

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2007174

基于声信号的骨科机器人椎板铣削深度控制^{*}

夏光明, 代煜, 张建勋

(南开大学机器人与信息自动化研究所 天津 300350)

摘要:为了实时监测和控制骨科机器人的椎板铣削深度,首先基于铣刀几何结构和椎板受迫振动方程,对椎板铣削过程进行建模与分析,提出了一种基于声信号的铣削深度监测方法。然后给出了基于快速傅里叶变换的骨铣削声信号处理方法,用于在手术动力装置主轴旋转频率改变时,准确提取声信号中的主轴频率及其整数倍谐波幅度值。谐波幅度作为反馈信号,基于带死区的比例微分控制器修正机器人的规划轴向进给速度来控制铣削深度。最后,基于三自由度笛卡尔机器人系统对人造骨块进行了铣削测试实验和铣削深度控制实验。实验结果表明,基于铣削声信号谐波幅度能够在0~1.2 mm的铣削深度安全测量范围内以0.1 mm的分辨率监测铣削深度,从而有效地控制骨面形变和位移时的椎板铣削深度。所提方法可以提高骨科机器人的椎板铣削操作精度和安全性。

关键词:骨科机器人;椎板铣削;受迫振动;声信号处理;铣削深度监测;反馈控制

中图分类号: TH781 TP242.3 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.8050

Milling depth control of lamina for orthopedic robot based on acoustic signals

Xia Guangming, Dai Yu, Zhang Jianxun

(Institute of Robotics & Automatic Information System, Nankai University, Tianjin 300350, China)

Abstract: This article aims to monitor and control the vertebral lamina's milling depth of the orthopedic robot in real-time. First, based on the milling cutter's geometric structure and the lamina's forced vibration equation, the vertebral lamina milling process is modeled and analyzed. An acoustic signal-based monitoring method of milling depth is proposed. Then, a bone milling acoustic signal processing method based on the fast Fourier transform accurately extracts the harmonic amplitude whose frequency is an integer time of the surgery power device's spindle rotation frequency when the frequency changes. The harmonic amplitude is used as a feedback signal. The robot's planned axial feed rate is corrected based on the proportional-differential controller with a dead zone to control the milling depth. Finally, milling test experiments and milling depth control experiments are implemented on some artificial bone block based on a three-degree-of-freedom Cartesian robot system. Experimental results show that based on the milling acoustic signal's harmonic amplitude, the milling depth is monitored with a resolution of 0.1 mm within the safe measurement range of the milling depth of 0~1.2 mm. Therefore, the method can effectively control the vertebral lamina's milling depth during bone surface deformation and displacement. The proposed method can improve the accuracy and safety of the laminar milling operation of the orthopedic robot.

Keywords: orthopedic robot; laminar milling; forced vibration; acoustic signals processing; milling depth monitoring; feedback control

0 引言

椎板切除术是一种治疗腰椎管狭窄症的外科手术,其步骤包括用高速旋转球形铣刀(ball-end milling tool, BMT)逐层铣薄椎板^[1]。医生在进行椎板切除时,需要依

靠自己的经验来判断铣削状态,使得手术具有较高风险^[2]。近年来,机器人辅助骨铣削系统在骨科手术中得到了广泛的应用,如椎板切除术、椎弓根螺钉放置、膝、髋关节置换手术等^[3-4]。与医生徒手操作相比,机器人辅助手术具有更高的操作精确性和可靠性、能够降低医生疲劳度和手术并发症风险^[5-6]。大多数机器人辅助骨铣削

收稿日期:2020-11-27 Received Date: 2020-11-27

^{*} 基金项目:国家自然科学基金(61773223)项目资助

系统会首先基于术前的医学成像重建三维骨模型,然后基于三维骨模型生成手术轨迹,结合定位和导航技术引导机器人实施手术^[7]。系统的定位精度取决于术前医学图像配准,一般约为1 mm。然而,手术过程中患者的呼吸运动和骨组织的铣削位移和形变等,会降低系统基于术前规划轨迹的手术精度。此外,当机器人辅助骨铣削系统执行骨铣削或钻孔动作时,视觉导航方法无法实时监测手术的状态,需要组合附加的传感器来进一步保证手术的安全性,例如基于触觉和听觉等的状态感知方法。这些感知方法作为辅助性方法,主要用于在所述具有术前手术轨迹规划和导航定位模块的机器人辅助骨科手术系统上,进一步地提高机器人的手术操作精度。

1 相关研究和本文贡献

机器人辅助骨科手术的常见状态监测方法如表1所示。当目标骨周围有器官、神经或其他重要软组织时,外科医生通常依靠他们的力觉来估计当前的铣削状态,来确保手术的安全。为了实时监测骨铣削深度,Deng等^[8]提出了一种机器人辅助椎板切除术的模糊力控制策略,根据铣削力信号调整骨铣削进给速度和铣削深度,来缩短铣削时间,避免铣削负荷过大。他们还提出了一种基于能量信号检测三种不同铣削状态的方法,该方法用于找到停止铣削动作的安全剩余椎板厚度(2 ± 0.2 mm)。Jiang等^[9]建立了基于凹槽几何形状的手术铣削过程的BMT解析力模型,在 $[0.8, 1.2]$ mm的铣削深度范围内,能够以0.1 mm的精度监测骨铣削深度。为了实时监控铣削区域的骨密度,Abdullah等^[10]提出了一种基于铣削力模型的骨密度识别方法,该方法可以在一定的进给速度和主轴频率范围内提供术中靶骨质量信息,并识别骨铣削过程中的骨层过渡。力传感器通常安装在机器人臂的末端和手术铣削工具之间,以测量从旋转工具传递到最近的非旋转机械部件的铣削力。因此,力传感器需要低通滤波方法或多传感器融合技术来降低其信号的噪声^[11-12]。此外,力传感器在测量过程中超量程时极易损坏,影响系统的可靠性。

Dai等^[13]基于骨骼-肌肉系统的阻尼-质量-弹簧模型,提出了一组描述骨铣削引起的目标骨周围软组织振动的振动方程。由于松质骨、皮质骨和其他软组织的材料特性不同,由铣削工具激发的组织振动信号可用于识别当前手术区域中的组织类型。此外,Dai还建立了基于欧拉伯努利梁模型的椎板铣削振动方程,识别椎板铣削穿透前的临界状态^[14]。手术区域各种组织的振动信号只能通过非接触式传感器采集,例如激光位移传感器^[15]。激光容易被手术器械阻挡,这是机器人辅助手术中光学传感型设备面临的主要挑战。安装

