

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910173488.7

[43] 公开日 2010 年 3 月 24 日

[11] 公开号 CN 101675888A

[22] 申请日 2009.9.18

[21] 申请号 200910173488.7

[30] 优先权

[32] 2008. 9. 18 [33] US [31] 12/212903

[71] 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 C·R·哈扎 F·林

M·赛义德-博洛尔富罗什

K·W·里格比

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 王洪斌 蒋 骏

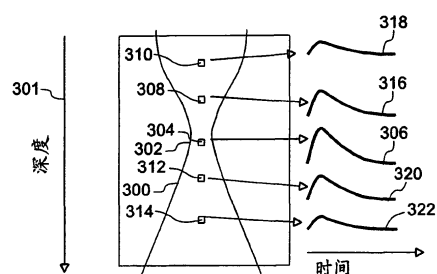
权利要求书 2 页 说明书 20 页 附图 15 页

[54] 发明名称

用于检测具有改变的硬度的区域的系统和方
法

[57] 摘要

本发明公开了用于检测具有改变的硬度的区域的系统和方法。提供了一种用于检测具有改变的硬度的目标区域的超声成像方法。该方法包括：将至少一个参考脉冲递送到目标区域以检测所述目标区域的初始位置；将具有可变参数的第一值的第一推动脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第一移位位置；递送第一跟踪脉冲以检测所述目标区域的第一移位位置；将具有所述可变参数的第二值的第二推动脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第二移位位置；以及递送第二跟踪脉冲以检测所述目标区域的第二移位位置。还提供了一种用于检测改变的硬度的区域的超声成像系统。



1、一种用于检测具有改变的硬度的目标区域的超声成像方法，该方法包括：

将至少一个参考脉冲递送到目标区域以检测所述目标区域的初始位置；

将具有可变参数的第一值的第一推动脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第一移位位置；

递送第一跟踪脉冲以检测所述目标区域的第一移位位置；

将具有所述可变参数的第二值的第二推动脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第二移位位置；以及

递送第二跟踪脉冲以检测所述目标区域的第二移位位置。

2、根据权利要求 1 所述的方法，包括递送所述第一推动脉冲和所述第二推动脉冲到两个或更多个目标区域。

3、根据权利要求 1 所述的方法，其中推动脉冲的可变参数包括幅度、峰值功率、平均功率、长度、频率、波形、脉冲重复频率或其组合。

4、根据权利要求 3 所述的方法，还包括针对所述可变参数映射所述目标区域的位移。

5、根据权利要求 1 所述的方法，其中在由所述第一或第二推动脉冲引起的运动被减小到确定值之后分别递送第一或第二跟踪脉冲。

6、根据权利要求 1 所述的方法，还包括交织用于两个或更多个目标区域的一个或多个参考脉冲、跟踪脉冲或推动脉冲。

7、根据权利要求 1 所述的方法，还包括改变所述第一跟踪脉冲、或第二跟踪/推动脉冲、或这二者的脉冲重复频率（PRF）。

8、一种用于检测具有改变的硬度的目标区域的方法，该方法包括：在改变推动脉冲的可变参数的同时在目标区域处递送推动脉冲；以及

跟踪设置在所述目标区域之外的一个或多个区域中的位移。

9、一种用于检测具有改变的硬度的区域的方法，该方法包括：

将两个或更多个脉冲序列递送到目标区域，其中所述两个或更多个脉冲序列中的每一个脉冲序列包括推动脉冲和跟踪脉冲，并且其中在所述两个或更多个脉冲序列之间所述脉冲序列的可变参数是变化的；以及针对所述可变参数来映射所述目标区域的位移以检测具有改变的

硬度的所述区域。

10、一种用于检测具有改变的硬度的区域的超声成像系统，该系统包括：

换能器阵列，其被配置成将两个或更多个脉冲序列递送到目标区域，其中所述脉冲序列包括跟踪脉冲和推动脉冲，并且其中在所述两个或更多个脉冲序列之间所述推动脉冲的可变参数是变化的；

控制器，其用于控制被递送到所述目标区域的所述两个或更多个脉冲序列；以及

信号处理单元，其用于处理从所述目标区域接收的响应于所述两个或更多个脉冲序列的数据。

用于检测具有改变的硬度的区域的系统和方法

技术领域

本发明的实施例涉及超声成像，并且更具体地涉及用于检测具有改变的硬度的区域的无创方法。

背景技术

组织僵硬是疾病的公知制造者。例如，一些癌性组织比正常的周围组织更僵硬。对于某些状况的治疗（例如消融）也会产生更僵硬的组织区域。组织硬度的显著变化可以在没有超声回声反射性的相关变化的情况下出现。对硬度的定量测量在临床上对纤维化和脂肪变性的诊断会很有用，从而识别例如肝纤维化。此外，检测硬度也可以帮助发现瘤，一些瘤在常规的超声成像中是看不到的。

因为这些原因，所以具有一种用于使组织硬度可视化的方法在临床上是有益的。存在许多使用超声来制成这样的图像的方法。大多数这些方法包括移动组织以及跟踪该组织的运动或位移。在一种方法中，通过超声医师利用超声探头推动来压组织，并且测量组织的弹性响应。在另一种方法中，通过利用外部振动器以低频振动组织来产生组织运动。在其他方法中，使用辐射力来移动组织。声辐射力脉冲（ARFI）超声成像被用来检测具有改变的硬度的区域。ARFI 的基本思想是利用声辐射推动组织，然后使用跟踪技术来检测由声辐射引起的运动。

已公知健康组织和疾病组织的应力 - 应变或同等的力 - 位移的关系通常是非线性的。组织的非线性响应可以提供关于组织的附加信息，该附加信息可以改善对癌症或其他临床状况的检测。例如，浸润性导管癌（IDC）和正常的乳腺组织具有非常不同的非线性应力 - 应变关系。随着所施加的力的增加，IDC 变得越来越僵硬。随着所施加的力的增加，健康的腺体组织也变得更僵硬，但是 IDC 的曲线倾斜更陡峭。

发明内容

在一个实施例中，提供了一种用于检测具有改变的硬度的目标区域的方法。该方法包括：将至少一个参考脉冲递送到目标区域以检测所述

目标区域的初始位置；将具有可变参数的第一值的第一推动（pushing）脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第一移位位置；递送第一跟踪脉冲以检测所述目标区域的第一移位位置；将具有所述可变参数的第二值的第二推动脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第二移位位置；以及递送第二跟踪脉冲以检测所述目标区域的第二移位位置。

在另一个实施例中，提供了一种检测具有改变的硬度的目标区域的方法。该方法包括：在改变推动脉冲的可变参数的同时在目标区域处递送推动脉冲，以及跟踪设置在所述目标区域之外的一个或多个区域中的位移。

在又一个实施例中，提供了一种用于检测具有改变的硬度的区域的方法。该方法包括：将两个或更多个脉冲序列递送到目标区域，其中所述两个或更多个脉冲序列中的每一个包括推动脉冲和跟踪脉冲，并且其中所述脉冲序列的可变参数在所述两个或更多个脉冲序列之间是变化的。该方法还包括针对所述可变参数来映射所述目标区域的位移以检测具有改变的硬度的所述区域。

在再一个实施例中，提供了一种用于检测具有改变的硬度的区域的超声成像系统。该系统包括换能器阵列，其被配置成将两个或更多个脉冲序列递送到目标区域，其中所述脉冲序列包括跟踪脉冲和推动脉冲，并且其中所述推动脉冲的可变参数在所述两个或更多个脉冲序列之间是变化的。该系统还包括：控制器，其用于控制要被递送到所述目标区域的所述两个或更多个脉冲序列；以及信号处理单元，其用于处理从所述目标区域接收的响应于所述两个或更多个脉冲序列的数据。

附图说明

当参考附图来阅读下面详细的描述时，将会更好地理解本发明的这些和其他特征、方面和优点，在整个附图中相同的附图标记表示相同的部件，其中：

图1是根据本技术的实施例的用来检测具有改变的硬度的区域的超声成像方法的流程图，说明了在目标区域中递送推动脉冲和跟踪脉冲的顺序；

图2是根据本技术的实施例的用于显示具有改变的硬度的目标区域

的图像的流程图;

图 3 - 图 8 是根据本技术的实施例的递送到目标区域的脉冲序列的示意性表示图;

图 9 - 图 12 是根据本技术的实施例的说明具有变化的推动脉冲参数的脉冲序列以及推动脉冲的可变参数与目标区域中的组织的位移响应之间的关系的示意性表示图;

图 13 - 16 是根据本技术的实施例的说明线性和非线性材料的最大位移的图形表示图;

图 17 是根据本技术的实施例的组织的位移响应的深度相关性的示意性表示图;

图 18 是根据本技术的实施例的脉冲序列的交织的图;

图 19 是根据本技术的实施例的在受先前推动脉冲的影响的目标区域的组织放松之前将推动脉冲递送到目标区域的图;

图 20 是由通过具有变化的推动参数的推动脉冲而产生的切变波 (shear wave) 而导致的位移的示意性表示图;

图 21 是根据本技术的实施例的基于组织的位移响应来估计组织的非线性参数的图形表示; 以及

图 22 是根据本技术的实施例的用于对具有改变的硬度的区域成像的超声成像系统的示意性表示图。

具体实施方式

组织僵硬是疾病的公知制造者。使用无创诊断方法测量组织的硬度提供了检测疾病的发作或疾病存在的机会。如此处所使用的, 术语“硬度”指的是弹性体对由所施加的力引起的歪曲或变形的阻力。例如, 具有相对较高硬度的区域可能是癌症的警报信号。在另一个示例中, 当器官 (例如肝) 上形成癌性瘤时, 所感染的器官的至少一部分变得比周围组织更僵硬。正常的腺体组织和纤维组织以及管瘤和内管瘤表现出非线性特征。如果材料或组织表现出非线性的应力 - 应变关系, 这意味着组织的弹性模量随着所施加的压力而改变。对于不同的组织, 应力 - 应变曲线的形状可能不同, 该曲线提供了对照和组织辨别的来源。健康的组织可以表现出不同于疾病组织的应力 - 应变关系, 所以确定关于应力 - 应变曲线的信息能够使人发现疾病。

声辐射力脉冲成像是一种用来制造表示组织的硬度的图像的技术。如将会认识到的那样，基本 ARFI 脉冲序列允许将推动脉冲引起的位移确定为空间和时间的函数。在 ARFI 脉冲序列中，参考脉冲被递送或发射到目标区域以确定在干扰之前目标区域的位置。随后，推动脉冲被递送以使目标区域移位，接着是跟踪脉冲或一系列跟踪脉冲，从而确定目标区域的位移。然后映射目标区域的位移以确定区域具有变化的硬度。

本技术的实施例涉及使用超声成像来检测具有改变的硬度的区域。本技术可以用于诊断或病情预测用途。同样，超声成像可以是二维或三维成像。如此处所使用的，术语“具有改变的硬度的区域”指的是相对于平常的周围组织具有增加或减少了的硬度的区域。例如，具有改变的硬度的区域可以包括瘤、癌性组织、消融的组织（在消融治疗的情况下）、硬化的血管、相对于其他区域具有更大肌肉张力（tone）的肌肉组织、由图像中的具有更大位移的区域所指示的相对于其他区域具有更小硬度的区域。

在某些实施例中，用于检测具有改变的硬度的区域的超声成像方法包括：将参考脉冲递送到目标区域以确定所述目标区域的参考位置；然后将具有可变参数的第一值的第一推动脉冲发射到所述目标区域以将所述目标区域移位到第一移位位置；递送随后的跟踪脉冲以检测所述目标区域的第一移位位置；将具有所述可变参数的第二值的第二推动脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第二移位位置；以及递送第二跟踪脉冲或一系列跟踪脉冲以检测所述目标区域的第二移位位置。如此处所使用的，术语“目标区域”包括一个或多个弹性区域。如此处所使用的，术语“跟踪脉冲”可以或者使用单个脉冲或者使用一系列脉冲。在一个实施例中，目标区域可以包括生物组织。例如，目标区域可以包括肝组织、乳房组织、前列腺组织、甲状腺组织、淋巴结、脉管结构、肾等等。

