



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105307574 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 03

(21) 申请号 201580001058. 0

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2015. 01. 13

代理人 李光颖 王英

(30) 优先权数据

14170204. 3 2014. 05. 28 EP

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(66) 本国优先权数据

PCT/CN2014/071839 2014. 01. 30 CN

PCT/CN2014/075396 2014. 04. 15 CN

G01S 7/52(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 12. 18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/050438 2015. 01. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/113806 EN 2015. 08. 06

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 徐泾平 B·I·拉朱 S·W·黄

S·王 E·G·勒杜列斯库 S·周

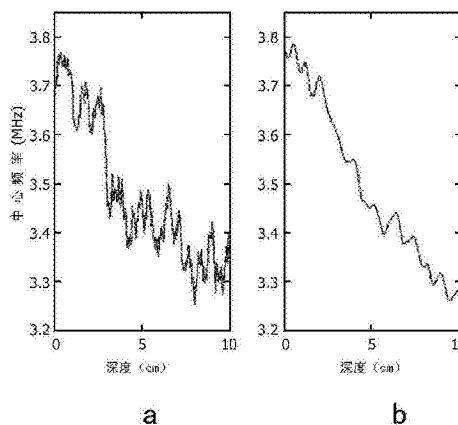
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54) 发明名称

用于使用超声来探测气囊的方法和装置

(57) 摘要

现有气囊探测方法基于示出在正常软组织与气囊之间的比较的 B- 模式超声图像的视觉观察, 其是耗时的并且依赖于操作员的经验。本发明提出一种探测气囊的超声系统和方法。所述超声系统包括: 超声探头 (110), 其用于朝向 ROI 发射超声信号并采集沿着多条扫描线从所述 ROI 反射的超声回波信号; 获得单元 (130), 其用于获得沿着所述多条扫描线中的每条扫描线的针对多个深度中的每个深度的所述超声回波信号的第二谐波分量; 以及导出单元 (140), 其用于导出所述第二谐波分量的中心频率随着所述深度的变化。



1. 一种用于探测感兴趣区域中的气囊的超声系统 (100), 包括:
 - 超声探头 (110), 其用于朝向所述感兴趣区域发射超声信号并采集沿着多条扫描线从所述感兴趣区域反射的超声回波信号;
 - 获得单元 (130), 其用于获得沿着所述多条扫描线中的每条扫描线的针对多个深度中的每个深度的所述超声回波信号的第二谐波分量; 以及
 - 导出单元 (140), 其用于导出所述第二谐波分量的中心频率随着所述深度的变化。
2. 根据权利要求 1 所述的超声系统, 其中, 所述第二谐波分量是借助于反向脉冲技术来获得的。
3. 根据权利要求 1 所述的超声系统, 其中, 所述第二谐波分量是借助于带通滤波来获得的。
4. 根据权利要求 1 所述的超声系统, 其中, 所述导出单元被配置为:
 - 针对每条扫描线导出表示所述中心频率与所述深度之间的关系的频率深度曲线, 并且
 - 导出在所述多个深度中的每个深度处的所述频率深度曲线的斜率。
5. 根据权利要求 4 所述的超声系统, 其中, 通过在第二预定数量的超声扫描线上求平均来使所述频率深度曲线平滑。
6. 根据权利要求 1 所述的超声系统, 还包括:
 - 显示单元 (160), 其用于生成表示所述中心频率随着所述深度的所导出的变化的超声图像并且用于显示所述超声图像。
7. 根据权利要求 1 所述的超声系统, 还包括:
 - 探测单元 (150), 其用于基于所述中心频率随着所述深度的所述变化来探测气囊, 以及
 - 显示单元 (160), 其用于在超声图像中显示用于指示探测到的气囊的指示符。
8. 根据权利要求 7 所述的超声系统, 其中,
 - 借助于反向脉冲技术来获得所述第二谐波分量, 并且
 - 在所述中心频率随着所述深度的所述变化的量超过在一深度处的第一预定阈值时, 在所述深度处探测到所述气囊。
9. 根据权利要求 7 所述的超声系统, 其中,
 - 借助于带通滤波来获得所述第二谐波分量, 并且
 - 所述探测单元 (150) 被配置为获得指示在区域中所述中心频率随着所述深度的所述变化是否形成钟形的第一确定结果, 并且被配置为基于所述第一确定结果来确定气囊是否存在于所述区域中。
10. 根据权利要求 7 所述的超声系统, 其中,
 - 借助于带通滤波来获得所述第二谐波分量; 并且
 - 所述探测单元 (150) 被配置为基于第二确定结果来确定气囊是否存在于沿着扫描线的第一深度与第二深度之间, 其中, 所述第二深度比所述第一深度深, 并且所述第二确定结果指示沿着所述扫描线所述中心频率随着所述深度的所述变化是否大于在所述第一深度处的正的第二预定阈值并且小于在所述第二深度处的负的第三预定阈值。
11. 根据权利要求 10 所述的超声系统, 其中, 所述探测单元 (150) 被配置为获得指示在所述第一深度处的所述超声回波信号的强度是否低于第四阈值的第三确定结果, 并且被配置为基于所述第二确定结果和所述第三确定结果来确定气囊是否存在于沿着所述扫描线

的所述第一深度与所述第二深度之间。

12. 根据权利要求 7 所述的超声系统,还包括:

确定单元,其用于基于所述探测到的气囊和另外的信息来确定所述探测到的气囊是正常的还是异常的,其中,所述另外的信息涉及所述气囊的定位和关于什么类型的组织包围所述气囊的信息。

13. 一种探测感兴趣区域中的气囊的方法,包括以下步骤:

朝向所述感兴趣区域发射(步骤 10)超声信号并采集(步骤 10)沿着多条扫描线从所述感兴趣区域反射的超声回波信号;

获得(步骤 20)沿着所述多条扫描线中的每条扫描线的针对多个深度中的每个深度的所述超声回波信号的第二谐波分量;并且

导出(步骤 30)所述第二谐波分量的中心频率随着所述深度的变化。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,还包括以下步骤:

基于所述中心频率随着所述深度的所导出的变化来生成(步骤 40)超声图像;并且显示(步骤 40)所述超声图像。

15. 根据权利要求 13 所述的方法,还包括以下步骤:

基于所述中心频率随着所述深度的所述变化来探测气囊;并且在超声图像中显示用于指示探测到的气囊的指示符。

用于使用超声来探测气囊的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像,具体地涉及用于使用超声来探测气囊的方法和装置。

背景技术

[0002] 创伤是在美国 45 岁以下的男人和女人死亡的主要原因,并且是所有年龄死亡的第四总体原因。创伤也具有对健康护理系统的重大经济影响,占超过所有急诊科访视的三分之一,并且导致在直接医疗护理成本中每年超过 800 亿美元,例如,在 2007 年,创伤超过 180 000 人死亡,并且腹部损伤促成大量的这些死亡。

[0003] 气腹是其中自由气囊或少量的自由气体或空气被陷入腹腔内但未包含在空腔脏器中的情况。在建立准确的诊断中识别异常腹内气囊或收集可以是极其重要的。由于其与平 X 射线放射摄影相比较的高的准确度和优越性,越来越多的证据支持超声成像是用于诊断具有异常空气/气体模式的气腹的非常有用的工具。声像空气能够被概述为包括两种类别:生理空气或正常空气;以及病理空气或异常空气。生理空气是在胃肠道和肺中的空气(投射到腹腔中的空气)。

[0004] 除了超声或护理点之外,超声广泛用于急诊医学以用于初步筛选,并且使得能够选择患有严重腹腔积血的血流动力学上不稳定的创伤患者以立即手术。对腹腔内自由空气或腹腔内气囊的探测非常有助于对急腹症和创伤患者的床边诊断。尽管不以直接的方式,对气囊的探测可以支持医生在 (a) 住院前环境, (b) 急诊室中的初始评估,以及 (c) 在一些处置之后的随访中来评估是否具有来自钝性腹部创伤或来自急腹症的异常气囊。

[0005] 气囊的声像外观归因于在软组织与气囊(空气)的接口处的总超声反射(强反射器)。该反射伴随有在气囊与超声探头之间的超声的混响。因此,气囊的声像图像通常显现为具有被称为“暗淡阴影”的远端伪影混响回波的高幅度回波(在图像中的亮区);小混响伪影具有特征彗尾外观。利用标准腹部换能器小气囊可以示出很少或没有远端混响伪影。用于探测在钝性腹部创伤之后的腹腔内自由空气的最佳探头位置在纵向方向上处在右中线上腹部区域中。

[0006] Muradali 等人的 (“A specific sign of pneumoperitoneum on sonography:enhancement of the peritoneal stripe”, AJR,1999 年,第 173 卷:第 1257 至 1262 页)研究了来自动物模型的气腹标志,然后其在已经经历腹腔镜检查的患者中得到确认。在超声图像中的气囊的这种特征被称为腹膜条纹标志的增强 (EPSS)。患有急性腹痛的六百个连续患者的最近的前瞻性研究进一步确认了该 EPSS。EPSS 具有 100% 的敏感度、99% 的特异性、87.5% 的阳性预测值和 100% 的阴性预测值。因此,EPSS 被推荐为可靠且准确的声像标志以用于通过视觉观察对气腹的诊断。

