



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103237499 B

(45) 授权公告日 2015. 03. 25

(21) 申请号 201180028132. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 04. 06

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/321, 666 2010. 04. 07 US

12/790, 109 2010. 05. 28 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 12. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/031447 2011. 04. 06

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/127191 EN 2011. 10. 13

(73) 专利权人 富士胶片索诺声公司

地址 美国华盛顿州

(72) 发明人 尼科拉奥斯·帕古拉托斯 马庆临

安德鲁·K·伦德伯格

理查德·希佩

克林顿·T·西登博格

(74) 专利代理机构 北京商专永信知识产权代理

事务所(普通合伙) 11400

代理人 郭玥 葛强

(56) 对比文件

CN 102119002 A, 2011. 07. 06,

US 6524247 B2, 2003. 02. 25,

US 2003/0135119 A1, 2003. 07. 17,

US 6951542 B2, 2005. 10. 04,

US 6048312 A, 2000. 04. 11,

US 2004/0002653 A1, 2004. 01. 01,

审查员 李陆美

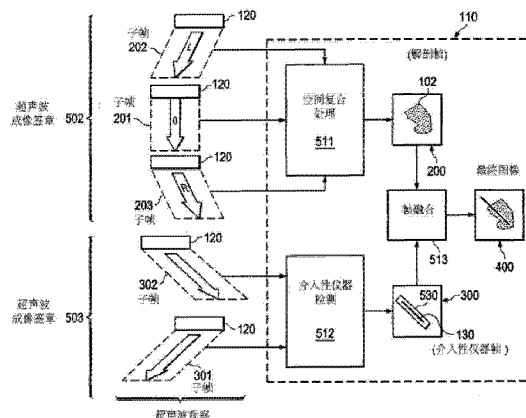
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54) 发明名称

增强图像里成像对象的系统和方法

(57) 摘要

应用多个不同的成像签章来构成图像帧的系统和方法被公开。举例来说,相对于活组织的下表层区域,第一成像签章可配置为提供相对高质量的图像。相对于以陡峭角度插入活组织的介入性仪器,第二成像签章可配置为提供相对较高质量的图像。使用此类各个不同的成像签章所产生的图像子帧,可被混合形成最终图像的一帧,该最终图像提供在成像体积中不同对象的相对高质量的图像质量。



1. 一种超声波成像的方法,包括:

建立具有一个或多个成像参数的第一超声波成像签章,所述成像参数包括传输波形,波束成型线传输接收比,成像转向角,接收线密度,聚焦区域数量,正交带通滤波器类型和系数,压缩曲线和斑点噪声滤除参数,成像参数被选择以产生待成像体积中的组织的高质量图像;

建立具有一个或多个成像参数的第二超声波成像签章,所述成像参数包括传输波形,波束成型线传输接收比,成像转向角,接收线密度,聚焦区域数量,正交带通滤波器类型和系数,压缩曲线和斑点噪声滤除参数,成像参数被选择以产生成像体积中仪器的高质量图像;

使用对所述第一超声波成像签章的应用产生的所述图像数据来生成第一帧;以及

使用对所述第二超声波成像签章的应用产生的所述图像数据来生成第二帧;

在所述第二帧中检测与介入性仪器相对应的像素;

自动确定与所述介入性仪器的位置相对应的像素的掩模;

在所述掩模内的区域混合所述第一帧的像素与所述第二帧的像素,并使用在所述掩模外的区域的第一帧的像素产生混合的最终超声波图像;以及

在所述混合的最终超声波图像上产生图片,所述图片标示了在所述混合的最终超声波图像中的覆盖区域的区域,其中所述第二超声波成像签章的一个或多个所述成像参数被选择以产生所述介入性仪器的高质量图像。

2. 如权利要求1所述的方法,其中所述介入性仪器选自针,导管,内支架和经过皮肤的工具所构成的组。

3. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一超声波成像签章的成像转向角被选择以提供所述组织的期望质量的成像,所述第二超声波成像签章的成像转向角被选择以提供所述介入性仪器的期望质量的成像。

4. 如权利要求3所述的方法,其中所述第二超声波成像签章的所述成像转向角比所述第一超声波成像签章的所述成像转向角的角度更尖锐。

5. 如权利要求4所述的方法,其中所述第一超声波成像签章的所述成像转向角包括一个小于20度的转向角,其中所述第二超声波成像签章的所述成像转向角包括一个大于20度的转向角。

6. 一种成像系统,包括:

超声波成像系统,被设置为产生:

通过具有一个或多个成像参数的第一成像签章产生的一个或多个子帧形成的第一帧,该成像参数包括传输波形,波束成型线传输接收比,成像转向角,接收线密度,聚焦区域数量,正交带通滤波器类型和系数,压缩曲线和斑点噪声滤除参数,所述成像参数被选择以产生在待成像体积中的组织;以及

通过具有一个或多个成像参数的第二成像签章产生一个或多个子帧形成的第二帧,该成像参数包括传输波形,波束成型线传输接收比,成像转向角,接收线密度,聚焦区域数量,正交带通滤波器类型和系数,压缩曲线和斑点噪声滤除参数,所述成像参数被选择以产生待成像体积中的介入性仪器;以及

所述超声成像系统中的处理器,被设置为

在所述第二帧中检测与所述介入性仪器相对应的像素；

确定与所述介入性仪器的位置相对应的像素坐标的掩模，其中所述掩模是由在所述第二帧中的包括被检测到的与所述介入性仪器相对应的像素的区域以及直接围绕所述检测到的像素的多个像素确定的；以及

在与所述掩模相对应的区域中合并所述第一帧中的第一像素值以及所述第二帧中的第二像素值，并使用在所述掩模外部区域的第一帧中的像素形成包括所述组织以及所述介入性仪器的混合的最终超声波图像；以及

在所述混合的最终超声波图像上产生图片，所述图片标示了在所述混合的最终超声波图像中的覆盖区域的区域，其中所述第二超声波成像签章的一个或多个所述成像参数被选择以产生所述介入性仪器的高质量图像。

7. 如权利要求 6 所述的成像系统，其中所述介入性仪器选自针，导管，内支架和经过皮肤的工具所构成的组。

8. 如权利要求 6 所述的成像系统，其中至少一个所述第一和第二成像签章的成像信号转向角在系统运行过程中被设定。

9. 如权利要求 6 所述的成像系统，其中所述第二成像签章的所述成像转向角比所述第一成像签章的所述成像转向角的角度更尖锐。

10. 如权利要求 9 所述的成像系统，其中所述第一成像签章的所述成像转向角包括小于 20 度的转向角，其中所述第二成像签章的所述成像转向角包括一个大于 20 度的转向角。

增强图像里成像对象的系统和方法

[0001] 对相关申请的交互引用

[0002] 本申请要求,2010 年 4 月 7 日提出的申请案号为 :61/321,666, 名称为“增强图像里成像对象的系统和方法”共同待审的美国临时专利申请的优先权,并要求共同地被转让且共同待审的于 2007 年 5 月 16 日提出的申请案号为 11/749,319, 名称为“用于优化时空采样的系统和方法”的美国专利优先权,以及 2007 年 9 月 12 日提出的申请案号为 11/854,371, 名称为“使用相控阵天线的空间复合的系统和方法”的美国专利优先权,这里通过引用将其公开内容结合于此。

