DOI: 10.3901/JME.2021.03.001

静脉穿刺机器人研究进展*

何天宝 郭闯强 任浩 姜力

(哈尔滨工业大学机器人技术与系统国家重点实验室 哈尔滨 150080)

摘要: 随着医疗技术的发展, 静脉穿刺已经成为人体健康评估、病情诊断、治疗的必要手段, 目前几乎全部依靠医护人员手动操作完成, 自动化需求日益强烈。为了减轻医护人员的精神和体力负担, 推进医疗自动化和智慧医疗的发展, 在巨大的社会经济前景的激励下, 静脉穿刺机器人已成为世界范围内的研究热点, 各大研究机构相继发布各自研究成果。简要概述了静脉穿刺机器人的发展现状, 详细分析了所涉及的静脉感知、自主决策、机器人结构设计、控制方法等关键技术, 总结了存在的问题和面临的挑战, 并对未来发展趋势进行了展望。

关键词: 静脉穿刺; 医疗机器人; 静脉识别; 感知反馈; 自主决策

中图分类号: TP249

Research Progress of Venipuncture Robot

HE Tianbao GUO Chuangqiang REN Hao JIANG Li

(State Key Laboratory of Robotics and System, Harbin Institute of Technology, Harbin 150080)

Abstract: With the development of medical technology, venipuncture has become an indispensable means for human health assessment, diagnosis, and treatment. By far almost all of those actions are performed manually by medical personnel, which stimulates the demand for automation, also brings great social and economic prospect to automatic venipuncture robots. In order to relieve the mental and physical burden of medical personnel as well as to promote the development of medical automation and wise information technology, venipuncture robots have become a worldwide research hotspot, and many researches have been released by research institutions. This research briefly summarizes the development status of venipuncture robots, analyzes the key technologies referred in venous sensing, autonomous decision making, robot structural design, control methods and so on. This paper further summarizes the existing problems and challenges, and finally looks forward to the development trends of venipuncture robots.

Key words: venipuncture; medical robot; vein recognition; perceptual feedback; autonomous decision-making

0 前言

静脉穿刺指通过刺破静脉获取血液样本或者注射药液的过程, 是进行体检和治疗的必要手段。据统计, 全世界每天执行静脉穿刺约 350 万次^[1], 我国医疗部门每年消耗一次性注射器 150 亿支、输液器 130 亿支。目前临床上静脉穿刺主要依靠医护人员手动操作完成。

手动静脉穿刺方法能否成功主要取决于病人的身体特征和医护人员的经验, 面对不同的病人, 医

护人员执行的成功率具有不稳定性。国外统计资料表明: 普通成人首次静脉穿刺的失败率为 20%~33%^[2-3], 一个病人进行一次成功的静脉穿刺平均需要 2.18 次尝试^[4]。在一些困难, 例如肤色较黑、静脉较深、覆盖伤疤、纹身及毛发的病人, 以及婴幼儿、老年人、肥胖者以及脱水病人等, 由于难以定位静脉血管位置, 首次静脉穿刺失败率会上升至 47%~70%^[2, 5-7]。另外由于儿童皮下脂肪多, 静脉穿刺首次尝试的成功率差异大(40%~76%), 在某病例中静脉穿刺经过 15 次尝试后才完成^[8]。

静脉穿刺失败不仅会给患者造成身体和精神上的压力, 还会由于针头引入不当导致并发症, 如疼痛增加、内出血、血管损伤或药液泄漏到血管外组织等。若穿刺针穿过静脉的远端壁, 撤回穿刺针将

* 国家自然科学基金委创新研究群体(51521003)和黑龙江省博士后科研启动金(LBH-Q18059)资助项目。20200315 收到初稿, 20200826 收到修改稿

不再呈现明显的阻力变化,会造成二次静脉穿刺更困难^[9]。此外,穿刺成功率低也是许多人不愿无偿献血的一个原因^[4]。同时,由于穿刺针十分尖锐,医护人员操作过程中很容易对自己造成误伤^[10]。

为了提高静脉穿刺的成功率,降低医护人员的工作强度和医疗、体检成本,国内外各大科研机构为了解决上述问题开发了各种设备,利用机器人运动精度高、感知性能强、稳定性好的特点,辅助或代替医护人员完成静脉穿刺任务。本文首先对静脉穿刺机器人的发展历程进行介绍,然后对静脉穿刺机器人涉及的核心技术——静脉识别、决策方法、机械结构、控制方法等研究现状做了总结概述,最后对静脉穿刺机器人的发展进行展望。

1 静脉穿刺机器人的发展历程

医疗机器人在过去几十年中发展飞速,但是与脑外科、骨科等机器人相比,血管介入的机器人研究起步较晚^[11]。在提高静脉穿刺成功率最近二十年的研究中,共两个过程。其一是为了提高静脉血管的可视性,开发了一系列静脉显影设备且较为成熟。为了进一步减少静脉穿刺的误操作,另一过程是研发静脉穿刺机器人,尽管自动穿刺的概念很早就被提出,但由于相关技术近些年才得到发展,仅有少数机构制作过原理样机。

