



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103385736 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 29

(21) 申请号 201310330411. 2

(22) 申请日 2013. 07. 31

(73) 专利权人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 郑海荣 邱维宝 黎国锋 梁长虹

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

代理人 吴平

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101219062 A, 2008. 07. 16,

CN 101219062 A, 2008. 07. 16,

CN 202015192 U, 2011. 10. 26,

CN 201912122 U, 2011. 08. 03,

US 2012/0265057 A1, 2012. 10. 18,

CN 102131467 A, 2011. 07. 20,

EP 1950997 A1, 2008. 07. 30,

JP 特開 2008-311700 A, 2008. 12. 25,

US 2009/0005688 A1, 2009. 01. 01,

US 2008/0004529 A1, 2008. 01. 03,

CN 102132584 A, 2011. 07. 20,

Weibao Qiu et al..An Open System
for Intravascular Ultrasound Imaging.
《IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS,
FERROELECTRICS, AND FREQUENCY
CONTROL》. 2012, 第 59 卷 (第 10 期), 第
2201-2209 页.

审查员 许流芳

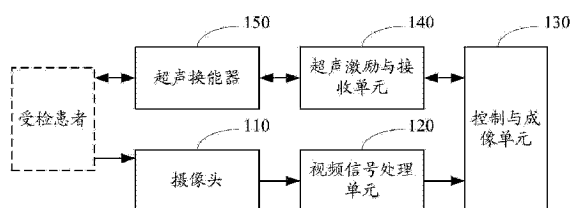
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

内窥式鼻咽癌超声成像装置

(57) 摘要

本发明涉及一种内窥式鼻咽癌超声成像装置。所述装置包括：摄像头，用于采集鼻咽内表面的组织光学图像；视频信号处理单元，用于将所述组织光学图像信号转化为视频数字信号；控制与成像单元，用于保存并显示所述数字信号，并发出控制指令；超声激励与接收单元，根据超声控制指令产生特定的脉冲信号进行超声激励，同时接收单元处理超声回波信号后进行超声图像显示；超声换能器，用于根据所述脉冲信号产生扫描鼻咽内的超声波，并接收超声回波信号，并将所述超声回波信号转化为回波电信号；所述超声激励与接收单元还用于对所述回波电信号进行处理；以及所述控制与成像单元还用于根据处理后的所述回波电信号进行超声成像。提高了检测的准确度。



1. 一种内窥式鼻咽癌超声成像装置,其特征在于,包括:

摄像头,用于采集鼻咽内表面的组织光学图像;

视频信号处理单元,与所述摄像头相连,用于对所述采集的组织光学图像进行处理转化为数字信号;

控制与成像单元,与所述视频信号处理单元相连,用于保存并显示所述数字信号,并发出控制指令;

超声激励与接收单元,与所述控制与成像单元相连,用于接收所述控制与成像单元发送的控制指令,并根据所述控制指令产生特定的脉冲信号,并进行回波电信号的处理;

超声换能器,与所述超声激励与接收单元相连,用于根据所述脉冲信号激励产生扫描鼻咽内的超声波,并接收所述鼻咽内组织反射的超声回波信号,并将所述超声回波信号转化为回波电信号,并将所述回波电信号发送给所述超声激励与接收单元;

所述超声激励与接收单元还用于对所述回波电信号进行处理,并将处理后的回波电信号传输给所述控制与成像单元;以及

所述控制与成像单元还用于根据处理后的所述回波电信号进行超声成像,以及根据所述数字信号得到视频图像,根据所述视频图像对所述超声换能器进行引导与定位;

所述控制与成像单元包括人机交互子单元、视频信号存储与显示子单元、控制子单元、激励序列产生子单元、缓存子单元和多参数超声成像子单元,所述激励序列产生子单元和缓存子单元分别通过数据接口与所述超声激励与接收单元相连;

所述视频信号存储与显示子单元用于接收所述视频信号处理单元传输的数字信号;

所述人机交互子单元用于接收输入的成像控制参数,并将所述成像控制参数传输给所述控制子单元及所述激励序列产生子单元以产生脉冲序列;

所述激励序列产生子单元用于将所述脉冲序列通过数据接口发送给所述超声激励与接收单元;

所述缓存子单元用于接收并存储所述回波电信号,并将所述回波电信号传输给所述多参数超声成像子单元;

所述多参数超声成像子单元用于根据所述回波电信号进行多参数融合成像,并将所述多参数融合成像显示在所述人机交互子单元。

2. 根据权利要求1所述的内窥式鼻咽癌超声成像装置,其特征在于,所述超声激励与接收单元包括依次相连的激励与数据处理器、脉冲驱动器、脉冲发射器、高压开关、低噪声放大器、滤波器、模/数转换器,所述激励与数据处理器与所述控制与成像单元相连,所述高压开关与所述超声换能器相连;

