

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101084072 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 03

(21) 申请号 200580027535. 7

(56) 对比文件

(22) 申请日 2005. 07. 18

US 4577500 A, 1986. 03. 25,

(30) 优先权数据

US 4973876 A, 1990. 11. 27,

0416160. 0 2004. 07. 20 GB

JP 特开 2001-212514 A, 2001. 08. 07,

(85) PCT申请进入国家阶段日

US 5897495 A, 1999. 04. 27,

2007. 02. 13

审查员 陈正军

(86) PCT申请的申请数据

PCT/GB2005/002814 2005. 07. 18

(87) PCT申请的公布数据

W02006/008502 EN 2006. 01. 26

(73) 专利权人 SRA 发展公司

地址 英国南德文郡

(72) 发明人 迈克尔·约翰·拉德利·扬

斯蒂芬·迈克尔·拉德利·扬

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英

(51) Int. Cl.

B06B 1/02 (2006. 01)

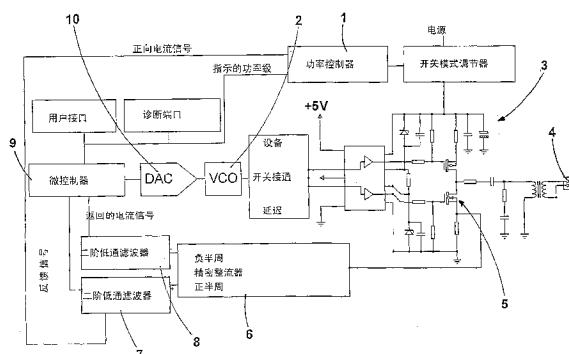
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

超声波发生器系统

(57) 摘要

本系统优选在扭转模式下生成共振超声波振动。控制电路监视反馈回的信号，并对反馈信号进行扫描，以确定最小值出现的频率。随后，将超声波信号的频率调整到该最小值出现的频率。



1. 一种超声波发生器系统,包括:

生成模块,生成超声波振动;及其控制电路模块,生成共振超声波信号;

监视模块,监视来自所述控制电路模块的反馈信号;

扫描模块,扫描所述反馈信号;

确定模块,确定所述反馈信号中的最小值出现的频率或各个频率;以及

调整模块,将所述超声波信号的频率调整到这样的最小值出现的频率或这样的最小值出现的频率中所选择的一个频率。

2. 如权利要求1所述的系统,还包括:

用于所述超声波振动的波导模块,该波导模块可操作地连接到所述生成模块。

3. 如权利要求1或2所述的系统,还包括:

报警模块,将所述系统的运行错误通知给用户。

4. 如权利要求3所述的系统,其中,所述报警模块包括显示模块。

5. 如权利要求4所述的系统,其中,所述显示模块包括液晶显示器模块。

6. 如权利要求3所述的系统,其中,所述报警模块包括声音报警模块。

7. 如权利要求3所述的系统,其中,所述超声波振动是扭转模式下的振动。

8. 一种生成共振超声波信号的方法,包括下列步骤:

提供生成模块,生成超声波振动;及其控制电路模块,生成超声波信号;

监视来自所述控制电路模块的反馈信号;

对所述反馈信号进行扫描;

确定所述反馈信号中的最小值出现的频率或各个频率;以及

将所述超声波信号的频率调整到这样的最小值出现的频率或这样的最小值出现的频率中所选择的一个频率。

## 超声波发生器系统

### 发明领域

[0001] 本发明涉及超声波发生器系统，尤其涉及、但不仅仅涉及一种能够获得共振扭转频率并将此频率维持应用于波导管的发生器系统。

### 技术背景

[0002] 扭转波导管有大量的固有频率，其中只有一小部分是有用的。大部分共振状态都处于非期望的弯曲模式。

[0003] 理想情况下，传统的驱动电路能够驱动细长的扭转振动波导管。但是，当期望使用唯一扭转模式共振时，由于需要将其和其它任何共振模式分隔开至少 1.0kHz 频率差才能满足传统电路的需求，因此存在一些困难。在实际应用中，这些波导管显示的其它共振模式在期望模式的几百 Hz 范围内。

[0004] 已知的是，欧洲专利申请 No. 1025806A 提供了一种超声波手术设备，该设备中的电路存储了对应于共振状态的一个频率，并在该电路检测到非共振状态时将信号恢复到该共振状态。