技术领域

[0003] 本发明通常涉及超声波成像,特别是增强图像里的可视化对象。

背景技术

[0004] 超声波成像系统,广泛使用于为观察者在其他情况无法可视的对象和区域,提供图像。此类超声波成像系统,通常配置有不同的经选择的成像参数以产生最佳的整体超声波图像质量以及可能以体积成像展现个别对象不是最好的可视化。结果是,个别对象的可视化通常不能达到整体满意的超声波图像质量。

[0005] 在超声波图像中可视并呈现的对象可能包括生物结构,如人类组织和器官,和人造结构如植入式装置,仪器等。所述不同的生物以及人造结构可能需要特定的成像参数,不同于实现整个图像质量所选择的参数,以实现所述结构的高质量超声波可视化。此外,为实现一种类型结构的高质量可视化所选择的所述成像参数可能与另一种不同类型结构的高质量可视化所选择的参数明显不同。因此,在整体高质量的超声波图像里提供一个或多个个别对象的高质量可视化,不是一件简单的任务。

[0006] 使用超声波成像系统辅助引导和放置人造仪器和其他对象是现今常用的手段。举例来说,介入性仪器,如针,导管等,被用以直接向病人身体内部的神经,动脉或深静脉输送药物或其他液体。此类程序可能要求精确定位病人体内的仪器,所以对生物结构和人造仪器都要求高质量的超声波可视化。

[0007] 使用超声波成像系统配置经选择的优化整体图像质量的成像参数,来为相对于超声波转换器是以陡峭角度插入的仪器提供适当的可视化以生成一个超声波图像,这通常是困难的且有时甚至不可能。以陡峭角度插入的仪器可视化效果差,其原因至少部分在于,超声波图像中的这些仪器基于以镜面方式从所述仪器反射的超声反射波。镜面反射的原理表明,以陡峭角度插入的所述仪器反射的超声反射波,不足以贯穿所述超声波超声转换器各要素,使得在结果超声波图像中清晰地显示该仪器。

[0008] 由于通常情况下,以陡峭角度插入的仪器在超声波图像中呈现效果不好,临床医生往往依靠次要伪影 (secondary artifacts) 来可视化或“猜测”所述介入性仪器在哪个体积中 (如,在病人骨骼中)。举例来说,临床医生可能依靠所述结果图中可视化的组织或其他结构的运动,该结果由针的压力产生因为所述针被插入或被移动,来可视化所述病人

骨骼内的所述针。基于附近结构运动的介入性仪器的位置的可视化通常不能提供精确位置测定。

[0009] 另一用来可视化介入性仪器位置的技术,要求通过所述介入性仪器注入液体,并观察液体流经成像体积媒介的最终图像(如,当所述液体流进并通过组织)。因此这个技术也要依靠次要伪影,也没有特别满意。

[0010] 采用几个特别设计的反射波针来解决以陡峭角度插入的仪器可视化效果差的问题。这些特别的针典型地以某一方式设计和构造,该方式为:即使所述针以陡峭的角度插入,从所述针反射的所述超声波能到达所述超声转换器的各元素。然而,一些因素会降低这些针的效用和期许。举例来说,这些特定针相应增加的成本降低了他们的临床认可和广泛使用。

发明内容

[0011] 本发明系针对为形成超声波图像提供超声波成像签章的系统和方法。举例来说,多个超声波成像签章,其中每个成像签章与体积成像中的对象相关,可能以本发明的实施例方式使用。在使用这些超声波成像签章时,超声波成像系统可能会改善或优化体积成像中不同对象的成像。

[0012] 根据本发明的实施例,超声波成像签章包括一个或多个超声成像参数值,每个成像参数与超声波数据的采集或处理相关。多个成像签章的每个成像签章可能与相同的超声形态相关,如,B-型,超音波,功率多普勒,弹性显像以及其他形式。此外,实施例的每个超声波成像签章具有一个或多个成像参数,根据所需的特定对象高质量的超声可视化来设定参数值。

[0013] 本发明实施例所述的超声波成像签章是优化或者配为体积成像的特定对象,结构,方面等。如,第一成像签章,对于活组织的下表层区域(如,一般病人解剖),可配置为提供相对高质量的图像,反之第二成像签章,对于以陡峭角度插入到活组织的介入性仪器(如,针),可配置为提供相对高质量图像。

[0014] 使用不同超声波成像签章形成的子帧(sub-frames),最好是结合来形成帧,能提供不同结构,属性,方面等相对高质量的图像,统称为体积成像里的对象(如,一般病人解剖学和介入性仪器)。根据实施例形成的帧最好是联合或混合以形成最终的图像。

[0015] 根据优选的实施例,使用两个超声波成像签章,其中一个超声波成像签章适合为人体组织提供高图像质量,另一超声波成像签章适合为介入性仪器如以陡峭角度插入的针提供高图像质量。根据所述实施例的一方面,前述两个超声波成像签章中的一个超声波成像签章包括一组预定转向角,该转向角特定目的为了高质量可视化以陡峭角度插入的介入性仪器。根据所述实施例的其他方面,一个或多个超声成像参数值在两个超声波成像签章之间转变,所述一个或多个超声参数包括传输波形,波束成型线的传输接收比,转向角,接收线密度,聚焦区域数量,聚焦带位置,正交带通滤波器类型,系数,压缩曲线,斑纹还原参数等。

[0016] 本发明的其他实施例,为了结合或混合一个或多个其他帧,操作以确认帧内感兴趣的区域或块,来形成最终的图像。如,介入性仪器将要处理的块可能是已知或决定的。所以,在形成最后的图像时,在混合介入性仪器帧和解剖结构帧之前,本发明的实施例可减少

所述块之外的部分,或使所述块之外的部分显得微不足道,这些实施例可能用来减少或避免与介入性仪器的使用相关的图像杂波 (image clutter),伪影 (artifacts) 等。

[0017] 上述概述了本发明相当广泛的特点和技术优势,以便能更好地理解本发明的详细描述。发明的附加特点和优势会在下文描述,形成了本发明的权利要求。公开的内容和特定实施例很容易被用来修改或设计为实现本发明相同目的的其他结构的基础,这对于本领域的普通技术人员来说是易理解的。对于本领域普通技术人员来说,这些等同的结构未能偏离附录的权利要求中所规定的发明的精神和范围。当考虑到以下说明书与附图的联系时,新颖性的特点即本发明具有的特性,以及其组织和操作方法,连同进一步的对象和优点,将会得到更好的理解。然而,也明确理解,每个附图仅是用来说明和描述,而不是对本发明限制的定义。

附图说明

[0018] 为了更完整理解本发明,结合以下说明和附图作参考:

[0019] 图 1A 和 1B 是根据本发明一个实施例改编的超声波成像系统的一个实施例;

