



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101828928 A

(43) 申请公布日 2010.09.15

(21) 申请号 201010137063.3

(22) 申请日 2010.04.01

(71) 申请人 江西科技师范学院

地址 330000 江西省南昌市昌北枫林大街江
西科技师范学院

(72) 发明人 曾吕明 刘国栋 杨迪武 徐景坤

(74) 专利代理机构 南昌新天下专利商标代理有
限公司 36115

代理人 施秀瑾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

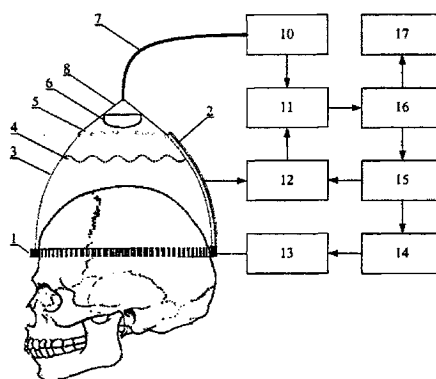
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 2 页

(54) 发明名称

三维光声乳腺或颅脑无损成像系统

(57) 摘要

本发明公开了一种三维光声乳腺或颅脑无损成像系统,主要由圆形齿轮、弧形超声阵列、碗状弧形外壳、超声耦合液、保护膜、光路外壳、扩束镜、光纤、激光器、数据采集卡、预处理电路、步进电机、驱动器、数字 I/O 卡、计算机、显示器组成。所述成像系统的工作过程是:被测组织经激光辐射产生光声信号,弧形超声阵列接收光声信号并被采集进计算机;驱动器带动弧形超声阵列围绕被测组织转动到下一个位置;重复采集-转动的步骤,直至接收到足够多位置的光声信号,计算机通过计算重建出被测组织的三维光声图像。利用本发明成像系统可以快速、无损地实现乳腺或颅脑的三维光声成像。



1. 一种三维光声乳腺或颅脑无损成像系统,其特征在于包括光声激发与传感单元,信号控制与处理单元;

所述光声激发与传感单元包括圆形齿轮(1)、一个或一个以上弧形超声阵列(2)、内装有超声耦合液(4)的碗状弧形外壳(3)、透光的保护膜(5)、扩束镜(6)、光纤(7)和光路外壳(8);所述碗状弧形外壳(3)的顶部外壁定位同心安装所述圆形齿轮(1),碗状弧形外壳(3)的侧壁从顶部到底部镶嵌弧度与碗状弧形外壳(3)相匹配的所述弧形超声阵列(2),碗状弧形外壳(3)的底部与所述保护膜(5)密封结合;所述光路外壳(8)内、保护膜(5)的下方装有所述扩束镜(6),光路外壳(8)底部连接有光纤(7);碗状弧形外壳(3)的下沿与光路外壳(8)的上沿转动连接;

所述信号控制与处理单元由激光器(10)、数据采集卡(11)、预处理电路(12)、步进电机(13)、驱动器(14)、数字I/O卡(15)、计算机(16)和显示器(17)组成;

所述圆形齿轮(1)与步进电机(13)啮合连接;所述计算机(16)、数字I/O卡(15)、驱动器(14)与步进电机(13)依次导线连接,所述数字I/O卡(15)还与预处理电路(12)、弧形超声阵列(2)依次导线连接,所述数据采集卡(11)分别与激光器(10)、预处理电路(12)和计算机(16)导线连接,所述计算机(16)还和显示器(17)导线连接,光纤(7)的进光端与激光器(10)连接、出光端与光路外壳(8)连接。

2. 根据权利要求1所述的成像系统,其特征在于:所述碗状弧形外壳(3)的侧壁从顶部到底部镶嵌一个所述弧形超声阵列(2)。

3. 根据权利要求1所述的成像系统,其特征在于:所述碗状弧形外壳(3)的侧壁从顶部到底部镶嵌两个所述弧形超声阵列(2)。

4. 根据权利要求3所述的系统,其特征在于:所述两个弧形超声阵列(2)的夹角为90度。

5. 根据权利要求1所述的成像系统,其特征在于:所述碗状弧形外壳(3)的侧壁从顶部到底部镶嵌三个或三个以上所述弧形超声阵列(2)。

6. 根据权利要求1至5任一所述的成像系统,其特征在于:所述光声激发与传感单元还包括一个与碗状弧形外壳(3)顶部内壁密封结合的圆环状弹性密封圈(9)。

7. 根据权利要求6所述的成像系统,其特征在于:一个所述光声激发与传感单元和信号控制与处理单元相连。

8. 根据权利要求7所述的成像系统,其特征在于:还包括主要由工作台(18)构成的固定单元,所述工作台(18)上有一个圆形通孔(19),所述圆形通孔(19)的正下方是所述光声激发与传感单元,所述圆形齿轮(1)与工作台(18)转动连接。