所述激励与数据处理器用于接收所述控制与成像单元发送的控制指令,并根据所述控制指令控制所述脉冲驱动器和脉冲发生器产生特定的脉冲信号,并将所述脉冲信号经所述高压开关传输给所述超声换能器,以激励所述超声换能器产生超声波;

所述超声换能器转化的所述回波电信号经过所述高压开关转接后,经所述低噪声放大器、滤波器、模/数转换器、激励与数据处理器处理后,被传输给所述控制与成像单元。

3. 根据权利要求1所述的内窥式鼻咽癌超声成像装置,其特征在于,所述超声激励与接收单元对所述回波电信号进行处理包括采用数字滤波算法、时间增益补偿算法、包络检波算法、数字扫描变换算法、多普勒频谱分析算法、图像增强算法中至少一种进行处理。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥式鼻咽癌超声成像装置,其特征在于,所述超声换能器包括多个超声振元。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥式鼻咽癌超声成像装置,其特征在于,所述特定的脉冲信号的频率为 10MHz $\sim$ 60MHz。

内窥式鼻咽癌超声成像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械,特别是涉及一种内窥式鼻咽癌超声成像装置。

背景技术

[0002] 鼻咽癌是原发于鼻咽部位的恶性肿瘤。全世界每年新发鼻咽癌患者约 60 万,居恶性肿瘤发病率第五位。鼻咽癌早期症状不明显,中晚期症状包括血涕、血痰、耳鸣、耳聋、颈部淋巴肿大、头痛、面部麻木、复视、眼睑下垂、失明、吞咽困难、声音嘶哑、伸舌偏斜等。多数症状不会引起患者痛苦感受,且容易与其他病因的症状混淆;通常,鼻咽癌好发于鼻咽内壁的粘膜中,该位置较隐蔽,常规的间接鼻咽镜难以准确辨别癌变组织。因此鼻咽癌发病之初极易被忽视或误诊。由于鼻咽与大脑、颅内血管、淋巴结、神经等重要组织器官相近,始发于鼻咽粘膜的原位癌,很容易侵入大脑等重要组织器官,甚至通过淋巴管、血管转移到远处的肝、肺和骨头。这是导致鼻咽癌死亡率较高的主要原因。早发现早治疗是防治鼻咽癌的关键原则。

[0003] 根据肿瘤细胞的病理特性,鼻咽癌可分为原位癌、微小浸润癌、鳞状细胞癌、腺癌、泡状核细胞癌和未分化癌。根据鼻咽癌的外形不同,可分为结节型、菜花型、浸润型、溃疡型和粘膜下型。为对肿瘤侵犯范围作统一评估,常采用 TNM 标准(即根据综合评估肿瘤侵犯其他组织器官的程度,肿瘤侵犯邻近淋巴结的程度,肿瘤转移至其他部位的范围),把肿瘤分成 I、II、III、IV a、IV b 五期。TNM 分期越后,则表示肿瘤侵犯、转移程度越高,患者的治疗生存率越低。由于鼻咽癌细胞对高能射线非常敏感,因此放射治疗是治疗鼻咽癌的主要手段。实施放射治疗前,需采用 CT、MRI 等影像手段对肿瘤范围进行精确定位,以确定射线辐射的位置和剂量。

[0004] 然而,CT 成像技术,密度分辨率高,适合对骨头或者钙化组织成像,而对于人体软组织成像则是它的软肋。癌变或者纤维化的鼻咽粘膜组织,虽能在 CT 成像中被粗略识别,但细微(如直径小于 1 毫米)的组织变异,却难以被可靠识别。MRI 技术,各项性能均优于 CT 成像技术,但其诊断费用昂贵、禁忌用于身体内植入金属或磁性材料的患者、对细微(如直径小于 1 毫米)的组织变异不敏感等不足。

发明内容

[0005] 基于此,有必要针对目前对鼻咽检测的装置检测不精确的问题,提供一种能提高检测准确度的内窥式鼻咽癌超声成像装置。

[0006] 此外,还有必要提供一种能提高检测准确度的内窥式鼻咽癌超声成像方法。

[0007] 一种内窥式鼻咽癌超声成像装置,包括:

[0008] 摄像头,用于采集鼻咽内表面的组织光学图像;

[0009] 视频信号处理单元,与所述摄像头相连,用于对所述采集的组织光学图像进行处理转化为数字信号;

[0010] 控制与成像单元,与所述视频信号处理单元相连,用于保存并显示所述数字信号,

并发出控制指令；

[0011] 超声激励与接收单元,与所述控制与成像单元相连,用于接收所述控制与成像单元发送的控制指令,并根据所述控制指令产生特定的脉冲信号；

[0012] 超声换能器,与所述超声激励与接收单元相连,用于根据所述脉冲信号激励产生扫描鼻咽内的超声波,并接收所述鼻咽内反射的超声回波信号,并将所述超声回波信号转化为回波电信号,并将所述回波电信号发送给所述超声激励与接收单元；

