



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110897683 A

(43)申请公布日 2020.03.24

(21)申请号 201910583568.3

(22)申请日 2019.07.01

(71)申请人 广州易和医疗技术开发有限公司

地址 510000 广东省广州市黄埔区开源大道188号莱迪创新科技园6栋

(72)发明人 马振尉 刘富春 邓浮池 戚锦磊
李威谕

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

A61B 18/12(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

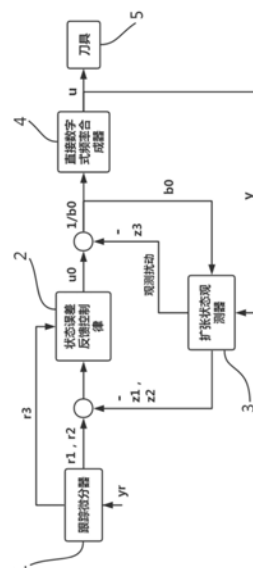
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

基于自抗扰控制的多输出微创手术器具及其控制方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于自抗扰控制的多输出微创手术器具及其控制方法,提供一种带有ADRC自抗扰频率控制器的多输出微创手术器具,通过跟踪微分器与扩张状态观测器实时观测刀具在谐振工作点处的相位变化,状态误差反馈控制律结合扰动补偿实现即时的工作频率控制,即时响应、即时补偿控制、即时追踪,保证了手术系统的高精度操作和可靠程度;同时运用了ADRC自抗扰控制算法,最终的控制量包括前馈控制量、补偿控制量和反馈控制量,具有强解耦和内外扰动估算补充能力,反应敏捷、误差小,频率实现高精度的实时控制。



1. 基于自抗扰控制的多输出微创手术器具, 其特征在于, 所述多输出微创手术器具包括刀具和ADRC控制器;

所述刀具为超声波刀具或射频刀具, 所述射频刀具为双极输出射频刀具或单极输出射频刀具;

所述刀具通过刀具接口与所述ADRC控制器电连接;

所述ADRC控制器包括:

跟踪微分器, 接收所述刀具在谐振工作点的目标相位差并输出追踪信号, 所述追踪信号为相位差的变化速度和相位差的变化率;

扩张状态观测器, 接收所述刀具在谐振工作点的实际相位差并输出扩张信号, 观测所述刀具在谐振工作点的实时扰动并输出扰动补偿, 所述扩张信号为相位的变化速度和相位的变化率;

状态误差反馈控制律, 接收所述追踪信号和所述扩张信号的对比变量并输出状态信号;

以及直接数字式频率合成器, 接收所述状态信号经所述扰动补偿后的混合相位值并输出数字化正弦波幅至所述刀具接口的连接电路, 输出所述刀具在谐振工作点的实际相位差至所述扩张状态观测器。

2. 根据权利要求1中所述的基于自抗扰控制的多输出微创手术器具, 其特征在于, 所述刀具还设置ID芯片。

3. 根据权利要求1~4中任意一项所述的基于自抗扰控制的多输出微创手术器具的控制方法, 其特征在于, 包括步骤S1~S7:

S1: 刀具通过刀具接口与手柄连接, 所述刀具为超声波刀具、双极输出射频刀具或单极输出射频刀具中的一种;

S2: 比较器采集比较所述刀具工作时的电压电流波并输出电压方波信号和电流方波信号, 微控制器捕捉所述电压方波信号和电流方波信号进行计算并输出所述电压方波信号的上升沿时间 t_1 和所述电流方波信号的上升沿时间 t_2 , 通过公式(1)和公式(2)的运算后输出刀具工作时的目标相位值 Δt 和实际相位差 y_r ;

$$\Delta t = t_1 - t_2 \quad (1)$$

$$\Delta t = y_r \quad (2)$$

S3: 跟踪微分器经过公式(3)的运算对实际相位差 y_r 进行光滑处理, 输出追踪信号和前馈控制量 r_3 , 所述追踪信号包括相位差的变化速度 r_1 和相位差的变化率 r_2 ,

$$\begin{cases} \dot{r}_1 = r_2 \\ \dot{r}_2 = r_3 \\ \dot{r}_3 = R^3 \left| r_1 - y_r \right|^{\frac{1}{2}} \operatorname{sgn}(r_1 - y_r) + R^2 \left| r_2 \right|^{\frac{3}{5}} \operatorname{sgn}(r_2) + R \left| r_3 \right|^{\frac{3}{4}} \operatorname{sgn}(r_3) \end{cases} \quad (3)$$

