arXiv:2301.01237v1 [cs.RO] 3 Jan 2023

中耳手术的安全路径跟随

Bassem Dahroug[1],Brahim Tamadazte[2],和 Nicolas Andreff[1]

[1]Bassem Dahroug 和 NicolasAndreff 就职于法国贝桑松的 FEMTO-ST、AS2M、勃艮第—弗朗什-孔泰大学、法国国家科学研究中心/ENSMM，邮编 25000。´Brahim Tamadazte 就职于法国巴黎的索邦大学、法国国家科学研究中心 UMR 7222、Inserm U1150、ISIR，邮编 F-75005。brahim.tamadazte@cnrs.fr

2023年1月4日

摘要

本文提出了一种通用表示方法，用于描述在受限运动条件下运行的路径跟踪控制器。该方法是在手术机器人学背景下开发的。文中介绍了两种受限运动：i）双侧约束运动，也称为远心运动（RCM）；ii）单侧约束运动（UCM）。在第一种情况下，切口孔的直径与机器人手术工具的直径几乎相同；而在第二种情况下，切口孔口的直径大于工具直径。第二种情况下，手术器械在接触切口壁之前可以在更大的空间内自由移动，不受约束。

所提出的方法旨在结合两个必须按层级运行的任务：i）遵守分别以等式或不等式形式表述的 RCM 或 UCM约束；ii）执行外科操作，例如以三维路径跟踪任务表示的扫描或消融。首先，我们在模拟中成功测试了所提出的方法和材料；该模拟器能够模拟中耳手术的真实条件。随后，我们又在实验平台上进行了测试。我们通过实验开展了不同的验证场景，从定量和定性两方面评估每种已开发的方法。尽管本研究的目标并非追求极致精度，但我们的概念已得到验证，其精度足以满足耳部手术的要求（$\leq 100\mu m$）。

关键词：医疗机器人学、受限运动、路径跟随、视觉伺服。

1 引言

手术机器人因对患者和医生都有益而越来越受欢迎 [11,37,40]。这对于所谓的微创手术（MIS）尤为如此。例如，腹腔镜手术或锁孔手术 [23]会在 $10mm$周围做切口。与开腹手术所需的较大切口相比，这种切口非常小。另一种情况是，可将手术器械经自然腔口（例如口腔、鼻裂、尿道、肛门）插入，以到达目标器官。在这两种情况下，入口空间（即切口孔或自然腔口）都会限制手术工具的运动，进而限制外科医生的手部动作以及携带器械的机器人 [7]。

本文主要讨论微创手术过程中直接产生的两种受限运动：

1. 远心运动 (RCM)，又称支点效应，意味着切口孔的直径几乎与手术工具 [2]的直径相同；2. 单侧中心运动 (UCM)意味着切口直径大于工具直径，从而使工具运动拥有更大的自由度 [12]。

第一种运动最初是通过设计一种特定的机器人结构来实现的，该结构以机械方式施加受限运动 [2,21, 29]。RCM要求手术工具的中心线始终与切口孔的中心点（套管针点）重合。因此，工具沿两个轴向的直线运动受到限制。RCM机构的主要优势在于，其运动学结构可确保枢转运动，从而降低损坏套管针壁的风险。其控制器也较为简单，易于实现。然而，这类机构仅适用于一种特定构型，无法灵活地改变套管针点的位置。

另一种解决方案提出采用软件远心运动，通过引导通用机器人来解决前述问题，同时利用其足够灵活、能够完成复杂任务的优势 [6]。该方案适用于多种医疗应用（例如腹腔镜 [32]和眼科 [28]手术）。然而，我们认为，对于其他类型的手术（例如耳、鼻、口腔手术和膝关节镜手术），远心运动方法并非最佳选择。在后一类手术中，孔口直径通常大于工具直径。因此，远心运动控制器对工具运动施加了过多限制

。事实上，远心运动是一种数学等式约束（即工具本体与切口孔中心点之间的距离必须等于零）。因此，远心运动可称为双侧约束运动。相比之下，UCM 的限制较弱，因为单侧约束是不等式（即上述距离可以大于或小于零）[19]。

在相关文献中，禁入区域虚拟夹具 [1] 用于协作任务，用户可以操控机器人设备 [5]，也可以远程操控主设备 [33]。这些夹具可以定义为工具周围的几何形状 [12,39] 或向量场 [26]。随后，采用运动学控制 [12] 或动力学控制 [26,38,39]，引导机器人完成预期任务。

本文的理论贡献在于改进受限运动的通用表述，旨在实现一种速度控制器，使其能够根据外科手术的具体配置维持 RCM 或 UCM。此外，本文还提出了一种新的路径跟踪控制器，并将其与任务层级控制器集成，以便在 RCM/UCM 与路径跟踪任务之间设定优先级。

不过，本文的技术贡献在于对这类方法进行评估。因此，我们开发了一款模拟器，其中包含手术器械和一个用于模拟中耳腔的数字孪生。基于初步评估结果，我们还搭建了临床前实验装置，整合模拟器的各个组件，以通过实验评估所提出的方法。此外，我们还实现了多种场景来完成这些评估。所得结果在行为表现和准确性方面均颇具前景。

本文其余部分安排如下：第2节介绍临床需求与挑战。第3节将讨论所提出的控制器的设计方法。随后，第4节将重点介绍所提出方法的数值验证和实验验证。最后，第5节给出结论与展望。

2 医学动机

2.1 治疗疾病

本文讨论的工作是一个长期项目的一部分，旨在开发一种专用于胆脂瘤手术的机器人系统。该系统的目标是通过外耳道或在乳突部开设的切口孔口，在中耳腔内实施微创手术。

胆脂瘤是一种常见的侵袭中耳的疾病。它会将异常皮肤（病变组织）带入中耳腔，从而感染中耳。最常见的解释是 [31] 外耳道中的表皮细胞迁移至中耳腔，并覆盖其黏膜，如图1所示。这些细胞在颞骨内逐渐增殖，并破坏邻近的骨性结构。

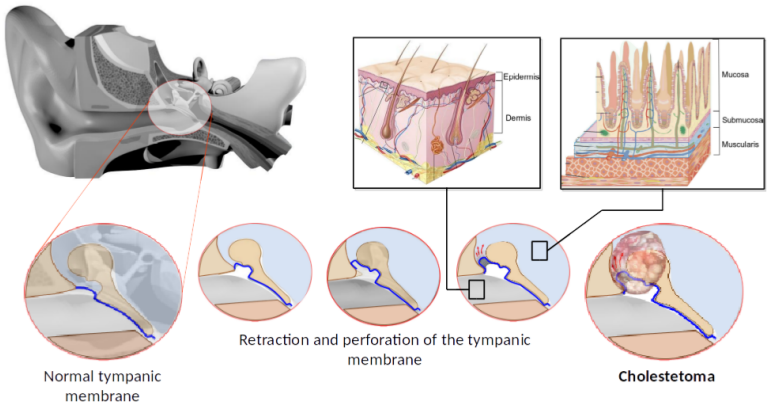


图 1：中耳内胆脂瘤疾病的发展过程。中耳位于鼓膜后方。

胆脂瘤的发展过程从长远来看会危及生命。其并发症可分为以下几类 [3]：i) 听小骨链破坏，ii) 面瘫，iii) 迷路炎，iv) 颅外并发症，以及 v) 颅内并发症。这些并发症表明，胆脂瘤可能对患者造成不可逆的影响。尽管如此，目前尚无治疗胆脂瘤的药物。唯一的解决办法是手术干预。

2.2 当前手术过程

如上所述，治疗胆脂瘤的唯一方法是进行外科手术。其目的是清除所有胆脂瘤组织，并重建中耳的解剖结构 [18]。

为进入中耳腔，外科医生通常会在耳廓后方钻开颞骨，如图 2 所示。这种外科手术称为乳突切除术，外科医生会保留外耳道壁。这项技术会形成一个三角形切口（约 $40 \times 40 \times 30mm$），深度约为 $30mm$。后一种手术方

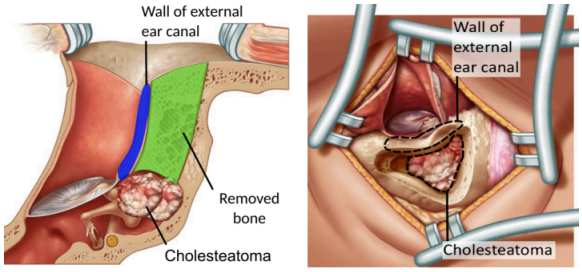


图2：采用保留外耳道壁的乳突切除术，外耳道得以保留。（a）乳突切除术通道的侧视图；（b）乳突切除术通道的俯视图。

式也可以通过切除外耳道后部变得更具侵入性（即开放式乳突腔）。此外，即使手术孔口相对较大，这种外科手术仍然复杂，需要外科医生具备高超的专业技能和灵巧度。即使是经验丰富的临床医生治疗胆脂瘤，临床结局在疗效方面仍不尽如人意。事实上，手术后几个月胆脂瘤复发的风险很高。这是由残留胆脂瘤细胞导致的。因此，10% 至 40% 的患者需要接受不止一次手术，才能彻底治愈这种疾病 [4]。

由于颞骨腔结构复杂，外科医生在手术过程中主要面临诸多困难（图 3）：i）工具的人体工学性能不足；ii）耳科显微镜的视野有限（外科医生无法观察到中耳腔内被遮挡的侧方区域（盲区））；以及 iii）使用传统刚性器械进行操作需要相当丰富的专业技能。

因此，克服上述问题并推动该手术向微创方向发展变得越来越重要。这意味着需要减小切口孔的尺寸，提高胆脂瘤消融效率，并避免此类手术目前较高的手术复发率。

3 方法

本节首先简要介绍与机器人系统相关的新手术方案。随后，讨论用于同时管理各项任务的分层控制器。接着

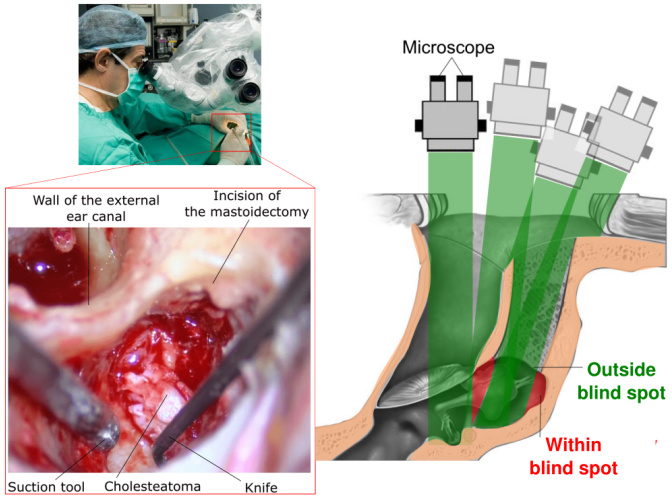


图3：胆脂瘤手术过程中“盲区”的概念示意图。

分别说明路径跟踪、RCM 和 UCM 控制器。

3.1 新手术方案

在与中耳手术，尤其是胆脂瘤治疗方面经验丰富的外科医生合作后，我们尝试制定一种新的、更高效的手术方案，详见 [11]。首先，我们希望与传统手术相比，使胆脂瘤手术的创伤更小。因此，宏微机器人系统应通过耳后（乳突部）的毫米级切口进入中耳腔 [35]。其次，胆脂瘤手术需要提高效率，避免出现残留病例。使用刚性微型机械切除工具切除大部分胆脂瘤组织，可以实现这一目标。随后，可使用可弯曲驱动工具 [16, 36] 引导激光光纤。该光纤可将残留胆脂瘤（机械切除阶段后留下的部分）碳化 [22]。

机械切除和激光消融都应能够在自动模式或半自动模式下执行。机械切除无需很高的精度，而激光消融则需要更高的精度，因为残留胆脂瘤细胞的尺寸可能只有几十微米。因此，机器人学和基于视觉的控制对于完成此类任务至关重要。在本研究中，我们探讨了

在受限运动（由切口孔造成）条件下，使用路径跟踪控制方案执行胆脂瘤切除所需操作（即机械切除和激光消融）的可行性。

3.2 任务层级控制器

外科手术可视为一系列依次执行或相互重叠的子任务。层级方法可确保多个任务同时执行，因此各项任务不会相互冲突 [13, 34]。在胆脂瘤手术中，手术过程可能涉及多项子任务，例如执行约束（RCM 或 UCM）以及使用消融工具处理病变组织。因此，这些子任务必须按照既定的层级方案执行。

为了表达一个管理并行子任务的控制器，我们先假设一个通用子任务（$\dot{\mathbf{e}}_i \in \mathbb{R}^{m_i}$）定义为

$$\dot{\mathbf{e}}_i = \mathbf{L}_i \, {}^{e}\underline{\mathbf{v}}_e, \quad \text{where i=1,2,...,j} \tag{1}$$

其中，${}^{e}\underline{\mathbf{v}}_e \in se(3)$ 是待计算的末端执行器扭转速度，表示于末端执行器坐标系 $\mathcal{F}_e$ 中；$\mathbf{L}_i \in \mathbb{R}^{m_i \times n}$ 是交互矩阵，它将向量 ${}^{e}\mathbf{v}_e$ 与误差 $\dot{\mathbf{e}}_i$相关联。

