

丘成桐中学科学奖参赛论文

# 一种可以实现闭环控制的 静脉输液管理系统

参赛队员：左笛清（中国）

指导教师：何偲 左晓波

参赛学校：深圳外国语学校

# 一种可以实现闭环控制的静脉输液管理系统

## **Abstract**

A large number of medical accidents relating to intravenous injections happen each year, so it is of great practical significance to develop standardized drip chambers and management systems with lower risks and less human labor required.

This study is mainly based on background investigation, data retrieval and requirements analysis of intravenous injection in nursing field, and proposes a new intravenous injection monitoring control system model. The basic idea of this design is to collect the physical sign, heart rate, and concentration of blood oxygen of the patient; transmit information using wireless technic; accurately adjust the injection flow; and provide early-warning as well as real-time feedback, without changing the current operation process of intravenous injections.

The significance of this design lies in the highly increased efficiency of medical labor, the early-warning system and automatic risk control measures, as well as its capability to establish large data base for intravenous injections when used in large scale, which in turn promotes the management and optimizing of intravenous injections.

**Note:** The idea of this project partially comes from the CTB (China Thinks Big) contest that the author took part in with teammates at the end of year 2018.

**Keyword:** BLE mesh; Intravenous injections; The sensor; Stepper motor

**摘要：**医疗上的静脉注射每年有大量相关的医疗事故，因此研究风险更低、使用人力更少的标准化过程管理的点滴设备和管理系统有很强现实意义。

研究主要基于护理学中静脉注射的背景调查并检索、分析需求，提出了一种创新静脉注射监测控制系统模型的讨论，主要思路是在不改变目前静脉输液操作规范主要流程的情况下，实现静脉注射过程中对主要体征：心率、血氧的采集，相关数据的无线传输，注射流量精确计数和反馈控制以及风险预警。

其意义在于：减轻医疗人员的巡视强度；更及时提供静脉输液过程的风险预警和控制措施；大规模使用后，可以建立静脉注射管理的大数据，进而促进静脉注射流程的优化和管理。

特别说明：本研究 *Idea* 来自于笔者于 2018 年底与队友参加的 CTB (*China Thinks Big*) 大赛。后期查阅、学习了相关文献进一步深入推进这个研究。

**关键字：**BLE mesh；静脉注射；传感器；步进电机

# 目 录

英文摘要

中文摘要

|       |                               |    |
|-------|-------------------------------|----|
| 1、    | 问题背景                          | 5  |
| 1.1   | 为什么要做这个研究                     | 5  |
| 1.2   | 这个研究要做什么                      | 5  |
| 1.3   | 研究方法                          | 6  |
| 1.4   | 继承和区别                         | 6  |
| 2、    | 问题分析                          | 7  |
| 2.1   | 概念范围的制定                       | 7  |
| 2.2   | 分析                            | 7  |
| 2.2.1 | 输液反应                          | 7  |
| 2.2.2 | 发热 呼吸和心率的关系                   | 8  |
| 2.2.3 | 分析关键词再总结                      | 8  |
| 2.2.4 | 普通的静脉注射无体征监护和不能精确控制滴速的部分原因分析  | 9  |
| 3、    | 系统设计和实现的实验                    | 9  |
| 3.1   | 基础理论和借鉴模型                     | 9  |
| 3.1.1 | 通信系统模型                        | 9  |
| 3.1.2 | 反馈控制模型                        | 10 |
| 3.2   | 系统组成                          | 11 |
| 3.2.1 | 系统构成简图 3-6.                   | 11 |
| 3.2.2 | 辅助终端设备和一次性输液器结合示意图 图 3-7.     | 12 |
| 3.3   | 辅助终端设备电子模块简图 3-8.             | 13 |
| 3.3   | 体征采集模块                        | 14 |
| 3.4   | 输液器流量计量                       | 14 |
| 3.4.1 | 如何在当前使用一次性注射器的情况下, 实现实时精确计速计量 | 14 |
| 3.4.2 | 实验                            | 15 |
| 3.5   | 一次性输液器流量自动精确控制.               | 16 |
| 3.5.1 | 原理和思路                         | 16 |
| 3.5.2 | 实验                            | 17 |
| 3.6   | 终端数据的传输                       | 18 |
| 3.6.1 | 如何让终端设备具备数据通讯的功能              | 18 |
| 3.6.2 | 带 BLE 的静脉输液辅助终端与护士工作终端的快速连接.  | 19 |
| 3.6.3 | BLE Mesh 的拓扑结构                | 20 |
| 3.6.4 | 补充讨论一个没有 Mesh 纯 BLE 方案.       | 22 |
| 4、    | 结论                            | 22 |

# 1、 问题背景

## 1.1 为什么要做这个研究

源自新闻追踪，国人平均输液数量大但输液不良反应也很大，因为药品缺少消化道及防御系统的屏障，直接进入了血液，再加上别的因素，致使输液反应很常见……

例如，如图 1-1 所示为：安阳市二医院精品护理培训课件【1】

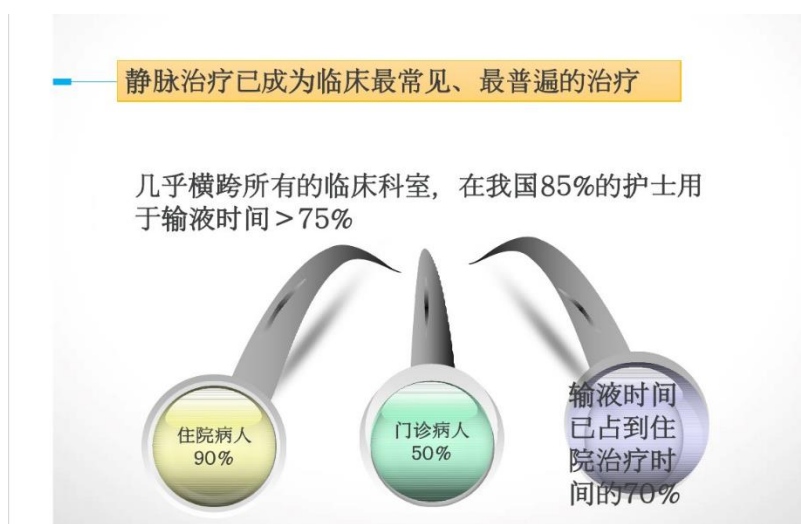


图 1-1

由此可见，通过科技手段提升静脉注射的管理有普遍性意义。

通过前期 CTB 的项目的社会调查和文献研究，我们发现的主要问题是

- (1) 门诊的静脉注射除开重症监护外，其余都无体征监护设备，因此无体征原始数据。
- (2) 静脉输液过程主要靠病人呼唤主诉和护士人力巡视监护的经验判断，缺乏一手客观判断条件，也缺乏即时性。
- (3) 病人主诉的局限，如漏针、心慌、呕吐、不适症状的表述因为年龄，知识背景以及体质的不同，在第一时间表达内容的不同。
- (4) 静脉注射的速度是依靠开始的时候一次性手工调速设定，而输液过程中，病人可以自己随意调速。两者缺乏稳定的一致性。

