

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101785704 B

(45) 授权公告日 2012.06.06

(21) 申请号 201010019452.6

(22) 申请日 2010.01.15

(73) 专利权人 广东工业大学

地址 510006 广东省广州市番禺区广州大学城外环西路 100 号

(72) 发明人 刘治 吴启航 章云

(74) 专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限公司 44102

代理人 林丽明

(51) Int. Cl.

A61B 19/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 101528151 A, 2009.09.09, 全文.

US 2009/0326324 A1, 2009.12.31, 全文.

王振华, 洪鹰, 王国栋, 肖瑞义. 主从式微创外科手术机器人主手设计. 《机械科学与技术》. 2006, 第 25 卷 (第 5 期), 542-544.

审查员 黄曦

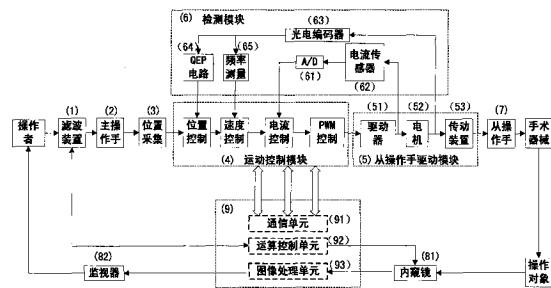
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 7 页

(54) 发明名称

一种主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置

(57) 摘要

本发明是一种主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置。包括震颤行为自适应滤波装置、主操作手、位置采集模块、运动控制模块、从操作手驱动模块、检测模块、从操作手、反馈模块和计算机控制系统组成;所述震颤行为滤波装置实现滤除手术的操作者手部震颤行为,最大限度地还原手术期望操作信号,所述滤波装置中的主操作手驱动模块用于驱动主操作手,通过位置采集模块采集主操作手的位置信号,由所述运动控制模块来处理采集的位置信号,并控制电机来驱动从操作手来完成手术的操作,最后通过反馈模块提供实时的图像反馈信息,形成一个闭环微创手术机器人控制系统。本发明可以有效地滤除手部震颤行为,保证了微创手术的高精度和可靠性。



1. 一种主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置,其特征就在于包括有震颤行为自适应滤波装置(1)、主操作手(2)、位置采集模块(3)、运动控制模块(4)、从操作手驱动模块(5)、检测模块(6)、从操作手(7)、反馈模块(8)和计算机控制系统(9),操作者发出的操作信号经由震颤行为自适应滤波装置(1)得到准期望操作信号,并由准期望操作信号驱动主操作手(2)动作,与主操作手(2)相连的位置采集模块(3)采集主操作手空间位置信息,再将此位置信息传送给运动控制模块(4),由计算机控制系统(9)辅助运动控制模块(4)实现对主操作手空间位置信息的处理,并发出从操作手(7)的控制信号,该控制信号经过从操作手驱动模块(5)放大后驱动从操作手(7)动作,检测模块(6)检测从操作手驱动模块(5)中电机的电流、速度和位置信息,并反馈到运动控制模块(4)以实现从操作手(7)的闭环控制,计算机控制系统(9)实现与震颤行为自适应滤波装置(1)、运动控制模块(4)和反馈模块(8)之间的通信和监控;

上述震颤行为自适应滤波装置(1)包含惯性测量模块(11)、震颤滤波模块(12)、运算控制模块(13)和主操作手驱动模块(14);惯性测量模块(11)检测操作者手部的空间位置加速度和关节角速度信息,并将此传输给运算控制模块(13),由运算控制模块(13)将空间位置加速度信号和关节角速度信号分别转换为空间位置信号和关节角度信号,并将此传送给震颤滤波模块(12),再由震颤滤波模块(12)实现震颤的滤除,并得到准期望操作信号,再将该准期望操作信号输入到运算控制模块(13)进行处理,并得到一个驱动信号,该驱动信号经由主操作手驱动模块(14)来驱动主操作手;

所述震颤滤波模块(12)采用模糊小波神经网络自适应滤波器滤除操作者手部震颤信号还原其期望信号;所述模糊小波神经网络自适应滤波器基于模糊小波神经网络通过对震颤信号的建模得到与震颤信号幅值和频率相同但相位相反的补偿信号 x' , y' , z' 和 θ'_x , θ'_y , θ'_z ,所述模糊小波神经网络自适应滤波器对震颤信号的建模过程包含输入量的模糊化、模糊规则匹配、模糊推理和逆模糊化;模糊小波神经网络包含七层:输入层、模糊化层、模糊规则层、小波网络层、模糊推理层、重构层和输出层。

2. 根据权利要求1所述的主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置,其特征就在于上述惯性测量模块(11)包含一个三维加速度传感模块用于测量手术的操作者手部在空间的

三维位置加速度即: $\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z}$, 一个三维角速度传感模块用于测量手术的操作者手部

在空间的三维角速度即: $\dot{\theta}_x, \dot{\theta}_y, \dot{\theta}_z$ 。

3. 根据权利要求1所述的主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置,其特征就在于上述运算控制模块(13)包含模数转换单元(131)、数模转换单元(132)、带宽滤波器(133)、位姿采集单元(134)、逆运动学计算单元(135)和单关节控制单元(136);该运算控制模块(13)与计算机控制系统(9)双向通信,以实现运算和控制功能,模数转换单元(131)将由惯性测量模块(11)采集包括空间位置加速度信号和关节角速度信号的手部模拟信号转变为数字信号,再传送给带宽滤波器(133),以滤除惯性测量模块(11)产生的时钟噪声信号,位姿采集单元(134)将经带宽滤波器(133)处理后的数字信号转变为空间位置信号和关节角度信号,并传送给震颤滤波模块(12)进行滤波处理,逆运动学计算单元(135)对震颤滤波模块(12)输出的准期望操作信号进行逆运动学计算得到关节变量,由单关节控制单元

(136) 控制该关节变量,并输出对主操作手的控制信号,再由数模转换单元(132)将对主操作手的控制信号转变为模拟信号直接传送给主操作手驱动模块(14)以驱动主操作手。

4. 根据权利要求1所述的主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置,其特征在于上述主操作手驱动模块(14)包含功率放大器(141)和压电驱动装置(142),用以驱动主操作手,使之按照手术的操作者所期望的轨迹动作;从操作手驱动模块(5)包含驱动器(51)、电机(52)和传动装置(53),实现DSP控制模块和从操作手之间的驱动。

5. 根据权利要求1至4任一项所述的主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置,其特征在于上述主操作手(2)直接与震颤行为自适应滤波装置(1)相连接,实现手术的操作者和微创手术机器人系统之间的人机对话;上述位置采集模块(3)实现对主操作手的空间位置信息的采集,量化主操作手的运动轨迹,并把采集的主操作手的空间位置信息直接传入到运动控制模块;上述运动控制模块(4)采用DSP控制模块实现三闭环控制和PWM控制;所述三闭环控制的最外环为位置控制环,最内环为电流控制环,中间一环为速度控制环,所述DSP控制模块与计算机控制系统实现双向通信。

6. 根据权利要求5所述的主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置,其特征在于上述检测模块(6)实现检测并提供三闭环控制的闭环反馈信号,包含A/D转换器(61)、电流传感器(62)、光电编码器(63)、QEP电路(64)和频率测量电路(65);电机转轴上的光电编码器(63)输出的脉冲信号传输给QEP电路(64)和频率测量电路(65),脉冲信号经QEP电路(64)处理得到位置反馈信号,并传送给运动控制模块(4)中的位置控制环,脉冲信号经频率测量电路处理,得到速度反馈信号,并传送给运动控制模块(4)中的速度控制模块,电流传感器(62)检测电机绕组电流,并通过A/D转换器(61)得到其数字电流信号,再将其传送给运动控制模块(4)中的电流控制环。

7. 根据权利要求6所述的主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置,其特征在于上述从操作手(7)为微创手术机器人系统中最为关键与患者联系最为密切的一个单元,在其之上装有手术器械,并由此完成主从式微创外科手术;上述反馈模块(8)通过内窥镜和监视器以及计算机控制系统中的图像处理单元实现微创手术过程的监视和实时的信息反馈,使整个主从式微创手术机器人系统为一个闭环控制系统。