在手术工具或机器人手臂上的加速度计则可用于测量铣削工具的振动信号。与力传感器相比,加速度计具有价格低廉和安装灵活的优点,并且信号超出测量范围时不会损坏加速度计。然而加速度计的安装位置和夹紧形式会影响信号的幅度,有必要在不同的机器人上验证其有效性。考虑到声信号和振动信号是同源的,基于声信号实现机器人辅助骨科手术的视野辨识同样受到国内外研究者的关注。Zakeri等^[16]提取了麻花钻钻孔声音的时域与频域特征,然后通过机器学习的多种算法来自动区分皮质骨或松质骨。Brady等^[17]基于骨钻声的梅尔频率倒谱系数等声学特征和马氏距离来识别骨层转换。Pohl等^[18]通过监测骨钻声的频率来控制高速微骨钻的转速,他们还利用支持向量机在大鼠颅骨钻孔中研究了声信号与不同钻孔状态的关系来检测骨钻孔突破。代煜等^[19]通过分析铣削猪脊柱过程中产生的声压信号,成功分辨出椎板即将穿透前的临界状态。与力传感器和加速度计等传感器相比,麦克风的主要优势是它可以从远距离收集信号,不需改动机器人构型,也基本不影响手术过程。

表1 机器人辅助骨科的状态监测方法

Table 1 Condition monitoring methods of robot-assisted orthopedic

监测对象	信号来源	应用实例
骨骼形状	CT、X ray 等医学图像	文献[3-7]
位置	光学跟踪系统	文献[3-7]
铣削力/力矩	力/力矩传感器	文献[8-10]
铣刀振动	加速度传感器	文献[13-14]
骨骼位移/振动	激光位移传感器	文献[15]
铣削声	麦克风(阵列)	文献[16-19]

截至到目前,声信号多用于骨钻孔/铣削的骨层识别和突破检测。本文的创新点为根据椎板-肌肉模型和BMT几何结构,对椎板的铣削过程和动力学模型进行了建模与分析,提出了一种基于声信号处理的椎板铣削深度监控方法,用于进一步提高机器人辅助骨铣削的安全性。文章剩余部分结构如下:第2节给出了机器人辅助椎板切除术的任务;第3节对椎板铣削过程进行了建模分析;第4节详细介绍了所用实验装置与材料;第5节中给出了声信号的处理方法;第6节设计了带死区的比例微分控制器,用于控制机器人对易变形骨块的铣削深度;第7节中在人造骨块上进行了铣削实验来确定深度监测分辨率和安全范围,验证所提控制方法的有效性;第8和第9节分别给出相关讨论和本文结论。

2 机器人辅助椎板切除术的任务分析

椎板切除术被广泛用于缓解或治疗由各种原因引起的患者的脊柱神经压迫症状,例如椎间盘突出症,先天性椎管狭窄和后纵韧带骨化等。如图1所示,在传统的椎板切除术中,医生通常使用骨钳咬住棘突,然后使用手持式铣刀在棘突的两侧铣削椎板。椎板切除术有两种类型的手术区域。医生通常将它们描述为开放侧和门轴侧,关键区别在于是否需要切除腹侧皮质骨。如图2所示,在门轴侧,仅需切除椎板的背皮质和松质骨(虚线框 d_1 区域),医生应尽可能保留腹侧皮质骨。在开放侧,手持式铣刀需要铣削并穿透椎板的腹侧皮质骨,医生应控制并尽可能减小穿透深度(实线框 d_2 区域)。图2还显示了椎板及其不规则表面的解剖结构。椎板主要由两种不同的骨组织组成:皮质骨和松质骨。皮质组织具有致密的微结构,并覆盖椎板的表面。位于椎体椎板内的松质骨由小梁结构组成,并被皮质骨包围。两种不同的骨组织的机械性能不同,主要原因是皮质骨的密度显著高于松质骨。

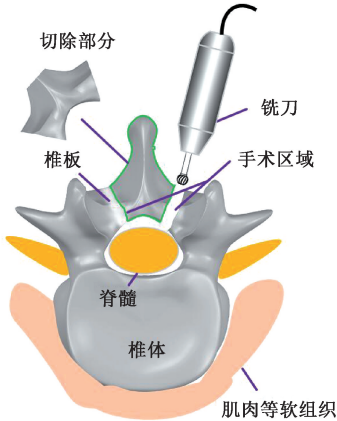


图1 椎板切除术示意图

Fig. 1 Schematic diagram of laminectomy

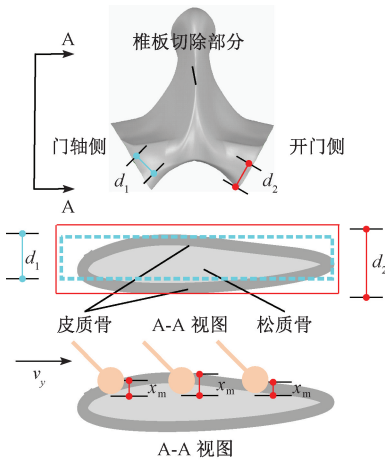


图2 椎板解剖结构

Fig. 2 Lamina structure

由医生执行的骨铣削操作可以描述如下:医生握住铣刀,并以一定的铣削倾斜角度从椎板的表面切至所需的铣削深度 x_m 。然后,在保持铣削深度的同时,根据其手术经验以合理的速度 v_y 沿表面进给铣刀,以实现逐层铣削操作。在上述过程中,铣削进给速度和铣削深度完全由医生控制。椎板的剩余厚度和铣削穿透的余量取决于医生的经验,使手术具有很高的潜在风险。机器人辅助的骨科手术系统提供了解决上述问题的可能性。在机器人辅助椎板切除术中,最重要的任务就是合理地控制铣刀对椎板的铣削深度,进而确保机器人执行骨表面进给运动时的安全性。

3 椎板铣削过程建模与分析

图3所示为骨科机器人椎板铣削过程,虚线方框内为手术区域。 $O_1X_1Y_1Z_1$ 是与手术实验台位置固定的全局坐标系。椎板铣削前后的几何外形及机器人的运动轨迹均在 $O_1X_1Y_1Z_1$ 中定义。 $OXYZ$ 是移动坐标系,与BMT主轴的位置固定,随BMT沿刀轨运动。原点 O 在主轴的中心处, OX 与主轴中线重合, OY 与BMT轨迹的瞬时移动方向一致, OX 与 OY 和 OZ 垂直,并遵循右手坐标系。机器人辅助椎板铣削时,BMT的运动由3个不同部分组成:旋转运动(绕BMT主轴)、轴向运动(X 轴方向)和横向运动(Y 轴方向)。

BMT沿 X 轴与椎板表面初始位置之间的距离,定义为BMT轴向进给量 $x(t)$;椎板沿 X 轴偏离其初始位置的距离,定义为椎板轴向形变量 $x_d(t)$;椎板铣削深度 $x_m(t)$ 为:

$$x_m(t) = x(t) - x_d(t) \quad (1)$$

根据文献[20],BMT的瞬时铣削力 $F(t)$ 可以写成:

$$F(t) = F_0 + \sum_{n=1}^L F_n \sin(2\pi nft + \varphi_n) \quad (2)$$

其中, F_0 为直流恒力的大小; F_n 为第 n 次谐波力的幅值; f 为手术动力装置(operation power device, OPD)的主轴旋转频率; φ_n 为第 n 次谐波力的初始相位角。靶骨和附着于靶骨下方的肌肉,在铣削力 $F(t)$ 作为外激励下,等效为质量块-弹簧结构的受迫振动系统^[20],振动方程为:

$$m_b \ddot{x}_d(t) + k_b x_d(t) = F(t) \quad (3)$$

其中, m_b 为系统的等效质量; k_b 为系统的等效刚度。椎板轴向形变量 $x_d(t)$ 的稳态解为

$$x_d(t) = \frac{F_0}{k_b} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{F_n \sin(2\pi nft + \varphi'_n)}{k_b(1 - \lambda_n^2)} \quad (4)$$