由于人的静脉深度、皮肤色素以及脂肪厚度等生理特性各不相同,在很多情况下医护人员很难准确识别患者皮下静脉位置及深度。TransLite 公司于 2008 年开发了血管探测仪 Veinlite^[12](图 1a),该设备使用安全,无创且成像效果良好,但实时性较低;BK Medical 公司基于超声成像于 2009 年开发了可以实时跟踪穿刺针的手持设备 Sonic Window^[13](图 1b),但该设备只适用于直径不小于 5 mm 的血管,且显示屏较小且缺乏放大能力;Christie Medical 公司于 2011 年开发的静脉投影仪 Vein Viewer^[14]可以将静脉图像投影到皮肤表面(图 1c),辅助医护人员操作,投影图像清晰,成像速度快,但成本较高。在国内,2010 年,浙江大学的研究团队研制出了一种采用双色激光扫描的方式获得静脉图像的静脉显影装置^[15],具有很好的显影效果;东发医疗设备公司使用近红外光检测血管,先后推出 DF-300 血管显像仪(图 1d)和 DF-600 血管投影仪(图 1e);中国矿业大学的李承东等设计的静脉显示仪器是国内高校早期阶段的研究成果,并且在 2012 年已经与徐州康福尔电子科技有限公司合作研发出 KFR-JM1 静脉

显示仪器(图 1f);2015 年余玉洁、余成波等开发的基于 FPGA 的手指静脉图像采集系统性能较好,实时性和稳定性也很好,但只适用于手指静脉检测,在静脉穿刺领域未获得应用^[16]。

图 1 静脉显影设备

尽管出现了很多静脉显影设备,可以提高血管的可见性,但是穿刺任务仍然依靠医护人员执行,存在一定的风险和问题。1998 年 OKUNO 等首次提出自动静脉穿刺的概念,他们利用单自由度线性平台(图 2a)对兔耳静脉实现了静脉穿刺^[17];2000 年 ZIVANOVIC 等利用多个力传感器获得前臂表面的力、位置曲线识别静脉位置,提出了单自由度机器人 Bloodbot(图 2b)^[18]。这两种机器人只能进行穿刺动作,定位及更换穿刺针等操作仍然需要医护人员执行。2008 年 BOER 等基于超声成像和力感应引导开发了一种六自由度机器人(图 2c),研究了不同穿刺速度对人体组织变形的影响^[1];2012 年医疗设备公司 Veebot 将穿刺系统安装在工业机械臂末端,融合近红外单目成像和超声成像,找到静脉的成功率为 83%,但机器人穿刺成功率未被评估^[19]。2017 年 CHEN 等提出的第三代九自由度静脉穿刺机器人,融合近红外双目成像技术、超声技术、穿刺力反馈,可以重构静脉结构,获得静脉三维信息,并对穿刺针实时跟踪,但是该机器人结构复杂,体积较大,成本较高^[20-21]。2019 年该团队使用具有超声成像功能的二自由度的手持设备进行了静脉穿刺成功率的试验,成功率平均值为 87%^[22]。另外,国内的迈纳士公司在 2016 年宣布研发出世界第一台可用于临床使用的全自动无人值守采血设备(图 2d),到目前

为止都未看到大范围推广的报道。

(a) 兔耳穿刺

(b) Bloodbot

(c) BOER 等设计的静脉穿刺机器人

(d) 北京迈纳士公司智能采血机器人

图 2 典型的静脉穿刺机器人

综合国内外研究现状, 目前静脉穿刺机器人仍处于研究试验阶段, 还存在结构设计复杂、静脉成像效果差、成本高昂等问题亟待解决。

2 关键技术分析

人体前臂肘部有三条主要静脉血管, 即头静脉、肘正中静脉、贵要静脉(图 3), 不仅易于寻找, 而且在此处进行静脉穿刺疼痛感较弱, 是静脉穿刺的常见部位。通过观察及与护士交流, 人工采血全流程可总结如下: ① 给被采血者系紧压脉带, 使静脉血管充血和漂浮; ② 用碘酒消毒后, 找准血管完成穿刺动作; ③ 将采血针另一端插入真空采血管, 收集血液; ④ 完成采血后, 快速拔出针头, 并用棉签压住创口, 采样结束, 如图 4 所示。结合人工静脉采血流程, 要实现机器人自主静脉采血需要解决以下核心技术: 静脉感知、自主决策、机器人结构设计、

控制方法等。

图 3 上肢解剖图

图 4 医护人员采血流程

2.1 静脉感知

由于静脉血管隐藏于皮肤和脂肪层下面, 难以通过肉眼判断静脉血管三维位置和通过手指力觉反馈判断是否准确穿刺到位(穿入血管而没有穿透), 是导致静脉穿刺失败的主要因素, 因此要提高静脉穿刺成功率, 需要从血管显影定位和穿刺状态反馈两方面来提高感知能力。

