

文章编号:1004-7220(2013)06-0648-06

基于生物力学信息数字化机器人辅助手术系统

王沫楠, 安贤俊

(哈尔滨理工大学 机器人研究所, 哈尔滨 150080)

摘要: **目的** 建立一套数字化机器人辅助手术系统再现真实手术过程,并通过仿真系统与外部力反馈设备的结合实现对虚拟环境中机器人的控制和力觉反馈。**方法** 系统的设计包括:基于生物力学理论的人体组织建模、基于有限元方法人体组织生物力学模型的计算、外部力反馈设备的设计、控制算法设计等。通过多层次模型、系统集成等方法,实现基于生物力学信息并具有交互特性的虚拟机器人辅助骨折牵引复位手术平台。**结果** 当主手控制系统和虚拟环境生成机通过局域网连接成功后,该系统完成了闭环信息传递过程。**结论** 该系统可以实现对虚拟环境中手术机器人的主从控制、视觉反馈和力觉反馈。该项研究为数字化模拟外科手术相关技术的发展起到推进作用,模拟手术在提高手术成功率、新医生的培训方面具有很强的优势。

关键词: 力反馈; 机器人辅助手术; 虚拟手术系统; 生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Digital robot-aided surgery system based on biomechanical information

WANG Mo-nan, AN Xian-jun (*Robotics Institute, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China*)

Abstract: **Objective** To establish a set of digital robot-aided surgery system to represent the real surgery process, and realize robot control and force feedback in virtual environment by digital human tissue simulation combined with outer force feedback instrument. **Methods** The digital robot aided-surgery system design includes human tissue biomechanical modeling, biomechanical model calculation, force feedback instrument design, control algorithm, digital robot-aided surgery system based on biomechanical information. **Results** After local area network was successfully connected between haptic device control system and virtual environment, the system completed closed-loop information transfer process. **Conclusions** The robot-aided surgery system can realize the master-slave control, visual feedback and force feedback in virtual environment, which will contribute to the development of digital surgery simulation technology and gain advantages in the aspects of improving surgery success rate and training new doctors.

Key words: Force feedback; Robot-aided surgery; Virtual surgery system; Biomechanics

现代科学技术的发展越来越体现多门学科的交叉和渗透。虚拟手术(virtual surgery, VS)作为正在发展起来的研究方向,是集医学、生物力学、机械学、材料学、计算机图形学、计算机视觉、数学分析、机

械、力学、材料学、机器人等诸多学科为一体的新型交叉研究领域。其目的是使用计算机技术来模拟、指导医学手术所涉及的各种过程,在时间段上包括了术前、术中、术后,在实现的目的上有手术计划制

收稿日期:2012-12-11; 修回日期:2012-12-30

基金项目:国家自然科学基金资助项目(61073144), 黑龙江省高校长江学者后备计划(2013CJHB007), 机器人技术与系统国家重点实验室开放基金项目。

通信作者:王沫楠, 教授, E-mail: qqwmnan@163.com。

定、手术排练演习、手术教学、手术技能训练、术中引导手术和术后康复等。

Satava^[1]于1996年在第4届医学虚拟现实会议上提出了关于3代医学仿真系统框架的概念。在3代医学仿真系统框架中,第1代医学仿真系统着重于表现人体的几何特性,将虚拟现实技术中的漫游和沉浸概念应用于人体解剖数据集,提供有限的用户交互,已经在医护人员地教育和培训中得到应用。第2代医学仿真系统在组织建模时考虑到不同解剖组织的物理特性,加入了人体作为生物体的物理特性。第3代医学仿真系统则考虑人体各器官的功能本质,如切断血管(物理现象)可能对血压(生理现象)造成的影响,进而影响其他器官的正常功能(生理功能)。总体来说,第3代医学仿真系统最接近于人体的生理和生物功能,是医学仿真系统的最终研究目标。目前,研究人员对虚拟手术的研究大多集中于其发展框架的第2代,即考虑器官组织生物力学特性的物理学仿真。

基于上述研究背景,针对机器人辅助骨折牵引复位手术平台,本文实现了基于生物力学信号数字化机器人辅助手术系统设计。整个系统的实现融入多层次模型、系统集成等多项创新想法,是目前基于机器人辅助骨折牵引复位手术实现的唯一基于生物力学信息的具有交互特性的虚拟手术平台。

