

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2311770

基于双耳麦克风实现机器人骨铣削状态自动控制*

孙健文¹, 王 瑞², 夏光明¹, 代 煜¹, 张建勋¹

(1. 南开大学机器人与信息系统化研究所 天津 300350; 2. 天津医科大学总医院骨科 天津 300052)

摘要: 为了提升骨铣削手术机器人的手术质量, 要求机器人对于手术中的铣削状态(主要包括铣削深度和铣削角度)能够实时感知并控制。针对此问题, 本文提出一种利用双耳麦克风系统来辅助完成铣削状态控制的方法。首先对铣削状态与声学信号的关系进行建模, 之后完成铣削深度与铣削角度的标定实验获得所提模型的相关系数, 最后利用 PD 控制器结合所建立的模型函数来实时分析并控制机器人的铣削状态。实验结果表明, 铣削期望深度为 0.5 mm 时, 加入角度控制相较于未加角度控制的实验效果在铣削深度与期望值偏差的方面提升了 7.0%, 铣削稳定性方面提升了 34.1%。并且证明在期望深度为 0.8 mm 的极端情况下引入角度控制同样有着提升铣削效果的积极作用。经过实验验证所提方法能够有效的提升骨铣削手术机器人的工作质量。

关键词: 手术机器人; 骨铣削; 信号处理; 深度控制; 角度控制

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

Automatic control of bone milling state based on robot with binaural microphones

Sun Jianwen¹, Wang Rui², Xia Guangming¹, Dai Yu¹, Zhang Jianxun¹

(1. Institute of Robotics & Automatic Information System, Nankai University, Tianjin 300350, China;
2. Department of Orthopaedics Surgery, Tianjin Medical University General Hospital, Tianjin 300052, China)

Abstract: To enhance the surgical quality of bone milling surgery robots, it is required that the robot can perceive and control the milling state in real-time, (primarily including milling depth and milling angle). To address this problem, this article proposes a method to utilize a binaural microphone system to assist in milling state control. Firstly, the relationship between the milling state and the acoustic signal is modeled. Then the calibration experiments of milling depth and milling angle are completed to obtain the parameters of the proposed model. Finally the PD controller is used to control the milling state of the robot in real-time by combining it with the established model function. The experimental results show that when the desired depth of milling is 0.5 mm, the experiment with angle control improved by 7.0% in terms of milling depth deviation from the desired value and 34.1% in terms of milling stability compared to the experimental results without angle control. It proves that in the extreme case of the desired depth of 0.8 mm, the addition of angle control also has the positive effect of improving the milling effect. After experiments, it evaluates that the proposed method can effectively improve the work quality of the bone milling surgical robot.

Keywords: surgical robot; bone milling; signal processing; depth control; angle control

0 引 言

骨铣削手术可以应用于诸多手术之中, 例如开颅手术, 椎板切除术, 单开门减压术等^[1]。对于传统骨铣削手

术而言, 通过医生手持电动刀具完成削骨操作, 该过程主要有如下几个问题: 1) 术中需要对皮肤、肌肉等软组织“开窗”, 创面过大会影响患者术后恢复以及造成失血量过多的问题, 创面过小造成医生操作的不便^[2]; 2) 医生手持刀具完成铣削, 对于熟练度和精神集中度都有很高要

求。此外由于人体骨质厚度不一,往往需要对骨质进行往复多次的铣削操作。那么对于骨质的去除量和骨质剩余量以及骨质温度的把控全凭医生的经验,这无疑使得手术存在较高的风险^[3]。针对医生手术过程中疲劳、手抖等存在安全隐患的问题,可以利用机器人辅助完成手术来解决。机器人具有稳定性强,精密度高等优点,可以在很小的空间内完成精准的操作^[4]。引入机器人辅助手术可以极大的降低手术风险,提升手术效率。

针对机器人辅助完成骨铣削手术问题的研究,首先是骨铣削状态识别的问题;代煜等^[5]利用特殊尺度的小波能量来监测骨穿透时的信号,发现在椎板被穿透时小波能量会显著增大,为手术之中的骨穿状况的监测提供了依据。此外 Dai 等^[6]还分析了骨铣削时的振动信号,利用支持向量机来区分不同的铣削状态,对于椎骨和脊髓的识别有着极高的成功率,对于相邻部分的肌肉或者骨骼同样有着良好的成功成功率。Fan 等^[7]利用模糊力操作系统可以实时监测骨铣削时的铣削状态,防止铣刀对组织造成损害。Xia 等^[8]建立了铣削动态模型,分析了铣削过程中的振动信号的谐波幅值与铣削状态的关系,提出的铣削状态预测方法预测成功率良好。Zakeri 等^[9]分析骨钻削过程中的声信号的时域和频域之上的特性,并且结合神经网络的方法完成对于不同骨质之间的识别任务,对于骨钻不同状态的识别有良好的效果。Deng 等^[10]为解决骨铣削状态的识别问题,设计了一种利用能量消耗的铣削状态监测方法,并结合模糊力控制,找到安全的铣削停止点,可以有效的降低手术潜在的风险。

其次是手术过程中骨质受到的铣削力问题;Ying 等^[11]建立了铣削力的数值模型来计算铣削力与铣削深度的关系,并提出一种利用铣削声信号结合神经网络的预测铣削状态和铣削力的方法,经过实验数据表明所提的方法能够成功的监测骨铣削的过程,将该方法应用于手术过程中可以降低手术的风险。陈启森等^[12]针对球头铣刀的结构复杂,机理模型建立困难的问题。引入三维有限元模型来模拟铣刀的铣削过程,从而计算出铣削力。经实验验证所提的预测方法对于铣削力的预测值误差控制在很小范围以内。Jiang 等^[13]根据医用球头铣刀的几何结构,建立了铣削过程中的铣削力数学模型,并且利用粒子群算法进行优化,之后在新鲜牛脊骨上进行实验,验证了所提模型可以有效的根据铣削力来监测铣削深度,在铣削深度 0.8 ~ 1.2 mm 内时误差不超过 0.1 mm。

最后是骨铣削的铣削状态的监测和控制问题;Dai 等^[14]分析了铣削过程中的铣刀的振动信号,并在不同骨质上建立了谐波幅值与铣削深度的关系,通过分析不同谐波的占比来计算不同骨层的厚度并加以控制,可以有效的提升手术安全性和稳定性。Xia 等^[15]分析的铣削过程中的振动信号以及声音信号,利用 FFT 提取出信号在

