机器人辅助针穿刺技术

赵新刚^①, 杨唐文^②, 韩建达^{①*}, 徐卫良^①

① 中国科学院沈阳自动化研究所, 机器人学国家重点实验室, 沈阳 110016;

② 北京交通大学信息科学研究所, 北京 100044

* 联系人, E-mail: jdhan@sia.cn

2013-08-20 收稿, 2013-10-24 接受

国家自然科学基金(61273356, 61273355)资助

摘要 机器人辅助技术一直是现代外科医学的重要研究课题. 研究机器人辅助针穿刺技术不仅有重要的理论意义, 而且在临床上可以有效地提高针穿刺的操作精度和手术质量, 因而在微创外科领域具有广泛的应用价值. 本文以刚性针和柔性针为贯穿线索, 对已有机器人穿刺系统进行了简要介绍, 并针对建模、规划、导航与控制等关键技术进行分析, 较系统地介绍了机器人辅助针穿刺技术领域的研究现状, 最后阐述了该领域面临的挑战性问题及未来发展趋势.

关键词

机器人辅助穿刺
建模与规划
导航与控制
刚性针
柔性针

针穿刺是现代外科手术中较为普遍的技术, 特别是在微创外科领域. 穿刺针在影像和其他传感的引导下, 刺入软组织的病灶靶点, 完成放置药物、活检、局部麻醉、放射和消融治疗等操作. 针穿刺广泛应用于前列腺、肺、肝、肾和脊柱等器官组织的诊疗. 当前, 穿刺术主要通过医生手工完成, 其准确性和穿刺质量完全依赖医生的经验和能力. 近十年来, 机器人辅助技术在现代医学中的应用得到越来越广泛的认可. 以 da Vinci, ZUES 为代表的外科手术机器人系统在临床上的成功案例吸引了医学界、科技界极大的兴趣. 将机器人辅助技术进一步推广至针穿刺手术中更是许多医生和病人的共同心愿. 机器人辅助穿刺避免了医生直接暴露在射线, 同时, 克服了医生疲劳、手抖动和手眼协调问题等引起的操作误差, 提高了穿刺的精准性和稳定性.

穿刺用的针分为 2 类: 刚性针和柔性针. 刚性针使用硬质材料, 针管较粗, 在穿刺过程中产生较大的力, 容易导致软组织变形和移位. 此外, 刚性针直线靶向穿刺易造成轨迹上血管和神经损伤, 引发术后疼痛. 柔性针采用细长针管, 能够减小组织切口, 降

低不适, 加快术后康复. 更重要的是, 柔性针可以实现弯曲轨迹, 避开穿刺障碍及血管和神经等敏感区域, 化解很多手术风险. 本文以刚性针和柔性针为贯穿线索, 简要综述机器人辅助针穿刺技术研究的进展, 从机器人穿刺系统、建模、规划、导航与控制等几个方面分析了相关研究现状, 以针穿刺作为机器人辅助技术研究的突破口, 为进一步深入研究微创外科机器人系统提供理论参考.

1 机器人穿刺系统

医生手工穿刺具有很大的挑战性, 尤其是柔性针操控, 利用机器人辅助针穿刺被广泛认为是一条技术上可行的路径. 它在稳定性、精准性和安全性方面, 与手工穿刺相比, 有全面的提高, 是针穿刺技术发展的必然趋势. 在医疗机器人研究领域, 机器人辅助穿刺已经成为一个研究热点, 引起了很多关注, 如今也出现了一些应用于不同病症的机器人辅助针穿刺系统, 有的已经完成了临床试验.

机器人辅助针穿刺系统主要有 2 类: 主从系统和自主系统. 图 1 所示的 da Vinci 系统属于主从系统,

引用格式: 赵新刚, 杨唐文, 韩建达, 等. 机器人辅助针穿刺技术. 科学通报, 2013, 58(增刊 II): 20-27

Zhao X G, Yang T W, Han J D, et al. A review on the robot-assisted needle puncture technology (in Chinese). Chin Sci Bull (Chin Ver), 2013, 58(Suppl.II): 20-27, doi: 10.1360/972013-952

图1 da Vinci 主从系统

医生控制主控制台,经通讯网络将动作传递给从机械手,实现针穿刺.自主系统在穿刺过程中没有医生的参与,而是由机器人独立完成整个针穿刺诊疗手术,如效果图2所示.自主系统是本文讨论的重点,因为自主是机器人辅助穿刺的最终目标.它主要由手术平台、影像导航系统及机器人3个模块构成.手术平台供病人躺卧,影像导航系统将在后面的导航与控制部分介绍,这里先来介绍辅助穿刺机器人系统的研究现状.