[0020] 图 2A-2C 是根据本发明的一个实施例所利用的不同子帧;

[0021] 图 2D 是根据本发明的一个实施例,由图 2A-2C 的子帧形成的帧;

[0022] 图 3A 和 3B 是根据本发明的实施例的不同子帧;

[0023] 图 3C 是根据本发明的一个实施例,使用图 3A 和 3B 的超声波成像签章的子帧形成的帧;

[0024] 图 4 是根据本发明的一个实施例,使用图 2D 和 3C 的帧形成的一幅最终的超声波图像;

[0025] 图 5 是一原理图,说明运行图 1A 和 1B 的超声波成像系统,使用本发明一个实施例的某一多样超声波成像签章技术,以形成最终的超声波图像;

[0026] 图 6 是一流程图,说明运行图 1A 和 1B 的超生成像系统,使用本发明的一个实施例的某一多样成像签章技术,以形成最终的超声波图像;

[0027] 图 7 是根据本发明的实施例,用以检测自帧中直线的坐标系统;以及

[0028] 图 8 是说明最终图像里的图形,来显示本发明实施例中高速转向子帧定义的覆盖区域。

具体实施方式

[0029] 图 1A 说明了根据本发明的一个实施例改编的超声波成像系统。特别地,超声波成像系统 100 由系统处理单元 110,与之相连接的转换器 120 组成。实施例的系统处理单元 110,包括一个基于处理器的系统,可操作控制转换器 120 来传递和接收超声波信号,处理接收到超声波信号,使用经处理的接收到的超声波信号来形成图像,并显示所形成的图像(如,于显示器 111 上)。转换器 120 包括一组可控地传输和接收超声波信号的超声波元素。可能改编自本发明的内容的城乡系统的详细内容,涉及同时另案待审的通畅制定的美国专利申请号为 12/467,899,名称为“模块化超声诊断仪器”,这里通过引用将其公开内容结合于此。

[0030] 在操作中,超声波成像系统 100 应用了“空间复合”的成像技术,其中很多不同信

号的转向角用来显示图像体积。关于空间复合技术的其他细节,在上述提及的名称为“优化时空采样的系统和方法”和“使用相控天线阵的空间复合的系统和方法”的专利申请中提及。使用典型的空间复合技术,使用一个单个转向角收集的关于成像体积的数据,被处理以形成子帧,接着所述成像体积的所有子帧复合以形成一个帧。一个帧可能由,如两个子帧,三个子帧,四个子帧或更多子帧形成,相应地分别使用两个,三个,四个或更多转向角。

[0031] 图 2A-2D 说明了使用三个子帧形成一个帧。以图 2D 中帧 200 为例,说明了对体积成像 101 自上而下的视图,如可能包括病人解剖的活组织。在举例说明中,图 2D 中的帧 200 可能由超声波成像系统 100 使用图 2A-2C 中的子帧 201-203 形成。说明的实施例中,子帧 201 相对于转换器 120 呈垂直向下的视图(如,转向角为 0°),并为非转向子帧提供子帧数据。说明实施例中,子帧 202 和 203 抵消转向角。如,子帧 202 的转向角可能会指向左边约 -14° ,而子帧 203 的转向角可能指向右边约 $+14^{\circ}$ 。这些子帧提供的数据复合形成帧 200,相比于使用单个转向角形成的帧(如,仅基于子帧 201 的数据形成的帧),其图像特征有所增强。由此产生的帧 200,如通过减轻阴影效果,减少斑点噪声,以及改善周边边界,产生所期望的更高的图像质量。

[0032] 应用空间复合的超声波成像系统,通常配置了不同的经挑选的成像参数,以生成最佳的整体超声波图像质量,而不是体积成像中单个对象的最佳可视化。一般而言,“成像参数”是指超声波数据的采集或处理,或采集和处理相关的参数。这种成像参数的例子包括,传输波形,波束成型线传输接收比,成像转向角,接收线密度,聚焦区域数量,聚焦区域位置,正交带通滤波器类型和系数,压缩曲线,斑点噪声滤除参数等。因为通常选择成像参数来生成最佳整体图像质量,体积成像中单个对象的可视化质量可能会弱化。然而,从临床角度来看,一个单个超声波图像,给临床医生呈现了其感兴趣的所有对象的高质量可视化,包括不同的生物结构和人造物体,这是有益的。

[0033] 说明这个问题的范例是仪器的可视化,比如介入性仪器 130 包括针,导管等,当仪器相对于转换器 120 以相对陡峭的角度插入(如图 1B 所示)。举例来说,介入性仪器 130 的一部分,比如可能包括一个针,一个导管,一个内支架,一个经由皮肤的工具等等,插入图像体积 101 来完成介入程序。示例的程序可能要求注射药物捣目标 102 中,就目标 102 等进行穿刺活检。通常,当插入角度(图 1B 中用角度仪表示)约为 20° 或更大角度时,被认定为是陡峭的插入角度。

[0034] 当介入性仪器以陡峭角度插入,配置为成像目标 102 的子帧的成像转向角,可能无法为介入性仪器 130 提供满意的成像。举例来说,镜面反射的效果可能会导致介入性仪器反射的信号在合成图像中不可见。不能为介入性仪器 130 提供满意的成像,是特别有问题的,因为超声波系统 100 系被用来生成图像,来帮助临床医生完成使用介入性仪器 130 的介入性程序。

[0035] 尽管前述空间复合技术可能很容易改为包括一个或多个形成成像介入性仪器 130 的子帧,但如果图像质量要保持或提高,则子帧的各个不同成像信号转向角,可能会使用空间复合技术来复合,并不是没有限制的。举例来说,应用更锐角的转向角(如,有可能需要使用超过 $\pm 15^{\circ}$,成像以陡峭角度插入的介入性仪器)的子帧,与应用较大角的前述成像签章的子帧复合使用,导致图像退化。即,特定的子帧不能兼容生成使用空间复合技术的帧,因为他们的复合导致了不需要的或不可接受的图像杂波,伪影等。“兼容”,用于引用成

像参数,意味着各个成像参数(如,优化或配置为使用一个特定对象)可共同使用(如,以空间复合技术),而没有产生不想要的或不可接受的图像杂波,伪影等。相反,“不可兼容”是指,当成像参数(如,优化或配置为使用一个特定对象)和其它成像参数使用时(如,优化或配置为使用其它对象),可能会产生不想要的或不可接受的图像杂波,伪影等,因此可能会被认为与其它成像参数不兼容。

[0036] 为了在体积成像中,对特定对象实现高质量超声波可视化,本发明的实施例采用超声波成像签章,包括一个或多个超声波成像参数值,该值适合生成对特定感兴趣对象的高质量超声波可视化。此类超声波成像签章包括联结采集和/或处理超声波数据的成像参数,使得该参数值适合感兴趣的特定对象的高质量超声波可视化。在优化的实施例中,特定的超声波成像签章被定义为感兴趣的对象,不包括弱化对其他扫描对象的可视化。