[0007] 如果气囊相当大,即足够大以产生腹膜条纹标志的增强 (EPSS),基于超声成像的传统气囊探测很有效。无经验的用户花费很长时间来从超声图像中识别这种标志 (EPSS)。即使急诊医师知道用于探测在钝性腹部创伤之后的腹腔内自由空气的最佳探头位置在纵向方向上处在右中线上腹部区域中,他们实际上很难在大约 5 分钟的检查时间识别整个腹

部的所有气囊。

[0008] 总之,更大的气囊可以显现为具有甚至可以掩盖下面的腹部器官的远端混响和暗淡阴影伪影或彗尾伪影的明亮高回声条带或线。较小的气囊能够显现为明亮强调焦点,而在肠腔内没有衰荡伪影和阴影,但是在图像内可能不具有混响。对于诊断腹腔内自由空气,超声成像优于胸部 X-射线;能够通过超声探测到腹腔内自由空气的小至 1ml 到 2ml 的数量。然而,在疑难患者状况下的紧急情形中即使对于有经验的声像医师,对腹腔内自由空气的探测可能很难。

[0009] 因此,现有气囊探测方法中的大多数基于示出在正常软组织与气囊之间的比较的 B-模式超声图像的视觉观察。这样的现有方法是耗时的,并且准确度非常依赖于操作员的经验。

发明内容

[0010] 因此,提供用于探测在感兴趣区域 (ROI) 中的气囊的改进的方法和装置或系统将是有益的。

[0011] 根据本发明的第一方面的实施例,提出了一种用于探测气囊的超声系统。所述超声系统包括:超声探头,其用于朝向 ROI 发射超声脉冲并采集沿着多条扫描线从 ROI 反射的超声回波信号;获得单元,其用于获得沿着所述多条扫描线中的每条扫描线的针对多个深度中的每个深度的所述超声回波信号的第二谐波分量;以及导出单元,其用于导出所述第二谐波分量的中心频率随着深度的变化。术语“深度”是指超声信号的穿透深度。术语“扫描线”还被称为在超声成像领域中的“接收线”。

[0012] 本申请的发明人意识到超声回波信号的第二谐波分量的中心频率被预期为在正常软组织存在的区域中以一定速率沿着穿透深度减少,然而其被预期为在气囊存在的区域中沿着穿透深度以不同方式变化。比如,沿着扫描线,假设归因于在具体深度的气囊的存在第二谐波分量的中心频率的减少(也被称为中心频率的衰减)大于归因于在相同深度的软组织存在的减少。因此,本申请的发明人提出了前述方法。本领域技术人员将认识到,术语“区域”不旨在被限制到在超声探头视场内的二维空间区,并且具体地,在超声探头是用于对 3D 超声图像进行成像的 3D 超声探头的情况下,术语“区域”能够被理解为在超声探头的视场内的二维或三维空间区。

[0013] 借助于所提出的方法,获得从 ROI 反射的超声回波信号的第二谐波分量,并导出回波信号的第二谐波分量的中心频率随着深度的变化。然后,基于第二谐波分量的中心频率随着深度的所导出的变化能够手动地或自动地探测气囊。具体地,第二谐波分量的中心频率随着深度的变化能够指示中心频率随着多个深度的趋势(即,随着超声信号的传播或穿透方向的趋势)。与在一定深度处的中心频率的减少相比较,第二谐波分量的中心频率的变化反映中心频率随着深度的减少的趋势,并且被预期为更可靠地被用于探测气囊,尤其是宏观气囊。

[0014] 根据本发明的第一方面的实施例,借助于反向脉冲技术来获得第二谐波分量。

[0015] 本领域的技术人员将认识到,在反向脉冲技术的情况下,针对每条扫描线进行两个传送(即,一个正脉冲传送和一个负传送)和两个对应的接收。通过使用反向脉冲技术,可能的气囊的边界和在气囊后面的暗区域可以是清晰可见的,并且也改进在不同组织的边

界之间的对比度。

[0016] 根据本发明的第一方面的实施例,借助于带通滤波来获得第二谐波分量。本领域的技术人员将认识到,在使用带通滤波(下文被称为带通滤波方法)的情况下,能够从沿着每条扫描线的一个传送和一个对应的接收导出第二谐波分量。因此,与反向脉冲技术相比较,带通滤波方法的优点包括增大的帧速率和/或对运动伪影的较不敏感。

[0017] 根据本发明的第一方面的实施例,所述导出单元被配置为针对每条扫描线导出表示中心频率与深度之间的关系的频率深度曲线,并且被配置为导出在多个深度中的每个深度处的频率深度曲线的斜率。

[0018] 换言之,频率深度曲线表示相对于深度的中心频率,并且因此其斜率表示中心频率随着深度的变化的速率。

[0019] 根据本发明的第一方面的实施例,通过在第二预定数量的超声扫描线上求平均来使频率深度曲线平滑。例如,在经平滑的频率深度曲线中沿着扫描线在一定深度处的中心频率被计算为移动平均窗口(还被称为滑动平均),其尺寸等于第二预定数量的扫描线。给定样本的序列,对样本的移动平均已知被定义为在包含该样本的窗口内的所有样本的平均值。

[0020] 借助于在许多超声扫描线上的所述平滑,由于平均效应,能够减少由噪声和/或干扰引起的不期望的变形。

[0021] 根据实施例,所述超声系统还包括显示单元,所述显示单元用于生成表示中心频率随着深度的所导出的变化的超声图像,并且用于显示超声图像。

[0022] 以这种方式,诸如医生或超声医师的用户能够通过查看超声图像来获得关于中心频率随着深度的变化的知识,并且基于所获得的知识来判断是否存在气囊。例如,如果观察到中心频率在一定位置处随着深度急剧下降,则用户能够推断存在气囊存在于该位置处的高可能性。

[0023] 根据实施例,所述超声系统还包括:探测单元,其用于基于中心频率随着深度的变化来探测气囊,以及显示单元,其用于在超声图像中显示用于指示探测到的气囊的指示符。

[0024] 以这种方式,将气囊探测的结果直接呈现给用户。探测到的气囊的指示符能够被显示在各种类型的超声图像中,各种类型的超声图像例如诸如B-模式超声图像、图示中心频率随着深度的变化的超声图像、或者它们的组合。

[0025] 根据实施例,借助于反向脉冲技术来获得第二谐波分量,并且在中心频率随着深度的变化的量超过在一深度处的第一预定阈值时,在所述深度处探测到气囊。换言之,在第二谐波分量的中心频率随着深度急剧变化的情况下,能够探测到气囊,然而在第二谐波分量的中心频率随着深度的近似线性变化的情况下,能够探测到软组织。

[0026] 根据另一实施例,借助于带通滤波方法来获得第二谐波分量,并且所述探测单元被配置为获得指示在区域中的中心频率随着深度的变化是否形成钟形的第一确定结果,并且被配置为基于所述第一确定结果来确定气囊是否存在于所述区域中。换言之,如果气囊存在于区域中,第二谐波分量的中心频率相对于深度的曲线被预期为首先在气囊边界处增高,并且然后急剧下降,其生成和传送过程的组合形成钟形曲线。本领域的技术人员将理解,如果参数首先增高并且然后下降,参数的变化形成钟形。

[0027] 根据本发明的发明人的理解,当超声信号撞击气囊的边界时,包括第二或更高阶

谐波分量的产生的回波信号的高频率分量将变得更强,并且然后归因于由相同气囊引起的更强的衰减沿着深度急剧下降。

[0028] 根据另一实施例,所述探测单元被配置为基于第二确定结果来确定气囊是否存在于沿着扫描线的第一深度与第二深度之间。其中,第二深度比第一深度深,并且第二确定结果指示沿着扫描线中心频率随着深度的变化是否大于在第一深度处的非负第二预定阈值并且小于在第二深度处的非正第三预定阈值。在范例中,第二预定阈值和第三预定阈值两者为零。在这种情况下,如果在表示第二谐波分量的中心频率与深度之间的关系的频率深度曲线中正斜率后跟着负斜率,则探测到气囊。

[0029] 根据实施例,所述探测单元被配置为获得指示在第一深度处的超声回波信号的强度是否低于第四阈值的第三确定结果,并且被配置为基于第二确定结果和第三确定结果来确定气囊是否存在于第一深度与第二深度之间。在范例中,基于在整个 ROI 中的超声回波信号的平均强度来确定第四阈值。如果区域中的超声回波信号远低于在整个 ROI 中的平均强度,则第二谐波分量的中心频率随着深度的所导出的变化可以被噪声和 / 或伪影污染,使得基于此的探测不再可靠。因此,如果探测到气囊还基于超声回波信号的强度,能够改进探测准确度。在各个实施例中,能够由基波分量或第二谐波分量或超声回波信号的频率分量的强度来表示超声回波信号的强度。