频域上的特性,设计利用 PD 控制器完成在骨板之上的深度控制实验,王景港等^[16]分析利用铣削过程的中铣刀的加速度信号,分析不同方向的加速度信号与铣削状态的关系,最后在曲面骨上完成铣削实验,验证了所提方法的有效性。

截至目前,已经许多学者致力于利用骨铣削过程中的高频信号(振动信号和声音信号)来分析铣削过程。对于不同骨层,不同骨密度,不同铣削深度的识别工作已经取得良好的进展,但对于利用这些高频信号作为反馈来进行铣削状态的控制的研究尚且较少。尤其是对于骨曲面的铣削情况,大多工作只分析了铣削深度与高频信号之间的关系,很少考虑铣削角度对于铣削的影响。本文的工作主要集中于如下几点:1)讨论不同铣削状态对铣削声信号造成的影响;2)提出一种利用声信号来估计铣削深度以及角度的方法;3)利用声信号作为反馈,来实时控制机器人的铣削状态。

1 铣削状态的分析与建模

1.1 铣削深度估计模型

目前一些研究工作者对于铣削过程中铣削力以及铣削声信号等等的产生做出了较好的解释,并针对磨骨的过程建立了弹簧-质量系统用来模拟真实运动情况,并依此建立了理论模型。根据文献^[17-19]建立的弹簧-质量模型计算出铣削过程中骨质受到铣削力产生受迫运动的表达式为:

$$m \frac{d^2 L(t)}{dt^2} + kL(t) = F(t) \quad (1)$$

其中, L 为骨质产生的轴向位移, m 为骨质量, k 为骨质及其周围软组织的等效刚度, F 为瞬时铣削力,主要包括两部分直流恒力 F_0 和谐波分力 F_n ,由此可以计算出轴向位移 L 的表达式:

$$L(t) = \frac{F_0}{k} + \sum_{n=1}^N \frac{F_n \sin(2\pi nft + \varphi)}{k(1 - \lambda_n^2)} \quad (2)$$

并且本文认为振动主要由谐波分力引起,可以推导出得到振动信号表达式,因为声信号与振动信号是同源的,因此声信号 S 和振动信号 a 表达式(5)可以由式(2)~(4)推导得出:

$$\lambda_n = 2n\pi f / \omega_n \quad (3)$$

$$\omega_n = \sqrt{k/m} \quad (4)$$

$$S(t) = \alpha a(t) = \sum_{n=1}^N \frac{\alpha F_n}{k / (2\pi n f)^2 - m} \sin(2\pi n f t + \varphi) \quad (5)$$

可以看出铣削声信号的幅度与谐波分力 F_n 相关,其表达式如式(6)所示:

$$F_n = \gamma_n \rho (2\pi R v_x) d \quad (6)$$

发现 F_n 与铣削深度 d 成正相关,证明利用声信号来预测铣削深度方法的可行性。进一步推导出声信号与铣削深度的对应关系可以表达为:

$$d = \frac{A - D}{K_d} \quad (7)$$

式中: A 为提取出声信号的特征, D 为纵坐标截距, d 为铣削深度, K_d 为斜率。值得注意的是,对信号进行特征提取所利用的方法不同,幅值 A 可以有多种形式,如信号频域的谐波幅值,小波能量以及时域能量等与声信号能量变换有关的特征指标。

1.2 铣削角度估计模型

目前在利用高频信号(声信号,振动信号等)对铣削状态进行监测的研究中,多数学者所建立的铣削状态模型,均是在铣刀垂直于骨面或以特定角度铣削的情况,尚未有研究学者在铣削角度变化的情况下进行建模分析。一些研究中的理论模型在铣削角度变化之后需要反复重新计算,而角度出现连续变化更会使得计算量大大增加,因此对铣削角度进行理论建模难度大且适用性差。

针对这一问题,本文提出了一种通过实验的方法来获得声信号与铣削角度的关系模型。在机器人中加入双耳麦克风系统,之后完成铣削实验获得两路信号相对差异与铣削角度的关系,从而实现机器人系统对铣削角度的预测。双耳麦克风系统由铣刀两侧相同位置的两个麦克风构成,安装位置如图 1 所示。本文将铣削角度发生变化时靠近骨面的麦克风标记为麦克风 1,远离骨面的麦克风标记为麦克风 2。

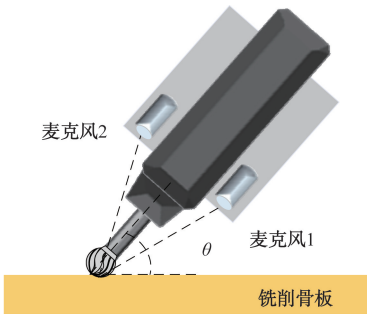


图 1 双麦克风系统

Fig. 1 Dual microphone system

对两麦克风分别采集到铣削过程中的声音信号进行数学建模:

$$S_1(t) = S_\theta(t) + N_{e1}(t) \quad (8)$$

$$S_2(t) = S_\theta(t - T_c) + N_{e2}(t) \quad (9)$$

式中: S 为铣刀铣削骨面时的声音信号^[19], T_c 表示该声信号到两个麦克风的时间差^[20], N_e 代表麦克风采集的环境中噪声信号。

将麦克风 1 的声信号经过特征提取的铣削深度特征幅值记为 A_1 ,麦克风 2 所对应的铣削深度特征幅值记为 A_2 ,具体计算公式如下:

$$A = F_A(f(cAD) - N_z) \quad (10)$$

式中: N_z 为经过降噪处理过程中去除的噪声信号, f 为本文提出的频段抑制函数(14), cAD 由不同频段的信号组成式(13), F_A 为信号特征提取式(15)。

针对铣削过程中角度的变化,定义 J 为铣刀与骨面夹角的特征幅值, J 的计算方法为式(11)。此外其与铣削角度的映射关系函数式(12)的具体形式以及参数需要通过标定实验获得。

$$J = (A_1/A_2)^2 \quad (11)$$

$$\theta = f_\theta(J) \quad (12)$$

2 信号处理和参数选取

2.1 信号降噪处理

分析声音信号模型式(8)和(9),噪声会降低铣削声信号的信噪比,影响系统对于铣削状态的辨别。因为系统中两个麦克风的工作环境接近,噪声相似,所以本文利用同一种方法对两路麦克风信号进行降噪处理。本系统中使用小波分解重构的方法对两路麦克风的声信号进行降噪工作,小波分解流程如图 2 所示。

