

手术针穿刺软组织建模技术研究现状

岳鸿志^{1,2}, 邓建新^{1,2}, 周军^{1,2}, 李岩^{1,2}, 李丽红^{1,2}

1. 山东大学机械工程学院, 山东 济南 250061; 2. 山东大学高效洁净机械制造教育部重点实验室, 山东 济南 250061

【摘要】软组织穿刺在临床医学中有着越来越多的应用需求,但穿刺过程中手术针与组织的相互作用和生物组织复杂性往往会导致穿刺误差产生。本文主要从穿刺力和穿刺误差两个方面介绍了国内外手术针穿刺软组织建模技术研究现状。所有研究都表明,轴向力可以分解为多种不同类型力,如刚性力、摩擦力和切割力。穿刺的误差主要由针体挠曲和组织变形两个因素引起。当前的学者们提出了各种不同的数学和有限元模型,对穿刺过程进行了分析,以求对穿刺力和误差进行预测,优化穿刺针设计和穿刺策略,从而提高穿刺的准确率。本文还对依照当前模型提出的一些穿刺策略进行简述,从而为软组织穿刺的研究和应用提供参考。

【关键词】手术针穿刺; 穿刺建模; 穿刺力; 针体挠曲; 组织变形; 综述

【中图分类号】R318.01

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)06-0643-06

Research status of modeling technology for needle insertion into soft tissue

YUE Hong-zhi^{1,2}, DENG Jian-xin^{1,2}, ZHOU Jun^{1,2}, LI Yan^{1,2}, LI Li-hong^{1,2}

1. Department of Mechanical Engineering, Shandong University, Ji'nan 250061, China; 2. Key Laboratory of High Efficiency and Clean Mechanical Manufacture, Ministry of Education, Shandong University, Ji'nan 250061, China

Abstract: Needle insertion into soft tissue has increasing application demand in clinic medicine. However, the insertion errors due to needle-tissue interaction and tissue complexity may affect the operation quality. In the paper, the current research status of modeling technology for needle insertion into soft tissue was introduced from two aspects, needle insertion forces and needle insertion errors. All the researches showed that the axial force of a needle during insertion is the composition of different forces, such as stiffness force, frictional force and cutting force. Needle insertion errors were mainly caused by needle deflection and tissue deformation. Currently, various mathematical and finite element models of the insertion process were put forward to improve the accuracy of insertion by predicting the insertion forces and errors, and optimizing the needle design and insertion techniques. The insertion techniques developed based on current models were briefly reviewed in the paper, providing references for the research and application of soft tissue insertion.

Key words: needle insertion; insertion modeling; insertion force; needle deflection; tissue deformation; review

前言

经皮穿刺介入诊断和治疗是现代临床医学中常用的一种方法。手术针或针状的工具刺入软组织中,到达预定的靶点,以实现取样、植入、刺激等目的。常见的临床应用包括组织活检、局部麻醉、血样抽取和神经外科手术等^[1-2]。在此过程中,靶点定位与穿刺的准确性将直接影响诊断准确性和治疗的成

功率。此外,穿刺过程中,靶点或穿刺路径可能很靠近其它重要组织和器官,这时穿刺的准确性就显得更为重要。临床研究发现,引起软组织穿刺误差的原因有:成像设备分辨力限制、图像坐标偏差、靶点确定不准、人为误差,以及随着组织变形和针体挠曲带来的靶点运动误差^[3-5]。为了提高穿刺的准确性,人们进行了各种尝试。开发实时可视化设备^[6],以定位和跟踪靶点;用机械代替人手以消除由于疲劳、手部抖动等引起的人为误差^[7]等。然而,技术、费用、辐射、设备适应性问题限制了实时自动靶点跟踪穿刺的应用。这样,分析预测穿刺过程中靶点误差并进行修正就成为了一种可行而有效的方法。

本文对手术针穿刺软组织交互建模技术的研究进行综述,归纳了前人在穿刺力,穿刺偏移方面的本

【收稿日期】2016-01-08

【基金项目】国家自然科学基金(51375268);山东大学自主创新基金(2012ZD009)

