



# 2023 年工程学院 大学生创新创业成果汇编

二〇二四年九月



# 目录

一、 大学生创新项目 .....	1
1. 大学生创新项目统计表 .....	1
2. 优秀案例 .....	7
3. 大学生创新创业项目经费管理方法 .....	17
二、 竞赛获奖统计表 .....	21
三、 学术论文 .....	31
1. 公开发表论文统计表 .....	31
2. 论文全文汇编 .....	31
四、 专利（著作权） .....	43
1. 授予专利（著作权）统计表 .....	43
2. 专利（著作权）证书汇编 .....	44

## 一、大学生创新项目

### 1. 大学生创新项目统计表

2023 年大学生校级项目

项目名称	项目负责人姓名	项目负责人学号/专业	项目其他成员信息	指导老师姓名
水陆两栖船面清洁机器人	潘怡	2130702/物工	2130701/顾弈扬 2130502/严玮婷 2130716/王向荣	王斌
基于结合 RFID 技术和 IoT 的智能购物车的初步可行性研究	宋万沙	2130424/物工	2130422/杨金毅 2230515/金哲玉 2230516/王怡清	田红军
水上漂浮垃圾的自动收集与分拣装置	居孝渊	2027210/电气	2027220/朱子豪 2022226/应为 2027218/翁金涛	王斌
“神农铠甲”全自动无人植保机	卢祥	2028220/物工	2028225/郭耀泽 2130225/张国宇 2226134/孙梦博	梁贺君
基于物流的乡村振兴路径分析与研究	孙云跃	2028221/物工	2028223/罗振乾 2028228/曾雅博 2130224/余宗霖	吕超
基于太阳能的新能源动力循迹小车的设计	杨扬	2027207/电气	2027216/王翼航 2022417 张涛涛 /2027129 秦翰轩	周凯/王晓栋
一种渔业养殖多功能无人机	段冰燕	2022201/机制	2022211/刘健磊 2022105/巩瑞娟 2029432/孙楷杰	陈成明
基于人工智能的 PCB 缺陷诊断	陈学成	2023111/测控	2023118/凌宇星 2023110/杨晨 2023109/郝一鸣	韩华翔
双向储能变流器 PCS 系统的并网算法实现	倪榕键	2126218/电气	2126206/蔡承儒 2126209/贾锴 2126208/黄骋昊	金光哲
基于手机遥控技术的抽屉式雨伞寄存柜	孙婧	2130304/物工	2130113/苏倪银培 2130112/陈宇 2130115/吴瑞	吕超

基于 ROS 和 STM32 的智能灭火小车	孙鹏旭	2023107/ 测控	2023111/陈学成 2023110/杨晨 2023109/郝一鸣	董兆鹏/韩华翔
云渔科技——AI 助力乡村振兴	童琳涵	2023102/ 测控	2126524/李波 2142110/沈诗琪	张铮
一种智能防盗头盔	袁瑞	2130216/ 工业	2152530/蒙川健 2130207/张明腾 2261218/黄余涵	陈成明
揉搓式河蟹壳肉分离装置	谢宏胜	2130627/ 物工	2022308/唐崇策 2130623/吴尧 2130423/唐树怡	赵煜
国内捕捞业碳排放分析与研究	张国宇	2130225/ 物工	2130211/吴俊逸	吕超
小区自主送货小车研究实施	常艺远	2126304/ 电气	2027223/陈子轩 2035223/陈思先 2126205/郑紫茵	张增敏
自动循迹避障、追光充电的智能小车设计	陈逸凡	2130715/ 机制	2126105/周雅婷 2130528/魏家豪	曹莉凌/苗同升
自动巡航无人割草船	刘彦男	2126101/ 电气	2126102/吴诗语 2126105/周雅婷	张增敏
贻贝苗分散装置研究	黎思	2130404/ 机制	2230134/李腾仁 2252513/舒宇 2244119/赵影	田中旭
金枪鱼延绳钓拟饵的研究	柯政帆	2130719/ 工业	2126507/仲泽晨 2126225/韩东兴 2226306/谭雨婕	胡庆松/孔祥洪
“渔”洁冰清——海洋文创数字藏品平台	杨佳希	2230524/ 机制	2240216/蔡龚瑶 2240212/徐裕君 2231419/陈诗宇	梁贺君
水产养殖无人船电源优化管理系统设计	卢致任	2130219/ 机制	2092251/李增辉 2130524/张旭 2226329/方文林	刘雨青
蛤蜊自动采集与分拣设备优化设计	王衡越	2130506/ 机制	2140105/戚文婷 2140107/张逸宁 2226334/荆迪	张俊

河蟹背甲去除机械手	王上文	2226404/ 电气	2226406/李虹雨 2130204/罗阳 2130423/唐树怡	赵煜
基于污水处理背景下的隔膜阀的结构创新	王向荣	2130716/ 电气	2129224/解建伟 2130314/杨键 2022201/段冰燕	唐婉
水中机器人姿态信息采集系统的研究	魏家豪	2130528/ 机制	2126524/李波 2226206/侯锦 2028220/卢祥	吴清云
基于风光互补供能的大型内陆渔业碳汇监测预报浮标系统	魏仁杰	2025115/ 工业	2230535/杨其振 2226306/谭雨婕 2230315/陈天乐	陈成明/吴清云
基于混合动力的水产养殖机器人	张成强	2022116/ 机制	2022110/张骏一 2022117/袁佳俊 2252408/李明月	崔秀芳
远洋渔船金枪鱼智能抓取和传输装置的设计	张政	2022108/ 机制	2130219/卢致任 2033218/李万鑫 F2027231/陈民	刘雨青
一种鱼类肌肉组织取样装置的设计	章文浩	2126119/ 测控	2126118/祁钱 2126120/范泽楷 2126121/缪佳骏	周凯/许竞翔
智能消杀垃圾投放机	赵怡洁	2126201/ 电气	2126203/黄曼钰	赵波
鱼贝类外形尺寸及重量自动化检测样机及数据分析移动端	智靖阳	2130511 机制	2130508/孙赫 2226103/袁佳瑛 2130512/卢阳	张俊/兰雅梅
上海海洋大学夜间照明缺陷分析与改善	周中	2025224/ 工业	2025221/张馨 2025218/李开拓 2025217/陈慕尧	杜战其
基于物联网的海洋漂流器设计与开发	周姿均	2130601/ 工业	2126308/韩煜航 2230433/邓钦棵 2130513/何俊璇	陈雷雷
智能饲料盘研究及设计	张馨	2025221/ 工业	2025217/陈慕尧 2025224/周中 2025206/邵秋萍	吴迪

## 2022 年大学生市级项目

项目名称	项目负责人姓名	项目负责人专业/学号	项目其他成员信息	指导老师姓名
一种自动套袋装置	梁展鹏	2060217/工业	2043102/李偲 2130102/甘心茹 2060218/李路遥/	陈成明
基于精准导航的旅游区服务小车创业计划研究实施	陈思先	2035223/电气	2040210/陈思颖 2044130/童琪媛 2027220/朱子豪/	张增敏
立式双曲面网板水动力优化研究	胡澳宾	2022418/机制	2029116/刘凯涛 2130416/张海波 2021233/程振峰/	孔祥洪/主翔宇
智慧路灯系统	潘嘉怡	2126202/测控	2126203/黄旻钰 2126201/赵怡洁 2130201/陈一卓 2130204/罗阳	赵煜
一种海滩垃圾清理装置设计	沈哲源	2126116/机器人	1932112/梁爽 2126117/黄增强 1922118/张良 1932124/王飞	毛文武
大闸蟹自动捆扎装置	唐志贤	2022421 机制	1922106/饶子扬 2230309/施子硕 2121218/李波/	王斌
仿生中华鲟	王子怡	2023101/测控	2027205/吴艺峰 2027202/张雅韵 2027201/徐信/	曹莉凌/康剑梁
新型智能投饵装置设计	韦慧婷	2130704/工业	2130705/李天怡 2130706/张悦悦 2130702/潘怡/	吴迪
带隔音装置的简易西瓜成熟度和糖度仪	吴文豪	2226428/电气	2226428/吴文豪 2230324/尹鹏麟 2130623/吴尧/	赵煜
精准识别、搬运无人小车	陈晟	2126414/电气	2126415/赵宏钦 2146123/舒颖 2146106/方依雯 2126411/蔡韫斐	谢嘉

一种落点区域为梯形的便携式多功能乒乓球自动发球机	方思敏	2130303/ 工业	2130515/方涛 2130516/任少玙 2130514/朱世健 1922409/余云龙	袁军亭/贺越先
脊柱侧弯测量工具的设计优化	侯艺枫	2130103/ 工业	2130102/甘心茹 2130104/杨玉环 2130107/滕博/	张丽珍
铁路轨道无人智能探伤小车创业计划研究实施	李扬濛	2027209/ 电气	2023107/孙鹏旭 2043123/邹文静 2027223/陈子轩 2027102/丁卫宏	谢嘉
基于区块链的水族宠物元宇宙平台	蔡弋洋	2130210/ 物工	2130511/智靖阳 2230320/王子白 2291117/欧阳芷一/	梁贺君
一种水面垃圾清理收集装置	潘应林	2130323/ 机制	2130315/马运强 1922117/薛冰荣 2035121/周瑞/	毛文武
复杂地形搜救无人车	汤雪松	2130212/ 机制	2130213/范俊豪 2130202/冯玉婷 2130218/林扬学 2130203/吴坤鸿	许竞翔/康剑梁
河蟹塘涵道式空气动力智能无人投饵船研究	王璐恺	2130510/ 工业	2130409/王成 2130411/黄玮涛 2130410/王森林/	陈雷雷
水陆两栖垃圾处理装置	李琛	2130127/ 工业	2126521/关正洋 1922211/施冬凡 1922212/高沁运 1922228/周亚涛	毛文武
面向深远海的风光新能源发电及储能技术	李元	2126513/ 电气	2126515/卫琦璇 2027227/朱春炼 2226423/李秦平 2226411/任伟涛	霍海波/金光哲
基于图像的鱼群聚集检测算法的实现	龙晓叶	2126316/ 机器人	2126309/杨振宁 2126404/陈奕馨 2126304/常艺远/	李志坚
一种基于机器视觉的垃圾智能分拣机械臂	郑恒星	2025210/ 工业	2022120/王宇恒 2126222/陈志豪 2028226/周敬涵/	申春瀛/康剑梁

混合动力无人垃圾 收集船	滕博	2130107/ 工业	2130127/李琛 2142209/杨念 2130216/袁瑞/	姜波
基于人工智能的道 路空洞检测	胡治伟	2092450/ 电气	2126525/邓诗锋 2126315/凌欣晨 2132322/杨瑞铭 2226102/冀思羽	霍海波/匡兴红

## 2. 优秀案例

### 一种落点区域为梯形的便携式多功能乒乓球自动发球机

#### 案例摘要

随着我国体育强国政策的实施，乒乓球作为备受重视的体育项目，面临着供需不平衡的问题。初学者需要多球练习以掌握正确的技术动作，而经验者则需要针对薄弱点进行专项练习。然而，人工陪练价格高且难以随时随地提供服务。为解决这一问题，本项目拟研发一款便携式多功能乒乓球自动发球机，旨在为乒乓球爱好者提供随时供球的便利，打破传统陪练方式的限制。通过此发球机，不仅能够满足训练需求，还能使乒乓球运动更加普及和便捷。

本项目负责人为工业工程 21 级学生，项目成员三人为 21 级机械制造及其自动化专业学生，一人为 19 级机械制造及其自动化专业学生，具有丰富的机械设计经验，擅长使用 3D 打印机。本项目的指导老师是机械系袁军亭老师和体育部贺越先老师，袁军亭主要授课为力学，能够为发球机的机械结构设计提供专业指导。贺越先老师精通乒乓球理论知识，能够为设计发球机的发球原理提供有效帮助。在项目实施中，我们深刻领悟到理想与实际之间的差距。即便结构设计看似完美，实际制造中仍会遇到误差。我们耐心调整、不断试错，并及时总结经验。在实践中学习机械原理，收获颇丰，印象深刻。

#### （一）项目的选题、目的与意义

本项目选题的契机源于我们团队中三名热爱打乒乓球的队员。在接触了校园中的乒乓球发球机后，我们对此产生了浓厚的兴趣。然而，我们注意到目前市场上大多数乒乓球发球机体积庞大、重量沉重，难以携带，只能固定在一个场所使用，十分不便。此外，它们的价格也十分昂贵，许多我们身边的球友甚至从未尝试过使用乒乓球自动发球机。在乒乓球学习过程中，初学者需要进行多球练习以掌握正确的技术动作，而有经验的球员则需要进行针对性的专项练习。然而，人工陪练的价格高昂，而且难以随时随地提供服务。因此，我们团队决定着手开发一款便携式多功能乒乓球自动发球机，旨在降低乒乓球发球机的成本，使其更加平易近人，让更多乒乓球爱好者能够享受到自动发球机的便利。

#### （二）创新点与特色

本发球机在机械结构设计阶段采用小组讨论形式，负责人将问题抛出，负责人与队员们共同讨论。当队员们对于结构有新的想法时，随时发到微信群中和大家共同讨论。遇到文字和图片难以解释的情况，负责人与队员们共同约时间开腾讯会议进行实时讨论。

在开展创新创业训练计划鼓励学生跳出固有思维模式，探索新的可能性。通过头脑风暴、设计思维等方法，学会从多角度思考问题，提出创新的解决方案。我们常常通过生活中找灵感，例如对于我初步设计的发球机的落点区域太小的问题，我们从摇头风扇获得了灵感，为发球机增设了一个摇头底座。我们通过网络视频以及查阅相关专利，自学了下学期机械原理课的曲柄摆杆结构，并使用 Solidworks 将该结构画出。通过 3D 打印将该结构实现。

创新创业训练计划同时也要求学生对市场趋势、客户需求和竞争环境进行深入分析。这培养批判性思维能力，识别机会并评估风险。经过我们对乒乓球自动发球机市场的价格调查，如图 1 所示，我们发现目前发球机市场的起步价为二千元左右。对此，我们研究了多款发球机的内部结构和原理。发球机之所以价格昂贵是因为其一在送球时多使用大电机将乒乓球从下槽吸至上口，其二是旋转发球结构也同样采用电机带动两个滚轮高速旋转。因此我们抓住这一特点，将我们的乒乓球发球机定位在不仅具备多功能还能够尽量压低制造成本。