[0005] 但这并不非常适合于扭转振动模式。

[0006] 还已知的是，与本申请共同待决的英国申请 No. 2382943 提供了一种发生器系统，用来选择期望的共振模式。

[0007] 然而，这些系统在运行过程中并不总是能灵活地应对工作参数的瞬时变化。

### 发明内容

[0008] 本发明的一个目的是提供一种改进的频率生成控制电路。

[0009] 本发明的另一个目的是提供一种用于手术过程中的系统，其指示何时临近该过程的终点。

[0010] 根据本发明的第一方面，提供了一种生成共振超声波信号的方法，此方法包括下列步骤：提供生成模块，生成超声波振动；及其控制电路模块，生成超声波信号；

[0011] 监视来自所述控制电路模块的反馈信号；

[0012] 对所述反馈信号进行扫描；

[0013] 确定所述反馈信号中的最小值出现的频率或各个频率；以及

[0014] 将所述超声波信号的频率调整到这样的最小值出现的频率或这样的最小值出现的频率中所选择的一个频率。

[0015] 根据本发明的第二方面，提供了一种确定超声波驱动操作进展状况的方法，此方法包括下列步骤：生成超声波信号；对反馈回的信号进行常规读阅；监视所述反馈信号的波形，以查找其中表示运行终点的变化。

[0016] 优选的情况下，此变化包括所述波形的幅度变化。

[0017] 根据本发明的第三方面，提供了一种超声波发生器系统，此系统包括：生成模块，生成超声波振动；及其控制电路模块，生成共振超声波信号；

- [0018] 监视模块,监视来自所述控制电路模块的反馈信号;
- [0019] 扫描模块,扫描所述反馈信号;
- [0020] 确定模块,确定所述反馈信号中的最小值出现的频率或各个频率;以及
- [0021] 调整模块,将所述超声波信号的频率调整到这样的最小值出现的频率或这样的最小值出现的频率中所选择的一个频率。
- [0022] 优选的情况下,本系统包括用于所述超声波振动的波导模块,此波导模块可操作地连接到所述生成模块。
- [0023] 优选的情况下,本系统包括将系统运行错误发送给用户的报警模块。
- [0024] 可选地,此报警模块还可以包括显示模块,例如,液晶显示器模块。
- [0025] 可选情况下或另外,此报警模块可以包括声音报警模块。
- [0026] 优选的情况下,所述超声波振动是扭转模式下的振动。

## 附图说明

- [0027] 下面将参照附图,更加具体地描述本发明的一个实施例,其中:
- [0028] 图 1 是体现本发明的控制结构的电路图;以及
- [0029] 图 2 示出了该系统的流程图;

## 具体实施方式

[0030] 当超声波手术工具等的超声波换能器与其超声波发生器完美匹配时,所有可用电量都传递到换能器,故而,此工具会以最优效率工作。然而,在实际应用中情况往往并非如此。

[0031] 超声波工具的波导管有大量的固有共振频率,但这些频率同时处于弯曲振动模式和扭转振动模式下。其中只有一小部分共振点适用于工具所用在的基质(如人体组织),因此向基质传输了一些有用的能量。某一系统(包括用于其基质的工具)的精确共振点可能与处于孤立状态的工具的精确共振点明显不同。在使用工具进行操作时,共振的位置可随基质的变化而变化。(例如,凝结工具对要接受手术的组织内的体液进行凝固)。和共振位置一样,共振幅度也可以变化。

[0032] 和所加负载引起的变化一样,共振的频率也会因热效应而漂移。

[0033] 因此,如果换能器没有理想的匹配或调谐至其最优频率,那么,来自发生器的一部分电量会由换能器反射,并返回到发生器。此反射电量会更改通过发生器和相应控制电路的电流的波形,因此该反射电量(或者,表明反射电量的参数)能够用于跟踪换能器在某具体时刻的最优工作频率,并相应地通过数字频率控制器设置(或复位)发生器频率。

[0034] 图 1 示出的为超声波换能器供电的电路体现了本方法。此电路的很大一部分都是以传统形式示出的。功率控制器单元 1 控制着将要发送给换能器的超声波信号的幅度,而 VCO 2 控制着信号的频率。放大器电路 3 将功率控制器 1 指定的幅度和 VCO 2 设定的频率有效地予以组合,从而产生经由输出 4 发送到超声波换能器(未显示)的信号。