【作者简介】岳鸿志(1991-),男,硕士研究生,主要从事机械制造和生物医学方面的研究,E-mail: yuehz_sdu@163.com

【通信作者】邓建新,男,教授,博士生导师,E-mail: jxdeng@sdu.edu.cn

构模型和分析结果,从而为穿刺软组织的研究提供参考。

1 穿刺力的建模研究

了解穿刺力对于精准穿刺极为重要。好的穿刺力模型可用来鉴别穿刺的组织,并为机器人辅助穿刺控制提供参照,以减少组织变形和手术针挠曲,提高穿刺精准度和手术成功率。

在手术过程中,可能需要刺破并穿过不同的组织,如皮肤、肌肉、脂肪和结缔组织等,穿刺每种组织的力都是不同的,图1所示就是在穿刺针植入和抽出过程中穿刺力随时间变化的关系^[8],可以看到在植入过程中,穿刺力出现了多次峰值。

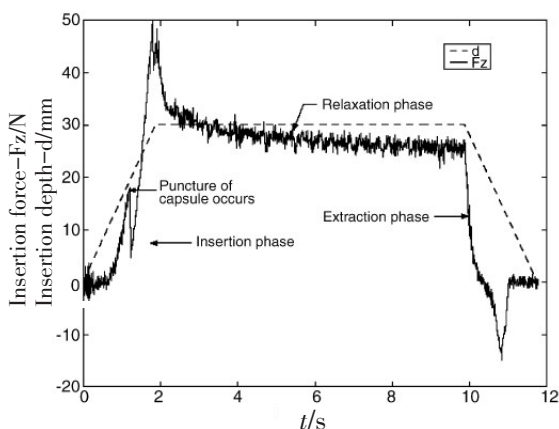


图1 手术针穿刺肝脏时穿刺力随时间分布

Fig.1 Insertion force changing with time during needle insertion into liver

Simone 等^[9]研究了穿刺猪肝脏时针的受力情况。以肝脏包膜被刺破为准将穿刺分为刺破前和刺破后两个过程。在刺破前,穿刺针主要受到肝脏由于组织变形而产生的刚性力 $f_{\text{stiffness}}$;刺破后,针在组织中运动,主要受到轴向切割力 f_{cutting} 和磨擦力 f_{friction} 。总体穿刺力 f_{needle} 为:

$$f_{\text{needle}}(z) = f_{\text{stiffness}}(z) + f_{\text{friction}}(z) + f_{\text{cutting}}(z) \quad (1)$$

式中, z 为针尖位置。如图2所示,刚性力发生在a阶段,切割力和磨擦力发生在c阶段。可以看到,随着包膜的刺破,肝脏表面迅速回弹,这将导致刚性力迅速减小,出现一个峰值。

经过进一步研究,作者采用二阶多项式来拟合刚性力得到:

$$f_{\text{stiffness}} = a_1 z + a_2 z^2 \quad (2)$$

摩擦力 f_{friction} 部分,作者采用修正 Karnopp 摩擦模型得出:

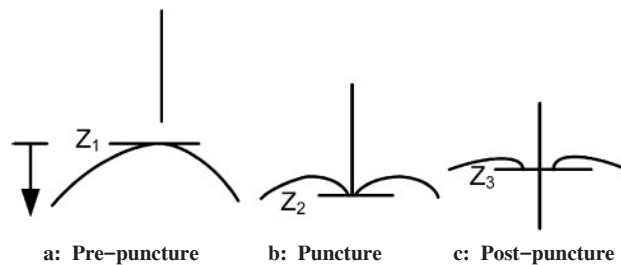


图2 穿刺过程中不同阶段手术针与组织表面位置

Fig.2 Locations of tissue surface and needle at different stages of needle insertion

$$f_{\text{friction}}(\dot{x}, F_a) = \begin{cases} C_n \operatorname{sgn}(\dot{x}) + b_n x & \dot{x} \leq -\Delta v/2 \\ \max(D_n, F_a) & -\Delta v/2 < \dot{x} \leq 0 \\ \min(D_n, F_a) & 0 < \dot{x} \leq \Delta v/2 \\ C_p \operatorname{sgn}(\dot{x}) + b_n x & \dot{x} > \Delta v/2 \end{cases} \quad (3)$$

其中,切割力 f_{cutting} 假设为常数。

图3所示为该受力模型与实际穿刺受力对比,可以看出,二者曲线整体形貌相似,但仍旧存在较大差异。作者认为差异主要由于肝脏组织形状和内在结构不同引起。因此构建用于运动控制的可靠模型还需要进一步努力。