其中, R 为可调参数;

S4: 扩张状态观测器经过公式(4)的运算对控制过程输入值 u 经过 b_0 放大后的输出值 b_0u 和实际输出值 y 进行处理, 输出扩张信号和等效到输入侧的系统总扰动 z_3 , 所述扩张信号包

括相位的变化速度 z_1 和相位的变化率 z_2 ,

$$\begin{cases} \dot{z}_1 = z_2 - \beta_1(z_1 - y) \\ \dot{z}_2 = z_3 - \beta_2(z_1 - y) + b_0 u \\ \dot{z}_3 = -\beta_3(z_1 - y) \end{cases} \quad (4)$$

其中, β_1 、 β_2 和 β_3 为可调参数;

S5:状态误差反馈控制律经过公式(5)的运算后输出状态信号 u_0 ,

$$u_0 = k_1(r_1 - z_1) + k_2(r_2 - z_2) \quad (5)$$

其中, k_1 和 k_2 为可调参数;

S6:所述状态信号 u_0 由所述扩张状态观测器扰动补偿后输入直接数字式频率合成器,最终系统的控制输入过程为公式(6);

$$u = \frac{1}{b_0}(r_3 - z_3 + u_0) \quad (6)$$

S7:直接数字式频率合成器与刀具接口电路连接,刀具的实际输出值 y 直接输入到所述扩张状态观测器,对所述刀具的工作频率进行实时反馈环形控制。

4.根据权利要求3所述的基于自抗扰控制的多输出微创手术器具的控制方法,其特征在于,还包括步骤S8:使用需求变更需要更换新规格的刀具时,解除需求变更前使用的刀具与所述刀具接口的连接关系,重复步骤S1~S8,重新对所述刀具的工作频率进行实时反馈环形控制。

5.根据权利要求3所述的基于自抗扰控制的多输出微创手术器具的控制方法,其特征在于,所述步骤S1中还包括:刀具通过刀具接口与系统控制主板连接时,所述刀具通过ID连接线与所述系统控制主板电连接,所述系统控制主板上的ID读写电路对所述刀具上带有的ID芯片进行识别,判断所连接的刀具类别。

基于自抗扰控制的多输出微创手术器具及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,具体涉及一种基于自抗扰控制的多输出微创手术器具及其控制方法。

背景技术

[0002] 医疗器械领域高新技术应用密集,具有技术交叉集成应用的特点。手术刀作为一种外科手术必不可少的工具,在整个手术过程中都发挥着极其重要的作用。超声刀系统和射频刀系统作为全球创伤最小的两种手术设备系统,因其术中出血少、术后恢复快等良好的医疗效果,在医疗领域中也获得了极大的反响。

[0003] 超声刀系统包括主机、手柄、超声换能器、超声能量放大器、超声能量传导部分和刀具。手柄控制超声换能器将主机电能转换成超声振荡,能量振荡振幅通过超声能量放大器放大并通过超声能量传导部分将能量传导至刀具,刀具以55.5KHZ的振幅振动,产生瞬间低压并在空洞化效应的作用下使组织内水分汽化、蛋白氢键断裂使蛋白凝固,细胞破裂组织打开或游离并封闭小脉管;同时,刀具振动还产生二级能量使深层的蛋白凝固以封闭大脉管。超声刀在应用上无电流通过病人躯体,使用过程组织焦痂、干燥程度低,可实现最小热损伤下的精准切割,切割过程中产生烟雾量极少,同时具备切割、游离和止血等多功能于一体,临床优势明显。

[0004] 射频刀系统则采用具有较高工作频率(1.5MHZ~4.5MHZ)的射频电波进行高频稳定输出,由不同形状的发射极刀具定向发出射频电波,在接触身体组织后,由组织本身产生阻抗,使目标组织内的水分子在射频电波的作用下瞬间振荡汽化,引起细胞破裂蒸发,并在40℃的低温恒温状态下实现切割、止血、混切、电灼、消融和电凝等功能。发射电极在低温状态下切割速度快、止血效果好、切口精细,热损伤创口小,无炭化无烟雾,十分适应微创手术的运用。

[0005] 随着医疗水平的日渐提高,根据超声刀系统与射频刀系统的临床特性,在微创手术上实现了超声射频刀系统的合并运用,形成双输出甚至多输出功率的超声射频微创手术刀系统。在双输出及多输出的超声射频微创手术刀系统中,需通过外加机构对刀具频率以及刀具功率进行准确控制,保证刀具输出频率与功率实现精确及时控制,提升微创手术的控制精度。

