



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105246416 A

(43) 申请公布日 2016.01.13

(21) 申请号 201480031189.9

(22) 申请日 2014.05.27

(30) 优先权数据

2013-113609 2013.05.30 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015.11.30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/063997 2014.05.27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/192757 JA 2014.12.04

(71) 申请人 国立大学法人东京大学

地址 日本东京都

申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

(72) 发明人 东隆 佐佐木明 青柳良佑

高木周 射谷和德 藤原圭祐

竹内秀树

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225

代理人 黄威 董领逊

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

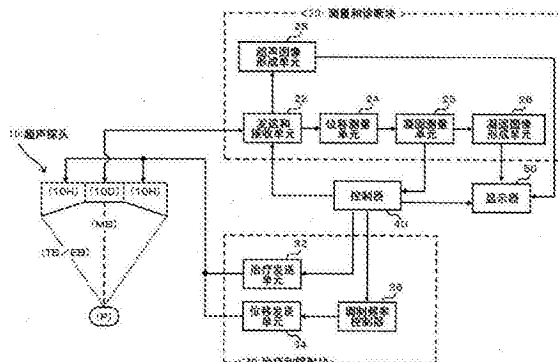
权利要求书2页 说明书15页 附图16页

(54) 发明名称

超声医疗设备

(57) 摘要

调制频率控制单元 (36) 控制位移使用发送单元 (34) 使得位移使用超声波束 (EB) 经受使用相对高的调制频率和相对低的调制频率的调制处理。位移测量单元 (24) 测量每个调制频率处的治疗区域 (P) 中的组织的位移, 并且凝固测量单元 (25) 基于相对高的调制频率处的位移测量结果来测量治疗区域 (P) 中的局部凝固, 并且基于相对低的调制频率处的位移测量结果来测量治疗区域 (P) 中的大面积的凝固。结果, 例如, 能够高精度地测出已经发生凝固之后是否立即出现局部凝固等, 并且此外, 例如, 能够高精度地测出凝固已经进展之后的大面积凝固的大小等。



1. 一种超声医疗装置,包括:

位移波处理器,其形成位移超声波束并且引起兴趣部位处的组织的位移;

测量波处理器,其形成测量超声波束并且从所述兴趣部位获得接收信号;

调制控制器,其控制用于所述位移超声波束的调制处理;

位移测量单元,其基于通过所述测量超声波束获得的接收信号来测量所述兴趣部位处的组织的位移;以及

凝固测量单元,其基于所述位移的测量结果来测量所述兴趣部位处的组织的凝固,其中

所述调制控制器控制所述位移波处理器以使用相对高的调制频率和相对低的调制频率来将调制处理应用于所述位移超声波束,

所述位移测量单元针对每个所述调制频率来测量所述兴趣部位处的所述组织的位移,以及

所述凝固测量单元基于使用所述相对高的调制频率的所述位移的测量结果来测量所述兴趣部位处的局部凝固,并基于使用所述相对低的调制频率的所述位移的测量结果来测量所述兴趣部位处的大面积的凝固。

2. 根据权利要求 1 所述的超声医疗装置,其中

所述凝固测量单元基于针对每个所述调制频率获得的所述位移的测量结果来测量所述兴趣部位处的凝固的大小。

3. 根据权利要求 2 所述的超声医疗装置,进一步包括:

治疗波处理器,其形成治疗超声波束,并且加热和治疗所述兴趣部位的组织,其中

当所述凝固测量单元针对所述加热周期内的多个时间相位上的每个时间相位来测量所述兴趣部位处的所述凝固的大小时,所述凝固测量单元基于使用所述相对高的调制频率的所述位移的测量结果来测量凝固发生的初始阶段的时间相位处的局部凝固的大小,以及基于使用所述相对低的调制频率的所述位移的测量结果来测量所述凝固进展之后的时间相位处的大面积的凝固的大小。

4. 根据权利要求 3 所述的超声医疗装置,进一步包括:

图像形成单元,其形成凝固状态图像,在所述凝固状态图像中在一个轴上呈现多个时间相位并且在另一轴上呈现针对每个时间相位而测得的凝固的大小。

5. 根据权利要求 1 所述的超声医疗装置,其中

所述位移波处理器形成位移超声波束,在所述位移超声波束中组合使用所述相对高的调制频率的调制处理和使用所述相对低的调制频率的调制处理,并且

所述位移测量单元通过从经由所述测量超声波束获得的接收信号中提取对应于每个所述调制频率的频率分量来针对每个所述调制频率测量所述兴趣部位处的所述组织的位移。

6. 根据权利要求 1 所述的超声医疗装置,其中

所述位移波处理器在彼此不同的时间相位处形成应用了使用所述相对高的调制频率的调制处理的位移超声波束,和应用了使用所述相对低的调制频率的调制处理的位移超声波束,

所述测量波处理器针对每个所述调制频率在对应于所述调制频率的时间相位处形成

测量超声波束,以及

所述位移测量单元基于通过针对每个所述调制频率形成的所述测量超声波束获得的所述接收信号来针对每个所述调制频率测量所述兴趣部位处的所述组织的位移。

7. 根据权利要求 1 所述的超声医疗装置,其中

所述调制控制器控制所述位移波处理器以便当基于使用所述相对高的调制频率的所述位移的测量结果测得的所述凝固的大小达到阈值时将所述调制频率从所述相对高的调制频率切换到所述相对低的调制频率。

8. 根据权利要求 3 所述的超声医疗装置,其中

所述位移波处理器形成位移超声波束,在所述位移超声波束中组合使用所述相对高的调制频率的调制处理和使用所述相对低的调制频率的调制处理,并且

所述位移测量单元通过从经由所述测量超声波束获得的接收信号中提取对应于每个所述调制频率的频率分量来针对每个所述调制频率测量所述兴趣部位处的所述组织的位移。

9. 根据权利要求 3 所述的超声医疗装置,其中

所述位移波处理器在彼此不同的时间相位处形成应用了使用所述相对高的调制频率的调制处理的位移超声波束,和应用了使用所述相对低的调制频率的调制处理的位移超声波束,

所述测量波处理器针对每个所述调制频率在对应于所述调制频率的时间相位处形成测量超声波束,以及

所述位移测量单元基于通过针对每个所述调制频率形成的所述测量超声波束获得的所述接收信号来针对每个所述调制频率测量所述兴趣部位处的所述组织的位移。

10. 根据权利要求 3 所述的超声医疗装置,其中

所述调制控制器控制所述位移波处理器以便当基于使用所述相对高的调制频率的所述位移的测量结果测得的所述凝固的大小达到阈值时将所述调制频率从所述相对高的调制频率切换到所述相对低的调制频率。

11. 根据权利要求 1 所述的超声医疗装置,其中

所述调制控制器基于下面的等式来确定所述相对高的调制频率和所述相对低的调制频率:

调制频率 (Hz) = { 帧速率 (Hz) / 素数 } x 自然数 N。

12. 根据权利要求 11 所述的超声医疗装置,其中

所述调制控制器通过将所述自然数 N 设置成相对大的值来确定所述相对高的调制频率,并且通过将所述自然数 N 设置成相对小的值来确定所述相对低的调制频率。

超声医疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种测量组织的凝固的超声医疗装置。

背景技术

[0002] 其中将高强度聚焦超声 (HIFU) 辐射到例如活体上, 并且利用超声的声能来加热和凝固诸如为肿瘤的治疗部位的治疗方法已经众所周知。

[0003] 众所周知, 当组织被加热且凝固时, 凝固之后的组织的弹性模量 (杨氏模量) 增加。另外地, 因为诸如 HIFU 的相对强的超声在超声行进的方向上产生辐射力, 所以例如, 会导致在 HIFU 超声波束的焦点部位处的组织有约 10-100 μm (微米) 的位移。

[0004] 为此, 能够利用诸如 HIFU 的相对强的超声引起组织位移并且测得由于弹性模量增加而引起的位移减小, 从而能够由此观察到组织的凝固。例如, 通过以调制频率 f_m 调制 HIFU 超声波的幅度来改变辐射力的强度, 可以在焦点部位的组织处激发振动, 并且可以由超声诊断装置来测量振动的位移或速率。

[0005] 利用这一原理来检测组织的凝固并且将其的检测结果映射在图像上的方法被称为 HMI (谐波运动成像) (参见专利文献 1 和 2)。因为辐射力和组织的振动的频率为调制频率 f_m 的两倍, 所以这一方法称作 HMI。

[0006] [现有技术参考文献]

[0007] [专利文献]

[0008] 专利文献 1 :US2005/0004466 A

[0009] 专利文献 2 :US2007/0276242 A

发明内容

[0010] [技术问题]

[0011] 在使用 HIFU 的治疗中, 期望根据治疗部位处的凝固状态来适当地控制 HIFU。这是因为, 在将 HIFU 辐射至活体时, 衰减和相位失真对焦点声压的影响由于依赖于个体病人的 HIFU 的传播路径的声学特性的差异而变化, 还因为由于由对应于焦点附近的血流的差异的冷却效果上的差异所引起的凝固所需的能量上的变化而造成难于预先优化用于治疗参数。例如, 如果能够知晓治疗部位处开始凝固的时间或者完成到目标大小的凝固的时间, 就能够根据这些时间等来控制 HIFU 辐射。

[0012] 在这样的情形中, 本发明人已经研究和开发了一种利用超声来测量组织的凝固的技术。

[0013] 作为这一研究和开发的结果已产生本发明, 并且其优点在于提高了在利用超声来测量组织的凝固方面的测量精度。

[0014] [问题的解决方案]

[0015] 根据本发明的一个方案, 提供了一种超声医疗装置, 包括: 位移波处理器, 其形成位移超声波束并且引起兴趣部位处的组织的位移; 测量波处理器, 其形成测量超声波束并

且从兴趣部位获得接收信号；调制控制器，其控制对于位移超声波束的调制处理；位移测量单元，其基于通过测量超声波束获得的接收信号来测量兴趣部位处的组织的位移；以及凝固测量单元，其基于位移的测量结果来测量兴趣部位处的组织的凝固，其中调制控制器控制位移波处理器以使用相对高的调制频率和相对低的调制频率来将调制处理应用于位移超声波束，位移测量单元针对每个调制频率来测量兴趣部位处的组织的位移，以及凝固测量单元基于使用相对高的调制频率的位移的测量结果来测量兴趣部位处的局部凝固，并且基于使用相对低的调制频率的位移的测量结果来测量兴趣部位处的大面积的凝固。

[0016] 在上述配置中，测量超声波束为例如典型的超声诊断装置中的诊断超声波束，并且能够使用诊断超声换能器来形成。另一方面，位移超声波束由相对高强度的超声在某种程度上形成以通过辐射力来使组织移位。位移超声波束具有相比诊断超声波束而言更高的强度，并且可以由例如高强度聚焦超声（HIFU）来形成。此外，可以由高强度聚焦超声（HIFU）来加热和凝固组织。在这种情况下，例如，作为通过加热来治疗的目标的治疗部位为兴趣部位。

[0017] 根据上述配置，能够使组织以相对高的调制频率在相对窄的区域中以受限的方式来移位。随着位移的区域变得更窄，能够检测到更微小（局部）的凝固。因为此，使用相对高的调制频率，例如，能够高精度地测出发生凝固之后是否立即出现局部凝固，以及凝固的时间。另外地，使用相对低的调制频率，能够使组织在相对宽的区域中移位。随着位移的区域变宽，能够检测到更大（在更大的面积上）的凝固。因为此，使用相对低的调制频率，例如，能够高精度地测出进展之后的大面积凝固的尺寸和通过加热来治疗的完成时间。

[0018] 相对高的调制频率和相对低的调制频率并不限于两个调制频率。例如，可以使用彼此不同的三个或更多的调制频率，最高程度局部的凝固可以由最高的调制频率来测量，且待测量的凝固的范围可以随着调制频率减小而逐渐变宽（更大的面积）。另外地，在凝固的测量中，除了是否出现凝固和凝固的大小（大小），还可以测量凝固的程度（组织的变形和硬度）。

[0019] 优选地，凝固测量单元基于针对每个调制频率获得的位移的测量结果来测量兴趣部位处的凝固的大小。

[0020] 优选地，超声医疗装置进一步包括治疗波处理器，其形成治疗超声波束，并且加热和治疗兴趣部位的组织，其中，当凝固测量单元针对加热周期内的多个时间相位上的每个时间相位来测量兴趣部位处的凝固的大小时，凝固测量单元基于使用相对高的调制频率的位移的测量结果来测量凝固发生的初始阶段的时间相位处的局部凝固的大小，并且基于使用相对低的调制频率的位移的测量结果来测量凝固进展之后的时间相位处的大面积凝固的大小。

[0021] 优选地，超声医疗装置进一步包括图像形成单元，该图像形成单元形成凝固状态图像，在所述凝固状态图像中在一个轴上呈现多个时间相位并且在另一个轴上呈现针对每个时间相位而测得的凝固的大小。

[0022] 优选地，位移波处理器形成位移超声波束，在所述位移超声波束中组合使用相对高的调制频率的调制处理和使用相对低的调制频率的调制处理，且位移测量单元通过从经由测量超声波束获得的接收信号中提取对应于每个调制频率的频率分量来针对每个调制频率测量兴趣部位处的组织的位移。

[0023] 优选地,位移波处理器在彼此不同的时间相位处形成应用了使用相对高的调制频率的调制处理的位移超声波束,和应用了使用相对低的调制频率的调制处理的位移超声波束,测量波处理器针对每个调制频率在对应于调制频率的时间相位处形成测量超声波束,以及位移测量单元基于通过针对每个调制频率形成的测量超声波束所获得的接收信号来针对每个调制频率测量兴趣部位处的组织的位移。

[0024] 优选地,当基于使用相对高的调制频率的位移的测量结果所测得的凝固的大小达到阈值时,调制控制器控制位移波处理器以将调制频率从相对高的调制频率切换到相对低的调制频率。

