



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114444313 B

(45) 授权公告日 2022. 12. 06

(21) 申请号 202210110212.X

(22) 申请日 2022.01.29

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114444313 A

(43) 申请公布日 2022.05.06

(73) 专利权人 李危石
地址 100163 北京市大兴区吉场路中科电
商谷A8号楼703

(72) 发明人 李危石 赵宇 胡磊

(74) 专利代理机构 北京千壹知识产权代理事务
所(普通合伙) 11940

专利代理师 王玉玲

(51) Int. Cl.

G06F 30/20 (2020.01)

A61B 90/00 (2016.01)

A61B 17/32 (2006.01)

G06F 111/10 (2020.01)

G06F 119/14 (2020.01)

(56) 对比文件

CN 106725711 A, 2017.05.31

CN 111281479 A, 2020.06.16

CN 107530077 A, 2018.01.02

CN 101879080 A, 2010.11.10

CN 114469270 A, 2022.05.13

CN 101534728 A, 2009.09.16

CN 105963018 A, 2016.09.28

CN 107348981 A, 2017.11.17

US 2018049821 A1, 2018.02.22

US 2008048002 A1, 2008.02.28

臧爱云等.基于真实切割的虚拟手术中力觉
模型建模方法研究.《中国体视学与图像分析》
.2004, (第02期),

Zhongliang Jiang等.Cutting Depth
Monitoring Based on Milling Force for
Robot-Assisted Laminectomy.《 IEEE
Transactions on Automation Science and
Engineering》.2019,

审查员 邱丹丹

权利要求书1页 说明书10页 附图4页

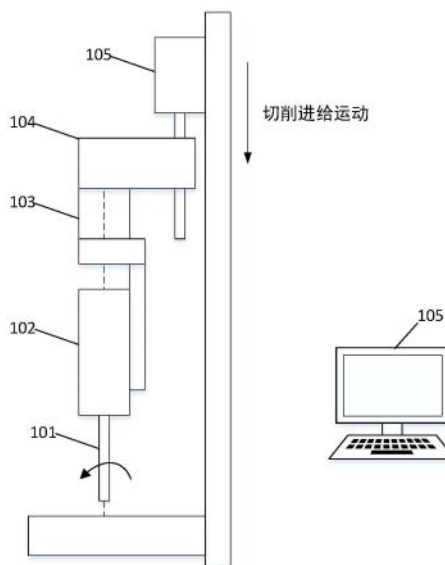
(54) 发明名称

一种生物组织识别系统

(57) 摘要

本发明公开了一种生物组织识别系统,该系统包括:外科切割手术器械、手术器械驱动系统、压力传感器、直线进给单元、直线驱动装置和控制装置;外科切割手术器械、手术器械驱动系统和压力传感器安装在直线进给单元上;直线进给单元在直线驱动装置的驱动下,带动外科切割手术器械、手术器械驱动系统和压力传感器做直线运动;力传感器用于检测外科切割手术装置的受力状态;控制装置用于对受力状态进行分析,并对手术器械驱动系统和直线驱动装置进行控制。该系统可准确的识别与手术器械接触的人体材料。

CN 114444313 B



1. 一种生物组织识别系统,其特征在于,包括:

外科切割手术器械、手术器械驱动系统、压力传感器、直线进给单元、直线驱动装置和控制装置;

所述外科切割手术器械、手术器械驱动系统和压力传感器安装在所述直线进给单元上;所述直线进给单元在所述直线驱动装置的驱动下,带动所述外科切割手术器械、手术器械驱动系统和压力传感器做直线运动;

所述力传感器用于检测外科切割手术器械的受力;

所述控制装置用于对所述受力进行分析,并对手术器械驱动系统和直线驱动装置进行控制;

所述控制装置被配置为:

将已知剪切应力的材料作为切割对象,用固定的进给速度 f 驱动外科切割手术器械切割该已知剪切应力的材料,以获取系统的切割效率 P ;

用标定切割效率 P 后的生物组织识别系统以标定时进给速度 f 切割待识别的生物组织,以获取该生物组织的剪切应力 τ_s ,其中:

$$\tau_s = \frac{P}{B \cdot f^2}$$

B 是与外科切割手术器械的刀刃构型和刀具材料相关的参数, f 为进给速度, P 为切割效率;

通过获取的剪切应力 τ_s 识别该生物组织类型。

一种生物组织识别系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种生物组织识别系统。

背景技术

[0002] 外科手术过程中,特别是骨科微创手术环境中,与手术工具接触的组织识别是医生判断手术操作安全性的关键。大部分情况下,是医生凭借经验判断,或采用器械与组织的接触力来判断组织材料。由于接触力与材料的属性没有显著的对应关系,因此判断正确率存在不足。也有部分现有技术是基于切割过程中的切割力和切割声音等物理特征,推断人体组织。然而,由于切割过程复杂,包括利用切割手术器械将组织从人体上剪切下来的切削运动和驱动切割手术器械进入人体的进给运动。进给运动是机器人/医生根据临床需求提供,切削运动是临床动力设备提供。动力设备不同,进给速度不同,对切割力的影响各不一样。同时,人体的个性化差异,人体组织的材料属性也有很大区别。因此,现有的人体组织识别技术还无法满足临床需求。

发明内容

[0003] 鉴于现有技术中的上述缺陷或不足,本发明提供了一种生物组织识别系统,通过建立切削效率和被切割材料属性之间的关系,建立不同组织材料的属性数据库,从而实现组织材料的精准识别,为提高机器人的手术状态识别率和自主操作能力提供支持。

[0004] 本发明提供了一种生物组织识别系统,包括:

[0005] 外科切割手术器械、手术器械驱动系统、压力传感器、直线进给单元、直线驱动装置和控制装置;