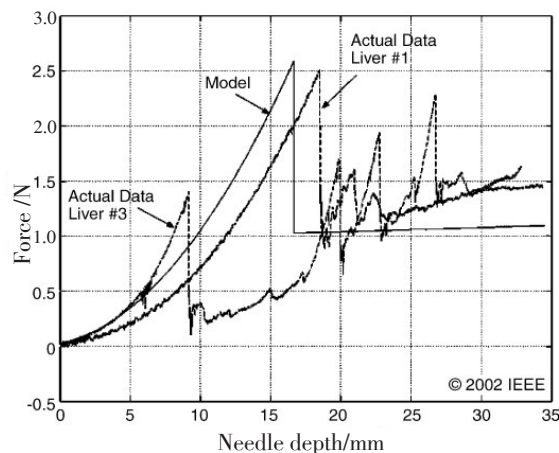


图3 穿刺模型与两种穿刺实验受力对比图

Fig.3 Force in needle insertion model and two insertion experiments

Dimaio 等^[10]采用实验的方法研究穿刺明胶时穿刺力和组织变形间的关系,研究发现沿针杆力分布如图4所示。这种分布说明穿刺力可以分为沿针杆的均布力和针尖处的集中力。研究还发现,随着穿刺速度增大,均布力增大而集中力保持稳定,这与 Simone 等^[9]的研究结果一致。

Okamura 等^[11]还就不同针尖形貌和直径针穿刺肝脏时的穿刺力进行了研究,研究发现随着针直径的增加,穿刺力增加,偏向力与轴向力比值减小;斜角针尖由于其不对称性偏向力比明显大于对称针尖。

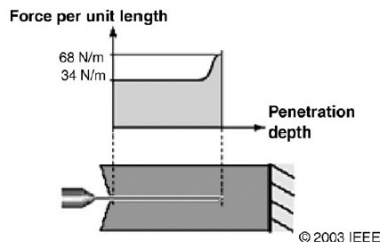


图4 沿针杆受力分布预测图(穿刺速度为1 mm/s)

Fig.4 Predicted force distribution along needle shaft with the insertion speed of 1 mm/s

日本早稻田大学 Kobayashi 等^[12]对针刺肝脏过程中的摩擦力进行了研究,提出了一种摩擦力与速度关系模型。将摩擦力分为高速摩擦和低速摩擦两部分,各自用不同的公式来表述:

$$F_{\text{friction}} = \begin{cases} A \ln(v) + B + Cv & v < 1.5 \\ F_s + Cv & v \geq 1.5 \end{cases} \quad (4)$$

式中, v 为穿刺速度, A 、 B 、 C 为常数。

加拿大西安大略大学 Abolhassani 等^[13]研究了不同旋转进针策略对穿刺力和变形的影响,包括:不旋转、单方向旋转、90°往复旋转、30°往复旋转、10°往复旋转和沿 X 或 Y 向旋转保证弯矩接近为 0。研究发现,沿 X 或 Y 向旋转保证弯矩接近为 0 时的穿刺力最低,刺破组织前的组织变形也最小;而不旋转效果最差。

Misra 等^[14]研究组织断裂机理、组织力学性能以及穿刺针尖偏角对穿刺针轴向力和横向力的作用,并通过有限元分析,推断较小针偏角和较大组织弹性会增加针尖受力。Carra 等^[15]建立了穿刺多层组织的模型,其中刚度力采用了 Hunt-Crossley 模型,摩擦力采用了 Dahl 摩擦模型,切割力为与组织性能相关的常数,并采用分段函数对穿刺力进行表达。Mahvash 等^[16]首次采用断裂力学的方法分析针刺软组织的力学特性,针尖处应变能超出断裂韧性时,裂纹会

突然拓展,从而刺破组织被膜,分析认为提高穿刺针进给速度可以降低穿刺力峰值和组织变形。

总之,生物组织的穿刺过程极为复杂。穿刺力的大小不仅与组织结构和力学性能有关,还受到穿刺针结构外形以及穿刺策略的影响。构建能可靠用于穿刺运动控制的准确穿刺力模型还需要进一步的研究。