[0025] [有益的效果]

[0026] 根据本发明的各个方案,能够提高利用超声来测量组织的凝固的测量精度。例如,根据本发明的优选的配置,使用相对高的调制频率,例如,能够高精度地测出在发生之后是否立即出现局部凝固等,以及使用相对低的调制频率,例如,能够高精度地测出进展之后的大面积凝固的大小。

[0027] 另外地,例如,根据本发明的优选的配置,因为有可能知晓凝固的开始时间,所以能够校正不理想的效果,诸如从体表到焦点的衰减量和传播路径上的声学特性的不均匀效果,其在从外部输入的能量在焦点处形成声压峰值时对每个病人而言不同,以及即使由于焦点处的超声的吸收量、热特性、以及血流量的个体差异而导致在焦点处形成特定声压峰值,也能够用作用于校正具有不同的温度增加值的效果的数据。

附图说明

[0028] 图 1 为示出根据本发明的优选实施例的超声医疗装置的整体结构的图。

[0029] 图 2 为示出图 1 的超声医疗装置的操作的时序图。

[0030] 图 3 为用于解释由应用了调制处理的用于生成位移的超声引起的组织的振动的图。

[0031] 图 4 为用于解释调制频率与凝固之间的关系图。

[0032] 图 5 为示出针对每个调制频率检测出的凝固大小的实验结果的图。

[0033] 图 6 为用于解释调制频率的具体示例设置的图。

[0034] 图 7 为示出从相位 1 到相位 13 的数据的收集的图。

[0035] 图 8 为使用多个调制频率的组合波的具体示例 1 的流程图。

[0036] 图 9 为示出无 DC 分量的调制方法和有 DC 分量的调制方法的图。

[0037] 图 10 为示出在无 DC 分量的调制中的 NH 与 NL 之间的对应关系的图。

[0038] 图 11 为示出当 $NL = 1$ 并且 $NH = 5$ 时的两个调制频率的图。

[0039] 图 12 为示出当 $NL = 1$ 并且 $NH = 4$ 时的两个调制频率的图。

[0040] 图 13 为示出在有 DC 分量的调制中的 NH 与 NL 之间的对应关系的图。

[0041] 图 14 为示出其中多个调制频率被切换的具体示例 2 的流程图。

[0042] 图 15 为示出其中多个调制频率被逐步改变的具体示例 3 的流程图。

[0043] 图 16 为示出其中基于凝固的判定结果来切换调制频率的具体示例 4 的流程图。

[0044] 图 17 为示出凝固大小与调制频率之间的对应关系的图。

[0045] 图 18 为示出由图 1 的超声医疗装置形成的凝固状态图像的具体示例的图。

具体实施方式

[0046] 图 1 为根据本发明的优选实施例的超声医疗装置（“本超声医疗装置”）的整体结构图。本超声医疗装置包括超声探头 10，该超声探头 10 包括 HIFU 换能器 10H 和诊断换能器 10D。

[0047] HIFU 换能器 10H 是一种发送高强度聚焦超声（HIFU）的换能器，并且包括例如两维地布置的多个换能器元件。HIFU 换能器 10H 用于形成治疗超声波束 TB 并且例如，发送高强度聚焦超声到诸如癌细胞或肿瘤的治疗部位 P，然后来对治疗部位 P 进行加热和治疗。

[0048] HIFU 换能器 10H 还形成位移超声波束 EB 并且发送用于产生位移的超声到治疗部位 P，以在治疗部位 P 处产生辐射力从而使组织移位。位移超声波束 EB 是以在治疗部位 P 处产生有效的辐射力的强度而形成的波束，并且例如，治疗超声波束 TB 可以用作位移超声波束 EB。

[0049] 另一方面，诊断换能器 10D 包括例如两维地布置的多个换能器元件，并且例如发送用于形成超声图像的相对弱的超声到具有治疗部位 P 的对象（病人）和从具有治疗部位 P 的对象（病人）接收用于形成超声图像的相对弱的超声。换言之，换能器 10D 发送和接收类似于已知的、典型的超声诊断装置的强度（能量）的强度（能量）的超声。

[0050] 诊断换能器 10D 还形成测量超声波束 MB 并且发送测量超声到治疗部位 P，以及获得伴随测量超声波束 MB 的接收信号。伴随测量超声波束 MB 获得的接收信号用于由位移超声波束 EB 的辐射力引起的治疗部位 P 处的位移的测量。

[0051] 超声探头 10 具有以例如碗的形状凹进的内表面，作为换能器面。例如，诊断换能器 10d 设置在定位于内部中心处的底部处，其以碗形凹进，并且设置 HIFU 换能器 10H 围绕诊断换能器 10D。超声探头 10 的换能器面的形状并不限于碗形，而是期望适于例如治疗用途等的形状。这里，所有的换能器元件或者某些换能器元件用于 HIFU 和诊断这两种用途。

[0052] 测量和诊断块 20 包括控制诊断换能器 10D 的发送和接收的发送和接收单元 22。发送和接收单元 22 输出对应于诊断换能器 10D 的多个换能器元件中的每个换能器元件的发送信号，以控制诊断换能器 10D 和形成发送波束，并且此外，将整相求和处理（phased summation process）等应用于从多个换能器元件中的每个换能器元件获得的接收信号，从而获得伴随接收波束的接收信号。

[0053] 发送和接收单元 22 在包括治疗部位 P 的三维空间中或者在横截面内扫描诊断超声波束，以收集用于图像的接收信号。此外，超声图像形成单元 28 基于所收集的接收信号来形成用于三维超声图像或二维层析图像的图像数据，并将对应于图像数据的超声图像显示在显示器 50 上。

[0054] 用户（检查员）从显示在显示器 50 上的超声图像中检查出治疗部位 P 等的位置，并且利用操作设备等（未示出）将治疗部位 P 的位置信息输入本超声医疗装置中。可选地，可以采用这样的配置：其中本超声医疗装置通过对超声图像等的图像分析处理来检查出治疗部位 P 的位置，从而获得位置信息。

[0055] 另外地，发送和接收单元 22 控制诊断换能器 10D 以形成测量超声波束 MB，并且获得伴随测量超声波束 MB 的接收信号。位移测量单元 24 基于伴随测量超声波束 MB 获得的接收信号来测量治疗部位 P 处的位移。此外，凝固测量单元 25 基于治疗部位 P 处的位移的

测量结果来测量治疗部位 P 处的组织的凝固。此外,凝固图像形成单元 26 基于治疗部位 P 处的凝固的测量结果来形成凝固状态图像,并将凝固状态图像显示在显示器 50 上。稍后将详细描述位移测量单元 24、凝固测量单元 25、以及凝固图像形成单元 26 处的处理。

[0056] 治疗和辐射块 30 包括治疗发送单元 32。治疗发送单元 32 输出对应于 HIFU 换能器 10H 的多个换能器元件中的每个换能器元件的发送信号,以控制 HIFU 换能器 10H 且形成治疗超声波束 TB。治疗发送单元 32 由控制器 40 控制,并且例如,形成治疗超声波束 TB,其中焦点设置于治疗部位 P 内。

[0057] 治疗和辐射块 30 还包括位移发送单元 34。位移发送单元 34 输出对应于 HIFU 换能器 10H 的多个换能器元件中的每个换能器元件的发送信号,以控制 HIFU 换能器 10H 且形成位移超声波束 EB。将调制处理应用于位移超声波束 EB,其中调制处理的调制频率由调制频率控制器 36 来控制。调制频率控制器 36 由控制器 40 来控制。

[0058] 当高强度聚焦超声 (HIFU) 与治疗超声波束 TB 一起发送并且治疗部位 P 因而被加热时,治疗部位 P 处的组织凝固。众所周知,组织的弹性模量 (杨氏模量) 在凝固之后增加。为了知晓组织的弹性模量的变化,本超声医疗装置将超声和位移超声波束 EB 一起发送以产生辐射力,并且测量由于辐射力而引起的治疗部位 P 处的组织的位移。位移的测量基于伴随测量超声波束 MB 获得的接收信号来执行。

[0059] 测量和诊断块 20 中的每个单元以及治疗和辐射块 30 中的每个单元都能够例如利用诸如处理器和电子电路的硬件来实现。控制器 40 由例如具有计算功能的硬件和定义硬件的操作的软件 (程序) 形成。显示器 50 例如为液晶显示器等。

[0060] 可选地,测量和诊断块 20 可以由典型的超声诊断装置来实现。因而,本医疗装置可以由系统来实现,在所述系统中,组合了对应于治疗和辐射块 30 的超声治疗装置和对应于测量和诊断块 20 的超声诊断装置。

[0061] 图 2 为示出图 1 的超声医疗装置 (本超声医疗装置) 的操作的时序图。对于图 1 中示出的部分 (结构),将在下面的描述中使用图 1 的附图标记。

[0062] 主触发脉冲为示出通过高强度聚焦超声 (HIFU) 治疗的开始定时的信号,并且响应于用户 (检查员) 的治疗开始操作而将该信号从控制器 40 输出到本超声医疗装置中的每个单元。

[0063] 帧触发脉冲为指示测量超声波束 MB 的帧开始的信号。发送和接收单元 22 从例如帧触发脉冲的上升的时间起顺序地形成朝向治疗部位 P 的多个测量超声波束 MB。例如,在两个帧触发脉冲之间,朝向治疗部位 P 形成 10 个发送波束,且对于每个发送波束形成两个接收波束,以及形成总共 20 个接收波束。发送波束和接收波束的数量并不限于上述具体数字。

[0064] 加热周期信号是指示通过治疗超声波束 TB 对治疗部位 P 的加热处理周期的信号,以及在从加热周期信号的上升到下降的时间段中,例如,形成以治疗部位 P 作为焦点的治疗超声波束 TB。

[0065] 测量周期触发脉冲是指示位移测量的周期的信号,且从测量周期触发脉冲的上升到下降的时间段是位移的测量周期。

[0066] 调制信号为治疗超声波束 TB 的调制处理中使用的调制信号,并且例如从调制频率控制器 36 输出到位移发送单元 34。

[0067] HIFU 信号为治疗超声波束 TB 的发送信号,并且由例如位移发送单元 34 根据调制信号将幅度调制应用于约 2MHz 频率的连续波来获得。

[0068] 调制信号被设置成在从测量周期触发脉冲的上升到下降的测量周期中具有幅度 0(零),并且作为结果,HIFU 信号的幅度在测量周期期间也设置为 0,因而在测量周期期间,停止治疗超声波束 TB 的发送。

[0069] 测量周期触发脉冲相对于帧触发脉冲延迟(Delay)输出。该延迟例如由用户来适当调整。利用形成在两个帧触发脉冲之间的多个测量超声波束 MB(例如,20 个接收波束)的这种配置,能够将适应测量周期的一个或多个测量超声波束 MB 选择性地用于测量。

[0070] 在本超声医疗装置中,引起位移的位移超声波束 EB 是利用调制频率 f_m 来调制幅度的,并且辐射力的强度是变化的,使得振动在焦点部位的组织中被激发并且振动的位移使用测量超声波束 MB 来测量。在这一处理期间,位移超声波束 EB 的调制频率 f_m 由调制频率控制器 36 来控制。可选地,替代幅度调制,可以采用利用调制频率 f_m 的频率调制。

[0071] 图 3 为用于解释由应用了调制处理的用于引起位移的超声产生的组织的振动的图。当沿着由图 3 中的箭头所示的行进方向(上下方向)形成位移超声波束 EB,并且辐射超声时,产生称作切变波的横向波,切变波在组织中从位移超声波束 EB 的中心沿左和右两个方向行进。切变波的振动频率为引起位移的超声的调制频率 f_m 的两倍。

[0072] 图 3 示出了由相对高的调制频率的超声产生的切变波和由相对低的调制频率的超声产生的切变波的波形。使用较高的调制频率,组织的振动部位将以限于局部的方式存在,因而,位移测量处的位置分辨率增加并且这样的配置适于检测微小的凝固面积。然而,当调制频率高时,位移的区域窄。因此,高调制频率不适于检测超过位移区域的大面积上的凝固,而低调制频率用于检测大面积上的凝固是可取的。

[0073] 图 4 为用于解释调制频率和凝固之间的关系的图。图 4 示意性地示出了从超声探头 10 和组织中的凝固区域和振动区域辐射出的位移超声波束 EB。

[0074] <A> 示出了其中在位移超声波束 EB 上应用使用相对高的调制频率(例如,约 200Hz)的调制处理的情况。使用相对高的调制频率,振动区域相对小且为局部,局部振动区域中的组织的平均弹性模量的变化高,因而,相对高的调制频率适于检测小的凝固区域。

[0075] 另一方面, 示出了其中在位移超声波束 EB 上应用使用相对低的调制频率(例如,约 30Hz)的调制处理的情况。在相对低的调制频率处,振动区域相对大,则为大面积,从而能够测量大面积的振动区域中的组织的平均弹性模量的变化,因而,相对低的调制频率适于检测大的凝固区域。

[0076] 图 5 为示出针对每个调制频率检测到的凝固大小的实验结果的图。图 5 示出了分别为 34Hz、67Hz、以及 102Hz 的调制频率的三个实验结果,其中每个实验结果的水平轴表示对测量部位加热的时间段,且垂直轴表示被测量的凝固大小。在每个实验结果中,示出了使用测量超声波束 MB 多次获得的测量结果 U 以及光学测量结果 P。光学测量结果 P 用作实际凝固大小的参考值。

[0077] 如由使用测量超声波束 MB 多次获得的测量结果 U 所示的,对于 34Hz 的调制频率,在 10-18 秒的时间处检测到凝固的开始,对于 67Hz 的调制频率,在 10-15 秒的时间处检测到凝固的开始,以及对于 102Hz 的调制频率,在 4-10 秒的时间处检测到凝固的开始。换言之,随着调制频率变得更高,将更加可能适当地检测到凝固的开始。具体地,对于 102Hz