在某些实施例中，作为暴露到具有可变参数的推动脉冲下的结果的目标区域的位移被检测。跟踪脉冲可以被递送到目标区域以评估作为递送推动脉冲的结果的目标区域的位移的变化。在一个实施例中，可以在由推动脉冲施加力的同时监视目标区域的位移。例如，通过交织推动脉冲和跟踪脉冲来监视位移。但是，在另一个实施例中，可以在推动脉冲的停止之后监视目标区域的位移。在该实施例中，可以在递送推动脉冲

之后递送跟踪脉冲或一系列跟踪脉冲。

在本技术的某些实施例中，可以在改变推动脉冲的一个或多个可变参数时重复脉冲序列。在这些实施例中，目标区域的非线性响应被映射到推动脉冲的可变参数。然后，这些非线性响应被用来辨别不同类型的组织。如下面将详细描述的那样，在本技术中，针对推动脉冲的可变参数映射目标区域的位移响应使得能够增强组织辨别。

现在返回到图 1，示出了说明在用于检测具有改变的硬度的区域的超声成像方法中递送脉冲序列的方法的流程图 10。脉冲序列的递送包括将参考、推动和跟踪脉冲递送到目标区域中。在所说明的实施例中，参考脉冲被用来确定没有受到干扰的组织的参考或初始位置（框 11），将具有可变参数的第一值的第一推动脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第一移位位置（框 12）。

接着，在过去足够的时间从而使得由第一推动脉冲引起的运动降低到预定水平之后；递送第一跟踪脉冲或跟踪脉冲序列以检测目标区域的第一移位位置（框 14）。可替换地，可以通过将第一跟踪脉冲与第一推动脉冲交织来检测所述目标区域的第一移位位置。使用一系列跟踪脉冲使得能够监视作为时间的函数的组织的位移。

尽管没有说明，但是在一个实施例中，在递送第二推动脉冲之前可以将附加的参考脉冲递送到组织以确定组织的位置是否已返回到静止状态和/或为该组织提供新的参考位置。

在框 16，将具有所述可变参数的第二值的第二推动脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第二移位位置。在一个实施例中，在由第一推动脉冲引起的运动减小到确定值之后，可以递送第二推动脉冲。接着，递送另一个推动脉冲或另一系列推动脉冲以检测目标区域的第二移位位置（框 18）。然后针对可变参数来映射由可变参数的值的变化而引起的目标区域的位移。

当递送具有一个可变参数（例如脉冲长度）的特定值的推动脉冲时，该推动脉冲施加能够使组织移位的辐射力。通过改变可变参数，该辐射力改变。这导致不同的位移，该不同的位移取决于两个特征：所施加的力和所述力所施加的组织。

在某些实施例中，如下面的非限制示例所述，可以改变推动脉冲的各种参数。在一个实施例中，可以改变推动脉冲的长度或推动脉冲群的

长度。对于一群推动脉冲，可以改变推动群的脉冲重复频率（PRF）。换句话说，可以改变推动脉冲的占空比。如此处所使用的，术语“脉冲重复频率（PRF）”指的是换能器阵列每秒发射的脉冲的数目。在另一个实施例中，可以改变推动脉冲的频率。如将会认识到的那样，声辐射力与组织的吸收系数成比例，并且吸收系数是频率的函数。改变推动脉冲的频率就改变由组织吸收的能量的量，并且由此改变所施加的力。在另一个实施例中，可以将推动脉冲的波形设计成优化用于给定应用的辐射力。这些设计可以包括非线性传播效应。例如，考虑到非线性传播效应，可以使得脉冲序列在期望的深度处施加力。在又一个实施例中，推动脉冲的可变参数包括幅度、峰值功率、平均功率、长度、频率、波形或其组合。如将在下面详细讨论的，在某些实施例中，可以改变推动脉冲的多于一个的可变参数来检测具有改变的硬度的区域。例如，可以改变推动脉冲的幅度，并且可以针对幅度值的变化来映射目标区域的位移。随后，可以改变推动脉冲的脉冲长度，并且可以针对该脉冲长度值的变化来映射目标区域的位移。

跟踪脉冲的脉冲重复频率（PRF）确定位移数据的采样频率。使用一系列跟踪脉冲来提供数据，这使得能够计算作为时间的函数的参数。例如，该数据可以被用来使得能够计算相对于时间的最大位移、组织放松到其原始位置所用的时间、该位移的导数（速度）和其他与位移相关的参数。该数据连同参考数据一起可以被用来滤出不期望的组织运动。

对于变化的参数的每个值（例如对于所有不同的脉冲长度），可以重复块 12-18 的过程。随后，通过使用所述数据，对于每个推动位置和可变参数的值可以生成相对于时间的一系列位移。这些位移被映射以确定组织的非线性行为。

在所有实施例中，在递送推动脉冲和跟踪脉冲之前，可以将参考脉冲递送到目标区域以检测目标区域的初始的未移位的位置。在该实施例中，然后通过将初始位置与通过第一跟踪脉冲所检测的第一移位位置进行比较，来计算目标区域的位移位置。在关注的方向上递送或发射参考脉冲。参考脉冲可以是通常在 B-mode（B-模式）或彩色多普勒成像中使用的标准超声脉冲。如此处所使用的，术语“标准超声脉冲”指示脉冲的长度和幅度与在形成 B-mode 或彩色多普勒图像时所使用的脉冲的长度和幅度相同。这些标准脉冲具有比在现有技术中使用的推动脉冲低

得多的幅度和短得多的长度。可以基于所期望的结果来选择参考脉冲。例如，对于鲁棒性位移测量可以使用较长的脉冲。但是，如果需要轴向分辨率则可以使用短脉冲。

在某些实施例中，可以同时检测多于一个的目标区域。在这些实施例中，在这些目标区域处可以同时递送推动脉冲和跟踪脉冲。在此处应用被用来对更大的感兴趣的区域以更少的发射事件来产生图像的技术，如同它们在更标准的成像技术中一样。这些技术包括多线路发射，其中对于单个发射或一组发射产生多于一个的束。这通过发射被配置成激励更大区域的宽束或同时向多个区域发射，或者通过紧接着向多个区域发射来完成。

图 2 说明了用于显示具有改变的硬度的目标区域的图像的流程图 20。根据所说明的实施例，为了映射组织的非线性响应，改变推动脉冲的参数。在框 22 处，递送具有多个推动脉冲的脉冲序列，所述多个推动脉冲具有一个或多个可变参数的不同的值。在一个实施例中，在第一目标区域处递送具有一个可变参数的推动脉冲，同时在移动到第二目标区域之前将推动脉冲的该可变参数的值逐渐从初始值改变成确定值。在另一个实施例中，具有可变参数的相同值的推动脉冲可以被递送到不同的目标区域。随后，可以将推动脉冲的可变参数的值变成下一值，并且然后将具有可变参数的下一值的推动脉冲递送到所述目标区域。此处所描述的技术要求将多个脉冲递送到每个位置，所述多个脉冲包括推动脉冲和跟踪脉冲。如将会认识到的那样，在标准彩色流成像中，将多个脉冲递送到相同的位置以确定目标的速度。在本技术的实施例中，可以以交织在彩色血流成像中的使用方式相似的方式来使用交织。如此处所使用的，术语“交织”包括这样的过程：将多个脉冲连续地递送到多个目标区域，并且随后改变推动脉冲的至少一个可变参数，并且对于相同的目标区域组递送变化后的推动脉冲。在某些实施例中，交织过程可以应用于此处所描述的非线性位移映射脉冲。在本技术中，交织可能是有益的，因为如果将大且长的推动脉冲重复地施加到相同的位置会出现组织发热。对于可变参数的所有确定的随后的值，可以继续改变可变参数的值并递送具有改变后的可变参数的推动脉冲的过程。在一个实施例中，交织可以包括将推动脉冲断开成多个脉冲，并且在这多个脉冲之间递送跟踪脉冲，由此使得用户能够在推动目标区域的同时观察该目标区

域的位移。如在图 18 中详细描述的那样，在另一个实施例中，交织可以包括在跟踪和推动脉冲没有被递送到第一位置的时间间隙中在其他位置处递送脉冲序列。通常，脉冲序列到特定目标区域的递送之间的时间间隙或者被浪费或者被用来冷却超声探头或组织，然而，该时间间隙可以被用来在不同于特定目标区域的位置处递送脉冲序列。在又一个实施例中，交织包括：在改变可变参数的同时在单个目标区域处递送脉冲序列，以及随后移动到下一个目标区域，或在将可变参数变成下一值并再次将具有可变参数的第二值的脉冲序列递送到所有目标区域之前，将具有可变参数的特定值的脉冲序列递送到所有目标区域。

如将关于图 3-8 详细描述的那样，在一个实施例中，可以改变推动脉冲的幅度。如此处所使用的，术语“幅度”包括峰值压力或均方根（RMS）压力、或施加到换能器的峰值或 RMS 电压或电流、或所递送的峰值或平均功率。

在框 24 处，收集数据，并且针对可变参数来分别映射每个目标区域的位移。应该注意，除了某些组织的非线性行为之外，成像系统本身可以以非线性的方式来响应。因此，所有非线性行为不能直接归因于组织。这些系统非线性需要被特征化，以便于适当地解释所收集的数据。例如，换能器的输出不能直接与输入电信号成比例。在这种情况下，改变电激励的幅度不会导致所发射的波形的线性变化。如果不考虑换能器的输出的不成比例的响应，则它将被误解为组织或材料中的非线性。

在框 26 处，基于针对（多个）改变后的参数的响应来特征化目标区域的组织。此外，也可以将具有另一个推动脉冲参数的变化值的推动脉冲递送到目标区域，并且针对一个或多个推动脉冲参数来映射目标区域的位移，以增加关于被成像的组织材料特性的信息。例如，以不同的推动脉冲重复频率和不同的幅度来激励组织以获得有关组织的作为频率的函数的非线性响应的信息，这是有用的。在一个示例中，对于推动脉冲改变幅度和 PRF 二者。在框 28 处，使用所获取的数据来产生所扫描的目标区域的图像。如将认识到的那样，需要表示数据的用于每个位置的标量值以制成图像。这可以通过创建将该数据作为输入并且具有用于每个位置的标量输出的函数来完成。例如，可以使用数学模型来拟合位移，并且可以创建模型参数的图像。在一个实施例中，目标区域的位移是输入，模型拟合是函数，所显示的输出是模型参数。

图 3 到图 8 说明了可以被递送到一个或多个目标区域以获得关于该目标区域的组织的不同脉冲序列。在图 3 到图 8 中所讨论的具体实施例仅是脉冲序列的示例性实施例，并且不限制本技术的范围。此外，所说明的脉冲序列可以被递送到单个目标区域。可替换地，可以将脉冲序列递送到两个或更多个目标区域。

现在参考图 3，脉冲序列 32、40 和 50 的每个脉冲序列包括参考脉冲、跟踪脉冲和推动脉冲。在参考脉冲 34、42 和 52 以及跟踪脉冲 38、46 和 56 的特征（例如幅度、频率等等）在三个序列 32、40 和 50 中被分别保持不变的时候，推动脉冲 36、44 和 54 的幅度从序列 32 到序列 50 逐渐减小。在所说明的实施例中，可以在一个或多个目标区域处递送序列 32、40 和 50。在当前预期的实施例中，目标区域的位移被作为推动脉冲幅度的函数来计算。

在图 4 所说明的实施例中，分别改变脉冲序列 68、70 和 72 的推动脉冲 62、64 和 66 的长度。与图 3 的脉冲序列一样，在所说明的实施例中，分别将序列 68、70 和 72 的参考脉冲 74、76 和 78 和跟踪脉冲 80、82 和 84 保持不变。将目标区域的位移作为推动脉冲 62、64 和 66 的长度的函数来计算。

现在转向图 5，分别改变脉冲序列 92、94 和 96 的推动脉冲 86、88 和 90 的脉冲重复频率（PRF）。以多个群 98 和 100 的形式以由 PRF 决定的间隔分别递送推动脉冲 88 和 90。多个群 98 和 100 的每个群包括一起分别形成推动脉冲 88 和 90 的多个脉冲。将参考脉冲 102、104 和 106 以及跟踪脉冲 108、110 和 112 保持不变。