其中, λ_n 为第 n 次谐波力的频率与受迫振动系统的固有频率 ω_n 的比值:

$$\lambda_n = \frac{2\pi nf}{\omega_n} \quad (5)$$

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k_b}{m_b}} \quad (6)$$

BMT 层层铣薄椎板的过程中,直流恒力 F_0 的经验公式为:

$$F_0 = c_0 x(t)^{k_1} v_x(t)^{k_2} R^{k_3} \quad (7)$$

其中, c_0 为比例系数; $x(t)$ 为 BMT 轴向进给量; $v_x(t)$ 为 BMT 轴向进给速度; R 为 BMT 的半径; k_1 、 k_2 和 k_3 为 $x(t)$ 、 $v_x(t)$ 和 R 的经验指数系数。

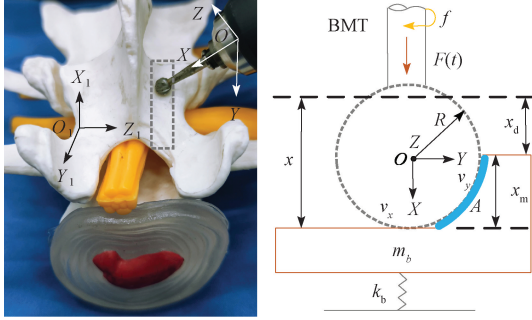


图3 骨科机器人椎板铣削模型

Fig. 3 Orthopedic robot laminar milling model

转速闭环的 OPD 提供周期性的铣削力,幅度值 F_n 的影响因素包括 3 部分:1) 铣刀结构特性;2) 骨瞬时去除体积;3) 骨密度。BMT 的第 n 次谐波力的幅度值 F_n 的经验指数公式为:

$$F_n = \gamma_n \rho^{k_p} V^{k_v} \quad (8)$$

式中: γ_n 是第 n 次谐波力振幅的铣刀结构特性系数; V 是瞬时骨去除体积; ρ 是对应的平均骨密度; k_p 和 k_v 是 ρ 和 V 的经验指数系数。

BMT 在铣削深度 x_m 下与骨面的接触面积 A 为:

$$A = \begin{cases} 2\pi R x_m, & 0 \leq x_m \leq R \\ 2\pi R^2, & x_m > R \end{cases} \quad (9)$$

机器人辅助椎板铣削时的参考铣削深度在 $[0.2, 1]$ mm 范围内,而骨科 BMT 的半径一般在 $[1.5, 2.5]$ mm 范围内,即参考铣削深度通常远低于 BMT 的半径。因此,正常实施手术椎板铣削操作时,BMT 在轴向进给速度 v_x 和横向进给速度 v_y 的刀轨对应的骨铣削瞬时去除量 V 为:

$$V = \begin{cases} (2\pi r v_x + \pi r v_y) x_m, & v_x \geq 0 \\ \pi r v_y x_m, & v_x < 0 \end{cases} \quad (10)$$

BMT 和机械臂的振动信号 $a_o(t)$ 、椎板的振动信号 $a_b(t)$ 和铣削声信号 $s(t)$ 分别为:

$$a_o(t) = \sum_{n=1}^L \frac{F_n}{k_o} \sin(2\pi n f_o t + \varphi'_n) \quad (11)$$

$$s(t) = \alpha a_b(t) = \sum_{n=1}^L \frac{\alpha F_n}{k_b} \sin(2\pi n f t + \varphi'_n) \quad (12)$$

由式(8)、(10)和(11)可知,记录 BMT 和机械臂振动信号的谐波幅度,可以估计铣削深度。但是:1) 铣刀和机械臂的等效质量和等效刚度会影响振动传感器所记录信号的振幅大小;2) 测量铣刀和机械臂的振动需要接触式安装振动传感器,传感器的安装位置、夹持方式等也会影响信号的振幅大小;上述问题会使得基于振动信号谐波幅度的铣削深度控制方法在不同机器人之间的有效性难以保证。由式(8)、(10)和(12)可知,椎板的振动信号 $a_b(t)$ 或者铣削声信号的谐波幅度,也可估计铣削深度。椎板的振动位移信号需要非接触采集,目前已知的有激光位移传感器,可采集椎板轴向形变量 $x_d(t)$ 。然而,实际手术时过程中需要注射生理盐水降低 BMT 铣削区域的温度,飞溅的水滴对激光信号有较大干扰。机器人辅助椎板铣削运动下的骨铣削深度 x_m 与铣削声信号的谐波幅度 E 存在线性关系:

$$E = K_f(v_x, R, v_y, \rho, k_b, m_b) x_m + D_f, x_m \leq R \quad (13)$$

其中, K_f 为线性系数,描述谐波与铣削深度的线性关系,影响因素主要包括 3 部分:1) 铣刀半径 R ;2) BMT 铣削运动参数 v_x 、 v_y 、 f ;3) 椎板特性 m_b 、 k_b 和 ρ ; D_f 为截距系数,描述铣刀空转时声信号的谐波幅度值。

如图 4 所示,铣削椎板所用的 BMT 一般为具有无导屑槽刃刀的球形铣刀,其齿数 N 在 $[10 \sim 12]$ 范围内。BMT 的每齿进给量 f_t 定义如下:

$$f_t = \frac{v}{fN} \quad (14)$$

其中, v 是 BMT 实际进给方向的速度大小, f 是 OPD 的主轴频率。对 f_t 值的讨论是因为小的每齿进给量可以减少不同骨密度层变化对 K_f 值的干扰。每次铣削时 BMT 切入椎板的参考时间 T_m 没有具体要求,一般情况下 T_m 取 $2 \sim 10$ s,即 $v_x = [0.02, 0.5]$ mm/s。本文设置的 OPD 的转速为 30 000 r/min,即 $f = 500$ Hz,则每齿进给量的范围在 $[4 \times 10^{-6}, 1 \times 10^{-4}]$ mm。根据文献[10]给出每齿进给量的参考范围,可认为骨密度对 K_f 的扰动较小。在式(12)中, k_b 的值又远小于 $(2\pi n f)^2$,使得 $k_b / (2\pi n f)^2$ 的变化值远小于 m_b ,而椎板铣削并不会显著减少整个脊柱的等效质量 m_b 。

综上,在所用骨科铣刀、OPD 转速和横向运动的进给速度 v_y 是选定不变的情况下,对相同椎板的铣削声信号来说,骨密度、固定方式和铣削位置的不同会影响 K_f 值的大小,引入对椎板铣削深度的估计偏差,但偏差较小。结合式(13)可知,通过控制铣削声信号的谐波幅度值在相同的值,理论上可以将不同固定方式下的相同椎