[0006] 外科切割手术器械、手术器械驱动系统和压力传感器安装在直线进给单元上;直线进给单元在直线驱动装置的驱动下,带动外科切割手术器械、手术器械驱动系统和压力传感器做直线运动;

[0007] 力传感器用于检测外科切割手术器械的受力;

[0008] 控制装置用于对受力进行分析,并对手术器械驱动系统和直线驱动装置进行控制。

[0009] 更进一步的,该控制装置被配置为:

[0010] 将已知剪切应力的材料作为切割对象,用固定的进给速度 f 驱动外科切割手术器械切割该已知剪切应力的材料,以获取系统的切割效率 p ;

[0011] 用标定切割效率 p 后的生物组织识别系统以标定时进给速度 f 切割待识别的生物组织,以获取该生物组织的剪切应力 τ_s ;

[0012] 通过获取的剪切应力 τ_s 识别该生物组织类型。

[0013] 进一步的,上述生物组织识别系统的具体识别方法,包括:

[0014] 将已知剪切应力的材料作为切割对象,用固定的进给速度 f 驱动外科切割手术系统切割该已知剪切应力的材料,以获取该外科切割手术系统的切割效率 P ;

[0015] 用标定切割效率 P 后的外科切割手术系统以标定时进给速度 f 切割待识别的生物组织,以获取该生物组织的剪切应力 τ_s ;

[0016] 通过获取的剪切应力 τ_s 识别该生物组织类型。

[0017] 更进一步的,根据以下数学模型计算剪切应力 τ_s :

$$[0018] \quad \tau_s = \frac{P}{B \cdot f^2}$$

[0019] 其中, B 是与外科切割手术器械的刀刃构型和刀具材料相关的参数, f 为进给速度, P 为切割效率。

[0020] 更进一步的,剪切应力 τ_s 的数学模型的获取步骤为:

[0021] 建立外科切割手术器械的主切削刃的轴向作用力 F_f 的数学模型;

[0022] 建立外科切割手术器械的横刃的轴向作用力 F_{fc} 的数学模型;

[0023] 建立外科切割手术器械的横刃压进点轴向作用力 F_{ft} 的数学模型;

[0024] 根据主切削刃的轴向作用力 F_f 的数学模型、横刃的轴向作用力 F_{fc} 的数学模型和横刃压进点轴向作用力 F_{ft} 的数学模型,获得切割运动的总进给力 F 的数学模型;

[0025] 根据切割运动的总进给力 F 、切割运动的切削力 F_c 、进给速度 f 和切削速度 V ,计算切割运动的切割效率 P 的数学模型;

[0026] 根据切割效率 P 、与外科切割手术系统的刀刃构型和刀具材料相关的参数 B 和进给速度 f ,获取生物组织的剪切应力 τ_s 的数学模型。

[0027] 更进一步的,外科切割手术器械的主切削刃的轴向作用力 F_f 的数学模型为:

$$[0028] \quad F_f = \tau_s t w_1$$

$$[0029] \quad w_1 = 1 / \left(\frac{\sin(\beta - \gamma_0)}{\cos(\phi_n + \beta - \gamma_0)} * \frac{b}{\cos \lambda_s \sin \phi_n} \right)$$

[0030] 其中, τ_s 是剪切面分布的剪切应力, t 为切削厚度, β 为切屑与刀面的摩擦角, γ_0 为前倾角, λ_s 为刃倾角, ϕ_n 为主剪切面角度, w_1 为中间参数。

[0031] 更进一步的,外科切割手术器械的横刃的轴向作用力 F_{fc} 的数学模型为:

$$[0032] \quad F_{fc} = 2 \tau_s t \int_0^{dl/2} \frac{\sin(\phi_n + \beta - \gamma_0)}{\sin \phi_n \cos(\phi_n + \beta - \gamma_0)} dl$$

$$[0033] \quad F_{fc} = \tau_s t w_2$$

$$[0034] \quad w_2 = 2 \int_0^{dl/2} \frac{\sin(\phi_n + \beta - \gamma_0)}{\sin\phi_n \cos(\phi_n + \beta - \gamma_0)} dl$$

[0035] 其中, τ_s 是剪切面分布的剪切应力, t 为切削厚度, ϕ_n 为主剪切面角度, β 为切屑与刀面的摩擦角, γ_0 为前倾角, t 为切削厚度, w_2 为中间参数。

[0036] 更进一步的, 外科切割手术器械的横刃压进点轴向作用力 F_{ft} 的数学模型为:

$$[0037] \quad F_{ft} = \frac{8\tau_s(1+\delta)t\sin\gamma_{ind}R_{ind}}{\cos\gamma_{ind} - \sin(\gamma_{ind} - \delta)}$$

$$[0038] \quad \gamma_{ind} = -\tan^{-1}[\tan\varphi\cos(\pi - \psi)]$$

$$[0039] \quad R_{ind} = \frac{f}{2\pi\tan\alpha_s}$$

$$[0040] \quad w_3 = \frac{8(1+\delta)\sin\gamma_{ind}R_{ind}}{\cos\gamma_{ind} - \sin(\gamma_{ind} - \delta)}$$

$$[0041] \quad F_{ft} = w_3\tau_s t$$

[0042] 其中, δ 是滑移线的解, τ_s 是剪切面分布的剪切应力, γ_{ind} 是楔体夹角, 为压进区半径, ψ 为横刃斜角, α_s 横刃的静态后角, t 为切削厚度, f 为进给速度, w_3 为中间参数。