[0035] 为了检测在某具体时刻由生成频率与负载换能器的最优共振频率之间的不匹配而引起的信号变化,从放大器电路 3 中提取反馈信号。最有用的反馈信号是表示流经开关器件 Q3~5 的电流的反馈信号。可以将这个反馈信号分成正负两个分量。正的分量表示流

出放大器的正向电流，而当放大器的负载为无功负载（即，输出信号与换能器 / 工具 / 基质共振不匹配）时则出现负的分量。负向电流可以在 Q 3 开关器件 5 处于“接通”状态时流经此开关器件，也可以流经其内部续流二极管。

[0036] 邻近的反馈信号传送到精密整流器 6，该整流器将此信号分成正分量和负分量。随后，第一个二阶低通滤波器 7 对正分量进行滤波，而第二个二阶低通滤波器 8 对负分量独立进行滤波。经过滤波的正分量表示正向电流信号，其随后传递到功率控制器 1 和微控制器 9。经过滤波的负分量表示返回电流信号，其只发送给微控制器 9。

[0037] 微控制器 9 控制着所示系统的运行，该微控制器既可操作地直接连接到功率控制器 1，还经由数模转换器或 DAC 10 可操作地连接到 VCO 2。其内有一个模数转换器，该模数转换器对反馈信号正负分量的数字数据均进行采样。在微控制器 9 中使用扫描程序或功能对这些数字数据进行分析，以便对任何给定阶段的共振频率进行定位，从而将 VCO 2 调谐到最优频率。数字数据也用于诊断目的，例如，检测换能器和 / 或工具中的故障。

[0038] 图 2 示出了扫描功能程序的流程图。为了激活这个过程，在阶段 11，微控制器 9 指示 VCO 2 在预选的频率范围内扫描它的生成频率，一个或多个共振频率被认为处于此频率范围内。

[0039] 在一系列子步骤里对频率进行扫描，在每一步骤中对反馈信号进行如上所述的采样和数字化（阶段 12）。

[0040] 随后，通过低通数字滤波器对采样数据进行再次滤波，以减小噪声（阶段 13）。

[0041] 下一步，对经过滤波的数据进行数字微分（阶段 14）。这可以消除数据中存在的任何梯度，但最重要的是，在共振点，反馈信号的返回电流 / 负分量将为最小值。在对应于共振点的每个频率处，其一阶微分因此将为零。

[0042] 在下一个阶段 15，为了将最小值与一阶微分亦为零的最大值区分开，选择在正方向上微分数据越过零的频率（即返回电流的第二阶微分为正）。

[0043] 随后，对这些选定频率和在每个选定频率上计算出的数字滤波参数值（这可以是，例如，对该最小值的深度和 / 或宽度的简单度量，或者，也可以是更复杂的参数）一并进行记录（阶段 16）。

[0044] 应用频率选择策略（阶段 17），以从这些选定的共振频率及其相对应的参数值中选出最合适的最小值 / 共振点（当然，假定不止识别出了一个这样的频率）。

[0045] 由此选定的最优频率随后经由 DAC 10 传递给 VCO 2，此频率即为 VCO 2 的新工作频率（阶段 18）。系统而后在这个频率上工作一段选定的时间间隔，之后重新激活“扫描功能”，以检查换能器 / 工具 / 基质组合的最优工作频率是否发生了变化，如果发生了变化，则设定新的最优工作频率。

[0046] 因此，该工具一直工作在或一直非常接近地工作在能够为基质传输最多能量的理想频率上。

[0047] 所示系统的另一个功能为调节信号的幅度，特别是当工具的运行接近完成时。在任何情况下，在临近工具运行终点处，从放大器电路 3 获取的反馈信号的特征会发生很大的变化。

[0048] 微控制器 9 使用反馈信号的正向电流 / 正分量，以测量反射或负载电流的幅度，由此检测是否接近运行的终点。然后，该微控制器 9 通过使用数字控制算法，指示功率控制器