机器人系统由机械手和针驱动机构组成,如图3所示的实验平台.机械手安装在手术台上或者手术台边,实现针驱动机构的定位.图3(a)是德国锡根大学(Siegen University)研发的机器人辅助脊椎穿刺系统,使用了Adept公司的六轴机器人(<http://www.zess.uni-siegen.de/modicas>).图3(b)是美国乔治敦大学(Georgetown University)研制的脊椎穿刺机器人系统,是最早研发的辅助穿刺系统之一.需要提到的是,其针驱动机构是2个自由度的RCM(remote center of motion)机构,能够很方便地进行进针姿态调整^[1].图3(c)是北京航空航天大学(BUAA)开发的混联机器人,是串联和并联机构构成的冗余机械臂,能够有效地提高穿刺手术操作的灵活性^[2].图3(d)是哈尔滨工业

图2 自主系统

图3 机器人穿刺系统

(a) 德国锡根大学研发; (b) 美国乔治敦大学研发^[1]; (c) 北京航空航天大学研发^[2]; (d) 哈尔滨工业大学研发^[3]

大学研制的穿刺手术机器人辅助系统^[3],使用了SCARA型的工业机器人.机器人采用串联结构,容易出现运动学奇异位形,带来操作安全上的隐患,控制精度也难以满足微创外科的要求.

针驱动机构是穿刺机器人的另一个关键组成部分,用于穿刺运动实现.简单的穿刺驱动机构仅有转针和进针2个自由度^[4~7],图4(a)是约翰·霍普金斯大学(The Johns Hopkins University, JHU)研制的直角坐标式实验平台,步进电机驱动丝杆实现精准进针,末端伺服电机则用于旋转针轴.此类穿刺机构驱动简单,结构松散,灵活性差.近几年,针穿刺驱动机构出现一些新的设计^[8~12],比如,RCM机构^[10]和并联机构^[9~12],如图4(b)和(c)所示.它们的特点是可以侧向进针,即针可在以刺入点为顶点的锥面内运动,进行定位和穿刺.RCM机构是运动学解耦的,各个自由度可以单独控制,但结构复杂,加工精度要求较高.与串联结构相比,并联机构构形紧凑,具有响应快、载荷质量比高和惯性低等特点,但也存在运动传递复杂和运动奇异等问题.

图 4 针驱动机构

(a) 约翰·霍普金斯大学研发^[7]; (b) 约翰·霍普金斯大学研发^[10]; (c) 以色列理工学院研发^[12]

2 针穿刺建模理论与方法

穿刺建模旨在获得针与器官组织相互作用的模型, 包括力模型、组织变形. 对柔性针而言, 还包括针体本身弯曲变形建模问题. 精确的模型有助于机器人控制设计, 也是穿刺训练仿真器设计的基础. 由于被穿刺的器官是非均匀的超弹软组织, 具有不确定的非线性黏弹特性, 在力作用下发生移位和非线性变形. 另外, 针穿刺时, 先刺入皮肤, 进入皮下脂肪, 再经空腔, 最后穿行于器官组织. 这个过程中, 针历经不同力学特性和变化边界条件的非连续组织介质. 基于以上原因, 器官组织的复杂特性及其与针的不确定作用关系使得穿刺建模至今缺乏既有针对性又行之有效的解决方法, 开展相关研究具有重要的意义. 下面简要介绍一下在穿刺力建模、组织变形建模及柔性针完全变形建模方面的研究现状.

在穿刺力建模方面, Okamura 的研究团队做了大量的工作^[4-6,13]. 他们通过采集穿刺实验数据, 建立了穿刺的分段模型. 以器官组织的外膜被刺穿为界, 将一个穿刺过程分为刺穿前、刺穿后 2 个阶段, 并进行针体受力分析. 刺穿前, 针尖受到组织外膜的刚性作用力. 刺穿后, 针进入组织内部, 作用力被分解为针轴与组织间的摩擦力、针尖切割组织的力以及组织对针轴的挤压力等 3 种作用力. 事实上, 精确求得每一个力分量是很困难的. 为此, Okamura 等人^[4,5]在猪肝样本上进行了大量的穿刺实验, 利用针尾处的力传感器采集数据, 通过二次多项式拟合, 建立了猪肝外膜刺穿前的刚性作用力模型. 刺穿后, 采用 Karnopp 的近似摩擦模型描述因组织的黏滞和阻尼特性产生的摩擦力. 通过针尾处的测量力减去摩擦