前述方程的逆解无法保证存在，因为交互矩阵 $\mathbf{L}_i$ 可能不是方阵，且其矩阵秩在局部可能不足。利用最小二乘法，通过最小化 $\|\dot{\mathbf{e}}_i - \mathbf{L}_i \, {}^{e}\mathbf{v}_e\|$（关于 ${}^{e}\mathbf{v}_e$），并采用数值方法（例如 QR 或 SVD），可以求得近似解。其形式化结果可简写为 ${}^{e}\mathbf{v}_e = \mathbf{L}_i^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_i$，其中 $\mathbf{L}_i^{\dagger}$ 是$\mathbf{L}_i$的伪逆。如果$\mathbf{L}_i$ 不满秩，则至少存在一个位于其零空间中的奇异向量$\mathbf{z}_1$，（$\mathbf{L}_i\mathbf{z}_1 = \mathbf{0}$）。向量$\mathbf{z}_1$ 也称为$\mathbf{e}_i$的零空间，因为任何平行于$\mathbf{z}_1$ 的旋量向量都不会改变$\mathbf{e}_i$ 。因此，投影梯度的一般形式 [27] 为

$${}^{e}\underline{\mathbf{v}}_e = \mathbf{L}_1^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_1 + (\mathbf{I} - \mathbf{L}_1^{\dagger}\mathbf{L}_1)\mathbf{z}_1 \tag{2}$$

为了定义$\mathbf{z}_1$, ，我们先考虑一个次级子任务 $\dot{\mathbf{e}}_2 = \mathbf{L}_2 \, {}^{e}\mathbf{v}_e$。由于控制向量必须包含第一个子任务，因此将方程（2）代入后一个表达式，得到

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{e}}_2 &= \mathbf{L}_2 \left(\mathbf{L}_1^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_1 + (\mathbf{I} - \mathbf{L}_1^{\dagger}\mathbf{L}_1)\mathbf{z}_1 \right) \\ &= \mathbf{L}_2\mathbf{L}_1^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_1 + \underbrace{\mathbf{L}_2(\mathbf{I} - \mathbf{L}_1^{\dagger}\mathbf{L}_1)}_{\tilde{\mathbf{L}}_2}\mathbf{z}_1 \end{aligned} \tag{3}$$

由前一个方程可推导出向量$\mathbf{z}_1$，其形式为

$$\mathbf{z}_1 = \tilde{\mathbf{L}}_2^{\dagger}(\dot{\mathbf{e}}_2 - \mathbf{L}_2\mathbf{L}_1^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_1) + (\mathbf{I} - \tilde{\mathbf{L}}_2^{\dagger}\tilde{\mathbf{L}}_2)\mathbf{z}_2 \tag{4}$$

使用另一个准则向量 $\mathbf{z}_2$，该向量投影到次级子任务的零空间中。将 (4) 代入 (2)，可得到投影梯度的递归形式：

$$\begin{aligned} {}^{e}\underline{\mathbf{v}}_e &= \mathbf{L}_1^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_1 + (\mathbf{I} - \mathbf{L}_1^{\dagger}\mathbf{L}_1)\left(\tilde{\mathbf{L}}_2^{\dagger}(\dot{\mathbf{e}}_2 - \mathbf{L}_2\mathbf{L}_1^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_1) + (\mathbf{I} - \tilde{\mathbf{L}}_2^{\dagger}\tilde{\mathbf{L}}_2)\mathbf{z}_2\right) \\ &= \mathbf{L}_1^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_1 + (\mathbf{I} - \mathbf{L}_1^{\dagger}\mathbf{L}_1)\tilde{\mathbf{L}}_2^{\dagger}(\dot{\mathbf{e}}_2 - \mathbf{L}_2\mathbf{L}_1^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_1) \\ &\quad + (\mathbf{I} - \mathbf{L}_1^{\dagger}\mathbf{L}_1)(\mathbf{I} - \tilde{\mathbf{L}}_2^{\dagger}\tilde{\mathbf{L}}_2)\mathbf{z}_2 \end{aligned} \tag{5}$$

前一个方程的右侧还可进一步简化为 [24]

$${}^{e}\underline{\mathbf{v}}_e = \mathbf{L}_1^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_1 + \tilde{\mathbf{L}}_2^{\dagger}(\dot{\mathbf{e}}_2 - \mathbf{L}_2\mathbf{L}_1^{\dagger}\dot{\mathbf{e}}_1) \quad . \tag{6}$$

后一个方程求得的解可同时满足两个子任务 $\dot{\mathbf{e}}_1$ 和 $\dot{\mathbf{e}}_2$。它还确保两者之间具有层级/优先级关系。下一节将给出各子任务及其 $\mathbf{L}_i$ 的解析表达式。

3.3 6D 接近控制器

本节将从数学角度描述如何控制工具尖端，使其相对于参考坐标系（例如孔口坐标系） $\mathcal{F}_r$调整位置和姿态。当工具位于切口孔外时，将应用此任务；在工具开始孔口内的另一项任务之前，必须先相对于孔口调整其位姿。

为此，采用传统三维基于位置的视觉伺服 [8] 。特征向量 $\mathbf{s} = ({}^{r}\mathbf{t}_t, \theta\,{}^{r}\mathbf{u}_t)$定义为位姿向量，用于描述工具尖端坐标系 $\mathcal{F}_t$ 相对于孔口坐标系 $\mathcal{F}_r$ 的关系。该向量包含工具尖端的平移 $\mathbf{t}$ 及其旋转 $\theta\mathbf{u}$，后者采用角轴参数化形式。期望特征向量 $\mathbf{s}^* = \mathbf{(0,0)}$设为零向量，因为需要使坐标系 $\mathcal{F}_t$ 与 $\mathcal{F}_r$重合。因此，接近任务误差 $\mathbf{e}_{app}$ 可推导为当前特征向量与期望特征向量之差，即：

$$\mathbf{e}_{app} = \mathbf{s} - \mathbf{s}^* \tag{7}$$

后一误差的时间变化与工具尖端的空间速度 ${}^{t}\mathbf{v}_t$ 之间通过交互矩阵 $\mathbf{L}_{3D} \in \mathbb{R}^{6\times 6}$ 相关，具体如下：

$$\dot{\mathbf{e}}_{app} = \mathbf{L}_{3D}\,{}^{t}\underline{\mathbf{v}}_t \tag{8}$$

其中，$\underline{}^{t}\mathbf{v}t = (^{t}\mathbf{v}_{t},{}^{t}\,\omega)$汇集了工具尖端的瞬时线速度和角速度。由于期望特征向量等于 $\mathbf{0}_{6\times1}$，因此交互矩阵 $\mathbf{L}_{3D}$ 由下式确定：

$$\mathbf{L}_{3D} = \begin{bmatrix} -\mathbf{I}_{3\times3} & \mathbf{0}_{3\times3} \\ \mathbf{0}_{3\times3} & \mathbf{L}_{\theta\mathbf{u}} \end{bmatrix} \tag{9}$$

其中 $\mathbf{I}_{3\times3}$ 是 3×3 单位矩阵，$\mathbf{0}_{3\times3}$ 是 3×3 零矩阵，而$\mathbf{L}_{\theta\mathbf{u}}$由 [25]给出

$$\mathbf{L}_{\theta\mathbf{u}} = \mathbf{I}_{3\times3} - \frac{\theta}{2}[\mathbf{u}]_{\times} + \left(1 - \frac{\operatorname{sinc}\theta}{\operatorname{sinc}^{2}\frac{\theta}{2}}\right)[\mathbf{u}]_{\times}^{2} \tag{10}$$

其中 $\operatorname{sinc}x$ 是正弦基数。

最后，为确保误差的指数解耦减小（即，$\dot{\mathbf{e}} = -\lambda\mathbf{e}$），确定空间速度 $^{t}\mathbf{v}t$ 如下：

$$^{t}\underline{\mathbf{v}}_{t} = -\gamma\mathbf{L}_{3D}^{-1}\mathbf{e}_{app} \tag{11}$$

其中 γ 是增益系数，而$\mathbf{L}_{3D}^{-1}$ 是交互矩阵的逆矩阵，因为该矩阵是方阵，并且具有闭式逆矩阵 [25]。

机器人末端执行器的指令速度 $^{e}\mathbf{v}_{e} = {}^{e}\mathbf{V}_{t}\,{}^{t}\mathbf{v}t$ 由以下扭量矩阵推导得到

$${}^{e}\mathbf{V}_{t} = \begin{bmatrix} {}^{e}\mathbf{R}_{t} & [{}^{e}\mathbf{t}_{t}]_{\times}\,{}^{e}\mathbf{R}_{t} \\ \mathbf{0}_{3\times3} & {}^{e}\mathbf{R}_{t} \end{bmatrix} \tag{12}$$

由于工具本体是刚性的，且末端执行器坐标系 $\mathcal{F}_{e}$ 与工具尖端坐标系 $\mathcal{F}_{t}$ 之间的变换是固定的。最后，[25] 证明了控制器稳定性为全局指数稳定。

3.4 三维路径跟踪控制器

本节将重点介绍三维路径跟踪方案的一般建模。采用此类控制器的优势在于将以下两者分离：i）由外科医生根据术前图像规划的几何曲线（期望路径 $\mathcal{S}_{p}$）；ii）手术过程中由外科医生控制的工具尖端沿期望路径的推进速度（v_{tis}）。这样，外科医生与机器人的协作可确保机器人沿路径引导工具，同时由外科医生控制机器人推进，而无需规划机器人的速度方向。

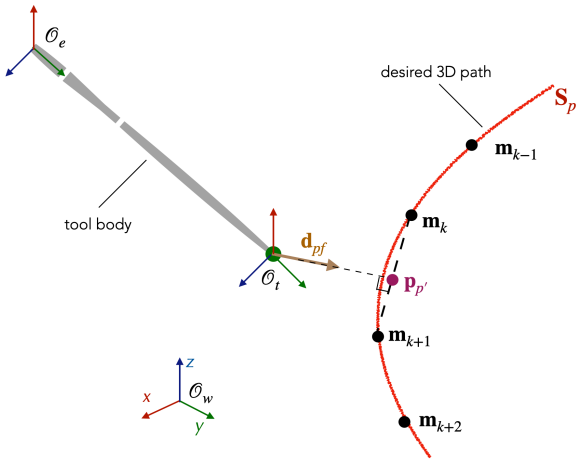


图 4：工具尖端在几何曲线上的正交投影。

图 4 显示了手术器械及其相对于期望路径 $\mathcal{S}_p$ 的参考坐标系。将工具尖端 $\mathcal{O}_t$ 投影到参考路径上，所得正交距离 $\mathbf{d}_{pf}$ 被视为误差（即横向偏差），必须将其控制为零。因此，工具尖端 $\mathcal{O}_t$ 与投影点 $\mathbf{p}_{p'}$ 之间的三维矢量距离计算如下：

$$\mathbf{d}_{pf} = \mathcal{O}_t - \mathbf{p}_{p'}. \tag{13}$$

为表示指令速度，对式 (13) 求时间导数可得工具尖端速度 $\mathbf{v}_t$，如 [10] 中所述。

$$\dot{\mathbf{d}}_{pf} = \left(\mathbf{I}_{3\times 3} - \frac{\mathbf{k}_p \mathbf{k}_p^\top}{1 - \mathbf{d}_{pf}^\top \Big(\mathbf{C}_p(s_p) \times \mathbf{k}_p \Big)} \right) \mathbf{v}_t \tag{14}$$

其中，$\mathbf{C}_p(s_p)$ 是路径曲线长度的函数所对应的路径曲率，$\mathbf{k}_p$ 是瞬时切向量的单位向量（图 4）。

在此阶段，需要在后一方程中选择合适的工具尖端速度$\mathbf{v}_t$，以确保沿路径前进时将横向误差$\mathbf{d}_{pf}$ 调节至零。一种直观的解决方案是将控制速度分解为两个正交分量（图 5）：i) 沿路径前进的前进速度（$\mathbf{v}_{adv}$），以及 ii) 用于调节工具相对于参考路径偏差的回归速度（$\mathbf{v}_{ret}$）。上述

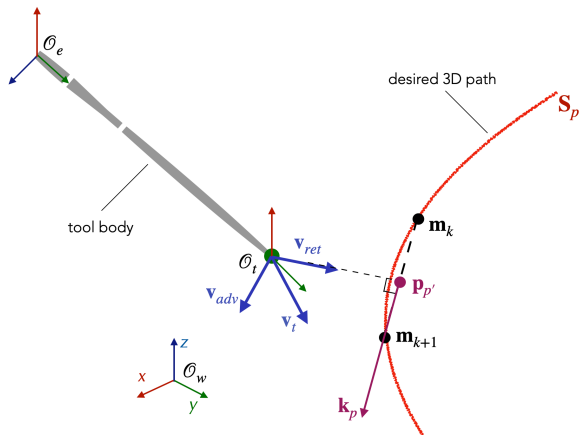


图 5：路径跟随控制器中涉及的不同速度示意图。

概念表述如下：

$$\mathbf{v}_t = \underbrace{\alpha \mathbf{k}_p}_{\mathbf{v}_{adv}} + \underbrace{\beta \mathbf{d}_{pf}}_{\mathbf{v}_{ret}} \quad . \tag{15}$$

控制器的调节系数 α 和 β 分别用于调整前进速度和返回速度之间的优先级。此外，[10]所示的控制器稳定性表明，为确保系统稳定性，α 应为正标量，而 β 必须为负标量。

