

[51] Int. Cl.
A61M 37/00 (2006.01)

[51] Int. Cl.

A61M 37/00 (2006.01)



专利号 ZL 02803911.4

[45] 授权公告日 2007 年 1 月 3 日

[11] 授权公告号 CN 1292813C

[22] 申请日 2002.1.18 [21] 申请号 02803911.4
[30] 优先权

[30] 优先权

[32] 2001. 1. 18 [33] JP [31] 10607/01

[86] 国际申请 PCT/JP2002/000339 2002.1.18

[87] 国际公布 WO2002/056957 日 2002.7.25

「85」 进入国家阶段日期 2003.7.18

「73」 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 浅房胜德

[56] 参考文献

CN1182357A 1998.5.20 A61B8/06

CN1134808A 1996.11.6 A61B8/00

CN1186420A 1998.7.1 A61B8/00

CCN1103774A 1995.6.21 A61B8/00

IP7 - 213622A 1995. 8. 15 A61M37/00

CN1168262A 1997.12.24 A61B8/14

CN1192883A 1998.9.16 A61B8/14

审查员 王翠平

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

代理人 朱 丹 张立岩

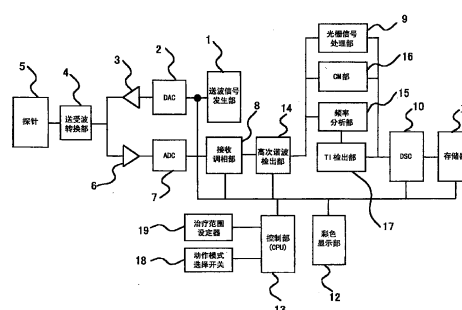
权利要求书 4 页 说明书 14 页 附图 8 页

[54] 发明名称

超声波治疗装置及其方法

[57] 摘要

本发明提供一种超声波治疗装置。使医生能够通过图像简单确认向患者体内注入的放入药剂的微胶囊到达患部的状况，并且能够简单决定为了破坏微胶囊的超声波辐射的时间。该超声波治疗装置在形成受波束的受波定相部中，设置有：提取出由受到超声波辐射的微胶囊产生的高次谐波反射信号的高次谐波检出部、将该高次谐波检出部的输出信号进行频率分析的频率分析部、使用该频率分析部的输出，检测出在扫描区域内的微胶囊在体内的移动信息，作成彩色图谱图的彩色图谱部和根据所述频率分析部输出的信号显示在前期扫描区域内的微胶囊的存在量随时间变化的用于作成时间强度(TI)曲线的TI检出部。



1. 一种超声波治疗装置，其特征在于：具备：

向生物体内发送为得到图像所需的第1超声波信号，接收对应该第1
5 超声波信号的反射信号的受波信号的第1超声波辐射装置、
通过对所述受波信号进行处理来获得诊断信息的装置、
将破坏投入到所述生物体的放入药剂的微胶囊所需的第2超声波信号
向所述生物体辐射的第2超声波辐射装置、
具有根据由所述第1超声波辐射装置获得的所述诊断信息生成所述第
10 2超声波信号的辐射时间的辐射时间发生装置的控制装置。

2. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其特征在于：所述辐射
时间发生装置具备：用于显示通过由从所述微胶囊反射的所述超声波的高
次谐波成分构成的所述第1超声波信号所获得的反射信号的图像的图像显
示装置。

15 3. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其特征在于：所述辐射
时间发生装置具备：用于重叠显示通过由从所述微胶囊反射所述超声波高
次谐波成分构成的所述第1超声波信号所获得的反射信号的图像和所述生
物体内的断层像的图像显示装置。

4. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其特征在于：所述辐射
20 时间发生装置具备：根据由流入所述生物体内患部的微胶囊所生成的反射
信号量的时间变化，产生有关所述第2超声波信号发生时的声音的声音发
生装置。

5. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其特征在于：所述辐射
时间发生装置具备：用于显示从流入所述生物体内患部的微胶囊生成的反
25 射信号量的时间变化的图像显示装置。

6. 根据权利要求5所述的超声波治疗装置，其特征在于：所述图像
显示装置显示所述反射信号量的时间变化的数值。

7. 根据权利要求5所述的超声波治疗装置，其特征在于：所述图像
显示装置显示基于被监视的反射信号量的时间变化和预先设置的规定值
30 相比较的有关所述第2超声波信号的发生的信息。

8. 根据权利要求 5 所述的超声波治疗装置, 其特征在于: 所述图像显示装置具备: 取所述反射信号量为一轴, 取时间为另一轴, 生成时间强度曲线图表的装置, 并显示所述生成的图表。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波治疗装置, 其特征在于: 所述图像显示装置, 将所述生物体断面的断层像或者由从所述微胶囊反射的所述超声波高次谐波成分形成的反射信号的图像的至少 1 幅图像与所述图表重叠显示。

10. 根据权利要求 8 所述的超声波治疗装置, 其特征在于: 所述图像显示装置, 将所述生物体断面的断层像或者由所述微胶囊反射的所述超声波高次谐波成分形成的反射信号图像的至少 1 幅图像与所述图表并列显示。

11. 根据权利要求 8 所述的超声波治疗装置, 其特征在于: 所述图像显示装置, 将所述生物体断面的断层像或者由所述微胶囊反射的所述超声波高次谐波成分形成的反射信号图像的至少 1 幅图像与所述图表进行切换显示。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置, 其特征在于: 所述第 1 超声波信号的送波强度 $P1$ 为 $0 < P1 \leq 1 [W/cm^2]$, 所述第 2 超声波信号的送波强度 $P2$ 为 $0 < P2 \leq 5 [W/cm^2]$ 。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置, 其特征在于: 所述第 1 超声波信号的送波强度 $P1$ 和所述第 2 超声波信号的送波强度 $P2$ 为, $P1 = m \cdot P2$, 其中 m 为 $0 < m \leq 0.2$ 。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置, 其特征在于: 所述辐射时间发生装置具备: 当从所述第 2 超声波信号切换到所述第 1 超声波信号时, 显示根据所述第 1 超声波信号测定的未破坏的微胶囊的图像显示装置。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波治疗装置, 其特征在于: 具备: 根据所述未破坏的微胶囊, 调节所述第 2 超声波信号的强度和频率的装置。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置, 其特征在于: 所述辐射时间发生装置具备: 将所述生物体的应治疗的患部的在图像显示装置上的最佳显示位置的图像, 在从所述第 1 超声波信号切换到所述第 2 超声波信号时, 进行锁定显示的装置。

17. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其特征在于：所述控制装置控制从所述第2超声波辐射装置向所述生物体辐射的超声波聚焦的范围。

18. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其特征在于：具备：
5 将用于获得图像的第1超声波信号，向被投入了至少2种放入药剂的微胶囊的生物体发送，并接收对应该第1超声波信号的反射信号的受波信号的第1超声波辐射装置、

通过处理所述受波信号而得到诊断信息的装置、

向所述生物体辐射为了破坏被投入到所述生物体内的微胶囊的第2超声波信号的第2超声波辐射装置、

根据所述得到的诊断信息，控制所述第2超声波辐射装置的控制装置。

19. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其特征在于：具备：

输入至少2种所述微胶囊的注入顺序、向该各个微胶囊发射的超声波频率及强度的输入装置、

15 保存所述输入的注入顺序、向各个微胶囊发射的超声波频率及强度的存储装置、

由根据所述保存的注入顺序，超声波强度及频率对每个所述微胶囊而设定的第2超声波信号，控制所述第2超声波辐射装置的控制装置。

20. 根据权利要求19所述的超声波治疗装置，其特征在于：具备：
20 根据由所述输入装置设定的顺序对将至少2种所述微胶囊注入到所述生物体内的注入器进行控制的控制装置。

21. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其特征在于：具备：

向投入了放入药剂的微胶囊的生物体送波超声波，接收其反射波的探头、

25 在送波信号发生部中设定用于获得所述生物体图像的第1超声波信号的设定装置、

将对应所述第1超声波信号的所述反射波作为信号接收，进行为了将该反射信号以图像显示的处理的装置、

将被实施了所述处理的反射信号作为诊断信息而取得的装置、

30 所述送波信号发生部中设定达到破坏所述微胶囊的强度的第2超声波

信号的设定装置、

由所述探头向所述生物体辐射所述第2超声波信号的装置、

根据所述得到的诊断信息，将所述第1超声波信号和所述第2超声波信号进行切换的装置。

5 22. 根据权利要求21所述的超声波治疗装置，其特征在于：具备：

向被投入了至少2种放入药剂的微胶囊的生物体发送超声波，接收该反射波的探头、

在送波信号发生部中设定为了获得所述生物体图像的第1超声波信号的设定装置、

10 将对应所述第1超声波信号的所述反射波作为信号接收，并进行为了将该反射信号以图像显示的处理的装置、

将被实施了所述处理的反射信号作为诊断信息而取得的装置、

在送波信号发生部中设定能够破坏所述每个微胶囊的第2超声波信号的设定装置、

15 根据所述取得的诊断信息，由所述探头向所述生物体辐射所述第2超声波信号的装置、

根据所述得到的诊断信息，对所述第1超声波信号和第2超声波信号进行切换的装置。

超声波治疗装置及其方法

5 技术领域

本发明涉及一种超声波治疗装置及其方法，特别是关于为了向生物体内的患部集中投入治疗药物所使用的超声波治疗装置及其方法。

背景技术

10 近年来，用于对生物体内的患部进行治疗的超声波治疗装置被不断地开发出来，作为将超声波用于对生物体内的患部进行治疗的装置具有若干种类。其第1种装置是将超声波用于患部图像的描画，该图像用于向生物体内插入导尿管，穿刺针时的导向图像。其第2种装置是将辐射到生物体内的超声波所带有的能量作为患部组织的破坏能量来使用。进而，第3种
15 装置是通过向生物体内投入的媒介物辐射超声波，使媒介物的状态发生变化，以此来破坏患部组织。

作为已有的第3种装置的一例，特开2000-189521号公报上公开了具备：向生物体内送波为得到图像所需的第1超声波信号，受波相应的反射信号的收集装置、通过对所述反射信号进行处理而得到图像信息的图像取
20 得装置、为了使包含在被称作微胶囊或微泡的微泡内部的，被投入到生物体内的药物，在生物体的患部活性化，向生物体内送波破坏所述微胶囊所需的第2超声波信号的辐射装置的超声波治疗装置。

但是，关于该以往的装置，虽然记载了为了破坏所述微胶囊所需的第2超声波的辐射方向的设定，但是没有考虑到根据从第1超声波辐射装置
25 得到的诊断信息来控制第2超声波。

发明内容

本发明的目的在于提供一种提高治疗效率的超声波治疗装置。

另外，本发明的目的还在于提供一种能够以视觉确认微胶囊的破坏状
30 况的超声波治疗装置。

本发明的目的还在于，提供一种由于投入多个微胶囊，从而提高治疗效果的超声波治疗装置。

为了达到上述目的，本发明的超声波治疗装置具有：向生物体内发射为得到图像所需的第1超声波信号，接收对应该第1超声波信号的反射信号
5 号的受波信号的第1超声波辐射装置、处理上述超声波受波信号，得到诊断信息的装置、向生物体辐射能够破坏被投入到所述生物体内的放入药剂的微胶囊的第2超声波信号的第2超声波辐射装置，根据所述第1超声波辐射装置得到的所述诊断信息，控制所述第2超声波辐射装置的控制装置。

为了将封入到微胶囊的药剂，当微胶囊被破坏时，投入到患部，在微
10 胶囊到达患部时，向微胶囊辐射超声波，以破坏微胶囊。这些是由操作者确认微胶囊在患部集中，依据图像诊断所需的超声波，来控制破坏微胶囊的超声波辐射。这样，缩短了治疗时间等使治疗效率得到提高。另外，对于患者，由于缩短了治疗时间，从而缩短了束缚时间，从而能够减少向患者投入微胶囊的量。这里，所谓微胶囊到达患部的时间是，例如循环到患
15 部的微胶囊的浓度在患部为最适当之时间。

还设置有，在从所述第2超声波信号转换到所述第1超声波信号时，显示根据所述第1超声波信号测定的未破坏的微胶囊的图像显示装置。

微胶囊的破坏状况可由医生的视觉来确认。装有药剂的微胶囊的破坏状况可以通过视觉被确认，封入了药剂的微胶囊究竟有多少投入到患部能
20 够得到确认。

另外，还具有，向被投入了含有药剂的至少2种以上的微胶囊的生物体内发射为了获得图像的第1超声波信号，接收与该第1超声波信号反射信号对应的受波信号的第1超声波辐射装置、处理所述受波信号，得到诊断信息的装置、将为了破坏投入到所述生物体内的微胶囊的第2超声波信号辐射到所述生物体的第2超声波辐射装置及根据所述得到的诊断信息控制所述第2超声波辐射装置的控制装置。
25

当使用多种封入不同药物的微胶囊时，在不同微胶囊到达患部的时间，向不同的微胶囊辐射第2超声波，破坏各个微胶囊。由于投入多个微胶囊，进一步提高了治疗的效果。

附图说明

图 1 是表示本发明的超声波治疗装置的一实施例的全体构成的方框图。

图 2 是表示图 1 所示的送波信号发生部的构成的方框图。

5 图 3 是表示图 1 所示的高次谐波检出部的频率分析部的构成的方框图。

图 4 是表示图 1 所示的色彩映射 (CM) 部的构成的方框图。

图 5 是表示图 1 所示的时间强度 (TI) 检测部的构成的方框图。

图 6 是表示基波 f_0 和高次谐波 f_n 的频率分布的图。

图 7 是表示高次谐波检出部输出信号的频率分布图。

10 图 8 是表示从 TI 检出部输出的频率分辨信号的图。

图 9 是表示时间强度曲线的图。

图 10 是微胶囊的示意图。

图 11 是表示受到超声波辐射的微胶囊的变化的图。

图 12 是表示向微胶囊辐射的超声波以及其反射信号的波形图。

15 图 13 是表示高次谐波检出部的变形例的图。

具体实施方式

下面参照附图详细说明本发明的实施例。

图 1 是表示本发明的超声波治疗装置的构成的方框图。

20 在图 1 中, 送波信号发生部 1 是用于生成通过驱动超声波探头, 产生向患者体内送波的超声波的数字驱动信号的装置。DA 变换器 (DAC) 2 用于将从送波信号发生部 1 输出的驱动信号变换成模拟电压信号。送波放大器 3 用于将从 DAC2 输入的信号进行放大后输出。送受波切换部 4 用于当送波超声波时, 使来自送波电路的信号通向探头, 在受波超声波时使由探头受波的反射信号向受波处理部方向输出。超声波探头 5 用于在向接受治疗的患者体内送波超声波的同时, 受波从患者体内反射的超声波。超声波探头 5, 是能够送波受波具有作为破坏微胶囊的超声波治疗装置的能量水平

25 和频率的超声波及具有作为获得患者体内图像的超声波摄像装置的能量水平和频率的超声波的多种不同的超声波的装置。

30 受波放大器 6 是将由探头 5 受波的被作为反射信号输出的信号进行放

大的装置。AD 变换器 (ADC) 7 用于将从受波放大器 6 输出的反射信号进行 AD 变换。定相部 8 用于进行形成受波波束的定相。这些受波放大器 6, ADC7 和定相部 8 具有与超声波探头 5 在受波时发生动作的振动子数相等的通道, 在定相部 8 的终端设置加法电路。由这些部分形成受波波束信号。

5 并且, ADC7 也可以认为是定相部 8 的一部分。

信号处理部 9 是对于从定相部 8 输入的反射信号进行图像化所需的前处理, 即对数压缩处理, 检波处理, 滤波处理, 增强处理等的装置。数码扫描变换器 10 是进行超声波波束扫描与为显示图像所需的扫描之间的变换的装置。显示用存储器 11 用于保存数码扫描变换器 10 的输出。彩色显示装置 12 例如由彩色 CRT 显示屏或彩色液晶显示装置构成。控制部 (CPU) 13 用于对上述的各个部分实施控制。上述的构成, 作为医疗图像诊断装置与公知的超声波诊断装置的构成基本相同。

本发明的超声波治疗装置除了具有如上所述的获得诊断图像功能以外, 还具有在患者体内破坏微胶囊的功能、通过图像观察微胶囊破坏状况的功能及计算微胶囊破坏时间的功能。下面, 说明为了达到上述 3 个功能而被附加在上述构成上的本实施形态的构成部分。