8. 根据权利要求3所述的主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置,其特征在于上述计算机控制系统(9)包含通信单元(91)、运算控制单元(92)和图像处理单元(93);所述运算控制单元(92)与震颤行为自适应滤波装置(1)双向通信,实现震颤行为自适应滤波装置(1)中的数模转换、模数转换、逆运动学计算运算,并对单关节控制单元进行监控;运动控制模块(4)经通信单元(91)与计算机控制系统(9)实现数据的传输;图像处理单元(93)接受反馈模块(8)中内窥镜(81)输出的图像信息,对此加以处理并传送给反馈模块(8)中的监视器(82);所述运算控制单元(92)和图像处理单元(93)与其他模块间的通信都由通信单元(91)实现。

一种主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置

技术领域

[0001] 本发明是一种主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置,属于主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置的改造技术。

背景技术

[0002] 随着科技的发展,医用机器人系统在机器人研究领域中成为了最活跃和投资最多的方向之一,而微创外科手术(MIS)又是医用机器人中最为热点的一个应用。微创手术机器人系统是医学中的微创手术和机器人技术相结合的典型产物,它的成功应用使得微创手术在精确度、可靠性和操控性方面产生了质的提高。比较成熟的应该是美国 Computer Motion 公司研制的用于协助微创手术的内窥镜自动定位系统(伊索 Aesop)和 ZEUS 系统。

[0003] 其中伊索 Aesop 采用串联结构,ZEUS 系统采用主从手摇操作技术,这两者都可以模仿人手臂的功能,可以更加精确和稳定地控制手术。另外美国 Intuitive Surgical 公司开发出的达芬奇(Da Vinci)微创外科手术机器人系统已获得欧洲 CE 和美国食品及药物管理局(FDA)认证。该系统是采用主从手结构,医生在控制台控制主操作手,由从操作手来具体实现手术的过程,该系统中的主从操作手可以完成人手难以完成的极为精细的动作。整个手术过程通过很小的手术切口就可以完成,减少了伤口感染的风险,缩短了手术过程的时间和患者术后的康复时间,提高了手术效果,减少了患者的痛苦。国内在微创外科手术机器人领域主要成果为由北京航空航天大学机器人所设计的神经外科手术机器人。至今,已有二十多家医院采用了该手术机器人系统,并成功地完成了 5000 多例手术,证明了改系统的可靠性和优点,取得了良好的临床和社会效益。

[0004] 尽管微创手术在提高医疗手术质量中发挥着很大的作用,在高精度和实时性能方面 MIS 还有待提高。在一些需要手部直接介入、非遥感的微创手术中,由于人手部存在着不同程度的震颤影响,手术过程中操作者手部的实际输入信息与操作者所期望的输入信息存在一定的偏差,降低了像主从式 MIS 这种需要手部直接介入、非遥感的医疗手术的精度,影响到了手术的质量。这个手部震颤问题引起了很多学者的关注,也激发了我们对震颤研究的兴趣。

[0005] 震颤是一种叠加在期望信号上的随机的类周期振荡信号,主要表现在人的四肢和头部。震颤主要分为两大类:生理震颤和病理震颤。生理震颤是我们正常人与生俱来但并不影响我们日常生活的一种颤动。研究表明这种震颤是受人在日常生活中的压力、神经系统还有一些其他因素所影响,具有很小的振幅,并且其能量谱主要分布在频率为 8Hz-12Hz 的范围中。相反,病理震颤是由后天因素所造成的一种病态颤动,影响着很多人的正常生活,甚至在某些场合下使得我们的正常操作无法实现。引起病理震颤的因素有很多,如:小脑受伤、脑麻痹、帕金森氏症、多发性硬化症和共济失调等。病理震颤具有比较大的振幅,其能量谱主要分布在 2Hz-6Hz 这样的低频范围中。

[0006] 随着机器人高新技术的发展,遥控机器人在医疗领域也得到了应用。虽然遥控机器人可以在一定程度上减少操作者手部震颤对手术的影响,但其实时性还有待提高。鉴于

需要手部直接介入。、非遥感的 MIS 可以使设备成本更低,并可提供更为实时的反馈信息,让手术操作者感觉更加自然并能更好地发挥操作者的手术经验这些优点,当前在很多微创手术中手术操作者比较青睐于需要手部直接介入的 MIS,这也使得对手部震颤抑制的研究显得更加具有必要性。

[0007] 至今已有很多学者对震颤的抑制做了相关的研究并提出了许多可行的方法,其中很多方法是通过低通、带通滤波来实现的。这些方法主要有两点不足,首先,在精确性方面,由于这些滤波方法在滤波过程中频带宽度的设置很多就是一个确定的值,这在一定程度上就会造成有用信息的丢失和震颤信息的保留,所以不能够准确地描述震颤信号。其次,在实时性方面,由于滤波器的存在会在一定的程度上造成滞后效应,使得操作者输入的信号得不到及时的处理,影响了手术的质量。Jing Zhang 和 Fang Chu 提出用三阶 AR 模型可以实现对震颤信号实时建模和预测。Riviere 和 Thakor 所提出的自适应陷波器在精确性和实时性方面都有着很好的效果。该方法是从震颤信号的频率、振幅和相位这三个方面采用基于权值的线性傅里叶均衡器 (WFLC) 对震颤信号进行建模,并产生与震颤信号的幅值和频率相同但相位相反的补偿信号,再将此补偿信号与操作者手部实际输入的信号(含震颤)相叠加就实现了对手部震颤的滤波。

[0008] 傅里叶分析法在一些方面所表现出的特性不如小波变换。比如在时频特性方面,由于傅里叶分析的权系数只是频率的函数,而小波变换中的权系数是频率和时间的二元函数,这就使得小波变换的时频特性要优于傅里叶分析。傅里叶分析只能在频域对震颤信号分析,却得不到其相对应的时域信息,这势必会影响到我们对震颤信号的分析。在局部化性能方面,加窗傅里叶变换在时域中都取相同的窗宽,而小波变换的窗宽则是可调的,它在高频时使用短窗口,而在低频时则使用宽窗口。小波变换所具有的自适应的时频窗,并可聚焦分析信号的局部时域位置和局部频段特性是傅里叶分析无法比拟的,这也是之所以人们把小波变换称之为“数学显微镜”。为了能够精确地对震颤信号分析和建模我们需要采用一种具有自适应分辨特性的窗口,而小波变换中的自适应窗口应该值得我们去考虑。另外,傅里叶分析适合于渐变信号和实时信号的处理,但不能敏感地反映信号的突变;而小波分析适合于突变信号或具有孤立奇异性的函数的处理和自适应信号的处理。由于操作者手部的震颤随着很多因素的影响的,比如:手部运动轨迹、病理特征、心理因素和环境因素等,其中任何一个因素的变化都可能导致手部震颤的突变,所以手部的震颤行为适合采用小波变换来处理。鉴于傅里叶分析存在时域和频域局部化的矛盾,缺乏空间局部性,而且操作者手部的震颤是一种随机的、不稳定的、时变的信号。

发明内容

[0009] 本发明的目的在于考虑上述问题而提供一种可达到很好的震颤滤除效果的主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置。本发明方便实用。

[0010] 本发明的技术方案是:本发明主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置,包括有震颤行为自适应滤波装置、主操作手、位置采集模块、运动控制模块、从操作手驱动模块、检测模块、从操作手、反馈模块和计算机控制系统,操作者发出的操作信号经由震颤行为自适应滤波装置得到准期望操作信号,并由准期望操作信号驱动主操作手动作,与主操作手相连的位置采集模块采集主操作手空间位置信息,再将此位置信息传送给运动控制模

块,由计算机控制系统辅助运动控制模块实现对主操作手空间位置信息的处理,并发出从操作手的控制信号,该控制信号经过从操作手驱动模块放大后驱动从操作手动作,检测模块检测从操作手驱动模块中电机的电流、速度和位置信息,并反馈到运动控制模块以实现从操作手的闭环控制,计算机控制系统实现与震颤行为自适应滤波装置、运动控制模块和反馈模块之间的通信和监控。

[0011] 上述震颤行为自适应滤波装置包含惯性测量模块、震颤滤波模块、运算控制模块和主操作手驱动模块;惯性测量模块检测操作者手部的空间位置加速度和关节角速度信息,并将此传输给运算控制模块,由运算控制模块将空间位置加速度信号和关节角速度信号分别转换为空间位置信号和关节角度信号,并将此传送给震颤滤波模块,再由震颤滤波模块实现震颤的滤除,并得到准期望操作信号,再将该准期望操作信号输入到运算控制模块进行处理,并得到一个驱动信号,该驱动信号经由主操作手驱动模块来驱动主操作手。

[0012] 上述惯性测量模块包含一个三维加速度传感模块用于测量手术的操作者手部在空间的三维位置加速度即: $\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z}$, 一个三维角速度传感模块用于测量手术的操作者手部在空间的三维角速度即: $\dot{\theta}_x, \dot{\theta}_y, \dot{\theta}_z$ 。

