

# 国际临床工程杂志

GLOBAL CLINICAL ENGINEERING JOURNAL

Vol.6 Issue 3

第六卷第三期



GlobalCE

出版社：International Medical Sciences Group, LLC

open access

ISSN: 2578-2762

[www.GlobalCE.org](http://www.GlobalCE.org)



# 编者寄语

## 构建更好的医疗体系：临床工程在医院建设中的关键作用

在医院的建设过程中，每个细节都至关重要。从需求评估到建筑设计，再到最先进医疗技术的实施，每个环节都在医院的功能性、效率以及最终的病患护理质量中发挥着重要作用。在这些关键组成部分中，有一些虽然在按预期发挥作用时可能并不被充分重视，但它们同样至关重要——特别是作为医院运行基础的“FFE”，即固定设施 (fixtures)、设备 (fittings) 和器材 (equipment)。这些元素需要精细管理，以确保在医疗环境中的顺利运行和优化利用。

以下是通过在新医院建设过程中，从构思阶段到运营阶段，全面考虑固定设施、设备和器材所带来的启发。

### 提升病患护理与安全

妥善考虑的固定设施、设备和器材对提供高质量的病患护理至关重要。功能性设备和精心设计的固定设施为医护人员提供了一个有利的工作环境，使其能够高效地履行职责，从而带来更好的患者治疗效果。

在医院建设过程中，进行全面的风险评估有助于识别潜在的危险因素，包括人体工程学问题、设备问题（如连接性问题）、电气隐患以及感染控制漏洞等。采取积极的防范措施，如人体工程学设计原则、设备安全协议和感染预防策略，有助于最大限度地减少事故和不良事件的发生。了解并遵守法规要求和行业标准，同时全面的员工培训与教育，能够确保合规并促进安全意识文化的建立。将安全原则和普适设计

理念融入建筑布局、固定设施、设备和器材选择中，能够提升整体的安全性和可达性；同时，持续的监控和改进过程也有助于促进透明度和问责文化。

通过主动应对安全风险，面向未来的医院能够保持最高的安全与质量标准，使其成为现在及未来可信赖的医疗服务提供方。

### 全面规划

全面规划是成功医院建设的基石，需要从开始到完成的每个阶段都注重细节。在初期阶段，优先进行详细的规划和协调，以确保固定设施、设备和器材能够顺利融入建筑设计。这需要与各类利益相关者进行广泛合作，包括建筑师、工程师、临床医生、设施管理人员、医疗设备管理人员等，尤其还会涉及患者和公众，以全面评估固定设施、设备和器材需求。

### 运营效率

高效的固定设施、设备和器材选择需要考虑诸如可靠性、维护便利性和与现有基础设施的兼容性等因素，以确保持续不断的护理服务。通过在医院环境中战略性地摆放设备，可以优化工作流程，减少不必要的步骤，从而提高效率。例如，诊断设备与治疗区域的靠近有助于简化流程，减少患者等待时间。积极的维护方案，包括校准和预防性维修，有助于维持设备的功能性，减少突发的停机时间，优化资源利用和运营效率。嵌入技术的进步，如智能传感器和预测分析，通过实现前瞻性决策、监控和维护干预，可以进一步提升运营效率。利用实时数据洞察，能够早期发现效

率低下和潜在的设备短缺问题，帮助医疗机构优化资源配置，提升患者护理质量。通过整合高效的 FFE 选择、战略性布局、前瞻性维护和技术创新，医院可以创造优先考虑运营卓越的环境，从而提升病患护理水平。

## 预见技术进步

预见医疗设备和医疗服务领域的技术进步是为未来做准备的关键一步。通过紧跟远程医疗平台、人工智能 (AI) 诊断和机器人辅助手术系统等新兴技术，医院规划者可以设计出适应这些创新的基础设施。这可能包括融入灵活的房间布局、模块化的设备配置和先进的 IT 基础设施，以支持互操作性、新的诊断和治疗方式以及数据交换。

## 适应不断变化的病患需求

随着病患偏好和期望的变化，医院必须调整其设施，以满足对便利性、无障碍化和个性化护理日益增长的需求。面向未来的医院可能会融入一些设施，如病患可控环境、分散的护理中心和集成的远程医疗服务，以提升病患体验。灵活的固定设施、设备和器材解决方案能够快速重新配置和扩展，使医院能够动态应对病患数量和护理模式的变化。

此外，通过将病患和公众的意见纳入规划过程，医院可以获得宝贵的见解，了解最终使用设施的病患的实际需求和偏好。这种协作方式促进了各利益相关者之间的归属感和信任感，确保医院环境的设计充分考虑最终用户的需求和视角，从而提升病患的满意度

和整体体验。

将病患和公众的意见融入规划的早期阶段，有助于识别需求、提高透明度和施行问责制，使社区能够积极参与塑造其医疗基础设施。通过征求对设计元素、指引系统和无障碍设施的反馈，医院可以创造出包容性强、能够响应多样化需求的环境。此外，邀请病患和公众参与决策过程能够增强对医疗结果的共同责任感，促进社区参与和社会凝聚力。最终，这不仅增强了医院设施的功能性和效率，还加强了医疗系统中的信任、合作与韧性。

## 可持续性与韧性

鉴于环境问题和资源限制，面向未来的医院在设计 and 运营中优先考虑可持续性与韧性。节能型固定设施、可再生能源和绿色建筑材料不仅能减少碳足迹和运营成本，还能促进环保管理。此外，弹性基础设施设计，如备用电力系统、灾难准备措施、网络安全和数据隐私等，增强了医院应对和恢复突发事件的能力，确保在危机时刻护理服务的持续性。临床工程专业人员应积极参与解决这些问题，以确保医院在可持续发展和应对突发事件方面的准备工作。

## 合作与创新生态系统

面向未来的医院拥抱合作与创新生态系统，促进与行业利益相关者、研究机构和技术供应商的伙伴关系。这进一步推动了包括家庭护理在内的持续护理模式。通过积极参与这些网络，医院可以接触到前沿技术、研究成果和最佳实践，从而为决策提供信息并推

动持续改进。这种合作方式使医院能够始终处于创新的前沿，为患者提供最先进的护理服务。

在快速变化的医疗服务环境中，妥善管理固定设施、设备和器材是确保新医院顺利运营的关键。通过优先考虑病患护理、运营效率和安全性，医疗机构可以创造一个有利于康复和创新的环境。通过精心规划、严谨执行和持续维护，医院能够确保在医疗服务中保持最高的质量标准和卓越水平，造福病患和医护人员。

诚然，医院的本质超越了其建筑美学——它在于依赖适当的设备和基础设施支持，提供全面的医疗服务。在危机时刻，配备基本医疗物资、诊断工具和熟练医护人员的帐篷，可以充当临时医院，提供急需

的生命救援干预。相反，一个外观壮丽却缺乏基本医疗设备的建筑，仅仅是一个空壳，无法实现其治愈和护理病人的使命。因此，尽管建筑美学无疑重要，但真正定义医院提供有效医疗服务并积极影响患者生活的，是适当的固定设施、设备和器材的整合。

Nata Zaman

国际临床工程联盟秘书长  
英国国民健康服务体系 (NHS)  
新医院项目装备顾问

# 目录

<b>编者寄语</b>	<b>2</b>
作者: Nata Zaman	
<b>为残障人士设计的语音控制轮椅</b>	<b>6</b>
作者: Jenina R. Amoguis, Mabel A. Lingon, Edwin R. Arboleda, Airah Cahigan	
<b>使用Flutter框架设计一个用于血液透析机维护的移动应用程序</b>	<b>16</b>
作者: Badria Ibrahim Eisa, and Mohamed Yagoub	
<b>低成本便携式扫描仪在孕期超声检查中的比较性能: 一种有前景的远程医疗辅助工具</b>	<b>24</b>
作者: Afroza Naznin, Muhammad Abdul Kadir, Fatima Begum, Khondkar Siddique-e Rabbani	
<b>深度学习和光声技术用于微循环分类: 吸烟组与非吸烟组的比较</b>	<b>34</b>
作者: Hui Ling Chua and Audrey Huong	

收稿日期 2023年12月18日, 接收日期2024年05月06日, 出版日期 2024年5月23日

## 为残障人士设计的语音控制轮椅

Jenina R. Amoguis, Mabel A. Lingon, Edwin R. Arboleda, Airah Cahigan

Department of Computer and Electronics Engineering, Cavite State University, Indang, Cavite, Philippines

### 摘要

**背景和目标:** 传统的手动轮椅为残障人士提供了行动能力, 但对于身体和认知或感知障碍的人来说并不适用。相较于电动轮椅, 手动轮椅对身体条件的要求更高; 但另一方面, 电动轮椅所需的认知和身体技能并非每个人都具备使用。本研究的总体目标是开发一种语音控制轮椅, 通过与电机接口的语音识别应用, 让残疾人可以独立行动。该研究对于四肢瘫痪患者具有重要的意义。

**材料与方法:** 本研究旨在改造一种通过语音命令控制的标准轮椅, 其中集成了EasyVR 3语音识别模块、超声波传感器、微控制器和12V雨刷电机。根据电机驱动电路发出的信号, 控制器相应地切换电机的工作状态。新增的安全功能是超声波传感器, 能够感知障碍物, 并具备跌倒检测系统, 向微控制器发送信号以停止轮椅。

**结果:** 结通过测试和评估, 证明了该设备的功能可以达到预期目标, 同时也总结了该设备的局限性。发动机和传感器100%运行正常。轮椅的平均速度为0.2米/秒, 可以承载重量高达80公斤的用户移动, 轮椅的抬升角度可达10°。通过使用均值方法和标准差分析等统计参数进行综合评估, 轮椅整体可接受性评分为4.53, 其中可用性评分为4.53, 准确性评分为4.07, 可控性评分为4.37, 可靠性评分为4.50, 安全性评分为4.33, 舒适性评分为4.8, 这意味着该设备达到了预期目标。

**结论:** 使根据评估结果, 该项目达到了预定的目标。系统能够按照给定的语音指令进行移动。该设备还证明了其功能性、响应性、可用性、准确性、可控性、可靠性、安全性和舒适性。尽管当前的研究证明了语音控制轮椅的可行性, 但未来的研究应该集中于提高语音识别系统的准确性和稳定性, 并且轮椅的提升角度可达10°。

**【关键词】** 语音控制轮椅, 辅助技术, 语音识别, 辅助设备, 四肢瘫痪

**Copyright © 2024.** This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY): *Creative Commons - Attribution 4.0 International - CC BY 4.0*. The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

## 引言

轮椅对于身体有残疾的人来说是一个福音，但对于同时具有身体和认知或感知障碍的人来说可能不适用。手动轮椅需要更多的体力，而电动轮椅需要具备的认知和身体技能并非所有人都拥有<sup>[1,2]</sup>。

为了应对这些挑战，研究人员进行了一项研究并提出了解决方案。他们利用易于获取且经济实惠的材料，开发了一种适用于无法操作电动轮椅的残疾人士的语音控制轮椅。

本研究的总体目标是为残障人士开发一款语音控制轮椅。本研究旨在：(a) 设计和构建设备的电路系统；(b) 改进一款标准轮椅；(c) 将 EasyVR 3 语音识别模块、超声波传感器、微控制器和 12V 雨刷电机集成到设备中；(d) 为该设备开发程序；(e) 通过试验测试和评估系统的性能；以及 (f) 确定所开发系统的成本。

这款轮椅适用于行动障碍人群，包括脑瘫、脊髓损伤、中风、帕金森病、关节炎、肌肉萎缩、多发性硬化症、截肢、小儿麻痹症或其他导致瘫痪、肌无力、神经损伤、关节僵硬、体力和耐力不足、身材矮小、骨生成不全（“脆骨病”）或缺乏平衡或协调能力等疾病<sup>[3-7]</sup>。这款设备也同样适合四肢均瘫的个体<sup>[8]</sup>。

该项目重点集中于识别一组有限的语音命令以控制方向，共计五个指令，此外，还有两个语音指令用于触发和待机。该项目并不打算执行其他任务。

为了评估系统的有效性，本研究的最终测试邀请了 30 名参与者。其中 25 人在模拟环境下进行了测试，另外 5 人是具有行动障碍人士。评估过程测试了系统准确执行指令的能力和响应性。该测试在菲律宾卡维特省 Indang 市进行，历时两周。

## 方法

本节概述了设计项目中所使用材料的重要规格以及制作语音控制轮椅的步骤。每种材料都是根据其功能和其他组件的兼容性精心选择。

语音控制轮椅包括标准轮椅、直流电机、语音识别模块、传感器、电机驱动器、微控制器和电池。所

使用的标准轮椅是一种合金材质，重量仅为 13.1 公斤，比 16 公斤的标准轮椅要轻。该轮椅已经通过了日本国际标准认证，并且贴有 JIS T 9201:2006 的 JIS 标签。这个标准规定了手动轮椅需要符合的规范和标准要求。

该项目使用的电机是雨刷电机。与其他直流电机相比，雨刷电机更便宜，并且提供高扭矩和低速度，非常适合轮椅使用。使用的语音识别模块是 EasyVR 3.0 版扩展板。Anjum 和 Seetha<sup>[9]</sup> 使用了类似的方法，其中 EasyVR 3.0 版扩展板被用作残疾人的语音激活系统。与仅支持特定人语音识别模块不同，EasyVR 模块支持特定人语音和非特定人语音识别的特性。使用超声波传感器是因为它们是唯一一种不依赖于光线的传感器。这些传感器使用超声波频率来检测物体。

相比于无法在 4Hz 以上运行的电机驱动器，PNP-NPN 达林顿对晶体管是更佳的选择，它可以支持高达 10A 的工作电流，具备快速开关的能力。可以使用脉宽调制技术轻松控制晶体管。在这个项目中使用的微控制器是 Gizduino V4.1。Arboleda<sup>[10]</sup> 等人在智能轮椅项目中使用了 Gizduino AtMega644 微控制器，该项目利用触摸板和 Android 设备进行控制。与 Arduino Uno 和 Gizduino AtMega644 相比，Gizduino V4.1 更便宜且更易于使用，因此在这个设计中选择了它作为微控制器。最后，使用的电池是一块 12V 17Ah 铅酸电池。这种电池重量轻、价格便宜，但容量较大。

## 语音控制轮椅的设计

麦克风放置在嘴部的一侧（图 1），将声音信号转换为电信号。麦克风被一块海绵覆盖，用以抑制回声和噪音，压缩输入的声音。

使用的电机驱动器基于晶体管，具有高电流和高电压的 NPN 和 PNP 达林顿管。与继电器相比，它提供的切换能力更快<sup>[8]</sup>。通过与后轮连接，根据微控制器给定的指令做出响应。为了增强轮椅的灵活性，还使用了雨刷电机。通过使用链条，雨刷电机能够控制后轮的方向，具体示意图如图 2 所示。通过使用链传动，电机扭矩被增加了。雨刷电机并没有直接连接到后轮上。



图 1. 麦克风放置在靠近嘴部一侧。



图 2. 连接雨刷电机和后轮的链条。

所使用的传感器是 HC-SR04 超声波传感器<sup>[11]</sup>。与红外线和接近传感器相比，HC-SR04 超声波传感器可以在黑暗或明亮的环境中准确读取实物的数据。传感器被安装在轮椅的前后部，轮椅在传感器检测到前方地形下降（例如楼梯）或障碍物时会自动停止。具体来说，两个超声波传感器安装在了前部：一个朝向地面（用于检测靠近的楼梯），另一个位于轮椅下方（用于检测左前方下部区域的障碍物），二者的探测范围均为 1-200 厘米，如图 3 所示。最后，在轮椅的后部也安装了两个传感器：一个朝向地面（用于检测靠近的楼梯），另一个位于轮椅下方（用于检测后下部区域的障碍物），如图 4 所示。

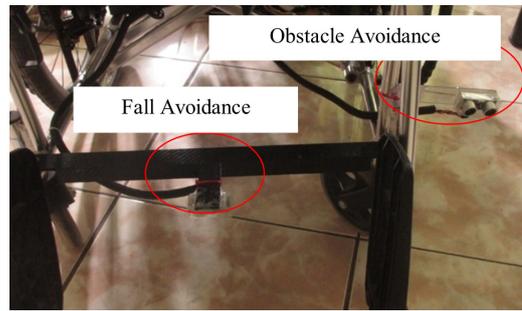


图 3. 安装在前部的传感器。



图 4: 安装在后部的传感器。

### 改装标准轮椅

在该研究中使用了一台标准轮椅。通过与一个控制装置、一块电池和一个驱动装置组装在一起，将轮椅转变为一种语音控制轮椅。控制装置包括麦克风、摇杆开关和发光二极管（LED）指示灯。麦克风被安置在用户嘴边一侧，而 LED 指示灯和摇杆开关则被安置在轮椅右扶手上，如图 5 所示。LED 指示灯被玻璃纤维和贴纸覆盖。EasyVR 3 语音识别模块、微控制器和电池被放置在轮椅下方的平行杆和塑料外壳上。

图 6 展示了与雨刷电机和电池连接的平板杆。在轮椅的前下部添加平板杆，用于连接传感器。塑料外壳用于覆盖和安装护罩和电机驱动器，放置在轮椅的下部。驱动装置包括一个电机驱动电路和两个雨刷电机。雨刷电机和轮椅的后轮在机修车间焊接成一个链轮。链条连接了雨刷和后轮上的链轮。这样可以更方便地操纵轮椅。



图 5. LED 指示灯安装在右侧扶手上。



图 6. 用于雨刷电机，电池和超声波传感器的平行杆附件。

将 EasyVR 3 语音识别模块、超声波传感器、微控制器、12V 雨刷电机和标准轮椅整合到设备中

用户通过语音指令来驾驶轮椅，麦克风将语音指令转换为电信号，语音识别模块再对其进行处理。语音命令被存储在内存中，并使用模模拟数字转换器 (ADC) 将其转换为数字信号。微控制器接收数字输入，然后向电机驱动电路输出信号，根据信号切换电机。超声波传感器通过跌倒检测系统感知障碍物，并发送信号给微控制器停止轮椅。语音控制轮椅系统的框图如图 7 所示。

