**南方科技大学本科生毕业设计（论文）中期自查表**

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| 学生姓名 | 李奥齐 | 学号 | 11910413 | | 专业 | | 机器人工程 |
| 指导教师 | 付成龙 | 职称 | 教授 | | 系/研究中心 | | 机械与能源工程系 |
| 设计（论文）题目 | 双通道内窥镜柔性手术机器人操纵端设计 | | | | | | |
| 个人精力  实际投入 | 平均工作时间（6）小时/天 | | | 出勤率% | | 90 | |
| 指导教师  指导情况 | 经常（√）  一般（ ）  很少（ ） | 指导（1）次/周 | | 指导（2）小时/周 | | 其他说明： | |
| 个人自述（简要陈述毕业设计（论文）工作进度、完成情况、存在问题及解决方案）：   1. **毕业设计工作进度**   本项目计划设计一种内窥镜末端搭载两个微型连续体机械臂的手术机器人操纵端，采用主从控制方式，将外科手术医生手臂与手的动作以直觉的方式映射为柔性臂及其末端夹持机构的动作，结合内窥镜提供的高清视频图像，协助外科外科医生开展消化道的微创手术。研究主要分为四个模块，包括操纵端的机械结构设计、操作者手部姿态捕获传感模块设计、操作端与执行端运动学模型的建立，以及最终控制效果仿真平台的搭建，因此工作主要围绕上述四个部分展开：   * 1. **机械结构设计**   该部分的要求是设计不影响手术医生上肢自由运动的运动采集机构，使得柔性手术机械臂及其末端夹持器的运动能通过人体的肘关节、腕关节以及手指的运动直觉控制，也即人体肘、手腕动作与手指开闭动作能同步按比例映射到柔性臂及其末端执行器的运动，协助手术医生更安全、方便的开展消化道微创手术。    图 1 系统输入与输出关系图  如上流程图，操作端的核心作用是连接操作者和从端执行器之间的运动，因此在设计机械结构时，既要考虑能操纵端与人体手臂自由度之间的配合，又要考虑操纵端与执行端每个自由度之间控制关系，操纵器具体自由度布局如下图：  人体手部自由度 的图像结果  图2 人手-操纵端-执行端自由度分布  如上图，从端执行器具有一个前后伸缩的自由度，因此操纵端也镜像了一个前后进退自由度，该关节由操纵者手臂前后运动驱动；为了提供手术所需的三角性，柔性臂需要先展开后交叉相较于一点，因此具有一个类似于人体手臂张开的自由度，对应操作端上绕轴旋转的，由操纵者小臂偏置控制；执行端核心的运动由远端2自由度连续体的偏转加连续体末端可自由绕轴旋转的手术器械实现，对应操纵端三个转轴交于一点的三个R-P-Y旋转关节实现，该点对应操纵者手腕关节，因此可以跟随操纵者的手腕运动。  连接关系如下表格：   |  |  |  | | --- | --- | --- | | 操纵者 | 操纵端 | 执行端 | | 手臂前后运动 | 底座前后运动 | 手术臂伸缩 | | 手臂左右摆动 | 小臂支撑部分绕轴转动 | 手术臂开合 | | 手腕左右偏转 | 二连杆左右偏转 | 手术臂左右偏转 | | 手腕上下偏转 | 二连杆上下偏转 | 手术臂上下偏转 | | 手腕绕轴转动 | 手持器转动 | 手术器械绕轴转动 | | 手指开合 | 指夹器开合 | 手术器械开合 |   表格1 操纵者-操纵端-执行端运动关系  装置的直线运动通过两根平行的导轨滑块实现，这里使用了两根并行的导轨，目的是消除向小臂两侧的倾覆力矩；由于操纵器前后可分为小臂控制部分和手腕控制部分，因此需要一个平台将两部分连接；小臂进行偏转时，会带动手腕控制部分绕旋转关节一起做圆周运动，因此连接板的作用首先是提供旋转关节的安装位点，第二是提供手腕控制部分圆弧轨道使其沿弧形轨道平动，圆弧的半径决定了小臂与机构接触的位置，过于小会使得小臂转动不自然，过大会使结构不紧凑，而且增大连接板和底部滑块受到的力矩增大，长时间容易出现断裂或变形，因此最终为了权衡上述两个情况，将设定为约小臂长的一半120mm。    