[0013] 所述超声激励与接收单元还用于对所述回波电信号进行处理,并将处理后的回波电信号传输给所述控制与成像单元；以及

[0014] 所述控制与成像单元还用于根据处理后的所述回波电信号进行超声成像,以及根据所述数字信号得到视频图像,根据所述视频图像对所述超声换能器进行引导与定位。

[0015] 在其中一个实施例中,所述超声激励与接收单元包括依次相连的激励与数据处理器、脉冲驱动器、脉冲发射器、高压开关、低噪声放大器、滤波器、模/数转换器,所述激励与数据处理器与所述控制与成像单元相连,所述高压开关与所述超声换能器相连；

[0016] 所述激励与数据处理器用于接收所述控制与成像单元发送的控制指令,并根据所述控制指令控制所述脉冲驱动器和脉冲发生器产生特定的脉冲信号,并将所述脉冲信号经所述高压开关传输给所述超声换能器,以激励所述超声换能器产生超声波；

[0017] 所述超声换能器转化的所述回波电信号经过所述高压开关转接后,经所述低噪声放大器、滤波器、模/数转换器、激励与数据处理器处理后,被传输给所述控制与成像单元。

[0018] 在其中一个实施例中,所述超声激励与接收单元对所述回波电信号进行处理包括采用数字滤波算法、时间增益补偿算法、包络检波算法、数字扫描变换算法、多普勒频谱分析算法、图像增强算法中至少一种进行处理。

[0019] 在其中一个实施例中,所述控制与成像单元包括人机交互子单元、视频信号存储与显示子单元、控制子单元、激励序列产生子单元、缓存子单元和多参数超声成像子单元,所述激励序列产生子单元和缓存子单元分别通过数据接口与所述超声激励与接收单元相连；

[0020] 所述视频信号存储与显示子单元用于接收所述视频信号处理单元传输的数字信号；

[0021] 所述人机交互子单元用于接收输入的成像控制参数,并将所述成像控制参数传输给所述控制子单元及所述激励序列产生子单元以产生脉冲序列；

[0022] 所述激励序列产生子单元用于将所述脉冲序列通过数据接口发送给所述超声激励与接收单元；

[0023] 所述缓存子单元用于接收并存储所述回波电信号,并将所述回波电信号传输给所述多参数超声成像子单元；

[0024] 所述多参数超声成像子单元用于根据所述回波电信号进行多参数融合成像,并将所述多参数融合成像显示在所述人机交互子单元。

[0025] 在其中一个实施例中,所述超声换能器包括多个超声振元,每个超声振元包括切割半分离的压电材料和两个电极板。

[0026] 在其中一个实施例中,所述特定的脉冲信号的频率为 10MHz ~ 60MHz。

[0027] 一种内窥式鼻咽癌超声成像方法,包括：

[0028] 初始化步骤,提供依次相连的摄像头、视频信号处理单元、控制与成像单元、超声激励与接收单元和超声换能器;

[0029] 视频采集步骤,通过所述摄像头采集鼻咽内表面的组织光学图像,经所述视频信号处理单元转化为数字信号,将所述数字信号传输给所述控制与成像单元保存并显示,根据所述数字信号对所述超声换能器进行引导与定位;

[0030] 产生脉冲信号步骤,通过所述控制与成像单元发出控制指令,控制所述超声激励与接收单元产生特定的脉冲信号;

[0031] 扫描步骤,通过所述超声换能器根据所述脉冲信号激励产生扫描鼻咽内的超声波,以及通过所述超声换能器接收所述鼻咽内反射的超声回波信号,并将所述超声回波信号转化为回波电信号,并将所述回波电信号发送给所述超声激励与接收单元;

[0032] 修正步骤,对所述回波电信号进行处理;以及

[0033] 成像步骤,根据所述处理后的所述回波电信号进行超声成像。

[0034] 在其中一个实施例中,所述超声激励与接收单元包括依次相连的激励与数据处理器、脉冲驱动器、脉冲发射器、高压开关、低噪声放大器、滤波器、模/数转换器,所述激励与数据处理器与所述控制与成像单元相连,所述高压开关与所述超声换能器相连;

[0035] 所述产生脉冲信号步骤包括:

[0036] 通过所述激励与数据处理器接收所述控制与成像单元发送的控制指令,并根据所述控制指令控制所述脉冲驱动器和脉冲发生器产生特定的脉冲信号,并将所述脉冲信号经所述高压开关传输给所述超声换能器,以激励所述超声换能器产生超声波;

[0037] 所述修正步骤包括:

[0038] 将所述超声换能器转化的所述回波电信号经过所述高压开关转接后,经所述低噪声放大器、滤波器、模/数转换器、激励与数据处理器处理后,被传输给所述控制与成像单元。

[0039] 在其中一个实施例中,所述修正步骤包括:

[0040] 对所述回波信号进行处理包括采用数字滤波算法、时间增益补偿算法、包络检波算法、数字扫描变换算法、多普勒频谱分析算法、图像增强算法中至少一种进行处理。

[0041] 在其中一个实施例中,所述特定的脉冲信号的频率为 10MHz ~ 60MHz。

[0042] 上述内窥式鼻咽癌超声成像装置和方法,通过摄像头采集组织光学图像,提供视频图像为超声换能器进行引导和定位,采用超声换能器对鼻咽内壁软组织成像,实现对鼻咽内壁软组织全深度精确成像,提高了检测的准确度。而传统的鼻咽内镜采用光学成像方式,只能观察到鼻咽内壁表层的颜色、光泽和形状信息。

[0043] 另外,制作成本不高,设备维护成本低廉,因此对患者检查费用低,且采用超声作为成像媒介,没有高能量射线引起的电离辐射。

附图说明

[0044] 图 1 为一个实施例中内窥式鼻咽癌超声成像装置的结构示意图;

[0045] 图 2 为内窥式鼻咽癌超声成像装置应用于对鼻咽癌好发部位成像的示意图;

[0046] 图 3 为超声换能器对鼻咽腔内壁软组织成像的示意图;

[0047] 图 4 为一个实施例中超声激励与接收单元的内部结构示意图;

[0048] 图 5 为一个实施例中控制与成像单元的内部结构示意图；

[0049] 图 6 为一个实施例中内窥式鼻咽癌超声成像方法的流程图。

具体实施方式

[0050] 下面结合具体的实施例及附图对内窥式鼻咽癌超声成像装置和方法的技术方案进行详细的描述,以使其更加清楚。

[0051] 如图 1 所示,为一个实施例中内窥式鼻咽癌超声成像装置的结构示意图。该内窥式鼻咽癌超声成像装置,包括依次相连的摄像头 110、视频信号处理单元 120、控制与成像单元 130、超声激励与接收单元 140 和超声换能器 150。

[0052] 其中,摄像头 110 用于采集鼻咽内表面的组织光学图像。

[0053] 本实施例中,摄像头 110 采用高清摄像头。该摄像头 110 能经鼻孔伸入鼻咽内,实现对鼻咽内表面的高清光学成像,以采集鼻咽内表面的组织光学图像。

[0054] 视频信号处理单元 120 用于对该采集的组织光学图像进行处理转化为数字信号,并将处理后的数字信号传输至控制与成像单元 130。

[0055] 控制与成像单元 130 用于优化、保存并显示该数字信号,并根据该数字信号得到视频图像,根据该视频图像对超声换能器 150 进行引导和定位。控制与成像单元 130 还发出控制指令,并将控制指令传输给超声激励与接收单元 140。

[0056] 超声激励与接收单元 140 用于接收控制与成像单元 130 发送的控制指令,并根据该控制指令产生特定的脉冲信号。该脉冲信号的频率为 10MHz(兆赫兹)~60MHz。

[0057] 超声换能器(超声探头)150 用于根据该脉冲信号激励产生扫描鼻咽内的超声波,并接收该鼻咽内反射的超声回波信号,并将该超声回波信号转化为回波电信号,并将该回波电信号发送给超声激励与接收单元 140。本实施例中,超声换能器 150 包括多个超声振元。

[0058] 超声激励与接收单元 140 还用于对回波电信号进行处理,并将处理后的回波电信号传输给控制与成像单元 130。

[0059] 本实施例中,超声激励与接收单元 140 对该回波电信号进行处理包括采用数字滤波算法、时间增益补偿算法、包络检波算法、数字扫描变换算法、多普勒频谱分析算法、图像增强算法中至少一种进行处理。其中,数字滤波算法通过设置合适的滤波器参数,对输入射频信号进行带通滤波,滤除高频噪声和低频干扰信号;时间增益补偿算法,根据预设规则调节不同时刻回波信号的增益,使不同组织深度的回波信号获得不同的增益补偿,保证不同深度信号强度的一致性;包络检波算法,采用希尔伯特变换,获取射频信号的幅值,而去除高频载波成分;数字扫描变换算法,把按极坐标采集和保存的数据,通过空间重组和插值运算,转变成按直角坐标的数据保存方式,以便于后续显示;多普勒频谱分析算法,通过希尔伯特变换把射频回波数据转变为两路正交数据,然后通过低通滤波器和窗滤波器定时选取特定深度的数据,通过复数快速傅里叶变换,输出频谱数据,用于显示血液流速信息。