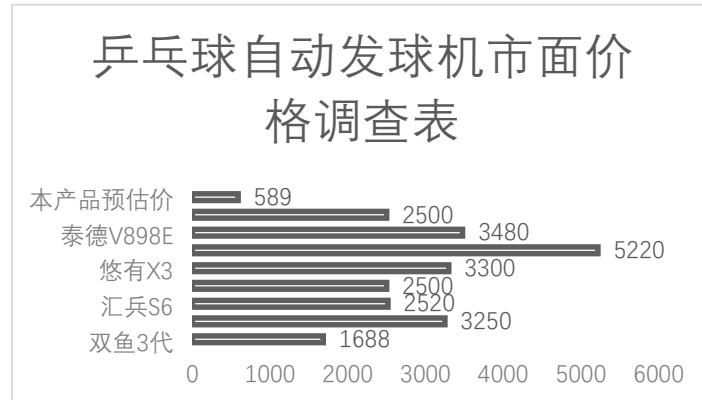


图 1 乒乓球自动发球机市面价格调查表

### (三) 过程中的体会与收获

通过我们实际使用乒乓球自动发球机的经历,我们发现大多数乒乓球发球机在送球机构大多采用从下往上送球的方式。但是这种方式在使用过程中常常出现卡球的现象,整体使用感受不够流畅且所需电机功率大,价格贵,体积重。为了解决这个问题我们采用从上往下的送球方式,并且摒弃了传统依靠吸力将球抽起的方式,巧妙地采用两个分隔柄完成了分球功能。不需要电机吸球,利用球的自身重力送球。通过分隔柄实现乒乓球在一定频率下一个个落至发球槽。结构如图 1 所示,杆 3 与电机连接,做圆周运动,推动板 1, 板 1 右摆动, 杆 1 和杆 2 随板 1 一同向右运动, 杆 2 向右靠向板 3, 乒乓球 1 掉落至固定架。杆 1 向右移动, 乒乓球 2 被杆 1 和板 3 夹住无法下落。杆 3 转动 180 度后, 板 1 回到原位, 乒乓球 2 掉落, 正好被杆 2 和板 2 夹住。这是一次拨球分球操作的完整流程。

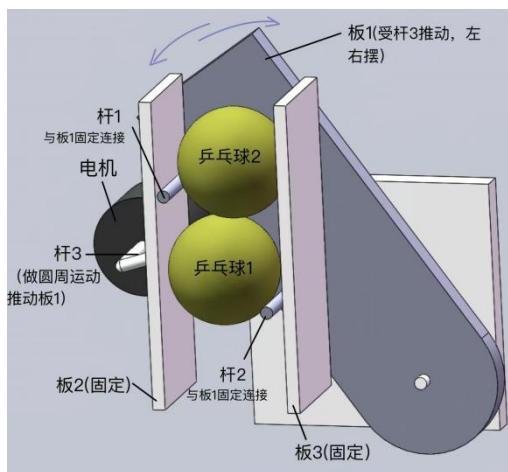


图 2 拨球结构正视图

乒乓球发球机的机械结构多为学生们自己使用 Solidworks 画出来的零件,一一找厂商定制耗资大且时间成本高。因此,我们决定采用 PLA 材质进行 3D 打印。PLA 在冷却过程中的低收缩率导致高尺寸精度和优异的表面光洁度。这个属性使 PLA 适用于创建需要高精度的详细模型、原型和零件。然而,在实际打印出来的零件中,尺寸会存在一定的误差,这导致许多凹槽和凸缘在电脑上看似吻合,但实际上无法正确装配。这使我们第一次深刻体会到工程图学课本中的标准制造公差在实际制造中的重要作用。尽管误差是 3D 打印机无法避免的,除非使用更加昂贵、更加高精度的 3D 打印机进行打印。因此,我们采取了将每次打印出的零件尺寸与原模型尺寸进行对比,并总结出规律的方法。我们最终得出的普遍规律是原模型的凹槽尺寸在打印时需增大 1-2mm,而凸缘尺寸则适当减小 1-2mm。当然,尽管我们根据经验总结调整了尺寸,仍可能会出现误差导致无法装配的情况。因此,我们还可

以采用磨砂等操作对零件尺寸进行细微调整。如图 3 所示，是我们装配的旋转底座装置，这一装置经过精细调整后，确保了零件尺寸的准确性，从而使得整个乒乓球发球机的结构



图 3 旋转底座装置实体图

零件完成装配后就要进入实际运行步骤了。我们在网络上自学电机的连接操作，成功为前后驱动击发器和摇头底座安装上了对应的小型减速电机。在实际运行过程中，由于齿轮转动速度较快，且不断受到弹簧拉力，齿轮柄会承受较大的应力，PLA 材料打印的零件出现断裂现象。经过查阅资料，我们发现 PLA 的机械强度和抗冲击性较低，因此，为了确保零件能够承受相应的应力，我们决定采用 ABS 材料重新打印齿轮柄。这一调整将有助于提高零件的耐用性和稳定性。

#### （四）项目实施的进程情况，取得的成果

在初步完成实体的制作后，我们与专利代理机构就本项目中乒乓球自动发球机的机械结构展开了专利检索。经过仔细的搜索和分析，我们高兴地发现没有与我们设计的机械结构相似的专利存在。这一结果是对我们团队努力的肯定，同时也意味着我们所研发的乒乓球发球机具有较高的创新性和独特性。

为了对成员自主设计的机械结构进行保护，我们申请了三项发明专利。这些专利涵盖了本项目乒乓球发球机的整体结构、前后驱动击发器以及分球拨球装置。目前这三项发明专利皆已通过初审，进入实审阶段。通过这些专利的申请，这不仅有助于保护我们的知识产权，同时也为未来的商业化和推广奠定了坚实的法律基础。

# 一种自动套袋包装装置

## 案例摘要

这个项目基于现在的各类产品的包装需求而被建立。根据初期的社会调查以及某公司一款产品包装的调研，市场上有大量的产品包装需求，人工的包装费时费力，成本高，并且我们发现市面上的生产厂商对自己家产品的包装使用人工包装的比例很高，但是苦于产品的形状和大小，许多的生产方找不到与之匹配的自动包装装置，而市场上大部分的自动包装机的专业性十分高，只能包装特定的一到两种产品，而定制一个适配其产品的包装装置成本将极大的提高，并且维护困难。因此，设计出一款可以囊括大部分形状规整的产品的套袋包装机可以极大的降低包装的成本，提高生产效率。

参与大创项目，对于大学生来说，不仅是一次实践锻炼的机会，更是一次全面提升自身能力的宝贵经历。在创新思维方面，我们从项目开始到结束以及过程中，都运用了发散的思维，从而进一步做出了对自动套袋包装装置的优化。在成长方面，团队之中互相学习，不论是软件还是理论，我们都在共同进步。在互相学习的过程中，不仅推进项目的实施，更是不断完善自我知识储备的一个过程。总之，关于创新项目，重点在于过程，不论做成果是否与计划一致，这种过程是难能可贵的，尤其是对于我们大学生而言，在思维和成长方面都是有极大助益的。而实施过程中的成功与失败，都是必然存在的，只要不断实践，总会有自然的成果形成。在大创项目的结题阶段，我深刻体会到了创业的艰辛与不易，也收获了许多宝贵的经验和教训。

### （一）项目的选题、目的与意义

这个项目基于现在的各类产品的包装需求而被建立。根据初期的社会调查以及某公司一款产品包装的调研，市场上有大量的产品包装需求，人工的包装费时费力，成本高，并且我们发现市面上的生产厂商对自己家产品的包装使用人工包装的比例很高，但是苦于产品的形状和大小，许多的生产方找不到与之匹配的自动包装装置，而市场上大部分的自动包装机的专业性十分高，只能包装特定的一到两种产品，而定制一个适配其产品的包装装置成本将极大的提高，并且维护困难。因此，设计出一款可以囊括大部分形状规整的产品的套袋包装机可以极大的降低包装的成本，提高生产效率。

随着我国包装行业市场规模持续扩大，我国包装行业经历了高速发展阶段，现在已经建立起相当的生产规模，已经成为我国制造领域里重要的组成部分。装置的发明可以极大提升包装效率的提升，为我国的包装产业做出贡献。未来国家要推动包装行业快速迭代更新，我们设计这款装置可以促进包装行业转型升级，减少过度包装的问题。

### （二）创新点与特色

- 1、此装置可以根据产品的大小调整自身的大小，可以适配大多数长整型的产品。
- 2、此装置构造相对简单，可以快速的进行安装、维护，也为后续培养维修人才打下基础。零件全部使用国标零件，进行模块化设计，会使装置的维护成本极大的降低。
- 3、装置的进料口做成了可调节大小的设计，可以适配不同类型的产品的包装，相较于人工套袋包装，此装置的包装效率十分高效，远远超过人工套袋，提高生产效率，减小生产成本。根据估算，此装置的效率相比于人工会提高 6 倍以上的包装速度，会防止前方生产线的产品拥堵，极大的提升该生产线的畅通程度。

### （三）体会与收获

在一种自动套袋包装装置的创新研发过程中，我们深刻体会到自动化技术在现代工业生产中的重要性。自动化技术不仅可以提高生产效率、降低人力成本，还可以提升产品质量和稳定性。这次项目让我们更加认识到自动化技术对于推动产业升级和转型的关键作用。

自动套袋包装装置的设计涉及复杂的机械结构和运动控制。在项目实施过程中，我们不

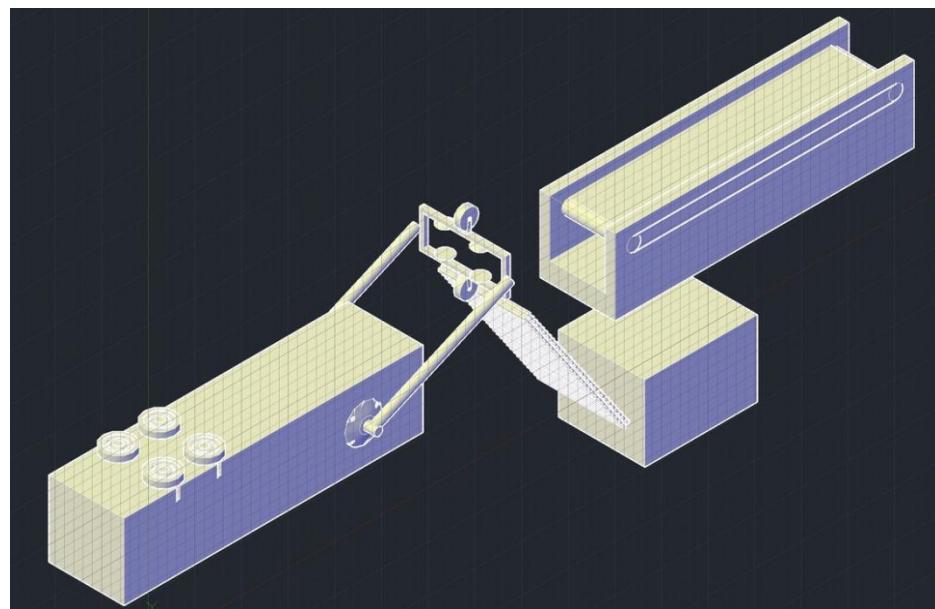
断遇到各种挑战，如机械结构的设计优化、运动控制的精确性等。通过不断尝试和改进，在学习了大量的知识后，我们终于能够运用专业知识解决实际问题。在研发过程中，我们还学习了如何设计和调试控制系统，包括传感器的选择、控制算法的实现等。这次经历让我对控制系统的原理和应用有了更深入的理解，也提高了我的实践能力和创新能力。

自动套袋包装装置的研发涉及机械设计、自动化控制、传感器技术等多个领域。通过与不同专业的团队成员合作，拓宽了我们的视野，也让我们学会了如何与不同背景的团队成员有效沟通和协作。在创新项目的实施过程中，我们始终关注市场需求和用户反馈。通过市场调研和用户访谈，我们不断优化和完善自动套袋包装装置的功能和性能。这次经历让我们深刻认识到市场需求对于创新项目的重要性，也让我们更加关注用户需求和体验。

总的来说，参与自动套袋包装装置创新项目让我们收获了很多宝贵的经验和深刻的体会。这次经历不仅提高了我们的专业技能和实践能力，也让我们更加认识到自动化技术在现代工业生产中的重要作用。我们相信，这些收获和体会将对我们未来的职业发展和个人成长产生积极的影响。

#### （四）项目实施的进程情况，取得的成果

我们先是到市场上进行包装袋的调研，来了解市场的情况。我们发现如果能够设计出一种可以适配大部分整型产品的包装装置，那么就可以极大的减少设计成本，同时易于维修，当装置进行大量生产的时候，可以降低装置的生产成本，因此相对于市面上的其他包装装置价格会更为低廉，而且因为可调节被包装产品，在市场拥有非常大的吸引力，可以抢占市场份额。在此基础上我们进行进一步工作，此装置需要利用 c 语言或者 java 编写数控模块，令装置按照命令断开包装袋、传送、自动固定产品等命令。所以我们小组成员在之前学习了 C 语言的基础上继续深入学习，进行编写模块。在包装完毕后检测是否包装完整，检查出次品需要自动挑出，需要用到监控技术。我们学习监控技术以及各种传感器。之后利用工业工程专业的知识计算出生产率以及相关数据。因为需要利用机械制造的知识进行虚拟仿真建模，我们小组成员选修了计算机辅助设计，来学习设计建模，分工建立零件来组成各个结构最后得到了自动套袋包装装置的 3D 模型。我们还对该装置申请了专利，希望日后可以流入市场实现降低包装成本，提高生产效率。



套袋包装装置的 3d 概念图

## “神农铠甲”全自动无人植保机

### 案例摘要

本项目所研发全自动无人植保机（“神农铠甲”）即为数字农业的数据采集终端，是一款用于设施农业生成环境全天候防控装备，包括视频病虫害识别-绿色防治、土壤水肥自动灌溉、温湿度调控大棚自动卷帘等功能，同时满足农户实时远程监测种植基地生长，整合农业专家为农户提供农技服务等，用户可通过小程序实时监测，同时可以实现远程操控等功能。

#### （1）项目成员和导师基本情况

指导教师：梁贺君，研究方向为大数据、智能农业。

团队成员：卢祥，物流工程专业学生，掌握 C 语言、python 等编程语言，能有耐心有毅力完成项目。郭耀泽，物流工程专业学生，熟练掌握 C 语言、Python 及 JAVA 多种编程语言和前后端架构。张国宇，物流工程专业学生，熟练掌握 C 语言编程。孙梦博，电气类学生，熟练掌握 CAD 绘图软件。严晨涵，电气类学生，学习积极刻苦，性格乐观，熟练掌握 CAD 绘图软件。