2 穿刺误差的建模研究

穿刺误差产生的主要原因是组织变形和针体挠曲。对于组织和针体的准确建模可用误差的预测和补偿,建立实时准确的控制系统,这将极大的提高机器人辅助穿刺手术的成功率。

由于生物软组织普遍具有非线性、黏性、非均质性和各向异性,使得生物组织的变形和建模研究非常复杂^[17]。非线性是指组织应力应变非直线关系,即变形不是正比于受力;黏性意味着组织性能随时间而变化;非均质性和各向异性分别表示组织性能与组织的部位和方向有关。为此,人们采取了各种物理与数学的建模方法,进行了各种活体和离体的测试实验,以测试组织的生物力学性能,建立适合的力学和有限元模型^[18]。然而,到现在还没有一个准确的模型能完美地描述以上特性。目前最为常用的穿刺模型有弹簧质点模型和有限元模型。弹簧质点模型计算可迅速用于实时控制,但计算精度较低;有限元模型计算较为准确,但计算成本较高,难于应用在实时控制^[19-20]。

Dimaio 等^[21-23]进行了针刺软组织变形的仿真研究,他们建立了一个实触觉模拟系统,该系统可以同时测试穿刺过程中的视觉和触觉的变化,通过将测试所得的受力情况施加在有限元模型结点上,就可以对组织变形进行预测。图 5 显示的就是由于组织变形所引起的靶点偏移。

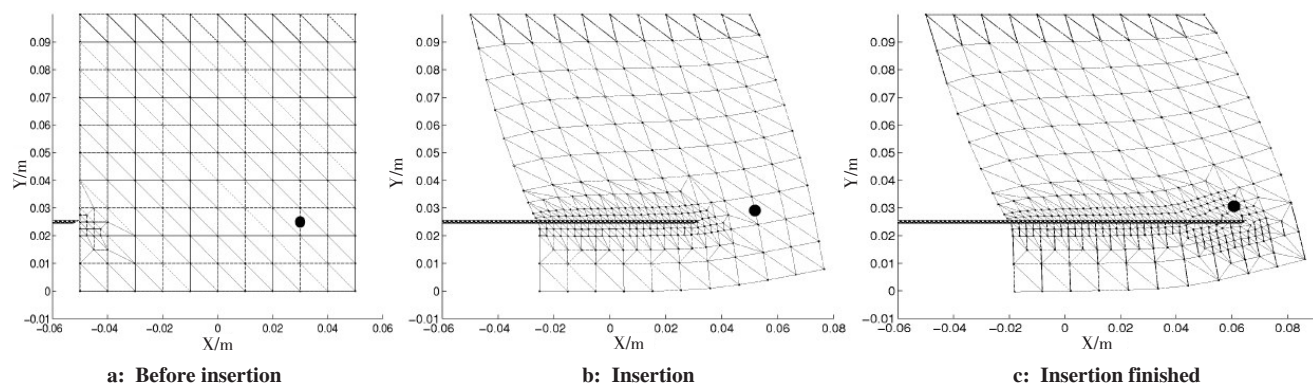


图5 针刺软组织靶点偏移仿真

Fig.5 Simulated target point offset during needle insertion into soft tissue

Alterovitz 等^[24-26]建立了一种二维有限元模型以模拟前列腺近距离放射治疗时针植入的过程。其模型将前列腺组织、包膜和周围脂肪分别简化为线性均质材料,其力学性能参数采用 Krouskop 等^[27]的实验数据。以穿刺力做为模型单元的边界条件,并假定在刺破包膜时针尖需要额外的作用力。在模拟中,他们考虑了由于组织变形引起的植入不准(图

6)。他们研究了植入误差与植入深度、针尖锋利度、针杆摩擦、穿刺速度以及病人组织性能差异间的关系,并发现穿刺更深或采取更锋利、摩擦力更小的针能减小植入误差;高的穿刺速度也有利于减小误差,但过高的穿刺速度可能会引起其它问题;病人的组织差异对植入误差的影响较小。

