



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109620415 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201910113251.3

(22)申请日 2019.02.14

(71)申请人 北京水木天蓬医疗技术有限公司

地址 100086 北京市海淀区中关村南大街6号10层1001

(72)发明人 曹群 战松涛 胡晓明

(74)专利代理机构 北京市汉坤律师事务所

11602

代理人 王其文 张涛

(51)Int.Cl.

A61B 34/30(2016.01)

A61B 17/16(2006.01)

A61B 17/3209(2006.01)

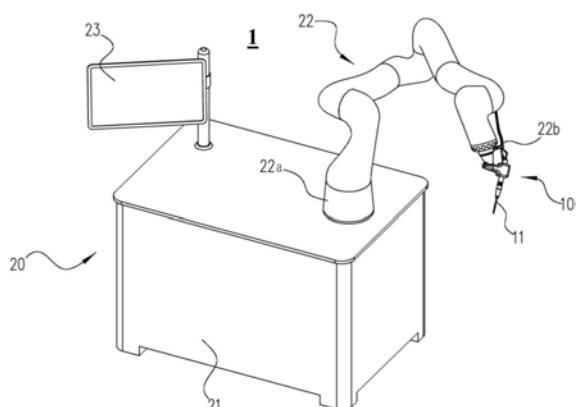
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

机器人辅助超声骨动力系统

(57)摘要

一种机器人辅助超声骨动力系统，其包括超声骨动力系统、机器人辅助手术系统和控制器，超声骨动力系统包括用于将电能转换为机械能的超声换能器用于将机械能传递至骨骼的超声骨刀，机器人辅助手术系统包括基座和机械臂，机械臂安装在基座上，超声骨动力系统能够拆卸地连接到机械臂的能够运动的端部，机械臂用于控制超声骨动力系统的切割端部的位置、空间角度及施加至待切割的骨骼的力；控制器通信连接到超声骨动力系统，用于控制超声骨动力系统的切割功率；其中，控制器根据骨骼的剩余切割厚度、密度、邻接的组织类型等控制超声骨动力系统的输出功率。本发明的机器人辅助超声骨动力系统提高了骨科手术、特别是微创骨科手术系统的安全性和精确性。



1. 一种机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述机器人辅助超声骨动力系统包括:

超声骨动力系统,所述超声骨动力系统包括:

用于将电能转换为机械能的超声换能器;和

超声骨刀,所述超声骨刀用于将所述机械能传递至待切割的骨骼;

机器人辅助手术系统,所述机器人辅助手术系统包括:

基座;

机械臂,所述机械臂的固定端部安装在所述基座上,所述超声骨动力系统能够拆卸地连接到所述机械臂的能够运动的端部,所述机械臂用于控制所述超声骨动力系统的切割端部的位置、空间角度以及施加至所述待切割的骨骼的力;

控制器,所述控制器通信地连接到所述超声骨动力系统,用于控制所述超声骨动力系统的输出功率;

其中,所述控制器根据以下公式控制所述超声骨动力系统的输出功率P:

$$P = P_0 \times \alpha$$

其中 P_0 为所述超声骨动力系统的基准输出功率, α 为功率修正系数并且 α 小于或等于1,其中 α 至少部分地由以下参数中的一个或多个确定:

1) 骨骼的剩余切割厚度, α 随着所述剩余切割厚度的减小而减小;

2) 骨骼的密度, α 随着所述骨骼的密度的减小而减小;

3) 骨骼的沿着切割方向的下方的组织类型,所述组织类型至少包括血管组织、脊髓组织和神经组织,其中,用于血管组织的 α 大于或等于用于所述脊髓组织的 α ,并且用于所述脊髓组织的 α 大于或等于用于所述神经组织的 α ;

4) 超声骨刀的切割端部的温度, α 随着所述温度的升高而减小;

5) 正被切割的骨骼的结构类型,所述结构类型至少包括皮质骨和松质骨,其中,用于皮质骨的 α 大于或等于用于松质骨的 α ;

6) 所述超声骨刀切割进入骨骼的深度, α 随着所述深度的增大而减小。

2. 根据权利要求1所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述 α 还由所述超声骨刀的切割端部的形状和/或所述超声骨刀是否有冷却结构决定,其中,相同切割功率下切割速度越快的切割端部形状, α 越小;并且其中,用于有冷却结构的超声骨刀的 α 大于没有冷却结构的超声骨刀的 α 。

3. 根据权利要求1所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述控制器还通信地连接到所述机器人辅助手术系统,用于控制所述机械臂施加给所述超声骨刀的位置、空间角度以及力。

4. 根据权利要求1所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述超声骨动力系统包括温度传感器,用于检测所述切割端部的温度并将表示所述温度的信号发送到所述控制器。

5. 根据权利要求1所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述超声骨动力系统和/或所述机器人辅助手术系统包括力传感器,用于检测所述超声骨刀的切割端部施加至骨骼的力并将表示所述力的信号发送到所述控制器。

6. 根据权利要求3所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述控制器根据以

下公式控制所述机械臂施加给所述超声骨刀的切割端部的大体沿着切割方向的力F:

$$F = F_0 \times \beta$$

其中F0为所述机械臂施加给所述超声骨刀的基准力,β为力修正系数并且β小于或等于1,其中β至少部分地由以下参数中的一个或多个确定:

- 1) 骨骼的剩余切割厚度,β随着所述剩余切割厚度的减小而减小;
- 2) 骨骼的密度,β随着所述骨骼的密度的减小而减小;
- 3) 骨骼的沿着切割方向的下方的组织类型,所述组织类型至少包括血管组织、脊髓组织和神经组织,其中,用于血管组织的β大于或等于用于所述脊髓组织的β,并且用于所述脊髓组织的β大于或等于用于所述神经组织的β;
- 4) 超声骨刀的切割端部的温度,β随着所述温度的升高而减小;
- 5) 正被切割的骨骼的结构类型,所述结构类型至少包括皮质骨和松质骨,其中,用于皮质骨的β大于或等于用于松质骨的β;
- 6) 所述超声骨刀切割进入骨骼的深度,β随着所述深度的增大而减小。

7. 根据权利要求6所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述β还由所述超声骨刀的切割端部的形状和/或所述超声骨刀是否有冷却结构决定,其中,相同切割功率下切割速度越快的切割端部的形状,β越小;并且其中,用于有冷却结构的超声骨刀的β大于没有冷却结构的超声骨刀的β。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述控制器通过在切割时检测骨骼对超声骨动力系统造成的频率偏移大小来确定正在切割的骨骼部分为皮质骨还是松质骨。

9. 根据权利要求1至7中任一项所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述控制器包括数据接收部,用于通过接收外部输入数据来获得待切割骨骼的三维模型和/或尺寸数据和/或密度数据。

10. 根据权利要求9所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述外部输入数据包括待切割骨骼的CT数据、MR数据、密度数据中的一个或多个。

11. 根据权利要求1至7中任一项所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述控制器通过改变超声骨动力系统的振动的振幅和/或频率控制所述输出功率。

12. 根据权利要求1至7中任一项所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述输出功率和/或所述超声骨刀施加至所述待切割的骨骼的力与所述剩余切割厚度成线性关系或抛物线关系或指数衰减关系。

13. 根据权利要求1至7中任一项所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述控制器仅在所述剩余切割厚度小于阈值厚度时开始控制所述输出功率和/或所述力。

14. 根据权利要求1至7中任一项所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述超声骨动力系统和/或超声骨刀是能够更换的。

15. 根据权利要求1至7中任一项所述的机器人辅助超声骨动力系统,其特征在于,所述超声骨动力系统和/或超声骨刀包括电子识别标签,所述控制器能够读取所述电子识别标签,以识别所述超声骨动力系统和/或超声骨刀的特征参数。

机器人辅助超声骨动力系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种机器人辅助超声骨动力系统,尤其是通过机器人精确操纵超声骨动力系统完成骨骼的整形、切割等手术操作,同时也适用于内窥镜下的采用该装置完成整形、切割等手术操作。

背景技术

[0002] 在骨切割的外科手术中,常常通过超声骨动力系统进行切割。超声骨动力系统是通过超声换能器将电能转化为机械能,经高频超声振动使所接触骨组织彻底破坏,由于其振动幅值通常为100 μm 左右,对血管和神经组织等的损伤能力弱,因此在脊柱手术及神经外科手术等应用中具有较高的手术安全性。

[0003] 然而,目前主要单纯依赖医生手动操作超声骨动力系统来完成骨科、神经外科手术,由于医生手术操作时不可避免施加大体垂直于骨骼的纵向压力,但手动操作存在对纵向方向的控制能力差的难题,当超声骨动力系统切透骨骼时由于医生纵向施力过大容易引起骨骼下面的神经、脊髓等组织的损伤,存在一定的手术风险。同时,医生手动操作时由于超声振动与骨骼的相互作用以及骨骼本身的不规则曲面形状,在切割时,超声骨动力系统会存在一定的横向振动和位移,这导致医生难以精确地控制超声骨动力系统,从而导致切割准确性降低。

[0004] 机器人辅助手术系统主要依赖位置传感器、角度传感器、力反馈传感器等传感技术控制电机实现高精度的反馈控制,可有效解决医生手动操作存在的控制性差、抖动性问题,提高手术操作的安全性,但传统的机器人手术系统缺乏有效的骨组织切割工具,难以完成骨科手术特别是骨科微创手术。

[0005] 因此,需要一种集成了超声骨动力系统和机器人手术系统的机器人辅助超声骨动力系统。

发明内容

[0006] 本发明的一个目的在于提供一种集成了超声骨动力系统和机器人手术系统的机器人辅助超声骨动力系统,所述机器人辅助超声骨动力系统至少能够部分地解决或减轻以下技术问题中的一个或多个:

[0007] 1)超声骨动力系统的力反馈问题:目前,骨科手术的骨骼切割操作完全依赖医生的临床经验和手感,这种经验难以进行有效传递,特别是在危险区域如脊柱、神经外科手术时,由于患者骨骼组织的力学特性差异较大,特别是某些钙化区域硬度较高,而其他区域由于缺钙可能硬度较小,单独依赖医生的经验施加控制超声骨动力系统时容易出现施加压力过大造成超声刀头快速穿透骨骼,引起骨骼下方的神经、脊髓等组织损伤,造成医疗事故;

[0008] 2)超声骨动力系统的切割抖动问题:当采用超声骨动力系统进行切割时,当医生操控手柄进行切割骨组织时,由于骨骼的不规则的曲面形状,超声系统的振动容易引起超声刀头的横向滑动。在超声振动与骨骼的相互作用下,超声骨动力系统存在一定的横向振