图 6 说明了推动脉冲的变化的另一个示例。在所说明的实施例中，在脉冲序列 122、124 和 126 之间分别改变推动脉冲 114、116 和 120 的频率。将参考脉冲 128、130 和 132 以及跟踪脉冲 134、136 和 138 保持不变。

图 7 说明了在脉冲序列 146、148 和 150 之间分别改变推动脉冲 140、142 和 144 的波形的实施例。将参考脉冲 152、154 和 156 以及跟踪脉冲 158、160 和 162 保持不变。

图 8 说明了对扫描序列进一步增强以改善在存在呼吸运动、心脏运动或其他运动时的性能。在该实施例中，如在其他实施例中一样使用推动脉冲的可变参数值。然而，改变的参数的特定值被选为参考值，并且

顺序地发射成对的可变参数值。使得可变参数对中的一个可变参数成为参考值，并且改变该对中的另一个可变参数的值。将由该对所导致的位移进行比较，这给出针对参数的所引用的改变的值的位移相对于针对参数的参考值的位移的相对差或比值。以这种方式，如果存在运动或缓慢变化，则影响被减小，因为利用所递送的在时间上接近的值来进行比较。通过在每对中重复相同的发射序列，可以归一化其他效应。例如，如果在参考中观察到趋向（trend），则可以从成对的发射中除去该趋向。

在所说明的实施例 中，所述脉冲序列是用于单个位置。然而，在一些实施例中，也可以对两个或更多个位置重复脉冲序列以形成图像。如将在下面所讨论的那样，可以以不同的方式将脉冲序列递送到两个或更多个不同的位置。同样，在这些实施例中，可以根据应用来改变脉冲序列。在一些实施例中，这些变化可能影响可以被获取的数据的质量和类型。

图 9-12 说明了在推动脉冲的长度发生变化的情况下目标区域的位移响应。在所说明的实施例中，使用了示例脉冲序列，该脉冲序列利用具有变化的长度的推动脉冲。在所说明的实施例中，ARFI 扫描序列被重复了四次，然而，与传统的 ARFI 扫描序列不同，推动脉冲参数（长度）每次都改变。在所说明的实施例中，推动脉冲的长度每次都减小。

现在参考图 9-12，图 9 说明了具有参考脉冲 222、推动脉冲 226 和跟踪脉冲 228 的脉冲序列。附图标记 224 表示推动脉冲 226 的长度。曲线图 230 表示目标区域的位移。横坐标 232 表示时间，纵坐标 234 表示目标区域的位移。随着推动脉冲的长度逐渐减小，由这些推动脉冲引起的峰值位移会减小，如分别在曲线图 240、246 和 252 中所表示的那样。如所说明的，推动脉冲 236 具有长度 238；推动脉冲 242 具有长度 244；推动脉冲 248 具有长度 250。在当前预期的实施例中，在递送下一推动脉冲之前，允许目标区域的位移返回到静止位移（resting displacement）。

图 13 说明了针对图 9 到图 12 的推动脉冲长度的变化的目标区域的位移的位移曲线图。横坐标 254 表示推动脉冲的长度，纵坐标 256 表示目标区域的最大位移。曲线 266 上的点 258、260、262 和 264 分别表示在施加图 9、图 10、图 11 和图 12 的推动脉冲时目标区域的位移。在所说明的实施例中，将目标区域的位移作为来自图 9 到图 12 的位移曲线

的最大位移或峰值。如曲线 266 所示出的那样，该材料显示出非线性响应。对于小的推动脉冲长度或小的位移，最初存在线性响应。然而，随着脉冲长度的增加，最大位移比根据之前的数据点的线性外插小。换句话说，随着材料被声脉冲越来越多地推动，其变得更“僵硬”了。这一现象有时被称为应变硬化。该曲线的形状以某种方式表现材料的特性，或至少提供与其他材料的对比的可能的来源。

图 14 示出了具有两种不同材料特征的目标区域的位移响应。横坐标 268 表示推动脉冲的长度，纵坐标 270 表示目标区域对于每次递送一个的四个脉冲序列的最大位移，其中对于每个脉冲序列推动脉冲长度变化。曲线图 272 表示第一材料的响应，曲线图 274 表示第二材料对脉冲序列的响应。如曲线图 272 和 274 所示出的那样，每种材料表现出对改变的推动脉冲长度的不同非线性响应。尽管，最初第一和第二材料具有对于低推动脉冲长度的相似位移。然而，随着推动脉冲长度的增加，这两种材料以非线性方式表现，并且产生比低推动脉冲长度数据的线性外插小的位移。两条曲线 272 和 274 可以用来在两种材料之间进行辨别。

图 15 示出了材料的响应曲线 280，其表现了在推动脉冲的长度变化的情况下的位移的线性响应，而响应曲线 282 示出了另一种材料的非线性响应。横坐标 276 表示推动脉冲的长度，纵坐标 278 表示目标区域对于每次递送一个的四个脉冲序列的最大位移，其中对于每个脉冲序列推动脉冲长度会变化。如将会认识到的那样，通常多种线性材料在位移与推动脉冲长度的关系的线中表现出不同的斜率。然而，如点 284 所表示的那样，在给定的推动脉冲长度 $L1$ 处（由附图标记 286 表示）线性材料和非线性材料具有相似的位移。因此，如果在推动脉冲长度 $L1$ 处取得位移响应，则线性材料和非线性材料可能被不正确地识别为相同的材料。然而，通过在推动脉冲的变化的长度处取得两种材料的位移响应，可以正确地识别这两种材料。

图 16 是说明基于非线性响应的组织辨别的示例。横坐标 290 表示推动脉冲的长度，纵坐标 292 表示目标区域对每次递送一个的四个脉冲序列的最大位移，其中对于每个脉冲序列推动脉冲长度会变化。在所说明的实施例中，曲线 294 表示浸润性导管癌（IDC）或癌性组织的位移响应，曲线 296 表示健康组织的位移响应。如所说明的，IDC 组织比下面的健康组织更加非线性。因此，可以通过定性出组织遵循哪条位移曲

线来将病变组织与他们的健康的对应物 (counterpart) 相区别。

到目前为止所讨论的组织的位移响应表示空间上特定点处的位移。然而, 对于所递送的每个跟踪脉冲来说, 可以计算作为深度的函数的位移。因为辐射力与超声强度成比例, 并且强度随着所发射的推动脉冲的深度而变化, 所以辐射力也随着媒质中组织的深度而变化。图 17 说明了目标区域中组织的位移响应的深度相关性的示例。为了生成非线性响应的图像, 应该考虑组织的位移响应的深度相关性。箭头 301 表示媒质中深度增加的方向。如所说明的, 对于具有确定推动脉冲长度的给定推动脉冲等高线 (contour) 300, 所得到的力在推动脉冲的焦深 (focal depth) 302 处最大, 并且在该焦点之前和之后下降。相应地, 组织 304 具有位移曲线 306, 与分别具有位移曲线 316、318、320 和 322 的其他组织 308、310、312 和 314 相比其具有最大的峰值。利用时间作为横坐标和最大位移作为纵坐标来绘制位移曲线 306、316、318、320 和 322。对于不同的深度, 组织的最大位移对推动脉冲可变参数 (例如长度) 的关系图会看起来不同, 甚至对于同质材料也不同。这是因为对于相同的推动脉冲, 不同的深度被暴露在不同的推动幅度下。如将会认识到的那样, 聚焦和组织衰减将影响所经受的作为深度的函数的辐射力。

可以以各种方式解决深度相关性对来自组织的位移响应的影响。在一个实施例中, 可以使用多于一个的焦区, 其中假设在焦点附近力是相似的。通过比较位于相同深度处 (以及由此具有类似的力) 的来自相邻束的不同组织, 可以解决深度相关性的问题。但是焦区数目的增加可能导致增加的组织和换能器发热以及减少的帧速率。有利的是, 通过增加焦距比数 (f-number) (焦深和孔径尺寸的比) 可以使得焦点的景深变大。这使得所需的焦区的数目略微减少。在另一个实施例中, 可以使用幻影 (phantom) 实验来校准作为深度函数的力。对作为深度的函数的力的校准实现了较少的发射, 同时依赖于从幻影数据得到的校正。在又一个实施例中, 处理所记录的位移的算法可以更有能力。用于拟合数据的模型可以包括这些效应。

通常, 在递送跟踪脉冲和开始下一脉冲序列之间存在空载时间。在一些实施例中, 来自两个或更多个目标区域的参考脉冲、推动脉冲和跟踪脉冲被交织, 从而可以同时收集来自两个或更多个位置的数据。应该注意, 在这些实施例中, 两个或更多个目标区域中的每个目标区域应该

被间隔得足够远,以最小化目标区域之间的切变波的相互作用。而且,期望目标区域被定位成分开一些距离以减少组织发热或减少递送之间的时间,从而使得可以在不必等待目标区域的运动返回到平衡态的情况下递送下一脉冲序列。在图 18 所说明的实施例中,在第一目标区域处递送脉冲序列 324,在第二目标区域处递送脉冲序列 326。如所说明的,脉冲序列 324 包括参考脉冲 328、推动脉冲 330 和跟踪脉冲 332。脉冲序列 326 包括参考脉冲 334、推动脉冲 336 和跟踪脉冲 338。跟踪脉冲 324 和 326 的不同脉冲与相应的脉冲相交织。例如,参考脉冲 328 和 334 彼此相交织以形成交织的参考脉冲 342,如附图标记 344 所指示的那样推动脉冲 330 和 336 彼此交织,如附图标记 340 所指示的那样跟踪脉冲 332 和 338 彼此相交织。在当前预期的实施例中,在第一目标区域处递送参考脉冲 328,之后在第二目标区域处递送参考脉冲 334。接着,在第一目标区域处递送推动脉冲 330,之后在第二目标区域处递送推动脉冲 336。随后,在第一目标区域处递送跟踪脉冲 332,之后在第二目标区域处递送跟踪脉冲 338。类似地,在两个目标区域处,可以逐次递送随后的推动脉冲和跟踪脉冲。应该注意可以交织两个或更多个脉冲序列。

在图 19 所说明的实施例中,针对两个随后的脉冲序列说明了组织的位移响应。最初,递送参考脉冲 348 以确定目标区域的初始位置。接着,在目标区域处递送具有脉冲长度的第一值的推动脉冲 350,后面是跟踪脉冲 352。如相对于时间(横坐标 360)表示最大位移(纵坐标 362)之间的关系的曲线图 358 所说明的那样,第一推动脉冲产生目标区域的最大位移 364。在目标区域的组织从第一推动脉冲 350 的影响放松下来之前,递送第二推动脉冲 354。在等待组织放松之前以这样更短的时间间隔发送推动脉冲使得能够在更短的时间段内收集目标区域的更多位移值。曲线图 358 的点 366 说明作为第二推动脉冲 354 的结果的目标区域的位移。

在某些实施例中,在目标区域处递送推动脉冲,这产生远离推动位置而行进的切变波。针对稍微远离推动区域的一个或多个位置跟踪产生的切变波位移响应。由这些切变波产生的位移也将是可变推动脉冲参数的非线性函数。可以随着时间的推移超声跟踪在附近位置的组织的所产生的位移。使用响应于激励区域之外的切变波的峰值位移或峰值时间或

者其他参数来表征材料特性。在一些实施例中，可以改变切变波的波特特性。在这些实施例中，可以改变幅度、峰值功率、平均功率、长度、频率、波形或其组合。

现在转向图 20，被配置成递送脉冲序列 368 和 382 的换能器探头 361 被设置成极靠近对象 363。换能器探头 361 将脉冲序列 368 和 382 递送到推动位置 365。在所说明的实施例中，脉冲序列 368 包括参考脉冲 370、生成相应的切变波（未示出）的推动脉冲 372 以及跟踪脉冲 374。类似地，脉冲序列 382 包括参考脉冲 384、生成相应的切变波（未示出）的推动脉冲 386 以及跟踪脉冲 388。在某些实施例中，具有不同的可变参数值的推动脉冲可以产生相应的切变波，它们在至少一个波特特性上彼此不同。在这些实施例中，可以通过产生具有不同波特特性的切变波以及在跟踪区域之外的区域中跟踪相应位移来确定材料的非线性参数。在当前预期的实施例中，推动脉冲 386 具有比推动脉冲 372 更短的长度。在所说明的实施例中，在推动位置 365 处递送脉冲序列 368 和 382，由相应的切变波引起的作为结果的最大位移在对象 363 内但在推动位置 365 之外的单独位置处被跟踪，被测量。位置 367 可以处于或者可以不处于与递送脉冲序列 368 和 382 的位置 365 相同的深度（由箭头 369 表示）。利用表示时间的横坐标 376 和表示位于推动位置 365 之外的区域 367 中的位移的纵坐标 378 来绘制曲线图 380 和 390。如所说明的，在产生切变波和在位于推动位置或目标区域 365 之外的区域 367 中跟踪由该切变波引起的位移之间存在时间延迟 381 和 391。