首先, 说明具备破坏微胶囊功能的构成部分。图 2 是图 1 所示的送波信号发生部 1 的详细构成的方框图。在图 2 中, 波形存储器 51 是保存送波频率的装置, 在波形存储器 51 中保存有在获取所述诊断图像时所使用的超声波频率、及在破坏微胶囊时所使用的频率。这里, 在波形存储器 51 中预先存储有能够破坏多种微胶囊的多个微胶囊破坏用频率。送波时间控制部 52, 为了使从探头 5 发出的超声波聚焦在生物体的患部, 对于供给设置在探头 5 内的多个振动子的各个振动子的驱动信号, 进行位相控制或者延迟控制而后输出。送波强度控制部 53 控制从波形存储器 51 输出的送波信号强度。乘法器 54 将从波形存储器 51 输出的信号和从送波强度控制部 53 输出的信号进行乘法计算。以上的各个构成部分由所述 CPU13 进行控制。在 CPU13 中, 预先组装有将相应微胶囊的种类的微胶囊破坏时的超声波频率以及强度, 以及微胶囊的破坏顺序等程序化的固化软件。

一般用于超声波诊断用的送波强度 P_1 为 $0 < P_1 \leq 1 [\text{W}/\text{cm}^2]$, 另外, 达到破坏微胶囊的送波强度 P_2 为 $0 < P_2 \leq 5 [\text{W}/\text{cm}^2]$ 。各个送波强度的关系为

$P1 = m \cdot P2$ (m 为 $0 < m \leq 0.2$)。

下面,说明为了观察微胶囊破坏状况所需的构成。在微胶囊被破坏前可观察到集中于患部的浓度,但在微胶囊被破坏后,也能观察到还残留有多少微胶囊未被破坏的破坏状况。当未破坏的微胶囊受到超声波的辐射时,产生共振现象,胶囊的膜被破坏,此时发生与送波的超声波频率不同的频率。这里所说的(不同频率)包含多个相对送波的超声波频率具有不同频率的高次谐波成分。通过将该高次谐波成分进行图像化,可观察到微胶囊的破坏状况。下面,参照图1,说明对该高次谐波进行图像化的构成。在图1中,高次谐波检出部14检测出在患者体内受到超声波辐射而被破坏的微胶囊发出的高次谐波反射信号。频率分析部15对高次谐波检出部14检测出的高次谐波反射信号进行频率分析。彩色图谱部16求出从频率分析部15输出的高次谐波成分的空间分布信息,对被求出的空间分布信息附加色彩信息,然后输出。

下面,参照图3详细说明所述高次谐波检出部14以及频率分析部15的详细构成的一例。高次谐波检出部14由本机振荡器141、乘法器142、143和低通滤波器(LPF)144、145组成。这里本机振荡器141由存储器,计数器等构成,输出为了位移反射信号频率的相位错开 $\pi/2\text{rad}$ 的两个本机信号,即 $\sin(2\pi\omega t)$ 以及 $\cos(2\pi\omega t)$,乘法器142、143将输入的反信号与上述本机信号相乘,对包含在反射信号中的基波频率成分,即,由探头发送的超声波的频率,及微胶囊破坏时产生的高次谐波成分进行频率位移。并且,LPF144,145由寄存器,乘积运算器等构成,在由所述乘法器进行频率位移的所述基波频率成分和高次谐波成分中,除去基波频率成分,通过高次谐波成分。

频率分析部15由高速付立叶变换(FFT)运算部151及绝对值运算部(ABS)152构成。FFT运算部151是具有公知的蝶形乘法器的将反射信号从时分排列变换到频分排列的装置,ARS运算部152由2次方运算器,加法运算器以及平方根运算器组成,能够计算出FFT运算部151输出的每个频率的信号强度。

下面,说明实现计算破坏微胶囊的时机的功能的构成。被注入到静脉中的微胶囊,随着血流在体内循环,被输送到患部。这时,到达患部的微

胶囊的浓度随着时间的延长而变浓，之后，又随着时间的延长而变淡。所以观察随着经过时间而变化的微胶囊的浓度，就可以预测破坏微胶囊的超声波辐射的时间。在本实施例中，为了掌握患部的微胶囊浓度变化，设置彩色图谱（CM）部 16。CM 部 16 如图 4 所示，由 MTI（Moving Target Indication）滤波器 161 和自相关运算部 162 和彩色图生成部 163 组成。这里，MTI 滤波器 161 是由寄存器，比较器，带通滤波器（BPF）等组成，是用于雷达领域、利用超声波诊断装置的多普勒现象的血液分布图像测定领域的装置，可从周围不动的组织中分离抽出、并检出流向患部的微胶囊。自相关运算部 162 是由如 DSP(Digital Signal Processor)那样的运算器和存储器等构成，是由自相关运算对微胶囊的移动速度信息，速度分散信息，信号强度信息进行运算的装置。其自相关技术在所述超声波装置领域中也为公知。彩色图生成部 163 由存储器、彩色编码器等组成，将自相关运算部 162 输入的数据写入到存储器里，进行图像数据化，同时向这些数据上由彩色编码器附加与其数值相应的彩色信息。

下面，就实现掌握微胶囊向患部的流入状况以及破坏状况的功能的构成进行说明。在本发明中，对于微胶囊向患部流入状况以及破坏状况不是以瞬时的，而是按经过时间进行表示，这样，便于医生的掌握。在本实施例中，作为达到该目的的构成的一例，设置有时间强度检出部 17。该时间强度检出部 17 如图 5 所示，是由将来自高次谐波检出部 14 的信号输入，将该信号按其中的每个不同的频率分别输出的频率辨别电路 171 和，对该频率辨别电路 171 的输出的各个频率进行计数的计数电路 172 和，使用该计数电路 172 的输出，按照 CPU13 的指令，取一侧为时间轴，另一侧为信号值轴，变换成把频率作为参数的信号的时间分布信息的时间强度存储器（TI 存储器）173 构成，如上构成的时间强度检出部 17，在某一规定的时间内，能够用图形表示各高次谐波成分的信号出现信息的时间变化。并且，TI 存储器 173 也能够使用 DSC10 内部的存储器。

另外，如果在动作模式选择开关中设置为了能够一边观察微胶囊的破坏状况，一边调整破坏微胶囊所需的超声波送波强度的开关，可以根据患者的体质调整送波强度。另外，由于设置所述调整开关的话，还可以尽量控制送波强度，促进治疗，所以能够实现减轻受治疗的患者的负担的超声

波治疗。

下面，说明如上所述构成的超声波治疗装置的动作。首先，由医生做好将微胶囊化的治疗药物向患者静脉注入的准备，在此治疗药物的注入，可以使用自动注入器。之后，当准备完成后，医生启动超声波治疗装置的电源，利用装置的摄像功能将治疗部位的超声波断层像映射在监视器上，然后，医生根据观察断层像，特定出最能映射出治疗部位的探头的位置。

以此为目的的超声波断层像的摄像按如下进行。医生首先用超声波治疗装置的操作板上设置的装置动作模式选择开关 18 选择断层像摄像模式。之后，将探头 5 接触患者治疗部位的体表面，为了图中省略了的超声波扫描开始开关的操作以及设定从探头送波的超声波焦点深度，操作焦点深度设定器。这样，由 CPU13 向送波信号发生部 1 送波指令，送波信号发生部 1 在发生摄制断层像所需的数字式送波脉冲信号的同时，从探头 1 的多个振动子发出的超声波脉冲在上述设定的焦点深度上聚集（与以相同位相到达时的意义相同）那样，给与并输出向各个振动子提供的每个脉冲规定的延迟时间。

从送波信号发生部 1 输出的送波脉冲信号在 DAC2 中被转换成模拟信号，然后被输入到送波放大器 3。在该送波放大器 3 中，送波脉冲信号被放大成使振动子产生压电振动所需的电压，由送受波切换部 4 供给探头 5。所述给与规定延迟时间的各个送波脉冲信号，被提供给探针 5 的各个振动子，超声波从各个振动子以具有相应于延迟时间的时间差被送入被检体内。之后，被检体内送波的超声波向设定的焦点深度集结（与同时以同样位相到达意义相同）那样，在被检体内传播，传播时，在被检体内的音响阻抗不同的边界处，其一部分作为反射波向探头方向反射回来。

探头 5 收到反射波后将其转换成电信号输出。探头 5 的受波动作由包括进行送波动作的振动子的全部或者其一部分的振动子群来进行，各振动子所受波的信号分别通过送受波切换部 4 向受波放大器 6 输入，在受波放大器 6 经过放大后，在 ADC7 成为数字信号，向受波定相部 8 输入。受波定相部 8 由 CPU13 控制，依据相应于各受波信号的延迟控制和加法处理进行动态聚焦，即从探头 5 向被检体内送波的超声波随着向体内深层的传播，从在各振动子上将连续受波的反射（波）按规定的路线移动的焦点开始反

