



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109223060 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201810967386.1

(22)申请日 2018.08.23

(71)申请人 荆门市第二人民医院

地址 448000 湖北省荆门市东宝区象山大道39号

(72)发明人 上官昌盛 向英

(74)专利代理机构 西安知诚思迈知识产权代理
事务所(普通合伙) 61237

代理人 麦春明

(51) Int. Cl.

A61B 17/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 34/20(2016.01)

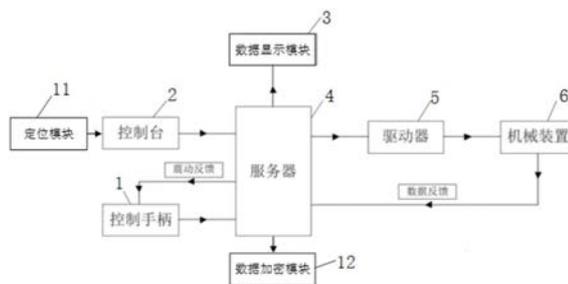
权利要求书3页 说明书9页 附图1页

(54)发明名称

一种外科手术中辅助装置的控制系统及控制方法

(57)摘要

本发明属于医疗控制系统技术领域,公开了一种外科手术中辅助装置的控制系统及控制方法,控制系统设置有:控制手柄、控制台、数据显示模块、服务器、驱动器、机械装置、感应探头、第一压力传感器、图像感应器、导管、定位模块、数据加密模块。本发明通过该控制系统有效的避免了因导管与血管因碰撞而产生巨大压力将血管撞破等结果发生,提高了医生操作的精度和稳定性,使手术成功率大大增加;同时通过定位模块克服需要多次打孔的问题;缩短手术时间;另外,通过数据加密模块大大提高数据的安全性,保障患者信息的保密性。



1. 一种外科手术中辅助装置的控制方法,其特征在于,所述外科手术中辅助装置的控制方法包括:

通过定位模块确定治疗部位表面区域一初始点为坐标原点,建立治疗部位表面区域坐标系;建立治疗部位表面区域坐标系前在部署区域内随机分布一定数量的同构的传感器节点,将部署区域划分为面积大小不等的网格;在每个网格内根据节点的剩余能量选取网格内的簇首节点,其余节点根据就近原则选择性的加入簇;判断簇内的成员节点收集到的数据是否合格拉布斯准则,满足,则认为节点是有效的,即簇首节点发送数据,否则,不发送数据;簇首节点根据自适应聚合算法聚合来自有效的成员节点的数据和自身产生的数据;簇首节点以多跳的形式向sink节点发送数据直到运行完给定的轮数;在部署区域内随机分布一定数量的同构的传感器节点之前需要构建网络模型;其中,网络模型,无线传感器网络部署在一个正方形区域内,区域最左端最底部的顶点坐标为 (o_x, o_y) ,此外还需要:sink节点和所有节点都是时间同步和固定的,sink节点位于 $(sink_x, sink_y)$,并且是在部署区域之外的;节点间的交流时双向的并且每个节点根据到接收点的距离来调整它的传输功率;sink节点和部署区域内的所有节点都是位置感知的;

通过压力传感器和图像感应器实时检测治疗部位形成的挤压压力和图像数据,并将压力数据和图像数据反馈发送给服务器;

服务器将压力数据和图像数据传递到控制台进行分析处理后,再返回到服务器上;

服务器将压力数据和图像数据发送到数据显示模块上,实时显示并将压力数据和图像数据进行处理对比,当压力数据大于一定值时或检测到图像异常时,震动反馈给控制手柄;

图像数据进行处理对比中,使用显示模块内的快速二维傅里叶变换算法完成对图像的傅里叶变换;谐波在图像上是有一定偏置的正余弦周期性分布的函数,其傅里叶频谱函数值的模是三个对称分布的 δ 函数,其中一个在频谱面上的原点,另外两个关于原点对称分布;谐波频谱的寻找:由于 δ 函数是无限小的点,在频谱面上的谐波的频谱是三个很亮的点,零频的点在原点,另两个点对称分布在原点的两侧;先分析出只包含该亮点的大体区域,再用依次求最大值的算法寻找;读取谐波频谱的坐标和复数值:用寻找最大值的方法得到谐波的非零频谱的水平和垂直方向的频谱坐标,分别设为 u_1 和 v_1 ;再读出该像素频谱函数值,其实部和虚部分别设为 E_r 和 E_i ,则该频谱的模为复数值的模 $E_1 = |E_r + jE_i|$,也就是该频谱的能量或强度;另一非零频谱坐标对称分布,频谱函数值相等,不用读取;同样,原点的频谱坐标为 $(0, 0)$,无需读取,但需要读取原点的频谱的函数值,这一函数值对应全息图的零级频谱,为正实数,设为 E_0 ;计算谐波在水平垂直两个方向上的频率和干扰强度系数:假设谐波频谱在频谱面上水平方向上的坐标为 u_1 ,在垂直方向上的频谱坐标为 v_1 ;求出水平方向的谐波频率和在垂直方向上的谐波频率 f_x 和 f_y ;假设谐波对应的非零频谱和全息图的零级频谱的函数值的模分别为 E_1 和 E_0 ,则由这两个参数求得谐波的干扰强度系数 m ;

假设谐波频谱对应函数值的实部和虚部分别设为 E_r 和 E_i ;求出谐波对应的初相位 φ ;利用参数构建谐波分布:利用得到的水平方向的谐波频率和在垂直方向上的谐波频率和干扰强度系数以及初相位四个参数组建谐波的强度分布;图像校正:求出谐波的强度分布后,通过图像相减完全去掉强度图中的谐波成分,得到消除谐波影响后的干涉图;