因此建立更加客观化的管理过程也十分必要的。

## 1.2 这个研究要做什么

能不能设计一种新的静脉输液管理系统，在与当下行业中静脉输液管理的主要安全规范和操作护理流程没有冲突的基础上，能满足一些创新，如 1-2 图所示

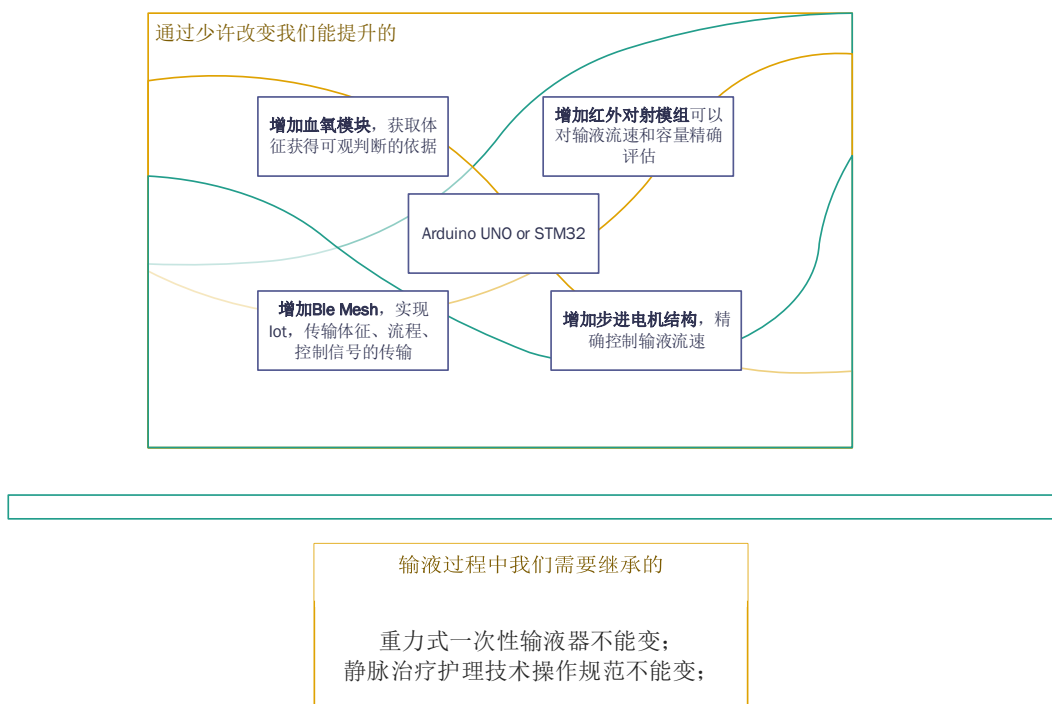


图 1-2 新型输液监管控制系统不可变部分和可变部分简图

要达到的目的就是三句话：

- 一是不适用输液泵的情况下，实现输液速度持续闭环可控
- 二是借鉴监护仪的原理让体征持续可测
- 三是使客观数据替代病患主诉成为判断输液反应最重要的依据并形成预警机制。

## 1.3 研究方法

研究的方法：

原理性知识的了解：对相关书籍中与本研究重点有关章节进行原理性、初级模型性的阅读和了解，而忽视复杂的公式和推导。

如：基础护理学中的静脉注射部分、传感器原理和应用中的光电传感器、控制部分中的步进电机课件等等。

概念的快速掌握：主要通过知乎、百度词条、维基百科网络工具进行快速了解。

系统构思：整体上寻找新意，广泛咨询；子系统或模块快速了解成熟的可实现路径。

局部试验的论证：子系统独立局部功能的模仿、代码测试类似成果、案例的分析，主要来自 Arduino 全球平台的范例和案例（来自 Arduino 官网和社区）、BLE Mesh 官网文件和应用案例的了解（主要来自 CSDN）以及咨询。

## 1.4 继承和区别

本研究与继承的 CTB 课题内容的区别

| 项目名称     | CTB 课题  | 本文课题                                      |
|----------|---|---|
| 新闻背景研究   | √   | √   |
| 医院实地调查   | √   | √   |
| 医学论文分析   | √   | √<br>侧重于护理学之静脉注射、<br>输液管理过程制度分析等          |
| CS 学习    | Arduino   | Arduino、C 语言、电机控制、<br>BLE & BLE mesh、其他模块 |
| 体征采集方案   | 测试智能手环（准确度底，无厂家<br>开放接口、无源码）                          | 血氧传感器 Si143（，有测试<br>局部独立代码测试）             |
| 流量计数（滴数） | 提出概念  | 红外对射实测（透明液体）                              |
| 流量控制     | 使用 Arduino UNO 自驱动舵机，机<br>械结构是凸轮挤压（凸轮形成不<br>足、舵机扭力不够） | Arduino 外接步进电机<br>使用 2003 驱动、自制丝杆         |
| 数据传输     | 无   | 使用讨论了 BLE Mesh 方案 and<br>非 Mesh 的方案。      |

## 2、 问题分析

### 2.1 概念范围的制定

本文对静脉注射范围的指定

- ✧ 本文所指静脉注射为普通门诊或者普通住院的无监护仪一同使用时的静脉治疗手段。
- ✧ 使用的医疗器械是一次性静脉输液器，其原理是通过高度差，药液重力作为动力的输液方式【2】

（Infusion sets for single use, gravity fee）。

- ✧ 操作过程符合静脉治疗护理技术操作规范【3】

### 2.2 分析

#### 2.2.1 输液反应

导致输液反应的因素有五个

- （1） 热源（其中包括大量输液因素，未能准确跟踪计量）
- （2） 致敏物质
- （3） 不溶性微粒
- （4） 输液器具不清洁或者灭菌不彻底

(5) 输液技术 (包含药液液体外渗引起的流速异常)

输液反应的主要表现和处理常规处理对策初步总结【4】 表 2-1

| 表现       | 症状                  | 原因                      | 处理原则                           | 分析关键词                         |
|----------|---------------------|-------------------------|--------------------------------|-------------------------------|
| 发热反应     | 发热、低温、头痛、恶心，呕吐，心率加快 |                         | 减慢速度<br>或者停止输液<br>通知护士医生       | 降速，<br>停止<br>通知（可以通过心率变化提前预警） |
| 循环负荷过重反应 | 心率快，心律不齐            | 输液速度过快<br>心肺功能不良        | 停止输液<br>通知护士医生                 | 停止<br>通知（可以通过心率变化提前预警）        |
| 静脉炎      | 红肿、畏寒发热             |                         | 停止该部位输液，<br>更换位置               | 停止                            |
| 空气栓塞     | 呼吸困难，发绀，血压变化、心率失常，  | 输液加压，<br>输液完毕未能及时换药或者拔针 | 心电图、超声心动图监控，<br>预防措施是常规输液后及时拔针 | 心监控<br>容量预警                   |

### 2.2.2 发热 呼吸和心率的关系

“正常成人静止状态呼吸次数为每分钟 12—20 次，一般人的呼吸与脉搏比例按照为 1:4 (或者 3—5 次)。儿童次数较高但随着年龄的增长而逐渐减慢……

呼吸过速 (tachypnea) 指呼吸频率超过 20 次/分而言。常见于发热、疼痛、贫血、甲状腺功能亢进及心力衰竭等。一般体温升高 1℃，呼吸大约增加 4 次/分。” 【5】

根据呼吸脉搏比进行推算，体温升高 1℃，脉搏升到 10—16 次/分。

### 2.2.3 分析关键词再总结

- ✧ 根据呼吸脉搏比和体温的关系，表 2-1 中的核心监控内容首要就是心率。心率失常的及时判断可以提早预警。(体征监控)
- ✧ 通知医生护士是处理措施的必然选项 (体征监控)
- ✧ 多数情况下需要第一时间降低输液流速甚至停止输液。(流量控制)
- ✧ 余量报警有利于预防空气栓塞。(流量和余量可以换算，流量监测问题)

因此 总结上面的核心要点是： 体征监控、流量监测、流量控制，将它们串起来需要网络通讯。



2.2.4 普通的静脉注射无体征监护和不能精确控制滴速的部分原因分析

- ✧ 注射泵为封闭结构，泵【6】给液体加压流体（药液）需要经过泵内，材料和清洗成本都高。体积也不算小。而且不方便动态调整泵速。而一次性静脉输液器缺乏合理的辅助装置自动实现精确化的流量控制。
- ✧ 缺乏廉价和精确的流体计量手段。目前的医用输液泵需要经常校准，需要校准介质、标准压力等等条件，通过对比流量测试将误差输入注射泵控制器，进行校准。而计量标准标准器的误差为 1%，国家允许的被校准器械常规误差是 6%，工艺复杂且成本高，而精度不算高。【6】这种思路在一次性输液器上实施则几乎不可能。
- ✧ 普通监护仪造价高，体积大。无论资金投入还是场地空间，都局限了监护设备大规模的使用。
- ✧ 数据传输的网络问题，尤其是在前些年 IoT 技术不成熟的情况下，终端医疗设备多数是以人力巡查来替代数据传输的。