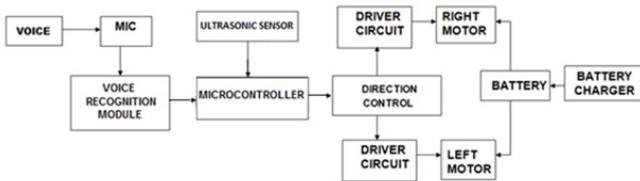


图 7. 语音控制轮椅系统框图。

语音识别模块被焊接到一个盾板上，以便与微控

制器方便连接。为了连接语音识别模块和微控制器，将焊接好的语音识别盾板连接到 Gizduino 上。由于电机不能直接连接到微控制器，因此必须使用电机驱动盾板。这是一个 H 桥电路，它允许微控制器控制高电流的电机。4 个输入引脚 (2N222A 晶体管的基极与 10KΩ 电阻串联) 被连接到微控制器的数字引脚 D5、D5、D9 和 D10 上。电机驱动器的原理图和物理连接分别如图 8 和图 9 所示。

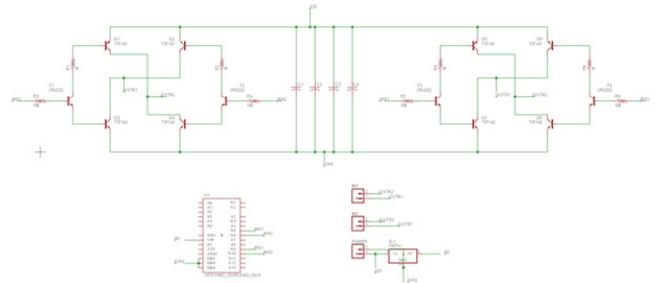


图 8. 电机驱动器原理图。

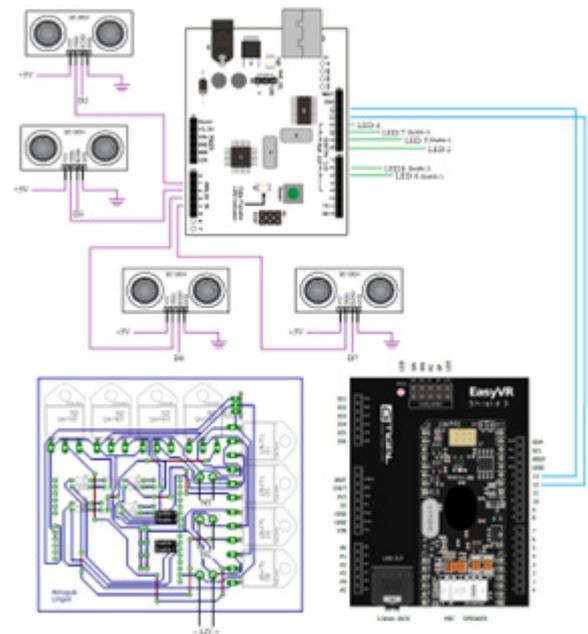


图 9. 设备的物理连接。

将 EasyVR 3 语音控制模块、超声波传感器、微控制器和 12V 雨刷电机连接后，将电机安装在前后轮之间的平行杆上。这一过程是在机修车间进行。最后，传感器、微控制器、电机驱动电路和语音识别模块被

安装在轮椅底部。最终的语音控制轮椅电路采用了塑料外壳，将语音识别模块、超声波传感器、微控制器、电机和轮椅进行了整合。

### 语音控制轮椅程序的开发

在这个项目中，使用 C/C++ 语言对 Arduino ATmega328 微控制器进行了编程。该编程语言被用来开发软件，根据从语音识别模块接收到的数据来控制轮椅。这个应用程序使用了一个预定义的单词列表来进行控制，只需要较少的 RAM 和程序存储空间。这个单词列表使用 Arduino 库创建。Arduino 是一个基于 PC 的程序，允许用户选择和实现用户界面的词汇表。这些设置被记录在内存中，并且即使关闭电源，数据也不会丢失。语音识别库为用户的应用程序提供了一个音频接口，允许用户通过说出预定义单词库中的离散单词来控制应用程序。单词库中的所选择单词与应用程序和用户之间的交互相关。

通过连接到语音识别模块的麦克风说出的单词会被逐帧进行分析，并根据矢量码本将声音特征量化成特征向量。通过检查量化特征向量，以确定它们最接近哪个单词。语音识别模块生成了二进制输出，这些输出被设置为程序的参数。当微控制器接收到语音识别模块转换后的语音时，应用程序会根据预设的参数采取相应的行动。然而，一旦障碍物和跌倒检测功能被激活，电机将自动把轮椅移动到更安全的地方（参见图 10 和图 11）。

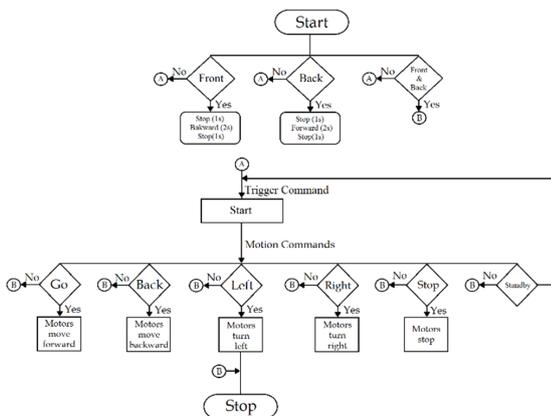


图 10. 针对特定语者的软件流程图。

### 项目测试

在评估电动轮椅之前，研究人员对该项目进行了试点测试。该项目在菲律宾卡维特州立大学工程与信息技术学院 (CEIT) 的工程科学楼进行了测试。通过发出不同的语音指令，对电机、语音识别和传感器进行了测试。

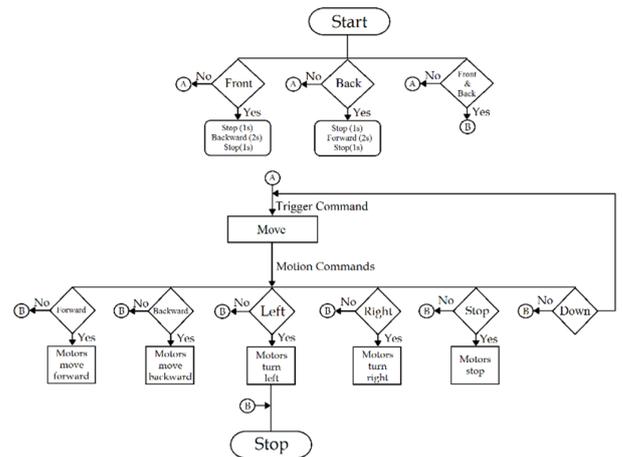


图 11. 针对非特定语者的软件流程图。

### 项目评估

研究人员对系统的功能进行了技术评估，目的是确定系统是否能够在轮椅上运行的各项操作。这包括对集成在轮椅上的每个传感器和电机的测试。为此，轮椅被放置在一个安静的房间内进行测试，房间内设置了椅子、墙壁、桌子和楼梯等障碍物。第二个测试场景是将轮椅放置在一个充满嘈杂噪音的房间中。所有这些测试都重复进行了两次；第一次是针对非特定语者的测试，第二次是针对特定语者的测试。研究人员确定了这两种情况下哪一种效率更高。

在可接受性测试中，受试者对设备进行了最终测试，通过发出任何所需的语音指令来评估其可用性、准确性、可控性、可靠性、安全性以及舒适性。这是通过收集使用过该设备的受试者的数据来完成的。采用的抽样方法是机会抽样，即从目标人群中选择那些可获得并愿意参与评估设备的个体<sup>[12]</sup>。一共有 30 位

受试者，其中 25 位是从 CEIT 学生样本中选择的学生和 5 位行动不便的人士。受试者在模拟环境中对设备进行了评估。在使用设备时，每位受试者都被绑定在模拟环境中。为了实现这一点，轮椅上配备了手部和脚部绑带。

首先，研究人员向伦理审查委员会取得了许可，以确保该设备已准备好进行残疾人评估，包括对轮椅发出任何所需的语音指令。

评估结果使用均值法和标准差分析等统计参数对评价结果进行分析。表格用于展示和讨论收集到的结果。

### 伦理考量

在使用轮椅之前，研究人员对其操作进行了详细的解释。在评估过程中没有对任何患者造成伤害。一位物理治疗师也陪同研究人员一起，以便在需要时提供医疗援助。在问卷调查中附有一份信息文档 / 手册，以确保用户正确就坐。在评估过程中，考虑了以下参数：(a) 用户坐在椅子上时保持挺直姿势；(b) 骨盆 / 安全带牢固系好；(c) 双脚平放在地面上；(d) 膝盖与髌部对齐；(e) 躯干和骨盆保持居中；(f) 头部居中，下巴略微内收；(g) 手肘以 90 度角弯曲；(h) 胸部挺直。

### 保密和知情同意

在研究中，我们也重视保护参与者的匿名性。他们不需要提供姓名或与研究人员分享个人信息。此外，参与者也获得了知情同意书，以便他们可以决定是否愿意参与研究。

### 残疾人士评估的地点和补偿问题

有行动障碍的参与者在菲律宾卡维特省特雷斯马里蒂雷斯市的埃米利奥·阿吉纳尔多医院接受评估。他们也获得了例如一份水果篮作为补偿。在填写问卷时，研究人员及其监护人也给予了患者协助。

## 结果

通过这项研究，研究人员可以确定哪种语音识别

特征（特定语音者和非特定语音者）反应更快。此外，作为一种可能的降噪策略，还评估了佩戴头盔对这两个特征的影响。

为了判断电机和传感器是否正常工作，对每个指令进行了 10 次试验，并记录语音是否被成功识别来完成的。经过测试，电机和传感器的功能全部正常，识别成功率达到 100%。试验次数是基于题为《语音控制语音控制轮椅的设计与开发》的研究，该研究也对轮椅功能进行了相应次数的试验测试<sup>[13]</sup>。经验证，该设备在针对特定语者的情况下具有良好的准确性，而在与非特定语者的情况下，准确性则表现出色。表 1 展示了通过使用 EasyVR 的说话者相关功能所发出的每个单词的计算评分。在嘈杂的环境中，它的识别准确性较低，表明 EasyVR 易受噪声影响。

表 1. 使用特定语者功能的功效和响应性计算。

所说的单词	嘈杂的环境	安静的环境
	准确识别的单词数量	准确识别的单词数量
触发	10	10
去	4	10
回来	1	10
左	1	10
右	0	10
停止	1	9
待命	0	7
平均值	24.29	94.29
总平均值	59.29	

表 2 显示了使用 EasyVR 的非特定语者功能对每个单词进行计算评分的结果。与表 1 的结果相比较，可以看出 EasyVR 在使用非特定语者功能时对噪音的敏感性较低。

表 3 展示了佩戴头盔时使用 EasyVR 说出的每个单词的计算评分（两种功能）通过对比表格 1 和表格 2 的结果可以发现，佩戴头盔时，EasyVR 在特定语者和非特定语者功能的情况下对噪音的敏感性较低。

表 2. 使用非特定语者功能的功效和响应性计算。

所说的单词	嘈杂的环境	安静的环境
	准确识别的单词数量	准确识别的单词数量
触发	9	10
去	8	10
回来	6	10
左	6	10
右	5	10
停止	7	10
待命	7	10
平均值	68.57	100
总平均值	84.29	

表 3. 佩戴头盔时的功能性和响应性计算结果。

特定语者		非特定语者	
所说的单词	准确识别的单词数量	准确识别的单词数量	所说的单词
触发	10	移动	10
去	6	向前	9
回来	1	向后	6
左	2	左	7
右	1	右	7
停止	3	停止	8
待命	1	向下	7
平均值	34.29	平均值	77.14

表 4 显示，训练有素的特定语者语音识别误差百分比是非特定语者语音识别的两倍。佩戴头盔后，两种功能的误差百分比都减少了 10%。该表表明，最有效的功能是非特定语者的语音识别。

$$\text{误差百分比} = \frac{\text{Words to be recognized} - \text{Words recognized}}{\text{Words to be recognized}} \times 100$$

表 4. 特定语者和非特定语者的对比。

	特定语者	非特定语者
软件	通过训练，该软件能够识别并学习用户声音的特征。	不需要在软件中进行训练。

用户	只有经过训练的用户才能使用该软件来识别命令。	能够识别不同用户的命令。
在嘈杂环境下的准确率 (误差 %)	75.71%	31.43%
在安静环境下的准确率 (误差 %)	5.71%	0 %
佩戴头盔时降低噪音 (误差 %)。	65.71%	22.86%

轮椅的速度是通过行驶距离除以时间计算的。经测定，轮椅的平均速度为 0.2 米 / 秒，载重为 46 公斤。最大承重能力是通过让不同体重（分别为 46 公斤、53 公斤、61 公斤、68 公斤、72 公斤和 80 公斤）的用户坐在轮椅上测定的。当用户体重为 80 公斤时，观察到轮椅速度明显下降图 11 显示了用户体重对轮椅速度的影响。

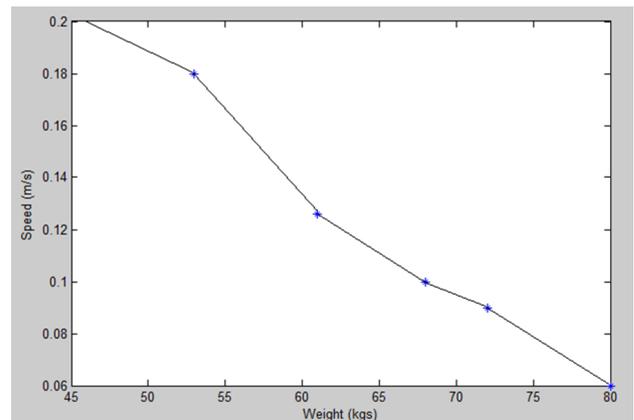


图 12. 速度与重量之间的关系。

我们收集了可用性、准确性、可控性、可靠性、安全性和舒适性的数据。共有 30 名受试者（25 名学生和 5 名残障人士）在使用轮椅后填写了问卷调查。表 5 展示了菲律宾卡维特州州立大学 Indang 校区 25 名学生对轮椅的用户接受度评估计算结果。从该表可以看出，轮椅在可用性、准确性、可控性、可靠性、安全性和舒适性方面具有较低的标准差。这意味着该设备达到了预期目标，并且系统被认为是有效的。

表 5. 健康人士的用户接受度计算结果

轮椅的一般特性	平均值	标准差
可用性	4.6	0.58
准确性	4.16	0.75
可控性	4.4	0.71
可靠性	4.64	0.57
安全性	4.48	0.59
舒适性	4.84	0.47

表 6 显示了对轮椅进行评估时，5 名具有行动障碍的人对用户接受度计算的评估结果。在健康人士使用该设备后，残疾人对其进行了评估，并将其评价为是可接受的。

表格还显示，轮椅的可用性、准确性、可控性、可靠性、安全性和舒适性的标准差较低。这意味着该设备达到了预期目标，并且对于行动障碍者来说，系统被认为是有效的。

表 6. 残疾人用户接受度计算结果

轮椅的一般特性	平均值	标准差
可用性	4.2	0.45
准确性	3.6	0.55
可控性	4.2	0.45
可靠性	3.8	0.45
安全性	3.6	0.89
舒适性	4.6	0.55

根据残疾人和学生的评估结果，表格 7 显示了轮椅的整体用户接受度。这些评估结果合并了平均值和标准差的数据。

表 7. 整体用户接受度计算结果

轮椅的一般特性	平均值	标准差
可用性	4.53	0.57
准确性	4.07	0.74
可控性	4.37	0.69
可靠性	4.5	0.63
安全性	4.33	0.71
舒适性	4.8	0.48

表 8 显示了语音控制轮椅的实际成本。其中包括设备的主要零部件以及外壳和螺丝。单位成本为 369.48 美元，包括制造设备所需的所有材料成本。

图 8. 设备制造总成本

材料	数量	单价(美元)	总成本(美元)
微控制器 (Giz-Duino v3)	1	14	14
EasyVR 语音识别模块	1	52	52
超声波传感器	4	5	20
12V 17Ah 铅酸充电电池	1	18	18
电池充电器	1	15	15
标准轮椅	1	79	79
TIP147	4	2	6
TIP142	4	1	4
2N222A	4	0.5	2
LM7809	1	0.4	0.4
端子块	3	0.6	1.8
电阻器	8	0.035	0.28
12" × 12" 预敏电路板	1	3	3
雨刷电机	2	18	36
链条	2	5	10
链轮齿	2	8	16
塑料外壳	1	1	1
劳动力	-	-	73
杂费	-	-	18
总计			369.48 美金

## 讨论

轮椅对于瘫痪、肌无力或任何限制行动能力的疾病患者来说是至关重要的。轮椅有两种类型：手动轮椅和电动轮椅。手动轮椅需要更多的体力，而电动轮椅则需要认知能力和体力，但也不是每个人都具备这些能力。为了解决这个问题，研究人员开发了一种语音控制轮椅，能让残疾人独立活动。这款轮椅采用了与电机相连的语音识别应用程序，能够接收并执行用户给出的语音命令，从而实现轮椅的移动。微控制器可以编程识别单个用户的语音或任何语音命令。

