

学院：

编号：

哈尔滨工业大学

大一年度项目立项报告

项目名称：超柔无感高灵敏压力传感器

项目负责人：王子豪

学号

联系电话

电子邮箱

专业集群：资源环境与新材料化工

辅导员：高一帆

指导教师：齐殿鹏

职称：教授

联系电话

电子邮箱

学院及专业：化工与化学学院 化学工程与工艺

哈尔滨工业大学基础学部制表

填表日期：2020 年 11 月 21 日

一、项目团队成员（包括项目负责人、按顺序）

姓名	性别	所在专业集群	学号	联系电话	本人签字
王子豪	男	资源环境与新材料化工			王子豪
尹依名	男	资源环境与新材料化工			尹依名
黎秋	男	资源环境与新材料化工			黎秋
张浩霖	男	资源环境与新材料化工			张浩霖

二、指导教师意见

王子豪等几位同学通过教师的项目介绍了解了该项目，并通过与老师的沟通讨论了解了项目的背景、意义及目前的问题和挑战。几位同学在较短的时间内完成了对问题的初步调研，通过文献阅读，结合与师兄师姐及小组内讨论提出了相应的解决方案。在此期间几位同学都展现了较高的科研热情，也体现了一定的吃苦耐劳精神。因此同意几位同学在课题组开展大一科技创新项目。

签 名：

2020 年 11 月 21 日

三、项目专家组意见

批准经费： 元

组长签名： （ 学部盖章 ）

年 月 日

四、立项报告

超柔无感高灵敏压力传感器

（一）项目的背景、国内外研究现状、研究意义及发展趋势

1.1 立项背景及研究意义

20 世纪 60 年代，美国麻省理工学院媒体实验室提出了一种可以把多媒体、传感器和无线通信等技术嵌入日常穿戴中的创新技术，即可穿戴技术。进入 21 世纪后，互联网的蓬勃发展为可穿戴技术注入了新的活力，可穿戴产品的形式变得丰富多样，逐渐在医疗、健康、军事等方面展现了广阔的应用前景。经过科研人员半个多世纪的研究，可穿戴技术已成为目前最引人瞩目的技术热点之一^[1]。柔性可穿戴传感器具有轻薄便携、电学性能优异和集成度高等特点,使其成为最受关注的可穿戴技术之一^[2]。其中**柔性可穿戴压力传感器具有灵敏度高、性能稳定、信号监测简单等优点，在生物电子医疗、国防军工、航空航天等方面均展现了广阔且优异的应用前景。**但目前所开发的各类柔性压力传感器与人体皮肤间的共型贴附性^[3]仍较差，极大的降低了人体的感知舒适度及传感器的检测灵敏度。**本项目即是从改善现阶段柔性可穿戴压力传感器在舒适性、灵敏性等方面的问题出发，以低的成本研制出更切合现代智能医疗和人机交互所需的超柔无感高灵敏度的压力传感器。**

1.1.1 柔性压力传感器的应用背景

(1) 电子医疗方面：

在过去的几十年中，受人类皮肤启发的柔性电子设备引起了广泛的研究关注，因为它在健康监测、诊断和智能假肢方面^[4]有着广阔的潜在应用前景。而柔性可穿戴压力传感器以其简单的机理、紧凑的结构、低的成本和功耗以及易于信号采集和转换的优点，成为开发先进检测设备的最有吸引力的候选之一^[5]。传感器在人体健康监测、生物电子医疗等方面发挥着至关重要的作用（图 1）。近年来,人们已经在可穿戴可植入传感器领域取得了显著进步,例如脉搏检测、利用柔性传感器连续、实时地以无创或微创的形式检测血液中葡萄糖水平，可穿戴的口服钠传感器检测患者的盐摄入量，电子皮肤向大脑传递皮肤触觉信息,利用三维微电极实现大脑皮层控制假肢,利用人工耳蜗恢复病人听力等^[2]。