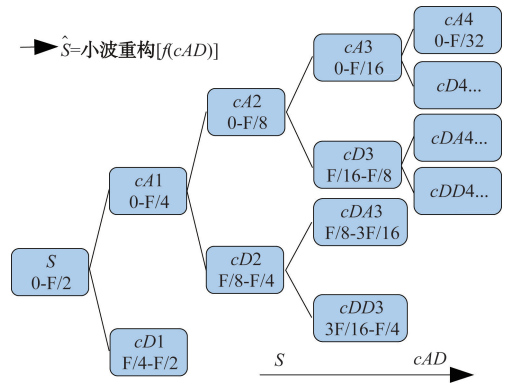


图 2 小波分解重构流程

Fig. 2 Wavelet decomposition and reconstruction flowchart

图 2 中 F 为麦克风采样频率,经过多次实验对比分析,结合 DSP(数字信号处理器)的运算速度,将采样频率设为 10 240 Hz,小波的近似分量(低频分量)为 cA (coefficient of approximation),小波的细节分量(高频分量)为 cD (coefficient of detail)。定义 cAD 为小波分解之后的 7 个不同频段组成的向量空间:

$$cAD = [cA4, cD4, cDA4 \dots cD1]^T \quad (13)$$

对一段噪声信号进行以上小波分解,可以确定噪声信号主要的分布频段,并对该频段进行削减或抑制即可

完成降噪工作。为此,本文提出了频域抑制函数 f ,其表达式可以记为:

$$f(\mathbf{cAD}) = [x_1, x_2, x_3, \dots, x_7]^* \mathbf{cAD} \quad (14)$$

之后模拟手术室环境进行噪声采集实验,确定频段抑制函数 f 的参数,利用 db5 小波进行 4 层分解,得到的声信号的频谱图如 3 所示。在实验结果中可以看出,对原信号干扰较大的噪声都分布在 0~320 Hz 的低频部分,主要原因为机器人系统信号采集部分的零漂扰动等等;而实验过程中模拟的医生交流声与其他仪器散热声对系统带来的扰动很弱,主要原因为以上几种噪声源距麦克风位置较远,并且麦克风采集到的削骨时声信号要远大于这一部分的噪声,因此这一部分噪声对系统判断铣削状态造成的影响很小。

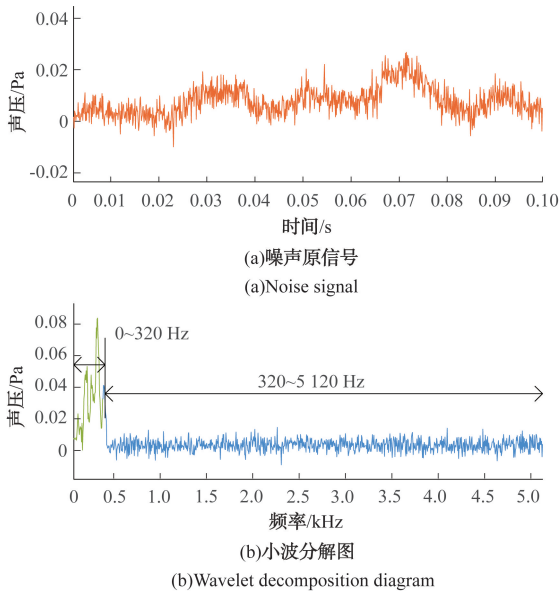


图3 噪声信号频谱分布图

Fig. 3 Noise signal spectrum distribution chart

本系统中铣刀转速为 30 000 r/min,其整数次谐波频率分别为 500、1 000、1 500 Hz..., 一般认为 5 次之后谐波信号稳定性差,因此将不包含整数次谐波信号以及过高频次信号的频段全部去除,可实现较大程度的降噪。所以将 f 的参数设置为 $[0, 1, 0, 1, 1, 1, 0]$ 能够较好的去除噪声并且保留其中包含的铣削状态信息。

2.2 信号特征提取

由本文中关于铣削声信号能量与铣削深度的理论推导认为声信号能量与铣削状态密切相关,因此将声信号的时域能量作为特征进行提取,单个采样帧内的 N_s 个数值均取绝对值并做求和处理,其表达式为:

$$F_A(\hat{S}) = \left(\sum_{i=1,2,3,\dots}^{N_s} |\hat{S}_i| \right) / 10 \quad (15)$$

结合本系统选定的麦克风采样频率为 10 240 Hz,为了保证铣削控制的实时性,将控制频率设定为 20 Hz,所以每一采样帧为 512 个采样点。将一个采样帧内数据首先进行降噪处理,其次进行特征提取这一过程称为一个处理流程,其运算耗时为:2.9~3.2 ms,能够满足铣削控制实验过程中实时性的要求。具体特征提取流程如图 4 所示。

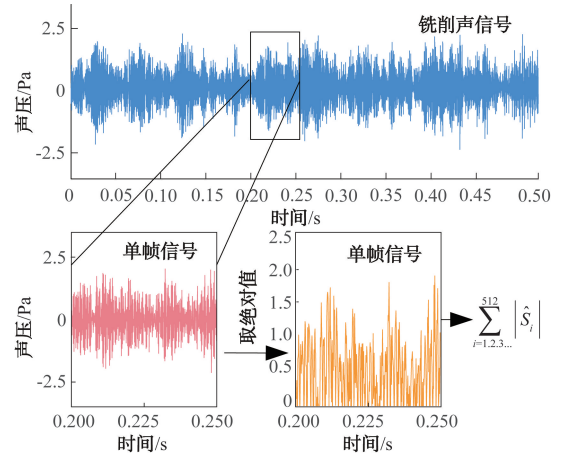


图4 信号特征提取流程

Fig. 4 Signal feature extraction flowchart

2.3 特征滤波处理

在实际手术环境中,除了上述提到交谈噪声以及仪器散热噪声以外,还有对机器人系统判断铣削状态影响最大的仪器蜂鸣声(包括警报,提示音等)。这一类噪声有共同的特点,即短时高能量,且频率未知,所以对其降噪尤为困难。根据这一问题本文提出了利用信号平滑的方法削弱这一类噪声的干扰。