[0043] 更进一步的, 切割运动的总进给力 F 数学模型为: $F = F_f + F_{fc} + F_{ft}$ 。

[0044] 更进一步的, 切割运动的切割效率 P 的数学模型为:

$$[0045] \quad P = F \cdot f \cdot \frac{\cos(\beta - \gamma_0) \cdot 2 \cdot \cos\phi_n}{\sin(\beta - \gamma_0) \cdot \sin\phi_n}$$

$$[0046] \quad f = \frac{V\sin\phi_n}{2\cos\phi_n}$$

$$[0047] \quad P = (W_1 + W_2 + W_3)\tau_s f \cdot f \cdot \frac{\cos(\beta - \gamma_0) \cdot 2 \cdot \cos\phi_n}{2 \cdot \sin(\beta - \gamma_0) \cdot \sin\phi_n}$$

$$[0048] \quad B = (W_1 + W_2 + W_3) \cdot \frac{\cos(\beta - \gamma_0) \cdot \cos\phi_n}{\sin(\beta - \gamma_0) \cdot \sin\phi_n}$$

$$[0049] \quad P = \tau_s \cdot f^2 \cdot B$$

[0050] 其中, F 为切割运动的总进给力, F_c 为切割运动的切削力, f 为进给速度, V 为切削速度, B 为与外科切割手术器械的刀刃构型和刀具材料相关的参数。

[0051] 本发明提供一种生物组织识别系统, 可以在手术过程中, 准确的识别与手术器械接触的人体材料, 从而为机器人进入临床辅助医生自主完成椎板减压手术提供依据。

附图说明

[0052] 通过阅读参照以下附图所作的对非限制性实施例所作的详细描述, 本申请的其它特征、目的和优点将会变得更明显:

[0053] 图1是一个实施例提供的生物组织识别系统的硬件示意图;

- [0054] 图2是一个实施例提供的平面剪切模型示意图；
- [0055] 图3是一个实施例提供的平面剪切模型的切削受力示意图；
- [0056] 图4是一个实施例提供的平面剪切模型的切屑受力示意图；
- [0057] 图5是一个实施例提供的手术器械的切削刃示意图；
- [0058] 图6是一个实施例提供的手术器械的横刃压进区示意图；
- [0059] 图7是另一个实施例提供的生物组织识别方法的逻辑流程图；
- [0060] 图8是另一个实施例提供的生物组织识别系统的逻辑结构图。

具体实施方式

[0061] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整的描述，显然，所描述的实施例是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0062] 在本发明实施例中使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的，而非旨在限制本发明。在本发明实施例和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”“所述”和“该”也旨在包括多数形式，除非上下文清楚地表示其他含义。

[0063] 应当理解，尽管在本发明实施例中可能采用术语第一、第二、第三等来描述获取模块，但这些获取模块不应限于这些术语。这些术语仅用来将获取模块彼此区分开。

[0064] 取决于语境，如在此所使用的词语“如果”可以被解释成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”或“响应于检测”。类似地，取决于语境，短语“如果确定”或“如果检测(陈述的条件或事件)”可以被解释成为“当确定时”或“响应于确定”或“当检测(陈述的条件或事件)时”或“响应于检测(陈述的条件或事件)”。

[0065] 需要注意的是，本发明实施例所描述的“上”“下”“左”“右”等方位词是以附图所示的角度来进行描述的，不应理解为对本发明实施例的限定。此外在上下文中，还需要理解的是，当提到一个元件被形成在另一个元件“上”或“下”时，其不仅能够直接形成在另一个元件“上”或者“下”，也可以通过中间元件间接形成在另一元件“上”或者“下”。

[0066] 现有技术在外科椎板切除操作中存在神经/脊髓易受损伤和手术机器人自主操作能力不足等难题。外科切削手术，特别是椎板切除手术的环境复杂且封闭，手术信息量少，医生不知道神经所在具体位置，容易导致切割刀具伤害到神经。现有脊柱机器人实现了精准位置跟踪，但无法识别手术中椎体和脊髓/神经的形状/相对位置变化，无法完成椎板切除，机器人功能还停留在定位操作。也有现有技术试图利用手术中的切割力和声音等物理特征，识别手术状态，判断手术器械与神经的相对位置关系，从而实现椎板的精准切除，但由于人体的个性化差异，这些物理特征存在很大的不确定性，因此这些利用手术机器人的椎板切除技术还停留在实验室阶段。

[0067] 实际上，椎板切除的关键就是识别手术器械接触的人体组织，切割椎板同时不伤害神经。由于切割过程复杂，包括利用切割手术器械将组织从人体上剪切下来的切削运动和驱动切割手术器械进入人体的进给运动。进给运动是机器人/医生根据临床需求提供，切削运动是临床动力设备提供。动力设备不同，进给速度不同，对切割力的影响各不一样。同时，人体的个性化差异，人体组织的材料属性也有很大区别。因此，现有的人体组织识别方

法还无法满足临床需求。

[0068] 本申请提供了一种生物组织识别系统,其利用切割理论建立切削效率(切割进给力/进给速度)和被切割材料属性之间的关系,实现材料的精准识别,为提高机器人的手术状态识别率和自主操作能力提供方法和设备支持。

[0069] 参见图1,生物组织识别系统100,包括:外科切割手术器械101、手术器械驱动系统102、压力传感器103、直线进给单元104、直线驱动装置105和控制装置106。本实施例的生物组织系统100可以是一种外科切割手术装置,也可以是单纯的用于识别材料性质的装置。

[0070] 其中,该外科切割手术器械101、手术器械驱动系统102和压力传感器103安装在所述直线进给单元104上;直线进给单元104在直线驱动装置的驱动下,带动外科切割手术器械101、手术器械驱动系统102和压力传感器103做直线运动;压力传感器103用于检测外科切割手术系统100的受力状况;控制装置106用于对受力状态进行分析,并对手术器械驱动系统和直线驱动装置进行控制。具体的,控制装置106对压力传感器103检测到的压力数据进行分析以获取手术对象的组织类型,并根据压力数据获取外科切割手术器械101是否穿透手术对象的生物组织,若穿透该生物组织,控制装置106控制手术器械驱动系统102和直线驱动装置105停止工作。