9. 根据权利要求6所述的成像系统,其特征在于:两个所述光声激发与传感单元和信号控制与处理单元相连;所述信号控制与处理单元中的激光器(10)同时和两个光声激发与传感单元中的光纤(7)的进光端连接;信号控制与处理单元中的步进电机(13)同时和两个光声激发与传感单元中的圆形齿轮(1)啮合连接,或者两个所述圆形齿轮(1)分别和两个步进电机(13)啮合连接,两个所述步进电机(13)同时和所述驱动器(14)导线连接。

10. 根据权利要求9所述的成像系统,其特征在于:还包括主要由工作台(18)构成的固定单元,所述工作台(18)上有两个圆心共轴的圆形通孔(19),每个所述圆形通孔(19)的正下方是一个所述光声激发与传感单元,所述圆形齿轮(1)与工作台(18)转动连接。

三维光声乳腺或颅脑无损成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学测量和医疗器械技术领域,具体涉及一种三维光声乳腺或颅脑无损成像系统。

背景技术

[0002] 光声成像技术结合纯光学成像高对比度和纯超声成像深穿透性的优点,由于组织对超声的衰减和散射远小于组织对光的衰减和散射,用宽带超声探测器检测超声波代替光学成像中检测散射光子,其可以提供高对比度和高分辨率的组织影像,成像可达到厘米量级深度和微米量级分辨率,并且具有无放射性损伤、成本较低、使用安全便捷等特性。尤其是,光声信号在生物组织内有很好的传输特性,它携带了组织的光吸收特征信息,而生物组织对光吸收的差异反映了组织的结构形态和生理特征,同时也反映组织代谢的差异和病变特征,被认为是进行早期癌变和各种损失诊断成像的有效方法。

[0003] 中国发明专利申请公开说明书(公开号 CN1862247A)公开了一种基于多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法及其装置,但该方法也只能实现二维的光声层析成像,且由于采用线阵探头在单个方位接收光声信号,难以实现具有不规则边界(如各种凸出结构)的被测组织的光声复杂图像。中国发明专利申请公开说明书(公开号 CN 1555764A)也公开了一种生物组织光学和超声的采集和层析成像的方法及其装置。其成像方法包括:(1) 超声扫描生物组织,查找可能的病变部位;(2) 脉冲激光和超声同时入射到第1步找出的可疑病变部位的组织中,获得光致超声和反射超声信号;(3) 接受超声回波和光声信号;(4) 计算机对信号进行数据处理后,通过直线投影层析成像。其装置中用于发射和接受超声的传感器是线型多元超声阵列,可以得到二维平面的超声回波信号和光致超声信号,经过数据处理后,只能获得二维光声和超声像,图像的辨识困难,需要有相当经验的人员才能解读图像的意义。

[0004] 2003年 Wang 等报道了采用单元非聚焦探头依次做圆周和线性扫描来实现三维光声成像(X. D. Wang, Y. J. Pang, G. Ku, G. Stoica, and L. H. Wang, "Three-dimensional laser induced photoacoustic tomography of mouse brain with the skin and skull intact," Opt. Lett., 28, 17392-1741, 2003.);由于需要同时做两个方位的机械扫描,其系统稳定性和时间分辨率被极大的降低。2002年 Andreev 等和 2008年 Ephrat 等分别报道了将多个单元探头沿着经度和纬度依次间隔稀疏排列在一个球面上接收光声信号的三维光声成像方法(V. G. Andreev, D. A. Popov, D. V. Sushko, A. A. Karabutov, and A. A. Oraevsky, "Image reconstruction in 3D optoacoustic tomography system with hemispherical transducer array," Proc. SPIE, 4618, 137-145, 2002. P. Ephrat, L. Keenliside, A. Seabrook, F. S. Prato, and J. J. Carson, "Three-dimensional photoacoustic imaging by sparse-array detection and iterative image reconstruction," J. Biomed. Opt., 13(5), 054052, 2008.);该方式虽然不需要机械扫描即可实现三维光声成像,但由于多个单元探头间距太大且精确定位困难,其加工难度和空间分辨率受到了极大的限制。尤其需要

