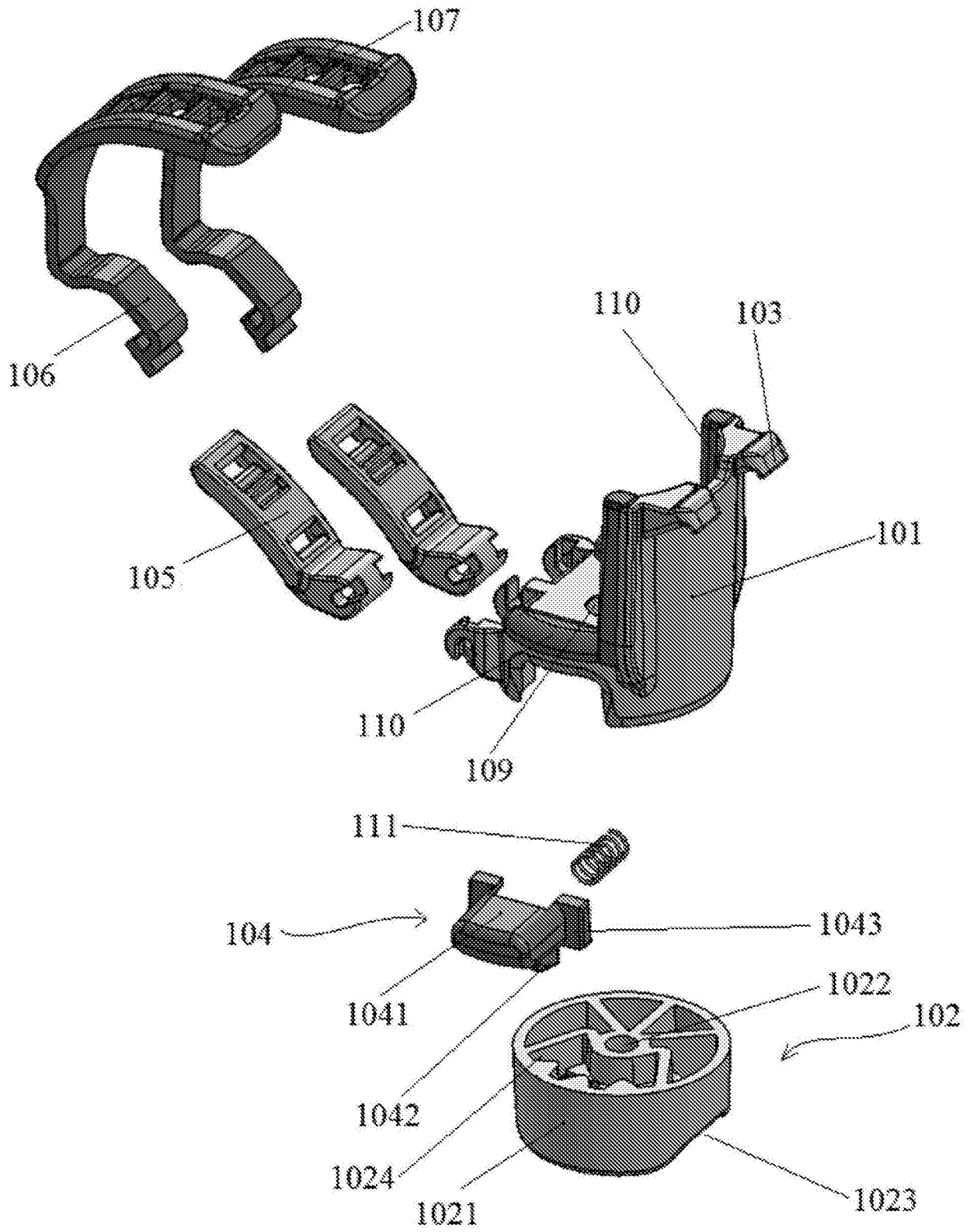


图9

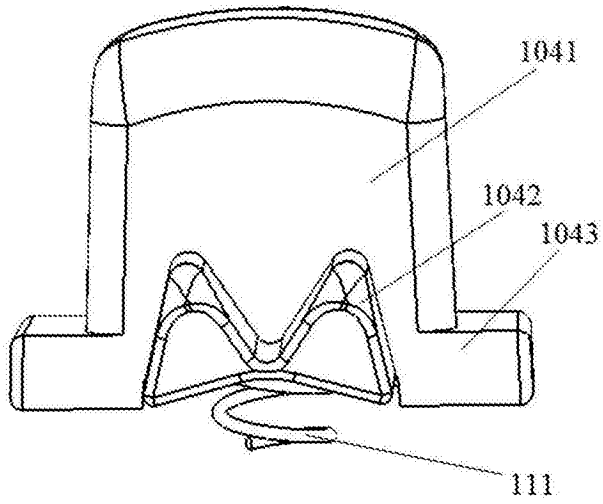


图10

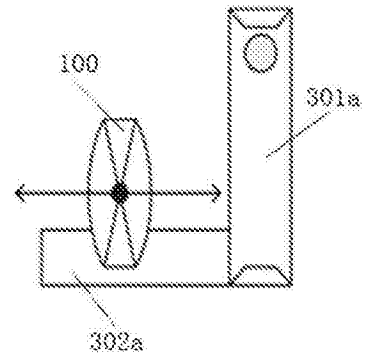


图11a

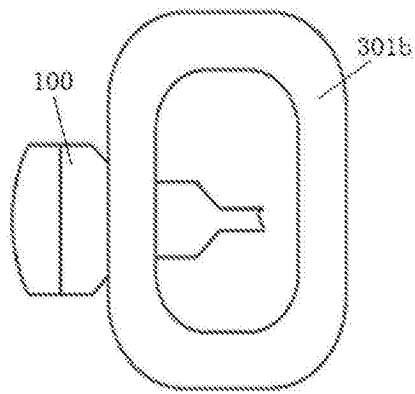


图11b

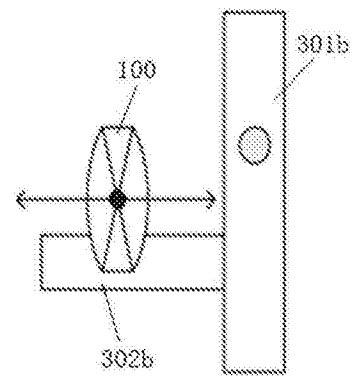


图11b'