力的方式求得针轴方向的切割力, 其前提是针尖处挤压力在针轴方向的分量很小. 事实上, 目前刚性针的研究一直有意忽略分布挤压力, 原因是其测量非常困难, 另外, 整体上其合力为零. 针轴方向的摩擦力是穿刺的阻力之一, 由于内动力学, 针与组织间的摩擦非常复杂, 为了反映摩擦动态、黏滑和滞后的特点, Asadian 等人^[14]提出 LuGre 摩擦模型. 刚性作用力是针刺入组织之前组织对针尖的力, 与组织的超弹特性有关. 于是, Barbe 等人^[15]介绍了 2 类刚性力模型, 即非线性的 Hunt-Crossley (HC)模型和线性的 Kelvin-Voigt (KV)模型, 并进行了详细的比较. 由于 HC 模型参数难以确定, KV 模型使用更广泛些. 前面的模型是通过在动物组织的样本上穿刺获得实验数据建立的, 反映了穿刺过程中作用力变化的一般规律. 但是, 上述模型能在多大程度上反映穿刺针与活体器官组织之间的真实相互作用关系, 还有待于临床验证.

非均匀非线性黏弹特性使得软组织的变形建模极其困难. 本构方程、有限元和质量-弹簧模型是其中常用的 3 种方法, 它们都需要知道软组织的生物力学参数. 为此, DiMaio 等人^[16]分别用相机和力传感器测量穿刺时组织的变形和力信息, 通过非线性最小二乘法计算软组织的刚度和泊松比. 另外, 超声触摸^[17]和压痕试验^[18]也是检测软组织材料参数的方法. 但是, 软组织的非均匀非线性特性随厚度和方向发生变化, 使得本构方程法获得的模型难以有几何解^[19], 因而有限元和质量-弹簧模型在软组织建模中被认为是更有效的方法. DiMaio 等人^[20]利用有限元法分析软组织变形, 通过三角面单元对软组织进行二维网格划分. 为了解决有限元法计算的维数灾难

问题, 该文提出了一个压缩节点的技术, 实现刚性矩阵低阶更新. Nienhuys 等人^[21]则采用共轭梯度递推法求解有限元方程, 提高计算效率. 在三维空间, 有限元划分的网格单元大幅增加, 方程求解变得更加困难. 为此, Goksel 等人^[22]一方面利用 DiMaio 的压缩技术, 另一方面通过 Woodbury 公式计算刚性矩阵的逆, 实现了静态前列腺穿刺三维仿真. 虽然亦是采用四面体单元, Chentanez 等人^[23]则进一步实现了组织穿刺的动态仿真. 有限元法建模精度比较高, 但是计算效率低下, 使得建立的模型难以应用于实时控制, 质量-弹簧模型在很大程度上能克服此缺点. Tanaka 等人^[24]提出的质量-弹簧-阻尼空间等效模型, 既反映了分层组织的黏弹特性和边界条件突变, 相邻节点的耦合作用和软组织变形的方向性也得到了充分体现. Goksel 等人^[25]通过与有限元法模型比较发现, 弹簧模型具有简单、计算效率高和占用计算资源少的优点, 但精度有待提高.

柔性针穿刺时, 在软组织的作用下, 不可避免地会发生弯曲变形, 这既是缺点也是优点. 缺点是针尖的精确控制变得更加困难. 优点则是控制针尾运动可以实现曲线轨迹穿刺, 避开障碍、血管和神经等敏感区域. 柔性针弯曲与受力有关, 是针的材料、尺寸、针尖形状的函数. Misra 等人^[6]利用 Rayleigh-Ritz 公式推导了柔性针弯曲力学模型. 与此不同的是, Abolhassani 等人^[8]采用了悬臂梁模型. 而 Yan 等人^[26]则是基于伯努利-欧拉梁模型, 并利用哈密尔顿公式推导柔性针力学模型, 其中弹簧-阻尼模型等效了组织对针的作用力. 郑浩峻等人^[27]虽然也用悬臂梁边界推导弯曲变形, 但推导过程中柔性针划分成多个针段. Glozman 等人^[12,28]和高德东等人^[29]也采用了类似的针段模型. 通常, 柔性针两端运动关系模型亦是十分重要的, 是穿刺规划的基础. 在不考虑扭转的情况下, Webster 等人^[30]基于非完整单轮车和自行车运动学建立了柔性斜针穿刺模型. Zhang 等人^[31]把它进一步简化为带返程的自行车模型. 实际应用中, 柔性针不可避免地会产生扭转变形, 引起旋转滞后. 所以, Reed^[32]利用在针尾测量的力/力矩, 推导了与滞后角的关系模型. 而且, 为了确定针轴方向上各点滞后角与针尾扭矩的关系, Reed 等人^[33]建立了一个基于牛顿定律的数学模型.