[0006] 然而,传统的对超声射频微创手术系统刀具工作频率及功率追踪的方法中,一般通过PID控制算法实现输出功率的准确追踪控制,将参考功率作为控制系统的输入,利用将采集到的电压、电流幅值计算出功率作为反馈信息,通过减小与参考输入比较后的偏差量来实现功率的准确控制;由于PID控制算法对系统输入干扰量的响应速度慢,无法做到及时补偿控制,因此在工作频率跟踪的实时性方面具有明显的不足,手术系统普遍存在精度低和可靠性低的缺陷,亟待进一步提高和完善。

发明内容

[0007] 为解决现有的在超声射频微创手术系统刀具工作频率及功率追踪中应用PID控制算法对系统输入干扰量的响应速度慢、无法及时补偿控制、工作频率追踪的实时性不足,即手术系统精度和可靠性低的技术问题,本发明提供了一种基于自抗扰控制的多输出微创手术器具及其控制方法,进而实现对多输出微创手术器具工作频率的实时控制。

[0008] 为解决上述技术问题,本发明提供了如下的技术方案:

[0009] 一种基于自抗扰控制的多输出微创手术器具,包括刀具和ADRC控制器;所述刀具为超声波刀具或射频刀具;

[0010] 所述超声波刀具连接超声换能器将通过连接手柄输入的电功率转换成机械功率即超声波再通过刀头传递;

[0011] 所述射频刀具为双极输出射频刀具或单极输出射频刀具;所述双极输出射频刀具呈夹子状,夹子的两个端面分别作为输出正极和输出负极从而实现双极输出;所述单极输出射频刀具为棒状输出正极,同时通过外接中性极板作为输出负极构成回路;

[0012] 所述刀具通过刀具接口与所述ADRC控制器电连接;根据连接刀具的类型不同,所述刀具接口具有不同的形状,提升对连接刀具的配合度,保证使用安全和使用寿命。

[0013] 所述ADRC控制器包括:

[0014] 跟踪微分器,接收所述刀具在谐振工作点的目标相位差并输出追踪信号,所述追踪信号为相位差的变化速度和相位差的变化率;

[0015] 扩张状态观测器,接收所述刀具在谐振工作点的实际相位差并输出扩张信号,观测所述刀具在谐振工作点的实时扰动并输出扰动补偿,所述扩张信号为相位的变化速度和相位的变化率;

[0016] 状态误差反馈控制律,接收所述追踪信号和所述扩张信号的对比变量并输出状态信号;

[0017] 以及直接数字式频率合成器,接收所述状态信号经所述扰动补偿后的混合相位值并输出数字化正弦波幅至所述刀具接口的连接电路,输出所述刀具在谐振工作点的实际相位差至所述扩张状态观测器。

[0018] 进一步的,所述刀具还设置ID芯片。通过设置ID相互认证进程,在刀具连接手柄的进程中即时确认连接的刀具类型,避免出现使用事故,提升仪器加密性能和使用安全性能。

[0019] 多输出微创手术器具的控制方法,包括步骤S1~S7:

[0020] S1:刀具通过刀具接口与手柄连接,所述刀具为超声波刀具、双极输出射频刀具或单极输出射频刀具中的一种;

[0021] S2:比较器采集比较所述刀具工作时的电压电流波并输出电压方波信号和电流方波信号,微控制器捕捉所述电压方波信号和电流方波信号进行计算并输出所述电压方波信号的上升沿时间 t_1 和所述电流方波信号的上升沿时间 t_2 ,通过公式(1)和公式(2)的运算后输出刀具工作时的目标相位值 Δt 和实际相位差 y_r ;

[0022]
$$\Delta t = t_1 - t_2 \quad (1)$$

[0023]
$$\Delta t = y_r \quad (2)$$

[0024] S3:跟踪微分器经过公式(3)的运算对实际相位差 y_r 进行光滑处理,输出追踪信号和前馈控制量 r_3 ,所述追踪信号包括相位差的变化速度 r_1 和相位差的变化率 r_2 ,

[0025]

$$\begin{cases} \dot{r}_1 = r_2 \\ \dot{r}_2 = r_3 \\ \dot{r}_3 = R^3 \left| r_1 - y_r \right|^{\frac{1}{2}} \operatorname{sgn}(r_1 - y_r) + R^2 \left| r_2 \right|^{\frac{3}{5}} \operatorname{sgn}(r_2) + R \left| r_3 \right|^{\frac{3}{4}} \operatorname{sgn}(r_3) \end{cases} \quad (3)$$