动,因而,医生需要施加较大的力量进行把持防止刀头的横向移动,该横向移动容易增大骨骼切口大小,在一定程度上影响病患部位的力学特性,更容易引起切割部位的横向损伤;

[0009] 3) 传统的骨科手术机器人缺乏有效的骨组织切割工具,依然采用传统的骨组织切割工具,导致在切割时需要施加巨大的压力或旋转摩擦,因而存在较大的安全隐患,难以顺利完成骨科手术、尤其是骨科微创手术,这也导致采用传统的骨组织切割工具的骨骼手术机器人难以广泛应用。

[0010] 本发明提供了一种机器人辅助超声骨动力系统,所述机器人辅助超声骨动力系统包括:

[0011] 超声骨动力系统,所述超声骨动力系统包括:

[0012] 用于将电能转换为机械能的超声换能器;和

[0013] 超声骨刀,所述超声骨刀用于将所述机械能传递至待切割的骨骼;

[0014] 机器人辅助手术系统,所述机器人辅助手术系统包括:

[0015] 基座;

[0016] 机械臂,所述机械臂的固定端部安装在所述基座上,所述超声骨动力系统能够拆卸地连接到所述机械臂的能够运动的端部,所述机械臂用于控制所述超声骨动力系统的切割端部的位置、空间角度以及施加至所述待切割的骨骼的力;

[0017] 控制器,所述控制器通信地连接到所述超声骨动力系统,用于控制所述超声骨动力系统的输出功率;

[0018] 其中,所述控制器根据以下公式控制所述超声骨动力系统的输出功率P:

[0019] $P = P_0 \times \alpha$

[0020] 其中 P_0 为所述超声骨动力系统的基准输出功率,α为功率修正系数并且α小于或等于1,其中α至少部分地由以下参数中的一个或多个确定:

[0021] 1) 骨骼的剩余切割厚度,α随着所述剩余切割厚度的减小而减小;

[0022] 2) 骨骼的密度,α随着所述骨骼的密度的减小而减小;

[0023] 3) 骨骼的沿着切割方向的下方的组织类型,所述组织类型至少包括血管组织、脊髓组织和神经组织,其中,用于血管组织的α大于或等于用于所述脊髓组织的α,并且用于所述脊髓组织的α大于或等于用于所述神经组织的α;

[0024] 4) 超声骨刀的切割端部的温度,α随着所述温度的升高而减小;

[0025] 5) 正被切割的骨骼的结构类型,所述结构类型至少包括皮质骨和松质骨,其中,用于皮质骨的α大于或等于用于松质骨的α;

[0026] 6) 所述超声骨刀切割进入骨骼的深度,α随着所述深度的增大而减小。

附图说明

[0027] 以下将结合附图和具体实施方式,对本发明的技术方案作进一步的详细描述,其中:

[0028] 图1是根据本发明的一个实施例的机器人辅助超声骨动力系统的结构示意图;

[0029] 图2是图1中所示的机器人辅助超声骨动力系统的局部放大图,示出了机器人辅助手术系统的机械臂的能够运动的端部和固定到该端部的超声骨动力系统;

[0030] 图3示出了不同的骨骼结构(即皮质骨和松质骨)对超声骨动力系统造成的频率偏

移大小；

[0031] 图4示出了归一化切割功率等级随剩余骨组织厚度的典型曲线；和

[0032] 图5示出了本发明的机器人辅助超声骨动力系统的操作的示意图。

具体实施方式

[0033] 首先,需要说明的是,以下将以示例方式来具体说明本用于辅助骨科手术的装置的基本结构、特点和优点,然而所有的描述仅是用来进行说明的,而不应将其理解为对本发明形成任何的限制。此外,在本文所提及的各实施例中予以描述或隐含的任意单个技术特征,或者被显示或隐含在附图中的任意单个技术特征,仍然可以在这些技术特征(或其等同物)之间继续进行任意组合或者删减,从而获得可能未在本文中直接提及的本发明的更多其他实施例。

[0034] 图1和图2示出了根本发明的一个实施例的机器人辅助超声骨动力系统1。机器人辅助超声骨动力系统1包括超声骨动力系统10、机器人辅助手术系统20和控制器(未示出)。

[0035] 所述超声骨动力系统10包括用于将电能转换为机械能的超声换能器(未示出)和用于将所述机械能传递至待切割的骨骼的超声骨刀11。超声骨动力系统10的结构可以是公知的,例如超声骨动力系统10可以具有CN109152577A和CN106068104A中所描述的结构。

[0036] 所述机器人辅助手术系统20包括基座21、机械臂22以及显示器23。机械臂22的固定端部22a安装在所述基座21上,所述超声骨动力系统10固定连接到所述机械臂22的能够运动的端部22b。所述机械臂22用于控制所述超声骨动力系统10的超声骨刀11的切割端部11a的位置、空间角度以及施加至待切割的骨骼的力。机器人辅助手术系统20的结构可以是公知的,例如机器人辅助手术系统20可以是关节型机器人系统(例如参见CN109171977A)或直线型机器人系统(例如参见CN109152616A)。机器人辅助手术系统20可以具有2-7个运动自由度,优选地具有6个运动自由度,最优选地具有7个运动自由度。图2示出了机械臂22的能够运动的端部22b以及超声骨动力系统10。