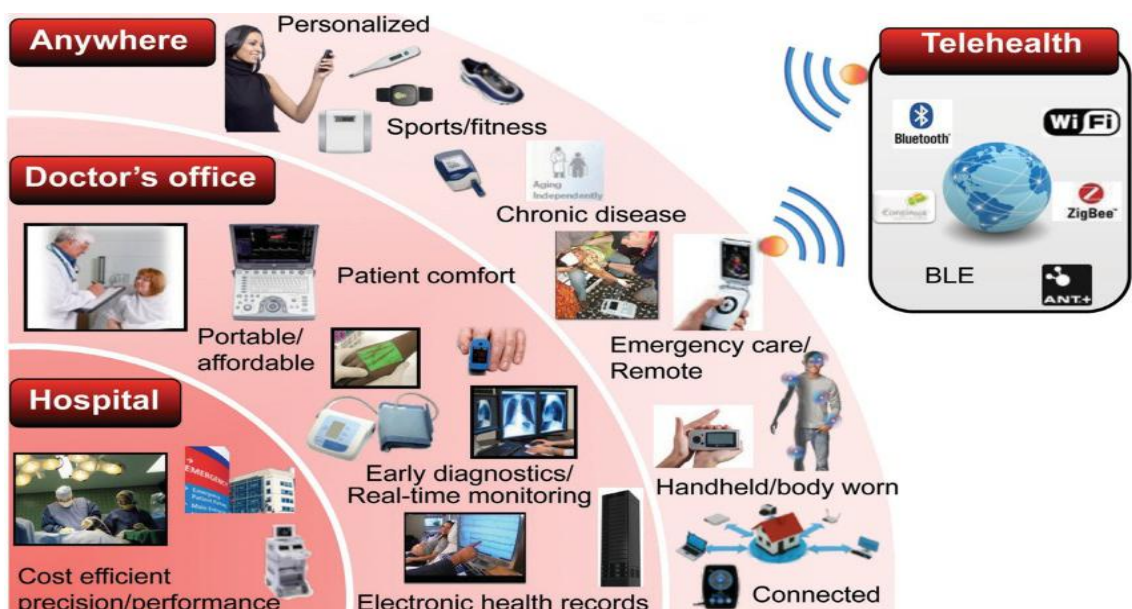


图 1. 各种传感器在人体检测的应用

(2) 军工方面:

现代战争无疑是科技之战，比拼的是高科技的武器和设备，近期阿塞拜疆和亚美尼亚之间的冲突鲜明的说明了这一点。通过科技手段提高单兵的作战能力是各军事大国间争相占领的技术高地，均投入大量的人力物力进行研发。比如人工外骨骼系统（图 2），其在提高单兵作战能力方面作用突出。其不仅能够减少士兵受到的武器伤害，同时在提高单兵的运物能力、增加士兵的奔跑速度等方面也起到重要作用。人工外骨骼系统能否成功使用的一个关键因素是使外骨骼系统的运动与单兵的肢体运动保持协调一致。可通过在单兵肢体表面装置柔性可拉伸力学传感器使外骨骼系统感知单兵肢体的运动行为，并通过在外骨骼系统内部设置多处柔性力学传感器，反馈外骨骼系统的运动幅度和行为，最终实现外骨骼系统与单兵肢体间运动行为的协调一致。

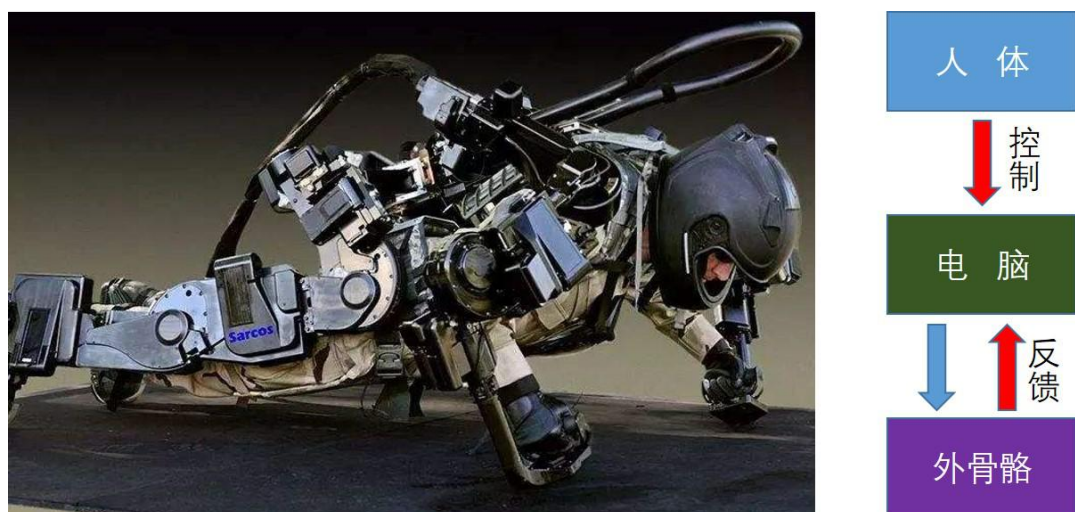


图 2. 传感器在人体外骨骼中的应用

(3) 航空航天方面：

柔性可穿戴压力传感器不仅在人们的生活健康领域有长远的发展前景，而且在航空航天领域也有着至关重要的应用。如基于柔性薄膜传感器的翼面攻角测试系统、高速柔性薄膜的温度传感器^[6]。此外，通过将具有力学传感功能的柔性电子皮肤覆盖在飞行器表面，可实现变体飞行器所需的“随机智变”机器触觉系统，实现对周围环境的感知，并自主做出调控。

