

基于压阻传感与叠套设计的盆底肌松弛度智能自测仪：一项临床概念与可行性设计研究

董宝瑾, 孙浩然, 朱嘉卉*

山东医药大学特殊教育康复学院, 山东 烟台

收稿日期: 2026年6月2日; 录用日期: 2026年6月26日; 发布日期: 2026年7月6日

摘要

目的: 针对当前盆底肌松弛度的临床检测方法(如指诊、肌电检测等)存在侵入性强、仪器便携性差、操作专业性强的现状, 为提高女性盆底健康的自我管理, 研制一款基于压阻传感与叠套设计的智能盆底肌松弛度自测仪。方法: 该自测仪采用叠套式结构, 由内外嵌套的柔性探头、压阻式压力传感器阵列、转换电路及移动端应用程序组成。结果: 该自测仪可作为居家自测工具, 通过患者自主操作稳定采集盆底肌收缩频率和肌力数据。并且通过叠套结构满足不同用户对不同直径探头的需求, 或进行二次检测。结论: 该智能盆底肌松弛度自测仪适用人群广、操作简便、结构设计合理, 可有效满足女性盆底肌松弛度的居家自主检测需求, 为盆底康复训练提供数据支持, 助力女性自我健康管理。

关键词

压阻传感, 叠套设计, 盆底肌松弛, 自测仪, 女性健康

An Intelligent Pelvic Floor Muscle Relaxation Self-Measuring Instrument Based on Piezoresistive Sensing and Nesting Design: A Clinical Concept and Feasibility Design Study

Baojin Dong, Haoran Sun, Jiahui Zhu*

School of Special Education and Rehabilitation, Shandong Medical and Pharmaceutical University, Yantai Shandong

*通讯作者。

文章引用: 董宝瑾, 孙浩然, 朱嘉卉. 基于压阻传感与叠套设计的盆底肌松弛度智能自测仪: 一项临床概念与可行性设计研究[J]. 临床医学进展, 2026, 16(7): 445-454. DOI: 10.12677/acm.2026.1672545

Abstract

Objective: In view of the current clinical detection methods for pelvic floor muscle relaxation (such as digital diagnosis, electromyography, etc.), which have strong invasions, poor portability of the instruments, and high professional operation requirements, in order to improve the self-management of women's pelvic floor health, an intelligent pelvic floor muscle relaxation self-measuring instrument based on piezoresistive sensing and nesting design is developed. **Methods:** This self-measuring instrument adopts a nested structure and is composed of flexible probes nested inside and outside, an array of piezoresistive pressure sensors, a conversion circuit and a mobile application program. **Results:** This self-measuring instrument can be used as a home self-measuring tool to stably collect pelvic floor muscle contraction frequency and muscle strength data through the patient's independent operation. And through the nested structure, it meets the demands of different users for probes of different diameters or conducts secondary detection. **Conclusion:** This intelligent pelvic floor muscle relaxation self-measuring instrument has a wide range of applications, is easy to operate, and has a reasonable structural design. It can effectively meet the home self-detection needs of female pelvic floor muscle relaxation, provide data support for pelvic floor rehabilitation training, and assist women in self-health management.

Keywords

Piezoresistive Sensing, Nesting Design, Pelvic Floor Muscle Relaxation, Self-Measuring Instrument, Women's Health

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

盆底肌肌力是非常有价值的盆底生理指标。在疾病发生的早期,各种疾病诱因都会导致盆底肌肌力的改变,帮助医生对各种盆底功能障碍性疾病作出诊断[1]。

其盆底肌松弛已成为严重危害妇女身体健康的疾病之一,在产后及中老年女性中较为普遍。常表现为小腹胀痛,阴道松弛,尿失禁,以及子宫脱垂,对女性身体和心理造成双重伤害[2]。盆底肌的检测对女性健康来说至关重要,但目前大多数女性患者均面临盆底肌检测困难问题。

目前医院检测盆底肌松弛度大多采用人工触诊的方法。即 Oxford 盆底肌力评估法,检测者用手指插入被测者阴道大约 4 cm 内,依据患者盆底肌挤压手指的情况来评估收缩压力、持续时间及位移情况以评估盆底肌的肌力[3]。但该方法受医生的主观感受、患者的配合程度等因素影响,易出现主观误差。