[0037] 所述控制器通信地连接到所述超声骨动力系统10和所述机器人辅助手术系统20,用于控制所述超声骨动力系统10的切割功率。需要注意的是,所述控制器可以通过有线或无线的方式通信地连接到所述超声骨动力系统10和所述机器人辅助手术系统20。所述超声骨动力系统10的切割功率由所述超声骨动力系统10的输出功率和所述超声骨动力系统10的超声骨刀11的切割端部11a施加至待切割的骨骼的压力确定,并且所述超声骨动力系统10的输出功率由所述超声换能器输出的机械能的振动频率和振幅确定。因此,通过调节所述超声骨动力系统10的输出的振动的频率和/或振幅能够调节所述切割功率,并且能够通过调节所述超声骨刀11的切割端部11a施加至待切割的骨骼的压力来调节所述切割功率。本领域技术人员应当理解的是,所述控制器也可以仅通信地连接到所述超声骨动力系统10,而所述机器人辅助手术系统20可以通过另一个单独的控制器来控制。在这种情况下,优选的是,控制所述超声骨动力系统10的控制器和控制所述机器人辅助手术系统20的控制器能够通信,以便协调地控制所述超声骨动力系统10和所述机器人辅助手术系统20。

[0038] 在上述机器人辅助超声骨动力系统1中,所述控制器根据以下公式控制所述超声骨动力系统10的输出功率P:

[0039] $P = P_0 \times \alpha$

[0040] 其中P0为所述超声骨动力系统10的基准输出功率, α 为功率修正系数并且 α 小于或等于1, 其中 α 至少部分地由以下参数中的一个或多个确定:

[0041] 1) 骨骼的剩余切割厚度, α 随着所述剩余切割厚度的减小而减小, 以避免在剩余切割厚度较小时仍然施加较大的输出功率从而导致超声骨刀快速穿透骨骼而引起骨骼下方的血管、神经、脊髓等组织损伤;

[0042] 2) 骨骼的密度, α 随着所述骨骼的密度的减小而减小;

[0043] 3) 骨骼的沿着切割方向的下方的组织类型, 所述组织类型至少包括血管组织、脊髓组织和神经组织, 其中, 用于血管组织的 α 大于或等于用于所述脊髓组织的 α , 并且用于所述脊髓组织的 α 大于或等于用于所述神经组织的 α ; 作为一个示例, 所述组织类型可以通过解剖学来确定, 并且在手术开始之前输入到所述控制器中, 通过以这种方式来更精细设定功率修正系数 α 的值, 能够在保持适合的切割速度的同时, 避免或减轻对骨骼的沿着切割方向的下方的组织产生不利影响的风险;

[0044] 4) 超声骨刀的切割端部的温度, α 随着所述温度的增大而减小, 从而避免产生高温而对神经、血管、脊髓等非靶向切割组织的不良影响;

[0045] 5) 正被切割的骨骼的结构类型, 所述结构类型至少包括皮质骨和松质骨, 其中, 用于皮质骨的 α 大于或等于用于松质骨的 α , 通过区分被切割的骨骼的结构类型, 例如皮质骨和松质骨, 能够更精细地控制输出功率;

[0046] 6) 所述超声骨刀切割进入骨骼的深度, α 随着所述深度的增大而减小, 当超声骨刀切割进骨组织比较深时, 液流降温比较困难, 同时, 产生的热量也不容易通过对流和辐射传递出骨组织, 容易形成局部高温区域, 对骨骼及神经等不利, 通过随着切割深度的增加减小功率修正系数 α 的值能够避免形成局部高温区域。

[0047] 需要注意的是, 超声骨动力系统10的基准输出功率可以是一个固定值, 也可以是根据所使用的超声骨刀11的类型而变化的值。这里的超声骨刀11的类型包括且不限于超声骨刀的切割端部的形状、材料、尺寸以及超声骨刀11是否具有冷却结构。作为一个优选实施例, 超声骨动力系统10和/或超声骨刀11可以包含电子识别标签, 例如无线射频识别(RFID)标签, 使得当超声骨动力系统10和/或超声骨刀11安装到所述机器人辅助手术系统20上之后, 所述控制器能够读取所述电子识别标签, 以识别所述超声骨动力系统10和/或超声骨刀11的特征参数, 从而选择适合的控制参数, 例如超声骨动力系数10的振动频率和振幅以及超声骨刀11的切割端部11a施加至待切割骨骼的压力。另外, 当控制器无法读取超声骨动力系统10和/或超声骨刀11的电子识别标签或者当读取到的超声骨动力系统10和/或超声骨刀11的电子识别标签不匹配时, 所述控制器通过显示器23向医生显示警告信息并禁止整个机器人辅助超声骨动力系统1操作。

[0048] 所述显示器23还可以显示待切割的骨骼的3D模型、超声骨刀11的切割端部11a的位置和方向、骨骼的剩余切割厚度、骨骼的密度、骨骼沿着切割方向的下方的组织类型、输出功率、所述机械臂施加给所述超声骨刀的力F、切割功率等信息, 使得医生和/或其它操作人员能够实时检测手术过程。

[0049] 作为一种可能的优选实施方式, 所述输出功率修正系数 α 还由所述超声骨刀11的切割端部11a的形状和/或所述超声骨刀11是否有冷却结构决定, 相同切割功率下切割速度越快的切割端部形状, 修正系数 α 越小; 并且其中, 用于有冷却结构的超声骨刀的修正系数 α