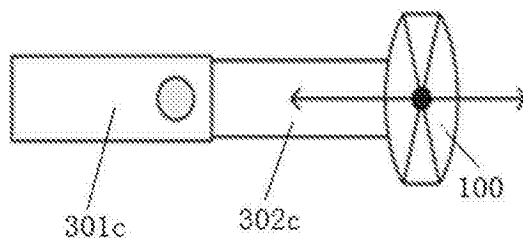


图11c

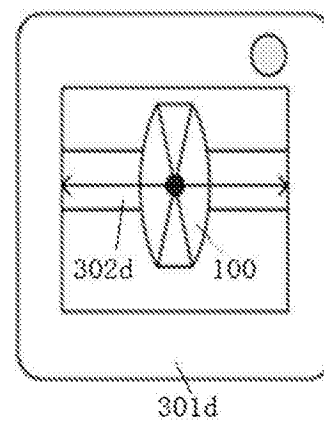


图11d

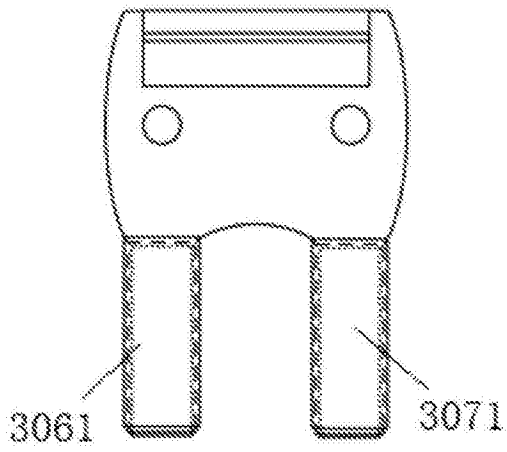


图12a

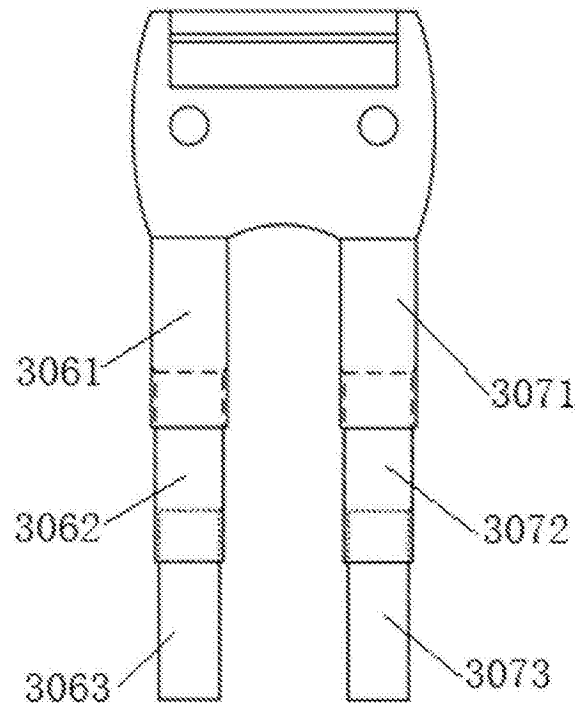


图12a'

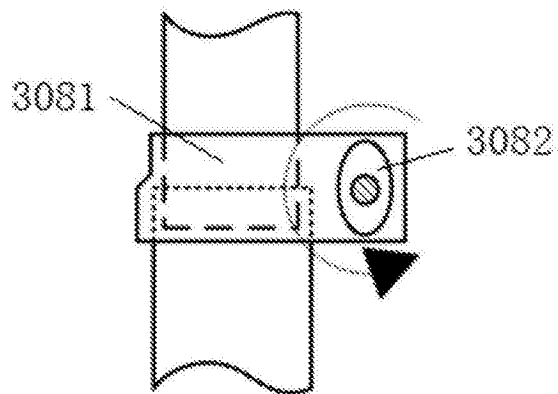


图12b

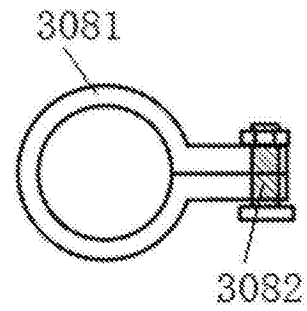


图12b'

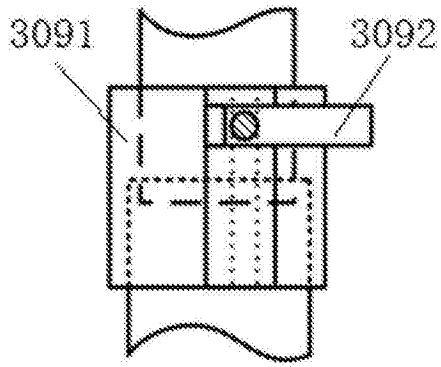


图12c

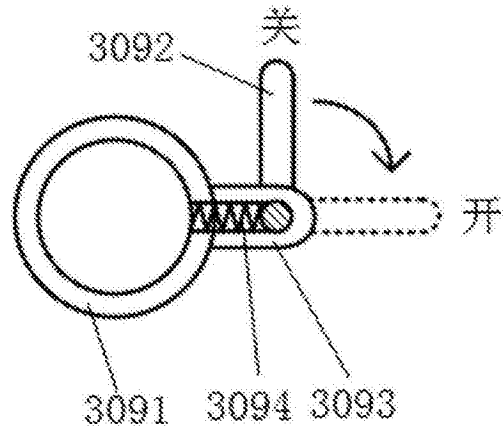


图12c'