[0030] 根据本发明的第二方面的实施例,提出了一种探测气囊的方法。所述方法包括:朝向 ROI 发射超声信号并采集沿着多条扫描线从 ROI 反射的超声回波信号;获得沿着所述多条扫描线中的每条扫描线的针对多个深度中的每个深度的所述超声回波信号的第二谐波分量;并且导出所述第二谐波分量的中心频率随着深度的变化。

[0031] 参考结合附图进行的描述,本发明的其他目的和优点将变得更显而易见并且能够被容易理解。

附图说明

[0032] 下文将结合实施例并且参考附图更详细地描述并解释本发明,其中:

[0033] 图 1 是根据本发明的实施例的用于探测气囊的超声系统的示意图;

[0034] 图 2 示出了针对规则的超声回波信号和其反向脉冲版本的相应归一化光谱;

[0035] 图 3a 和图 3b 示出了针对气囊和正常软组织(肝脏)的典型的频率深度曲线;

[0036] 图 4a 示出了感兴趣区域(ROI)的灰色 B- 模式超声图像,图 4b 示出了 ROI 的彩色参数化超声图像,并且图 4c 示出了利用灰色 B- 模式超声图像覆盖的彩色参数化超声图像;

[0037] 图 5a 示出了感兴趣区域(ROI)的灰色 B- 模式超声图像,图 5b 示出了表示第二谐波分量的中心频率的 ROI 的一个彩色参数化超声图像,图 5c 示出了表示第二谐波分量的中心频率的斜率的 ROI 的另一彩色参数化超声图像,图 5d 示出了在图 5b 的超声图像中沿着第 150 个线的频率深度曲线,并且图 5e 示出了在图 5b 的超声图像中在 4cm 深度的频率深度曲线;并且

[0038] 图 6 示出了探测气囊的示范性方法的流程图。

[0039] 附图中的相同的附图标记指示相似或对应的特征和 / 或功能。

具体实施方式

[0040] 将参考特定实施例并参考特定附图来描述本发明,但本发明不限于此,而仅受权利要求的限制。所描述的附图仅仅是示意性的而非限制性的。在附图中,出于说明性目的,元件中的一些的尺寸可能被夸大并且不一定是按比例绘制的。

[0041] 图 1 示出了根据本发明的实施例的用于探测感兴趣区域 (ROI) 中的气囊的超声系统 100 的示意图。如图 1 所示,超声系统 100 包括超声探头 110,所述超声探头用于朝向 ROI 发射超声信号并采集从 ROI 反射的超声回波信号。超声回波信号可以被预处理以减少噪声和 / 或运动伪影。

[0042] 预处理信号耦合到获得单元 130。获得单元 130 被配置为获得 ROI 中的扫描线上的针对多个深度中的每个深度的超声回波信号的第二谐波分量。

[0043] 根据本发明的第一方面的实施例,借助于反向脉冲技术来获得第二谐波分量。如本领域的技术人员已知的,沿着每条扫描线连续执行正脉冲发射和负脉冲发射,并且分别接收两个对应的 RF(射频)线。超声回波信号的反向脉冲版本是两个 RF 线的总和,即,接收到的正脉冲发射的回波和接收到的负脉冲发射的回波的总和。一般地,当超声信号遇到气囊时,其交替地在正压阶段中压缩气囊并在负压阶段中使其扩张。然而,在正压阶段期间压缩气囊的程度不对应于在负压阶段中的扩张的程度。换言之,压缩和扩张不是对称的,并且因此产生谐波分量。

[0044] 在示范性实施例中,接收到的超声回波信号包括在组织谐波模式中沿着 256 条扫描线收集的原始 512- 线 RF 信号,其中的 256 条线是正脉冲发射的回波,并且其中的其他 256 条线是负脉冲发射的回波。然后,根据原始 512- 线 RF 信号来导出指示反向脉冲版本的新 256- 线 RF 信号。然后新 256- 线 RF 信号被预处理以减少噪声或运动伪影。

[0045] 图 2 示出了针对规则的超声回波信号和其反向脉冲版本的相应归一化光谱。能够看到,根据在 [2.5 至 5]MHz 的带宽的反向脉冲获得的第二谐波分量的能量是大约从反向脉冲信号的总能量的 70% 至 80%。因此,第二谐波分量能够一般地被选择为用于光谱分析的带宽。

[0046] 谐波成像依赖于在基本频率的发射并且根据超声回波信号的谐波分量形成图像,其中,滤波器被用于移除基本分量。反向脉冲技术能够将气囊回波的基本分量与谐波分量分离,甚至在它们重叠时。在反向脉冲技术中,等同地响应于正压和负压的任何线性目标(例如,组织)将等同地反应,并且其相应回波信号将抵消。

[0047] 气囊不同地响应于正压和负压,并且不反应相同的反向波形。当这些回波信号被添加时,它们不完全抵消。通过使用反向脉冲技术,可能的气囊的边界和在气囊后面的暗区域变得清晰可见的,并且不同组织的边界还展示更好的对比度。通过比较,传统 B- 扫描图像没有非常清晰地示出在气囊后面的暗区域。因此,来自反向脉冲的 B- 扫描图像(主要是第二谐波分量)比来自传统超声的 B- 扫描图像示出更好的对比度。因此,为了进一步的非线性分析,可以借助于反向脉冲技术来获得以上提到的第二谐波分量。

[0048] 用于进一步非线性分析的信号的范例不限于借助于反向脉冲技术获得的第二谐波分量。例如,规则的第二谐波分量也能够被选择用于非线性分析。

[0049] 根据另一实施例,借助于带通滤波方法来获得所述第二谐波分量。具体而言,获得单元 130 包括带通滤波器。备选地,获得单元 130 能够包括低通滤波器和高通滤波器。

[0050] 如技术人员已知的,基波分量、第二谐波和甚至更高阶谐波(如果超声探头的带宽足够宽以具有更高阶谐波)全部存在于超声回波信号中,并且在基波分量与第二谐波之间以及在第二谐波与更高阶谐波之间具有光谱重叠。

[0051] 在实施例中,收集沿着每条扫描线的超声回波信号,并且然后具有下限截止频率 f_1 和上限截止频率 f_2 的带通数字滤波器被应用以获得超声回波信号的第二谐波分量。作为带通数字滤波器的备选,能够应用具有下限截止频率 f_1 的高通数字滤波器和具有上限截止频率 f_2 的低通数字滤波器。基于超声信号的中心频率能够预先确定下限截止频率和上限截止频率。在范例中,由超声探头发射的超声信号的中心频率是 2MHz,并且因此第二谐波分量的中心频率大约为 4MHz。因此,下限截止频率 f_1 能够被设置在从 2.7MHz 到 3.2MHz 的范围,优选在 3.0MHz,以及上限截止频率 f_2 能够被设置在从 5.0MHz 到 5.5MHz 的范围,优选在 5.0MHz。

[0052] 在示范性实施例中,在组织谐波模式中沿着 256 条扫描线收集原始 512- 线 RF 信号,其中的 256 条线是正脉冲发射的回波,并且其中的其他 256 条线是负脉冲发射的回波。选择正脉冲发射的 256 条线或负脉冲发射的 256 条线,被称为新的 256- 线 RF 信号。然后新的 256- 线 RF 信号被预处理以减少噪声和 / 或运动伪影。此后,获得单元 150 获得来自预处理的新的 256- 线 RF 信号的第二谐波分量。

[0053] 参考回到图 1,获得的第二谐波分量,例如超声回波信号的反向脉冲版本耦合到导出单元 140。导出单元 140 被配置为导出第二谐波分量的中心频率沿着深度的变化。

[0054] 探测单元 130 和导出单元 140 能够被实施为单个处理器或单独的处理器。

[0055] 超声系统通常包括一个或多个处理器,例如耦合到波束形成器的信号处理器和耦合到信号处理器的 B 模式处理器。信号处理器能够以诸如带通滤波、抽取、I 和 Q 分量分离和被应用以分离线性和非线性信号的谐波信号分离的各种方式处理接收到的回波信号,从而实现从组织和微气泡返回的非线性(基本频率的高阶谐波)回波信号的识别。信号处理器还可以执行额外的信号增强,例如斑纹减少、信号复合和噪声消除。在信号处理器中的带通滤波器能够是跟踪滤波器,其中,其从较高频率带滑动到较低频率带的通频带是从增大的深度被接收到的,由此拒绝来自其中这些频率缺乏解剖信息处的较大深度的在较高频率的噪声。处理过的信号被耦合到 B 模式处理器。B 模式处理器采用对接收到的超声信号的幅度的探测以对身体中的结构(例如身体中的器官和血管组织)进行成像。如在(Roundhill 等人的)美国专利 6,283,919 和(Jago 等人的)美国专利 6,458,083 中描述的,可以以谐波图像模式或基本图像模式或两者的组合形成身体的结构的 B 模式图像。在各个实施例中,探测单元 130 或导出单元 140 能够被实施为现有一个或多个处理器的部分或被实施为单独的处理器。