的调制频率,几乎在与用作实际凝固大小的参考值的光学测量结果 P 相同的时间处检测到凝固的开始。

[0078] 在每个实验结果中示出的直线 R 示出了其中引起振动(位移)的范围(振动范围),并且振动范围对于 34Hz 的调制频率约为 13mm,对于 67Hz 的调制频率约为 8mm,而对于 102Hz 的调制频率约为 7mm。振动范围示出了其中在直线 R 的下部处的凝固大小的测量结果为可靠的区域,并且随着调制频率减小,变得更适于检测较大面积的凝固。

[0079] 在本超声医疗装置中,位移超声波束 EB 为使用相对高的调制频率和相对低的调制频率来进行调制处理的。使用相对高的调制频率,高精度地测出在发生之后是否立即出现局部凝固等,而使用相对低的调制频率,高精度地测出在进展之后的大面积的凝固的大小。因此,在本超声医疗装置中,利用至少两个调制频率,并且在本超声医疗装置中,例如,在维持帧速率恒定的同时,通过下面的方法来选择调制频率。

[0080] 图 6 为用于解释设置调制频率的具体示例的图。在本超声医疗装置中,调制频率由下面的等式来确定。

[0081] (等式 1) 调制频率(Hz) = { 帧速率(Hz) / 素数 } x 自然数 N

[0082] 例如根据装置的规格、治疗目标等来适当地设置等式 1 中的帧速率(Hz)和素数。在下面的描述中,将描述具体示例,其中,将帧速率设置成 500Hz 并且将素数设置成 13。

[0083] 当帧速率为 500Hz 并且素数为 13 时,由等式 1 获得的调制频率(Hz)为:如果自然数 N 将被用作调制频率(调制频率 N)的识别号,调制频率 1(38.46Hz)、调制频率 2(76.92Hz)、…、调制频率 5(192.30Hz)、…。

[0084] 帧速率为帧触发脉冲的周期(图 2),并且为位移的测量由测量超声波束 MB 在相同的位置处以其重复执行的周期。换言之,帧速率成为用于测量位移的采样速率。

[0085] 在图 6 中,〈A〉示出了调制信号的一个周期的相位,并且当调制信号的一个周期由素数 13 等分时,相位号(相位 1-相位 13)对应于相位位置(相位角)。〈B〉示出了针对每个调制频率的相位号(相位 1-相位 13)与指示数据获取顺序(SP1-SP13)的采样号之间的对应关系。

[0086] 当素数为 13 时,基于等式 1,调制频率 1(38.46Hz)为帧速率(500Hz)的 1/13。换言之,用于测量位移的采样速率为调制频率 1 的 13 倍。因此,在〈A〉中示出的相位号的布置中,当在相位 1 处获得采样号 1(SP1)的数据时,在相位 2 处获得采样号 2(SP2)的数据,以及后续地,如〈B〉中所示,以相位 3、相位 4、相位 5、…的顺序来获得数据。最终,在相位 13 处获得采样号 13(SP13)的数据,则收集到一个周期的 13 个数据。这在图 7(I)中示出。

[0087] 再次参见图 6,调制频率 2(76.92Hz)为帧速率(500Hz)的 2/13。也就是,用于测量位移的采样速率为调制频率 2 的 13/2 倍。因此,在〈A〉中示出的相位号的布置中,当在相位 1 处获得采样号 1(SP1)的数据时,在相位 3 处获得采样号 2(SP2)的数据,以及后续地,如〈B〉中所示,以相位 5、相位 7、相位 9、…的顺序来顺序地获得数据。当在相位 13 处获得采样号 7(SP7)的数据时,采样号 8(SP8)的数据在下一周期的相位 2 处获得。后续地,如〈B〉中所示,以相位 4、相位 6、相位 8、…的顺序来获得数据,在相位 12 处获得采样号 13(SP13)的数据。换言之,如〈B〉中所示,通过获得采样号 1-13(SP1-SP13)的数据,收集到从相位 1 至相位 13 的一个周期(波形上的两个周期)的数据。这在图 7(II)中示出。

[0088] 再次参见图 6,调制频率 5(192.30Hz)为帧速率(500Hz)的 5/13。换言之,用于

测量位移的采样速率为调制频率 5 的 $13/5$ 倍。因此,在 <A> 中示出的相位号的布置中,当在相位 1 处获得采样号 1 (SP1) 的数据时,以如 中所示的顺序来获得数据,并且通过获得采样号 1-13 (SP1-SP13) 的数据,收集到从相位 1 至相位 13 的一个周期的数据。

[0089] 类似地,在图 6 中没有例示的其它调制频率中,同样,通过获得采样号 1-13 (SP1-SP13) 的数据,能够收集到从相位 1 至相位 13 的一个周期的数据。

[0090] 根据图 6 中示出的调制频率的设置的具体示例,能够以相对小的采样号 (例如, 13) 来收集无相位不平衡的数据,并且还能够避免混叠的问题。因为收集无相位不平衡的数据,当以足够精细的采样率来收集数据时, RMS (均方根) 的值成为没有显著偏离 RMS 值的值。

[0091] 在本超声医疗装置中,调制频率由上述等式 1 来确定,位移超声波束 EB 为使用相对高的调制频率和相对低的调制频率来进行调制处理的,以相对高的调制频率高精度地测出在发生之后是否立即出现局部凝固,并且以相对低的调制频率高精度地测出在进展之后大面积的凝固的大小。换言之,本超声医疗装置使用包括相对高的调制频率和相对低的调制频率的多个调制频率。在下面,将描述使用多个调制频率的具体示例配置。

[0092] 图 8 为示出使用多个调制频率的组合波的具体示例 1 的流程图。首先,设置帧速率 (S701)。例如,当诊断范围的深度为 15cm 时,超声传回和加力所需要的时间将为 $15(\text{cm}) \times 2/1500(\text{m/s}) = 100 \mu\text{s}$ (微秒)。当测量超声波束 MB 的数量为 20 时,例如,帧速率将为 $1/(20 \times 100 \mu\text{s}) = 500\text{Hz}$ 。在 20 个测量超声波束 MB 中,例如,使用 4 个测量超声波束 MB。例如,如图 2 中所示,当存在 20 个测量超声波束 MB 并且将在这些中的 4 个测量超声波束 MB 用于测量时,温度上升的时间与温度下降的时间之比为 16:4,因而,因为温度上升的时间为温度下降的时间的 4 倍,所以温度能够有效率地上升 (实际上,根据调制波的相位,无法获得上述上升与下降之比,但是当考虑全部治疗时间时,上述关系通常为真实的)。

[0093] 接下来,设置调制频率 (S702)。通过将调制周期设置为充分低于测量周期 (参见图 2),测量周期对振动的影响能够减少或避免。例如,当测量周期为 $400 \mu\text{s}$ 时,调制频率必须设置为充分低于 2.5kHz。另外地,为了获得对于几 mm 到几 cm 大小的凝固区域而言足够的灵敏度,期望切变波的波长比约 10cm 还短。当切变波 (横向波) 的声速为 1m/s 时,其中切变波的波长变为小于或等于 10cm 的调制频率是大于或等于 10Hz 的调制频率。另外地,为了保证秒级的时间分辨率,期望每秒重复多个振动,因而,调制频率将大于或等于几 Hz。当满足这些条件时,并且根据参照图 6 解释的具体示例配置,例如,将相对低的调制频率 (低调制频率) 设置在 38.46Hz,并且将相对高的调制频率 (高调制频率) 设置在 192.30Hz。

[0094] 由通过在其中组合高调制频率 (192.30Hz) 和低调制频率 (38.46Hz) 的调制处理所获得的位移超声波束 EB 在治疗部位 P 的组织处引起振动,并且通过测量超声波束 MB 来收集用于位移测量的数据 (S703)。如参照图 6 解释的,收集采样号 1-13 (SP1-SP13) 的数据。虽然仅仅通过一组采样号 1-13 的数据就能够获得调制频率的一个周期的数据,但例如,为了降低或去除噪声等的影响,要收集两组数据。可选地,可以收集等于 2 组或大于 2 组的数据。

[0095] 在下面的描述中,将与示例素数 M 相关的帧速率称作 FR,将两个调制频率称作 FL 和 FH (其中 $FH > FL$),并且将 FR/M 称作 F1 ($FR/M = F1$)。此外,将 $FL/F1$ 称作 NL ($FL/F1 = NL$),并且将 $FH/F1$ 称作 NH ($FH/F1 = NH$)。辐射力本身与声压的平方成比例。因而,考虑到

产生两个调制频率的组合波以及在这些波之间存在混叠,现在将整理能够选择的调制频率的条件。调制的方法包括如图 9 中所示的无 DC 分量的调制方法和有 DC 分量的调制方法。由于辐射力的频率分量以不同的方式出现,因此将分别描述这些调制方法。

[0096] 首先,将描述应用了无 DC 分量的调制的情况。驱动波形的调制频率为 NL 和 NH。针对这些调制频率所测得的振动分量包括辐射力的六个振动分量;也就是,2NL、2NH、DC、NH-NL、NH+NL,和 NL-NH,以及以 M 采样所产生的四个混叠分量,也就是, M-2NH、M-2NL、M-NM-NL,以及 M-NH+NL(上述 DC 为 NL 的或 NH 的差频分量。另外地,NL-NH 通常为负数,但是考虑到与混叠的匹配,还必须考虑这一分量,因而,在这里包括这一分量)。在这些分量中,仅能够应用能够区分地以及独立地测量出 NH 和 NL 的条件,因此,将描述这些分量。

[0097] 如图案 (1),作为辐射力的振动分量可以匹配的条件,考虑 $NH > NL$ 等, $NH - NL = 2NL$ 或 $NH = 3NL$ 的条件将对应于这一情况。例如,在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 3)$ 、 $(2, 6)$ 、 $(3, 9)$,以及 $(4, 12)$ 满足条件。

[0098] 接下来,如图案 (2),对于其中辐射力的振动分量匹配混叠分量的条件(用于匹配混叠分量的条件将类似于图案 (1)),考虑 M 为素数(也就是, M 不是某一其它数的倍数),下面的 5 个条件将对应于这一情况:

[0099] 当 $M - 2NL = NH + NL$,或 $M = 3NL + NH$ 时;在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 10)$ 、 $(2, 7)$ 、 $(3, 4)$ 、 $(5, 11)$,以及 $(6, 8)$ 将对应于这一情况;剩余的两个为 M 的两倍;

[0100] 当 $M - 2NL = NH - NL$,或 $M = NL + NH$ 时;在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 12)$ 、 $(2, 11)$ 、 $(3, 10)$ 、 $(4, 9)$ 、 $(5, 8)$,以及 $(6, 7)$ 将对应于这一情况;

[0101] 当 $M - 2NH = NH + NL$,或 $M = 3NH + NL$ 时;在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 4)$ 、 $(2, 8)$,以及 $(3, 12)$ 将对应于这一情况;剩余的两个匹配 2 倍和 3 倍的 M;

[0102] 当 $M - 2NH = NH - NL$,或 $M = 3NH - NL$ 时;在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (2, 5)$ 以及 $(5, 6)$ 将对应于这一情况;以及

[0103] 当 $M - 2NL = NL - NH$,或 $M = 3NL - NH$ 时;在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (7, 8)$ 以及 $(8, 11)$ 将对应于这一情况。

[0104] 图 10 在表格中汇总了这些数。在图 10 中示出的表格中,应该能够理解到,因为具有 NH/NL 值接近 1 的配置在使用两个调制频率时没有显著优点,所以 1 和 5-9、11 或 2 和 9,以及 10、12 或 3 和 8 或 11 的组合适合用作两个调制频率。在图 11 和图 12 中示出典型的示例配置。

[0105] 接下来,将描述应用了具有 DC 分量的调制的情况。驱动波形的调制频率类似于上述,为 NL 和 NH。相对于这些调制频率所测得的振动分量包括辐射力的八个振动分量;也就是, NL、NH、2NL、2NH、DC、NH-NL、NH+NL,和 NL-NH,以及通过以 M 采样产生的七个混叠分量,也就是, M - NH、M - NL、M - 2NH、M - 2NL、M - NM - NL、M - NH+NL,以及 M+NH - NL。在这些分量中,仅能够应用能够区分地以及独立地测量出 NH 和 NL 的条件,并且因而,考虑这些条件。

[0106] 如图案 (1),对于其中辐射力的振动分量匹配的条件,考虑 $NH > NL$ 等,下面符合这一条件:

[0107] 当 $NH = 2NL$;在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 2)$ 、 $(2, 4)$ 、 $(3, 6)$ 、 $(4, 8)$ 、 $(5, 10)$,以及 $(6, 12)$ 符合这一条件;以及

[0108] 当 $NH - NL = 2NL$,或 $NH = 3NL$ 时;在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 3)$ 、 $(2, 6)$ 、

(3,9), 以及 (4,12) 将符合这一条件。

[0109] 如图案 (2), 对于其中辐射力的振动分量和混叠分量匹配的条件, 由于计算类似于无 DC 分量的情况, 将省略具体计算, 并且下面符合这一条件:

[0110] 当 $M = NL + NH$ 时; 在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 12)、(2, 11)、(3, 10)、(4, 9)、(5, 8)$, 以及 $(6, 7)$ 将符合这一条件;

[0111] 当 $M = 2NL + NH$ 时; 在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 11)、(2, 9)、(3, 7)、(4, 5)、(7, 12)$, 以及 $(8, 10)$ 将符合这一条件; 剩余的两个匹配两倍 M ;

[0112] 当 $M = 2NH + NL$ 时; 在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (3, 5)、(1, 6)、(8, 9)、(6, 10)、(4, 11)$, 以及 $(2, 12)$ 将符合这一条件;