[0013] 上述震颤滤波模块采用模糊小波神经网络自适应滤波器滤除操作者手部震颤信号还原其期望信号;所述模糊小波神经网络自适应滤波器通过对震颤信号的建模得到与震颤信号幅值和频率相同但相位相反的补偿信号 x', y', z' 和 $\theta'_x, \theta'_y, \theta'_z$ 。所述模糊小波神经网络自适应滤波器对震颤信号的建模过程包含输入量的模糊化、模糊规则匹配、模糊推理和逆模糊化;模糊小波神经网络包含七层;输入层、模糊化层、模糊规则层、小波网络层、模糊推理层、重构层和输出层。

[0014] 上述运算控制模块包含模数转换单元、数模转换单元、带宽滤波器、位姿采集单元、逆运动学计算单元和单关节控制单元;该运算控制模块与计算机控制系统双向通信,以实现运算和控制功能,模数转换单元将由惯性测量模块采集包括空间位置加速度信号和关节角速度信号的手部模拟信号转变为数字信号,再传送给带宽滤波器,以滤除惯性测量模块产生的时钟噪声信号,位姿采集单元将经带宽滤波器处理后的数字信号转变为空间位置信号和关节角度信号,并传送给震颤滤波模块进行滤波处理,逆运动学计算单元对震颤滤波模块输出的准期望操作信号进行逆运动学计算得到关节变量,由单关节控制单元控制该关节变量,并输出对主操作手的控制信号,再由数模转换单元将对主操作手的控制信号转变为模拟信号直接传送给主操作手驱动模块以驱动主操作手。

[0015] 上述主操作手驱动模块包含功率放大器和压电驱动装置,用以驱动主操作手,使之按照手术的操作者所期望的轨迹动作;从操作手驱动模块包含驱动器、电机和传动装置,实现 DSP 控制模块和从操作手之间的驱动。

[0016] 上述主操作手直接与震颤行为自适应滤波装置相连接,实现手术的操作者和微创手术机器人系统之间的人机对话;上述位置采集模块实现对主操作手的位置信息的采集,量化主操作手的运动轨迹,并把采集的位置信息直接传入到运动控制模块;上述运动控制模块采用 DSP 控制模块实现三闭环控制和 PWM 控制;所述三闭环控制的最外环为位置控制环,最内环为电流控制环,中间一环为速度控制环,所述 DSP 控制模块与计算机控制系统实

现双向通信。

[0017] 上述检测模块实现检测并提供三闭环控制的闭环反馈信号,包含 A/D 转换器、电流传感器、光电编码器、QEP 电路和频率测量电路;电机转轴上的光电编码器输出的脉冲信号传输给 QEP 电路和频率测量电路,脉冲信号经 QEP 电路处理得到位置反馈信号,并传送给运动控制模块中的位置控制环,脉冲信号经频率测量电路处理,得到速度反馈信号,并传送给运动控制模块中的速度控制模块,电流传感器检测电机绕组电流,并通过 A/D 转换器得到其数字电流信号,再将其传送给运动控制模块中的电流控制环。

[0018] 上述从操作手为微创手术机器人系统中最为关键与患者联系最为密切的一个单元,在其之上装有手术器械,并由此完成主从式微创外科手术;上述反馈模块通过内窥镜和监视器以及计算机控制系统中的图像处理单元实现微创手术过程的监视和实时的信息反馈,使整个主从式微创手术机器人系统为一个闭环控制系统。

[0019] 上述计算机控制系统包含通信单元、运算控制单元和图像处理单元;所述运算控制单元与滤波装置双向通信,实现滤波装置中的数模转换、模数转换、逆运动学计算等运算,并对单关节控制单元进行监控;运动控制模块经通信单元与计算机控制系统实现数据的传输;图像处理单元接受反馈模块中内窥镜输出的图像信息,对此加以处理并传送给反馈模块中的监视器;所述运算控制单元和图像处理单元与其他模块间的通信都由通信单元实现。

[0020] 本发明由于采用对手部震颤信号的建模和滤波引进了小波变换,考虑到人手部的震颤行为属于一种人类行为,本发明采用模糊语言来表达这种行为。另外手术操作者在手术过程中的经验对于手术质量和成败来说也是一个很关键的因素,本发明可以用模糊规则来刻画这种手术操作经验,将其融入微创手术过程中,所以本发明中采用了模糊控制理论定性描述这个手术过程。本发明从小波变换和模糊控制这两个角度设计了一个基于模糊小波神经网络的自适应滤波装置,克服了基于权值的线性傅里叶均衡器和基于 BP 神经网络滤波器在震颤滤波过程中的时频分析能力不强和无法融入手术操作者的手术经验。本发明中的自适应滤波装置通过神经网络的学习自动修正滤波器中的参数。实验证明这种设计方法达到了一个很好的震颤滤除效果。本发明是一种设计巧妙,性能优良,方便实用的主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置。

附图说明

- [0021] 图 1 主从式微创外科手术机器人系统总体框图;
- [0022] 图 2 震颤行为自适应滤波装置原理框图;
- [0023] 图 3 震颤行为自适应滤波装置数学模型图;
- [0024] 图 4 模糊小波神经网络自适应滤波图;
- [0025] 图 5 手术操作者手部期望操作信号曲线图;
- [0026] 图 6 手术操作者受震颤影响手部实际输出的操作信号曲线图;
- [0027] 图 7FWNN 自适应滤波器和 BP 神经网络滤波器对震颤信号滤波的误差曲线图;
- [0028] 图 8BP 神经网络滤波器对实际受扰操作信号的还原曲线图。
- [0029] 图 9FWNN 自适应滤波器对实际受扰操作信号的还原曲线图。

具体实施方式

[0030] 实施例：

[0031] 本发明涉及一种滤除微创手术操作者手部震颤行为的自适应滤波装置，基于模糊小波神经网络 (FWNN) 对任意非线性函数的逼近能力，对手术操作者手部震颤行为的离线建模，并能产生一种与震颤信号幅值、频率相同但相位相反的补偿信号，从而达到滤除震颤信号的目的。

[0032] 下面结合附图和具体实例对本发明所设计的微创手术操作者手部震颤行为自适应滤波装置进行详细的说明。

[0033] 图 1 为本发明所述的主从式微创外科手术机器人系统总体框图。在图 1 中手术操作者事先根据患者病灶的医学图像规划好手术的操作步骤。在手术操作者与主操作者之间有个自适应滤波装置，这个自适应滤波装置在计算机控制系统中的运算单元的辅助下将操作者手部震颤信号滤除，提供一个准期望信号来驱动主操作手，使之按照操作者所期望的手术操作步骤来完成手术过程。位置采集模块将主操作手在空间的运动位置采集成离散的数字信号，并将之传送给运动控制模块中的位置控制环。位置控制环根据输入准期望位置信号和由检测模块提供的位置反馈信号对从操作手实施位置控制，并输出一个速度信号作为速度控制环的准期望速度信号。速度控制环根据由位置控制环输入的准期望速度信号和由检测模块提供的速度反馈信号对从操作手实施速度控制，并输出一个电流信号作为电流环的准期望电流信号。电流控制环再根据由速度控制环输入的准期望电流信号和由检测模块提供的电流反馈信号对电机实施电流控制，并输出电压控制信号作为 PWM 控制模块的电压控制信号。PWM 控制模块根据输入的电压控制信号调整脉冲宽度来改变提供给电机驱动器的电压，从而实现对电机的控制。驱动器根据 PWM 控制模块输出的电压控制电机的转速和转向。其中位置控制环、速度控制环、电流控制环和 PWM 控制都是由 DSP 控制器来实现的，该 DSP 控制器直接与计算机控制系统中的通信单元实行双向通信。从操作手的运动就是由电机和传动装置来实现的，在其之上安装手术器械就可以对患者实施手术。在患者的病灶处安置内窥镜就可以在手术过程中把手术的当前状况实时地以图像形式传送给计算机控制系统中的图像处理模块，图像信息处理完之后再由计算机控制系统将图像信息通过监视器反馈给手术操作者，手术操作者根据反馈的图像作出相应的调整以保证达到最佳的手术效果。