对在手术中数据通过数据加密模块进行加密。

2. 如权利要求1所述外科手术中辅助装置的控制方法,其特征在于,在部署区域内随机

分布一定数量的同构的传感器节点之前还需要构建能量消耗模型,传感器节点能耗分为发射数据能耗、接收数据能耗和聚合数据能耗,节点到接收点的距离小于阈值 d_0 ,则采用自由空间模型,否则,采用多路径衰减模型,从而发射比特数据到距离为 d_0 的接收点的能量消耗如下:

$$E_{TX}(l, d) = \begin{cases} l \times E_{elec} + l \times \epsilon_{fs} \times d_2 & d < d_0 \\ l \times E_{elec} + l \times \epsilon_{mp} \times d_4 & d \geq d_0 \end{cases};$$

其中 E_{elec} 为发射电路能量消耗, ϵ_{fs} 为自由空间模型下功率放大电路所需能量, ϵ_{mp} 为多路径衰减模型下功率放大电路所需能量,接收比特数据能耗:

$$E_{Rx}(l) = l \times E_{elec};$$

聚合比特数据的能量消耗:

$$E_A = l \times E_{DA};$$

其中 E_{DA} 表示聚合1比特数据的能量消耗。

3. 如权利要求1所述外科手术中辅助装置的控制方法,其特征在于,

所述计算谐波在水平竖直两个方向上的频率和干扰强度系数,以及初相位,具体包括:

假设谐波频谱在频谱面上水平方向上的坐标为 u_1 ,在竖直方向上的频谱坐标为 v_1 ,求出水平方向的谐波频率为:

$$f_x = u_1$$

在竖直方向上的谐波频率为:

$$f_y = v_1$$

假设谐波频谱和全息图零级频谱的模分别为 E_1 和 E_0 ,则由这两个参数求得谐波的干扰强度系数为:

$$m = 2E_1 / (E_0 - 2E_1)$$

假设谐波频谱复数值对应的实部和虚部分别为 E_r 和 E_i ,则可以求出与谐波对应的初相位为:

$$\varphi = -\arg(E_r + j E_i)$$

式中“ $\arg()$ ”表示对复数取幅角;

利用所述参数构建谐波分布,具体包括:

利用得到的四个参数组建谐波的强度分布方程如下:

$$I_E = m \langle I \rangle [1 + \cos(2\pi f_x x + 2\pi f_y y + \varphi)] / (1 + m)$$

式中 $\langle \rangle$ 符号表示对所有像素取平均值,坐标 x 和 y 以像素为坐标单位。

4. 如权利要求1所述外科手术中辅助装置的控制方法,其特征在于,定位方法包括:

首先,以治疗部位表面区域一初始点为坐标原点建立坐标系,以距离步长为 ΔX ,扇角步长进行采样,获取采样样本空间 $C \{C_1, C_2 \dots C_n\}$ 。

其次,从样本空间 C 中设定取一点作为窥镜孔,并以之为坐标系标点 M ,建立人体模型表面坐标系 A ;从样本空间 C 剩余的样本中选择一点作为用于第一手术器械的第一打孔点,再从样本空间 C 剩余的样本中选择一点作为用于第二手术器械的第二打孔点;

接着,获得两个手术器械末端的重合空间后,以内窥镜视野进行建模,并计算手术器械

末端重合区域、目标组织模型以及内窥镜视野模型的重合区域以获得重合体积 V_I ;

然后,计算获得每个器械臂、内窥镜臂上关节的工作空间,对关节的工作空间取并集,获得对应器械臂、内窥镜臂的工作空间,进一步取第一器械臂的工作空间、第二器械臂的工作空间以及内窥镜臂工作空间两两之间的交集 VE_i ($i=1,2,3$),并根据数据统计方法获得干涉空间集 VE_{sum} ;

最后,计算获得参考值 $V=\alpha*V_I-\beta*VE_{sum}$,其中 α 、 β 为权重系数,取值范围为 $0\sim 1$;遍历样本空间 C ,获得参考值空间后,定位模块根据参考值空间取参考值 V 最大值对应的三个点,作为创口的推荐位置。

5.如权利要求1所述外科手术中辅助装置的控制方法,其特征在于,数据加密模方法包括:

首先,采集手术源数据;

其次,对手术源数据进行排序,以便得到排序后的数据集;用多值幂函数对所述数据集进行拟合,计算拟合参数 α_2 、 β_2 ;

然后,用双值幂函数对头数据和尾数据进行拟合,计算拟合参数 α_1 、 β_1 ,其中所述头数据是排序后的数据集中的第一个数据,所述尾数据是排序后的数据集中的最后一个数据;

最后,根据计算出的参数值 α_2 、 β_2 、和 β_1 ,修正 α_1 以便使修正后的参数 α_1' 的范围在 α_1 和 α_2 之间;以及根据所得的四个参数 α_2 、 β_2 、 α_1' 和 β_1 ,对手术源数据进行算子变换,得到加密输出数据。

6.一种实现权利要求1~5任意一项所述外科手术中辅助装置的控制方法的计算机程序。

7.一种实现权利要求1~5任意一项所述外科手术中辅助装置的控制方法的信息数据处理终端。

8.一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如权利要求1-5任意一项所述的外科手术中辅助装置的控制方法。

9.一种实现权利要求1所述外科手术中辅助装置的控制方法的外科手术中辅助装置的控制系统的,其特征在于,所述外科手术中辅助装置的控制系统的,设置有:控制手柄;

控制手柄通过连接线与服务器连接;服务器通过连接线分别连接控制台、数据显示模块、驱动器、数据加密模块;控制台通过连接线连接定位模块;服务器可以给控制手柄返回震动反馈;驱动器通过连接线与机械装置连接;机械装置可以通过数据反馈实时将数据信息返回到服务器;

机械装置其中设置有导管,导管的头部一体化成型有感应探头,感应探头下方两侧分别通过电子焊接安装有第一压力传感器和图像感应器。

10.如权利要求9所述的外科手术中辅助装置的控制系统的,其特征在于,所述服务器根据当前的数据状态,通过震动反馈给控制手柄;