这些增益因子的选择可根据常量速度 $v_{tis} > 0$ 的函数来确定，该速度取决于手术工具与病变组织之间的相互作用。外科医生可以在手术前或手术过程中轻松调整这一速度。因此，由（15）可得

$$\underbrace{v_{tis}^2}_{=\|\mathbf{v}_t\|^2} = \alpha^2 \underbrace{\|\mathbf{k}_p\|^2}_{=1} + \underbrace{\beta^2 \|\mathbf{d}_{pf}\|^2}_{=\|\mathbf{v}_{ret}\|^2} \quad . \tag{16}$$

因此，增益因子 α 确定为

$$\alpha = \begin{cases} \sqrt{v_{tis}^2 - \|\mathbf{v}_{ret}\|^2} & \|\mathbf{v}_{ret}\|^2 < v_{tis}^2 \\ 0 & \|\mathbf{v}_{ret}\|^2 > v_{tis}^2 \end{cases} \quad . \tag{17}$$

如果工具距离参考路径不远，则选择式 (17) 中的第一个条件。否则，优先将工具尖端返回参考路径，且前进速度为零（即式 (17) 中的第二个条件）。

[10] 中提出的后一种策略为增益因子 β采用恒定值。不过，本节提出了 β 的一种新公式，使控制器能够对路径曲率作出响应。因此，其计算公式如下:

$$\beta = \beta' \left(1 + sign \left(\mathbf{d}_{pf}^{\top} \left(\mathbf{C}_p(s_p) \times \mathbf{k}_p \right) \right) \left(1 - e^{\gamma_c \| \mathbf{C}_p(s_p) \|} \right) \right) \tag{18}$$

其中， β' 是用于返回路径的负增益， $sign$**(•)**是用于确定沿参考路径方向的符号函数，而 γ_c 是用于感知路径曲率大小的负增益。

增益因子（即 v_{tis} 和 β'）之比构成了参考路径周围可接受的误差带。例如，如果 β' 高于 v_{tis}，那么误差带就会较小。相反，如果 v_{tis}大于 β'，那么由于优先级是沿参考路径前进，误差带就会较大。第**4**节展示了这一比值的影响。

此外，工具尖端**(15)**的控制速度可以相对于任意所需坐标系表示。请注意，如果选择末端执行器坐标系，那么末端执行器扭转速度 ${}^{e}\mathbf{v}_e$ 与工具尖端的线速度 ${}^{e}\mathbf{v}_t$ 之间的关系为 $-$

$${}^{e}\mathbf{v}_t = \underbrace{\left[\mathbf{I}_{3\times3} \quad -[{}^{e}\mathbf{et}]_{\times} \right]}_{\mathbf{L}_{pf} \in \mathbb{R}^{3\times6}} \underbrace{\begin{bmatrix} {}^{e}\mathbf{v}_e \\ {}^{e}\omega_e \end{bmatrix}}_{{}^{e}\underline{\mathbf{v}}_e} \tag{19}$$

其中， $[{}^{e}\mathbf{et}]_{\times}$ 是与向量 ${}^{e}\mathbf{et}$相关联的反对称矩阵，而$\mathbf{L}_{pf}$ 是与路径跟踪任务相关的交互矩阵。

最后，推导得出路径跟踪任务的控制速度为

$${}^{e}\underline{\mathbf{v}}_e = \mathbf{L}_{pf}^{\dagger} \, {}^{e}\mathbf{v}_t \quad . \tag{20}$$

3.5 双边约束运动控制器

如上所述，切除/消融任务是在微创手术中执行的。因此，机器人应在切口点的约束下执行手术任务。本节首先介绍 RCM（双边约束），下一节则介绍 UCM（单侧约束）。RCM 要求工具本体 $\mathcal{S}_t$ 的中心线与点 $\mathcal{O}_r$ 重合。同时，工具尖端必须沿着期望路径在切口孔内移动。

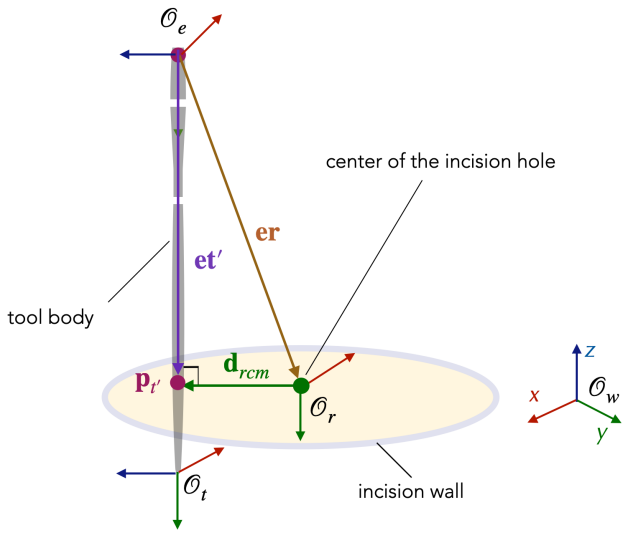


图 6：双侧线性误差的几何示意图 $\mathbf{d}_{rcm}$。

图 6 展示了一把直工具，它远离切口孔 $\mathcal{O}_r$ 的中心点。先前的研究 [10, 12] 根据向量 $\mathbf{et}'$ 和 $\mathbf{er}$ 之间的角度误差构建控制器，而本节所提出的控制器则基于线性误差 $\mathbf{d}_{rcm}$。这种新选择使控制器不受工具形状的影响。设想图 6 中的工具尖端位置固定在空间中，但工具长度可以变化。对于角度误差，工具长度增加时，误差值会减小。然而，工具长度变化时，线性误差保持不变。因此，这种新选择能够实现更好的数值计算。

误差 $\mathbf{d}_{rcm}$ 通过将点 $\mathcal{O}_r$正交投影到工具本体 $\mathcal{S}_t$上推导得到。点 $\mathbf{p}_{t'}$ 由后续投影得到，其计算如下

$$^{e}\mathbf{p}_{t'} = {}^{e}\mathbf{u}_{et}\ {}^{e}\mathbf{u}_{et}^{\top}\ {}^{e}\mathbf{er} \tag{21}$$

其中，$^{e}\mathbf{u}_{et}$ 是$\mathbf{et}$ 在 $\mathcal{F}_e$中表示的单位向量，而 $^{e}\mathbf{er}$ 表示点 $\mathcal{O}_e$ 和 $\mathcal{O}_r$ 之间的向量，该向量在 $\mathcal{F}_e$中表示。

如果手术工具是弯曲的，则通过离散化工具本体来确定点 $\mathbf{p}_{t'}$ 。随后，找到工具本体上的最近点。然后，以工具中心线上的该点和前一个点为基准进行正交投影。因此，误差 $\mathbf{d}_{rcm}$ 可推导为

$$\mathbf{d}_{rcm} = {}^{e}\mathcal{O}_r - {}^{e}\mathbf{p}_{t'} \quad . \tag{22}$$

控制器任务是求出机器人末端执行器的空间速度${}^{e}\mathbf{v}_{e}$，以消除双侧线性误差 $\mathbf{d}_{rcm}$的变化率。因此，对后一个方程求时间导数可得

$$\dot{\mathbf{d}}_{rcm} = {}^{e}\mathbf{v}_{r} - {}^{e}\mathbf{v}_{t'} \tag{23}$$

其中，${}^{e}\mathbf{v}_{t'}$ 是投影点$\mathbf{p}_{t'}$ 沿工具本体的线速度，而 ${}^{e}\mathbf{v}_{r}$ 是 $\mathcal{F}_{e}$中描述的套管针点的线速度。实际上，投影点的速度取决于工具本体相对于套管针点的运动。因此，该速度计算如下：[12]

$${}^{e}\mathbf{v}_{t'} = \frac{{}^{e}\mathbf{k}_{t}\ {}^{e}\mathbf{k}_{t}^{T}}{1 + \mathbf{d}_{rcm}^{T}(\mathbf{C}_{t}(s_{t}) \times\ {}^{e}\mathbf{k}_{t})}\ {}^{e}\mathbf{v}_{r} \tag{24}$$

其中，$\mathbf{C}_{t}(s_{t})$是工具曲率随其弧长变化的函数，而${}^{e}\mathbf{k}_{t}$ 是沿工具曲线/形状的瞬时切向单位向量。

由于计算是从末端执行器坐标系$\mathcal{F}_{e}$的角度进行的，因此该坐标系固定，其他坐标系相对于它是动态的。因此，切口孔口在虚拟空间中移动，其线速度 ${}^{e}\mathbf{v}_{r}$ 可通过以下公式与机器人末端执行器的空间速度相关联：

$${}^{e}\mathbf{v}_{r} = \underbrace{\begin{bmatrix}\mathbf{I}_{3\times3} & -[{}^{e}\mathcal{O}_{r}]_{\times}\end{bmatrix}}_{\mathbf{L}_{r}\in\mathbb{R}^{3\times6}}\ {}^{e}\underline{\mathbf{v}}_{e} \quad . \tag{25}$$

将后一个方程代入式（24），再将所得结果代入式（23），误差$\mathbf{d}_{rcm}$ 的时间导数为：

$$\dot{\mathbf{d}}_{rcm} = \underbrace{\left[\mathbf{I}_{3} - \frac{{}^{e}\mathbf{k}_{t}\ {}^{e}\mathbf{k}_{t}^{T}}{1 + \mathbf{d}_{rcm}^{T}(\mathbf{C}_{t}(s_{t}) \times\ {}^{e}\mathbf{k}_{t})}\right]\begin{bmatrix}\mathbf{I}_{3\times3} & -[{}^{e}\mathcal{O}_{r}]_{\times}\end{bmatrix}}_{\mathbf{L}_{rcm}\in\mathbb{R}^{3\times6}}\ {}^{e}\underline{\mathbf{v}}_{e} \tag{26}$$

其中$\mathbf{L}_{rcm}$ 是交互矩阵，用于描述末端执行器速度 ${}^{e}\mathbf{v}_{e}$ 与误差变化率$\mathbf{d}_{rcm}$之间的关系。

此外，采用线性化比例控制器，使双侧线性误差按指数衰减形式减小。末端执行器的控制速度定义为

$${}^{e}\underline{\mathbf{v}}_{e} = -\lambda\ \mathbf{L}_{rcm}^{\dagger}\ \mathbf{d}_{rcm}. \tag{27}$$

其中，λ 是一个正增益，可用于调节指数衰减速率，而$\mathbf{L}_{rcm}^{\dagger}$ 是交互矩阵$\mathbf{L}_{rcm}$ 的伪逆。

最后，可将 RCM 任务设为最高优先级，并将路径跟踪任务作为次级准则。将方程（27）和（20）代入方程（6），分层控制器可推导出控制速度:

$$\begin{aligned} {}^{e}\underline{\mathbf{v}}_{e} &= -\lambda \mathbf{L}_{rcm}^{\dagger}\mathbf{d}_{rcm} + \tilde{\mathbf{L}}_{pf}^{\dagger}\left({}^{e}\mathbf{v}_{t} + \lambda \mathbf{L}_{pf}\mathbf{L}_{rcm}^{\dagger}\mathbf{d}_{rcm}\right), \\ with \quad \tilde{\mathbf{L}}_{pf} &= \mathbf{L}_{pf}\left(\mathbf{I} \; - \; \mathbf{L}_{rcm}^{\dagger}\mathbf{L}_{rcm}\right) \quad . \end{aligned} \tag{28}$$

反之，分层控制器会将路径跟踪任务 (20) 设为最高优先级，并将 RCM任务 (27) 设为次级优先级。根据公式 (6)，控制速度可推导为

$${}^{e}\underline{\mathbf{v}}_{e} = \mathbf{L}_{pf}^{\dagger} \; {}^{e}\mathbf{v}_{t} - \tilde{\mathbf{L}}_{rcm}^{\dagger}\left(\lambda \mathbf{d}_{rcm} + \mathbf{L}_{rcm}\mathbf{L}_{pf}^{\dagger} \; {}^{e}\mathbf{v}_{t}\right), \tag{29}$$

with

$$\tilde{\mathbf{L}}_{rcm} = \mathbf{L}_{rcm}\left(\mathbf{I} \; - \; \mathbf{L}_{pf}^{\dagger}\mathbf{L}_{pf}\right) \quad . \tag{30}$$

3.6 单边约束运动控制器

本节继续介绍单边约束下路径跟踪控制器的设计。请注意，UCM任务假设切口孔大于工具直径。因此，它要求工具尖端沿切开/消融路径运动，同时允许工具本体在切口孔内自由移动，只要不损伤孔壁即可。因此，需要扩展上一节中的公式，以满足单侧约束。

图7（左侧图像 1）展示了如何将点$\mathbf{p}_{t'}$ 正交投影到孔壁上，以确定孔壁上的最近点$\mathbf{p}_{h'}$ $\mathcal{S}_{h}$。后两个点之间的距离构成向量误差$\mathbf{d}_{ucm}$ ，其定义如下（图7左侧图像 2）：

$$\mathbf{d}_{ucm} = \underbrace{{}^{e}\mathbf{t}'\mathbf{r}}_{=\mathbf{d}_{rcm}} \; - \; \underbrace{{}^{e}\mathbf{h}'\mathbf{r}}_{=\mathbf{d}_{wall}} . \tag{31}$$

现在的问题是如何使误差值$\mathbf{d}_{ucm}$ 始终大于或等于零。出于安全考虑，以投影点$\mathbf{p}_{h'}$为中心定义了三个区域，如图7左图所示:

1. 临界区域 （深红色圆），其边界由最小距离 d_{min} 定义;