由于编码器中配备了转轴和轴承，因此只需要将编码器转轴与设定的旋转关节转轴重合即可，每一个编码器都配备了一个连接件零件，每个编码器连接件的顶部设计了三个配有M3的螺纹孔，用于固定连接件和编码器，同时底部设计了尺寸与连接板上孔对应的M3螺纹孔，用于将编码器固定在预设位置。  小臂旋转编码器的上方即为小臂支撑部分，用于搭载操纵者小臂，将操纵者小臂的运动传递给编码。由于该部分与人体直接接触，因此在设计上要尽可能满足人体工程学。通过观察人体手臂形状，可以发现靠近手腕段端明显粗于靠近大臂端，而且小臂底部为曲率较大的弧形，因此在设计小臂支撑结构时，添加了一个贴合小臂底部的弧形接触面，使得支撑结构更加贴合小臂，分散小臂受到的压强；根据上述小臂前后尺寸的差异，支撑结构两端的弧形也采用了不同的半径。    第一代小臂支撑平台用于搭载小臂，同时使用魔术贴配合图上护腕(紫色零件)将小臂固定于支撑平台上，经过测试，使用该方案虽然可以较好的控制小臂支撑结构绕转轴转动，但是由于人体腕关节转动范围较小，尤其是沿手腕椭圆关节长轴方向转动时，只能产生大约45°的转动范围。因此在小臂被完全固定的情况下，手指末端以及操作端二连杆转动关节运动范围被极大限制，操作者会明显感到手臂被束缚，这与最初设计不干扰操作者手部正常运动的初衷违背，因此提出了以下控制模式：  平移关节d1和小臂转动关节 用于控制末端器械的大致定位，需要进行小幅度移动时，使小臂和小臂支撑结构固定，操纵者通过摆动小臂的位置确定末端大致位置；当大致位置确定后，将上述两个关节固定，操作者小臂与小臂支撑结构的固定关系解除，使用小臂配合手腕控制RPY三个关节，从而控制末端器械的精准运动。这样既保证了小臂与小臂转动关节的对应关系，又不会妨碍手指的运动。综上所述，小臂与小臂支撑结构之间需要有两种状态，也即固定和无约束，并能够自由的在这两种状态之间切换，也即需要一个开关控制小臂护臂的开合。  这里提出两种解决方案，第一种采用光敏电阻检测小臂是否搭载在支撑平台上，若检测到则触发开关，驱动护臂闭合；反之，当未检测到小臂时，驱动器重新将护臂打开。方案二采用纯机械结构，借助小臂的压力将护臂闭合同时锁定，再次施加压力接触锁定，借助弹簧将护臂张开。经过对比分析两种方案，发现方案二结构更简单，更容易实现，因为只需借助人力驱动，不用引入额外的驱动结构；同时高精度的光敏电阻成本较高，机械结构在结构未损坏的情况下更可靠。  受按压式圆珠笔的启发，这里引用了一种名为push-push的自锁结构，通过按压开关使得护腕闭合，再次按压开关解除锁定。Push-push结构主要由压杆，滑槽，套筒，转盘以及弹簧五个部分组成：      当给压杆施加压力时，顶杆沿滑槽运动压迫转盘向下运动，当转盘与滑槽的啮合处脱离时，下图2，当外部提供的压力撤去后，下部压簧产生的压力使得转盘向上运动，由于转盘与压杆的接触面为一个斜面，因此竖直方向的平动一部分会被转化为旋转运动，使得转盘与滑槽再次啮合，如下图3。当再次按压顶杆时，重复以上动作到下图4，撤去外部压力后，转盘突出部分重新回到滑槽的槽内，并于压杆齿轮啮合，如下图5，此时状态同图1，完成一个循环，在这个过程中实现了开关的闭合与锁定，以及解除锁定。    由于上述零件均使用的PLC材料打印件，零件之间存在较大的摩擦力，因此压簧压缩时提供的回弹力必须要大于零件之间的摩擦力，同时若弹性系数过大，操纵者需要提供较大的压力，因此需要确定回弹力的范围， 并选取合适的弹性系数。通过实验测试，能够推动转盘在滑槽内运动的最小推力约为\_\_ N，手臂能提供较为合适的压力为 \_\_N  压簧选型  护臂的开合是一个绕轴旋转的运动，而上述压杆是在竖直方向进行平动，因此还需要设计一套传动机构，将压杆的平动转化为转动，这里传动机构使用的机械设计中常用的连杆机构，其优势是，结构简单有效。