2.1.1 静脉显影和定位技术

静脉显影是对静脉血管成像, 为穿刺点决策提供信息, 目前主要有超声成像技术、近红外成像技术和基于温度差的血管定位技术。

BOER 等设计出一款通过超声引导的静脉穿刺机器人(图 2c)^[1]。彩色多普勒超声分辨率高, 利用声波可检测到深度大于 2.7 mm、最小直径 0.4 mm 的血管^[11], 并实时显示流经血管的血流变化, 同时可以区分人体不同的组织。由于超声使用灵活, 已被广泛应用于医疗领域, 但应用在静脉穿刺机器人中仍然有一些局限。首先由于超声只能对目标位置生成断面图像, 无法获取静脉位置图像, 在使用时需要医护人员选取穿刺点, 因此对穿刺成功率的提高有限。其次超声在成像时会产生图像斑点和伪影, 例如在肥胖患者中, 声音信号由于皮下组织中的脂肪较多而严重反向散射或衰减^[23]。并且出于静脉穿刺的目的, 超声成像学习时间长, 在许多情况下需要第二个人协助操作。另外超声在使用时与皮肤接

触需要耦合剂,在进行静脉穿刺时会造成血液污染。

为了解决超声成像的不足, CARVALHO 等提出了一种紧凑的便携式设备 Phlebot, 依靠近红外单目相机成像实现静脉显影和定位^[24]。当光的波长处于 650~1 000 nm 的范围内时, 血液中血红蛋白对光的吸收程度较强(图 5 是血红蛋白的光谱特性), 其他组织如脂肪等, 光被散射的程度通常是被吸收程度的 100 倍。因此红外光穿透皮肤, 经脂肪散射到达软组织, 然后被血管吸收。利用此特征使用主动红外成像技术可以对皮下血管组织进行红外成像, 可以清晰地检测到最深 7.8 mm 处、血管直径大于 0.8 mm 的血管^[25]。

图 5 血红蛋白的光谱特性

为了对静脉穿刺过程进行运动规划, CHEN 等提出了使用 3D 近红外图像引导的第一代自动静脉穿刺机器人 VenousPro(图 6a), 该设备采用双目视觉原理, 在焦距范围内实现 0.1~0.2 mm 的深度分辨率, 分析两个摄像机的图像对用以重建 3D 场景^[26]。随后, 该团队在 2015 年提出了基于 3D 近红外图像和超声图像的第二代静脉穿刺机器人(图 6b)^[27]和融合 3D 近红外图像、超声图像、穿刺力引导的第三代机器人(图 6c)^[20-21]。

图 6 CHEN 等设计的静脉穿刺机器人

单目近红外成像技术利用近红外光与人体的特性, 可以清晰地呈现皮下静脉血管二维图像信息, 为医护人员选择穿刺位置提供决策基础。但是依靠近红外单目相机仅能提供二维信息, 无法获得静脉血管的深度信息。在使用 3D 近红外成像技术时, 可以对场景进行立体重构, 获得血管三维位置信息。但是该方法对成像环境及算法要求较高, 图像质量

和算法优劣对立体匹配效果影响较大。

另外, DREYER 等提出了一种基于温度差的静脉血管定位方法^[28]。如图 7 所示, 温度传感器 1 和 2 分别获得区域 4 以及由激光 3 确定的点 5 的温度。由于静脉正上方的皮肤温度略高于周围区域, 该方法通过比较小的点状区域与周围较大圆形区域的平均温度检测静脉位置。试验表明静脉血管上方的皮肤与周围皮肤温度差仅为 0.3 K, 尽管在测量之前使用酒精消毒, 差值能上升到 0.58 K, 但仍然不易分辨。另外, 在试验中发现, 人体前臂静脉下方的动脉对其上方皮肤温度影响较大, 易干扰静脉血管位置的判断, 目前该方法难以在临床上应用。