在一个实施例中，目标区域的响应可以包括位移响应或应变响应、应变率响应或 B 模式幅度的变化。应该注意，到目前为止所提到的许多实施例依赖于对由推动脉冲产生的位移的计算。给定推动之前和推动之后的数据，能够计算位移和/或应变。可以用来计算位移响应、应变响应、应变率响应或 B 模式幅度的变化的技术可以包括斑 (speckle) 跟踪技术、累计绝对差、迭代相位调零 (phase zeroing)、直接应变估计量、交叉相关以及自相关技术。

尽管大多数实施例描述了针对脉冲序列的组织的位置响应。但是还可以使用组织的其他响应（例如应变、应变率和跟踪脉冲的回波的幅度变化）来研究组织特性。在获得关于每个目标区域的时间和位移的数据之后，可以计算与组织的非线性特性相关的参数。尽管存在可以进行非

线性参数估计的许多方式，但下面描述了示例性算法。

在一个实施例中，提供了作为可变脉冲参数（例如推动脉冲的幅度）的函数的组织的位移响应。等式 1 示出了辐射力。

$$f = \alpha I / c \quad \text{等式 1}$$

其中， f 是每体积（volume）的力， I 是声音的强度。 α 是组织的吸收系数，并且 c 是组织中的声音的速度。

在等式 1 中示出的力是瞬时体力。随着推动脉冲的幅度的变化，声辐射的强度会变化，从而力会变化。因此，绘制作为推动脉冲幅度的平方的函数的位移提供了与作为力的函数的位移相关的函数。

接着，将位移与脉冲强度的关系拟合到等式 2 给出的形式的函数。

$$p = Cx^n \quad \text{等式 2}$$

其中， p 是脉冲强度（与所施加的力成比例）， C 是曲线参数， n 是曲线参数， x 是组织的最大位移。图 21 利用表示推动力（ f ）的横坐标 402 和表示组织的位移的纵坐标 404 示出了这类曲线 392、394、396、398 和 400 的成员。然后，参数 C 和 n 可以制成可以提供对比的图像。

在另一个实施例中，通过在等式 3 中表示的形式的函数来给出位移。

$$x = \alpha p + \beta p^2 + O^3 \quad \text{等式 3}$$

其中， p 是推动脉冲的强度， x 是组织的最大位移， α 和 β 是曲线的拟合参数（线性项系数和平方项系数）。 O^3 表示 p 立方以及更多的更高阶项。可以使用标准的回归技术来找出 α 和 β 。

在一个实施例中，可以使用 FEM 模型来拟合数据。FEM 模型应该尝试确定基础的材料常数。在另一个实施例中，制作更简单的模型来拟合所收集的数据。存在一些简化的非线性弹性模型。每个模型具有其自身的参数组或必须被选择用来匹配所获取的数据的物理特性。拟合模型暗示着找到产生所测量的结果的一组模型参数。然后这些参数被用作成像功能。

在这些示例的每个示例中，使用推动脉冲的强度，但也可以使用变化的其他参数，例如脉冲长度。

一旦根据数据已计算或确定了非线性参数，就可以生成一个或一些参数的图像。在一个实施例中，参数的函数可以制成图像。在一个示例中，如果等式 2 被用来拟合数据，则可以制造参数 C 的图像和参数 n 的

图像。在另一个示例中，如果等式 3 被用来拟合数据，则可以制成 α 或 β 的图像。

图 22 说明了具有换能器阵列 408 的超声成像系统 406。换能器阵列 408 可以是一维的或二维的阵列。换能器阵列 408 可以涉及包括一个或多个目标区域的二维平面。可以使用换能器阵列 408 来递送参考脉冲、推动脉冲和跟踪脉冲。典型地，在递送脉冲的时候换能器阵列 408 与对象物理接触。用于递送脉冲的发射电路 410 与换能器阵列 408 在操作上相关联。接收电路 412 与换能器阵列在操作上相关联以从目标区域接收信息。发射电路 410 和接收电路 412 二者电耦合到控制器 414。控制器 414 控制脉冲序列、推动脉冲的可变参数和其他变量（例如跟踪脉冲的 PRF、在递送推动脉冲之后递送跟踪脉冲的时间）。此外，控制器 414 也组织从跟踪区域接收到的信息。从目标区域接收的信息可以被存储在存储器设备 416 中，以便在稍后被及时处理。在一个示例中，存储器设备 416 可以包括随机存取存储器，然而，可以使用其他存储器设备。存储器设备 416 可以用来存储诸如目标区域的初始位置和目标区域的移位位置之类的信息。然后，信号处理单元 418 处理存储在存储器设备 416 中的信息。可替换地，信号处理单元可以直接使用来自控制器 414 的信息来为目标区域生成图像。使用显示设备 420（例如监视器）来显示经过处理的图像。尽管未说明，但可以代替显示设备 420 使用用于目标区域的位移的点测量的测量设备。在图 22 中示出的某些元件可以被省略，或者某些元件的功能可以与其他元件相组合。例如，信号处理单元 418 可以被提供为控制器 414 的一部分。

一般来说，可以使用本技术来评估组织或适于超声成像并且可以经受超声成像的声辐射的任何其他材料的机械特性。例如，动脉硬化的特征，其可以指示动脉粥样硬化病的程度；肌肉张力的评估，其对确定治疗女性骨盆底并发症的进程很重要；以及评估肾的硬度，其可以指示肾移植的存活能力。此外，本技术可以对人类对象实施以用于诊断或病情预断目的，并且可以在诸如狗和猫之类的动物对象上实施以用于兽医目的。在用于肝癌的射频（RF）消融治疗中本技术也是有用的，其中可以实时监视治疗的进展。

虽然仅在此处说明并描述了本发明的某些特征，但是本领域技术人员将会想到许多修改和变化。因此，应该理解所附的权利要求打算覆盖

所有这样的落入本发明真正精神内的修改和变化。

元件列表

10 流程图

12 - 18 包括在流程图 10 中的步骤

20 流程图

22 - 30 包括在流程图 10 中的步骤

32 脉冲序列

34 参考脉冲

36 推动脉冲

40 脉冲序列

42 参考脉冲

44 推动脉冲

50 脉冲序列

52 参考脉冲

54 推动脉冲

62 推动脉冲

64 推动脉冲

66 推动脉冲

68 脉冲序列

70 脉冲序列

72 脉冲序列

74 参考脉冲

76 参考脉冲

78 参考脉冲

80 跟踪脉冲

82 跟踪脉冲

84 跟踪脉冲

86 - 90 推动脉冲

92 - 96 脉冲序列

98 - 100 群

102 - 106 参考脉冲

108 - 112 跟踪脉冲

114 - 120 推动脉冲
122 - 126 脉冲序列
128 - 132 参考脉冲
134 - 138 跟踪脉冲
140 - 144 推动脉冲
146 - 150 脉冲序列
152 - 156 参考脉冲
158 - 162 跟踪脉冲
222 参考脉冲
226 推动脉冲
228 跟踪脉冲
230 曲线图
232 横坐标
234 纵坐标
236 推动脉冲
238 推动脉冲的长度
242 推动脉冲
244 推动脉冲的长度
246 曲线图
248 推动脉冲
250 推动脉冲的长度
252 曲线图
254 横坐标
256 纵坐标
258 - 264 曲线上的点
266 曲线
268 横坐标
270 纵坐标
272 - 274 曲线图
276 横坐标
278 纵坐标
280 响应曲线

282 响应曲线
284 点
286 推动脉冲长度
290 横坐标
292 纵坐标
294 - 296 曲线
300 推动脉冲等高线
301 深度
302 焦深
304 组织
306 位移曲线
308 - 314 组织
316 - 322 位移曲线
324 脉冲序列
326 脉冲序列
328 参考脉冲
330 推动脉冲
332 跟踪脉冲
334 参考脉冲
336 推动脉冲
338 跟踪脉冲
342 参考脉冲
344 推动脉冲
346 跟踪脉冲
348 参考脉冲
350 推动脉冲
352 跟踪脉冲
358 曲线图
360 横坐标
362 纵坐标
364 最大位移
366 曲线图上的点

368 脉冲序列
370 参考脉冲
372 切变波
374 跟踪脉冲
376 横坐标
378 纵坐标
382 脉冲序列
384 参考脉冲
386 切变波
388 跟踪脉冲
368 脉冲序列
370 参考脉冲
372 切变波
374 跟踪脉冲
392 - 400 曲线
402 横坐标
404 纵坐标
406 成像系统
408 换能器阵列
410 发射电路
412 接收电路
414 控制器
416 存储器设备
418 信号处理单元
420 显示设备