大于没有冷却结构的超声骨刀的修正系数 α 。如本领域技术人员已知的那样,超声骨刀11,尤其是超声骨刀11的切割端部11a可以具有不同的形状、尺寸和结构(例如有或没有冷却结构)。本申请人的专利申请公开CN107744401A、CN107582128A、CN107518929A、CN107320151A、CN206183334U、CN205234577U、CN203354609U、CN202920294U、CN202821536U、CN202740089U、CN202740088U、CN102475568A、CN202161377U、CN202146334U等公开具有不同形状、尺寸和结构的超声骨刀。因此,这里不再详细描述超声骨刀10的细节。通常,在相同的切割功率下,具有切割齿的切割端部11a(参见例如上述CN205234577U)的切割骨骼的速度要快于没有切割齿的切割端部11a,对于切割速度较快的超声骨刀11使用值更小的修正系数 α ,能够更加精确、平稳地控制切割过程。另外,与具有冷却结构的超声骨刀11(例如参见上述CN107518929A)相比,不具有冷却结构的超声骨刀11在切割过程产生的温度更高,对周围组织的热风险就更大,因此,通过将用于没有冷却结构的超声骨刀11的修正系数 α 设置为比用于有冷却结构的超声骨刀11的修正系数 α 小,能够避免切割区域的温度过度升高而影响周围组织。

[0050] 如上所述,所述控制器除了控制所述超声骨刀10之外,还可以通过有线或无线的方式通信地连接到所述机器人辅助手术系统20,用于控制所述机械臂22施加给所述超声骨刀11的切割端部11a的位置、空间角度以及力。这里的力主要是指切割端部11a大体沿着切割部位的法线施加至骨骼的纵向力,所述纵向力与所述超声骨刀10的输出功率一起决定了切割功率。优选地,所述控制器根据以下公式控制所述机械臂22施加给所述超声骨刀11的切割端部11a的大体沿着切割方向的力(纵向力) F :

$$[0051] F = F_0 \times \beta$$

[0052] 其中 F_0 为所述机械臂22施加给所述超声骨刀11的基准纵向力, β 为力修正系数并且 β 小于或等于1,其中 β 至少部分地由以下参数中的一个或多个确定:

[0053] 1) 骨骼的剩余切割厚度, β 随着所述剩余切割厚度的减小而减小,以避免在剩余切割厚度较小时仍然施加较大的切割力从而导致超声骨刀快速穿透骨骼而引起骨骼下方的血管、神经、脊髓等组织损伤;

[0054] 2) 骨骼的密度, β 随着所述骨骼的密度的减小而减小;

[0055] 3) 骨骼的沿着切割方向的下方的组织类型,所述组织类型至少包括血管组织、脊髓组织和神经组织,其中,用于血管组织的 β 大于或等于用于所述脊髓组织的 β ,并且用于所述脊髓组织的 β 大于或等于用于所述神经组织的 β ;作为一个示例,所述组织类型可以通过解剖学来确定,通过以这种方式来更精细地设定力修正系数 β 的值,能够在保持适合的切割速度的同时,避免或减轻对骨骼的沿着切割方向的下方的组织产生不利影响的风险

[0056] 4) 超声骨刀11的切割端部11a的温度, β 随着所述温度的增大而减小,从而避免产生高温而对神经、血管、脊髓等非靶向切割组织的不良影响;

[0057] 5) 正被切割的骨骼的结构类型,所述结构类型至少包括皮质骨和松质骨,其中,用于皮质骨的 β 大于或等于用于松质骨的 β ;通过区分被切割的骨骼的结构类型,例如皮质骨和松质骨,能够更精细地控制力的大小;

[0058] 6) 所述超声骨刀切割进入骨骼的深度, β 随着所述深度的增大而减小,当超声骨刀切割进骨组织比较深时,液流降温比较困难,同时,产生的热量也不容易通过对流和辐射传递出骨组织,容易形成局部高温区域,对骨骼及神经等不利,通过随着切割深度的增加而减

小力修正系数 β 的值能够避免形成局部高温区域。

[0059] 作为一种优选实施方式,与输出功率修正系数 α 类似,所述力修正系数 β 还可以由所述超声骨刀11的切割端部11a的形状和/或所述超声骨刀11是否有冷却结构决定,其中,相同切割功率下切割速度越快的切割端部形状, β 越小;并且其中,用于有冷却结构的超声骨刀的 β 大于没有冷却结构的超声骨刀的 β 。

[0060] 所述超声骨动力系统10包括温度传感器(未示出),用于检测切割端部11a的温度并将表示所述温度的信号发送到所述控制器。所述超声骨动力系统10和/或所述机器人辅助手术系统20包括力传感器(未示出),用于检测所述超声骨刀11的切割端部11a施加至骨骼的所述纵向力并将表示所述纵向力的信号发送到所述控制器。另外,所述力传感器还能检测所述机械臂施加至所述超声骨动力系统10的大体垂直于所述纵向力的横向力,并将表示所述横向力的信号发送到所述控制器,以便更好地控制所述横向力,从而提高控制所述切割端部的位置和空间角度的稳定性。通过在切割过程检测切割端部的温度、纵向力以及横向力,所述控制器能够更精确地控制整个切割过程,从而提高手术的安全性。