经过技术评估发现, 轮椅容易受到噪声的影响, 在作为特定语者的测试中, 只有 70 个口语单词中的 17 个被正确识别, 而在作为非特定语者的测试中, 70 个口语单词中的 48 个被正确识别。然而, 佩戴头盔有助于减少噪音, 并将特定语者功能的口头词正确识别数量提高至 24/70 个, 将非特定语者功能的口头词正确识别数量提高至 54/70 个。这表明佩戴头盔可以显著提高语音识别准确率。此外, 在噪音较小的情况下, 特定语者功能的 70 个口头词中有 66 个被正确识别, 而非特定语者功能的 70 个口头词全部都被正确识别。因此, 非特定语者的特性更加准确和反应更迅速, 因此在该调研中选择使用了这一特性。

经过测试和评估, 该轮椅符合设备的预期目标和限制。电机和传感器完全运转正常, 轮椅能够以平均速度 0.2 米 / 秒移动, 承载重量高达 80 公斤, 抬升角度高达  $10^{\circ}$ 。轮椅整体可接受性评分为 4.53, 其中可用性评分为 4.53, 准确性评分为 4.07, 可控性评分为 4.37, 可靠性评分为 4.50, 安全性评分为 4.33, 舒适性评分为 4.8, 这意味着该设备达到了预期目标。

基于雨刮器电机的设计, 该设备只能通过存储的语音指令进行响应, 无法手动控制。超声波传感器在检测障碍物和楼梯方面表现良好, 但其检测范围和角度有限。前置传感器仅能检测左侧的障碍物, 并且系统无法检测距离超过 200 厘米以外的物体。

在表 8 中, 展示了所开发系统的成本细分, 包括设备的主要组件以及外壳和螺丝。总单位成本为 369.48 美元, 其中包含了制造该设备所需的所有必要材料费用。

通过综合多个研究和文章的内容, 对该设备的有效性进行了评估。一篇于 2022 年发表的名为《语音控制轮椅的设计与开发》的研究, 与本研究中用于实现语音控制轮椅的方法和框图相关<sup>[13]</sup>。该研究发现, Arduino 在将信号传输到驱动电路之前, 会分析用户的语音指令, 这与本研究中的过程相似, 如图 7 所示。另一项名为《语音控制自动轮椅》的研究也获得了类似的理想结果, 尽管它使用 Arduino R3 作为轮椅的主要处理单元<sup>[14]</sup>。一项名为《具有避障功能的低成本

电动轮椅的开发》的类似研究也显示出类似的结果。该研究安装了超声波传感器用于避障以及红外线传感器, 并在测试和评估过程中取得了积极的结果, 对参与者来说是有益的<sup>[15]</sup>。研究人员将该项目的总成本与一项名为《基于 Arduino 的语音控制自动化轮椅设计》的类似研究进行了比较<sup>[16]</sup>。所提及研究的成本与本研究开发的轮椅的成本接近, 这表明用于开发该项目的组件和材料成本并不高。这些研究结果验证了本研究中所采用技术和结果的有效性, 为语音控制自动化轮椅领域的知识库做出了贡献。

大量研究表明, 获得独立的行动能力对儿童和成人都有益处。它增加了他们的教育和职业机会, 减少了他们对家庭成员和照顾者的依赖, 并增强了他们的自主能力体验。

## 结论

经过仔细观察和对所收集到的结果进行深入分析, 语音控制轮椅的开发已经成功地实现了所有预期目标。该轮椅设计能够响应语音指令, 允许用户通过语音指令进行导航和控制。具备障碍物和楼梯的检测功能, 该装置能够自动停止移动, 从而确保用户的安全和便利。本研究表明, 技术的进步, 尤其是经过训练和重新编程的模块方面, 可以在医院病房中使用的设备上取得显著的突破。在得到适当的定位和指导下, 身体残疾人士可以使用语音指令来操作一款低成本轮椅。

技术的快速进步, 使得患者能够独立自主地移动, 无需依赖医院工作人员或亲人的帮助。通过利用语音指令, 身体残疾人士可以轻松控制自己的移动, 从而在日常活动中拥有更大的独立性和便利性。

这项研究奠定了未来研究的基础, 允许将更先进的技术融入到语音控制轮椅中。最终, 这项研究有潜力改善身体残疾人士的生活质量, 同时还可以帮助那些想提高生活质量却无法自理的人们。

## 参考文献

1. Leaman Jand La HM. A Comprehensive Review of Smart Wheelchairs: Past, Present, and Future. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 47, no. 4, pp. 486–499, Aug. 2017, doi: 10.1109/THMS.2017.2706727.
2. Kumar D, Malhotra R and Sharma SR. Design and Construction of a Smart Wheelchair. *Procedia Computer Science* 2020;172:302–307. doi: 10.1016/j.procs.2020.05.048.
3. Machol Ket al. Hearing Loss In Individuals With Osteogenesis Imperfecta In North America: Results From A Multicenter Study. *Am J Med Genet* 2020;182(4):697–704. doi: 10.1002/ajmg.a.61464.
4. SadowskaM, Sarecka-Hujar B, and I. Kopyta. Cerebral Palsy: Current Opinions on Definition, Epidemiology, Risk Factors, Classification and Treatment Options. *Neuropsychiatr Dis Treat* 2020;16:1505–1518. doi: <https://doi.org/10.2147/NDT.S235165>.
5. QuadriSA, et al. Recent update on basic mechanisms of spinal cord injury. *Neurosurg Rev* 2020;(43)2:425–441. 2020, doi: 10.1007/s10143-018-1008-3.
6. TanCEK, and Chao YX. Historical Perspective: Models of Parkinson’s Disease. *Internat J Molec Sci* 2020;21:7. doi: 10.3390/ijms21072464.
7. DeguchiM, Tsuji S, Katsura D, et al. Current Overview of Osteogenesis Imperfecta. *Medicina* 2021;57(5). doi: 10.3390/medicina57050464.
8. Meyyazhagan A and Orlacchio A. Hereditary Spastic Paraplegia: An Update. *Internat J Molec Sci* 2022;23(3). doi: 10.3390/ijms23031697.
9. Anjum F and Seetha M. Voice-Activated System for Disabled People Using IoT. in *Proceedings of the 2nd International Conference on Cognitive and Intelligent Computing*, A. Kumar, G. Ghinea, and S. Merugu, Eds., Singapore: Springer Nature Singapore. 2023:219–226.
10. Arboleda ER, Paulite YVP and Carandang NJC. Smart Wheelchair with Dual Control using Touchpad and Android Mobile Device. *Indonesian J Electric Engineer Informat* 2018;6(1). doi: <http://dx.doi.org/10.52549/ijeei.v6i1.342>.
11. ElsokahM, MejberAD, ZerekAR, et al. Next Generation of Smart Wheelchair with Speech Command. In *The 7th International Conference on Engineering & MIS 2021*, in *ICEMIS’21*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2021. doi: 10.1145/3492547.3492758.
12. BerndtAE. Sampling Methods. *J Hum Lact* 2020;36(2):224–226. doi: 10.1177/0890334420906850.
13. Dutta PP, et al. Design and Development of Voice Controllable Wheelchair. In *2020 8th International Conference on Reliability, Infocom Technologies and Optimization (Trends and Future Directions) (ICRITO)*, Jun. 2020, pp. 1004–1008. doi: 10.1109/ICRITO48877.2020.9197765.
14. Umchid S, Limhaprasert P, Chumsoongnern S, et al. Voice Controlled Automatic Wheelchair. In *2018 11th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, Nov. 2018, pp. 1–5. doi: 10.1109/BMEiCON.2018.8609955.
15. BisogninA, et al. Ball Grid Array Module With Integrated Shaped Lens for 5G Backhaul/Fronthaul Communications in F-Band. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* vol. 65, no. 12, pp. 6380–6394, Dec. 2017, doi: 10.1109/TAP.2017.2755439.
16. Raiyan Z, Nawaz MS, Adnan AK, and Imam MH. Design of an arduino based voice-controlled automated wheelchair. In *2017 IEEE Region 10 Humanitarian Technology Conference (R10-HTC)*, Dec. 2017, pp. 267–270. doi: 10.1109/R10-HTC.2017.8288954.

## 使用Flutter框架设计一个用于血液透析机维护的移动应用程序

Badria Ibrahim Eisa, and Mohamed Yagoub

Esmail Sudan University of Science and Technology, Sudan

### 摘要

传血液透析机是一种促进血液透析过程的人工肾脏,被认为是维持生命的关键设备。由于这些机器故障或维护不当造成的任何延误都可能严重影响患者的透析时间。

在喀土穆州(苏丹首府),透析中心雇佣了许多技术娴熟且拥有不同经验的生物医学工程师。然而,目前提供给他们培训机会不足以确保设备得到适当维护。许多工程师在处理日常故障时会遇到困难,并且在查阅服务手册时也同样面临挑战。

近年来移动应用程序在多个领域,尤其是医疗卫生领域的迅速发展,证明了它们的价值。本项目将利用特定框架开发一个专门用于维护血液透析机的移动应用程序。该应用程序旨在帮助生物医学工程师,特别是那些初级工程师完成他们的日常任务。通过利用Flutter框架和Dart语言,我们创建出了“HDservice App”——一种能够在Android、Windows和iOS平台上统一代码的混合语言。该应用程序提供了苏丹四种常见机器故障的详细信息,以及相应的解决方案。生物医学工程师已成功将该应用程序整合到他们的移动设备中,并用于设备维护工作。随后,他们进行了一项评估,将应用程序的有效性与传统的服务手册进行了比较,得出了预期的结果。

【关键词】血液透析机, 维护, 移动应用程序, Flutter框架

**Copyright © 2024.** This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY): *Creative Commons - Attribution 4.0 International - CC BY 4.0*. The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

## 引言

根据 2023 年 2 月国家肾脏疾病和外科中心最新库存报告，喀土穆州大约有 100 名服务工程师负责监管 1591 台设备。如此多工作经验从 1 年到 17 年不等的工程师管理着大量设备，无疑给监管和培训带来了巨大挑战。对初级工程师来说，更是任重道远。

目前，智能手机和平板电脑等移动设备在医疗专业人员中被广泛使用，尤其在新冠疫情大流行的情况下，这一现象更为明显。鉴于血液透析机经常发生故障，因此有机会将维护程序，比如一个移动应用程序，整合到软件包中，以增强工程师的培训计划。

### 血液透析机

透析机的作用是过滤病人的血液，包括去除杂质和多余的水<sup>[1]</sup>。

### 血液透析机的三个基本功能

1. 患者的血液从接入点通过透析机循环，然后通过血泵和一次性管路套装返回到接入点<sup>[2]</sup>。
2. 使用纯净水和一种或多种浓缩物制备透析液，并通过系统控制液体去除速率，将透析液循环通过透析机<sup>[2]</sup>。
3. 监测血液或透析回路的完整性，以及操作参数超出预定义范围的任何偏离<sup>[2]</sup>。

### 血液透析机故障

机械和电气故障首先会导致血液透析机发生故障，原因是这五个因素：透析泵、电源、传感器、压力和电导性<sup>[3]</sup>。

其次，人为失误会导致设备发生故障，比如操作过程中使用不当或护士在连接患者时发生错误。为了避免这些故障的发生，护士务必确保在充分了解情况之前，不要启动设备，因为这些故障会直接影响到患者护理效果。生物医学工程师还应该通过提供全面的机器使用和维护培训来支持护士。

此外，与机器相关的故障也可能发生，突显了生

物医学工程师在预防与故障或未经检查的设备相关风险方面的关键作用。他们要尽职尽责，确保这些设备在工作周期内尽可能长时间保持运转。正如之前提到的，他们在透析过程和血液透析中心的作用至关重要，具体职责包括：

1. 全面了解血液透析设备的运行机制<sup>[4]</sup>。
2. 参与透析设备的操作、维护、修理和消毒工作<sup>[5]</sup>。
3. 负责确保透析溶液的纯度，包括监测电解质浓度、渗透压，并进行微生物 / 内毒素存在的评估<sup>[5]</sup>。
4. 参与协作，努力改进透析设备，积极开拓新的治疗模式，通过出版物和会议展示并传播研究成果<sup>[5]</sup>。

### 维护

维护包括确保设备功能正常运转的各项措施，旨在预防设备发生故障，或者在故障发生后恢复设备的正常运行。因此，这就产生了各种维护措施，可以进行战略规划以实现维护目标，包括预防性、预测性或纠正性措施<sup>[6]</sup>。

在血液透析设施中，为了延长设备的使用寿命并提高效率，对设备进行预防性维护是至关重要的，这样亦可以减少纠正性维护干预的频率。

尽管消毒程序和除垢工作通常在周末进行，但过往案例充分证明由于缺乏培训，导致工作人员无法有效地执行必要的纠正性维护措施。

### 计算机化维护管理系统 (CMMS) :

CMMS 是一种复杂的软件解决方案，也可将其看作一个全面的计算机数据库，其中包含有关组织维护操作的重要信息。在医疗技术管理领域，CMMS 作为一种工具，用于简化与医疗设备相关的所有任务的文档记录，包括设备调度、库存监管、纠正和预防性维护协议、备件管理、服务协议和医疗设备通知<sup>[7]</sup>。

### Flutter 框架

选择 Flutter 框架的原因：Flutter 是由谷歌开发

的前沿应用程序开发框架，用于构建可在 iOS 和 Android 操作系统上运行的跨平台移动应用程序。正如官网 (<https://flutter.io/>) 所详述的那样，选择它的主要目标是简化、加速和增强开发过程<sup>[8]</sup>。

对于使用 Flutter 的终端用户、程序员和设计人员来说，这是一种多功能编程语言，可以实现 Android、Windows 和 iOS 平台上创建单个代码库的目标。在这种情况下，首选的方法是利用创新的 Flutter 框架与 Dart 编程语言。

## 理论背景

### 医疗健康领域的移动应用程序：

医疗健康应用程序涵盖了各种旨在协助各种与健康相关任务的移动应用程序。这些应用程序范围广泛，从生活方式健康解决方案，如健身和冥想应用，到更依赖技术进步的高级产品，比如那些旨在帮助医疗专业人员诊断和解决复杂医疗问题的应用程序<sup>[9]</sup>。

近期，一篇论文提出了一个智能移动物联网 (IoT) 医疗保健系统的综合框架，利用智能手机和 5G 技术监测患者的健康风险<sup>[10]</sup>。网页和移动应用程序是为满足患者、医生、实验室分析和医院服务的需求而开发的。这项研究使用这些应用程序来收集生理数据，如体温、脉搏率和血氧饱和度水平。然后使用 5G 技术、连接到 Arduino 板 (Arduino Board) 的身体传感器和 Raspberry Pi 板 (Raspberry Pi Board) 来处理这些生理数据<sup>[10]</sup>。

这一创新系统能够实时地向医生和医疗助理提供关于患者生命体征变化和重要环境变化的建议和警报。这使医疗专业人员能够迅速采取预防措施，有可能在重症护理和紧急情况下挽救患者的生命<sup>[10]</sup>。

此外，移动应用有时被用于远程医疗技术例如最近一项研究中详细介绍的在印度运行的 mHealth 应用程序。这些应用程序作为医生和患者之间有效沟通的媒介，提供在线医生咨询或线下医生预约等功能，显

著改善了患者的健康状况。该研究采用了横断面、观察性和基于网络的研究方法<sup>[11]</sup>。

## 方法

### 设计问卷、数据整理和分析

在收集数据后，通过问卷调查和对各种设备类型的经验分析，确定了常见问题和故障。随后，根据设备类型将数据分为四组，每组包含所有相关数据和故障。随后，与公司的专家工程师一起审查这些类别，从手册中找出合适的解决方案。根据发生时间顺序，从设备启动到下一位患者消毒前，将确定的问题压缩并整理成四组。这种系统化的安排有助于整理故障并实施适当的解决方案，为代码写入做好准备。

### 选择合适的代码编辑器

首先，需要在计算机上设置编码环境。使用 Android Studio 和 Flutter 框架作为代码编辑器。随后，将 Flutter 整合到 Android Studio 中，优先选择 Android 版本。在这种情况下，选择 Android 版本 4.0.0，确保与低配置设备兼容，从而实现应用程序的广泛使用。接下来，构建 Flutter 框架的架构。

### 构建 Flutter 框架

为了构建一个稳健的架构，需要格外关注用于代码分析的单独插件，以及另一个用于管理 Flutter 开发人员工作流的插件，包括构建、运行和调试等任务。这些插件可以无缝整合到 Android Studio 中，以实现最佳效率。

### 创建应用程序小部件

在设计过程中使用的用户界面 (UI) 和小部件经过精心设计，采用和谐的配色方案和直观的交互功能，与主要项目目标保持一致。图 1 展示了应用程序的关键按钮和导航部分，说明了用户如何与应用程序进行交互。

### 测试执行

Dart 语言在运行应用程序之前，会持续地对代码进行自我评估，以便检测错误。整个代码和其结构的最终评估是通过 Android 文件中名为“test.”的特定函数完成的。即使没有错误，此函数也会验证代码的完整性。

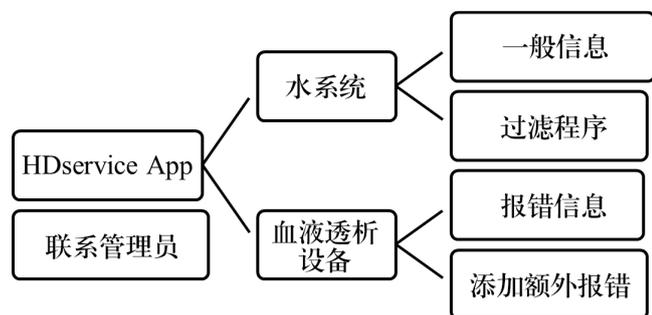


图 1. 应用程序的用户界面。

### 应用程序执行

在启动应用程序之前，必须在笔记本电脑上创建一个虚拟设备模拟器，用来预览模拟的应用程序。一切准备就绪后，该应用程序被命名为“HDservice”。

#### 创建应用程序图标

在开发任何应用程序时，拥有一个能够展现应用目的的独特标志是至关重要的。一旦选定标志，图像应该使用网站 [www.icongenerator.com](http://www.icongenerator.com) 保存为 PNG 格式。