对于需要详细盆底肌肌力数据的患者,常采用大型医疗设备进行检测。其中,盆底肌电活动检测最常用。盆底肌肌电图作为盆底肌松弛疾病的早期危险检测和预防性干预的有用工具[4],是评估健康女性盆底肌肌肉活动的可靠方法[5]。但经研究,经会阴肌电检测所记录到的盆底肌激活情况只与盆底肌力量呈弱相关,因此不推荐作为盆底肌肌力评估的参考值[6]。此外临床也使用会阴超声[7],超声造影,核磁共振等方法。会阴超声可清晰观察盆底器官结构变化情况和相互关系[8],进而总体评估盆底肌的结构和肌力变化。但由于超声影像上盆腔视野小,软组织深部分辨力不足,不能做到全面评估。造影检查视野

相对较大且能提供功能诊断,但属于有创性检查,还存在辐射、操作复杂及无法显示软组织等问题[9][10]。磁共振则因造影剂可能引发不良反应,影响患者临床效果,同时还会对展开积极的治疗产生一定的影响[11]。上述三种盆底肌检查方法,均具有一定的局限性,且因仪器购买成本高,规模较大,专业性过强不能实现居家自测的要求。

目前常用的盆底肌检测仪常采用气压检测传感器和压阻式压力传感器。空气气压检测装置虽然可以通过调节进气系统来测量多位置的压力,并兼顾接触面积大和贴合度好的优点,但这类仪器探头气囊的表面容易老化,影响气囊的张力,进而对盆底肌压力的检测结果产生误差[12]。而压阻式压力传感器大多仅配有一个(一种固定直径的)阴道检测探头,无法满足不同松弛程度患者的检测需要,从而导致检测误差,尽管在最新阶段已经出现了伸缩式压力传感器,但容易发生轴端连接处歪斜和漂移增大的问题[13]。基于上述,本产品实现两种不同直径检测头的设计,可通过叠套的方式随意扩大或减小探头直径,二次自测盆底肌肌力,适配不同康复阶段需求。

2. 原理

2.1. 理论依据

压阻式压力传感器作为最简单、最常见和研究最多的传感器类别之一[14],在外力作用下将压力信号转变成电阻信号,从而实现对压力信号的感应。该类传感器体积小,可安装至盆底肌压力检测仪外表面检测盆底肌压力。本款检测仪采用一种薄膜压力传感器(FSR-402),该传感器厚度超薄,可贴合曲面、圆柱体等不规则表面,适合放置于本仪器探头内。并且该传感器灵敏度高,可同时识别多个接触点,检测到微小压力变化。

本款检测仪采用英国物理学家查尔斯·惠斯通爵士(1802~1875)发现的一种用于测量电阻的电桥电路(今天称为惠斯通电桥电路)[15]。它由四个电阻器或其等效电阻器串联或并联组成,用于确定其他三个电阻已知时未知电阻的值。一个是可变电阻,也称为电路的变阻器,以及至少一个已知的电阻。它还包含用于检测电流的检流计,也用于查找电流的方向[16]。当桥路无电流通过时,电桥达到平衡,通过公式即可测算出可变电阻所产生的电阻值。惠斯通电桥的灵敏度是影响电阻测量精度的一个重要因素,与检流计的灵敏度和电路的灵敏度等各因素有关。

$$U_0 = U_1 \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_3}{R_3 + R_4} \right)$$

本产品采用叠套结构,通过不同直径的检测头(内层 1.5 cm,外层 3.5 cm),在使用外侧探头时可保证内层装置和外层装置之间紧密贴合,保证外层装置检测数值误差在检测标准之内。

本产品采用压阻式传感器,惠斯通电路,配合叠套的结构,通过不同直径的检测头(内层 1.5 cm,外层 3.5 cm),在使用外侧探头时可保证内层装置和外层装置之间紧密贴合,保证外层装置检测数值误差在检测标准之内。

2.2. 技术原理

采用“叠套”结构,改变阴道探头的直径,适用于盆底肌松弛情况不同的女性。将探头放置女性阴道,通过压力传感器感受盆底肌肌力大小,并通过惠斯通电路将盆底肌的压力值转化为电阻值。

本发明仪器的盆底肌压力检测系统采用(STM32F103C8T6)微控制器开发板,进一步包括 2 个微控制单元和 2 个模数转换模块。微控制单元与惠斯通电桥输出端相电连接,且微控制单元被配置能够检测惠斯通电桥的输出与压力对应的电信号并生成相应的模拟信号,模数转换模块与微控制单元相电连接,且模数转换模块被配置能够将微控制单元生成的模拟信号转换成相应的数字信号。该核心微控制器的模拟

输入通道多, 具有 16 路 12 位模数转换通道, 可以同时接多个压力传感器。且 64 KB 的 Flash 程序存储空间, 足以容纳常见的中等复杂度康复规则算法与信号处理代码。开发生态成熟, 有大量现成的传感器库和示例代码。