指出的是,以上光声成像方法的信号采集普遍采用单元换能器,以获得不同方向的光声信号,再经复杂算法重建出组织的光学吸收分布。由于多方位的机械旋转扫描和长时间的数据采集过程,机械振动和仪器长时间工作的随机参数漂移等不稳定因素对结果带来的随机误差不可避免,从而严重影响成像质量和研究结果的可靠性和稳定性。同时,成像算法复杂,计算量大,耗费时间长,在实际应用中显然存在相当大的局限性,无法满足实际临床的快速精确需求。

发明内容

[0005] 为解决现有技术中的上述问题,本发明提供一种三维光声乳腺或颅脑无损成像系统。

[0006] 为实现上述发明目的,本发明采用如下的技术方案:

[0007] 一种三维光声乳腺或颅脑无损成像系统,包括光声激发与传感单元,信号控制与处理单元。

[0008] 所述光声激发与传感单元由圆形齿轮、一个或一个以上弧形超声阵列、内装有超声耦合液的碗状弧形外壳、透过激光的保护膜、光路外壳、扩束镜和光纤组成。所述碗状弧形外壳的顶部外壁定位同心安装所述圆形齿轮。碗状弧形外壳的侧壁从顶部到底部镶嵌弧度与碗状弧形外壳相匹配的所述弧形超声阵列。碗状弧形外壳的底部与所述保护膜密封结合。所述光路外壳内、保护膜的下方装有所述扩束镜。光路外壳底部连接有光纤。碗状弧形外壳的下沿与光路外壳的上沿转动连接。

[0009] 所述信号控制与处理单元由激光器、数据采集卡、预处理电路、步进电机、驱动器、数字 I/O 卡、计算机和显示器组成。

[0010] 所述圆形齿轮与步进电机啮合连接。所述计算机、数字 I/O 卡、驱动器与步进电机依次导线连接。所述数字 I/O 卡还与预处理电路、弧形超声阵列依次导线连接。所述数据采集卡分别与激光器、预处理电路和计算机导线连接。所述计算机还和显示器导线连接。光纤的进光端与激光器连接、出光端与光路外壳连接。

[0011] 作为本发明的一种实施例,所述碗状弧形外壳从顶部到底部镶嵌一个所述弧形超声阵列。在检测时,碗状弧形外壳需要至少围绕被测乳腺或颅脑旋转 180 度,才可获得完备数据的三维光声图像,耗时比较长。

[0012] 作为本发明的另一种实施例,所述碗状弧形外壳从顶部到底部镶嵌三个或三个以上所述弧形超声阵列。碗状弧形外壳围绕被测乳腺或颅脑旋转较小的角度,即可获得完备数据的三维光声图像;但由于采用了多个弧形超声阵列,成本较高。

[0013] 本发明优选的实施例是,所述碗状弧形外壳从顶部到底部镶嵌两个所述弧形超声阵列。本发明更优选的是两个所述弧形超声阵列夹角为 90 度地镶嵌在碗状弧形外壳上。该优选的成像系统在检测时,碗状弧形外壳围绕被测乳腺或颅脑旋转 90,即可获得完备数据的三维光声图像;检测耗时短,成本合理。

[0014] 当然,本领域技术人员应当理解,在实际检测不需要完备数据的情况下,上述碗状弧形外壳只需围绕被测乳腺或颅脑旋转更小的角度。

[0015] 为了防止检测时碗状弧形外壳中的超声耦合液流出,上述光声激发与传感单元还包括一个与碗状弧形外壳顶部内壁密封结合的圆环状弹性密封圈,所述弹性密封圈可以采