[0071] 进一步的,外科切割手术器械101可以是旋转切割手术器械,也可以是超声振动切割刀具,本申请并不做具体类型的限定。本实施例以旋转切割手术器械为例进行说明。

[0072] 进一步的,手术器械驱动系统102可以是各种类型的旋转电机,用于带动旋转切割手术器械转动以完成对人体组织的切削。

[0073] 进一步的,压力传感器103可为单个或多个传感器配合采集,其在系统开始工作时即一直运行,将采集全过程中的受力信息供系统判断使用。通常的,传感器信息采集到电脑软件端(未显示在图上),由软件实时分析当前的受力信息,当压力传感器出现穿透特征时,软件将判定切割完毕,控制外科切割手术器械101、直线进给单元104和直线驱动装置105停止运行。通过压力传感器103采集的受力信息、系统已知的切削效率和刀具类型参数值,控制装置106可以准确的判断和识别出切削组织的种类,具体判断方法参见方法实施例。

[0074] 具体的,该系统100为单自由度系统,在测试或工作状态下,由直线驱动装置105,如直线单元电机,带动直线进给单元104实现安装于该直线进给单元104上的一个或多个压力传感器103及外科切割手术器械101的直线运动。在AI识别学习训练过程中,首先打开外科切割手术器械101,固定好不同的组织材料,控制装置106控制直线进给单元104进行直线运动,并对上述过程中采集到的压力传感器数据进行归类,提取出材料的特征参数,如每种组织材料对应的力学特征值,并存储于系统存储器中。在手术过程中或测定过程中,控制装置106通过获取手术中的切削压力数据即可准确判定人体组织的类别。

[0075] 进一步的,上述控制装置106可以是用于生物组织识别系统100的嵌入式系统,如单片机、PLC、FPGA、CPLD或DSP,还可以是上位机系统,如PC机或服务器。

[0076] 本申请的另一实施例,还提供了一种基于外科手术切削效率的生物组织识别方法,该方法可以被产品实施例中的生物组织识别系统100执行。

[0077] 本实施例的组织识别主要是识别外科手术工具正在切割的组织材料种类,如皮质骨、松质骨、软组织、空切。在骨科手术中,外层一般为皮质骨,中间松质骨,内层又为皮质骨,类似三明治结构,通过识别组织,手术机器人可判断是否继续进行切割,例如已经切割

到内层皮质骨,并识别出空切,说明已经切穿整个三明治结构,需要立刻停止切割,以保证安全。

[0078] 为了实现本发明的生物组织识别方法,需要建立基于切割效率的人体组织识别模型,过程如下:

[0079] 一、进行手术切割过程和切削运动的分析:

[0080] 具体的,手术切削过程十分复杂,基于本发明提出的平行面剪切模型,可以很好的描述切削过程中主剪切区的主要滑移剪切过程。

[0081] 参见图2,主剪切面 A-B 平行于始剪切线 C-D 和终剪切线 E-F,并且平分剪切区, V 是切割运动的切削速度, V_c 是切屑的速度, ϕ_n 是主剪切面的角度。

[0082] 参见图3所示的平面剪切模型的受力分析和图4所示的切屑受力分析。在稳态切割下,切割力 F 可以根据切削运动方向分解成平行切削速度的切削力 F_c 和垂直切削速度的进给力 F_f ,也可以分为沿主剪切面的剪切力 F_s 和垂直于主剪切面的法向力 F_{ns} 的合力。图4中的 F' 为切割力 F 的平衡力,两个力大小相等,方向相反。 F_{nc} 为切割力 F 在垂直于切削方向上的分力, F_{fc} 为切割力 F 在轴向(即切削流动方向)上的分力。

[0083] 外科手术中,外科器械切割生物组织的运动,可以分为工具剥离组织的切削运动,和刀具进入组织的刀具进给运动。以骨科常见的旋转切割器械为例,刀具的旋转运动让刀具的切削刃剥离组织构成了切割过程的切削运动,工具的进给运动让工具的切削刃进入组织构成了切割过程的进给运动,两个力的合理构成了切割运动的切割力。外科器械的切削运动一般由器械驱动系统提供,进给运动一般由医生根据手术状态实时调节和控制。切削运动与进给运动在切割过程中相互作用和影响,共同完成组织切割剥离任务。

[0084] 二、建立切削力的模型:

[0085] 参见图5,在切割过程中,切割手术器械的主切削刃、横刃和横刃压进区等三个部分参与切削,且对切削运动的作用各有不同,需要分别建立三个部分的切削力模型。

[0086] 1、建立主切削刃的轴向作用力 F_f 模型:

[0087] 假设主剪切平面内的剪切应力是均匀的,剪切力与剪切应力成正比例,则主剪切面的剪切力为:

$$[0088] \quad F_s = \tau_s A_s$$

[0089] 其中, F_s 为主剪切面的剪切力, A_s 是剪切面的大小, τ_s 是剪切面分布的剪切应力。

$$[0090] \quad F_s = \frac{\tau_s t b}{\cos \lambda_s \sin \phi_n}$$

[0091] 其中 t 为切削厚度, b 为主切削刃宽度, τ_s 为剪切材料的剪切面上分布的剪切应力, λ_s 为刃倾角, ϕ_n 为主剪切面角度。

[0092] 根据平行面剪切区模型可知:

$$[0093] \quad F_s = F_f / \left(\frac{\sin(\beta - \gamma_0)}{\cos(\phi_n + \beta - \gamma_0)} \right)$$

$$[0094] \quad \tau_s = F_f / \left(\frac{\sin(\beta - \gamma_0)}{\cos(\phi_n + \beta - \gamma_0)} * \frac{tb}{\cos\lambda_s \sin\phi_n} \right)$$