#### （2）本项目的选题背景、目的与意义

我们对数字农业和智能农业的兴趣驱使着我们深入研究农业技术与创新。本项目的意义在于提升农业生产的效率和品质，推动农业现代化发展，解决传统农业面临的劳动力短缺和环境污染等问题。同时，这也为我们提供了一次锻炼创新能力、团队协作和实践技能的机会，培养解决现实问题的能力。

#### （3）项目实施的收获体会

通过与团队成员合作，我们培养了创新思维和解决问题的能力。在面对技术难题和挑战时，我们学会了寻找创新解决方案，通过实际操作和项目管理，积累了丰富的实践经验，为将来从事相关领域的工作打下了坚实的基础。

#### （一）项目的选题、目的与意义

“神农铠甲”无人植保系统应用平台充分利用“物联网、多点传感、互联网+、云服务”等信息技术，对作物生长过程实行精准监测、远程控制、及时预警和科学管理，从而实现“智慧农业”无人化农场的经营管理模式。我们的新兴无人植保技术主要面向于农业大棚生产，可以有效发展大棚种植业，实现相应的探测、数据收集以及相关的作业功能。不仅可以节省相关资源（水资源、农药资源、人力资源等）的投入，也可以提高大棚内监测和管理的效率，进而实现农业生产高质量进程。除了在大棚种植当中的应用以外，在户外园地的种植同样可以使用，符合多类型种植行业的使用要求。

另外，本产品的使用特点也可以将市场进一步扩大到一些规模较小、种植品种单一的个体种植，通过一些服务性能的调整，可对种植基地形成稳定的种植管理，也可以减少由于工作人员较少造成的某些疏漏，实现科学化的种植，不再像传统人工种植那样依赖于个人的种植经验，可以形成长期稳定并且科学的种植模式。

#### （二）创新点与特色

“神农铠甲”无人植保系统应用平台充分利用“物联网、多点传感、互联网+、云服务”等信息技术，对作物生长过程实行精准监测、远程控制、及时预警和科学管理。

硬件原理：“神农铠甲”无人植保机是基于 Arduino 开发板，以及 ESP8266 作为信息传输辅助模块，以电池供电方式，通过与各传感器调试连接而成。在硬件开发主要使用 C 语言在 Arduino 的开发环境进行开发。“神农铠甲”无人植保机硬件部分采用 Arduino 作为主控

板, ESP8266 作为数据传输模块采用 DHT11 作为温湿度采集传感器、SGP-30 作为二氧化碳浓度传感器、BH1750 作为光照传感器、YL-69 作为土壤湿度传感器。

远程操控：“神农铠甲”无人植保机为固定式区域监测, 配备调试后, 传感器可以通过悬挂植保机对种植环境进行相关环境参数监测, 并将其监测参数通过 ESP8266WiFi 通讯模块将数据传输至 Web 网络端, 小程序端从 Web 端调取数据供用户实时查看, 在参数异常时会有预警推送, 并根据异常参数进行相关设备的调整, 以此改善环境参数, 同时支持用户远程控制设备, 实现水肥一体灌溉系统、卷闸、风机、超声波驱鸟等操作, 增强了监测和管理的效率。

关键技术：“神农铠甲”无人植保机系统平台运用微信公众平台、云开发 Demo、阿里云服务器、MySQL 数据库、JavaScript、Vant Weapp、Apache ECharts 进行开发, 通过微信公众号和小程序将实时监测数据与病虫害分析结果等高效直观的呈现给用户, 数据可视化程度增高, 帮助用户更好的查询与决策。

我们采用了多项硬件与软件技术完成本项目。

### （三）体会与收获

在开展这个创新创业训练计划的过程中, 我们团队经历了许多挑战和收获, 这些经历让我们对创新思维和个人成长有了深刻的认识和体会。

首先, 我们团队学会了如何有效地合作和协调。在项目的初期, 我们来自不同专业背景的成员需要相互配合, 协调各自的任务和责任。通过团队讨论和交流, 我们建立了良好的沟通机制和工作流程, 确保了项目的顺利推进和高效完成。团队合作的经历不仅加深了我们之间的友谊和信任, 也培养了我们的团队精神和协作能力。

其次, 我们从实践中学到了如何解决问题和应对挑战。在项目实施的过程中, 我们遇到了许多技术和市场上的困难和挑战, 有时候甚至会遇到失败和挫折。但是, 我们从不气馁, 而是通过分析问题的原因和寻找解决方案来克服困难。每一次挑战都是我们成长的机会, 每一次失败都是我们进步的动力。通过不断地学习和实践, 我们渐渐掌握了解决问题的方法和技巧, 也提升了我们的抗压能力和应变能力。

另外, 我们也意识到了创新思维的重要性。在数字农业领域, 技术和市场都在不断地变化和发展, 我们不能只依靠过去的经验和方法, 而是要不断地进行创新和探索。通过开展这个项目, 我们接触了许多新技术和新理念, 拓宽了我们的视野和思维, 也激发了我们的创造力和激情。正是因为我们不断地进行创新和尝试, 我们的项目才能够不断地向前发展, 不断地取得进步。

最后, 通过这个项目, 我们也更加深刻地认识到了创新创业的意义和价值。创新不仅仅是为了取得经济利益, 更是为了解决社会和人类面临的现实问题, 为人类的发展和进步贡献自己的力量。作为一名年轻人, 我们深信只有不断地进行创新和探索, 才能够走向成功, 才能够实现自己的梦想。

综上所述, 通过这个创新创业训练计划, 我们团队不仅学到了团队合作、问题解决、创新思维等实用技能, 也对创新创业有了更加深入的理解和认识。这些收获和体会将会成为我们未来创业道路上的宝贵财富, 让我们能够在未来的人生道路上不断前行, 不断成长。

### （四）项目实施的进程情况, 取得的成果

#### 1. 硬件部分

“神农铠甲”无人植保系统应用平台充分利用“物联网、多点传感、互联网+、云服务”等信息技术, 对作物生长过程实行精准监测、远程控制、及时预警和科学管理。硬件部分使用 Arduino 作为系统主控板, 与相应环境监测传感器连接调试, 由基础供电电池+太阳能电池板双供电模式进行供电, 同时相应继电器与大棚内部水肥一体化灌溉系统、大棚卷帘等设备连接, 植保机在大棚内收集环境参数, 采集到的环境参数经 WiFi 通信模块 ESP8266 进行

通信。通过网关节点实现数据的汇总和上云，依托数据可视化在应用层展示，实现 24 小时实时采集、传输、存储相关环境参数，同时配备高清摄像头，定时截取植物状态，通过智能算法分析病虫害问题。当系统检测到某项参数异常后，会通过微信小程序向用户发送预警信息，用户可以根据提醒信息进行远程控制，通过小程序操作，将相关指令在后端发送至 ESP8266WIFI 模块，进而在 Arduino 中通过相关程序向 Arduino 的数字接口写入写 HIGH、LOW 电平状态控制继电器的闭合，从而控制负载，实现“智慧农业”无人化农场的经营管理模式。

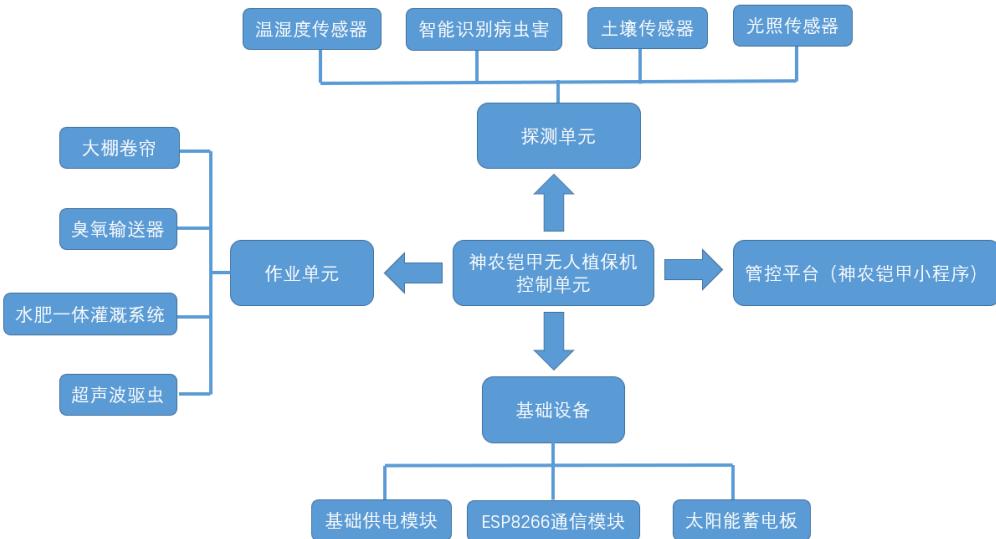


图 1 系统整体结构

## 2. 软件部分

公司根据当今社会对手机软件的需求度进行分析，认为随着社会快节奏文化的发展，微信小程序正好满足了用户点击即用，无需繁杂的下载安装步骤，不仅能提升友好性和还可以提升用户的满意度。

本公司选定使用微信小程序来实现无人植保机远程控制等功能的 UI 界面开发，小程序名称为“神农铠甲”。

基本信息		
小程序名称	神农铠甲	小程序发布前，可修改2次名称。当前还能修改2次。发布后，个人帐号可一年内修改2次名称。修改
小程序简称	未设置	一年内可申请修改2次 今年还可修改2次。修改
小程序头像		一年内可申请修改5次 今年还可修改3次。修改
小程序码及线下物料下载		可下载小程序码及搜索框等线下推广物料。下载
介绍	此小程序是用于无人植保机的远程连接、查看设备参数的工作，同时也有农技服务等拓展功能	一个月内可申请修改5次 本月还可修改5次。修改
服务类目	工具 > 信息查询	一个月内可申请修改5次 本月还可修改5次。详情

图 2 小程序基本信息

## 关键技术：

### （1）微信开发者工具

微信公众平台为了帮助开发者简单和高效地开发和调试微信小程序，在原有的公众号网页调试工具的基础上，推出了全新的微信开发者工具，集成了公众号网页调试和小程序调试两种开发模式。开发者可以完成小程序的开发 API 和页面的开发调试、代码查看和编辑、小程序预览和发布等功能。

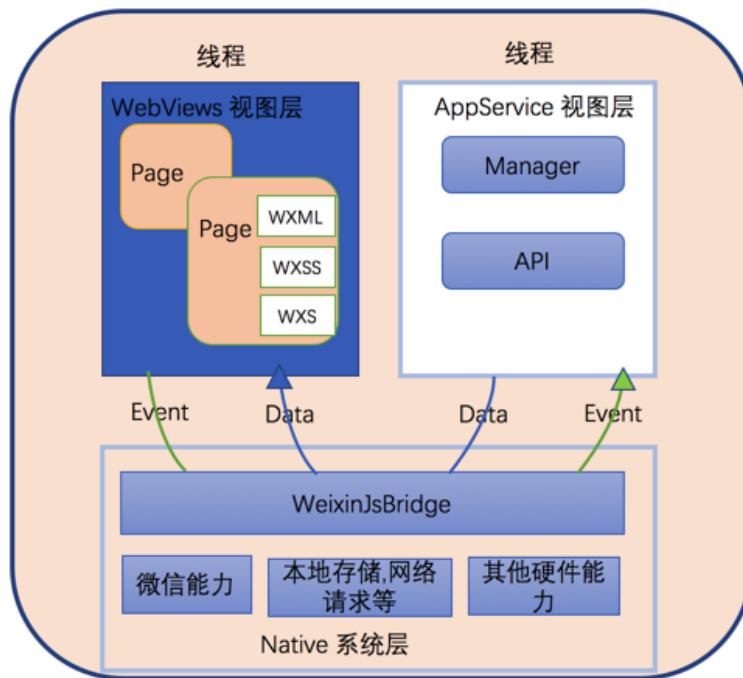


图 3 微信小程序双线程架构

### （2）云开发 Demo

微信小程序云开发具有使用云数据库，云储存以及云函数的功能，且具有稳定性高和价格低的优点，能够快速完成环境搭建，加快小程序的上线。

### （3）阿里云服务器

阿里云轻量应用服务器（Simple Application Server）是可快速搭建且易于管理的轻量级云服务器；提供基于单台服务器的应用部署，安全管理，运维监控等服务。在服务器上可部署 MySQL、识别病虫害的 pytorch 等环境，方便数据存储、传递及处理。

### （4）MySQL 数据库

MySQL 由瑞典 MySQL AB 公司开发，属于 Oracle 旗下产品，是开发软件过程中常用的关系型数据库管理系统。其具有简单易用、开源、小巧、使用通用的 SQL 语言，性能好，强大的连接性和安全性等优点。基于其强大连接性的特点，能将其部署到够买的阿里云服务器中，再通过微信小程序的请求连接的 API，请求相应的查询和更改数据操作。

### （5）JavaScript

JavaScript（简称“JS”）是一种具有函数优先的轻量级，解释型或即时编译型的编程语言。微信开发者工具中使用的 JavaScript 编程语言是由 ECMAScript 以及小程序框架和小程序 API 来实现，其中包括 wxml，wxss，js，json 四个部分共同完成小程序开发。

### （6）Vant Weapp

Vant 是一个轻量、可靠的移动端组件库，于 2017 年开源。目前 Vant 官方提供了 Vue2 版本、Vue3 版本和微信小程序版本。其组件丰富的特点可以提升小程序 UI 的友好性。

### (7) Apache ECharts

ECharts，一个使用 JavaScript 实现的开源可视化库，可以流畅的运行在 PC 和移动设备上，兼容当前绝大部分浏览器（IE9/10/11, Chrome, Firefox, Safari 等），底层依赖矢量图形库 ZRender，提供直观，交互丰富，可高度个性化定制的数据可视化图表。利用此插件可完成硬件传递的参数经过处理后渲染到 UI 上，使数据可视化程度更高，帮助客户更好的完成查询、决策。

