推动辅助机器人学：面向下一代轮椅的多模态导航与生物物理监测

Md. Anowar Hossain[@*1]，Mohd. Ehsanul Hoque[&#2@]电子与电信工程系[&]电气与电子工程系[*]吉大港工程技术大学[#]吉大港国际伊斯兰大学 孟加拉国吉大港[1]
anowarhossain.cuet@gmail.com，[2]
mohd.ehsanulhoque23@gmail.com

摘 要

辅助电动轮椅（EPW）已被证明并非可有可无的工具，而是肌萎缩侧索硬化症（ALS）、卒中后偏瘫或伴有行动障碍的痴呆症患者不可或缺的辅助设备。本研究提出的系统采用新型多模态控制机制，优先满足患者需求，并可轻松切换控制模式，旨在帮助此类患者行动。四种互补的控制模式——操纵杆、语音、手势和眼电图（EOG）——结合持续运行的生命体征监测系统（心率变异性、SpO_2, 温度），使患者能够独立行动，同时让护理人员能够持续监护并尽早介入。针对生物物理传感器，以临床参考值为基准进行了两点校准，结果显示均方根误差为*≤2* bpm（心率）、*≤0.5*◦C（皮肤温度）和*≤1%*（血氧饱和度）。20 名行动能力受限的参与者在室内执行了 500 条导航指令，指令准确率分别达到 99%（操纵杆）、*97%±2%*（语音）和*95%±3%*（手势），环路延迟为*20±0.5*ms。加密数据上传至云端后，护理人员会通过 Android 应用程序收到实时警报。通过将多模态移动控制与支持云端的健康监测相结合，并记录能耗与延迟预算，该原型弥补了辅助机器人学领域的关键不足，推动系统向符合 ISO 7176-31 和 IEC 80601-2-78 安全合规要求迈进，也为后续迭代中的自适应机器学习增强奠定了基础。

关键词： 物联网、辅助机器人学、轮椅、远程健康监测、边缘物联网、传感器、手势、眼电图、多模态导航、医疗保健、云计算。

1. 引言

近年来，物联网（IoT）改变了自动化和监管的传统方式，影响了医疗保健 *[1]* *[2]*[1, 2], 教育*[3]*[3], 基础设施 *[4]* *[5]* [4, 5]，农业 *[6]* [6] 等领域，从而提升了便利性和生活质量。异构设备之间的连接、卓越的计算能力和多层感知*[7]* [7] 模型有助于构建特定任务网络，以应对跨领域问题。ESP32、STM32 或树莓派等低功耗且支持无线网络连接的微控制器，是物联网系统中应用最广泛的模块之一；这些系统可采用 Wi-Fi*[8]* [8], LoRa *[9]* [9], 窄带物联网*[10]* [10]和 Zigbee*[11]* [11], 蓝牙低功耗*[12]* [12] 等通信协议，并能稳健地处理数据和通信。将生物物理传感器集成到此类系统中，可实现远程医疗监测*[13]* *[14]* [13, 14] 和无创疾病检测*[15]* [15]，使其成为按需移动医疗保健解决方案。

随着报告预测到 2050 *[16]* [16] 年，60 岁以上人口将达到 21 亿，年龄相关疾病和残疾日益增多。该人口群体中很大一部分人受到神经系统或肌肉骨骼障碍的困扰，例如偏瘫 *[17]* [17], 、肌萎缩侧索硬化症（ALS）*[18]*[18], 和四肢瘫痪 *[19]* [19]，这些疾病使他们失去独立生活的能力和生活质量。世界人口中的这部分人需要轮椅或外骨骼支架等辅助技术，以帮助他们恢复一定程度的独立性，但在中低收入国家，这类技术的可及性十分有限，普及率通常约为 3%，而高收入国家居民的可及性则高得多 *[20]* [20]。

自20世纪50年代以来，电动轮椅（EPW）减轻了护理人员的负担，并赋予使用者自主性 *[21]* [21]。George Klein 发明了第一台电动轮椅，后来由 Everest and Jennings 批量生产；其唯一的操纵方式是模拟操纵杆，因此电池电量耗尽得更快，串联电阻限制了速度，充电时间也更长，最长约为10小时。集成了板载8位微控制器的轮椅在电池备用

方面取得了显著改进，功耗降低了15%*[22]* [22]。共享控制系统推动人机交互向前发展，其中 NavChair *[23]* [23]和 Vision Chair *[24]* [24] 采用基于视觉的里程计实现运动与导航。在控制接口研究中，沿着共享分类体系的发展，后来引入了基于语音的控制*[25]* [25], 、手势控制、基于眼动／眼电图（EOG）的控制*[26]* [26] 以及脑机接口（BCI）控制方法 *[27]* [27], ，这些方法塑造了整个自主辅助轮椅研究领域的格局*[28]* [28] ，并预计未来十年的复合年增长率将达到7.8%*[29]* [29]。