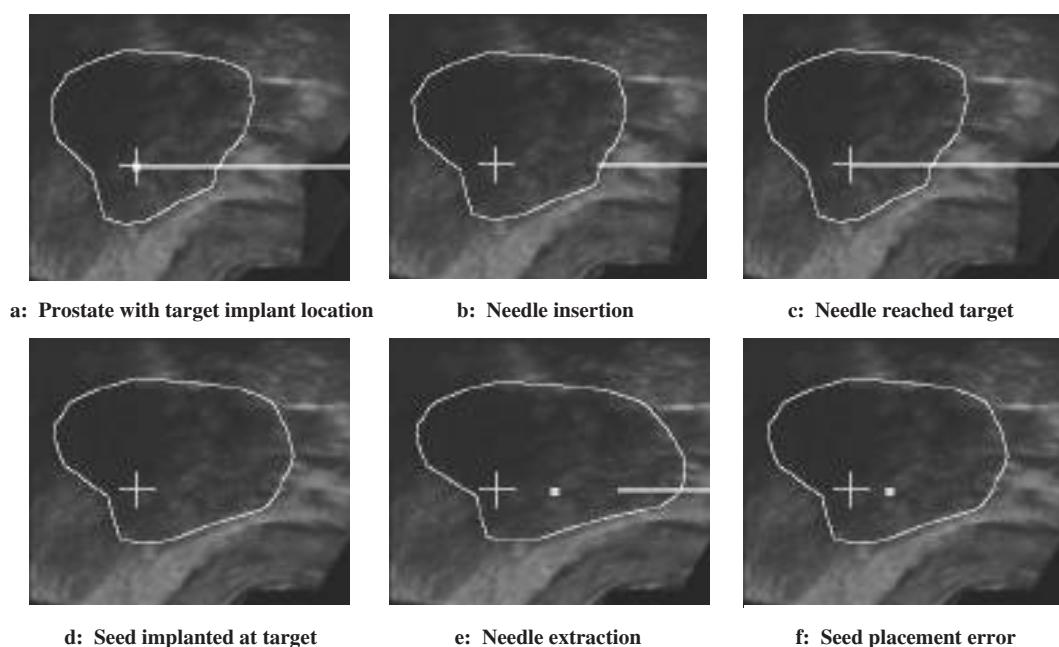


图6 前列腺近距离放射手术的二维超声引导针穿刺仿真

Fig.6 Simulation of needle insertion based on two-dimensional ultrasound image of brachytherapy for prostate

针体的挠曲是穿刺误差的另一个重要原因。穿刺过程中针尖周围和针体两侧的组织压缩,由于组织的不均匀性和针尖的不对称性以及其它的干扰因素,会产生不平衡的组织反力,导致针体的挠曲和变形。当针体的刚性较低时,这种挠曲的影响就尤为明显。

Okamura 等^[11]研究穿刺针几何结构对针体挠曲的影响,研究显示小直径和斜角针尖会引起更大的挠曲变形,而对称针尖如圆锥或棱锥针尖产生的挠曲比较小。Kataoka 等^[28]构建一种斜角针穿刺挠曲的模型。在模型中,假定对于相同直径的穿刺针,在刺入组织的针体部分,单位长度上受到的偏转力 $W(d)$ 是一定的,则针体的挠曲可以表示为刺入长度的函数:

$$g(l, d) = \frac{W(d)}{24EI} [l^4 - 4l_{in}(l_{in}^2 + 3l_{in}l_{out} + 3l_{out}^2)l + l_{in}(3l_{in}^3 + 12l_{in}^2l_{out} + 18l_{in}l_{out}^2 + 8l_{out}^3)] \quad (5)$$

式中, l 为针的长度, l_{in} 和 l_{out} 分别为刺入长度和剩余长度。 E 为杨氏模量, I 为针横截面的惯性矩。作者用

X射线成像测定了针刺猪臀肌组织针体挠曲,并与模型进行了对比。对比发现二者偏移形貌一致,但预测挠曲小于实际值。该模型没有考虑组织性能、针尖形貌等影响,因此适用性较低。Webster 等^[29]采用 5° 、 25° 、 40° 、 60° 和 80° 五种不同斜角的穿刺针进行实验,实验发现减小针尖斜角有助于减小针体的挠曲,但斜角的大小对轴向力的影响不大。

近年以来,学者们更多地使用更为复杂的模型或有限元分析来预测和改善靶点的偏移^[30-32]。Datla 等^[33]基于功能原理建立了针体偏转的预测模型,该模型能较为精确地预测斜角针尖柔性针穿刺组织时的偏转力和偏转位移。并依据此模型采用在偏转方向反向施加磁力作用的方法辅助穿刺,有效地减小了穿刺针的偏转(图7)。