驱动器通过驱动机械装置上的步进电机,推动内部导管前进;

所述导管上的第一压力传感器和图像感应器将得到的压力数据,通过数据反馈给服务器。

一种外科手术中辅助装置的控制系统及控制方法

技术领域

[0001] 本发明属于医疗控制系统技术领域,尤其涉及一种外科手术中辅助装置的控制系统及控制方法。

背景技术

[0002] 目前,业内常用的现有技术是这样的:

[0003] 近年来,微创手术技术得到了越来越多的医生和患者青睐,微创手术的优点是创伤小、疼痛轻、恢复快是每个需要手术的病人的梦想,微创外科使这个梦想成为了现实。微创手术在胃、结直肠、肝胆胰、脾外科手术中得到了广泛的应用,缩短了病人的恢复周期,降低了病人的医疗花费。

[0004] 目前,胃、结直肠、肝胆胰、脾外科手术中,由于是靠医生手动进行微创手术,尽管医生技术娴熟,医生需要手工的把导管经推入患者的治疗部位里,但是在手术过程中依旧有些操作精度较低,无法感知微小受力等问题,使得胃、结直肠、肝胆胰、脾外科手术的效果并不完美,无法达到预期的治疗效果。

[0005] 肝胆外科患者在进行治疗恢复过程中,为了高效的手术操作,需要通过装置将腹腔进行撑开便于操作,而且需要多位医务人员进行组织牵引拨动作用,来方便后期手术操作,在进行手术过程中常常出现积液的状况,以往的处理方法多采用单一的人工辅助作用,不能够实现稳定智能高效的手术辅助作用,长此以往,增大了医务人员的工作难度。

[0006] 综上所述,现有技术存在的问题是:

[0007] 胃、结直肠、肝胆胰、脾外科手术有些操作精度较低,手术效果不完美,无法达到预期的效果;

[0008] 但现有的手术操作环境及辅助设备缺乏针对性的辅助功能,不能为胃、结直肠、肝胆胰、脾外科手术的微创治疗提供最佳的环境和功能,目前,缺少一种功能强大,且操作精准灵活的微创手术操作装置。

[0009] 现有技术的定位方法不能很好确定治疗部位表面区域一初始点为坐标原点,不能有效建立治疗部位表面区域坐标系;对后期治疗不能提供依据。

[0010] 现有全息图预处理技术存在设计滤波器过程繁琐,成本高,寻找频谱困难;难以确定滤波的范围;难以确定滤波幅度;容易丢失有用的物光信息;需要对滤波后的频谱图进行逆傅里叶变换获得处理后的全息图,增加一倍的计算量;无法应用到在线连续图像处理中。

发明内容

[0011] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种外科手术中辅助装置的控制系统及控制方法。

[0012] 本发明是这样实现的,一种外科手术中辅助装置的控制方法,所述外科手术中辅助装置的控制方法包括:

[0013] 通过定位模块确定治疗部位表面区域一初始点为坐标原点,建立治疗部位表面区

域坐标系;建立治疗部位表面区域坐标系前在部署区域内随机分布一定数量的同构的传感器节点,将部署区域划分为面积大小不等的网格;在每个网格内根据节点的剩余能量选取网格内的簇首节点,其余节点根据就近原则选择性的加入簇;判断簇内的成员节点收集到的数据是否符合格拉布斯准则,满足,则认为节点是有效的,即簇首节点发送数据,否则,不发送数据;簇首节点根据自适应聚合算法聚合来自有效的成员节点的数据和自身产生的数据;簇首节点以多跳的形式向sink节点发送数据直到运行完给定的轮数;在部署区域内随机分布一定数量的同构的传感器节点之前需要构建网络模型;其中,网络模型,无线传感器网络部署在一个正方形区域内,区域最左端最底部的顶点坐标为 (o_x, o_y) ,此外还需要:sink节点和所有节点都是时间同步和固定的,sink节点位于 $(sink_x, sink_y)$,并且是在部署区域之外的;节点间的交流时双向的并且每个节点根据到接收点的距离来调整它的传输功率;sink节点和部署区域内的所有节点都是位置感知的;

[0014] 通过压力传感器和图像感应器实时检测治疗部位形成的挤压压力和图像数据,并将压力数据和图像数据反馈发送给服务器;

[0015] 服务器将压力数据和图像数据传递到控制台进行分析处理后,再返回到服务器上;

[0016] 服务器将压力数据和图像数据发送到数据显示模块上,实时显示并将压力数据和图像数据进行处理对比,当压力数据大于一定值时或检测到图像异常时,震动反馈给控制手柄;

[0017] 图像数据进行处理对比中,使用显示模块内的快速二维傅里叶变换算法完成对图像的傅里叶变换;谐波在图像上是有一定偏置的正余弦周期性分布的函数,其傅里叶频谱函数值的模是三个对称分布的 δ 函数,其中一个在频谱面上的原点,另外两个关于原点对称分布;谐波频谱的寻找:由于 δ 函数是无限小的点,在频谱面上的谐波的频谱是三个很亮的点,零频的点在原点,另两个点对称分布在原点的两侧;先分析出只包含该亮点的大体区域,再用依次求最大值的算法寻找;读取谐波频谱的坐标和复数值:用寻找最大值的方法得到谐波的非零频谱的水平方向和垂直方向的频谱坐标,分别设为 u_1 和 v_1 ;再读出该像素频谱函数值,其实部和虚部分别设为 E_r 和 E_i ,则该频谱的模为复数值的模 $E_1 = |E_r + jE_i|$,也就是该频谱的能量或强度;另一非零频谱坐标对称分布,频谱函数值相等,不用读取;同样,原点的频谱坐标为 $(0, 0)$,无需读取,但需要读取原点的频谱的函数值,这一函数值对应全息图的零级频谱,为正实数,设为 E_0 ;计算谐波在水平垂直两个方向上的频率和干扰强度系数:假设谐波频谱在频谱面上水平方向上的坐标为 u_1 ,在垂直方向上的频谱坐标为 v_1 ;求出水平方向的谐波频率和在垂直方向上的谐波频率 f_x 和 f_y ;假设谐波对应的非零频谱和全息图的零级频谱的函数值的模分别为 E_1 和 E_0 ,则由这两个参数求得谐波的干扰强度系数 m ;假设谐波频谱对应函数值的实部和虚部分别设为 E_r 和 E_i ;求出谐波对应的初相位 φ ;利用参数构建谐波分布:利用得到的水平方向的谐波频率和在垂直方向上的谐波频率和干扰强度系数以及初相位四个参数组建谐波的强度分布;图像校正:求出谐波的强度分布后,通过图像相减完全去掉强度图中的谐波成分,得到消除谐波影响后的干涉图;