### 应用程序发布

最后阶段涉及将应用程序转换为 APK 格式，以便更多的用户访问。指令“--release”可生成两个文件，工程师可以轻松地将安装在安卓系统手机上，以达到预期的目标。

## 结果和讨论

### 从问卷中获得的数据

这项调查由一组 100 名生物医学工程师完成，并

收集了各种数据。这些因素包括培训时间（从 1 个月到 6 个月不等），以及在透析领域工作经验的年限，如下图 2 所示。

另外，受多因素影响，工程师在处理和解释服务手册时面临了一些挑战。首先，71.1% 的受访者表示没有提供足够的培训和研讨会。此外，17.8% 的受访者表示，公司缺乏可提供指导和培训的工程师。另有 11.1% 的受访者感觉服务手册不清晰，表述混乱。

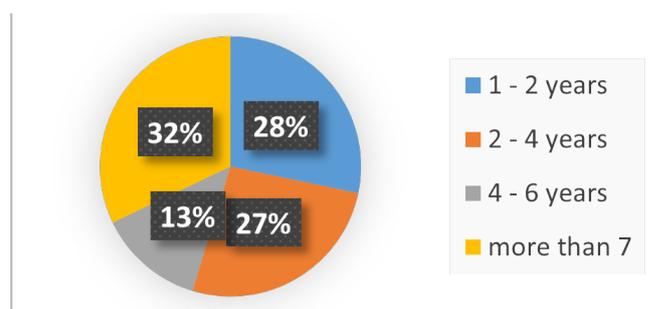


图 2 工作年限。

第二个原因与工作本身的性质有关。88.9% 的受访者表示他们所在的医院没有针对日常、周度和月度设备维护制定的使用指南，而 11.1% 的受访者则表示他们的医院有类似指南。在出现新的故障时，技术人员通常会按照一系列步骤来解决问题，例如查阅服务手册、与同事联系或联系公司的工程师。图 3 展示了技术人员对当前执行程序和他们认为的理想程序之间的对比情况。

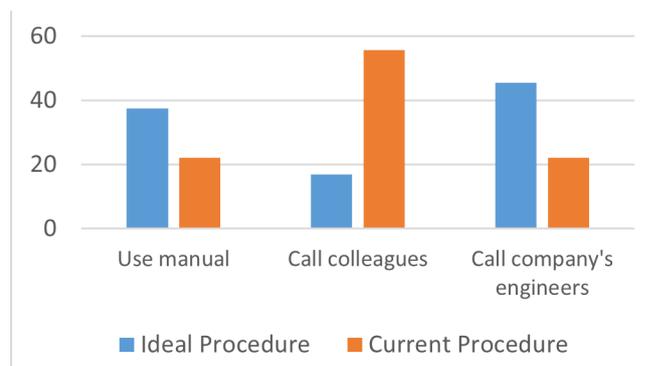


图 3 修复故障程序的比较。

导致最佳解决方案与当前实践之间存在差距的原因在于，公司工程师在负责很多血液透析中心工作的同时，还肩负其他职责。这无疑使他们分身乏术，从而无法提供服务。

伴随这一现象的是，工程师无法通过有效参加培训研讨会来获取知识。在过去五年中，68.2%的工程师仅参加了一两次研讨会，25%参加了三四次研讨会，而参加五次以上的工程师仅占6.8%。

在此应用程序概念诞生之前，我们对其可行性进行了深入的讨论。结果显示，有89%的人表示强烈赞成，而其他人则表示不感兴趣。

工程师们期待着此应用程序将成为他们工作中的终极解决方案。约有64%的工程师支持这一设想，而这也标志着项目启动的关键时刻。

HDservice App的成功推出已经变为现实。

接下来的图表将展示前一章的总结，显示应用程序在启动后，提供所需的解决方案或信息。图4展示了应用程序的名称和标志，象征着应用程序的目的——名称表示提供血液透析服务，而商标传达了维护血液透析机的重要性。

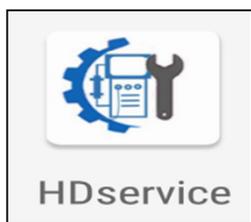


图4 应用程序的名称和商标。

这个应用程序经过精心设计，并将通过笔者和上级主管之间的合作，不断丰富新的信息。其经过精心编码，能够在离线状态下持续运行，有效规避了苏丹普遍存在的网络问题。这种设计目的是为了提升生物医学工程师的用户体验，便于他们查找错误。然而，用户需要在线连接才能与开发人员进行沟通，报告错误或建议解决方案，以便在后续版本中进行改进。下图展示了应用程序处理和解决各种问题的过程。



图5 初版应用界面。

图5中展示了应用程序的初始界面，也称为欢迎界面。该界面展示了应用程序的标题和菜单栏，其中包括图6中所示的联系信息。中间的按钮作为子菜单，允许用户导航到应用程序中的不同界面。

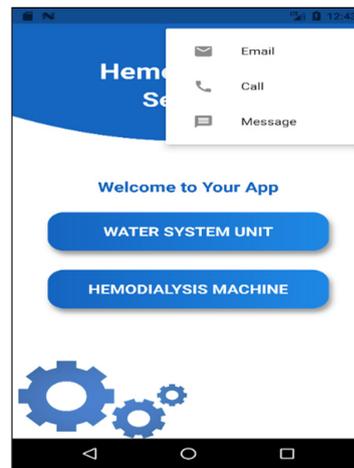


图6 联系方式。

上图展示了全面的应用程序概况，并提供了识别和解决问题的指导。此过程的详析将在下图中展现。

例如，如果B. Braun机器在自检过程中报错，工程师必须首先双击血液透析机图标（见图6）。接下来，工程师应该双击在图8中的自检按钮。一旦双击自检按钮，工程师将被引导到图9的界面，以查找错误信息或代码。

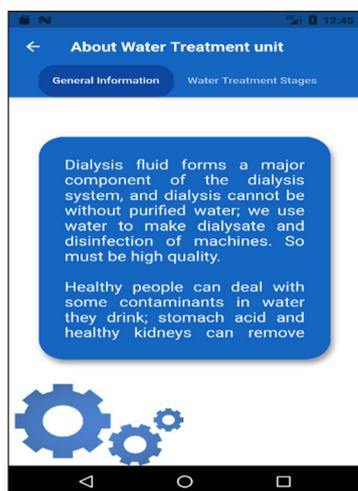


图 7 水处理单元部分。

上述图表展示了自检过程中检测到的所有错误。我们采用了列表视图组件，以确保错误能够无限制地显示，并且在未来可以进行扩展。每个错误消息都被表示为一个名为“卡片”的组件，当用户点击时，组件将把用户导航到相应的解决方案界面。在下图 10 所示的解决方案界面，详细解释了错误发生的原因和潜在原因，这种情况也适用于所有其他卡片和设备。



图 8 血液透析机界面。

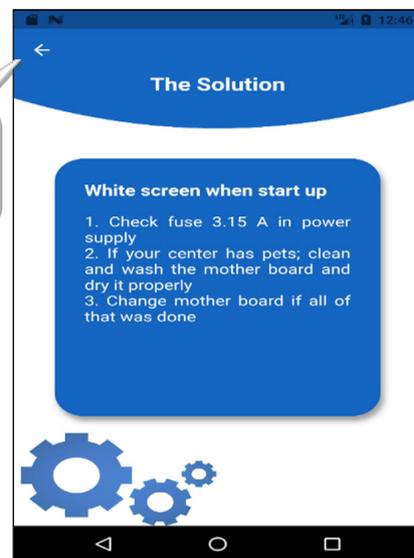


图 10 故障解决方案。

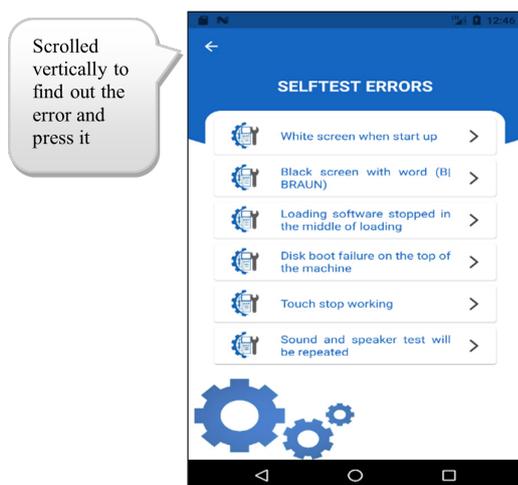


图 9 自检错误的滚动列表界面。

### 评估反馈

在应用程序投入使用后，我们致力于全面了解其功能性、用户满意度以及是否值得进一步开发。为了实现这一目标，我们进行了一项在线调查以评估用户接受程度。最初的反馈显示，89% 的用户表示非常接受，而其他用户的反应则有所差异。一些人完全不感兴趣，同时也有人表现出一定兴趣，具体情况如下图 11 所示。受访者强调了该应用程序的用户友好界面，促进了初级和高级用户之间的知识共享和互动，并为正确的维护实践提供了有价值的培训。调研中的积极反馈也进一步证实了我们的目标。

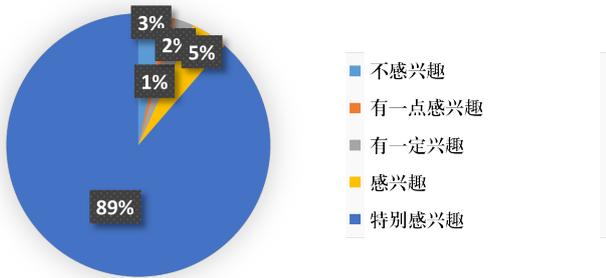


图 11 HDservice app 的接受度。

此外，一家军事医院的工程师小组对本应用程序进行了评估，其中包括苏丹首席工程师 Salim Mohammed Musa，他曾是冈布罗 (Gambro) 在苏丹的技术代表，以及来自 SAMASU 医疗公司的代表，该公司目前是冈布罗在苏丹的技术代理商。

## 结论

本文重点介绍了技术的进步，特别是在医疗领域中移动应用程序的发展。本文提出的移动应用程序目的是为培训项目提供广泛服务，并向生物医学工程师提供有关血液透析机和水处理系统维护信息。通过使用 Flutter 框架开发应用程序，实现了一个友好的用户界面，并且只需一个代码库就可以在多平台上运行。该应用程序的类别设置可更便捷地添加新信息，为知识共享和经验交流奠定了基础。

使用“HDservice app”进行维护，增加了生物医学工程师的专业知识，使他们能够快速找到正确的解决方案，并且无需咨询同事。该应用程序可以作为一个全面的指导方案，类似于服务手册，从而最大限度地减少维护过程中的错误。使用者可迅速通过应用程序界面浏览不同机器上的信息，有助于快速诊断故障。

此外，该应用程序还指导用户如何解决故障，并促进资深工程师和新手之间经验的分享。作者将根据用户提交的信息对应用程序进行更新，推动持续学习。预计在医疗领域中，移动应用程序的整合将不断增加，而这款应用程序将成为开发其他医疗设备应用程序的先驱平台。

## 声明

作者由衷地感谢所有为此项目做出贡献的人：Motasim Almamoun、Eman Tag Alsir 和 Yousif Mohammed。此外，作者亦非常感激在 Alnaw 和 Algazira Slang 肾病医院的同事和朋友们给予的支持和鼓励。

## 参考文献

1. Medical Education Institute. Core Curriculum for the Dialysis Technician. A Comprehensive Review of Hemodialysis. 5th edition. Author; Madison, WI.
2. Ward RA, Ronco C. Dialyzer and Machine Technologies: Application of Recent Advances to Clinical Practice. Blood Purification. 2006.
3. Hamza AO, Osman MO, Khider MO. Evaluation of Mechanical and Electrical Faults in Dialysis Machines. J Phys Ther Health Promot 2013;1(1):1-7.
4. Sheikh Z. When Do I Need Dialysis. [Internet] Available at: <https://www.webmd.com/a-to-z-guides/kidney-dialysis>.
5. Naramura T. The role of clinical engineers in dialysis therapy in Japan. Blood Purification 2018;46:134-135.
6. Misra KB. Maintenance Engineering and Maintainability: An Introduction. RAMS Consultants. Jaipur, India. August 2008.
7. World Health Organization. Computerized Maintenance Management System. WHO Medical device technical series. Geneva. June 2011.
8. Mainkar P, Giordano S. Google Flutter Mobile Development Quick Start Guide. Packt Publishing, Birmingham Mumbai, 2019. Available at: <https://www.studypool.com/documents/19492261/google-flutter-mobile-development-quick-start-guide-prajyot-main>

- kar-salvatore-giordano-<https://shakuro.com/blog/healthcare-mobile-app-development-why-how-and-how-much>.
9. Nasri F, Mtibaa A. Smart Mobile Healthcare System based on WBSN and 5G. *Int J Adv Comp Sci Applicat* 2017;(8)10. Available in at: DOI:10.14569/IJACSA.2017.081020 .
10. Agarwal N, Biswas B. Doctor Consultation through Mobile Applications in India: An Overview, Challenges and the Way Forward. *Health-care Informatics Research*. Available at: <https://doi.org/10.4258/hir.2020.26.2.153> pISSN 2093-3681

收稿日期 2024年05月17日, 接收日期2024年06月25日, 出版日期2024年07月10日

## 低成本便携式扫描仪在孕期超声检查中的比较性能：一种有前景的远程医疗辅助工具

Afroza Naznin<sup>1,2</sup>, Muhammad Abdul Kadir<sup>1</sup>, Fatima Begum<sup>3</sup>, Khondkar Siddique-e Rabbani<sup>1</sup>

1 Department of Biomedical Physics and Technology, University of Dhaka, Dhaka 1000, Bangladesh

2 Institute of Nuclear Medicine & Allied Sciences, Sir Salimullah Medical College & Mitford Hospital, Bangladesh Atomic Energy Commission, Dhaka, Bangladesh

3 National Institute of Nuclear Medicine & Allied Sciences, Bangladesh Atomic Energy Commission, Dhaka, Bangladesh

### 摘要

**背景与目标：**超声扫描设备在各种临床环境中被广泛应用，但传统超声设备价格昂贵，资源匮乏的国家无法在每个医疗机构都部署这类设备。医疗机构需要采用成本较低且具有与传统设备相同诊疗效果的替代设备，确保在资源匮乏的地区也能获得有效的诊断服务。本研究评估了一款市售的且成本较低的便携式超声设备在孕妇诊疗方面的有效性。

**材料和方法：**本研究共有77名孕妇接受了两种设备的基本产科参数扫描，一种是低成本的扫描设备，另一种是被视为金标准的传统超声设备。所观察到的关键产科参数包括胎数、心跳和胎动情况，胎儿生物测量包括头臀长（CRL）、双顶径（BPD）和股骨长（FL），孕龄、胎盘位置、羊水量以及胎位情况。

**结果：**与标准设备相比，这款便携式设备在检查胎数、胎位、胎动、心跳、胎盘位置和羊水量方面表现良好。便携式和标准设备测量BPD、FL、CRL和孕龄的相关系数（ $r^2$ ）分别为0.9578、0.9415、0.8230、0.983。在测量BPD、FL、CRL和孕龄方面的平均绝对误差（MAE）分别为2.24mm、2.14mm、6.5mm、0.94周。

**结论：**结果表明低成本便携式超声设备在孕期检查和监测方面可能具有很好的应用前景。为了探究这些设备的综合应用前景，需要增加更多研究样本数量。通过适当的数据传输部署，这些设备可以被整合到远程医疗服务中，因此具有很广阔的应用前景。

**【关键词】** 便携式超声，产前护理，孕期建档，母婴护理，远程医疗

**Copyright © 2024.** This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY): *Creative Commons - Attribution 4.0 International - CC BY 4.0*. The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

## 引言

超声检查 (USG) 是一种无创的临床成像方式, 它作为一种可靠的诊断工具已被广泛应用于临床等领域。与用于 x 射线检查、计算机断层扫描或磁共振成像的设备相比, 在使用过程中更加便捷, 成本更低, 但是它却可以提供即时的信息和数据。这项技术已经应用于各种临床领域, 包括妇科和产科。由于辐射危害较低, 在妇产科领域, 医生和患者更愿意使用 USG。建议孕妇在产前至少做一次超声检查, 以估计孕龄, 并提高对胎儿异常和多胎妊娠的检测准确性<sup>[1]</sup>。

在世界各地, 产妇死亡率存在差异, 这反映出经济条件和优质医疗服务的不平等。2020 年, 约 95% 的孕产妇死亡发生在低收入和中低收入国家, 相当于每 10 万活产中就有 430 名产妇死亡<sup>[2]</sup>。然而, 到 2030 年, 可持续发展的具体目标是将孕产妇死亡率降至每 100,000 例活产中, 产妇死亡低于 70 例。这些死亡大多是由可预防的原因造成的, 因此早期发现并发症, 对于进行及时的临床干预至关重要, 这样做可以挽救妇儿的生命。妊娠并发症也会持续影响产妇的健康状况<sup>[3]</sup>。因此, 应该优先考虑在偏远医疗机构为孕妇实施 USG。然而, 超声设备价格昂贵, 偏远地区特别是在低收入国家难以普及使用<sup>[4]</sup>。

目前, 基于平板电脑或智能手机的便携式超声扫描设备价格相对较低<sup>[5]</sup>。医护人员可以使用便携式超声扫描设备进行远程实时超声检查。通过远程医疗平台, 临床医生可以指导现场医护人员或患者进行超声检查, 并提供有价值的诊疗建议。便携式超声设备在资源匮乏的地区非常具有使用价值, 例如农村地区或难以接触到先进医疗设施的地方。远程医疗可以让当地的医疗服务人员与远程专家建立联系, 专家通过网络等方式远程解读超声图像, 从而弥补距离方面的弊端。在产科领域, 远程医疗中的便携式超声检查可以支持产前护理。孕妇可以在当地进行超声检查, 将结果传输给专家进行分析。这种方法确保了偏远地区的孕妇在整个怀孕过程中得到及时和专业的指导。因此, 应该优先考虑在偏远医疗地区为孕妇实施超声检查。