[0056] 为了导出第二谐波分量的中心频率随着深度的变化,沿着每条扫描线的在一定深度处的第二谐波分量的中心频率被导出。如技术人员已知的,例如,能够以下面的方式导出第二谐波分量的中心频率。使用具有第一预定数量的样本的滑动窗口导出第二谐波分量的功率谱。样本的第一预定数量的范围能够从 50 个样本到 500 个样本。优选地,样本的第一预定数量是 150,即,滑动窗口能够具有 150 个样本的尺寸。在范例中,滑动窗口可以一次移动 2 个样本。基于第一预定数量的样本,例如通过使用 4096 或 8192- 点 FFT(在第一预定数量的样本之后添加零)能够计算在每个深度处的第二谐波分量的功率谱。在范例中,

能够借助于“滑动平均”对许多 RF 线,例如三个 RF 线上的功率谱求平均。此后,根据功率谱来计算第二谐波分量的中心频率。例如,从沿着第 1 条扫描线的在第 d 深度处的功率谱 $P_{1,d}(f)$,沿着第 1 条扫描线的在第 d 深度处的中心频率 $f_{1,d}^{\text{中心}}$ 被计算为:

[0057]

$$f_{1,d}^{\text{中心}} = \frac{\int f \cdot P_{1,d}(f) df}{\int P_{1,d}(f) df}$$

[0058] 由于归因于在具体深度处的气囊的中心频率的衰减/减少被假设为大于归因于在相同深度处的软组织的中心频率的衰减/减少,第二谐波分量的中心频率随着深度的变化能够被用于指示气囊的存在。例如,在第二谐波分量的中心频率随着深度急剧变化的情况下,可以探测到气囊,然而第二谐波分量的中心频率随着深度近似线性变化的情况下,可以探测到软组织。

[0059] 在一方面中,能够通过确定针对扫描线的每个深度的第二谐波分量的中心频率来导出在 ROI 中针对多条扫描线中的扫描线的频率深度曲线。针对扫描线的这样的频率深度曲线能够表示第二谐波分量的中心频率与深度之间的关系,并且因此表示第二谐波分量的中心频率随着深度的变化。

[0060] 类似地,也能够导出在 ROI 中针对多条扫描线中的另一扫描线的另一频率深度曲线,等等。因此,能够导出在 ROI 中针对多条扫描线中的每条扫描线的相应频率深度曲线。因此,能够基于在 ROI 中针对多条扫描线的频率深度曲线的全部或部分来建立针对 ROI 的频率深度图。

[0061] 根据本发明的实施例,通过在第二预定数量的扫描线上求平均能够使频率深度曲线或图平滑。例如,能够应用平滑函数,例如移动平均函数(也称为滑动平均函数)。优选地,第二预定数量的范围在 2 条线与 50 条线之间。例如,第二预定数量的扫描线能够被选择为是 50 条线。

[0062] 在图 3a 和图 3b 中示出了两条典型的频率深度曲线,其中,能够由这样的频率深度曲线表示第二谐波分量的中心频率与深度之间的关系。在图 3a 和图 3b 的范例中,借助于反向脉冲技术来获得第二谐波分量。

[0063] 参考回到图 1,导出单元 140 耦合到探测单元 150。探测单元 150 被配置为基于第二谐波分量的中心频率在深度方向上的变化来探测气囊。探测单元 130、导出单元 140 和探测单元能够被实施为单个处理器或单独的处理器。

[0064] 显示单元 160 耦合到导出单元 140。显示单元 160 被配置为生成超声图像,所述超声图像表示第二谐波分量的中心频率随着深度的所导出的变化。

[0065] 额外地或备选地,显示单元 160 耦合到探测单元 150,并且被配置为在超声图像中显示用于指示探测到的气囊的指示符。超声图像能够是各种类型的,例如 B- 模式超声图像、表示中心频率随着深度的变化的超声图像、或者它们的组合。B- 模式超声图像可以表示回波信号的短时能量或回波信号的第二谐波分量的短时能量。可以使用滑动窗口来导出短时能量。滑动窗口的尺寸的范围可以从 50 个样本到 500 个样本。例如,滑动窗口能够具有 150 个样本的尺寸,并且一次移动 2 个样本。

[0066] 探测单元 150 能够被配置为以各种方式来探测气囊。

[0067] 在实施例中,在借助于反向脉冲技术来获得第二谐波分量的情况下,探测单元 150 被配置为以下面的方式来探测气囊。当在深度方向上在一深度处的第二谐波分量的中心频率的变化的量超过第一预定阈值时在所述深度处探测到存在气囊。

[0068] 再次参考图 3a 和图 3b,能够由两条频率深度曲线中的每条来表示第二谐波分量的中心频率与深度之间的关系。在一方面中,能够由在相应深度处的频率深度曲线的斜率来反应中心频率随着深度的变化。我们注意到,在图 3a 中,中心频率在约 2.3cm 到 3.0cm 的深度急剧下降;而在图 3b 中,中心频率随着深度近似线性减少。

[0069] 通过分析数据集,通过对超声回波信号的分析能够确定气囊和正常软组织的声学特征。在一个方面中,平均频率随着深度的急剧下降可以被认为是由气囊引起的。在另一方面中,随着深度的近似线性的平均频率可以被认为是由正常软组织引起的。例如,在图 3a 和图 3b 中,在图 3a 中的频率深度曲线可以与气囊有关,并且在图 3b 中的频率深度曲线可以与正常软组织(肝脏)有关。

[0070] 如上所述,能够通过将第二谐波分量的中心频率随着深度的变化的量与第一预定阈值进行比较来探测气囊。如果在一深度处的变化的量超过在区域中的第一预定阈值,则该区域很可能包含气囊;否则,该区域很可能包含软组织。能够以实验方式导出第一预定阈值。例如,对于气囊和正常软组织的存在,通过执行关于前述频率深度曲线的斜率的统计分析,能够导出第一预定阈值。斜率的绝对值表示第二谐波分量的中心频率的变化的量。

[0071] 针对 ROI 的参数化斜率图能够被生成以表示针对每条扫描线的经平滑的频率深度曲线的多个深度的斜率。例如,斜率值能够是每 cm MHz。在实施例中,参数化斜率图能够被着色以获得彩色参数化斜率图,其中,由颜色表示斜率值。常常邻近每个彩色参数化图提供彩色条以指示颜色与由颜色指示的值之间的对应关系。通常,利用各种颜色来对彩色参数化图着色。作为特定范例,参数化图能够由各种灰度级着色。

[0072] 图 4a 示出了感兴趣区域(ROI)的灰色 B-模式超声图像,图 4b 示出了 ROI 的彩色参数化超声图像,并且图 4c 示出了叠加有灰色 B-模式超声图像的彩色参数化超声图像。如上所述,彩色参数化超声图像表示彩色参数化斜率图。针对灰色 B-扫描图像和颜色图的动态范围分别是 60dB 和 0.3。在图 4a-4c 的范例中,借助于反向脉冲技术来获得第二谐波分量。

[0073] 参考图 4b,蓝色表示较小的斜率(即斜率的绝对值较高)并且因此表示第二谐波分量的中心频率的急剧下降,然而红色表示较高的斜率。由于中心频率的急剧下降指示气囊能够存在,在图 4b 中的蓝色区域(例如区域 401)图示了可能的气囊的位置。

[0074] 参考图 4c,其示出了叠加有灰色 B-模式超声图像的彩色参数化超声图像。这样的叠加的超声图像允许用户使用基于第二分量的中心频率的变化的提出的方法和基于 B-模式超声图像的传统方法两者来探测气囊,从而得到更鲁棒的探测。

[0075] 在一些情况下,在组织边界处的斜率的绝对值也能够是非常高的,正如同在气囊处的斜率的绝对值。众所周知,在 B-模式超声图像中,组织边界通常较暗或具有较低的幅度,然而气囊通常较亮或具有较高的幅度。通过反复检查在 B-模式超声图像中的亮度和/或幅度,能够将气囊与组织边界区分开。换言之,气囊可以比组织边界更亮或具有更高的幅度。

[0076] 在另一实施例中,借助于带通滤波方法来获得所述第二谐波分量,探测单元 150 被配置为获得指示在区域中中心频率随着深度的变化是否形成钟形的第一确定结果,并且被配置为基于第一确定结果来确定气囊是否存在于该区域中。例如,如果在区域的中心的第二谐波分量的中心频率高于在区域的其他部分的,则确定在区域中中心频率随着深度的变化形成钟形。技术人员将认识到,以各种方式,例如借助于任何适当的模式识别方法,能够获得第一确定结果,即,在区域中中心频率随着深度的变化是否形成钟形。

[0077] 额外地或备选地,探测单元 150 被配置为基于第二确定结果来确定气囊是否存在于沿着扫描线的第一深度与第二深度之间,其中,所述第二深度比所述第一深度深,并且所述第二确定结果指示沿着所述扫描线中心频率随着深度的变化是否大于在第一深度处的正的第二预定阈值并且小于在第二深度处的负的第三预定阈值。在实施例中,由频率深度曲线的斜率表示中心频率随着深度的变化。本领域的技术人员将认识到,多于一条扫描线可以穿过相同的气囊,并且沿着多条相邻扫描线中的每条的确定的第一和第二深度能够被用于确定气囊的轮廓。