本发明仪器的盆底肌压力检测系统进一步包括 2 个信号传输模块。其中该信号传输模块被配置能够将该模数转换模块生成的数字信号传输给一个客户端, 从而使该薄膜压力传感器受到的压力(值)能够可视化地显示于客户端。

利用短距离无线电技术, 即蓝牙技术[17], 通过自主开发的“吾爱”App 将检测结果呈现给使用者, 并通过人工智能算法, 根据分析测试过程中盆底肌的肌力变化、收缩强度、持续时间、频率等参数, 生成详细的个性化康复方案及康复进展报告, 帮助用户和医生评估康复效果, 了解病情进展, 及时调整康复计划。

3. 设计

该智能自测仪设计思路分为两大部分。检测装置: 采用“叠套”式探头结构, 通过改变阴道探头的直径, 适用于盆底肌松弛情况不同的女性。探头内置压力传感器, 根据改良牛津肌力分级[18]等标准, 实现盆底肌自测。数据连接与处理: 通过短距离无线技术将检测结果传输至自主开发的“吾爱”App。App 以直观形式展示肌力大小、松弛程度等数据, 并借助人工智能算法分析收缩强度、持续时间等参数, 自动生成个性化康复方案与进展报告, 辅助用户与医生评估康复效果、调整计划。

3.1. 技术关键

本发明仪器的盆底肌压力检测系统, 即压力传感器包括弹性敏感元件和电阻变换器两部分。该扩散硅压阻式压力传感器采用半导体硅薄膜弹性敏感元件, 将压力大小转变成硅薄膜的形变量大小。电阻变换器由硅薄膜特定位置上的压敏电阻构成, 根据压阻效应, 通过电路转换成相对应的电阻 R 输出, 从而测量外界压力的大小。此外, 该扩散硅压阻式压力传感器底部托有衬底以维持压力传感器的稳定并减小误差(见图 1)。

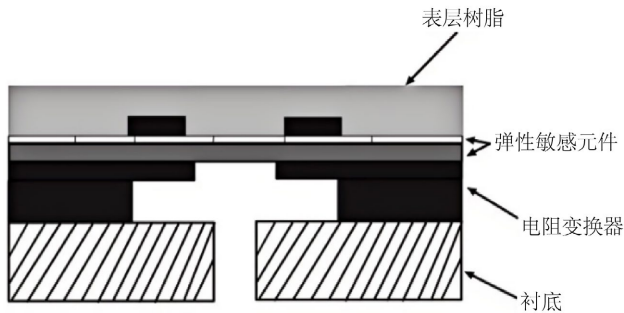


Figure 1. Cross-sectional view of the detection probe section
图 1. 检测探头部分剖面图

该发明仪器的技术关键是在内部探头以及外部套管分别包括 2 个扩散硅压阻式压力传感器, 构成内电阻 R_{n1} , R_{n2} 和外电阻 R_{w1} , R_{w2} 。利用集成电路工艺, 形成两个惠斯通电桥(输入电压为 U_1 , 输出电压为 U_0 , 见图 2)。内部探头和外部套管以叠套的方式, 并通过内部卡槽, 使内层与外层装置紧密结合, 增大测试直径。所述检测电路为惠斯通电桥包括三个定值电阻和一个内/外压力电阻, 设内压力电阻的电阻值为 R_n , 外压力电阻的电阻值为 R_w , 三个所述定值电阻的电阻值分别为 R_2 、 R_3 和 R_4 。当未使用套

筒时,内压力电阻保持与惠斯通电桥的连接状态,外压力电阻处于断开状态(见图 2 左),所述惠斯通电桥的输入电压 U_1 和输出电压 U_0 满足公式: $U_0 = U_1 \times \left(\frac{R_n}{R_n + R_2} - \frac{R_3}{R_3 + R_4} \right)$ 。当使用套筒检测时,套筒的端口插入所述转换接口后,外压力电阻接入惠斯通桥路,内压力电阻与其断开(见图 2 右),此时惠斯通电桥的输入电压 U_1 和输出电压 U_0 满足公式: $U_0 = U_1 \times \left(\frac{R_w}{R_w + R_2} - \frac{R_3}{R_3 + R_4} \right)$ 。