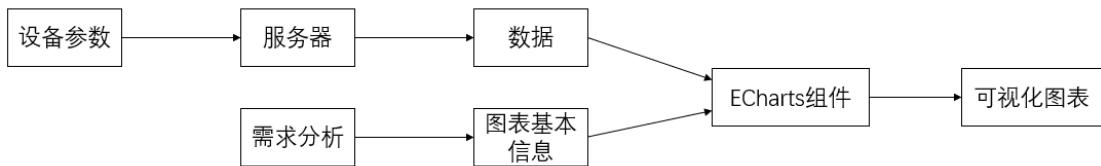


图 4 ECharts 可视化流图

## 3. 市场营销部分

### (1) 品牌商标



图 5 商标

此为我公司神农铠甲产品的品牌商标，主要形象为绿叶，本标志生动活泼，给人以简约、活泼的感觉，同时体现了公司产品便捷、环保的特点。

### (2) 品牌使用策略

本公司对于神农铠甲产品施行统一品牌策略。统一品牌有助于公司初期集中力量切入目标市场，打动定位人群。之后采取线上线下多种宣传途径推广，加深该系列品牌在消费者头脑中的印象，为公司树立良好形象，增强竞争力。开展新媒体运营，与消费者积极互动，增加亲和力，提升黏性。打造和维护自主粉丝群，给予粉丝间分享、交流与互动的平台。

### (3) 品牌形象打造

主要以广告铺放与新媒体手段打造神农铠甲环保、便捷、智能化的品牌形象，媒体宣传上，将会在公司目标用户经常去到、路过的地方投放广告，使得公司产品能被目标用户迅速了解。

新媒体端形象打造以微信等平台展开，微信公众号神农铠甲则可在为消费者提供线上线下业务的同时，与消费者更好的互动式服务。进入公众号，我们会发布绿色环保方面的小贴士与及时资讯。此外，如果有任何疑惑、意见及建议，都可以随时给神农铠甲微信留言，神农铠甲会第一时间为您答疑解惑，尽全力回答消费者的问题。

### 3. 大学生创新创业项目经费管理办法

# 上海海洋大学工程学院大学生创新创业计划项目

## 经费管理办法

### (试行)

## 第一章 总则

第一条 为规范大学生创新活动计划项目经费的管理，提高资金使用效率，根据《上海高校大学生创新活动计划实施办法》和学校有关财务规章制度，制定本办法。

第二条 大学生创新活动计划省市级项目经费来源于上海市财政拨款，校级项目经费来源于学校预算。

#### 第三条 项目经费管理和使用原则

科学安排，合理配置。要严格按照项目的目标和任务，科学合理地编制和安排预算，杜绝随意性。

专款专用，专人负责。指导老师和各项目负责人（学生）是创新项目经费的主要责任人，各项目负责人（学生）网上填报经费报销单后，经指导教师同意，各项目负责人（学生）签字，指导老师签字后，报工程学院领导审核签字，确保专款专用。

第四条 项目完成后学院组织结题工作，结题报告中应包含项目经费预算执行情况。

## 第二章 项目经费开支范围

第五条 项目经费是指在项目组织实施过程中与创新活动相关的、由专项经费支付的各项费用。

第六条 项目经费的开支范围一般包括设备费、材料费、测试化验加工费、图书资料费、办公用品费、印刷费、差旅费、出版/文献/信息传播/知识产权事务费等。

设备费：是指项目研究过程中购置或试制专用仪器设备，对现有仪器设备进行升级改造，以及租赁外单位仪器设备而发生的费用。由于学校的示范性实验中心、各类开放实验室与重点实验室均向参与项目的学生免费提供实验场地和实验仪器设备，项目经费需严格控制设备购置费的支出。

材料费：是指在项目研究过程中消耗的各种原材料、辅助材料等低值易耗品的采购及运输、装卸、整理等费用。

测试化验加工费：是指在项目研究过程中支付给外单位的检验、测试、化验及加工等费用。

图书资料费：是指在项目研究过程中购置与项目研究相关的书籍、文献资料，一般不超过项目总经费的 5%。

印刷费：是指在项目研究过程中用于打印、复印项目资料、调查问卷等所需的费用，理工农类课题此类支出一般不超过项目总经费的 8%，文经管类课题一般不超过项目总经费的 12%。

差旅费：是指在项目研究过程中开展科学实验（试验）、科学考察、业务调研、学术交流等所发生的外埠差旅费、市内交通费用等。其标准应当按照学校有关规定执行。

出版/文献/信息传播/知识产权事务费：是指在项目研究过程中，需要支付的出版费、资料费、专用软件购买费、文献检索费、专业通信费、专利申请及其他知识产权事务等费用。

第七条 项目研究过程中发生的除上述费用之外的其他支出应当在申请预算时单独列示，单独核定。

### 第三章 项目经费奖惩办法

第八条 项目经费采取阶梯式发放制度。项目成功立项后首先发放经费的 50%。如项目在中期检查结束前完成，可以向工程学院科创管理老师申请提前检查发放剩余经费。

第九条 学院会进行项目中期进度检查，根据考核结果发放后续经费。考核内容如下：

（一）项目经费使用情况：是否使用已发经费的 50%以上（包括 50%），学院系统导出数据；

（二）创新创业类竞赛参与情况：是否报名附件 1 所列比赛，需提交成功报名参赛的证明材料；

（三）论文发表情况：是否发表论文，需提交接收函作为证明材料；

（四）专利发表情况：是否发表专利（包括发明专利、实用新型专利），提交专利受理通知作为证明材料；

（五）项目开展情况：根据提交的材料（包括研究报告、实物模型、视频等）对项目开展情况进行评估；

（六）其他：项目开展期间，工程学院将开展至少四次大创相关活动（项目经费使用培训、科创思维课、中期检查例会、科创论坛等），组织签到。中期检查会安排指导老师座谈，项目负责人给指导老师汇报，指导老师给出原创性评价。

第十条 针对项目开展情况较好的组别，将在原有经费的基础上，额外增加项目经费，封顶至总经费 50%：

	国家级	省市级	中期检查
一等奖	20%	15%	10%
二等奖	15%	10%	8%
三等奖	10%	5%	5%

（一）项目在附件 1 所列比赛中获得由团中央、教育部、中国科协、全国学联、省级人民政府（含直辖市）主办的各类国家级竞赛的决赛一、二、三等奖，每个项目每个比赛分别增加总经费 20%、15%、10%；获得由省（含直辖市）委及以上、教育部各类教学指导委员会、各省教育厅（含直辖市教育委员会）主办的各类市级竞赛的决赛一、二、三等奖，每个项目每个比赛分别增加总经费 15%、10%、5%；项目在中期检查中获得一、二、三等奖，每个项目分别增加总经费 10%、8%、5%；

（二）项目获得实物，并且被院级及以上公开展出，每个项目增加总经费 15%；

（三）发表与项目成果相关的论文（要求见刊），且前三作者有项目组成员，每个项目增加总经费 15%；

（四）发表与项目成果相关的专利（要求公开），且前三作者有项目组成员，发明专利每

个项目增加总经费 15%，其他专利，每个项目增加总经费 5%。

（五）以上增加额度必须和项目有关，且需提前三天由项目负责人填写工程学院本科生创新创业项目经费提额申请表（附件 2）并附上证明材料发至科创管理负责老师审核，审核通过后发放。

第十二条 针对项目开展情况较差的组别，将在原有经费的基础上，扣除后续经费，扣完即止：

（一）项目经费使用情况：项目经费使用未达到已发放经费的 50%且没有成果（竞赛获奖、论文、专利、实物），则将后续经费全部扣除；

（二）比赛参与情况：项目未参与“互联网 + 大学生创新创业大赛”，则将后续经费全部扣除；

（三）其他：开展大创相关活动，每次活动至少一名项目成员参加，缺席一次给与警告，缺席两次及以上给与处罚；

（四）项目接到投诉或者举报，项目成员应提供证明材料，如发现确实存在学术不端、违规违纪和不公平竞争，经费全部扣除，并追究相应责任，按照校规校纪给与处分。

## 第四章 监督检查

第十二条 工程学院对专项经费拨付使用情况进行监督检查，如果与学校规章有出入，以学校规章为准。

第十三条 对于预算执行过程中，不按规定管理和使用专项经费、不及时编报预算、不按规定进行报销的项目实施小组，工程学院处予以停拨经费或通报批评，情节严重的可以终止项目。

## 第五章 附则

第十四条 本办法由工程学院负责解释。

第十五条 本办法自发布之日起施行。

## 附件 1 创新创业竞赛

国家级竞赛名称	省市级竞赛名称
中国国际“互联网+”大学生创新创业大赛	上海市“互联网+”大学生创新创业大赛
“挑战杯”全国大学生课外学术科技作品竞赛	“挑战杯”上海市大学生课外学术科技作品竞赛
“挑战杯”中国大学生创业计划大赛	“挑战杯”上海市大学生创业计划大赛
全国大学生创新创业训练计划年会展示	上海市大学生创新创业训练计划成果展
“创青春”全国大学生创业计划大赛	“汇创青春”——上海大学生文化创意作品展
全国大学生智能汽车竞赛	陈嘉庚青少年发明奖(上海)
国际大学生 iCAN 创新创业大赛	上海高校学生创造发明“科技创业杯”奖
国际海洋工程装备科技创新大赛	“上汽教育杯”上海市高校学生科技创新作品展
全国三维数字化创新设计大赛	全国三维数字化创新设计大赛（上海赛区）
	上海市大学生“创造杯”大赛
	上海市大学生机械工程创新大赛
	上海市先进成图技术与创新设计大赛
	“创青春”上海市大学生创业计划大赛

## 一、竞赛获奖统计表

### 2023 国家级竞赛获奖

序号	学生姓名	作品名称	竞赛/论坛名称	获奖级别	奖项等次
1	陈苇凡	一种多协同作业侦察的软体仿生海鳗	全国海洋航行器设计与制作大赛	国家级	特等奖
2	吴亦航	一种多协同作业侦察的软土仿生海鳗	全国海洋航行器设计与制作大赛	国家级	特等奖
3	沈翰廷	全国大学生智能汽车竞赛	全国大学生智能汽车竞赛	国家级	一等奖
4	魏家豪	全国大学生智能汽车竞赛	全国大学生智能汽车竞赛	国家级	一等奖
5	林密	《冷链物流食品溯源信息系统》	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	国家级	二等奖
6	李开拓	无敌四兄妹队	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	国家级	二等奖
7	李东霖	无敌四兄妹队	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	国家级	二等奖
8	段苏洋	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	国家级	二等奖
9	毛瑞旭	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	国家级	二等奖
10	唐健	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	国家级	二等奖

11	白宇舴	全国数学建模竞赛 (上海赛区)	全国数学建模竞赛 (上海赛区)	国家级	二等奖
12	张怡泽	SCMWAY 全国大学生电 商物流与供应链创新 精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电 商物流与供应链 创新精英挑战赛	国家级	二等奖
13	李嘉琦	SCMWAY 全国大学生电 商物流与供应链创新 精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电 商物流与供应链 创新精英挑战赛	国家级	二等奖
14	刘鸿燊	《基于 AHP 和重心法 的循环产业园布局方 案》	“云丰杯”全国绿 色供应链逆向物流 设计大赛	国家级	三等奖
15	许源冰	农产品绿色物流运输 路径优化研究	“云丰杯”全国绿 色供应链逆向物流 设计大赛	国家级	三等奖
16	郁怡娇	农产品绿色物流运输 路径优化研究/真心大 白鹅队	“云丰杯”全国绿 色供应链逆向物流 设计大赛	国家级	三等奖
17	黄尚辉	《面向新能源汽车废 旧电池绿色逆向物流 网络设计》	“云丰杯”全国绿 色供应链逆向物流 设计大赛	国家级	三等奖
18	赵布衣	全国大学生数学竞赛	全国大学生数学竞 赛	国家级	三等奖
19	孙梦博	可调控微型不倒杆的 实验装置与探究	全国大学生物理实 验竞赛	国家级	三等奖
20	宁一哲	SCMWAY 全国大学生电 商物流与供应链创新 精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电 商物流与供应链 创新精英挑战赛	国家级	三等奖
21	李旺	SCMWAY 全国大学生电 商物流与供应链创新 精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电 商物流与供应链 创新精英挑战赛	国家级	三等奖
22	刘慧琳	慧藕先锋	全国大学生机械创 新设计大赛	国家级	三等奖
23	江昊臻	慧藕先锋	全国大学生机械创 新设计大赛	国家级	三等奖

24	林境炜	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	国家级	三等奖
25	许文摘	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	国家级	三等奖
26	刘豫航	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	国家级	三等奖
27	毛训铠	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	SCMWAY 全国大学生电商物流与供应链创新精英挑战赛	国家级	三等奖
28	袁佳瑛	全国大学生物理实验竞赛	全国大学生物理实验竞赛	国家级	三等奖
29	曾煥熒	慧鱼组慧鱼工程技术创新大赛	全国大学生机械创新设计大赛	国家级	三等奖
30	刘佳益	中国大学生机械工程创新创意大赛	中国大学生机械工程创新创意大赛	国家级	三等奖

## 2023 省市级竞赛获奖

序号	学生姓名	竞赛/论坛名称	作品名称	获奖级别	奖项等次
1	邓佳洪	全国海洋航行器设计与制作大赛(长三角赛区)	高机动大负载软体仿生蝠鲼	省市级	一等奖
2	解建伟	“知行杯”上海市大学生社会实践大赛	基于宁夏、内蒙古、贵州、湖南四省的考察与实践项目	省市级	一等奖
3	吕一	“西门子杯”中国智能制造挑战赛(华东赛区)	“西门子杯”中国智能制造挑战赛(华东赛区)	省市级	一等奖
4	严晨涵	全国海洋航行器设计与制作大赛(长三角赛区)	《高机动大负载软体仿生蝠鲼》	省市级	一等奖

5	周学兵	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（软件类）（上海赛区）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（软件类）（上海赛区）	省市级	一等奖
6	马运强	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	省市级	一等奖
7	孙云跃	上海市大学生工业工程应用与创新大赛	医路护航——智能医用循环箱系统	省市级	一等奖
8	关正洋	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）	省市级	二等奖
9	颜光良	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）	省市级	二等奖
10	杨洲	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	省市级	二等奖
11	金家围	上图杯先进成图技术设计比赛	机械类计算机二维图形绘制竞赛	省市级	二等奖
12	陈柄良	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	省市级	二等奖
13	农世楠	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	省市级	二等奖
14	于逸扬	全国大学生电子商务“创新、创意及创业”挑战赛	全国大学生电子商务“创新、创意及创业”挑战赛	省市级	二等奖
15	梁建伍	上海市大学生工业工程应用与创新大赛	某自行车厂分拣系统仿真与优化	省市级	二等奖
16	董兆国	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	省市级	二等奖
17	陈傲松	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	省市级	二等奖