[0037] 根据本发明的实施例,用以生成帧的所述特定子帧,根据为特定对象定义的所述超声波成像签章,被选择以优化或者配置成像特定对象。举例来说,这样的对子帧的采集,就活组织的下表层区域(如,一般的病人解剖),特定组织(如,心脏,肝脏,子宫,胃等等),特定结构(如,骨关节,动脉分叉,神经集群等等),或人造物体如注射器和器具,和/或类似物。根据本发明的实施例,子帧的采集和处理,如子帧 201-203,以及他们复合而成的帧,如帧 200,关联于与目标 102 相关的超声波成像签章。

[0038] 所以,本发明的所述超声波成像系统的实施例,可操作应用很多不同的超声波成像签章,其中所实施的很多成像签章中的每个超声波成像签章,在扫描的体积中,为感兴趣的相应对象提供高质量的可视化。根据本发明的实施例,第一超声波成像签章(如,包括图 2A-2C 的子帧 201-203),对于图像体积 101 的下表层区域,被配置为提供相对高质量的图像。相应地,第二超声波成像签章(如,包括图 3A-3B 的子帧 301-302),对于介入仪器 130 以陡峭角度插入图像体积 101 的一部分,被配置为提供相对高质量的图像。

[0039] 图 3A 和 3B 的子帧 301 和 302,对于以陡峭角度插入的介入性仪器 130,被配置为提供相对高质量的图像,通过实施更尖锐的转向角来提供可减少与介入性仪器 130 相关的界面反射缺点的成像数据。正如所讨论的,实施例描述的介入性仪器 130,就转换器 120 而言具有相对陡峭的角度,且从图 3C 的帧 300 中可视,因为子帧 301 和 302 中至少一个的转向角被高度控制一个或多个适当的角度。应当理解的是,为了清晰度,将成像为 101 的项目的伪影(如,组织和其他结构)在子帧 300 中并未显示。因为与子帧 301 和 302 使用相关的杂波和其他因素的影响,将成像为 101 的项目的特征会高度退化。

[0040] 根据本发明的实施例来构建子帧 301 和 302,转向角的选择实质上相应于介入性仪器 130 的插入角度,以此将传输信号更正常的提供到介入性仪器 130 的表面。举例来说,介入性仪器 130 可能以大约 60° 的角度插入,相应地,就子帧 301 和 302 而言所实施的转向角可能为 $\pm 30^{\circ}$,以此提供导致与插入的介入性仪器 130 的部分具有 90° 角度的声波传输。应当理解的是,插入的其他角度,不是 90° 时,可根据本发明实施例使用。相对于对象表面而言,优先的实施例的插入的角度范围为 75° 到 105° ,以提供该对象高质量的图像。

[0041] 应当理解的是,可成像的介入性仪器的插入角度,通过使用一系列手段,可能是已知或假设用于配置和/或选择,为了一个适当的成像签章的参数值。举例而言,介入性仪器指南可能用来提供特定的插入角度。介入性仪器指南选定的插入角度,通过使用不同的感应器或其他反馈技术,可能会自动提供给系统单元 110 的处理器,正如 2005 年 8 月 31 日

提交的美国专利申请号为 11/216,735, 名称为“医疗设备引导定位器”, 指定给索诺声公司 (Sonosite, Inc), 本发明的受让人, 这里通过引用将其公开内容结合于此。此处的介入性仪器不需用手操作 (free-hand) (如不需要导引装置的辅助), 为配置和 / 或选择适当的成像签章的插入角度, 可能被估计为目标插入角, 典型插入角, 计算过的插入角等等。此外或者, 插入角度可能通过对采集数据 (如, 成像数据) 的分析确定, 比如通过在生成图像里的介入性仪器的属性来识别。

[0042] 用来生成最终图像的所述超声波成像签章, 可能具有不同的数量和类型的图像参数。举例来说, 前述第一个示例的成像签章包括 3 个子帧, 然而前述第二个示例的成像签章包括 2 个子帧。就子帧的说明性数量或其他成像参数并没有限制, 因此实施例的成像签章较少实施或实施比说明更多的子帧。举例来说, 被配置为与特定对象或特征使用的成像签章, 比如被配置为与介入性仪器 130 使用的超声波成像签章, 可根据本发明的实施例实施一个单个子帧。

[0043] 虽然超声波成像签章的实施例包括实施不同转向角的子帧, 但是本发明实施例可利用包括不同额外的或可选的成像参数的超声波成像签章。举例来说, 实施例的超声波成像签章可提供成像参数的规范配置, 包括传输波形, 接收波束成型线的传输率, 转向角, 接收线密度, 聚焦区域数量, 聚焦区域位置, 正交带通滤波器类型和系数, 压缩曲线和斑点噪声滤除参数等等, 以强化感兴趣的特定对象。

[0044] 不考虑使用的特定超声波成像签章, 实施例的系统单元 110, 使用每个被调用的超声波成像签章接收和处理的信号, 操作以生成图像帧 (如, 图 2D 的帧 200 和图 3C 的帧 300)。根据实施例的这些图像帧优选为复合或混合来形成最终的图像。图 5 和 6 说明了, 超声波系统 100 使用很多成像签章形成最终图像 400 的操作, 以及由此形成的图像帧, 正如此处讨论的。

[0045] 正如图 6 所示的实施例所显示的方框图 600, 成像第一对象 (如, 对象 102) 的第一超声波成像签章在方框 601 建立。举例来说, 图 5 的超声波成像签章 502 (包括子帧 201-203) 在成像第一对象时建立使用。此外, 成像第二对象 (如, 介入性仪器 130) 的第二超声波成像签章在说明实施例的方框 602 中建立。举例来说, 图 5 的超声波成像签章 503 (包括子帧 301-302) 在成像第二对象时建立使用。

[0046] 说明的实施例的方框 603 中, 使用所述第一超声波成像签章采集和处理成像数据。举例来说, 系统单元 110 和变换器 120 可能合作实施所述第一超声波成像签章, 采集并处理成像数据。另外, 说明的实施例的方框 604 中, 使用所述第二超声波成像签章采集和处理成像数据。举例来说, 系统单元 110 和转换器 120 可合作实施所述第二超声波成像签章, 采集并处理成像数据。

[0047] 如图 5 实施例所示, 转换器 120 所采集的数据, 依照超声波成像签章 502 操作, 提供给系统单元 110。使用所述第一成像签章采集和处理的子帧, 由系统单元 110 进一步处理, 在说明实施例的方框 603 中提供包括所述第一对象的帧。举例来说, 实施例的空间复合处理 511, 可能包括文中所述的根据一个定义操作的指令集进行操作的处理器, 关于使用超声波成像签章 502 采集数据以形成包括目标 102 高质量图像的帧 200, 这点是可操作的。

[0048] 相应地, 由转换器 120 采集的数据, 依照超声波成像签章 503 操作, 提供给系统单元 110。使用第二超声波成像签章采集和处理的子帧, 由系统单元 110 进一步处理, 在说明

实施例的方框 604 中,提供包括所述第二对象的帧。举例来说,介入性仪器检测 512(可由系统单元 110 处理器可操作的算法提供)可操作于使用超声波成像签章 503 采集数据,以形成包括部分介入性仪器 130 高质量图像的帧 300。