[0018] 对在手术中数据通过数据加密模块进行加密。

[0019] 进一步,在部署区域内随机分布一定数量的同构的传感器节点之前还需要构建能量消耗模型,传感器节点能耗分为发射数据能耗、接收数据能耗和聚合数据能耗,节点到接

收点的距离小于阈值 d_0 ，则采用自由空间模型，否则，采用多路径衰减模型，从而发射比特数据到距离为 d_0 的接收点的能量消耗如下：

$$[0020] \quad E_{TX}(l, d) = \begin{cases} l \times E_{elec} + l \times \varepsilon_{fs} \times d_2 & d < d_0 \\ l \times E_{elec} + l \times \varepsilon_{mp} \times d_4 & d \geq d_0 \end{cases};$$

[0021] 其中 E_{elec} 为发射电路能量消耗， ε_{fs} 为自由空间模型下功率放大电路所需能量， ε_{mp} 为多路径衰减模型下功率放大电路所需能量，接收比特数据能耗：

$$[0022] \quad E_{Rx}(1) = 1 \times E_{elec};$$

[0023] 聚合比特数据的能量消耗：

$$[0024] \quad E_A = 1 \times E_{DA};$$

[0025] 其中 E_{DA} 表示聚合1比特数据的能量消耗。

[0026] 进一步，所述计算谐波在水平竖直两个方向上的频率和干扰强度系数，以及初相位，具体包括：

[0027] 假设谐波频谱在频谱面上水平方向上的坐标为 u_1 ，在竖直方向上的频谱坐标为 v_1 ，求出水平方向的谐波频率为：

$$[0028] \quad f_x = u_1$$

[0029] 在竖直方向上的谐波频率为：

$$[0030] \quad f_y = v_1$$

[0031] 假设谐波频谱和全息图零级频谱的模分别为 E_1 和 E_0 ，则由这两个参数求得谐波的干扰强度系数为：

$$[0032] \quad m = 2E_1 / (E_0 - 2E_1)$$

[0033] 假设谐波频谱复数值对应的实部和虚部分别为 E_r 和 E_i ，则可以求出与谐波对应的初相位为：

$$[0034] \quad \varphi = -\arg(E_r + j E_i)$$

[0035] 式中“ $\arg()$ ”表示对复数取幅角；

[0036] 利用所述参数构建谐波分布，具体包括：

[0037] 利用得到的四个参数组建谐波的强度分布方程如下：

$$[0038] \quad I_E = m \langle I \rangle [1 + \cos(2\pi f_x x + 2\pi f_y y + \varphi)] / (1 + m)$$

[0039] 式中 $\langle \rangle$ 符号表示对所有像素取平均值，坐标 x 和 y 以像素为坐标单位。

[0040] 首先，以治疗部位表面区域一初始点为坐标原点建立坐标系，以距离步长为 ΔX ，扇角步长进行采样，获取采样样本空间 $C \{C_1, C_2 \dots C_n\}$ 。

[0041] 其次，从样本空间 C 中设定取一点作为窥镜孔，并以之为坐标系标点 M ，建立人体模型表面坐标系 A ；从样本空间 C 剩余的样本中选择一点作为用于第一手术器械的第一打孔点，再从样本空间 C 剩余的样本中选择一点作为用于第二手术器械的第二打孔点；

[0042] 接着，获得两个手术器械末端的重合空间后，以内窥镜视野进行建模，并计算手术器械末端重合区域、目标组织模型以及内窥镜视野模型的重合区域以获得重合体积 V_I ；

[0043] 然后，计算获得每个器械臂、内窥镜臂上关节的工作空间，对关节的工作空间取交集，获得对应器械臂、内窥镜臂的工作空间，进一步取第一器械臂的工作空间、第二器械臂

的工作空间以及内窥镜臂工作空间两两之间的交集 VE_i ($i=1,2,3$),并根据数据统计方法获得干涉空间集 VE_{sum} ;

[0044] 最后,计算获得参考值 $V=\alpha*V_I-\beta*VE_{sum}$,其中 α 、 β 为权重系数,取值范围为 $0\sim 1$;遍历样本空间 C ,获得参考值空间后,定位模块根据参考值空间取参考值 V 最大值对应的三个点,作为创口的推荐位置。

[0045] 进一步,数据加密模方法包括:

[0046] 首先,采集手术源数据;

[0047] 其次,对手术源数据进行排序,以便得到排序后的数据集;用多值幂函数对所述数据集进行拟合,计算拟合参数 α_2 、 β_2 ;

[0048] 然后,用双值幂函数对头数据和尾数据进行拟合,计算拟合参数 α_1 、 β_1 ,其中所述头数据是排序后的数据集中的第一个数据,所述尾数据是排序后的数据集中的最后一个数据;