射来的反射（波），进行连续捕捉处理。根据以上的送波和受波动作，能够得到被检体内规定线上的超声波波束信号。

从受波定相部 8 输出的超声波波束信号向光栅信号处理部 9 输出，进行对数压缩处理，检波处理，动态滤波处理，强化处理等后向 DSC10 输出。
5 在向光栅信号处理部 9 输入的信号中，也包含具有从探头 5 向生物体内送波的超声波频率的整数倍频率的强度弱的高次谐波信号，通过滤波处理将其除去。输入到 DSC10 中的信号被保存在存储器中的规定的地址上，即，为了形成图像而分配给输入的超声波波束信号的地址上。之后以上的超声波送受波动作按照超声波波束方向依次边偏离边反复进行，在 DSC10 的存储器上形成图像后，该图像数据通过显示存储器 11 与彩色显示装置 12 的扫描同步地被读出，显示在彩色显示装置 12 的显示画面上，作为超声波断层像，最好以黑白图像显示。向被检体内的超声波扫描取得 1 帧图像后继续进行，以 30 幅/秒程度的画幅率进行断层像的取得和显示。

医生一边继续所述超声波扫描，一边改变探头 5 的位置与体表的接触
15 角度，寻找应该治疗的患部。然后，将探头 5 保持在使应该治疗的患部被显示在彩色显示装置 12 的最佳位置上，同时按下图中未示出的锁定开关，锁定显示的图像。这里，为了保持探头可以利用保持工具。

医生观察显示在彩色表示装置 12 上的锁定图像，指定治疗部位。其治疗部位的指定，可以应用例如作为 2 维血液循环表示的彩色流动映射
20 （CFM）中扫描范围的设定技术，作为治疗时的超声波波束的扫描范围，由治疗范围设定器 19 进行设定，此指定信号保存于 CPU13。使用锁定的断层像设定治疗所需的超声波波束扫描范围的理由是，接着要进行的从微胶囊造影移动到治疗时，其没有进行操作的充裕时间。

在此状态下，医生或者其他的看护人员用注入器向患者的静脉注入封
25 入药剂的微胶囊。向静脉中注入的微胶囊由于数秒后循环患者体内流入到达患部，所以注入后，医生将操作动作模式选择开关 18，从到目前为止的断层像取得模式转换到造影模式。此转换信号一旦输入到 CPU13，则 CPU13 在高次谐波检出部 14，频率分析部 15，彩色图谱部 16，时间强度检出部 17 发出起动指令。这里，在从所述断层像取得模式转换到造影模式时，从
30 探头 5 向患者体内送波的超声波频率变更到最好是能够将向患者体内注入

的微胶囊最能够描绘出的值。

收到此变更指令后，送波信号发生部 1 输出送波脉冲。此送波脉冲按 DAC2、送波放大器 3、送受波切换部 4、探头 5 的顺序供给，从探头 5 向患部发送超声波。该超声波的送波与所述摄制断层像时相同，扫描探头具有的全部视野那样，按每个受送波，一边变换其方向，一边反复扫描。以下，对其受波动作进行说明。

从探头 5 向某一方向送波的超声波的受波反射信号，通过探头 5、送受波切换部 4、受波放大器 6、ADC7、受波定相部 8，向光栅信号处理部 9 以及高次谐波检出部 14 输入。输入到光栅信号处理部 9 以及高次谐波检出部 14 的反射信号如图 6 所示，包括相应于从探头 5 送波的频率的中心频率为 f_0 ，并且具有某一区域的信号 A，和以此中心频率 f_0 的整数倍的频率 f_n 为中心频率的，具有某一区域的高次谐波信号的 B。包括向高次谐波检出部 14 输入的信号 A 和高次谐波信号 B 的信号，在乘法器 142，143 将各自的本机振荡器 141 输出的本机（参照）信号 $\cos(2\pi f t)$ 和 $\sin(2\pi f t)$ 相乘，如图 7 所示频率被位移。然后，从被位移的频率信号，由具有通过区域 BP 的 LPF144、145 抽出从所述高次谐波信号 B 形成的反射信号，其信号向频率分析部 15 以及彩色图谱部 16 输入。

一方面，向光栅信号 9 输入的信号 A 和高次谐波信号 B 与所述为寻找患部所需的摄像时的反射信号处理相同，施行为图像化所需的前处理之后，为了形成根据信号 A 的断层像，向 DSC10 的存储器输入。

之后，由向频率分析部 15 输入的由高次谐波信号 B 形成的波束信号，在 FFT 运算部 151，依次根据付立叶变换进行频率分析。其频率分析部 15 的输出显示由高次谐波信号 B 形成的一束波束信号的从浅到深的频率分布。由于微胶囊在受到超声波辐射时发生的高次谐波信号被事先测定为已知，所以根据观察频率分析部 15 的输出，能够得知微胶囊是否向其波束方向流来。从而，频率分析部 15 的输出被向 ABS 运算部 25 输入，根据所述构成，算出依次输入的高次谐波信号 B 的信号强度，以相应的频率辨别，然后输入检出部 17。

这样，在 ABS 运算部 152 算出的表示每个高次谐波频率的信号强度的信号输入到 TI 检出部 17 输出，在 TI 检出部 17 的计数电路 172，如图 8

所示,被每个频率加算,保存到 DSC10 内的存储器。然后,该 DSC10 的存储器中保存的数据为做成如图 9 所示的时间强度曲线 (TIC) 而被提供。其 TIC 的制作方法以后将详细说明。

从高次谐波检出部 14 输出到彩色图谱部 16 的高次谐波反射信号,被输入到 MTI 滤波器 161,在内部的寄存器等的存储部中被暂时保存。MTI 滤波器在雷达领域、超声波多普勒测定领域为公知物,用于取消静止部的信息而只检测出移动物体的信息。在本发明中,MTI 滤波器 161 用于检测出流过患部的血液流或微胶囊的移动信息。在 MTI 滤波器 161,为了只提取出血液流或微胶囊的移动信息,需要将超声波波束向同一方向至少发射 2 次。

所以,CPU13 当所述受波动作结束时,不改变超声波受送波方向反复受送波动作。第 2 次受波的反射信号通过高次谐波检出部 14,向 MTI 滤波器 161 输入时,在 MTI 滤波器 161 的寄存器等保存部暂时保存的数据和新输入的数据的差分运算,得到此两次受送波之间的血液循环或微胶囊的移动信息。然后,该信息在自相关运算部 162,提供自相关运算,算出血液循环或微胶囊的移动速度,分散速度,信号强度的各种数据。这些被算出的数据输入到彩色图谱部 163,对各个数据附加 R(红),G(绿),B(兰)光的三原色信息,然后保存到 DSC10 的存储器中。以上根据单方向的超声波波束的受送波,能够得到该波束上的频率分布和移动体的移动信息。

下面,为了将所述取得的频率分布和移动体的移动信息进行 2 维扩张,将超声波波束的方向依次偏离,反复进行受送波,超声波扫描包括患部的断面。根据该超声波扫描,TI 检出部 17 测定所述断面内的频率分布,还有,彩色图谱部 16 测定所述断面内的血液循环或微胶囊的移动状况。其中,由 TI 检出部 17 检出的被保存在 DSC10 存储器的频率分布数据,依据 CPU13 的计数功能,按每个频率被计数。该按每个频率计数的数据,对于出现在如图 9 所示的时间强度曲线 (TIC) 某一时间的超声波扫描面内的信号,显示按每个频率的强度值的乘积值。

另一方面,由彩色图谱部 16 被测定的血液循环或微胶囊的移动信息在 DSC10 存储器内被 2 维图像数据化,为了在断面内的流体移动状况的可视化而被读取,从光栅信号处理部 9 输出,在 DSC10 的存储器内被 2 维图

像数据化处理的黑白图像数据在显示存储器 11 被合成，显示于彩色显示装置 12。根据目视该图像操作者能够在图像上以色彩的变化基本实时地观察混在血液循环中流入患部的微胶囊。

以上的受送波动作在之后继续进行，直到每个断层像和彩色图谱向每个超声波波束 1 个方向送波结束，随着 DSC10 存储器的内容的更新而更新其显示。另外，TI 检出部 17 的测定数据扫描完每 1 幅后进行合计，与之前帧的数据相结合做成时间强度曲线。时间强度曲线是取水平轴为时间，纵轴为强度值，以频率作为参数的图，如图 9 所示显示微胶囊陆续流进患部，其在某一时间成为最大，其后数量减少的情形的图表。