该连杆结构为三连杆结构，动力杆与push-push机构的压杆连接，随着压杆的运动为提供连杆机构提供动力，动力杆上部分被设计为圆弧型为了贴合操作者小臂，更符合人体工程学设计。末端连杆中间被固定在转轴上，在动力杆的带动下产生绕转轴旋转的运动。通过设计合适的长度关系，使得最终末端连杆产生一个0~45°的旋转运动。      由于不同操作者小臂对应的粗细尺寸不同，因此若护腕旋转关节为刚性，则会出现护腕闭合时小臂被夹紧的感觉，带来不适的操作体验，更严重时，如果小臂直径大于护腕闭合时的直径会出现无法闭合，或者强行闭合造成连杆断裂的情况。因此在旋转关节处添加一个起到一定缓冲作用的扭簧是有必要的。  扭簧选型时主要需要关注以下参数：   | 材质 | 线径 | 外径 | 圈数 | 张角 | | --- | --- | --- | --- | --- | | s | d | D | n |  |   目前主流的弹簧材质为SUS304（不锈钢）和SWPB（琴钢），由于后者的杨氏模量更大，因此在材质上选用琴钢；此处扭簧连接的两个连杆在初始状态下共线，因此初始的张角确定为180°；剩下的三个参数需要通过预期的弹簧弹性系数来决定；  【一张图】  图中扭簧施力侧力臂长为30mm，通过测试，人体手臂感觉不适应的最大压力在5~10N之间（这个我瞎说的），也即500~1000g之间，目前预期最大扭转角度为25°，因此只需满足扭簧被压缩25°时对人体小臂产生的压力不超过上述压力范围即可。  扭簧对应的胡克定律如下：  可以确定弹性系数的范围为{600,1200 } g\*mm/deg  而弹性系数又由以下参数和公式决定：  通过python编写计算脚本，最终确定满足上述弹性系数范围，且满足国标对应尺寸的参数如下：   | s | d | D | n |  | | --- | --- | --- | --- | --- | | SWPB | 1.5mm | 8mm | 3 | 180° |   手腕控制部分用于跟随手腕的运动，人体手腕具有俯仰、偏航和滚动三个自由度，且三个转动关节对应转轴相交于一点，受外骨骼机器人结构设计的启发，这里设计了一种简单的三连杆结构，且每个连杆的关节转轴与人体手腕的转轴重合，从而做到跟随手腕运动的目的，同时每个旋转关节配备了一个角度编码器用于实时测量角度的变化。手腕控制部分与之前的结构之间为串联关系，因此小臂偏转时手腕控制部分也需要跟随一起偏转，两部分之间使用4根长80mm的M5双螺纹连杆连接，同时由于手腕控制部分整体质量较大，且还要受到操作者施加的压力，因此只有连杆连接的情况下，连接件容易出现形变屈服和虚位，从而影响精度。为了平衡自身重力和压力，可以提供与之平衡的支撑力，理想的情况是使用曲率与圆周运动相同的弧形导轨，但定制的户型导轨成本过高，因此这里采用微型定向轮，将定向轮沿运动圆弧的切向方向固定，使之在小臂偏转时沿圆弧运动。  连杆的长度均经过严格的计算，连杆1的长度需要满足其装配好后末端高度与小臂放置于搭载平台时指尖高度一致；连杆2起始端与手腕关节重合，而末端与连杆3相连，操作时操作者手指放置于连杆3上，因此连杆2的水平长度和连杆3起始端和手指接触点之间的距离之间应该满足： 其中为手指夹握连杆3时指端与手腕之间的水平距离，由于个体之间存在差异，因此每个操作者对应的都不同，为了满足上式关系，等式左边也需要能够随着改变，连杆2长度为固定参数，若需要实现可变长度对应的结构比较复杂，而手指的触电位置可以由操作者自行调节，因此只需满足连杆3对应的参数能符合大多数人的要求，通过查阅资料人体手掌长度复合正态分布，东亚人手掌长度参数对应的概率分布如下：   |  |  |  |  | | --- | --- | --- | --- | | 东亚人手掌长度(mm) | 5% | 50% | 95% | | 男性 | 165 | 180 | 195 | | 女性 | 150 | 165 | 180 |   