[0049] 最后,根据计算出的参数值 α_2 、 β_2 、和 β_1 ,修正 α_1 以便使修正后的参数 α_1' 的范围在 α_1 和 α_2 之间;以及根据所得的四个参数 α_2 、 β_2 、 α_1' 和 β_1 ,对手术源数据进行算子变换,得到加密输出数据。

[0050] 本发明另一目的在于提供一种实现所述外科手术中辅助装置的控制方法的计算机程序。

[0051] 本发明另一目的在于提供一种外科手术中辅助装置的控制方法的信息数据处理终端。

[0052] 本发明另一目的在于提供一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行所述的外科手术中辅助装置的控制方法。

[0053] 本发明另一目的在于提供一种外科手术中辅助装置的控制系统,设置有:

[0054] 控制手柄;

[0055] 控制手柄通过连接线与服务器连接;服务器通过连接线分别连接控制台、数据显示模块、驱动器、数据加密模块;控制台通过连接线连接定位模块;服务器可以给控制手柄返回震动反馈;驱动器通过连接线与机械装置连接;机械装置可以通过数据反馈实时将数据信息返回到服务器;

[0056] 机械装置其中设置有导管,导管的头部一体化成型有感应探头,感应探头下方两侧分别通过电子焊接安装有第一压力传感器和图像感应器。

[0057] 进一步,所述服务器根据当前的数据状态,通过震动反馈给控制手柄;

[0058] 驱动器通过驱动机械装置上的步进电机,推动内部导管前进;

[0059] 所述导管上的第一压力传感器和图像感应器将得到的压力数据,通过数据反馈给服务器。

[0060] 本发明的优点及积极效果为:

[0061] 该外科手术中辅助装置的控制系统,通过导管前面的感应探头、第一压力传感器和图像感应器引导导管进入病人的血管内,从而辅助胃、结直肠、肝胆胰、脾外科手术的完成。通过该控制系统有效的避免了因导管与血管因碰撞而产生巨大压力将血管撞破等结果发生,提高了医生操作的精度和稳定性,使手术成功率大大增加;同时本发明通过定位模块克服了传统打孔方式定位不准确,导致手术机器人的工作范围受限,以及手术过程经常

出现器械之间碰撞的情况,在发生以上问题时需要多次打孔的问题;缩短手术时间;同时通过数据加密模块大大提高数据的安全性,保障患者信息的保密性。

[0062] 通过定位模块确定治疗部位表面区域一初始点为坐标原点,建立治疗部位表面区域坐标系;建立治疗部位表面区域坐标系前在部署区域内随机分布一定数量的同构的传感器节点,将部署区域划分为面积大小不等的网格;在每个网格内根据节点的剩余能量选取网格内的簇首节点,其余节点根据就近原则选择性的加入簇;判断簇内的成员节点收集到的数据是否符合格拉布斯准则,满足,则认为节点是有效的,即簇首节点发送数据,否则,不发送数据;簇首节点根据自适应聚合算法聚合来自有效的成员节点的数据和自身产生的数据;簇首节点以多跳的形式向sink节点发送数据直到运行完给定的轮数;可准确定位治疗部位表面区域坐标系,为后期的治疗提供保证。

[0063] 本发明无需获得谐波对应频谱的范围。本发明能够精确消除谐波成分,不会对原物光的信息有任何影响。本发明不需要对滤波后的频谱图进行逆傅里叶变换,可以使计算速度提高近60%。本发明利用能量关系获得谐波参数后,构建谐波强度分布,直接相减消掉谐波,计算简单。如果是连续记录的图像,只对一幅图像进行一次傅里叶变换,求出谐波参数后,可以对多幅带有谐波的图像进行快速消除,需要的运算只是一次图像相减。

[0064] 本发明计算出谐波参数后,反演出谐波强度分布,直接进行图像相减,完成谐波的消除。只需对一幅图像进行一次傅里叶变换即可,不需要对所有图像进行傅里叶变换和逆傅里叶变换,大大节省了计算时间。特别是在视频显示方面,滤波法需要对大量图片进行傅里叶变换和逆傅里叶变换,计算负担大,而本发明中提出的方法,只进行一次傅里叶变换后,直接进行图片相减即可,极大地减轻了视频处理的计算负担。本发明的方法不仅适用于医学全息图谐波的探测与消除,也适用于其它数字图像和视频的谐波探测与处理,处理方法相同。

附图说明

[0065] 图1是本发明实施例提供的外科手术中辅助装置的控制系统的结构示意图;

[0066] 图2是本发明实施例提供的外科手术中辅助装置的控制系统的导管结构示意图;

[0067] 图中:1、控制手柄;2、控制台;3、数据显示模块;4、服务器;5、驱动器;6、机械装置;7、感应探头;8、第一压力传感器;9、图像感应器;10、导管;11、定位模块;12、数据加密模块。

具体实施方式

[0068] 为能进一步了解本发明的发明内容、特点及功效,兹例举以下实施例,并配合附图详细说明如下。

[0069] 下面结合附图对本发明的结构作详细的描述。

[0070] 如图1和图2所示,本发明提供了一种外科手术中辅助装置的控制系统的设置:控制手柄1、控制台2、数据显示模块3、服务器4、驱动器5、机械装置6、感应探头7、第一压力传感器8、图像感应器9、导管10、定位模块11、数据加密模块12。

[0071] 控制手柄1通过连接线与服务器4连接,服务器4通过连接线分别连接控制台2、数据显示模块3、驱动器5、数据加密模块12;控制台2通过连接线连接定位模块11;服务器4可以给控制手柄1返回震动反馈;驱动器5通过连接线与机械装置6连接;机械装置6可以通过