所述惠斯通电桥的工作原理是:在没有压力作用时,所述惠斯通电桥是平衡的,即 $R_n = R_2 = R_3 = R_4$ 或 $R_w = R_2 = R_3 = R_4$,此时,输出电压 $U_0 = 0$ 。但是,当对内或外压力电阻施加压力后,电阻值会发生变化,即会引起电桥中 R_n 或 R_w 的阻值发生变化,导致电桥失去平衡,输出电压 U_0 也会相应变化,这种变化与施加在内或外压力电阻上的压力成正比,因此可以通过测量 U_0 来推断压力的大小,输出电压 U_0 与被测压力大小呈线性关系。

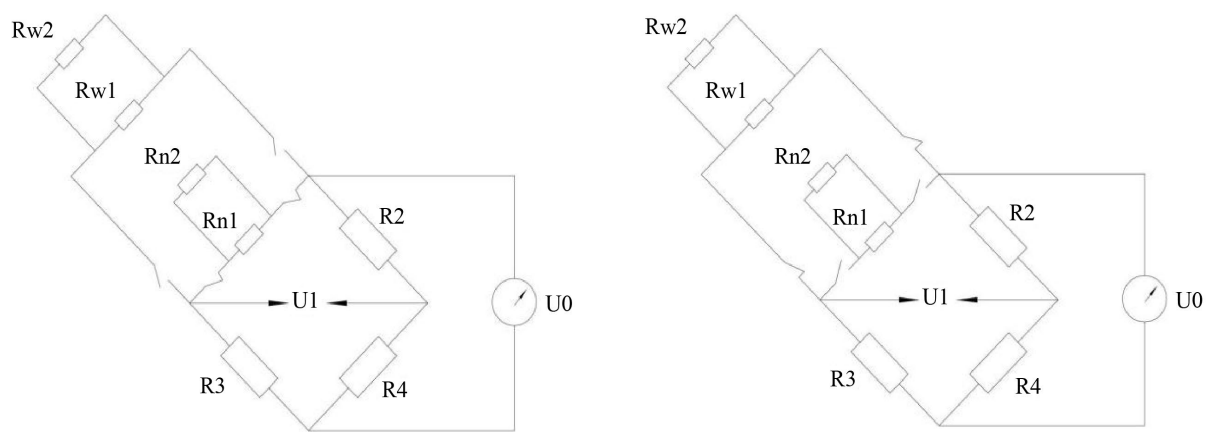


Figure 2. Circuit diagram of the Wheatstone bridge
图 2. 惠斯通电桥电路图

3.2. 产品结构

该装置主要包括三部分:包括杆状探头、柄部、套管。
如下:图 3 为盆底肌松弛度检测仪的主视图。图 4 为图 3 的 A-A 向剖视图。(其中 1、杆状探头;2、柄部;3、套筒;4、内压力电阻;5、外压力电阻;6、转换接口;7、卡扣;701、凸扣;702、凹扣;8、电源模块;9、电源开关。)图 5 为图 4 的 B 部放大结构示意图。图 6 为凸扣向下压入凹扣的过程图。图 7 为凸扣变形并压入凹扣的过程图。图 8 为产品模型示意图。

3.3. 数据监测

本仪器的 App 基于阈值的规则集生成康复建议,具体逻辑如下:第一步:计算松弛度等级。参考 Palmezoni 等人对健康未孕女性及初产妇的盆底肌肌力测量数据[19],本研究仪器将盆底肌松弛度按最大肌力 F_{max} (单位:牛顿)划分为以下等级: $F_{max} \geq 12\text{ N}$ 为 0 级(正常), $9 \sim 12\text{ N}$ 为 1 级(轻度松弛), $6 \sim 9\text{ N}$ 为 2 级(中度松弛), $< 6\text{ N}$ 为 3 级(重度松弛)。第二步:判定是否需要康复:若松弛度等级 ≥ 1 级,则判定为“需要进行康复”;若松弛度等级 = 0 级,则判定为“盆底肌健康”。第三步:输出结果。本 App 以直观形式展示肌力大小、松弛程度等数据(核心功能见图 9),并自动生成个性化康复意见与进展报告,辅助用户与临床医生评估康复效果、调整计划。

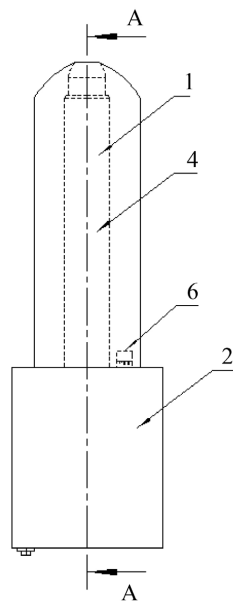


Figure 3. Front view of the pelvic floor muscle relaxation self-measuring instrument
图 3. 盆底肌松弛度检测仪的主视图