[0060] 控制与成像单元 130 还用于根据处理后的回波电信号进行超声成像。

[0061] 上述内窥式鼻咽癌超声成像装置应用于对鼻咽癌好发部位成像,如图 2 所示,超声换能器 150 伸入鼻咽腔内,22 为鼻腔、24 为鼻咽癌好发部位。如图 3 所示为超声换能器对鼻咽腔内壁软组织成像的示意图,鼻咽腔内壁有浅至深通常可分为粘膜层、纤维层、肌肉

层和筋膜层。

[0062] 上述内窥式鼻咽癌超声成像装置,通过摄像头采集组织光学图像,提供视频图像为超声换能器进行引导和定位,采用超声换能器对鼻咽内壁软组织成像,实现对鼻咽内壁软组织全深度精确成像,提高了检测的准确度。而传统的鼻咽内镜采用光学成像方式,只能观察到鼻咽内壁表层的颜色、光泽和形状信息。

[0063] 如图 4 所示,为一个实施例中超声激励与接收单元 140 的内部结构示意图。该超声激励与接收单元 140 包括依次相连的激励与数据处理器 141、脉冲驱动器 142、脉冲发生器 143、高压开关 144、低噪声放大器 145、滤波器 146、模 / 数转换器 147。激励与数据处理器 141 通过数据接口 160 与控制及成像单元 130 相连,高压开关 144 与超声换能器 150 相连。

[0064] 激励与数据处理器 141 用于接收控制及成像单元 130 发送的控制指令,并根据该控制指令控制脉冲驱动器 142 和脉冲发生器 143 产生特定的脉冲信号,并将该脉冲信号经高压开关 144 传输给超声换能器 150,以激励超声换能器 150 产生超声波。脉冲驱动器 142 为下一级的脉冲发生器 143 做信号预放大处理。脉冲发生器 143 类似功率放大器或大功率电子开关。

[0065] 超声换能器 150 接收鼻咽内反射的超声回波信号,并将该超声回波信号转化为回波电信号,以及将该回波电信号经过高压开关 144 转接后,经低噪声放大器 145、滤波器 146、模 / 数转换器 147、激励与数据处理器 141 处理后,被传输给控制及成像单元 130。

[0066] 其中,低噪声放大器 145 对回波电信号进行放大处理,滤波器 146 对回波电信号进行滤波处理,模 / 数转换器 147 将模拟的回波电信号转化为数字的回波电信号。该激励与数据处理器 141 对数字的回波电信号进行时间增益补偿算法处理、包络检波算法处理、数字扫描变换算法处理、多普勒频谱分析算法处理、图像增强算法处理等。被处理后的回波电信号通过数据接口传输至控制及成像单元 130。此外,激励与数据处理器 141 还对数字的回波电信号进行光束合成处理。

[0067] 如图 5 所示,控制及成像单元 130 包括依次相连的视频信号存储与显示子单元 131、人机交互子单元 132、控制子单元 133、激励序列产生子单元 134、缓存子单元 135 和多参数超声成像子单元 136。其中,激励序列产生子单元 134 和缓存子单元 135 分别通过数据接口 160 与超声激励与接收单元 140 相连。视频信号存储与显示子单元 131 与视频信号处理单元 120 相连。

[0068] 视频信号存储与显示子单元 131 用于接收视频信号处理单元 120 传输的数字信号。

[0069] 人机交互子单元 132 用于接收输入的成像控制参数,并将该成像控制参数传输给控制子单元 133 及激励序列产生子单元 134 以产生脉冲序列。该成像控制参数是指激励产生脉冲序列的参数,如脉冲周期。人机交互子单元 132 包括键盘、鼠标、触摸屏、显示器等交互设备。

[0070] 激励序列产生子单元 134 用于将该脉冲序列通过数据接口发送给超声激励与接收单元 140。

[0071] 缓存子单元 135 用于接收并存储该回波电信号,并将该回波电信号传输给该多参数超声成像子单元 136。

[0072] 多参数超声成像子单元 136 用于根据该回波电信号进行多参数融合成像,并将该多参数融合成像显示在人机交互子单元 132。该多参数包括 B-MODE 成像参数,频谱参数,血液流动多普勒频移参数等。该多参数融合成像以 B 超成像为主。人机交互子单元 132 可显示摄像头 110 采集的实时彩色图像和根据回波电信号进行超声成像的超声 B 超图像。

[0073] 上述内窥式鼻咽癌超声成像装置,制作成本不高,设备维护成本低廉,因此对患者检查费用低,且采用超声作为成像媒介,没有高能量射线引起的电离辐射。

[0074] 此外,上述内窥式鼻咽癌超声成像装置可应用于早期的触发鼻咽癌检测,因若肿瘤组织在粘膜内生长,且还未引起鼻咽内壁的明显外形变化,则不管采用鼻咽镜还是 CT 或 MRI 均难以对鼻咽癌进行成像,而采用该内窥式鼻咽癌超声成像装置可对检测肿瘤病变位置及大小进行成像。