[0034] 图 2 为本发明所述的震颤行为自适应滤波装置原理框图。图 1 所述手术操作者的手部行为是通过自适应滤波装置与主操作手实现连接的，该装置的主要目的在于将手术操作者在手术操作过程中手部的震颤行为滤除，最大限度地还原期望的手术操作。在所述震颤行为自适应滤波装置中首先是通过惯性测量单元中的三维加速度传感模块和三维角速度传感模块分别测量出操作者手部在空间中的三维加速度信号 $\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z}$ 和三维角速度信号 $\dot{\theta}_x, \dot{\theta}_y, \dot{\theta}_z$ ，然后再通过模数转换单元将所测得的模拟信号转换成计算机能够处理的数字信号。信号由模拟量转换为数字量之后用一个频段为 2.5Hz-50Hz 的带宽滤波器滤除该信号中由测量模块所引起的时钟噪声信号。位姿采集模块再从经由带宽滤波器处理之后的信息中采集手术操作者手部的位姿信号即空间位置信号 x, y, z 和空间旋转角信号 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ 。得到的空间位置信号和空间旋转角信号作为震颤滤波模块的输入量，通过 FWNN 自适

应滤波器对震颤行为进行离线的建模,输出震颤信号的估计值即 : x, y, z 和 $\theta'_x, \theta'_y, \theta'_z$ 。将此估计值取反作为震颤的补偿信号与位姿采集模块采集的位姿信息相叠加就完成了手部震颤行为的滤波。经过滤波处理的手术操作信号由计算机控制系统中的运算控制单元对其进行逆运动学计算得到关节变量 $\lambda_1, \dots, \lambda_n$, 并有由单关节控制器来对其控制,然后把单关节控制器输出的信号转变为模拟电压信号 v_1, \dots, v_n 传送给功率放大器,最后通过压电驱动器来驱动主操作手。

[0035] 图 3 为所述震颤行为自适应滤波装置的数学模型。如图 3 所示在本发明中手术操作者当前时刻的期望手术信号 $d(k)$, 手术操作者当前时刻手部震颤信号 $n(k)$, 手术操作者当前时刻手部实际输出的手术信号 $s(k)$, 其中 $s(k) = d(k) + n(k)$ 。模糊小波神经网络 (FWNN) 输出当前时刻震颤信号的估计值 $\hat{n}(k)$, 经滤波处理后得到手术操作者当前时刻手部的准期望手术信号 $y(k)$ (或 $\hat{d}(k)$), 其中 $y(k) = s(k) - \hat{n}(k)$ 。统计模块输出的是准期望手术信号功率 $E[y^2(k)]$ 。由图 3 可知, 从惯性测量单元测出的位姿信号 $s(k)$ 经滞后环节处理之后得到其过去时刻的位姿信号即 : $s(k-1), s(k-2), \dots, s(k-n)$ 这些滞后信号作为模糊小波神经网络的输入量, 经过模糊化、模糊规则匹配、模糊推理以及逆模糊化最终得到当前时刻震颤信号的估计值 $\hat{n}(k)$ 。将该震颤信号的估计值取反与前时刻手部实际输出的手术信号 $s(k)$ 相叠加就得到了前时刻手部的准期望手术信号 $y(k)$ 。本发明中的自适应滤波器是通过统计模块计算出当前时刻手部的准期望信号 $y(k)$ 的信号功率 $E[y^2(k)]$, 以最小化该信号功率为准则来修正模糊小波神经网络中的参数来实现自学习过程。

[0036] 图 4 为所述模糊小波神经网络自适应滤波图。该模糊小波神经网络结合了模糊理论、小波分析和神经元计算, 发挥了其对随机不确定信号建模学习的优点, 达到了理想的滤波效果。在本发明中所设计的网络结构为七层。

[0037] 具体如下 :

[0038] 1) 输入层 (第一层)

[0039] 在该层中有 $n+1$ 个神经元, 对应的输入信号为实际受扰信号与其延时信号即 : $s(k), s(k-1), \dots, s(k-n)$, 它们将被直接传送给下一层, 即 : $O_i^{(1)} = I_i^{(1)}$

[0040] 其中 $I_i^{(1)} = x = [s(k), s(k-1), \dots, s(k-n)]$ 是第一层的输入信号, $O_i^{(1)}$ 代表第一层的输出信号。这层的神经元数目总共是 $n+1$ 。

[0041] 2) 模糊化层 (第二层)

[0042] 该层是对输入量进行模糊化处理。在此我们采用高斯型函数作为隶属度函数, c_{ij} 和 σ_{ij} 分别是第 i 个输入变量和第 j 个模糊集合的隶属函数的均值和标准差, 即 :

$$[0043] \quad O_{ij}^{(2)} = \exp\left(-\frac{(O_i^{(1)} - c_{ij})^2}{(\sigma_{ij})^2}\right)$$

[0044] 其中 $i = 1, 2, \dots, n+1$ $j = 1, 2, \dots, m$, $O_{ij}^{(2)}$ 代表第二层的输出信号。这层的神经元数目总共是 $(n+1) \times m$ 。

[0045] 3) 模糊规则层 (第三层)

[0046] 该层的每个节点都代表了一条模糊规则,每个节点 j 的输出为该节点所有输入信号的乘积,即:

$$[0047] \quad O_j^{(3)} = \prod_i^{n+1} O_{ij}^{(2)}$$

[0048] 其中 $j = 1, 2, \dots, N$, $N = m^{(n+1)}$ 为该层的模糊规则个数, $O_j^{(3)}$ 代表第三层的输出信号。该层的神经元数目总共是 N 。

[0049] 4) 小波网络层 (第四层)

[0050] 该层是一个小波网络,采用墨西哥草帽小波函数作为神经元的激励函数,输入量是 $s(k), s(k-1), \dots, s(k-n)$,输出量是模糊规则的后件部分 y_1 。 ($l = 1, 2, \dots, N$)

[0051] 墨西哥草帽小波函数:

[0052]

$$\varphi(x) = (1-x^2)e^{-\frac{x^2}{2}}$$

[0053]

$$\psi_j(x) = |a_j|^{-\frac{1}{2}} \varphi\left(\frac{x-b_j}{a_j}\right), \quad a_j \neq 0$$

[0054] 其中 a_j 和 b_j 分别代表小波函数的膨胀参数和平移参数, $\psi_j(x)$ 代表小波函数族, $\varphi(x)$ 代表小波母函数, x 是输入变量,在发明中 $x = [s(k), s(k-1), \dots, s(k-n)]$ 。

[0055] 第 1 个小波网络的输出为:

$$[0056] \quad O_l^{(4)} = \sum_{k=1}^4 \omega_{kl} \psi_{kl}(z_{kl}) = \sum_{k=1}^4 \omega_{kl} |a_{kl}|^{-\frac{1}{2}} (1-z_{kl}^2) e^{-\frac{z_{kl}^2}{2}}$$

[0057] 其中 $z_{kl} = (x-b_{kl})/a_{kl}$, $X = \sum_{j=1}^{n+1} x_j$, 在发明中 $k = 1, 2, \dots, v$, v 代表每个小波网络

含有小波函数的个数。 $l = 1, 2, \dots, N$, N 代表小波网络的个数, $\omega_{kl}, O_l^{(4)}$ 分别为小波网络层的权值和输出。

[0058] 5) 模糊推理层 (第五层)

[0059] 该层通过与模糊规则层和小波网络层的连接来完成模糊规则的前后件的匹配,各个节点之间实现模糊运算,即通过各个模糊节点的组合得到相应的点火强度。每个节点 j 的输出为该节点所有输入信号的乘积,即:

$$[0060] \quad O_j^{(5)} = O_j^{(4)} * O_j^{(3)}$$

[0061] 其中 $j = 1, 2 \dots N$, $O_j^{(5)}$ 代表模糊推理层的输出。

[0062] 6) 重构层 (第六层)

[0063] 该层只含有两个神经元,它们分别代表模糊推理运算归一化之后运算式的分子和分母部分。每个神经元实现求和的功能。即:

$$[0064] \quad O_1^{(6)} = \sum_{i=1}^N O_i^{(5)}$$

$$[0065] \quad O_2^{(6)} = \sum_{i=1}^N O_i^{(3)}$$

[0066] 其中 N 代表规则的个数, $O_1^{(6)}$, $O_2^{(6)}$ 分别代表运算式的分子和分母部分。

[0067] 7) 输出层 (第七层)