机器人系统中引入的信号平滑机制原理为:每一时刻输出值 X 的变化参考前 N_f 个输出的结果,因此可以对突变的信号进行有效的抑制,从而降低上述噪声对机器人系统判断铣削状态的影响。其表达式如下:

$$X(i) = \frac{1}{N_f} \sum_{n=0,1,2,\dots}^{N_f} X(i-n) \quad (16)$$

另外,本文设计了一组模拟手术室环境的铣削实验来验证对特征信号加入平滑操作的必要性。实验参数为:铣削角度 90°,铣削深度 0.5 mm,进给速度 0.5 mm/s,骨板密度 40 PCF(磅每立方英尺),并且正常模拟手术室环境中的噪声。将两路麦克风采集到的声信号进行小波降噪处理并提取特征。发现特征幅值在在铣削深度和铣削角度均不变的条件仍会有一定程度的波动。通过改变单个采样帧的长度来验证该波动是否会对信号所含铣削状态信息造成影响,结果表明该波动并不会对信号所包含的信息造成影响,实验过程如图 5 所示(图中 Ave 代

表平均值, σ 代表标准差)。但是如果直接利用该信号作为反馈控制机器人, 信号的持续波动会增加机器人控制系统的负担。因此加入信号平滑机制对机器人控制来说同样重要。

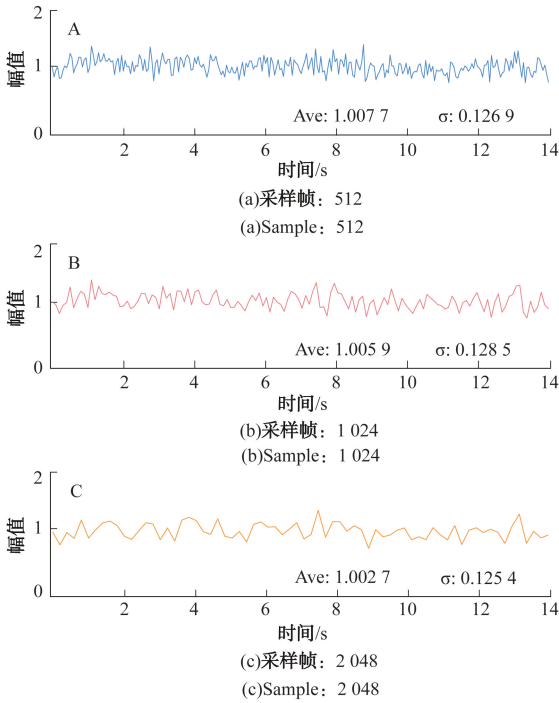


图 5 滤波前特征幅值 J

Fig. 5 The pre-filtered feature amplitude J

经测试在 N_f 取 9 时有较好的控制效果且不会明显影响到信号的实时性。对信号的特征进行平滑处理之后的效果如图 6 所示, 发现信号的稳定性有明显的提升。因此机制不仅可以有效的削弱上文中提到噪声信号造成的影响, 也能降低机器人系统的控制负担。

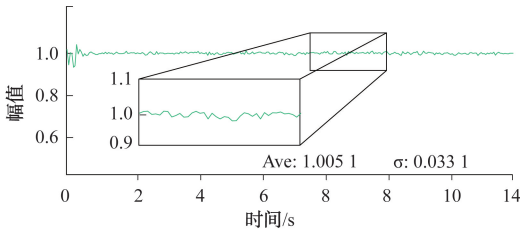


图 6 滤波后特征幅值 J

Fig. 6 The filtered feature amplitude J

3 声信号与铣削状态的标定

3.1 实验环境及装置

本实验采用四自由度机器人作为实验平台, 在机器人末端装有转速为 $0 \sim 30\,000$ r/min 的铣刀动力装置

(Minimo, 日本); 实验用刀具为直径 4 mm 球头铣刀; 实验用骨板为人造骨块 (Sawbones, 美国); 在铣刀侧边装有流量为 $19 \sim 65$ mL/min 的手术冷却滴灌系统 (IGIFTFIGR, 中国); 2 个型号为 ICS-52000 的全向麦克风 (Iversence, 美国) 分别置于铣刀工具两侧, 麦克风采样频率为 10 240 Hz; 本系统实验中声信号的采集、处理以及机器人系统控制工作均在型号为 OMAPL137 的 DSP 控制器 (TI, 美国) 上实现, 实验平台如图 7 所示。

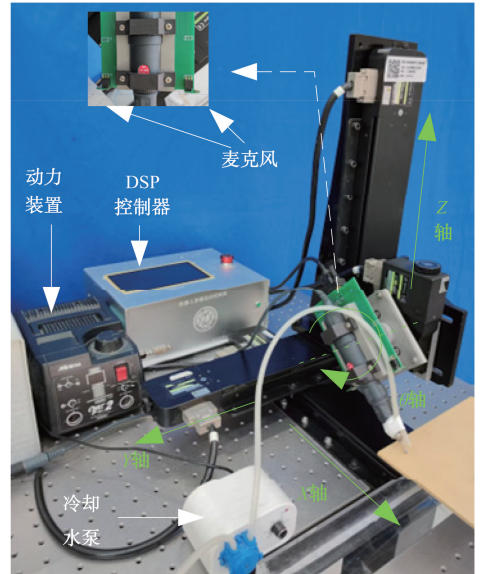


图 7 实验装置及环境

Fig. 7 Experimental apparatus and environment

3.2 铣削声信号与铣削深度的模型标定

根据前文中铣削深度与声信号的关系分析可知, 铣削深度的改变会直接影响铣削声信号的大小。为了探究本系统中铣削声信号的特征与铣削深度变化的关系, 设计了铣削角度不变, 铣削深度逐渐变大实验, 参数如表 1 所示。铣削深度变化及铣削路径如图 8 所示。将实验中采集到的声信号进行处理得出铣削深度特征幅值 A_1 和 A_2 , 以及铣削角度特征幅值 J 将三者进行记录如图 9、10 所示。