3、 系统设计和实现的实验

3.1 基础理论和借鉴模型

3.1.1 通信系统模型

根据香农经典的通讯系统模型设计了本系统的通讯模型如图 3-1、3-2 所示。

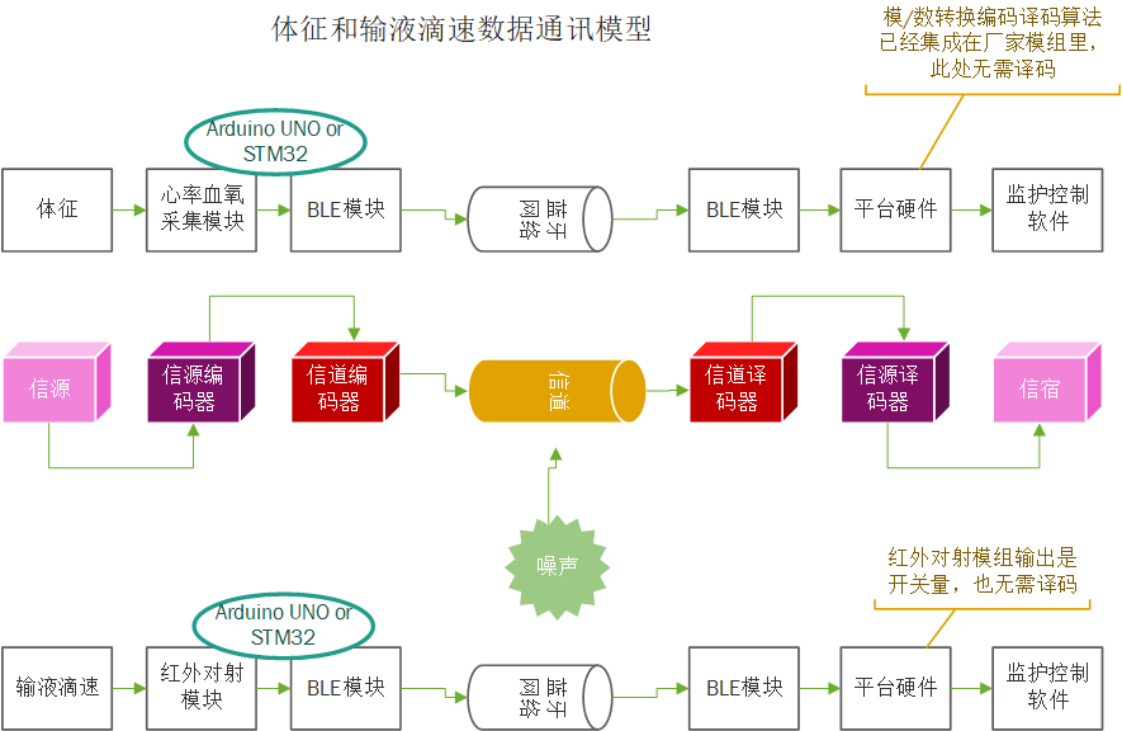


图 3-1 体征和输液滴速数据通讯模型

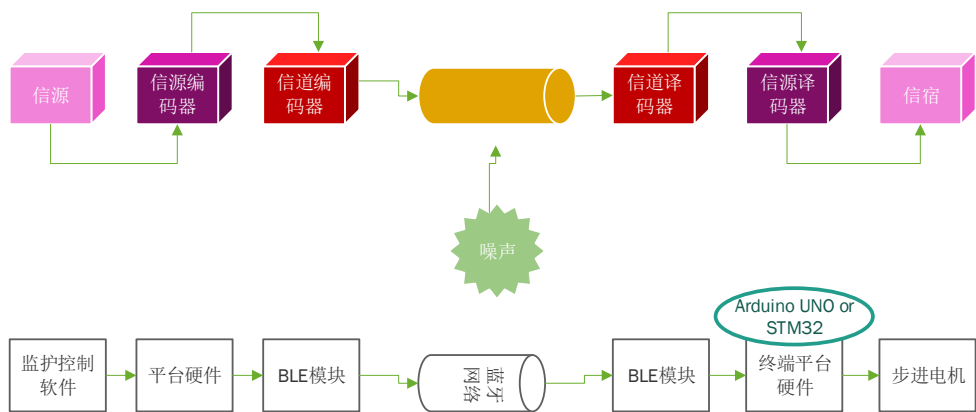


图 3-2 控制信号通讯模型

### 3.1.2 反馈控制模型

根据反馈控制模型，本文系统讨论的反馈和控制如下：

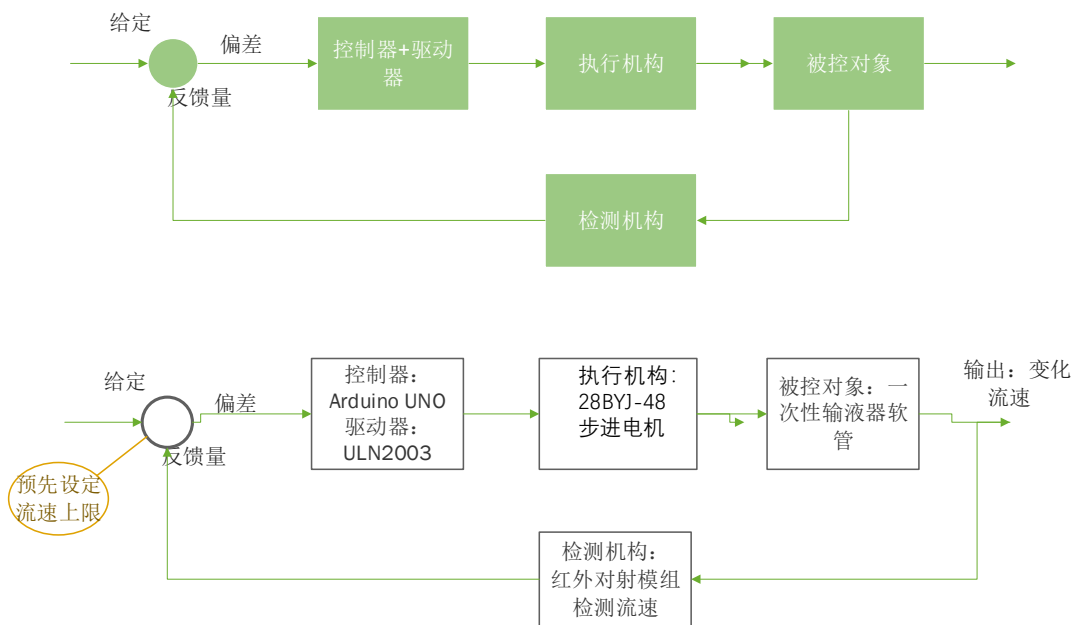


图 3-3 经典反馈控制模型（上）本文系统反馈控制模型（下）

本系统中采用闭环负反馈控制系统进行控制。介于人的脉搏门诊一般情况下<150 次/分钟，步进电机一分钟可以完成十几圈，一圈 2048 步，而相比之下静脉输液一分钟数十滴的速度是比较慢的，存在着响应速度>调节速度>>检测速度。这种情况下，控制执行部分连续运行在来不及检测的情况下，就突破了系统设定的目标上限。因此，控制执行时常会临时中断工作等待系统检测结果后进行校正。同时，在输液滴数到达设定流速上限的时候，控制执行部分也会停止工作稳定流速。故该系统的反馈控制是离散不连续的。