1.2 发展现状

压力传感器是将力学信号转换为电学信号一种传感技术。柔性压力传感器除了具有刚性压力传感器的特点外，柔性压力传感器同时还具有优良的透明性、柔韧性、延展性以及可以自由弯曲甚至折叠以便于携带或者穿戴。它能够快速、高效地感应到周围环境中微弱压力的变化，解决了压力传感器柔性差、灵敏度低、稳定性弱、响应时间慢等问题，进一步拓宽传感器在环境监测、航天航空、生物医药、仿真机器人皮肤、智能纺织品等领域的应用范畴^[11]。其优越的性能和广泛的应用价值，引起了广大科研工作者的关注并开展了大量的研究工作。经过近些年的研究与发展，根据信号转换机制的不同，柔性可穿戴压力传感器的主要分为压阻^[7]、电容^[8]、压电^[9]及摩擦电^[10]等四大类别。几种柔性压力传感器的性能特征如表 1 所示。

表 1. 几种压力传感器的性能参数对比（高：★★★ 中：★★ 低：★）

	灵敏度	稳定性	实时监测性	制备工艺简易度	检测设备简易度
压阻式	★★★	★★★	★★★	★★	★★★
压电式	★★★	★★★	★	★★	★★
电容式	★★★	★★★	★★★	★	★
摩擦电式	★★	★★	★	★	★★

对比可知，压阻式柔性压力传感器在灵敏度、稳定性、实时监测性等方面均体现很好的性能优势。此外，其所用检测设备也相对简单。因此，本项目将开展基于压阻式传感机制的超柔无感可穿戴压力传感器的研究工作。根据材料压阻效应制备的传感器即为压阻式传感器，它将外界应力刺激引起的电阻值变化转换为电信号输出，变化的电阻值可以是材料在应力作用下引起的材料断裂而导致的电阻增加，也可以是应力作用下引起的电极间的界面接触面积变大导致的电阻下降。目前压阻式压力传感器因其优越的性能得到了各国科学家的广泛关注和开发，比如：国内发展情况：中国科学技术大学的程文龙等发展了一种简单实用的高灵敏压阻传感器,其在弹性基底上构筑了金纳米线薄层和电极阵列。这种器件具有 13~50000 Pa 宽的检测范围。中国科学院研究员张广宇等开发了一种纳米石墨烯的压阻薄膜，灵敏度提高的同时,降低了功耗^[2]。中国石油大学肖立志等在研究机器人皮肤时，为了满足柔性、可阵列化、

反应灵敏等要求，设计了一种适合安装在机器人表面的柔性压阻式压力传感器^[1]。**国外发展情况：**为了增强灵敏性,实现对接触力的扫描,美国工程院院士鲍哲楠等利用具有锥状微结构的压阻传感器制备了一种可以向大脑传递触觉信息的电子皮。日本国家先进工业科学技术研究所纳米管研究中心 Hata 等制备了一种单壁碳纳米管薄膜，用它组装的碳纳米管传感器可以被结合到衣服中或直接附着到身体上，用于检测不同类型人体运动。该薄膜材料具有较高的耐磨性和延展性，形变可以达到 280%^[11]。伊利诺伊大学 Koh A 等报道了一种体积小，轻巧柔软，可以紧密的与皮肤表面贴合的可穿戴传感器设备。通过多个部分对体表汗液成分的检测分析，对身体的健康状态作出相应的评估^[12]。

未来随着医疗水平的提高，柔性传感器与人体器官组织相结合的应用将会越来越多。相应地对传感器的薄膜性、无副作用贴合性等要求也越来越高。在通信娱乐及运动领域，柔性可穿戴电子将会向穿戴便捷、舒适度高方向前进。在航空航天领域，柔性压力传感器的发展也将会向精密度更高、可靠性更强和敏感度更高的方向发展。

1.3 问题和挑战

开发柔性压力传感器的最初目标为实现和人体表组织的共型贴敷，较比传统刚性传感器，提升检测灵敏度的同时，提升人体的感知舒适度。但目前所开发的各类柔性压力传感器与人体皮肤间的共型贴附性仍较差，需要借助胶带等其它材料才能实现其与皮肤的贴附（图 3），进而实现检测，这极大的降低了人体的感观舒适度，尚未较理想的实现柔性压力传感器开发之初的舒适共型贴附的目标。因此，开发具有高灵敏度，同时具备高舒适度的柔性可穿戴压力传感器仍是亟待解决的问题。