表 1 铣削实验参数

Table 1 The parameters of milling experiment

铣削角度	进给速度	骨板密度	深度范围	深度速度
60°	0.3 mm/s	40 PCF	0~1 mm	0.05 mm/s

由实验结果分析发现, 在铣削角度不变, 铣削深度逐渐变大的过程中, 特征幅值 A_1 和 A_2 均呈现出与铣削深度有着较强的相关性, 本实验结果进一步验证了文中所提理论模型的可靠性。结合后续对于铣削角度标定实验

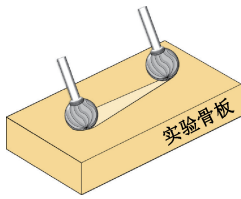


图8 铣削深度标定实验

Fig. 8 Milling depth calibration experiment

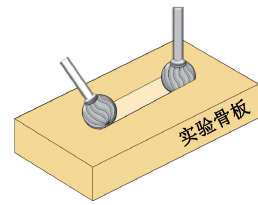


图11 铣削角度标定实验

Fig. 11 Milling angle calibration experiment

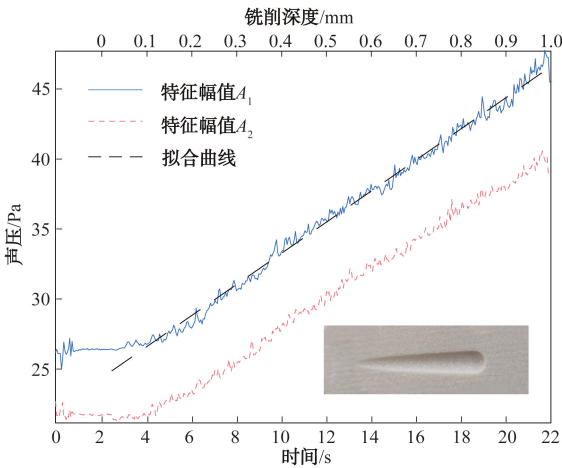


图9 特征幅值A与铣削深度关系

Fig. 9 Relationship between feature A and milling angle

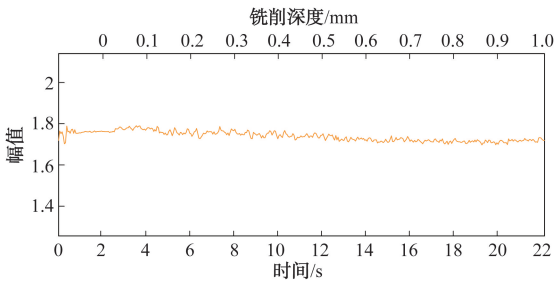


图10 特征幅值J与铣削深度关系

Fig. 10 Relationship between feature J and milling angle

的分析结果,在此利用 A_1 的幅值来对式(7)中参数进行标定,可以得到铣削角度特征幅值与铣削角度的关系如下:

$$d = \frac{A - 25.60}{22.27} \quad (17)$$

3.3 铣削声信号与铣削角度的模型标定

为了探究铣削声信号与铣削角度变化的关系,本文同样设计了铣削角度逐渐变小的实验,铣削角度变化及铣削路径如图11所示,实验参数如表2所示。图12、13记录了实验中采集到的声信号进行处理得出铣削深度特征幅值 A_1 和 A_2 ,以及铣削角度特征幅值 J 。

表2 铣削实验参数

Table 2 The parameters of milling experiment

铣削深度	进给速度	骨板密度	角度范围	角度速度
0.5 mm	0.3 mm/s	40 PCF	90°~45°	1.5°/s

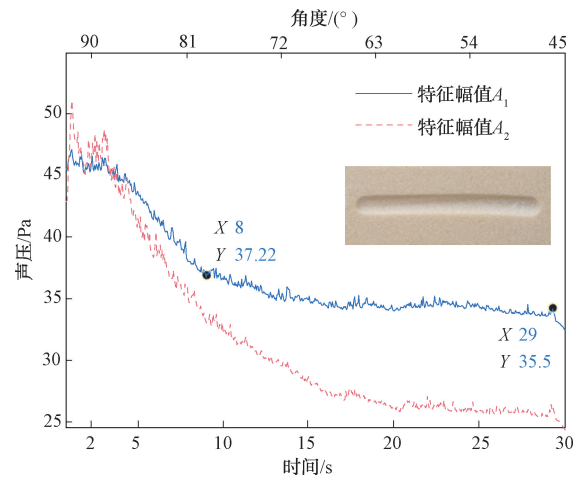


图12 特征幅值A与铣削角度关系

Fig. 12 Relationship between feature A and milling angle

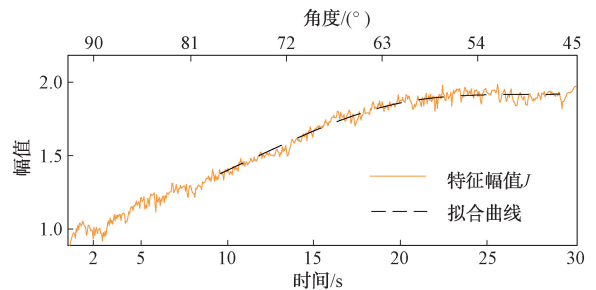


图13 特征幅值J与铣削角度关系

Fig. 13 Relationship between feature J and milling angle

值得注意的是本实验探究的是在铣削角度变化时两路麦克风采集到信号的相对差异。因此对于实验中只要要求铣削角度的变化,对于铣削深度的恒定与否不做严格要求。从图12中可以看出在铣削深度没有明显变化的基础上,特征幅值 A_1 和 A_2 在铣削初期均有较大程度的衰减,所以二者变化的原因是由角度变化引起。由上述

分析可知在此范围内铣削角度的变化会对特征幅值 A_1 和 A_2 造成较大的影响,从而对铣削深度的判断造成干扰。根据实验结果可以看出 A_1 的受影响的程度和范围都小于 A_2 ,所以在选择 A_1 作为铣削深度的特征幅值。本实验同样印证了骨铣削过程中引入角度控制的必要性。在手术机器人的铣削操作之中需要控制铣削角度在此范围以外。