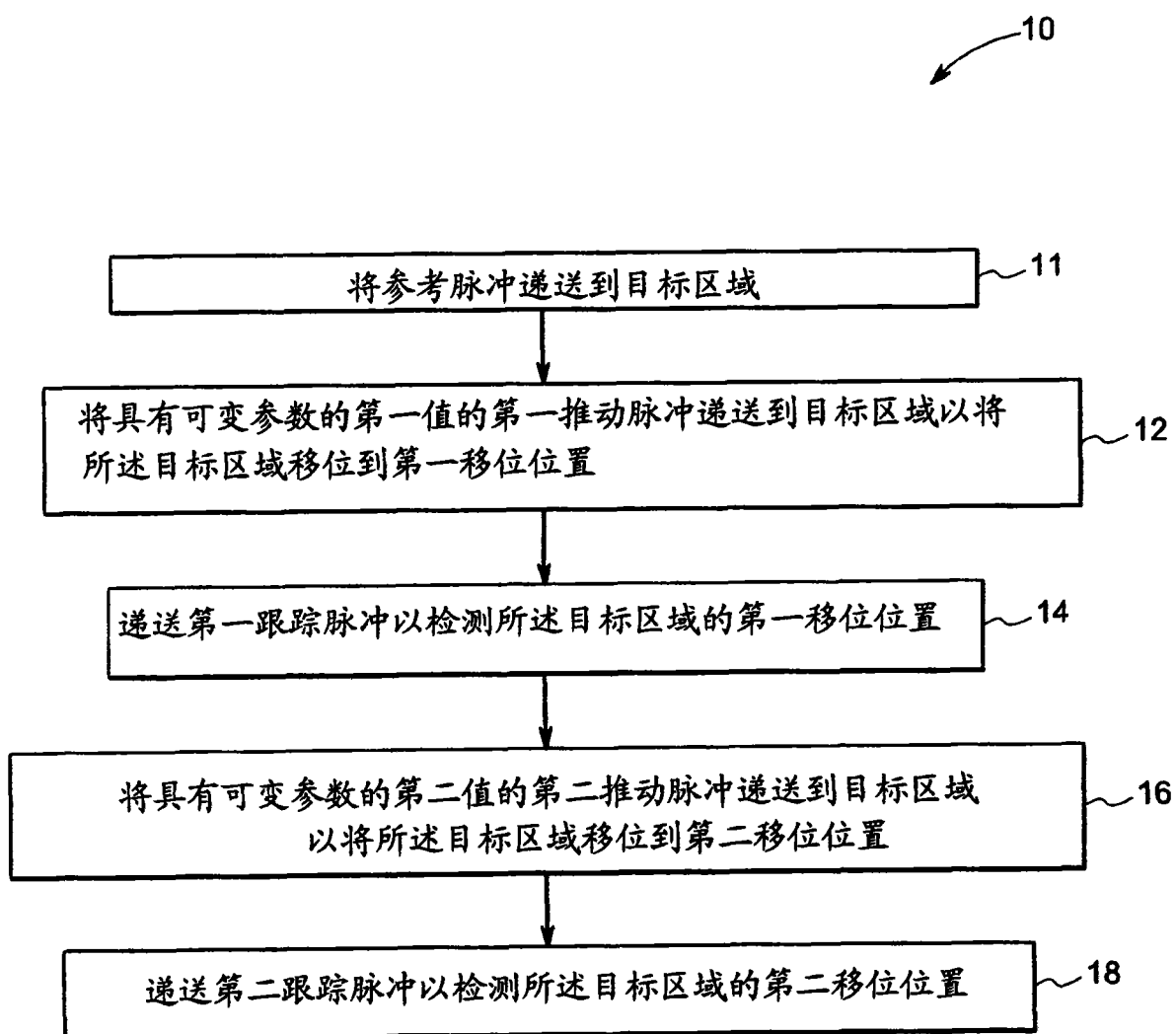


图 1

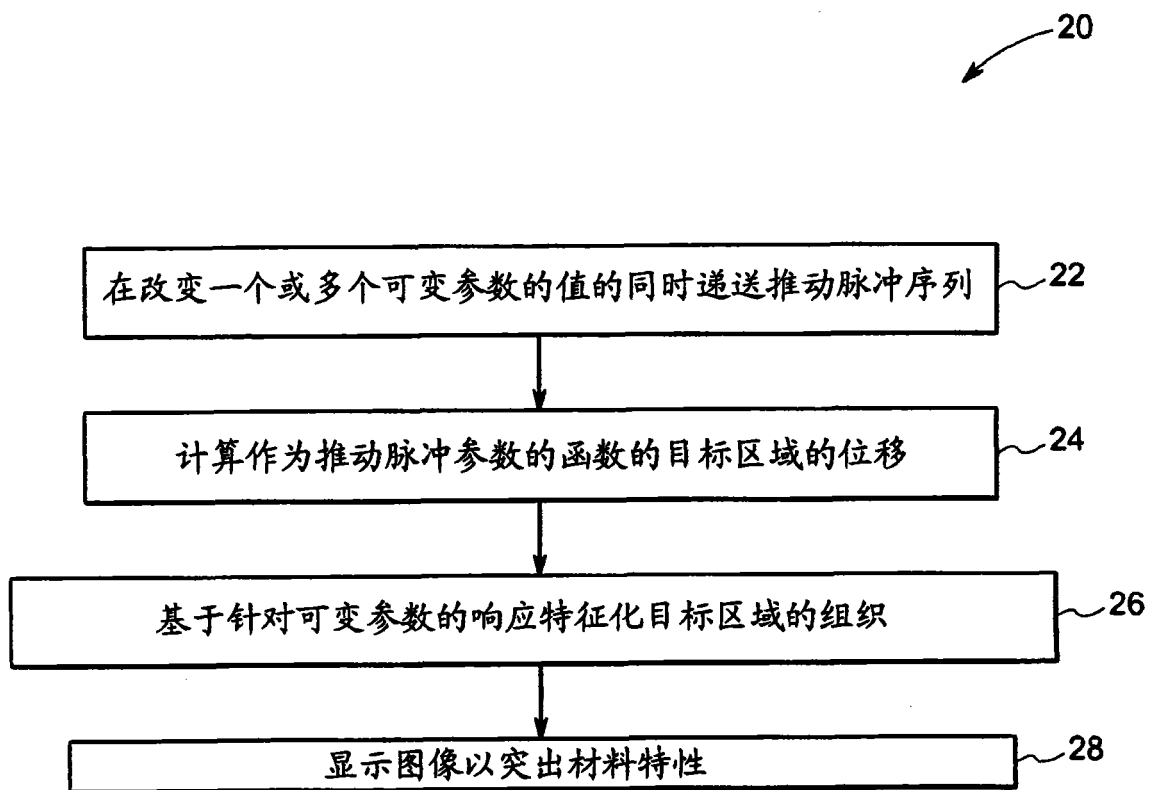


图 2

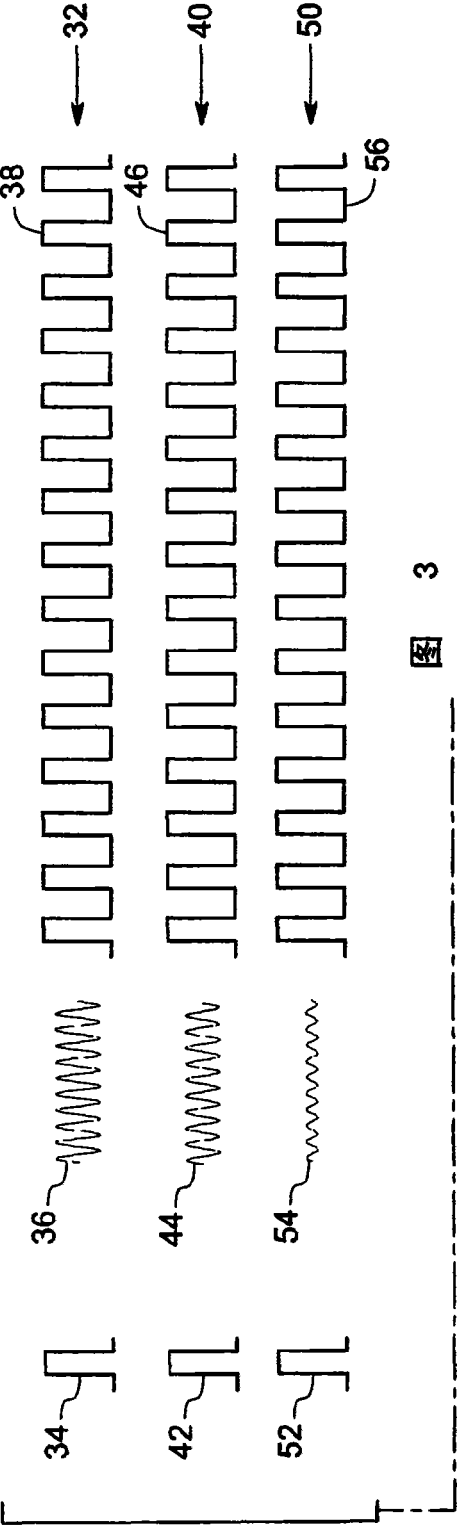


图 3

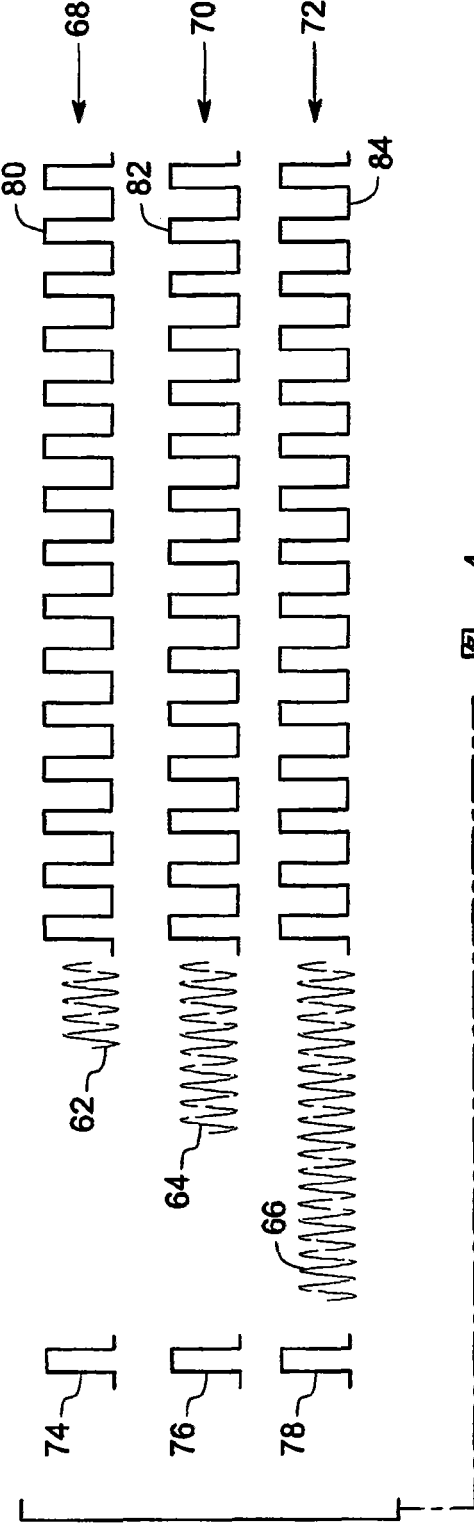
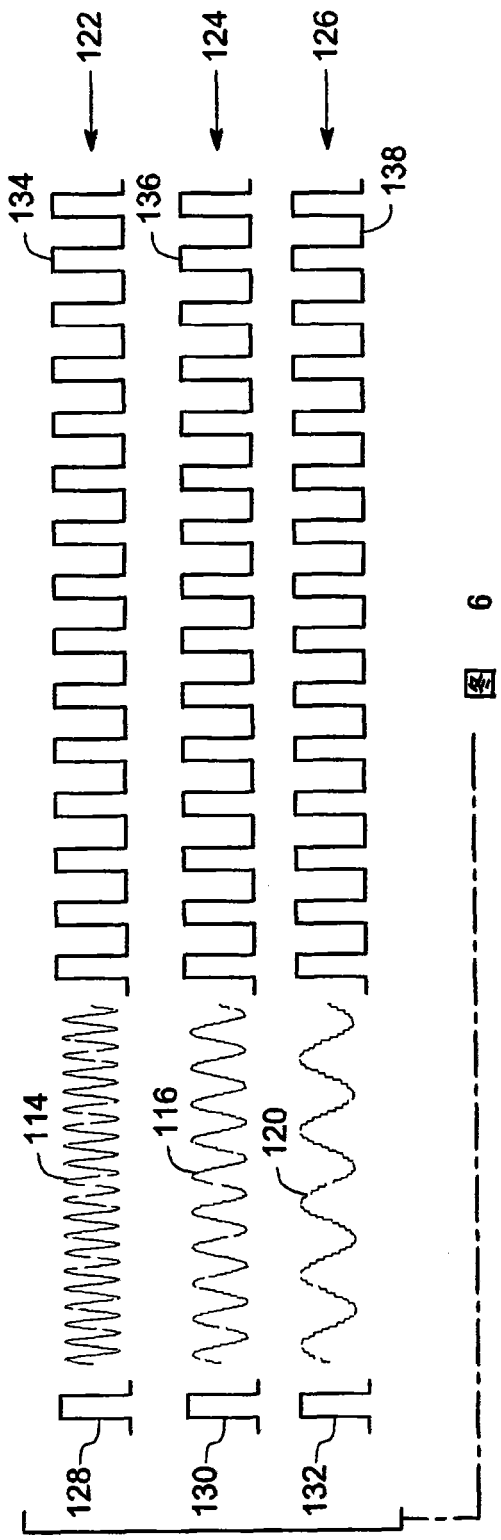
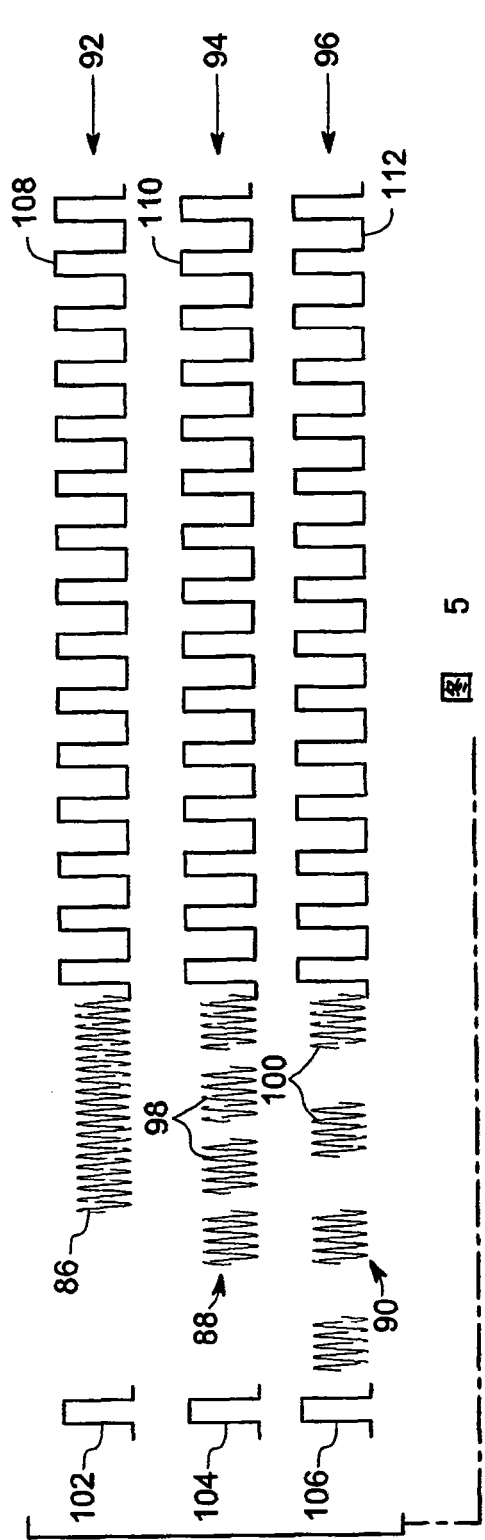