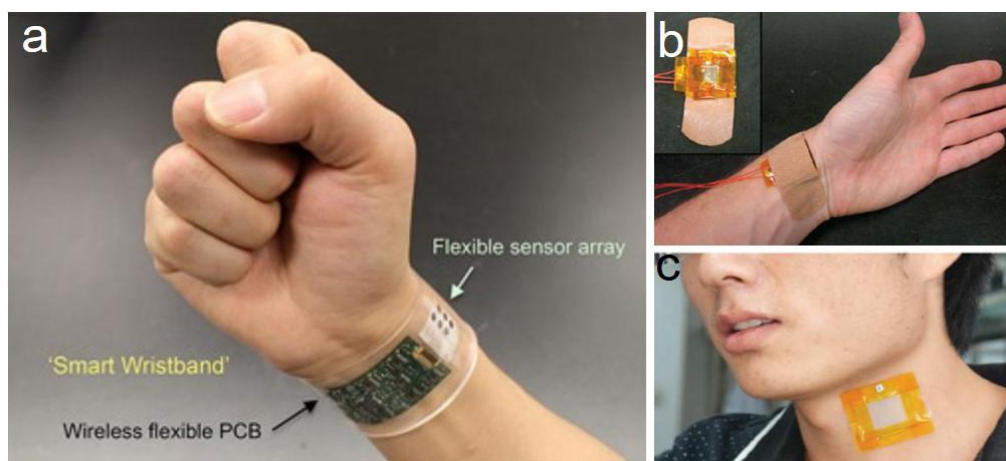


图 3. 现存的绑附式的传感器。（a）多功能集成柔性腕式传感器（*Nature* **2016**, 529, 509.），（b, c）柔性压力传感器（b: *Nat. Commun.* **2013**, 4, 1859; c: *Adv. Mater.* **2017**, 29, 201701218）。

1.4 解决方案:

(1) 高舒适性

本项目拟通过降低传感器的厚度来实现传感器与皮肤的共型贴附，提升其佩戴舒适度。目前所报道柔性压力传感器不能与皮肤共型贴附的一个主要原因是其厚度太大，导致器件与皮肤间的静电力不足以使器件发生形变（图 4），无法实现共型贴附。厚度大的主要原因有两个：一是用于支持活性材料的基板材料厚度高；另一个是传感器的“三明治”结构增加了器件的整体厚度。因此我们将从降低基板厚度和改变传感器结构两个方面降低器件的整体厚度，以实现其与皮肤的共型贴附，从而提升传感器的佩戴舒适度。其中我们将通过水面延展法制备超薄（厚度 $< 5\text{ }\mu\text{m}$ ）的弹性体（聚二甲基硅氧烷 PDMS）薄膜。同时，我们将选用平面结构的设计代替传统的“三明治”结构（图 5），从而极大的降低传感器的厚度。在平面结构的设计中，我们将选用碳纳米管薄膜作为压力传感活性材料，利用碳纳米管薄膜在应力作用下产生裂纹，引起其电阻变化，从而实现压力传感。

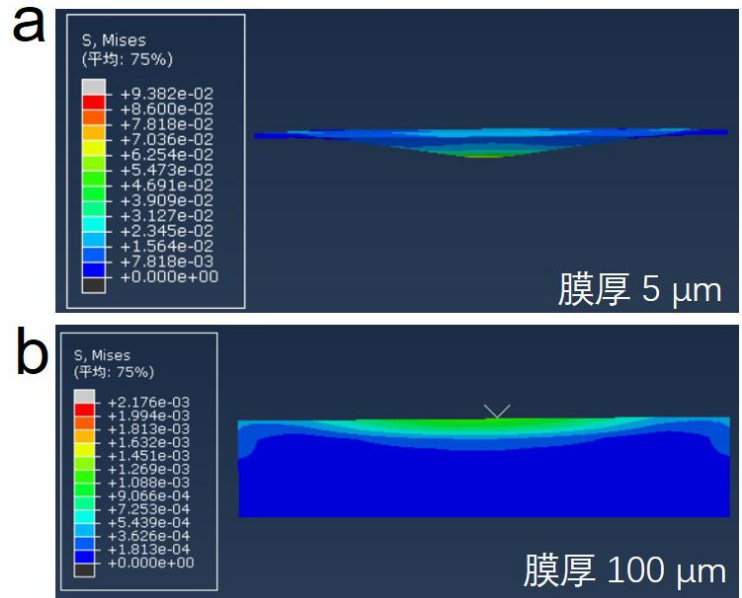


图 4. 不同膜厚的膜在同样外力作用下的应变情况分析，（a: 厚度为 $5\text{ }\mu\text{m}$ 的膜，b: 厚度为 $100\text{ }\mu\text{m}$ 的膜）