[0026] 其中,R为可调参数,R的取值表示 y_r 的跟踪快慢;所述跟踪微分器为非线性跟踪微分器,对R取值不敏感;

[0027] S4:扩张状态观测器经过公式(4)的运算对控制过程输入值 u 经过 b_0 放大后的输出值 b_0u 和实际输出值 y 进行处理,输出扩张信号和等效到输入侧的系统总扰动 z_3 ,所述扩张信号包括相位的变化速度 z_1 和相位的变化率 z_2 ,

$$\begin{cases} \dot{z}_1 = z_2 - \beta_1(z_1 - y) \\ \dot{z}_2 = z_3 - \beta_2(z_1 - y) + b_0u \\ \dot{z}_3 = -\beta_3(z_1 - y) \end{cases} \quad (4)$$

[0029] 其中,为了简化计算,采用的所述扩张状态观测器3为线性扩张状态观测器3;而 z_1 和 z_2 用于求取跟踪误差及其导数, z_3 用于直接对扰动进行补偿; β_1 、 β_2 和 β_3 为可调参数;

[0030] S5:状态误差反馈控制律经过公式(5)的运算后输出状态信号 u_0 ,

$$u_0 = k_1(r_1 - z_1) + k_2(r_2 - z_2) \quad (5)$$

[0032] 其中, k_1 和 k_2 为可调参数;

[0033] S6:所述状态信号由所述扩张状态观测器扰动补偿后输入直接数字式频率合成器,最终系统的控制输入过程为公式(6);

$$u = \frac{1}{b_0}(r_3 - z_3 + u_0) \quad (6)$$

[0035] S7:直接数字式频率合成器与刀具接口电路连接,刀具的实际输出值 y 直接输入到所述扩张状态观测器,对所述刀具的工作频率进行实时反馈环形控制。

[0036] 进一步的,还包括步骤S8:使用需求变更需要更换新规格的刀具时,解除需求变更前使用的刀具与所述刀具接口的连接关系,重复步骤S1~S7,重新对所述刀具的工作频率进行实时反馈环形控制。通过刀具接口直接对刀具进行连接装卸和更换操作,可拆卸方便更换的刀具方便在使用过程中根据不同的使用需求对使用刀具进行更换,同时亦能对使用的刀具快速实现工作频率的实时反馈控制;通过更换类型刀具实现手术系统的多功能多输出操作的同时亦方便快捷地对手术系统的操作精度与操作稳定性实现可靠地提升。

[0037] 进一步的,刀具通过刀具接口与系统控制主板连接时,所述刀具通过ID连接线与所述系统控制主板电连接,所述系统控制主板上的ID读写电路对所述刀具上带有的ID芯片进行识别,判断所连接的刀具类别。通过设置ID相互认证进程,在刀具连接手柄的进程中即时确认连接的刀具类型,避免出现使用事故,提升仪器加密性能和使用安全性能。

[0038] 与现有技术相比,本发明的有益效果如下:

[0039] 1、对比传统的工作频率及频率追踪方法,即PID控制算法将参考功率作为控制系

统的输入值,利用将采集到的电压和电流的幅值计算出的功率作为反馈信息,通过减小所述反馈信息与输入系统的参考功率值之间的偏差值以实现刀具功率的准确控制,本发明运用了ADRC自抗扰控制算法,最终的控制量包括前馈控制量、补偿控制量和反馈控制量,具有强解耦和内外扰动估算补充能力,反应敏捷、误差小,频率实现高精度的实时控制;

[0040] 2、提供一种带有ADRC自抗扰频率控制器的多输出微创手术器具,通过跟踪微分器与扩张状态观测器实时观测刀具在谐振工作点处的相位变化,状态误差反馈控制律结合扰动补偿实现即时的工作频率控制,即时响应、即时补偿控制、即时追踪,保证了手术系统的高精度操作和可靠程度;

[0041] 3、通过多个刀具接口对不同类型的超声波刀具与射频刀具进行分开连接,避免接口混用导致的刀具混接在实际使用过程中产生的刀具频率混乱,同时保证了低廉的可控的生产价格和使用过程中的安全度;实现了针对不同需求的专刀工作环境,提升了系统的人性化和可靠程度;