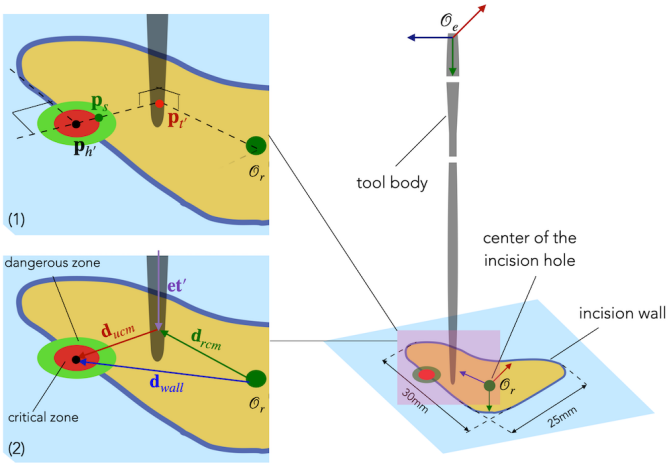


图7：单边线性误差 $\mathbf{d}_{ucm}$的几何建模。

2. 危险区域 （浅绿色圆），其边界由最大距离 d_{max} 定义；并且

3. 安全区域，即危险区域之外的剩余区域。

当欧几里得范数 $\|\mathbf{d}_{ucm}\|$ 大于“危险”距离 d_{max}时，由于工具位于安全区域，因此可以不受任何约束地沿参考路径运动。然而，当工具本体越过危险区域边界时，将启动由虚拟阻尼器 μ_{obs}组成的导纳控制。实际上，导纳控制通过生成一个与孔壁方向相反的补偿速度，对安全点$\mathbf{p}_s$ 施加单边约束。

对方程（31）关于时间求导，以推导末端执行器的速度旋量，可得

$$\begin{aligned}\dot{\mathbf{d}}_{ucm} &= \underbrace{({}^{e}\mathbf{v}_{r} - {}^{e}\mathbf{v}_{t'})}_{\dot{\mathbf{d}}_{rcm}} - \underbrace{({}^{e}\mathbf{v}_{r} - {}^{e}\mathbf{v}_{h'})}_{\dot{\mathbf{d}}_{wall}} \\ &= {}^{e}\mathbf{v}_{h'} - {}^{e}\mathbf{v}_{t'}\end{aligned} \tag{32}$$

投影点$\mathbf{p}_{h'}$ 的速度可用与公式 (24) 相同的方法推导得出

$${}^{e}\mathbf{v}_{h'} = \frac{{}^{e}\mathbf{k}_{h}\,{}^{e}\mathbf{k}_{h}^{T}}{1 + \mathbf{d}_{ucm}^{T}\left(\mathbf{C}_{h}(s_{h}) \times {}^{e}\mathbf{k}_{h}\right)}\,{}^{e}\mathbf{v}_{t'} \quad . \tag{33}$$

其中，$\mathbf{C}_h(s_h)$ 是孔口曲率关于其弧长的函数，${}^e\mathbf{k}_h$ 是孔口曲线上的瞬时切向单位向量。从另一角度来看，后一个公式描述了投影点$\mathbf{p}_{t'}$ 在孔壁的几何曲线 $\mathcal{S}_h$ 上的投影如何随时间变化。

速度 ${}^e\mathbf{v}_{t'}$ 由方程（24）和（25）结合推导得到

$$ {}^e\mathbf{v}_{t'} = \underbrace{\frac{{}^e\mathbf{k}_t \ {}^e\mathbf{k}_t^T}{1+\mathbf{d}_{rcm}^T\left(\mathbf{C}_t(s_t)\times \ {}^e\mathbf{k}_t\right)}\begin{bmatrix}\mathbf{I}_{3\times3} & -[{}^e\mathcal{O}_r]_\times\end{bmatrix}}_{\mathbf{L}_{v_{t'}}\in\mathbb{R}^{3\times6}} {}^e\underline{\mathbf{v}}_e \quad . \tag{34} $$

将方程（33）和（34）代入（32）可得

$$ \dot{\mathbf{d}}_{ucm} = \underbrace{\left(\frac{{}^e\mathbf{k}_h \ {}^e\mathbf{k}_h^T}{1+\mathbf{d}_{ucm}^T\left(\mathbf{C}_h(s_h)\times \ {}^e\mathbf{k}_h\right)} - \mathbf{I}_{3\times3}\right)\mathbf{L}_{v_{t'}}}_{\mathbf{L}_{ucm}\in\mathbb{R}^{3\times6}} {}^e\underline{\mathbf{v}}_e \tag{35} $$

其中，$\mathbf{L}_{ucm}$ 是将末端执行器的旋量与误差$\mathbf{d}_{ucm}$的变化率相关联的交互矩阵。

因此，UCM任务的控制速度定义为

$$ {}^e\underline{\mathbf{v}}_e = -\mu_{obs}\lambda\mathbf{L}_{ucm}^{\dagger}\mathbf{d}_{ucm} \quad . \tag{36} $$

阻尼系数 μ_{obs} 根据取决于向量$\mathbf{d}_{ucm}$的S形函数变化。这意味着，当$\mathbf{d}_{ucm}$ 大于安全距离 d_{max}时，增益 μ_{obs} 达到其最小值，此时工具位置处于危险区域。然而， μ_{obs} 会逐渐增大，直到$\mathbf{d}_{ucm}$ 小于临界距离d_{min}时达到其最大值，此时工具位置处于临界区域。这一行为可建模为

$$ \mu_{obs} = \frac{\sigma_{max}}{1+e^{\left(\sigma_{step}\left(\|\mathbf{d}_{ucm}\|-\sigma_{min}\right)\right)}} \tag{37} $$

其中，σ_{max}、σ_{min} 和σ_{step} 是用于调整S形函数形式的可调参数。

最后，可以将路径跟踪任务设为最高优先级，并将 UCM 任务作为次级准则进行组合。将方程（36）和（20）代入方程（6），分层控制器推导出的控制速度为:

$$ \begin{aligned} {}^e\underline{\mathbf{v}}_e &= \mathbf{L}_{pf}^{\dagger} \ {}^e\mathbf{v}_t - \tilde{\mathbf{L}}_{ucm}^{\dagger}\left(\mu_{obs}\lambda\mathbf{d}_{ucm} + \mathbf{L}_{ucm}\mathbf{L}_{pf}^{\dagger} \ {}^e\mathbf{v}_t\right), \\ with \quad \tilde{\mathbf{L}}_{ucm} &= \mathbf{L}_{ucm}\left(\mathbf{I} \ - \ \mathbf{L}_{pf}^{\dagger}\mathbf{L}_{pf}\right) \quad . \end{aligned} \tag{38} $$

4 验证

本节将讨论若干场景，以定性和定量地评估所提出的方法和材料。首先使用我们的仿真器框架测试所开发的控制器，随后在实验装置中进行测试；该实验装置包含模拟器的各个组件。

4.1 实施问题

本部分首先将患者耳部转换为数字孪生体，再转换为3D打印孪生体。完成这项工作的第一步是在术前阶段扫描患者耳部，以获取DICOM（医学数字成像与通信）图像，如图8所示。通过*3D Slicer* 软件处理DICOM图像，并在分割过程后将其转换为三维表面模型。此前已有相关研究致力于实现自动分割过程（例如，$[15, 30]$）。然而，我们手动完成的分割过程并非自动化，因为这并非本文的重点。我们认为，未来需要以自动化方式重新进行分割过程，以提高效率。

3D Slicer软件将每个解剖结构的分割结果导出为STL 文件。之后，使用$MeshLab$ 软件处理STL文件，以平滑表面并减少顶点和面的数量，从而缩小最终STL文件的大小。此步骤生成患者耳部的数字孪生体。

下一步是制作 3D打印孪生体，以开展实验验证。具体而言，将数字孪生体的简化版本导入$Solidworks$ ，以便：i) 为中耳腔增加一定厚度；ii) 在乳突上创建切口孔。

随后，开始规划中耳腔内的期望路径。路径规划步骤可以进行优化（例如，$[14, 20]$）。不过，此步骤是在 Solidworks 中手动完成的，生成的文本文件包含参考路径和孔壁的几何信息，以一系列 3D 点的形式表示。这些文件是控制器的输入。未来应对此步骤进行研究，并在模拟器中添加相应的功能。

图9展示了采用 TCP/IP 通信的所提控制架构。该架构使真实系统（机器人）与其数字孪生体（模拟器）之间能够轻松互换。后图（左侧的红色方块）还显示，已实现的控制器

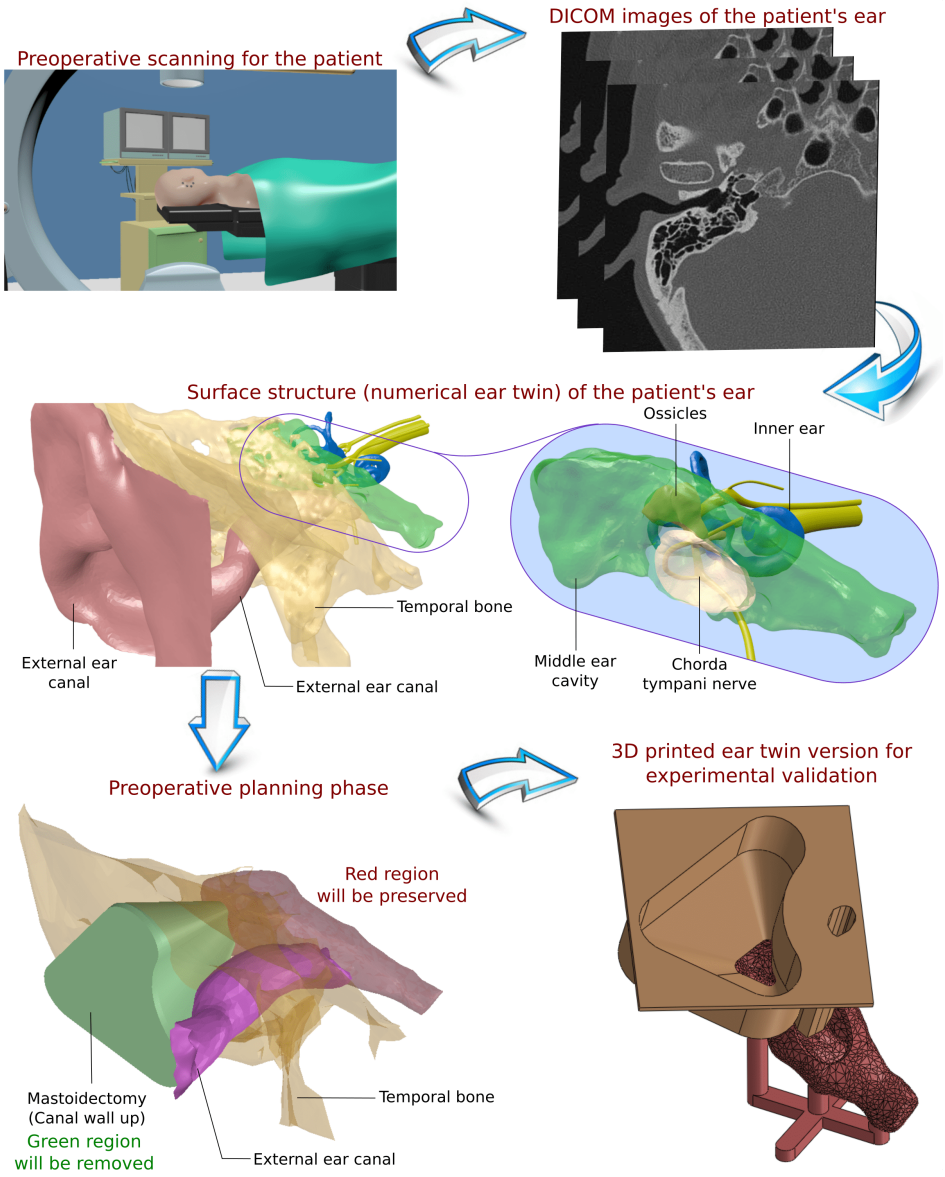


图8：构建中耳腔数值模型和物理模型所执行的步骤。

首先使用末端执行器和切口孔的位姿进行初始化，分别为 ${}^{\star}\mathbf{T}_e$和 ${}^{\star}\mathbf{T}_r$ 。这些位姿必须在同一坐标系中描述（例如世界坐标系 $\mathcal{F}_w$ 或相机 $\mathcal{F}_c$）。事实上，工具几何形状