在经典的 PID 控制【7】中，如图 3-4 所示。

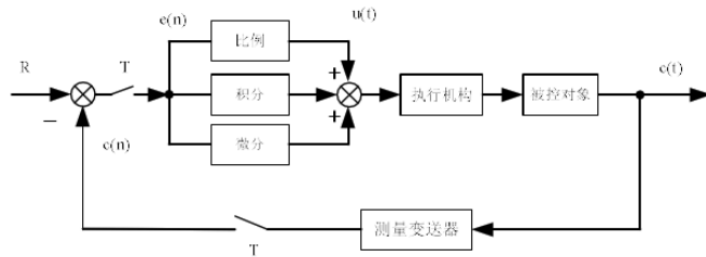


图 3-4 经典的 PID 控制

而在本系统中，因检测时间相对执行很长，积分效果弱，因此只选择 PD（比例和微分）调节。又因为执行的离散性，系统将采用步进间歇逼近的方法，如图 3-5 所示。

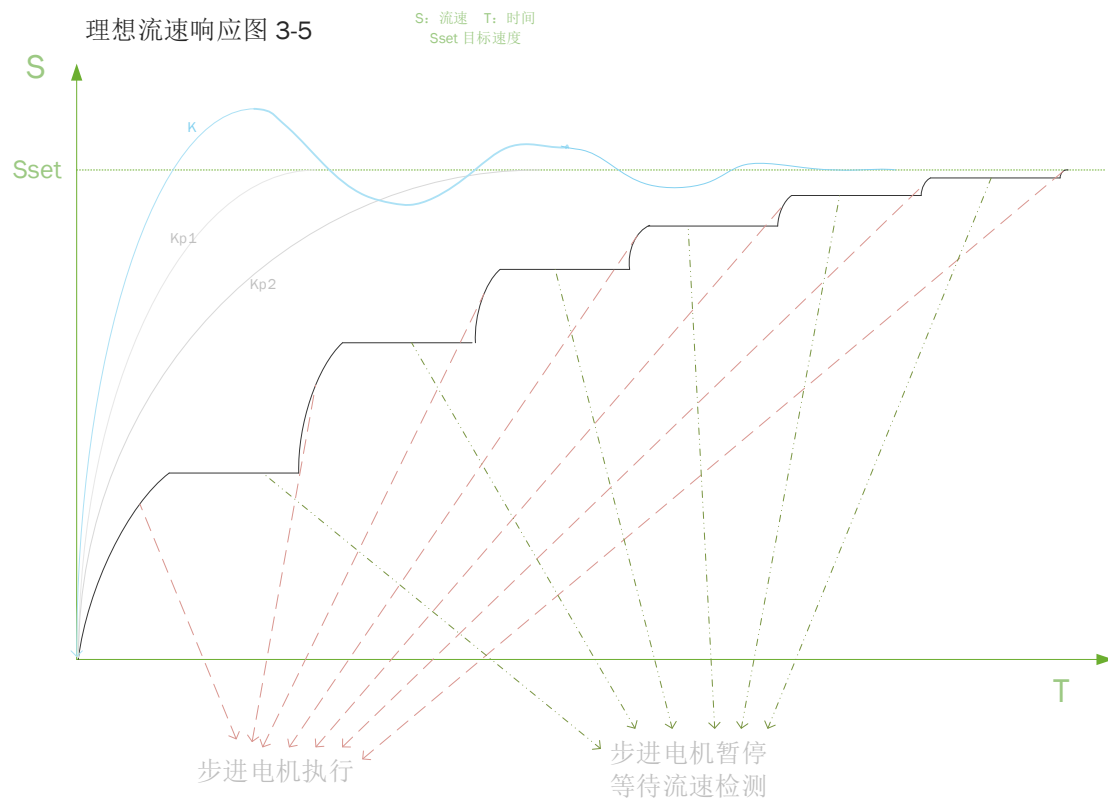


图 3-5 理想流速响应图

图例说明：

其中为了保证流速检测稳定采取的方法是用固定时间间隔抽样。

同时电机工作步数和步长采用逼近递减的方法。

Kp1 和 Kp2 为不同比例系数的曲线

K 为一般实际调整的曲线

阶梯线为本系统中的理想曲线。

## 3.2 系统组成

### 3.2.1 系统构成简图

标题

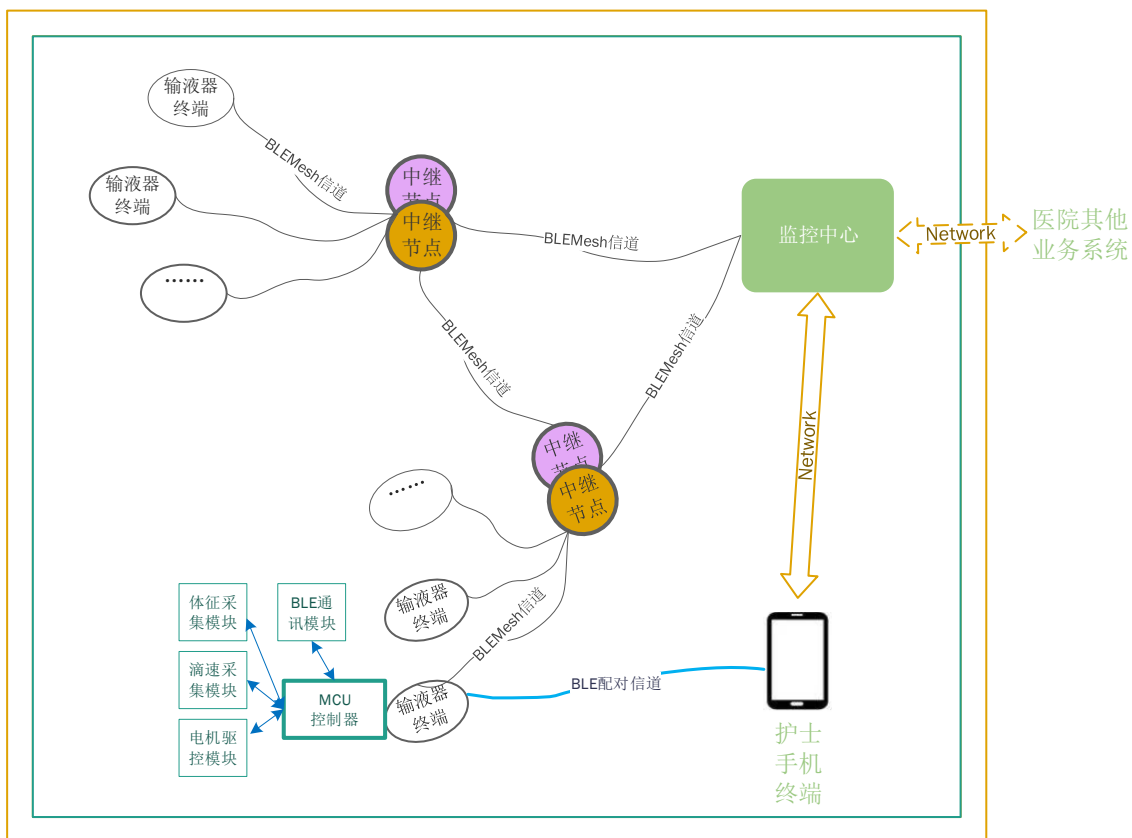


图 3-6 系统构成简图

### 3.2.2 辅助终端设备和一次性输液器结合示意图

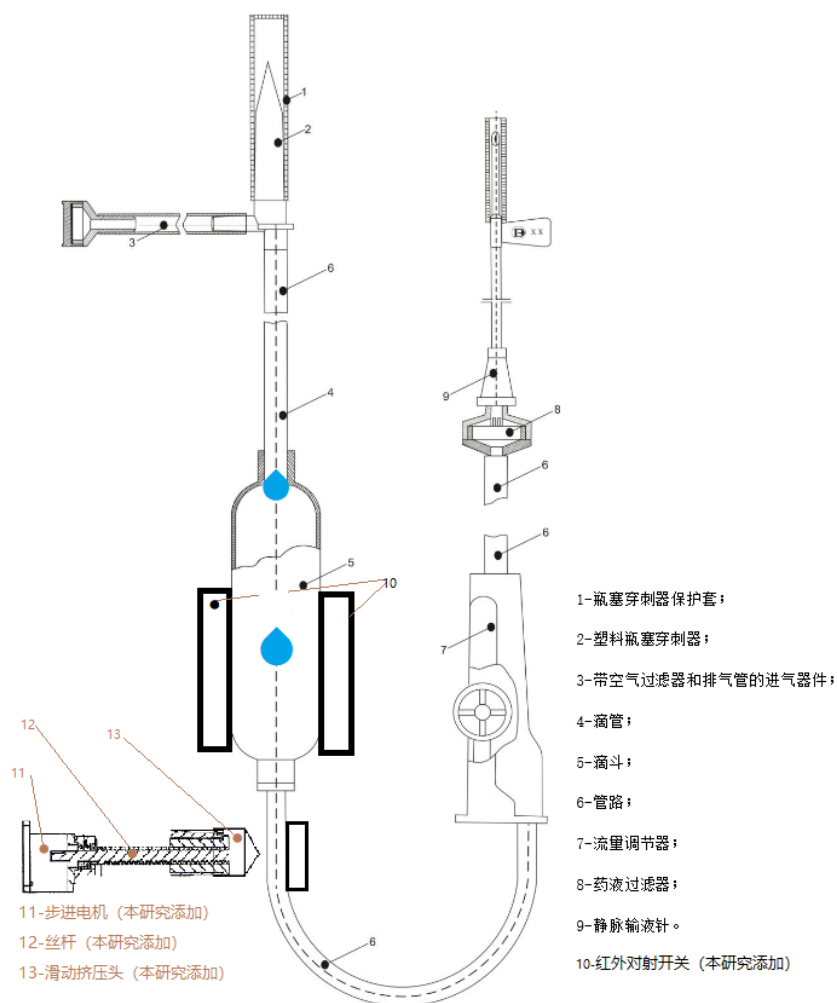


图 3-7 辅助终端设备和一次性输液器结合示意图

### 3.3.3 辅助终端设备电子模块简图

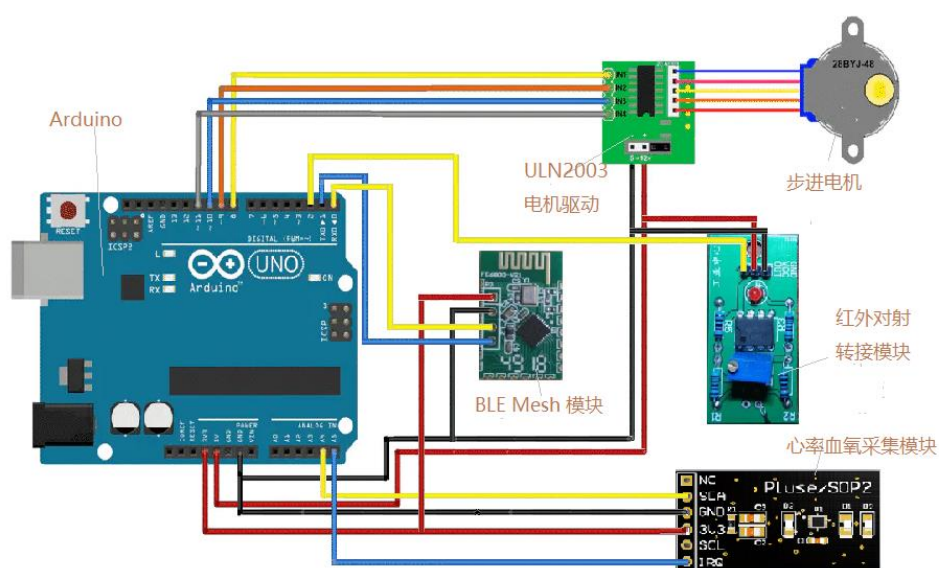


图 3-8 辅助终端设备电子模块简图

3.3.4 Arduino

非常成熟电子积木平台，工业级 AVR，介绍从简【8】

3.3 体征采集模块

方案中“心率血氧采集模块”选用 Si1143/44，其心率监测(HRM)解决方案结合了一个高精度光学传感器、一个 LED 光源和一种专有 HRM 算法详细见厂家资料，不详细列出【9】