图 4



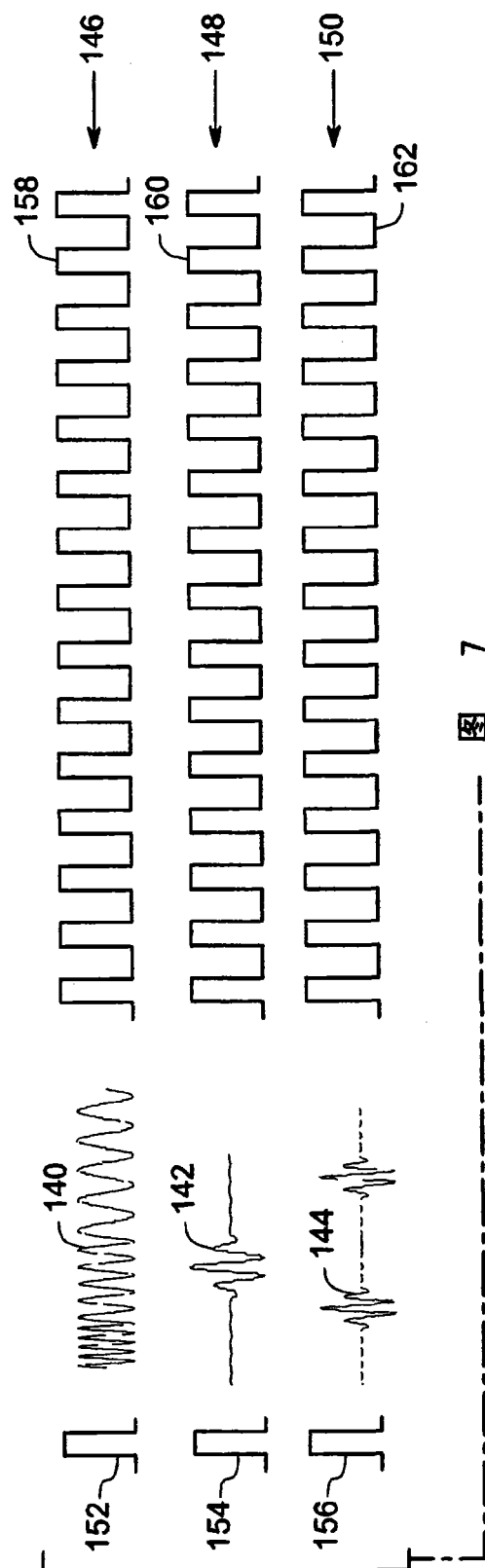
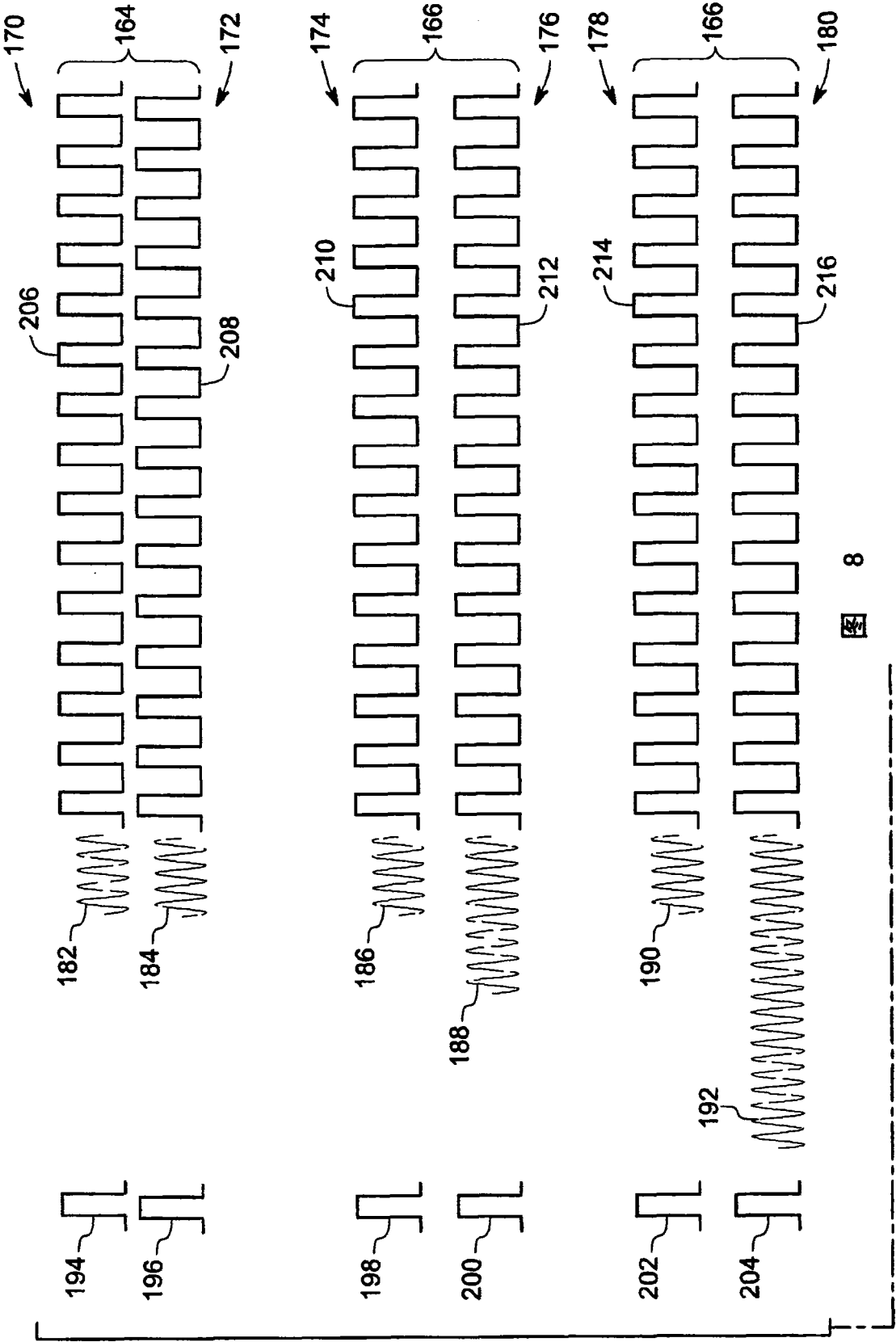