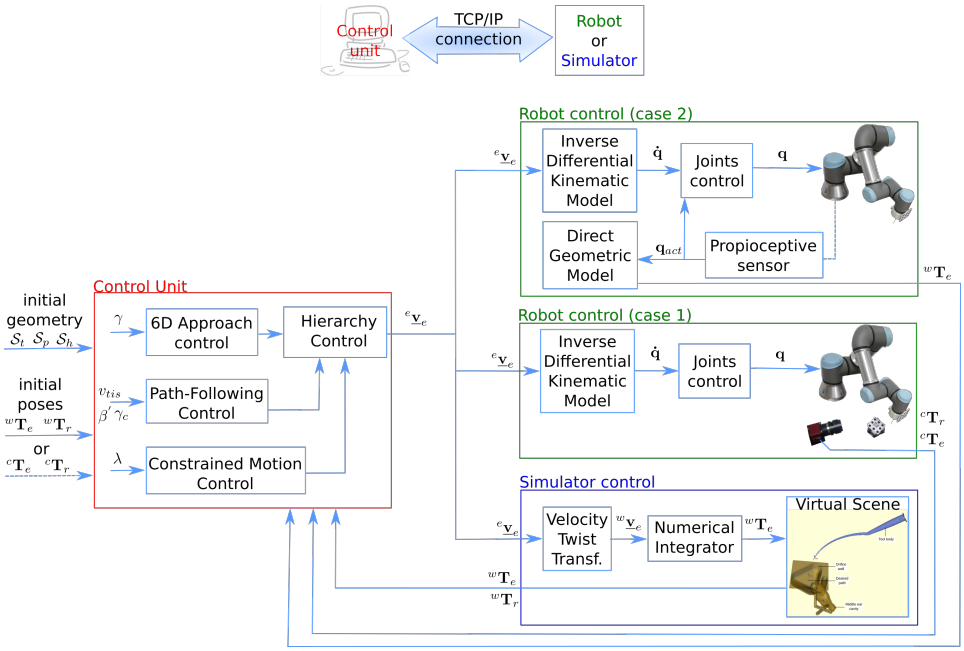


图 9：客户端（所提出的控制器）与服务器（模拟器或机器人）之间的 TCP/IP 通信框图，反之亦然。

$\mathcal{S}_t$ 是相对于末端执行器坐标系 $\mathcal{F}_e$ 定义的，而参考路径 $\mathcal{S}_p$ 和孔壁 $\mathcal{S}_h$ 则由切口孔口坐标系$\mathcal{F}_r$描述。此外，在控制回路启动前，应使用不同的增益系数对控制器进行初始化。

在整个控制回路中，分层控制器会安排不同任务（即接近任务、路径跟踪任务和RCM/UCM约束）的优先级。实际上，控制回路主要分为三个阶段：

1. 外部阶段：工具会校正其相对于切口孔口的初始位姿。此阶段采用接近任务进行调节：i）使工具尖端位置到达位于孔口中心点前方的点；ii）使工具尖端旋转与孔口参考坐标系的旋转一致。此操作旨在确保下一阶段的安全；

2. 过渡阶段：工具尖端穿过切口孔口的中心点。当套管针点靠近工具尖端时，RCM控制器可能发生振荡。这些振荡是由于控制器为补偿旋转误差而计算出较大的旋转位移所致，这是杠杆效应造成的。因此，套管针点在虚拟空间中移至参考路径上的第一个点。由此，工具本体可以绕这个新点旋转。当工具尖端沿参考路径前进时，这个虚拟套管针点会朝孔口坐标系移动；

3. 内部阶段：工具尖端沿期望路径移动，同时工具本体受到孔壁或孔口中心点的约束。

因此，该模块的输出是以末端执行器自身坐标系表示的空间速度（${}^{e}\mathbf{v}_e$），其输入则是末端执行器和切口孔的瞬时位姿（${}^{\star}\mathbf{T}_e$ 和 ${}^{\star}\mathbf{T}_r$）。那么问题来了：什么是观测坐标系?

在模拟器的情况下（图9右侧的蓝色模块），这很简单，因为用户会初始化相对于虚拟场景世界坐标系 $\mathcal{F}_w$ 的位姿。因此，空间速度 ${}^{e}\mathbf{v}_e$ 会被转换为 ${}^{w}\mathbf{v}_e$，然后在采样时间 T_e 内进行积分，以推算末端执行器的新位姿。随后，虚拟场景中的工具位姿会更新，并将这一新位姿发送回控制单元模块，以计算新一轮迭代。

在实验情形下，控制架构有两种设计方案。第一种是使用外感受传感器（例如，

相机）来估计所需的位姿。该方案如图9中的绿色模块所示，名称为机器人控制（情形*1*）。该模块的输入为空间速度 ${}^{e}\mathbf{v}_{e}$，借助逆微分运动学模型将其转换为各关节的角速度 $\dot{\mathbf{q}}$，以驱动机器人的机械结构运动。通过相机坐标系 $\mathcal{F}_c$ 观察该运动，从而估计末端执行器和孔口的新位姿。这些位姿是该模块的输出，并被反馈至控制单元模块，以计算新一轮迭代。然而，该方案不易实现，因为需要专门的设备来准确跟踪末端执行器和孔口 [17]。

第二种方案比第一种更为基础。它也在图9的绿色方框中展示，标题为机器人控制（情况 *2*）。该方案利用机器人的本体感受传感器和正向几何模型来估计末端执行器的位姿。尽管如此，在控制回路开始前，该方案仍需执行机器人与孔口之间的配准过程 $[9, 17]$。此后，机器人在盲操作下工作，用户则假定控制回路期间孔口不会移动。

该模拟器使用 C++ 实现。它使用$Eigen$ 库进行线性代数运算（例如向量、矩阵和数值求解器），并使用PCL （点云库）对 STL 部件进行可视化并将其转换为点云。进行此转换是为了初始化由$VCollide$ 库实现的碰撞检测。最后，在整个实验过程中，使用 $ViSP$ 库处理相机图像。

4.2 数值验证

作为第一步，我们开发了一个数值仿真器，以便在物理实现前验证各种方法的运行情况。该仿真器模拟手术工具穿过切口孔并进入中耳腔的几何运动。由于该仿真器与实体装置在软件层面可互换，我们还得以在实验验证前调整控制器参数。因此，本部分展示三个用于演示的场景：

- 情景 *1* 执行路径跟踪任务，且工具运动未施加任何约束。该情景展示了方程 (16) 和 (18) 中的增益系数 v_{tis} 和 β 分别对路径跟踪控制器性能的影响；

- 场景 *2* 执行带有 RCM约束的路径跟踪任务。该任务模拟钻出一条微创隧道（即锥形隧道）

穿过乳突部，以到达中耳腔；

- 情景*3* 假设外科医生实施了标准乳突切除术。该情景模拟在 UCM约束下执行的检查/切除任务。

4.2.1 无约束条件下路径跟踪任务的仿真

在首次试验的所有测试过程中，方程 (16) 中 $v_{tis} = 4mm/second$ 的值始终保持不变。此外，本次试验测试的参考路径也保持不变，该路径定义为一条螺旋曲线。

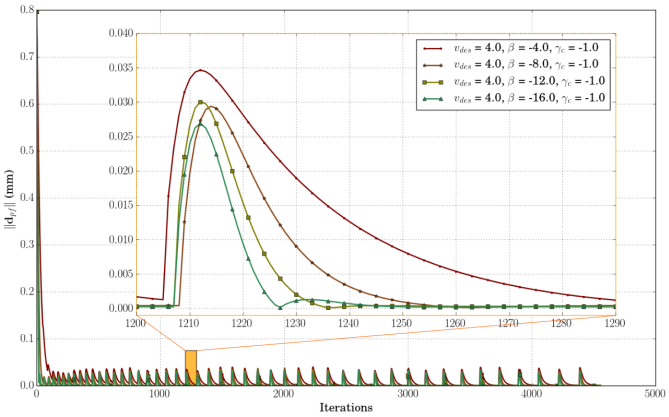


图 10： v_{des} 与 β' 的比值对路径跟踪误差 $\mathbf{d}_{pf}$ 的影响，并对橙色区域进行缩放和放大。

第一组测试保持方程 (18) 中 γ_c 的值不变，同时逐渐减小 β' 的值，其取值范围为 -4 至 -16。图 10 展示了增益系数 β' 对路径跟踪误差 $\mathbf{d}_{pf}$ 的影响。事实上，该误差按照方程 (13) 计算。图中出现的波纹表示投影点 $\mathbf{p}_{t'}$ 与参考路径上最近点之间的线性误差。图中有一个橙色矩形，用于放大其中一个波纹。可以观察到，误差如设计所预期地呈指数下降。

后一个图还表明， β' 与v_{tis} 之间的最佳比值应大于 -2 （带星形标记的鞍褐色曲线），且小于或等于 -3（带方形标记的橄榄色曲线）。如果比值小于或等于 -1，控制器响应相对较慢，并存在稳态误差（图 10 中带圆形标记的栗色曲线）。在

相反，如果比值大于或等于 -4，系统就会开始振荡（出现超调）。不过，控制器消除误差的速度比前几种情况更快（图 10 中带三角形标记的海绿色曲线）。

第二组测试选取了一个恒定比值 -2，同时将 γ_c 的值从 -2 降低到 -16。这组测试表明，γ_c 的最佳值应接近 β'。如果 γ_c 高于 β'，系统便会开始出现过冲，但路径跟踪误差会更快减小。

4.2.2 RCM约束下机器人钻孔任务的仿真

外科医生此前一直手动钻穿颞骨中的乳突部，以到达中耳腔。由此形成的乳突切除术孔具有侵入性。因此，本次试验提出了一种侵入性更低的隧道。此外，钻孔过程实现了自动化，使外科医生能够专注于其他重要任务。具体而言，该钻孔过程通过合并接近任务、三维路径跟踪任务和 RCM 任务来完成。

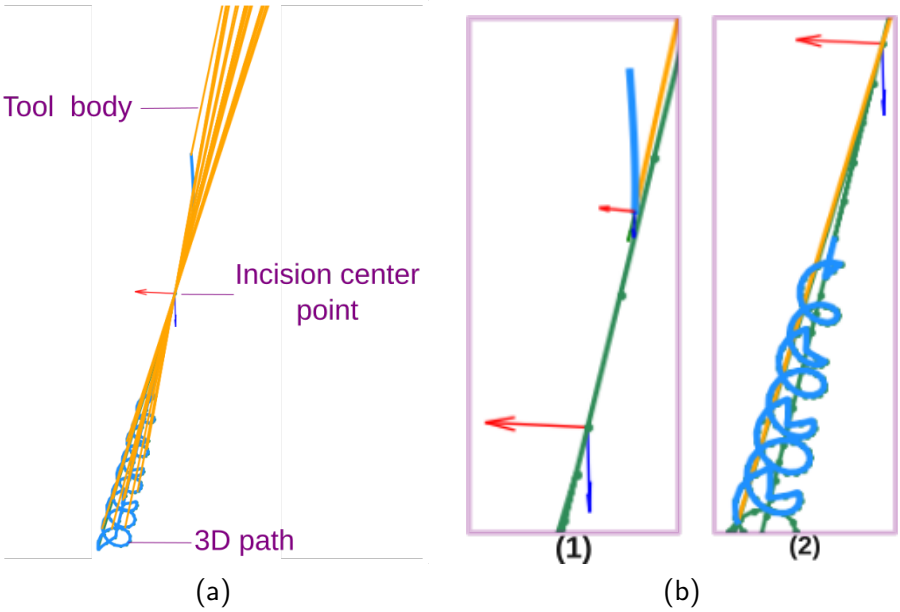


图 11：RCM约束下三维路径跟踪的数值验证（参见扩展 2）。(a) 工具相对于期望路径的位姿。(b) 工具运动过程中的缩放图像序列。

图 11 展示了整个钻孔过程中的工具运动。子图 (a) 绘出了工具几何形状及其在不同时刻的位姿（橙色直线），还展示了由螺旋线和直线段组合而成的钻孔路径（海绿色点线）。可以看出，工具本体始终与孔口中心点重合。子图 (b1) 展示了工具尖端完成外部阶段的路径（矢车菊蓝线）：i）朝位于孔口中心点前方的位置接近；ii）调整工具尖端坐标系的旋转，使其与孔口参考坐标系的旋转一致。子图 (b2) 展示了内部阶段中工具位姿的瞬时放大图，以便观察远程运动中心效应。

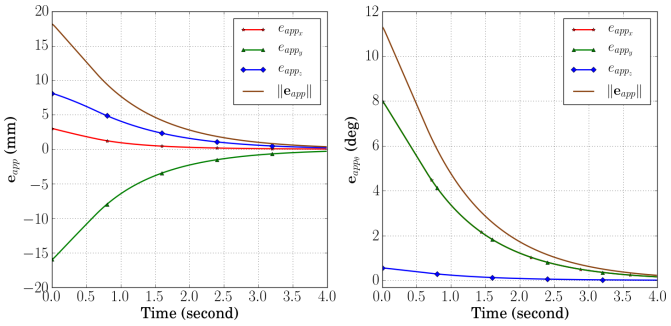


图 12：接近任务误差$\mathbf{e}_{app}$，左栏为线性误差，右栏为角度误差。

图 12 展示了根据公式 (11) 计算出的接近任务误差$\mathbf{e}_{app}$，其中左栏为线性误差，右栏为角度误差。在此期间，误差按计划呈指数形式减小。

在后一阶段结束时，过渡阶段开始。任务分层控制器开始工作，并将路径跟踪任务设为最高优先级，RCM任务则为第二优先级。图 14 和图 13 左侧列中展示了这些任务的误差，分别根据公式 (13) 和 (22) 得出路径跟踪误差和 RCM 误差。可以看到，路径跟踪图中 $4\ seconds$ 附近出现了一个峰值，这是控制器开始激活时产生初始误差所致。随后，误差逐渐减小，直至达到稳定。此外，从 RCM 图中可以看到，该阶段结束时出现了三个峰值。这种现象是由虚拟套管针点的移动造成的。