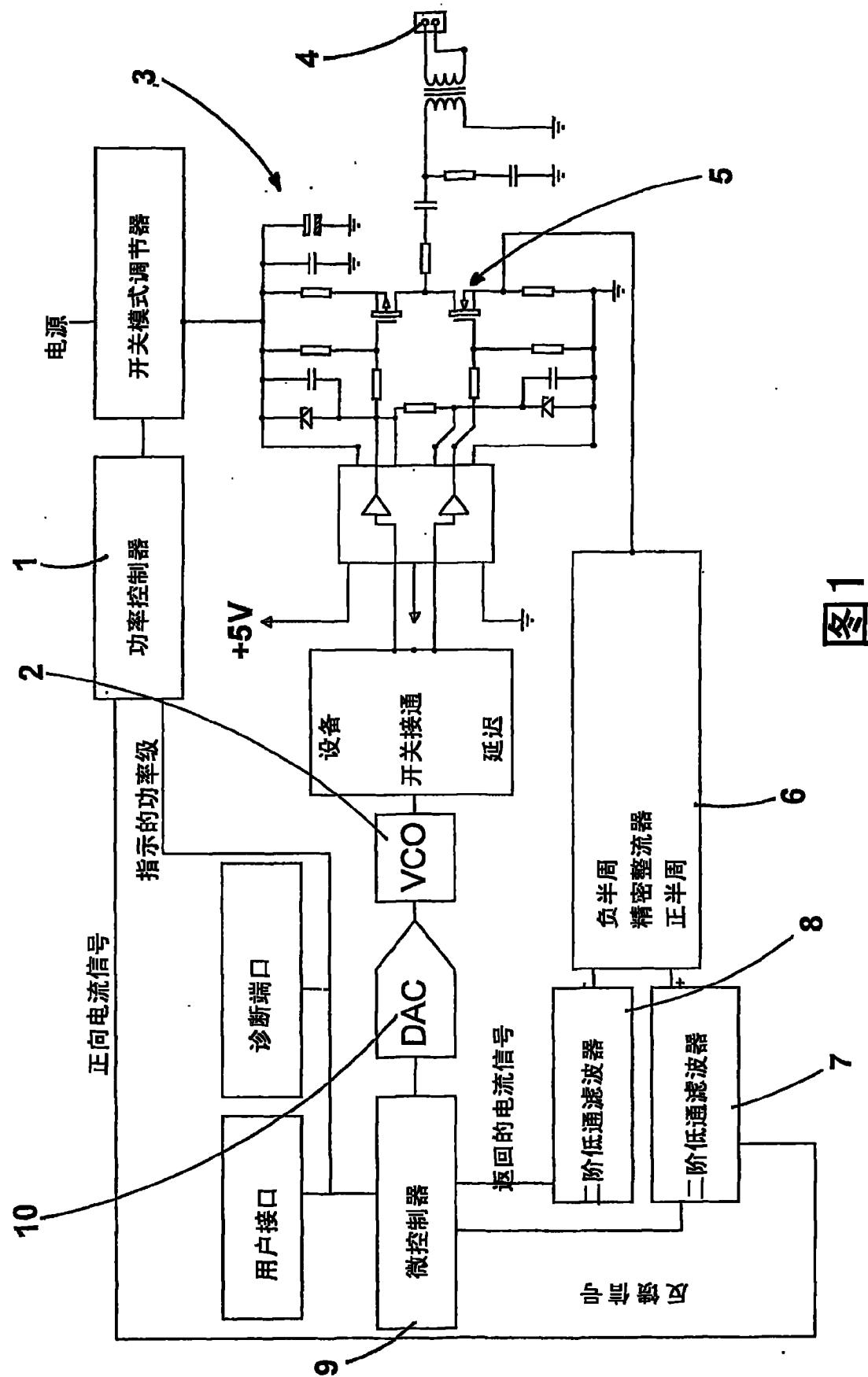
1 相应地更改发送给放大器电路 3 的 DC 电压源。

[0049] 反馈信号的正向电流 / 正分量还直接发送给功率控制器 1, 例如, 可以作为传统反馈信号, 以保证期望幅度的传送。

[0050] 本系统包括 LCD( 液晶显示器 ), 其上面显示系统状态和出错消息。例如, 如果波导管 ( 其可以是手术设备中的手持装置 ) 在启动时没有正确连接到系统, 则会显示消息 “NO HANDSET( 无手持装置 )”。