图 7 基于温度差的静脉定位方法

2.1.2 穿刺反馈

穿刺反馈是判断穿刺针是否进入静脉的主要方法, 同时可以防止针刺破静脉远端壁, 目前主要有穿刺力反馈和电阻抗反馈两种方式。

OKUNO^[17]和 SATIO^[29]在兔耳静脉上进行插入试验, 初次证明在插入针头时可以使用插入力作为控制条件。在静脉穿刺的过程中, 针头穿透血管壁的瞬间会有针头变滑的感觉, 此种感觉在理论上表现为针尖穿刺力的减小突变, 在静脉壁穿刺时可以明显检测到力的峰值。如图 8 所示, 图像的两个峰值分别是针刺破静脉近端壁和远端壁时力的变化^[1]。根据此种特性, 在进行穿刺时, 设定穿刺力阈值判断针尖是否到达正确位置。BOER 等设计的静脉穿刺机器人通过一维力传感器检测穿刺力大小, 判断针是否达到目标位置^[1]。医疗设备创业公司 Veebot^[19]与 CHEN 等提出的第三代静脉穿刺机器人^[20]中应用穿刺力反馈计算针尖位置。由于在穿刺过程中, 针尖产生的机械力会使人体组织受力发生变形, 静脉血管会发生移动或滚动, 此运动可能导致穿刺失败^[27], 通过加入穿刺力反馈, 不仅可以减小微小的手臂和组织运动带来的不稳定性, 而且可以接收到由于噪声导致超声设备接收不到的信号。但由于穿刺力很小(0.23~0.85 N)^[1], 因此对传感器要求较高。

图8 穿刺力的变化

CHENG 等通过试验证明在皮肤、脂肪、血液、肌肉中, 血液的电阻抗最小, 因此通过检测电阻抗的变化判断穿刺针的位置^[30]。他们设计了一种基于电阻抗反馈的手持机器人辅助穿刺设备^[31], 该设备通过对穿刺针结构进行改造检测穿刺过程中的电阻抗变化。如图 9a 所示, 在针上添加漆包铜线制成电极针, 用电极针代替普通的穿刺针, 在针插入过程中, 通过电极针的尖端在生物组织上激发正弦电压, 然后通过测量电流获得阻抗。AL-HAROSH 等提出一种具有四个四电极配置的的电极阵列系统(图 9b), 减少了稳定皮肤与电极接触的瞬态电阻的时间, 改善了皮肤与电极接触的稳定性^[32]。通过电阻抗检测穿刺针的位置, 方法简单、成本低廉, 但精度较低(识别精度为 1.75 mm ^[32]), 同时由于需要对穿刺针进行改造, 可能会产生血液污染等安全问题。

图9 电阻抗检测方法

2.2 穿刺点决策方法

目前已经提出的静脉穿刺机器人仍需要人工辅助完成任务。BOER 等设计的机器人需要医护人员手动将针放置在需要穿刺的位置^[1], CHEN 等提出的三代机器人均通过医护人员在图像上选择穿刺位置后, 设备完成穿刺动作^[26-27, 33]。CARVALHO 等提出的 Phlebot 利用算法将静脉简化为直线列举出可能的穿刺位置, 选择最长的连续内部点进行穿

刺^[24]。但是由于静脉血管的形状不规则, 其对血管模型进行了一定程度的简化, 不能完全符合血管特征, 存在一定的失败风险。

综上, 目前的穿刺机器人执行穿刺任务时, 寻找穿刺点主要还是依靠医护人员选择合适的位置, 还不能实现全自动化。

2.3 机械结构

图 10 给出了穿刺过程示意图, 将针头以合适的角度(一般是 $15^\circ \sim 45^\circ$ ^[41])插入肘部目标静脉, 穿透近端静脉壁后执行挑针动作(减小穿刺针与血管之间的角度), 再继续进针 $3 \sim 5 \text{ mm}$ 。为了使静脉穿刺机器人能够实现上述功能, 替代医护人员完成静脉穿刺任务, 机器人必须具有足够的灵活度和稳定性。静脉穿刺机器人的结构主要包括两部分, 即机器人本体部分和末端执行器, 机器人本体部分实现末端执行器的大范围移动和穿刺位置调整, 末端执行器实现姿态调整并完成穿刺任务。

图10 穿刺过程示意图

在机器人本体部分, SORENSEN 等使用 6 自由度 KUKA 机械臂作为机器人本体^[34]; 医疗设备创业公司 Veebot(图 11)使用 EPSON 臂为穿刺针提供六自由度的定位, 但是并未提供定位精度^[19]; BREWER 等设计了一种具有 17 个自由度的工业规模的双臂灵巧机器人, 可以用来引导穿刺针的插入^[35]。虽然机械臂自由度较多、运动灵活, 但是由于机械臂尺寸和重量较大, 成本较高, 会降低系统的临床可用性。另外, 从心理学角度分析, 这种设备会让病人感到恐惧。

图11 Veebot

CARVALHO 等提出的 Phlebot(图 12)采用三自由度龙门平台(x 、 y 、 z 方向的移动)作为机器人本体

构型^[24]；CHEN 等设计的第一代静脉穿刺机器人 VenousPro(图 13a)采用具有两自由度的龙门结构(x 、 y 方向的移动)作为本体构型^[26]；CHEN 等在第二代静脉穿刺机器人(图 13b)中采用了三自由度笛卡尔定位系统^[27]，而在第三代穿刺机器人(图 13c)采用 6 自由度的定位方案，包含三个移动自由度和三个旋转自由度^[20]。龙门基座在很大程度上增加了机器人的运动空间，可操作的工作空间使机器人可以插入