在本研究中，与模拟设备相比，对所有传感器进行校准后，SpO_2,温度和心率变异性的均方根误差率为 <2%。在临床环境试验中，各控制模式的准确率均保持在 95% 以上。提供操纵杆、语音识别、手势和基于EOG的运动控制这四种控制模式，为具有不同残疾的患者提供了更广泛的选择。总之，本研究弥补了当前辅助轮椅领域的主要不足：

1. 多种输入通道，可适应用户的生理能力。

2. 针对医疗级传感器进行两点传感器校准，测得生命体征的均方根误差率为 <2 %。

3. 采用自组网Wi-Fi通信协议，在边缘物联网传输期间实现 .004ms 的环路延迟。

4. 采用故障安全控制模式仲裁和锁存停止功能以规避危险，并配备可支持长时间使用场景的 10 小时备用电池。

Xu等人 [30] *[30]* 展示并部署了一种采用CBAM注意力机制的单目摄像头卷积神经网络，用于解码八方向指令，并使用 NVIDIA Jetson Nano 实现 1 ms 行程。配备轨迹到速度校准功能的操纵杆增强了室内拐角规避能力。然而，单模态控制使肌肉疲劳者更难使用。

Meligy等人[31] *[31]* 将稳态视觉诱发电位脑电脑机接口与操纵杆集成到三轮爬楼底盘上。车载RHM装置会传输心率、血氧饱和度和

心电图至云端，并在检测到异常时发出警报。然而，他们的系统缺少传感器校准方法，而且指令延迟高于可接受的水平。

Hussain 等人记录了脑电图，并使用一对其余逻辑回归器实现了 74% 的心理状态分类准确率*[32]* [32]。无线耳机将数据流传输至个人电脑，由个人电脑转发指令；当压力骤增时，应急切换开关会将控制权交还给操纵杆。然而，该研究在监测患者身体生命体征变化方面存在局限。

Ramaraj 等人*[33]* [33] 将 Jetson-Nano 双目视觉模块和 ROS move_base 加装到标准电动轮椅上，运行 RTAB-Map 同步定位与建图以实现视觉里程计，并在 Gazebo 和医院走廊中展示了无碰撞导航。系统的模块化导轨无需在轮椅框架上钻孔，恢复行为状态机能够解决狭窄走廊中的卡滞问题。Gazebo 日志显示，轮椅以 0.5 m s-1 的速度穿过 80 cm 的间隙。局限性——用户输入仍仅限于单个操纵杆；未提供生命体征、网络安全、电池或 ISO 合规性指标。

Hou 等人[34] *[34]* 为商用 PC-201 轮椅加装 MySignals 血压/心率/血氧饱和度/体温模块、Arduino 数据集线器和 ESP8266；ESP8266 每 40 s 压缩并将生命体征上传至 ThingSpeak，同时超声波-CAN 单元在操纵杆与避障驾驶模式之间切换。然而，该研究未报告端到端指令延迟、电池耗电分析或校准后的传感器误差界限；其超声波阵列在“角落”处存在盲区，仍会触发碰撞，因此临床有效性和安全鲁棒性均未得到验证。

本研究提出了一套完整的解决方案，旨在解决辅助医疗技术领域仍然存在的两个主要问题：用于人机交互操作的共享控制接口，以及远程健康监测（RHM）融合。本研究是我们于 2019 年发表的项目“自主轮椅的设计与实现*[35]* [35]”的改进版本。此前的工作仅聚焦于控制方式，而改进后的项目在详细完善控制机制的基础上，进一步实现了边缘连接的远程健康监测能力。

本文通过仲裁系统融合四种控制方式——操纵杆、语音、手势和滤波眼电图，致力于缩小当前领域的差距。

该系统支持模式切换。板载 MAX30100 和 DS18B20 传感器可将心率和血氧饱和度误差控制在 <2%，温度误差控制在 <5 °C。仪表板功能以及通过 Wi-Fi 或 GSM网络发送电子邮件和短信的自动警报机制，可实现快速干预和全天候监管。

2. 方法论

辅助机器人轮椅的开发着重于整合先进技术，以同时满足移动能力与健康监测需求。该系统设计充分利用物联网（IoT）功能、稳健的微控制器架构以及一系列传感器，确保系统具备适应性、效率和实时功能。