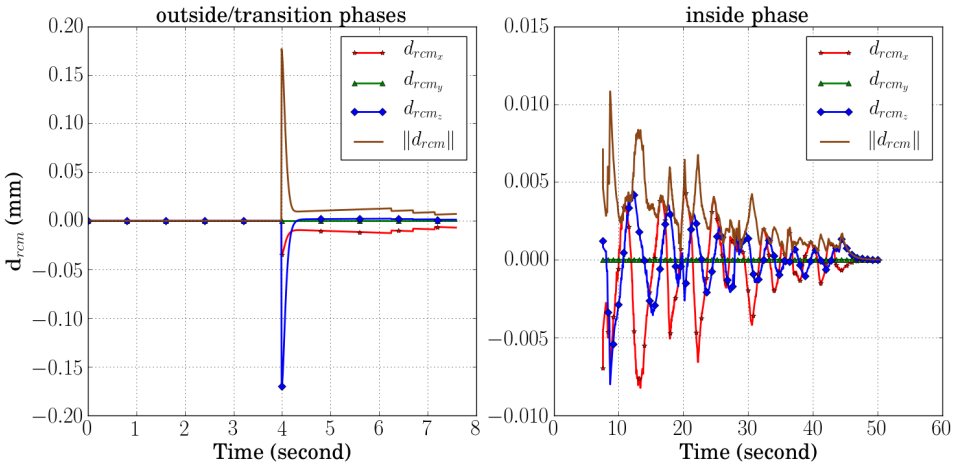


图 13：RCM任务误差 $\mathbf{d}_{rcm}$，左列显示过渡阶段的误差变化，右列则显示内部阶段的误差。

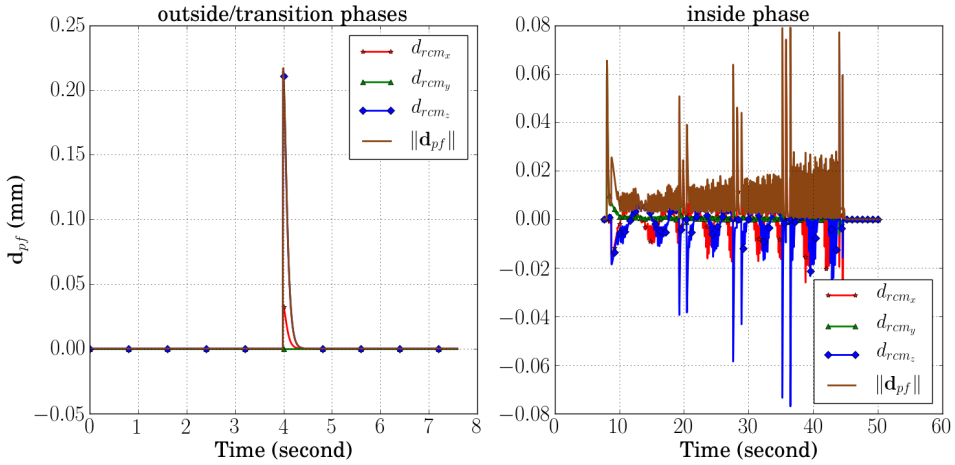


图 14：路径跟踪任务误差 $\mathbf{d}_{pf}$，左列显示过渡阶段的误差变化，右列则显示内部阶段的误差。

上一阶段结束后，内部阶段开始，此时分层控制器调整优先级，将 RCM任务设为最高优先级，而路径跟踪任务设为次要优先级。RCM任务误差$\mathbf{d}_{rcm}$ 为

计算结果为 $0.002 \pm 0.002\ mm$ （均值误差 $\pm$ 标准差误差），如图 13 右栏所示；路径跟踪误差$\mathbf{d}_{pf}$ 为 $0.008 \pm 0.009\ mm$，如图 14 右栏所示。本次试验所用的增益值为 $\lambda = 1$、 $\gamma = 1$、 $v_{tis} = 4\ mm/second$、$\beta' = -10$、$\gamma_c = -10$ 和 $T_e = 0.008\ second$。

4.2.3 UCM约束下消融/切除手术任务的仿真

在本次试验中，切口孔口尺寸大于器械直径。因此，工具受到 UCM 约束，以便工具在切口孔口内运动时拥有更大的自由度。图 15a 展示了这一行为，其中孔壁以红色表面表示。该图还展示了本次试验中使用的弯曲工具，该工具执行消融或扫描过程。因此，期望的三维路径由一段用于到达中耳腔的直线路径和一条用于模拟所需手术任务的螺旋曲线组成。该路径能够到达一些直工具无法到达的区域（参见扩展 4，查看直工具与孔壁发生碰撞的情况）。

图 15b 的子图 (b1) 显示了工具在外部阶段所走过的路径，也展示了工具本体在整个过渡阶段中的一个瞬时位姿。正如前一次试验中所解释的，所提出的控制器在这两个阶段执行相同的任务。子图 (b2) 展示了工具在内部阶段的运动，其中危险区域和临界区域分别用绿色和红色圆圈表示。这些圆圈的中心点对应于通过将$\mathbf{p}_{h'}$ 投影到孔壁 $\mathcal{S}_h$上得到的点$\mathbf{p}_{t'}$ 。

在整个内部阶段，分层控制器按照式 (38) 将 UCM任务与路径跟踪任务相结合。图 16 显示了 UCM任务误差$\mathbf{d}_{ucm}$ ，该误差按照公式 (31) 推导得出。图中还展示了临界区域和危险区域的边界。可以观察到，与误差$\mathbf{d}_{rcm}$相比，误差$\mathbf{d}_{ucm}$ 起始时数值较大，因为前一阶段使工具到达切口孔的中心点。随后，误差$\mathbf{d}_{ucm}$ 减小，而误差$\mathbf{d}_{rcm}$ 增大，这是因为工具靠近切口壁以跟踪参考路径。然而，误差$\mathbf{d}_{ucm}$ 未超过 d_{min}，这意味着工具本体没有进入临界区域。

图 17 展示了内部阶段的路径跟踪误差$\mathbf{d}_{pf}$ 。测得的误差为 $0.005 \pm 0.006\ mm$。本次试验使用的增益值为 $\lambda = 0.8$, $\gamma = 0.8$, $v_{tis} = 4\ mm/second$, $\beta' = -10$,

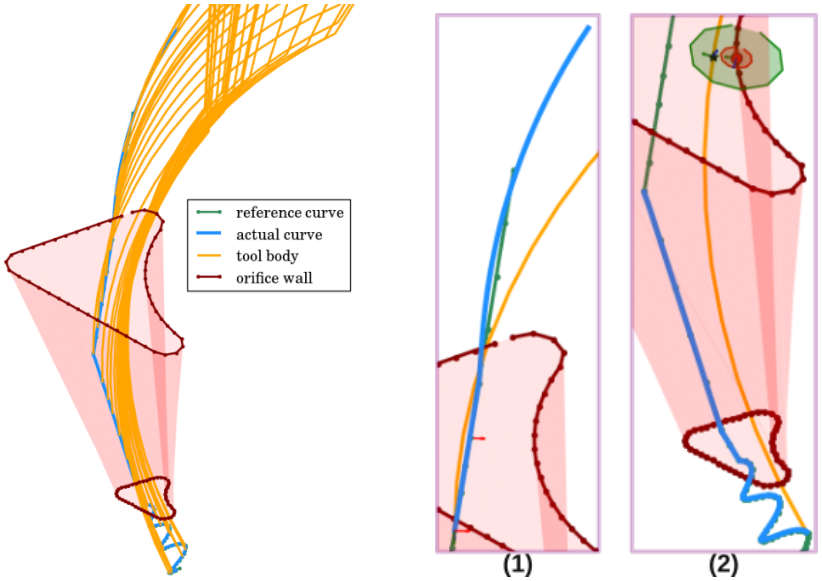
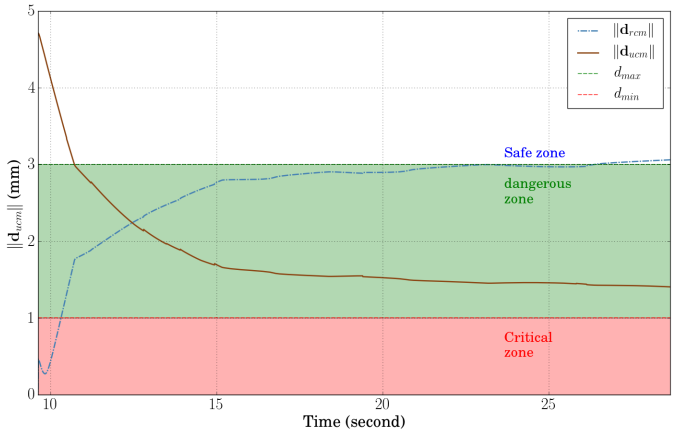


图15：UCM约束下三维路径跟踪的数值验证（见附录3）。(a) 工具相对于期望路径的位姿。(b) 工具运动过程中的缩放图像序列。



内部阶段的UCM任务误差$\mathbf{d}_{ucm}$， 以及误差$\mathbf{d}_{rcm}$。

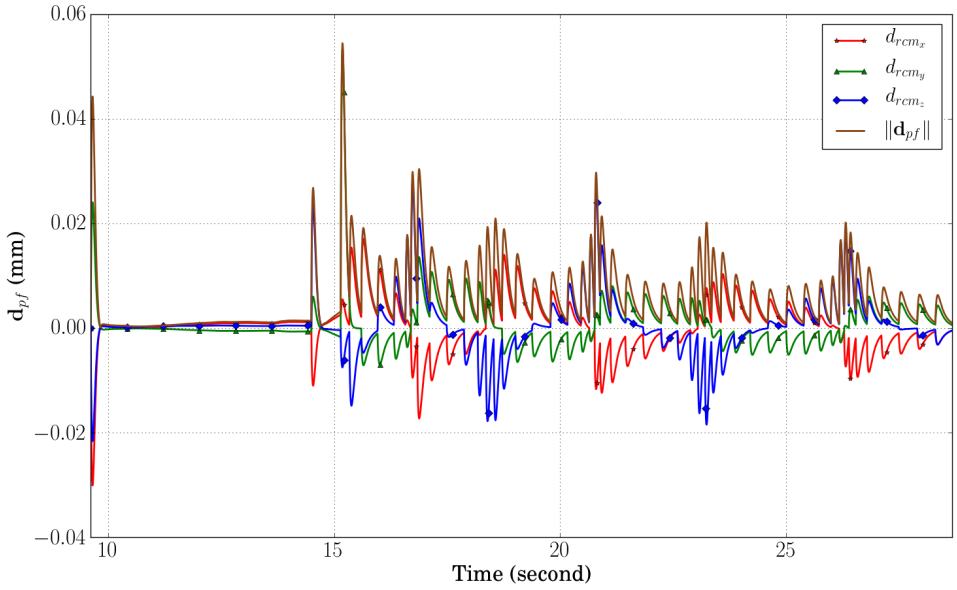


图17：内部阶段的路径跟随任务误差$\mathbf{d}^{pf}$。

$\gamma_c = -10$ 和 $T_e = 0.008\ second$。

4.3 实验验证

本部分介绍图9所示机器人控制 模块的物理实现。其对应的实物如图18所示。后者图中的机器人工作单元包括：

- 一台来自*Universal Robot* 的串联机器人（UR3），具有 $\pm 0.03\ mm$ 位姿重复性。它通过 TCP/IP 与所提出的控制器通信，以接收末端执行器的指令速度。如果需要执行机器人控制（情形*1*） 模块，它还会将末端执行器的位姿发送给控制器；

- 控制过程中使用一台来自 *Guppy* 的单目相机（图像尺寸为 $640 \times 420\ pixels$）和一款带有畸变的 *Computar* 光学物镜（型号 MLM3X-MP）。该光学系统跟踪并估计末端执行器和切口孔的位姿。如果需要执行 机器人控制（情况 *2*）模块，则将这些位姿发送给所提出的控制器；

- 两台可视化摄像机提供其他视角，用于录制多媒体视频。

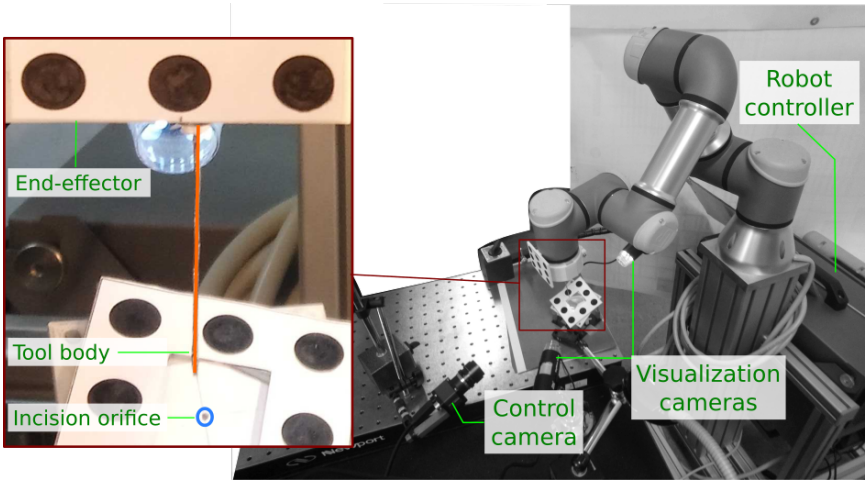
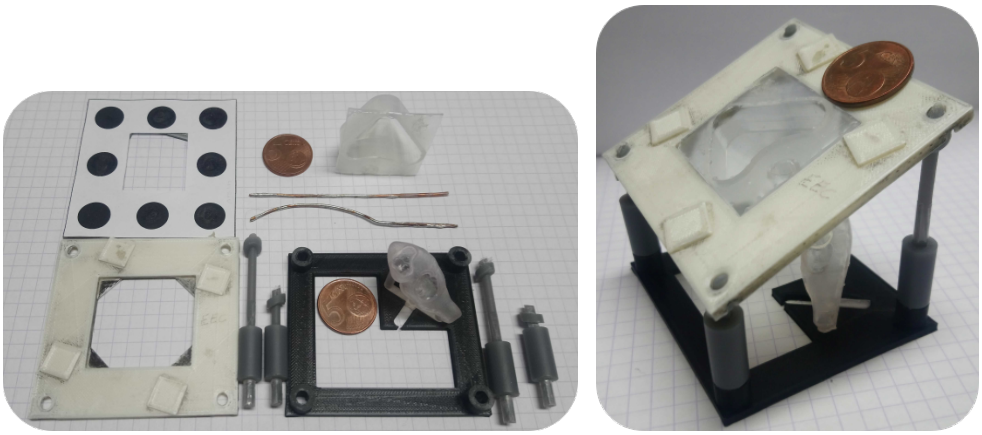