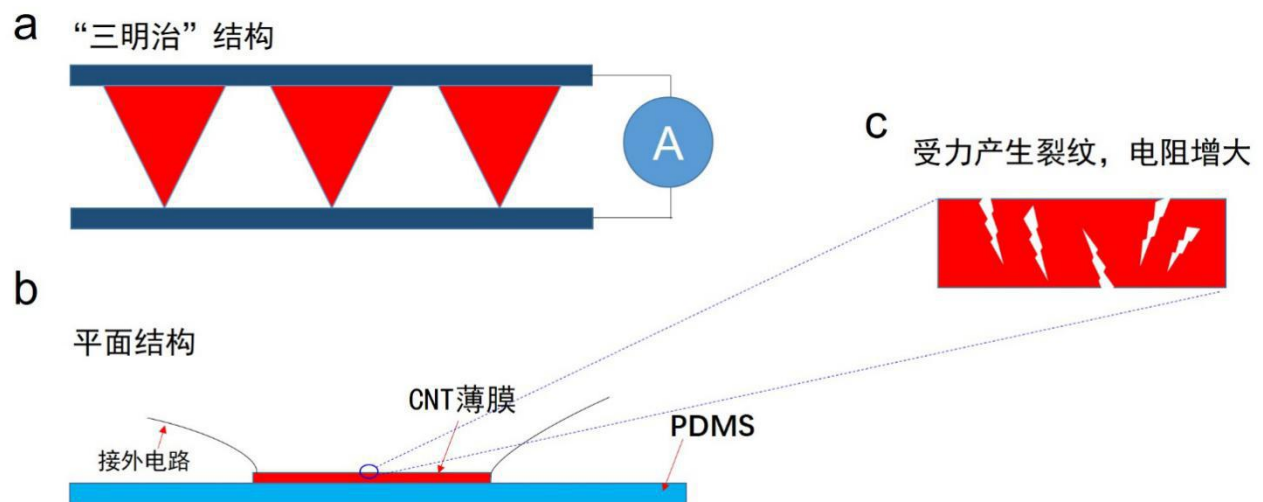


图 5. 传统“三明治”结构及本项目平面结构压力传感器结构示意图（a: 三明治结构，b: 平面结构，c: 应力作用下碳纳米管薄膜上产生裂纹示意图）

(2) 高灵敏度

本项目中降低基板的厚度为“一箭双雕”的设计策略，该设计在帮助器件实现与皮肤间共型贴附的同时，还能够将微弱的力传到到活性材料上（如图 4 所示），进而提高器件灵敏度。此外，我们还将通过在基板表面设计脆性壳层及设计厚度梯度变化的活性材料层提高器件灵敏度。其中脆性壳层在应力作用下很容易产生裂纹，引起活性材料的电阻变化。厚度梯度变化的活性材料层中，厚度高的地方易形成裂纹以增加灵敏度，厚度低的地方保持导电性。

(二) 项目研究内容及实施方案

2.1 研究内容

我们所做的工作就是研究如何增加传感器与人体皮肤之间的共型贴附性及提高其灵敏度，主要研究内容包括如下几部分：

(1). 探究 PDMS 滴加量与膜厚的关系，以及不同厚度膜对贴附性和灵敏度的作用关系

PDMS 是一种水不溶性材料，所以我们将会在含有蒸馏水的玻璃器皿中制备基板膜。而在这种制备方法下，水面的面积和器皿表面的毛细作用都会影响膜形成的厚度，那么膜的厚度就仅仅与基板溶液的滴加量有关，然而膜的厚度又会影响传感器的性能，所以我们就需要探究膜的厚度与溶液滴加量的关系以便制得适宜厚度的膜。

我们注意到，现在已研制出的柔性传感器大多是需要绑附的，那么人在使用时的体验感就不会很好。在导师的指导下，我们了解到膜的厚度会影响膜的贴附性以及传感器的敏感度，但想要使得贴附性和敏感度都高，就需要我们寻找到适中的厚度。

(2). 研究膜表面脆性层厚度对传感器灵敏度的影响

本项目中我们将在 PDMS 表面制备脆性层来提高传感器的灵敏度。脆性层的厚度将直接影响传感器的性能。脆性层过薄将起不到增加大裂纹的效果，过厚则有可能对微弱的应力不敏感，反倒降低传感器灵敏度。因此，我们将探究脆性层厚度对传感器性能的影响关系，以得到最高的灵敏度。这里脆性层的厚度将通过氧等离子体的强度和处理时间来调控。

(3). 研究涂层厚度与器件灵敏度之间的关系

碳纳米管涂层的形成切合咖啡环效应，涂层的厚度并不是均匀的，厚度和碳纳米管溶液的浓度或用量不是简单的正比例关系。涂层和器件灵敏度息息相关，因此我们也将探究图形厚度与灵敏度之间的关系，优化传感器的灵敏度。

2.2 实施方案

(1) 材料选取（现阶段已完成）

基底材料属于穿戴传感器中直接与人体皮肤接触的部分，所以它要求对于人体无害且要具有很强的延展性以适应各种人体活动。对于基材来说，其力学性能应与人体皮肤的外加表面相似，以产生高灵敏度的应变。因此，经常选择柔性或可拉伸的聚合物如聚二甲基硅氧烷 (PDMS)、Ecoflex（一种商用硅橡胶弹性体）等作为基底材料^[5]。活性涂层材料的位置位于基板材料的上部，是感知压力变化的物质。皮肤表面的震动或形变将引起它的电阻的变化，反映压力的改变。活性材料的选择范围从低维材料（碳纳米管）、石墨烯、炭黑、富勒烯、金属薄膜或网络、液态金属还有离子液体复合材料^[5]。在本项目中我们将采用 PDMS（聚二甲基硅氧烷）作为基板材料，因为 PDMS 生物兼容性较其他材料更好，是一种非常常用的生物界面和植入器件材料，在医用方面非常成熟。另一方面，它可供我们用等离子体进行改性，在其表面制备硬壳从而探究表面硬化处理是否可以提高灵敏度。项目采用碳纳米管作为活性材料，原因是碳纳米管具有优良的导电性。同时碳纳米管在形成裂纹时，会形成一种搭接的结构而不是完全的断裂，从而保证传感的性能。