[0061] 作为一个示例,所述控制器可以通过在切割时检测骨骼对超声骨动力系统10造成的频率偏移大小来确定正在切割的骨骼部分为皮质骨还是松质骨。如图3所示,由于松质骨和皮质骨的超声振动特性存在差异,当超声骨刀系统10施加压力对两种骨骼组织切割时,两种骨骼组织对超声骨刀系统10造成的频率偏移大小不同,在图3中F0为超声骨刀系统10的特征谐振频率,F1为超声骨刀系统10对松质骨切割时的特征谐振频率,F2为超声骨刀系统10与皮质骨切割时的特征谐振频率。通过确定所切割的骨骼组织为皮质骨还是松质骨,控制器能够更适当地控制输出功率和所述机械臂22施加给所述超声骨刀11的纵向力。

[0062] 为了确定骨骼的剩余切割厚度以及控制超声骨刀11的切割端部11a相对于骨骼的位置、空间角度等,所述控制器包括数据接收部,用于通过接收外部输入数据来获得待切割骨骼的三维模型和/或尺寸数据,例如所述外部输入数据可以包括待切割骨骼的CT数据、MR数据等能够反应骨骼三维结构的数据。另外,控制器还可以通过数据接收部接收骨骼的密度数据。

[0063] 优选地,所述输出功率和/或所述超声骨刀11施加至所述待切割的骨骼的力与所述剩余切割厚度成线性关系或抛物线关系或指数衰减关系。图4示出了归一化切割功率等級随剩余骨组织厚度的典型曲线,其中,输出功率大小可随剩余骨组织厚度成线性,或抛物线关系。所述机械臂22施加的压力随剩余骨组织厚度的典型曲线与图4中所示的输出功率曲线类似,并且也可以成指数衰减关系。

[0064] 作为一种优先实施方式,所述控制器仅在所述剩余切割厚度小于阈值厚度(例如2-5mm,优选地2mm)时才开始控制所述输出功率和纵向力。

[0065] 图5示出了本发明的机器人辅助超声骨动力系统1的操作过程的示意图。在手术前,通过CT或MR完成患者骨骼的三维影像重建,提取待切割骨骼组织的三维形状、厚度、密度等相关参数,并将这些参数输入到机器人辅助超声骨动力系统1的控制器中,以便实现超声骨刀11的切割端部11a与骨骼的三维配准。在骨骼切割过程中,控制器按照上述方式控制超声骨动力系统10的输出功率、超声骨刀11的切割端部11a的位置和空间方向,并控制所述机械臂施加给所述超声骨刀的力F,从而避免或至少显著降低对骨骼及骨骼附近的敏感组织(例如血管、神经或骨髓)造成机械损伤和热损伤的风险,以实现手术的安全操作。

[0066] 本发明的机器人辅助超声骨动力系统通过对压力和振动输出功率两个方面的控制显著提高了超声骨动力系统的使用安全性。具体而言,压力控制的主要作用是当剩余骨骼组织比较薄(即剩余切割厚度比较小)时,避免施加过大的压力直接造成骨骼组织断裂而引起的机械损伤。控制振动输出功率的作用包括当切割深度较深且骨骼较硬时,切割功率较大可能会引起邻近骨骼的神经、血管等组织的热损伤,并且在剩余骨骼组织比较薄(即剩余切割厚度比较小)时,通过调节超声骨动力系统的共振频率能够提高同等功率条件下的切割效果。

[0067] 本领域技术人员应当理解的是,本发明还可有其它多种实施例,在不背离本发明精神及其实质的情况下,熟悉本领域的技术人员当可根据本发明做出各种相应的改变和变形,但这些相应的改变和变形都应属于本发明所附的权利要求的保护范围。例如,虽然以上仅列出了功率修正系数 α 和力修正系数 β 受骨骼的剩余切割厚度、骨骼密度、骨骼下方的组织类型、切割部位的温度、骨骼的结构类型、切割深度等参数的影响,但应当理解的是,使用与这些参数直接或间接相关的其它参数来调节功率修正系数 α 和力修正系数 β 的技术方案也应当在所附权利要求所限定的保护范围内。