[0078] 实验结果示出在气囊区域中的斜率明显大于在周围正常软组织的区域中的斜率。因此,基于频率深度曲线的斜率,例如,通过将斜率与对应预定阈值进行比较,能够很好地将气囊的区域和周围正常软组织的区域区分开。

[0079] 在另一实施例中,探测单元 150 被配置为获得指示在第一深度处的超声回波信号的强度是否低于第四阈值的第三确定结果,并且被配置为基于第二确定结果和第三确定结果来确定气囊是否存在于第一深度与第二深度之间。优选地,基于在整个 ROI 上的平均强度来确定第四阈值。例如,由超声回波信号的短时能量,例如规则 B- 模式图像的图像值能够表示超声回波信号的强度。

[0080] 具体而言,如果第二确定结果指示可能具有气囊,但是第三确定结果指示在第一深度的超声回波信号的强度低于第四阈值,则探测单元 150 被配置从而不确定具有气囊。

[0081] 以这种方式,能够出于以下考虑改进探测精确度。如果与在整幅图像中的平均强度相比较在正斜率之后的区域中的平均强度太低,则所述区域被预期为是与皮肤和脂肪或边界相关联的近场区域,或者存在太多噪声或太多伪影。

[0082] 图 5a-5e 示出了其中在感兴趣区域 (ROI) 中沿着 256 条扫描线收集超声回波信号,并且借助于带通滤波来获得超声回波信号的第二谐波分量的范例。图 5a 示出了 ROI 的灰色 B- 模式超声图像,图 5b 示出了表示第二谐波分量的中心频率的 ROI 的一幅彩色参数化超声图像,图 5c 示出了表示第二谐波分量的中心频率的斜率的 ROI 的另一彩色的参数化超声图像,图 5d 示出了在图 5b 的超声图像中沿着第 150 个扫描线的频率深度曲线,并且图 5e 示出了在图 5b 的超声图像中在 4cm 的深度的频率深度曲线。

[0083] 参考图 5b,如在一侧由彩色条指示的,x- 轴表示扫描线的指数,y- 轴表示以 cm 为单位的深度,并且颜色表示以 MHz 为单位的从 ROI 接收到的超声回波信号的第二谐波分量的中心频率。从图 5b 能够看到,中心频率一般随着深度减少,但是存在跟随在区域 501 中的另一减少的增大,并且因此在区域 501 中形成钟形。如上所述,基于这样的钟形,能够手动地(例如通过临床医生的观察)或自动地(例如,通过探测单元 150)确定气囊存在于区域 501 中。图 5d 示出了在图 5b 的超声图像中沿着第 150 个扫描线的频率深度曲线。在图 5d 中能够清晰地观察到,频率深度曲线形成大致在 3.5cm 与 5cm 之间的钟形。

[0084] 参考图 5c, 如在一侧由彩色条指示的, x- 轴表示扫描线的指数, y- 轴表示以 cm 为单位的深度, 并且颜色表示沿着每条扫描线的第二谐波分量的中心频率的斜率。从图 5c 中能够看到, 斜率一般在整个 ROI 中的 $[-0.2, 0.2]$ 的范围内, 但是斜率在大约 3.5cm (如用参考符号 502 指示的) 处大致为 0.5, 并且在大约 5cm (如由附图标记 503 指示的) 处大致为 -0.5。如上所述, 基于这样的信息, 能够手动地 (例如通过临床医生的观察) 或自动地 (例如, 通过探测单元 150) 确定气囊存在于大致在 3.5cm 与 5cm 之间。

[0085] 现在参考图 6, 图示了用于探测 ROI 中的气囊的方法 600。为了简化解释的目的, 尽管方法被示出并被描述为一系列步骤, 但是应理解并认识到, 方法不受步骤的顺序限制, 如一些步骤可以根据一个或多个方面以与在本文中示出和描述的顺序和步骤相比较不同的顺序和 / 或与其他步骤同时进行。例如, 本领域的技术人员将理解并认识到, 方法能够备选地被表示为例如在状态图形中的一系列相关状态或事件。此外, 不是所有图示的步骤可以被用于实施根据要求保护的主题的方法。一般地, 过程能够被实施为处理器指令、逻辑编程函数或支持对本文中描述的气囊的探测的其他电子序列。

[0086] 图 6 是超声系统的示范性气囊探测方法 600。方法 600 包括步骤 10、步骤 20、步骤 30 和步骤 40。

[0087] 在步骤 10 处, 超声探头 110 被操作用于朝向 ROI 发射超声信号并采集沿着多条扫描线从 ROI 反射的超声回波信号。

[0088] 在步骤 20 处, 可以沿着多条扫描线中的每条的针对多个深度中的每个深度获得超声回波信号的第二谐波分量。在一方面中, 借助于反向脉冲技术来获得第二谐波分量。

[0089] 在步骤 30 处, 导出第二谐波分量的中心频率随着深度的变化, 其中, 第二谐波分量的中心频率随着深度的变化能够被用于指示气囊的存在。例如, 在第二谐波分量的中心频率随着深度急剧变化的情况下, 可以探测到气囊, 然而在第二谐波分量的中心频率随着深度近似线性变化的情况下, 可以探测到软组织。

[0090] 在一方面中, 步骤 30 包括针对每条扫描线导出表示第二谐波分量的中心频率与深度之间的关系的频率深度曲线, 并且导出在每个深度处的频率深度曲线的斜率。根据一个范例, 通过在第二预定数量的超声扫描线上求平均来使所述频率深度曲线平滑。

[0091] 在另一方面中, 方法 600 还包括基于中心频率随着深度的变化来探测气囊的步骤。在范例中, 如果中心频率随着深度的变化的量超过在一深度处的第一预定阈值, 则在所述深度处探测到气囊。在另一范例中, 如果中心频率随着深度的变化形成在区域中的钟形, 则探测到气囊存在于该区域中。

[0092] 额外地, 基于探测到的气囊和另外的信息能够进一步确定探测到的气囊是否是正常或异常。

[0093] 在一方面中, 另外的信息可以与气囊的位置和什么类型的组织包围气囊有关。例如, 由肝脏状纹理包围的气囊可以是异常的, 这是因为这样的气囊不被预期为在那儿看到。根据另一范例, 如果气囊的周围组织具有肠状外观, 则气囊可以是正常的。根据又一范例, 如果气囊的周围组织不是肠状的, 则一般气囊可能是异常的。

[0094] 在步骤 40 处, 显示超声图像。

[0095] 在实施例中, 在步骤 40 处, 基于第二谐波分量的中心频率随着深度的所导出的变化来生成超声图像, 并且然后显示所述超声图像。例如, 如在图 4b 或图 5c 中示出的, 超声

图像能够是彩色参数化超声图像。在另一实施例中,在步骤 40 处,基于随着深度的第二谐波分量的中心频率来生成超声图像,并且然后显示所述超声图像。例如,如在图 5b 中示出的,超声图像能够是彩色参数化超声图像。

[0096] 额外地或备选地,在步骤 40 处,在超声图像中显示用于指示探测到的气囊的指示符,所述超声图像可以是各种类型的,例如 B- 模式超声图像、图示中心频率随着深度的变化的超声图像、或者它们的组合。例如,超声图像能够是如在图 4a 或图 5a 中示出的灰度 B- 模式超声图像、如在图 4b 或图 5b 或图 5c 中示出的彩色参数化超声图像、或者与如在图 4c 中示出的叠加有灰度 B- 模式超声图像的彩色参数化超声图像。

[0097] 可以通过各个手段来实施本文中描述的技术过程。例如,在硬件、软件或它们的组合中可以实施这些技术。对于硬件实施方式,处理单元可以被实施在一个或多个专用集成电路 (ASIC)、数字信号处理器 (DSP)、数字信号处理设备 (DSPD)、可编程逻辑设备 (PLD)、现场可编程门阵列 (FPGA)、处理器、控制器、微控制器、微处理器、被设计以执行本文中描述的功能的其他电子单元、或者它们的组合内。利用软件,能够通过执行本文中描述的功能的模块(例如,过程、功能等)来实施。软件代码可以被存储在存储单元中并且由处理器执行。

[0098] 此外,要求保护的主题的方面可以被实施为方法、装置、系统或使用标准编程和/或工程技术的制品以产生软件、固件、硬件或其任何组合以控制计算机或计算部件来实施要求保护的主题的各个方面。如本文中使用的术语“制品”旨在包含可从任何计算机可读设备、载体或介质访问的计算机程序。例如,计算机可读介质能够包括但不限于:磁性存储设备(例如,硬盘、软盘、磁条…)、光盘(例如,光盘(CD)、数字通用光盘(DVD)…)、智能卡和闪存设备(例如,卡、棒、键驱动…)。当然,本领域的技术人员将意识到,可以在不脱离本文所描述的范围或精神的情况下对该配置进行许多修改。