[0068] 该层是整个网络的输出部分, 只含有一个神经元, 实现的是除法功能。

[0069] 即:

$$[0070] \quad O^{(7)} = O_1^{(6)} / O_2^{(6)}$$

[0071] 其中 $O^{(7)}$ 是 FWNN 的输出量, 也是当前时刻震颤信号的估计值 $\hat{n}(k)$ 。

[0072] 所述模糊小波神经网络学习机制是通过所述通过统计模块计算出前时刻手部的准期望手术信号 $y(k)$ 的信号功率 $E[y^2(k)]$, 以最小化该信号功率为准则来修正模糊小波神经网络中的参数来实现的。自适应滤波器使 $E[y^2(k)]$ 最小, 就是使 $E[(n(k) - \hat{n}(k))^2]$ 最小。而

由式 $y(k) = d(k) + n(k) - \hat{n}(k)$ 可推出当 $E[(n(k) - \hat{n}(k))^2]$ 最小时, $E[(y(k) - d(k))^2]$ 也为最小,

即 $E[(d(k) - \hat{d}(k))^2]$ 最小。在本发明中需要修正的参数有: 高斯型隶属度函数中的均值 c_{ij} 和方差 σ_{ij} ; 小波网络的权值 ω_{kl} 、膨胀参数 a_{kl} 和平移参数 b_{kl} 。 ($i = 1, 2, \dots, n+1, j = 1, 2, \dots, m, k = 1, 2, \dots, v, l = 1, 2, \dots, N$) 这些参数的更新方程式如下:

$$[0073] \quad \omega_{kl}(k+1) = \omega_{kl}(k) - \gamma \frac{\partial E}{\partial \omega_{kl}} + \lambda (\omega_{kl}(k) - \omega_{kl}(k-1))$$

$$[0074] \quad a_{kl}(k+1) = a_{kl}(k) - \gamma \frac{\partial E}{\partial a_{kl}} + \lambda (a_{kl}(k) - a_{kl}(k-1))$$

$$[0075] \quad b_{kl}(k+1) = b_{kl}(k) - \gamma \frac{\partial E}{\partial b_{kl}} + \lambda (b_{kl}(k) - b_{kl}(k-1))$$

$$[0076] \quad c_{ij}(k+1) = c_{ij}(k) - \gamma \frac{\partial E}{\partial c_{ij}} + \lambda (c_{ij}(k) - c_{ij}(k-1))$$

$$[0077] \quad \sigma_{ij}(k+1) = \sigma_{ij}(k) - \gamma \frac{\partial E}{\partial \sigma_{ij}} + \lambda (\sigma_{ij}(k) - \sigma_{ij}(k-1))$$

[0078] 其中 γ 是学习速率, $\gamma \in [0, 1]$, λ 是动量因子, $\lambda \in [0, 1]$ 。

[0079] 上式中的 $\frac{\partial E}{\partial \omega_{kl}}$ 、 $\frac{\partial E}{\partial a_{kl}}$ 、 $\frac{\partial E}{\partial b_{kl}}$ 、 $\frac{\partial E}{\partial c_{ij}}$ 、 $\frac{\partial E}{\partial \sigma_{ij}}$ 由以下方程式给出, 即:

$$[0080] \quad \frac{\partial E}{\partial \omega_{kl}} = \frac{\frac{\partial E}{\partial d} \frac{\partial d}{\partial n} \frac{\partial n}{\partial O_l^{(4)}} \frac{\partial O_l^{(4)}}{\partial \omega_{kl}}}{\frac{\partial d}{\partial d} \frac{\partial n}{\partial n} \frac{\partial O_l^{(4)}}{\partial O_l^{(4)}} \frac{\partial O_l^{(4)}}{\partial \omega_{kl}}}$$

$$[0081] \quad = (d(k) - \hat{d}(k)) O_l^{(3)} \psi_{kl}(z_{kl}) / \sum_{l=1}^N O_l^{(3)}$$

$$[0082] \quad \frac{\partial E}{\partial a_{kl}} = \frac{\partial E}{\partial d} \frac{\partial \hat{d}}{\partial n} \frac{\partial O_l^{(4)}}{\partial O_l^{(4)}} \frac{\partial \psi_{kl}}{\partial a_{kl}}$$

$$[0083] \quad = (d(k) - \hat{d}(k)) O_l^{(3)} \omega_{kl} e^{-\frac{z_{kl}^2}{2}} \left[-\frac{1}{2} (1 - z_{kl}^2) + a_{kl}^{-2} (X - b_{kl})^2 (3 - z_{kl}^2) \right] / (a_{kl}^2 \sum_{l=1}^N O_l^{(3)})$$

$$[0084] \quad \frac{\partial E}{\partial b_{kl}} = \frac{\partial E}{\partial d} \frac{\partial \hat{d}}{\partial n} \frac{\partial O_l^{(4)}}{\partial O_l^{(4)}} \frac{\partial \psi_{kl}}{\partial b_{kl}}$$

$$[0085] \quad = (d(k) - \hat{d}(k)) O_l^{(3)} \omega_{kl} e^{-\frac{z_{kl}^2}{2}} (X - b_{kl}) (2 - z_{kl}^2) / (a_{kl}^2 \sum_{i=1}^N O_l^{(3)})$$

$$[0086] \quad \frac{\partial E}{\partial c_{ij}} = \sum_j \frac{\partial E}{\partial d} \frac{\partial \hat{d}}{\partial n} \frac{\partial O_j^{(3)}}{\partial O_j^{(3)}} \frac{\partial \psi_{ij}}{\partial c_{ij}}$$

$$[0087] \quad = \begin{cases} 2O_j^{(3)} (d(k) - \hat{d}(k)) (O_j^{(4)} - n) (x_i - c_{ij}) / (\sigma_{ij}^2 \sum_{j=1}^N O_j^{(3)}) \\ 0 \end{cases}$$

$$[0088] \quad \frac{\partial E}{\partial \sigma_{ij}} = \sum_j \frac{\partial E}{\partial d} \frac{\partial \hat{d}}{\partial n} \frac{\partial O_j^{(3)}}{\partial O_j^{(3)}} \frac{\partial \psi_{ij}}{\partial \sigma_{ij}}$$

$$[0089] \quad = \begin{cases} 2O_j^{(3)} (d(k) - \hat{d}(k)) (O_j^{(4)} - n) (x_i - c_{ij})^2 / (\sigma_{ij}^3 \sum_{j=1}^N O_j^{(3)}) \\ 0 \end{cases}$$

[0090] 上面罗列的方程式完成了对参数 c_{ij} 、 σ_{ij} 、 ω_{kl} 、 a_{kl} 和 b_{kl} 的学习。

[0091] 至此已实现了本发明所述的自适应滤波装置对手术操作者手部震颤行为的滤波。以下我们用仿真实验来验证本发明所提出的震颤行为自适应滤波装置的性能。

[0092] 本发明通过 MATLAB 仿真来观察实验结果。本发明实验的目的在于比较本发明所提出的一种主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置与传统的基于 BP 神经网络自适应滤波装置的性能, 验证本发明所述震颤行为自适应滤波装置的滤波性能。在该实验中我们采用 $d = 3\sin(15\pi t) + 2\cos(3\pi t) + 5t^4 - 0.8t^3 - 2t$ 作为手术操作者手部期望信号, 用 $n = 0.3\sin(0.04\pi t) + 0.1\sin(0.0312\pi t) + 0.6\sin(0.1\pi t)$ 作为操作者手部的震颤信号。取采样周期 $T = 0.01s$, 采样时间为 $10s$, 总共采取 1000 个样本, 其中 500 个样本用于训练, 500 个用于测试。在本实验中 FWNN 自适应滤波器中的部分参数我们设置如下: $n = 2$, $m = 3$, $v = 4$, $N = 27$ 。

[0093] 图 5 和图 6 分别是期望的手术操作信号和受震颤影响的实际操作信号。从图 6 中可以看出操作者手部的震颤已经严重影响到了手术的操作,必须要此进行滤波处理以确保微创手术的高精度和可靠性。

[0094] 图 7 可清楚地比较出本发明所提出的自适应滤波装置和传统 BP 神经网络滤波器对震颤逼近的误差。其中黑色虚线代表 BP 神经网络自适应滤波器跟踪震颤信号的误差,黑色实线代表 FWNN 滤波器跟踪震颤信号的误差。

[0095] 图 8 与图 9 将本发明所提出的滤波装置的还原信号特性与传统的 BP 神经网络自适应滤波器进行了对比。可以看出 FWNN 自适应滤波器还原出的信号要比 BP 神经网络自适应滤波器还原出的信号更加光滑并接近期望信号。