通过代理商购买模块，并提供了检测样本程序【10】

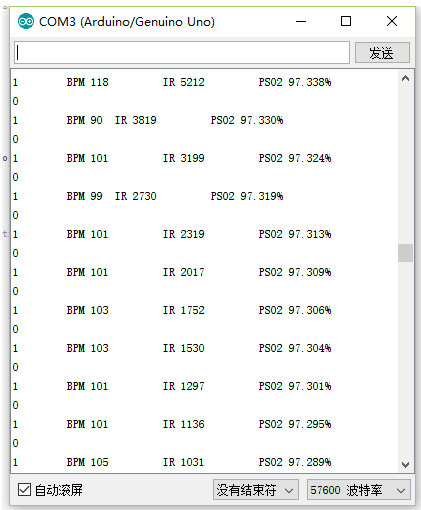


图 3-9 检测样本程序

说明：其中 BPM 为心率，IR 为红外 PSO2 为血氧含量

源代码见附件 1。

实际使用需要和医院大型的监护仪做批量对比测试，条件所限未能实施。

3.4 输液器流量计量

3.4.1 如何在当前使用一次性注射器的情况下，实现实时精确计速计量

普通医用泵计量有滴速式和容积式，但是核心是有泵，其中滴速式就是通过药液滴数进行计量。即利用医疗器械标准的滴斗部分下落液滴进行计数 { 国标输液器只有两种规格，20 滴/ml 和 60 滴/ml，在(23 ± 2)OC,流速为(50 ± 10)滴/min 的条件下,滴管滴出 20 滴蒸馏水应为 (1 ± 0.1)ml }。【11】

本部分研究使用了类似的方法，其原理结构示意图如 3-10。

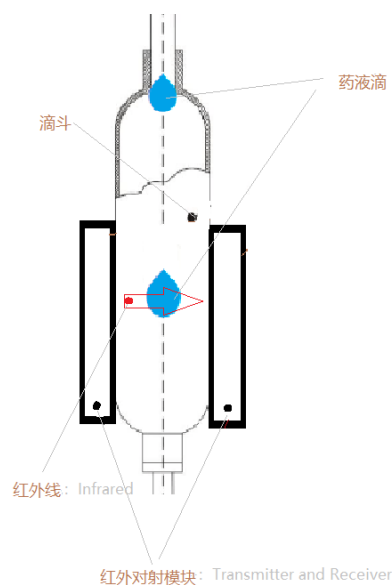


图 3-10 原理结构示意图

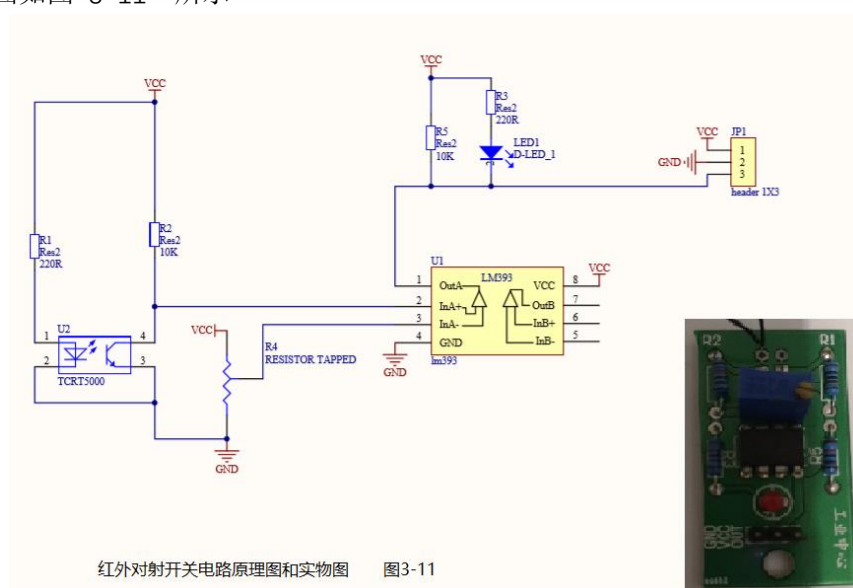
利用滴壶透明的特性,在滴壶外壁卡上红外对射开关(理论上激光对射模块也是可行的,但是成本要高)通过下落的药滴阻断红外线形成开关信号,利用电子脉冲完成计数。

本方法与个别早期文献中记录的滴速输液泵方案中计数部分有类似的地方。

### 3.4.2 实验

器材:一次性输液器、红外传感器、配套周边电路、红外对射传感器固定夹、Arduino UNO。

其中红外传感器开始测试使用的 TCRT5000, 容易受到背景光污染和滴壶圆弧折射的影响, 起初测正确率 80%左右, 然后更换了 LTH301-32 红外对射传感器, 对滴壶有更好的包裹作用, 当药液滴穿过滴壶, 阻断了红外对射传感器的红外接收, 产生脉冲, 经过及运算比较器 LM393 后输出, 驱动板上 LED 闪烁, 同时脉冲输出到 MCU (Arduino UNO) 的 A/D 引脚, 其基本原理图如图 3-11 所示



红外对射开关电路原理图和实物图 图 3-11

在经过调整红外对射传感器、固定夹、加装暗盒后的精确安装位置之后，进行 10 次流速计数，滴速通过手动调速器计时观察设定，每分钟 50—70 次，两人同时观察，一人观察滴壶中实际穿过滴数，一人观察 led 闪烁次数，每次持续观测数量不小于 200 滴，最后的结果平均单次观测是误差少于 3 滴，即 1.5%。

重要问题讨论：红外信号的接收，中间涉及到绕射，滴壶曲面折射、背景光污染干扰的问题，解决的方法是保证光源和红外线穿越行程的稳定，使用暗盒遮蔽，其次是红外对射红外传感器和滴壶的接触方式标准化，即接触部位和距离保持相对标准化，需要使用固定夹。

### 3.5 一次性输液器流量自动精确控制

#### 3.5.1 原理和思路

一次性输液器本身有手动滚轮调速器，有经验的医护人员可以迅速进行手动滚轮调，但要实现远程控制调速和自动关闭输液器，需要实现自动调速。

借鉴普通注射泵还是用步进电机的方法带动丝杆精确控制形成行程，而同时借鉴一次性输液器的滚轮流量调节器通过挤压输液器的软管口径来控制流量的思路，二者结合，借用重力式一次性注射器的动力源—重力，而不使用泵结构。其工作原理示意图如图 3-12

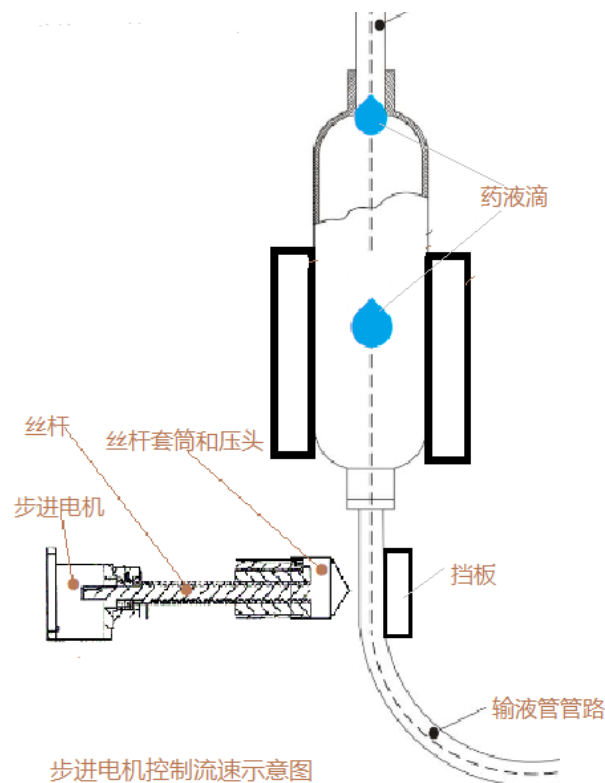


图 3-12 工作原理示意图

通过控制器 Arduino UNO 的 PWM 通过 ULN2003 驱动模块，实现对步进电机的驱动控制。控制策略遵循图 3-5 方法。即步进电机通过步进间歇逼近的方法。