[0042] 4、通过连接不同类型的刀具在同一台仪器内实现多功能运用。

附图说明

[0043] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据附图获得其他的附图。附图中各零件或结构的形状不代表其真实工作条件下的真实情况,仅为说明本发明而做的说明示意图。

[0044] 图1为本发明中ADRC控制器的工作原理图;

[0045] 图2为本发明应用在超声射频微创手术系统中的工作原理图;

[0046] 图中:1-跟踪微分器;2-状态误差反馈控制律;3-扩张状态观测器;4-直接数字式频率合成器;5-刀具;6-系统控制主板;61-开关电源;62-脚踏开关。

具体实施方式

[0047] 下面将对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅是本发明的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其它实施例,都属于本发明保护的范围。

[0048] 本发明实施例:

[0049] 如图1~2所示,一种多输出微创手术系统,包括一种基于自抗扰控制的多输出微创手术器具、系统控制主板6、开关电源61和脚踏开关62;所述系统控制主板6分别与所述开关电源61、所述脚踏开关62和所述多输出微创手术器具通过电源连接线连接;所述开关电源61包括单输出电源和三输出电源,所述脚踏开关62包括左脚踏和右脚踏,所述系统控制主通过连接的电阻状态对脚踏接入和左脚踏压下、右脚踏压下的三种状况进行判断。

[0050] 一种基于自抗扰控制的多输出微创手术器具包括刀具5和ADRC控制器;所述刀具5为超声波刀具或射频刀具;所述系统控制主板6上设置ID读写电路并通过ID连接线与所述刀具5连接;

[0051] 所述超声波刀具为超声输出55.5KHZ超声刀具,所述超声波刀具连接超声换能器将通过连接手柄输入的电功率转换成机械功率即超声波再通过刀头传递;

[0052] 所述射频刀具为1.8MHZ双极输出射频刀具或4MHZ单极输出射频刀具;所述双极输出射频刀具呈夹子状,夹子的两个端面分别作为输出正极和输出负极从而实现双极输出;所述单极输出射频刀具呈棒状并作为输出正极,同时通过外接中性极板作为输出负极构成回路;

[0053] 所述刀具5通过刀具接口与所述ADRC控制器电连接;根据连接刀具5的类型不同,所述刀具5接口具有不同的形状,提升对连接刀具5的配合度,保证使用安全和使用寿命。

[0054] 所述ADRC控制器包括:

[0055] 跟踪微分器1,接收所述刀具5在谐振工作点的目标相位差并输出追踪信号,所述追踪信号为相位差的变化速度和相位差的变化率;

[0056] 扩张状态观测器3,接收所述刀具5在谐振工作点的实际相位差并输出扩张信号,观测所述刀具5在谐振工作点的实时扰动并输出扰动补偿,所述扩张信号为相位的变化速度和相位的变化率;

[0057] 状态误差反馈控制律2,接收所述追踪信号和所述扩张信号的对比变量并输出状态信号;

[0058] 以及直接数字式频率合成器4,接收所述状态信号经所述扰动补偿后的混合相位值并输出数字化正弦波幅至所述刀具5接口的连接电路,输出所述刀具5在谐振工作点的实际相位差至所述扩张状态观测器3。

[0059] 所述多输出微创手术器具还包括带有ID读写电路的手柄,所述刀具5还设置ID芯片,所述手柄与所述主板之间设置ID连接线,通过设置ID相互认证进程,在刀具5连接手柄的进程中即时确认连接的刀具5类型,避免出现使用事故,提升仪器加密性能和使用安全性能。

[0060] 多输出微创手术器具的控制方法,包括步骤S1~S8:

[0061] S1:刀具5通过刀具接口与手柄连接,所述刀具5为超声波刀具、双极输出射频刀具或单极输出射频刀具中的一种,

[0062] 刀具5通过刀具接口与系统控制主板6连接时,所述刀具5通过ID连接线与所述系统控制主板6电连接,所述系统控制主板6上的ID读写电路对所述刀具5上带有的ID芯片进行识别,判断所连接的刀具5类别。通过设置ID相互认证进程,在刀具5连接手柄的进程中即时确认连接的刀具5类型,避免出现使用事故,提升仪器加密性能和使用安全性能;

[0063] S2:比较器采集比较所述刀具5工作时的电压电流波并输出电压方波信号和电流方波信号,微控制器捕捉所述电压方波信号和电流方波信号进行计算并输出所述电压方波信号的上升沿时间 t_1 和所述电流方波信号的上升沿时间 t_2 ,通过公式(1)和公式(2)的运算后输出刀具5工作时的目标相位值 Δt 和实际相位差 y_r ;

