



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102209502 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 05

(21) 申请号 200980145032. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 11. 12

A61B 18/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 18/12 (2006. 01)

12/327, 982 2008. 12. 04 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 05. 11

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/069274 2009. 11. 12

(87) PCT申请的公布数据

W02010/064530 JA 2010. 06. 10

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 柴田义清 高见祯嘉

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

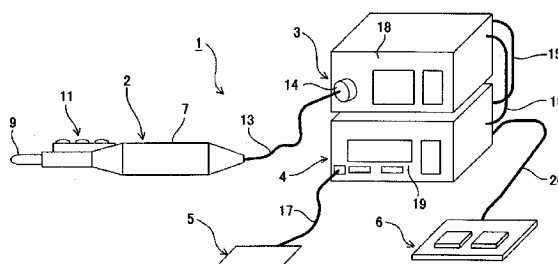
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 16 页

(54) 发明名称

手术系统以及控制方法

(57) 摘要

手术系统具备处置部(9),其用于对作为处置对象的生物体组织进行处置;超声波提供部(3),其通过进行超声波振动的超声波振子(23)向处置部提供超声波;高频电力提供部(4),其对处置部提供以基本频率和重复频率来定义的输出波形的高频电力;控制部(56a),其对电压有效值或波峰因素中的至少一个进行控制,以使高频电力的输出波形为峰时的电压峰值在固定值以下。



1. 一种手术系统,具备:

处置部,其用于对作为处置对象的生物体组织进行处置;

超声波提供部,其通过进行超声波振动的超声波振子来对上述处置部提供超声波;

高频电力提供部,其对上述处置部提供以基本频率和重复频率来定义的输出波形的高频电力;以及

控制部,其对电压有效值和波峰因素中的至少一个进行控制,以使上述高频电力的输出波形为峰时的电压峰值在固定值以下,其中上述波峰因素是将上述电压峰值除以上述电压有效值而算出的。

2. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

还具备阻抗检测部,该阻抗检测部检测通过上述处置部对上述生物体组织提供上述高频电力时的阻抗值,

上述控制部根据由上述阻抗检测部检测出的阻抗值对上述电压有效值和上述波峰因素中的至少一个进行控制。

3. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

还具备阻抗检测部,该阻抗检测部检测通过上述处置部对上述生物体组织提供上述高频电力时的阻抗值,

上述控制部在判断为由上述阻抗检测部检测出的阻抗值在规定范围内的情况下,对上述电压有效值和上述波峰因素中的至少一个进行控制。

4. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

还具备振动速度控制部,该振动速度控制部进行控制以使上述处置部中的超声波的振动速度保持在规定的范围内。

5. 根据权利要求2所述的手术系统,其特征在于,

还具备振动速度控制部,该振动速度控制部进行控制以使上述处置部中的超声波的振动速度保持在规定范围内。

6. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

上述处置部拆装自由地安装在由手术师把持的处置器具的前端侧,

还具有识别部,该识别部对安装在上述处置器具上的上述处置部进行识别,

上述控制部还根据上述识别部的识别结果对上述电压有效值和上述波峰因素中的至少一个进行控制。

7. 根据权利要求2所述的手术系统,其特征在于,

上述处置部拆装自由地安装在由手术师把持的处置器具的前端侧,

该手术系统还具有识别部,该识别部对安装在上述处置器具上的上述处置部进行识别,

上述控制部还根据上述识别部的识别结果对上述电压有效值和上述波峰因素中的至少一个进行控制。

8. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

还具有直流成分检测部,该直流成分检测部从上述高频电力的输出波形中检测直流成分,

上述控制部还根据由上述直流成分检测部检测出的上述直流成分的值来对上述电压

有效值和上述波峰因素中的至少一个进行控制。

9. 根据权利要求 2 所述的手术系统,其特征在于,

上述控制部还根据由上述阻抗检测部检测出的阻抗值和由上述直流成分检测部检测出的直流成分的值,来对上述电压有效值和上述波峰因素中的至少一个进行控制。

10. 根据权利要求 1 所述的手术系统,其特征在于,

由上述基本频率和上述重复频率定义的上述高频电力是由凝固波和切开波的混合波组成的高频电力,上述控制部对上述电压有效值和上述波峰因素进行控制以使上述电压有效值在 550V 至 1100V 的范围内且使上述波峰因素在 1.5 至 3 的范围内。

11. 根据权利要求 1 所述的手术系统,其特征在于,

由上述基本频率和上述重复频率定义的上述高频电力是凝固波的高频电力,

上述控制部对上述电压有效值和上述波峰因素进行控制,以使上述电压有效值在 240V 至 550V 的范围内且使上述波峰因素在 3 至 7.5 的范围内。

12. 根据权利要求 1 所述的手术系统,其特征在于,

在由上述阻抗检测部检测出的阻抗值在 $800\ \Omega$ 至 $5000\ \Omega$ 的范围内时,上述控制部对上述电压有效值和上述波峰因素中的至少一个进行控制,以使电压峰值维持在 1700V 以下的范围内。

13. 根据权利要求 4 所述的手术系统,其特征在于,

上述振动速度控制部进行控制以使上述振动速度在 2.3m/s 至 5m/s 的规定范围内。

14. 根据权利要求 1 所述的手术系统,其特征在于,

上述控制部进行控制使得对上述处置部同时提供上述超声波和上述高频电力或者停止对上述处置部提供上述超声波和上述高频电力。

15. 根据权利要求 1 所述的手术系统,其特征在于,

上述处置部设置在处置器具上,该处置器具具备:超声波振子,其被提供超声波驱动信号而产生超声波振动;以及探头部,其将上述超声波振动传递到上述处置部。

16. 一种对手术系统进行控制的控制方法,其特征在于,具备以下步骤:

提供步骤,将超声波和重复频率的高频电力同时提供给处置部,其中,该处置部位于处置器具的前端并对作为处置对象的生物体组织进行处置,该重复频率是将基本频率多次重复而得到的;

阻抗检测步骤,对通过上述处置部向上述生物体组织提供上述高频电力时的阻抗值进行检测;

判断步骤,判断通过上述阻抗检测步骤检测出的阻抗值是否在规定的范围内;

控制步骤,根据通过上述判断步骤判断为所检测出的阻抗值在规定范围内的判断结果,来对电压有效值和波峰因素中的至少一个进行控制,以使上述高频电力的输出波形为峰时的电压峰值在固定值以下,其中,上述波峰因素是将上述电压峰值除以上述电压有效值而算出的。

17. 根据权利要求 16 所述的控制方法,其特征在于,

还具备振动速度控制步骤,在该振动速度控制步骤中进行控制以使上述处置部中的超声波的振动速度保持在规定的范围内。

18. 根据权利要求 16 所述的控制方法,其特征在于,

在上述判断步骤中,判断通过上述阻抗检测步骤检测出的阻抗值是否在 $800\ \Omega$ 至 $5000\ \Omega$ 的上述规定范围内。

19. 根据权利要求 16 所述的控制方法,其特征在于,

还对上述处置部的形状进行识别,根据识别结果对上述高频电力的输出波形的波峰因素进行控制。

20. 根据权利要求 16 所述的控制方法,其特征在于,

在上述判断步骤中,判断通过上述阻抗检测步骤检测出的阻抗值是否在 $800\ \Omega$ 至 $5000\ \Omega$ 的上述规定范围内,

根据上述规定范围内的判断结果,在上述控制步骤中对上述电压有效值和上述波峰因素中的至少一个进行控制,以使上述电压峰值维持在 1700V 以下的范围内。

手术系统以及控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用超声波振动能量和高频电能量进行手术的手术系统以及控制方法。

背景技术

[0002] 近年来,在外科手术中广泛使用一种超声波驱动装置、高频烧灼装置(高频电力提供装置或者电手术刀装置),该超声波驱动装置使用超声波振动能量使作为手术对象的生物体组织、脏器凝固的同时进行切开的处置,该高频烧灼装置使高频电能量流入到生物体组织进行烧灼。

[0003] 例如日本特表平 8-50646 号公报的现有例中公开以下内容:在电手术刀装置中,对电压、电流、电力、负载阻抗、波高率(波峰因素:Crest Factor)进行测定,并对峰-峰(peak to peak)电压等的动作参数进行控制。

[0004] 另外,在日本特开 2007-143878 号公报的现有例中公开以下内容:在高频电源以及高频手术装置中,进行如下控制:检测出阻抗从第一阻抗开始增加,输出具有波高率低于第一波形的波高率的第二波形的高频电流以及高频电压。

[0005] 另外,在日本特开平 6-292685 号公报中公开了一种能够同时输出超声波和高频的装置。

[0006] 通过处置部将超声波振动能量和高频电能量同时提供给作为处置对象的生物体组织,由此能够减少生物体组织粘附到处置部上的可能性,从而能够顺利地切开生物体组织。

[0007] 一般已知将超声波振动提供给生物体组织时,组织的极少一部分飞散成雾沫状。

[0008] 但是,作为处置对象的生物体组织含有较多脂肪时,有时进行处置过程中脂肪飞散成雾沫状,高频电能量致使飞散成雾沫状的脂肪起火从而引发炎症。

[0009] 本发明是鉴于上述问题点而完成的,目的在于提供一种能够防止发生起火从而能够容易顺利地进行处置的手术系统以及控制方法。

发明内容

[0010] 用于解决问题的方案

[0011] 本发明的手术系统具备:处置部,其用于对作为处置对象的生物体组织进行处置;超声波提供部,其通过进行超声波振动的超声波振子来对上述处置部提供超声波;高频电力提供部,其对上述处置部提供以基本频率和重复频率来定义的输出波形的高频电力;以及控制部,其对电压有效值和波峰因素中的至少一个进行控制,以使上述高频电力的输出波形为峰时的电压峰值在固定值以下,其中上述波峰因素是将上述电压峰值除以上述电压有效值而算出的。

[0012] 对本发明的手术系统进行控制的方法,具有以下步骤:提供步骤,将超声波和重复频率的高频电力同时提供给处置部,其中,该处置部位于处置器具的前端并对作为处置对

象的生物体组织进行处置,该重复频率是将基本频率多次重复而得到的;阻抗检测步骤,对通过上述处置部向上述生物体组织提供上述高频电力时的阻抗值进行检测;判断步骤,判断通过上述阻抗检测步骤检测出的阻抗值是否在规定的范围内;控制步骤,根据通过上述判断步骤判断为所检测出的阻抗值在规定范围内的判断结果,来对电压有效值和波峰因素中的至少一个进行控制,以使上述高频电力的输出波形为峰时的电压峰值在固定值以下,其中,上述波峰因素是将上述电压峰值除以上述电压有效值而算出的。

附图说明

- [0013] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的超声波和高频手术系统的整体结构的立体图。
- [0014] 图 2 是表示手持件的内部结构的截面图。
- [0015] 图 3 是表示超声波 & 高频手术系统的详细结构的框图。
- [0016] 图 4 是表示脉冲波的高频信号的图。
- [0017] 图 5 是将高频输出信号的峰值限制到脂肪组织的阻抗的范围内的内容的说明图。
- [0018] 图 6 是表示第一实施方式所涉及的手术控制方法的处理过程的一例的流程图。
- [0019] 图 7 是表示图 6 中的功能性的处理过程的概要的流程图。
- [0020] 图 8 是表示混合波的高频信号的图。
- [0021] 图 9 是表示与图 6 不同的控制方法的一部分的流程图。
- [0022] 图 10 是表示本发明的第二实施方式的超声波和高频手术系统的结构的框图。
- [0023] 图 11 是表示火花检测部的结构的框图。
- [0024] 图 12 是表示用于火花检测的动作说明的普通脉冲波形和火花发生前的脉冲波形的图。
- [0025] 图 13 是表示本发明的第二实施方式所涉及的手术控制方法的处理过程的一例的流程图。
- [0026] 图 14 是表示图 13 中的功能性的处理过程的概要的流程图。
- [0027] 图 15A 是表示本发明的第三实施方式所涉及的手持件的内部结构的图。
- [0028] 图 15B 是表示本发明的第三实施方式所涉及的手持件的探头部分的图。
- [0029] 图 16 是表示本发明的第三实施方式的超声波和高频手术系统的结构的框图。
- [0030] 图 17 是表示第三实施方式所涉及的手术控制方法的处理过程的一例的流程图。
- [0031] 图 18A 是表示处置部的形状例的图。
- [0032] 图 18B 是表示与图 18A 不同的处置部的形状例的图。
- [0033] 图 18C 是表示与图 18A、图 18B 不同的处置部的形状例的图。

具体实施方式

- [0034] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。
- [0035] (第一实施方式)
- [0036] 参照图 1 至图 9 对本发明的第一实施方式进行说明。
- [0037] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的超声波和高频手术系统 1 的整体结构。如图 1 所示,该超声波和高频手术系统 1 具备作为处置器具的手持件 2,该处置器具通过将超声

波振动能量和高频电能量（简称为超声波和高频）提供给作为处置对象的生物体组织来进行凝固切开等处置。

[0038] 该超声波和高频手术系统 1 具备超声波驱动装置（简称为超声波发生器）3 和高频电力输出装置（简称为高频发生器）4，该超声波驱动装置 3 提供对内置于手持件 2 内的超声波换能器 23（参照图 2）进行驱动的超声波驱动信号，该高频电力输出装置 4 将高频电力（高频电流）提供给手持件 2。