[0049] 实施例的介入性仪器检测 512(可能包括文中所述的根据一个定义操作的指令集进行操作的处理器)可提供操作以检测介入性仪器 130 或感兴趣的其他对象。举例来说,介入性仪器监测 512 的算法,可能分析由转换器 120 采集的数据,以识别介入性仪器 130 的属性,为提供他们的高质量图像,使用为配置和/或选择特定超声波成像签章。另外或可选地,介入性仪器检测 512 的实施例以一个或多个子帧来识别介入性仪器 130,如子帧 301 和 302,对所述介入性仪器隔离以生成帧 300,以显示所述介入性仪器以及其周边的区域。举例来说,介入性仪器 130 的形状或其他特性可能是已知的(如,以针的形式存在的介入性仪器具有已知的形状,如一个线性段),可能容易地通过适当的算法来识别。在一个实施例中,霍夫变换(Hough Transform)的数学框架用以检测所述介入性仪器。这是众所周知的用来检测线以及可用参数形式表示的任何曲线。使用这个方法,感兴趣的对象可被塑造为直线或参数的曲线,算法能确认所述对象在子帧之处,如子帧 301 和 302。

[0050] 不考虑所实施的特定技术,实施例对介入性仪器检测 512 的操作提供了所述介入性仪器 130 的切分以及其最接近的周围区域,其结果是掩模(mask)530。所述切分结果,如掩模 530,能对分离使用的介入性仪器 530 和其周边区域,在不弱化所述组织图像的情况下,形成最终图像 400(可能如帧 102 所提供)。

[0051] 如前所述,根据实施例,用来检测直线的霍夫变换与子帧 301 和 302 一同使用。根据对霍夫变化的应用以及对图 7 的注意,在坐标系 700 {x, y} 中的线 701,可由等式表达如下:

$$[0052] \quad \rho = x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta \quad (1)$$

[0053] ρ 是所述线从坐标系 700 {x, y} 起点的距离, θ 是垂直于感兴趣的线 701 的线与坐标系 {x, y} 中 x 轴之间的角度。根据实施例,在霍夫变化的初始化过程中,定义了坐标系 {x, y} 中包含像素的 2D 数组,以及称为累积数组的第二个 2D。所述累积数组的每个存储格(cell)对应于参数 (ρ_0 , θ_0) 的特定集,在所处理的子帧中代表单个线,如 (1) 等式所示。所述 2D 累积数组的大小取决于 ρ 最短距离的范围以及感兴趣的角度 θ ,且需定义对此的解决方案。一旦初始化完成,霍夫变换的主要机制是,通过对子帧所有像素来排列,且对每个像素 (x_0 , y_0) 满足一组标准,比如强度阈,梯度场强等等,对像素 (x_0 , y_0),当累积数组的所有存储格 (ρ , θ) 满足等式 (1) 时,则计数器增加。根据实施例的操作,所有子帧排序完以后,最高计数值的累积数组的存储格对应于,表示所述介入性仪器的图像子帧 301 或 302 中的 2D 线。

[0054] 为了进一步识别沿着介入性仪器所在 2D 线的特定的段,根据实施例,强度和梯度幅值,沿着侦测线的垂直方向,为子帧里确定的 2D 线的每个像素检查。沿着侦测的 2D 线的像素,前述的强度和梯度幅值都超过了特定阈值,定义了子帧中侦测到的沿着 2D 线的所述介入性仪器的特定位置,并可用来定义图 5 所示的帧 300 的掩模 530(例如,边缘,如预定数量像素的边缘,预定的距离,对象大小的比例等等,可用于定义掩模)。根据一个实施例,在霍夫变化或其他对象识别技术应用之前,介入性仪器侦测 512 可以包括为移除子帧伪影和噪声的预处理步骤。

[0055] 应当理解的是,尽管在所示的实施例中是分开的,但是根据实施例,空间复合处理 511 以及介入性仪器检测 512 可能以复合电路提供。举例来说,同样的处理器,如果需要的话,可能在定义了空间复合处理 511 操作指令集以及在定义了介入性仪器检测 512 操作指令集的控制下运行。

[0056] 形成帧 200 和 300 以后,每个就需要成像的 101 的不同对象区域提供了高质量图像,所示实施例的系统单元 110 利用帧融合 513 来混合帧 200 和 300 以形成最终图像 400,该最终图像 400 于方框 605 的图像体积 101 中提供了不同对象的高质量图像。举例来说,帧 300 的掩模 530,定义了介入性仪器 130 适当的位置,可与帧 200 混合以形成最终图像 400。在所示实施例中,帧 200 和帧 300 基于形成帧所使用的采集和处理来排列,其中掩模 530 作为识别帧 300 的将与帧 200 混合的部分的手段。根据实施例,由掩模 530 所识别的区域以外的像素,在最终图像 400 中像素值与帧 200 中的一致。对掩模 530 中的每个像素位置,最终图像 400 的结果像素值可能是混合了帧 200 和 300 中的像素值。

[0057] 帧融合 513 实施复合功能来提供上述混合的帧以形成最终图像。假设像素 (x_0, y_0) 在掩模 530 识别的区域内, $f_1(x_0, y_0)$, $f_2(x_0, y_0)$ 和 $f(x_0, y_0)$ 分别是帧 200, 300 和最终图像 400 的像素值,那么我们可以写下如下的混合函数等式:

$$[0058] \quad f(x_0, y_0) = (1-b) * f_1(x_0, y_0) + b * f_2(x_0, y_0) \quad (2)$$

[0059] b 是 0 到 1 之间连续的系数,如 0.5,来产生两个像素值之间的平均数。在另一个实施例中,系数 b 是掩模中的位置的函数,系数 b 在接近介入性仪器 130 的掩模 530 中的位置具有较高值,在掩模 530 中定位的较低值远离所述介入性仪器 530。或者,不是按照等式 (2) 所示进行线性操作,非线性操作可在实施例的混合函数中使用。在这样一个实施例中, $f(x_0, y_0)$ 可以是值 $f_1(x_0, y_0)$ 和 $f_2(x_0, y_0)$ 之间多最大值。

[0060] 在所示的实施例中,虽然只显示两个超声波成像签章,但应当理解的是,超声波成像签章的任何数量对特定实施例来说都是适当的。举例来说,当感兴趣的 3 个对象(如,神经,介入性仪器,和主要或潜在的体积)需要成像时,实施例可实施 3 个超声波成像签章(如,配置一个相应的神经,介入性仪器,以及主要体积)以生成混合的帧来形成最终图像。

[0061] 根据本发明的实施例,在使用成像参数时,通过帧生成和混合,生成能提供对象高质量图像的最终图像,实质上没有不想要的或不能接受的图像杂波,伪影等等,否则不兼容。举例来说,使用本发明实施例的超声波成像签章帧的技术,尽管图像处理使得以陡峭角度插入的介入性仪器在结果图中清晰可见,但是成像并没有被弱化。