操作者观察该图，关注封入药剂的微胶囊流进患部时发生的频率曲线，当医生判断为是破坏微胶囊的时间时，医生将超声波诊断装置上设置的动作模式选择开关 18 切换到治疗模式。这样，CPU13 向送波信号发生部 1 以及送波放大器 3 送波治疗用超声波的指令。收到此 CPU13 指令的送波信号发生部 1 输出，从探头 5 向患者体内送波具有微胶囊破坏用超声波频率的超声波所需的送波脉冲，送波放大器 3 通过 DAC2 将输入的送波脉冲放大到破坏微胶囊水平。由于该被放大的送波脉冲在送波信号发生部 1 中被实施延迟控制，使超声波向在作为治疗部位而设定的扫描范围的最端点的超声波的受送波方向（初期方向）集结，所以使得从探头 5 的各个振子放射的超声波向患者的治疗部位集结。

超声波微胶囊 200 如图 10 所示，由于是在微胶囊的壳体 210 里封入药剂 220 的胶囊，所以在壳体 210 内除药剂 220 以外空气等气体也一起被封入。微胶囊 200 的破坏依赖于壳体 210 的强度以及直径，另外，微胶囊 200 的共振频率也依赖于其直径。这样之后超声波送波频率在其共振频率时能够最为有效地破坏微胶囊 200，微胶囊 200 破坏的共振频率 f 以下式求得，这里，

$$f = (1/2 \pi r) \cdot \sqrt{(3k \cdot P/\rho)} \cdots (1)$$

r : 壳体的直径

k : 比热

P : 壳体内部压力

ρ : 比重

这里，对于在向微胶囊 200 辐射超声波时的微胶囊 200 的变化，参照图 11 及图 12 来说明。在向微胶囊 200 辐射如图 12 (a) 所示波形的超声波时 (图 11 (a))，由于在微胶囊 200 内封入有气体，所以发生如图 12 (b) 所示的含有 2 次高次谐波的反射信号。然后向微胶囊 200 辐射的超声波的频率与微胶囊的共振频率一致时，由于在所述微胶囊内与药剂一起被封入的
5 空气的存在，使得受到超声波辐射的微胶囊发生收缩和膨胀的共振现象 (图 11 (b))，发生包含送波来的超声波频率 (记为基波) 和多个被强制调制成 2 次高次谐波的信号的非线性反射信号。该反射信号由探头 5 接收，与所述造影模式相同由高次谐波检出部 14 检出，然后，随着超声波传播
10 的进行，在深部位的微胶囊也发生共振。在该共振的过程中，当送波的超声波强度超过微胶囊的破坏强度时，微胶囊被破坏，发散封入在微胶囊 200 的药剂。(图 11(c)) 由于该破坏，使得共振现象被抑制，使得高次谐波成分的水平急剧地下降。

向上述初期方向的超声波受送波完了时，CPU13 将超声波的受送波方向对于所述治疗范围一边依次偏离，一边反复受送波和扫描。然后，由于
15 所述受送波而得到的基波反射信号和高次谐波信号，由光栅信号处理部，CM 检出部以及 TI 检出部进行处理，作为各个断层像，CM 像以及时间强度曲线显示于彩色显示装置上。

并且，医生观察 CM 像以及时间强度曲线，确认微胶囊向治疗部位的
20 流入减少时，停止治疗所需的超声波扫描。

以上说明了本发明的一实施例，但本发明可以有各种变形例。图 13 表示高次谐波检出部的其他构成例。图 13 所示高次谐波检出部 340 由，由 RAM 等构成的存储器 341、由乘法器 342、343、ROM 等存储器、寄存器以及由选择等构成的系数选择部 344、由加法部 345、计数器、寄存器构成的存储器控制部 346 构成。在将该高次谐波检出部 340 替换成高次谐波
25 检出部 14，构成如图 1 所示的超声波治疗装置的情况下，在送波信号发生部 1 能够发生位相不同的多个的送波脉冲。而且，通过发生具有最初位相的送波脉冲，测定反射信号，将该反射信号保存于存储器 341。之后向与上次相同方向发送与上次的位相不同的送波脉冲的超声波波束，测定其反
30 射信号。将该第 2 次受送波得到的反射信号输入于乘法器 343，另外，在

将该第2次受送波得到的反射信号输入于高次谐波检出部340的同时,将保存于存储器341的第1次的反射信号通过存储器控制部346的控制读出,输入于乘法器342。乘法器342及343对从系数选择器344输入的系数信号和输入的反射信号进行相乘,将其结果输入到加法器345。加法器345
5 将输入的信号进行加法计算,输出合成信号。在加法器345上,加算1次反射信号和2次反射信号时,由于它们的基波位相偏离发生相互抵消,例如其位相偏离 $\pi/2$ 时,在理论上基波将完全抵消,仅仅剩下非线性的高次谐波,从加法器345被输出。

另外,在图1所示的实施例中,说明了频率分析部15如图3所示利用FFT运算部151进行频率分析的例,但是频率分析也可以利用波比率运算装置进行。
10

更进一步,本实施例还可以是其他的变形例。例如,说明了在所述实施例中将用于治疗的药剂以1种形式向患者注入微胶囊的例,但是作为微胶囊也可以使用封入各种各样不同药剂的多个种的微胶囊治疗患部的形式。这时,向CPU设定并保存按照药剂的预注入顺序而送波的超声波的强度以及频率的同时,所述动作模式选择开关也设定多个的治疗选择模式,根据时间强度曲线和彩色图谱图像,医生判断每种流入患部的微胶囊的浓度,当每个微胶囊达到其破坏时间时,以治疗模式选择切换进行超声波的频率以及强度的切换操作来对应。
15

另外,对于用于治疗的超声波。说明了切换设定频率以及强度的手段,可是也可以根据患部的大小,操作改变送波超声波聚焦范围的设定。例如,在比较大的范围内存在的患部,将超声波的聚焦范围配合患部的大小而设定,微胶囊中的药剂在其大范围的患部里发生作用那样送波超声波。还有,要求投入均等浓度药剂的患部,还可以将原来是球面的聚焦范围设定为配合患部的非球面那样设定。另外患部小,药剂的副作用强的时候,为了将药剂投入限制在最小限度,也可以将聚焦范围设定的更小。
20 25

另外,说明了作为微胶囊可以使用封入各种各样不同药剂的多个种的微胶囊,作为能够治疗患部的实例,还可以将各个微胶囊的注入器和超声波治疗装置联动,将多个种的微胶囊同时或者交互注入那样控制。根据此控制,医生一边注视显示部,一边只测定送波为治疗所需的超声波的时间
30