[0039] 该超声波和高频手术系统 1 具备：脚踏开关 6，其对高频电力的提供进行接通 / 断开（ON/OFF）的指示操作；对电极板 5，其用于形成高频电力的返回电路。

[0040] 手持件 2 具备由手术师把持的把持部 7 和从该把持部 7 向前方突出的探头 8，在该探头 8 的前端设置有用来进行凝固切开等处置的处置部 9。

[0041] 在把持部 7 上设置有手动开关单元（简称为手动开关）11，该手动开关单元 11 进行在用处置部 9 进行处置时的选择。作为该手动开关 11 设有切开选择开关 12a、凝固选择开关 12b，还设有同时输出超声波和高频的同时输出开关 12c。此外，在图 2 中在手动开关 11 的基端侧配置有同时输出开关 12c，但也可以在切开选择开关 12a 和凝固选择开关 12b 之间、或手持开关 11 的前端侧设置同时输出开关 12c。

[0042] 信号线缆 13 从手持件 2 的把持部 7 的后端侧延伸出来，该信号线缆 13 的端部的连接器 14 拆装自由地连接在超声波发生器 3 的连接器插座。

[0043] 另外，超声波发生器 3 和高频发生器 4 通过通信线缆 15 进行连接，从而能够发送和接收信号。另外，超声波发生器 3 和高频发生器 4 通过高频线缆 16 进行连接。

[0044] 然后，将由高频发生器 4 产生的高频电力通过该高频线缆 16 发送到超声波发生器 3 侧，通过连接器 14 以及信号线缆 13 将高频电力（高频电流）提供给手持件 2。此外，在图 2 中超声波发生器 3 与高频发生器 4 通过通信线缆 15、高频线缆 16 进行连接，但只要是具有电接点的连接器状的凹凸部进行连接等、能够电气传递信号、输出传递的单元即可。另外，超声波发生器 3 和高频发生器 4 也可以构成为一体式装置。

[0045] 连接在对电极板 5 上的对电极板线缆 17 的端部拆装自由地连接在该高频发生器 4 上。将该对电极板 5 配置成以较大面积接触患者的臀部等。

[0046] 另外，超声波发生器 3 以及高频发生器 4 例如在前表面设置进行各种操作、显示的前置面板 18、19。

[0047] 此外，脚踏开关 6 通过脚踏开关线缆 20 与高频发生器 4 相连接。

[0048] 图 2 表示手持件 2 的内部结构。手持件 2 具有形成把持部 7 的大致呈圆筒形状的主壳体 21a，在其前端接合有护套 22。另外，信号线缆 13 的末端侧从主壳体 21a 的后端部 21b 引入到主壳体 21a 内，在主壳体 21a 内配置有与传输超声波驱动信号的导线 13a、13b 相连接的作为超声波产生单元的超声波换能器（或者超声波振子）23。

[0049] 该超声波换能器 23 的多个环状的电致伸缩元件 24 形成层叠结构，层叠结构的多个电致伸缩元件 24 通过螺栓 25 和螺母 26 进行连接而被固定。然后，通过导线 13a、13b 将超声波驱动信号施加到设置在各个电致伸缩元件 24 的各个面的电极上，由此使多个电致伸缩元件 24 进行超声波振动。通过在螺栓 25 的前端的凸缘部 25a 上形成的变幅杆（horn）27 将超声波振动放大，再经由探头 8 将该超声波振动传递到手持件的前端的处置部 9。

[0050] 即，通过超声波换能器 23 将超声波振动能量提供给处置部 9，该超声波换能器 23

被施加来自超声波发生器 3 的超声波驱动信号。换言之,超声波发生器 3 以及超声波换能器 23 形成为对处置部 9 提供超声波的超声波提供部。

[0051] 手术师将进行超声波振动的处置部 9 与处置对象部分相接触,从而能够通过由于此时的超声波振动所产生的摩擦热来对处置对象部分进行凝固切开等的处置。

[0052] 此外,在多个电致伸缩元件 24 的两端配置有绝缘板 28。

[0053] 金属制的螺母 26 形成用于连接信号线缆 13 内的高频输出用的导线 13c 的导体部。并且,当对该螺母 26 施加高频输出信号时,该信号经由金属制的螺栓 25、金属制的探头 8 而传输到探头 8 前端的处置部 9。

[0054] 在这种情况下,手术师使处置部 9 与处置对象部分相接触,由此在该接触的部分中高密度地流动作为高频电能量的高频电流,从而能够进行烧灼处置。并且,该高频电流经由作为返回通路的对电极板 5 以及对电极板线缆 17 返回到高频发生器 4。

[0055] 此外,如图 2 所示,探头 8 插通被未图示的绝缘管覆盖的金属制的护套 22 内。

[0056] 另外,插通到手动开关线缆 29 内的多个信号线与切开选择开关 12a、凝固选择开关 12b 以及同时输出开关 12c 相连接,上述手动开关线缆 29 插通信号线缆 13 内。此外,切开选择开关 12a、凝固选择开关 12b 以及同时输出开关 12c 被橡胶罩部分覆盖。并且,通过从橡胶罩部分上方按压来能够使各个开关接通 / 断开 (ON/OFF)。

[0057] 图 3 示出图 1 的超声波发生器 3 和高频发生器 4 的详细结构。超声波发生器 3 例如内置有产生正弦波信号的波形生成电路 31。

[0058] 从波形生成电路 31 输出的正弦波信号由乘法器 32 进行恒定电流控制,并且由放大器 33 进行放大后,施加到输出变压器 34 的初级线圈侧。并且,从该输出变压器 34 的次级线圈侧的输出端子作为超声波驱动信号而施加到手持件 2 内的超声波换能器 23。

[0059] 根据从电源电路 35 提供给放大器 33 的电流值、电压值对超声波驱动信号的振幅、即超声波换能器 23 的超声波输出进行调整。即,由中央处理装置 (CPU) 36 控制超声波输出使得通过后述的恒定电流控制而变为适当的电流、电压。

[0060] 由前置面板 18 的设定部 18a 设定的超声波输出的设定值输入到该 CPU 36。

[0061] 另外,在前置面板 18 上设有显示部 18b,该显示部 18b 显示从 CPU 36 输出的超声波输出等信息。

[0062] 另外,用放大器 33 放大得到的正弦波信号输入到构成检测部 37 的电压检测电路 37a 和电流检测电路 37b,分别检测 (测定) 电压和电流。并且,被检测出的电压、电流通过 A/D 变换器 38a、38b 变换为数字值并输入到 CPU 36 的计算部 36a。另外,由放大器 33 放大后的正弦波信号输入到 PLL (Phase Locked Loop : 锁相环) 电路 39。

[0063] 该 PLL 电路 39 进行 PLL 控制使得与该超声波换能器 23 对应的谐振频率的超声波驱动信号来驱动超声波换能器 23。另外,进行控制使得这种情况下的超声波驱动信号中的电压和电流的相位变为同相。该 PLL 电路 39 的动作由 CPU 36 进行控制。

[0064] CPU 36 具有计算部 36a 的功能,该计算部 36a 使用通过 A/D 变换器 38a、38b 输入的电压以及电流进行计算来算出超声波输出值。

[0065] 另外, CPU 36 具有判断部 36b 的功能,该判断部 36b 判断由计算部 36a 算出的超声波输出值与设定部 18a 的设定值是否一致。并且,该判断信息被发送到 CPU 36 的电流值控制部 36c,该电流值控制部 36c 根据判断信息进行恒定电流控制以使超声波输出值与设

定值一致。

[0066] 另外,例如存储器 41 与该电流值控制部 36c 相连接,该存储器 41 内存储有电流值控制部 36c 在上一控制中使用的控制值等信息,电流值控制部 36c 参照存储在该存储器 41 中的上一控制值等信息进行控制。

[0067] 例如,当从判断部 36b 向电流值控制部 36c 输入了检测出的超声波输出值小于设定值的这种判断信息时,电流值控制部 36c 参照上一控制值进行电流控制以使电流比上一控制值大。

[0068] 该电流值控制部 36c 在进行该电流控制时,对乘法器 32 的乘法运算值进行控制以补偿超声波输出值与设定值之间的比较结果的差。

[0069] 此外,计算部 36a 还具有以下功能:对包括驱动超声波换能器 23 时的负载的状态(具体地说将超声波振动能量从处置部 9 施加到作为切除处置对象的生物体组织的状态)在内的机械阻抗、即超声波(负载)阻抗进行检测(计算)。

[0070] 另外,电流值控制部 36c 还对振幅速度进行控制以使处置部 9 中的超声波的振动速度 V_{us} 保持在规定的范围(即适于切开凝固处置的范围)内。即,电流值控制部 36c 还具有振动速度控制的功能。

[0071] 通过进行控制来将实际进行处置时的处置部 9 的位置处的超声波的振动速度 V_{us} 保持在规定的范围内,由此在切开凝固处置时,能够防止生物体组织粘附到处置部 9,从而能够顺利地进行处置。

[0072] 此外,在此的振动速度 V_{us} 是对处置对象的生物体组织进行切开凝固处置的位置或场所处的值。具体地说,该振动速度 V_{us} 被控制在 $2.3\text{m/s} < V_{us} < 5\text{m/s}$ 的范围内。

[0073] 在本实施方式中,在手持件 2 的种类、超声波换能器 23 的特性、超声波振动的频率不同的情况下,也对超声波振动的振幅等进行控制以使振动速度 V_{us} 变为适当的值。超声波频率被确定的情况下,通过振幅控制来进行振动速度 V_{us} 的控制。

[0074] 用于将振动速度 V_{us} 保持在规定的范围内的信息例如被存储在存储器 41 内。并且,电流值控制部 36c 参照该信息对超声波的振幅进行控制,由此使得振动速度 V_{us} 保持在规定的范围内。

[0075] 也如图 3 所示,因切开选择开关 12a、凝固选择开关 12b 以及同时输出开关 12c 的开关操作而产生的指示操作信号被输入到 CPU 36。然后,CPU 36 进行与指示操作信号对应的控制。

[0076] 例如,当手术师将切开选择开关 12a 接通时,CPU 36 经由通信线缆 15 将该指示操作信号发送到高频发生器 4 的 CPU 56,通过该 CPU 56 使作为切开用连续波的正弦波高频输出信号输出。

[0077] 另外,当手术师将凝固选择开关 12b 接通时,CPU 36 经由通信线缆 15 将该指示操作信号发送到高频发生器 4 的 CPU 56,通过该 CPU 56 使凝固用间歇波形的凝固波、即脉冲波高频输出信号输出。另外,当手术师将同时输出开关 12c 接通时,CPU 36 对电源电路 35 进行控制来将超声波驱动信号接通,并且经由通信线缆 15 通过高频发生器 4 的 CPU 56 将高频输出接通。

[0078] 另一方面,高频发生器 4 内置用于生成正弦波以及脉冲波的波形生成电路 51,从该波形生成电路 51 输出的信号经由谐振电路 52 输入到放大器 53。

[0079] 由放大器 53 放大后的信号施加到输出变压器 54 的初级线圈侧,在次级线圈侧产生烧灼用的高频输出信号。

[0080] 该输出变压器 54 的次级线圈的一端与手持件 2 中的形成导体部的变幅杆 27 等导通。另外,次级线圈的另一端与以较大面积接触患者 40 的对电极板 5 导通。

[0081] 另外,从电压可变的电源电路 55 向谐振电路 52 提供电源电压,波形生成电路 51 和电源电路 55 由 CPU 56 进行控制。

[0082] 另外,在本实施方式中,手术师通过操作设置在前置面板 19 上的设定部 19a,也能够预先设定将同时输出超声波和高频时的高频输出信号作为凝固用间歇波形的脉冲波来输出。当然,也能够对凝固选择开关 12b 进行操作来使作为凝固波的脉冲波输出。

[0083] 图 4 表示作为高频输出信号的脉冲波的电压波形。该脉冲波形成为将基本频率的波形多次重复而得到的重复频率作为周期。

[0084] 该脉冲波为如下间歇波形:第一或第二基本频率的基本波的振幅比较大,但第三基本波以后的振幅就突然变小,第四波以后变为振幅几乎为零。另外,以 V_p 表示该脉冲波的峰值电压(值),另外,以 V_{rms} 表示其有效值。

[0085] 从该图 4 可知,在该脉冲波中,将峰值除以有效值而得到的波峰因素(以下简称为 CF)变为比较大的值。

[0086] 如图 3 所示,手术师通过对设定部 19a 的设定能够设定高频的电力设定值等。

[0087] CPU 56 的控制部 56a 根据来自设定部 19a 的电力设定值等对波形生成电路 51 和电源电路 55 进行控制。

[0088] 另外,当手术师将切开选择开关 12a 接通时,CPU 56 的控制部 56a 使波形生成电路 51 输出作为切开波的正弦波。

[0089] 当凝固选择开关 12b 被接通时,该控制部 56a 使波形生成电路 51 输出作为凝固波的脉冲波。

[0090] 此外,CPU 56 的控制部 56a 等的控制信息等显示在前置面板 19 的显示部 19b 上。

[0091] 此外,在本实施方式中,在同时输出高频与超声波的情况下,高频发生器 4 使用主要输出脉冲波的输出模式以及后述的将正弦波与脉冲波混合(blend)得到的混合波。