根据多次铣削实验结果分析,特征幅值 J 与铣削角度在 $90^\circ \sim 45^\circ$ 内变化时有较强的相关性。对比由铣削深度引起的 A_1 幅值变化,发现幅值变化在正负 2.5% 以内对铣削深度判断的影响小于 0.05 mm,认为在此区间内受影响程度较小。由此在 $77^\circ \sim 45^\circ$ 内特征幅值 A_1 受铣削角度变化影响的程度符合要求,得到本系统可以对铣削深度和铣削角度独立判断的应用范围。

对式(12)中参数进行标定,可以得到铣削角度特征幅值与铣削角度的关系如下:

$$\theta = \lambda_1 J^3 + \lambda_2 J^2 + \lambda_3 J + \lambda_4 \quad (18)$$

式中: $\lambda_1 = -1.98 \cdot 10^{-5}$, $\lambda_2 = 2.6 \cdot 10^{-3}$, $\lambda_3 = 0.114$, $\lambda_4 = 3.564$ 。在对函数的拟合过程中,对函数的准确拟合需要非常高的阶次,这会增大运算的繁琐程度。考虑到本机器人系统对于铣削角度的控制策略:将铣削角度控制在 $77^\circ \sim 45^\circ$ 内,此范围内铣削角度和铣削深度可以独立判断,互不影响。因此不要求对于角度进行十分精确的识别,最终选择了最高阶次为 3 的函数来拟合曲线。

4 系统结构与实验设计

4.1 系统结构与控制方法

本系统的整体结构如图 14 所示,由置于铣刀两侧的麦克风接收铣削时的声信号,之后发送至处理器(DSP)进行信号的降噪处理和特征提取分析得到实时的铣削状态数据。将期望的铣削状态和实时的铣削状态数据发送至 PD 控制器,之后根据控制器输出对机器人各个关节进行控制,实现机器人铣削的自动控制。

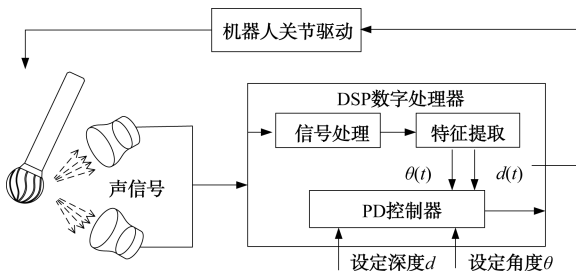


图 14 系统结构图

Fig. 14 System structure chart

结合前文对于铣削深度和铣削角度分别与声信号标定实验的结果。经过对声信号的特征提取并输出的信号应为特征幅值 A_1 和特征幅值 J ,需要将二者分别经由式(17)和(18)转化为当前铣削深度和铣削角度的信息,进而输出至 PD 控制器得到电机的控制量。对于铣削角度的实时控制来说,需要机器人多个关节进行联动维持刀头在空间中的位置不变。频率过快的角度变更会干扰铣削深度的控制,为提高系统的稳定性,将角度控制频率适当降低,设置控制频率为 4 Hz,深度控制为 20 Hz。通过控制实验对机器人系统的 PD 控制器参数进行调试,在深度控制的控制器参数设为: $k_p = 0.8, k_d = 0.5$; 角度控制的控制器参数设置为: $k_p = 0.3, k_d = 0.1$ 时有较好的铣削效果。

4.2 实验设计与评估指标

为了验证本文所提方法的有效性,设计机器人自动铣削实验通过分析实验结果来验证。结合医学相关从业者经验,认为铣削进给速度应当不超过 1 mm/s,单次铣削深度不超过 1 mm。由此设计两组对比试验,实验参数如表 3 所示。实验 1 为仅控制铣削深度实验,实验 2 为在控制铣削深度的基础上融合铣削角度的控制,通过对比两组实验的实验结果来验证不同方法在不同场景下的优劣。此外本实验所使用骨质材料为人体股骨模型,其截面为不规则圆形,符合本实验对于骨曲面的要求。

表 3 铣削实验参数

Table 3 The parameters of milling experiment

铣削深度	进给速度	骨质密度	初始角度	设定角度
0.5 mm	0.3 mm/s	40PCF	45°	60°

本系统中使用的刀具为直径 4 mm 的球头铣刀,并且单次铣削深度不超过 1 mm,铣削深度小于铣刀半径,可以通过简单的几何方法计算出铣削深度,通过分析铣削路径上铣削深度的平均值可以得到实际铣削深度和期望铣削深度的差值;利用铣削深度的最大值,最小值和标准差就可以评估本次铣削实验的稳定性。

5 实验结果与讨论

5.1 实验结果

为了控制本次实验变量的唯一性。两组实验均在相邻骨质上进行。实验之中记录特征幅值 A_1 和特征幅值 J 二者分别表征铣削深度和铣削角度。其中实验 1 和 2 到的数据分别如图 15、16 所示。