[0062] 根据实施例对系统单元 110 的操作,可能提供图像处理以及上述的空间复合,介入性仪器检测以及帧融合。举例来说,本发明的实施例可以对帧和 / 或最终图像,提供斑点抑制和 / 或图像处理算法的其他类型。

[0063] 另外地或可选地,注意图 8,实施例中对系统单元 110 的操作包括在最终图 400 中的图片 800(用虚线表示梯形),以此显示覆盖区域 801。举例来说,可通过用来生成帧 300 的参数控制图片 800,以显示由图 5 中高度运行的子帧 301 定义的覆盖区域 801。覆盖区域 801,如图片 800 所显示的,包括可获得介入性仪器高质量可视化的区域。这样的图片使得临床医生或其他操作员知道所感兴趣的项目在特定部分才能以高质量可视化显现,如最终图像的覆盖区域 801,如果他们不能显现(如他们出现在最终图像 400 的区域 802),那么需要注意,因为对象(如介入性仪器)超出了高质量可视化的视野(尽管介入性仪器依然在

图像体积中)。

[0064] 如果需要的话,介入性仪器或其他目标的特定属性(比如终点,中点等等),可编码是的不同部分在最终图像里不同地呈现出来(如,不同强度,颜色等等),以警示临床医生或其他操作人员对象的哪个部分被覆盖了。比如,这样的图像处理可能由实施例的帧融合 513 提供。

[0065] 应当理解的是,本发明实施例的超声波多成像签章技术的应用并不限于用于介入性仪器。举例来说,一个超声波成像签章可配置来成像神经,而另一个超声波成像签章配置来成像另一个对象,比如肿瘤,这些超声波成像签章用于合作形成帧,混合这些帧以提供能显示这些对象高质量图像的最终图像。

[0066] 尽管本发明和其优点已进行详细分析,但是应当理解的是,不同变化,替换和改变可以在不偏离权利要求所定义的发明的精神和范围的情况下作出。而且,本发明的范围并未要限定在说明书中进程,机械,制造,复合物,方式,方法以及步骤的特定实施例中。本领域普通技术人员很容易从本发明的公开内容中获知,与此处所描述的相应的实施例具有实质相同的功能或达到实质相同的结果的现存或将要发展的进程,机械,制造,复合物,方式,方法,或步骤,可根据本发明来利用。因此,本说明书附录的权利要求书将包括这些进程,机械,制造,复合物,方式,方法或步骤的范围。