[0113] 当 $M = 2NH - NL$ 时; 在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 7)、(3, 8)、(5, 9)、(7, 10)、(9, 11)$, 以及 $(11, 12)$ 将符合这一条件;

[0114] 当 $M = 3NL + NH$ 时; 在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 10)、(2, 7)、(3, 4)、(5, 11)、(6, 8)$, 以及 $(9, 12)$ 将符合这一条件;

[0115] 当 $M = 3NL - NH$ 时; 在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (7, 8)$ 以及 $(8, 11)$ 将符合这一条件;

[0116] 当 $M = 3NH + NL$ 时; 在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (1, 4)、(5, 7)、(2, 8)、(9, 10)、(6, 11)$, 以及 $(3, 12)$ 将符合这一条件; 以及

[0117] 当 $M = 3NH - NL$ 时; 在 $M = 13$ 的情况下, $(NL, NH) = (2, 5)、(5, 6)$, 以及 $(10, 12)$ 将符合这一条件。

[0118] 图 13 示出了在表格中汇总的这些数。在图 13 中所示的表格中, 因为其中 NH/NL 接近 1 的配置在使用两个调制频率上没有显著的优点, 应该能够理解到, 1 和 5、8、或 9、2 和 10、以及 3 和 11 等适于两个调制频率。在具有 DC 分量的配置与没有 DC 分量的配置之间的比较中, 因为无 DC 分量的配置具有更多的调制频率的选择, 所以无 DC 分量的配置更易于使用。然而, 因为 DC 分量由于发送放大器的非线性等而可以混合, 所以当难于严格对放大器的性能设置限制时, 期望选择具有 DC 分量的配置。

[0119] 再次参见图 8, 当在 S703 处收集位移数据时, 然后基于所收集的数据来测量位移 (S704)。例如针对测量超声波束 MB 的深度方向上的每个深度来测量位移。此外, 例如, 对于每个深度, 通过互相关计算等来将包括 26 个点 (26 个时间相位) 的一个数据集内的相邻数据 (n 和 $n+1$, 其中 $n = 1, 2, \dots, 25$) 相互比较, 并且针对每个深度计算位移。可选地, 例如, 可以通过加热治疗前的参考时间相位与最近的时间相位之间的比较来计算位移。可选地, 在计算位移之前, 可以根据需要执行基带去除处理、噪声去除处理等。

[0120] 接下来, 将高调制频率分量和低调制频率分量分离 (S705)。例如, 带通滤波器等用于分离和提取对应于高调制频率 (192.30Hz) 的振动分量 (位移分量) 和对应于低调制频率 (38.46Hz) 的振动分量 (位移分量)。可选地, 可以采用这样的配置, 其中, 在 S704 处测量位移之前, 将对应于高调制频率的数据分量和对应于低调制频率的数据分量分开, 并且在 S704 处针对每个调制频率测量位移。这里, 分开两个频率分量和 RMS 的顺序是重要的。因为使用 RMS, 数据平方一次, 出现两个频率的和频率或差频, 其可能引起混叠, 结果, 这将进一步使得图 13 中所示的可用条件变窄。

[0121] 接下来, 基于针对每个调制频率分量获得的振动分量来测量凝固 (S706)。例如, 对

于每个深度且对于每个调制频率分量,从通过两组(两帧)获得的振动分量(位移分量)中,计算出位移的均方根(RMS),也就是,有效值,并且例如将有效值设置为当前时间相位(最近的时间相位)的幅度。此外,对于每个深度且对于每个调制频率分量,例如,在当前时间相位的幅度变为加热治疗之前的参考时间相位的幅度的70%时,判定凝固已经在当前时间相位处在该深度处开始。另外地,对于判定凝固已经在当前时间相位处开始的多个深度,从多个深度的范围中计算出凝固的大小(凝固大小)。针对每个深度(每个位置)检测凝固并且将检测结果映射在例如图像等上的方法称作LMI(局部运动成像)。

[0122] 可选地,在S706中,替代有效值,当前时间相位的幅度可以使用拟合(fitting)或锁相检测(lock-in detection)来获得。当使用拟合或锁相检测时,在开始之前重新安排数据。换言之,如以上参照图6所解释的,例如,对于高调制频率(调制频率5:192.30Hz),采样数SP_n的获取顺序,也就是,SP1、SP2、SP3、...SP13的顺序和相位号的顺序彼此不匹配。因而,如图6中所示,重新安排采样号SP_n,使得顺序为相位号的顺序。

[0123] 接着,将高强度聚焦超声(HIFU)辐射到治疗部位P(S707)。例如,使用治疗超声波束TB,辐射HIFU约0.5-1.0秒。

[0124] 如果加热周期(参见图2)没有完成(S708),则在下一个测量周期执行S703-S706的测量处理(参见图2),并且在测量周期之后在S707中辐射HIFU。当将治疗超声波束TB用作测量超声波束MB时,在S707中辐射其中组合了高调制频率和低调制频率的HIFU,并且在S703-S706中测量在HIFU辐射之后剩余的振动分量。

[0125] 另一方面,如果加热周期(参见图2)完成(S708),治疗部位P处的治疗完成。可选地,当在S706中的凝固测量中观察到凝固的目标大小时,治疗部位P处的治疗可以完成。可选地,可以采用这样的配置:其中,当治疗部位P处的治疗完成时,在不同的位置处执行对治疗部位P的治疗。

[0126] 图14为示出其中切换多个调制频率的具体示例2的流程图。在图14的具体示例2中,同样,首先,设置帧速率(S801),并且设置调制频率(S802)。S801和S802处的处理与图8的S701和S702处的处理相同。具体地,在S801中,将帧速率设置成500Hz,并且在S802中,将低调制频率设置成38.46Hz并且将高调制频率设置成192.30Hz。

[0127] 在图14的具体示例2中,对于低调制频率和高调制频率,分别收集数据并且测量位移。具体地,首先,由通过使用低调制频率的调制处理获得的位移超声波束EB在治疗部位P的组织处引起振动,然后通过测量超声波束MB收集用于位移测量的数据(S803)。例如,类似于图8的S703,收集两组数据。接着,基于所收集的数据来测量位移(振动分量)(S804)。例如,通过类似于图8的S704中的处理来针对每个深度计算位移。

[0128] 接下来,由通过使用高调制频率的调制处理获得的位移超声波束EB在治疗部位P的组织处引起振动,并且通过测量超声波束MB来收集用于位移测量的数据(S805)。例如,类似于图8的S703,收集两组数据。接着,基于所收集的数据来测量位移(振动分量)(S806)。例如,通过类似于图8的S704中的处理来针对每个深度计算位移。

[0129] 然后,基于针对每个调制频率分量获得的振动分量来测量凝固(S807)。例如,判断在当前时间相位处凝固已经开始的深度并且通过类似于图8的S706中的处理来计算当前时间相位处的凝固的大小(凝固大小)。

[0130] 接下来,将高强度聚焦超声(HIFU)辐射到治疗部位P(S808)。例如,通过治疗超声

波束 TB 辐射 HIFU 0.5 - 1.0 秒。

[0131] 如果加热周期（参见图 2）没有完成（S809），则在下一个测量周期执行 S803 - S807 的测量处理（参见图 2），并且在测量周期之后在 S808 处辐射 HIFU。当治疗超声波束 TB 用作测量超声波束 MB 时，可以在通过低调制频率进行调制处理的 HIFU 的辐射之后执行 S803 和 S804 的测量处理，并且可以在通过高调制频率进行调制处理的 HIFU 的辐射之后执行 S805 和 S806 的测量处理。

[0132] 另一方面，如果加热周期（参见图 2）完成（S809），则治疗部位 P 处的治疗完成。可选地，当在 S807 处在凝固测量中观察到目标凝固大小时，治疗部位 P 处的治疗可以完成。可选地，可以采用这样的配置：其中，当完成治疗部位 P 处的治疗时，在不同的位置处执行对治疗部位 P 的治疗。

[0133] 图 15 为示出其中逐步改变多个调制频率的具体示例 3 的流程图。在图 15 的具体示例 3 中，同样，首先，设置帧速率（S901），并且设置调制频率（S902）。S901 处的处理与图 8 的 S701 处的处理相同。也就是，在 S901 中，将帧速率设置成 500Hz。在 S902 中，通过类似于图 8 的 S702 处的处理来设置多个调制频率。例如，基于等式 1，设置包括调制频率 6 (230.76Hz)、调制频率 5 (192.30Hz)、调制频率 4 (153.84Hz)、调制频率 3 (115.28Hz)、调制频率 2 (76.92Hz)，以及调制频率 1 (38.46Hz) 的 6 个调制频率。在初始状态下，将频率设置在调制频率 6。

[0134] 由通过使用当前设置的调制频率的调制处理获得的位移超声波束 EB 在治疗部位 P 的组织处引起振动，并且通过测量超声波束 MB 来收集用于位移测量的数据（S903）。例如，类似于图 8 的 S703，收集两组数据。接下来，基于所收集的数据来测量位移（振动分量）（S904）。例如，通过类似于图 8 的 S704 的处理来针对每个深度计算位移。

[0135] 此外，基于为当前设置的调制频率分量获得的振动分量来测量凝固（S905）。例如，判断在当前时间相位处凝固已经开始的深度或者通过类似于图 8 的 S706 的处理来计算当前时间相位处的凝固的大小（凝固大小）。

[0136] 然后，将高强度聚焦超声（HIFU）辐射到治疗部位 P（S906）。例如，通过治疗超声波束 TB 辐射 HIFU 0.5 - 1.0 秒。

[0137] 接下来，检查与所有调制频率相关的处理是否都已经完成（S907）。换言之，检查与六个调制频率相关的所有处理是否都已经完成，并且如果没有完成，在 S908 处将调制频率改变为低一个频率的调制频率，并且以改变后的调制频率来执行 S903 - S906 的处理。

[0138] 重复执行 S903 - S908 的处理，并且当在 S907 中确认与所有调制频率相关的处理都完成时，处理进行到 S909。

[0139] 如果加热周期（参见图 2）没有完成（S909），在 S902 处，将调制频率设置成初始状态，也就是，调制频率 6，然后执行 S903 - S908 的处理。当治疗超声波束 TB 用作测量超声波束 MB 时，在 S906 中，将频率改变为低一个调制频率的频率，并且辐射通过改变后的调制频率进行调制处理的 HIFU。

[0140] 另一方面，如果加热周期（参见图 2）完成（S909），治疗部位 P 处的治疗完成。可选地，当在 S905 处的凝固测量中观察到目标凝固大小时，治疗部位 P 处的治疗可以完成。可选地，可以采用这样的配置：其中，当治疗部位 P 处的治疗完成时，在不同的位置处执行对治疗部位 P 的治疗。

[0141] 图 16 为示出基于凝固的判定结果来切换调制频率的具体示例 4 的流程图。在图 16 的具体示例 4 中,同样,首先,设置帧速率 (S1001),并且设置调制频率 (S1002)。在 S1001 处的处理与图 8 的 S701 处的处理相同。换言之,在 S1001 中,将帧速率设置成 500Hz。在 S1002 中,通过类似于图 8 的 S702 处的处理来设置多个调制频率。例如,基于等式 1,设置包括调制频率 6 (230.76Hz)、调制频率 5 (192.30Hz)、调制频率 4 (153.84Hz)、调制频率 3 (115.28Hz)、调制频率 2 (76.92Hz)、以及调制频率 1 (38.46Hz) 的 6 个调制频率。在初始状态下,将频率设置在调制频率 6 处。

[0142] 由通过使用当前设置的调制频率的调制处理获得的位移超声波束 EB 在治疗部位 P 的组织处引起振动,并且通过测量超声波束 MB 收集用于位移测量的数据 (S1003)。例如,类似于图 8 的 S703,收集两组数据。接着,基于所收集的数据来测量位移 (振动分量) (S1004)。例如,通过类似于图 8 的 S704 处的处理来针对每个深度计算位移。

[0143] 此外,基于由当前设置的调制频率获得的振动分量来测量凝固 (S1005)。例如,判断在当前时间相位处凝固已经开始的深度或者通过类似于图 8 的 S706 中的处理来计算当前时间相位处的凝固的大小 (凝固大小)。

[0144] 然后,将高强度聚焦超声 (HIFU) 辐射到治疗部位 P (S1006)。例如,通过治疗超声波束 TB 辐射 HIFU 0.5 - 1.0 秒。

[0145] 然后,对于当前设置的调制频率,判断凝固大小是否已经达到对应于调制频率的阈值 (S1007)。在具体示例 4 中,针对每个调制频率设置与凝固大小相关的阈值。

[0146] 图 17 为示出凝固大小与调制频率之间的对应关系的图。例如,在从 0 (未检测到) 到 2mm 的凝固大小范围中,使用调制频率 6 (230.76Hz),并且在 2mm 到 5mm 的凝固大小的范围中,使用调制频率 5 (192.30Hz)。其它凝固大小如图 17 中所示地类似地处理。

[0147] 再次参见图 16,在使用调制频率 6 (230.76Hz) 的凝固测量中,将 2mm 的凝固大小设置为阈值。当凝固大小大于或等于 2mm 时或当凝固大小变为大于 2mm 时,在 S1007 中,判断凝固已经达到阈值。

[0148] 当在 S1007 中凝固已经达到阈值时,检查与所有的调制频率相关的处理是否都完成 (S1008)。换言之,检查与六个调制频率相关的所有处理是否都完成,并且如果没有完成,在 S1009 中将调制频率改变成一个更低的调制频率,并且以改变后的调制频率执行 S1003 - S1007 的处理。

[0149] 在使用调制频率 5 (192.30Hz) 的凝固的测量中,将 5mm 的凝固大小设置为阈值 (参见图 17),并且在 S1007 中,当凝固大小大于或等于 5mm 时或者当凝固大小变为大于 5mm 时,判断凝固已经达到阈值。