18	智靖阳	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	《冷链物流食品溯源信息系统》	省市级	二等奖
19	翁致扬	上海市大学生工业工程应用与创新大赛	《基于精益管理的某生产车间 5S 改善方案设计》	省市级	二等奖
20	王根倩	全国三维数字化创新设计大赛（上海赛区）	一种水产养殖用浮漂收集与智能投饵器	省市级	二等奖
21	黄心怡	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	省市级	二等奖
22	余宗霖	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	《冷链物流食品溯源信息系统》	省市级	二等奖
23	张国宇	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	《冷链物流食品溯源信息系统》	省市级	二等奖
24	蔡弋洋	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	冷链物流食品溯源信息系统	省市级	二等奖
25	刘彤	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	“上图杯”先进成图技术与创新设计大赛	省市级	二等奖
26	陈海健	上海市大学生工业工程应用与创新大赛	基于精益管理的某生产车间 5S 改善方案设计	省市级	二等奖
27	周健	上海市大学生工业工程应用与创新大赛	基于精益管理的某生产车间 5S 改善方案设计	省市级	二等奖
28	张榕镔	“汇创青春”——上海大学生文化创意作品展示活动	百又十年	省市级	二等奖
29	王潘骏	上海市大学生工业工程应用与创新大赛	某自行车厂分拣系统仿真与优化	省市级	二等奖
30	李波	第十八届全国大学生智能汽车竞赛	第十八届全国大学生智能汽车竞赛	省市级	二等奖

31	袁瑞	上海市大学生工业工程应用与创新大赛	基于精益管理的某生产车间 5S 改善方案设计	省市级	二等奖
32	肖嘉萸	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛	省市级	三等奖
33	靳舒婷	上海市大学生数学竞赛	上海市大学生数学竞赛	省市级	三等奖
34	张家勋	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	基于低碳供应链的闲置物资共享系统设计	省市级	三等奖
35	汤雪松	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	省市级	三等奖
36	吴文豪	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	省市级	三等奖
37	方文林	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	省市级	三等奖
38	余振华	全国大学生数学竞赛	全国大学生数学竞赛	省市级	三等奖
39	刘硕	全国大学生数学建模	全国大学生数学建模	省市级	三等奖
40	侯锦	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	省市级	三等奖
41	谭磊	全国大学生数学建模竞赛	全国大学生数学建模竞赛	省市级	三等奖
42	王成志	全国大学生数学建模竞赛	全国大学生数学建模竞赛	省市级	三等奖

43	林健民	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	省市级	三等奖
44	邵思源	全国大学生数学竞赛	全国大学生数学竞赛	省市级	三等奖
45	张昊祥	全国大学生数学竞赛	全国大学生数学竞赛	省市级	三等奖
46	谢宏胜	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	省市级	三等奖
47	夏宇	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	省市级	三等奖
48	李世勋	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	蓝桥杯全国软件和信息技术专业人才大赛（电子类）（上海赛区）	省市级	三等奖
49	潘俊辉	第十五届上海市大学生数学竞赛（高教社杯）	第十五届上海市大学生数学竞赛（高教社杯）	省市级	三等奖
50	汤智越	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	省市级	三等奖
51	王宇飞	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	省市级	三等奖
52	张剑耀	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	《面向新能源汽车废旧电池绿色逆向物流网络设计》	省市级	三等奖
53	王子怡	“汇创青春”——上海大学生文化创意作品展示活动	《智慧鲤——基于扑翼机原理的多功能航行器》	省市级	三等奖
54	潘怡	iCAN 国际创新创业大赛	新型水处理隔膜阀	省市级	三等奖
55	周靖达	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	《基于 AHP 和重心法的循环产业园布局方案》	省市级	三等奖

56	杨其振	iCAN 国际创新创业大赛	基于风光互补供能的大型内陆渔业碳汇监测预报浮标系统	省市级	三等奖
57	陈天乐	iCAN 国际创新创业大赛	基于风光互补供能的大型内陆渔业碳汇监测预报浮标系统	省市级	三等奖
58	谭雨婕	iCAN 国际创新创业大赛	基于风光互补供能的大型内陆渔业碳汇监测预报浮标系统	省市级	三等奖
59	熊昊	上海市大学生电子设计竞赛-TI 杯	上海市大学生电子设计竞赛-TI 杯	省市级	三等奖
60	俞锦松	iCAN 国际创新创业大赛	泛海解忧——沉浸式融媒体海洋文创解压空间	省市级	三等奖
61	王向荣	iCAN 全国大学生创新创业大赛（上海赛区）	新型水处理隔膜阀	省市级	三等奖
62	倪嘉浩	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	农产品绿色物流运输路径优化研究	省市级	三等奖
63	朱世健	上海市大学生工业工程应用与创新大赛	《基于永磁材料的节能减噪型微摩擦磁悬浮零件的设计与应用》	省市级	三等奖
64	王凌涛	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	《基于 AHP 和重心法的循环产业园布局方案》	省市级	三等奖
65	滕博	上海市大学生工业工程应用与创新大赛	奇思气动装袋器	省市级	三等奖
66	顾弈扬	iCAN 全国大学生创新创业大赛（上海赛区）	新型水处理隔膜阀	省市级	三等奖
67	张敬廷	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	《农产品绿色物流运输路径优化研究》	省市级	三等奖

68	常晨	“云丰杯”全国绿色供应链逆向物流设计大赛	《农产品绿色物流运输路径优化研究》	省市级	三等奖
----	----	----------------------	-------------------	-----	-----

## 2023 校级竞赛获奖

序号	学生姓名	作品名称	竞赛/论坛名称	获奖级别	奖项等次
1	柯政帆	中国国际“互联网+”大学生创新创业大赛	中国国际“互联网+”大学生创新创业大赛	校级	特等奖
2	李波	上海海洋大学渔业装备创新设计大赛	云渔宝——基于 AI 的智慧渔业养殖系统	校级	一等奖
3	肖嘉萸	上海市大学生数学竞赛	上海市大学生数学竞赛	校级	一等奖
4	熊昊	渔业装备创新设计大赛	云渔宝——基于 AI 的智慧渔业养殖系统	校级	一等奖
5	王向荣	全国大学生节能减排社会实践与科技竞赛	一种基于北斗定位系统的智慧虾塘投饵无人机设计	校级	二等奖
6	余振华	上海海洋大学数学竞赛	上海海洋大学数学竞赛	校级	二等奖
7	靳舒婷	上海市大学生数学竞赛	上海市大学生数学竞赛	校级	二等奖
8	邵思源	上海海洋大学数学竞赛	上海海洋大学数学竞赛	校级	二等奖
9	魏家豪	“创新生涯·驱动人生”大学生创新创业训练营	Vincent 追光者-改良型牵引式 AGV 智能物流引流者	校级	二等奖
10	张剑耀	“英科杯”工程优化大赛	《可移动式自动化核酸采样与储存装置的设计与优化》	校级	三等奖

11	刘硕	上海海洋大学数学建模比赛	上海海洋大学数学建模比赛	校级	三等奖
12	张洲睿	全国三维数字化创新设计大赛	三角洲机器人/七星游龙	校级	三等奖
13	王璐恺	渔业装备创新设计大赛	河蟹塘涵道式空气动力智能无人投饵船	校级	三等奖
14	王成	渔业装备创新设计大赛	《河蟹塘涵道式空气动力智能无人投饵船》	校级	三等奖
15	王森林	渔业装备创新设计大赛	河蟹塘涵道式空气动力智能无人投饵船	校级	三等奖
16	黄玮涛	渔业装备创新设计大赛	河蟹塘涵道式空气动力智能无人投饵船	校级	三等奖
17	赵怡洁	上海海洋大学商业项目策划暨 Presentation 大赛	上海海洋大学商业项目策划暨 Presentation 大赛	校级	三等奖
18	潘俊辉	上海市大学生数学竞赛	上海市大学生数学竞赛	校级	三等奖
19	黄旻钰	上海海洋大学商业项目策划暨 Presentation 大赛	上海海洋大学商业项目策划暨 Presentation 大赛	校级	三等奖
20	吴文豪	上海海洋大学数学竞赛	上海海洋大学数学竞赛	校级	三等奖
21	曾雅博	第八届船模动力艇大赛	第八届船模动力艇大赛	校级	三等奖
22	治林涵	中国国际“互联网+”大学生创新创业大赛（上海赛区）	《智能物流分拣机器人的设计》	校级	三等奖
23	敖欣	第八届船模动力艇大赛	第八届船模动力艇大赛	校级	三等奖

24	谭雨婕	蔚蓝创新大学生科创训练营	蔚蓝创新大学生科创训练营	校级	三等奖
25	谭磊	全国大学生数学建模竞赛	全国大学生数学建模竞赛	校级	三等奖

### 三、学术论文

#### 1. 公开发表论文统计表

序号	作者姓名	发表论文名称	刊物名称	期次
1	武俊岑	A new generation of sensors for non-invasive blood glucose monitoring	American Journal of Translational Research	15

#### 2. 论文全文汇编

Am J Transl Res 2023;15(6):3825-3837  
[www.ajtr.org](http://www.ajtr.org) /ISSN:1943-8141/AJTR0150987

## Review Article

# A new generation of sensors for non-invasive blood glucose monitoring

Juncen Wu<sup>1</sup>, Yuqing Liu<sup>1</sup>, Hao Yin<sup>3</sup>, Meng Guo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>College of Engineering Science and Technology, Shanghai Ocean University, Shanghai 201306, China; <sup>2</sup>National Key Laboratory of Medical Immunology & Institute of Immunology, Navy Medical University, Shanghai 200433, China; <sup>3</sup>Organ Transplant Center, Shanghai Changzheng Hospital, Shanghai 200003, China

Received April 29, 2023; Accepted May 19, 2023; Epub June 15, 2023; Published June 30, 2023

**Abstract:** In recent years, the incidence of diabetes mellitus has grown exponentially worldwide. It is well-established that blood glucose monitoring is crucial to evaluate pancreatic islet function and determine the optimal medication regimen. However, most current blood glucose meters use invasive techniques, which can cause pain and infection. Non-invasive blood glucose monitoring techniques have gained significant attention as a potential solution to overcome the limitations of current monitoring methods. This review compares the progress and challenges of electrochemical, optical, and electromagnetic/microwave non-invasive blood glucose monitoring techniques to discuss future research trends. Due to the rapid development of wearable devices and transdermal biosensors, which provide efficient, stable, and cost-effective monitoring without the need for invasive blood samples, the market for non-invasive blood glucose monitoring is predicted to become more competitive.

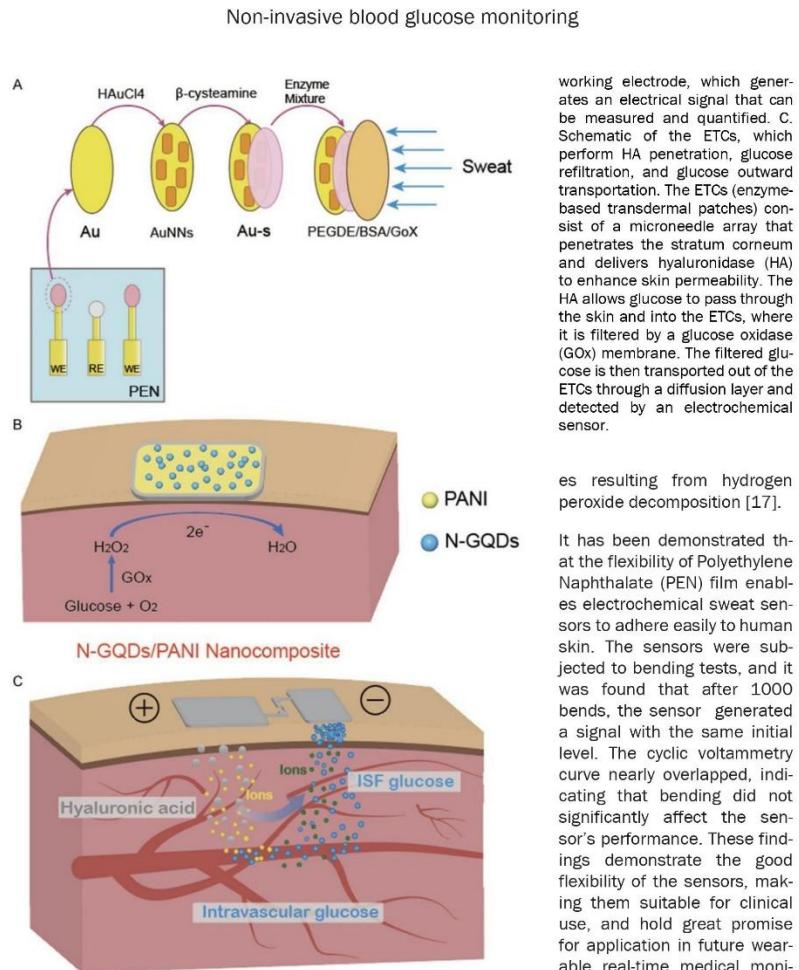
**Keywords:** New sensor, blood glucose monitoring, non-invasive detection technology

### Introduction

Diabetes Mellitus is a disease caused by abnormal islet function and can be divided into type 1 (T1D, absolute insulin deficiency) and type 2 (T2D, relative insulin deficiency). According to the data published by the World Health Organization (WHO), there are about 450 million cases in the world at present and more than 150 million in China, which has the world's largest diabetes epidemic [1]. The United Kingdom Prospective Diabetes Study (UKPDS) revealed that patients with type 2 diabetes mellitus may only have 50% of their islet function remaining at the time of diagnosis, yet pancreatic endocrine function can continue to deteriorate over time. As a result, many patients develop brittle diabetes, characterized by erratic fluctuations in blood glucose levels and challenges in maintaining stable blood glucose levels through conventional endocrine therapy [2].

Continuous blood glucose monitoring has important clinical significance for diabetes patients, especially in cases with brittle diabetes.