通过实验结果可以看出,在两组实验中特征幅值 A_1 都得到很好的控制。其次实验 1 的特征幅值 J 有着逐渐减小的趋势,这与本实验的实际铣削过程中铣刀与骨

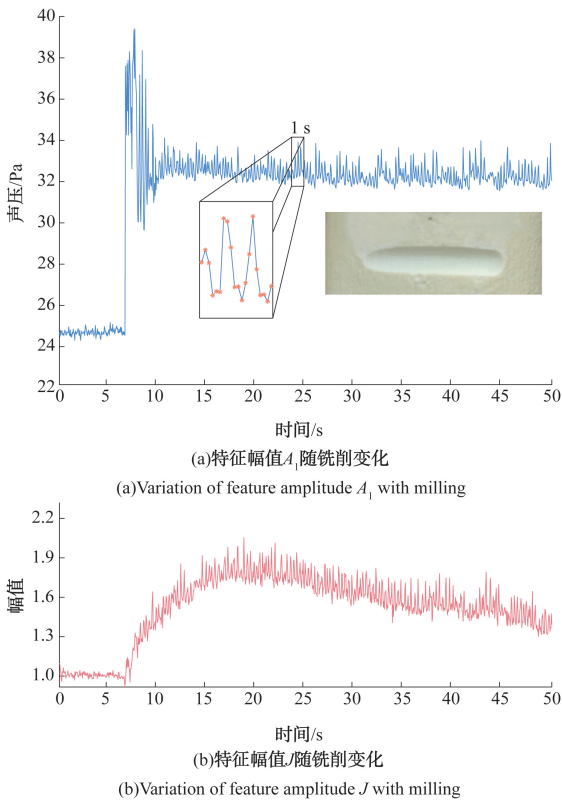


图 15 实验 1 特征幅值

Fig. 15 Feature amplitude of experiment 1

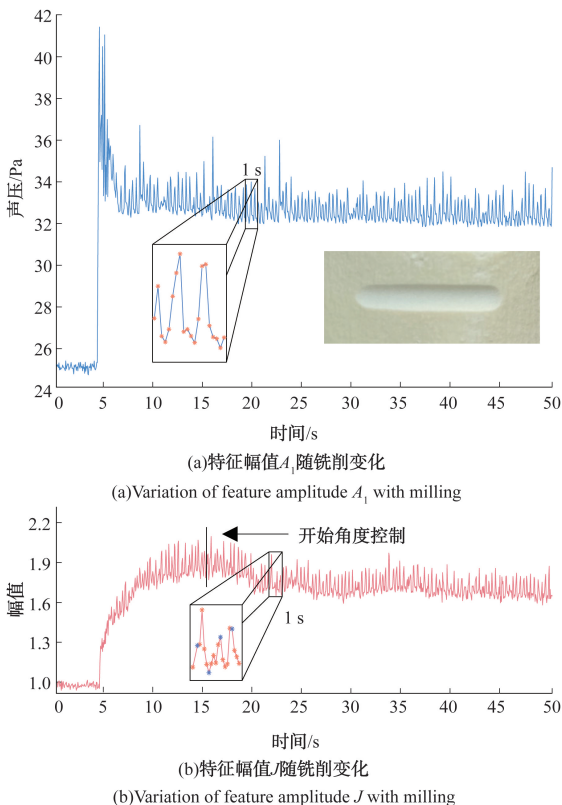


图 16 实验 2 特征幅值

Fig. 16 Feature amplitude of experiment 2

面的夹角变化情况相吻合;实验 2 在引入角度控制之后,特征幅值 J 得到较好的控制。本次实验结果印证了本文所提对于铣削状态的识别方法的可行性。

5.2 实验讨论

为了验证未引入角度控制和引入角度控制的区别,本文进行了 5 组重复实验,实验参数为:铣削深度为 0.5 mm,进给速度为 0.3 mm/s,骨质密度为 40 PCF,初始角度为 45°,设定角度为 60°。每组实验取五 5 个测量点,计算深度均值,最小值深度,最大值深度和标准差,测量方法和位置如图 17 所示。表 4、5 别记录了本次进行的 5 组重复实验的实验结果。

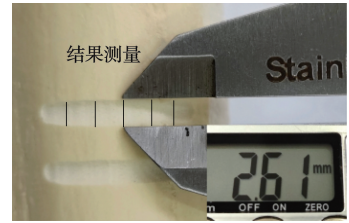


图 17 实验结果测量

Fig. 17 Measurement of experiment results

表 4 未引入夹角控制实验数据

Table 4 The data of experimental without angle

组别	control (mm)			
	深度均值	最小值	最大值	标准差
1	0.445	0.371	0.474	0.042
2	0.424	0.346	0.472	0.048
3	0.472	0.408	0.519	0.043
4	0.465	0.403	0.513	0.039
5	0.460	0.413	0.511	0.035

表 5 引入夹角控制实验数据

Table 5 The data of experimental with angle

组别	control (mm)			
	深度均值	最小值	最大值	标准差
1	0.487	0.444	0.532	0.032
2	0.506	0.466	0.557	0.034
3	0.484	0.457	0.518	0.026
4	0.480	0.448	0.513	0.025
5	0.482	0.469	0.509	0.016

依据实验结果可以得到如下分析:

1) 相比于引入角度控制,未引入角度控制的平均铣削深度更浅,并且深度变浅的情况通常发生在铣削的末端。因为铣削末端段铣刀与骨面近乎垂直,此时角度变化对于特征幅值 A_1 的影响较大,导致铣削深度变浅。

2)引入角度控制的实验中铣削深度的标准差通常要小于未引入角度控制的实验,并且从深度极差来看,引入角度控制的波动也要小于未引入角度控制。因为铣刀与骨面的夹角随着铣削变化较小,对于特征幅值 A_1 带来的影响很小,因此铣削的稳定性相对较高。

根据实验数据可得如下结论:本系统在铣削深度 0.5 mm,进给速度 0.3 mm/s 下,未引入角度控制的铣削效果为(均值±标准差): $0.453 \text{ mm} \pm 0.041 \text{ mm}$ 。其中最大极差为 0.126 mm。引入角度控制的铣削效果为(均值±标准差): $0.488 \text{ mm} \pm 0.027 \text{ mm}$ 。其中最大极差为 0.091 mm。相比于未引入角度控制,铣削深度精确度方面提升了 7.0%,在铣削稳定性方面提升了 34.1%。经过一定量的实验测试,最终得到的关于两种控制方法的铣削效果尚有偏差,仍需要大量实验取测定二者更为准确的结果。但是可以根据目前已有的实验数据看出引入角度控制的积极作用。

为了验证极限情况下本文所提方法的可靠性,现将实验中的铣削深度设置为 0.8 mm 重复以上的对照实验,测得如下的实验数据如表 6、7 所示。

表 6 未引入夹角控制实验数据

Table 6 The data of experimental without angle control (mm)

组别	深度均值	最小值	最大值	标准差
1	0.753	0.697	0.851	0.060
2	0.683	0.596	0.734	0.052
3	0.728	0.681	0.804	0.071
4	0.753	0.678	0.833	0.057
5	0.750	0.670	0.845	0.068

表 7 引入夹角控制实验数据

Table 7 The data of experimental with angle control (mm)

组别	深度均值	最小值	最大值	标准差
1	0.792	0.744	0.859	0.047
2	0.750	0.695	0.780	0.037
3	0.785	0.745	0.830	0.036
4	0.802	0.736	0.877	0.052
5	0.794	0.755	0.841	0.037

根据实验数据可得如下结论:系统在铣削深度 0.8 mm,进给速度 0.3 mm/s 下,未引入角度控制的铣削效果为(均值±标准差): $0.733 \text{ mm} \pm 0.062 \text{ mm}$ 。其中最大极差为:0.175 mm。引入角度控制的铣削效果为(均值±标准差): $0.785 \text{ mm} \pm 0.042 \text{ mm}$ 。其中最大极差为