用如橡胶、硅胶等弹性材料制成,密封圈的内径小于被测乳腺或颅脑的直径。

[0016] 本发明所述成像系统的一种实施例中,一个上述光声激发与传感单元和信号控制与处理单元连接,所述成像系统特别适用于颅脑或单侧乳房的检测。

[0017] 本发明所述成像系统的另一种实施例中,两个上述光声激发与传感单元和信号控制与处理单元连接。所述信号控制与处理单元中的激光器同时和两个光声激发与传感单元中的光纤的进光端连接;信号控制与处理单元中的步进电机和两个光声激发与传感单元中的圆形齿轮有两种连接方式:1) 一个步进电机同时和两个圆形齿轮啮合连接,则两个碗状弧形外壳同步转动;2) 两个圆形齿轮分别和两个步进电机啮合连接,两个所述步进电机同时和所述驱动器导线连接,这种连接方式下两个碗状弧形外壳可以独立转动。所述成像系统特别适用于双侧乳房的检测。

[0018] 本发明所述成像系统还可以包括主要由工作台构成的固定单元,所述工作台上有一个或两个圆心共轴的圆形通孔,每一个所述圆形通孔的正下方是一个所述光声激发与传感单元,所述圆形齿轮与工作台转动连接。病人可以俯卧在工作台上接受单侧或双侧乳腺的光声检测。

[0019] 本发明所述每个弧形超声阵列可以含有 512、256 或 128 个阵元,阵元之间的刻缝宽为 0.03mm。

[0020] 本发明所述成像系统的工作过程是:被测乳腺或颅脑由碗状弧形外壳的上端开口进入并浸没于超声耦合液中,开启激光发生器;激光发生器产生脉冲激光,常用的是红外脉冲激光;激光耦合进入光纤,经扩束镜扩束后透过保护膜辐射在被测乳腺或颅脑上,被测乳腺或颅脑激发出光致超声信号,弧形超声阵列接收光声信号后将其转化为电信号,通过预处理电路后由数据采集卡采集进计算机;采集完一次光声信号后,计算机通过数字 I/O 卡发出数字信号到驱动器,驱动步进电机实现一次步进转动,同时通过圆形齿轮带动弧形超声阵列围绕被测乳腺或颅脑转动到下一个位置;弧形超声阵列在该位置接收光声信号后将其转化为电信号,然后采集进计算机;计算机再通过数字 I/O 卡发出数字信号到驱动器,驱动步进电机实现下一次步进转动,同时通过圆形齿轮带动弧形超声阵列围绕被测生物组织转动;如此重复上述采集-转动的步骤,直至收到足够多位置的光声信号后,计算机通过计算重建出被测组织的三维光声图像,由显示器实时显示或进行后续打印等处理。

[0021] 本发明的有益效果是:

[0022] (1) 与中国发明专利申请公开说明书(公开号 CN 1555764A、CN1862247A)公开的只能获得二维光声和超声图像的装置相比,本发明可以获得生物组织的三维光声图像,从而使疾病的诊断更加快速。

[0023] (2) 本发明将三维光声成像的激发与传感一体化,实现了结构的小型化和实用化,系统结构稳定且便携。

[0024] (2) 与背景技术中记载的采用单元探头的三维成像光声传感器相比,本发明的弧形超声阵列具有振元密度高、定位精确和机械加工简便等优点,有效的提高了系统传感的时间和空间分辨率。

[0025] (3) 本发明只需进行一个方向的旋转扫描即可实现三维成像,有效提高了系统的机械稳定性和操作简便。

[0026] (4) 本发明的传感装置为可做圆周扫描的凹弧形结构,除乳腺和颅脑外,还可广泛

应用于其它不规则凸出结构的生物组织或小动物的发育与病变检测等三维医学成像领域。

[0027] (5) 随着光源的技术进步,尤其是半导体激光器的飞速发展,将来可采用小型化价格低廉的光源,则本发明的成像系统更易于应用推广,可广泛应用于医学诊断和工业检测等领域。

附图说明

[0028] 图 1 为实施例 1 的主要结构示意图。

[0029] 图 2 为图 1 所示实施例的光声激发与传感单元的结构示意图。

[0030] 图 3 为图 2 的俯视图。

[0031] 图 4 为图 2 的仰视图。

[0032] 图 5 为实施例 2 的固定单元的结构示意图。

具体实施方式

[0033] 以下结合附图对本发明作具体说明:

[0034] 实施例 1 一种三维光声颅脑无损成像系统

[0035] 本实施例的结构如图 1-4 所示,各元件的名称为:1. 圆形齿轮、2. 弧形超声阵列、3. 碗状弧形外壳、4. 超声耦合液、5. 保护膜、6. 扩束镜、7. 光纤、8. 光路外壳、9. 弹性密封圈、10. 激光器、11. 数据采集卡、12. 预处理电路、13. 步进电机、14. 驱动器、15. 数字 I/O 卡、16. 计算机、17. 显示器。

[0036] 其中激光器 10 为 1064nm 光纤输出高功率、高重复率 YAG 激光系统 (Big-Sky, 美国);光纤 7 的直径为 600um,数值孔径 NA 为 0.22;数据采集卡 11 为 8 通道同步采样通道的高速数字化仪 PCI-5105 (NI, 美国);弧形超声阵列 2 为广州多浦乐电子科技有限公司最新推出的基于 1-3 复合材料的医用传感器产品。

[0037] 本实施例包括光声激发与传感单元,信号控制与处理单元。

[0038] 光声激发与传感单元由圆形齿轮 1、弧形超声阵列 2、内装有超声耦合液 4 的碗状弧形外壳 3、能透过激光的保护膜 5、扩束镜 6、光纤 7、光路外壳 8 和圆环状的弹性密封圈 9 组成。弧形外壳 3 两端开口,其顶部直径为 65cm,底部直径为 5cm。圆形齿轮 1 定位同心安装在弧形外壳 3 的顶部外壁,圆形齿轮 1 加工的齿数为 120,采用步进电机 13 带动完成一个圆周扫描至少需要 120 个脉冲。圆环状弹性密封圈 9 与碗状弧形外壳 3 的顶部内壁密封结合。碗状弧形外壳 3 的侧壁从顶部到底部镶嵌两个弧度与弧形外壳 3 相匹配、夹角为 90 度的弧形超声阵列 2。每个弧形超声阵列 2 含有 128 个阵元,阵元之间的刻缝宽为 0.03mm,其中心频率为 2.5MHz,相对带宽为 75%,面积为 100mm×10mm×0.8mm。保护膜 5 与碗状弧形外壳 3 的底部密封结合。弧形外壳 3 内装有超声耦合液 4。扩束镜 6 位于保护膜 5 下方、光纤 7 的出光端上方。碗状弧形外壳 3 下沿与光路外壳 8 的上沿转动连接。

[0039] 信号控制与处理单元由激光器 10、数据采集卡 11、预处理电路 12、步进电机 13、驱动器 14、数字 I/O 卡 15、计算机 16 和显示器 17 组成。

[0040] 所述圆形齿轮 1 与步进电机 13 啮合连接。所述计算机 16、数字 I/O 卡 15、驱动器 14 与步进电机 13 依次导线连接。所述数字 I/O 卡 15 还与预处理电路 12、弧形超声阵列 2 依次导线连接。所述数据采集卡 11 分别与激光器 10、预处理电路 12 和计算机 16 导线连

接。所述计算机 16 还和显示器 17 导线连接。光纤 7 的进光端与激光器 10 连接、出光端与光路外壳 8 连接。

[0041] 本实施例具体操作步骤为：

[0042] 1) 被测颅脑进入碗状弧形外壳 3 并浸没于超声耦合液 4 中,弹性密封圈 9 与颅脑密切贴合,开启成像系统；

[0043] 2) 激光发生器 10 激发产生 1064nm 的脉冲激光耦合进入光纤 7,经扩束镜 6 扩束后透过保护膜 5 辐射在被测颅脑上激发出光声信号；

[0044] 3) 弧形超声阵列 2 接收光声信号转化为电信号,通过预处理电路 12 后由数据采集卡 11 采集进计算机 16；

[0045] 4) 采集完一次光声信号后,计算机 16 通过数字 I/O 卡 15 发出数字信号到驱动器 14,驱动步进电机 13 实现一次步进转动,同时通过圆形齿轮 1 带动弧形超声阵列 2 围绕被测颅脑转动,到达下一个测定位置；