[0099] 如在本申请中使用的,术语“单元”,例如“获得单元”、“导出单元”、“探测单元”旨在是指处理器或计算机相关实体,为硬件、硬件和软件的组合、软件或执行中的软件。例如,部件可以是但不限于在处理器上运行的过程、处理器、对象、可执行部件、执行线程、程序和/或计算机。通过图示的方式,在服务器上运行的应用和服务器两者能够是部件。一个或多个部件可以驻留在过程和/或执行线程内,并且部件可以位于一个计算机上和/或被分布在两个或更多计算机之间。

[0100] 以上已经描述的内容包括一个或多个实施例的范例。当然,为了描述上述实施例的目的,不能够描述部件或方法的每个可想象的组合,但是本领域的普通技术人员可以意识到能够进行许多进一步的组合和各个实施例的排列。因此,所描述的实施例旨在包含落入权利要求书的精神和范围的所有这样的变更、修改和变型。而且,在具体实施方式或权利要求中使用术语“包含”的范围,这样的术语旨在以类似于当术语“包括”在权利要求中被用作过渡词时“包括”被解释的方式为包容性的。

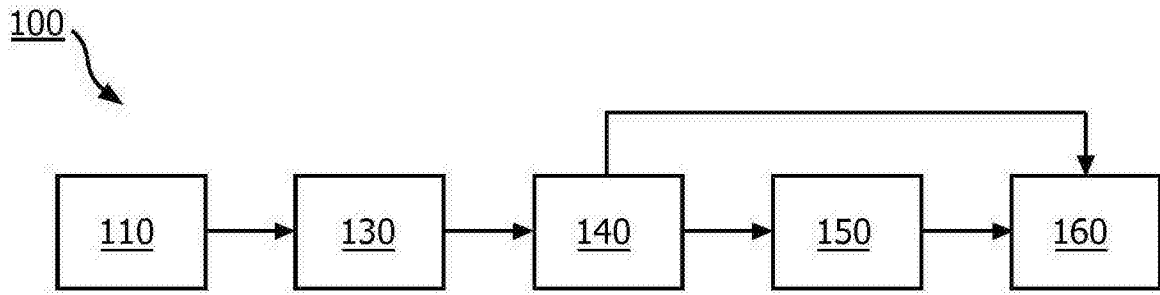


图 1

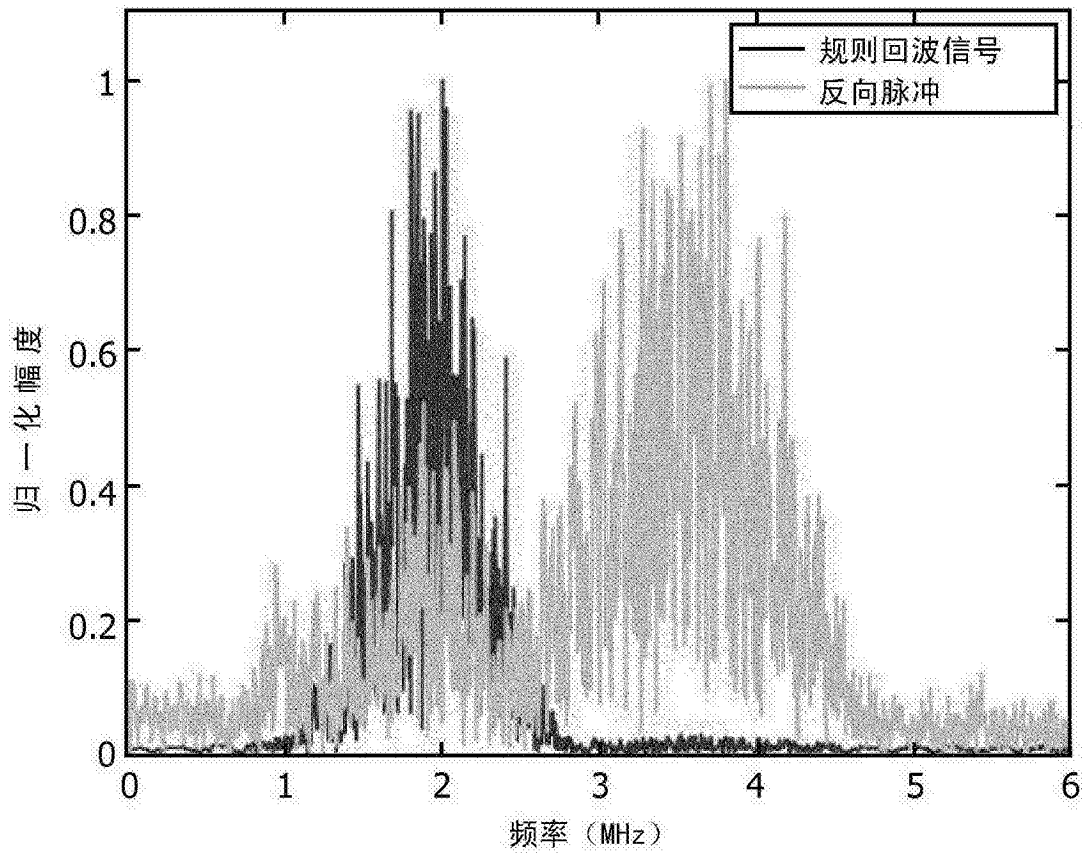


图 2

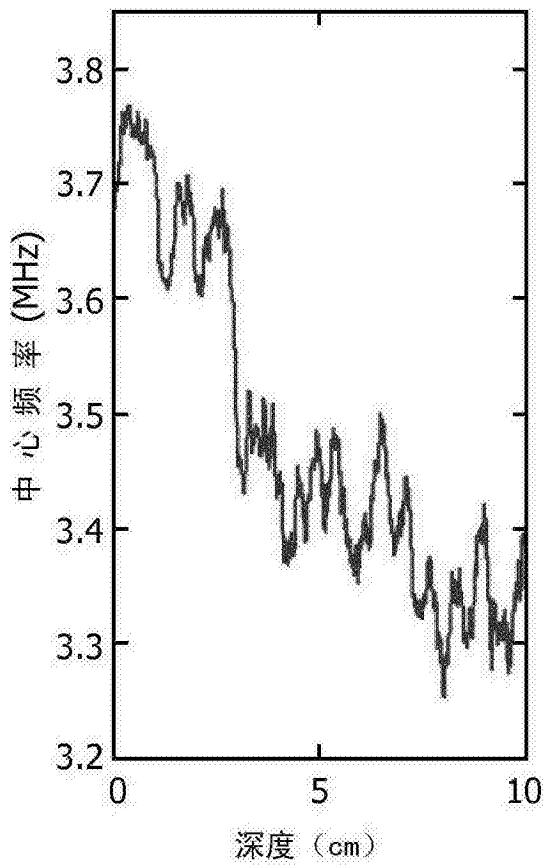


图 3a