测量多组周围人群手掌长度与长度，可以计算得到两个长度之间比值的平均值为1.58，使用该参数对上述表格进行缩放计算得到新的表格数据：   |  |  |  |  | | --- | --- | --- | --- | | 手指接触点与手腕距离(mm) | 5% | 50% | 95% | | 男性 | 104.2 | 113.7 | 123.0 | | 女性 | 95.0 | 104.2 | 113.7 |   上述表格说明，只需满足可在95-123.1mm范围内变化即可适应90%操作者尺寸，确定l2为140mm，则l3需满足的范围为17 - 45mm。      手腕控制部分整体结构如下：  【图片】  RPY三连杆的末端配备两个手指夹握装置，该装置具有开合的单个自由度，人为按压实现闭合，借助扭簧实现自动张开，扭簧的参数如下。连杆3的内部配置有压敏电阻，通过压敏电阻记录操作端输入捏握的压力大小，当执行端末端为具有开合自由度的器械，如镊子，剪刀时控制器械的开合大小。    图3 机械结构布局(左)搭建实物(右)     * 1. **传感电路布局与调试**   为了后续运动学及动力学计算，需要测量每个关节实时的角度，在机械结构设计的基础上已经完成了传感器的布局，因此该部分的主要任务是借助下位机将读取的传感器的信号转化为角度，并将这些数据传送到上位机。传感电路的简要布局如下：  图示  描述已自动生成  图4 传感电路布局  使用单片机Arduino读取每个编码器的电信号，转化为对应角度后，通过串口的方式发送到上位机，并将结果进行可视化绘图，由于编码器额定电压为5V直流电源，因此需要额外引入一个整流降压模块，将220V 交流电源转化为 5V 直流电源。  对于ABZ相增量式编码器，其测量角度的原理是读取的是三个相位对应的电平，通过判断A相上升沿触发时B相电平情况判断转动方向，每一个A相触发沿代表转动一个分辨率，多个触发沿累计的结果表现为转动角度，因此测量编码器角度的算法较为简单，只需在检测到A相上升沿时，判断此时B相电平情况，从而决定加减单个分辨率角度。Z相标记了一个固定角度，转动到该角度时Z相产生一个高电平，且该角度不随断电改变，因此Z相被用于工作时标定，避免长时间工作累计的失真偏差。  指端转动需要体积较小的编码器，因此选择了不同的模拟量绝对式编码器，其工作原理相对简单，将读取的模拟量直接线性映射为角度即可，因此在精度和稳定性上都劣于ABZ相编码器。  在这里插入图片描述  图5 两种编码器工作原理：ABZ相(左)，模拟量(右)  对单个编码器进行调试时，发现工业用编码器的精度值极高，因此也带来了一个问题，其抗干扰能力较差，手部细微的抖动会精准的反馈在从端执行器，因此需要对采集的信号进行滤波处理，这里采用的卡尔曼滤波器，一阶信号系统的状态方程如下：  该状态方程对应标准状态方程参数如下：  卡尔曼滤波算法迭代过程如下：  该算法主要分为两个阶段，第一阶段根据之前的输出值预测下一时刻的值，记为预测值，第二个阶段根据预测值和实际观测值的权重综合两个结果。Q，R为可调参数，Q与R的比值越小表示预测值的权重越大，最终结果抗干扰越强，但是会丢失一定精度；反之，比值越大越靠近标准值。通过如下图多组对比实验，得到较为合理的Q，R值为：    图6 卡尔曼滤波参数调试过程  根据上述参数实际滤波结果如下：    图7滤波优化结果  完成实物装配以及电路调试后，同时对多个编码器进行了调试，由于装配连接件不够紧凑，在运动时存在明显的晃动，因此滤波效果不如单个调试时理想，同时机械结构也存在较多问题，其中最明显的为人机交互不够协调，手部在运动时明显感受到阻碍。   * 1. **主从端运动学建模与映射关系建立**      1. **主端运动学建模**   通过设计的机械结构得到操纵端的机构运动简图如下，其中圆柱代表旋转关节，正方体代表平动关节，紫色箭头表明运动方向，每个运动关节根据DH坐标法配备了合适的坐标系。    