[0150] 在使用调制频率 4 (153.84Hz) 的凝固的测量中,将 8mm 的凝固大小设置为阈值。在使用调制频率 3 (115.28Hz) 的凝固的测量中,将 15mm 的凝固大小设置为阈值。在使用调制频率 1 (38.46Hz) 的凝固的测量中,将治疗目标大小设置为阈值 (参见图 17)。

[0151] 以这一方式,重复从 S1003 到 S1009 的处理,执行使用调制频率 1 (38.46Hz) 的凝固的测量,并且当在 S1007 中确认已经达到治疗目标大小时,在 S1008 中确认所有的调制频率都完成,以及治疗部位 P 处的治疗完成。当加热周期 (参见图 2) 也完成时,治疗部位 P 处的治疗可以完成。可选地,可以采用这样的配置:其中,当治疗部位 P 处的治疗完成时,在不同的位置处执行对治疗部位 P 的治疗。

[0152] 图 18 为示出由图 1 的超声医疗装置（本超声医疗装置）形成的凝固状态图像的具体示例的图。凝固图像形成单元 26 基于从凝固测量单元 25 获得的凝固的测量结果来形成由 <M> 示出的凝固状态图像。在图 18 中，水平轴表示通过 HIFU 的加热时间，并且垂直轴表示深度。焦点为辐射 HIFU 的治疗超声波束 TB 的焦点。由斜线示出的部分示出了其中确认凝固的区域。

[0153] <L> 示出了低调制频率 (38.46Hz) 的凝固的测量结果。使用低调制频率，因为振动区域相对宽，所以能够测量到的凝固大小，也就是，以焦点为中心在垂直轴方向上的加宽，相对大。然而，在 <L> 中，在由虚线圆示出的区域中没有检测到凝固。

[0154] 另一方面，<H> 示出了通过高调制频率 (192.30Hz) 的凝固的测量结果。使用高调制频率，以焦点为中心的振动区域相对小且为局部，局部振动区域中组织的平均弹性模量的变化大，因而，该配置适于在较早阶段检测小的凝固。因而，使用 <H> 中的高调制频率，在对应于 <L> 中的虚线圆示出的区域的时间中检测凝固。然而，超出由 <H> 中的虚线圆示出的振动区域的部分，因为没有引起振动，所以该区域不适于检测凝固。

[0155] 凝固图像形成单元 26 基于低调制频率的测量结果 <L> 和高调制频率的测量结果 <H>，例如，通过组合测量结果 <L> 和测量结果 <H>，来形成 <M> 的凝固状态图像。

[0156] 在 <M> 的凝固状态图像中，从基于高调制频率 (192.30Hz) 的分量获得的测量结果中检测较早阶段的小的凝固，并且此外，从基于低调制频率 (38.46Hz) 的分量获得的测量结果中在相对宽的区域上检测凝固。

[0157] 因此，基于 <M> 的凝固状态图像，用户（检查员）能够检查出在发生之后是否立即出现局部凝固或者凝固的时间，并且此外，能够检查例如，在大面积上进展之后凝固的大小。

[0158] 当使用三个或更多个调制频率时，将从这三个或更多个调制频率获得的测量结果组合，以形成凝固状态图像。

[0159] 在以上描述中，已经描述了在一次辐射中针对每个深度标准化位移的方法。然而，实际上，当按顺序辐射多个凝固区域时，因为辐射前凝固的部位的存在的的影响，当在辐射内针对每个深度标准化位移时，存在由于凝固而引起的位移变化不能被充分检测到的可能性。具体地，当将凝固区域一维地设置为 1、2、…、i、…、N 时，当执行第 i 次辐射时存在第 (i-1) 个凝固形成会影响第 i 个凝固检测的可能性。考虑到这点，测量凝固前对于整个辐射区域的位移分布、并且将位移值用于标准化同样有效。

[0160] 在以上描述中，已经将通过调制幅度来引起辐射力的调制的方法描述为本发明的优选实施例。除了这一方法以外，还存在下面的方法作为调制辐射力的另一方法。即，在这一方法中，将应用于每个元件的电压的包络线的幅度在整个时间轴上设置为恒定的，并且波束的焦点振动。换言之，如果声的传播方向为 x 方向并且焦点位置的 y 坐标为 f_y ，则驱动装置，使得 $f_y = f_A \sin(\omega t)$ 。当 f_A 近似等于或大于波束宽度时，每个点处的辐射力将被认为是以角频率 ω 来调制。对于幅度调制驱动电压的方法，存在在发送电路中使用变压器的方法，但是在这一段中描述的方法中，驱动电压可以是恒定的，则不需要变压器。结果，能够减小电路尺寸，因而在商业化装置上有显著的优势。因此，在实践中使用上述方法作为上述辐射力的调制方法同样有效。

[0161] 在以上的实施例的描述中，已经描述了测量位移。然而，从检测硬度变化的

角度,可以测量作为位移关于时间的导数的速率、作为位移关于空间的导数的变形(distortion)、或者变形关于时间的导数,这是因为这些测量目标能够实现类似于当测量位移时的那些的优点。另外地,在实施例中,解释了在调制频率的设置方法中使用素数的示例配置,但是为了减少相位的不平衡,数不需要局限于素数。例如,当替代素数而使用数“14”时,只要避免将“偶数”和“7”作为N,都能够实现类似于在实施例的描述中所描述的那些的优点。

[0162] 已经描述了本发明的优选实施例。然而,上述实施例在所有方案中仅为示例性的,因此并不限制本发明的范围。本发明包括本发明的范围和精神内的各种修改例。使用根据本发明的超声医疗装置的治疗等应该在诸如医生的专家的指导下足够小心地来执行。

[0163] [附图标记的说明]

[0164] 10 超声探头 ;20 测量和诊断块 ;22 发送和接收单元 ;24 位移测量单元 ;25 凝固测量单元 ;26 凝固图像形成单元 ;28 超声图像形成单元 ;30 治疗和辐射块 ;32 治疗发送单元 ;34 位移发送单元 ;36 调制频率控制器 ;40 控制器 ;50 显示器。