数据反馈实时将数据信息返回到服务器4；

[0072] 机械装置其中设置有导管10,导管10的头部一体化成型有感应探头7,感应探头7下方两侧分别通过电子焊接安装有第一压力传感器8和图像感应器9。

[0073] 所述服务器4可以根据当前的数据状态,通过震动反馈给控制手柄1。

[0074] 所述驱动器5通过驱动机械装置上的步进电机,推动内部导管前进。

[0075] 所述导管10上的第一压力传感器8和图像感应器9将得到的压力数据,通过数据反馈给服务器4。

[0076] 本发明提供的定位模块11方法如下:

[0077] 首先,以人体模型表面区域一初始点为坐标原点建立坐标系,以距离步长为 ΔX ,扇角步长进行采样,获取采样样本空间 $C\{C_1, C_2 \dots C_n\}$ 。

[0078] 其次,从样本空间C中设定取一点作为窥镜孔,并以之为坐标系标点M,建立人体模型表面坐标系A;从样本空间C剩余的样本中选择一点作为用于第一手术器械的第一打孔点,再从样本空间C剩余的样本中选择一点作为用于第二手术器械的第二打孔点;

[0079] 接着,获得两个手术器械末端的重合空间后,以内窥镜视野进行建模,并计算手术器械末端重合区域、目标组织模型以及内窥镜视野模型的重合区域以获得重合体积 V_I ;

[0080] 然后,计算获得每个器械臂、内窥镜臂上关节的工作空间,对关节的工作空间取并集,获得对应器械臂、内窥镜臂的工作空间,进一步取第一器械臂的工作空间、第二器械臂的工作空间以及内窥镜臂工作空间两两之间的交集 $VE_i (i=1, 2, 3)$,并根据数据统计方法获得干涉空间集 VE_{sum} ;

[0081] 最后,计算获得参考值 $V = \alpha * V_I - \beta * VE_{sum}$,其中 α 、 β 为权重系数,取值范围为 $0 \sim 1$;遍历样本空间C,获得参考值空间后,定位模块根据参考值空间取参考值V最大值对应的三个点,作为创口的推荐位置。

[0082] 本发明提供的数据加密模块12加密方法如下:

[0083] 首先,采集手术源数据;

[0084] 其次,对手术源数据进行排序,以便得到排序后的数据集;用多值幂函数对所述数据集进行拟合,计算拟合参数 α_2 、 β_2 ;

[0085] 然后,用双值幂函数对头数据和尾数据进行拟合,计算拟合参数 α_1 、 β_1 ,其中所述头数据是排序后的数据集中的第一个数据,所述尾数据是排序后的数据集中的最后一个数据;

[0086] 最后,根据计算出的参数值 α_2 、 β_2 、和 β_1 ,修正 α_1 以便使修正后的参数 α_1' 的范围在 α_1 和 α_2 之间;以及根据所得的四个参数 α_2 、 β_2 、 α_1' 和 β_1 ,对手术源数据进行算子变换,得到加密输出数据。

[0087] 本发明的工作原理是:首先,通过定位模块11确定最佳的创口位置;接着,在进行胃、结直肠、肝胆胰、脾微创手术时,将导管10注入进病人的治疗部位,通过遥控控制手柄1控制驱动器5驱动着机械装置6内的步进电机一点一点的推动导管10。导管10前端的感应探头7可以引导导管10往前运动。导管10的两侧安装有第一压力传感器8和图像感应器9可以实时检测导管10两边与治疗部位形成的挤压压力,并将压力数据通过数据反馈发送给服务器4,服务器4将数据传递到控制台2进行分析处理后,再返回到服务器4上,服务器4将数据发送到数据显示模块3上,实时显示给医生观察,并将数据进行处理对比,当压力数据大于

一定值时,将会通过震动反馈给控制手柄1,提示医生导管与血管压力过大,需要通过控制手柄1调节导管前进的方向,直至达到病人的胃、结直肠、肝胆胰、脾的周围治疗部位;最后,在手术结束后通过数据加密模块12对手术数据进行加密。

[0088] 下面结合具体分析对本发明作进一步描述。

[0089] 本发明实施例提供的外科手术中辅助装置的控制方法,包括:

[0090] 通过定位模块确定治疗部位表面区域一初始点为坐标原点,建立治疗部位表面区域坐标系;建立治疗部位表面区域坐标系前在部署区域内随机分布一定数量的同构的传感器节点,将部署区域划分为面积大小不等的网格;在每个网格内根据节点的剩余能量选取网格内的簇首节点,其余节点根据就近原则选择性的加入簇;判断簇内的成员节点收集到的数据是否符合格拉布斯准则,满足,则认为节点是有效的,即簇首节点发送数据,否则,不发送数据;簇首节点根据自适应聚合算法聚合来自有效的成员节点的数据和自身产生的数据;簇首节点以多跳的形式向sink节点发送数据直到运行完给定的轮数;在部署区域内随机分布一定数量的同构的传感器节点之前需要构建网络模型;其中,网络模型,无线传感器网络部署在一个正方形区域内,区域最左端最底部的顶点坐标为 (o_x, o_y) ,此外还需要:sink节点和所有节点都是时间同步和固定的,sink节点位于 $(sink_x, sink_y)$,并且是在部署区域之外的;节点间的交流时双向的并且每个节点根据到接收点的距离来调整它的传输功率;sink节点和部署区域内的所有节点都是位置感知的;

[0091] 通过压力传感器和图像感应器实时检测治疗部位形成的挤压压力和图像数据,并将压力数据和图像数据反馈发送给服务器;

[0092] 服务器将压力数据和图像数据传递到控制台进行分析处理后,再返回到服务器上;

[0093] 服务器将压力数据和图像数据发送到数据显示模块上,实时显示并将压力数据和图像数据进行处理对比,当压力数据大于一定值时或检测到图像异常时,震动反馈给控制手柄;