1 人体组织生物力学特性方程

在胫腓骨骨折牵引复位手术中腿部的受力分析如图1所示。并联机器人通过克氏针将牵引力施加到人体腿部的跟骨上;与跟骨相连的是距骨,然后是断裂的下半段腓骨。因为断裂的下半段腓骨和断裂的上半段腓骨是脱离的,两者无法直接传递力,只有通过附着在其上的肌肉来传递。断裂的上半段的固定力主要来自于固定于小腿上半段支架和固定大腿下半段的扎带。总体上,无论是肌肉还是骨骼,其承受的力都是大致沿着力线方向,如图1中蓝线所示。

虽然人体腿部的生理组织有骨骼、肌肉、神经、血管、淋巴、脂肪、皮肤等很多组织,但因为其解剖结构各不相同,在外科手术中表现出来的生物力学特性也不尽一致,特别是通过牵引复位操作中腿部的受力分析可以发现,它们起到的作用也不一样。例如神经、血管、脂肪等组织,不但其三维形体复杂,难

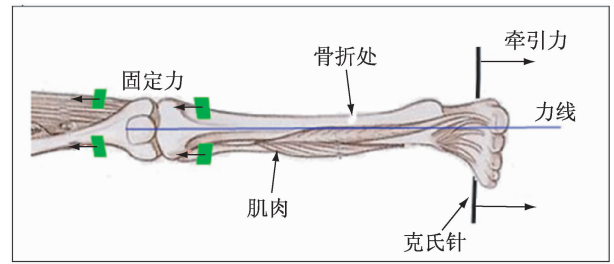


图1 腿部牵引受力分析图

Fig. 1 Schematic of force analysis during leg traction

以重建,而且在手术过程中对牵引力的产生基本上毫无贡献,故在建模过程中可以给予忽略。而骨骼和肌肉,则在手术过程中起到的作用最大。

1.1 骨生物力学特性方程

骨骼一般由皮质骨壳和松质骨核组成,其主要成分为羟基磷灰石和胶原纤维。羟基磷灰石非常坚硬,其沿轴向的弹性模量为165 GPa;胶原纤维不严格服从虎克定律,但其切线弹性模量为1.24 GPa。骨骼的整体弹性模量介于两者之间,力学性能比任何一个都好,因为柔软的胶原纤维可以阻止硬材料的脆性断裂,而坚硬的硬材料又可以阻止软材料的屈服。

在实际的外科手术中,通过X射线对腿部骨骼进行探测,发现骨性组织并没有发生明显的变形。因此,采用各向同性线弹性模型来定义其材料以降低计算量。骨骼的基本材料特性参数见表1^[2]。

表1 有限元模型中骨骼的材料属性和单元类型^[2]

Tab. 1 Material properties and element types of bones in the finite element model

	单元类型	E/GPa	ν
骨骼	Solid185	7.3	0.3

出于简化模型、降低计算量的目的,在生物有限元仿真中,特别是在小变形和小位移的情况下,各向同性的线弹性模型得到广泛应用^[3]。各项同性材料的弹性势能 $W(X)$ 是无限小应变张量的二次函数:

$$W(X) = \frac{\lambda}{2} (\text{tr}E_L)^2 + \mu \text{tr}E_L^2 \quad (1)$$

式中: λ, μ 为两个表征弹性体弹性常数的拉梅(Lame)常数。这两个常数是弹性模量 E 和泊松比 ν 的函数。

1.2 肌肉生物力学特性方程

肌纤维是组成肌肉的微小的亚单位,肌肉表面呈现条纹状外貌正是含有许多肌纤维的原因。肌纤维为长约几厘米的圆柱状结构,其内部有许多长条形的亚单位,即肌原纤维。根据当前公认的肌肉收缩机制——肌丝滑行理论,这些肌原纤维才是真正的收缩成分。静息时(没有神经意识支配肌肉活动时),肌肉内的弹性主要由于肌肉内的肌原纤维所产生;它们机械地平行排列,组成平行的弹性成分。因此,在建立肌纤维的有限元模型时,无论是在形状还是尺寸上,都使有限元单元尽量与肌纤维的解剖结构一致。