(2) 超薄基底薄膜的制备

通常人们采用旋涂的方法制备 PDMS 薄膜，该方法的一个显著缺点是很难实现超薄 PDMS 薄膜的制备（厚度 $<5\mu\text{m}$ ），原因是 PDMS 前聚体的黏度较大。此外，所制备的薄膜很难从基底取下，同时造成材料的浪费，多数试剂都在旋涂时甩出浪费掉。针对上述问题，本项目中我们将采用水面延展法制备 PDMS 超薄膜，其制备过程及所制得薄膜如下图 6。所制备 PDMS 薄膜的厚度可以通过滴加的 PDMS 的量进行调节。

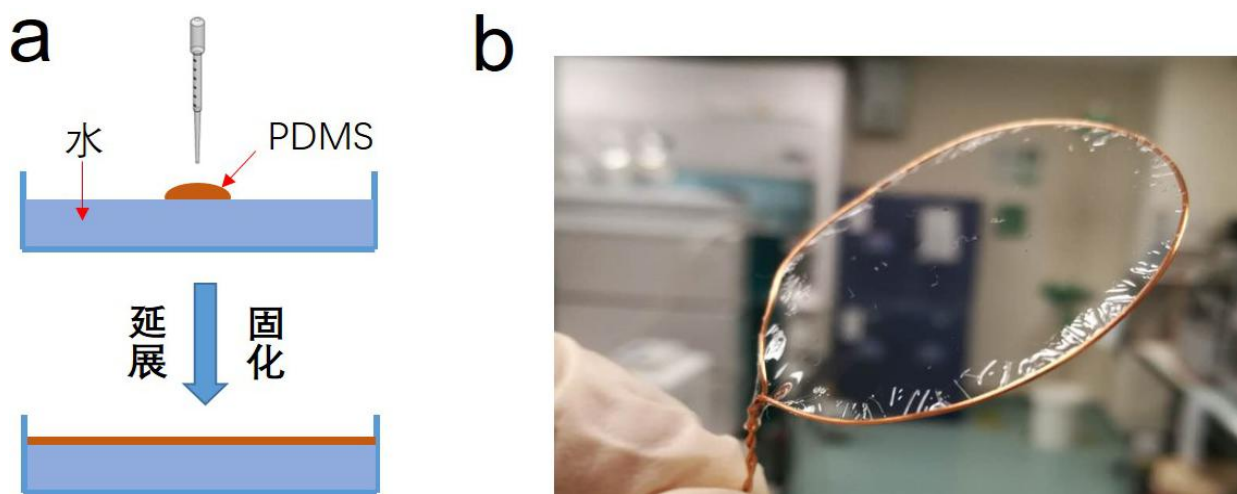


图 6. (a) PDMS 超薄薄膜的制备过程；(b) 所制备的 PDMS 薄膜

(3) 活性层的制备

本项目将选用碳纳米管作为活性传感材料，配制碳纳米管的水溶液，采用滴涂的方式在经氧等离子体处理过的 PDMS 表面制备碳纳米管薄膜层。由于咖啡环效应，该碳纳米管膜层将体现出中间薄，边缘厚的特征。其中边缘厚的部分受力容易断裂，因此有利于提高传感器的灵敏度；中间薄的地方不容易断裂，从而保证整个薄膜的电通路。