Oldfield 等^[34]采用三维有限元准静态仿真模型进行分析(图8),发现采用多体针分部进给或往复进给的穿刺方式与直线进针相比,靶点的位移误差更小。

国内对于穿刺过程的研究起步较晚,但发展很

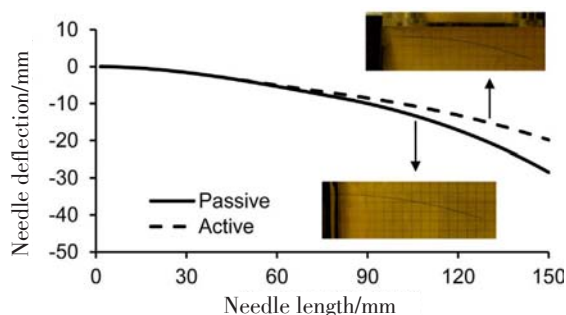


图7 磁力辅助穿刺中的针体偏移形貌

Fig.7 Simulated needle deflected shape of passive and active needles inserted into plastisol gel

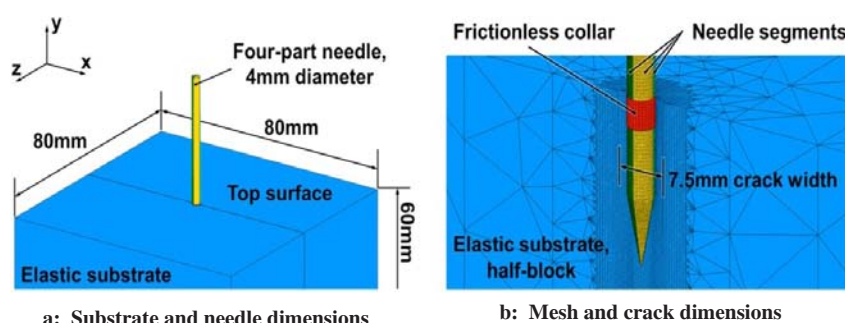


图8 多体针穿刺软组织有限元仿真模型

Fig.8 Finite element model of multipart needle insertion into soft tissue

快^[35-38]。近年来,我国学者也就穿刺过程提出各种力学模型。哈尔滨工业大学的孙银山等^[39]提出泛化进针力模型,将刚性力进行分解,并分别采用 Maurin 模型和 Simone 模型进行分析,在分析猪肝组织结构和力学特性的基础上提出了机器人辅助进针策略,它主要包括两点:一是在穿刺针进入肝脏瞬间,机器人自动停止进针,待软组织松弛片刻后,再以减半速度继续进针;二是在穿刺针进入肝脏后,如果进针力超出猪肝力模型中的“临界线”,机器人立即停止进针,待排除异常后再继续进针。北京航空航天大学轩新想等^[40]基于 Okamura 提出的穿刺力模型,将修正的 Karnopp 模型应用到缝针刺入角膜组织的力学特性研究。清华大学的高德东等^[41]提出一种对软组织变形分析的准静态有限元法,在 ANSYS 中采用重叠单元法创建了软组织变形的二维和三维准静态有限元模型。天津大学的 Wang 等^[42]和 Jiang 等^[43]对穿刺力和靶点误差进行了研究,建立了穿刺过程的数学与有限元模型。

3 结语和展望

本文对当前手术针穿刺软组织建模技术的研究进行综述,归纳了前人在穿刺力,穿刺偏移方面的本构模型和分析结果。研究一致表明:穿刺力是几种性质力共同作用的结果;刺破时力会突降,形成一个

峰值;摩擦力随刺入深度增大而增大。针体挠曲和组织的变形会影响穿刺的精度,通过合适的模型可以对穿刺误差进行控制和补偿。

目前主要的难点在于:(1)如何在活体手术中准确实时获得针与组织交互作用情况,如穿刺力和针与靶点的位置;(2)如何测定和建立更为准确的组织模型;(3)如何简化计算模型使其在保持足够精度的同时能应用于实时控制。

尽管还存在很多难点,但可以看到,对于穿刺软组织的研 究已经获得了很多成果。相信随着研究的进一步发展,在不久的将来,就可以开发出实时机器人控制穿刺系统,这将更好地服务于医疗事业,给更多病人带来福音。