前臂的任何静脉，但是也使结构变得更加复杂，实用性较差。由于在人体前臂肘部执行静脉穿刺的过程中，不同人之间尺寸差异不会很大，因此末端执行器的位置不需大范围调整，尤其是在高度方向上仅需微调，因此使用具有 z 向可调的龙门结构是不必要的。

在末端执行器部分，ZIVANOVIC 等提出的 Bloodbot 只有单自由度，即穿刺自由度^[18]；同样，CARVALHO 等提出的 Phlebot 的末端执行器(图 12)也只具有穿刺单自由度^[24]。Veebot 公司利用 6 自由度机械臂设计的静脉穿刺机器人末端执行器只有穿刺自由度，但是可以依靠机械臂调整穿刺姿态和角度^[19]。人的前臂主要有三条静脉血管，但是由于每个人生理结构差异，适合进行静脉穿刺的血管会有不同。如果末端执行器只有穿刺的自由度，那么不仅难以对手臂侧边的静脉执行静脉穿刺，也无法完成挑针动作。另外，由于在针刺入静脉的过程中，静脉会发生变形、移动和转动，难以估计静脉深度或调整针的角度，在这种情况下，针尖很容易滑动并错过静脉或穿透静脉的远端壁^[18]。因此需要在穿刺的过程中对针进行微调，而单自由度穿刺机构难以实现该要求。

BOER 等设计的静脉穿刺机器人(图 2c)包含六个自由度，除了机器人本体的三个移动自由度之外，末端执行器也有三个自由度，分别是能够根据静脉的形状调整插入角度的俯仰自由度 φ 、偏航自由度 θ 和穿刺自由度 q ^[1]。CHEN 等提出的第一代和第二代静脉穿刺机器人的末端执行器同样都包含这三个自由度^[26-27]，使得机器人可以根据目标静脉血管的情况调整穿刺角度并完成挑针动作。不同的是，在第二代静脉穿刺机器人中，CHEN 等在末端执行器增加了一个自由度，使得在执行静脉穿刺之前穿刺针对患者隐藏，消除了医护人员被针头意外刺伤的风险^[27]。而在 CHEN 等设计的第三代静脉穿刺机器人中，末端执行器由四个自由度减少为三个自由度，除了保留穿刺自由度和俯仰自由度外，将摆动自由度变为了垂直方向的移动自由度^[20]，因此也难以实现对手臂侧边静脉的穿刺任务。表 1 为末端执行器自由度对比。表 2 为较完善的静脉穿刺机器人参数对比。

表 1 末端执行器自由度对比

末端执行器	穿刺自由度	俯仰自由度	偏航自由度	加载针自由度
Bloodbot	有	无	无	无
Phlebot	有	无	无	无
BOER 等的设计	有	有	有	无
CHEN 等的第一代	有	有	有	无
CHEN 等的第二代	有	有	有	有
CHEN 等的第三代	有	有	无	无

图 13 CHEN 等设计的静脉穿刺机器人的结构

表 2 静脉穿刺机器人的对比

参数	BOER 等的机器人	CHEN 等的第一代机器人	CHEN 等的第二代机器人	CHEN 等的第三代机器人
可检测血管深度/mm	0~12	0~4	0~40	0~20
可检测血管直径/mm	2~6	1~4	>2	2~4
自由度/个	6	5	7	9
精度/mm	—	0.25	0.21	0.22
尺寸/ $\left(\frac{\text{长}}{\text{mm}} \times \frac{\text{宽}}{\text{mm}} \times \frac{\text{高}}{\text{mm}}\right)$	—	46×46×46	30×25×25	—
工作空间/ $\left(\frac{\text{长}}{\text{mm}} \times \frac{\text{宽}}{\text{mm}} \times \frac{\text{高}}{\text{mm}}\right)$	2.5×2.5×1.5	25.4×25.4×25.4	28×28×24	10×10×7.5
重量/kg	—	13	3.5	—

2.4 控制策略

目前在静脉穿刺机器人中最常用的控制策略是基于图像的位置控制。Phlebot 通过获取目标区域的图像后根据算法选取最佳穿刺点，然后对末端执行器进行位置控制到达目标位置，最后末端执行器以 20°的角度和恒定速度插入穿刺针，并在插入后 20 ms 内发出停止命令^[24]。采用位置控制实施简单，但机器人在运动中鲁棒性差。另外在穿刺过程中速度恒定，为了避免针刺破血管远端壁，穿刺速度不能过大，因此穿刺效率低，病人的疼痛感也较强。

CHEN 等设计的第一代静脉穿刺机器人在获得穿刺点位置信息后，通过比较开环控制器和闭环控制器的响应调节针的位置。开环控制器测量步进电机的响应直接计算针的位置，闭环控制器通过将像机的坐标系与末端执行器相关联，然后与机器人本体相关联确定针的姿势。将闭环控制器计算出的针位与开环响应进行实时比较，差值在一定范围内即认为满足位置要求^[26]。该方法对控制系统的实时性要求较高，控制器需要对输入信息以足够快的速度进行处理并在短时间内作出反应以进行控制。