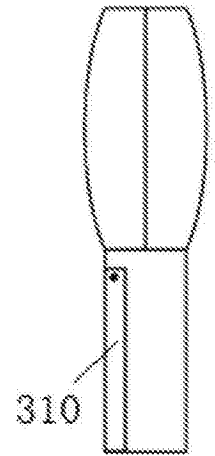


图13a

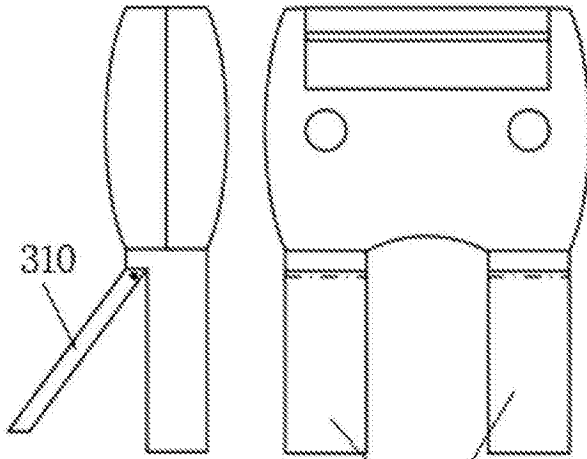


图13b

图13c

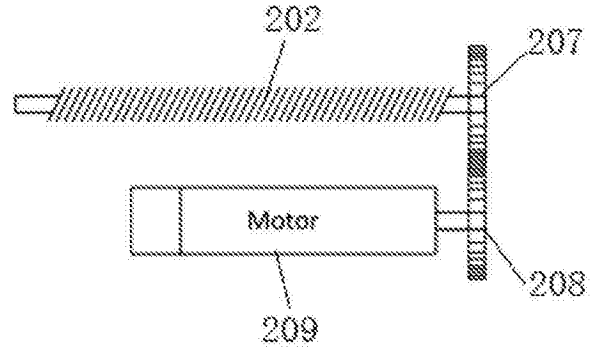


图14a

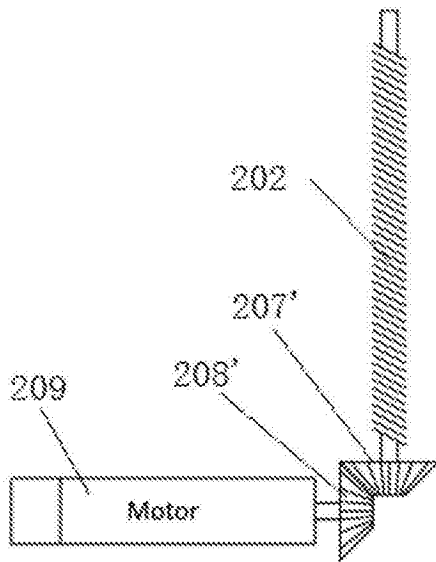


图14b

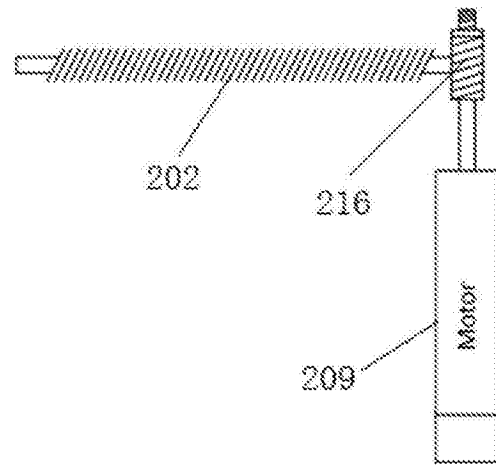


图14c

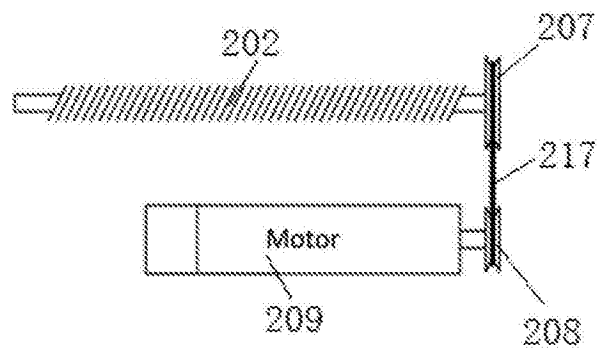


图14d

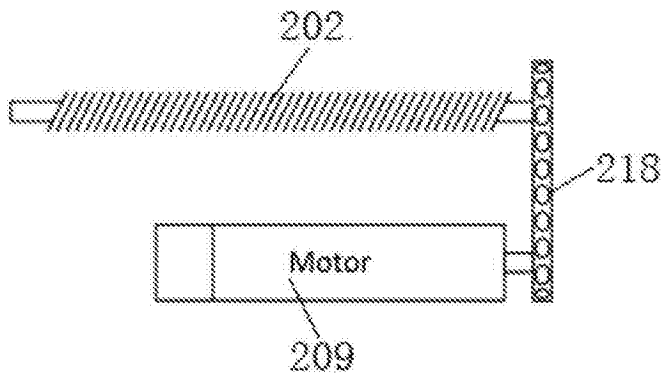


图14e

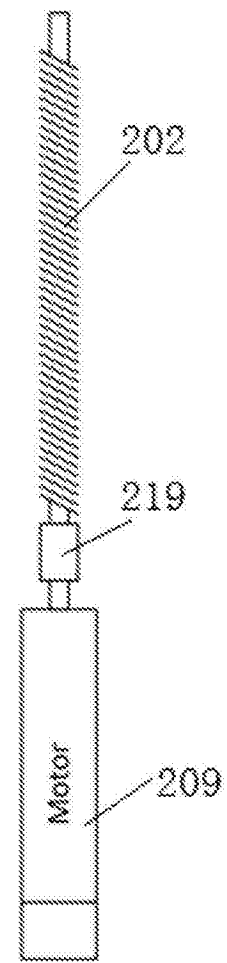


图14f

专利名称(译)	颈动脉三维图像构建装置		
公开(公告)号	CN104382616B	公开(公告)日	2017-01-25
申请号	CN201410505818.9	申请日	2014-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	安华亿能医疗影像科技(北京)有限公司		
申请(专利权)人(译)	安华亿能医疗影像科技(北京)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	安华亿能医疗影像科技(北京)有限公司		
[标]发明人	汪洋 魏桑迪		
发明人	汪洋 魏桑迪		
IPC分类号	A61B8/00 G06T15/00		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/4444 A61B8/488 A61B8/5207 G06T15/00		
代理人(译)	李莎 李弘		
其他公开文献	CN104382616A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种颈动脉三维图像构建装置，包括手持式扫描辅助设备、超声探头、图像帧捕获模块和处理系统；超声探头固定在手持式扫描辅助设备上，通过手持式扫描辅助设备带动超声探头运动，使得超声探头能够以第一速率连续稳定采集不同位置的颈动脉二维切片图像；超声探头通过第一数据连接线连接图像帧捕获模块，图像帧捕获模块以第二速率采集超声探头传输的颈动脉二维切片图像，并通过第二数据连接线将采集的颈动脉二维切片图像传输给处理系统，处理系统以第三速率对图像帧捕获模块采集的颈动脉二维切片图像进行提取，并将其构建为颈动脉三维图像；本发明提供的颈动脉三维图像构建装置，能够精确构建用以辅助诊断的颈动脉三维图像。