为表现肌肉的生物力学特性,代表腱的梁单元采用线弹性材料模型。肌肉纤维模型采用 Mooney-Rivlin 不可压缩超弹性模型,该模型能很好地描述变形小于 150% 的材料力学性能,完全能满足实际应用的性能计算需要。并且为了保证计算效率,使用 Mooney-Rivlin 二参数模型:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + (J - 1)^2/d \quad (2)$$

式中: W 为应变能密度函数; C_{10} 、 C_{01} 是材料力学性能常数; \bar{I}_1 、 \bar{I}_2 是第一、第二变形张量不变量。

根据参考文献[4],确定本肌肉模型中肌肉纤维和腱的材料参数(见表2)。

表2 有限元模型中肌肉的材料属性和单元类型^[4]

Tab.2 Material properties and element types of muscles in the finite element model

	单元类型	E/MPa	截面积/ mm^2
肌肉	Solid185	-	-
肌腱	Link10	350	290.7

1.3 其他软组织生物力学特性方程

其他软组织包括脂肪、血管和神经等组织,由于其 CT 图像比肌肉的还要模糊,故同样无法进行三维重建。在本模型中,将它们统一认为是一种各向同性的材料;在皮肤包围的空间内,除了骨骼、肌肉和腱,其他所有空间都被这种软组织充盈。

这些软组织的应力-应变关系一般不符合虎克定律,只能通过实验获得。图2所示为宾夕法尼亚州立大学健康研究中心 Lemmon 等^[5]所获得的实验

数据。F2、F3 和 F5 分别为当刚度为 2、3 和 5 倍正常组织的刚度时的应力-应变曲线。

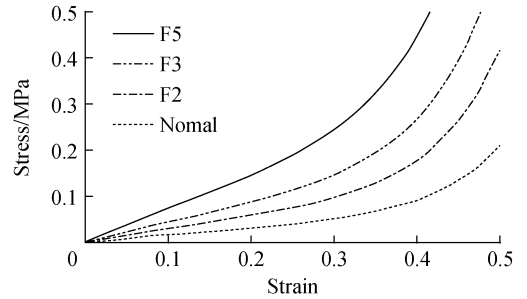


图2 软组织的非线性应力-应变响应^[5]

Fig.2 Nonlinear stress-strain response of soft tissues

利用二阶的 Polynomial Form 超弹性模型来模拟这些软组织的材料特性(见表3)。

$$W = \sum_{i+j=1}^N C_{ij}(\bar{I}_1 - 3)^i(\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k}(J - 1)^{2k} \quad (3)$$

式中: W 为应变能密度函数; C_{ij} 为材料力学性能常数; \bar{I}_1 和 \bar{I}_2 为第一、第二变形张量不变量。

表3 有限元模型中软组织超弹性材料模型系数

Tab.3 Coefficients of the hyperelastic material model used for the encapsulated soft tissue

系数	正常	F2	F3	F5
C_{10}	0.085 56	0.171 13	0.256 69	0.427 82
C_{01}	-0.058 41	-0.116 83	-0.175 24	-0.292 07
C_{20}	0.039 00	0.078 00	0.117 00	0.194 99
C_{11}	-0.023 19	-0.046 38	-0.069 57	-0.115 94
C_{02}	0.008 51	0.017 02	0.025 53	0.042 56
D_1	3.652 73	1.826 36	1.217 58	0.730 55
D_2	0.000 00	0.000 00	0.000 00	0.000 00

2 有限元模型

在骨外科手术的复位操作中,主要工作是将腿部两根断骨分开,然后将之对齐。小腿的上半段用绷带固定于架子上;小腿的下半段用克氏针穿过跟骨,然后固定在并联机器人上(见图3)。图4所示为按照骨外科手术中的实际情况所确定的有限元模型。小腿上半段,绷带固定的地方,自由度定义为0。