0.141 mm。铣削深度精确度方面提升了 6.5%,在铣削稳定性方面提升了 32.2%。

根据实验结果分析可知,当铣削深度变大之后,未引入角度控制的实验平均铣削深度仍小于引入角度控制的实验。并且引入角度控制之后的铣削稳定性依然优于未引入角度控制的实验。

6 结 论

本文首先对铣削声信号与铣削状态(铣削深度和铣削角度)的关系进行分析,提出利用声信号来估计铣削状态的理论模型。其次提出对声信号的降噪方法,特征提取方法和特征值滤波方法。而后通过标定实验得到所提声信号与铣削状态的理论模型参数,得到铣削深度和角度特征幅值与铣削状态的映射关系。最后通过实验验证机器人系统有较好的控制铣削状态的性能。为骨铣削手术机器人提供了一种新的基于铣削声信号来监测和控制铣削状态的方法。

参考文献

- [1] 黄帅, 尤涛. 单开门减压与椎板切除治疗脊髓型颈椎病的临床疗效[J]. 医学信息, 2023, 36(7): 96-100. HUANG SH, YOU T. Clinical effect of single-door decompression and total laminectomy in the treatment of cervical spondylotic myelopathy[J]. Journal of Medical Information, 2023, 36(7): 96-100.
- [2] 王震, 宋晓菲, 陈彤云. 临床外科手术中骨切削技术的研究现状及进展[J]. 工程科学学报, 2019, 41(6): 709-718. WANG ZH, SONG X F, CHEN T Y. A review of bone cutting in surgery[J]. Chinese Journal of Engineering, 2019, 41(6): 709-718.
- [3] BUTLER R D, HALTER R. Gauging electrical properties of bone with a bioimpedance-sensing drill[J]. Physiological Measurement, 2019, 40(1): 01NT01.
- [4] 王天然. 机器人技术的发展[J]. 机器人, 2017, 39(4): 385-386. WANG T R. Development of the robotics[J]. Robot, 2017, 39(4): 385-386.
- [5] 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. Bone milling condition monitoring based on sound signal processing[J]. Journal of Vibration and Shock, 2015, 34(22): 19-23.
- [6] DAI Y, XUE Y, ZHANG J X. Milling state identification based on vibration sense of a robotic surgical system[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2016, 63(10): 6184-6913.
- [7] FAN L P, GAO P, ZHAO B L, et al. Safety control

- strategy for vertebral lamina milling task [J]. CCAI Transactions on Intelligence Technology, 2016, 1(3): 249-258.
- [8] XIA G M, ZHANG L, DAI Y, et al. Vertebral lamina state estimation in robotic bone milling process via vibration signals fusion [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement Technology, 2022, 71: 1-11.
- [9] 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.
- [10] DENG Z, JIN H Y, HU Y, et al. Fuzzy force control and state detection in vertebral lamina milling [J]. Mechatronics, 2016, 35: 1-10.
- [11] YING Z Z, SHU L M, SUGITA N. Bone milling: On monitoring cutting state and force using sound signals[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2022, 35(1): 1-12.
- [12] 陈启森, 刘宇, 石秋香. 球头铣刀骨铣削力有限元建模与试验验证[J]. 工具技术, 2020, 54(5): 12-17.
CHEN Q S, LIU Y, SHI Q X. Finite element modeling and experimental verification of bone milling force using spherical milling cutter [J]. Tool Engineering, 2020, 54(5): 12-17.
- [13] JIANG Z L, QI X Z, 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.
- [14] DAI Y, XUE Y, ZHANG J X, et al. Vibration feedback control for robotic bone milling[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2023, 7(10): 10312-10322.
- [15] XIA G M, JIANG Z F, ZHANG J X, et al. Sound pressure signal-based bone cutting depth control in robotic vertebral lamina milling [J]. IEEE Sensors Journal, 2022, 22(11): 10708-10718.
- [16] 王景港, 夏光明, 代煜, 等. 基于振动触觉反馈的机器人辅助骨曲面铣削[J]. 机器人, 2021, 43(4): 484-492.
WANG J G, XIA G M, DAI Y, et al. Robot-assisted milling on the bone curved surface based on vibrotactile feedback[J]. Robot, 2021, 43(4): 484-492.
- [17] 罗嘉琪, 隋建波, 王成勇. 医用球头铣刀铣削力模型与实验验证[J]. 工具技术, 2023, 2: 20-26.
LUO J Q, SUI J B, WANG CH Y. Milling force modeling for medical spherical bone burr and experimental verification [J]. Tool Engineering, 2023, 2: 20-26.
- [18] 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.

- [19] 夏光明, 代煜, 张建勋, 等. 基于声信号的骨科手术机器人椎板铣削深度控制[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(2): 144-154.
XIA G M, DAI Y, ZHANG J X, et al. Milling depth control of lamina for orthopedic robot based on acoustic signals[J]. Robot, 2021, 42(2): 144-154.
- [20] ZHANG W Y, RAO B D. A two microphone-based approach for source localization of multiple speech sources[J]. IEEE Transactions on Audio Speech, and Language Processing, 2010, 18(8): 1913-1928.

作者简介



孙健文, 2022 年于烟台大学获得学士学位, 现为南开大学硕士研究生, 主要研究方向为骨科机器人智能感知与运动控制。

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

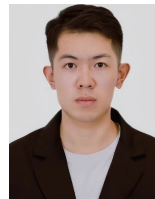
Sun Jianwen received his B.Sc. degree from Yantai University in 2022. He is currently a master student at Nankai University. His research interests include surgical robot intellisense and motion control.



王瑞, 2017 年于厦门大学获得学士学位, 现为天津医科大学博士研究生, 主要研究方向为脊柱手术机器人和骨质疏松。

E-mail: drwangrui@outlook.com

Wang Rui received his B.Sc. degree from Xiamen University in 2017. He is currently a Ph.D. candidate at Tianjin Medical University. His research interests include spinal surgery robot and osteoporosis.



夏光明 (通信作者), 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: xiaguangming@mail.nankai.edu.cn

Xia Guangming (Corresponding author) 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, 在 2002、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 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.