图 7



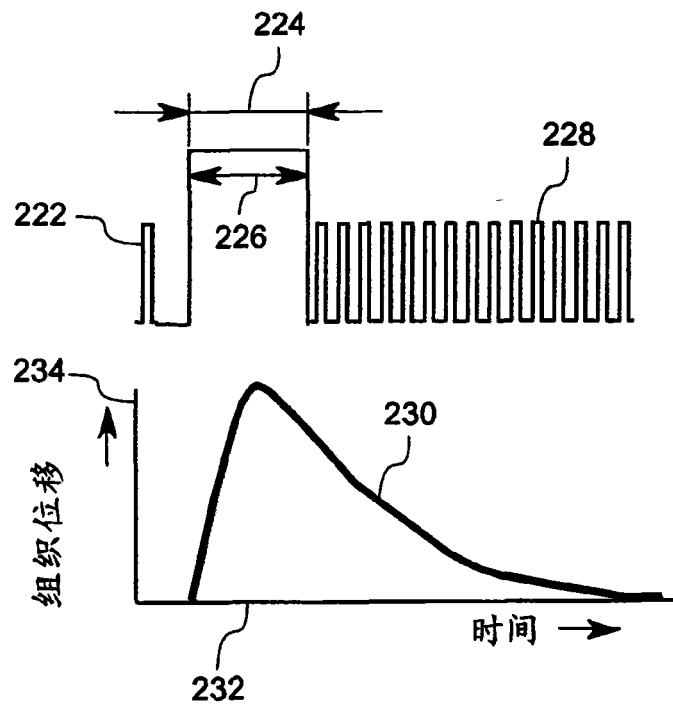


图 9

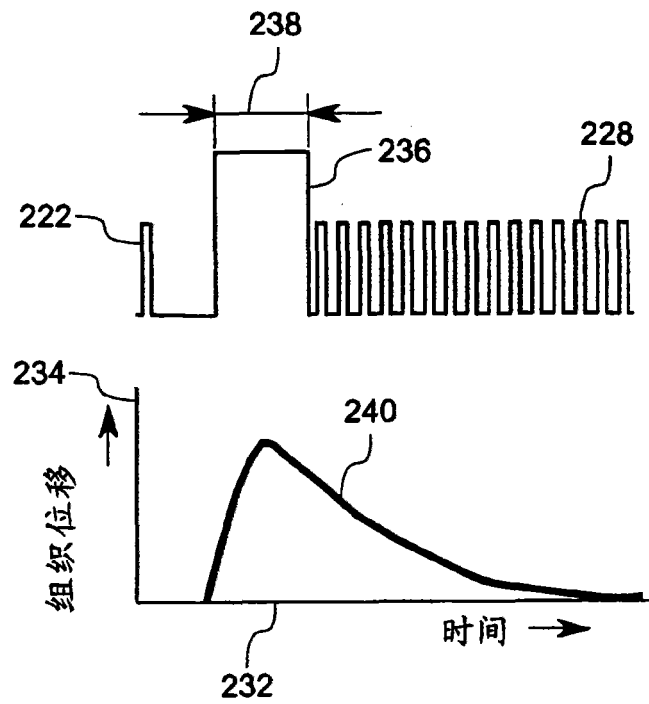


图 10

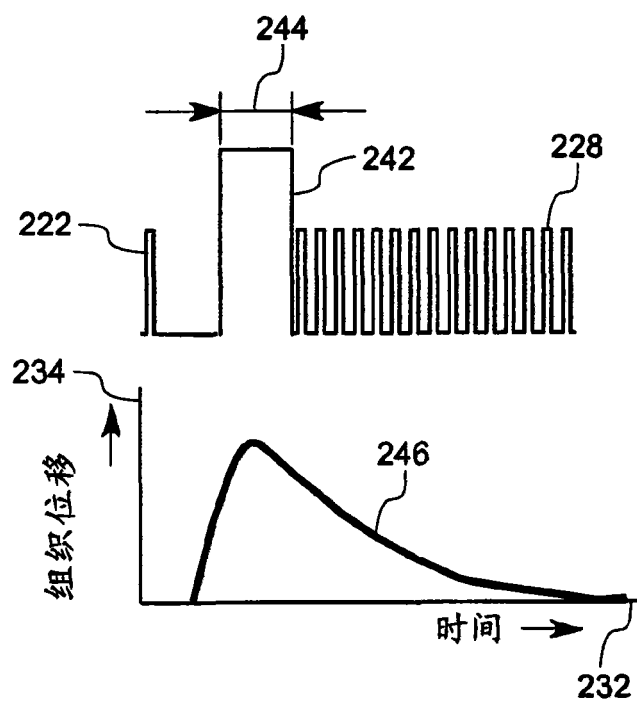


图 11

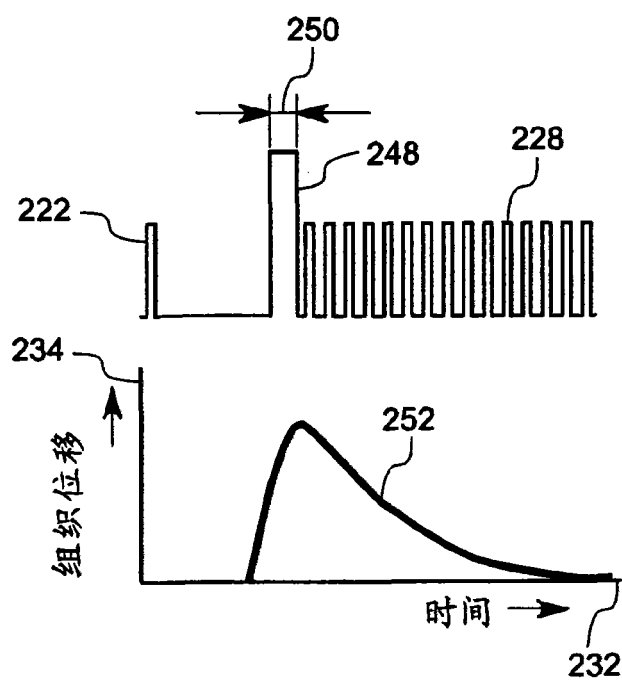


图 12

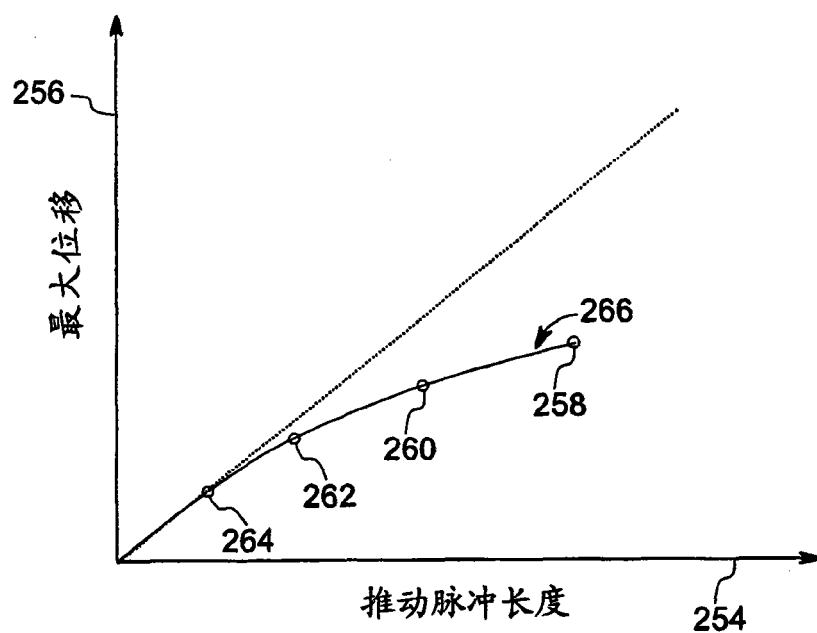


图 13

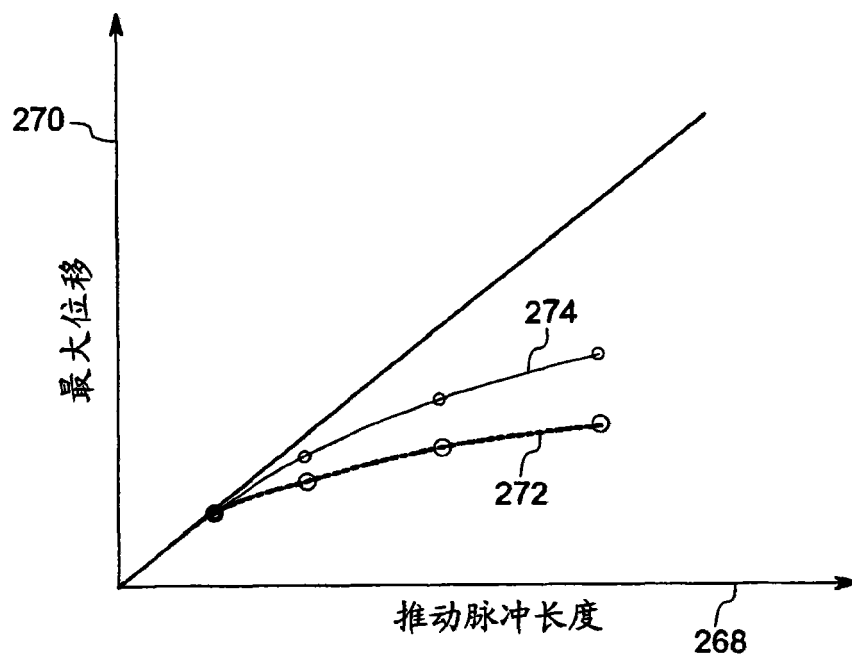


图 14

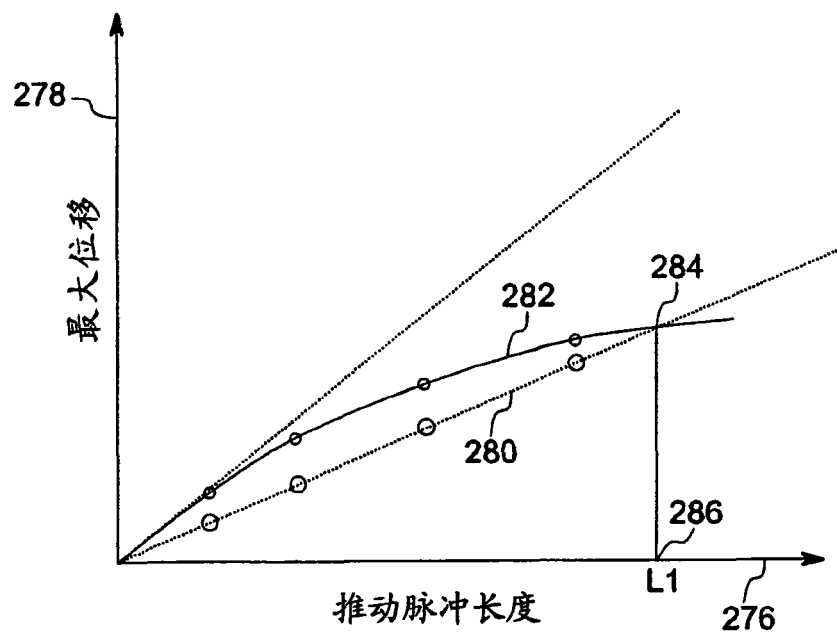


图 15

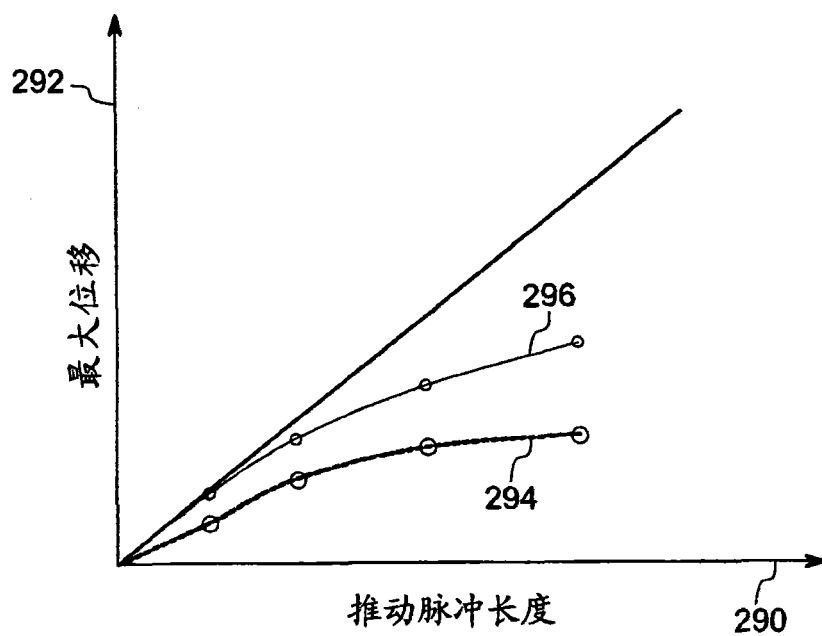


图 16

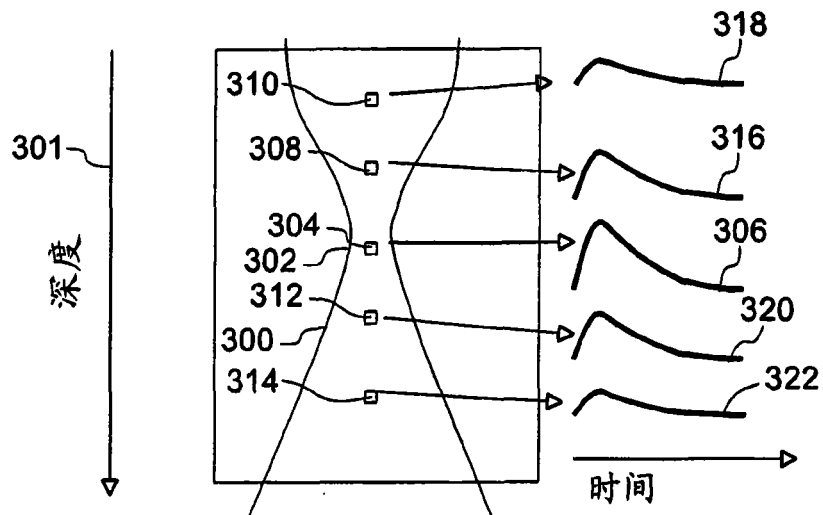


图 17

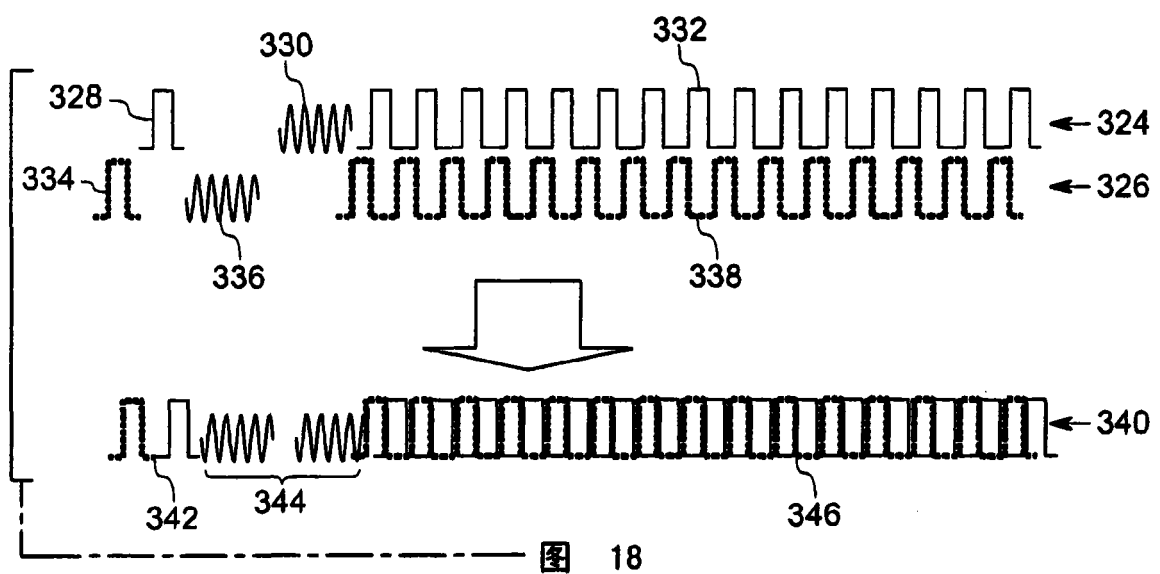


图 18

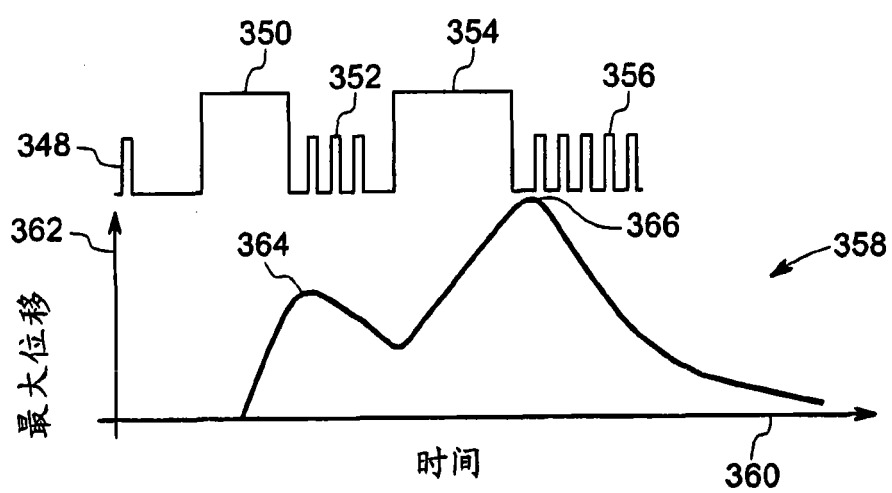


图 19

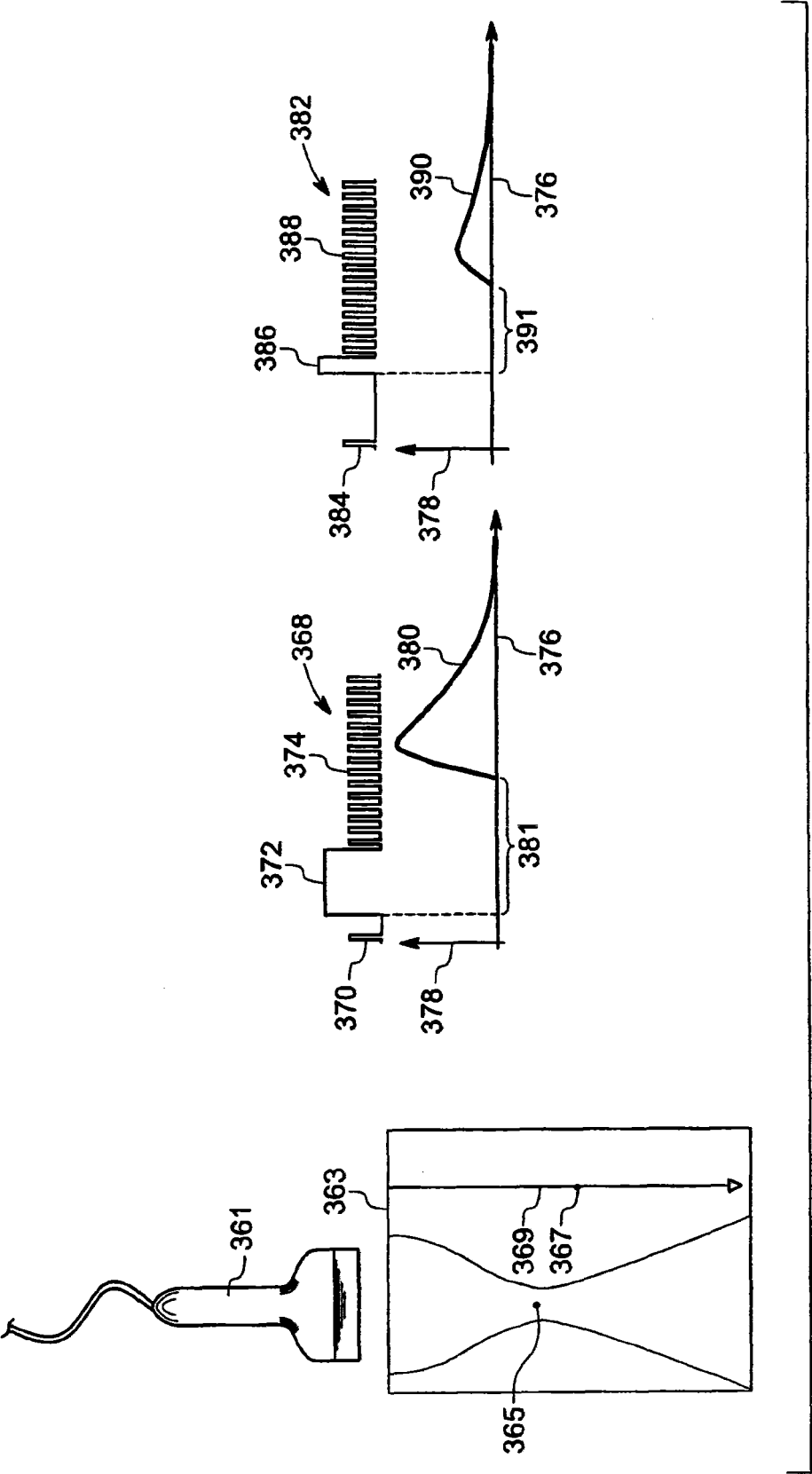


图 20

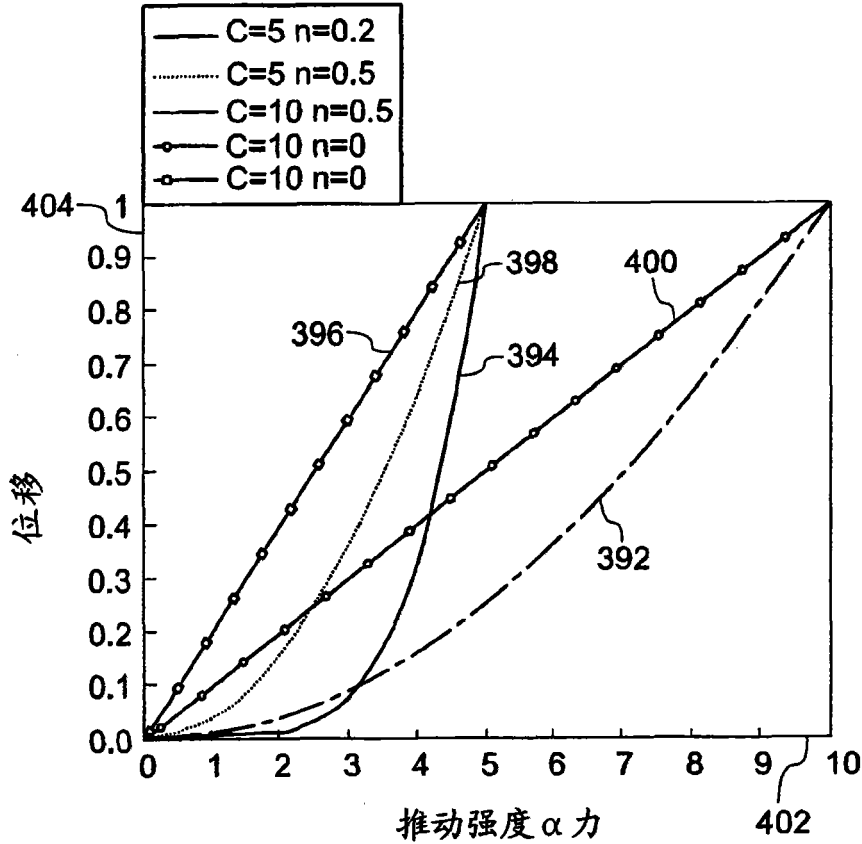


图 21

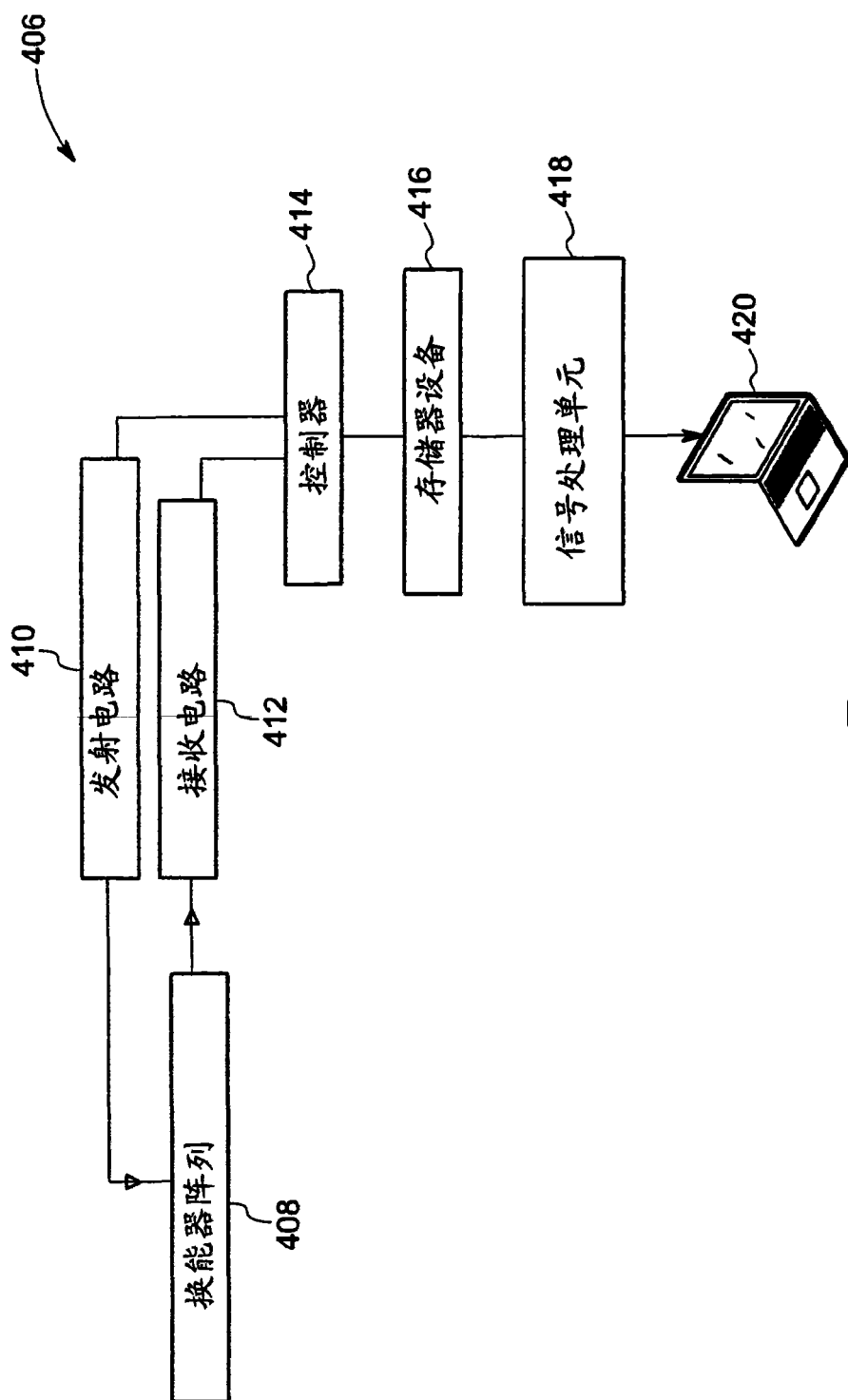


图 22

专利名称(译)	用于检测具有改变的硬度的区域的系统和方法		
公开(公告)号	CN101675888A	公开(公告)日	2010-03-24
申请号	CN200910173488.7	申请日	2009-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	CR哈扎 F林 M赛义德 博洛尔富罗什 KW里格比		
发明人	C·R·哈扎 F·林 M·赛义德·博洛尔富罗什 K·W·里格比 M·赛义德 - 博洛尔富罗什		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52036 G01S15/102 A61B8/485 A61B5/418 A61B5/415 G01S7/52022 G01S7/52042 A61B5/0048		
代理人(译)	王洪斌 蒋骏		
优先权	12/212903 2008-09-18 US		
其他公开文献	CN101675888B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了用于检测具有改变的硬度的区域的系统和方法。提供了一种用于检测具有改变的硬度的目标区域的超声成像方法。该方法包括：将至少一个参考脉冲递送到目标区域以检测所述目标区域的初始位置；将具有可变参数的第一值的第一推动脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第一移位位置；递送第一跟踪脉冲以检测所述目标区域的第一移位位置；将具有所述可变参数的第二值的第二推动脉冲递送到目标区域以将所述目标区域移位到第二移位位置；以及递送第二跟踪脉冲以检测所述目标区域的第二移位位置。还提供了一种用于检测改变的硬度的区域的超声成像系统。