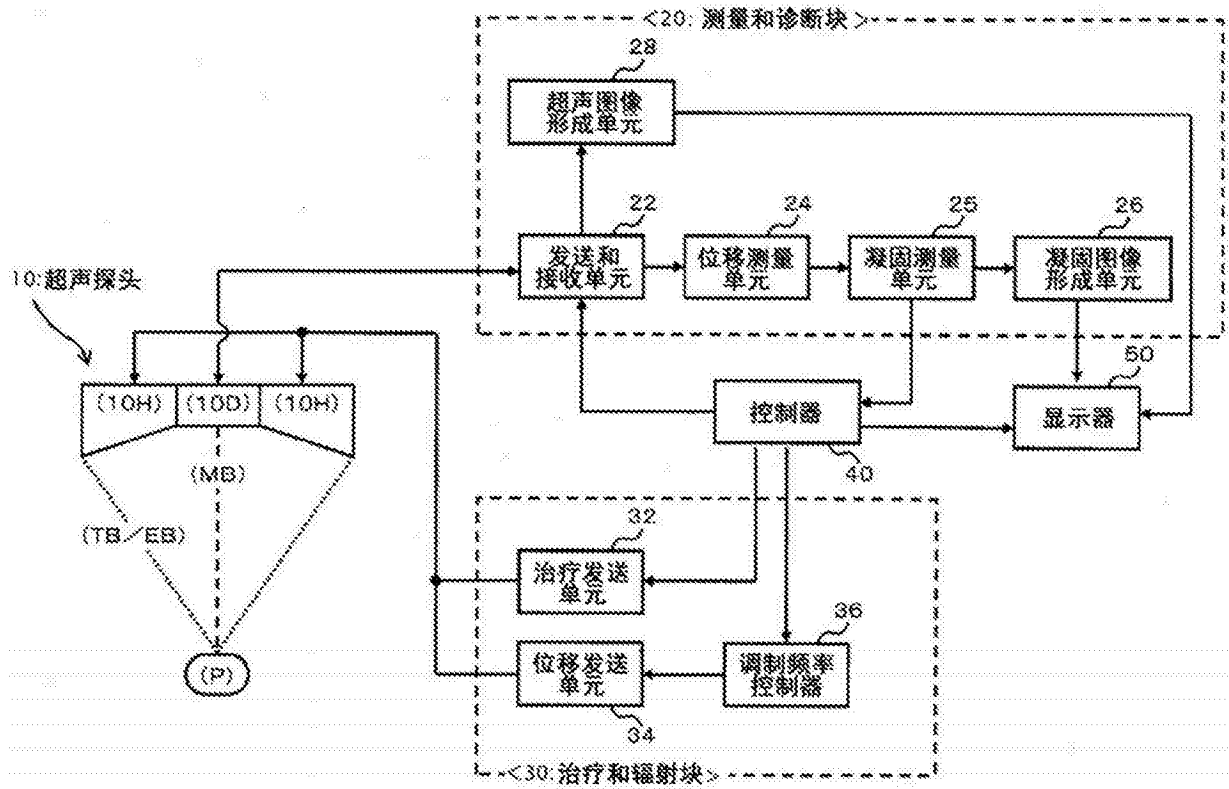


图 1

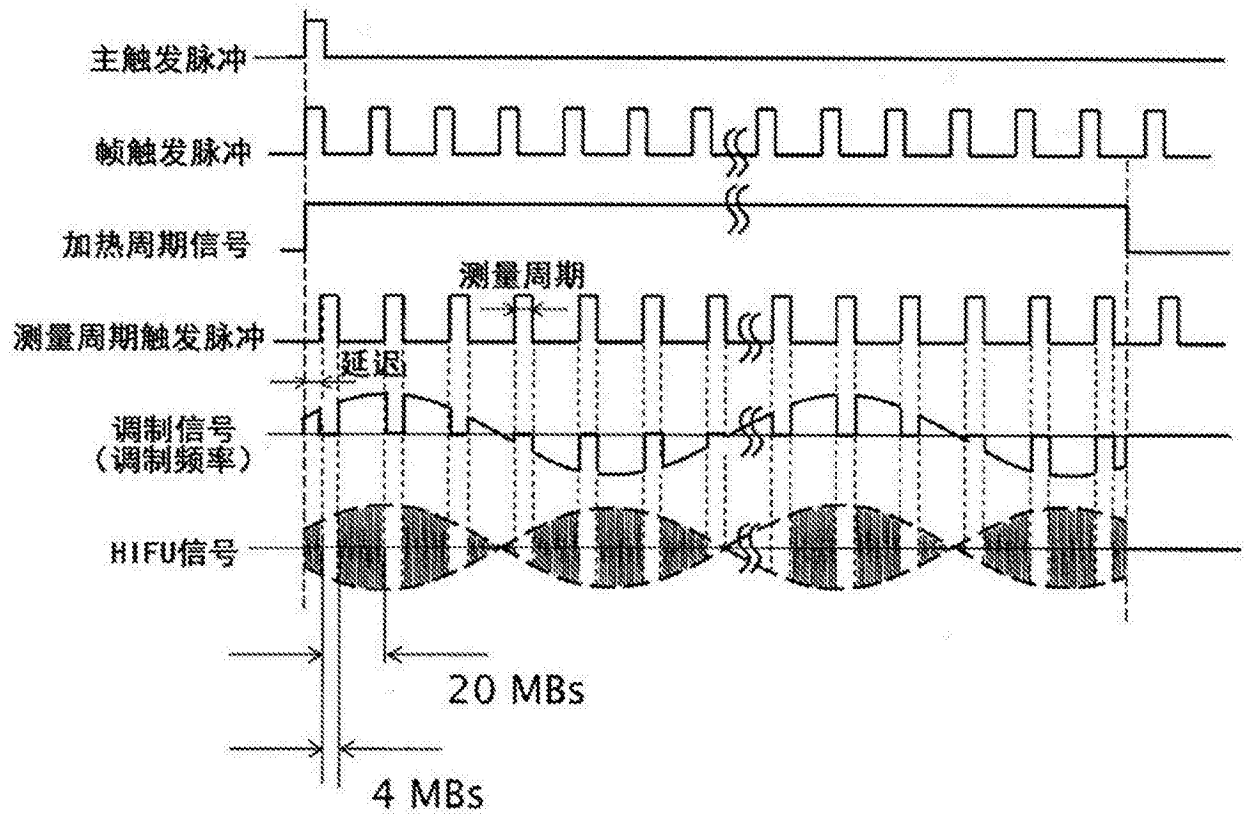


图 2

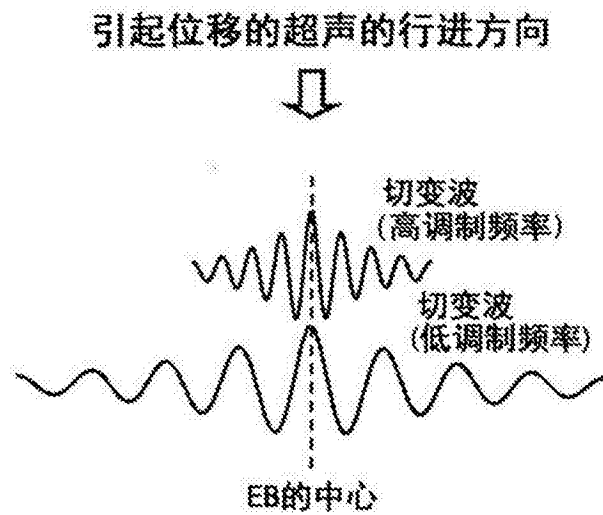


图 3

<A> 相对高的调制频率

 相对低的调制频率

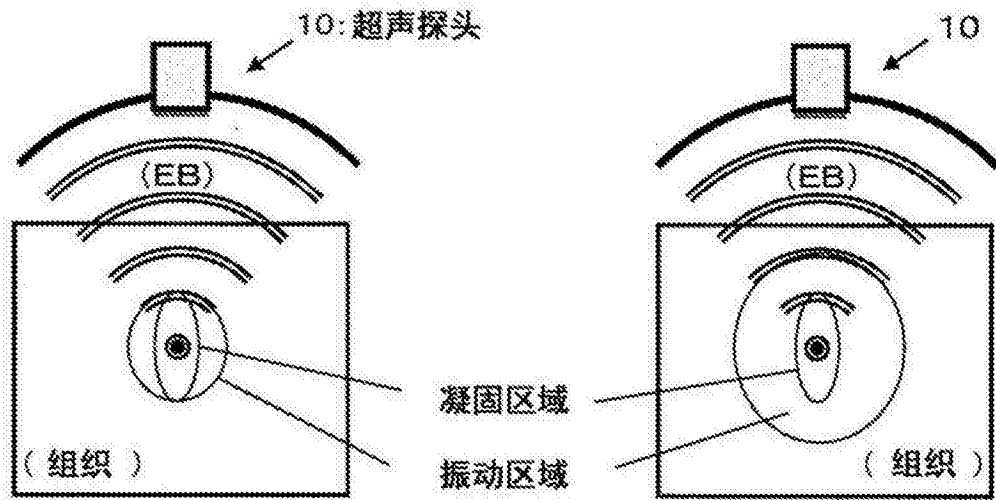


图 4

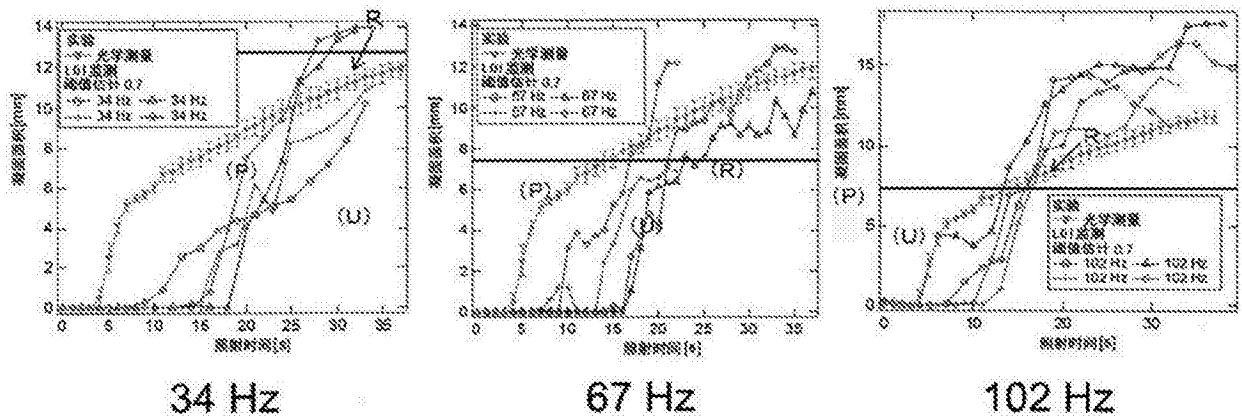
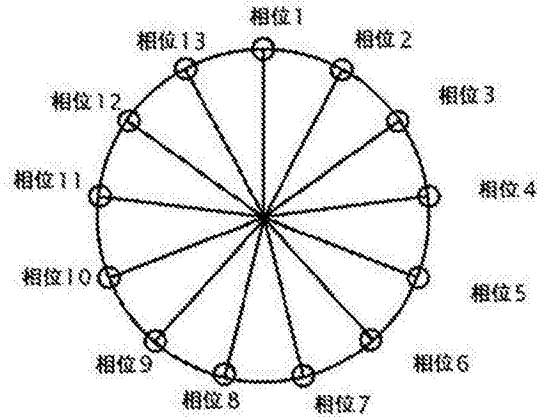


图 5

<A> 调制信号的一个周期的相位号



 相位号和采样号之间的对应关系 (SPn)

相位号	相位 1	相位 2	相位 3	相位 4	相位 5	相位 6	相位 7	相位 8	相位 9	相位 10	相位 11	相位 12	相位 13
相位角	0	27.7	55.4	83.0	110.8	138.5	166.2	193.8	221.5	249.2	276.9	304.6	332.3
调制频率1 (38.48Hz)	SP1	SP2	SP3	SP4	SP5	SP6	SP7	SP8	SP9	SP10	SP11	SP12	SP13
调制频率2 (76.92Hz)	SP1	SP8	SP2	SP9	SP3	SP10	SP4	SP11	SP5	SP12	SP6	SP13	SP7
调制频率5 (192.30Hz)	SP1	SP9	SP4	SP12	SP7	SP2	SP10	SP5	SP13	SP8	SP3	SP11	SP6