【参考文献】

- [1] ZIVANOVIC A, DAVIES B L. A robotic system for blood sampling [J]. IEEE Trans Inf Technol Biomed, 2000, 4 (1): 8-14.
- [2] RIZUN P R, MCBETH P B, LOUW D F, et al. Robot-assisted neurosurgery [J]. Surg Innov, 2004, 11(2): 99-106.
- [3] CARR J J, HEMLER P F, HALFORD P W, et al. Stereotactic localization of breast lesions: how it works and methods to improve accuracy [J]. Radiographics, 2001, 21(2): 463-473.
- [4] ROBERSON P L, NARAYANA V, MCSHAN D L, et al. Source placement error for permanent implant of the prostate [J]. Med Phys, 1997, 24(2): 251-257.
- [5] HUSSAIN H K, KINGSTON J E, DOMIZIO P, et al. Imaging-guided core biopsy for the diagnosis of malignant tumors in pediatric patients [J]. Am J Roentgenol, 2001, 176(1): 43-47.
- [6] SHIMOGA K B, KHOSLA P K. Visual and force feedback to aid neurosurgical probe insertion [C]//Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 1994: 1051-1052.
- [7] RAMPERSAUD Y R, SIMON D A, FOLEY K T. Application-specific accuracy requirements for image guided spinal surgery [C]//Proceedings of the symposium of fourth computer assisted orthopaedic surgery, 1999.
- [8] MAURIN B, BARBE L, BAYLE B, et al. In vivo study of forces during needle insertions [C]//Proceedings of the medical robotics, navigation and visualisation scientific workshop, 2004: 1-8.
- [9] SIMONE C, OKAMURA A M. Modeling of needle insertion forces for robot-assisted percutaneous therapy [C]//Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA'02. IEEE International Conference on. IEEE, 2002: 2085-2091.
- [10] DIMAIO S P, SALCUDEAN S E. Needle insertion modeling and simulation [J]. IEEE Trans Rob Autom, 2003, 19(5): 864-875.
- [11] OKAMURA A M, SIMONE C, LEARY M. Force modeling for needle insertion into soft tissue [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2004, 51(10): 1707-1716.
- [12] KOBAYASHI Y, SATO T, FUJIE M G. Modeling of friction force based on relative velocity between liver tissue and needle for