板的铣削深度控制在期望深度附近,接下来将通过铣削深度控制等实验进行验证。

4 实验装置与材料

为了评估本文提出的控制方法,基于如图4所示的3自由度笛卡尔机器人(PSA, Zolix Instruments, 北京)进行铣削实验,其重复定位精度为 $5\text{ }\mu\text{m}$ 。直径4 mm的球形铣刀被固定在机器人臂侧。自由声场麦克风(ICS-52000, Iversence, 美国)安装在机器人手臂上,距离铣刀的球头中心为 $150\pm 2\text{ mm}$,用于记录铣削声信号,采样频率为 $7\text{ }500\text{ Hz}$ 。手术动力装置(Minimo, 日本)的主轴旋转频率为 $30\text{ }000\text{ r/min}$ (500 Hz)。实验控制程序在机器人控制器(Omapl-137, TI, 美国)上实现。铣削操作将升高铣刀的温度,因此,在所有的实验中使用抽吸装置滴灌生理盐水来保持铣刀温度,其体积流速约为 25 mL/min 。

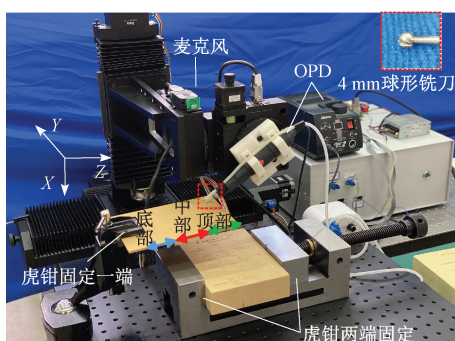


图4 实验装置

Fig. 4 Experimental setup

椎板部分的低密度松质骨的密度为 $300\sim 550\text{ kg/m}^3$,高密度松质骨的密度 $700\sim 975\text{ kg/m}^3$,平均厚度为 4 mm ^[10]。本文的研究中选择使用人造骨块(Sawbones, 美国)代替动物制备材料,因为人造骨块具有标准化的材料特性。3种不同密度和尺寸的人造骨块(图5)被用于铣削实验,其密度和尺寸如表2所示。骨块1的密度为 800 kg/m^3 ,厚度为 4 mm ,材料特性接近人体椎板部分。骨块1被铣削时,其一端被虎钳固定,其铣削部位会产生形变位移,用于铣削深度控制实验。如图4所示,骨块1和在被铣削时,铣削形变量从底部区域(靠近悬臂固定端)到顶部区域(远离悬臂固定端)逐渐增大。和猪、牛等的脊椎骨椎板相比,使用上述方法更有利于客观准确地复现实验和评估深度控制的效果。骨块2和3的厚度为 40 mm ,铣削时其两端用虎钳固定。这样是为了保持准确的铣削深度,用于准确辨识基于声信号谐波幅度估计铣削深度的线性度和分辨率。

表2 人造骨块的密度与尺寸

Table 2 Density and size of artificial bone blocks

骨块编号	骨密度/($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	长度/mm	宽度/mm	厚度/mm
1	800	180	130	4
2	320	180	130	40
3	640	180	130	40



图5 实验材料

Fig. 5 Experimental materials

5 铣削声信号处理

为了保证声信号对当前骨铣削状态的灵敏度,并在较高的控制频率上基于铣削声信号的谐波幅度控制骨铣削深度,声信号的采样时长 T_s 一般设置在 $0.05\sim 0.1\text{ s}$ 范围内,此时声信号的FFT(快速傅立叶变换)的计算分辨率 H_s 为 $10\sim 20\text{ Hz}$ 。第2节中的实验装置和参数设定下的骨铣削前期测试结果显示,骨铣削深度从 0 增加到 2 mm 时,OPD主轴的旋转频率将从 498 Hz 左右降低至约 487 Hz 。FFT的扇形损失误差现象将会降低基于FFT的谐波幅度提取的精度,主轴转速降低时最大可产生 36.3% 的误差如图6所示。

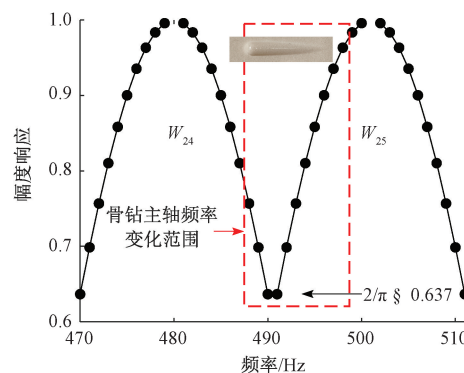


图6 $T_s=0.05\text{ s}$ 时的FFT扇形损失误差

Fig. 6 The scalloping loss errors of FFT when $T_s=0.05\text{ s}$

为了提高 OPD 主轴旋转频率 f 变化时,声信号谐波幅度的估计精度,本文采取了如下计算技巧:首先对声信号进行补零来提高 FFT 的计算分辨率,然后在 FFT 振幅谱上根据 f 频段寻峰,得到各次谐波的频率值。再对补零前的声信号进行 FFT,计算各次谐波的幅度,并根据各次谐波的实际频率值与 FFT 分辨率中心点的偏差进行幅度补偿^[21]。为方便理解,算法 1 给出了基于 FFT 的骨铣削声信号处理算法的伪代码。输入量为:麦克风采样频率 F_s 、OPD 主轴转速 f 、信号采样长度 N 、最高次谐波的次数 L 、补零后期望的 FFT 的计算分辨率 H 和骨铣削声信号 $S_{1 \times N}$;输出量为:声信号 $S_{1 \times N}$ 的 $1-L$ 次谐波的幅度值 $A_{1 \times L}$ 和对应谐波的频率值 $F_{1 \times L}$ 。通过式 (15) 和 (16) 可计算上述方法下的谐波幅度估计的理论误差百分比,结果如图 7 中所示。

$$\Delta A = \left(\frac{\sin\left(\frac{\pi H_s}{2H}\right)}{\frac{\pi H_s}{2H}} - \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2}\right)}{\frac{\pi}{2}} \right) \times 100\% \quad (15)$$

$$H_s = F_s / N = 1 / T_s \quad (16)$$

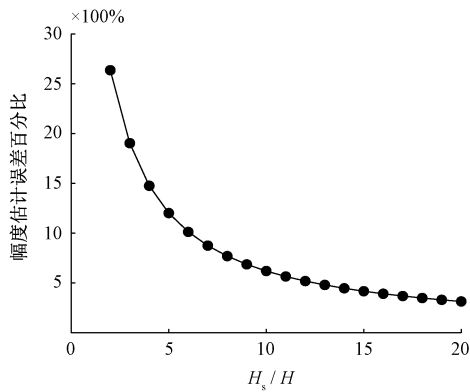


图 7 基于 FFT 的骨铣削声信号的谐波幅度估计误差

Fig. 7 Estimation error of harmonic amplitude of bone milling acoustic signal based on FFT

表 3 给出了本文进行骨铣削测试和控制实验时,基于 FFT 的骨铣削声信号处理的具体参数值。采样时长 0.1 s 的一段铣削声信号的幅度和频率提取结果如图 8 所示。本文所用数字信号处理器用于骨铣削声信号处理时的指令周期约为 45 000,相应的计算时间约为 0.15 ms,可满足我们铣削控制实验的实时性要求。