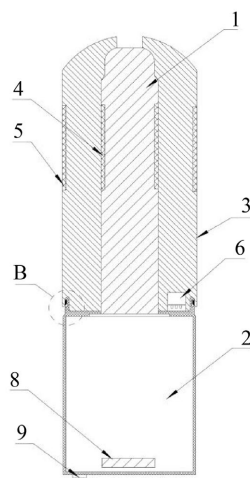


Figure 4. Cross-sectional view along A-A
图 4. A-A 向剖视图

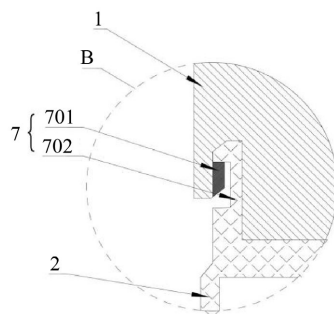


Figure 5. Enlarged view of part B
图 5. B 部放大结构示意图

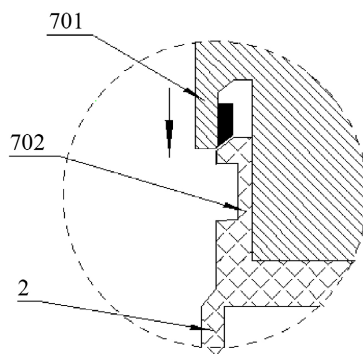


Figure 6. Process diagram of the convex buckle pressing down into the concave buckle
图 6. 凸扣向下压入凹扣的过程图

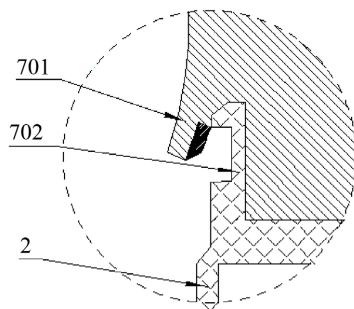


Figure 7. Process diagram of the convex buckle deforming and being pressed into the concave buckle
图 7. 凸扣变形并压入凹扣的过程图

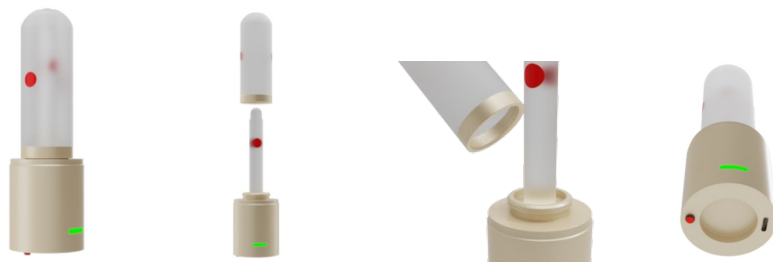


Figure 8. Schematic diagram of the product model
图 8. 产品模型示意图

3.4. 产品优势

本仪器采用肌力检测的方法。市面上绝大多数盆底肌检测仪采用的是肌电检测，然而，对于 PFM (盆底肌)保持最大张力的 MVC (极限自发性收缩)和耐力的变化，SEMG (表面肌电信号)的反应不如测压法灵敏[20]。该智能自测仪通过运用压力传感技术实现肌力检测，进一步提高盆底肌肌力检测的准确性。

本自测仪采用的是压阻式传感器。该传感器结构简单、体积小，具备较高的电压灵敏度与较低的温度灵敏度[21]。它不仅能保证结构安全稳定，成本还低于传统的电容式传感器，更符合大众的消费水平。传感器内部基于惠斯通电桥设计，通过放置在衬底与弹性敏感元件之间的多个电阻转换元件，确保将物理压力精准地转换为电压信号输出。此外，传感器的弹性敏感元件采用半导体硅薄膜，该材料精度高、电气性能及热稳定性好，且可实现自身微型化，从而支持高分辨率、高灵敏度的压力测量。