It is well-established that recurrent hypoglycemia can cause sudden confusion or inability to move, resulting in secondary disasters (such as traffic accidents and falls). Hyperglycemia causes acute ketoacidosis and increases the risk of long-term complications. By monitoring blood sugar and accurately adjusting insulin dosage, blood sugar control can be effectively improved, and severe hypoglycemia can be prevented. Currently, available blood glucose monitoring techniques mainly harness electrochemical methods that require a small amount of blood to be extracted from the body through finger puncture or subcutaneous implantation of a thin needle. The former method is known as a Self-Monitoring Blood Glucose (SMBG) sensor, as it only provides glucose level readings at a specific moment in time and can be used by individuals without the assistance of a medical professional. In contrast, the latter method is called a Continuous Glucose Monitoring (CGM) sensor and offers continuous monitoring of glucose levels. However, invasive testing can cause discomfort and pain in patients, increase the risk of infection and aller-



**Figure 1.** A. The biosensor consists of a flexible chip with an array of gold electrodes and gold nanoneedles (AuNNs) deposited on the working electrode using electrochemical deposition. When glucose or lactate in the sweat reacts with enzymes on the electrodes, an electrical signal is generated. This electrical signal is amplified by gold nano-pine needles (AuNNs) for better detection. A feature of this sensor is that AuNNs achieve signal amplification by increasing the surface-to-volume ratio, which allows more enzymes to be immobilized on the electrode, thereby improving detection sensitivity. B. The detection principle of a non-invasive wearable sweat biosensor with a flexible N-GQDs/PANI nanocomposite layer. The biosensor utilizes a flexible N-GQDs/PANI nanocomposite layer that is immobilized with glucose oxidase (GOx) to detect glucose in artificial sweat. When glucose in the sweat reacts with GOx, it produces hydrogen peroxide ( $H_2O_2$ ), which is then detected by the biosensor. The detection process involves the reduction of  $H_2O_2$  at the

working electrode, which generates an electrical signal that can be measured and quantified. C. Schematic of the ETCs, which perform HA penetration, glucose filtration, and glucose outward transportation. The ETCs (enzyme-based transdermal patches) consist of a microneedle array that penetrates the stratum corneum and delivers hyaluronidase (HA) to enhance skin permeability. The HA allows glucose to pass through the skin and into the ETCs, where it is filtered by a glucose oxidase (GOx) membrane. The filtered glucose is then transported out of the ETCs through a diffusion layer and detected by an electrochemical sensor.

es resulting from hydrogen peroxide decomposition [17].

It has been demonstrated that the flexibility of Polyethylene Naphthalate (PEN) film enables electrochemical sweat sensors to adhere easily to human skin. The sensors were subjected to bending tests, and it was found that after 1000 bends, the sensor generated a signal with the same initial level. The cyclic voltammetry curve nearly overlapped, indicating that bending did not significantly affect the sensor's performance. These findings demonstrate the good flexibility of the sensors, making them suitable for clinical use, and hold great promise for application in future wearable real-time medical monitoring devices.

**Flexible nanocomposite layer non-invasive biosensor:** Yuchi Lin et al. [18] developed a novel biosensor based on a nanocomposite layer of Nitrogen-doped Graphene Quantum Dots/Polyaniline nanocomposite (N-GQDs/PANI) (Figure 1B). With glucose oxidase (GOx) immobilized onto the electrode, the biosensor demonstrated

## Non-invasive blood glucose monitoring

excellent performance detecting glucose in artificial sweat. Wearable devices face a challenge in maintaining their electrochemical performance when subjected to significant deformation, which can cause cracks and damage to the electrodes. However, the design of Gox/N-GQDs/PANI has been successful in reducing charge-transfer resistance and maintaining its sensitivity during continuous bending testing. Compared to Gox/Pt, this design was associated with a 21.9% increase in sensitivity for glucose detection. Additionally, Gox/N-GQDs/PANI exhibited high selectivity and good stability and repeatability for glucose detection. These properties enable it to effectively overcome biomarker chemical signal fluctuations, which is crucial for continuous biomarker monitoring and disease diagnosis.

The authors used cyclic voltammetry to study the catalytic activity of N-GQDs/PANI nanocomposites to detect  $H_2O_2$ , electrochemical impedance spectroscopy (EIS) to measure charge-transfer resistance ( $R_{ct}$ ), and ammeter method to measure the response of Gox/N-GQDs/PANI based SPCEs to different glucose concentrations.

*NiO (nickel oxide) nanosheets using graphene oxide film*

Haiyan et al. [19] used a graphene oxide (GO) film as a template to prepare novel nanoparticle-assembled NiO nanosheets that could be utilized to develop non-enzymatic electrochemical glucose sensors. An electrochemical analyzer was utilized for electrochemical measurements, with a three-electrode battery consisting of a glass carbon electrode (GCE) as the working electrode, an Ag/AgCl (saturated KCl) electrode as the reference electrode, and a platinum foil as the counter electrode. NiO-based glucose sensors exhibited a low detection limit, wide detection range, and good selectivity compared to traditional electrochemical detection methods. The nanosheet NiO/GCE could respond quickly to glucose substrates, with a sharp increase in current to reach a stable value. When a potential of +0.60 V was applied, the current at the anode of the sensor sharply increased and reached 95% of the steady-state current within 2 seconds, exhibiting a fast ampere response. These findings present new strategies and opportunities for synthesiz-

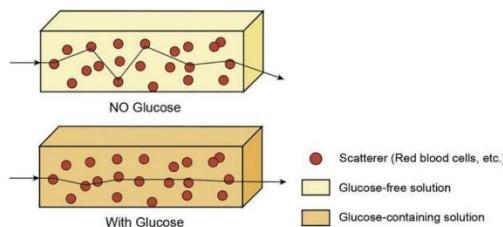
ing NiO-based sensing materials and manufacturing high-performance glucose sensors.

*Electrochemical twin channels (ETC) high sensitivity biosensor*

Yihao Chen et al. [20] presented a novel strategy to design and manufacture a skin-like biosensor for non-invasive and high-precision blood glucose monitoring by integrating an ultra-thin skin-like biosensor with electrochemical twin channels powered by paper batteries. The designed subcutaneous ETC could extract blood glucose from the blood vessels and transport it to the skin's surface. The ultrathin nanostructured biosensor was highly sensitive (130.4  $\mu$ A/mM) and could fully absorb and measure glucose. The results of subsequent *in vivo* clinical trials showed a high correlation ( $>0.9$ ) between non-invasive measurements and clinically measured blood glucose levels.

The system consisted of a flexible biocompatible paper battery and an ultra-thin skin-like biosensor. The paper battery was attached to the skin to generate subcutaneous ETC (Figure 1C). The ISF (Interstitial Fluid) was penetrated by the ETC via hyaluronic acid (HA), while glucose escaped from the blood vessels and reached the skin surface, where glucose reverse ion electroosmosis therapy was applied. The anode of the paper battery repelled high-density positively charged hyaluronic acid (HA), causing it to penetrate transdermally into the ISF. The additional HA increased ISF osmotic pressure and disrupted the balance between ISF filtration and reabsorption, thus promoting intravascular glucose refiltration at the end of the artery and reducing reabsorption at the end of the vein. Under low current conditions, the higher molar glucose concentration in ISF also increased the flux of reverse ion electroosmotic therapy. The findings suggest that more glucose in the intravascular space was transported from the blood vessels to the skin surface, leading to the measurement of "actual" blood glucose levels. The principle of the continuous blood glucose monitoring system (CGM) is to monitor the glucose concentration in the subcutaneous interstitial fluid through the glucose sensor, thereby reflecting the monitoring technology of the blood glucose level. Compared with traditional blood sugar monitoring methods, CGM can provide continuous and comprehensive blood

## Non-invasive blood glucose monitoring



**Figure 2.** Schematic description of the influence of glucose on light propagation. Near-infrared light can effectively penetrate body fluids and soft tissues, enabling the detection of tissue conditions. The figure shows how glucose affects light propagation by absorbing and scattering near-infrared light. The absorption and scattering properties of glucose can be used to detect glucose levels in biological samples using near-infrared spectroscopy.

sugar information, understand the trend of blood sugar fluctuations, and thus discover high and low blood sugar signals that are not easily detected by traditional monitoring methods, and provide more comprehensive clinical data. In this technology, under normal working conditions, the sensor will use the electrochemical dual channel (ETC) to detect and output blood glucose measurement results. Since blood glucose is measured from the skin surface, it will not affect the human body (such as sleep), so it is suitable for continuous blood glucose monitoring.

A flexible dual-analyte electrochemical biosensor for the simultaneous detection of lactate and glucose in saliva was developed by researchers from Tsinghua University [21]. This biosensor was based on a flexible screen-printed electrode with two working electrodes. By sharing the reference and counter electrodes, multi-channel detection of different analytes in a single electrolytic cell could be achieved. A timing modulation data acquisition method was adopted to detect response signals of multiple analytes. The glucose and lactate channels of this sensor exhibited sensitivities of  $18.7 \mu\text{A}/(\text{mMcm}^2)$  and  $21.8 \mu\text{A}/(\text{mMcm}^2)$ , respectively. The dual-channel biosensor exhibited wide linear ranges of  $0\text{-}1500 \mu\text{M}$  for the glucose channel and  $0\text{-}2000 \mu\text{M}$  for the lactate channel, suggesting it could accurately measure the glucose and lactate levels within this range. This broad detection range enabled the detection of low-level saliva metabolites, sug-

gesting it has great potential. Given that large amounts of blood constituents can penetrate saliva through intracellular or paracellular pathways, and saliva is easy to obtain [11], it is very suitable for non-invasive monitoring.

### Optical technology

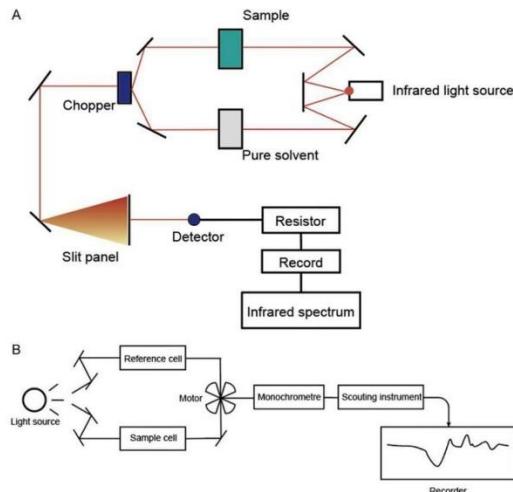
#### *Near-infrared spectroscopy*

It is now understood that to measure glucose levels using near-infrared light, the light must be absorbed and scattered by chemicals in the tested tissue. Near-infrared spec-

troscopy generally selects areas with rich blood vessels and thin skin, such as the tongue, lips, and earlobes, for measurement. A feasibility study was conducted to assess the relationship between tissue reduced Scattering Coefficient to changes in blood glucose levels in diabetes volunteers. A significant correlation was found among 30 of 41 subjects [22]. This study demonstrated that unabsorbed light could be reflected from or transmitted through tissues before being received by optical detectors. When light propagates through organs with higher glucose concentrations, it becomes stronger due to less scattering, which results in shorter light paths and reduced light absorption (Figure 2) [23].

It is well-established that near-infrared spectroscopy is primarily focused on the visible and near-infrared ranges, including wavelengths ranging from  $0.59\text{-}0.95 \mu\text{m}$  [24],  $1.21\text{-}1.85 \mu\text{m}$  [25], and  $2.12\text{-}2.38 \mu\text{m}$  [26]. Near-infrared light can effectively penetrate body fluids and soft tissues, enabling the detection of tissue conditions. This approach harnesses the frequency doubling and combined absorption of the fundamental frequency vibration of compounds that contain X-H bond groups (X can be C, O, N, etc.) in the mid & infrared region. The spectral absorption characteristics changed as the contents of organic compounds containing X-H bond groups and inorganic compound samples combined with them varied. It has been shown that glucose and other tissues have specific absorption bands in the near-infrared range.

## Non-invasive blood glucose monitoring



**Figure 3.** A. Near-infrared spectroscopy technology is a non-invasive blood sugar monitoring technology, which determines the content of glucose in the tissue by analyzing the spectral signal of a beam of infrared light passing through or reflected by human tissue. B. Near-infrared thermal detector principle. When near-infrared radiation is absorbed by a material, it causes a temperature increase, which generates a voltage output in the thermopile. The voltage output is proportional to the intensity of the absorbed radiation and can be used to measure the concentration of glucose in biological samples. Both infrared light detectors and infrared heat detectors can be used as measuring instruments, and further research can be carried out to produce non-invasive detectors with higher sensitivity and stability.

When near-infrared light penetrates human tissue, it is partially absorbed. The concentration of blood sugar can be calculated by detecting and calibrating the near-infrared spectrum absorption value [15]. Near-infrared light is a highly promising method for detecting glucose levels as it can provide real-time, non-invasive, fast, and chemical reagent-free glucose monitoring without risk of pain or infection. Accordingly, it is considered a promising detection method.

A typical near-infrared spectral sensing instrument mainly includes thermal and light detectors. The thermal detector functions by using crystals of certain thermoelectric materials positioned between two metal plates. When light shines on the crystals, the surface charge distribution changes, thereby measuring the power of infrared radiation (Figure 3A). A light

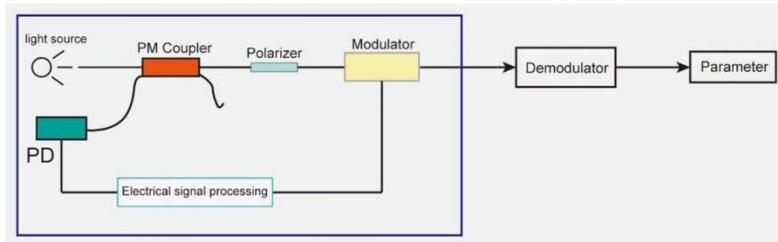
detector generates signals due to the absorption of light by the materials in the detector, which leads to the release of electrons and induces a current output (Figure 3B).

At present, four major technical bottlenecks hinder the application of near-infrared spectroscopy for blood glucose monitoring: (1) The device can only detect a weak signal, and therefore effective signal amplification methods need to be developed; (2) Measurement accuracy is impacted by individual differences in the human body and dynamic changes in body components; (3) Effective measurement sites need to be identified (such as fingers, tongue tips, etc.), and supporting facilities must be developed for dynamic monitoring of blood sugar; (4) Overlapping spectra make it challenging to accurately extract glucose component information, thus effective extraction methods need to be developed.

#### Optical rotation method

The “Optical Rotation Method” uses a visible light source for measurement, with the main measurement sites being the aqueous humor and cornea of the human eye. The principle of the optical rotation method is that optical active substances cause the polarization plane of polarized light to rotate, and the angle generated is related to the optical path, wavelength, temperature, and concentration of the solution in which polarized light propagates. When a beam of polarized light shines into a solution containing glucose, its transmitted light is also linearly polarized, and it forms an angle with the polarization direction of the original light, which is the optical rotation caused by glucose [27, 28]. The detection of glucose molecules can be achieved using a fiber optic sensor based on the principle of optical rotation. This involves sending a light beam from a light source through a fiber optic and into the modulator.