[0094] 图像数据进行处理对比中,使用显示模块内的快速二维傅里叶变换算法完成对图像的傅里叶变换;谐波在图像上是有一定偏置的正余弦周期性分布的函数,其傅里叶频谱函数值的模是三个对称分布的 δ 函数,其中一个在频谱面上的原点,另外两个关于原点对称分布;谐波频谱的寻找:由于 δ 函数是无限小的点,在频谱面上的谐波的频谱是三个很亮的点,零频的点在原点,另两个点对称分布在原点的两侧;先分析出只包含该亮点的大体区域,再用依次求最大值的算法寻找;读取谐波频谱的坐标和复数值:用寻找最大值的方法得到谐波的非零频谱的水平和垂直方向的频谱坐标,分别设为 u_1 和 v_1 ;再读出该像素频谱函数值,其实部和虚部分别设为 E_r 和 E_i ,则该频谱的模为复数值的模 $E_1 = |E_r + jE_i|$,也就是该频谱的能量或强度;另一非零频谱坐标对称分布,频谱函数值相等,不用读取;同样,原点的频谱坐标为 $(0, 0)$,无需读取,但需要读取原点的频谱的函数值,这一函数值对应全息图的零级频谱,为正实数,设为 E_0 ;计算谐波在水平垂直两个方向上的频率和干扰强度系数:假设谐波频谱在频谱面上水平方向上的坐标为 u_1 ,在垂直方向上的频谱坐标为 v_1 ;求出水平方向的谐波频率和在垂直方向上的谐波频率 f_x 和 f_y ;假设谐波对应的非零频谱和全息图的零级频谱的函数值的模分别为 E_1 和 E_0 ,则由这两个参数求得谐波的干扰强度系数 m ;假设谐波频谱对应函数值的实部和虚部分别设为 E_r 和 E_i ;求出谐波对应的初相位 φ ;利用参数构建谐波分

布:利用得到的水平方向的谐波频率和在竖直方向上的谐波频率和干扰强度系数以及初相位四个参数组建谐波的强度分布;图像校正:求出谐波的强度分布后,通过图像相减完全去掉强度图中的谐波成分,得到消除谐波影响后的干涉图;

[0095] 对在手术中数据通过数据加密模块进行加密。

[0096] 在部署区域内随机分布一定数量的同构的传感器节点之前还需要构建能量消耗模型,传感器节点能耗分为发射数据能耗、接收数据能耗和聚合数据能耗,节点到接收点的距离小于阈值 d_0 ,则采用自由空间模型,否则,采用多路径衰减模型,从而发射比特数据到距离为 d_0 的接收点的能量消耗如下:

$$[0097] \quad E_{TX}(l, d) = \begin{cases} l \times E_{elec} + l \times \varepsilon_{fs} \times d_2 & d < d_0 \\ l \times E_{elec} + l \times \varepsilon_{mp} \times d_4 & d \geq d_0 \end{cases};$$

[0098] 其中 E_{elec} 为发射电路能量消耗, ε_{fs} 为自由空间模型下功率放大电路所需能量, ε_{mp} 为多路径衰减模型下功率放大电路所需能量,接收比特数据能耗:

$$[0099] \quad E_{Rx}(1) = 1 \times E_{elec};$$

[0100] 聚合比特数据的能量消耗:

$$[0101] \quad E_A = 1 \times E_{DA};$$

[0102] 其中 E_{DA} 表示聚合1比特数据的能量消耗。

[0103] 所述计算谐波在水平竖直两个方向上的频率和干扰强度系数,以及初相位,具体包括:

[0104] 假设谐波频谱在频谱面上水平方向上的坐标为 u_1 ,在竖直方向上的频谱坐标为 v_1 ,求出水平方向的谐波频率为:

$$[0105] \quad f_x = u_1$$

[0106] 在竖直方向上的谐波频率为:

$$[0107] \quad f_y = v_1$$

[0108] 假设谐波频谱和全息图零级频谱的模分别为 E_1 和 E_0 ,则由这两个参数求得谐波的干扰强度系数为:

$$[0109] \quad m = 2E_1 / (E_0 - 2E_1)$$

[0110] 假设谐波频谱复数值对应的实部和虚部分别为 E_r 和 E_i ,则可以求出与谐波对应的初相位为:

$$[0111] \quad \varphi = -\arg(E_r + j E_i)$$

[0112] 式中“ $\arg()$ ”表示对复数取幅角;

[0113] 利用所述参数构建谐波分布,具体包括:

[0114] 利用得到的四个参数组建谐波的强度分布方程如下:

$$[0115] \quad I_E = m \langle I \rangle [1 + \cos(2\pi f_x x + 2\pi f_y y + \varphi)] / (1 + m)$$

[0116] 式中 $\langle \rangle$ 符号表示对所有像素取平均值,坐标 x 和 y 以像素为坐标单位。

[0117] 首先,以治疗部位表面区域一初始点为坐标原点建立坐标系,以距离步长为 ΔX ,扇角步长进行采样,获取采样样本空间 $C \{C_1, C_2 \dots C_n\}$ 。

[0118] 其次,从样本空间 C 中设定取一点作为窥镜头,并以之为坐标系标点 M ,建立人体模

型表面坐标系A;从样本空间C剩余的样本中选择一点作为用于第一手术器械的第一打孔点,再从样本空间C剩余的样本中选择一点作为用于第二手术器械的第二打孔点;

[0119] 接着,获得两个手术器械末端的重合空间后,以内窥镜视野进行建模,并计算手术器械末端重合区域、目标组织模型以及内窥镜视野模型的重合区域以获得重合体积 V_I ;

[0120] 然后,计算获得每个器械臂、内窥镜臂上关节的工作空间,对关节的工作空间取并集,获得对应器械臂、内窥镜臂的工作空间,进一步取第一器械臂的工作空间、第二器械臂的工作空间以及内窥镜臂工作空间两两之间的交集 VE_i ($i=1,2,3$),并根据数据统计方法获得干涉空间集 VE_{sum} ;