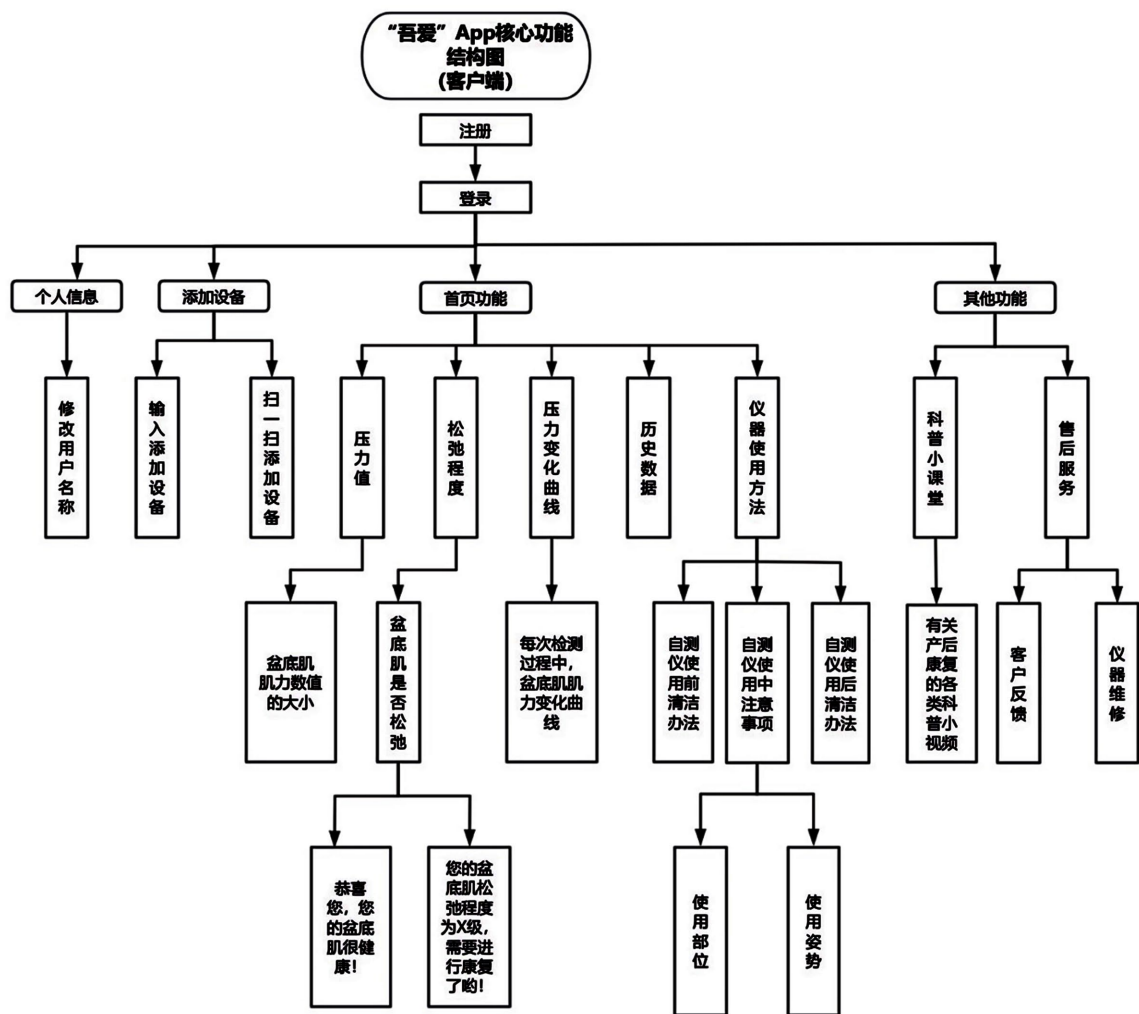


Figure 9. Structure diagram of the APP core functions
图 9. APP 核心功能结构图

4. 创新点

检测探头结构创新, 提高了检测准确性。针对患者盆底肌松弛程度不同, 现有检测仪均只配有单一尺寸的探头, 对于严重松弛患者的检测存在较大误差。本自测仪采用叠套结构(内部探头直径为 1.5 cm, 外层整体套管直径为 3.5 cm), 通过增加检测头的直径进行多次测量, 不但扩大使用人群的范围, 更重要的是能够减小检测误差, 具有较高的发明意义, 从而构建技术壁垒。

本仪器采用智能化设计, 能够自动采集、处理并分析检测数据, 实时将盆底肌收缩频率和盆底肌肌力数据同步至“吾爱”App。App 以直观易懂的形式呈现分析结果, 并基于历史检测数据与决策树算法, 生成个性化、分阶段的康复方案。该仪器具备便捷优势, 不仅有助于降低医疗负担、缓解康复治疗师压力, 还可使医患双方实时掌握肌力变化与病情进展, 及时调整康复计划, 提升康复效果。

本仪器价格较低, 且避免了二次购买检测仪的问题。一方面, 本仪器采用的压阻式传感器, 不但具有结构简单、体积小等优点, 且相比于电容式传感器, 价格较低, 更符合大众的消费水平。另一方面, 该仪器的“叠套”式探头结构, 可根据盆底肌松弛程度灵活选用不同直径, 无需二次购买其他设备, 既节约成本, 又提高了仪器的利用率。