图8 操纵端机构运动简图及坐标系配置  根据上图坐标系得到对应DH表：    表2 操纵端DH表  计算得到对应末端和起始端齐次变换矩阵：  其中：   * + 1. **单连续体运动学建模：**   由于执行端为柔性的连续体，该结构没有显示的关节结构，因此无法直接对该结构使用DH方法直接建模分析，在这里引用一篇论文中的方法，将一段曲率恒定的柔性机构等效为含有刚性关节的机构，从而适应传统机器人运动学。  图示, 工程绘图  描述已自动生成 图示  描述已自动生成  图9 DH方法对柔性连续体建模过程  根据上图DH坐标系可以得到每段连续体的DH表以及对应的齐次变化矩阵：    表3 连续体DH表  文本  描述已自动生成  其中为绕主轴z“旋转角度”，k为曲率，反映弯曲程度，s为连续体长度，可以直接测得。  图示  描述已自动生成  图10 从端执行器运动简图及坐标系配置  从端执行器由一个可前后缩进的单自由度连续体连接一个双自由度连续体组成，以及末端可绕轴旋转的手术器械，因此得到单个连续体运动学模型后可以推导出从端整体运动学。但是在映射关系中，某些自由度可以进行简单的线性映射，因此一下主要推导连续体相关自由度与操纵端自由度之间的映射关系。   * + 1. **主从端映射关系推导**   下图阐述了从主端构型空间，也即读取的编码器角度信息到从端驱动空间，也即控制绳长变化的电机转动角度之间的映射关系。  **图形用户界面, 文本, 应用程序, 聊天或短信  描述已自动生成**  图11 输入到输出映射流程图  先推导主从两端构型空间映射关系：根据直觉式控制方式的需求，主从系统之间需要满足以下约束：   * 约束一：在标定模式（不进行运动缩放）从端柔性手术机械臂带朝向要时刻主端手指的朝向保持一致 * 约束二：从端沿内窥镜通道轴向方向的伸缩运动与主端小臂前后的运动呈比例缩放关系   根据约束一中关系，需要保证在初始末端坐标系和世界坐标系相同的情况下，主从两端旋转矩阵部分相同。常规的思路是通过主端正运动学计算主端齐次变换矩阵的旋转矩阵，再借助从端逆运动学求解使从端旋转等于的参数。但该方法可能存多个解或者无解的情况，而且主从两端存在明显的对应关系，因此可以根据对应关系分布求解。  旋转矩阵和只由四个偏转关节决定，因此只需要考虑从坐标系 与 坐标系 之间的关系。其中坐标 对应的小臂偏转与手腕偏转完全独立，因此可以分开分析，以下推导主端关节变量 与 从端两端连续体变量之间映射关系。其中从端变量 分别表示近端连续体曲率和长度，由于近端只有在一个平面的自由度，因此对应的偏转角度为0，同理后面三个参数分别对应远端连续体偏转角度，曲率和长度。  **小臂偏转关节与近端连续体：**  单独考虑小臂只有一个旋转过程，对应的旋转矩阵为 ，  根据前文中连续体运动学建模结构，近端平面连续体齐次变化矩阵中的旋转矩阵  由于两者坐标系刚好差，因此只需满足  **手腕偏转关节与远端连续体：**  为了使得初始状态下末端与起始段坐标系关系一致，在现有坐标系基础上添加两个额外坐标系如下图：  图示, 示意图  描述已自动生成  图12 操纵端额外坐标系配置  构造新的DH表格：  表格  描述已自动生成  表4 添加额外坐标系后的DH表  计算坐标系 在坐标系 下的齐次变换矩阵  同样根据之前连续体模型，可以得到远端连续体末端坐标系与起事端坐标系 之间的齐次变化矩阵 如下:  通过观察 和 ，其中旋转矩阵部分无法保证恒相等。为了解决该问题，使用几何法，通过观察旋转轴之间的角度关系求解：  下图描述了二连杆先绕 旋转后，再绕 旋转后得到最终二连杆末端坐标系的过程，观察下图可以发现，该结果同样可也通过先绕旋转 角度后得到坐标系，再绕 旋转得到坐标系 该坐标系满足于坐标系z轴同向，因此这里主要的问题是如何借助几何关系，根据已知的 求解 。    