从上述分析可以看出, 建立穿刺模型是进行机器人控制的前提, 而仔细分析穿刺过程中的针体受

力、软组织的变形及柔性针针体的弯曲等 3 个方面是进行精确穿刺建模的基础.

3 穿刺运动规划和优化理论

对刚性针而言, 穿刺运动规划比较简单, 本文仅对柔性针进行讨论. 穿刺运动规划分为术前和术中 2 个阶段. 术前规划利用影像等信息进行离线规划, 术中规划则需根据穿刺情况进行在线规划. 除了术中规划要求实时性外, 两者没有多大差异, 都包括对针尖路径和针尾的运动规划与优化. 穿刺规划面临诸多实际困难, 涉及组织内的障碍分布、柔性针的弯曲、针尖形状、软组织变形、材料特性等因素, 但它是运动控制的基础, 相关理论和优化算法研究具有十分重要的价值.

柔性针刺入器官组织时, 作用力使其针体发生弯曲, 那么, 通过控制其针尾的运动, 针尖可实现曲线穿刺. 为了绕开穿刺空间的障碍, 提高手术的安全性, 柔性针的穿刺运动需要认真规划和优化, 这已成为针穿刺研究中的一个热点问题. 张永德等人^[34]对柔性针穿刺路径规划做了一个比较全面的回顾. 下面, 我们对此领域的现状进一步简述和归纳. 正如前面所讲, 柔性针针尾的运动决定针尖穿行路径, 一般它有进针和转针运动. 进针推动针往深度刺入, 转针则改变针弯曲方向, 进而实现以曲线方式绕过障碍物. 在穿刺运动规划里, 进针和转针的速度和加速度是重要的规划参数. 为了克服软组织变形, Abolhassani 等人^[35]根据组织变形的平均位移受力指标, 对进针和转针速度及加速度进行优化设计. DiMaio 等人^[36]则采用势场法规划针尖的路径, 通过针尖和针尾速度的雅可比矩阵求针尾的运动. 势场法计算简单, 但面对复杂结构的软组织, 难以获得可靠的针尖路径, 甚至存在局部最小问题. Glozman 等人^[37]基于柔性针的逆运动学模型, 直接推导针尾的运动分量. 因为软组织中分布了各种敏感的血管和神经等穿刺障碍, 避障成了针尖路径规划研究的一个关键问题. Alterovitz 等人^[38]用多边形标识穿刺区域障碍在图像上的位置, 通过设立惩罚函数, 把一个约束条件下的规划问题转化成不受约束的优化问题, 进而找到最短的 S 形穿刺轨迹. Minha 等人^[39]的研究表明: 控制针尾转针和进针的占空比, 柔性针能实现直线或者变曲率的曲线穿刺, 提高了它的避障能力. 穿刺过程中面临许多不确定因素, 比如组织变形引起靶点移

位、呼吸运动干扰等. 为此, Alterovitz 等人^[40,41]利用随机概率分布描述这些不确定性, 将规划问题形式化为马尔科夫决策过程, 并利用动态规划算法对这个随机过程求解, 获得针尖穿行路径. 为了进一步改善动态规划算法的计算效率, Asadian 等人^[42]另提出了一个分区数值递归求解法, 寻求距离最短和拐点最少的针尖路径. 张永德等人^[43]利用非完整单轮运动模型, 提出了一个避障规划和路径优化方案.

如前所述, 穿刺规划是在各种约束条件下寻求最佳的针尖路径及针尾运动速度和加速度. 规划需要参考医学影像信息, 因而受到影像技术的限制. 早期只有二维影像, 所以, 最初的研究也就停留在二维空间. 可是, 柔性针的进针和转针能实现三维空间螺旋曲线穿刺, 能进一步提高穿刺的避障能力和操控灵活性, 而且, 今天三维医学图像处理技术得到快速发展, 三维空间穿刺规划已成为了一个研究热点^[44~48]. 在三维可达空间方面, Park 等人^[44]利用非完整运动的随机微分方程和李群代数, 先提出了一个不考虑障碍情况并基于扩散原理的空间路径规划方案, 后来进一步应用到障碍空间^[45]. 其实, 除障碍以外, 运动学和动力学等约束条件下的穿刺规划亦是研究中的热点. Duindam 等人^[46,47]先基于距离、组织损伤程度和控制能量参数, 构造目标函数, 规划针尾运动轨迹并进行优化, 后来又利用 Paden-Kahan 逆运动学, 求解时间定常运动规划问题, 获得针尖优化路径. 针对不确定性影响, Xu 等人^[48]研究了快速搜索随机树法在穿刺路径规划中的应用, 对无解情形, 提出倒推的反向搜索结构.