(4) 器件的组装测试

我们将在碳纳米管薄膜的两端利用液态金属和铜线与外端检测设备相连，并对器件进行封装，同时实施检测。项目总体实施过程与方案如上图 7 所示：

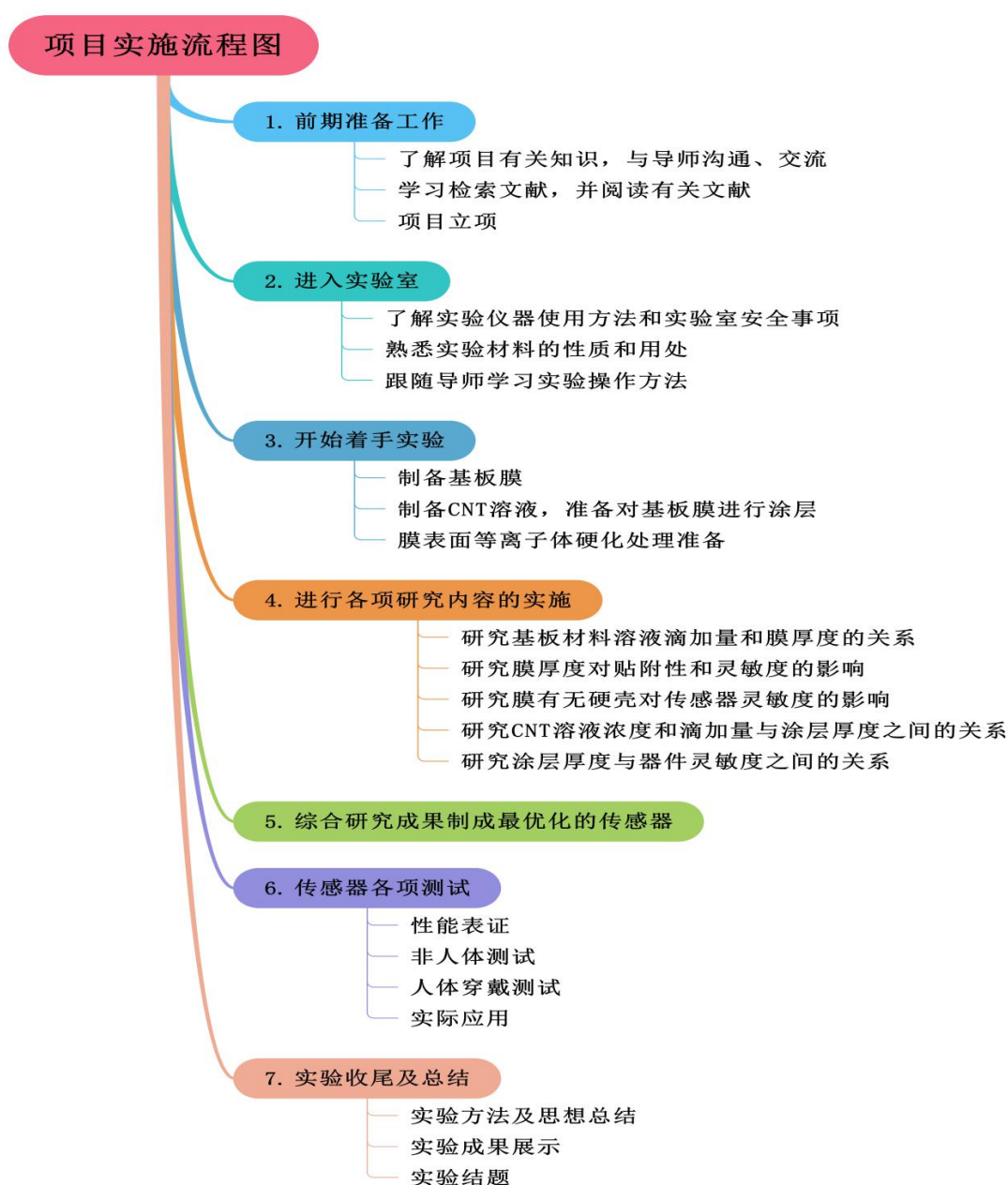


图 7. 项目实施方案及流程总图

（三）进度安排

项目的研究预期 9 个月完成，从 2020 年 11 月到 2021 年 6 月。

表 2. 项目进度计划表

时间	进度
11 月及 12 月初	了解项目背景，学习文献检索方法，阅读有关文献学习传感器原理及制备方法。完成立项报告及答辩 PPT。
12 月	选择制备传感器的材料和确立制备方法，学习使用相关仪器。
1 月及 2 月中期	完成基板膜的制备、膜厚度影响因素和厚度对性能影响研究。
2 月后期	膜表面的等离子体硬化处理研究，调控脆性层厚度。
3 月	准备中期报告及答辩 PPT，制备 CNT 水溶液，并进行涂层制备及涂层厚度对性能影响研究。
4 月及 5 月	完成整个传感器制作，进行性能的表征和改良，进行非生物体测试和人体身体状态检测测试。
6 月及 7 月	将传感器应用到无人机或小车的体感控制上。总结实验数据和经验，完成结题报告和答辩 PPT。

（四）预期目标：

本项目的研究目标分三个阶段完成，包括初期、中期及结题目标（图 8），其中初期目标已完成.其中中期目标和结题目标的详细内容如下：

中期目标：制备好基板膜、完成膜厚度与 PDMS 滴加量以及膜厚与传感器贴附性能间相互关系的研究，同时完成脆性层厚度及碳纳米管膜厚度对传感器灵敏度的影响研究。掌握相关仪器的操作使用。