[0092] 通过上述放大器 53 放大后的信号被输入到构成检测部 57 的电压检测电路 57a 和电流检测电路 57b。

[0093] 电压检测电路 57a 和电流检测电路 57b 对通过放大器 53 放大后的信号的电压以及电流进行检测(测定)。检测出的电压和电流通过 A/D 变换器 58a、58b 变换为数字电压以及数字电流并输入到 CPU 56。

[0094] CPU 56 在计算部 56b 中使用所输入的电压以及电流算出(检测)出生物体组织的阻抗(也称为组织阻抗)。然后,计算部 56b 将算出的阻抗值输出到判断部 56c。

[0095] 判断部 56c 将所输入的阻抗值与阈值阻抗进行比较,由此判断是否在脂肪组织的阻抗的范围内。为进行该判断,判断部 56c 参照存储在存储器 59 中的脂肪组织的阻抗的信息(具体地说是阈值)。

[0096] 另外,在 CPU 56 中具有峰检测部 56d,该峰检测部 56d 从由电压检测电路 57a 输出并经由 A/D 变换器 58a 输入的数字电压值中检测出其峰值。由该峰检测部 56d 检测出的峰值通过判断部 56c 发送到控制部 56a。

[0097] 然后,该判断部 56c 在使用阻抗值判断为脂肪组织时,通过控制部 56a 对电压值、CF(中的至少一个或者两个)进行控制以将高频输出信号的峰值至少抑制在规定值以下。

[0098] 此外也可以是,控制部 56a 进行图 3 中的控制部 56a 和判断部 56c 的功能。

[0099] 图 5 是表示本实施方式中在脂肪组织的情况下抑制高频输出信号的峰值的控制的一个例子。

[0100] 如图 5 所示,横轴表示生物体组织的阻抗(Ω),纵轴以峰值 V_p 表示进行高频灼烧时的高频输出信号的电压。

[0101] 然后,在相当于脂肪组织的阻抗值的范围($900\Omega \sim 400\Omega$)内包含有少许余量的话则为 $800\Omega \sim 5000\Omega$ 的情况下,为防止高频输出信号在脂肪组织的雾沫(也称脂肪雾沫)中产生火花而起火,将该高频输出信号的峰值限制在发生起火的阈值 V_{pth} 以下的范围(图 5 的 V_p 的范围)内。

[0102] 此外,在图 5 中示出如下情况:高频输出信号的峰值 V_p 的范围如双点划线所示,在大致 1700V 的阈值 V_{pth} 以下,且为了确保其凝固功能在例如 800V 左右以上。

[0103] 在本实施方式中,通过判断部 56c 判断为作为处置对象的生物体组织是脂肪组织的情况下,控制部 56a 根据该判断结果对电源电路 55 的输出电压进行限制。

[0104] 即,控制部 56a 将有效值(V_{rms})限制(控制)在规定值以下使得高频输出信号的峰值在阈值 V_{pth} 以下,即,限制(控制)在能够防止高频输出信号对脂肪组织的雾沫引发起火的范围内。

[0105] 通过进行这样的控制,如图 5 中的以实线示出的高频控制特性例那样,当作为处置对象的生物体组织是脂肪组织的情况下,高频输出信号的峰值被设定在阈值 V_{pth} 以下的范围内。此外,图 5 中的虚线示出不进行这样的控制时的特性例。

[0106] 通过这样的控制,本实施方式即使在处置脂肪组织的情况下,也能够预先防止发生脂肪组织的雾沫点燃而起火的情况,从而能够顺利地进行凝固切开(切除)等的处置。

[0107] 此外,通过该控制部 56a,除了采用对有效值的控制外,还能够采用对 CF 的值进行控制的控制模式(后述)。

[0108] 另外,CPU 56 还被输入来自脚踏开关 6 的接通/断开信号。而且,当由脚踏开关 6 进行同时输出的指示操作时,同时输出超声波和高频。

[0109] 参照图 6 说明这种结构的超声波和高频手术系统 1 中的对作为患者 40 的生物体组织的脏器 61 进行切除的过程。

[0110] 如图 1 所示,手术师将手持件 2 连接到超声波发生器 3 和高频发生器 4。

[0111] 然后,接通超声波发生器 3 和高频发生器 4 的电源。然后,如步骤 S 1 所示进行输出设定。例如手术师进行超声波和高频的输出设定。另外,设手术师例如为了确保充分凝固而选择凝固模式作为高频的输出波形模式。

[0112] 如图 3 中示出的概要所示,将手持件 2 的前端的处置部 9 设置在对作为切除处置对象的脏器 61 进行处置的位置上。然后手术师如图 6 中的步骤 S2 所示将手动开关 11 的同时输出开关 12c 接通。

[0113] 当同时输出开关 12c 被接通时,其指示操作信号传递到超声波发生器 3 的 CPU 36,再从该 CPU 36 处传递到高频发生器 4 的 CPU 56。

[0114] 然后,如步骤 S 3 所示,CPU 36 使超声波输出开始。另外,高频发生器 4 的 CPU 56

如步骤 S4 所示使脉冲波的高频输出开始。

[0115] 如步骤 S 3 所示通过超声波输出的开始,超声波通过探头 8 传递到处置部 9 侧,处置部 9 进行超声波振动。

[0116] 然后,如步骤 S 5 所示,构成超声波发生器 3 的 CPU 36 的电流值控制部 36c 进行电流控制以使电流变为设定值,并且进行控制以使处置部 9 处的超声波的振动速度 V_{us} 在规定的范围内。

[0117] 通过进行该控制,能够减少生物体组织粘附在处置部 9 的情况。

[0118] 另一方面,如步骤 S4 所示,高频发生器 4 开始进行用于确保凝固的脉冲波的高频输出,由此开始如下处置:高频被提供到处置部 9 侧,生物体组织被高频烧灼,血液被凝固的同时被切开。

[0119] 然后,当开始该处置时,在步骤 S6 中高频发生器 4 的 CPU 56 的计算部 56b 开始检测(测定)组织阻抗 Z 。

[0120] 然后,在步骤 S 7 中判断部 56c 判断检测出的组织阻抗 Z 是否为相当于脂肪组织的阻抗。具体地,判断部 56c 判断算出的组织阻抗是否为在 $800\ \Omega$ 至 $5000\ \Omega$ 之间的与脂肪组织相当的阻抗($800\ \Omega < Z < 5000\ \Omega$)。此外, $800\ \Omega$ 是脂肪组织的下限侧的阈值, $5000\ \Omega$ 是脂肪组织的上限侧的阈值。

[0121] 判断部 56c 判断为组织阻抗 Z 在 $800\ \Omega$ 至 $5000\ \Omega$ 之间的情况下,(判断部 56c) 将该判断结果发送到控制部 56a。

[0122] 然后,在下一个步骤 S8 中,在是脂肪组织的情况下,控制部 56a 对高频的有效值(V_{rms}) 进行控制使得变为 $1700V$ 的峰值 V_p (简化为 $1700V_p$) 以下。

[0123] 通过该控制能够防止处置中的高频火花引发脂肪雾沫起火。

[0124] 另一方面,在判断为组织阻抗不在 $800\ \Omega$ 至 $5000\ \Omega$ 之间的情况下,即判断为作为处置对象的组织不是脂肪组织的情况下,如步骤 S9 所示继续高频输出以维持默认的输出特性。

[0125] 在步骤 S8 以及步骤 S9 后,维持步骤 S10 的继续高频输出的状态而进入步骤 S 11, CPU 36 判断手动开关 11 是否被断开。

[0126] 在手动开关 11 的同时输出开关 12c 没有被断开的情况下,返回到步骤 S3 以及步骤 S4 的处理。

[0127] 另一方面,手动开关 11 的同时输出开关 12c 被断开的情况下,在步骤 S12 中停止超声波和高频的同时输出。然后,结束如图 6 所示的处置。

[0128] 在通过如图 6 所示的手术控制方法对脂肪组织进行处置时,能够防止由于高频火花引发脂肪雾沫起火,手术师能够顺利地进行凝固切开的处置。如果简要示出如图 6 所示的手术控制方法或者处置控制方法的功能的概要,则如图 7 所示。在最初的步骤 S21 中,为了开始凝固切开(切除),同时输出超声波和高频。

[0129] 然后,在下一个步骤 S22 中,超声波发生器 3 的 CPU 36 控制超声波振动的振动速度(频率固定的情况下是振幅)在规定的范围内。另外在步骤 S23 中高频发生器 4 的 CPU 56 检测组织阻抗 Z 。在下一个步骤 S24 中, CPU 56 判断是否正在对脂肪组织进行凝固切开(具体来说是判断是否为 $800\ \Omega < Z < 5000\ \Omega$)。

[0130] 在是脂肪组织的情况下,在步骤 S25 中 CPU 56 对有效值(V_{rms}) 进行控制使得变

为 1700Vp。

[0131] 然后, (通过步骤 S25 的控制) 如步骤 S26 所示防止处置中由于高频火花引发脂肪雾沫起火。

[0132] 另外, (通过步骤 S22 的控制) 如步骤 S27 所示防止粘附而顺利地进行凝固切开。

[0133] 此外, 在上述实施方式中, 说明了在高频输出信号为如图 4 所示的 CF 是比较大的脉冲波的情况下如图 6 的步骤 S8 所示对有效值进行控制以使得变为 1700Vp 以下的例子, 但是也可以使用如图 8 所示那样 CF 更小的混合波。

[0134] 该混合波是将如图 4 所示的脉冲波和作为切开波的正弦波进行混合而得到的, 由于混合有作为连续波的正弦波, 因此与实质上为间歇波的脉冲波的情况相比, 以 V_{rms} 示出的有效值变大。

[0135] 另外, 将以 V_p 表示的峰值除以有效值 V_{rms} 得到的 CF 值与图 4 的脉冲波的情况相比更小 (低)。

[0136] 在使用该混合波的情况下, 为防止起火, 只要将有效值控制为 550V ~ 1100V (简记为 550 ~ 1100Vrms) 以下使得变为 1700Vp 以下即可。

[0137] 即使使用这种混合波, 在含有脂肪的阻抗较高 (大) 的生物体组织的情况下, 也能够防止起火并顺利地进行凝固切开。

[0138] 另外, 在上述例子中说明了为了防止起火而对有效值进行控制的例子, 但是也可以通过 CF 进行控制。

[0139] 即, 在图 6 的方法中, 也可以代替步骤 S8, 进行如图 9 所示的变形例那样对 CF 进行控制的步骤 S8', 对 CF 进行控制使得变为 1700Vp 以下。

[0140] 这种情况下, 在使用图 4 所示的脉冲波的情况下, 作为步骤 S8', 进行控制将 CF 限制在 3 至 7.5 的范围内。

[0141] 另外, 在使用如图 8 所示的混合波时, 作为步骤 S8', 进行控制将 CF 限制在 2 至 3 的范围内。

[0142] 通过这样进行控制, 能够防止起火, 并且防止或减少粘附而能够顺利地进行凝固切开的处置。

[0143] 另外也可以是, 以组合步骤 S8 和步骤 S8' 的方式进行控制。具体地, 在使用如图 4 所示的脉冲波的情况下, 进行控制以使 CF 在 3 至 7.5, 使有效值在 240 至 550Vrms。

[0144] 另外, 在使用如图 8 所示的混合波时, 进行控制以使 CF 在 1.5 至 3, 使有效值在 550 至 1100Vrms。

[0145] (第二实施方式)

[0146] 接着参照图 10 至图 14 对本发明的第二实施方式进行说明。本发明的第二实施方式的超声波和高频手术系统 1B 的整体结构与图 1 相同, 另外手持件 2 与图 2 相同。

[0147] 图 10 表示本实施方式的超声波和高频手术系统 1B 的详细结构。该超声波和高频手术系统 1B 构成为使用高频发生器 4B 的结构, 该高频发生器 4B 在图 3 的超声波和高频手术系统 1 中的高频发生器 4 的 CPU 56 内具备火花检测部 56e 来代替峰检测部 56d, 并具备 CF 控制部 56f 来代替控制部 56a。

[0148] 火花检测部 56e 监视高频的电压波形来检测即将发生火花之前的状态 (即将发生的状态)。并且, 在检测到即将发生的状态时, 将检测信号输出到 CF 控制部 56f。CF 控制部

56f 基于检测信号为了抑制火花的发生而进行控制使得降低 CF 并且降低有效值 V_{rms} 的输出电压,来预先防止发生火花。

[0149] 此外,在本实施方式中,判断部 56c 与第一实施方式同样地进行通过计算部 56d 的阻抗检测来判断是否为脂肪组织,但是将该判断结果输出到火花检测部 56e 的直流成分检测部 62(参照图 11)。

[0150] 图 11 表示该火花检测部 56e 的结构。火花检测部 56e 具备:直流成分检测部 62,其从 A/D 变换器 58a 的电压数据中检测直流成分;以及直流成分阈值存储部(在图 11 中仅简记为直流成分阈值)63,其存储直流成分阈值,直流成分阈值作为用于判断所检测出的直流成分是否处于即将发生火花之前的状态的数据。

[0151] 在判断部 56c 判断为是脂肪组织的情况下,构成火花检测部 56e 的直流成分检测部 62 检测是否为即将发生的状态。然后,如上所述那样 CF 控制部 56f 根据对即将发生的状态的检测结果进行控制,来使 CF 下降,并且使 V_{rms} 下降,从而预先防止发生火花。