图 18：实验装置的配置。

前文图 8 所示耳朵模型的数字孪生经过修改，以实现其 3D打印孪生体。此次修改支撑住了



(a) (b)

图 19：不同测试中使用的打印耳朵模型。(a) 耳朵模型的各个部件和刚性工具。(b) 各个部件组装完成后。

带有中耳腔和一个平面网格/标记的乳突切除术孔口。图 19 展示了组装前后的制造部件，以及验证测试期间使用的刚性工具。

本部分试验旨在评估路径跟踪控制器在约束条件下的性能。因此，弯曲工具沿同一规划路径运动两次，第一次遵循RCM约束，第二次遵循UCM约束。

4.3.1 RCM约束下的路径跟踪

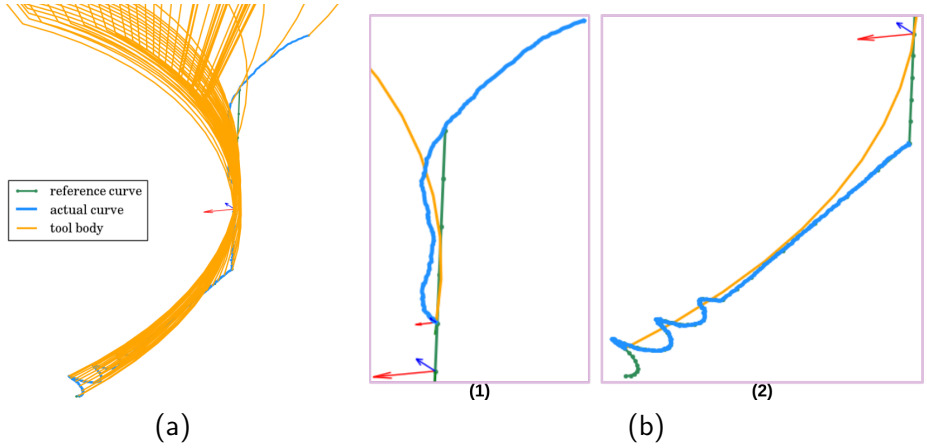


图20：RCM约束下三维路径跟踪的实验验证（参见扩展5）。(a) 工具位姿相对于期望路径的情况。(b) 工具运动过程中的缩放图像序列。

图20展示了期望路径（海绿色点线）、弯曲工具的实际运动轨迹（橙色线）以及工具尖端所经过的路径（道奇蓝线）。从图20b(1)可以看出，工具通过执行公式（11）给出的控制器接近切口孔。接近任务误差$\mathbf{e}_{app}$ 由公式（7）计算。图21展示了该误差；在这一阶段结束时，误差收敛至零。

随后进入过渡阶段，使工具穿过切口孔的中心点，如前所述。分层控制器（公式29）将路径跟踪任务设为最高优先级，RCM任务则为第二优先级。图22-23左栏展示了这一行为，其中分层控制器在 $4\ second$附近被激活。可以看到，RCM任务误差$\mathbf{d}_{rcm}$

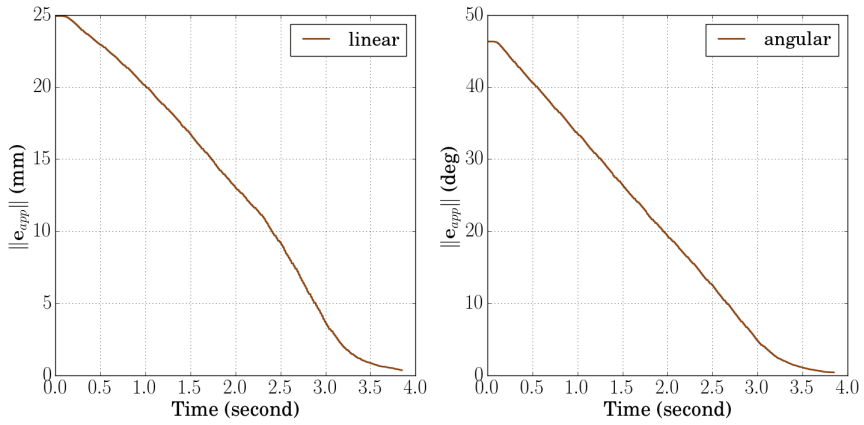


图21：接近任务误差$\mathbf{e}^{app}$，左列为线性误差，右列为角度误差。

由于虚拟套管针点的移动，出现了一些阶跃，而路径跟踪误差$\mathbf{d}^{pf}$ 则保持在零值附近。

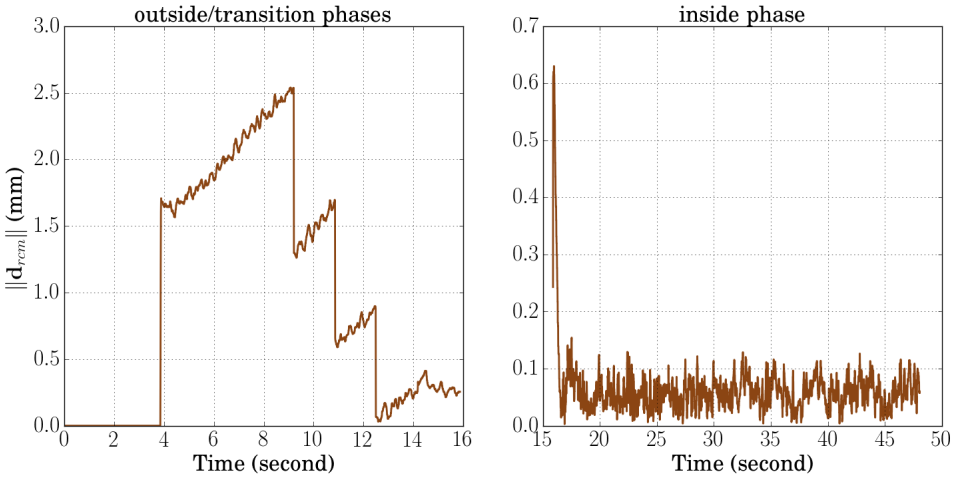


图22：RCM任务误差$\mathbf{d}_{rcm}$，左列显示外部/过渡阶段的误差变化，右列展示内部阶段的误差。

当工具通过切口孔的中心点时，内部阶段开始。分层控制器（公式28）会调整优先级，将 RCM任务设为最高优先级，路径跟踪设为

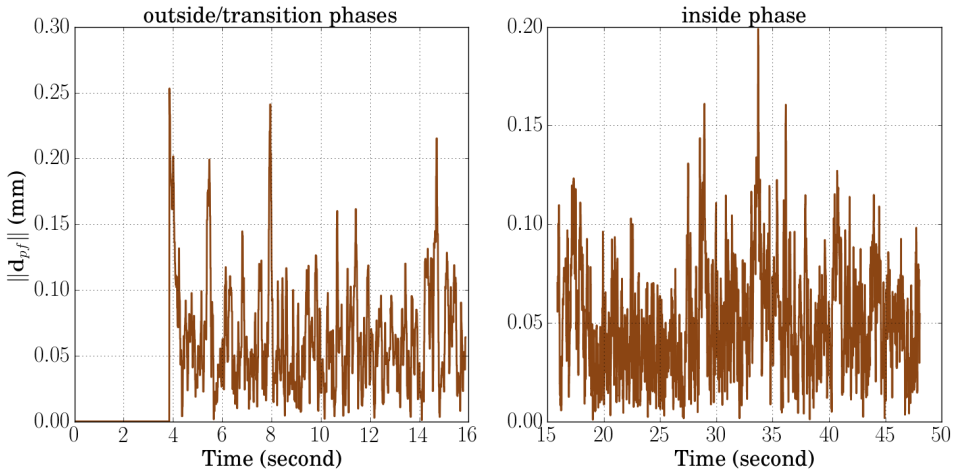


图23：路径跟踪任务误差 $\mathbf{d}_{pf}$，左栏显示外部/过渡阶段的误差变化，右栏则显示内部阶段的误差。

第二优先级。内部阶段的系统性能如图 22-23 右侧各列所示。在此阶段，RCM任务误差$\mathbf{d}_{rcm}$测得为 $0.06 \pm 0.05mm$ （平均误差 $\pm$ 标准差（标准差）误差），而路径跟踪误差$\mathbf{d}_{pf}$为 $0.05 \pm 0.03mm$。

如图9中机器人控制（案例*2*）模块所示，使用外感受传感器闭合控制回路。此外，本试验使用的增益值为 $\lambda = 1$、 $\gamma = 1$、 $v_{tis} = 0.5\ mm/second$、$\beta' = -1.25$、 $\gamma_c = -10$ 和 $T_e = 0.008\ second$。

我们又进行了一次试验，通过在控制回路中使用本体感受传感器来测试机器人控制（案例*1*）模块。系统性能优于外感受测试（见表1中的试验2）。误差 $\mathbf{d}_{rcm}$ 和 $\mathbf{d}_{pf}$ 几乎减半。这表明，我们的视觉系统在准确性方面有待改进。

从外科医生的角度来看，需要以胆脂瘤的残余细胞为目标。这意味着机器人应能检测/清除大小约为 $0.1mm$的人体细胞。所提出的控制器达到了要求，因为误差$\mathbf{d}_{pf}$ 小于人体细胞的大小。此外，手术工具不会损伤入口孔（患者的头部）。

通过提高工具速度 $v_{tis} = 2\ mm/second$ 并保持相同比率 $\beta'/v_{tis} = -2$，系统性能如预期般下降。误差 $\mathbf{d}_{rcm}$ 和 $\mathbf{d}_{pf}$ 几乎增加了一半（见测试 2 和 4，位于

表1）。因此，增益系数的选择会影响系统性能。

4.3.2 UCM约束下的路径跟随

这次第二次试验假设条件与上一次相同，使用相同的弯曲工具和期望路径。不过，本次试验对工具运动施加了单边约束。因此，工具可以离开切口孔的中心点，并移动到靠近孔壁的位置。图 24 展示了这一行为。该图的子图 (b1) 显示了工具尖端在外部 / 过渡阶段走过的路径，而子图 (b2) 展示了工具尖端在内部阶段的路径。危险和关键区域在后一个子图中以绿色和红色圆圈标示。

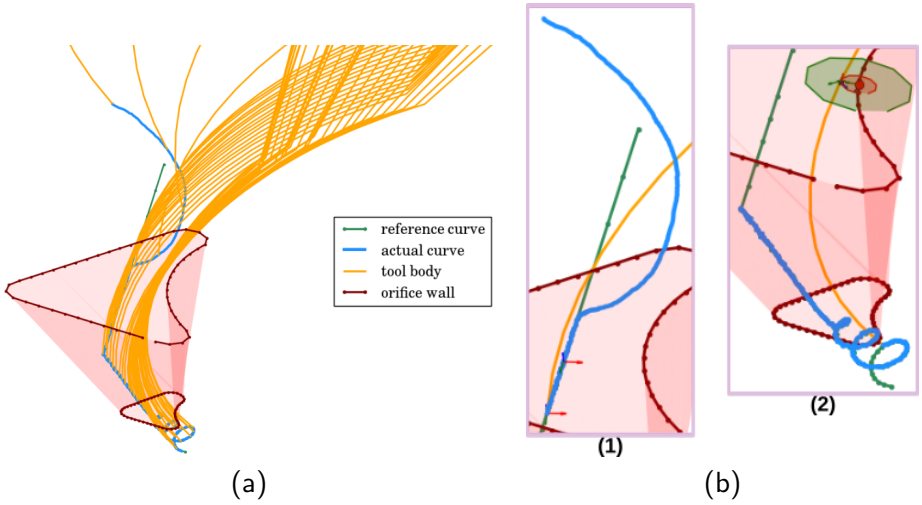


图24：UCM约束下三维路径跟踪的实验验证（见扩展6）。（a）不同阶段的工具运动。（b）工具运动过程中的缩放图像序列。

在整个内部阶段，分层控制器会按照第3.6节所述安排不同的任务。当工具位于安全区域时，路径跟踪任务具有最高优先级。然而，当工具本体经过危险区域时，UCM任务的优先级会升至最高。从图25-26可以看到系统性能。从UCM任务误差$\mathbf{d}_{ucm}$（图25）可以观察到，工具本体保持在