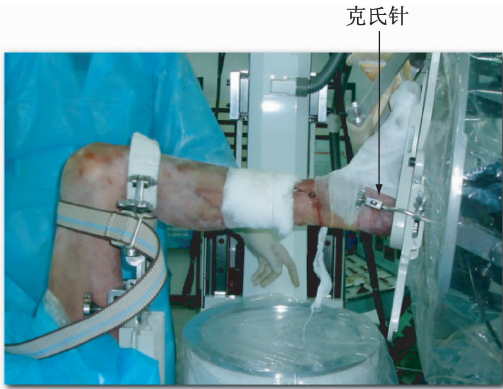


图3 在外科手术中的负载情况
Fig.3 Load conditions in orthopedic surgery

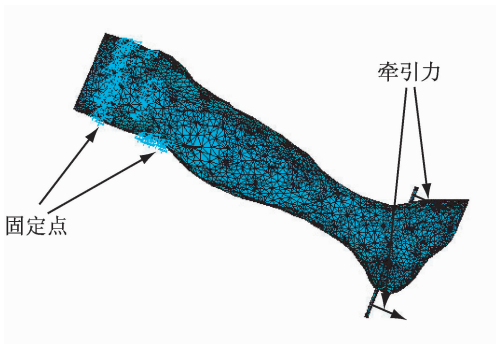


图4 有限元模型
Fig.4 Finite element model

克氏针的两端,分别施加两个力,方向与并联机器人牵引方向相同,大小为并列机器人牵引力的1/2。

3 力反馈系统设计

3.1 力觉主手机构设计

图5所示为并联形式的主手机构,由动平台和机座通过3组由压缩仪机构和连杆组成的运动链连接组成,刚度大,结构紧凑,并且可保证其有足够的自由度;由于电机固定在低座上,大大降低了机构的惯量,增强了力反应特性;采用缩放仪式结构通过RRR型运动副与连杆相联接,连杆的另一端通过转动副与上平台连接,增大了并联机构的工作空间;3组压缩仪连杆机构沿周边底座120°分布,使平行四边形压缩仪连杆机构被限制在3个垂直于底座的平面内做转动,通过控制与底座电机的连杆的转角变化,就可以实现动平台位置和姿态的变化。六轴驱动电机采用的是直流力矩电机,通过谐波减速器分别和各组连杆机构连接,用直流伺服电机作驱动和

用谐波减速器作传动可以避免系统的回程间隙,提高主手的运动精度。

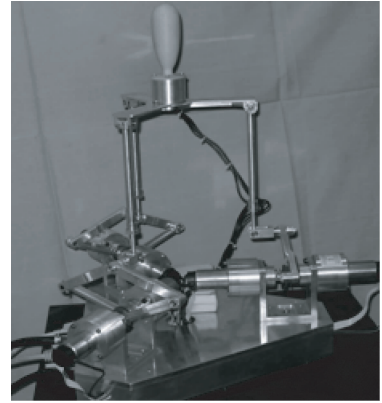


图5 并联力觉主手
Fig.5 Parallel haptic device

另外,该机构的结构简单,制造加工容易,精度可以得到保证。并联力觉主手工作空间参数如下:绕X、Y、Z旋转 $\leq 35^\circ$;X、Y方向为 ± 150 mm;Z方向为180~350 mm。

3.2 主手控制结构

为了能够实现主从力反馈,且满足主手位置精度、快速性等性能要求,根据基于位置环控制思想,本控制系统采用计算机串联结构的控制,其共分4个层次:电流闭环、速度闭环、位置闭环和力闭环。力闭环包含位置环,力控制的实现以位置控制的实现为基础(见图6)。

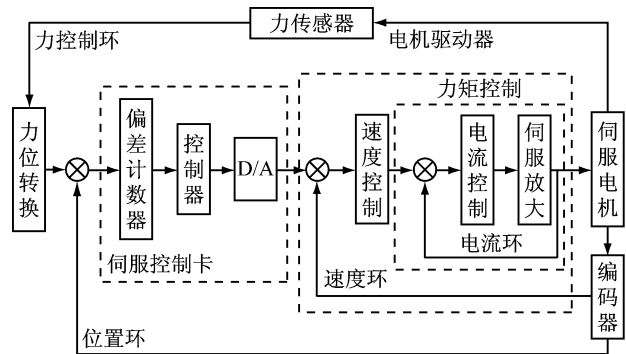


图6 控制系统层次划分
Fig.6 Layers of the control system

3.3 系统控制算法设计及实现

并联力觉主手控制系统采用基于位置环的控制结构。从动机器人和环境作用产生的反馈力作为系

统希望的力 F_d , 并联力觉主手上的力传感器检测到的操作者和主手相互作用的力 F 。 F_d 和 F 之差作为系统控制输入量, 从而形成系统力闭环伺服(见图 7)。其控制结构的特点有^[6-16]:

(1) 控制的输入量不是显式地以力矩形式作用于每个关节上, 而是类似于阻尼控制的形式, 把力控制转变成机器人的速度控制;

(2) 力反馈不是变成速度命令的输入项, 而是直接与期望的力的命令比较, 其差值作为力控制器的输入, 从而形成力控制伺服回路;

(3) 主手在操作空间的运动控制在动力学解耦条件下, 操作空间的多维力可以分解成各维独立的力控制, 且力控制可实现各种控制规律。

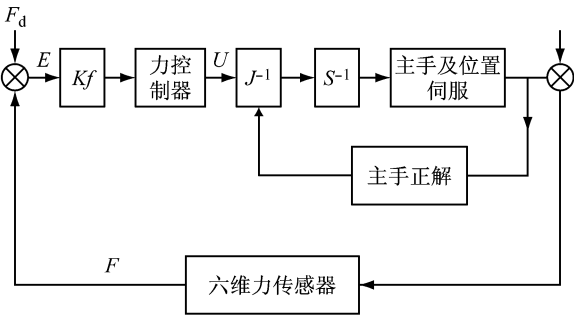


图 7 控制算法结构框图
Fig. 7 Structure diagram of the control arithmetic

4 基于生物力学信号数字化机器人辅助手术系统实现

虚拟手术系统是虚拟现实技术与现代医学的结合。在虚拟环境中, 用户应获得沉浸感(视觉、力和触觉等)、真实感和实时交互, 可以通过虚拟工具来改变虚拟场景中对象的状态。虚拟手术系统的构成框架如图 8 所示。

在实验过程中, 当主手控制系统和虚拟环境生成机通过局域网连接成功后, 主手控制系统就每隔 15 ms 采集一次并联主手的运动位姿, 将数据通过网络传回虚拟环境端, 同时虚拟环境端开辟一个单独的线程用来接收信号, 信号按照既定方式解析成功后, 将 6 个位姿信号数据加载到并联上平台, 从而产生与主手一致的运动。根据联平台的运动情况可以计算出断骨之间的位移, 将此位移输入基于有限元模型学习后的神经网络模型可以得到在当前情况

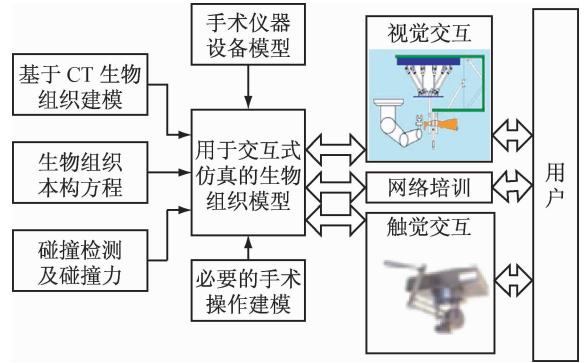


图 8 虚拟手术系统的构成
Fig. 8 Construction of the virtual surgery system

下所需的力, 这个力可以通过并联主手反馈给操作者, 从而完成一个完整的闭环。

在操作者获得力反馈的同时, 也会从虚拟环境获得视觉反馈。虚拟环境中的并联机器人会根据主手传来的信号更新位置和姿态。并且, 反馈力除了会在操作界面实时显示, 也会通过 JFreeChart 控件和骨骼颜色的变化直观反映出来(见图 9)。