柔性针的体内规划问题目前还是一个开放性的问题, 包括进针、转针的速度/加速度优化问题、三维空间避障问题、运动学与动力学约束等问题, 这些都是需要进一步研究的技术问题.

4 穿刺导航与控制技术

如前所述, 针尖导航定位是机器人穿刺控制研究的重要问题之一. 利用 X 光透视、计算机断层扫描(CT)、B 超、磁共振成像(MRI)等图像技术可以实现穿刺导航. 它们各有所长, 也有所短, 精度亦受各方面综合因素影响, 包括针的弯曲变形、器官组织的变形及移位、呼吸运动等. Hing 等人^[49]使用 2 个正交 C 形臂, 获取针尖导航图像. 但是, 这些 X 光透视图像容易变形, 进而造成测量上的误差, Glozman 等人^[12]

为此提出了一个双二项式校正算法. CT 图像亦是一类 X 射线扫描技术, 能实现针尖 3D 定位^[50]. MRI 技术近年来成为机器人穿刺导航的新模式, Krieger 等人^[51,52]利用 MRI 导航, 进行了前列腺介入手术实验, 但是, 前列腺的变形及移动影响 MRI 图像质量. 为此, Tadayyon 等人^[53]利用多帧图像进行三维配准, 提高针尖定位测量精度. 与 MRI 和 CT 设备相比, B 超更经济、更安全, 在穿刺导航定位中应用很多^[9,54~56]. 然而, 回声、气阱和斑点等引起的图像噪声, 须经去噪处理. 于是, Aboofazeli 等人^[54]提出了屈光漫射滤波和非线性偏微分平滑的降噪处理方法. 对柔性针来说, 其弯曲变形使得针尖离开超声扫描平面. 为了保持对针尖连续跟踪, Zhu 等人^[55]利用切片张量积插值法, 建立中间丢失的针尖轨迹描述模型. Boctor 等人^[56]在超声图像上的实验证明了机器人辅助有助于提高穿刺精度. 需指出的是, 在机器人辅助穿刺实验研究中, 透明假体被用来替代软组织, 计算机视觉技术也常用来实现针尖导航定位^[57,58].

机器人穿刺控制技术是影响穿刺诊疗效果的决定因素. 基于医生在控制环中的作用, 穿刺控制分为 2 类: 一类是遥操作方式, 采用主从机械手系统, 医生操作主机械手, 实现对远端从机械手进针和转针的控制^[59]; 另一类是自主操控, 利用图像和力等反馈信息, 机器人独立完成穿刺控制. 自主控制是机器人辅助穿刺的最终目标. 机器人工业经过多年的发展, 相关控制理论和技术比较成熟, 但是, 因为针穿刺的精确性、安全性和稳定性等特殊要求, 传统的控制理论与技术很难直接应用于机器人穿刺控制的分析和设计, 迫切需要探索新的理论体系和技术手段, 目前此领域的研究还处在一个初始阶段. Glozman 等人^[12]利用经典的 PID 算法, 控制机器人末端位置, 即针尾运动. 该控制器的输入是针尖穿刺误差, 控制增益取决于针的弹性模量等相关参数. 类似地, Duchemin 等人^[60]提出一个 PI 控制器, 不同的是, 其增益参数通过模型调节, 实现机器人末端混合位置/力控制. 除了对针尾位置和力控制外, 柔性针的转针控制也很重要, 正如前面介绍, 转针在很大程度上决定针尖在三维空间的路径. 为了控制针尖离开穿刺平面的距离, Kallem 等人^[57]提出一个转针反馈控制方案, 通过状态变换, 将非完整运动学方程线性化, 一个观测器用来估计各运动状态变量. 现有的控制方案里, 很少考虑柔性针的扭转变形, 而它恰恰

是柔性针靶向穿刺误差的重要来源。Reed 等人^[61]为此基于扭转变形模型提出了一个转针反馈补偿控制策略。

从以上分析可以看出, CT、超声等各种不同的医学影像均存在变形、噪声等不确定性问题, 另外, 在医学图像下针尖的位置可以确定, 但是针尖朝向目前没有可用的医学影像来确定, 再有就是组织属性的不确定性问题等都是限制控制精度的主要因素, 需要从图像、估计方法等角度解决以上问题。