[0075] 如图 6 所示,为一个实施例中内窥式鼻咽癌超声成像方法的流程图。该内窥式鼻咽癌超声成像方法,包括:

[0076] 步骤 S610,初始化步骤,提供依次相连的摄像头、视频信号处理单元、控制与成像单元、超声激励与接收单元和超声换能器。

[0077] 具体的,该超声激励与接收单元包括依次相连的激励与数据处理器、脉冲驱动器、脉冲发射器、高压开关、低噪声放大器、滤波器、模/数转换器,该激励与数据处理器与该控制与成像单元相连,该高压开关与该超声换能器相连。

[0078] 步骤 S620,视频采集步骤,通过该摄像头采集鼻咽内表面的组织光学图像,经所述视频信号处理单元转化为数字信号,将该数字信号传输给该控制与成像单元保存并显示,根据该数字信号对该超声换能器进行引导与定位。

[0079] 步骤 S630,产生脉冲信号步骤,通过该控制与成像单元发出控制指令,控制该超声激励与接收单元产生特定的脉冲信号。

[0080] 本实施例中,产生脉冲信号步骤包括:通过该激励与数据处理器接收该控制与成像单元发送的控制指令,并根据该控制指令控制该脉冲驱动器和脉冲发生器产生特定的脉冲信号,并将该脉冲信号经该高压开关传输给该超声换能器,以激励该超声换能器产生超声波。

[0081] 该脉冲信号的频率为 10MHz(兆赫兹)~60MHz。

[0082] 步骤 S640,扫描步骤,通过该超声换能器根据该脉冲信号激励产生扫描鼻咽内的超声波,以及通过该超声换能器接收该鼻咽内反射的超声回波信号,并将该超声回波信号转化为回波电信号,并将该回波电信号发送给该超声激励与接收单元。

[0083] 步骤 S650,修正步骤,对该回波电信号进行处理。

[0084] 本实施例中,该修正步骤包括:将该超声换能器转化的该回波电信号经过该高压开关转接后,经该低噪声放大器、滤波器、模/数转换器、激励与数据处理器处理后,被传输给该控制与成像单元。

[0085] 此外,该修正步骤包括:对该回波信号进行处理包括采用数字滤波算法、时间增益补偿算法、包络检波算法、数字扫描变换算法、多普勒频谱分析算法、图像增强算法中至少一种进行处理。

[0086] 步骤 S660,成像步骤,根据该处理后的该回波电信号进行超声成像。

[0087] 上述内窥式鼻咽癌超声成像方法,通过摄像头采集组织光学图像,提供视频图像

为超声换能器进行引导和定位,采用超声换能器对鼻咽内壁软组织成像,实现对鼻咽内壁软组织全深度精确成像,提高了检测的准确度。而传统的鼻咽内镜采用光学成像方式,只能观察到鼻咽内壁表层的颜色、光泽和形状信息。