5. 局限性

本仪器检测准确性在不同年龄、生育状况、基础疾病的人群中存在差异。例如，妊娠是导致盆底肌力下降的风险因素之一，对于孕晚期女性和健康未育女性平均最大盆底肌肌力相差 4.9 N [19]，若两者均被判定为“中度松弛”，但两者的临床意义完全不同。因此，临床人员及使用者需结合个体情况，谨慎解读检测结果。

需指出的是，现有文献已明确证实盆底肌肌力下降与尿失禁的发生和严重程度密切相关[22]。但本研究未将设备测量结果与尿失禁严重程度评分或盆腔器官脱垂分期进行相关性分析，设备的同时效度和预测效度尚不明确。

此外，本仪器需生产样机后在临床应用中进行大规模、多层次的临床试验来验证其准确性、可靠性与有效性。同时结合患者反馈，优化设备，确保其在临床和居家场景中切实发挥作用。

6. 结论

据统计，普通人群中盆底肌脱垂患病率为 10%~18%，而中老年女性比例约 30%，其症状性脱垂占 9.6% [23]。目前，盆底肌脱垂程度在解剖学上缺乏明确定义，无症状性脱垂作为前兆的意义亦不明确，所以临床医生常依据盆底肌松弛程度判断其是否需治疗干预[24]。且随着人口老龄化的加剧，中老年女性盆底功能障碍发病率逐年上升。医疗技术的发展配合家庭护理成为慢性病防控的最佳途径之一，家庭医疗设备的普及已成为必然趋势[25]。

盆底肌自测仪的研发基于诊断标准，结合生物力学与现代传感技术，精准检测盆底肌的收缩力，使其作为盆底肌功能的关键数据指标参考，辅助临床诊断与居家监测。认识其优势与应用场景，对完善评估与康复体系具有重要意义。

基金项目

山东省青年医务工作者科研课题：产后女性盆底肌功能障碍智能评估系统研发与临床应用研究(编号：2025ND006)；

教育部产学研合作协同育人项目：面向康复治疗专业的数智化产后康复课程开发与能力提升研究(编号：2503212036)；

山东医药大学教学改革研究项目：中外合作办学创新人才培养模式下康复专业英语课程的改革与探索(编号：JYKTYB202428)；

教育部产学研合作协同育人项目：基于虚拟仿真技术的康复医学师资培训创新路径研究(项目编号：2409122313)。

参考文献

- [1] Spitznagle, T., Cabelka, C., Clinton, S., Abraham, K. and Norton, B. (2017) Diagnosis Dialog for Women's Health Conditions: The Process and Proposed Pelvic Floor Muscle Diagnoses. *Journal of Women's Health Physical Therapy*, **41**, 154-162. <https://doi.org/10.1097/jwh.0000000000000086>
- [2] Alappattu, M.J. and Bishop, M.D. (2011) Psychological Factors in Chronic Pelvic Pain in Women: Relevance and Application of the Fear-Avoidance Model of Pain. *Physical Therapy*, **91**, 1542-1550. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100368>
- [3] Da Roza, T., Mascarenhas, T., Araujo, M., Trindade, V. and Jorge, R.N. (2013) Oxford Grading Scale vs Manometer for Assessment of Pelvic Floor Strength in Nulliparous Sports Students. *Physiotherapy*, **99**, 207-211. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2012.05.014>
- [4] Glazer, H.I., Romanzi, L. and Polaneczky, M. (1999) Pelvic Floor Muscle Surface Electromyography. Reliability and Clinical Predictive Validity. *Journal of Reproductive Medicine*, **44**, 779-782.