重要问题讨论：当前启动位置和物理行程终结堵转的判断。

电机堵转情况下，电机在转速为 0 转时仍然输出扭矩的一种情况。正常情况（非故障）下，本案中电机只有在丝杆六角套筒行程最小或最大的时候出现堵转。长时间堵转会导致步进电机烧毁。传统上运动区间范围的避免堵转是通过增加位置传感器、编码器或者光栅尺等实现。考虑到本案中未来便携化应用的需要，同时，本案中电机慢速逼近运动和输液器软管对堵转有一定个缓冲作用，可以考虑用堵转电流作为电机运动行程范围两端的判断。堵转时的电流（称堵转电流）最高可达额定电流的数倍，一般最小也有两三倍之多。如 3-13 图所示

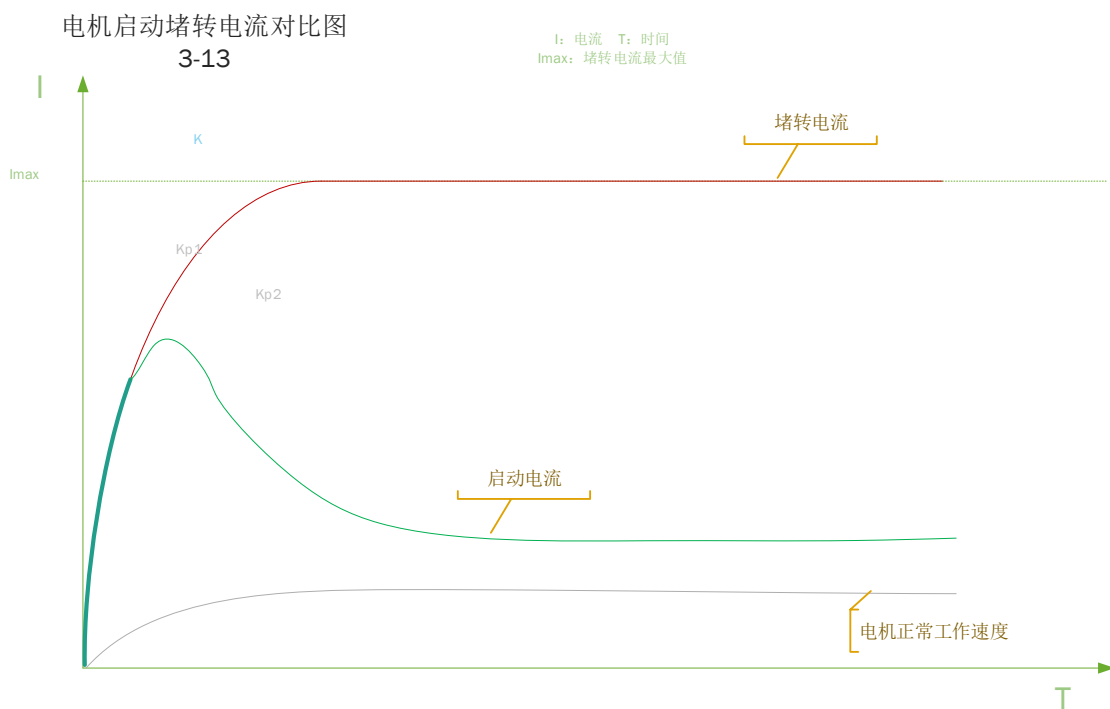


图 3-13 电机启动堵转电流对比图

电机电流的探测方法是在电机供电回路中串接一个超低阻值型的电流取样元器件，又称为锰铜取样电阻/电流采样电阻/电流感测电阻/分流电阻/毫欧电阻/微电阻，通过运算放大器和 ADC（数模转换器）匹配之后，与 MCU（Arduino UNO 的处理器）相连，MCU 程序即可采样电流的变化判断堵转模型。

### 3.5.2 实验

器材：一次性输液器、28BYJ48-5V 步进电机、ULN2003 驱动板、Arduino UNO（控制器）、丝杆、丝杆六角套筒、套筒压头、轴连接器、3D 打印机。

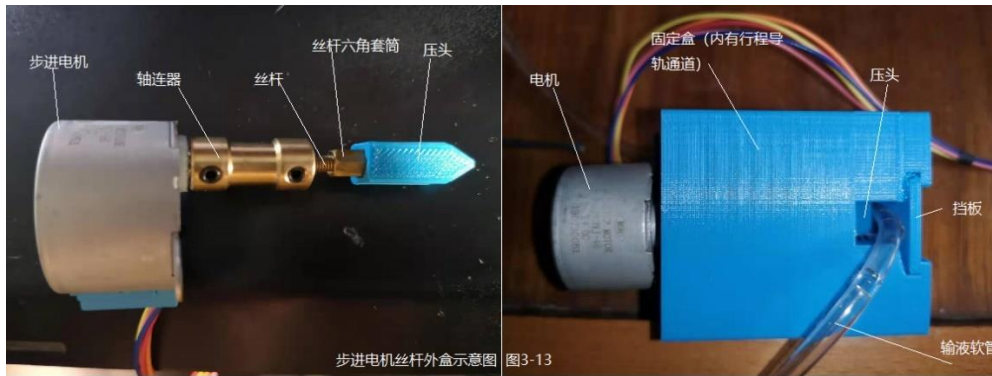


图 3-14 电机 丝杆和暗盒

丝杆最大行程 15mm，可以完全关闭输液器软管。

完成电机正反测试。源代码见附件二

因为时间和实验条件的局限，电流采样原理虽然很清楚，但是采样电阻分类多匹配复杂，未能完成从采样电路到电机堵转模型的试验。

## 3.6 终端数据的传输

### 3.6.1 如何让终端设备具备数据通讯的功能

- ✧ 在 IoT 技术发达的今天，实现无线数据传输有很多方法，如熟悉的 WIFI、ROLA、ZIGBEE、2g 4g 5g、 BLE 等等。
- ✧ WIFI 需要考虑庞大医疗机构中路由器的接入数问题，ROLA 和 ZIGBEE 需要考虑中心基站的问题，而同时也要考虑成本，体积，室内环境的信号强度问题。
- ✧ 若未来考虑便携的话，还要考虑耗电量的问题。

本方案中一次性输液器及其辅助终端的数据通讯如图 3-1 和图 3-2 所示，使用的是 BLE Mesh 方案。BLE Mesh 作为新的 IoT 潮流，其内部自组网的网络协议栈很复杂，远远超出了研究者当下本身的能力，因此这部分讨论仅仅限于表层应用的可行性讨论。

同时补充讨论一个无需 MESH 的纯 BLE 方案。

**简介：**BLE 使用免费的 ISM 频段（频率范围是 2.400-2.4835 GHz）；为了同时支持多个设备，将整个频带分为 40 份，每份的带宽为 2MHz，称作 RF Channel（Radio Frequency）。其中三个信道是广播信道。多数厂家的实际传输速率都达到 1M 以上。

蓝牙 MESH 主要针对简单的控制和监视应用，比如光控或传感器数据采集。格式针对小的控制包进行了优化，发出单一的命令或报告，并且不适合用于数据流或其他高带宽的应用

程序。使用蓝牙 MESH 比传统的低功耗蓝牙技术更能消耗电能。这主要是由于需要保持无线电的持续运行。因此，不像 BLE 的广播客户，活跃的网状设备不能在长时间内关闭电池。在一个 MESH 中，蓝牙 MESH 最多支持 32767 个设备，最大的 MESH 直径为 126 跳。【12】

本研究中慢速间歇性的电机控制和体征采集，数据量包大小也在几十个字节的范围之内，采用 BLE MESH 是比较合适的。

### 3.6.2 带 BLE 的静脉输液辅助终端与护士工作终端的快速连接

我们假定的一个场景工作终端是一个智能手机，手机运行一个专用的 APP 或者小程序。按照普通的 BLE 连接方式，是 BLE 主机扫描，选择从机进行连接。但是在一个输液室有很多输液终端，扫描会出现很多同质化清单，此时进行设备选择将效率十分低下。

对应的方法是直接将 BLE MAC 地址 12 位十六进制编码转化成 QR 二维码，手机程序可直接扫码获取 MAC 地址发起连接。小程序二次开发已经提供这样的 BLE 接口。