[0051] 在某些情况下, 当手术设备中的手持装置接触骨骼而不是软组织时, 可能会受到表面损害, 从而改变波导管的共振模式。当这种改变很大时, 应当将其检测为错误。在这种情况下, 发生器应当停止运行, 并在 LCD 上显示消息 “REPLACE HANDSET( 更换手持装置 )”。本系统还会发出与这些 LCD 消息相对应的声音报警 ( 如, 蜂鸣声 )。

[0052] 也可以停止信号的生成, 以响应其它出错情况, 例如, 共振模式频率的不连续变化表明的那些出错情况。



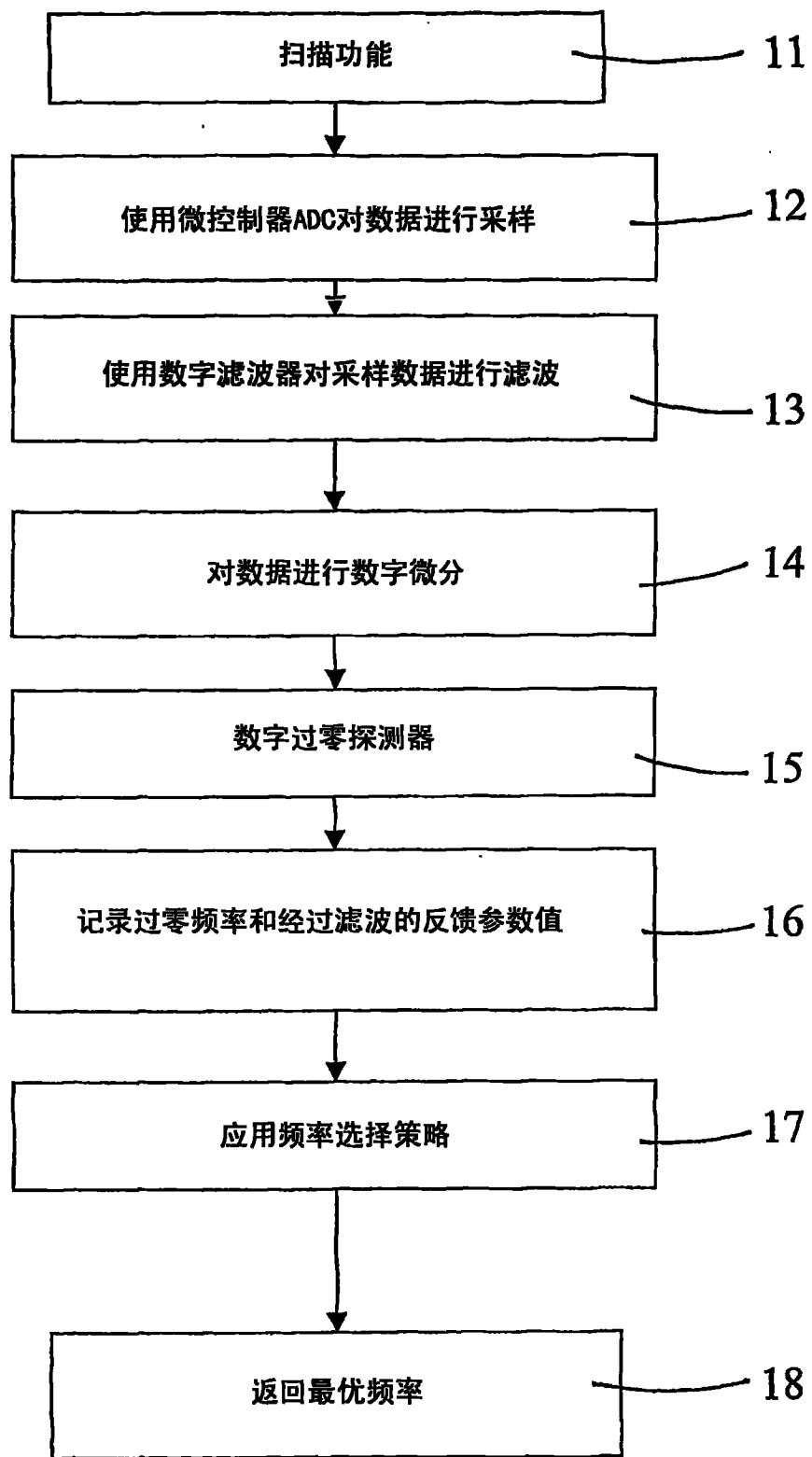


图 2