5 总结及展望

本文介绍了机器人辅助针穿刺的研究现状, 对穿刺机器人系统、建模、规划、导航与控制等几个方面做了较全面的概述。总的来看, 机器人辅助穿刺技术目前处在一个实验室研究阶段, 距离临床实际应用还要走较长的路。

近些年来, 微创外科机器人技术研究取得了重大的进步, 但是, 在针穿刺这个领域, 仍然存在一些问题和挑战。

(1) 目前, 穿刺建模和规划研究比较多, 而机器人穿刺控制研究却较少, 主要原因是它直接涉及穿刺手术的安全, 技术复杂, 事关重大。现有的研究多

集中在二维空间, 三维空间下穿刺相互作用建模、规划、机器人导航与控制等仍是挑战性的问题。

(2) 穿刺靶点处于软组织内部, 针体全部被体表和组织遮盖, 虽然通过 MRI, CT, B 超等影像技术, 可以追踪针尖位置, 但是, 医学影像实时重建与配准仍然是一个有待解决的问题, 目前多数的解决方案围绕较为简单的二维影像。

(3) 针尖作用力信息由于环境约束和传感器集成困难, 目前为止还没有有效的测量手段, 相关问题有待研究。

最后, 我们初步探讨一下机器人辅助针穿刺技术研究将来的发展方向。关于相互作用建模, 至今其在理论上没有精确的数学描述模型, 是研究方向之一, 这不仅是因为器官软组织复杂的生理结构, 而且还是因为目前没有有效的生物组织材料机械特性的鉴定手段。毫无疑问, 不确定和复杂约束条件下的穿刺控制依然是机器人控制研究中的关键问题。穿刺针末端力信息对机器人控制来说是十分必要的信息, 因此力感知问题研究是一个重要方向, 目前这还是一个开放的研究领域。另外, 虚拟现实和增强现实技术在机器人辅助针穿刺研究领域也可能成为重要的发展方向。

参考文献

- 1 Cleary K, Clifford M, Stoianovici D, et al. Technology improvements for image-guided and minimally invasive spine procedures. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2002, 6: 249–261
- 2 丑武胜, 王田苗. 面向脑外科微创手术的医疗机器人系统. *机器人技术与应用*, 2003, 4: 18–21
- 3 Sun Y S, Wu D, Du Z, et al. Force-driven robotic drag control for freehand 3d ultrasound-guided robot-assisted percutaneous surgery. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Guilin, 2009. 1953–1956
- 4 Okamura A M, Simone C, O'Leary M D. Force modeling for needle insertion into soft tissue. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2004, 51: 1707–1716
- 5 Simone C, Okamura A M. Modeling of needle insertion forces for robot-assisted percutaneous therapy. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Washington DC, 2002. 2085–2091
- 6 Misra S, Reed K B, Schafer B W, et al. Mechanics of flexible needles robotically steered through soft tissue. *Int J Robot Res*, 2010, 29: 1640–1660
- 7 Webster R J, Memisevic J, Okamura A M. Design considerations for robotic needle steering. In: *Proceedings of International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, 2005. 3588–3594
- 8 Abolhassani N, Patel R V, Ayazi F. Minimization of needle deflection in robot assisted percutaneous therapy. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg*, 2007, 3: 140–148
- 9 Neubach Z, Shoham M. Ultrasound-guided robot for flexible needle steering. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2010, 57: 799–805
- 10 Stoianovici D, Cleary K, Patriciu A, et al. AcuBot: A robot for radiological interventions. *IEEE Trans Rob Autom*, 2003, 19: 927–930
- 11 Bassan H S, Patel R V, Moallem M. A novel manipulator for percutaneous needle insertion: Design and experimentation. *IEEE/ASME Trans Mech*, 2009, 14: 746–761
- 12 Glozman D, Shoham M. Image-guided robotic flexible needle steering. *IEEE Trans Robot*, 2007, 23: 459–467
- 13 Majewicz A, Marra S, van Vledder M, et al. Behavior of tip-steerable needles in *ex vivo* and *in vivo* tissue. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2012, 59: 2705–2715