类比小实验：通过第三方“送电”小程序，可以对使用 FR8016B BLE 芯片的蓝牙模块发起直接连接，并通过透传设置参数，参数可以保存在 BLE 芯片中作为执行参数控制开关电路，具体到本研究中，输液速度上限、检测心率预警上限，事件生命周期（有效期）都可以作为参数通过手机传送到输液器辅助中也是可以实现的。如图 3-15 所示。

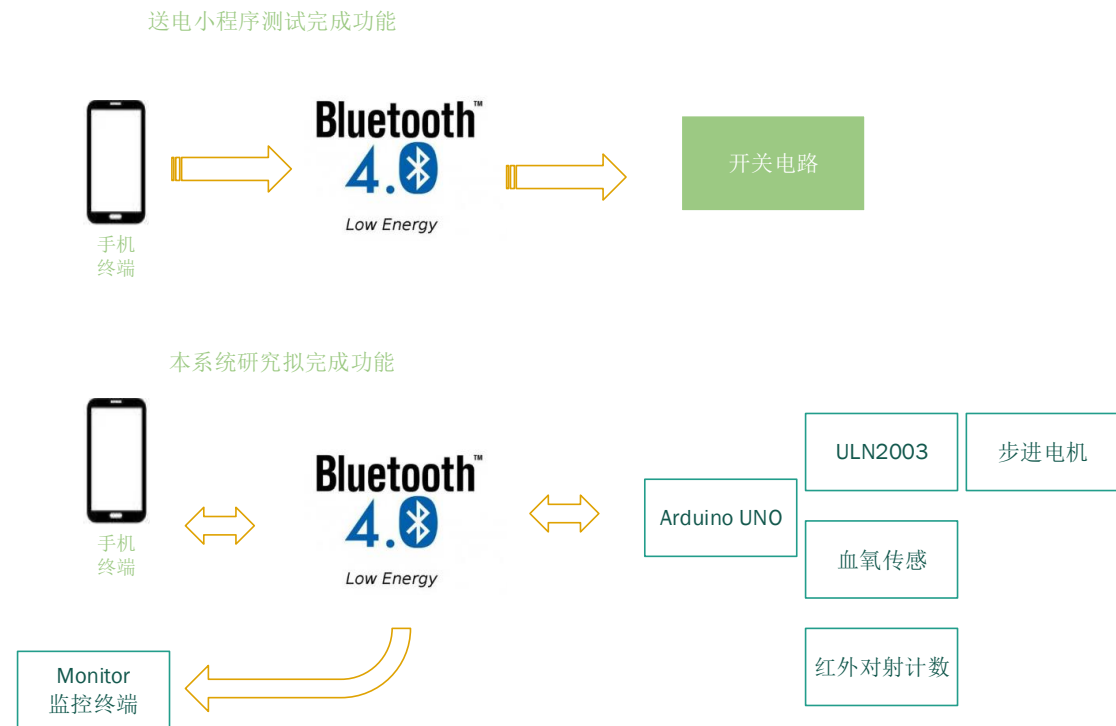


图 3-15 示意图

上图 3-15 中最大的差别在于本研究要求的实现双向数据通讯，同时相比简单控制信号，

传感器数据传输需要更大的字节数。

实现双向通讯主要依赖主从机的切换，多数厂家均可以很好提供主从机切换的方式，而新一代芯片可以实现主从机并存的模式，如 CC2640 可以同时主从共存。更多的输液终端节点当然需要网络，就需要借助于 BLE Mesh 网络。

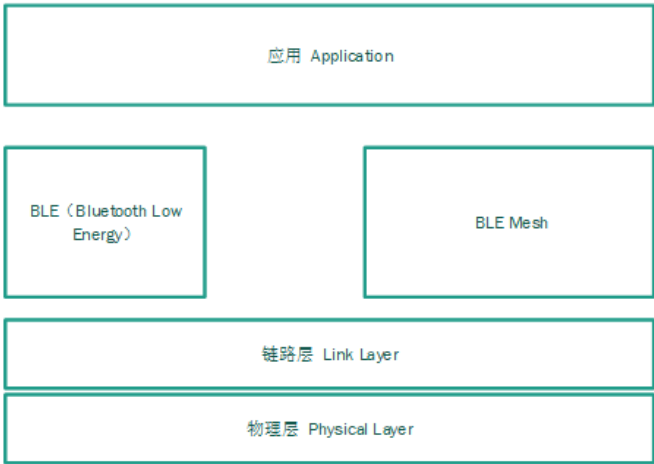
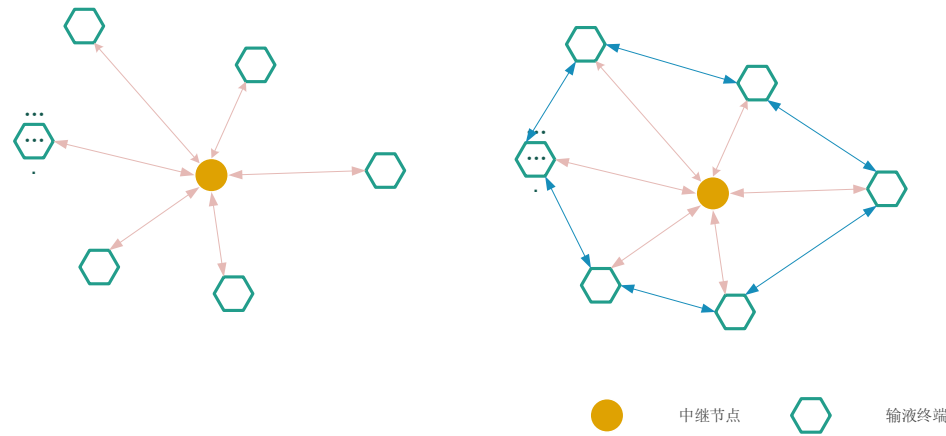


图 3-16 BLE 和 BLE Mesh 关系图

3.6.3 BLE Mesh 的拓扑结构

Mesh 网络即“无线网格网络”，是“多跳（multi-hop）”网络。

如果我们分别使用星型、Mesh 拓扑结构对一定数量的输液终端组网，结构如图 3-17



上图左侧终端和中继节点是单跳单路通讯，无冗余。

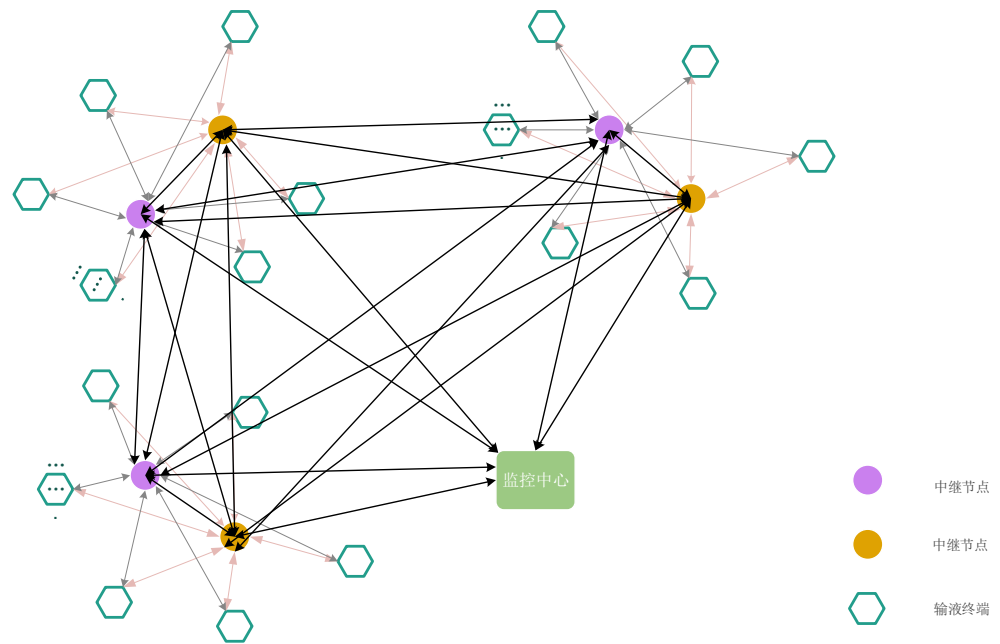
右侧是终端到中继节点，可能是单跳，也可能是多跳，并不一定路径最短为优先，通路冗余链路，拥有更加强健的网络结构。其中继节点就是一个无输液功能的终端。

BLE Mesh 使用的是 Flooding（泛洪）算法，在网络中，flooding 是指从任何节点发送的信息包会被发送给与该 Mesh 节点相连的所有其他节点（除了发送信息包出来的那个节点）。flooding 是快速散布路由更新信息到整个大型网络的每个节点的一种方法。它有时也被用于