6 铣削深度控制方法

典型的机器人辅助骨切削系统主要包括规划模块、导航模块和执行机构(一般为末端装有骨科铣刀的机械臂)。如图 9 虚线方框部分所示,规划和导航模块可以

算法 1 基于 FFT 的骨铣削声信号处理算法

```

1  输入:  $F_s, f, N, L, H, S_{1 \times N} = [S(1) S(2) \cdots S(N)]$ 
2   $T_s = N/F_s$  //  $T_s$ —采样时长
3   $M = (1/H - T_s) \times F_s$  //  $M$ —零矩阵的索引数
4   $K = F_s/H$  //  $K$ —振幅谱的索引数
5   $B_{1 \times M} = [B(1), B(2), \cdots, B(M)] = [0, 0, \cdots, 0]$ 
6   $Y_{1 \times K} = [S(1), S(2), \cdots, S(N), B(1), B(2), \cdots, B(M)]$ 
7   $P_{1 \times K} = FFT(Y_{1 \times K})$  //  $P_{1 \times K}$ —估计谐波频率
8  for ( $i = 1 : 1 : L$ )
9      for ( $j = (i-1) \times f; 1; i \times f$ )
10         if ( $P[j] < P[j+1]$ )
11              $F_{1 \times L}[i] = (j+1) \times H$ 
12         else
13              $F_{1 \times L}[i] = j \times H$ 
14     end for
15 end for
16  $P_{1 \times N} = FFT(S_{1 \times N})$  //  $P_{1 \times N}$ —估计谐波幅度
17 for ( $i = 1 : 1 : L$ )
18     for ( $j = (i-1) \times f; 1; i \times f$ )
19         if ( $P_{1 \times N}[j] < P_{1 \times N}[j+1]$ )
20              $A_{1 \times L}[i] = P_{1 \times N}[j+1]$ 
21         else
22              $A_{1 \times L}[i] = P_{1 \times N}[j]$ 
23     end for
24 end for
25  $H_s = F_s/N$ 
26 for ( $i = 1 : 1 : L$ )
27      $X_{1 \times L}[i] = \pi/2 \times ((i \times f) - F_{1 \times L}[i]) / H_N$ 
28      $D_{1 \times L}[i] = \sin(X_{1 \times L}[i]) / X_{1 \times L}[i]$  // 计算幅度响应
29 end for
30 for ( $i = 1 : 1 : L$ )
31      $A_{1 \times L}[i] = A_{1 \times L}[i] \times D_{1 \times L}[i]$  // 幅度补偿
32 end for
33 输出:  $A_{1 \times L} = [A(1) A(2) \cdots A(L)]$ ,  $F_{1 \times L} = [F(1) F(2) \cdots F(L)]$ 

```

表 3 基于 FFT 的骨铣削声信号处理参数
Table 3 FFT-based bone milling acoustic signal processing parameters

参数	F_s/Hz	f/Hz	T_s/s	H/Hz	H_s/Hz	L
值	7 500	500	0.1	1	10	5

基于术前 CT 或 X ray 等医学图像生成手术轨迹来引导机械臂实施椎板铣削操作。为进一步提高骨切削系统的精度,本文在上述典型系统中加入了基于铣削声信号谐波幅度的铣削深度补偿模块(图 9 实线方框部分)来实时调整机器人术前规划的铣削深度方向上的进给速度 $v_x(k)$,来减小椎板形变和位移引起的铣削深度误差。

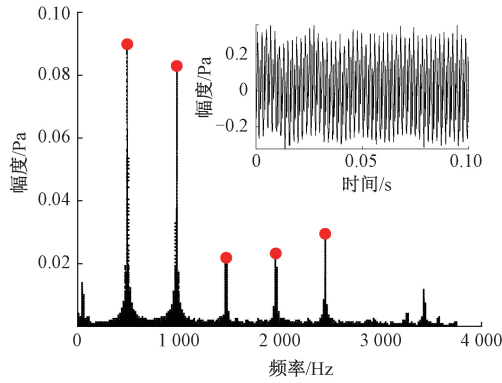


图8 时长 0.1 s 骨铣削声信号的时频图

Fig. 8 Time-frequency diagram of 0.1 s bone milling acoustic signals

在机器人辅助椎板铣削过程中,采用带死区的数字 PD 控制器对骨铣削深度进行补偿。根据第 2 节中的椎板铣削过程的建模与分析结果,铣削声信号由一系列谐波分量组成,这些谐波分量的频率是 OPD 主轴频率的整数倍。第 3 节中提出的基于 FFT 的骨铣削声信号处理算法用于准确提取这些谐波的幅度,1- L 次谐波幅度的和作为控制器的反馈输入。控制器中引入死区,避免频繁的控制动作引起执行机构的振荡, e_0 为死区的阈值。带死区的数字 PD 控制器可表示为

$$\Delta v_x(k) = \begin{cases} k_p e(k) + k_d (e(k) - e(k-1)), & e(k) > e_0 \\ 0, & e(k) \leq e_0 \end{cases} \quad (17)$$

$$e(k) = E_r - E_c, \quad (18)$$

其中, E_r 为期望的骨铣削声信号 1- L 次谐波振幅的和; E_c 为 FFT 提取的 1- L 次谐波振幅的和; k_p 为比例系数; k_d 为微分系数; $\Delta v_x(k)$ 为铣削深度方向上的进给速度修正量。

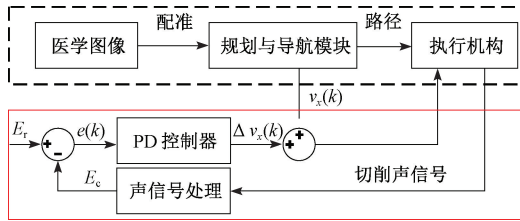


图9 具有铣削深度控制反馈的机器人骨铣削系统控制框

Fig. 9 Control block diagram of robot bone milling system with milling depth control feedback

为了保证控制器的动态性能,我们通过仿真实验确定了合适的控制器参数。仿真结果如图 10 所示。

其中 $k_p = 1$, $k_d = 0.2$, $e_0 = 0.05$ mm, $x_r = 1$ mm, $T = 0.1$ s, x_r 为预期铣削深度, T 为控制周期。仿真中的控制

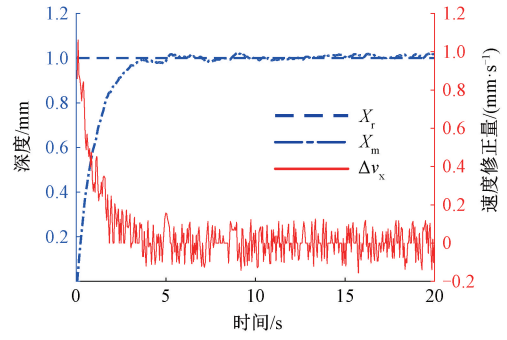


图10 带死区的 PD 控制器

Fig. 10 PD controller with dead zone

周期和声信号的采样和处理时长 T_s 相同。将 0.10 mm 的随机误差添加到 $e(k)$ 中,因为铣削测试实验中观察到基于声信号的铣削深度监测分辨率为 0.10 mm。实验结果表明,控制器的输出响应 v_x 完全可以在本文的实验装置上实现。控制器的参数和性能将通过人工骨块的铣削深度控制实验得到进一步验证。