* 调制频率 = {帧速率(500)/素数(13)} × 自然数 N

图 6

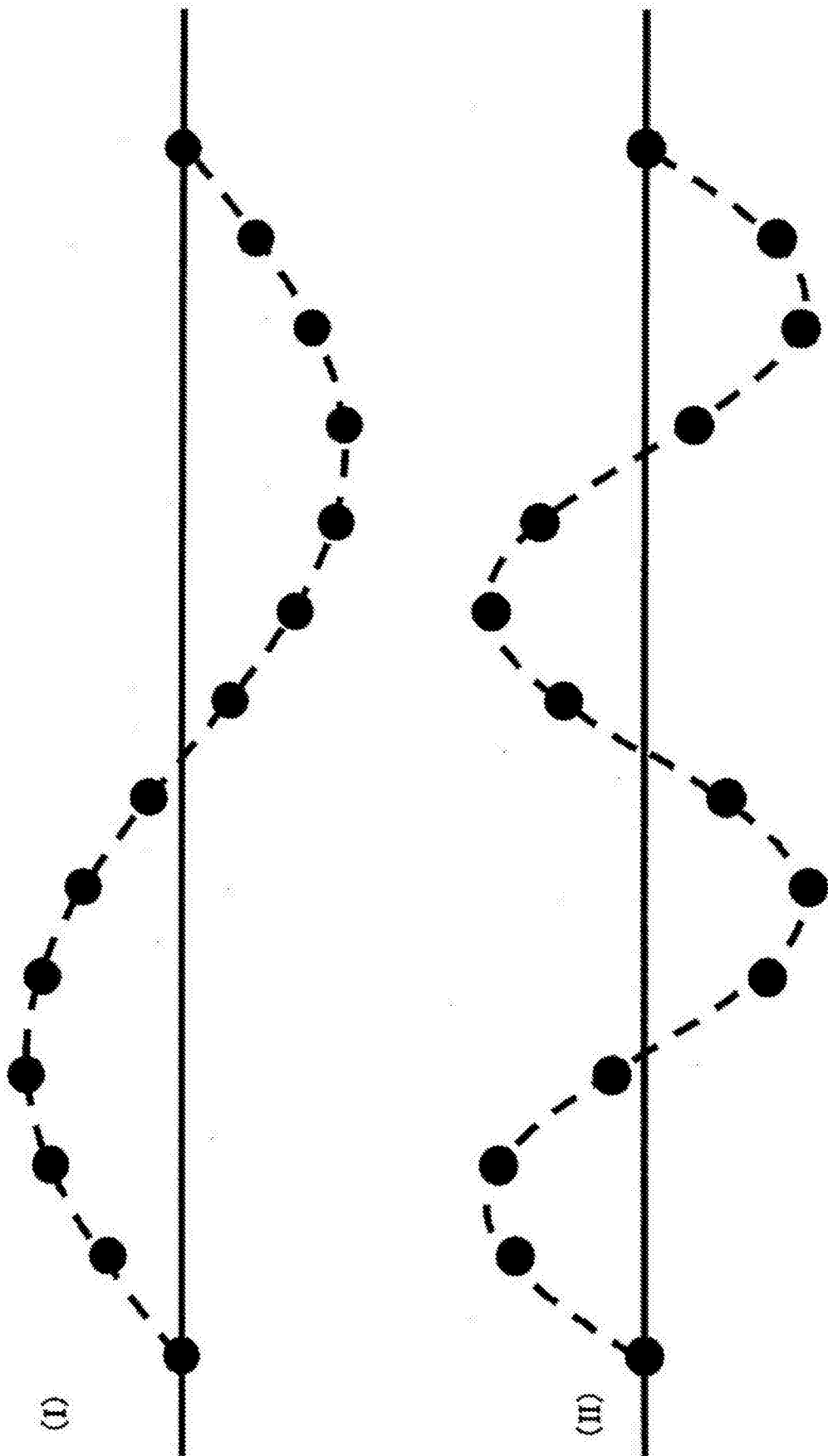


图 7

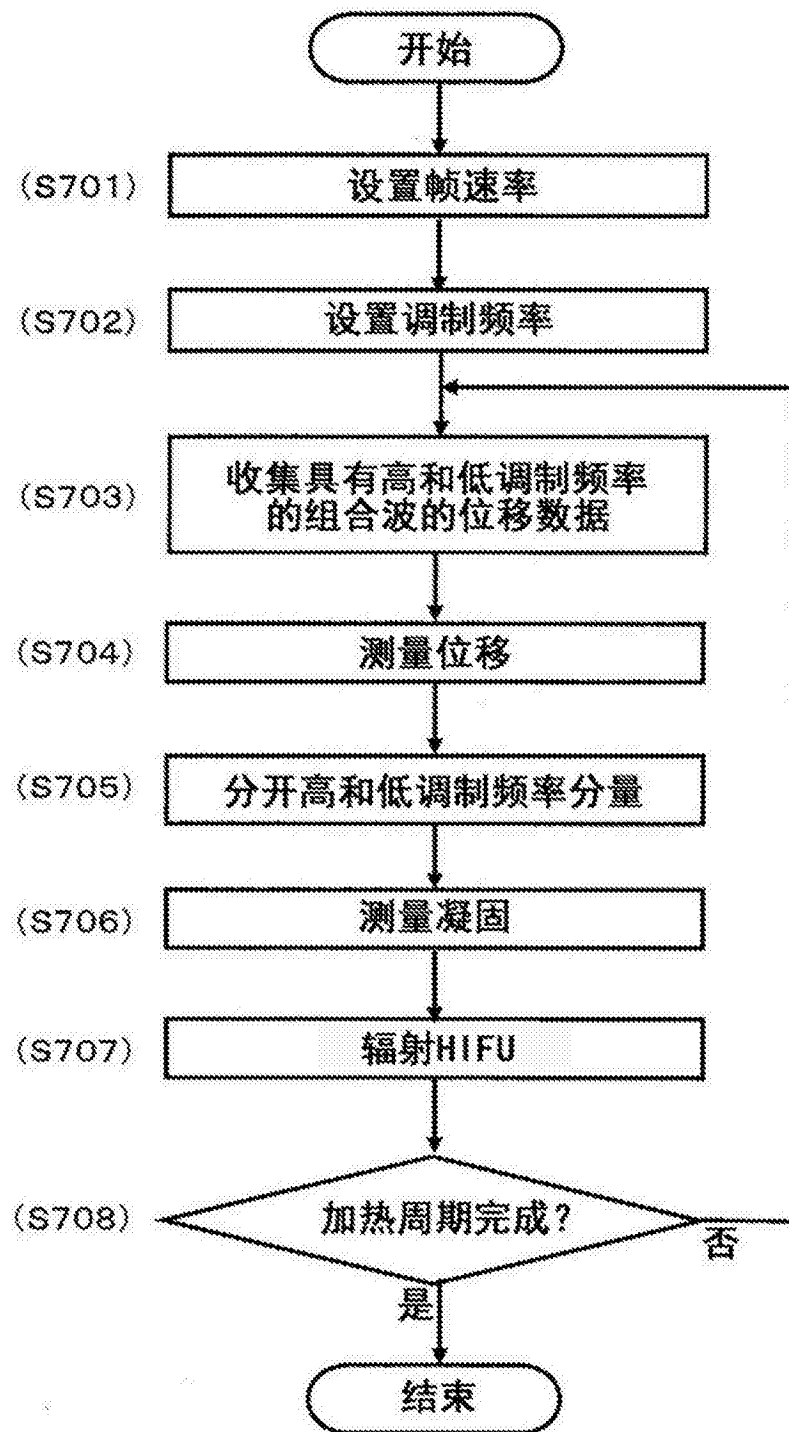


图 8

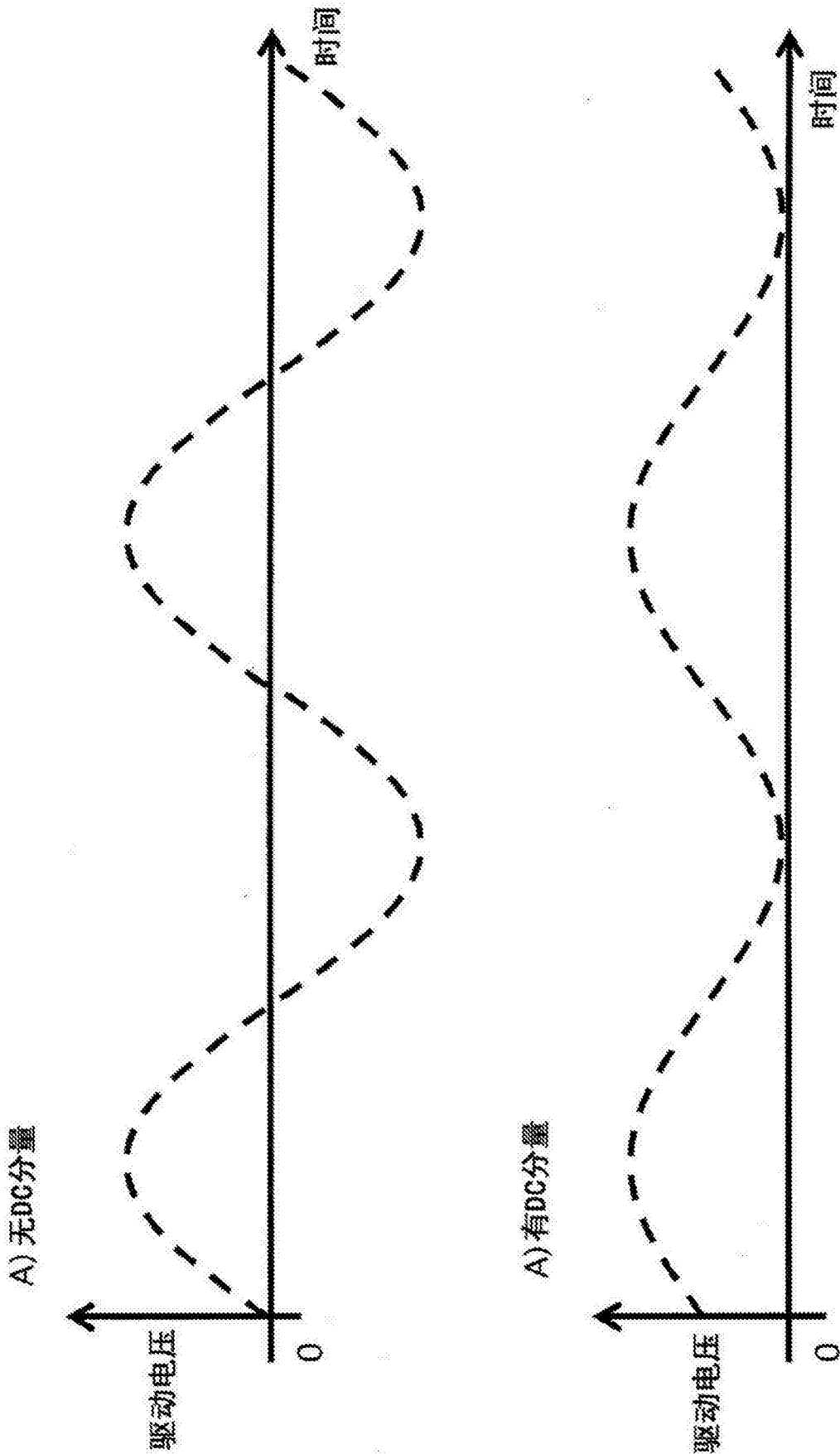


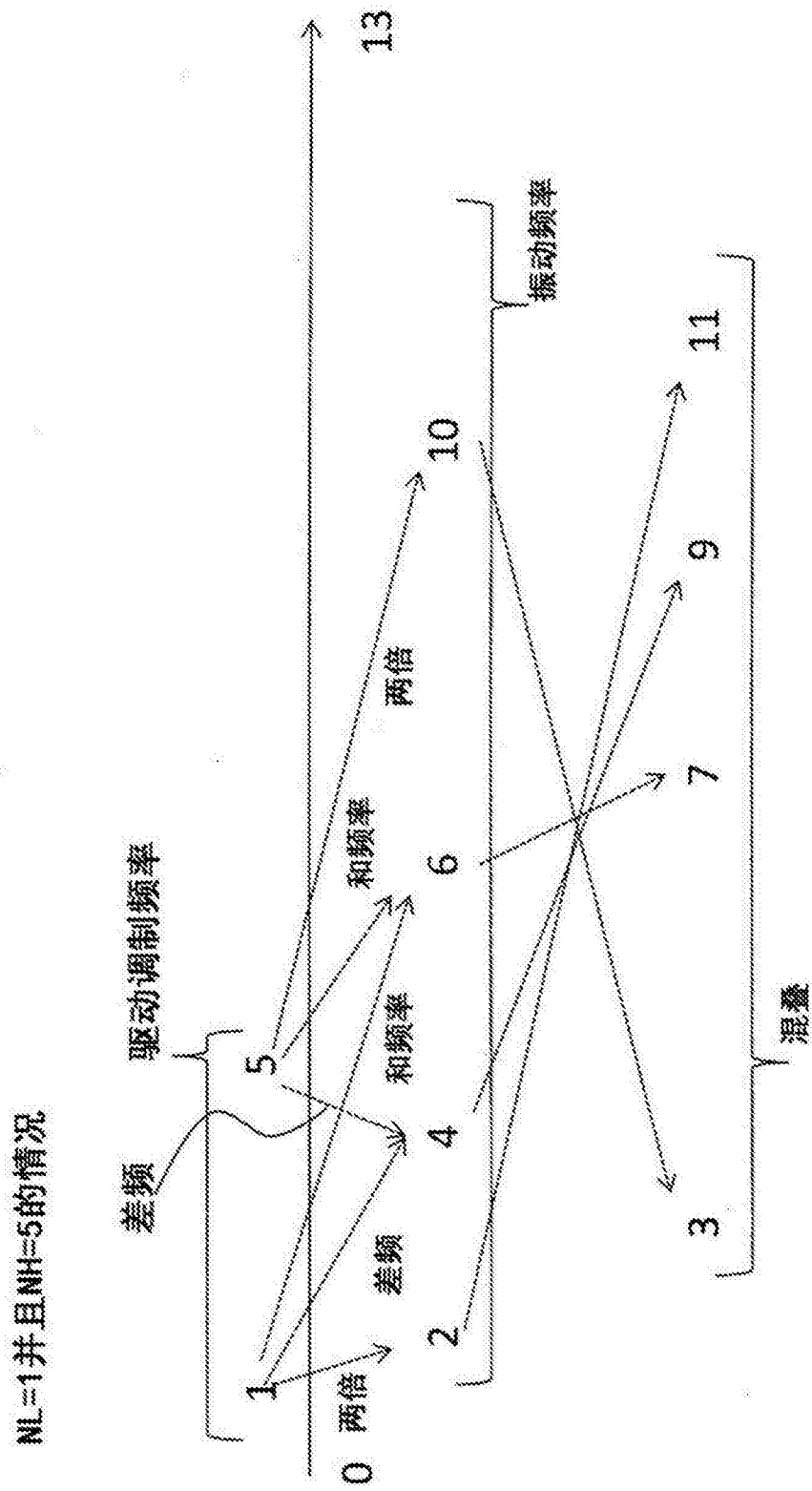
图 9

NH

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1			x	x						x		
2		—	—	—		x	x				x	
3	x		—	x					x			x
4		—	—	—					x			x
5		—	—	—	—	x		x			x	
6		—	—	—	—	—	x	x				
7		—	—	—	—	—	—	x				
8		—	—	—	—	—	—	—	—			
9		—	—	—	—	—	—	—	—	—		
10		—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
11		—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—

NL

图 10



2, 3, 4, 6, 7, 9, 10, 以及11都不匹配

图 11

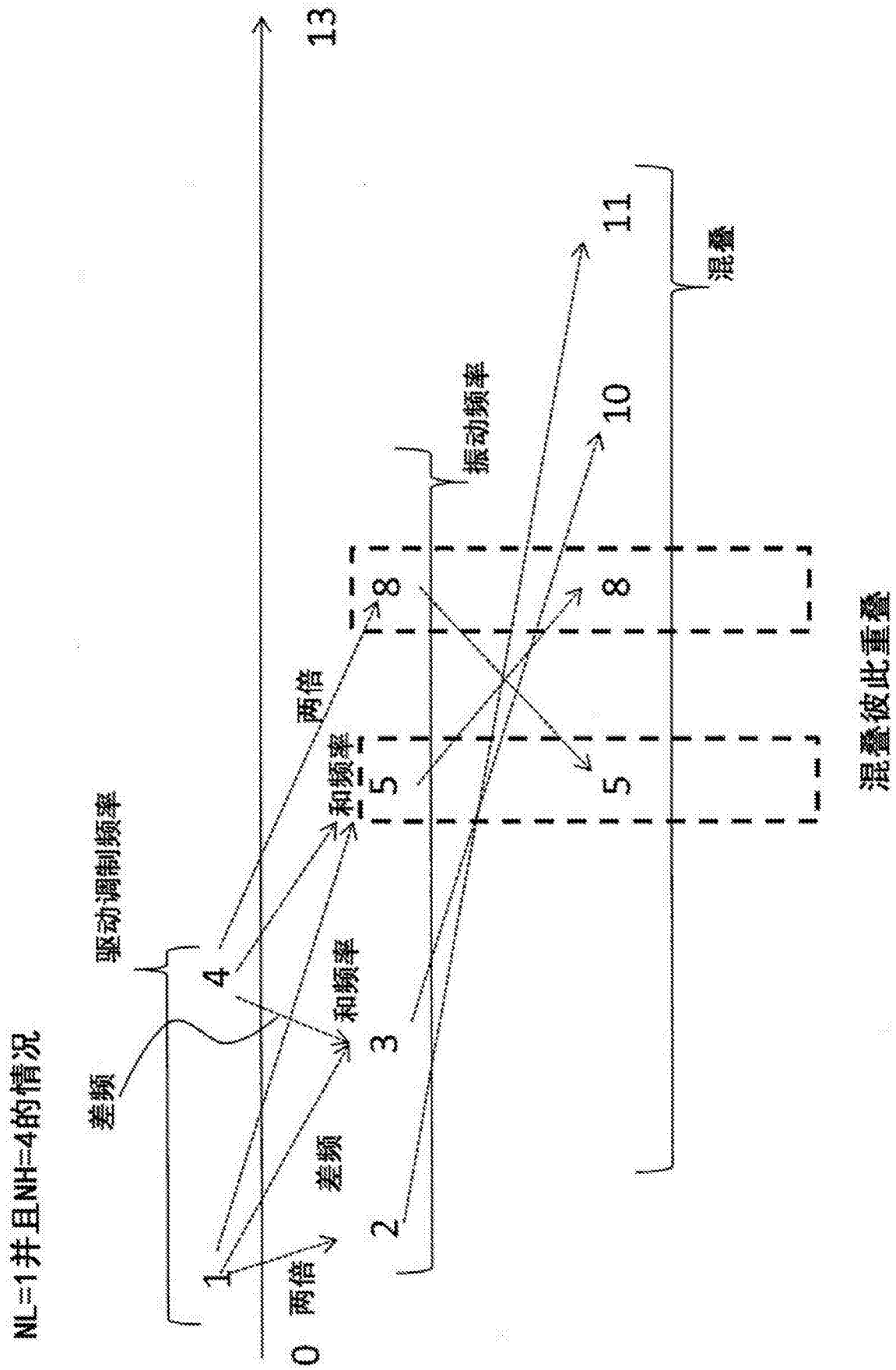


图 12

NH

12	x	x	x	x		x	x		x	x	x
11	x	x		x	x	x		x	x		
10	x		x		x	x	x	x	x		
9		x	x	x	x			x			
8		x	x	x	x	x	x				
7	x	x	x		x	x					
6	x	x	x		x						
5		x	x	x							
4	x	x	x								
3	x										
2	x										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11