- [5] Grape, H.H., Dederig, Å. and Jonasson, A.F. (2009) Retest Reliability of Surface Electromyography on the Pelvic Floor Muscles. *Neurourology and Urodynamics*, **28**, 395-399. <https://doi.org/10.1002/nau.20648>
- [6] Navarro Brazález, B., Torres Lacomba, M., de la Villa, P., Sánchez Sánchez, B., Prieto Gómez, V., Asúnsolo del Barco, Á., *et al.* (2018) The Evaluation of Pelvic Floor Muscle Strength in Women with Pelvic Floor Dysfunction: A Reliability and Correlation Study. *Neurourology and Urodynamics*, **37**, 269-277. <https://doi.org/10.1002/nau.23287>
- [7] 黄靖, 孙启获, 段傲文, 等. 超声软组织切割止血设备质量检测研究[J]. 医疗卫生装备, 2025, 46(10): 49-53.
- [8] Dietz, H.P. (2017) Pelvic Floor Ultrasound: A Review. *Clinical Obstetrics & Gynecology*, **60**, 58-81. <https://doi.org/10.1097/grf.0000000000000264>
- [9] Law, Y.M. and Fielding, J.R. (2008) MRI of Pelvic Floor Dysfunction: review. *American Journal of Roentgenology*, **191**, S45-S53. <https://doi.org/10.2214/ajr.07.7096>
- [10] Yang, A., Mostwin, J.L., Rosenshein, N.B. and Zerhouni, E.A. (1991) Pelvic Floor Descent in Women: Dynamic Evaluation with Fast MR Imaging and Cinematic Display. *Radiology*, **179**, 25-33. <https://doi.org/10.1148/radiology.179.1.2006286>
- [11] Ponrartana, S., Moore, M.M., Chan, S.S., Victoria, T., Dillman, J.R. and Chavhan, G.B. (2021) Safety Issues Related to Intravenous Contrast Agent Use in Magnetic Resonance Imaging. *Pediatric Radiology*, **51**, 736-747. <https://doi.org/10.1007/s00247-020-04896-7>
- [12] Lawrence, C.C., Lake, G.J. and Thomas, A.G. (2015) The Deformation and Fracture of Balloons. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, **68**, 59-65. <https://doi.org/10.1016/j.ijnonlinmec.2014.08.009>
- [13] 王婧, 雷程, 梁庭, 等. 压敏电阻工艺误差的影响分析[J]. 仪表技术与传感器, 2023(7): 8-11+16.
- [14] Fiorillo, A.S., Critello, C.D. and Pullano, S.A. (2018) Theory, Technology and Applications of Piezoresistive Sensors: A Review. *Sensors and Actuators A: Physical*, **281**, 156-175. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2018.07.006>
- [15] Torrents, J.M. and Garcia-Calvete, J. (2025) Increasing Wheatstone Bridge Sensitivity. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, **74**, 1-5.
- [16] Lockhat, R. (2020) Physics: Wheatstone Bridge. *Southern African Journal of Anaesthesia and Analgesia*, **26**, S100-S101.
- [17] 刘志猛, 吕亚东, 乔龙学, 等. 基于蓝牙技术的手术室移动医疗设备智能定位系统设计[J]. 医疗卫生装备, 2023, 44(9): 29-32.
- [18] Laycock, J. and Jerwood, D. (2001) Pelvic Floor Muscle Assessment: The Perfect Scheme. *Physiotherapy*, **87**, 631-642.
- [19] Palmezoni, V.P., Santos, M.D., Pereira, J.M., Bernardes, B.T., Pereira-Baldon, V.S. and Resende, A.P.M. (2017) Pelvic Floor Muscle Strength in Primigravidae and Non-Pregnant Nulliparous Women: A Comparative Study. *International Urogynecology Journal*, **28**, 131-137. <https://doi.org/10.1007/s00192-016-3088-3>
- [20] Brækken, I.H., Stuge, B., Tveter, A.T., *et al.* (2021) Reliability, Validity and Responsiveness of Pelvic Floor Muscle Surface Electromyography and Manometry. *International Urogynecology Journal*, **32**, 3267-3274.
- [21] Sivakumar, K., Dasgupta, N., Bhat, K.N. and Natarajan, K. (2006) Sensitivity Enhancement of Polysilicon Piezo-Resistive Pressure Sensors with Phosphorous Diffused Resistors. *Journal of Physics: Conference Series*, **34**, 216-221. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/34/1/036>
- [22] Li, S., Zhang, S., Zhao, L. and Xiong, X. (2025) Effect of Pelvic Floor Muscle Training Combined with Electrical Stimulation Therapy on Stress Urinary Incontinence: A Meta-Analysis. *Urologia Internationalis*, **109**, 425-435.
- [23] Verbeek, M. and Hayward, L. (2019) Pelvic Floor Dysfunction and Its Effect on Quality of Sexual Life. *Sexual Medicine Reviews*, **7**, 559-564.
- [24] Weber, A.M., Abrams, P., Brubaker, L., Cundiff, G., Davis, G., Dmochowski, R.R., *et al.* (2001) The Standardization of Terminology for Researchers in Female Pelvic Floor Disorders. *International Urogynecology Journal*, **12**, 178-186. <https://doi.org/10.1007/pl00004033>
- [25] Bitterman, N. (2011) Design of Medical Devices—A Home Perspective. *European Journal of Internal Medicine*, **22**, 39-42.