然而, 超声设备非常昂贵, 并且在低收入国家的农村地区很难普及使用这种设备<sup>[4]</sup>。目前, 基于平板电脑或智能手机的便携式超声扫描设备价格相对较低, 并容易获取<sup>[5]</sup>。然而, 在将这种低成本便携式扫描设备用于孕妇诊疗之前, 必须对这种设备在怀孕诊断中的实用性进行调查<sup>[6]</sup>。Heuvel 等人进行了一项比较分析, 就是在资源有限的情况下, 评估使用低成本超声设备估计孕龄 (GA) 的效果, 表明利用这类设备进行孕龄估计是可行的<sup>[7]</sup>。Stock 等人对掌上超声设备与高端设备在床边检查中的性能进行了比较, 并阐明了使用这种设备的局限性<sup>[8]</sup>。Brun 等人对口袋超声作为在妊娠早期临床评估的辅助工具的适用性也进行了探讨<sup>[9]</sup>。Kodaira 等人进行了一项研究, 旨在评估在紧急情况下产科通过便携式设备获取的超声检查结果的可靠性。报告显示, 在胎儿数量、胎位以及胎心等方面, 其一致性表现良好 ( $\kappa > 0.8$ )<sup>[10]</sup>。在另一项侧重于常规产前晚期超声检查的研究中, 研究人员发现, 在胎位和发育方面, 便携式 USG 设备和高规格 USG 设备之间存在实质性的一致性<sup>[11]</sup>。这项研究对 51 名患者进行了超声扫描, 结论是便携式设备是评估各种参数的可靠工具, 包括胎儿数量、胎位、胎盘位置、羊水量以及妊娠晚期关键结构的存在。然而, 先前的研究主要检查特定孕期阶段或集中在在有限时间内的产科参数。因此, 本研究旨在调查在整个怀孕过程中所有产科参数。

## 材料与方法

### 研究设计

这是一项从 2022 年 6 月到 2022 年 12 月进行的跨部门研究。总共 77 名受试者随机选自根据月经史来医院进行孕期检查且怀孕超过 8 周的女性患者。排除了有任何紧急情况或危及生命病症的孕妇, 如阴道出血、子痫、先兆子痫、胎膜早破、严重腹痛等, 或处于产程任何阶段的孕妇。在显著性水平为 0.05, 功效为 80% 以及不一致概率为 0.5 的情况下, 检测 Cohen's kappa 值为 0.90 所需要的样本量为 73<sup>[12]</sup>。选择 0.5 的不一致率是因为在这个值时样本量达到最高点。因此,

这项研究所涉及的 77 名受试者的样本量可以被认为具有统计学意义。怀妊娠早期、中期和晚期的受试者人数分别为 3 人、15 人和 59 人。这项研究没有考虑孕龄小于 8 周的病例，以避免超声辐射的潜在危害。这一排除标准解释了早期妊娠病例较少的原因。

### 伦理准则

本研究遵循了《赫尔辛基宣言》的原则，并符合当地法律要求。我们已获得孟加拉国国家研究伦理委员会（编号：45713122021）的必要伦理批准，并确保所有参与者已经知情同意参与研究。

### 数据收集

在获得知情同意后，每位患者都要接受两次超声扫描：第一次是使用基于平板电脑的低成本便携式手持设备，第二次是由超声医师使用精密且昂贵的扫描设备。为了避免偏差，两次扫描需要留出足够的时间间隔。便携式 USG 设备（Sunbright P1）包括一个有线探头（频率 3-5 MHz，深度 24 cm），连接到智能手机或计算机上<sup>[13]</sup>。选择便携式设备是考虑到其低成本、商业可用性、安全性（CE [Conformité Européenne] 认证）以及向电脑和智能手机传输数据的能力。来自便携式设备的数据与医院通常使用的精密且昂贵的设备（Samsung Medison Accuvix A30）进行了对比测试，该设备配有 21.5 英寸宽 LED 显示屏（屏幕分辨率 1920×1080）和四个探头（深度 2-30 厘米）<sup>[14]</sup>。

本研究使用的传统设备的凸镜频率范围为 2-6 MHz。这台精密设备的输出数据被认为是与上述便携式扫描仪进行比较的黄金标准。然而，对任何成像器官进行的实际检测取决于超声学家在图像上选定点的选择，因此黄金标准也会有误差。因此，在比较便携式设备与标准设备的性能时，必须牢记这一点。

在产科检查中所涉及的主要参数：

- (i.) 胎儿数量
- (ii.) 心跳和胎动情况
- (iii.) 胎儿生物测量包括头臀长（CRL）、用于早期妊娠
- (iv.) 胎儿双顶径（BPD）和股骨长（FL），适

用于妊娠中后期

- (v.) 妊娠周数
- (vi.) 胎盘位置
- (vii.) 羊水量
- (viii.) 胎位

在便携式设备上捕获的图像被保存并随后被传输到计算机上，用于测量这些产科参数。相关信息也以表格形式被记录下来。使用电子卡尺测量直径和长度。CRL 是从胎儿头顶到臀部的距离。BPD 是从近侧颅骨壁的外缘到远侧颅骨壁的内缘的距离。FL 被确定为胎儿股骨内最长明亮回声的测量值。所有测量进行三次，并记录算术平均值用于分析。

### 分析与展示

首先，使用便携设备获取的每个参数值与使用标准设备获取的相应数值绘制在一起，以观察是否存在整体相关性。用 Cohen 的 kappa 值评估两种设备在分类变量方面的一致性。如果数值在 0.61 - 0.8 之间，表示存在实质的一致性，而超过 0.8 的数值（最大可能值为 1.00）表示具有几乎完全的一致性<sup>[15]</sup>。对于连续变量，采用了 Bland-Altman 图和配对 t 检验。使用 SPSS 软件和 Microsoft Excel 进行统计分析。Bland-Altman 图是一种统计方法，用于显示两种测量方法之间的一致性程度和模式。绘制该图时，在图的纵轴上画出一对的差，横轴上画出该对的平均值。区间的上限和下限显示了一致的界限；然后主观决定读数对之间的一致性是否可接受<sup>[16]</sup>。

为了评估便携式设备的性能，还使用等式（1）计算平均绝对误差（MAE）。

$$MAE = \frac{\sum_{i=1}^n |X_{port} - X_{conv}|}{n} \quad (1)$$

在这里， $X_{port}$  是由便携设备测量得出的产科参数， $X_{conv}$  是由传统（标准）设备测量得出的相应参数， $n$  是受试者的数量。

## 结果

在这项研究中，研究对象为 77 名年龄在 18 至 35 岁之间的孕妇，平均年龄为  $25.8 \pm 4.27$  岁。我们着重关注的产科参数包括胎儿数量和胎位、心跳和胎动情况、胎儿生物测量学参数（头臀长、双顶径和股骨长）、孕龄估算、胎盘位置以及羊水量。图 1 至图 5 展示了使用传统设备和便携式设备获得的部分超声图像，展示了一些典型的研究结果情况。值得注意的是，低成本便携设备拍摄的图像分辨率较低，导致图像质量较差以及较小组织区域缺乏细节显示。

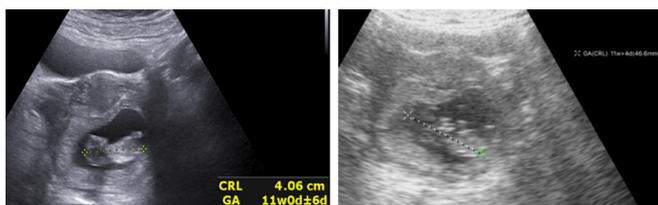


图 1. 显示了使用标准设备（左侧）和便携设备（右侧）拍摄的妊娠初期胎芽超声扫描图像，用于测量头臀长（CRL）。

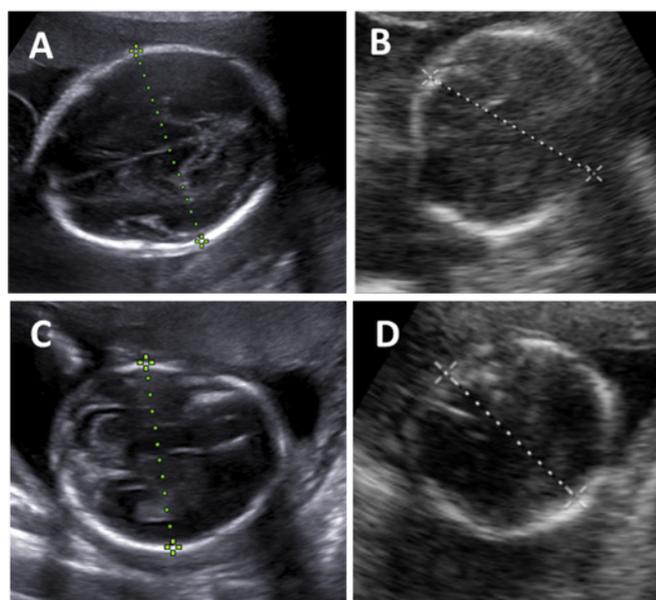


图 2. 显示了使用标准设备（A、C）和便携设备（B、D）拍摄的两个妊娠中期胎儿头围的超声图像。

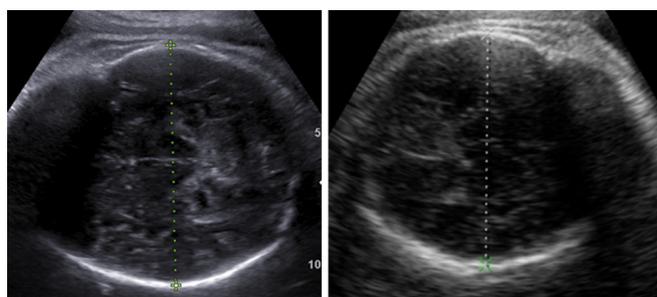


图 3. 显示了使用标准设备（左侧）和便携设备（右侧）拍摄的妊娠晚期用于测量双顶径（BPD）胎儿头围的超声图像。

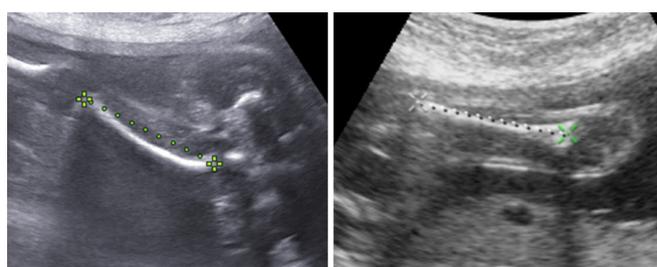


图 4. 显示了用标准设备（左）和便携式设备（右）记录的妊娠中期胎儿股骨的超声图像。

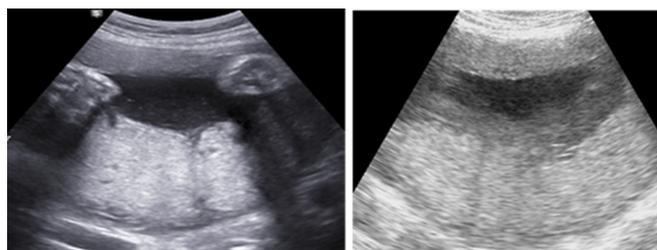


图 5. 显示了用标准设备（左）和便携式设备（右）拍摄的胎盘的超声图像。

图 1 展示了用于 CRL 测量的妊娠早期胎芽的图像。与便携式设备拍摄的右侧图像相比，使用标准设备拍摄的左侧图像更清晰、胎芽更明显。在便携式设备的图像中，胎儿的外轮廓不太明显，这凸显了这两种扫描仪在图像清晰度方面的差异。

图 2 展示了使用两种设备拍摄的两个妊娠中期胎儿头部的超声扫描图像。具体来说，图 2A 和图 2C 显示了从传统设备上获得的图像，而图 2B 和图 2D 展示了用低成本便携式设备上获得的相应扫描图像。图像

中的交叉标记表示超声医师确定的选择点点，用于沿着标记的虚线进行精确测量。接下来是图 3，展示了用于 BPD 测量的妊娠晚期胎儿头部的超声扫描图像。右边的图像是从便携式设备上获得的，而左边的图像是使用传统设备捕获的。虽然不完全相同，但两者的图像质量和细节非常相似。

在图 4 中，展示了一个妊娠中期胎儿股骨的超声扫描图像，左图是使用标准设备拍摄的，右图是使用便携式设备拍摄的。图 5 显示了胎盘的超声图像，左图是使用标准设备拍摄的，右图是使用便携式设备拍摄的。值得注意的是，在右侧图像中，靠近前壁的回声层呈现回波伪影现象，与左侧图像相比更为夸张。

### 测量值的相关性

图 6 显示了 BPD 的散点图，其中使用便携设备获取的数值与使用标准设备获取的数值进行了绘制。线性相关性非常高，平方相关系数 ( $r^2$ ) 为 0.9578。斜率约为 0.98，接近 1，意味着两个值几乎相同。

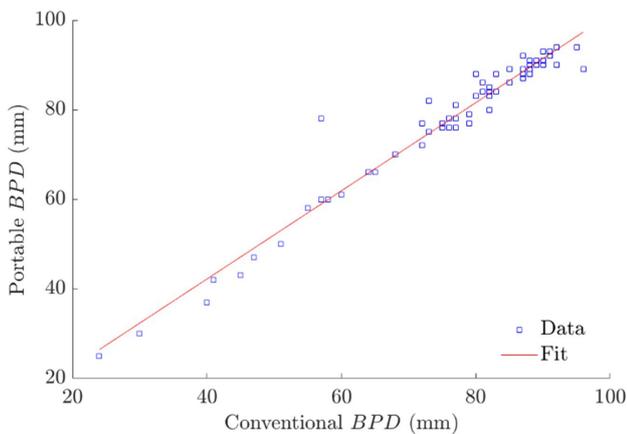


图 6. 散点图展示了两台设备的 BPD 测量值之间的相关性。

为了更详细地比较这两组值，图 7 显示了 Bland-Altman 图。对于这些图，从每个受试者使用便携式设备获得的相应值中减去使用传统设备 (此处为金标准) 获得的值，并沿纵轴绘制。使用这两种设备获得的每个受试者的 BPD 值的平均值沿横轴绘制。它表明，便

携式设备往往低估妊娠早期的 BPD，而随着胎儿大小的增加，偏差变得越来越小。总体而言，便携式设备给出的 BPD 平均值比使用传统设备获得的 BPD 平均值高 1.6 mm。该图还显示，95% 的便携式设备测量值保持在实际值的 +8 mm 和 -5 mm 范围内。使用便携式设备测量 BPD 的 MAE 为 2.24 mm。

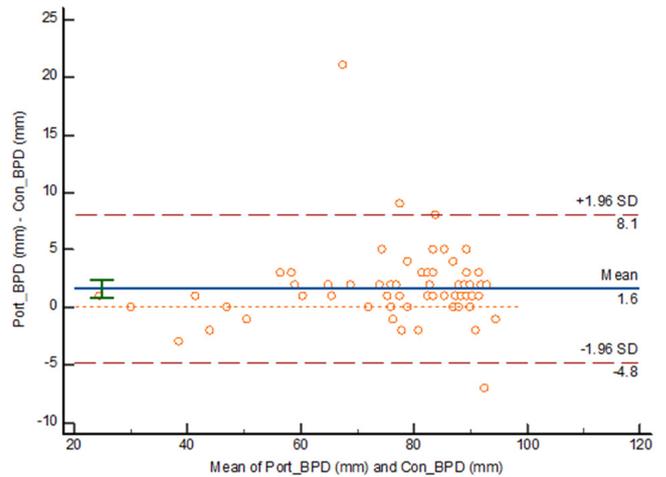


图 7. Bland-Altman 图显示了两组配对 BPD 测量值的差异与两组测量值的平均值之间的关系。

图 8 展示了使用两种设备测量的 FL 之间的相关性 ( $r^2=0.9415$ )。相对于 GA，没有低估或高估的趋势，95% 的测量值在 +6.2 mm 到 -7.2 mm 范围内，平均值为 -0.5 mm (图 9)。测量 FL 的 MAE 为 2.14 mm。

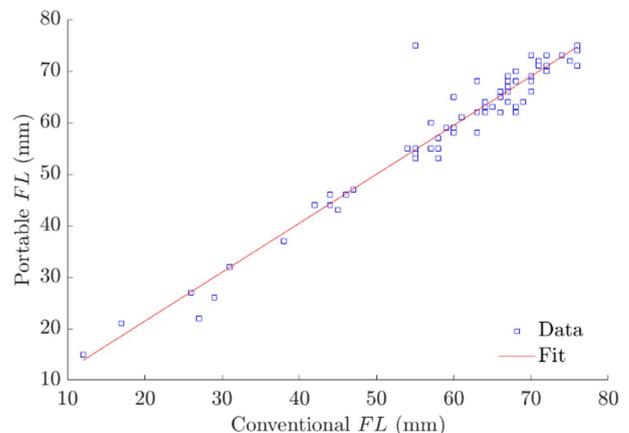


图 8. 散点图显示了两台设备的 FL 测量值之间的相关性。

便携式设备在测量 CRL 时差异很大，与实际值相差约 9 至 17 mm (见图 10)。如图 11 所示，两台设备在测量 CRL 方面的相关性相对较低 ( $r^2=0.823$ )。测量 CRL 的 MAE 为 6.5 mm。