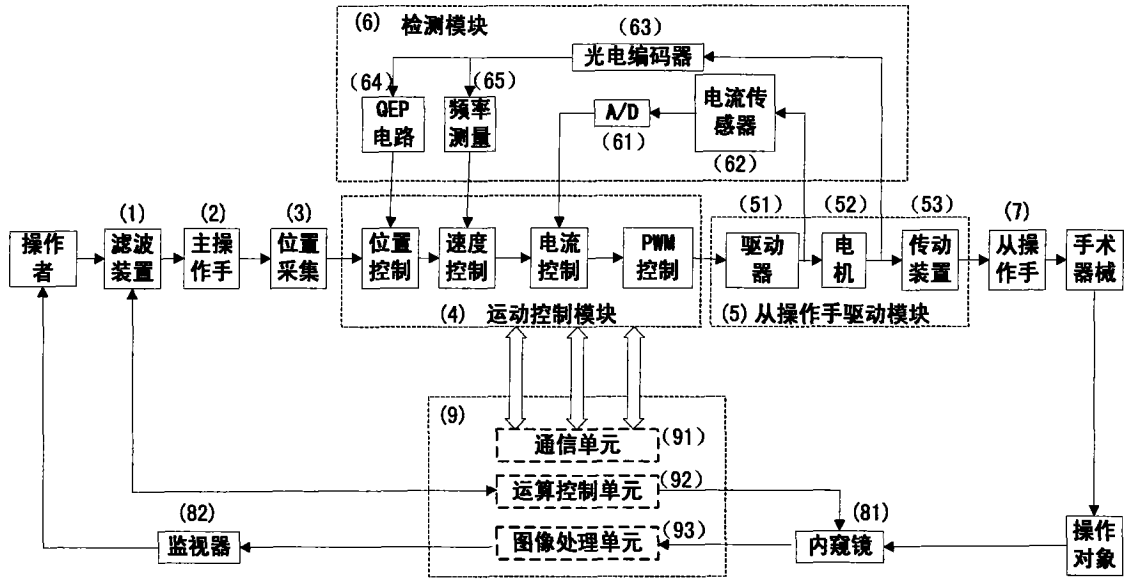


图 1

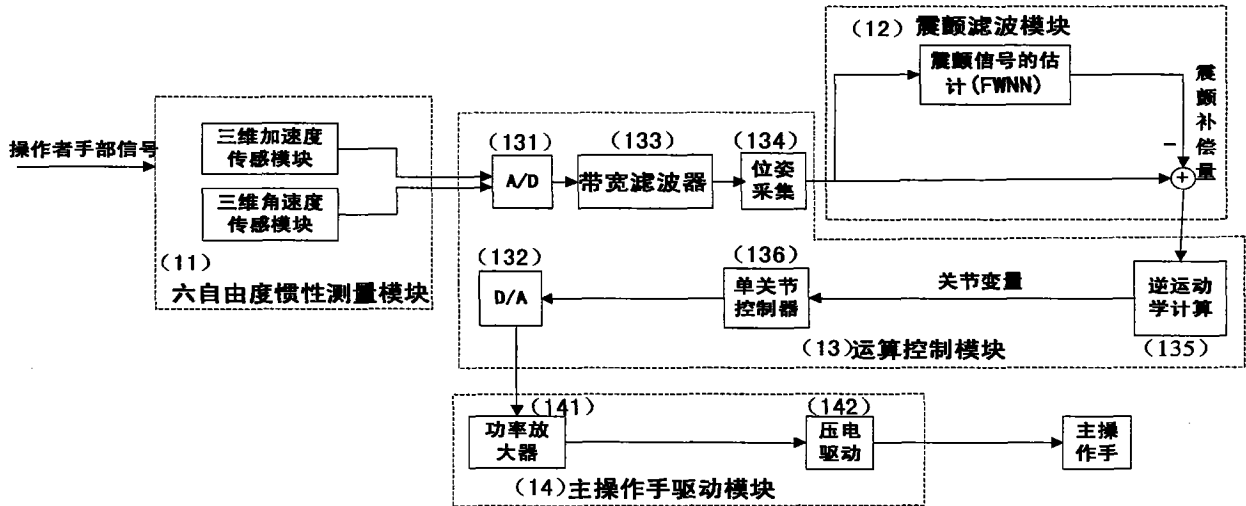


图 2

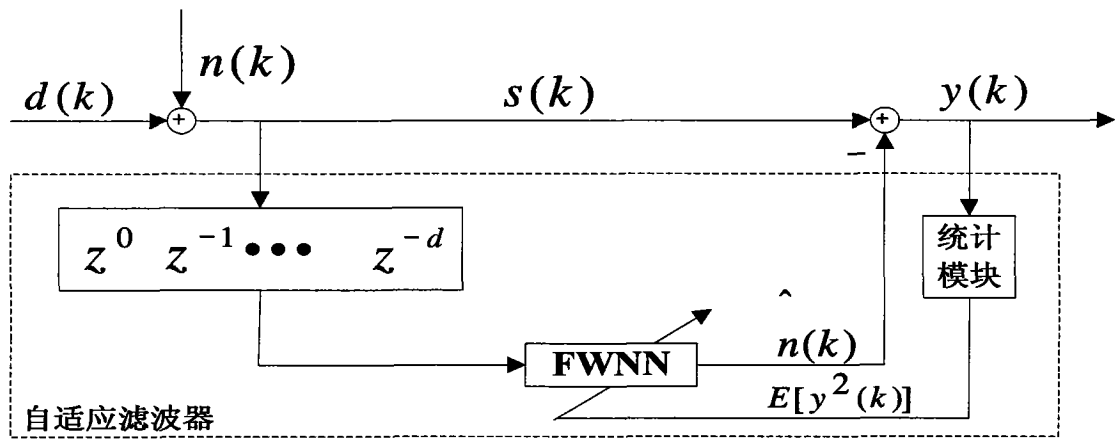


图 3

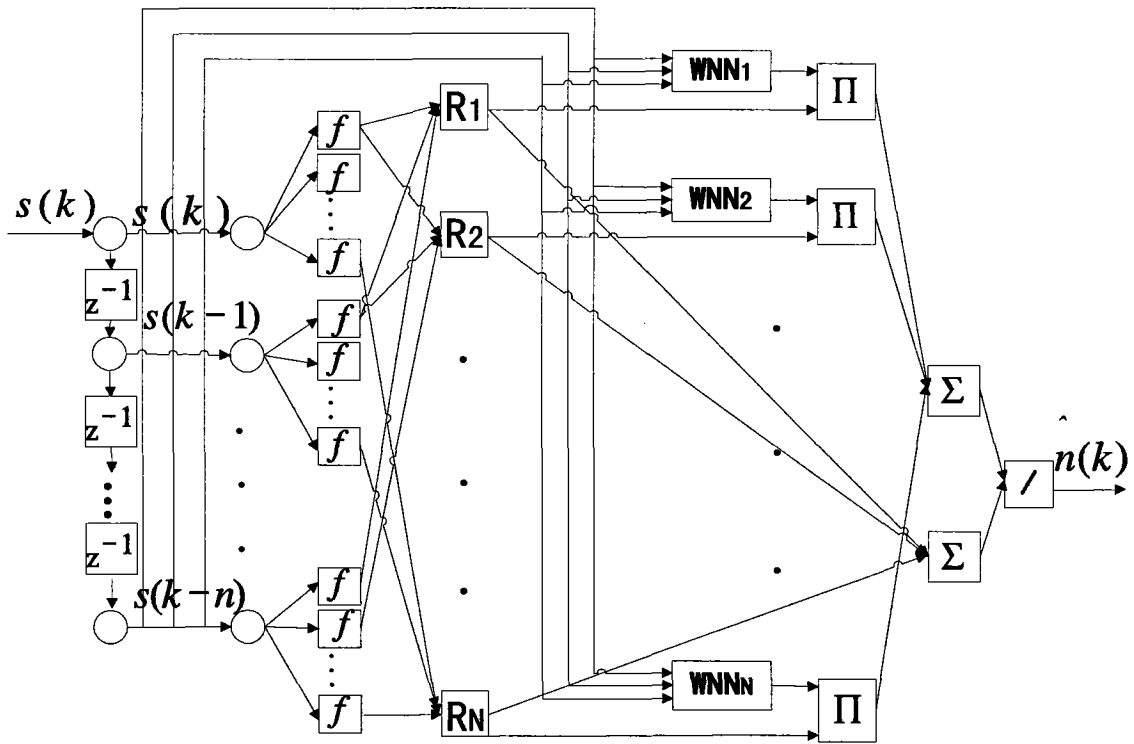


图 4

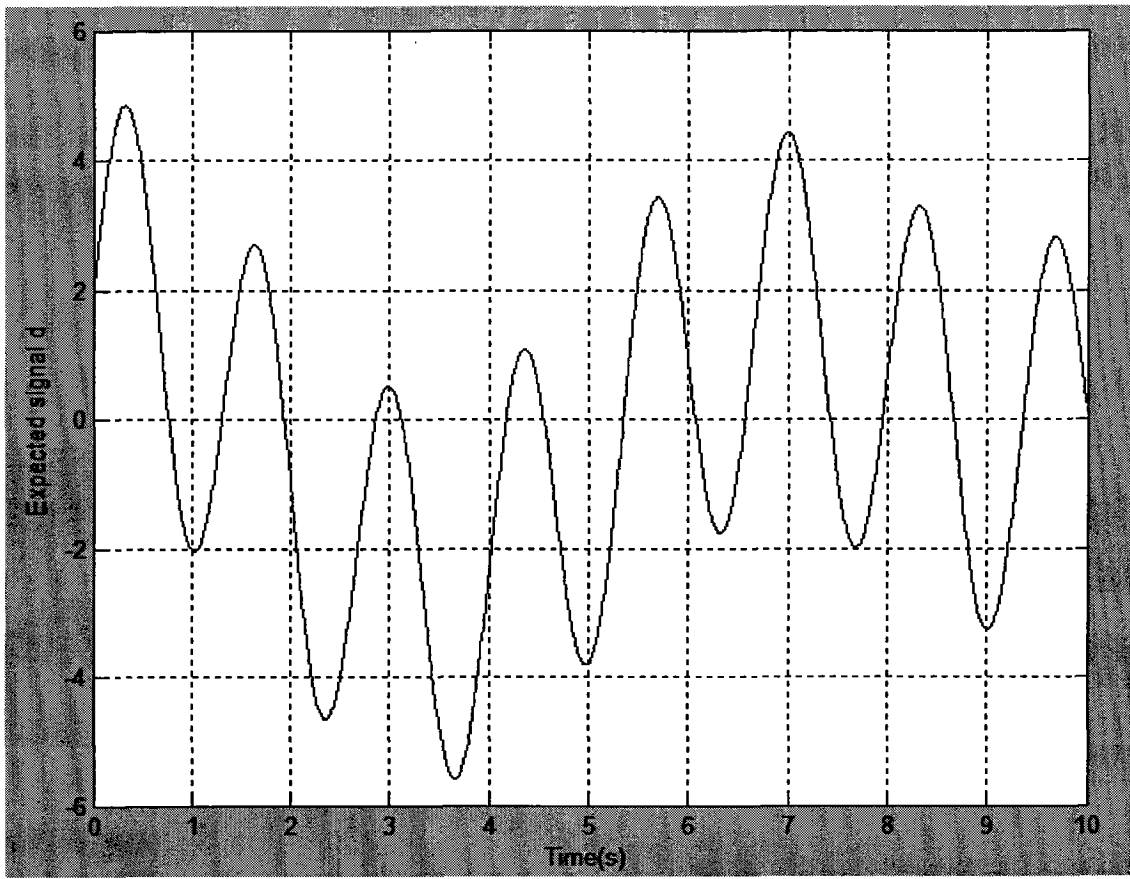


图 5

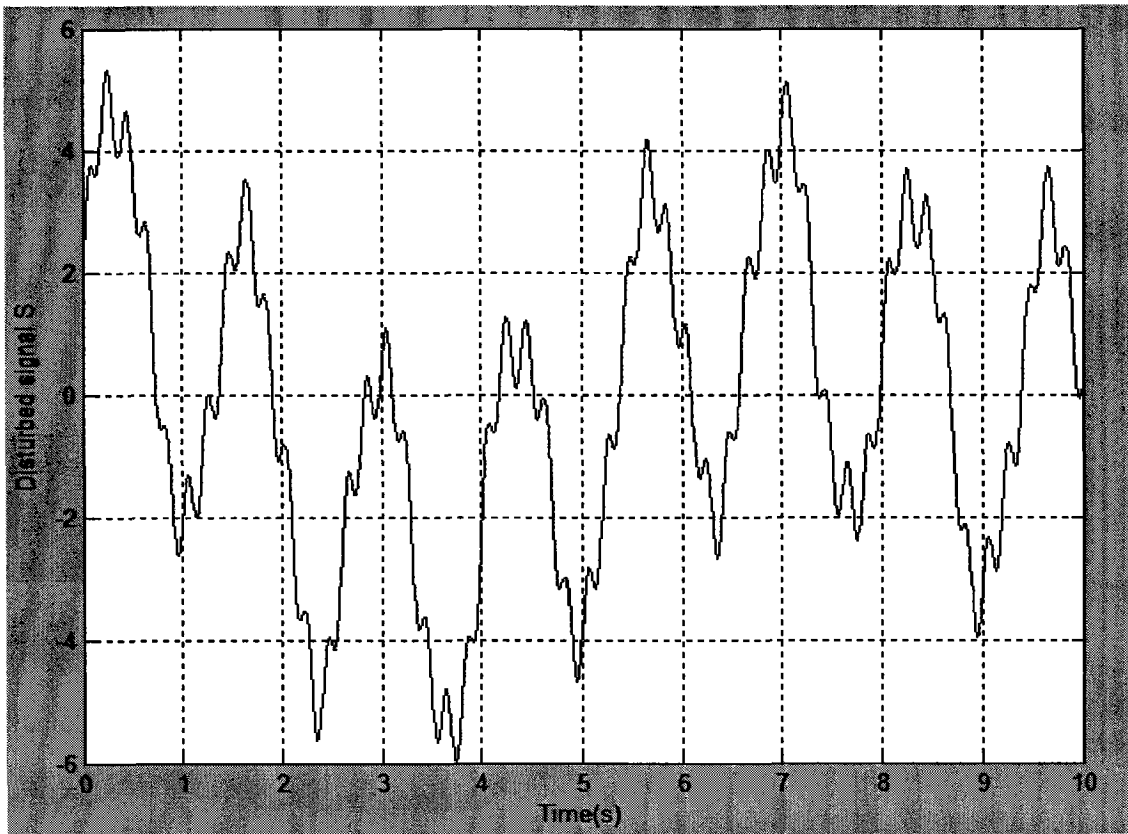


图 6

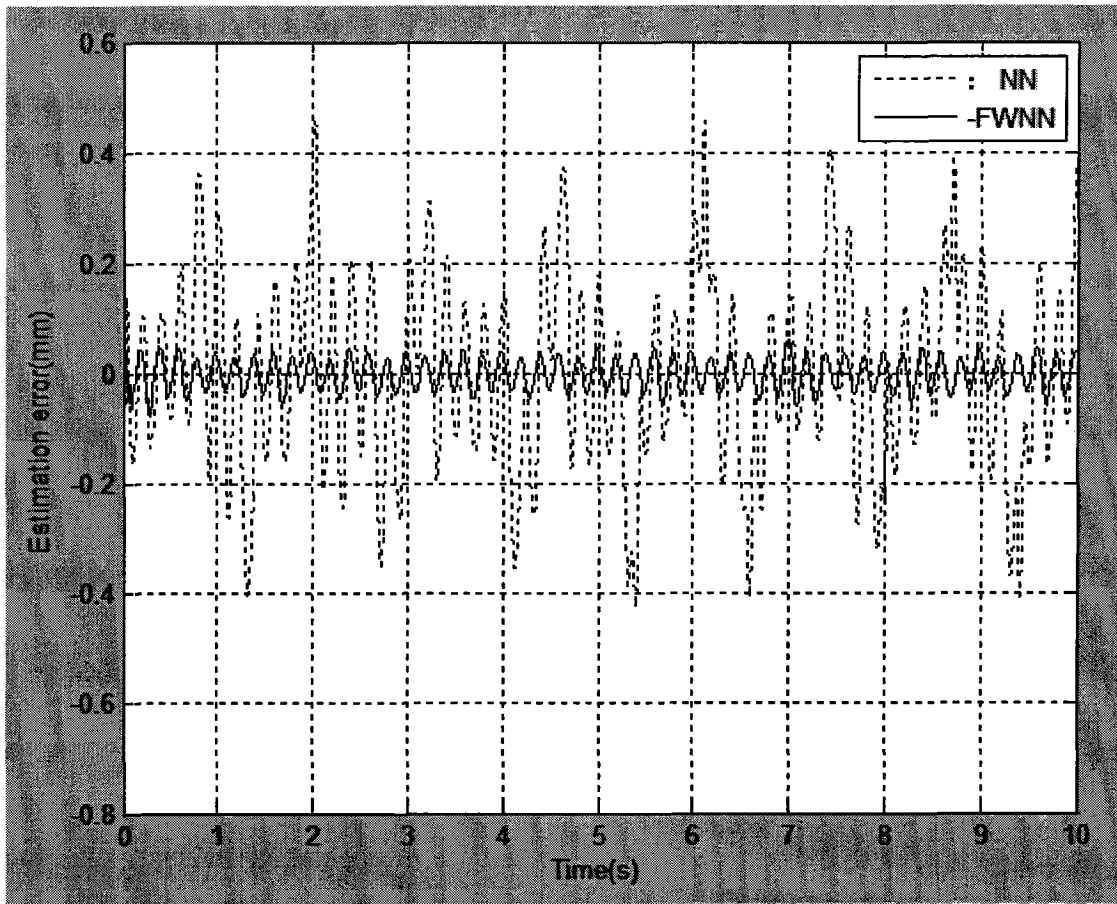


图 7

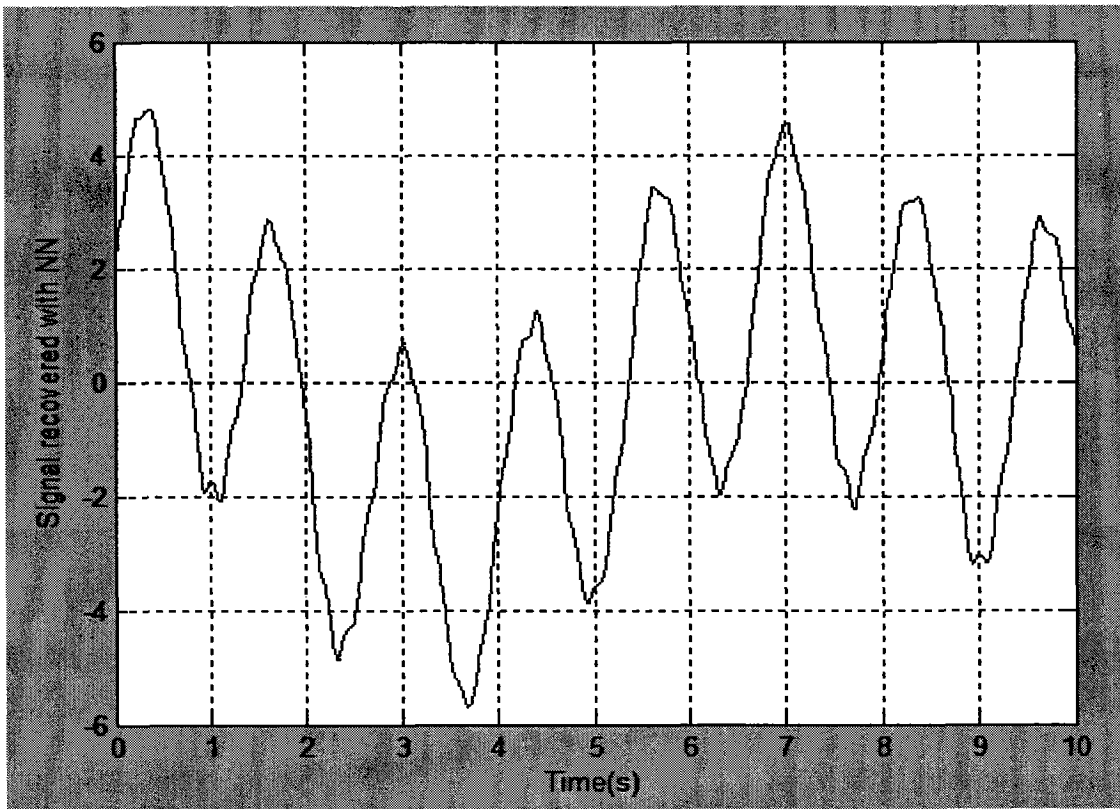