CHEN 等设计的第三代静脉穿刺机器人使用了基于近红外立体视觉、超声、穿刺力的位置伺服控制系统。首先从立体图像中选取位置，将末端执行器定位在此处；然后将超声探头定位在该位置增强血管的可视性；最后将穿刺针插入过程中测得的力和电流信号与超声图像数据对比，以确认到达刺破静脉血管的位置^[20]。与基于图像的方法相比，该方法通过近红外相机和超声探头可以实时监测穿刺针，实现了基于位置的伺服。但是该机器人仍然是依靠设定点进行轨迹规划，缺乏动态控制，导致运动速度对定位精度影响较大。

3 未来发展趋势及面临的挑战

综上所述，静脉穿刺机器人硬件受到国内外众多研究机构的广泛关注，虽然在关键技术的各个方面均有所突破，但距离开发出成熟产品仍面临诸多挑战，限于作者有限知识，总结以下几个方面：

静脉血管及周围组织的生物力学特性。人体前臂肘部静脉血管尺寸直径小(2~4 mm)，且在进行静脉穿刺时会产生变形、移动和转动，增加了自主穿刺成功的难度。静脉血管及周围组织精确的生物力学特性建模，不但能够为静脉识别、穿刺控制和状态反馈提供数据支撑，而且有助于推进虚拟器官技术的发展，实现静脉穿刺的精确仿真。

静脉识别方法的研究。目前静脉识别的方法主要是 3D 近红外图像融合超声成像技术，但是在实际应用中效果并不理想。由于 3D 近红成像技术依赖于照片采集的环境和立体匹配的算法，光线不均匀、阴影、噪点等都对双目立体匹配获得静脉血管三维信息的过程有不良影响。另外，超声成像技术在使用时，设备与皮肤接触需要耦合剂提升成像效果，在穿刺时会对血液造成污染。因此需要提高 3D 近红外成像技术的精度，为穿刺决策算法提供更为准确的感知数据。未来可以考虑在封闭的环境下采用基于结构光光源的照明方法，降低外界环境的干扰，有助于提高静脉三维重建的精度。同时，通过构建图像金字塔，采用多尺度代价计算的方法获取视差图，也可以有效减少由于外界环境干扰产生的图像噪声。另外，在静脉血管三维重建的过程中，使用基于 Snake 模型的点集匹配算法，提取目标区域进行重建，效果好、实用性强^[36-38]，还可以提高算法运算速度。

穿刺反馈传感器的研究。尽管在穿刺力检测的

试验中, 目前市面上的力传感器可以检测到穿刺时力的突变, 但是由于穿刺力本身很小, 且人体血管尺寸较小, 因此需要设计具有高分辨率、良好的响应特性以及小巧的力传感器。另外, 未来还将进行对穿刺针结构的研究, 通过电路通断产生的电阻值突变检测穿刺针是否进入静脉血管。

穿刺点位姿决策算法。穿刺点位姿决策是实现静脉穿刺机器人全自动操作的关键技术, 实现医疗机器人自主决策, 不仅可以降低系统的学习及使用成本, 也能减轻医护人员重复繁琐的工作。在进行穿刺点决策时需要同时考虑静脉血管的直径、深度和曲率, 因此在穿刺点决策前需要根据静脉血管的三维重建模型计算血管的弯曲方程^[39]。

紧凑灵巧的机器人结构设计。在执行穿刺任务时, 末端执行器在其工作空间内应具有一定的灵活性以适应各种不同走势的静脉血管, 同时考虑到针对不同病人工作空间差异不大, 因此需要设计更加紧凑灵巧、精度更高的机器人结构。未来在进行机器人结构设计时, 本体结构可采用串联机械臂完成末端执行器的定位, 并且使末端执行器的位置与姿态解耦, 防止在调整穿刺针姿态的过程中导致其位置产生误差。另外, 使用直线电机代替穿刺自由度的旋转电机, 可以有效简化末端执行器结构, 并提高运动精度。

精度更高、鲁棒性更好的控制策略。静脉穿刺要求机器人运动精度高、稳定性好, 应用基于位置的阻抗控制方法, 可以较好地实现对接触力/位置动态响应的调节, 对扰动和不确定性有很好的鲁棒性, 可以提升机器人的应用安全。

完整的静脉穿刺系统。目前的静脉穿刺机器人样机主要包括静脉感知系统、穿刺执行系统、控制与协调系统以及人机交互系统。为了使机器人可以自主完成静脉穿刺任务, 还需要完成压脉消毒系统、穿刺针与采样管上下料系统等辅助系统的设计。