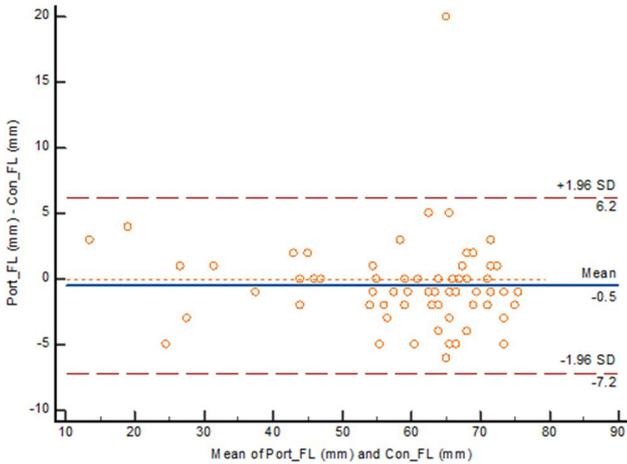


图 9. Bland-Altman 图显示了两组配对 FL 测量值之差与两组测量值平均值之间的关系。

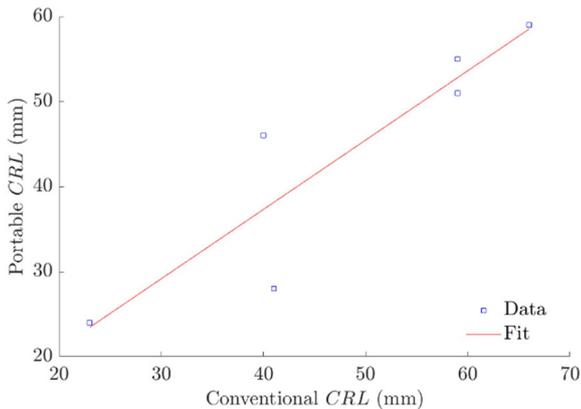


图 10. 散点图显示使用两台设备测量的 CRL 值之间的相关性。

在估计 GA 的情况下，在 77 例妊娠中，3 例在妊娠早期，即低于 12 周，15 例在妊娠中期 (12-26 周)，59 例在妊娠晚期 (超过 26 周)，这些数据是由传统的 USG 设备测量的。图 12 显示了使用两台设备进行

的 FL 测量之间的相关性 ( $r^2=0.983$ )。

图 13 中的 Bland-Altman 图显示，在使用便携式超声设备测量的数值中，有 95% 测量值和实际值之间的偏差都在两周以内。测量 GA 的 MAE 为 0.93 周。我们还注意到，在妊娠早期、中期直至约 32 周的妊娠期，低成本设备测量结果往往比实际孕龄要小；而在接近分娩的妊娠中，低成本设备测量结果往往比实际孕龄要大。同样，随着孕龄的增加，使用便携设备测量的孕龄偏差百分比减少。

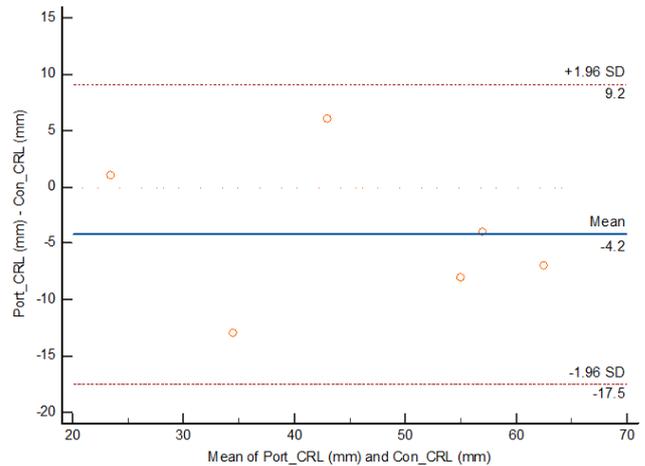


图 11. Bland-Altman 图显示了两种设备的 CRL 测量值的明显差异。

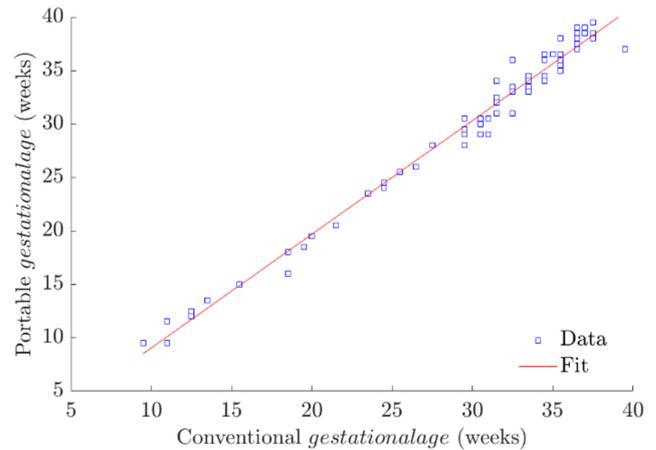


图 12. 散点图显示了使用两种设备测得的妊娠年龄之间的相关性。

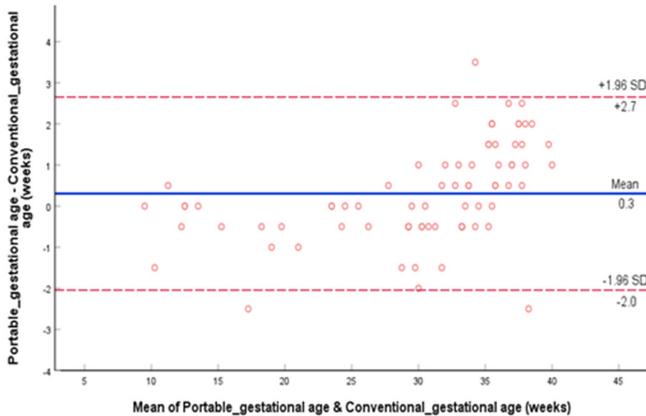


图 13. Bland-Altman 图，其中绘制了两个配对孕龄测量值的差值与两个测量值的平均值。

### 其他参数

本研究包括五个定性变量：胎位、胎动和心跳、胎盘位置和羊水量。大多数胎儿呈头位（80.5%），其次是悬浮状态（15.6%）和臀位（3.9%）。在大约 94.8% 的案例中，胎儿存在胎动，3.9% 的情况尚早无法评论，而有一例胎动缺失。在研究中观察到有 76 例存活的胎儿拥有正常而规律的心跳，另外还有一例胎儿宫内死亡。关于胎盘位置，在大多数情况下，胎盘位于子宫前壁（53.2%），其次为后壁（29.9%）。子宫底、前底和后底位置较少见。在大约 93.5% 的案例中，羊水量充足，3.9% 的案例为羊水过少，1.3% 的案例为羊水过多。便携式设备的检测结果与标准设备一致（表 1）。卡方检验具有明显差异（ $P < 0.001$ ）。

### 单胎或多胎妊娠

使用被视为金标准的常规 USG 设备进行扫描，检测出 72 例单胎妊娠，4 例双胎妊娠，1 例三胞胎妊娠。便携式设备在所有这些情况下都能准确检测出胎儿的数量。

表 1 定性变量的 Kappa 值显示两台设备之间有良好的定性

参数	$\kappa$ 统计量	P 值	说明
胎位	1.0	$< 0.001$	完全一致
胎动	1.0	$< 0.001$	完全一致
心跳	1.0	$< 0.001$	完全一致

胎盘位置	0.892	$< 0.001$	一致性良好
羊水量	0.884	$< 0.001$	一致性良好

## 讨论

除了一般的临床应用之外，便携式超声扫描设备因其价格实惠和方便携带而被考虑用于资源匮乏的环境中，如难民营、偏远村庄等<sup>[17-19]</sup>。本研究比较了一款低成本便携式超声扫描设备与另一款更昂贵的标准设备的性能，特别是在产科参数方面。这项研究观察到两种设备在测量大多数参数时一致性较强，这些参数包括胎儿的数量和胎位、心跳和胎动的情况、胎儿生物测量学（头臀长、双顶径、股骨长度）、胎龄预测、胎盘位置和羊水量。然而，在测量 CRL 方面出现了明显的偏差，因为这是在胎儿较小时（妊娠早期）进行测量的，由于低成本便携式设备分辨率较低，导致在胎儿上标记测量点存在困难。然而，随着胎儿的成长，所有参数的误差逐渐减少，并且最终结果都在可接受的范围内。

通过测量胎儿生物统计学来确定 GA；妊娠早期测量 CRL，妊娠中期和晚期测量 BPD 和 FL。在早期妊娠中，孕囊直径是测定 GA 的另一个指标，但由于本研究仅招募了妊娠超过 8 周的孕妇，因此未使用该指标<sup>[20]</sup>。关于 CRL 预测，早期妊娠的胎芽非常小，低分辨率探头可能很难从孕囊的卵黄管壁单独描绘出完整的长度（见图 1）。然而，两种设备的 CRL 数值之间呈现正线性关联，关联系数  $r^2$  高于 0.8（见图 10）。在 Bland-Altman 图中可以观察到与胎儿大小的关系，尽管存在一定的差异，但随着头臀长接近 55mm 及以上，与参考值的偏差逐渐减小（见图 11）。这项研究中包含的妊娠早期的案例数量很少，因此无法就 CRL 测量的有效性达成明确共识。挪威的一项研究探讨手持式经腹超声在评估妊娠早期宫内情况的准确性和有效性<sup>[21]</sup>。

他们 100 名女性进行检测，将手持设备的测量结果与高端经阴道超声检查结果进行了比较。根据他们的观察，从妊娠的第 7 周开始，他们可以通过 79% 的

阳性预测值和 100% 的阴性预测值来确认胎儿的生存能力。此外，CRL 测量值的中位数差异为 1mm。当然，测量误差还取决于图像的分辨率的高低，并且使用一台低成本设备获得的数据，可能不适用于另一家制造商生产的设备。

本项研究发现两种设备测量的 BPD、FL 和 GA 值之间具有很强的正线相关性，在所有三种情况下  $r_2$  均大于 0.9 (见图 6、8 和 12)。在一项详细的评估中发现，这种低成本的设备通常低估了早期妊娠 BPD 的测量值，最多约 58mm，相当于将近 24 周的妊娠 (见图 7)。在接下来的 14-15 毫米 (大约 30 周) 便携式设备值非常接近标准值，此后偏差逐渐增加，但与标准值保持一致。图 2 显示了妊娠中期两个胎儿头部的扫描图像。在传统设备的图像中，近侧和远侧颅壁轮廓清晰，但是在便携式设备扫描中，颅壁显得模糊，从而导致对 BPD 的错误估计。这是因为手持式扫描设备无法像传统超声设备一样准确地捕捉到快速活动的早期妊娠胎儿。因此，当胎儿大小增加且活动减少时，图像质量提高 (见图 3)。

在使用低成本设备测量 FL 时，没有明显的高估或低估的趋势 (见图 9)。在测量范围约为 30-50mm (对应孕龄约为 19-26 周) 的情况下，测量结果与标准数值之间的差异非常小。并且在妊娠中期之后出现均匀增加。

大多数便携式扫描设备计算的孕周值在实际数值的两周范围内 (见图 13)。根据 Bland-Altman 图表显示，差异主要集中在大约 30 周以下的一周范围内，然后逐渐增加。在 35 周到 40 周之间差异最大。在临床上，这种差异被认为是可以接受的，因为针对超声测 GA 进行了研究，发现在怀孕的最后几周，诸如 BPD 和 FL 等参数的精确度较低。根据 Macgregor 等人的研究显示，孕囊测量作为孕龄的预测因子的准确性大约为  $\pm 1$  周。对于 CRL 来说，准确性在  $\pm 5$  到 7 天之间。在孕周 12-26 周期间，通过 BPD 和 FL 测量确定孕龄的准确性分别在 10-11 天和 10-20 天的范围内，适用于 95% 的情况。26 周后，这个范围扩展至 2-3 周<sup>[22]</sup>。

在所有案例中，便携式设备都能准确检测到胎数、胎动、胎位和心跳，这表明该设备在评估超过 8 周的妊娠中的这些参数是非常准确的 (见表 1)。一个怀孕 8 周的胚胎通过完成器官形成阶段，已经达到了一定的发育水平，因此尽管设备的分辨率较低，仍然可以识别和检测到胚胎的各项参数。为避免超声辐射潜在的危害，早期妊娠不在本研究范围内<sup>[19]</sup>。Kodaira 等人进行了一项研究，评估手持设备在紧急产科环境中获取的超声检查结果的可靠性。他们报告指出，在胎儿数量、胎位和心跳方面具有很高的一致性 ( $\kappa > 0.8$ ) [10]。然而，他们的整体诊断准确性仍低于我们的研究，可能是因为他们们的研究包括在资源匮乏、工作量大的环境中的任何孕周急诊产科患者，并且超声扫描是由接受有限培训的医学生进行的。

在超声检查中，胎盘被确定为沿子宫壁均匀回声结构<sup>[23]</sup>。在瑞典进行的涉及超过 74,000 名怀孕女性的大规模研究中，前置胎盘是最常见的位置，其次是后置胎盘，这与我们研究的结果一致<sup>[24]</sup>。由于在子宫前壁上的混响伪影被放大，导致低成本设备误将实际位于子宫底部的胎盘误识为前置胎盘 (见图 5)。

在一个羊水过多的案例中，同样的现象可能导致羊水量被低估。尽管出现了一些异常情况，但便携设备在胎盘位置和羊水量估计方面与传统设备之间表现出非常好的一致性 (见表 1)。

## 局限性

由于这项研究的样本量相对较小，每个孕期的患者数量有限。特别是在妊娠早期，受试者数量非常少，因为我们未能招募妊娠不足 8 周的女性。此外，只有稳定的孕妇被纳入研究，这限制了可以观察到的病理情况的种类和数量。因此，我们无法评估便携式设备在紧急情况下的效用。为了充分发挥这种设备的潜力，我们需要进行更大规模的研究，以探讨其在不同情况下的有效性和适用性。

## 结论

本研究中使用的便携设备在观察胎儿数、胎位、

胎动、心跳、胎盘位置和羊水容量等产科参数方面效果显著。对于其他变量，低成本扫描设备测量在 BPD 的 24-30 周和 FL 的 19-26 周最接近金标准。GA 的测定在妊娠中期和妊娠晚期的前 6 周仍在标准参考的一周范围内。考虑到以上效果，这种便携设备可以推荐用于在偏远地区提供诊断服务，包括难民营、山区和岛屿地区。通过适当的数据传输部署，这些设备可以被整合到远程医疗服务中，具有很广阔的应用前景。我们仍然需要进行更多研究来探究在使用便携设备时不同用户之间存在的差异，以确保在各种用户和环境下的结果保持一致性和准确性。

### 利益冲突

作者声明本研究无利益冲突。

### 资金支持

瑞典乌普萨拉大学国际科学计划 (ISP) 为本研究提供财政支持。

### 参考文献

1. WHO Recommendations on Antenatal Care for a Positive Pregnancy Experience 2016 [cited 2024 15 March ]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28079998/>.
2. WHO. Maternal Mortality 2023 [cited 2024 15 March]. Available from: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/maternal-mortality>.
3. Neiger R. Long-term effects of pregnancy complications on maternal health: a review. *J Clin Med*. 2017;6(8):76. <https://doi.org/10.3390%2Fjcm6080076>
4. Seffah JD, Adanu RM. Obstetric ultrasonography in low-income countries. *Clin Obstet Gynecol*. 2009;52(2):250-5. <https://doi.org/10.1097/grf.0b013e3181a4c2d5>
5. Rykkje A, Carlsen J, Nielsen M. Hand-held ultrasound devices compared with high-end ultrasound systems: a systematic review. *Diagnostics (Basel)*. 2019; 9 (2):61. <https://doi.org/10.3390/diagnostics9020061>
6. Becker DM, Tafoya CA, Becker SL, Kruger GH, Tafoya MJ, Becker TK. The use of portable ultrasound devices in low-and middle-income countries: a systematic review of the literature. *Tropic Med Int Health*. 2016;21(3):294-311. <https://doi.org/10.1111/tmi.12657>
7. van den Heuvel TLA, de Bruijn D, Moens-van de Moesdijk D, Beverdam A, van Ginneken B, de Korte CL. Comparison study of low-cost ultrasound devices for estimation of gestational age in resource-limited countries. *Ultrasound Med Biol*. 2018;44(11):2250-60. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2018.05.023>
8. Stock KF, Klein B, Steubl D, Lersch C, Heemann U, Wagenpfeil S, et al. Comparison of a pocket-size ultrasound device with a premium ultrasound machine: diagnostic value and time required in bedside ultrasound examination. *Abdom Imag*. 2015;40:2861-6. <https://doi.org/10.1007/s00261-015-0406-z>
9. Bruns RF, Menegatti CM, Martins WP, Júnior EA. Applicability of pocket ultrasound during the first trimester of pregnancy. *Medical Ultrasonography*. 2015;17(3):284-8. <https://doi.org/10.11152/mu.2013.2066.173.rfb>
10. Kodaira Y, Pisani L, Boyle S, Olumide S, Orsi M, Adeniji AO, et al. Reliability of ultrasound findings acquired with hand-held apparatuses to inform urgent obstetric diagnosis in a high-volume resource-limited setting. *Internat J Gynecol Obstet*. 2021;153(2):280-6. <https://doi.org/10.1002/ijgo.13475>
11. Galjaard S, Baeck S, Ameye L, Bourne T, Timmerman D, Devlieger R. Use of a pocket-sized ultrasound machine (PUM) for routine examinations in the third trimester of pregnancy. *Ultrasound Obstet Gynecol*. 2014;44(1):64-8. <https://doi.org/10.1002/uog.13285>