结题目标：传感器制备完成，性能表征和改良，利用传感器检测小组成员身体状态和在无人机或小车的体感控制。总结实验经验，完成结题报告撰写，掌握科学的实验方法。

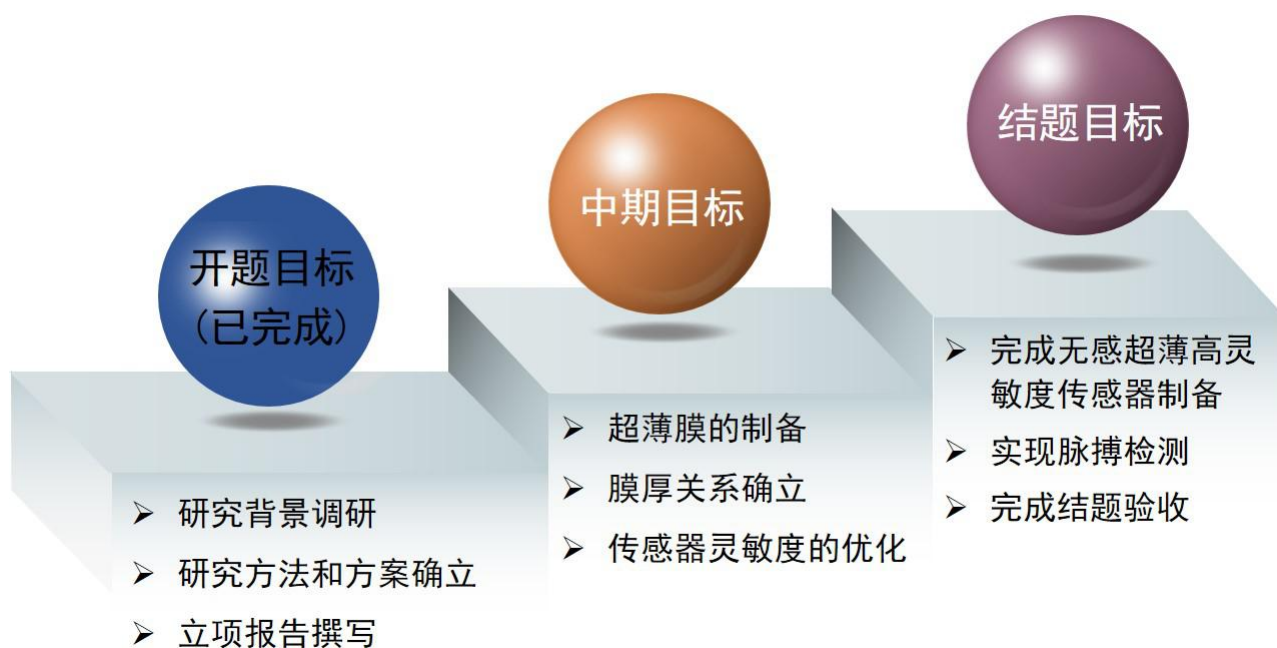


图 8. 项目的预期目标

(五) 经费使用计划

表 3. 项目经费预算表

物品名称	单 价 (元)	数 量	金 额
实验服	40/件	4 件	160 元
PDMS	1000/Kg	250g	250 元
CNT	400/瓶	1 瓶	400 元
测试费	100/时	2 小时	200 元
总计			1010 元

(六) 主要参考文献

- [1]. 吴玉婷, 潘志娟. 柔性可穿戴电子传感器的现状及发展趋势 [J]. 现代丝绸科学与技术, **2019**, 34, 22.
- [2]. 钱鑫, 苏萌, 李风煜, 宋延林. 柔性可穿戴电子传感器研究进展 [J]. 化学学报, **2016**, 74, 565
- [3]. Salo T., Halme A., Lahtinen J., Vanhala J. Enhanced stretchable electronics made by fused-filament fabrication [J] *Flexible and Printed Electronics*, **2020**, 5, 1-9
- [4]. Haber, A, Iekhsandar N, Sebastian A. Torres P. T., Ahmad F., Control Node Selection Algorithm for Nonlinear Dynamic Networks [J] *IEEE Control Systems Letters*, **2021**, 5, 1195-1200

- [5]. He J., Zhang Y. F., Zhou R. H., Meng L. R., Chen T., Mai W. J., Pan, C. F., Recent advances of wearable and flexible piezoresistivity pressure sensor devices and its future prospects [J]. *Journal of Materiomics*, **2020**, 6,86
- [6]. 卢忠花, 王卿璞, 鲁海瑞, 袁帅, 王丹丹. 柔性可穿戴电子的新进展[J].微纳电子技术, **2014**, 51, 685
- [7]. Kumari, K., Reeshma R., Arunkumar, D. S. Meti S., Rahman M. R., Fabrication of Ag/PDMS-TiO₂ flexible piezoresistive pressure sensor [J]. *Physica B-Condensed Matter*, **2020**, 597, 1-5
- [8]. Jianing W.,Yagang Y.,Yuhan Z.,Tianyu S.,Hao W.,Shaoyu L.,Zhuo L and Limin W.,Rational design of flexible capacitive sensors with highly linear response over a broad pressuresensing range [J]. *Nanoscale*, **2020**, 12, 21198
- [9]. Yingxuan Z.,Feng J.,Xiaoyong W.,Dan W and Yaoyao W., A Piezoelectric Tactile Sensor for Tissue Stiffness Detection with Arbitrary Contact Angle [J]. *Sensors*,**2020**,20,6607
- [10]. Behnam S.,Alberto M and Ramses V.,Simultaneous electrophysiological recording and self-powered biosignal monitoring using epidermal, nanotexturized, triboelectronic devices [J]. *Nanotechnology*, **2019**, 30,0957
- [11]. Yamada T., Hayamizu Y., Yamamoto Y., Yomogida Y., Izadi-Najafabadi A., Futaba D. N., Hata K., A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection [J]. *Nature Nanotechnology*, **2011**, 6, 296-301
- [12]. Koh A., Kang D., Xue Y., Lee S., Pielak M., Kim J., Hwang T., Min S., Rogers J. A., A soft, wearable microfluidic device for the capture, storage, and colorimetric sensing of sweat [J]. *Science Translational Medicine*, **2016**, 8, 1-13