[0095] 其中,垂直切削速度的进给力 F_f , γ_0 为前倾角, β 为切屑与刀面的摩擦角,和两个接触的材料摩擦属性相关。 τ_s 为剪切材料的剪切面上分布的剪切应力。不同的组织材料,其 τ_s 剪切应力不同。

$$[0096] \quad \text{令: } w_1 = 1 / \left(\frac{\sin(\beta - \gamma_0)}{\cos(\phi_n + \beta - \gamma_0)} * \frac{b}{\cos\lambda_s \sin\phi_n} \right)$$

[0097] 则有:

$$[0098] \quad F_f = \tau_s t w_1$$

[0099] 其中, w_1 为用于后续计算的中间参量。

[0100] 2、建立第二切削刃的轴向作用力 F_{fc} 模型:

[0101] 横刃上微分单元 dl 的轴向力可以描述为:

$$[0102] \quad \frac{dF_{fc}}{dr} = \tau_s \frac{t \sin(\phi_n + \beta - \gamma_0)}{\sin\phi_n \cos(\phi_n + \beta - \gamma_0)}$$

[0103] 横刃的总的轴向力为:

$$[0104] \quad F_{fc} = 2 \int_0^{dl/2} \frac{dF_{fc}}{dr} dl$$

$$[0105] \quad F_{fc} = 2\tau_s t \int_0^{dl/2} \frac{\sin(\phi_n + \beta - \gamma_0)}{\sin\phi_n \cos(\phi_n + \beta - \gamma_0)} dl$$

$$[0106] \quad F_{fc} = \tau_s t w_2$$

$$[0107] \quad \text{则有: } w_2 = 2 \int_0^{dl/2} \frac{\sin(\phi_n + \beta - \gamma_0)}{\sin\phi_n \cos(\phi_n + \beta - \gamma_0)} dl$$

[0108] 3、建立横刃压进区轴向作用力 F_{ft} 模型:

[0109] 参见图6,横刃压进区半径的计算公式为:

$$[0110] \quad R_{ind} = \frac{f}{2\pi t \tan\alpha_s}$$

[0111] 其中, f 是进给速度,数值为2倍的厚度 t , α_s 是横刃的静态后角,大小等于楔体夹角 r_{ind} 。

$$[0112] \quad r_{ind} = -\tan^{-1}[\tan\phi \cos(\pi - \psi)]$$

$$[0113] \quad 2r_{ind} = \delta + \cos^{-1}[\tan(\frac{\pi}{4} - \frac{\delta}{2})]$$

[0114] 其中, δ 是滑移线的解, ϕ 钻尖半锋角, ψ 为横刃斜角。

[0115] 楔入的总载荷为:

$$[0116] \quad F_{ft} = \frac{8\tau_s(1+\delta)t\sin\gamma_{ind}R_{ind}}{\cos\gamma_{ind} - \sin(\gamma_{ind} - \delta)}$$

$$[0117] \quad w_3 = \frac{8(1+\delta)\sin\gamma_{ind}R_{ind}}{\cos\gamma_{ind} - \sin(\gamma_{ind} - \delta)}$$

$$[0118] \quad F_{ft} = w_3\tau_s t$$

[0119] 其中, w_3 为用于后续计算的中间参量。

[0120] 4、建立切割运动的总进给力 F 模型:

$$[0121] \quad F = F_f + F_{fc} + F_{ft}$$

$$[0122] \quad \text{则有: } F = (w_1 + w_2 + w_3)\tau_s t$$

[0123] 其中: $w_1 + w_2 + w_3$ 是与器械的切削刃的形状相关的参数, 在切割过程中的不变量。 τ_s 是人体组织的剪切应力, 与组织的属性相关, 也是判别人体组织的关键参数。 t 是切削刃的进给速度, 也是切削刃切割的深度。

[0124] 5、建立切割运动的切削效率和组织材料属性的关系模型:

[0125] 切割运动可以解耦为切削运动和进给运动, 切削运动由手术器械及其动力系统实现。在稳定切削条件下, 切削运动的效率 P (最大切削力和切削速度的乘积) 表征了手术器械及其动力系统的性能。

$$[0126] \quad P = F_c V$$

[0127] 根据平行剪切区模型可知, 存在以下关系:

$$[0128] \quad \sin(\beta - \gamma_0)$$

[0129] 切割运动的切削力 F_c 和切割运动进给力 F 关系为:

$$[0130] \quad F = F_c \frac{\sin(\beta - \gamma_0)}{\cos(\beta - \gamma_0)}$$

[0131] 例如, 在麻花钻构型下, 进给速度 f 是切割厚度 t 的2倍:

$$[0132] \quad f = 2t$$

[0133] 切削速度 V 和进给速度 f 存在以下关系:

$$[0134] \quad f = \frac{V \sin \phi_n}{2 \cos \phi_n}$$

[0135] 因此, 切割效率 P 可以描述为:

$$[0136] \quad P = F \cdot f \cdot \frac{\cos(\beta - \gamma_0) \cdot 2 \cdot \cos \phi_n}{\sin(\beta - \gamma_0) \cdot \sin \phi_n}$$

$$[0137] \quad P = (W_1 + W_2 + W_3)\tau_s f \cdot f \cdot \frac{\cos(\beta - \gamma_0) \cdot 2 \cdot \cos \phi_n}{2 \cdot \sin(\beta - \gamma_0) \cdot \sin \phi_n}$$