[0152] 图 12 表示火花检测部 56e 的动作的说明图。在图 12 中,实线表示普通的脉冲(电压)波形,双点划线表示即将发生火花之前的脉冲波形。

[0153] 如该图 12 所示,在即将发生火花之前,该脉冲波形发生直流的偏移。即,普通的脉冲波形没有直流的偏移,直流成分为 0,但是即将发生火花之前的脉冲波形产生从 0 偏移的直流成分。因此,通过检测脉冲波形中的直流成分的值(更准确地说是绝对值)是否在某个阈值以上,能够检测出是否为即将发生火花之前。在本实施方式中,使用直流成分阈值来检测是否为即将发生火花之前。

[0154] 接着,参照图 13 对本实施方式的手术控制方法的一例进行说明。与图 6 的情况同样地,接通超声波发生器 3 和高频发生器 4B 的电源。然后,如步骤 S31 所示进行输出设定。

[0155] 然后如步骤 S32 所示,手术师将手动开关 11 的同时输出开关 12c 接通。

[0156] 当同时输出开关 12c 被接通时,该指示操作信号传递到超声波发生器 3 的 CPU 36,再从该 CPU 36 传递到高频发生器 4B 的 CPU 56。

[0157] 然后,如步骤 S33 所示,CPU 36 使超声波输出开始。另外,如步骤 S34 所示,高频发生器 4B 的 CPU 56 使脉冲波的高频输出开始。

[0158] 如步骤 S33 所示,通过超声波输出的开始,超声波被提供到处置部 9 侧,处置部 9 进行超声波振动。

[0159] 然后,如步骤 S35 所示,构成超声波发生器 3 的 CPU 36 的电流值控制部 36c 进行恒定电流控制,并且进行控制以使处置部 9 的超声波的振幅(振动速度 V_{us})在规定的范围内。

[0160] 通过进行该控制,能够减少生物体组织粘附到处置部 9 上。

[0161] 另一方面,如步骤 S34 所示,超声波发生器 3 开始进行用于确保凝固的脉冲波的高频输出,由此开始如下处置:高频被提供到处置部 9 侧,生物体组织被高频烧灼,血液被凝固的同时被切开。

[0162] 然后,当开始该处置时,在步骤 S36 中高频发生器 4B 的 CPU56 的计算部 56b 开始检测(测定)组织阻抗 Z 。

[0163] 然后,在步骤 S37 中判断部 56c 判断算出的组织阻抗 Z 是否为与脂肪组织相当的阻抗。具体地,判断部 56c 判断所算出的组织阻抗 Z 是否为在 800Ω 至 5000Ω 之间的与脂

肪组织相当的阻抗。

[0164] 在判断部 56c 判断为阻抗 Z 在 $800\ \Omega$ 至 $5000\ \Omega$ 之间的情况下,该判断结果发送到火花检测部 56e 的直流成分检测部 62。然后,在下一个步骤 S38 中,火花检测部 56e 进行电压波形的直流成分的检测(测定)。

[0165] 在下一个步骤 S39 中,火花检测部 56e 判断检测出的直流成分的值是否大于直流成分阈值存储部中存储的直流成分阈值(图 13 中仅是阈值)。

[0166] 然后,在判断为大于直流成分阈值的情况下,在下一个步骤 S40 中,控制部 56a 进行 CF 的控制和 V_{rms} 的控制以使峰值变为 $1700V_p$ 以下。通过步骤 S40 预先防止发生火花,进入步骤 S41。

[0167] 步骤 S41 表示以该步骤 S41 之前的状态继续高频输出。

[0168] 另外,在通过步骤 S39 的判断而判断为所检测出的直流成分的值不大于直流成分阈值的情况下,不进行步骤 S40 的控制,而进入步骤 S41。然后,在该步骤 S41 之后,在步骤 S42 中 CPU 36 判断手动开关 11 的同时输出开关 12c 是否被断开。

[0169] 手动开关 11 没有被断开的情况下,返回到步骤 S23 以及步骤 S34 的处理。

[0170] 另一方面,在手动开关 11 被断开时,在步骤 S43 中停止超声波和高频的同时输出,结束图 13 的处理。

[0171] 如果简要示出图 13 所示的手术控制方法或者处置控制方法的功能的概要,则如图 14 所示。在最初的步骤 S51 中,为了开始凝固切开(切除),同时输出超声波和高频。然后,在下一个步骤 S52 中,超声波发生器 3 的 CPU 36 将超声波的振幅(或者振动速度)控制在规定范围内。另外,在步骤 S53 中,高频发生器 4B 的 CPU 56 检测组织阻抗 Z 。在下一个步骤 S54 中, CPU 56 判断是否正在对脂肪组织进行凝固切开。

[0172] 在步骤 S55 中火花检测部 56e 对电压波形的直流成分进行监视。如步骤 S56 所示,到达即将发生火花之前时直流成分会变为阈值以上。

[0173] 检测到直流成分为阈值以上时,在步骤 S57 中 CPU 56 对 CF 进行控制,使 V_{rms} 降低。

[0174] 然后,如步骤 S58 所示,预先防止高频火花的发生,并且也防止粘附并进行凝固切开。

[0175] 由此,本实施方式在作为处置对象的生物体组织含有脂肪的情况下,对高频输出的波形进行监视,在该直流成分变为阈值以上时,控制高频输出的 CF 和电压有效值以控制不发生起火。

[0176] 因此,能够防止起火并能够顺利地进行凝固切开等的处置。

[0177] (第三实施方式)

[0178] 接着参照图 15A 至图 18C 对本发明的第三实施方式进行说明。

[0179] 本发明的第三实施方式的超声波和高频手术系统 1C 的外观与图 1 相同。另外,本实施方式所涉及的手持件 2C 为如图 15A 所示的结构。

[0180] 如图 15A 所示的手持件 2C 在图 2 的手持件 2 中,将探头 8 中的前端侧部分(以下称为探头前端部 8a)设为拆装自由,从而能够安装不同形状的处置部 9C。另外,图 15B 中放大示出探头部分。

[0181] 即,探头 8 中前端部 8a 拆装自由地连接于主体部 8b 前端的连接部,其中,该前端

部 8a 包括处置部 9C, 该主体部 8b 包括探头 8 的基端部。在连接于该连接部的探头前端部 8a 上, 判别元件 71 通过判别元件保护部件 72 被安装在探头前端部 8a 的基端部上, 该判别元件 71 能够对该探头前端部 8a (特别是处置部 9C 的形状) 进行识别或判别。

[0182] 此外, 如图 15B 所示, 上述连接部设置在使探头 8 超声波振动时的节点的位置上。

[0183] 另外, 如图 15A 所示, 将传感器 73 安装在护套 22 中的判别元件 71 的周围的位置上, 传感器 73 用于以非接触的方式识别或判别上述判别元件 71。

[0184] 另外, 由该传感器 73 对判别元件 71 判别得到的判别信息通过插通信号线缆 13 内的信号线 74 发送到 CPU 36 (参照图 16)。

[0185] 图 16 表示本实施方式的超声波和高频手术系统 1C 的详细结构。该超声波和高频手术系统 1C 与图 3 的超声波和高频手术系统 1 相比, 具有手持件 2C 来代替手持件 2。

[0186] 另外, 在本实施方式中, 探头检测部 36d 设置在被输入判别信息的 CPU 36 内。

[0187] 探头检测部 36d 读取作为由查找表 (LUT: Look-Up-Table) 36e 构成的探头前端形状信息的处置部形状信息, 具体来说, 读取处置部是钩状、球状、刀片状等的任意形状 (种类) 的信息, 其中, 上述 LUT 36e 是例如将判别信息作为地址信息。

[0188] 预先将判别信息和与该判别信息对应的处置部形状信息相关联地存储在该 LUT 36e 中。

[0189] 另外, CPU 36 将读出的处置部形状信息通过通信线缆 15 发送到高频发生器 4 的 CPU 56。

[0190] CPU 56 的控制部 56a 根据处置部 9C 的形状变更输出脉冲波、混合波的高频输出信号时的 CF。

[0191] 在进行凝固切开等的处置时, 主要因空化 (cavitation) 而与处置部的形状相应地雾沫的发生量有所不同。

[0192] 为此, 在本实施方式中, 在是容易发生空化的形状的处置部 9C 的情况下, 为了抑制雾沫的产生, 控制部 56a 中的 CF 控制部 56g 进行控制以使 CF 下降。

[0193] 与之相对, 在是能够降低空化发生的形状的处置部 9C 的情况下, CF 控制部 56g 进行控制以使 CF 与前者相比更大。

[0194] 因此, 例如与判别出的处置部形状信息相关联地将 CF 值 59a 存储在存储器 59 中, CF 控制部 56g 读出相对应的 CF 值 59a 并进行控制。

[0195] 这样, 在本实施方式中, 根据实际安装的处置部 9C 的形状变更高频输出信号的 CF 值 59a。

[0196] 此外, 为了防止发生起火而控制部 56a 如第一实施方式所示那样还进行 CF、有效值的控制。

[0197] 其它的结构与第一实施方式相同。

[0198] 接着参照图 17 的流程图对本实施方式的作用进行说明。图 17 在图 6 的流程图中在步骤 S4 和步骤 S5 之间进行步骤 S61 ~ S63 的处理。

[0199] 在步骤 S4 中例如开始脉冲波的高频输出后, 在下一个步骤 S61 中 CPU 36 的探头检测部 36e 读出传感器 73 的判别信息, 开始探头检测的动作。

[0200] 然后, 在下一个步骤 S62 中, 通过 LUT 36e 所存储的信息来根据判别信息确定探头前端形状、即处置部形状 (钩等的形状、种类)。然后确定出的该信息从 CPU 36 发送到 CPU

56。

[0201] 在下一个步骤 S 63 中, CPU 56 的 CF 控制部 56g 根据确定出的处置部形状, 使 CF 相对于步骤 S1 中的高频输出的设定值下降 (变更)。

[0202] 例如将对设定值相乘与处置部形状相对应的 0% 至 100% 的衰减率而得到的值设定为实际的高频输出值。

[0203] 在该步骤 S63 后, 进行在图 17 中简要示出的步骤 S6-S10 的处理。

[0204] 根据本实施方式, 除了第一实施方式的优点外, 还能够与更换处置部 9C 来安装使用的情况相对应地抑制雾沫的发生, 从而能够有效地防止发生起火。

[0205] 作为补充说明, 当处置部 9C 的形状不同时, 根据处置部 9C 的形状而雾沫的发生量不同。因此, 如果不考虑该形状而为了防止发生起火来控制为共同的有效值、CF 的情况下, 可能会降低该控制功能的精确度。

[0206] 与之相对, 如本实施方式所示, 根据处置部 9C 的形状进行控制以避免雾沫的发生量过大, 由此能够有效地防止以共同的有效值、CF 值进行控制的情况下所发生的起火。

[0207] 另外也可以是, 根据处置部 9C 的形状进行控制, 以变更用于在判断为是脂肪组织的情况下防止发生起火的有效值、CF 值。

[0208] 如果这样, 即使由手术师更换使用处置部 9C, 在实际安装的处置部 9C 的情况下, 也能够设定为能够有效防止发生起火的峰值以下的有效值、CF 值。

[0209] 其它与第一实施方式相同。此外, 也能够将上述手持件 2C 适用于第二实施方式。

[0210] 另外, 探头 8 的前端侧的处置部的形状也可以例如如图 18A ~ 18C 所示。

[0211] 如图 18A 所示的例子中, 在探头 8 的前端的处置部 9D 部分中, 关于与该处置部 9D 的轴方向成直角的平面, 以处置部 9D 的平面棱线为中心设置有形成为周长 80% 以上的圆弧部分 (R0.5 ~ R3)。

[0212] 如图 18B 所示的例子中, 在探头 8 的前端的处置部 9E 部分中, 关于与该处置部 9E 的轴方向成直角的平面, 以处置部 9D 的平面棱线为中心设置有形成为周长 80% 以上的切削部分 (C0.5 ~ C3)。

[0213] 如图 18C 所示的例子中, 探头 8 的前端的处置部 9F 部分变为椭圆形状 (具有长直径部的球面状)。椭圆部分设为球状 (例如 4ϕ) 的处置部的 2 倍以上的长度 8(mm)。

[0214] 如果采用上述形状的处置器具, 则能够抑制空化的发生, 能够抑制雾沫的产生。

[0215] 此外, 将上述各个实施方式等部分地组合等构成的实施方式也属于本发明。

[0216] 本发明主张以 2008 年 12 月 4 日的美国申请 12/327, 982 为优先权基础进行申请, 上述公开内容在本申请说明书、权利要求书、附图中引用。