另外, 总结目前的文献来看, 静脉穿刺机器人主要还是在人造模型、动物等身上做试验, 尽管 CHEN 等已经验证了静脉穿刺机器人的静脉血管识别能力以及穿刺成功率都较高, 但将其应用于临床还有很多问题需要解决, 最主要的就是安全问题, 需要考虑静脉穿刺机器人的各种意外和错误情况, 因此在应用前还需要诸多试验和验证。

4 结 论

静脉穿刺机器人具有非常广阔的社会经济应用前景, 相关研究工作已经取得了阶段性进展。然而,

要实现可靠的临床应用, 仍需在静脉识别与反馈、自主决策、新型机构设计、控制方法等核心技术取得进一步突破, 以提高静脉穿刺机器人的穿刺成功率、减小因穿刺失败造成的肌体损伤和精神压力, 同时大幅度降低医护人员数量需求和工作强度。

参 考 文 献

- [1] BOER T D, STEINBUCH M, NEERKEN S, et al. Laboratory study on needle-tissue interaction[J]. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2008, 7(3): 325-335.
- [2] JACOBSON A F, WINSLOW E H. Variables influencing intravenous catheter insertion difficulty and failure: An analysis of 339 intravenous catheter insertions[J]. *Heart & Lung the Journal of Critical Care*, 2005, 34(5): 345-359.
- [3] RAUCH D, DOWD D, ELDRIDGE D, et al. Peripheral difficult venous access in children[J]. *Clinical Pediatrics*, 2009, 48(9): 895-901.
- [4] LILLIS K A, JAFFE D M. Prehospital Intravenous access in children[J]. *Annals of Emergency Medicine*, 1992, 21(12): 1430-1434.
- [5] CARR P J, RIPPEY J C R, COOKE M L, et al. Development of a clinical prediction rule to improve peripheral intravenous cannulae first attempt success in the emergency department and reduce post insertion failure rates: The vascular access decisions in the emergency room (VADER) study protocol[J]. *BMJ Open*, 2016, 6(2): e009196.
- [6] BLACK K J L, PUSIC M V, HARMIDY D, et al. Pediatric intravenous insertion in the emergency department[J]. *Pediatric Emergency Care*, 2005, 21(11): 707-711.
- [7] LININGER R A. Pediatric peripheral IV insertion success rates[J]. *Pediatr Nurs*, 2003, 29(5): 351-354.
- [8] CURTIS S J, CRAIG W R, LOGUE E, et al. Ultrasound or near-infrared vascular imaging to guide peripheral intravenous catheterization in children: A pragmatic randomized controlled trial[J]. *Canadian Medical Association Journal*, 2015, 187(8): 563-570.
- [9] SIMHI E, KACHKO L, BRUCKHEIMER E, et al. A vein entry indicator device for facilitating peripheral intravenous cannulation in children: A prospective, randomized, controlled trial[J]. *Anesthesia & Analgesia*, 2008, 107(5): 1531-1535.
- [10] CHEN A I. Image-guided robotics for autonomous