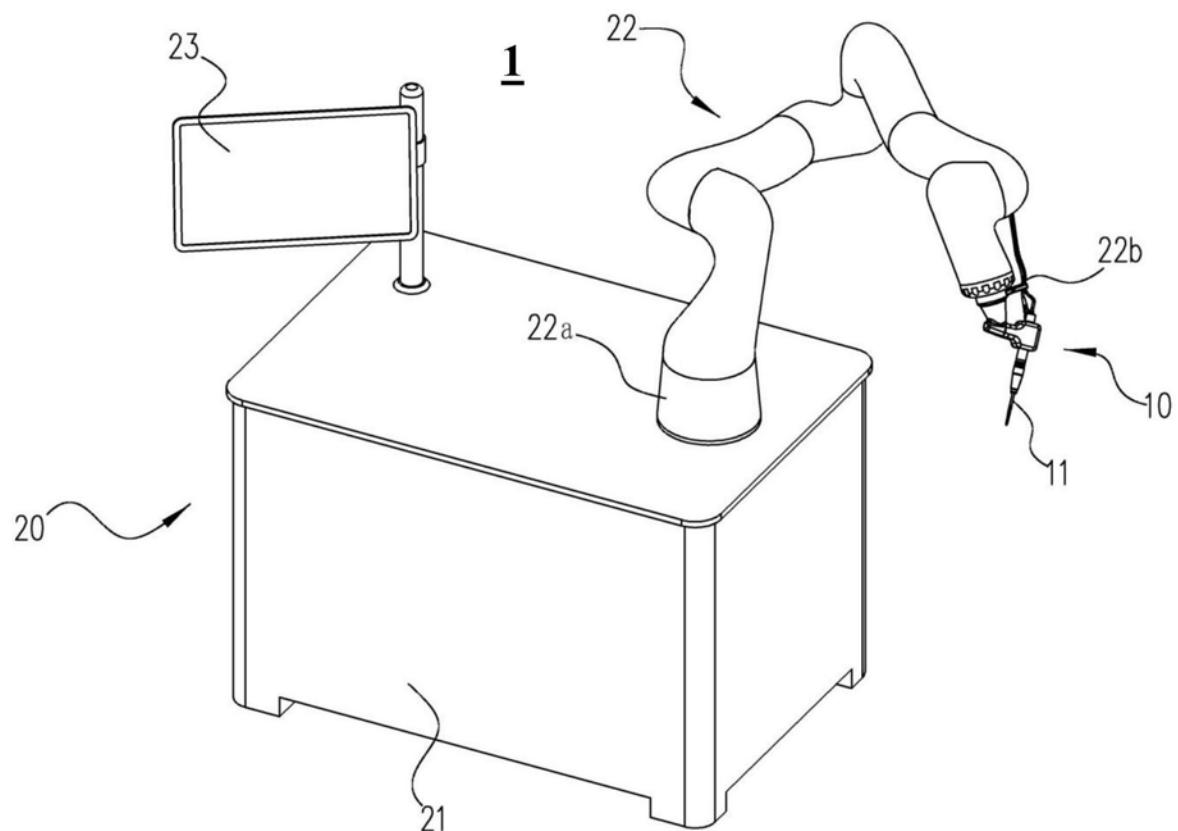


图1

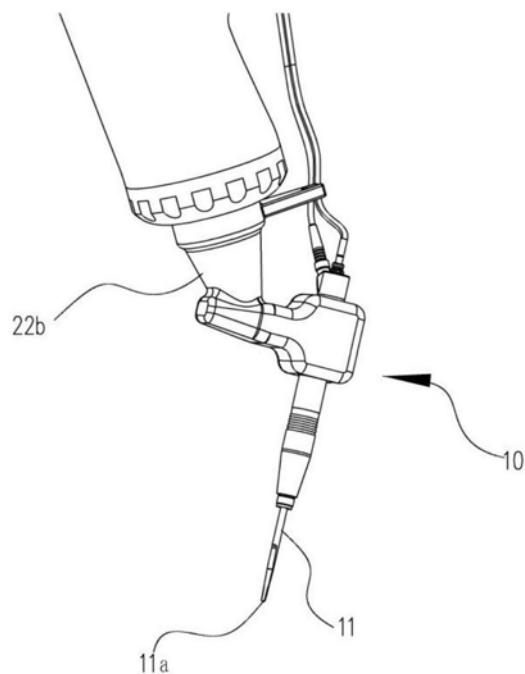


图2

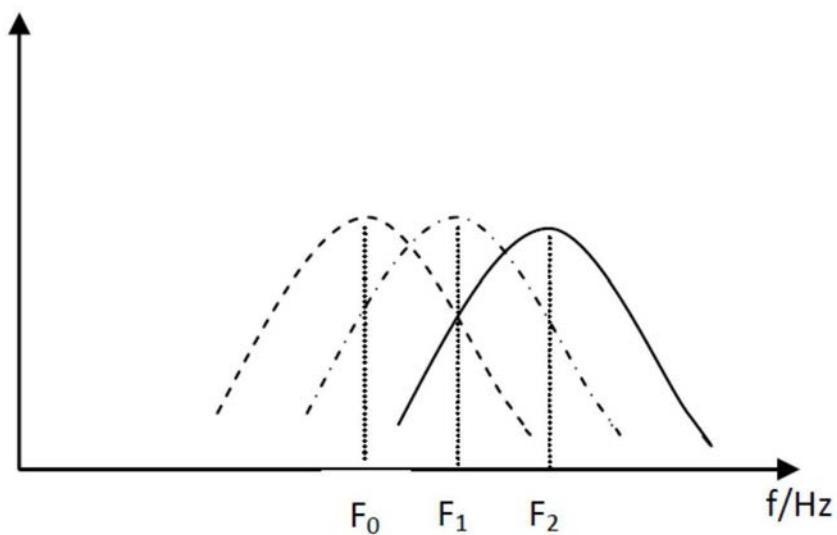


图3

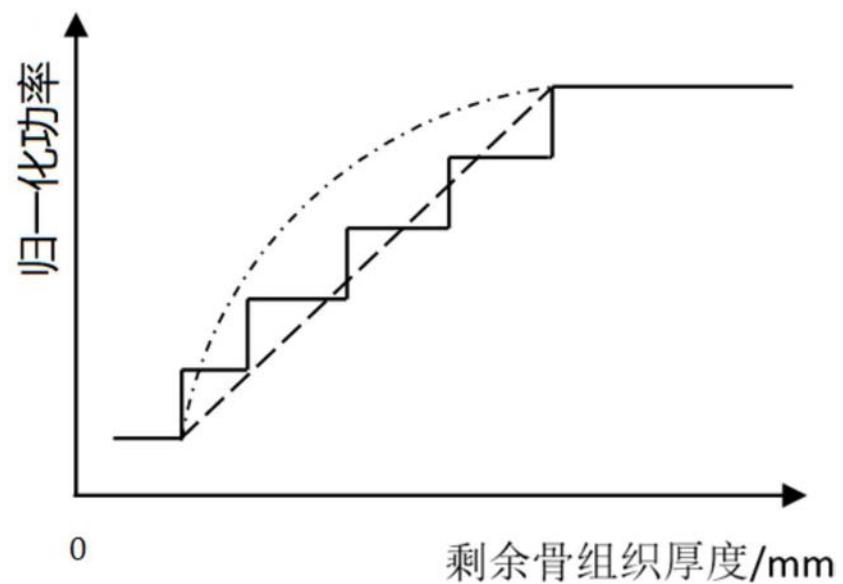


图4

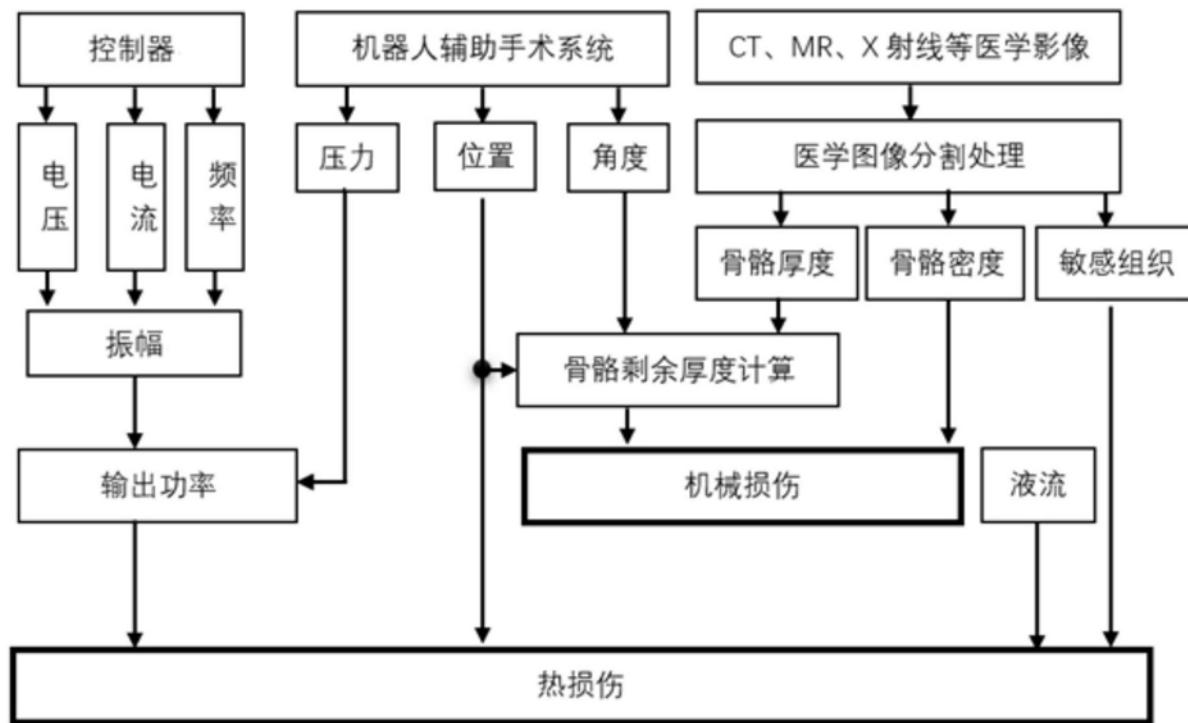


图5

专利名称(译)	机器人辅助超声骨动力系统		
公开(公告)号	CN109620415A	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201910113251.3	申请日	2019-02-14
[标]申请(专利权)人(译)	北京水木天蓬医疗技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京水木天蓬医疗技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京水木天蓬医疗技术有限公司		
[标]发明人	曹群 战松涛 胡晓明		
发明人	曹群 战松涛 胡晓明		
IPC分类号	A61B34/30 A61B17/16 A61B17/3209		