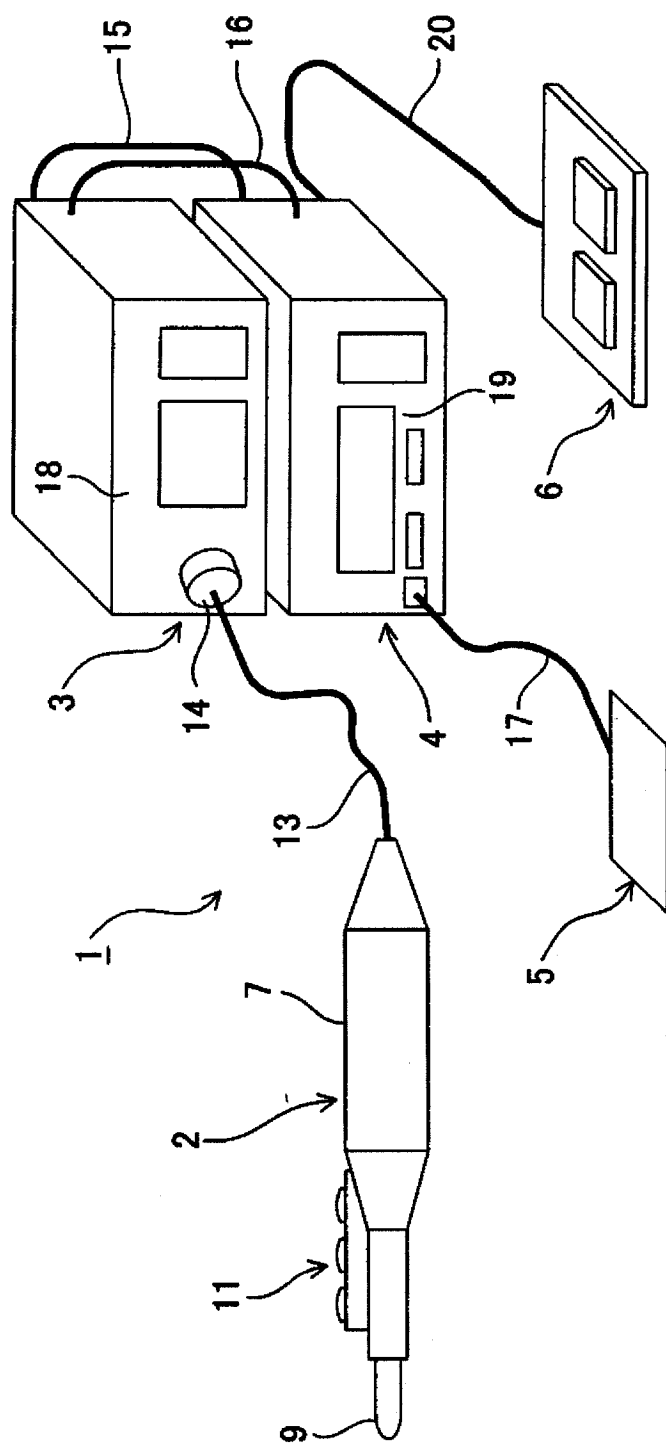


图 1

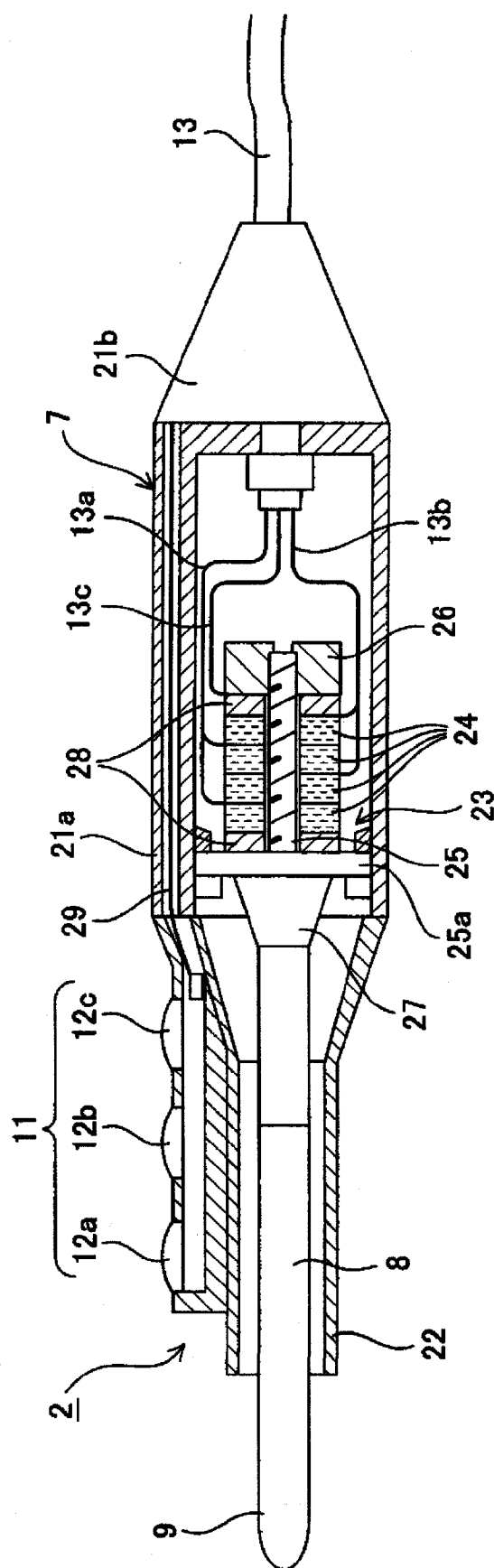


图 2

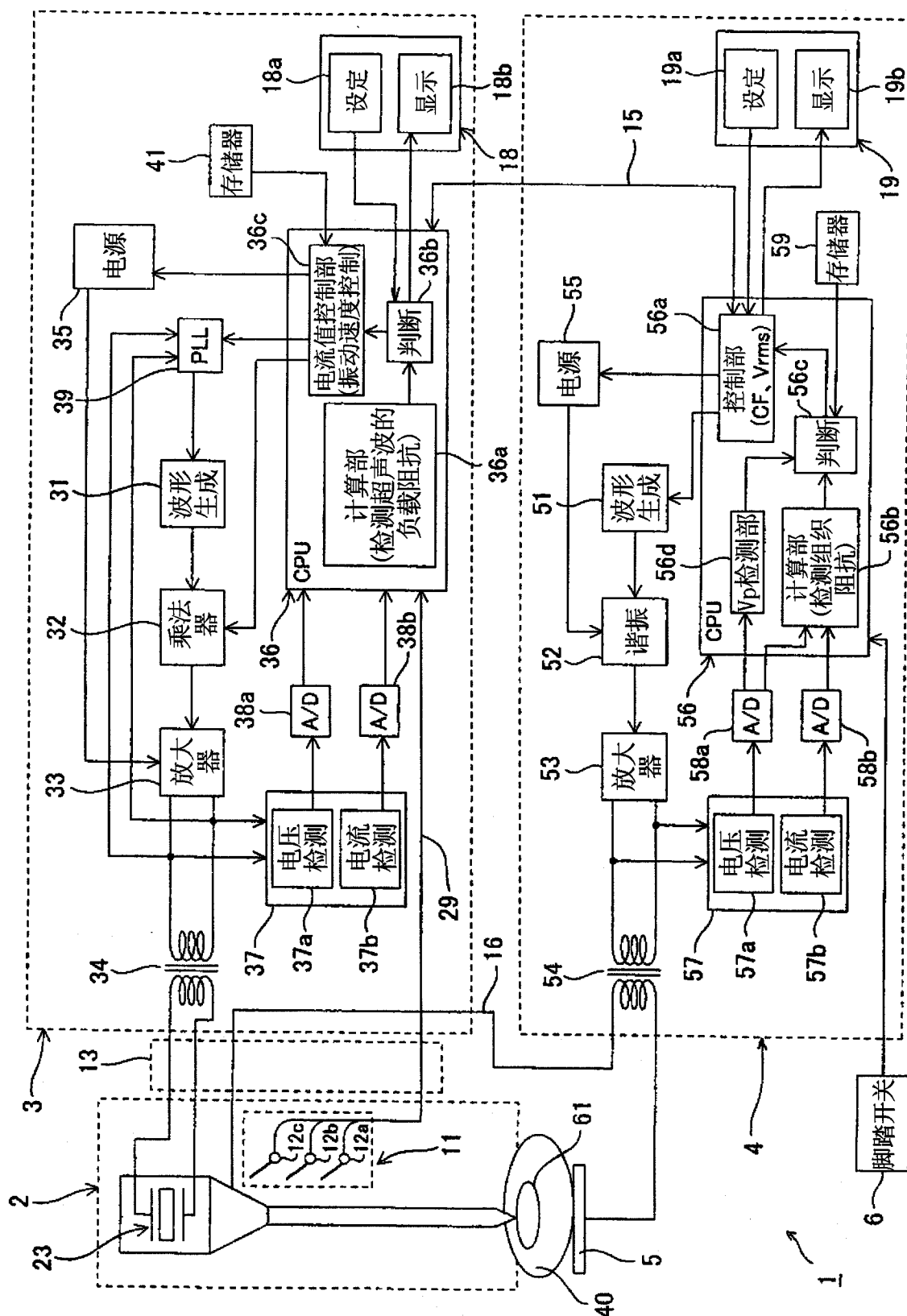


图 3

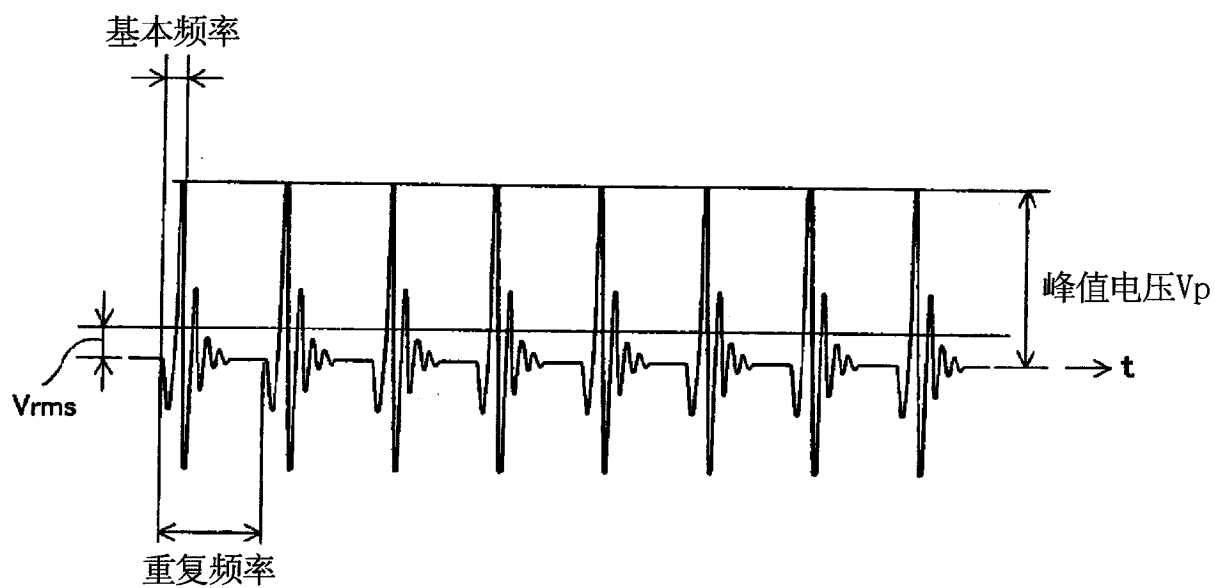


图 4

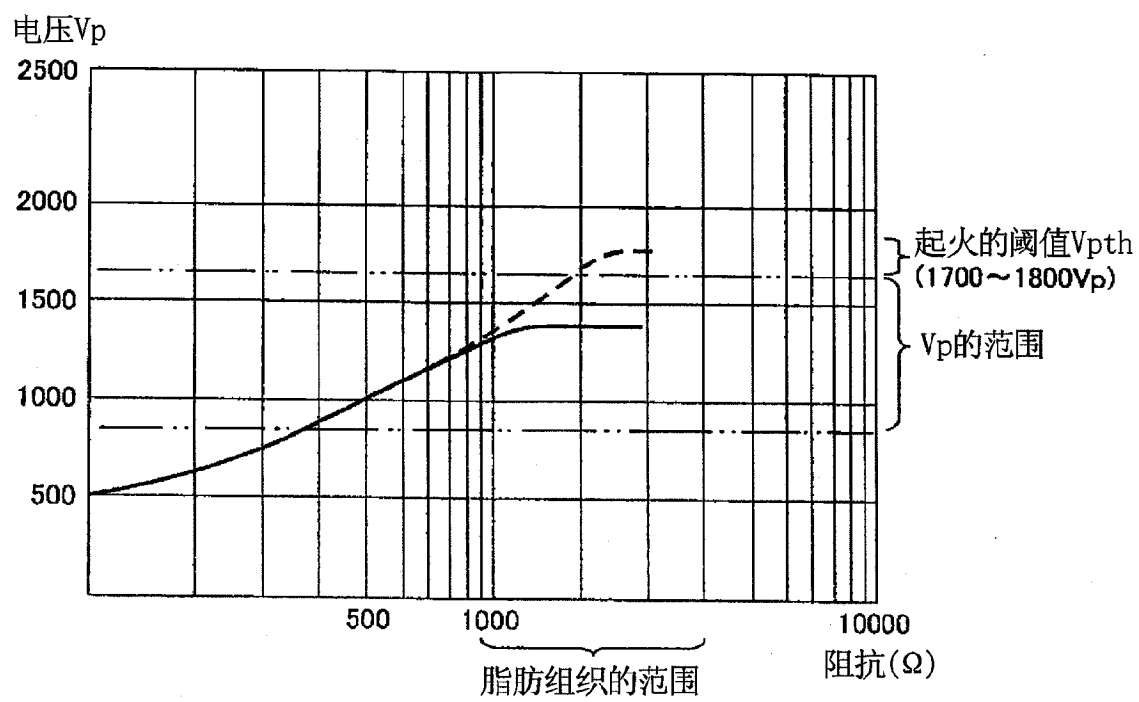


图 5

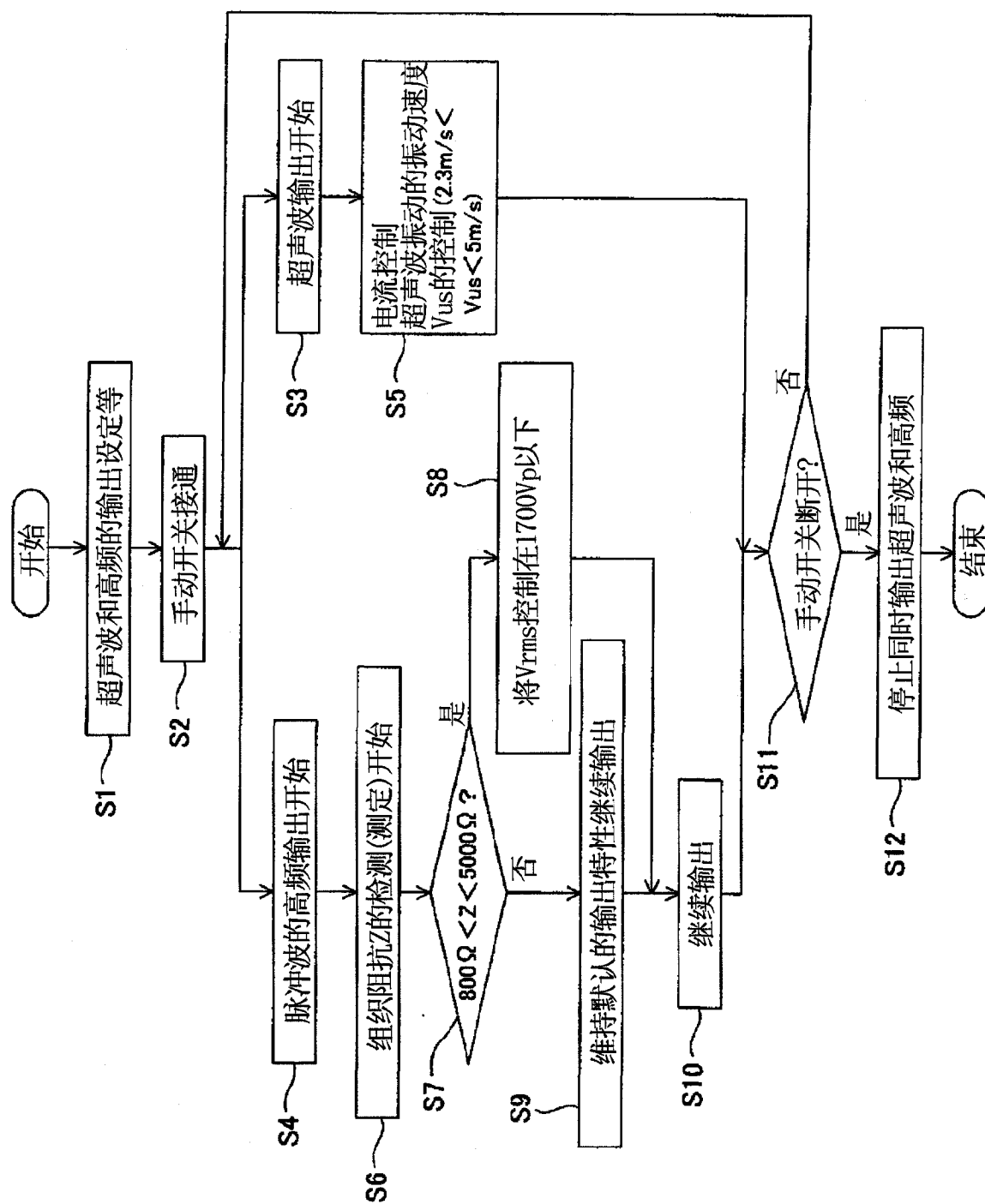


图 6

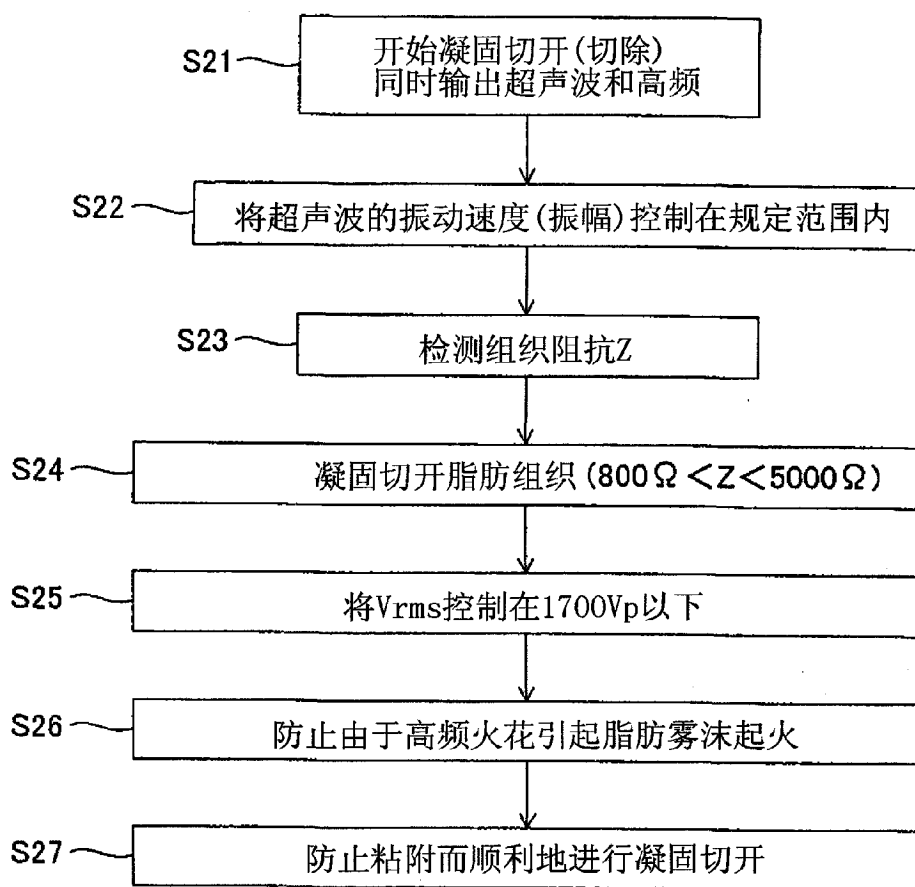


图 7

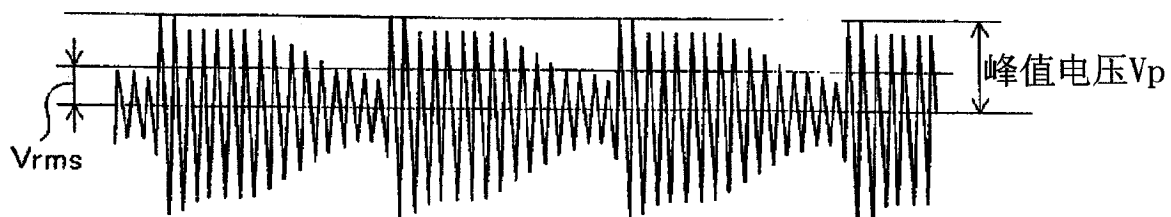


图 8

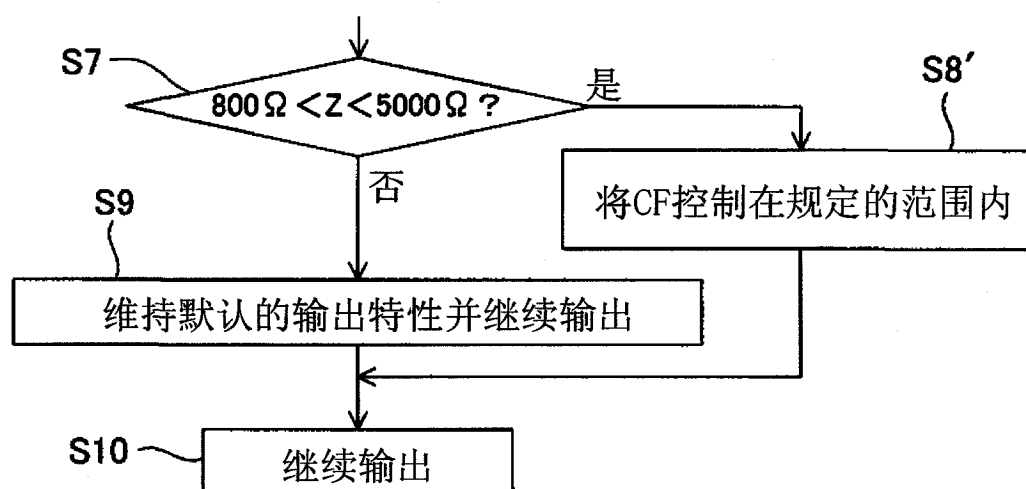


图 9