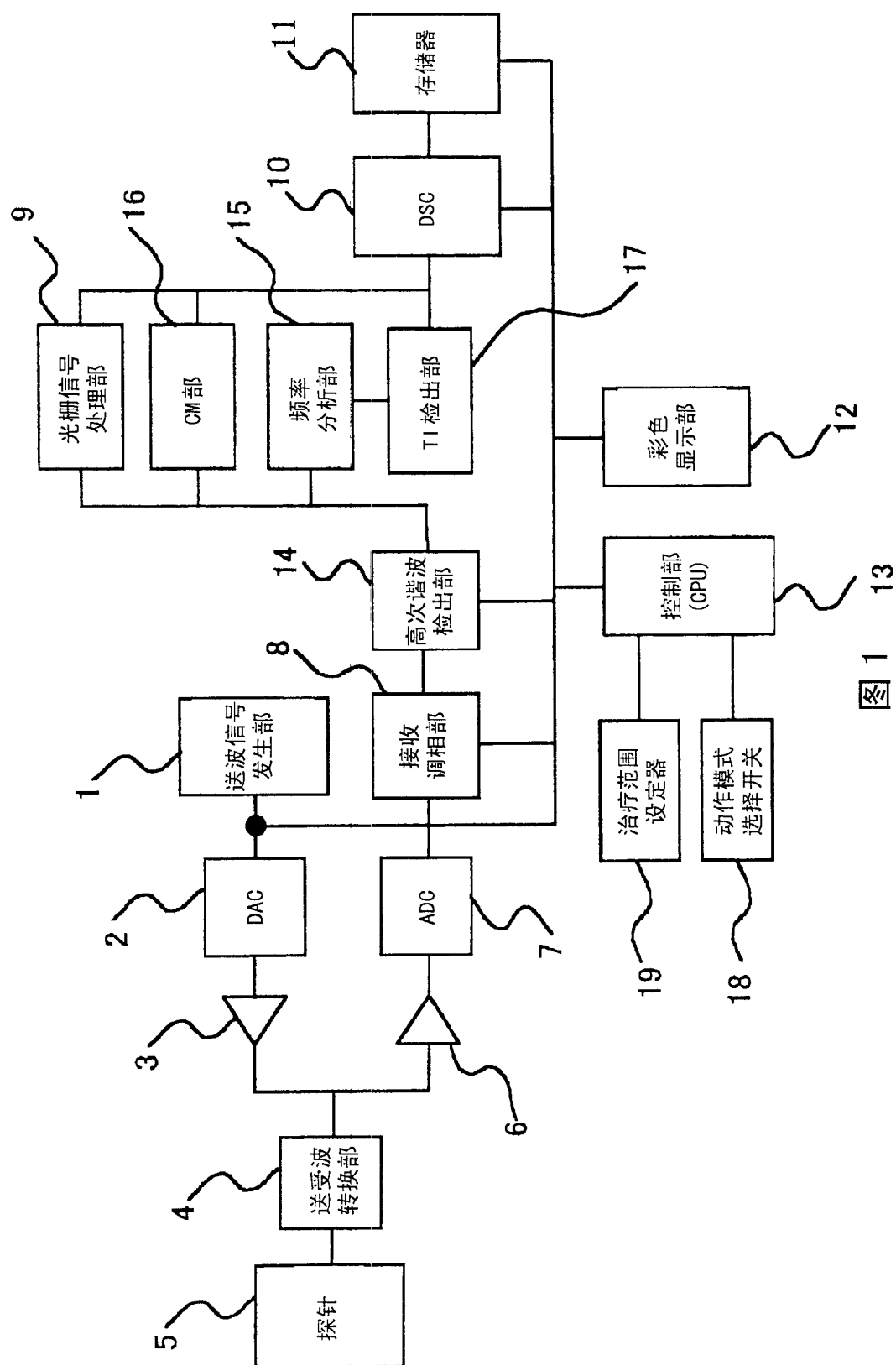
即可，可以只专心治疗时的操作。

如上所述，本发明当微胶囊到达患部，并且，在患部微胶囊成为最佳浓度之时，根据观察时间强度曲线而进行超声波治疗的医生，能够容易地进行判断。还有，根据本发明的超声波治疗装置，由于以彩色图像化显示微胶囊流入患部的状况，所以微胶囊的破坏状况可以由医生凭视觉容易地确认。更进一步，根据本发明的超声波治疗装置，能够一边测定多种微胶囊的投入时间，一边能够容易地测定。

另外，已经说明了医生能够根据时间强度曲线的表示来判断成为最适浓度，可是不仅限于时间强度曲线，还可以是强度的数值，信息，表示破坏微胶囊所需的超声波的模式图的各种表示等，包括所有医生能够判断成为最适浓度的信息传达方式。还有，医生根据感觉能够辨认即可，例如，包括将未图示的扩音器等的发出声音的装置与彩色显示部并用，其扩音器上包括发生谐音，声音等。这些样式，都是监视反射信号量的时间变化，根据比较预先设定的规定基准反射信号值和所述时间变化值而进行。