[0064] $\Delta t = t_1 - t_2$ (1)

[0065] $\Delta t = y_r$ (2)

[0066] S3:跟踪微分器1经过公式(3)的运算对实际相位差 y_r 进行光滑处理,输出追踪信号和前馈控制量 r_3 ,所述追踪信号包括相位差的变化速度 r_1 和相位差的变化率 r_2 ,

[0067]

$$\begin{cases} \dot{r}_1 = r_2 \\ \dot{r}_2 = r_3 \\ \dot{r}_3 = R^3 \left| r_1 - y_r \right|^{\frac{1}{2}} \operatorname{sgn}(r_1 - y_r) + R^2 \left| r_2 \right|^{\frac{3}{5}} \operatorname{sgn}(r_2) + R \left| r_3 \right|^{\frac{3}{4}} \operatorname{sgn}(r_3) \end{cases} \quad (3)$$

[0068] 其中,R为可调参数,R的取值表示 y_r 的跟踪快慢;所述跟踪微分器1为非线性跟踪微分器1,对R取值不敏感;

[0069] S4:扩张状态观测器3经过公式(4)的运算对控制过程输入值 u 经过 b_0 放大后的输出值 b_0u 和实际输出值 y 进行处理,输出扩张信号和等效到输入侧的系统总扰动 z_3 ,所述扩张信号包括相位的变化速度 z_1 和相位的变化率 z_2 ,

$$\begin{cases} \dot{z}_1 = z_2 - \beta_1(z_1 - y) \\ \dot{z}_2 = z_3 - \beta_2(z_1 - y) + b_0u \\ \dot{z}_3 = -\beta_3(z_1 - y) \end{cases} \quad (4)$$

[0071] 其中,为了简化计算,采用的所述扩张状态观测器3为线性扩张状态观测器3;而 z_1 和 z_2 用于求取跟踪误差及其导数, z_3 用于直接对扰动进行补偿; β_1 、 β_2 和 β_3 为可调参数;

[0072] S5:状态误差反馈控制律2经过公式(5)的运算后输出状态信号 u_0 ,

$$[0073] \quad u_0 = k_1(r_1 - z_1) + k_2(r_2 - z_2) \quad (5)$$

[0074] 其中, k_1 和 k_2 为可调参数;

[0075] S6:所述状态信号由所述扩张状态观测器3扰动补偿后输入直接数字式频率合成器4,最终系统的控制输入过程为公式(6);

$$[0076] \quad u = \frac{1}{b_0}(r_3 - z_3 + u_0) \quad (6)$$

[0077] S7:直接数字式频率合成器4与刀具5接口电路连接,刀具5的实际输出值 y 直接输入到所述扩张状态观测器3,对所述刀具5的工作频率进行实时反馈环形控制。

[0078] S8:使用需求变更需要更换新规格的刀具5时,解除需求变更前使用的刀具5与所述刀具接口的连接关系,重复步骤S1~S7,重新对所述刀具5的工作频率进行实时反馈环形控制。通过刀具接口直接对刀具5进行连接装卸和更换操作,可拆卸方便更换的刀具5方便在使用过程中根据不同的使用需求对使用刀具5进行更换,同时亦能对使用的刀具5快速实现工作频率的实时反馈控制;通过更换类型刀具5实现手术系统的多功能多输出操作的同时亦方便快捷地对手术系统的操作精度与操作稳定性实现可靠地提升。

[0079] 与现有技术相比,本发明的有益效果如下:

[0080] 1、对比传统的工作频率及频率追踪方法,即PID控制算法将参考功率作为控制系统的输入值,利用将采集到的电压和电流的幅值计算出的功率作为反馈信息,通过减小所述反馈信息与输入系统的参考功率值之间的偏差值以实现刀具5功率的准确控制,本发明运用了ADRC自抗扰控制算法,最终的控制量包括前馈控制量、补偿控制量和反馈控制量,

具有强解耦和内外扰动估算补充能力,反应敏捷、误差小,频率实现高精度的实时控制;

[0081] 2、提供一种带有ADRC自抗扰频率控制器的多输出微创手术器具,通过跟踪微分器1与扩张状态观测器3实时观测刀具5在谐振工作点处的相位变化,状态误差反馈控制律2结合扰动补偿实现即时的工作频率控制,即时响应、即时补偿控制、即时追踪,保证了手术系统的高精度操作和可靠程度;