12. Temel G, Erdogan S. Determining the sample size in agreement studies. *Marmara Med J*. 2017;30(2):101-112. <https://doi.org/10.5472/marumj.344822>
13. Sunbright SUN P1 2024 [cited 2024 15 March]. Available from: <https://www.sunbright.shop/Factory-price-SUN-P1-type-C-portable-usb-probes-ultrasound-for-sale-8317?d=2.11>
14. Samsung. Accuvix A30 2024 [cited 2024 15 March]. Available from: [https://www.samsung.com/hk\\_en/support/model/USS-AV30F4U/WR/](https://www.samsung.com/hk_en/support/model/USS-AV30F4U/WR/)
15. Barton B, Peat J. *Medical statistics: A guide to SPSS, data analysis and critical appraisal*: John Wiley & Sons; 2014.
16. Watson P, Petrie A. Method agreement analysis: a review of correct methodology. *Theriogenology*. 2010;73(9):1167-79. <https://doi.org/10.1016/j.theriogenology.2010.01.003>
17. Andersen CA, Holden S, Vela J, Rathleff MS, Jensen MB. Point-of-care ultrasound in general practice: a systematic review. *Ann Fam Med*. 2019;17(1):61-9. <https://doi.org/10.1370/afm.2330>
18. Løkkegaard T, Todsén T, Nayahangan LJ, Andersen CA, Jensen MB, Konge L. Point-of-care ultrasound for general practitioners: a systematic needs assessment. *Scand J Primary Health Care*. 2020;38(1):3-11. <https://doi.org/10.1080/02813432.2020.1711572>
19. Reynolds TA, Amato S, Kulola I, Chen C-JJ, Mfinanga J, Sawe HR. Impact of point-of-care ultrasound on clinical decision-making at an urban emergency department in Tanzania. *PloS One*. 2018;13(4):e0194774. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194774>
20. Van den Hof MC. No. 359-Obstetric Ultrasound Biological Effects and Safety. *J Obstet Gynaecol Can*. 2018;40(5):627-32. <https://doi.org/10.1016/j.jogc.2017.11.023>
21. Pedersen JK, Sira C, Trovik J. Hand-held transabdominal ultrasound, after limited training, may confirm first trimester viable intrauterine pregnancy: a prospective cohort study. *Scand J Primary Health Care*. 2021;39(2):123-30. <https://doi.org/10.1080/02813432.2021.1910643>
22. MacGregor SN, Sabbagha RE. Assessment of Gestational Age by Ultrasound. *Glob Libr Women's Med*. 2008. <https://doi.org/10.3843/glowm.10206>
23. Abramowicz J, Sheiner E. Ultrasound of the placenta: a systematic approach. Part I: imaging. *Placenta*. 2008;29(3):225-40. <https://doi.org/10.1016/j.placenta.2007.12.006>
24. Granfors M, Stephansson O, Endler M, Jons-son M, Sandström A, Wikström AK. Placental location and pregnancy outcomes in nulliparous women: A population-based cohort study. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*. 2019;98(8):988-96. <https://doi.org/10.1111/aogs.13578>

收稿日期 2023年12月15日, 接收日期2024年07月17日, 出版日期2024年07月25日

## 深度学习和光声技术用于微循环分类: 吸烟组与非吸烟组的比较

Hui Ling Chua and Audrey Huong

Department of Electronic Engineering, Universiti Tun Hussein Onn Malaysia, Parit Raja, Johor

### 摘要

**摘要:** 吸烟对微循环有显著影响, 但现有用于监测吸烟群体循环灌注的工具存在不同的不足之处。本文初步探讨了利用自行组装的多光谱光声 (photoacoustic, PA) 系统来研究和比较吸烟者和非吸烟者之间微循环性能的可行性。为此, 本文采用了预训练的Alexnet卷积神经网络、长短期记忆神经网络 (Long Short-Term Memory, LSTM) 以及混合Alexnet-LSTM网络进行预测任务。共计选取五名吸烟者和三十二名非吸烟者参与调查实验, 实验涉及两种实验条件, 即静息状态和动脉血流闭塞。实验结果显示, 吸烟群体产生的PA信号幅度普遍较小, 与非吸烟者相比, 在两种实验条件下差异可忽略不计。所采用的模型在使用非吸烟者数据时表现出色, 混合模型的最高准确率达到90%, 其次是Alexnet 和 LSTM 模型的 80%。当使用吸烟者数据对这些模型进行训练和测试时, 其性能会降低。我们的研究突出显示了在重度吸烟者中确定组织微循环状态的任务复杂性和困难性, 这可能归因于他们可能存在的动脉粥样硬化病变和碳氧血红蛋白 (carboxyhemoglobin, COHb) 水平。对吸烟习惯相关的吸烟者微循环异常进行纵向研究可能为进一步调查提供更多途径。未来的研究包括整合系统性实验方案和访问参与者的医疗记录, 以提高用于现场应用的临床决策系统的性能。

【关键词】微循环灌注; 光声; 吸烟; Alexnet; LSTM。

**Copyright © 2024.** This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY): Creative Commons - Attribution 4.0 International - CC BY 4.0. The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

## 引言

吸烟增加了患各种疾病的风险，包括肺癌、心脏病、呼吸问题以及其他重要健康问题。吸烟引起血管收缩，使微循环中的血管变窄，减少血液流向器官和组织。因此，氧气输送到组织的量减少，影响其正常功能。吸烟还会增加血液粘稠度，阻碍营养和氧气通过狭窄的微血管输送；它促进血凝块的形成，造成微循环血管阻塞，进而对组织造成损害。烟草烟雾含有一氧化碳(carbon monoxide, CO)作为其有毒成分之一。当烟草燃烧，烟雾被人体吸入时，CO 被吸收进入血液循环，对微循环产生显著影响。CO 通过与血红蛋白结合形成碳氧血红蛋白(carboxyhemoglobin, COHb)来对人体产生不良影响，影响血液中氧气的输送<sup>[1-2]</sup>。根据作者 Silva<sup>[3]</sup> 的报告，烟草的使用与微血管功能障碍存在密切关联，表现为血流受阻。

可以用于研究吸烟人群微循环的传统技术包括磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)<sup>[4]</sup>、Pulse CO-oximetry<sup>5</sup>、光谱技术<sup>[6-7]</sup>。然而，由于 MRI 的高运营成本和严苛的运行条件，其使用受到限制。基于组织气体饱和度，利用 CO-oximetry 和光谱技术进行微循环性能研究会受到光线穿透深度和组织异质性引起的光散射程度的限制<sup>[8]</sup>。光声(Photoacoustic, PA)成像结合了光谱技术和声学技术的深度穿透特性，作为一种替代方法在检测微循环流动异常方面越来越受到关注。光线照射皮肤中色素团吸收的样本会产生热膨胀，从而产生声波，这些声波可以被换能器检测到。PA 信号的峰值与样本属性呈线性相关，而 PA 信号的时间特征则会揭示组织的生理特性。传统上，医生，特别是放射科医生，在决定治疗方案之前会审查和检查医学图像。这些工作在放射诊断中至关重要，包括基于视觉图像的挑战性分析和诊断。人工智能(Artificial Intelligence, AI) 通过提供准确、可靠和高效的结果解读，已成为辅助和增强这些决策过程的重要工具。该技术已被积极用于不同的 PA 应用研究；最近有很多与 AI 应用相关的成果，包括 Sumit 等人<sup>[9]</sup> 基于模拟 PA 成像数据集，使用深度学习(U-Net 模型)进行多

目标检测。Warrier 等人<sup>[10]</sup> 将优化和深度学习方法相结合，利用多光谱 PA 成像对癌组织进行检测和分类。Mohajerani 等人<sup>[11]</sup> 提出了一种基于机器增强学习的新型光声传感器，可以根据从体模和皮肤表面记录的信号识别具有不同并发症的糖尿病(在人体实验中)。所采用的机器学习方法是使用集成袋装树来找到数据与其标签之间的相关性和最佳拟合。Liakat 等人<sup>[12]</sup> 和 Sei 等人<sup>[13]</sup> 进行了类似的工作；前者开发了一种体内非侵入式葡萄糖传感器，使用最小二乘回归技术并基于对皮肤的光声测量来预测葡萄糖浓度，而后者使用回归技术，利用血液样本的 PA 信号来确定血液饱和度。

据作者所知，目前尚未有研究利用深度学习和 PA 技术来比较吸烟和非吸烟受试者之间的微循环变化或血流异常。本研究旨在利用 PA 方法研究和比较不同深度学习模型在微循环状态(即吸烟和非吸烟组的静息和灌注闭塞状态)分类中的性能。所有计算均在一台戴尔笔记本电脑上进行，配备 64 位 Windows 10 系统，Intel<sup>®</sup> Xeon™ i7-1700M CPU @3.20 GHz。所有模拟均在 MATLAB (2022b) 中完成。所有模拟均使用 MATLAB (2022b) 完成。

## 方法

伦理声明：本研究已获得马来西亚敦胡先翁大学(Universiti Tun Hussein Onn Malaysia) 地方研究伦理委员会的批准(RMC.100-9/139,4)。

### 2.1 光声(Photoacoustic, PA) 检测系统

实验设置的原理图如图 1(顶部)所示。照明系统包括两个 5mm 超亮透明白光发光二极管(型号: 5LED-UL-W)，通过颜色滤光片(型号: FKB-VIS-10, Thorlabs)进行滤波，生成中心光波长分别为 450nm、500nm、550nm、600nm 和 650nm 的五种原色。选择这些波长是因为它们包含了分析所需的血红蛋白(即氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白)的吸收光谱。使用由载波频率为 15 MHz 的射频(Radiofrequency, RF)驱动器控制的声光调制器(Acousto Optic Modulator,

AOM) 实现对目标区域的照明光调制。AOM 产生所需的调制信号以照明被测对象。使用超声波探伤仪 (EPOCH 650, 奥林巴斯, 日本) 检测介质中产生的声能。采用内置于探伤仪中具有固定截止频率 (0.5 - 4 MHz) 的宽频带通滤波器滤除高频噪音。图 1 (底部) 展示了实验室内的实际设置。在测量过程中, 传感器头与皮肤接触, 使用声凝胶作为耦合介质。信号由 EPOCH 650 探伤仪记录以供离线分析。

的身体部位放置在照明光束下, 光波长首先设定为 450nm。距离保持在 1 厘米, 入射角从光源处设置为 45°, 如图 1 (下方) 所示。在改变入射光波长之前, 从同一目标部位记录了五个信号。在收缩闭塞实验中, 将血压袖带 (型号 CK-110) 套在参与者的左上臂, 即施加 140mmHg 的压力, 持续 30 秒以诱发缺血, 然后重复相同的数据采集方案。给血压袖带充气会暂时阻断血流, 导致袖带以下组织处于缺血状态。这个过程通过减少输送含氧血液到下肢, 促进了功能性微循环的变化。这会产生类似于患有外周动脉和血管疾病的病理条件。上述程序应用于吸烟和非吸烟 (作为对照组) 个体。利用探伤仪的内置函数, 将记录的截图信号保存到 microSD 存储卡中, 以便后续离线处理和

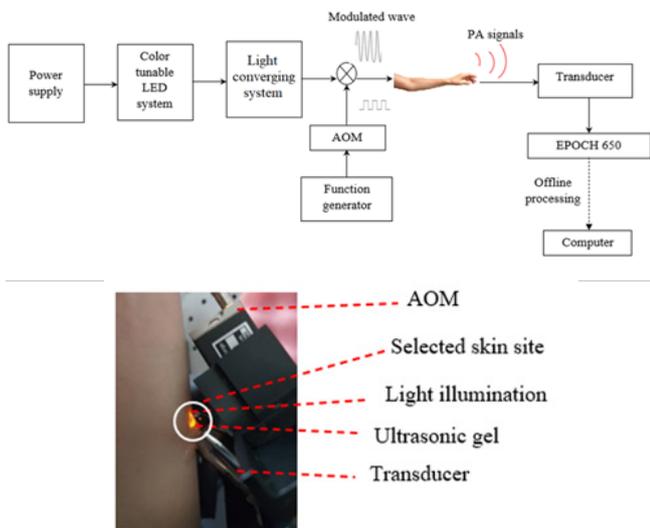


图 1. PA 系统实验设置的原理图 (上方) 和可变色 LED 在测量期间照亮受试者前臂的照片 (下方)。

## 2.2 研究对象和方案

三十七名健康个体 (19 名男性和 18 名女性, 年龄在 21-30 岁之间) 受邀参与了这项研究。其中, 32 人不吸烟, 5 人是吸烟者, 其吸烟年限为两到五年。吸烟量在每周五到十五支香烟之间。马来西亚敦胡先翁大学的地方研究伦理委员会批准了此研究方案 (RMC.100-9/139,4)。在进行研究之前, 这些参与者报告没有已知的疾病, 并知晓有关实验程序、目的和潜在风险的信息。在入组时, 他们签署了知情同意书。实验在静息和肱动脉血流阻塞两种情况下进行, 以代表不同的微循环状态。

首先进行静息实验, 每位参与者被告知将选定

## 2.3 信号预处理和数据集处理

尽管产生的 PA 信号是一维时间序列, 但 EPOCH 650 设备没有保存原始信号的功能。因此, 我们采用了一种信号恢复方法, 将保存在 microSD 卡上的图像截图转换为适合基于时间的深度神经网络 (即 LSTM) 使用的向量表示或矩阵格式。这是通过利用图像中明显的颜色对比来实现的, 在该图像中, 测得的信号以绿色显示在暗色背景上。首先使用 im2bw 函数将图像转换为二值图像, 然后从图像的行和列中获取一维矩阵。每次测量的 PA 信号 X 的大小为  $1 \times 494$  (即  $X^1, \dots, X^{494}$ ), 该信号被注入到网络输入层进行进一步的分类和分析。

在使用 LSTM 网络进行的预实验研究中, 原始 PA 信号未能取得令人满意的结果。因此, 我们使用了时间依赖矩。通过使用 tfsmoment 函数提取这些矩, 并将信号方差 (阶数  $n=2$ )、偏度 ( $n=3$ ) 和峰度 ( $n=4$ ) 作为微循环状态预测的输入特征。将吸烟受试者 PA 图像和相应的矩按 40/20/40% 的比例随机分为训练集、验证集和测试集, 描绘 20/10/20 张图像用于卷积模型, 60/30/60 个信号用于 LSTM 网络。非吸烟组的数据集按照 46/28/26% 的比例划分, 得到 160/100/90 张图像和 480/300/270 个信号, 分别用于卷积模型和 LSTM 网络。

### 2.4 深度学习和模型训练

本研究使用预训练的 AlexNet、LSTM 和混合模型，用于基于测量的 PA 信号对微循环流量异常进行分类。AlexNet 和混合模型将彩色 (RGB) 图像作为输入，而第 2.3 节中从一维 PA 信号计算出的矩则用作 LSTM 的输入。在第 2.4.1 节和 2.4.2 节中对这些模型的修改和使用进行了描述；在第 2.4.3 节中，通过寻找最佳超参数设置对这些模型进行了优化。

#### 2.4.1 卷积模型

本研究中使用的卷积模型包括预训练的 Alexnet 和混合 CNN-LSTM 模型，如图 2 和 3 所示。这些模型的输入已更改为  $494 \times 329 \times 3$ ，与系统记录的原始 PA 图像尺寸保持一致。

在 AlexNet 中，网络的最后一个全连接 (fully connected, FC) 被修改为两个神经元，用“0”代表正常类，“1”代表病理 (或异常) 类。在图 2 中，每个 FC 层之间放置了一个丢弃率为 0.50 的丢弃层，以减少网络过拟合。同时，如图 3 所示，AlexNet-LSTM 被用于从截图 PA 图像中提取空间和时间特征。批量归一化层被添加到这个混合模型中，以对后续层的输入进行归一化处理。该架构的上层 (即 AlexNet) 用于从输入图像中提取空间信息。提取的抽象信息通过一个展平层，将特征图转换为一维数据。序列数据被输入到 LSTM 网络中，以提取时间特征。这个时间递归网络由 500 个隐藏层组成，在预实验测试期间选定。这些层连接到 FC 层和丢弃率为 0.2 的丢弃层，以改善模型的泛化能力。FC 层的输出被注入到 Softmax 函数，以计算类别概率。

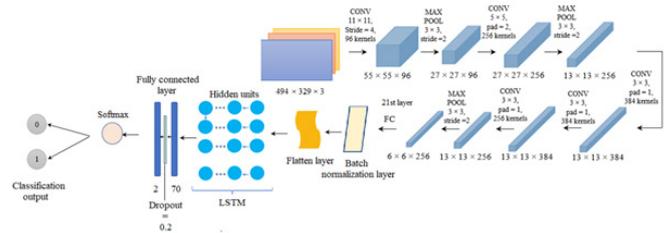


图 3. Alexnet-LSTM 混合模型的结构。

#### 2.4.2 基于时间的深度神经网络

由于 LSTM 模型擅长处理序列数据和解决短期记忆，因此也选择了时间递归网络 LSTM 来完成本任务。其架构包括一个输入层，将 2.2 节中计算得到的矩特征作为输入信号，然后再由 155 个隐藏层组成的序列提取其基本的时间特征。隐藏层后面是六个 FC 层，它们的大小逐渐从 40 减小到 30、20、10、5、3 和 2。虽然没有权威的方法来确定 FC 的大小，但本研究采用了递减序列来简化模型的结构，如图 4 所示。除了最后一层，每个 FC 层后面都加入了一个丢弃率为 0.1 的丢弃层，以防止过拟合的风险。最终 FC 层的输出被馈送到 Softmax 分类器中，将信号分类为两类 (即 0: 正常和 1: 病理条件)。