- 14 Asadian A, Patel R V, Kermani M R. A distributed model for needle-tissue friction in percutaneous interventions. In: Proceedings of International Conference on Robotics and Automation, Shanghai, 2011. 1896–1901
- 15 Barbe L, Bayle B, De Mathelin M, et al. Needle insertion modeling: Identifiability and limitations. Biomed Signal Proces, 2007, 2: 191–198
- 16 DiMaio S P, Salcudean S E. Needle insertion modeling and simulation. IEEE Trans Rob Autom, 2003, 19: 864–875
- 17 Nightingale K R, Soo M S, Nighting R W, et al. Investigation of real-time remote palpation imaging. In: Proceedings of SPIE Conference on Medical Imaging, 2001. 224–229
- 18 Ottensmeyer M P. TeMPeST 1-D: An instrument for measuring solid organ soft tissue properties. Exp Tech, 2002, 26: 48–50
- 19 Cotin S. Surgical simulation and training: The state of the art and need for tissue models. In: Proceedings of IEEE Workshop on Intelligent Robotics and Systems, 2003
- 20 DiMaio S P, Salcudean S E. Interactive simulation of needle insertion models. IEEE Trans Biomed Eng, 2005, 52: 1167–1179
- 21 Nienhuys H W, van der Stappen A F. A computational technique for interactive needle insertions in 3D nonlinear material. In: Proceedings of International Conference on Robotics and Automation, New Orleans, 2004. 2061–2067
- 22 Goksel O, Salcudean S E, DiMaio S P, et al. 3D needle-tissue interaction simulation for prostate brachytherapy. In: Proceedings of International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, 2005. 827–834
- 23 Chentanez N, Alterovitz R, Ritchie D, et al. Interactive simulation of surgical needle insertion and steering. In: Proceedings of ACM Annual Conference on Computer Graphics, 2009. 28: 1–10
- 24 Tanaka N, Higashimori M, Kaneko M, et al. Noncontact active sensing for viscoelastic parameters of tissue with coupling effect. IEEE Trans Biomed Eng, 2011, 58: 509–520
- 25 Goksel O, Gegghan E, Salcudean S E. Modeling and simulation of flexible needles. Med Eng Phys, 2009, 31: 1069–1078
- 26 Yan K G, Podder T, Yu Y, et al. Flexible needle-tissue interaction modeling with depth-varying mean parameter: Preliminary study. IEEE Trans Biomed Eng, 2009, 56: 255–262
- 27 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. 清华大学学报, 2011, 51: 1078–1083
- 28 Glozman D, Shoham M. Flexible needle steering for percutaneous therapies. Comput Aided Surg, 2006, 11: 194–201
- 29 高德东, 郑浩峻, 姚望, 等. 基于虚拟弹簧模型的柔性针穿刺仿真研究. 计算机工程, 2010, 36: 273–278
- 30 Webster R J, Kim J S, Cowan N J, et al. Nonholonomic modeling of needle steering. Int J Robot Res, 2006, 25: 509–525
- 31 Zhang Y D, Zhao Y J. Kinematic modeling of bevel tip flexible needle. In: Proceedings of International Conference on Intelligent Robotics and Applications, Shanghai, 2010. 405–416
- 32 Reed K B. Compensating for torsion windup in steerable needles. In: Proceedings of Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Scottsdale, 2008. 936–941
- 33 Reed K B, Okamura A M, Cowan N J. Modeling and control of needles with torsional friction. IEEE Trans Biomed Eng, 2009, 56: 2905–2916
- 34 张永德, 赵燕江, 涂飞, 等. 柔性针穿刺路径规划综述. 哈尔滨理工大学学报, 2011, 16: 7–11
- 35 Abolhassani N, Patel R V, Moallem M. Trajectory generation for robotic needle insertion in soft tissue. In: Proceedings of IEEE EMBS Annual International Conference, San Francisco, 2004. 2730–2733
- 36 DiMaio S P, Salcudean S E. Needle steering and motion planning in soft tissue. IEEE Trans Biomed Eng, 2005, 52: 965–974
- 37 Glozman D, Shoham M. Flexible needle steering and optimal trajectory planning for percutaneous therapies. In: Proceedings of International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, 2004. 137–144
- 38 Alterovitz R, Goldberg K, Okamura A. Planning for steerable bevel-tip needle insertion through 2D soft tissue with obstacles. In: Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, 2005. 1640–1645
- 39 Minha D S, Engh J A, Riviere C N. Testing of neurosurgical needle steering via duty-cycled spinning in brain tissue *in vitro*. In: Proceedings of IEEE EMBS Annual International Conference, Minneapolis, 2009. 258–261
- 40 Alterovitz R, Branicky M, Goldberg K. Motion planning under uncertainty for image-guided medical needle steering. Int J Robot Res, 2008, 27: 1361–1374
- 41 Alterovitz R, Branicky M, Goldberg K. Algorithmic Foundation of Robotics VII: Constant-curvature motion planning under uncertainty with applications in image-guided medical needle steering. Berlin: Springer-Verlag, 2008
- 42 Asadian A, Kermani M R, Patel R V. Accelerated needle steering using partitioned value iteration. In: Proceedings of American Control Conference, Baltimore, 2010. 2785–2790
- 43 张永德, 赵燕江, 陈浩. 斜尖柔性针在软组织中的二维路径规划. 机器人, 2011, 22: 750–757
- 44 Park W, Liu Y, Zhou Y, et al. Kinematic state estimation and motion planning for stochastic nonholonomic system using the exponential map. Robotica, 2008, 26: 419–434
- 45 Park W, Wang Y, Chirikjian G S. The path-of-probability algorithm for steering and feedback control of flexible needles. Int J Robot Res, 2010, 29: 813–830