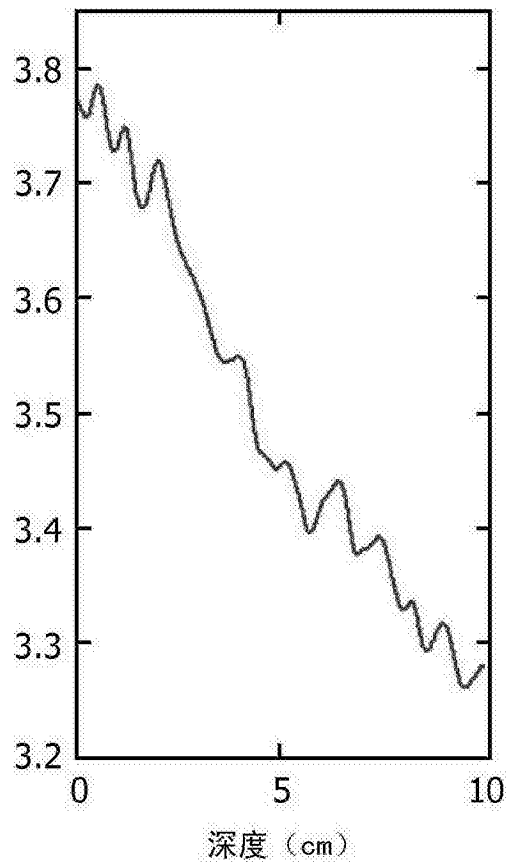


图 3b

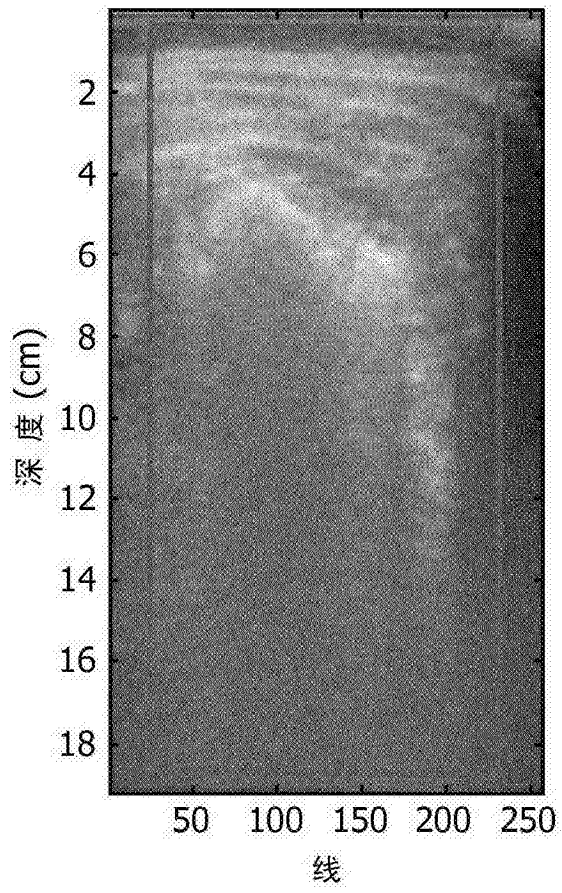


图 4a

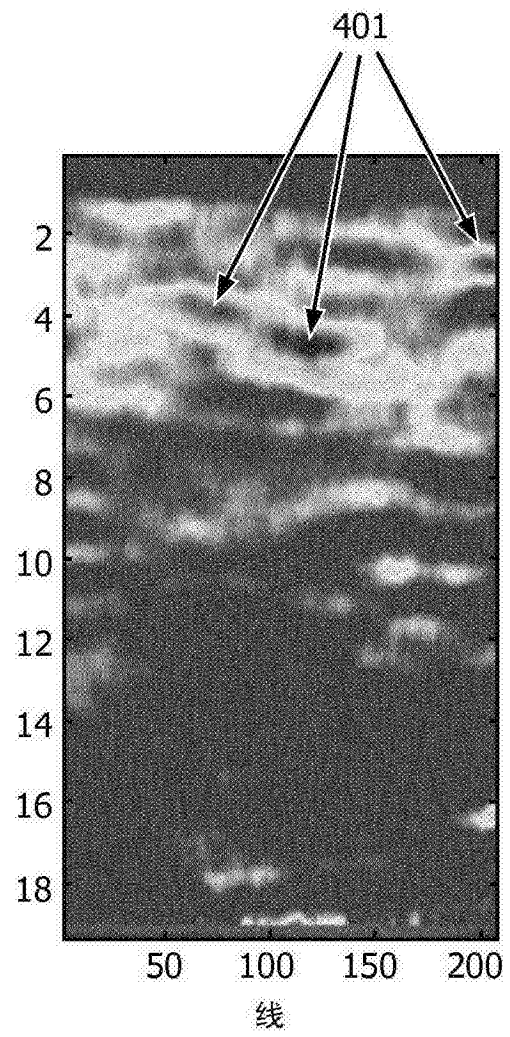


图 4b

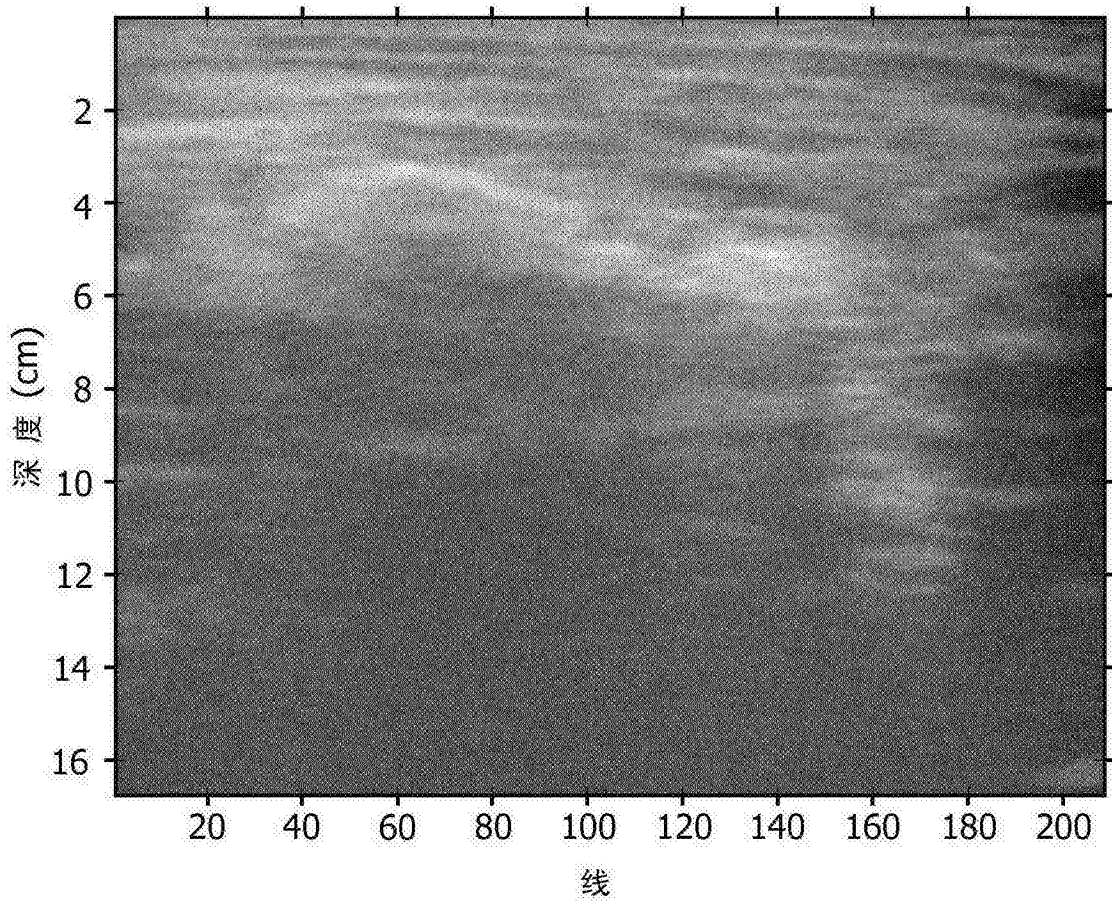


图 4c

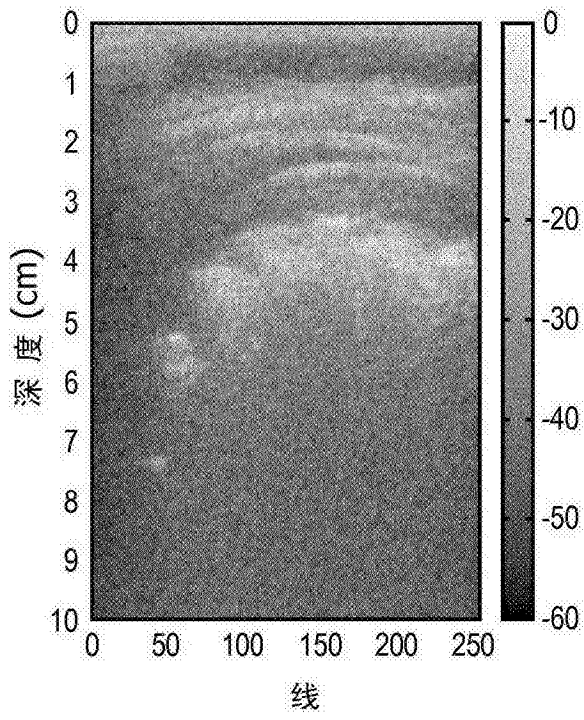


图 5a

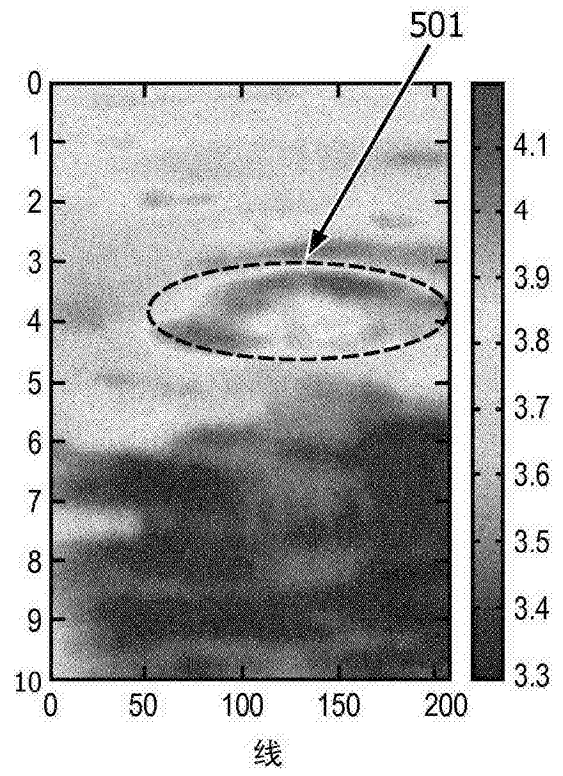


图 5b

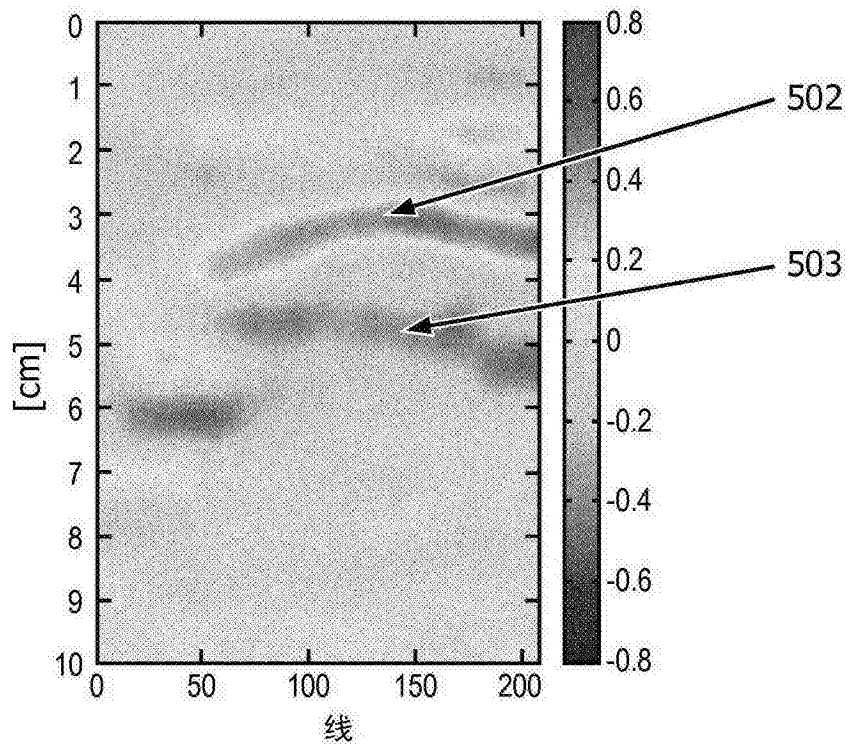


图 5c

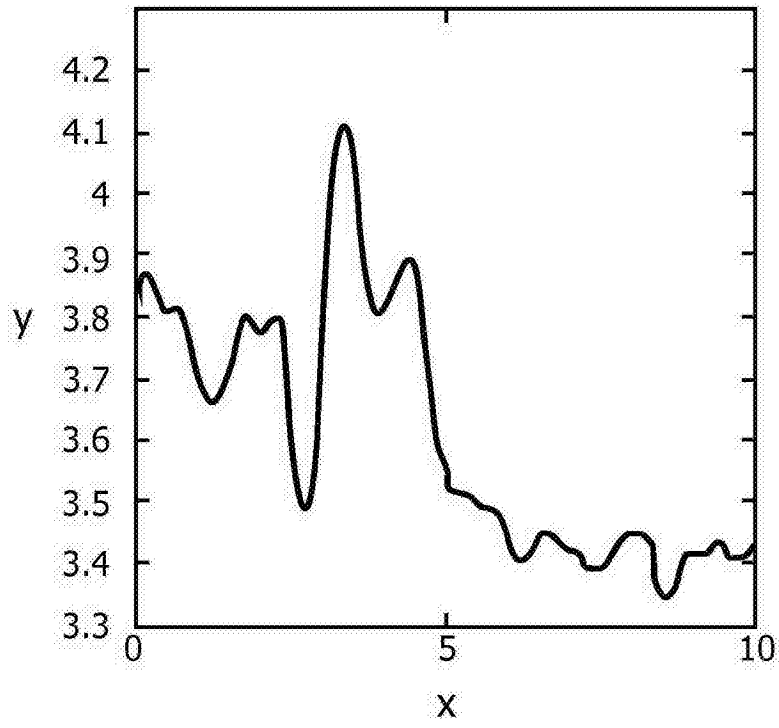


图 5d

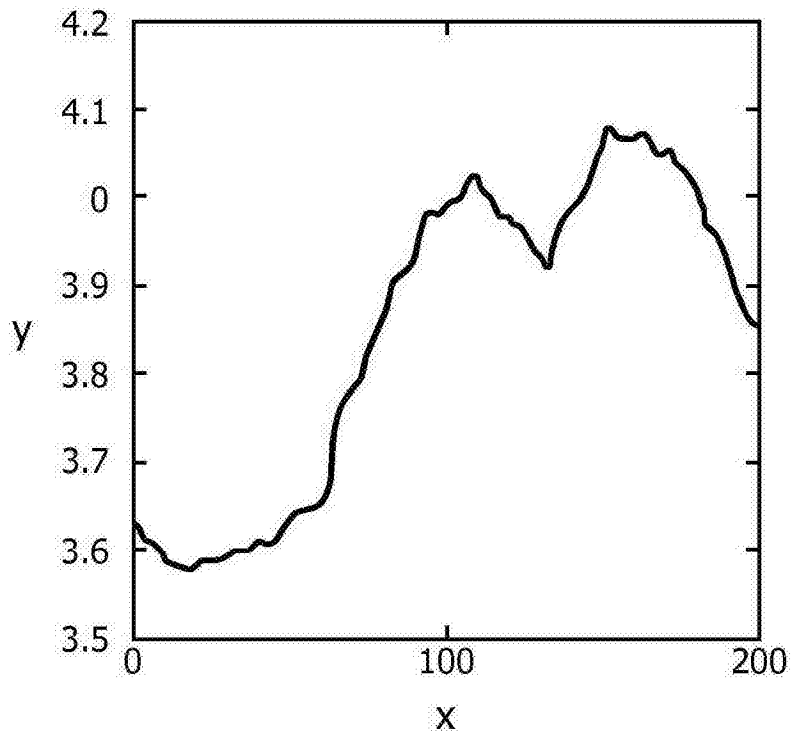


图 5e

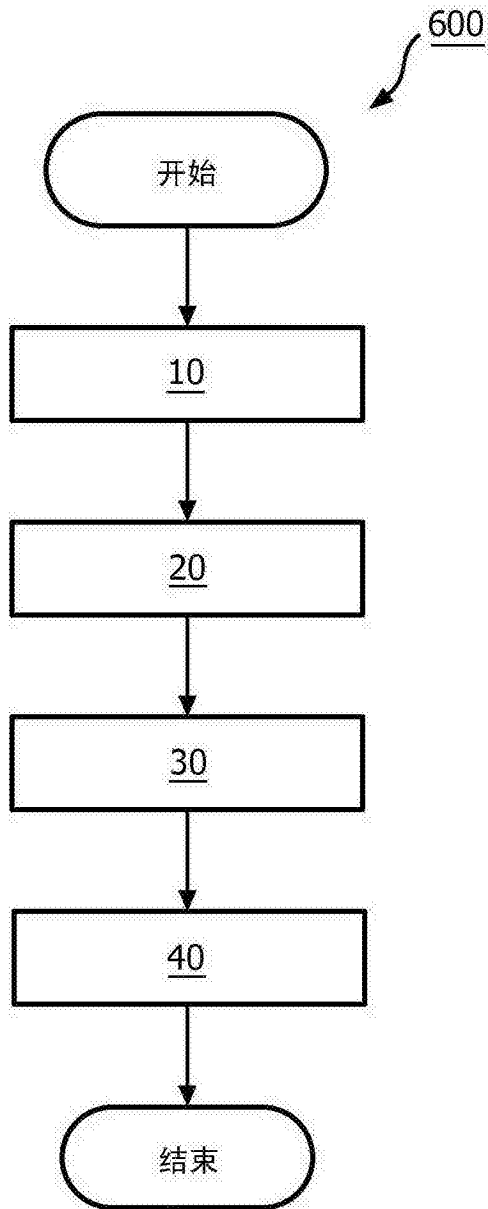


图 6

专利名称(译)	用于使用超声来探测气囊的方法和装置		
公开(公告)号	CN105307574A	公开(公告)日	2016-02-03
申请号	CN201580001058.0	申请日	2015-01-13
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	徐泾平 BI拉朱 S W黄 S王 EG勒杜列斯库 S周		
发明人	徐泾平 B·I·拉朱 S·W·黄 S·王 E·G·勒杜列斯库 S·周		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	PCT/CN2014/071839 2014-01-30 WO 2014170204 2014-05-28 EP PCT/CN2014/075396 2014-04-15 WO		
其他公开文献	CN105307574B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

现有气囊探测方法基于示出在正常软组织与气囊之间的比较的B-模式超声图像的视觉观察，其是耗时的并且依赖于操作员的经验。本发明提出一种探测气囊的超声系统和方法。所述超声系统包括：超声探头(110)，其用于朝向ROI发射超声信号并采集沿着多条扫描线从所述ROI反射的超声回波信号；获得单元(130)，其用于获得沿着所述多条扫描线中的每条扫描线的针对多个深度中的每个深度的所述超声回波信号的第二谐波分量；以及导出单元(140)，其用于导出所述第二谐波分量的中心频率随着所述深度的变化。