多点传输信息包（在真实或虚拟网络中从一个来源节点传输到许多特定节点）。【13】BLE Mesh 不要求维护网络拓扑结构和路由计算，而是不断执行 Flooding 执行直到数据包到目的地达或者生命周期结束。

上右图 BLE Mesh 如果用在智能家居，多以开关和长延时传感器为主，数据很少，单位面积内节点数不是很多，可以有很好的应用。

但是考虑到医疗应用中有一个医院的区域可能节点数很大，泛洪算法会产生大量的信息重发，目前有很多方法减少信息重复，如设定最大跳数，又如首次收到消息标注等。本方案讨论一种新的拓扑结构：一种双星型子网叠加的 Mesh 网络结构，如图 3-18



特点是：

(1) 局部子网采用双行星（或者更多中心中继节点）结构。所有终端和子网中继节上行（采集数据）可以用非连接蓝牙广播方式，而下行（控制数据）用 BLE 定向连接的方法。双星型网络在局部可靠性比较高【21】，适合于医疗上的涉及生命的数据传输和控制。同时严格控制的单个子网规模，即控制一个局部子网下输液器终端的规模，防止广播冲突。

终端节点：广播 BLE MAC 地址（作为设备识别 KEY），同时根据 Arduino 接收后拼接的数据包（包含 体征数据、低速数据、时间信息、消息序号等等）。BLE 协议栈里有已经封装好的 RTC 时钟，时钟源可以是外部晶体振荡时钟也可以是内部 RC 时钟。用时间为采集的体征和滴速信息进行标注可以保证医疗信息时效性。

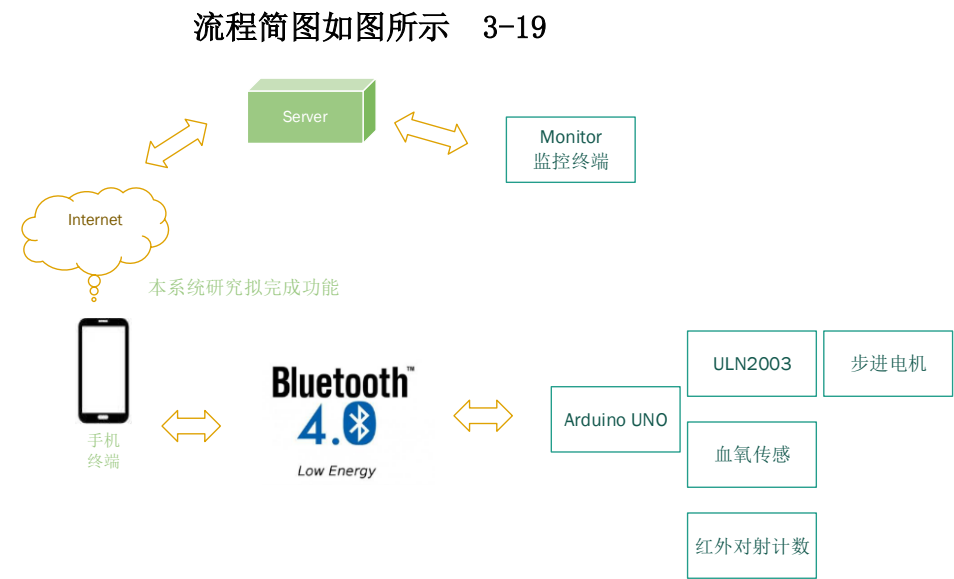
(2) 全局所有子网中继节点直接用 Flooding 算法传递数据，达到去中心化高可靠性的目的。因为去除了终端节点，中继节点的数量将会受到控制，该算法重复性数据发送规模也会大

大受到控制减小。

类比小实验：使用“久势蓝牙演示工具”小程序，用 FR8016B BLE 芯片的蓝牙模块加装 LED 灯，可以实现 30+以上的 LED 灯控。但是 30+以上的数据透传，即使咨询的专业工程师，也还在研究中。

3.6.4 补充讨论一个没有 Mesh 纯 BLE 方案

思路：假定所有患者或者护理人至少有一个能通过流量上网的智能手机，通过扫码，实现手机和输液器辅助终端的配对后，然后通过 BLE，建立该手机和输液辅助终端的 BLE 信道，即将上述采集的体征数据、滴速数据传送到手机，而手机中专用 APP 负责将上述数据通过互联网传输到固定的服务器，医院通过服务器实现监控。同时医院控制的下行数据也是通过服务器发送到手机，手机通过蓝牙发送到输液辅助终端执行。



该模式下的 BLE 是一对一模配对模式，可以扫码直连，App 转发服务器等其他应用，整体上成熟可靠。但是依赖于病人的配合程度，一旦通讯链路人为中断，将失去监控对象。输液器终端只能进入药液流速为零的完全关闭的安全模式。

4、 结论

4.1 无论是红外对射开关和周边电路的小实验还是分析同类成果，次 设计可以实现达到实用级的输液液滴计数。

4.2 步进电机+丝杆无论是现有医用泵还是小实验测试，均可以实现精细化行程控制，同时讨论了步进间歇逼近的方法，理论上更加符合安全性管理。

4.3 血氧心率模块进行简单的小实验测试，但是因为缺乏医用计量对比试验，因此其误差范围尚未可知，但是从市面上的智能穿戴设备看，关于心率数量 血氧 血压的等体征采集中，

心率算法相对容易，也是行业准确率比较高的。心率计数比较容易合乎实际要求，而血氧计数则需要进一步的对比测试结果。

4.4 网络传输提出两种解决方案，一种 mesh，更多是理论性讨论，而 BLE 手机转发方法，则是十分成熟的方案。从前途上看，BLE Mesh 无疑具有更好的性价比和上升空间，也是未来医用传感器无线网络的主要发展方向之一。

4.5 本研究所描述的系统中内部具体业务报警设置、岗位流程属于更加专业的医疗问题，不在本研究课题范围。

综上所述，本研究在不改变目前静脉输液一次性注射器和护理流程的情况下，通过辅助设备和系统管理，可以实现普通静脉注射中的体征流速的实时采集和闭环控制，可能大大降低目前护理人员负荷大，管理流程不客观标准带来的风险。

不足：因为笔者本身知识结构缺陷的巨大，很多系统模型只能了解最通用初级的模型和概念，属于囫圇吞枣式的学习。同时，本研究离实用还有相当的距离，比方说至少不能用 Arduino 平台作为控制硬件的平台，终端便携化耗电量的考虑、Mesh 网络的多节点多种数据不同上下行的传输等等。这些都需要相当的工作经验的积累，这也是后期成长中需要更加努力的付出的地方。

## 感谢

本研究涉及的知识链条很长，感谢诸多老师帮助，具体是  
深圳何偲老师，对 C 语言和嵌入式方面研究  
深圳左晓波老师，对步进电机控制以及 3D 打印方面  
洛阳冯崇老师，对红外对射电路方面  
深圳郑娟老师，对网络构建知识方面

## 参考

- 【1】 《静脉治疗护理技术操作规范》 国家卫生行业标准 WS/T433-2013
- 【2】 《一次性使用输液器标准》 国家标准：GB 8368-2005
- 【3】 《静脉治疗护理技术操作规范》及《护理分级应用指南》  
作者：么莉 吴欣娟 出版社：人民卫生出版社 ISBN： 9787117245258
- 【4】 《基础护理学》（静脉注射和输液泵）  
作者： 李小寒著 出版社：人民卫生出版社 ISBN： 9787117242257
- 【5】 《生理学》（第八版）  
作者：朱大年、王庭槐 编 出版社：人民卫生出版社 ISBN:9787117171298
- 【6】 计量标准 （医用注射泵和输液泵校准装置） 国家卫生行业标准 JJF 1259-2018
- 【7】 PID 经典教程 <https://wenku.baidu.com/view/14c389e9c8d376eeafaa310f.html>
- 【8】 Arduino 官网 <https://www.arduino.cc>
- 【9】 Silabs 中文官网 <https://cn.silabs.com/products/sensors/biometric/si1143-44>
- 【10】 血氧心率传感器 Si1143 示例
- 【11】 滴速式输液泵/控制器准确性测试系统研究  
作者：张培茗 马俊领 王成 《上海理工大学学报》 第 32 卷 第六期
- 【12】 BLE Mesh 官方说明文件：Mesh Technology Overview.pdf;
- 【13】 计算机工程 杂志 第 35 卷 第六期 钱义东



学术诚信声明:

本参赛团队声明所提交的论文是在指导老师指导下进行的研究工作和取得的研究成果。尽本团队所知,除了文中特别加以标注和致谢中所罗列的内容以外,论文中不包含其他人已经发表或撰写过的研究成果。若有不实之处,本人愿意承担一切相关责任。

参赛队员:

左笛海

指导老师:

何德 左晓波

2019 年 9 月 15 日