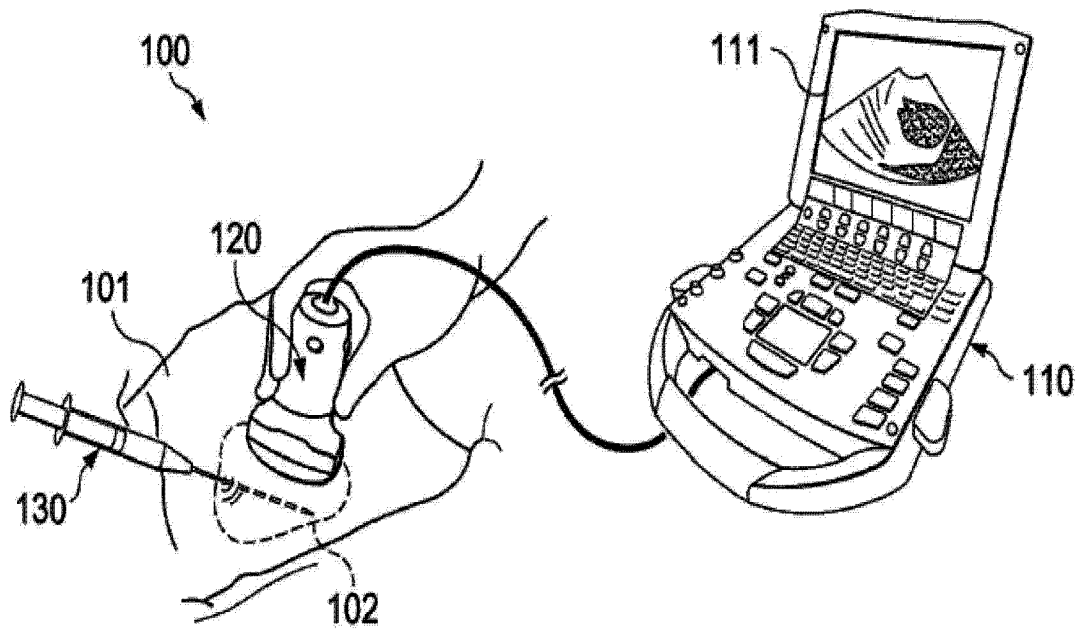


图 1A

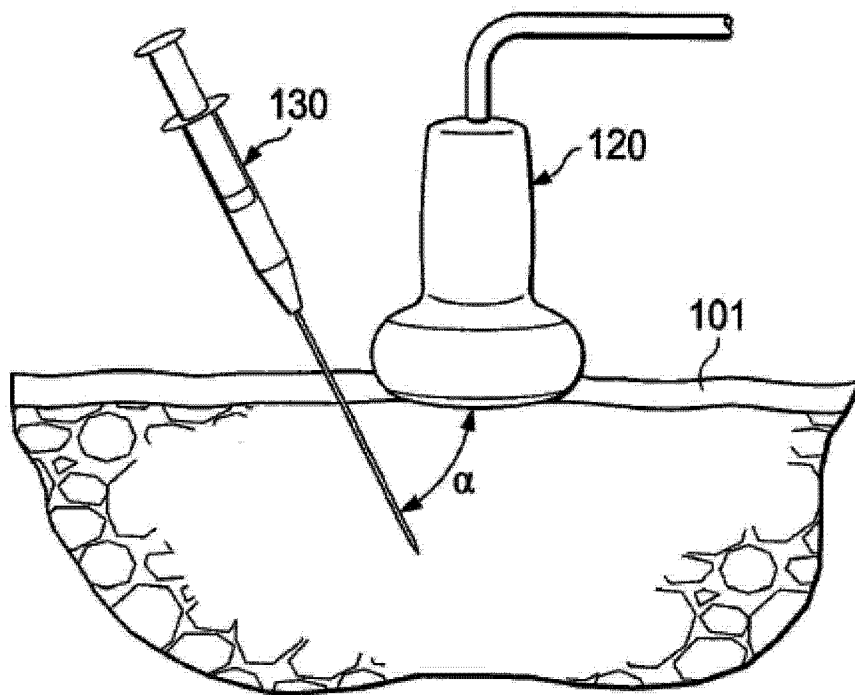


图 1B

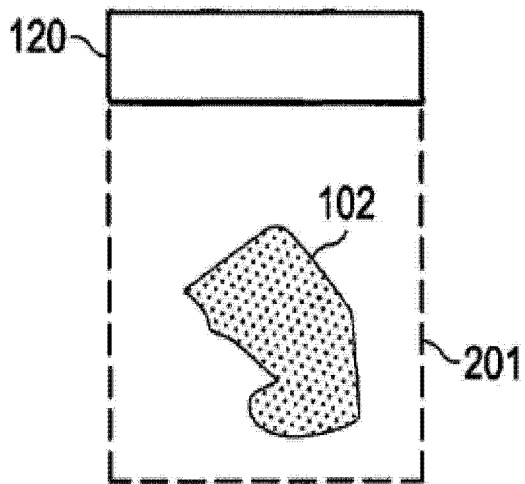


图 2A

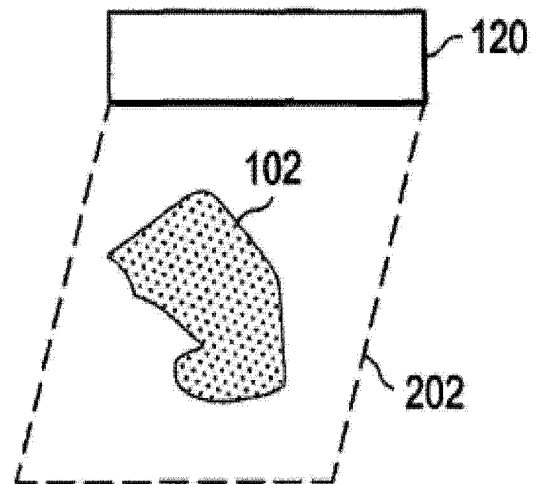


图 2B

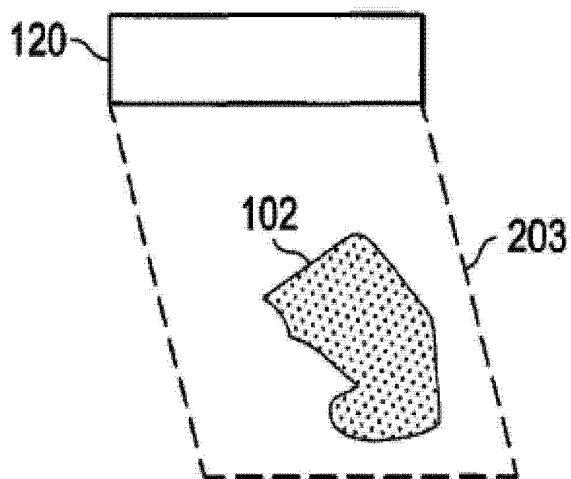


图 2C

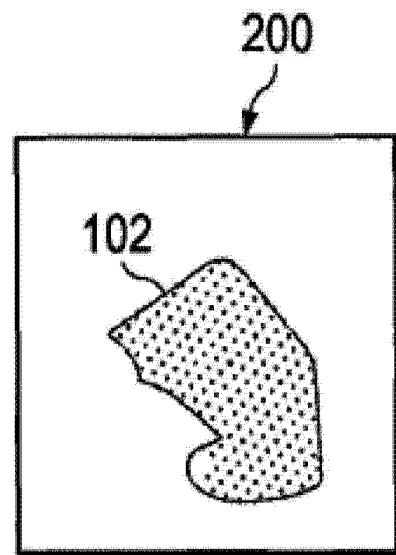


图 2D

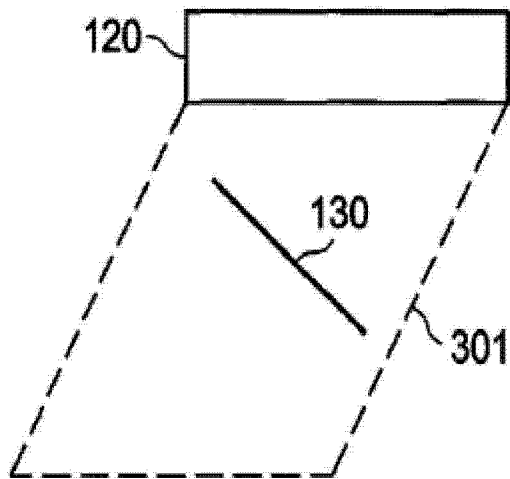