[0138] 令:

$$[0139] \quad B = (W_1 + W_2 + W_3) \cdot \frac{\cos(\beta - \gamma_0) \cdot \cos \phi_n}{\sin(\beta - \gamma_0) \cdot \sin \phi_n}$$

$$[0140] \quad P/B = \tau_s \cdot f^2$$

$$[0141] \quad \tau_s = \frac{P}{B \cdot f^2}$$

[0142] B 是与手术器械的刀刃构型和刀具材料相关参数。 τ_s 是人体组织的剪切应力,与组织的属性相关,也是判别人体组织的关键参数。

[0143] 根据以上各个参数之间的关系模型可知,当切削工具构型 B 和切削效率 P 一定的时候,切割材料的属性与切削效率和进给速度相关。

[0144] 参见图7,根据上述关系模型可以得到以下的生物组织识别方法:

[0145] 步骤S201,将已知剪切应力的材料作为切割对象,用固定的进给速度 f 驱动外科切割手术系统切割该已知剪切应力的材料,以获取所述外科切割手术系统的切割效率 P 。

[0146] 步骤S202,用标定切割效率 P 后的外科切割手术系统以标定时进给速度 f 切割待识别的生物组织,以获取该生物组织的剪切应力 τ_s ;

[0147] 步骤S203,通过获取的剪切应力 τ_s 识别该生物组织类型。

[0148] 在具体实施过程中,可以预先针对多种不同的人体组织材料进行切割测定,获取针对不同人体组织的剪切应力 τ_s ,并建立人体组织和剪切应力 τ_s 之间的对应关系,并将对应关系存储在手术系统的计算机中,正式测试或正式手术时,手术系统通过检测手术对象的剪切应力即可准确获得该手术对象的组织类型。

[0149] 进一步的,为了使识别结果更为快速、准确,可以结合神经网络或其它AI算法对识别过程进行训练,本实施例不再赘述。

[0150] 参见图8,本发明的另一实施例,还提供了一种生物组织识别装置300,包括切割效率获取模块301,剪切应用获取模块302,组织类型识别模块303。该生物组织识别装置300可以是用于实现上述实施例中的生物组织识别方法的软件虚拟功能模块,也可以是硬件装置。具体的:

[0151] 切割效率获取模块301,被配置为将已知剪切应力的材料作为切割对象,用固定的进给速度 f 驱动外科切割手术系统切割该已知剪切应力的材料,以获取所述外科切割手术系统的切割效率 P 。

[0152] 剪切应用获取模块302,被配置为用标定切割效率 P 后的外科切割手术系统以标定时进给速度 f 切割待识别的生物组织,以获取该生物组织的剪切应力 τ_s 。

[0153] 组织类型识别模块303,被配置为通过获取的剪切应力 τ_s 识别该生物组织类型。

[0154] 需要说明的是,本实施例提供的生物组织识别装置300是上述生物组织识别方法的软件虚拟功能模块,其对应的可用于执行各方法实施例的技术方案,其实现原理和技术效果与方法类似,此处不再赘述。

[0155] 以上描述仅为本发明的较佳实施例。本领域技术人员应当理解,本发明中所涉及的公开范围,并不限于上述技术特征的特定组合而成的技术方案,同时也应涵盖在不脱离上述公开构思的情况下,由上述技术特征或其等同特征进行任意组合而形成的其它技术方