图 8

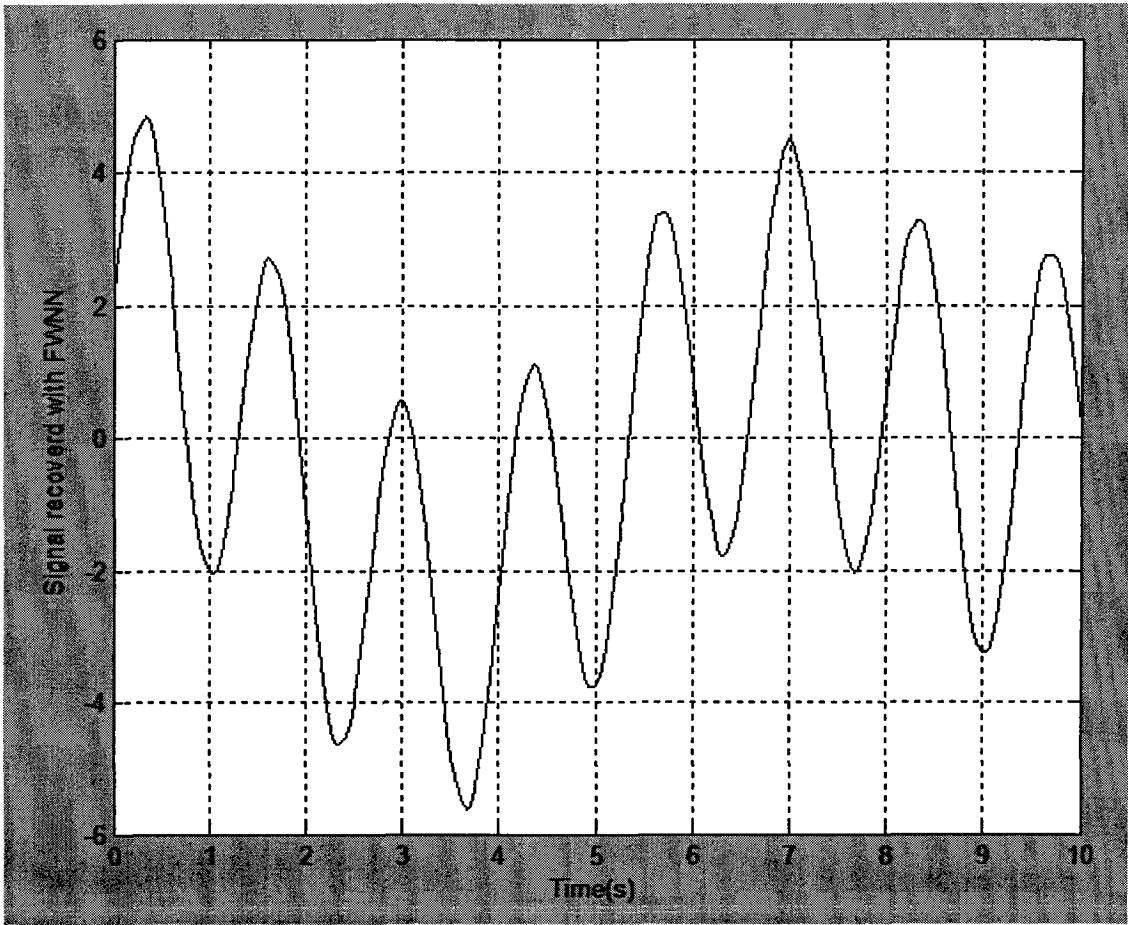


图 9

专利名称(译)	一种主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置		
公开(公告)号	CN101785704B	公开(公告)日	2012-06-06
申请号	CN201010019452.6	申请日	2010-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
[标]发明人	刘治 吴启航 章云		
发明人	刘治 吴启航 章云		
IPC分类号	A61B19/00 A61B34/37		
代理人(译)	林丽明		
审查员(译)	黄曦		
其他公开文献	CN101785704A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明是一种主从式微创手术机器人系统的自适应滤波装置。包括震颤行为自适应滤波装置、主操作手、位置采集模块、运动控制模块、从操作手驱动模块、检测模块、从操作手、反馈模块和计算机控制系统组成；所述震颤行为滤波装置实现滤除手术的操作者手部震颤行为，最大限度地还原手术期望操作信号，所述滤波装置中的主操作手驱动模块用于驱动主操作手，通过位置采集模块采集主操作手的位置信号，由所述运动控制模块来处理采集的位置信号，并控制电机来驱动从操作手来完成手术的操作，最后通过反馈模块提供实时的图像反馈信息，形成一个闭环微创手术机器人控制系统。本发明可以有效地滤除手部震颤行为，保证了微创手术的高精度和可靠性。