[0046] 4) 重复步骤 3 和 4;直至旋转扫描接收到足够多位置的光声信号后,计算机 16 通过计算重建出被测颅脑的三维光声图像,由显示器实时显示或进行后续打印等处理。实施例 2 一种用于双侧乳腺光声三维成像系统

[0047] 本实施例的结构与实施例 1 相似,不同之处在于：

[0048] 1) 还包括主要由工作台 18 构成的固定单元。工作台 18 上有两个圆心共轴的圆形通孔 19,每个所述圆形通孔 19 的正下方是一个所述光声激发与传感单元,每个光声激发与传感单元中的圆形齿轮 1 都与工作台 18 转动连接。

[0049] 2) 一个步进电机 13 同时与两个光声激发与传感单元中的圆形齿轮 1 啮合连接。

[0050] 3) 一个激光器 10 同时与两个光声激发与传感单元中的光纤 7 的进光端连接。

[0051] 4) 每个光声激发与传感单元中的碗状弧形外壳 3 顶部直径 30cm;圆形齿轮 1 加工的齿数为 48。一个弧度与碗状弧形外壳 3 相匹配的弧形超声阵列 2 镶嵌固定在弧形外壳的侧壁;所述弧形超声阵列 2 含有 512 个阵元,阵元之间的刻缝宽为 0.03mm,其中心频率为 2.5MHz,相对带宽为 75%,面积为 100mm×10mm×0.8mm。

[0052] 该成像系统的操作步骤与实施例 1 所述步骤相同,两个碗状弧形外壳同步转动。

[0053] 实施例 3 一种用于双侧乳腺光声三维成像系统

[0054] 本实施例的结构与实施例 2 相似,不同之处在于：

[0055] 每个光声激发与传感单元中的圆形齿轮 1 分别与一个步进电机 13 啮合连接。两个步进电机同时和驱动器 14 导线连接。每个碗状弧形外壳 3 的侧壁镶嵌固定两个弧形超声阵列 2,每个所述弧形超声阵列 2 含有 256 个阵元,阵元之间的刻缝宽为 0.03mm,其中心频率为 2.5MHz,相对带宽为 75%,面积为 80mm×10mm×0.8mm。

[0056] 该成像系统的操作步骤与实施例 1 所述步骤相同,两个碗状弧形外壳可以独立转动,对有病变怀疑的乳腺则可以进行更多的扫描。

[0057] 实施例 4 一种用于单侧乳腺光声三维成像系统

[0058] 本实施例的结构与实施例 1 相似,不同之处在于:光声激发与传感单元中碗状弧形外壳 3 顶部直径 30cm;圆形齿轮 1 加工的齿数为 48;三个弧度与碗状弧形外壳 3 相匹配的弧形超声阵列 2 圆周对称地固定在弧形外壳的外壁;所述弧形超声阵列 2 含有 256 个阵元,阵元之间的刻缝宽为 0.03mm,其中心频率为 3.5MHz,相对带宽为 75%,面积为