还有，表示到达上述最适浓度的信息传达装置，根据需要相组合时，确实到达最适浓度的信息传达到被医生所掌握。

另外，所述时间强度曲线的表示状态，也可以以时间强度曲线单独表示，还可以将生物体的断层像或者描绘出微胶囊的高次谐波图像等所述时间强度曲线，排列，切换，重组等表示。



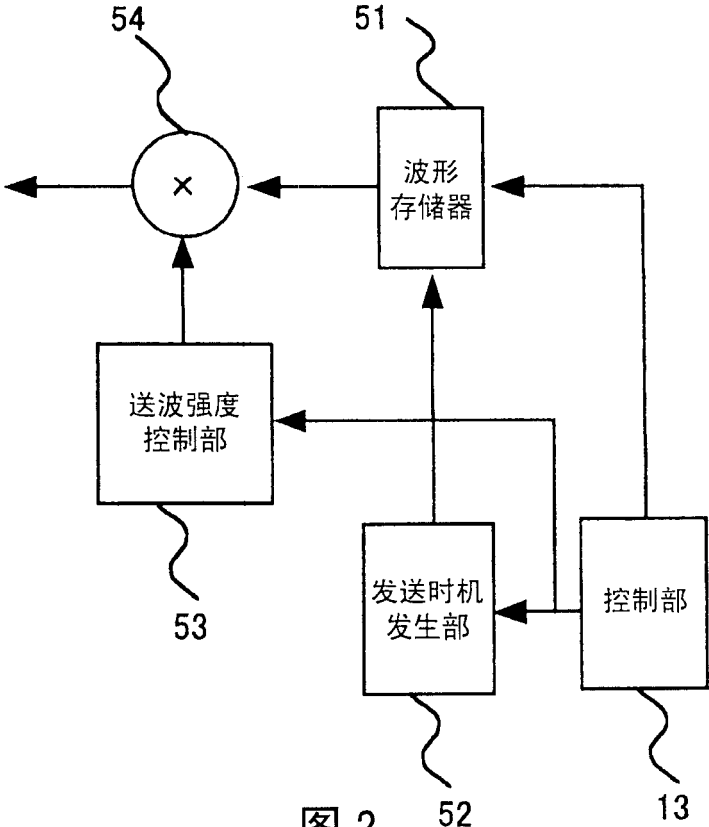


图 2

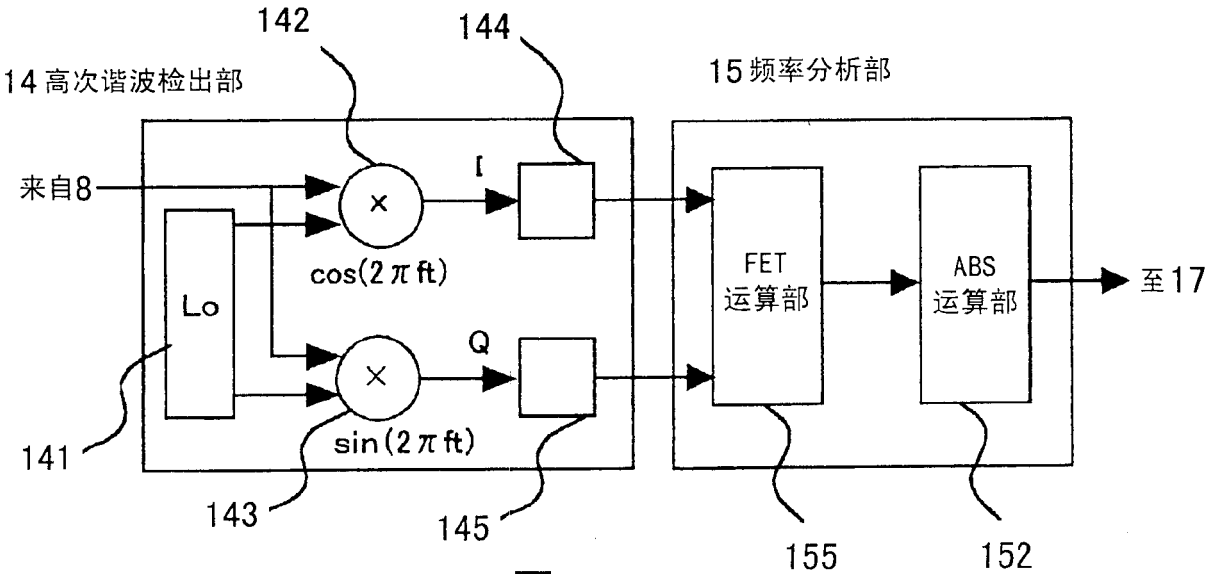


图 3

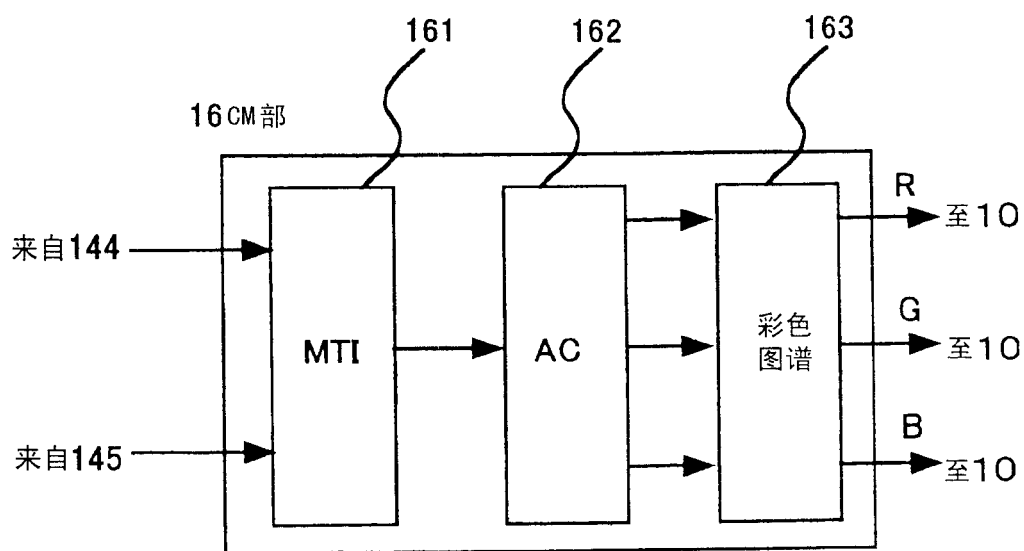


图 4

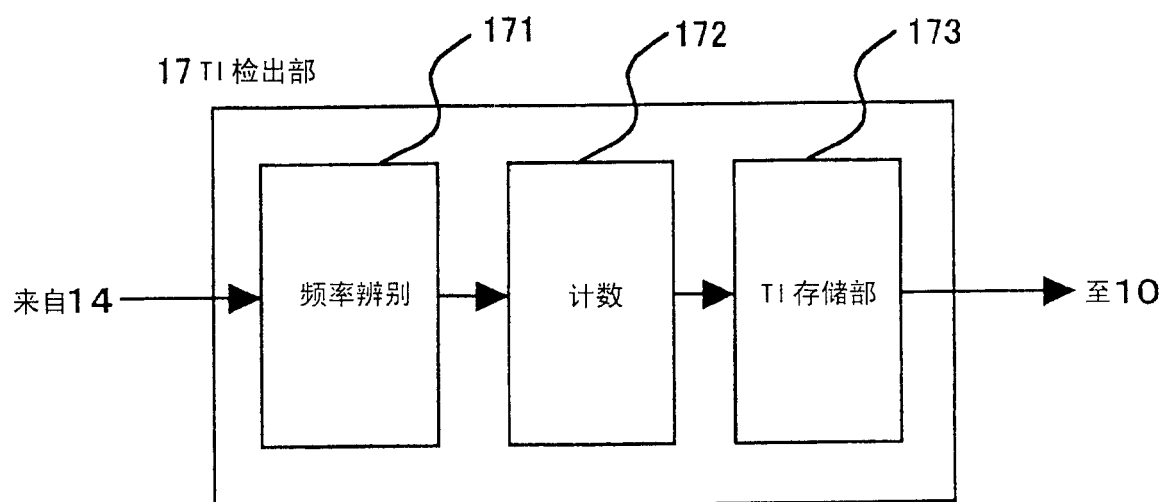


图 5

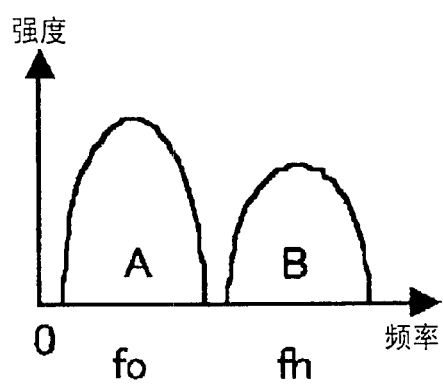


图 6

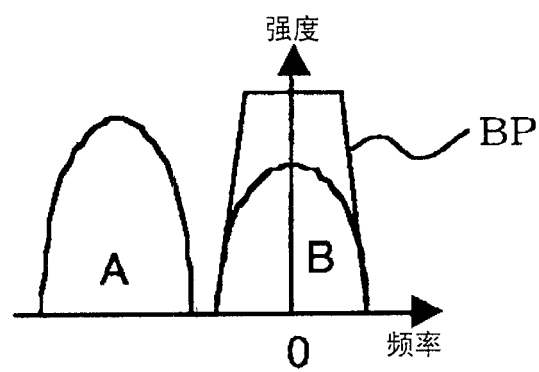


图 7

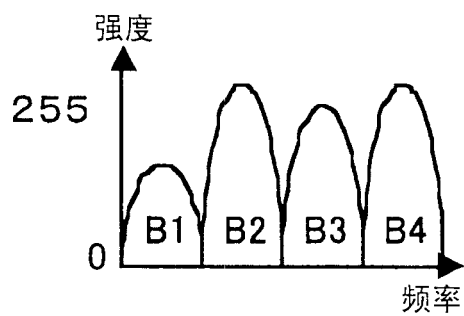


图 8

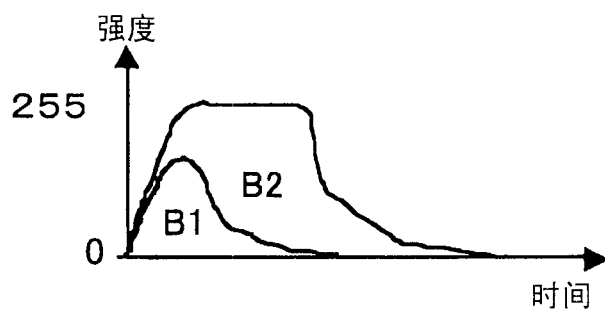


图 9

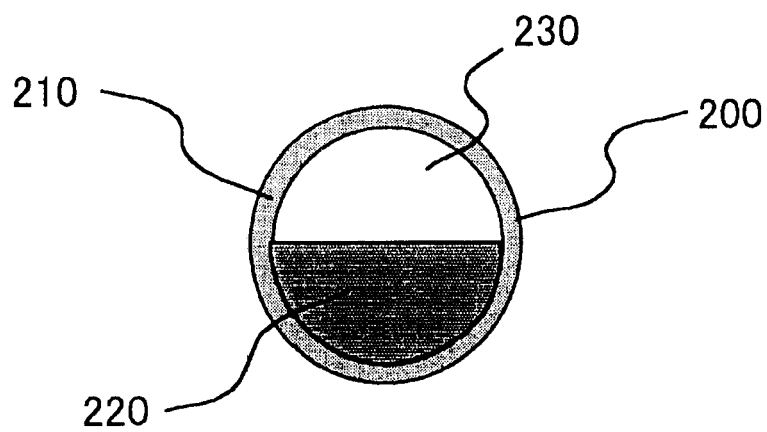


图 10

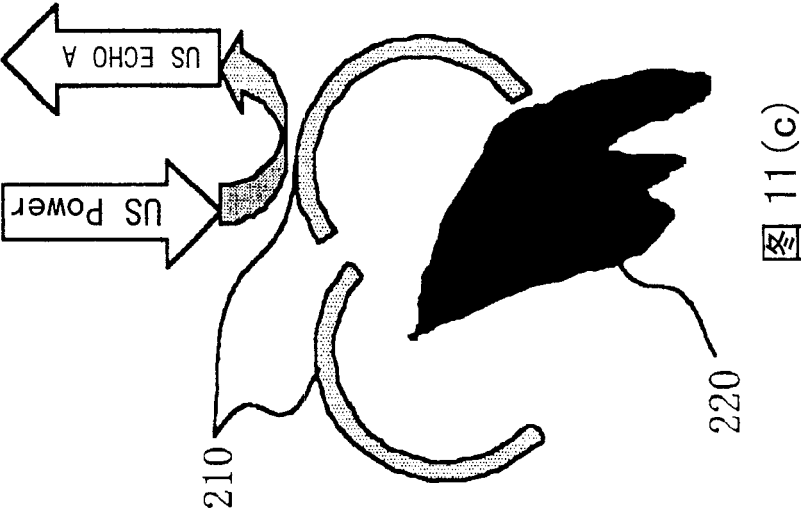


图 11(c)

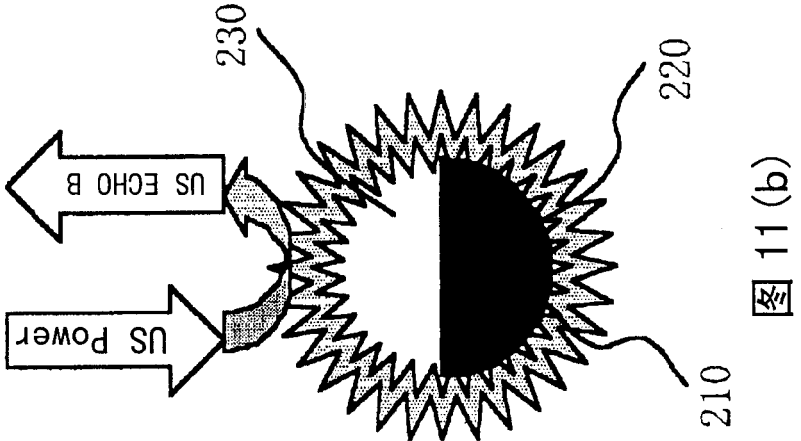


图 11(b)