- needle insertion simulation [C]//Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2009: 5274-5278.
- [13] ABOLHASSANI N, PATEL R, MOALLEM M. Experimental study of robotic needle insertion in soft tissue [C]//International Congress Series. Elsevier, 2004: 797-802.
- [14] MISRA S, REED K B, SCHAFFER B W, et al. Mechanics of flexible needles robotically steered through soft tissue [J]. Int J Rob Res, 2010, 29(13): 1640-1660.
- [15] CARRA A, AVILA-VILCHIS J C. Needle insertion modeling through several tissue layers [C]//Informatics in Control, Automation and Robotics (CAR), 2010 2nd International Asia Conference on. IEEE, 2010: 237-240.
- [16] MAHVASH M, HAYWARD V. Haptic rendering of cutting: a fracture mechanics approach [J]. Haptics-e, 2001, 2(3): 1-12.
- [17] FUNG Y C. Biomechanics: mechanical properties of living tissues [M]. Springer Science & Business Media, 2013.
- [18] COTIN S. Surgical simulation and training: the state of the art and need for tissue models [C]//Proceedings of the IEEE workshop on intelligent robotics and systems, 2003.
- [19] KERDOK A E, COTIN S M, OTTENSMEYER M P, et al. Truth cube: establishing physical standards for soft tissue simulation [J]. Med Image Anal, 2003, 7(3): 283-291.
- [20] BRO-NIELSEN M, COTIN S, DELINGETTE H, et al. Geometric and physical representations for a simulator of hepatic surgery [J]. Stud Health Technol Inform, 1996, 29: 139-151.
- [21] DIMAIO S P, SALCUDEAN S E. Interactive simulation of needle insertion models [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2005, 52(7): 1167-1179.
- [22] DIMAIO S P, SALCUDEAN S E. Needle steering and model-based trajectory planning [M]//Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2003. Berlin: Springer, 2003: 33-40.
- [23] DIMAIO S P, SALCUDEAN S E. Needle steering and motion planning in soft tissues [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2005, 52(6): 965-974.
- [24] ALTEROVITZ R, POULIOT J, TASCHEREAU R, et al. Simulating needle insertion and radioactive seed implantation for prostate brachytherapy [J]. Stud Health Technol Inform, 2003, 94: 19-25.
- [25] ALTEROVITZ R, GOLDBERG K, POULIOT J, et al. Needle insertion and radioactive seed implantation in human tissues: Simulation and sensitivity analysis [C]//Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA'03. IEEE International Conference on. IEEE, 2003: 1793-1799.
- [26] ALTEROVITZ R, GOLDBERG K. Comparing algorithms for soft tissue deformation: accuracy metrics and benchmarks [G]. Rapport technique, UC Berkeley: Alpha Lab, 2002: 42-44.
- [27] KROUSKOP T A, WHEELER T M, KALLEL F, et al. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression [J]. Ultrasound Imaging, 1998, 20(4): 260-274.
- [28] KATAOKA H, WASHIO T, AUDETTE M, et al. A model for relations between needle deflection, force, and thickness on needle penetration [C]//Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2001. Berlin: Springer, 2001: 966-974.
- [29] WEBSTER III R J, MEMISEVIC J, OKAMURA A M. Design considerations for robotic needle steering [C]//Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on. IEEE, 2005: 3588-3594.
- [30] RAMEZANPOUR H, YOUSEFI H, REZAEI M, et al. Effects of rotational motion in robotic needle insertion [J]. J Biomed Phys Eng, 2015, 5(4): 207-216.
- [31] YANG T, YIN H, ZHAO X, et al. Interaction modeling and simulation of a flexible needle insertion into soft tissues [C]//ISR/Robotik 2014: 41st International Symposium on Robotics, 2014: 1-6.
- [32] CHENG Z, CHAUHAN M, DAVIES B L, et al. Modelling needle forces during insertion into soft tissue [C]//Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2015: 4840-4844.
- [33] DATLA N V, KONH B, HONARVAR M, et al. A model to predict deflection of bevel-tipped active needle advancing in soft tissue [J]. Med Eng Phys, 2014, 36(3): 285-293.
- [34] OLDFIELD M J, LEIBINGER A, SEAH T E, et al. Method to reduce target motion through needle-tissue interactions [J]. Ann Biomed Eng, 2015, 43(11): 2794-2803.
- [35] 郑浩峻, 姚望, 高德东, 等. 机器人辅助柔性针穿刺路径的悬臂梁预测模型 [J]. 清华大学学报(自然科学版), 2011, 51(8): 1078-1083.
- ZHENG H J, YAO W, GAO D D, et al. Projection beam model for robot-assisted flexible needle insertion [J]. Journal of Tsinghua University (Science and Technology), 2011, 51(8): 1078-1083.
- [36] 许旺蓓. 针刺软组织有限元仿真及实验研究 [D]. 天津: 天津大学, 2009.
- XU W P. Research on the simulation and experiment of needle insertion into the soft tissue [D]. Tianjin: Tianjin University, 2009.
- [37] 尹航. 柔性针软组织穿刺相互作用建模与仿真研究 [D]. 北京: 北京交通大学, 2013.
- YIN H. Study on interaction modeling and simulation of flexible needle insertion into soft tissue [D]. Beijing: Beijing Jiaotong University, 2013.
- [38] WANG J, LI X, ZHENG J, et al. Dynamic path planning for inserting a steerable needle into a soft tissue [J]. IEEE ASME Trans Mechatron, 2014, 19(2): 549-558.
- [39] 孙银山, 吴冬梅, 杜志江, 等. 用于机器人辅助穿刺手术进针策略研究的猪肝进针力建模 [J]. 高技术通讯, 2011, 21(9): 948-953.
- SUN Y S, WU D M, DU Z J, et al. Modeling of needle insertion force in porcine livers for studying needle insertion strategies of robot-assisted percutaneous surgery [J]. Chinese High Technology Letters, 2011, 21(9): 948-953.
- [40] 轩新想, 杨洋, 王哲, 等. 缝针刺入角膜组织的力学模型 [J]. 高技术通讯, 2009, 19(9): 951-956.
- XUAN X X, YANG Y, WANG Z, et al. Force modeling for needle insertion into corneal tissue [J]. Chinese High Technology Letters, 2009, 19(9): 951-956.
- [41] 高德东, 高宜朋, 郑浩峻. 针穿刺软组织变形有限元仿真 [J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2009(11): 1601-1605.
- GAO D D, GAO Y P, ZHENG H J. A finite element approach for simulating soft tissue deformation during needle insertion [J]. Journal Of Computer-aided Design & Computer Graphics, 2009 (11): 1601-1605.
- [42] WANG X, JIANG S. Study of the targeting error for percutaneous needle insertion into soft phantom material [J]. J Mech Med Biol, 2015, 15: 1650005.
- [43] JIANG S, LI P, YU Y, et al. Experimental study of needle-tissue interaction forces: effect of needle geometries, insertion methods and tissue characteristics [J]. J Biomech, 2014, 47(13): 3344-3353.

(编辑: 薛泽玲)