7 实验与结果

在这一部分中,首先通过铣削测试实验给出基于声信号谐波幅度的椎板铣削深度监测方法的线性度、分辨率和安全测量范围,讨论基于声信号控制椎板铣削深度时的参数选取。然后通过铣削深度控制实验,验证所提方法在不同铣削形变下的安全性。

7.1 铣削测试实验

为了分析基于声信号谐波幅度信号监测椎板深度的线性度和安全测量范围,进行了铣削切入实验如图 11 所示。BMT 以 $v_x = 0.1$ mm/s 的速度切入虎钳两端固定的厚度 40 mm 的人工骨块,而 BMT 沿骨面的移动速度 v_y 被分别被设置为 0.5、0.8 和 1.0 mm/s,在骨块 2 和 3 上分别进行 3 组铣削实验,评估 BMT 沿骨面的移动速度 v_y 对铣削深度与 1- L 次谐波振幅的和之间的线性关系的影响。

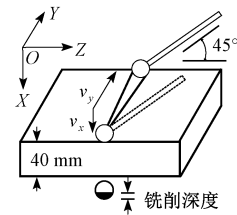


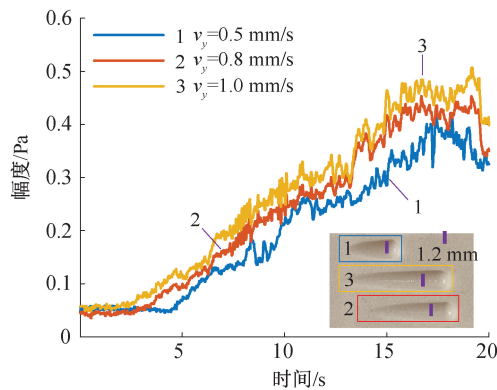
图11 铣削切入实验

Fig. 11 Milling cut-in experiment

骨块3上的3组不同 v_y 的铣削切入实验结果如图12所示。实验结果表明,谐波幅度信号的线性区约为0.04~0.4 Pa,对应的铣削深度区为0~1.2 mm。根据式(13),对不同 v_y 的实验结果,用最小二乘法拟合线性区域内的声信号谐波幅度和铣削深度。线性区域的斜率 K_f 、线性区域的截距 D_f 和拟合优度 R^2 如表4所示。结果表明,在不同 v_y 下拟合的 K_f 和 D_f 相似,这表明沿铣削轨迹的低速运动(0.5~1 mm/s)对谐波幅度信号的线性影响很小。此外,因为 R^2 接近1,所以声信号谐波幅度与铣削深度之间是具有较好的线性关系的。

表4 不同 v_y 下的线性拟合系数和优度Table 4 Linear fit coefficient and goodness under different v_y

$v_y / (\text{mm} \cdot \text{s}^{-1})$	$K_f / (\text{Pa} \cdot \text{mm}^{-1})$	D_f / Pa	R^2
0.5	0.298 4	0.047 0	0.978 0
0.8	0.306 0	0.046 7	0.983 0
1.0	0.311 5	0.044 9	0.967 7

图12 不同 v_y 下的切入实验结果Fig. 12 Cut-in experiment results under different v_y

骨块2和骨块3上的2组相同 v_y 的铣削切入实验结果如图13所示。结果表明,沿铣削轨迹的低速运动(0.5~1 mm/s)的铣削中,骨密度对铣削声信号谐波幅度的增益很小。在实际控制中,可以按照较低骨密度的测试实验设置期望的铣削深度所对应的谐波幅度,使得铣削椎板时的实际深度略低于期望值,从而保持椎板的安全铣削余量。

监测铣削深度的误差由图14所示的恒定铣削深度的骨铣削实验给出,实验在 $v_y = 0.5 \text{ mm/s}$ 的3种不同铣削深度下各进行5次。

恒定铣削深度的1组实验结果如图15所示。不同铣削深度下谐波振幅的样本均值和标准差如表5所示。

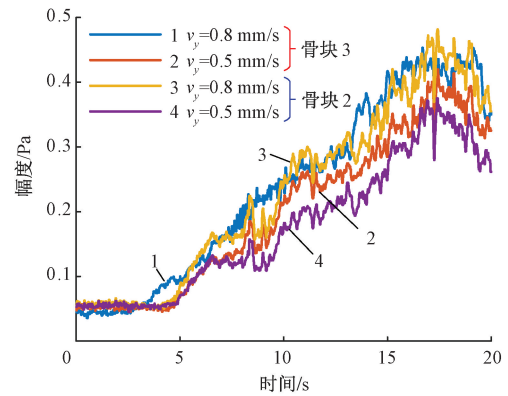


图13 不同骨密度下的切入实验结果

Fig. 13 Cut-in experiment results under different bone densities

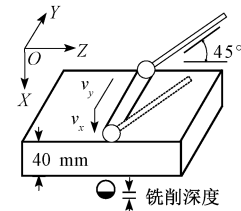


图14 恒定铣削深度实验

Fig. 14 Constant milling depth experiment

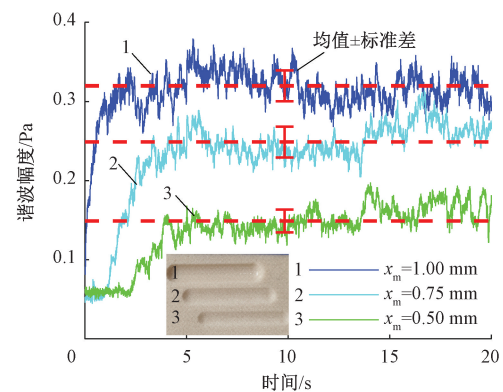


图15 不同铣削深度下的声信号谐波幅度

Fig. 15 Harmonic amplitude of acoustic signals at different milling depths

表5 不同铣削深度下的声信号谐波幅度均值和标准差

Table 5 The mean value and standard deviation of the harmonic amplitude of the acoustic signal under different milling depths

铣削深度/mm	均值/Pa	标准差/Pa
0.5	0.15	0.014
0.75	0.25	0.019
1.0	0.31	0.020

标准差可以反映随机误差,并用于评估铣削深度监测的精度。铣削深度监测分辨率的计算公式为:

$$R_m = \frac{(X_{\max} - X_{\min})}{(E_{\max} - E_{\min})} S \quad (19)$$

其中, $(E_{\max} - E_{\min})$ 是谐波幅度的线性区间 $(X_{\max} - X_{\min})$ 是相应的铣削深度范围, S 是不同铣削深度下谐波振幅的最大标准差。结合切入实验可知,线性区为 $0.04 \sim 0.4$ Pa, 相应的铣削深度范围为 $0 \sim 1.2$ mm, 最大标准差 $S = 0.02$ Pa。由式(15)可得基于谐波幅度信号监测铣削深度的分辨率约为 0.1 mm。上述结果表明,经铣削实验标定后,谐波幅度信号可以在 $0 \sim 1.2$ mm (BMT 半径为 2 mm) 的安全测量范围内以 0.1 mm 的分辨率监测骨铣削深度。