案。例如上述特征与本发明中公开的(但不限于)具有类似功能的技术特征进行互相替换而形成的技术方案。

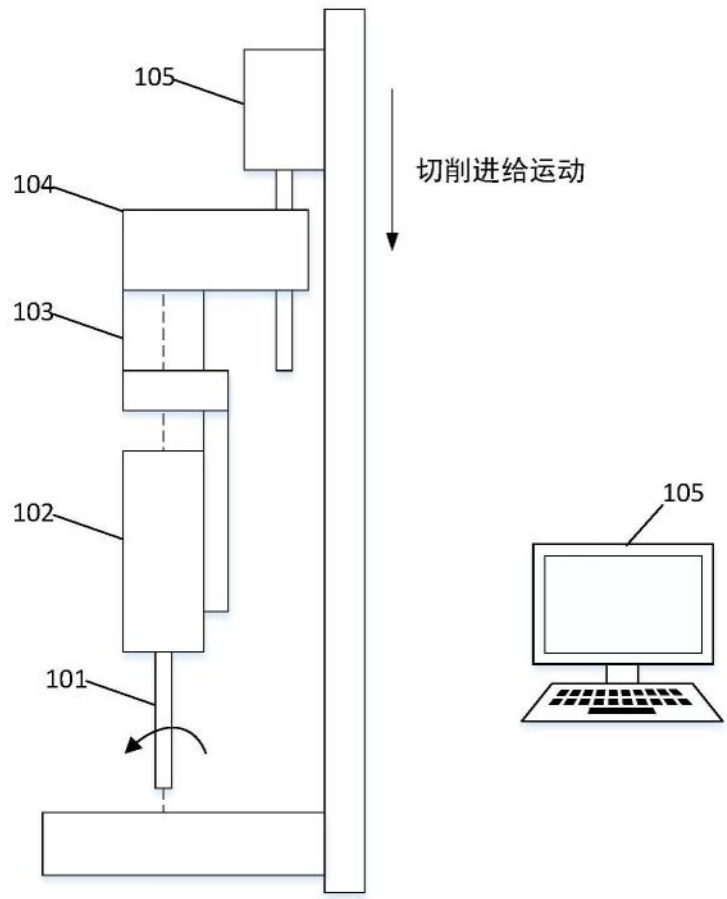


图1

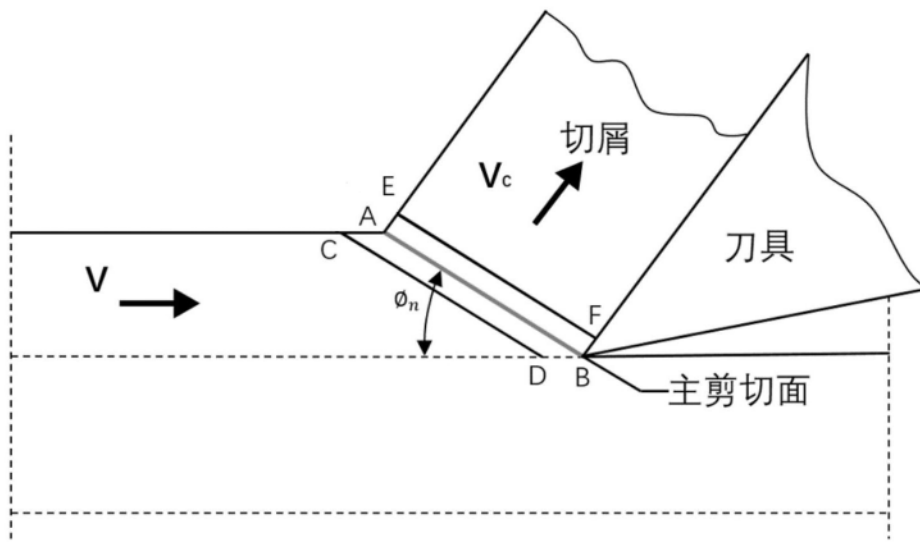


图2

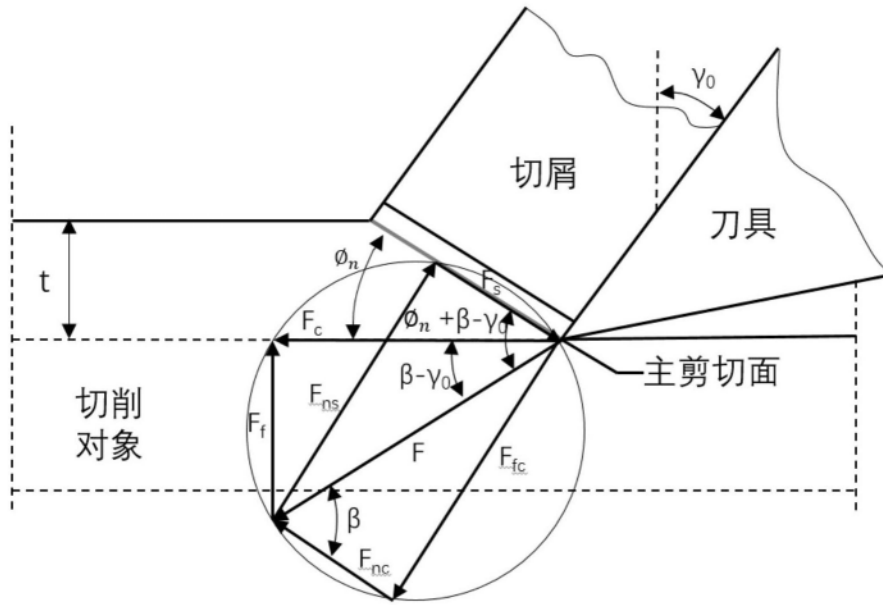


图3