[0082] 3、通过多个刀具接口对不同类型的超声波刀具与射频刀具进行分开连接,避免接口混用导致的刀具5混接在实际使用过程中产生的刀具5频率混乱,同时保证了低廉的可控的生产价格价格和使用过程中的安全度;实现了针对不同需求的专刀工作环境,提升了系统的人性化和可靠程度;

[0083] 4、刀具5类型包括55.5KHZ超声输出超声刀具、单极4MHZ输出射频刀具和双极1.8MHZ输出射频刀具,通过连接不同类型的刀具5在同一台仪器内实现多功能运用。

[0084] 需要说明的是,当元件被称为“固定于”另一个元件,它可以直接在另一个元件上或者也可以存在居中的元件。当一个元件被认为是“连接”另一个元件,它可以是直接连接到另一个元件或者可能同时存在居中元件。本文所使用的术语“垂直的”、“水平的”、“左”、“右”以及类似的表述只是为了说明的目的。

[0085] 以上所述仅为本发明的实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其它相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

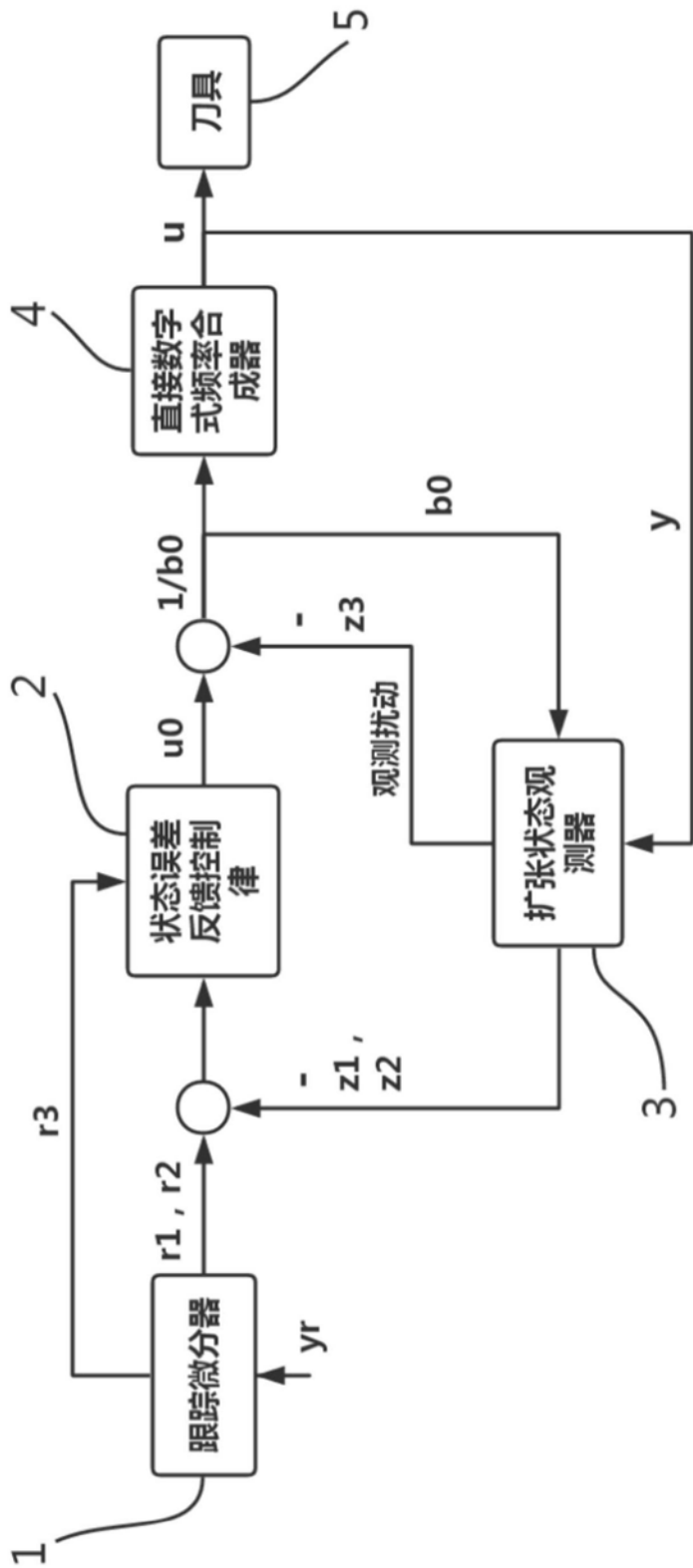


图1

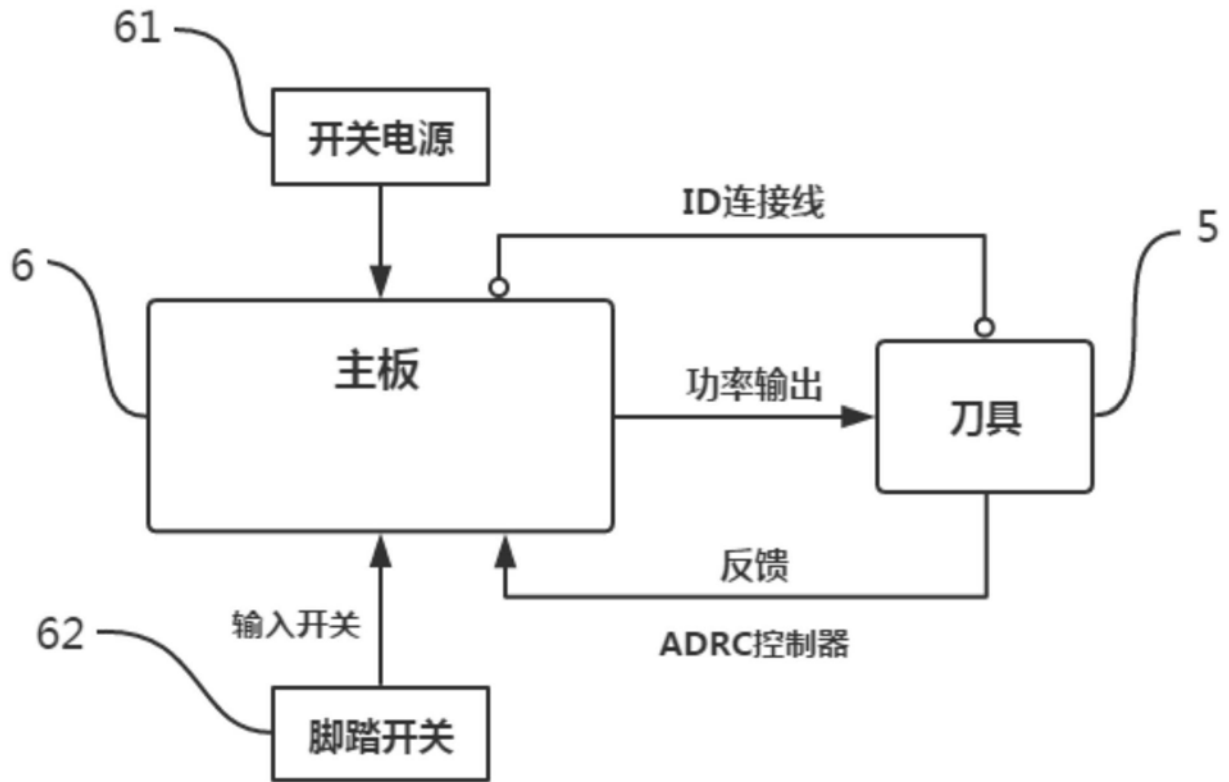


图2

专利名称(译)	基于自抗扰控制的多输出微创手术器具及其控制方法		
公开(公告)号	CN110897683A	公开(公告)日	2020-03-24
申请号	CN201910583568.3	申请日	2019-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	广州易和医疗技术开发有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州易和医疗技术开发有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州易和医疗技术开发有限公司		
[标]发明人	刘富春 戚锦磊 李威谕		
发明人	马振尉 刘富春 邓浮池 戚锦磊 李威谕		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B18/12 A61B18/14 A61B2017/320082 A61B2018/00702 A61B2018/1253 A61B2018/126 A61B2018/1412		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于自抗扰控制的多输出微创手术器具及其控制方法，提供一种带有ADRC自抗扰频率控制器的多输出微创手术器具，通过跟踪微分器与扩张状态观测器实时观测刀具在谐振工作点处的相位变化，状态误差反馈控制律结合扰动补偿实现即时的工作频率控制，即时响应、即时补偿控制、即时追踪，保证了手术系统的高精度操作和可靠程度；同时运用了ADRC自抗扰控制算法，最终的控制量包括前馈控制量、补偿控制量和反馈控制量，具有强解耦和内外扰动估算补充能力，反应敏捷、误差小，频率实现高精度的实时控制。