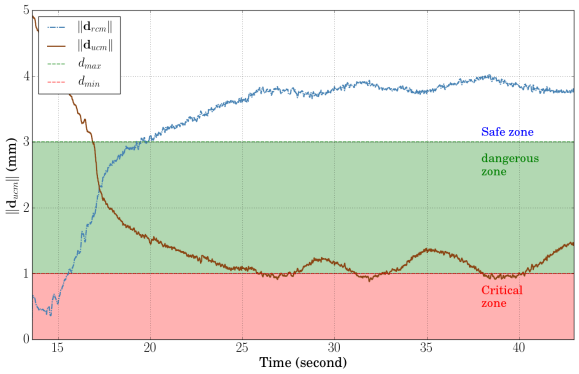


图25：内部阶段的 UCM 任务误差$\mathbf{d}_{ucm}$ 。

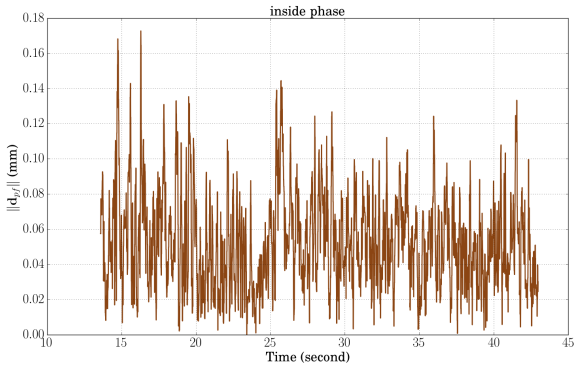


图26：内部阶段的路径跟踪任务误差$\mathbf{d}_{pf}$ 。

危险区域内，因为误差$\mathbf{d}_{ucm}$ 的数值在 d_{max} 和d_{min}之间变化。此外，路径跟踪误差$\mathbf{d}_{pf}$（图26）为 $0.05\pm0.03mm$（平均误差 ± 标准差误差），其中位数误差为 $0.05mm$。

使用外感受传感器作为反馈传感器。此外，本次第二次试验使用的增益值为 $\lambda = 1$、$\gamma = 1$、 v_{tis} =0.5 $mm/second$、 $\beta' = -1.25$、 $\gamma_c = -10$ 和 $T_e = 0.008$ $second$。

本次试验的误差 $\mathbf{d}_{pf}$ 与上一次试验几乎相同。这表明 UCM约束不会使路径跟踪误差恶化。实际上，它能让手术工具移动得更自由，从而充分利用入口孔较大的尺寸。

N°	约束	反馈	类型误差	均值 (‖e‖) ± 标准差
1	RCM	外感受的	d_{rcm} d_{pf}	0.06±0.05 0.05±0.02
2	RCM	外感受的	d_{rcm} d_{pf}	0.15±0.06 0.08±0.05
3	RCM	本体感受的	d_{rcm} d_{pf}	0.02±0.05 0.02±0.01
4	RCM	本体感受的	d_{rcm} d_{pf}	0.03±0.08 0.03±0.02
5	UCM	外感受的	d_{rcm} d_{pf}	3.30±0.93 0.05±0.03
6	UCM	外感受的	d_{rcm} d_{pf}	3.30±0.93 0.09±0.06
7	UCM	本体感受的	d_{rcm} d_{pf}	2.74±0.77 0.02±0.01
8	UCM	本体感受的	d_{rcm} d_{pf}	2.69±0.67 0.03±0.02

表1：实验测试中使用弯曲工具完成的不同试验总结。

‖e‖（单位：毫米）是沿 $x-y-z$ 轴的线性误差绝对值的平均值，标准差（STD）是相应的标准差（单位：毫米）。
使用以下参数获得的结果： $\lambda = 1$, $v_{tis} = 0,5\ mm/s$, 以及 $T_e = 0,008\ second$。白色试验采用了 $\beta' = -1.25$，而蓝色试验采用了 $\beta' = -5$。

5 结论与未来工作

本文讨论了用于引导刚性器械在 RCM 或 UCM 等受限运动条件下运动的原创控制器设计。所提出的方法可在同一控制器中以通用形式实现两项任务：i）受限运动（RCM 或 UCM）；ii）改进的三维路径跟踪方案，通过提高对路径复杂程度（例如曲率半径）的敏感度来降低路径跟踪误差。为避免执行两项或更多任务时发生冲突，我们还实现了任务优先级范式。因此，所开发的控制方案无需准确了解机器人逆运动学，即可轻松集成到各种机器人系统中。

我们还使用六自由度机器人系统成功进行了实验验证。所得结果在行为表现和精度方面都令人鼓舞。尽管这些性能满足目标中耳手术的要求，但仍可进一步改进。定位误差直接取决于配准过程，而本研究并未对此进行优化。此外，工具尖端的位姿估计是基于器械的几何模型完成的，这种估计也可能是误差的另一个来源。因此，值得探索其他估计工具形状及其尖端位姿的方法。

后续工作将在临床环境中，使用逼真的仿体和人体尸体来实施所讨论的方法。此外，还可加入力控制，以提高机器人对周围环境的敏感度和安全性。

致谢

本研究得到了 Inserm ROBOT 项目的支持：ITMO Cancer 编号 17CP068-00。

参考文献

[1] Jake J Abbott、Panadda Marayong 和 Allison M Okamura。用于机器人辅助操作的触觉虚拟夹具。载于机器人学研究，第49–64页。Springer Berlin Heidelberg，2007年。[2] Serhat Aksungur。用于外科手术的远程运动中心（RCM）机构。《国际应用数学、电子学与计算机杂志》，3(2):119–126，2015年。[3] C.M. Alper 和 Charles D. Bluestone。《中耳炎高级治疗》。Pmph USA Ltd Series。BC Decker，2004年。[4] Jose Evandro Andrade Prudente de Aquino、Nelson Alvares Cruz Filho 和 Julia Negro Prudente de Aquino。中耳及乳突胆脂瘤的流行病学：1146例病例研究。《巴西耳鼻喉科学杂志》，77(3):341–347，2011年。[5] Brian C Becker、Robert A MacLachlan、Louis A Lobes、Gregory D Hager 和 Cameron N Riviere。带虚拟夹具的手持式手术微操纵器的基于视觉的控制。《*IEEE*机器人学汇刊》，29(3):674–683，2013年。[6] Emad M Boctor、Robert J Webster III、Herve Mathieu、Allison M Okamura 和 Gabor Fichtinger。用于针定位机器人的虚拟远程运动中心控制。《计算机辅助外科》，9(5):175–183，2004年。

[7] Stuart A Bowyer、Brian L Davies 和 Ferdinando Rodriguez y Baena。主动约束/虚拟夹具：综述。《*IEEE*机器人学汇刊》，30(1):138–157，2014年。[8] Fran¸cois Chaumette 和 Seth Hutchinson。视觉伺服控制 I：基本方法。*IEEE*机器人与自动化杂志，13(4):82–90，2006年。[9] K. Cleary 和 T. M. Peters。图像引导介入：技术综述与临床应用。《生物医学工程年度评论》，12:119–142，2010年。[10] B. Dahroug、B. Tamadazte 和 N. Andreff。具备远程运动中心约束的时不变三维路径跟踪视觉伺服控制器。载于*IEEE*国际机器人与自动化会议（*ICRA*），第3612–3618页，2017年。[11] B. Dahroug、B. Tamadazte、L. Tavernier 等。耳科机器人系统综述：迈向微型机器人辅助胆脂瘤手术。*IEEE*生物医学工程评论，11:125–142，2018年。[12] Bassem Dahroug、Brahim Tamadazte 和 Nicolas Andreff。弯曲手术器械的单侧约束运动。*Robotica*，38(11):1940–1962，2020年。[13] Adrien Escande、Nicolas Mansard 和 Pierre-Brice Wieber。分层二次规划：在线人形机器人运动的快速生成。《国际机器人研究杂志》，33(7):1006–1028，2014年。[14] Johannes Fauser、Georgios Sakas 和 Anirban Mukhopadhyay。颞骨手术非线性入路路径规划。《国际计算机辅助放射学与外科杂志》，13(5):637–646，2018年。[15] Johannes Fauser、Igor Stenin、Markus Bauer、Wei-Hung Hsu、Julia Kristin、Thomas Klenzner、J¨org Schipper 和 Anirban Mukhopadhyay。构建用于图像引导颞骨手术的自动术前流程。《国际计算机辅助放射学与外科杂志》，14(6):967–976，2019年。[16] Joshua Gafford、Michael Freeman、Loris Fichera、Jack Noble、Robert Labadie 和 Robert J Webster。耳内之眼：用于经鼻诊断中耳疾病的微型可转向数字内窥镜。《生物医学工程年鉴》，49(1):219–232，2021年。[17] N. Gerber、B. Bell、K. Gavaghan 等。用于机器人辅助助听器植入的手术规划工具。《国际计算机辅助放射学与外科杂志》，9:11–20，2014年。[18] H. Hildmann 和 H. Sudhoff。《中耳手术》。Springer Berlin Heidelberg，2006年。[19] Oussama Kanoun、Florent Lamiraux 和 Pierre-Brice Wieber。冗余机械臂的运动学控制：将任务优先级框架推广至不等式任务。《*IEEE*机器人学汇刊》，27(4):785–792，2011年。

[20] Moslem Kazemi、Kamal Gupta 和 Mehran Mehrandezh。视觉伺服的路径规划：综述与问题。载于基于高级数值方法的视觉伺服，第189–207页。Springer，2010年。[21] K. Lau、M. Stavrakas、M. Yardley 和 J. Ray。胆脂瘤手术中的激光：系统综述。《耳鼻喉科杂志》，100:94S–99S，2021年。[23] Hyunyoung Lee、Byungsik Cheon、Minho Hwang、Donghoon Kang 和 Dong- Soo Kwon。用于微创机器人手术系统的具有远程运动中心运动学结构的主操作器。《国际医学机器人与计算机辅助手术杂志》，14(1):e1865，2018年。[24] Anthony A Maciejewski 和 Charles A Klein。动态变化环境中运动学冗余机械臂的避障。《国际机器人研究杂志》，4(3):109–117，1985年。[25] Ezio Malis、Francois Chaumette 和 Sylvie Boudet。2.5维视觉伺服。《*IEEE*机器人与自动化汇刊》，15(2):238–250，1999年。[26] Murilo M Marinho、Hisashi Ishida、Kanako Harada、Kyoichi Deie 和 Mamoru Mitsuishi。机器人辅助手术中儿科内镜手术缝合的虚拟夹具辅助。*IEEE*机器人与自动化快报，5(2):524–531，2020年。[27] Yoshihiko Nakamura、Hideo Hanafusa 和 Tsuneo Yoshikawa。机器人机械臂基于任务优先级的冗余控制。《国际机器人研究杂志》，6(2):3–15，1987年。[28] Mohammad Ali Nasseri、P Gschirr、Martin Eder、Suraj Nair、K Kobuch、Math- ias Maier、Daniel Zapp、C Lohmann 和 Alois Knoll。用于辅助眼科手术的混合并联串联机器人的虚拟夹具控制：一项实验研究。载于第五届*IEEE RAS/EMBS*生物医学机器人与生物机电一体化国际会议，第732–738页，2014年。[29] Sajid Nisar、Asad Hameed、Nabeel Kamal、Osman Hasan 和 Fumitoshi Mat- suno。用于微创手术的可更换手术工具机器人机械臂的设计与实现。*IEEE/ASME*机电一体化汇刊，25(6):2754–2764，2020年。[30] J. H. Noble、B. M. Dawant、Warren 等。颞骨解剖结构的自动识别与三维渲染。《耳科学与神经耳科学》，30:436，2009年。[31] Ewa Olszewska、Mathias Wagner、Manuel Bernal-Sprekelsen、J¨org Ebmeyer、Stefan Dazert、Henning Hildmann 和 Holger Sudhoff。胆脂瘤的病因病理学。《欧洲耳鼻咽喉科与头颈外科档案》，261(1):6–24，2004年。

[32] Takayuki Osa、Christoph Staub 和 Alois Knoll。基于视觉伺服的自动机器人手术系统框架。载于*IEEE/RSJ*智能机器人与系统国际会议（*IROS*），第1837–1842页，2010年。[33] Mario Selvaggio、Giuseppe Andrea Fontanelli、Fanny Ficuciello、Luigi Villani 和 Bruno Siciliano。微创机器人手术中的被动虚拟夹具自适应。*IEEE*机器人与自动化快报，3(4):3129–3136，2018年。[34] Bruno Siciliano。冗余机器人操作臂的运动学控制：教程。智能与机器人系统期刊，3(3):201–212，1990年。[35] J.-H. So、B. Tamadazte 和 J. Szewczyk。中耳手术的微观/宏观尺度机器人方法。*IEEE*医学机器人与生物机电一体化汇刊，2:533–536，2020年。[36]Arushri Swarup、Kyle W Eastwood、Peter Francis、Nichtima Chayaopas、Lueder A Kahrs、Colin G Leonard、James Drake 和 Adrian James。新型柔顺可转向尖端器械的设计、原型开发与临床前验证，以辅助内镜耳科手术。《医学工程与技术杂志》，45(1):22–34，2021年。[37] J. Troccaz、G. Dagnino 和 G.-Z. Yang。医疗机器人学的前沿：从概念到系统，再到临床转化。《生物医学工程年度评论》，21:193–218，2019年。[38] Marie-Aude Vitrani、C´ecile Poquet 和 Guillaume Morel。将虚拟夹具应用于微创手术器械的远端。*IEEE*机器人学汇刊，33(1):114–123，2016年。[39] Qingwen Zheng、Yucheng He、Xiaozhi Qi、Peng Zhang、Ying Hu 和 Bing Li。基于禁入虚拟夹具的机器人辅助鼻科手术安全跟踪运动控制。*IEEE Access*，6:44905–44916，2018年。[40] L. Zorn、F. Nageotte、Zanne 等。一种新型远程操控机器人助手，用于外科内镜：其在内镜黏膜下剥离术中的临床前应用。*IEEE*生物医学工程汇刊，65:797–808，2018年。