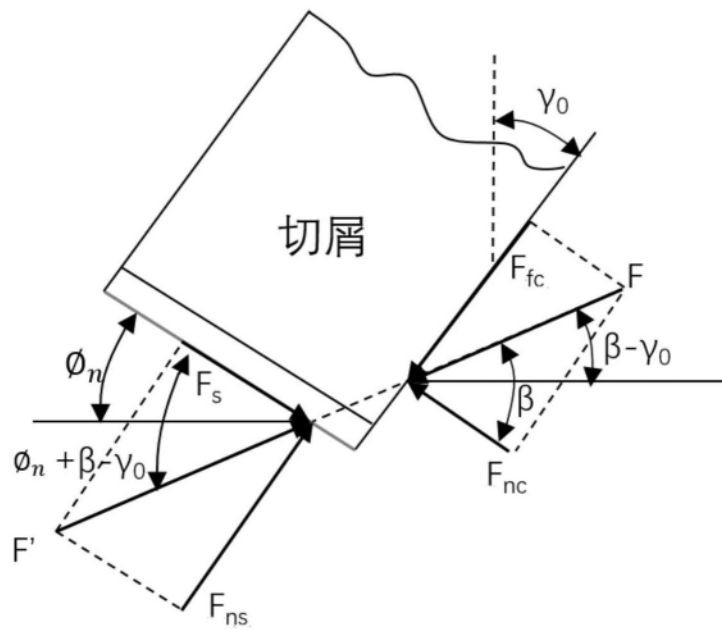


图4

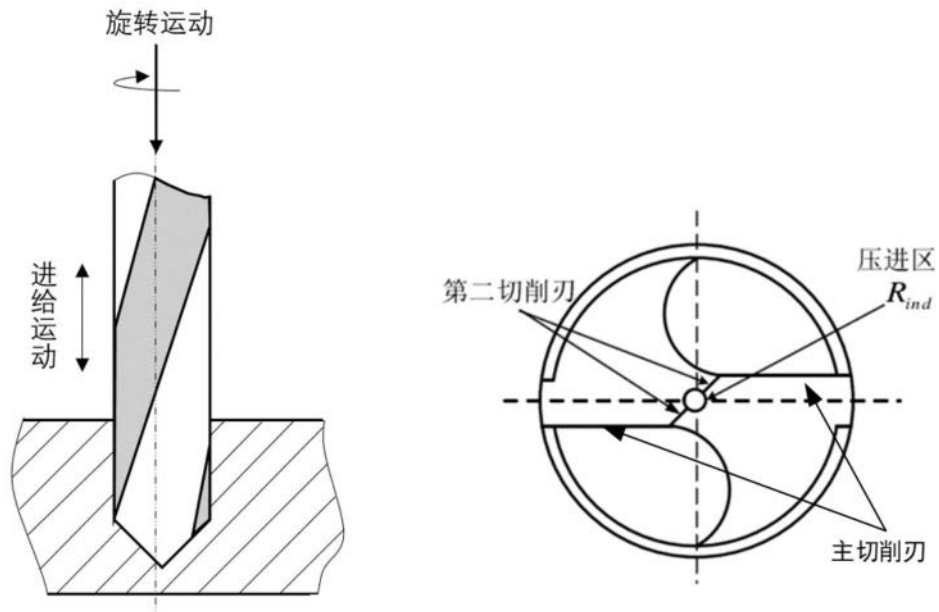


图5

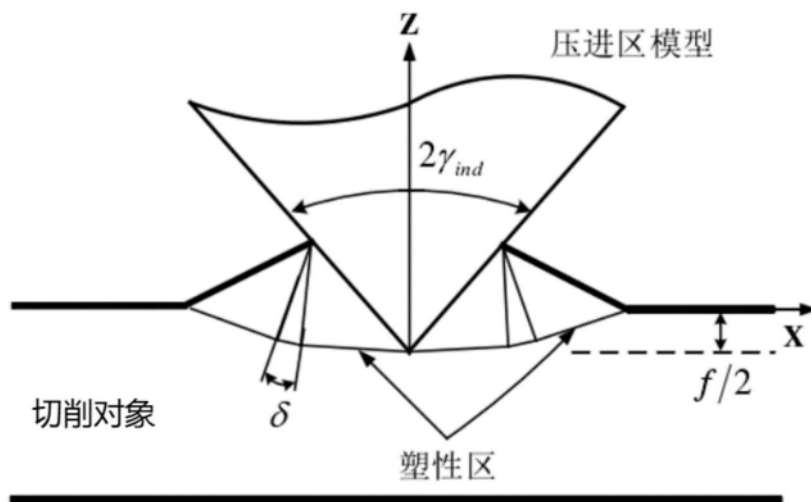


图6

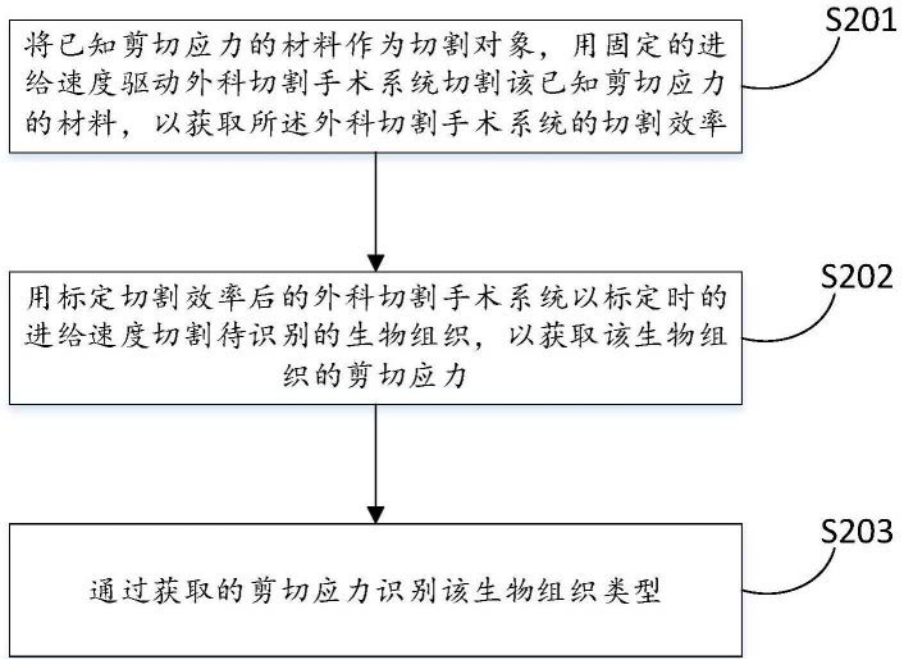


图7

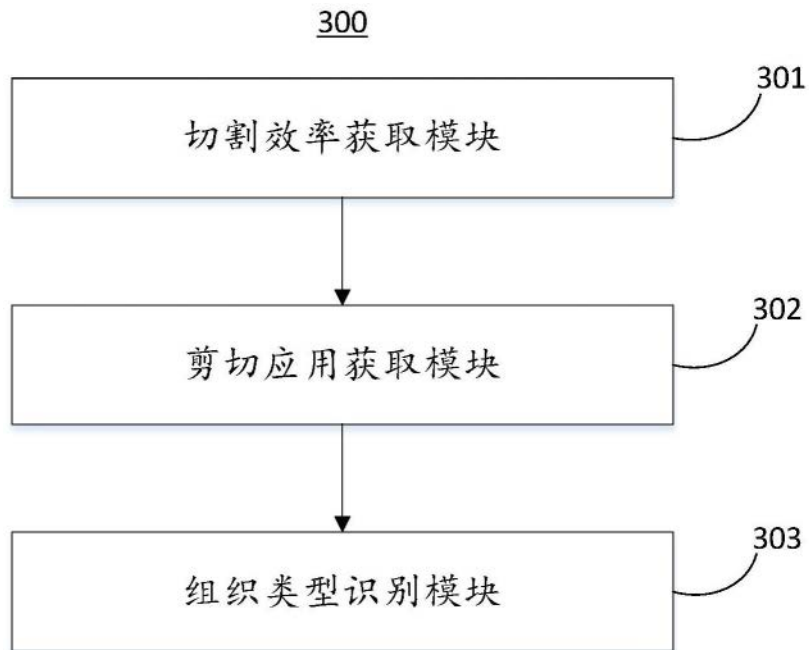


图8