NL

图 13

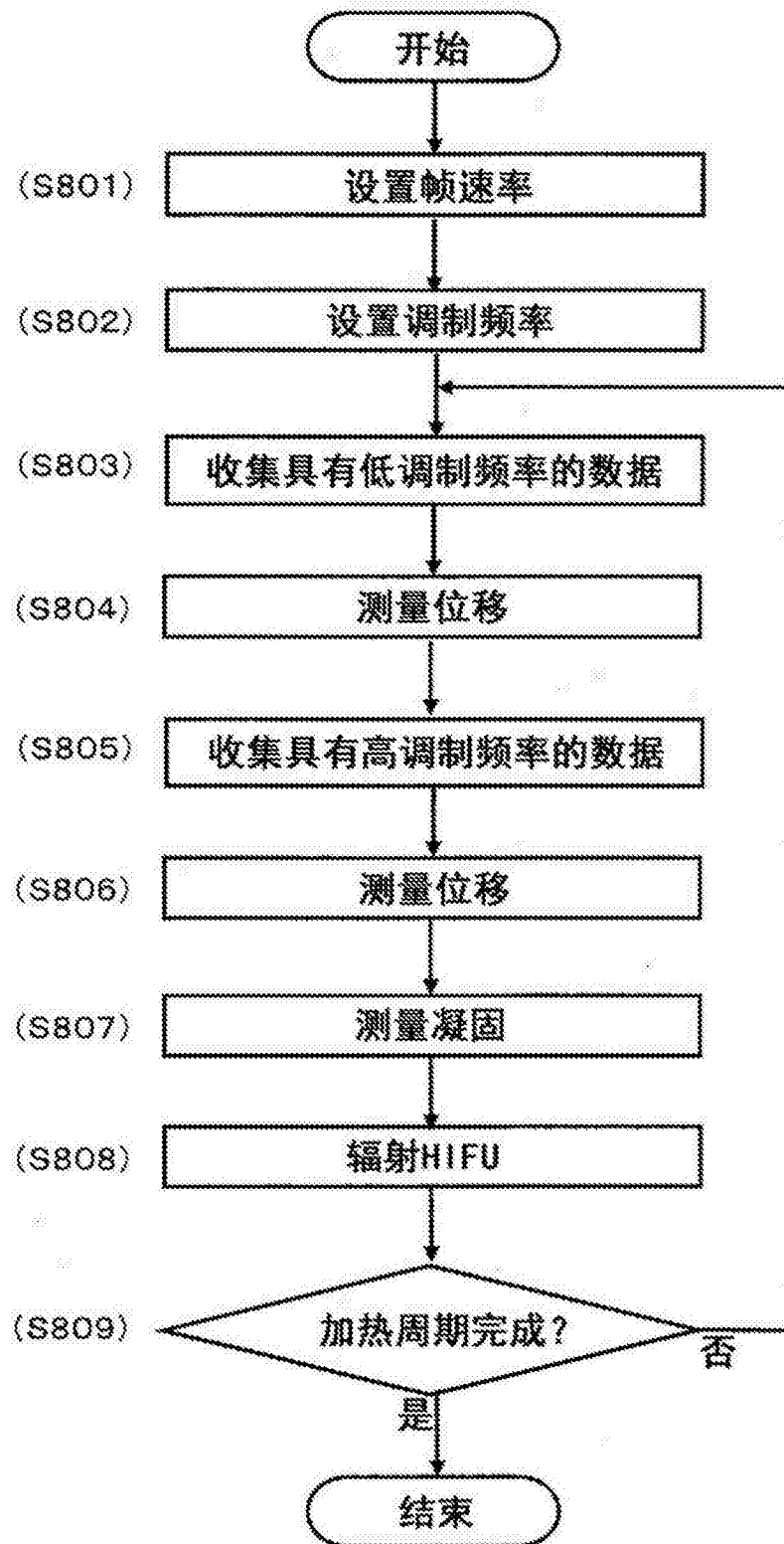


图 14

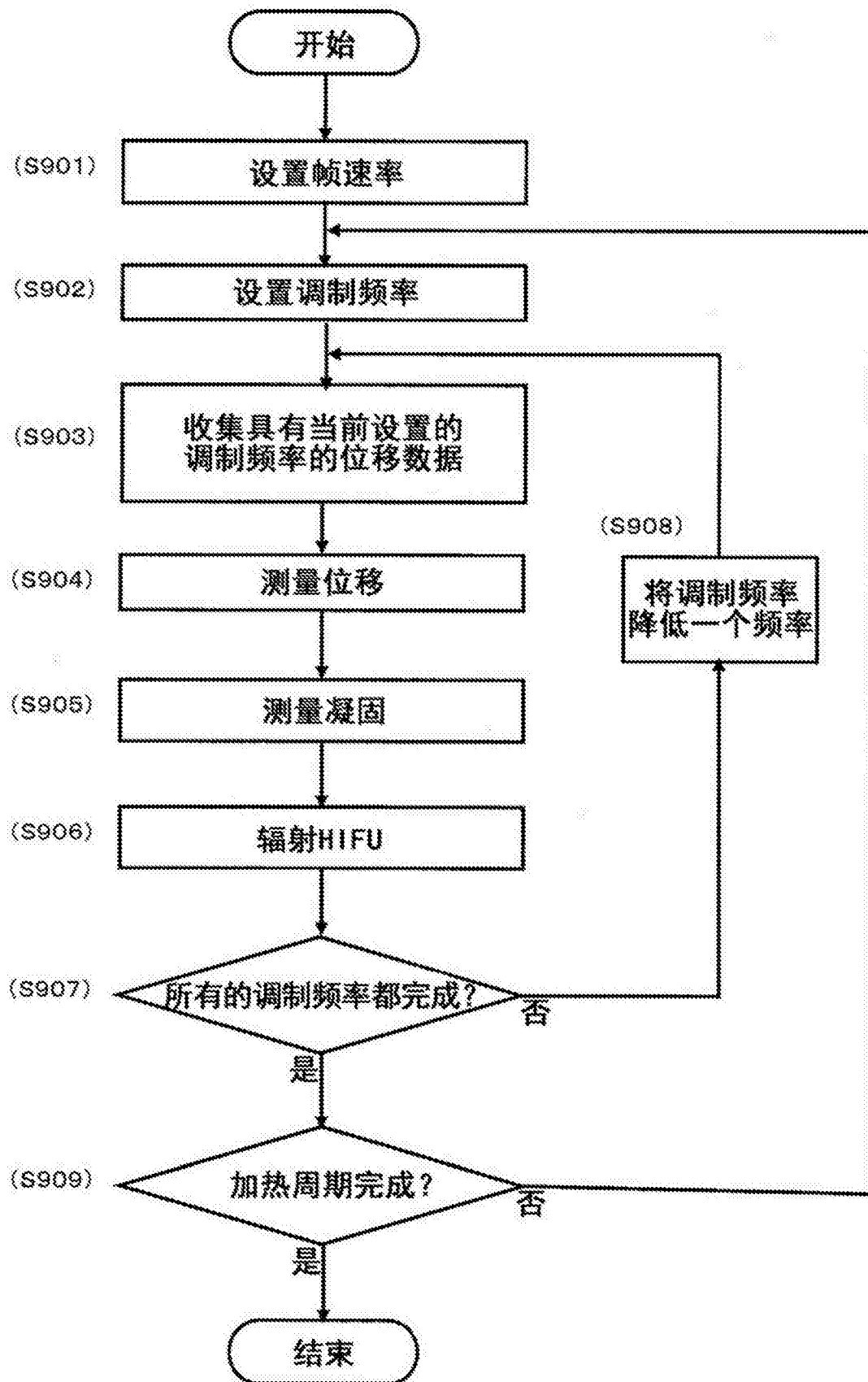


图 15

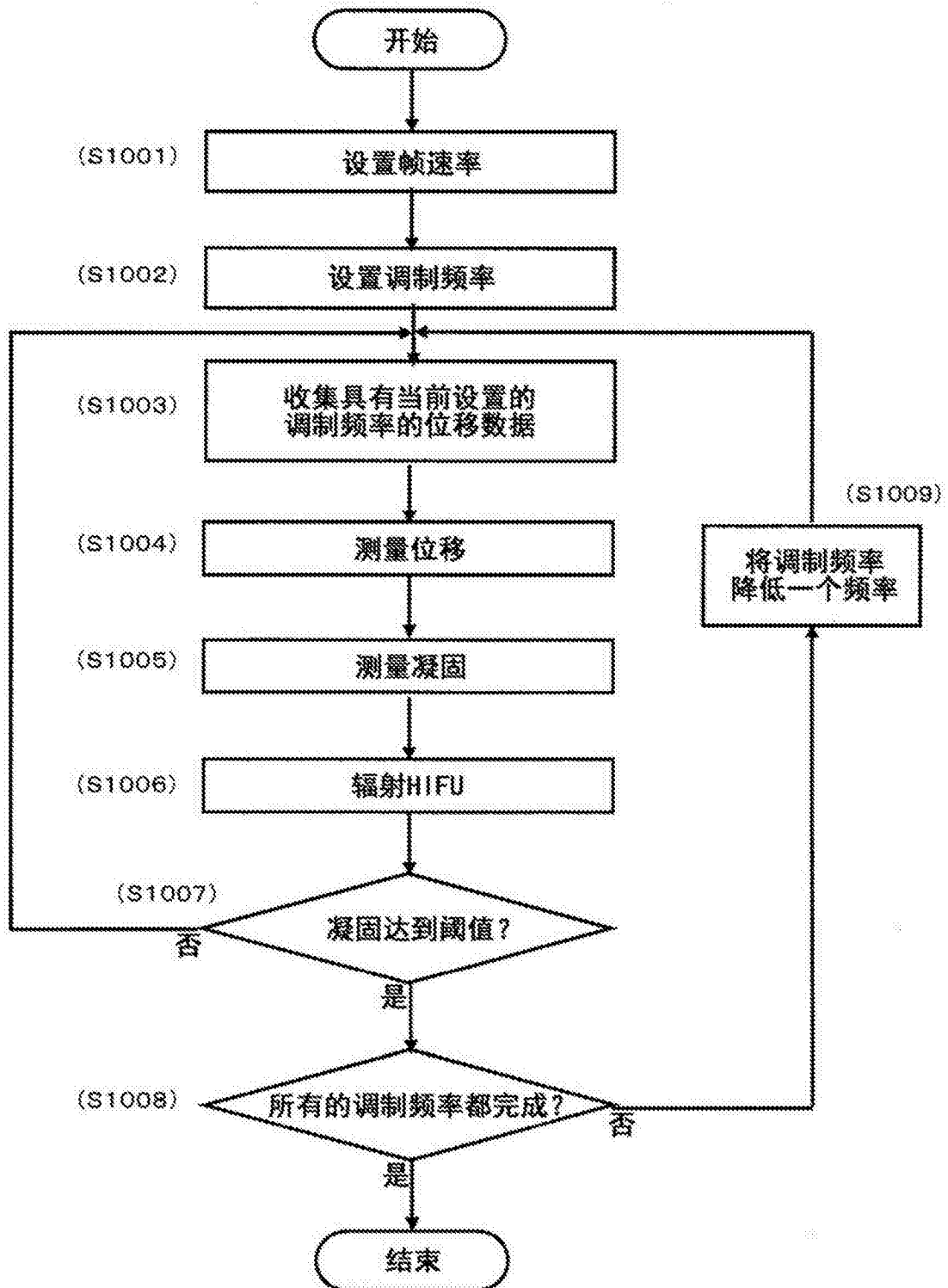


图 16

凝固大小	调制频率
0 (未检测到) ~2mm	调制频率6 (230.76Hz)
2~5mm	调制频率5 (192.30Hz)
5~8mm	调制频率4 (153.84Hz)
8~11mm	调制频率3 (115.28Hz)
11~15mm	调制频率2 (76.92Hz)
15mm~治疗目标大小	调制频率1 (38.46Hz)

图 17

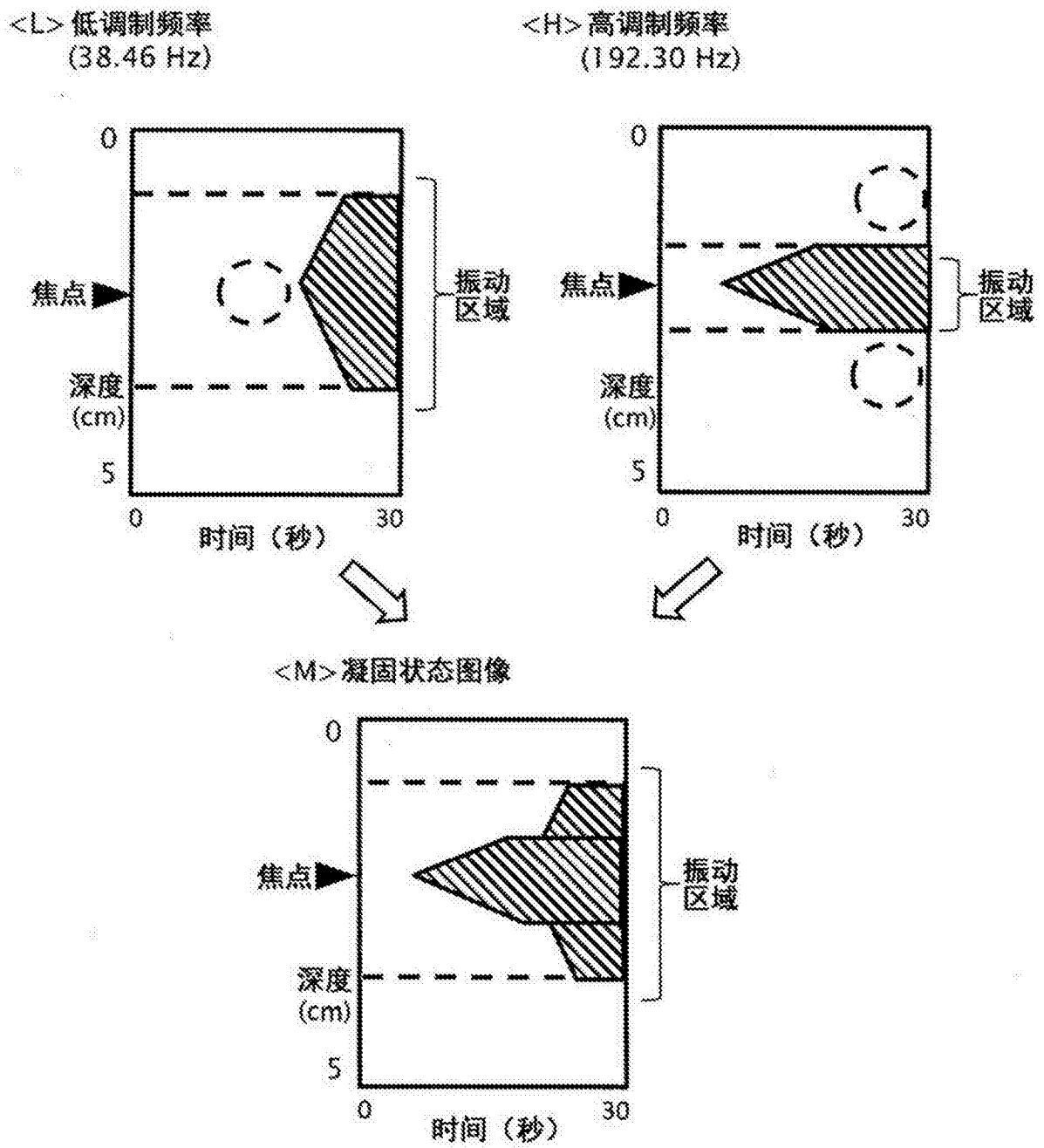


图 18

专利名称(译)	超声医疗设备		
公开(公告)号	CN105246416A	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	CN201480031189.9	申请日	2014-05-27
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	东隆 佐佐木明 青柳良佑 高木周 射谷和德 藤原圭祐 竹内秀树		
发明人	东隆 佐佐木明 青柳良佑 高木周 射谷和德 藤原圭祐 竹内秀树		
IPC分类号	A61B8/08 A61B18/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/085 A61B2018/00589 A61N7/02 A61N2007/0052		
代理人(译)	黄威		
优先权	2013113609 2013-05-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

调制频率控制单元(36)控制位移使用发送单元(34)使得位移使用超声波束(EB)经受使用相对高的调制频率和相对低的调制频率的调制处理。位移测量单元(24)测量每个调制频率处的治疗区域(P)中的组织的位移，并且凝固测量单元(25)基于相对高的调制频率处的位移测量结果来测量治疗区域(P)中的局部凝固，并且基于相对低的调制频率处的位移测量结果来测量治疗区域(P)中的大面积的凝固。结果，例如，能够高精度地测出已经发生凝固之后是否立即出现局部凝固等，并且此外，例如，能够高精度地测出凝固已经进展之后的大面积凝固的大小等。