## Non-invasive blood glucose monitoring



**Figure 4.** The principle of fiber optic sensors. This method harnessed the optical rotation properties of glucose molecules to quantitatively detect blood glucose by measuring the optical rotation angle. This instrument can be used for non-invasive blood glucose monitoring.

The interaction between the light in the modulator and the external measured parameters causes changes in the optical properties of light, such as intensity, wavelength, frequency, phase, and polarization state, resulting in a modulated optical signal. After the signal is sent through the fiber optic to the optoelectronic device and demodulated, the measured parameters are obtained (Figure 4).

Brent D. Cameron et al. [29] developed a non-invasive blood glucose monitoring method based on optical polarization technology. This method harnessed the optical rotation properties of glucose molecules to quantitatively detect blood glucose by measuring the optical rotation angle. A new type of optical polarimeter was designed and manufactured to monitor blood glucose *in vivo*. This instrument leverages a new type of optical polarization element to achieve high-precision measurement of the optical rotation angle. A new type of optical probe has also been designed to achieve non-invasive detection of skin tissue. The experimental results showed that this method could monitor blood sugar accurately with good stability and repeatability.

One key factor limiting optical polarization as a non-invasive blood glucose measurement method is the sample noise caused by corneal birefringence in the presence of motion. Casey W. Pirnstill et al. [30] used dual-wavelength polarimetry to measure the glucose concentration in the anterior chamber and determine the blood glucose level. The author provided hitherto undocumented evidence that dual-wavelength polarimetry can accurately detect glucose concentration in rabbits. The experimen-

tal results showed that the overall average relative difference was 4.49% (11.66 mg/dL), and the Clarke error grid had a 100% Zone A+B hit rate, with 100% falling on Zone A, indicating the high accuracy of dual-wavelength polarimetry. It was concluded that dual-wavelength polarimetry could effectively reduce the noise caused by corneal birefringence, thereby accurately measuring the glucose concentration in aqueous humor and correlating it with blood sugar. Overall, this study provided a new method for non-invasive blood glucose monitoring.

It has been established that the high scattering coefficient of human skin tissue results in the complete depolarization of the light beam [31]. Accordingly, the aqueous humor has been subject to extensive research in recent years [32, 33]. In 2014, the Google X Lab announced the development of contact lenses for non-invasive blood sugar measurement [34], which comprised two layers of soft lens material with a wireless chip and a micro glucose sensor implanted in the middle. The lens can measure the glucose concentration in tears. Notwithstanding that significant inroads have been made, products utilizing near-infrared spectroscopy for glucose monitoring have not yet been widely adopted. In an interview, Steve Pacelli, Executive Vice President of Dexcom, expressed his lack of optimism about the Google contact lens and noted that it is still just a scientific project.

#### Electromagnetic and microwave technology

##### Dielectric properties of glucose

The dielectric constant is used to measure the ability of a medium to store charge. Current evi-

## Non-invasive blood glucose monitoring

dence suggests that the dielectric properties of materials affect the behavior of electromagnetic waves in the medium. Therefore, the dielectric properties of different materials are one of the main design parameters for microwave sensor structures. Interestingly, the dielectric properties of glucose can be used to measure its various parameters using microwave sensors. The assessment of dielectric characteristics is crucial for the success of microwave diagnosis and therapeutic applications since it depends on the differences between normal and abnormal tissues [35].

Non-invasive blood glucose monitoring requires microwave sensors to detect glucose levels in epidermal tissue. A study found that the unipolar Cole-Cole equation could accurately simulate the dielectric behavior of biological tissue over a wide range of frequencies. The unipolar equation is as follows [36]:

$$\frac{1}{f(\sim)} = \frac{f_p - f_3 + \nu_i}{f_3} \cdot \frac{1}{1 + (j\sim\tau)(1 - \alpha)} \quad j \sim \nu_0$$

Where,  $\varepsilon_r$ -Relative dielectric constant at a field frequency;  $\varepsilon_0$ -Static dielectric constant;  $\tau$ -Relaxation time of dispersion area;  $\alpha$ -Wide distribution of relaxation time constant;  $\sigma_i$ -Ionic conductivity.

The blood sugar levels of healthy individuals are typically maintained within the range of 72 mg/dL to 216 mg/dL. It has been reported that the relative dielectric constant and conductivity decreased when the glucose concentration increased from 72 mg/dL to 600 mg/dL [37]. Dielectric properties typically exhibit limited sensitivity to changes in blood glucose concentration, with a relative dielectric constant of about 0.2 units and a conductivity of about 0.1 S/m. The relative dielectric constant decreased slightly more than conductivity with increased blood glucose levels.

#### Electromagnetic sensor system

Jessica Hanna et al. [38] proposed a wearable multi-sensor system for high-sensitive, non-invasive continuous blood glucose monitoring, which comprised a multi-band slot antenna, a multi-band band stop filter, a skin temperature sensor, a skin conductance response (SCR) sensor [39], an environmental temperature and

humidity sensor [40] and motion sensor [41], etc. Each sensor could perform non-invasive and continuous monitoring of these different disturbance factors, forming an integrated glucose sensing system.

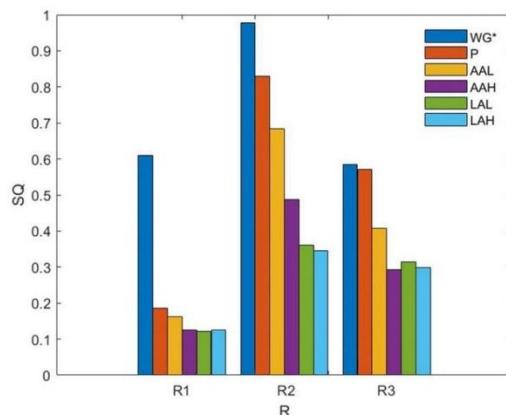
These sensors were designed to simulate the anatomical structures of the vascular system in the human body to improve sensitivity to changes in blood glucose. Additionally, these sensors were designed to be wearable, allowing them to align with body curves and adapt to small movements. The sensors included in the system have been fully validated in serum, animal tissues, diabetic animal models, and clinical settings. The non-invasive measurement results of a human trial reported a high correlation ( $>0.9$ ) between the physical parameters of the system and blood glucose levels, with no time lag observed. The sensor adopted an adjustable electromagnetic topology structure based on vascular anatomy, which simulated the anatomical structure of the vascular system in the human body to improve sensitivity to blood sugar changes, thus achieving accurate and real-time monitoring functions. Importantly, these wearable devices could wirelessly sense the changes from hypoglycemia to hyperglycemia with high accuracy. This sensor system aims to target multiple body positions simultaneously, opening the door for the development of a closed-loop artificial pancreas [42].

#### Microwave sensors

The principle of microwave sensors is to measure blood sugar levels by utilizing the reflection and absorption of microwave signals when they pass through human tissues. These sensors determine blood glucose levels by measuring the complex dielectric constant in the blood. Non-invasive microwave sensors can monitor blood sugar levels in real time with high sensitivity and compact size [43]. However, the disadvantage of these sensors is their susceptibility to interference from other substances, such as fats and proteins, leading to measurement errors. In addition, these sensors require more testing and validation to ensure their accuracy and reliability.

A recent study [44] revealed that the resonance frequency of monitoring antennas was associated with the dielectric constant and the conductivity of the blood, both of which are related

## Non-invasive blood glucose monitoring



**Figure 5.** Comparison of the sensitivity (S) of the sensors at different resonant frequencies. The figure provides information on the sensitivity of the sensors in detecting glucose levels in different experimental conditions. WG\*, P, AAL, AAH, LAL, and LAH refer to different plasma solution groups. Among them: WG\* - Water glucose solution; P - Plasma solution; AAL - plasma solution with a low concentration of ascorbic acid added; AAH - plasma solution with a high concentration of ascorbic acid added; LAL - plasma solution with a low concentration of lactic acid added; LAH - plasma solution with a high concentration of lactic acid added.

to the glucose level. Therefore, the resonance frequency of microwaves is correlated with glucose levels, providing a feasibility basis for measuring blood sugar noninvasively with "microwave sensors". The study used blood samples from 10 patients with glucose levels from normal (87 mg/dl) to hyperglycemia (330 mg/dl) to establish a real database of blood dielectric properties. Using Agilent 85070E dielectric probe and Agilent 8720B network analyzer [45], the dielectric constant and conductivity of blood samples were measured in the frequency range of 1 GHz-10 GHz. The resonant frequency of the broadband antenna tied to the patient's body was monitored when the patient ingested fast-acting glucose tablets. These experimental results substantiated that the resonance frequency of the antenna increased as the glucose level increased.

Tuba Yilmaz et al. [46] reviewed research on the interaction between electromagnetic waves and glucose molecules and proposed methods to increase measurement sensitivity and selectivity, such as using a narrow belt resonant with a high Q factor (a dimensionless parameter

used to describe the under-damped condition of an oscillator or resonator) to improve accuracy and sensitivity. To more accurately measure glucose levels using the dielectric constant, Carlos G. Juan et. al. [47] used microwave sensors to measure the glucose level in human plasma solutions. These sensors are microstrip open-loop half-wave resonators that track glucose concentration by detecting changes in the dielectric constant of plasma solutions. To compare the impact of resonant frequencies on the experimental results, the authors set the sensors to three different frequencies of 2 GHz, 5.7 GHz, and 8 GHz (denoted as R1, R2, and R3). To characterize the solutions, plasma was mixed with glucose, lactate, and ascorbic acid to create 25 solutions, each group containing five solutions, with glucose concentrations of 0%, 2.5%, 5%, 7.5%, and 10%. All solutions were characterized using three microwave sensors (R1 to R3), and 90 measurements were conducted. The frequency response (S parameter) of the sensor was measured by a vector network analyzer (VNA) and evaluated as a glucose tracker in a background close to real human blood. The experimental results indicated that variations in other components could affect sensitivity, but the microwave sensor detected glucose levels accurately and exhibited a linear response. The sensitivity of R2 and R3 was better than R1 (Figure 5), indicating that higher frequencies are necessary for future designs. It was concluded that before the application of microwave sensors, it is essential to comprehensively model the actual application environment and conduct a large number of experiments using different frequencies and measurement parameters to improve sensitivity while ensuring the accuracy of the results.

#### Conclusions and outlook

We summarize the advantages, disadvantages, and detection sites of the non-invasive blood

## Non-invasive blood glucose monitoring

**Table 1.** Summary of the sensors mentioned in this article

Sensor	Advantages	Disadvantages	Detection site
Gold nanostructured flexible sensor	Good flexibility, excellent selectivity, repeatability, and stability.	The activity of various enzymes must be ensured, and the requirements for storage and use are high.	Sweat
Flexible N-QCD/PANI nanocomposite layer sensor	Has high sensitivity and repeatability, and stability, and can effectively overcome the fluctuations of biological signals.	The requirements for the materials are high, and the manufacturing cost is high.	Sweat
Electrochemical dual-channel sensor	Suitable for continuous monitoring during sleep, high blood glucose correlation.	Low flexibility.	Subcutaneous blood
Near-infrared spectrometer	No risk of infection, strong penetration, low cost.	Easily affected by environmental changes (such as temperature, humidity, pressure).	Oral mucosa, tongue, fingers
Polarimeter	No risk of infection, and low cost.	Long detection time, may cause harm to the human eye.	Aqueous humor, the cornea
Electromagnetic sensor	Personalized detection, high accuracy.	High detection cost.	Subcutaneous blood
Microwave sensor	Good real-time performance, small size.	Easily interfered with, low accuracy.	Fingers

glucose detection sensors (**Table 1**). Over the past few decades, significant efforts have been undertaken to explore various non-invasive methods for detecting blood sugar levels. Although many novel detection methods have demonstrated high accuracy in laboratory settings, these technologies have not yet been put into clinical practice and still need to be further improved and meet market regulations. The non-invasive blood glucose detection technology mentioned above shows great potential for development, but some challenges remain.

*The difficulty in signal detection and quantification*

Biological tissues contain large quantities of water, which strongly absorbs light, leading to severe light attenuation. The glucose content in tissue fluid and blood is relatively low, making it challenging to detect small changes (the density of glucose is only 1% to 10% of the density of glucose in the blood). Body fluid glucose measurement accuracy may be reduced due to water evaporation, seasonal changes in liquid volume, and other internal components, making it unsuitable for continuous, long-term, and sleep monitoring. In addition, the absorption coefficient of glucose is much smaller than water's, which will weaken the signal triggered by changes in blood sugar concentration. Accurately and reliably detecting these values requires instruments with a high signal-to-noise ratio, which is currently not achievable with non-invasive blood glucose detection technology. As a result, it still cannot meet the rigorous requirements of clinical detection.

*Changes in measurement conditions*

Specificity remains one of the most important challenges in non-invasive blood glucose measurement. It is widely acknowledged that the tissue structure varies significantly across different parts of the human body, and this heterogeneity is also unique to each individual. If the probe cannot be accurately positioned at the same position during measurement, it will inevitably affect the propagation path of light. In addition, changes in measurement conditions such as temperature, area, and angle of light at the measurement site will directly affect the propagation of light, and the light intensity changes caused by them are much greater than those triggered by changes in blood glucose concentration. Therefore, accurate detection of blood glucose concentration is not feasible without stable measurement conditions.

*Testing safety*

Safety is a priority for this detection technology since it involves direct contact with the human body. Certain sensors contain potentially hazardous components such as enzymes, strong light sources, etc., which must be carefully evaluated to avoid possible bodily harm.

The past few years have witnessed significant progress in non-invasive blood glucose detection technology. However, their accuracy is still far from mainstream methods [48], hindering the widespread implementation of non-invasive blood glucose measurement technology. Therefore, the following four aspects need to be studied and improved in the future.

## Non-invasive blood glucose monitoring

*Continuous glucose monitoring*

Some technologies that can continuously monitor blood glucose are mentioned in the article, such as electrochemical sensors, electromagnetic sensors, microwave sensors, etc. It should be noted that human activities may cause large detection errors. To build a sensor system, various influencing factors need to be considered to ensure the accuracy of the results as much as possible. In addition, the feasibility of continuous monitoring must be ensured. For example, the measurement of blood sugar in the cornea by polarimetry cannot be continuously monitored while the patient is resting.