图 3A

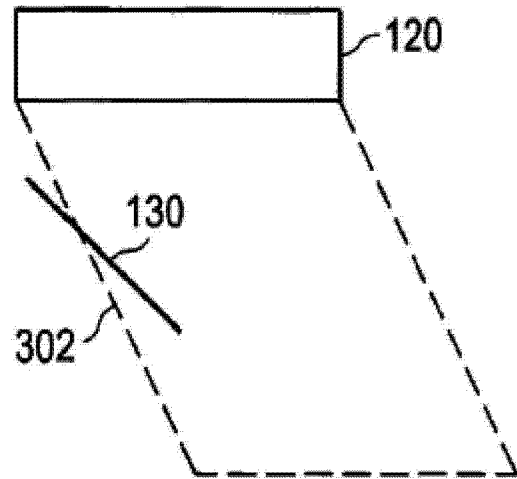


图 3B

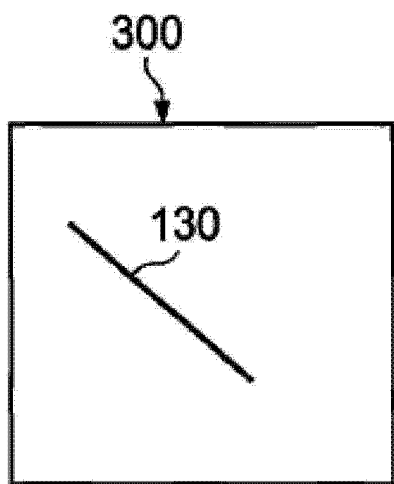


图 3C

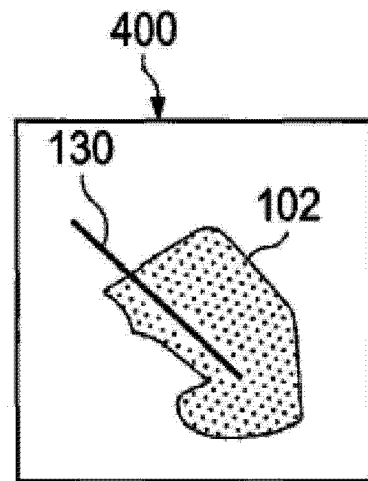


图 4

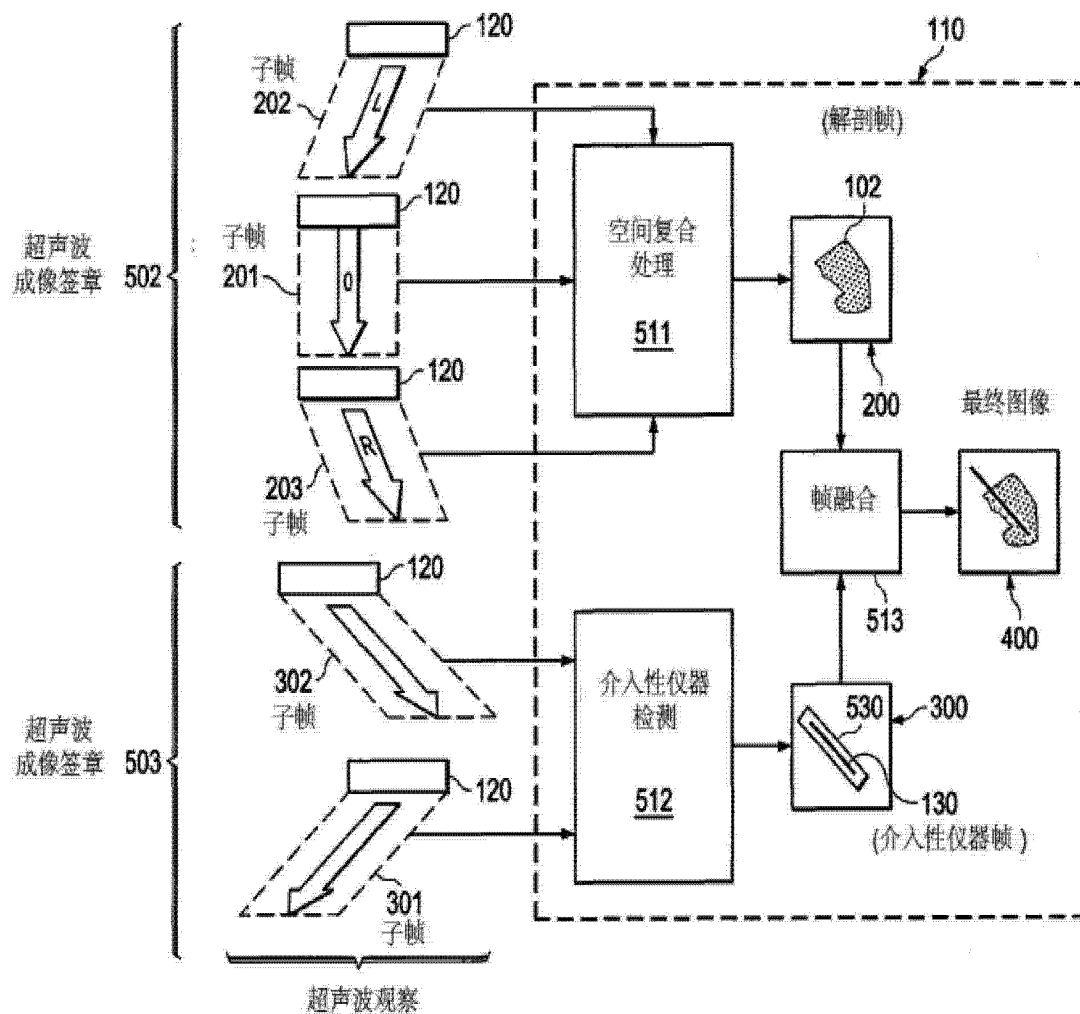


图 5

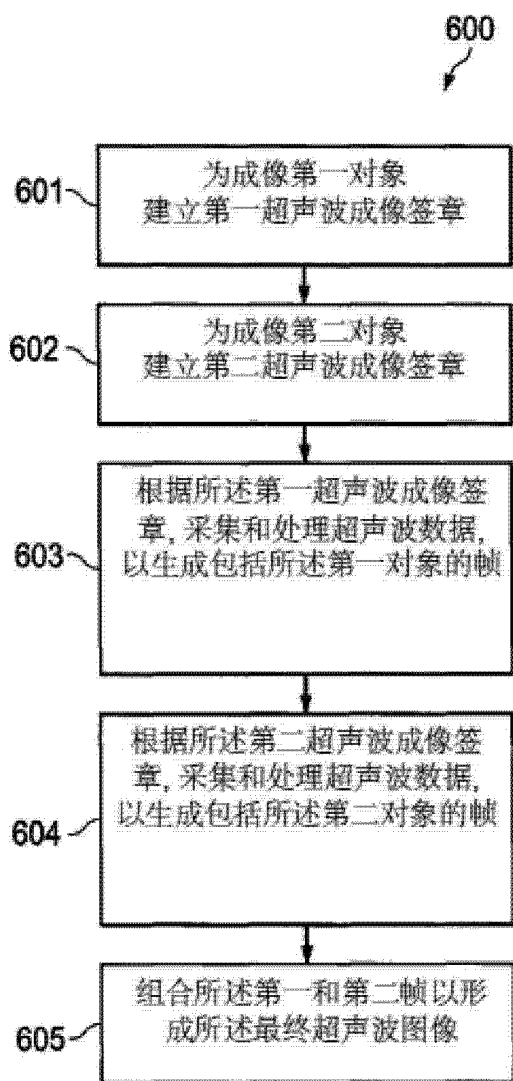


图 6

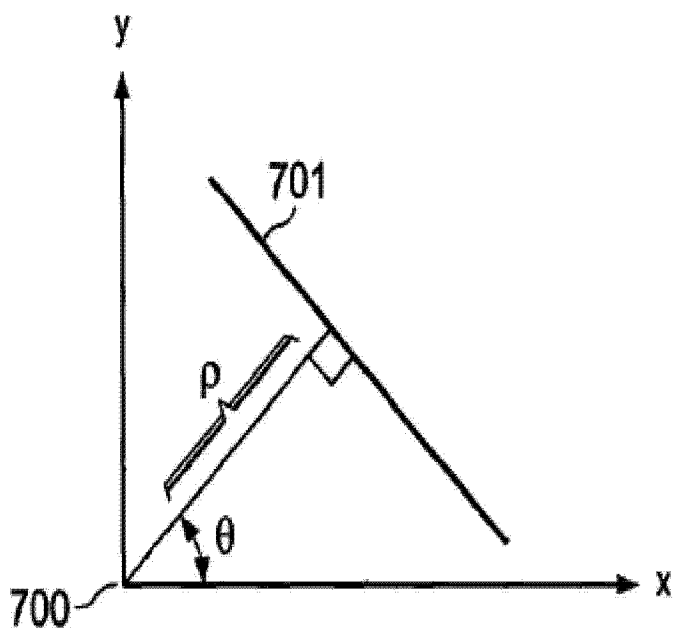


图 7

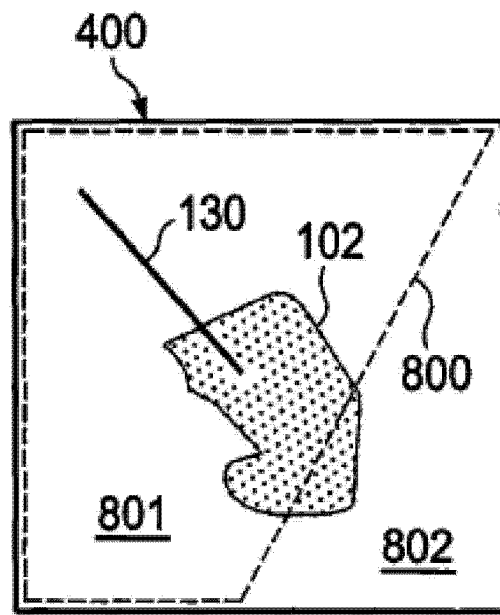


图 8