- venipuncture[D]. New Brunswick: Rutgers, The State University of New Jersey, 2016.
- [11] 倪自强, 王田苗, 刘达. 医疗机器人技术发展综述[J]. 机械工程学报, 2015, 51(13): 45-52.
- NI Ziqiang, WANG Tianmiao, LIU Da. Survey on medical robotics[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2015, 51(13): 45-52.
- [12] KATSOGRIDAKIS Y L, SESHADRI R, SULLIVAN C, et al. Veinlite transillumination in the pediatric emergency department: A therapeutic interventional trial[J]. Pediatric Emergency Care, 2008, 24(2): 83-88.
- [13] FULLER M I, OWEN K, BLALOCK T N, et al. Real time imaging with the Sonic Window: A pocket-sized, C-scan, medical ultrasound device[C]// Ultrasonics Symposium (IUS), 2009 IEEE International. IEEE, 2009: 196-199.
- [14] STEINER J W, SZMUK P, FARROW-GILLESPIE A, et al. Skilled nurses are more successful when using standard techniques than the vein viewer for first attempt of intravenous cannulation in pediatric patients with difficult access[J]. ASA Chicago, 2011(10): 15-19.
- [15] 张帆, 刘向东. 基于双波长激光扫描的皮下静脉显示装置[J]. 浙江大学学报, 2010, 44(2): 294-299.
- ZHANG Fan, LIU Xiangdong. Subcutaneous vein display equipment based on dual-wavelength laser scanning[J]. Journal of Zhejiang University, 2010, 44(2): 294-299.
- [16] 余成波, 余玉洁, 方军, 等. 基于 FPGA 手指静脉图像采集系统的研制[J]. 电子技术应用, 2015, 41(11): 81-84.
- YU Chengbo, YU Yujie, FANG Jun, et al. Development of finger vein image acquisition system based on FPGA[J]. Application of Electronic Technique, 2015, 41(11): 81-84.
- [17] OKUNO D, TOGAWA T, SAITO H, et al. Development of an automatic blood sampling system: Control of the puncturing needle by measuring forces[C]// International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society. IEEE, 1998: 1811-1812.
- [18] ZIVANOVIC A, DAVIES B L. A robotic system for blood sampling[J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2000, 4(1): 8-14.
- [19] HARRIS R J, MYGATT J B, HARRIS S I. System and methods for autonomous intravenous needle insertion: United States, US9364171B2[P]. 2016-06-14.
- [20] BALTER M L, CHEN A I, MAGUIRE T J, et al. Adaptive kinematic control of a robotic venipuncture device based on stereo vision, ultrasound, and force guidance[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2017, 64(2): 1626-1635.
- [21] BALTER M L. Robotic devices for automated venipuncture and diagnostic blood analysis[D]. New Brunswick: Rutgers The State University of New Jersey-New Brunswick, 2017.
- [22] LEIPHEIMER J M, BALTER M L, CHEN A I. First-in-human evaluation of a hand-held automated venipuncture device for rapid venous blood draws[J]. TECHNOLOGY, 2019, 7(03n04): 98-107.
- [23] MAECKEN T, GRAU T. Ultrasound imaging in vascular access[J]. Critical Care Medicine, 2007, 35(5): S178-S185.
- [24] CARVALHO P, KESARI A, WEAVER S, et al. Robotic assistive device for phlebotomy[C]// ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference. American Society of Mechanical Engineers, 2015: V003T14A012-V003T14A012.
- [25] MIYAKE R K, ZEMAN H D, DUARTE F H, et al. Vein imaging: A new method of near infrared imaging, where a processed image is projected onto the skin for the enhancement of vein treatment[J]. Dermatologic Surgery, 2006, 32(8): 1031-1038.
- [26] CHEN A, NIKITCZUK K, NIKITCZUK J, et al. Portable robot for autonomous venipuncture using 3D near infrared image guidance[J]. Technology, 2013, 1(1): 72-87.
- [27] BALTER M L, CHEN A I, MAGUIRE T J, et al. The system design and evaluation of a 7-DOF image-guided venipuncture robot[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31(4): 1044-1053.
- [28] DREYER J, HUENGES K, CREMER J, et al. A new device for vein localization and effect of application of disinfectant spray on its efficiency[J]. Nephron Clinical Practice, 2017, 3(2): 127-130.
- [29] SAITO H, TOGAWA T. Detection of needle puncture to blood vessel using puncture force measurement[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2005, 43(2): 240-244.
- [30] CHENG Z, DAVIES B L, CALDWELL D G, et al. A venipuncture detection system for robot-assisted intravenous catheterization[C]// IEEE BioRob2016. IEEE, 2016: 80-86.
- [31] CHENG Z, DAVIES B L, CALDWELL D G, et al. A

- hand-held robotic device for peripheral intravenous catheterization[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2017, 231(12): 1165-1177.
- [32] Al-HAROSH M B, SHCHUKIN S I. Numerical modeling of the electrical impedance method of peripheral veins localization[M]. Springer International Publishing, 2015.
- [33] BALTER M L, CHEN A I, FROMHOLTZ A, et al. System design and development of a robotic device for automated venipuncture and diagnostic blood cell analysis[J]. Rep. US, 2016, 2016: 514-520.
- [34] SORENSON A S, SAVARIMUTHU T R, PEDERSEN E, et al. Tactile sensing methods for automated blood samples on humans. [C]// Advances In Mobile Robotics - The Eleventh International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines, 2008: 875-889.
- [35] BREWER R D, SALISBURY J K. Visual vein-finding for robotic IV insertion[C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2010, Anchorage, Alaska, USA, 3-7 May 2010. IEEE, 2010: 4597-4602.
- [36] 王宣银, 潘锋, 向桂山, 等. 基于 Snake 模型的特定人脸三维重建方法[J]. 机械工程学报, 2007, 43(7): 168-173.
- WANG Xuanyin, PAN Feng, XIANG Guishan, et al. Specific face 3D reconstruction based on snake model[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2007, 43(7): 168-173.
- [37] GUAN Shaoya, WANG Tianmiao, MENG Cai, et al. A review of point feature based medical image registration[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2018, 31(4): 21-36.
- [38] WU C, YANG J, ZHU J, et al. Hybrid constraint optimization for 3D subcutaneous vein reconstruction by near-infrared images[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2018, 163: 123-133.
- [39] YANG Xue, WANG Hongbo, SUN Li, et al. Operation and force analysis of the guide wire in a minimally invasive vascular interventional surgery robot system[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2015, 28(2): 249-257.
-
- 作者简介: 何天宝, 男, 1996年出生, 博士研究生。主要研究方向为静脉穿刺机器人设计。
E-mail: hetb@hit.edu.cn
- 郭闯强(通信作者), 男, 1982年出生, 博士, 副研究员。主要研究方向为电机驱动与机器人控制技术。
E-mail: chuangqiang.guo@hit.edu.cn