7.2 铣削深度控制实验

本文实验为了观察在骨面被铣削产生不同形变时,所提控制方法的铣削深度控制效果。使用虎钳固定骨块1的一端(如图4和16所示)。铣削过程中的形变量从底部区域(靠近悬臂固定端)到顶部区域(远离悬臂固定端)逐渐增大。铣削控制实验期望谐波幅度 E_r 分别设置为 0.3 、 0.4 和 0.5 Pa, 并在骨块1的底部、中部和顶部各进行3次铣削控制实验。期望谐波幅度 $E_r = 0.5$ Pa 时的一组谐波幅度控制结果如图17所示。不同铣削区域谐波幅度的样本均值和标准差统计于表6。

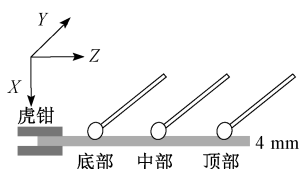


图16 铣削深度控制实验

Fig. 16 Milling depth control experiment

表6 不同铣削区域谐波幅度的样本均值和标准差

Table 6 Sample mean and standard deviation of harmonic amplitudes in different milling areas

谐波幅度/Pa	顶部	中部	底部
$E_r = 0.5$	0.497 ± 0.076	0.499 ± 0.048	0.498 ± 0.043
$E_r = 0.4$	0.398 ± 0.052	0.397 ± 0.056	0.399 ± 0.044
$E_r = 0.3$	0.299 ± 0.071	0.298 ± 0.066	0.298 ± 0.051

上述实验结果表明,所提控制方法可将骨块在不同形变下的铣削声信号的谐波幅度控制在期望值,较大的骨面形变量会使得控制时的铣削声信号谐波幅度的标准差略大,但不影响其均值。无论是铣削椎板还是其他容易变形的结构,铣削工具必须始终保持稳定和可接受的深度。因此,谐波幅度被控制在期望值时,铣削深度的均值接近期望深度的程度和铣削深度标准差大小被认为是

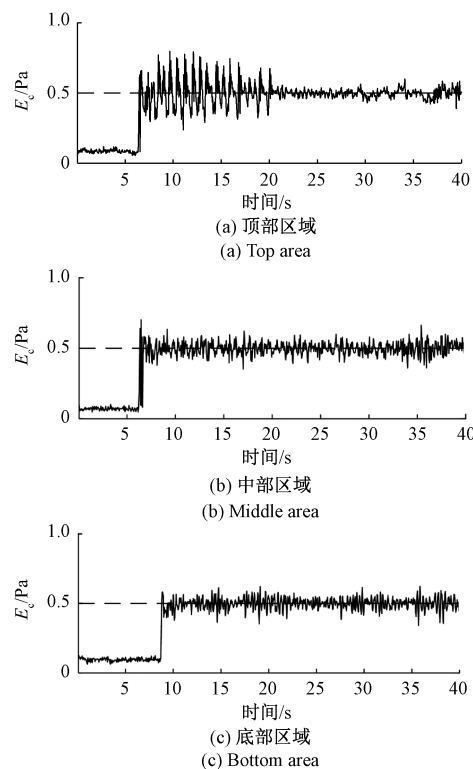


图17 铣削深度控制实验的谐波幅度

Fig. 17 Harmonic amplitude of milling depth control experiment

衡量铣削控制效果的重要评价指标。使用数字千分尺对每条铣削轨迹的铣削深度进行 2 mm 每次的等间隔测量,计算铣削深度的均值和标准差如图18所示。

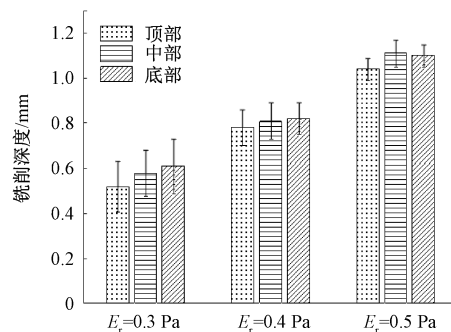


图18 铣削深度测量结果

Fig. 18 Milling depth measurement results

铣削深度测量结果表明,在骨块1上的有形变的控制实验的铣削深度小于根据铣削测试实验所计算的期望深度。这是因为骨块1的骨密度、尺寸和固定方式与测试实验差异很大。但值得注意的是,通过设置不同的期望谐波幅度 E_r , 悬臂固定的不同铣削区域的铣削深度仍可以控制在相近的深度范围内,标准差较小。因此,在控制易发生铣削位移和形变的椎板的铣削深度时,为了保证深度控制的准确性和安全性,可在铣削测试实验获得

的线性区域内设置期望谐波幅度 E_r , 然后根据控制实验的实际深度和线性区域的斜率再进行适当地调整。

8 讨 论

和本文引言中提到的多种方法进行对比,如表8所示。大部分的的相关研究都是借助于特定机器人手术时其感知反馈信号的差异性,基于各种机器学习的方法,实现手术状态识别和分类。上述方法的优点是,不依赖严格的模型也能够较好地监测各种不同手术状态。上述方法的缺陷是,很难深入解释反馈信号的差异性产生的原因,所能提供的监控精度描述大多只能为识别准确率,很难保证在不同机器人上的通用性。

表8 与引言中相关研究方法的对比

Table 8 Comparison with related research methods in the introduction

监测信号	目的/作用	监测对象/范围	精度/准确率
力信号 ^[8]	铣削状态识别	椎板剩余厚度	2±0.2 mm
力信号 ^[9]	铣削深度监控	[0.8~1.2] mm	0.1 mm
力信号 ^[10]	骨层过度识别	3种骨层密度	85%以上
声信号 ^[19]	铣削状态监控	椎板铣削突破	90%~100%
声信号 ^[16]	骨骼类型识别	皮质和松质骨	75%~95%
本文	铣削深度监控	[0~1.2] mm	0.1 mm

Jiang等^[9]基于解析力模型和铣削力信号,分别在[0.8,1.2] mm和[1.2,1.6] mm范围内以0.1 mm和0.2 mm的精确度实现了对骨铣削深度的监测。Deng等^[8]使用模糊控制器在线调整铣削力的比例控制器的参数来优化铣削过程,并基于局部平均铣削力信号和铣刀的运动参数计算铣削能量检测松质骨和腹侧皮质骨的过渡区域。Deng等^[8]的实验羊骨的腹侧皮质骨的厚度小于2 mm,铣削停止时椎板剩余厚度为2±0.2 mm,证明基于铣削力信号选择停止区域可以较好地保留腹侧皮质骨。本文基于铣削声信号的谐波幅度监控铣削深度,经铣削实验标定后,能够在[0,1.2] mm的安全测量范围内以0.1 mm的分辨率监控骨铣削深度。以上结果显示,铣削力/声信号在进一步提高手术机器人的操作精度上的能力是相近的。在手术室应用时,力传感器需要集成到手术机器人的执行机构部位,而麦克风则可在一定距离外放置,不影响手术机器人构型。基于麦克风的声信号感知方法可提供与基于力传感器的力感知方法相近的状态感知能力,将有助于减轻机器人机构的设计负担并无需担忧器械消毒问题。此外,相比于力传感器,麦克风的成本低廉且不易损坏。在手术室中,不可避免地存在环境噪声(如医学监视仪器的各种声音)影响听觉感知的