[0121] 最后,计算获得参考值 $V=\alpha*V_I-\beta*VE_{sum}$,其中 α 、 β 为权重系数,取值范围为 $0\sim 1$;遍历样本空间C,获得参考值空间后,定位模块根据参考值空间取参考值V最大值对应的三个点,作为创口的推荐位置。

[0122] 以上所述仅是对本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改,等同变化与修饰,均属于本发明技术方案的范围。

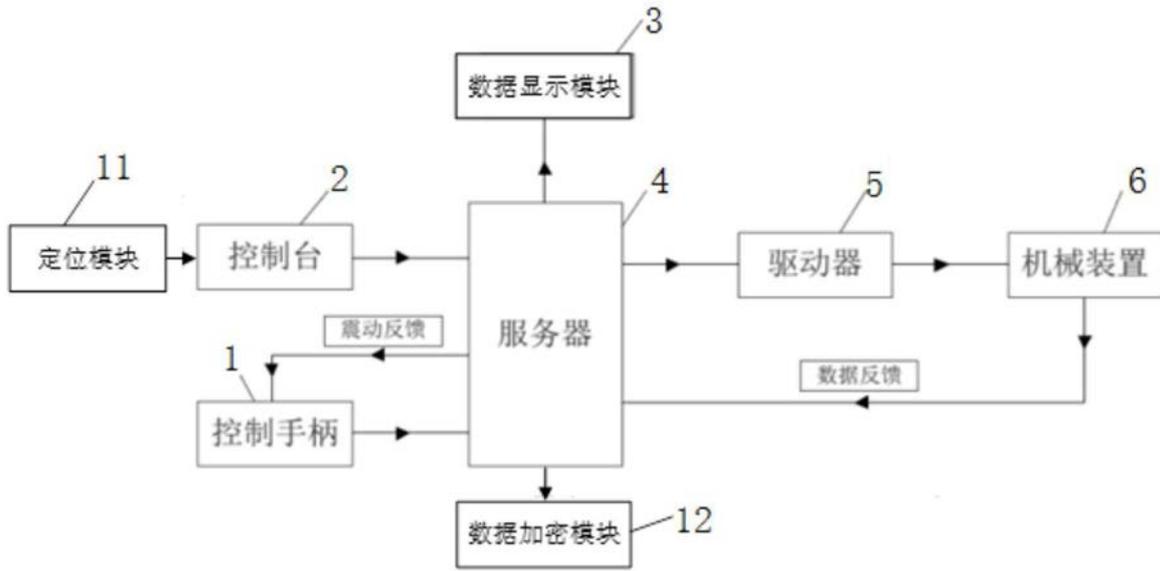


图1

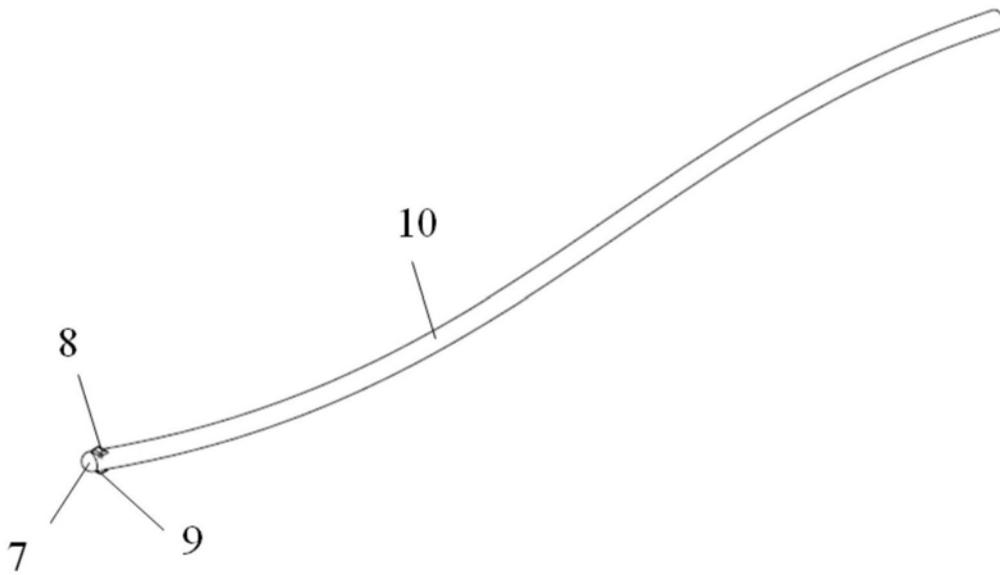


图2

专利名称(译)	一种外科手术中辅助装置的控制系统及控制方法		
公开(公告)号	CN109223060A	公开(公告)日	2019-01-18
申请号	CN201810967386.1	申请日	2018-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	荆门市第二人民医院		
申请(专利权)人(译)	荆门市第二人民医院		
当前申请(专利权)人(译)	荆门市第二人民医院		
[标]发明人	上官昌盛 向英		
发明人	上官昌盛 向英		
IPC分类号	A61B17/00 A61B5/00 A61B34/20		
CPC分类号	A61B5/7257 A61B17/00234 A61B34/20 A61B2034/2055 A61B2034/2065		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗控制系统技术领域，公开了一种外科手术中辅助装置的控制系统及控制方法，控制系统设置有：控制手柄、控制台、数据显示模块、服务器、驱动器、机械装置、感应探头、第一压力传感器、图像感应器、导管、定位模块、数据加密模块。本发明通过该控制系统有效的避免了了因导管与血管因碰撞而产生巨大压力将血管撞破等结果发生，提高了医生操作的精度和稳定性，使手术成功率大大增加；同时通过定位模块克服需要多次打孔的问题；缩短手术时间；另外，通过数据加密模块大大提高数据的安全性，保障患者信息的保密性。