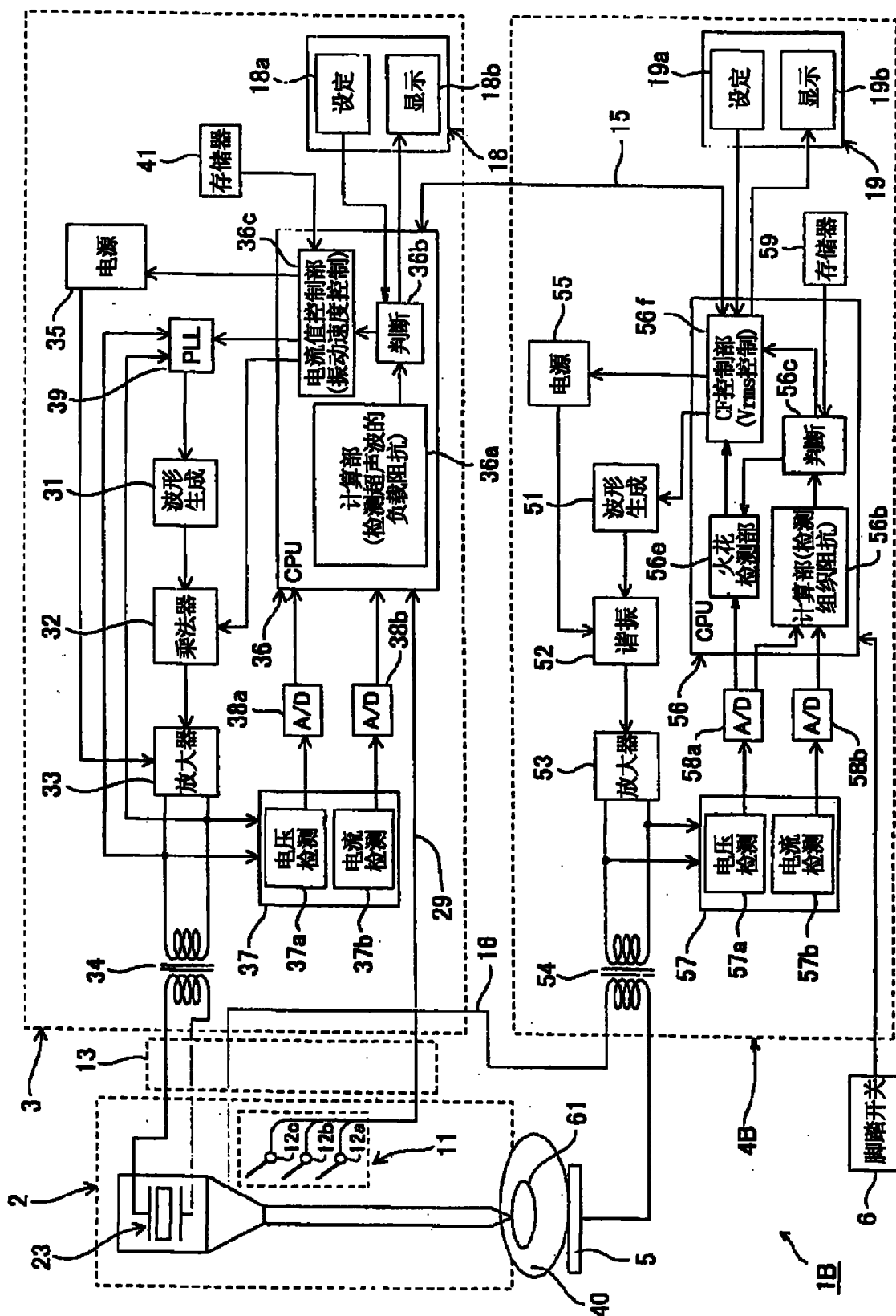


图 10

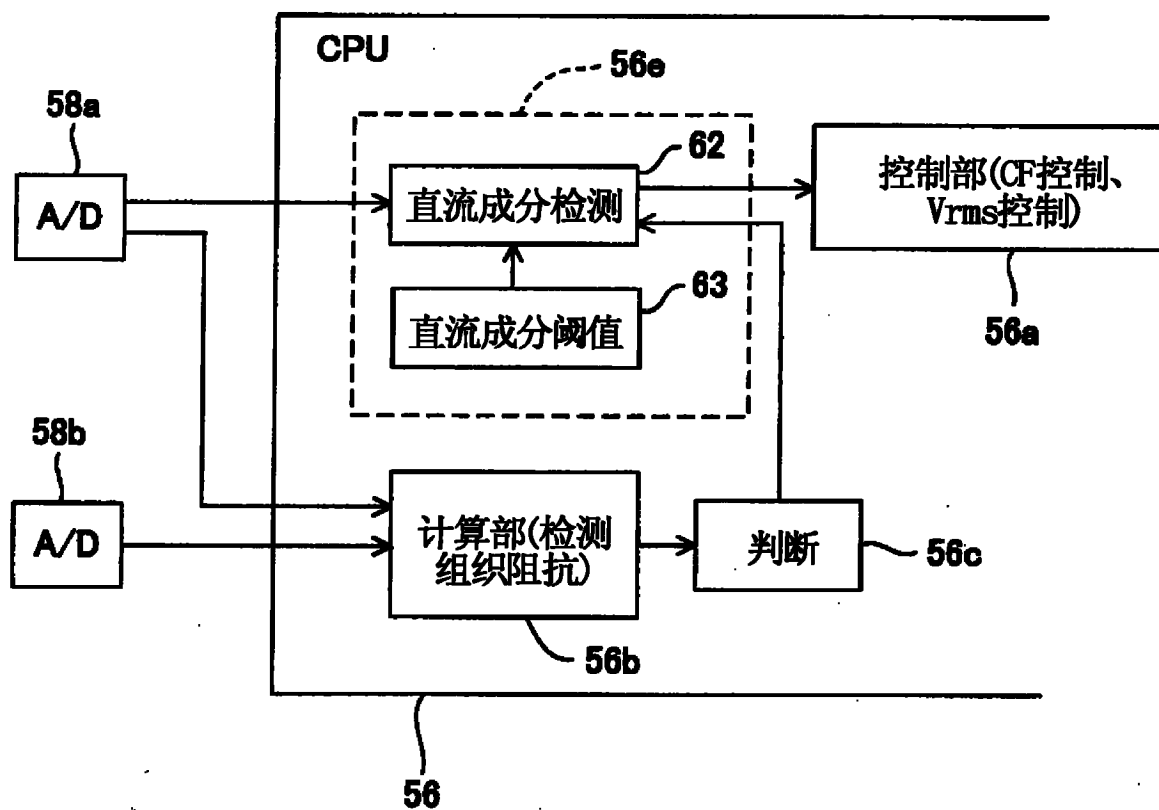


图 11

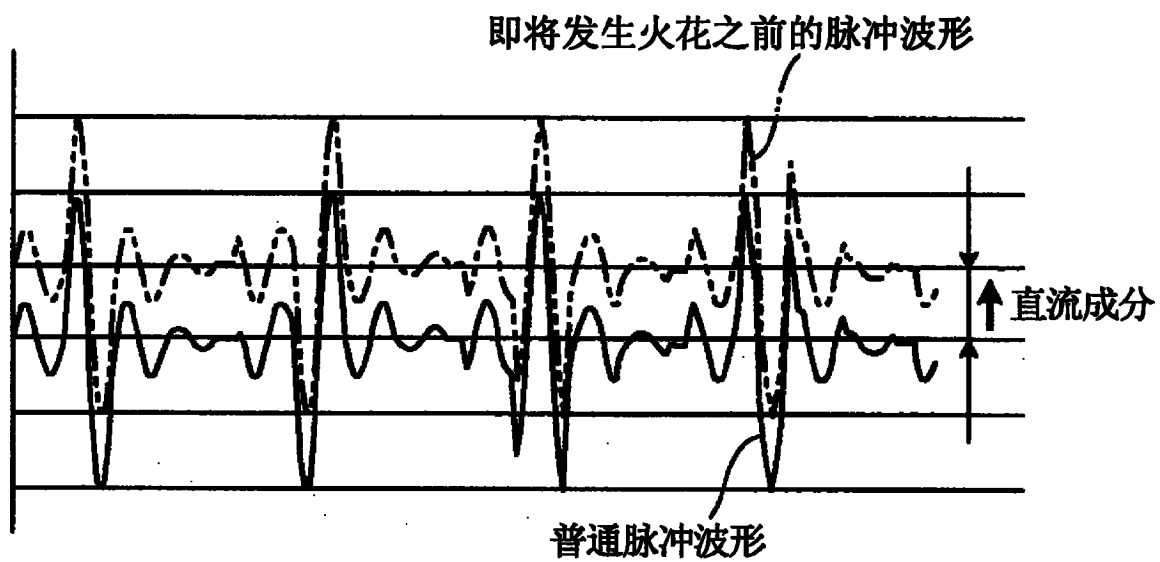


图 12

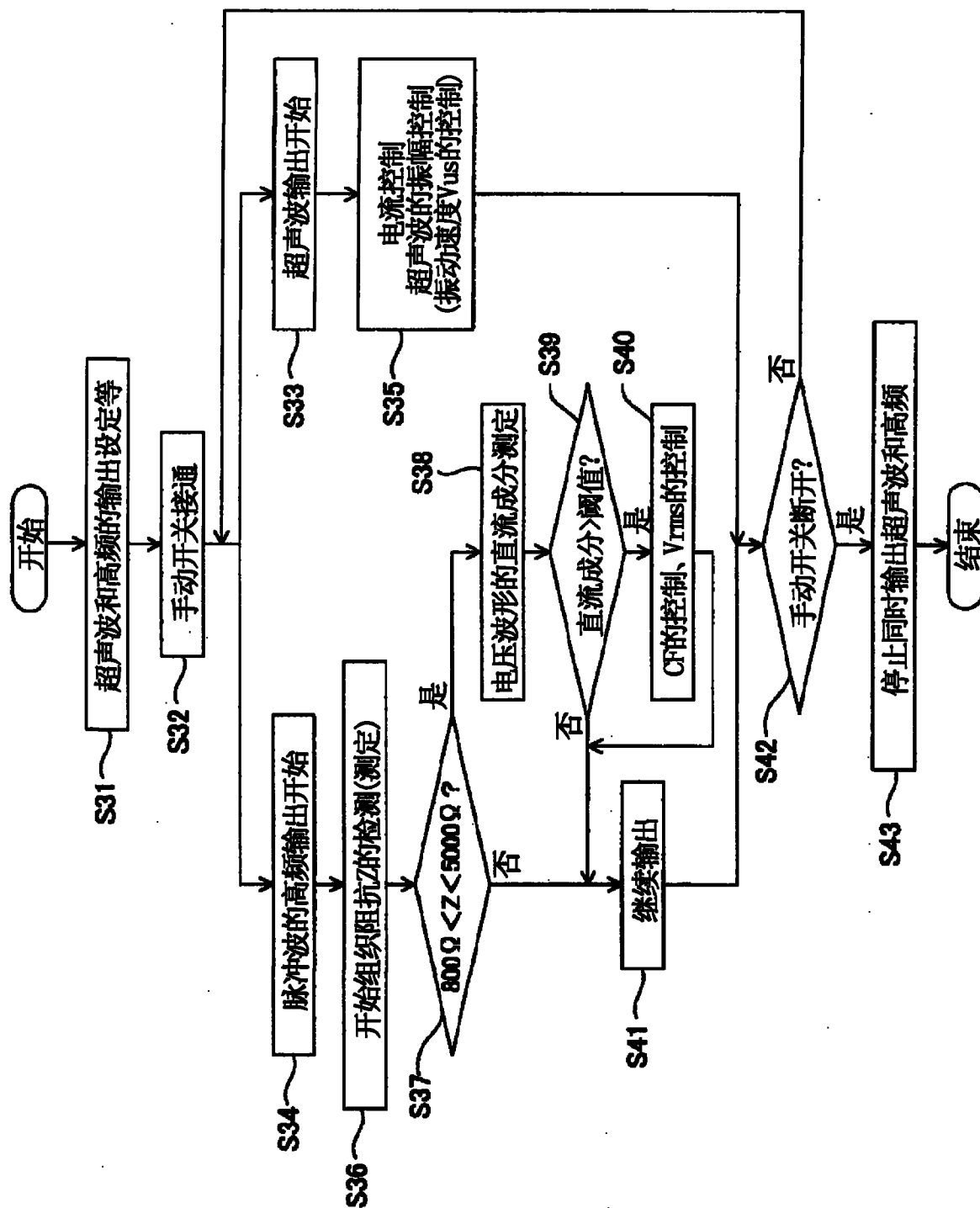


图 13

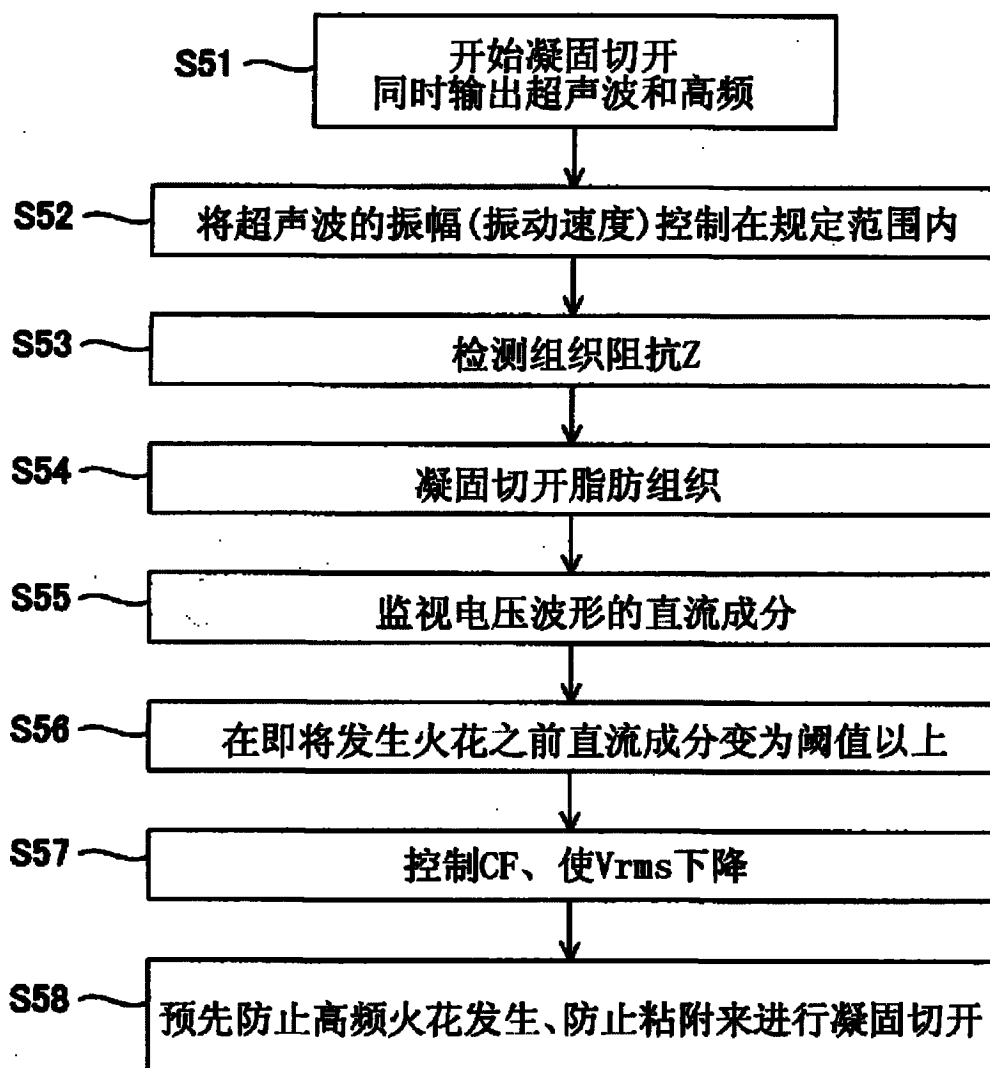


图 14

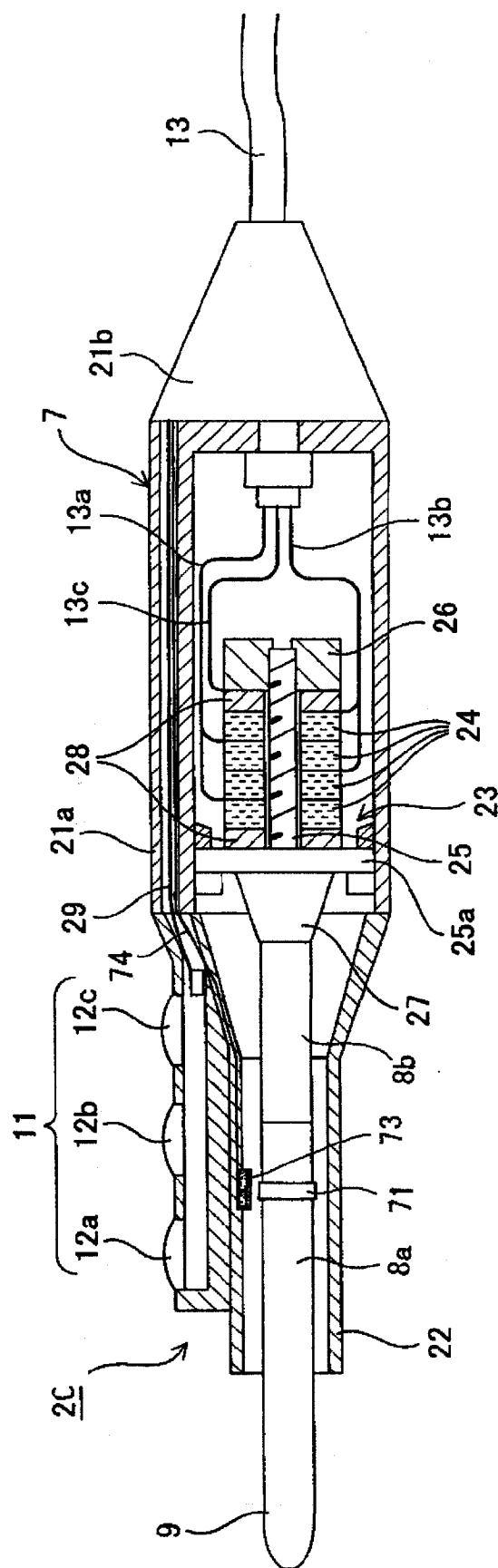


图 15A

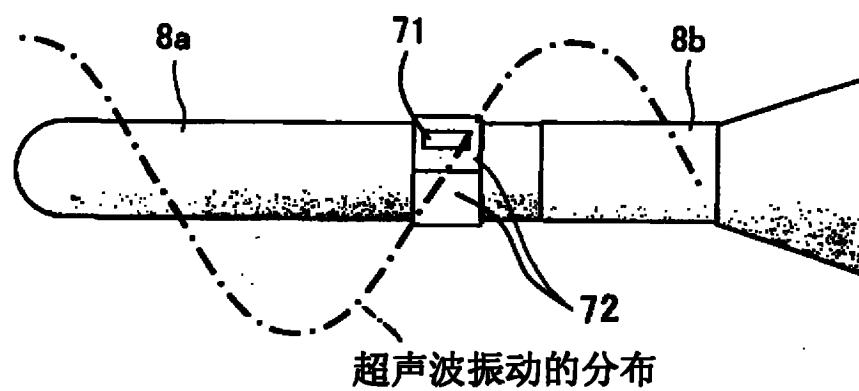


图 15B

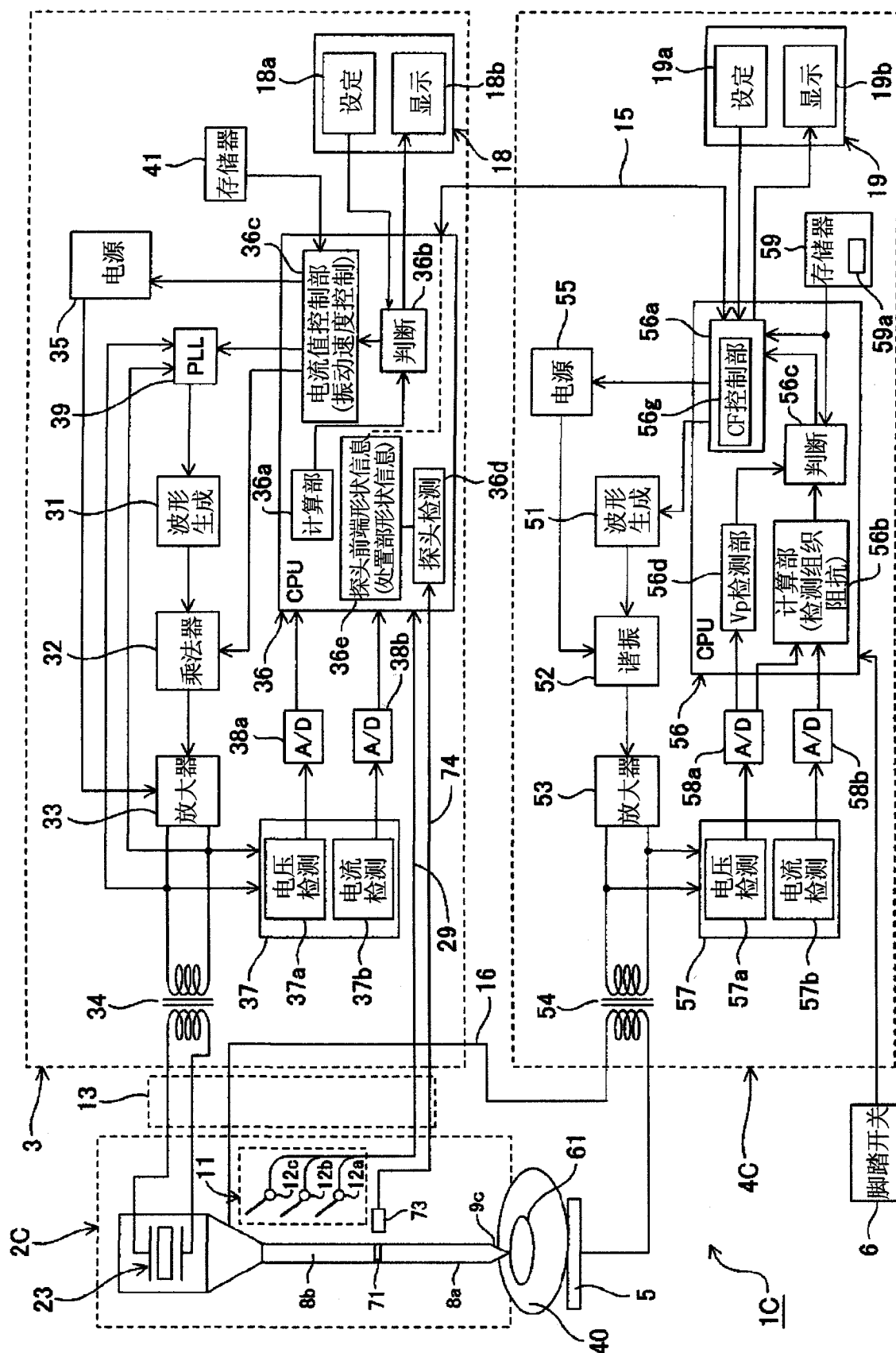


图 16

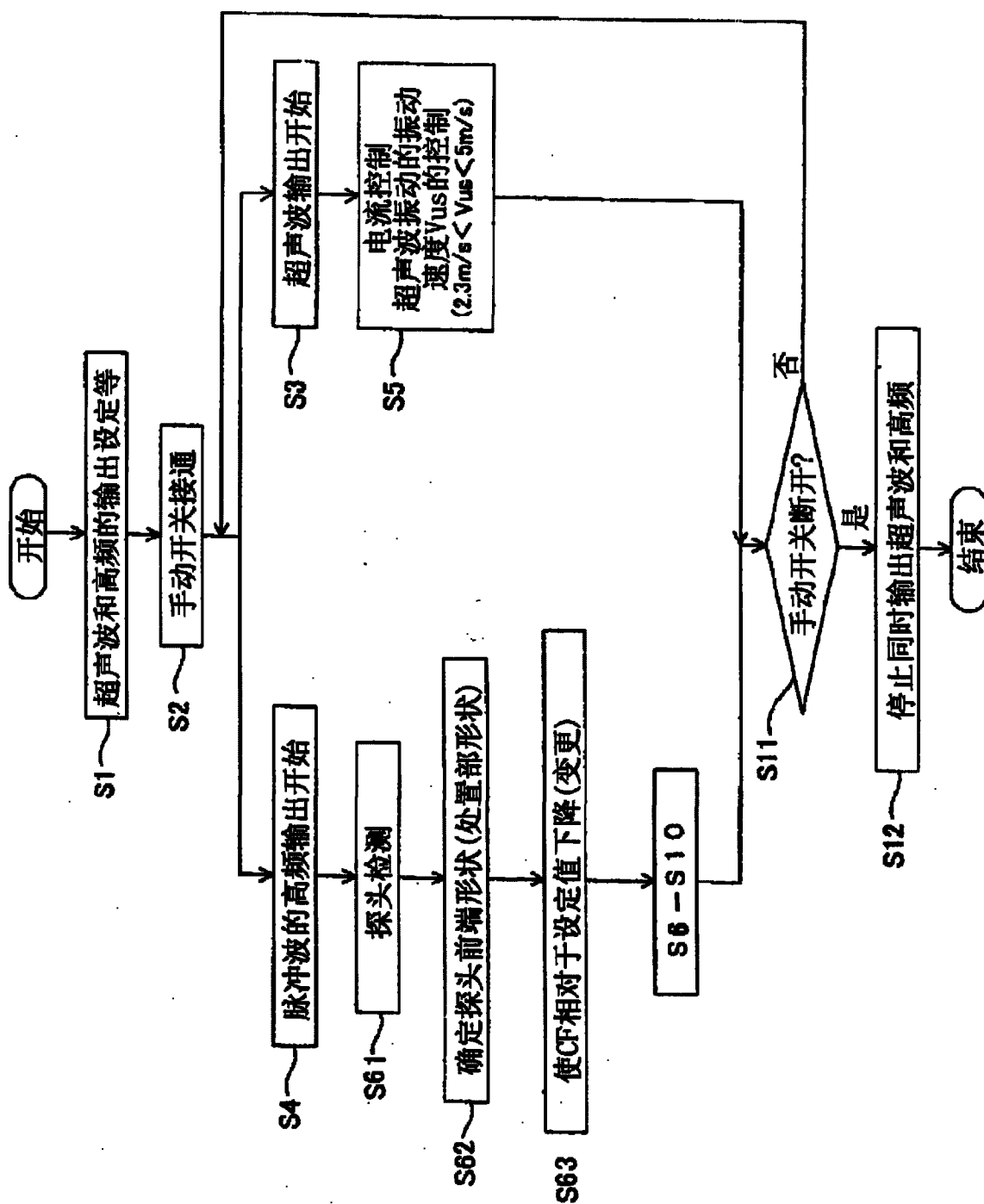