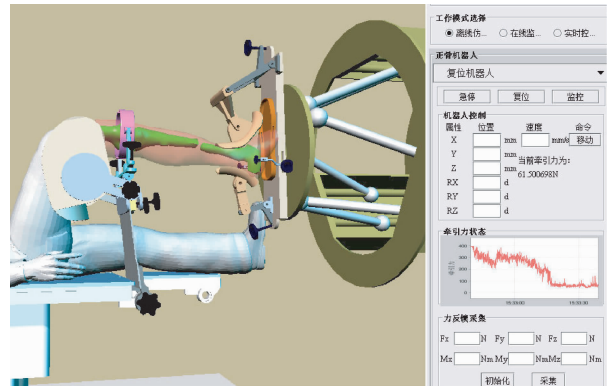


图 9 虚拟手术系统操作界面
Fig. 9 Interface of the virtual surgery system

5 结论

通过建立生物力学特性方程、生物力学方程有限元计算及力反馈装置的设计实现了基于生物力学信号数字化机器人辅助手术系统, 该系统能够获取手术过程中的力-位变化信息和视觉反馈, 通过反馈信息可以随时调整机器人控制参数。该方案对非机器人手术系统依然适用, 用户可以通过力反馈装置感受到手术过程中手术设备的受力情况。主要结论

包括:

(1) 通过对正骨实验中相应人体组织受力情况分析,首次建立包括骨、肌腱、肌肉、皮肤、其他软组织的多层次人体组织生物力学模型。

(2) 实现力觉反馈装置的机械本体设计、控制系统设计及系统控制算法设计,建立基于生物力学信号数字化机器人辅助手术系统虚拟主从操作试验,通过主手控制虚拟从手完成相关任务,验证主手控制算法的可行性。

参考文献:

- [1] Satava R. Medical virtual reality: The current status of the future [C]// Proceedings of 4th Conference on Medicine Meets Virtual Reality. San Diego, USA: [s. n.], 1996: 100-106.
- [2] García-Aznar JM, Kuiper JH, Gómez-Benito MJ, *et al.* Instability prolongs the chondral phase during bone healing in sheep [J]. *Bone*, 2006, 38(6): 864-870.
- [3] Speirs AD, Heller MO, Duda GN, *et al.* Physiologically based boundary conditions in finite element modeling [J]. *J Biomech*, 2007, 40(10): 2318-2323.
- [4] 王沫楠,郭鸿书. 基于非线性材料股骨颈骨折固定方式[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(2): 152-158.
Wang MN, Guo HS. Fixation for femoral neck fracture based on nonlinear materials [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(2): 152-158.
- [5] Lemmon D, Shiang TY, Hashmi A, *et al.* The effect of insoles in therapeutic footwear: A finite-element approach [J]. *J Biomech*, 1997, 30(6): 615-620.
- [6] 席金菊,谭文学,李淑红. 疾病模式相似度识别模型研究[J]. *计算机工程*, 2010, 36(8): 56-60.
- [7] Fan CY, Hsu CC, Chao CK, *et al.* Biomechanical comparisons of different posterior instrumentation constructs after two-level ALIF: A finite element study [J]. *Med Eng Phys*, 2010, 32(2): 203-211.
- [8] Rohlmann A, Zander T, Bergmann G. Effects of fusion-bone stiffness on the mechanical behavior of the lumbar spine after vertebral body replacement [J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(3): 221-227.
- [9] Le Huec JC, Lafage V, Bonnet X, *et al.* Validated finite element analysis of the maverick total disc prosthesis [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2010, 23(4): 249-257.
- [10] 徐科军,周胜生. 多维腕力传感器动态特性的频域的研究[J]. *电子测量与仪器学报*, 1997, 11(2): 58-63.
- [11] 徐科军,朱志能,李成,等. 六维腕力传感器阶跃响应的实验建模[J]. *机器人*, 2000, 22(4): 251-270.
- [12] 孙迪生,王炎. *机器人控制技术*[M]. 北京:机械工业出版社, 1997: 44-56.
- [13] 张崇威,李汉强. *运动控制控制系统*[M]. 武汉:武汉理工大学出版社, 2002: 301-309.
- [14] 殷跃红,尉忠信,黄晓曦. *智能机器系统力觉及力控制技术*[M]. 长沙:国防科技出版社, 2004: 90-92.
- [15] Robert L, Mark A. Murphy naturally-transitioning rate-to-force control [C]//ASME Design Engineering Technical Conference. Atlanta, USA: [s. n.], 1998: 1-6.
- [16] 程岩. *计算机控制位置伺服系统设计和实现*[D]. 南京:南京航空航天大学硕士学位论文, 2003.