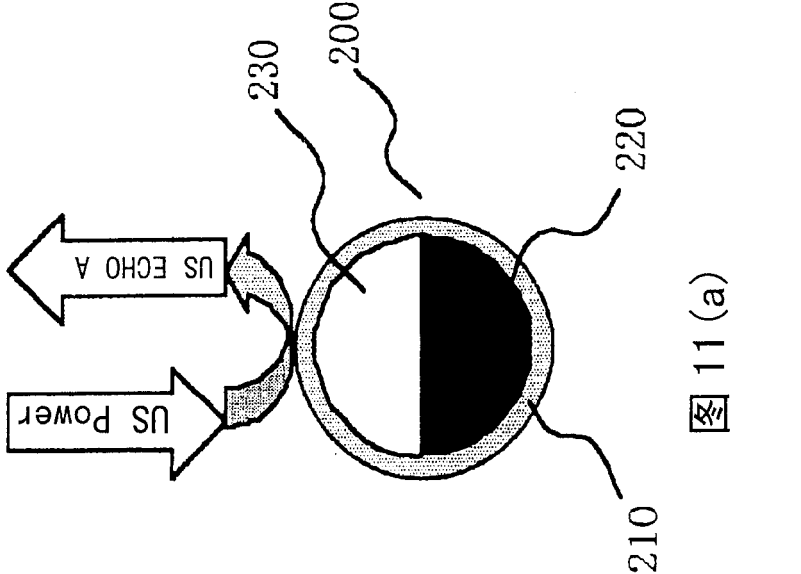
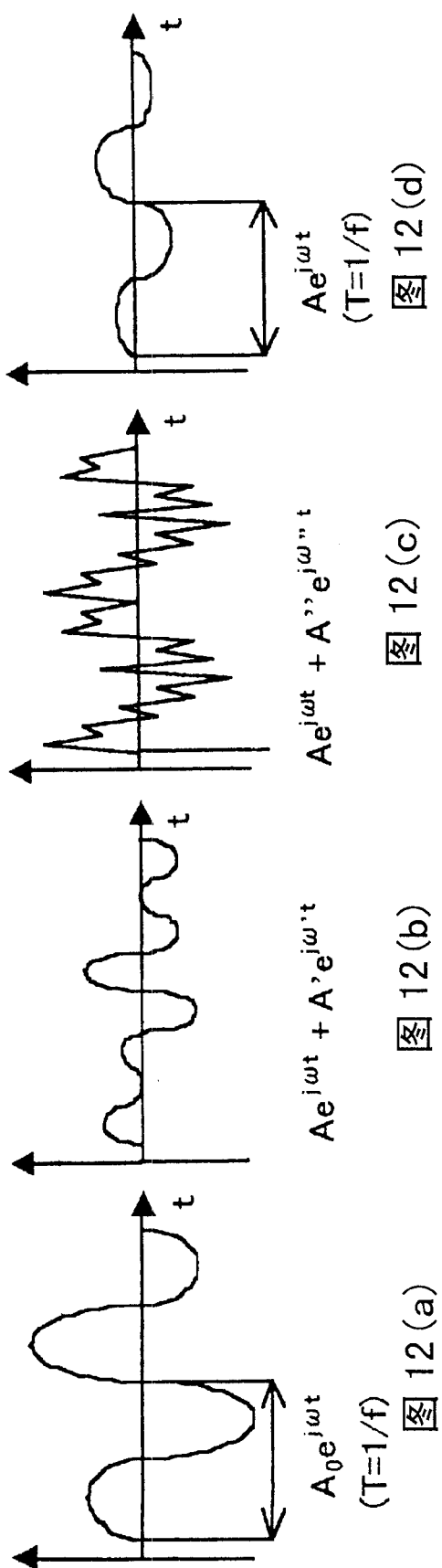


图 11(a)



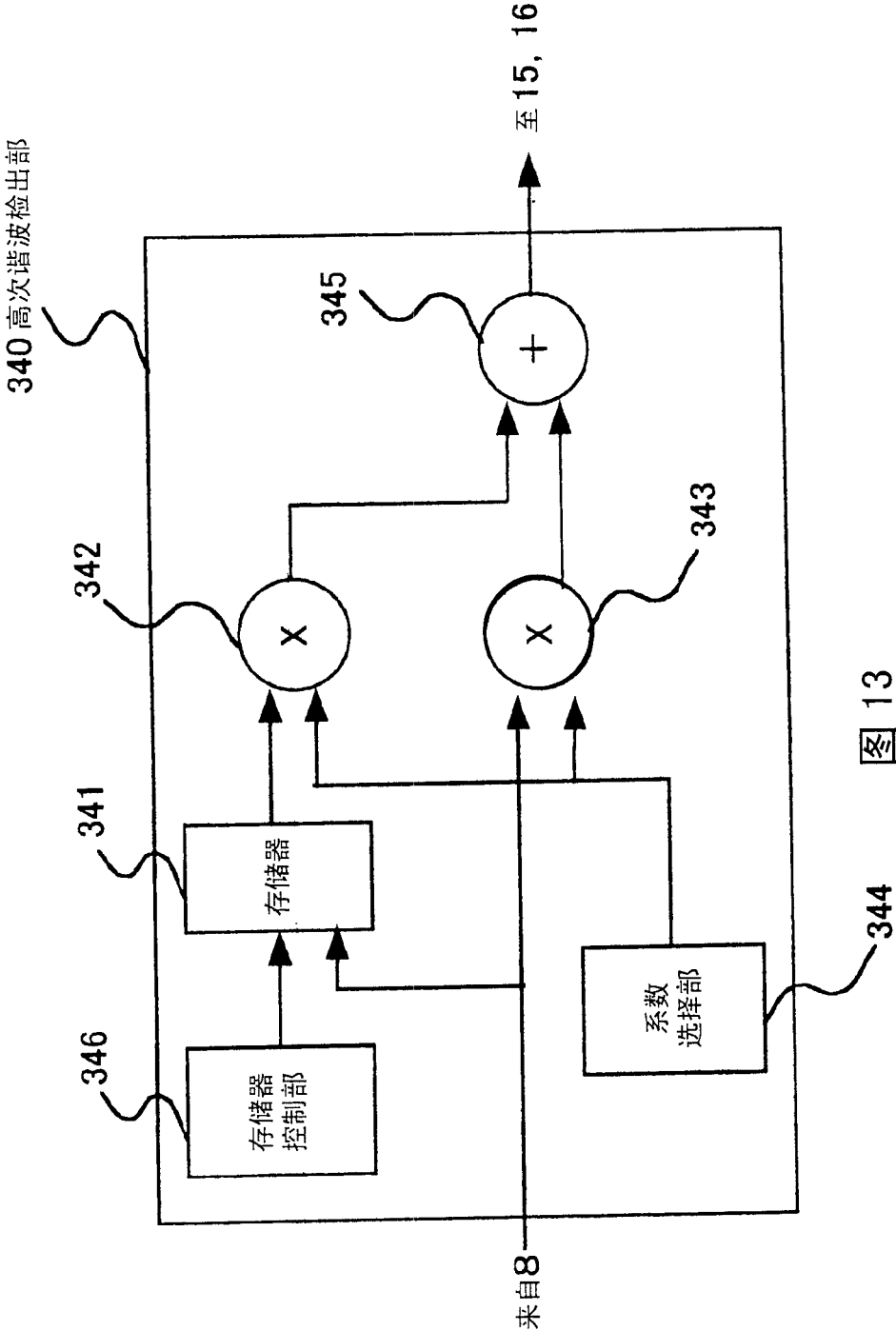


图 13

本发明提供一种超声波治疗装置。使医生能够通过图像简单确认向患者体内注入的放入药剂的微胶囊到达患部的状况，并且能够简单决定为了破坏微胶囊的超声波辐射的时间。该超声波治疗装置在形成受波束束的受波定相部中，设置有：提取出由受到超声波辐射的微胶囊产生的高次谐波反射信号的高次谐波检出部、将该高次谐波检出部的输出信号进行频率分析的频率分析部、使用该频率分析部的输出，检测出在扫描区域内的微胶囊在体内的移动信息，作成彩色图谱图的彩色图谱部和根据所述频率分析部输出的信号显示在前期扫描区域内的微胶囊的存在量随时间变化的用于作成时间强度(TI)曲线的TI检出部。