[0088] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

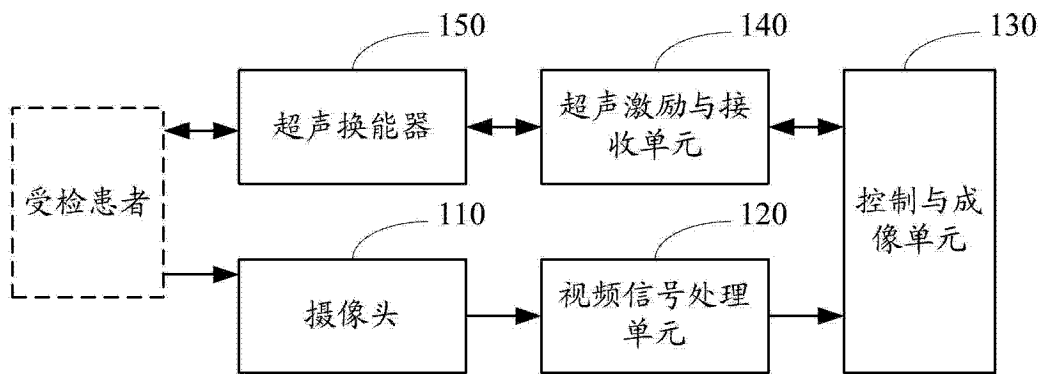


图 1

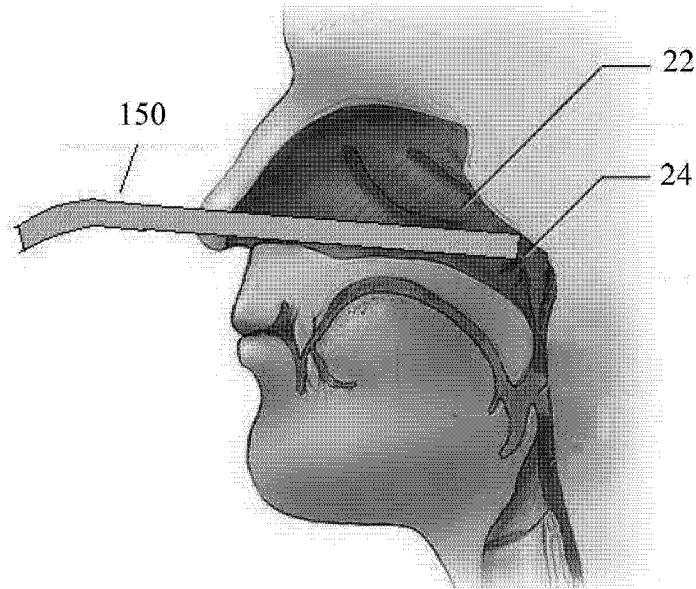


图 2

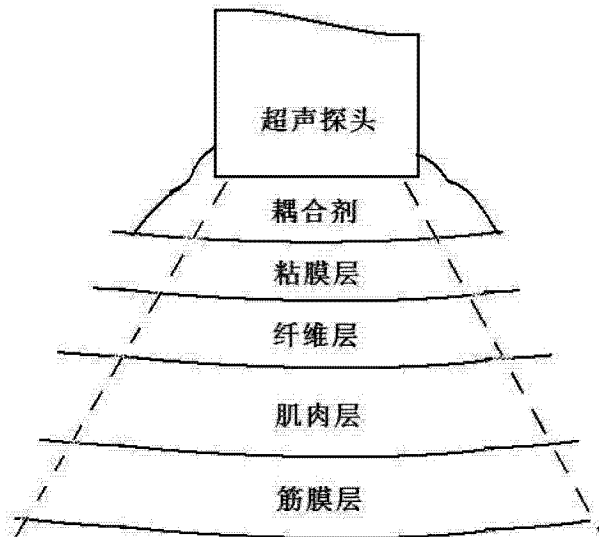


图 3

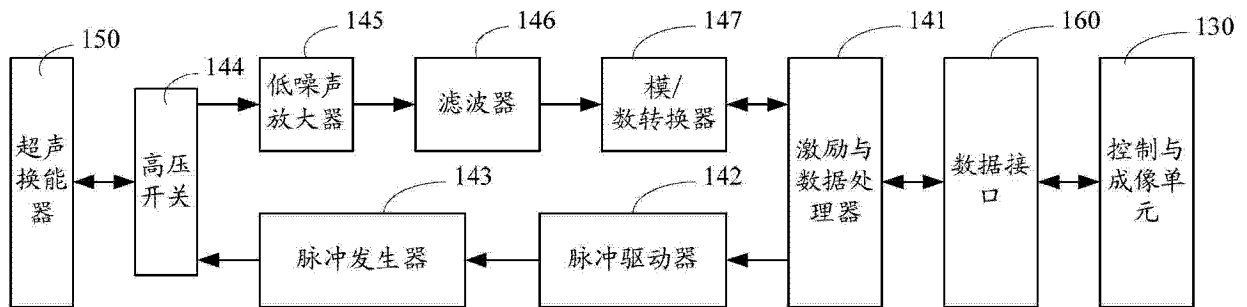


图 4

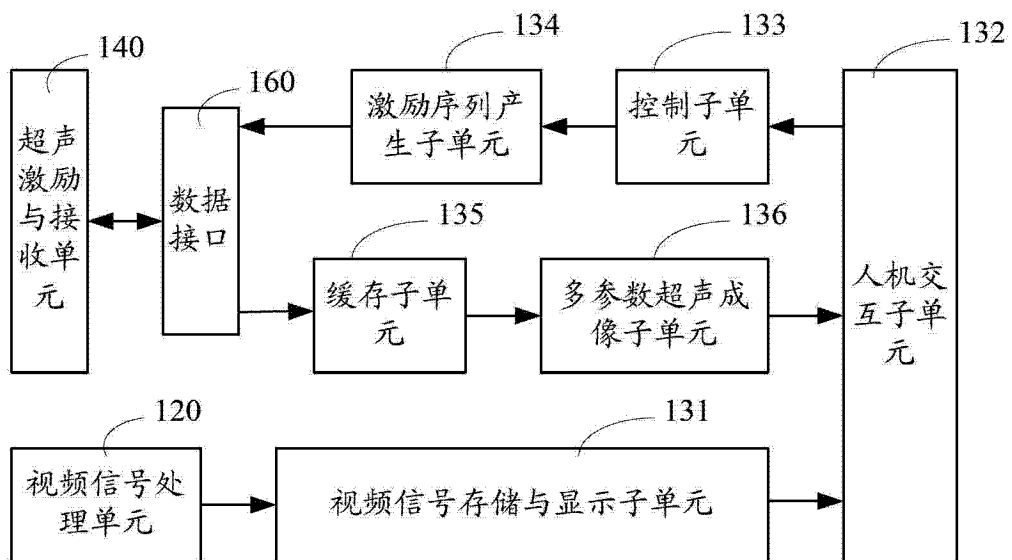


图 5

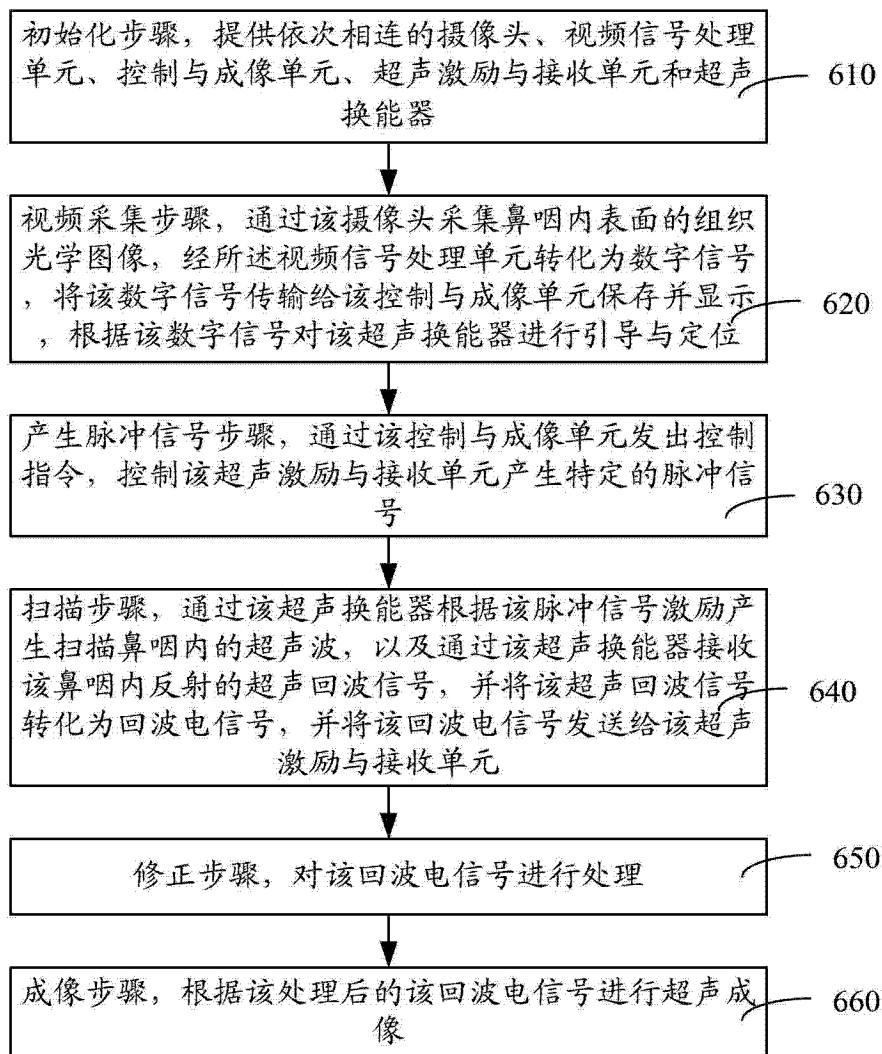


图 6

专利名称(译)	内窥式鼻咽癌超声成像装置		
公开(公告)号	CN103385736B	公开(公告)日	2015-07-29
申请号	CN201310330411.2	申请日	2013-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	郑海荣 邱维宝 黎国锋 梁长虹		
发明人	郑海荣 邱维宝 黎国锋 梁长虹		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/233		
代理人(译)	吴平		
其他公开文献	CN103385736A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种内窥式鼻咽癌超声成像装置。所述装置包括：摄像头，用于采集鼻咽内表面的组织光学图像；视频信号处理单元，用于将所述组织光学图像信号转化为视频数字信号；控制与成像单元，用于保存并显示所述数字信号，并发出控制指令；超声激励与接收单元，根据超声控制指令产生特定的脉冲信号进行超声激励，同时接收单元处理超声回波信号后进行超声图像显示；超声换能器，用于根据所述脉冲信号产生扫描鼻咽内的超声波，并接收超声回波信号，并将所述超声回波信号转化为回波电信号；所述超声激励与接收单元还用于对所述回波电信号进行处理；以及所述控制与成像单元还用于根据处理后的所述回波电信号进行超声成像。提高了检测的准确度。