图 17

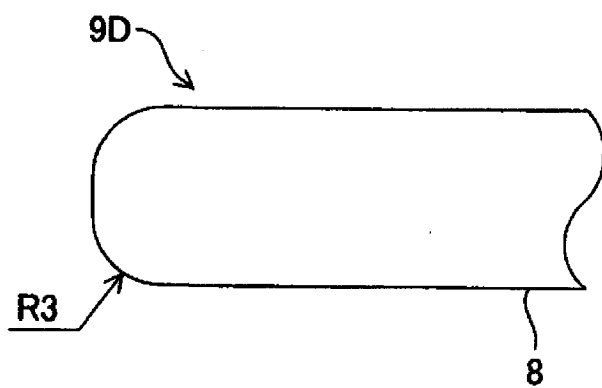


图 18A

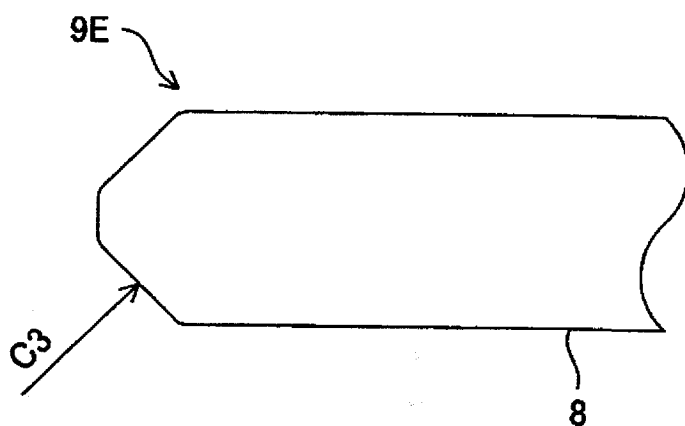


图 18B

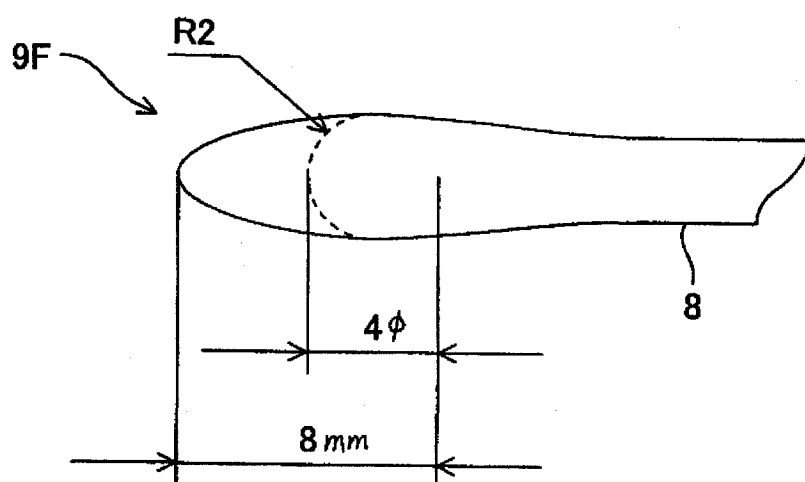


图 18C

专利名称(译)	手术系统以及控制方法		
公开(公告)号	CN102209502A	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	CN200980145032.8	申请日	2009-11-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	柴田义清 高见祯嘉		
发明人	柴田义清 高见祯嘉		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B2018/00589 A61B2018/00875 A61B2017/00026 A61B18/148 A61B18/1206 A61B17/320068 A61B2017/320069 A61B2017/320089		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	12/327982 2008-12-04 US		
其他公开文献	CN102209502B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

手术系统具备处置部(9)，其用于对作为处置对象的生物体组织进行处置；超声波提供部(3)，其通过进行超声波振动的超声波振子(23)向处置部提供超声波；高频电力提供部(4)，其对处置部提供以基本频率和重复频率来定义的输出波形的高频电力；控制部(56a)，其对电压有效值或波峰因素中的至少一个进行控制，以使高频电力的输出波形为峰时的电压峰值在固定值以下。