CPC分类号	A61B17/16 A61B17/320068 A61B17/3209 A61B34/30 A61B34/70 A61B2017/00022 A61B2017/00084 A61B2090/064 A61B17/1626 A61B17/1628 A61B17/1657 A61B17/1703 A61B34/77 A61B2017/00123 A61B2017/00402 A61B2017/1651 A61B2017/320075 A61B17/164 A61B17/1642 A61B34/74 A61B2017 /320052		
代理人(译)	张涛		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种机器人辅助超声骨动力系统，其包括超声骨动力系统、机器人辅助手术系统和控制器，骨动力系统包括用于将电能转换为机械能的超声换能器用于将机械能传递至骨骼的超声骨刀，机器人辅助手术系统包括基座和机械臂，机械臂安装在基座上，超声骨动力系统能够拆卸地连接到机械臂的能够运动的端部，机械臂用于控制超声骨动力系统的切割端部的位置、空间角度及施加至待切割的骨骼的力；控制器通信连接到超声骨动力系统，用于控制超声骨动力系统的切割功率；其中，控制器根据骨骼的剩余切割厚度、密度、邻接的组织类型等控制超声骨动力系统的输出功率。本发明的机器人辅助超声骨动力系统提高了骨科手术、特别是微创骨科手术系统的安全性和精确性。