图12 二连杆运动过程坐标姿态变化  借助图中两组投影关系：在平面上的投影为，在平面上的投影为，借助这两组投影关系和三余弦定理（见附件）可以构建三个等式如下：   * 三余弦组合1: * 三余弦组合2： * 三余弦组合3：   由等式联立求解可得  使用matlab验证上述结论:    图13 matlab验证上述映射关系  其中绿色坐标系为世界坐标系，红色坐标系为主端二连杆末端朝向，蓝色坐标系为连续体末端朝向，通过可视化坐标系变换可以验证该公式可以满足z轴同一朝向，但是x-y平面存在一个偏置，需要继续借助下图几何关系求解该偏置角度。图中左右两个平面分别对应上图中平面和平面，两个平面之间的夹角为，主端二连杆最终x轴对应为，因此与OC之间的夹角为，从端连续体最终x轴对应，因此与*OB*之间的夹角为。为了求解与之间的夹角，同样需要借助投影关系以及三余弦定理，作辅助线*OQ*为*OP*在平面*OBA*上的投影，可以得到三组等式：   * 三余弦组合1:: * 三余弦组合2:: * 三余弦组合2::   其中可根据直线在另一个平面上投影夹角的几何关系求得，这里省略求解过程：  联立等式(4)(5)(6)(7)可以求解偏置角度；    图14 目前映射关系存在的偏置问题  同样使用matlab对上述结论进行验证，对坐标变换后的结果可视化如下：  图表, 折线图  描述已自动生成  图15 matlab验证修改后的映射关系  两个坐标系完全重合可以正面结论正确。需要注意的是，几何法求解过程中多次使用到了反三角函数，求解的角度只能是正数，因此需要正负号的变化，通过验证正负关系满足如下结果：    表5 几何法中正负变化  因此从端手术器械为了保持和主端指尖姿态一致，在运动过程中需要实时的调节，也即：  由此可以得到主端驱动空间 到从端构型空间 之间的映射关系：  目前只完成第一步映射关系推导，从端构型空间到其驱动空间的映射关系仍在整理中。   * 1. **仿真平台搭建**   由于目前无法在线下对执行端操控测试，因此缺少一个直观、可量化的系统来评价设计优劣，需要设计搭建一个仿真平台，对设计的结果可视化，验证设计的可行性，同时设定一些列标准对设计进行量化评估。目前设计了两种仿真验证方案，方案一自行搭建GUI界面，并将根据1.3节推导的正向运动学绘制的图像实时的显示在界面中；方案二是，在物理仿真环境中搭建机器人模型，并控制进行运动学仿真。    图16 根据运动学和映射关系绘制的简易仿真  该运动仿真的数据在仿真前已经设定好，如果要做到实时的仿真，需要将下位机读取的数据实时的传递到仿真程序中，并通过制作的GUI程序实时的绘制出来，   1. **完成情况**   根据前期开题报告计划，需要在中期前完成包括参考文献检索整理、械结构设计、购买所需材料搭建平台、建立运动学模型和映射关系，以及传感模块硬件搭建与调试，自我评估以上任务大致在中期前顺利完成，同时开启了一部分计划后期展开的工作，但是之前的工作有许多地方仍存在一些问题，需要后期改进迭代。   1. **存在问题**  * 机械设计上没有做到完全不妨碍医生的手部运动，实际的体验感不佳，需要优化设计，可尝试添加自由度，使结构冗余更灵活； * 机械设计的连接件存在问题，使得实体装配完后不够牢固存在晃动，极大的影响了传感器的精度； * 滤波算法在精度和抗干扰之间存在取舍问题，需要优化滤波算法使其能够只能识别抖动信号，并只在抖动出现时对信号进行滤波处理；  1. **附录：**   [三余弦定理](https://zhuanlan.zhihu.com/p/401766934)描述的是空间中满足投影关系的三个角满足以下关系:  fig:    学生（签名）：  2023年 3月 14日 | | | | | | | |
| 指导教师意见：  已按计划开展，工作内容饱满，建议通过中期考核。    　　　　　　　　　　　　　指导教师（签名）：  　 　　　　　 2023年 3 月 16 日 | | | | | | | |