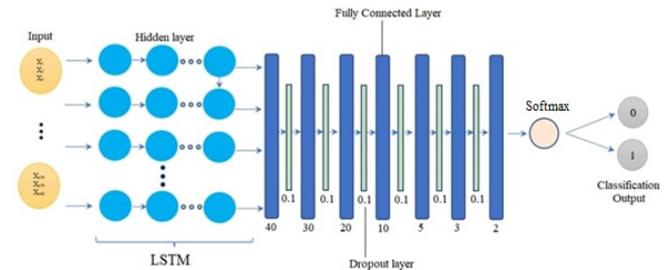


图 4. LSTM 模型的架构。

#### 2.4.3 超参数选择和模型训练

本研究使用 ADAM 优化器对图 2-4 中的分类模型进行了训练，该优化器以其计算速度快和收敛迅速而著称，而表 1 中的其他重要超参数是手动调整的。

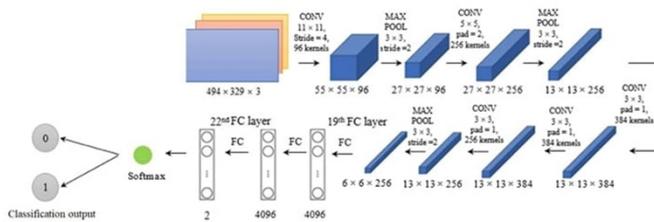


图 2. Alexnet 模型的架构。

表 1. 超参数的调优范围和选择的值。

参数	模型	范围		变化步骤	最佳超参数
		上限	下限		
Epoch number	Alexnet	1	100	10	50
	LSTM	1	4000	100	500
	Hybrid	1	100	10	50
Mini Batch size	Alexnet	2	128	$2^n, \text{where } n = 2, 3, \dots, 7$	16
	LSTM	2	2048	$2^n, \text{where } n = 2, 3, \dots, 11$	32
	Hybrid	2	128	$2^n, \text{where } n = 2, 3, \dots, 7$	16
Initial learning rate	Alexnet LSTM Hybrid	$5 \times 10^{-4}$	1	$5 \times 10^{-4}$	$5 \times 10^{-4}$
Gradient descent threshold	Alexnet LSTM Hybrid	$1 \times 10^{-3}$	1	$1e^{-n}, n = 3, 2, 1, 0$	$1 \times 10^{-3}$

该最佳超参数设置因所使用的数据集和模型而异。在寻找最佳超参数时，尝试了包含表 1 中不同数值的两百组组合。预测准确率在 19% 到 100% 之间波动，而训练时间在 56 到 154 分钟之间变化。本研究根据产生最高训练准确率的集合（如所有波长数据的准确率为 100%）确定了最佳组合。对于 Alexnet 和混合模型，找到了相同的最佳超参数设置 {epoch no.、minibatch size、learning rate 和 gradient threshold}，为 {50、16、0.0005 和 0.001} 和 {70、16、0.0001 和 0.001}，分别用于吸烟组和非吸烟组数据；对于 LSTM 模型，最佳超参数设置为 {500、32、0.0005 和 0.001} 和 {3000、256、0.0001 和 0.001}。

### 2.5 得分融合策略

这项研究使用了组合预测得分来增强系统的分类置信度。使用各波长（即 450 至 650 nm）对模型进行训练，得出的类别概率通过求和，从而给出最终得分。这种策略被称为融合方法。融合技术的示例如图 5 所示。



图 5. 融合技术用于微循环状态的最后分类。

### 2.6 性能衡量标准

本研究训练模型的有效性是通过如公式 1 所示的分类准确率来评估的。这一性能指标衡量了预测结果与实际数值之间的接近程度。

$$\text{Accuracy} = \frac{\sum_{i=1}^T \frac{TP_i + TN_i}{TP_i + TN_i + FP_i + FN_i}}{N} \quad (1)$$

T 表示数据的总数，N 表示类别标签的总数 (N=2)。当信号 i 的异常被正确检测到时，真正例 (true positive, TP<sub>i</sub>) 发生。假正例 (false positive, FP) 是将正常数据误分类为异常的部分，假负例 (false negative, FN) 是指将异常信号错误地分类为正常的情况，真负例 (true negative, TN) 是对正常 PA 信号的正确预测。

## 结果

众所周知，吸烟的人患血管疾病的风险高；因此，对这些人群应用血液闭塞程序，以便研究该群体在系统敏感性方面的情况。图 6 中比较了吸烟者和非吸烟者在静息和血管闭塞条件下，不同波长中 PA 信号的峰值。可以观察到，与吸烟被试者相比，非吸烟者的 PA 信号在静息和血管闭塞条件下的整体振幅值都较高。

两组（吸烟组和非吸烟组）产生的 PA 表现出相同的模式。在静息和闭塞条件下产生的信号分别在 450nm 和 550nm 处达到峰值，对于波长 500nm、600nm 和 650nm，不同实验条件之间的差异相当微小，如图所示。

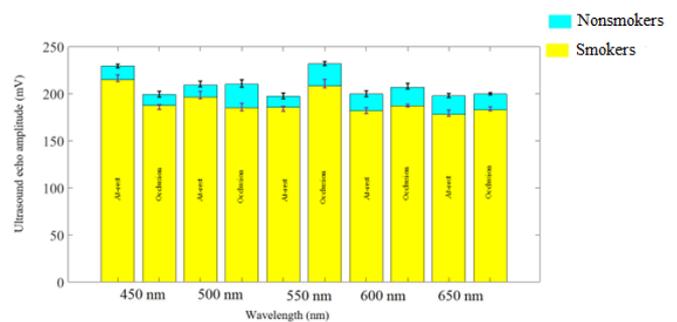


图 6. 吸烟者和非吸烟受试者在不同照射波长下产生的 PA 回波幅度的均值和标准差（用误差棒表示）。

使用非吸烟组和吸烟组的数据对所采用的模型进行微调后的分类结果和通过得分融合技术得到的分类结果分别如图 7 和 8 所示。Alexnet 和混合模型的训练和测试使用了截图图像，而第 2.3 节中描述的信号矩被用作 LSTM 模型的输入。

Output class	0	<b>40</b> 44.4%	<b>4</b> 4.4%	90.9%
	1	<b>5</b> 5.6%	<b>41</b> 45.6%	89.1%
		88.9%	91.1%	<b>90.0%</b>
		11.1%	8.9%	<b>10.0%</b>
	0	1	Target class	

(a)

Output class	0	<b>117</b> 43.3%	<b>21</b> 7.8%	84.8%
	1	<b>18</b> 6.7%	<b>114</b> 42.2%	86.4%
		86.7%	84.4%	<b>85.6%</b>
		13.3%	15.6%	<b>14.4%</b>
	0	1	Target class	

(b)

Output class	0	<b>41</b> 45.6%	<b>5</b> 5.6%	89.1%
	1	<b>4</b> 4.4%	<b>40</b> 44.4%	90.9%
		91.1%	88.9%	<b>90.0%</b>
		8.9%	11.1%	<b>10.0%</b>
	0	1	Target class	

(c)

图 7. (a) Alexnet, (b) LSTM 和 (c) 混合模型在基于 PA 图像和信号对非吸烟受试者微循环状态进行分类的混淆矩阵 (类别 0: 正常, 1: 异常)。

Output class	0	<b>10</b> 50.0%	<b>4</b> 20.0%	71.4%
	1	<b>0</b> 0.0%	<b>6</b> 30.0%	100%
		100%	60.0%	<b>80.0%</b>
		0.0%	40.0%	<b>20.0%</b>
	0	1	Target class	

(a)

Output class	0	<b>30</b> 50.0%	<b>12</b> 20.0%	71.4%
	1	<b>0</b> 0.0%	<b>18</b> 30.0%	100%
		100%	60.0%	<b>80.0%</b>
		0.0%	40.0%	<b>20.0%</b>
	0	1	Target class	

(b)

Output class	0	<b>10</b> 50.0%	<b>2</b> 10.0%	83.3%
	1	<b>0</b> 0.0%	<b>8</b> 40.0%	100%
		100%	80.0%	<b>90.0%</b>
		0.0%	20.0%	<b>10.0%</b>
	0	1	Target class	

(c)

图 8. (a) Alexnet, (b) LSTM 和 (c) 混合模型在基于 PA 图像和信号对吸烟者微循环状态进行分类的混淆矩阵 (类别 0: 正常, 1: 异常)。

## 讨论

PA 技术, 如皮肤葡萄糖和氧饱和度检测, 已在各种诊断成像应用中进行了广泛的测试。然而, 这项技术在检测微循环受损方面的应用, 特别是针对吸烟群体, 尚未进行过研究。本研究基于可见波长照明下产生的 PA 信号, 比较不同吸烟习惯个体在受压力诱导下血液灌注变化。

本研究所采用的 PA 技术的基本原理是, 组织产生的 PA 信号的大小取决于血红蛋白变体的吸收特性, 其中氧合血红蛋白的光吸收峰值位于 450nm<sup>[14]</sup>, 而脱氧血红蛋白的吸收峰值在 550-560nm<sup>[15]</sup>。这些血红蛋白变体的吸收特性在其余使用的波长 (即 500、600、650 nm) 上相似。在图 6 中可以观察到这一趋势。该

图显示, 在 450 nm 波长光照下记录到最高的 PA 信号幅度; 而对于 550nm 波长, 在血流闭塞条件下通常产生最高的超声回波振幅, 因为该区域组织中缺氧血液丰富, 这是由于携带氧气的血液无法流入下臂 (测量部位) 造成的。从吸烟组获得的 PA 信号回波较非吸烟组明显较弱, 在所有波长和实验条件下的平均相对差异为 9.5%。此差异通过这两个结果相除得出。从两种实验中获得吸烟受试者的 PA 信号也具有较高的一致性。吸烟者的 COHb 水平通常较高, 而且这种与氧供不足风险相关的血红蛋白变体的吸收光谱<sup>[16]</sup>不太明显, 因为它与可见波长范围内的氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白重叠。虽然 COHb 的光吸收优势可能是观察到产生信号强度较低的主要原因, 但我们不排除这组参与者中已存在的微循环功能受损或既往存在的动脉粥样硬化情况可能导致静息状态和外部施加压力实验之间读数差异微乎其微的可能性。虽然 COHb 对光吸收的主导作用可能是造成所观察到的生成信号幅度较低的主要原因, 但也不排除该组受试者中已存在受损的微循环功能或既往存在的动脉粥样硬化情况, 导致在静息状态和外部施压实验之间的读数差异微小的可能性。

图 7 展示了在非吸烟 (健康) 受试者中测试的模型分类性能。在健康受试者数据上训练和测试的网络显示出相当不错的准确性, 介于 85.6% 到 90% 之间, 这表明基于卷积的模型和基于时间的 LSTM 模型之间性能一致, 并且它们在对非吸烟个体的正常和异常 (闭塞) 微循环性能进行分类方面具有可行性。同时, 图 8 中的结果显示, 这些模型在检测受影响的微循环状态 (即闭塞条件) 时性能有所下降。

尽管混合模型实现了稳定的分类准确率 (即 90%), 其次是 Alexnet 和 LSTM 模型, 分类准确率为 80%, 但该组的 FN 率较高 (约 20-40%)。对这些被错误分类的数据进行了调查, 发现它们都属于同一位受试者, 据了解该受试者每周吸烟约十五支香烟。在这五名受试者中, 这位吸烟量最多的受试者的所有信号都被错误分类为正常。一个可能的原因是, 吸烟者已知并发症之一 -- 动脉粥样硬化病变可能在静息状态下

被检测到，所以在血液闭塞实验期间进一步对肢体施加外部压力产生的变化几乎可以忽略不计，正如图 6 中的吸烟组数据所示。

基于上述原因，本研究不排除模型对吸烟组的正常状态（即静息状态）类别过拟合的可能性，主要是由于静息状态和闭塞条件之间 PA 信号的微小差异，影响了模型的分类性能。虽然不充分的数据集（即吸烟组）可能导致预测结果的偏倚，但图 7 中使用非吸烟组数据的模型表现良好，且病理条件下高误分率（即 20-40% 之间）与观察结果吻合<sup>[17]</sup>，表明本研究的发现具有一定可靠性<sup>[18]</sup>。

还必须提到的是，本研究无法获得受试者的信息，例如他们之前的健康记录，并且没有将他们的饮食和环境因素纳入实验设计；这些因素可能会影响研究的分析和结果。因此，未来这项研究需要招募更多具有不同背景和吸烟习惯的参与者，并采用系统化的实验程序（例如，便捷获取患者的医疗记录）来调查研究健康和亚健康（或患者）群体之间的血液微循环表现，以提高研究结果的有效性。改进后的临床决策系统可以整合到 PA 系统中，并被作为一种替代成像工具，以促进肿瘤血管生成和微血管功能障碍的研究，从而早期识别受损微循环并预防并发症的发生。

## 结论

本文展示了深度学习融合 PA 技术用于研究非吸烟和吸烟受试者的血液灌注情况。结果显示，本文所提出的混合 Alexnet-LSTM 模型在吸烟和非吸烟组的微循环变化分类方面的表现优于传统的 Alexnet 和 LSTM 模型。这些模型在检测吸烟组灌注受损方面表现不佳，误分类率高达 20-40%。这一观察结果归因于该组受试者的灌注受损情况。这也解释了在施加外部压力阻碍（携氧）血液流动后观察到的变化是微小的，用于训练模型的吸烟组数据集是有限的。未来的研究工作包括招募具有不同背景、特点和吸烟状态的受试者，以提高现有研究结果在医疗系统中的有效性和实际应用。

## 利益冲突

本文没有报告与潜在利益冲突相关的情况。

## 资助

本文受马来西亚高等教育部（MOHE）基础研究基金（FRGS/1/2020/TK0/UTHM/02/28）资助。

## 参考文献

1. Prockop, LD and Chichkova, RI. Carbon monoxide intoxication: an updated review. *J Neurol Sci* 2007;262:122–130. doi: 10.1016/j.jns.2007.06.037.
2. Fagerstrom, KO. Effects of a nicotine-enriched cigarette on nicotine titration, daily cigarette consumption, and levels of carbon monoxide, cotinine, and nicotine. *Psychopharmacol (Berl)* 1982;77:164–167. doi: 10.1007/BF00431941.
3. Silva H. Tobacco use and periodontal disease—the role of microvascular dysfunction. *Microcirc Health Disease* 2021;10(5): 441. doi: 10.3390/biology10050441
4. Chen NC, Chang WN, Lui CC, et al. Detection of gray matter damage using brain MRI and SPECT in carbon monoxide intoxication: a comparison study with neuropsychological correlation. *Clin Nuclear Med* 2013;38:e53–e59. doi: 10.1097/RLU.0b013e31827082a7.
5. Ozcan N, Ozcam G, Kosar P, et al. Correlation of computed tomography, magnetic resonance imaging and clinical outcome in acute carbon monoxide poisoning. *Rev Bras Anesthesiol* 2016;66:529–532. doi: 10.1016/j.bjane.2014.05.006.
6. Parks J and Worth HG. Carboxyhemoglobin determination by second-derivative spectroscopy. *Clin Chem* 1985;31:279–281.
7. Huong AKC, Mahmud WMH, Tay KG, et al. Smoking status classification by optical spectroscopy

- and partial least square regression, *J Physics: Conference Series* 2019;1372:012031. doi: 10.1088/1742-6596/1372/1/012031.
8. Culnan DM, B. Craft-Cffman B, Bitz GH, et al. Carbon monoxide and cyanide poisoning in the burned pregnant patient: an indication for hyperbaric oxygen therapy. *Ann Plast Surg* 2018;80(S106).doi:10.1097/SAP.0000000000001351.
  9. Sumit A, Suresh T, Garikipat A, et al. Modeling combined ultrasound and photoacoustic imaging: Simulations aiding device development and artificial intelligence. *Photoacoustics* 2021;24. doi:10.1016/j.pacs.2021.100304.
  10. Warrier GS, Amirthalakshmi TM, Nimala K, et al. Automated recognition of cancer tissues through deep learning framework from the photoacoustic specimen. *Contrast Media Molecular Imag* 2022. doi: 10.1155/2022/4356744
  11. Mohajerani P, Aguirre J, Omar M, et al. Machine-learning powered optoacoustic sensor for diabetes progression. *Medrxiv*. 2021. doi:10.1101/2021.03.17.21253779
  12. Liakat S, Bors KA, Xu L, et al. Noninvasive in vivo glucose sensing on human subjects using mid-infrared light. *Biomed Opt Express*. 2014;5:2397–2404. doi: 10.1364/BOE.5.002397.
  13. Sei K, Fujita M, Hirasawa T, et al. Measurement of blood-oxygen saturation using a photoacoustic technique in the rabbit hypoxemia model. *J Clin Monitor Comput*. 2018;33:269–279. doi: 0.1007/s10877-018-0166-8.
  14. Nguyen DD, Pang JY, Madill C, et al. Effects of 445-nm laser on vessels of chick chorioallantoic membrane with implications to microlaryngeal laser surgery. *Laryngoscope* 2021;131. doi: 10.1002/lary.29354.
  15. Friedmann D and Verma KK. Enhanced perception of deoxygenated hemoglobin for the visualization of lower-extremity reticular veins. *Dermatol Surg* 2024;50(2):207–209. doi: 10.1097/DSS.0000000000003974.
  16. Azizah RN, Puspitasari A and Lestari I. Relationship of carboxyhemoglobin (CoHb) and hemoglobin (Hb) levels in active smokers in Gresik regency. *Internat J Adv Health Sci Technol* 2024;4(1):8–11. doi: 10.35882/ijahst.v4i1.291.
  17. Low BH, Lin YD, Huang BW, et al. Impaired microvascular response to muscle stretching in chronic smokers with type 2 diabetes. *Frontier Bioengineerin Biotechnol: Section Biomechanics* 2020;8. doi: 10.3389/fbioe.2020.00602.
  18. Hashimoto H. Impaired Microvascular vasodilator reserve in chronic cigarette smokers: a study of post-occlusive reactive hyperemia in the human finger. *Japan Circulat J* 1994;58:29–33.