80mm×10mm×0.8mm。

[0059] 该成像系统的操作步骤与实施例 1 所述步骤相同。

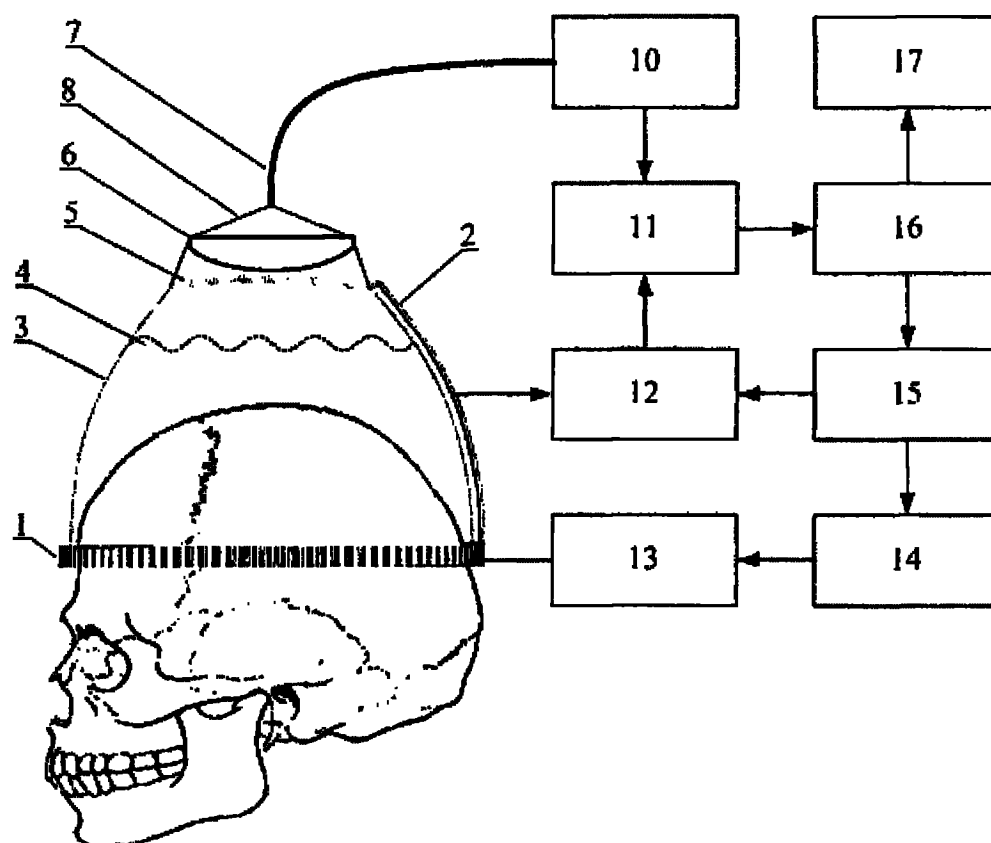


图 1

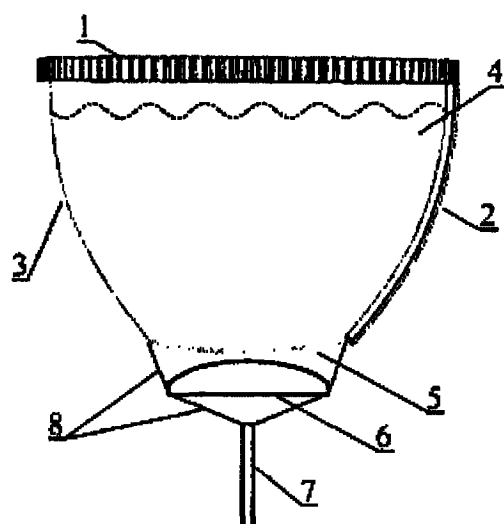


图 2

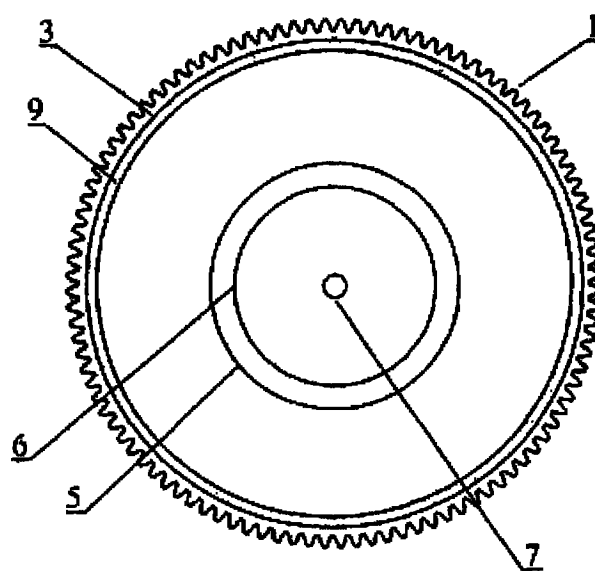


图 3

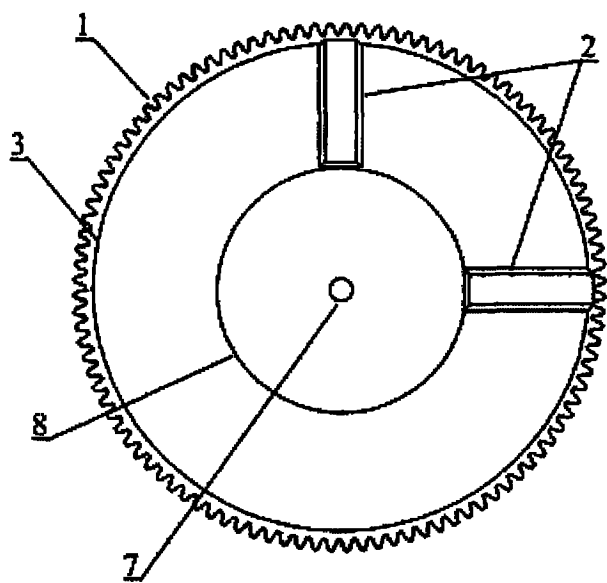


图 4

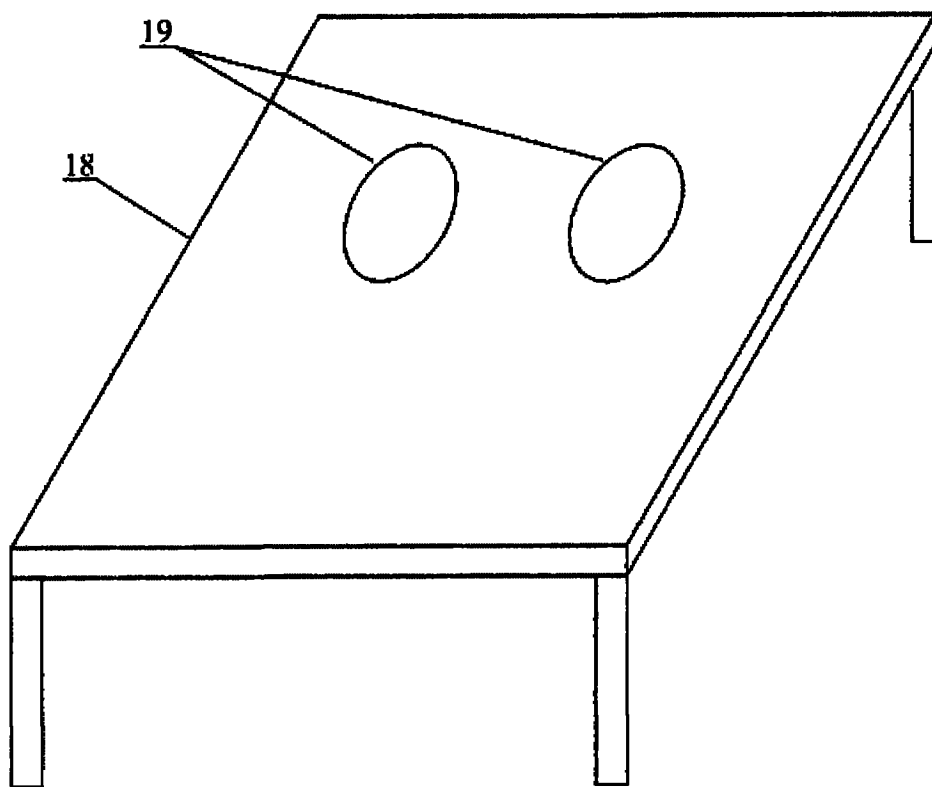


图 5

专利名称(译)	三维光声乳腺或颅脑无损成像系统		
公开(公告)号	CN101828928A	公开(公告)日	2010-09-15
申请号	CN201010137063.3	申请日	2010-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	江西科技师范大学		
申请(专利权)人(译)	江西科技师范学院		
当前申请(专利权)人(译)	江西科技师范学院		
[标]发明人	曾吕明 刘国栋 杨迪武 徐景坤		
发明人	曾吕明 刘国栋 杨迪武 徐景坤		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN101828928B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种三维光声乳腺或颅脑无损成像系统，主要由圆形齿轮、弧形超声阵列、碗状弧形外壳、超声耦合液、保护膜、光路外壳、扩束镜、光纤、激光器、数据采集卡、预处理电路、步进电机、驱动器、数字I/O卡、计算机、显示器组成。所述成像系统的工作过程是：被测组织经激光辐射产生光声信号，弧形超声阵列接收光声信号并被采集进计算机；驱动器带动弧形超声阵列围绕被测组织转动到下一个位置；重复采集-转动的步骤，直至接收到足够多位置的光声信号，计算机通过计算重建出被测组织的三维光声图像。利用本发明成像系统可以快速、无损地实现乳腺或颅脑的三维光声成像。