1 It is necessary to consider the significant impact of measurement location, accuracy of experimental equipment, and experimental methods (*in vitro* and *in vivo*) on the detection results. Indeed, *in vitro*, experiments can better control experimental conditions but cannot simulate the real biological environment. In contrast, *in vivo*, experiments can better simulate the real biological environment but are subject to more interference factors. Therefore, in the future, it will be necessary to improve the experimental environment, ensure the universality of experimental results as much as possible, and provide sufficient theoretical support for future clinical trials.

2 It is necessary to ensure that non-invasive measurement equipment is feasible, including ease of operation, repeatability, and low noise levels.

(1) To achieve ease of operation, a system with automated measurement functions can be developed.

(2) To ensure repeatability, flexible materials can be developed and verified through numerous experiments. One example is the "Flexible N-GQD/PANI Nanocomposite Layer Non-invasive Biosensor" mentioned earlier.

(3) Regarding "low noise", improving experimental methods and signal processing techniques or optimizing the structure and materials of sensors to reduce noise.

3. Further research on nanomaterials is necessary for the development of biosensors, which have a wide range of applications in the medi-

cal field. These applications include disease control, clinical care, preventive treatment, patient health information, and disease review [49]. Since biosensors come into direct contact with the human body, it is crucial to ensure that nanomaterials do not cause harm while improving flexibility and durability to ensure normal operation. Biosensors can be used in personalized medicine, providing patients with new treatment and diagnostic options and significantly impacting healthcare.

4. The sensor's detection capability can be extended to simultaneously detect multiple biological indicators. Indeed, it is well-established that metabolic disorders usually cause systemic dysfunction and may lead to abnormal levels of various metabolites [50]. For example, patients with diabetes often present with elevated blood sugar, lipids, and lipoproteins levels due to metabolic disorders. Higher hemoglobin A1c levels in diabetic patients can also increase the likelihood of lactic acid disorder by strengthening the anaerobic fermentation process [51]. Future research should focus on developing three-channel or multi-channel biosensors, which can provide actionable information on multiple metabolites and generate comprehensive personal health information for more comprehensive medical testing.

**Acknowledgements**

This work was supported by the National Natural Science Foundation of China (No. 82071799, 81870530), and Shanghai Science and Technology Development Funds (No. 20ZR1469900).

**Disclosure of conflict of interest**

None.

**Address correspondence to:** Yuqing Liu, College of Engineering Science and Technology, Shanghai Ocean University, No. 999 Huchenghuan Road, Shanghai 201306, China. E-mail: yqliu@shou.edu.cn; Hao Yin, Organ Transplant Center, Shanghai Changzheng Hospital, No. 415 Fengyang Road, Shanghai 200003, China. E-mail: roytina0241032@hotmail.com; Meng Guo, National Key Laboratory of Medical Immunology & Institute of Immunology, Navy Medical University, No. 800 Xiangyin Road, Shanghai 200433, China. E-mail: Guo918meng@163.com

## Non-invasive blood glucose monitoring

## References

[1] Wang L, Gao P, Zhang M, Huang Z, Zhang D, Deng Q, Li Y, Zhao Z, Qin X, Jin D, Zhou M, Tang X, Hu Y and Wang L. Prevalence and ethnic pattern of diabetes and prediabetes in China in 2013. *JAMA* 2017; 317: 2515-2523.

[2] Holman RR, Paul SK, Bethel MA, Matthews DR and Neil HA. 10-year follow-up of intensive glucose control in type 2 diabetes. *N Engl J Med* 2008; 359: 1577-1589.

[3] Gusev M, Poposka L, Spasovski G, Kostoska M, Koteska B, Simjanoska M, Ackovska N, Stojmenski A, Tasic J and Trontelj J. Noninvasive glucose measurement using machine learning and neural network methods and correlation with heart rate variability. *J Sensors* 2020; 1: 1-13.

[4] Tonyushkina K and Nichols JH. Glucose meters: a review of technical challenges to obtaining accurate results. *J Diabetes Sci Technol* 2009; 3: 971-980.

[5] Chen C, Zhao XL, Li ZH, Zhu ZG, Qian SH and Flewitt AJ. Current and emerging technology for continuous glucose monitoring. *Sensors (Basel)* 2017; 17: 182.

[6] van Enter BJ and von Hauff E. Challenges and perspectives in continuous glucose monitoring. *Chem Commun (Camb)* 2018; 54: 5032-5045.

[7] Khalil OS. Spectroscopic and clinical aspects of noninvasive glucose measurements. *Clin Chem* 1999; 45: 165-177.

[8] Moyer J, Wilson D, Finkelstein I, Wong B and Potts R. Correlation between sweat glucose and blood glucose in subjects with diabetes. *Diabetes Technol Ther* 2012; 14: 398-402.

[9] Amer S, Yousuf M, Siddiqui PQ and Alam J. Salivary glucose concentrations in patients with diabetes mellitus—a minimally invasive technique for monitoring blood glucose levels. *Pak J Pharm Sci* 2001; 14: 33-37.

[10] Heikenfeld J. Non-invasive analyte access and sensing through eccrine sweat: challenges and outlook circa 2016. *Electroanalysis* 2016; 28: 1242-1249.

[11] Coyle S, Curto VF, Benito-Lopez F, Florea L and Diamond D. Wearable bio and chemical sensors. *Wearable Sensors*. Elsevier; 2014. pp. 65-83.

[12] Liu C, Sheng Y, Sun Y, Feng J, Wang S, Zhang J, Xu J and Jiang D. A glucose oxidase-coupled DNAzyme sensor for glucose detection in tears and saliva. *Biosens Bioelectron* 2015; 70: 455-461.

[13] Gupta S, Sandhu SV, Bansal H and Sharma D. Comparison of salivary and serum glucose levels in diabetic patients. *J Diabetes Sci Technol* 2015; 9: 91-96.

[14] Bandodkar AJ and Wang J. Non-invasive wearable electrochemical sensors: a review. *Trends Biotechnol* 2014; 32: 363-371.

[15] Yu M, Li YT, Hu Y, Tang L, Yang F, Lv WL, Zhang ZY and Zhang GJ. Gold nanostructure-programmed flexible electrochemical biosensor for detection of glucose and lactate in sweat. *Journal of Electroanalytical Chemistry* 2021; 882: 115029.

[16] Ferrante do Amaral CE and Wolf B. Current development in non-invasive glucose monitoring. *Med Eng Phys* 2008; 30: 541-549.

[17] Kissinger PT and Heineman WR. Cyclic voltammetry. *J Chem Educ* 1983; 60: 702.

[18] Lin YC, Rinawati M, Chang LY, Wang YX, Wu YT, Yen YH, Chen KJ, Ho KC and Yeh MH. A non-invasive wearable sweat biosensor with a flexible N-QDs/PANI nanocomposite layer for glucose monitoring. *Sens Actuators B Chem* 2023; 133617.

[19] Zhang H and Liu S. Nanoparticles-assembled NiO nanosheets templated by graphene oxide film for highly sensitive non-enzymatic glucose sensing. *Sens Actuators B Chem* 2017; 238: 788-794.

[20] Chen Y, Lu S, Zhang S, Li Y, Qu Z, Chen Y, Lu B, Wang X and Feng X. Skin-like biosensor system via electrochemical channels for noninvasive blood glucose monitoring. *Sci Adv* 2017; 3: e1701629.

[21] Liu M, Yang M, Wang M, Wang H and Cheng J. A flexible dual-analyte electrochemical biosensor for salivary glucose and lactate detection. *Biosensors (Basel)* 2022; 12: 210.

[22] Brulsema JT, Hayward JE, Farrell TJ, Patterson MS, Heinemann L, Berger M, Koschinsky T, Sandahl-Christianen J, Orskov H, Essenpreis M, Schmelzle-Redeker G and Bäcker D. Correlation between blood glucose concentration in diabetics and noninvasively measured tissue optical scattering coefficient. *Opt Lett* 1997; 22: 190-192.

[23] Amir O, Weinstein D, Zilberman S, Less M, Perl-Treves D, Primack H, Weinstein A, Gabis E, Fikhte B and Karasik A. Continuous noninvasive glucose monitoring technology based on "occlusion spectroscopy". *J Diabetes Sci Technol* 2007; 1: 463-9.

[24] Yeh SJ, Hanna CF and Khalil OS. Monitoring blood glucose changes in cutaneous tissue by temperature-modulated localized reflectance measurements. *Clin Chem* 2003; 49: 924-934.

[25] Schrader W, Meuer P, Popp J, Kiefer W, Menzelbach JU and Schrader B. Non-invasive glucose determination in the human eye. *Journal of Molecular Structure* 2005; 735: 299-306.

[26] Olesberg JT, Liu L, Van Zee V and Arnold MA. In vivo near-infrared spectroscopy of rat skin tis-

## Non-invasive blood glucose monitoring

sue with varying blood glucose levels. *Anal Chem* 2006; 78: 215-223.

[27] Heise HM, Marbach R, Koschinsky T and Gries FA. Noninvasive blood glucose sensors based on near-infrared spectroscopy. *Artif Organs* 1994; 18: 439-447.

[28] Cameron B and Coté G. Polarimetric detection of chiral chemicals in biological fluids. *SPIE International Biomedical Optics Conference*. San Jose, CA: SPIE; 1997. pp. 308-313.

[29] Cameron BD, Gorde H and Coté GL. Development of an optical polarimeter for in-vivo glucose monitoring. *Optical Diagnostics of Biological Fluids IV*. SPIE; 1999. pp. 43-49.

[30] Pirnstill CW, Malik BH, Gresham VC and Coté GL. In vivo glucose monitoring using dual-wavelength polarimetry to overcome corneal birefringence in the presence of motion. *Diabetes Technol Ther* 2012; 14: 819-827.

[31] Szabo A. Theory of fluorescence depolarization in macromolecules and membranes. *J Chem Phys* 1984; 81: 150-167.

[32] Cameron BD, Baba JS and Coté GL. Measurement of the glucose transport time delay between the blood and aqueous humor of the eye for the eventual development of a noninvasive glucose sensor. *Diabetes Technol Ther* 2001; 3: 201-207.

[33] Lambert JL, Pelletier CC and Borchert M. Glucose determination in human aqueous humor with Raman spectroscopy. *J Biomed Opt* 2005; 10: 031110.

[34] King L. Google smart contact lens focuses on healthcare billions. *Forbes Tech* 2014; 15.

[35] Gabriel S, Lau RW and Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys Med Biol* 1996; 41: 2271-93.

[36] Lazebnik M, Popovic D, McCartney L, Watkins CB, Lindstrom MJ, Harter J, Sewall S, Ogilvie T, Magliocco A, Breslin TM, Temple W, Mew D, Booske JH, Okoniewski M and Hagness SC. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. *Phys Med Biol* 2007; 52: 6093-115.

[37] Yilmaz T and Hao Y. Electrical property characterization of blood glucose for on-body sensors. *Proceedings of the 5th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP)*. IEEE; 2011. pp. 3659-3662.

[38] Hanna J, Btelch M, Tawk Y, Ramadan AH, Dia B, Asadallah FA, Eid A, Kanj R, Costantine J and Eid AA. Noninvasive, wearable, and tunable electromagnetic multisensing system for continuous glucose monitoring, mimicking vasculature anatomy. *Sci Adv* 2020; 6: eaba5320.

[39] Panigrahy SK, Jena SK and Turuk AK. Study and analysis of human stress detection using galvanic skin response (GSR) sensor in wired and wireless environments. *Research Journal of Pharmacy and Technology* 2017; 10: 545-550.

[40] Lee CY and Lee GB. Humidity sensors: a review. *Sensor Letters* 2005; 3: 1-15.

[41] Hanna J, Tawk Y, Azar S, Ramadan AH, Dia B, Shamiyah E, Zogbi S, Kanj R, Costantine J and Eid AA. Wearable flexible body matched electromagnetic sensors for personalized non-invasive glucose monitoring. *Sci Rep* 2022; 12: 14885.

[42] Bequette BW. Challenges and recent progress in the development of a closed-loop artificial pancreas. *Annu Rev Control* 2012; 36: 255-266.

[43] Mohammadi P, Mohammadi A, Demir S and Kara A. Compact size, and highly sensitive, microwave sensor for non-invasive measurement of blood glucose level. *IEEE Sensors Journal* 2021; 21: 16033-16042.

[44] Venkataraman and Freer B. Feasibility of non-invasive blood glucose monitoring: in-vitro measurements and phantom models. *2011 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APSURSI)*. IEEE; 2011. pp. 603-606.

[45] Meaney PM, Gregory AP, Seppälä J and Lahtinen T. Open-ended coaxial dielectric probe effective penetration depth determination. *IEEE Trans Microw Theory Tech* 2016; 64: 915-923.

[46] Yilmaz T, Foster R and Hao Y. Radio-frequency and microwave techniques for non-invasive measurement of blood glucose levels. *Diagnostics (Basel)* 2019; 9: 6.

[47] Juan CG, Bronchalo E, Potelon B, Quendo C and Sabater-Navarro JM. Glucose concentration measurement in human blood plasma solutions with microwave sensors. *Sensors (Basel)* 2019; 19: 3779.

[48] Kalatehjary M, Sohrabi MB, Khosravi A and Zolfaghari P. Correlation between blood glucose measured using glucometers and standard laboratory methods. *Iranian Journal of Endocrinology and Metabolism* 2008; 10: 277-283.

[49] Haleem A, Javaid M, Singh RP, Suman R and Rab S. Biosensors applications in medical field: a brief review. *Sensors International* 2021; 2: 100100.

[50] Fuentes-Antrás J, Picatoste B, Ramírez E, Egido J, Tuñón J and Lorenzo Ó. Targeting metabolic disturbance in the diabetic heart. *Cardiovasc Diabetol* 2015; 14: 17.

[51] English P and Williams G. Hyperglycaemic crises and lactic acidosis in diabetes mellitus. *Postgrad Med J* 2004; 80: 253-261.

## 四、专利（著作权）

## 1. 授予专利（著作权）统计表

序号	作者姓名	专利名称/著作权名称	专利/著作 权类型	获批的 专利号/授权号
1	方思敏; 方涛; 任少筠;	一种乒乓球偏转击发机构	发明专利	CN117618867A
2	方思敏; 方涛; 任少筠;	一种乒乓球发球装置	发明专利	CN117599402A
3	方思敏; 方涛; 任少筠;	一种乒乓球分球送球机构	发明专利	CN117839191A
4	李琛; 朱锦恒	一种网兜式翻转收集装置	发明专利	20240327000017 60
5	潘应林; 马运强	一种旋转式垃圾倾倒装置	发明专利	20240327000032 20

## 2. 专利（著作权）证书汇编