- 46 Duindam V, Alterovitz R, Sastry S, et al. Screw-based motion planning for bevel-tip flexible needles in 3D environments with obstacles. In: Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, Pasadena, 2008. 2483–2488
- 47 Duindam V, Xu J, Alterovitz R, et al. Three-dimensional motion planning algorithms for steerable needles using inverse kinematics. *Int J Robot Res*, 2010, 29: 789–800
- 48 Xu J, Duindam V, Alterovitz R, et al. Motion planning for steerable needles in 3D environments with obstacles using rapidly-exploring random trees and back chaining. In: Proceedings of IEEE International Conference on Automation Science and Engineering, Washington DC, 2008. 41–46
- 49 Hing J T, Brooks A D, DeSai J P. A biplanar fluoroscopic approach for the measurement, modeling, and simulation of needle and soft-tissue interaction. *Med Image Anal*, 2007, 11: 62–78
- 50 Fichtinger G, Deguet A, Masamune K, et al. Image overlay guidance for needle insertion in CT scanner. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2005, 52: 1415–1424
- 51 Krieger A, Susil R C, Ménard C, et al. Design of a novel MRI compatible manipulator for image guided prostate interventions. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2005, 52: 306–313
- 52 Krieger A, Song S E, Whitcomb L L, et al. Development and evaluation of an actuated MRI-compatible robotic system for MRI-guided prostate intervention. *IEEE/ASME Trans Mech*, 2013, 18: 273–284
- 53 Tadayyon H, Lasso A, Kaushal A, et al. Target motion tracking in MRI-guided transrectal robotic prostate biopsy. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2011, 58: 3135–3142
- 54 Aboofazeli M, Abolmaesumi P, Mousavi P, et al. A new scheme for curved needle segmentation in three-dimensional ultrasound images. In: Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, Boston, 2009. 1067–1070
- 55 Zhu M C, Salcudean S E. Real-time image-based b-mode ultrasound image simulation of needles using tensor-product interpolation. *IEEE Trans Med Imaging*, 2011, 30: 1391–1400
- 56 Boctor E M, Choti M A, Burdette E C, et al. Three-dimensional ultrasound-guided robotic needle placement: An experimental evaluation. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg*, 2008, 4: 180–191
- 57 Kallem V, Cowan N J. Image guidance of flexible tip-steerable needles. *IEEE Trans Robot*, 2009, 25: 191–196
- 58 Haddadi A, Hashtrudi-Zaad K. Development of a dynamic model for bevel-tip flexible needle insertion into soft tissue, In: Proceedings of IEEE EMBS Annual International Conference, Boston, 2011. 7478–7482
- 59 Romano J M, Webster R J, Okamura A M. Teleoperation of steerable needles. In: Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, Roma, 2007. 934–939
- 60 Duchemin G, Maillet P, Pognet P, et al. A hybrid position/force control approach for identification of deformation models of skin and underlying tissues. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2005, 52: 160–170
- 61 Reed K B, Kallem V, Alterovitz R, et al. Integrated planning and image-guided control for planar needle steering. In: Proceedings of Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Scottsdale, USA, 2008. 819–824

A review on the robot-assisted needle puncture technology

ZHAO XinGang¹, YANG TangWen², HAN JianDa¹ & XU WeiLiang¹

¹ State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, China;

² Institute of Information Science, Beijing Jiaotong University, Beijing 100044, China

Robot-assisted technology is a modern medical research topic with significant importance. Robot-assisted needle puncture technology not only has important theoretical significance, but also can effectively improve the accuracy and quality of surgical operations in clinic. Therefore, it can be applied extensively in the field of minimally invasive surgery. In this paper, the state of the art in the field of robot-assisted puncture technology is introduced. Firstly, the existing robot-assisted puncture systems are briefly introduced. Furthermore, we analyze the modeling, planning, navigation, and control of the robot-assisted puncture system with both rigid and flexible needles used. Finally, the challenging issues and future trends of this field are elaborated.

robot-assisted needle puncture technology, modeling and planning, navigation and control, rigid needle, flexible needle

doi: 10.1360/972013-952