可靠性。为提高基于声信号进行感知和控制的可靠性,可进一步基于多麦克风阵列技术对声信号进行声源定位、定向录音和环境噪声抑制等处理,来有效去除实际手术环境中的噪声,获得高信噪比的信号。

9 结 论

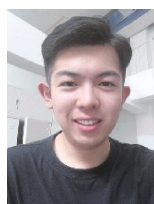
本文提出了一种基于声信号谐波幅度的椎板铣削深度控制方法,以优化术前轨迹,补偿铣削位移形变,保证骨科机器人铣削椎板时的安全性。通过铣削实验校准后,可在一定范围内监测和控制机器人的铣削深度。未来,将引入麦克风阵列技术来进一步提高铣削深度监控的准确性,并集成触觉(力和振动)和视觉(术中医学图像)信息,以进一步增强机器人辅助手术的状态感知能力。

参考文献

- [1] SUN Y, JIANG Z, QI X, et al. Robot-assisted decompressive laminectomy planning based on 3D medical image [J]. IEEE Access, 2018, 6: 22557-22569.
- [2] BUTLER R D, HALTER R J. Gauging electrical properties of bone with a bioimpedance-sensing drill [J]. Physiological Measurement, 2019, 40(1): 1-10.
- [3] THEODORE N, AHMED A K. The history of robotics in spine surgery [J]. Spine, 2018, 43: S23.
- [4] CHEN Q S, DAI L, LIU Y, et al. A cortical bone milling force model based on orthogonal cutting distribution method [J]. Advances in Manufacturing, 2020, 8(2): 204-215.
- [5] HUANG J, LI Y, HUANG L. Spine surgical robotics: Review of the current application and disadvantages for future perspectives [J]. Journal of Robotic Surgery, 2020, 14(1): 11-16.
- [6] TORUN Y, OZTURK A. A new breakthrough detection method for bone drilling in robotic orthopedic surgery with closed-loop control approach [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2020, 48(4): 1218-1229.
- [7] LEFRANC M, PELTIER J. Evaluation of the ROSA™ spine robot for minimally invasive surgical procedures [J]. Expert Review of Medical Devices, 2016, 13(10): 899-906.
- [8] DENG ZH, JIN H Y, HU Y, et al. Fuzzy force control and state detection in vertebral lamina milling [J]. Mechatronics, 2016, 35(1): 1-10.
- [9] JIANG Z, QI X, SUN Y, et al. Cutting depth monitoring based on milling force for robot-assisted laminectomy [J]. IEEE Transactions on Automation Science and

- Engineering, 2020, 17(1): 2-14.
- [10] ABDULLAH K I, LIM C P, NAJDOVSKI Z, et al. A model-based bone milling state identification method via force sensing for a robotic surgical system [J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2019, 15(3): e1989.
- [11] 姚斌, 张建勋, 代煜, 等. 用于微创外科手术机器人的多维力传感器解耦方法研究 [J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(1): 147-153.
- YAO B, ZHANG J X, DAI Y, et al. Research on decoupling method of multi-dimensional force sensor used in minimally invasive surgical robot [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2020, 41(1): 147-153.
- [12] 孙会娇, 代煜, 张建勋, 等. 直流电源激励下的电路高分辨力应变信号处理 [J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(8): 184-190.
- SUN H J, DAI Y, ZHANG J X, et al. High resolution strain signal processing for the circuit under DC source excitation [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(8): 184-190.
- [13] DAI Y, XUE Y, ZHANG J X. Bioinspired integration of auditory and haptic perception in bone milling surgery [J]. IEEE-ASME Transactions on Mechatronics, 2018, 23(2): 614-623.
- [14] DAI Y, XUE Y, ZHANG J. Milling state identification based on vibration sense of a robotic surgical system [J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2016, 63(10): 6184-6193.
- [15] DAI Y, ZHANG J X, XUE Y. Use of wavelet energy for spinal cord vibration analysis during spinal surgery [J]. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2013, 9(4): 433-440.
- [16] ZAKERI V, HODGSON A J. Automatic identification of hard and soft bone tissues by analyzing drilling sounds [J]. IEEE-Acm Transactions on Audio Speech and Language Processing, 2019, 27(2): 404-414.
- [17] BRADY P, HILL M, CONNELL J, et al. The identification of bone regions for the assistance of temporal bone surgery through analysis of the drill acoustics [C]. International Symposium on Applied Sciences in Biomedical & Communication Technologies, IEEE, 2009, DOI: 10.1109/ISABEL.2009.5373665.
- [18] POHL B M, SCHUMACHER A, HOFMANN U G. Towards an automated, minimal invasive, precision craniotomy on small animals [C]. 2011 5th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, 2011: 302-305.
- [19] 代煜, 雪原, 张建勋. 基于声信号处理的骨铣削状态监测 [J]. 振动与冲击, 2015, 34(22): 19-23.
- DAI Y, XUE Y, ZHANG J X, et al. Bone milling condition monitoring based on sound signal processing [J]. Journal of Vibration and Shock, 2015, 34(22): 107-110.
- [20] 王庆霞, 胡晓伟, 庞静珠, 等. 基于切削力实时测量的弱刚性件加工变形控制 [J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(2): 223-232.
- WANG Q X, HU X W, PANG J ZH, et al. Deformation control in weak rigidity workpiece milling based on real-time cutting force measuring [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(2): 223-232.
- [21] LYONS R. Reducing FFT scalloping loss errors without multiplication [J]. IEEE Signal Processing Magazine, 2012, 28(2): 112-116.

作者简介



夏光明, 2019 年于哈尔滨工程大学获得学士学位, 现为南开大学博士研究生, 主要研究方向为骨科机器人的轨迹规划、智能感知和精密运动控制。

E-mail: xianguangming@mail.nankai.edu.cn

Xia Guangming received his B. Sc. degree from Harbin Engineering University in 2019. He is currently a Ph. D. candidate at Nankai University. His main research interests include orthopedic robot's trajectory planning, intelligent perception and precise motion control.



代煜 (通信作者), 分别在 2002 年、2004 年和 2009 年于哈尔滨工业大学获得学士学位、硕士学位和博士学位, 现为南开大学教授, 主要研究方向为面向手术机器人的智能感知技术。

E-mail: daiyu@nankai.edu.cn

Dai Yu (Corresponding author) received his B. Sc., M. Sc. and Ph. D. degrees all from Harbin Institute of Technology in 2002, 2004 and 2009, respectively. He is currently a professor at Nankai University. His main research interest is intellisense technology for surgical robot.