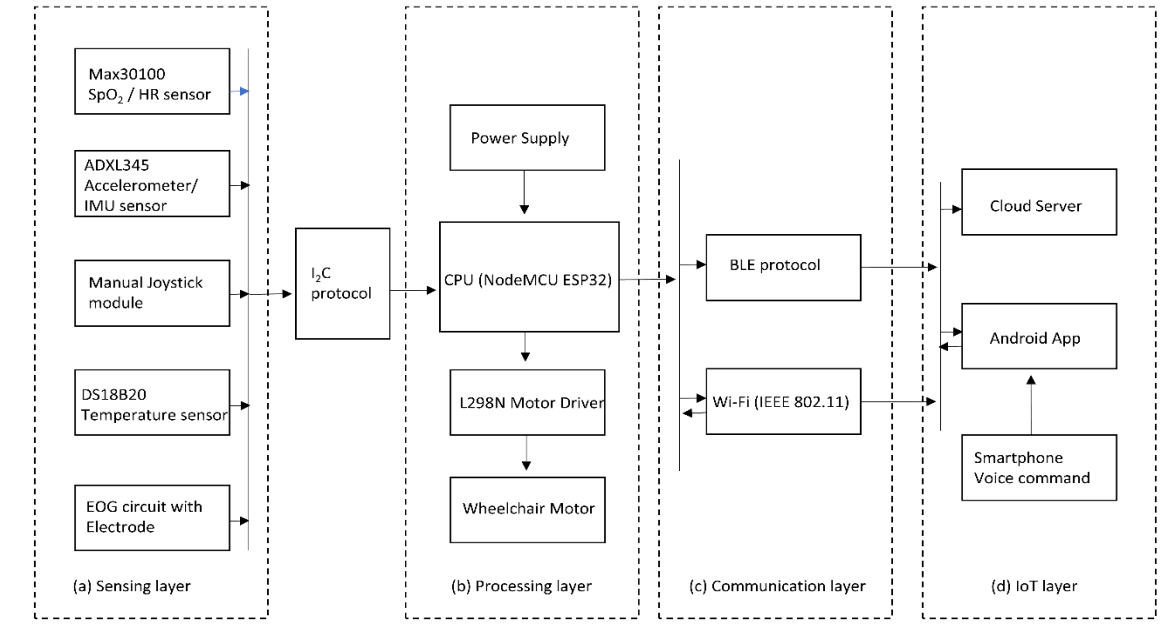


图 1. 系统框图



图 2：采用定制机械结构的实时原型

2.1 系统概述

系统的核心采用 NodeMCU 微控制器，作为中央处理器（CPU）。该模块负责连接各种传感器和控制系统、执行决策算法并管理数据流。系统将移动辅助与持续生理监测相结合，为需求各异的用户提供全面的解决方案。模块化方案确保了灵活性，用户可以选择特定的控制机制，同时护理人员也能获得实时健康信息。轮椅传感器收集的数据由微控制器在本地处理，并以无线方式传输至云服务器，以便进行进一步分析和远程监测。图 1 展示了完整的系统图。轮椅配备了全面的健康监测系统，可跟踪关键生理参数，包括心率、血氧饱和度和体温。环境与活动相关参数，例如跌倒

此外，还通过专用传感器监测惊厥情况。这些测量数据会持续记录、分析，并通过 Android 应用程序进行可视化，使护理人员能够及时应对紧急事件。集成物联网技术可实现无缝数据传输和远程访问，从而增强系统功能。云服务器汇总传感器数据，并在出现异常时生成通知，确保及时干预。Android 应用程序是护理人员的主要界面，可提供实时更新、警报和历史数据趋势。

2.2 传感器选择与校准

为实现连续健康监测功能，经过筛选，选用了配备先进校准机制且精密度高的一系列生物物理传感器。启用的传感器和微处理器模块可实现实时健康监测，环路延迟最低仅为 0.5 ms。MAX30100 是一种采用光电容积脉搏波波形发射与检测技术的光学模块，可临床级精密度地检测血氧饱和度和心率；DS18B20 用于测量皮肤温度；ADXL345 作为惯性测量单元传感器，用于检测轮椅运动手势。

表1说明了传感器的选择，同时介绍了其相较于其他消费级传感器在临床使用中的关键特性和优势。确保效率和成本效益是开发此类系统的关键。为确保精密度，需要进行两点校准，以减小传感器的出厂偏移和增益误差。因为脉搏血氧仪或温度测量中的微小误差，都可能使患者感知的状态从“正常”变为“危急”。MAX30100使用临床脉搏血氧仪模拟器，按照ISO 80601-2-61协议进行校准。DS18B20温度传感器通过浸入冰水和沸水进行校准，而ADXL345加速度计传感器的校准则要求在双轴夹具上进行+1 g/−lg方向偏移。

No	传感器模块	关键精度规格	选择标准
1	MAX30100 脉搏血氧仪传感器	± 2 每分钟心跳次数心率，± 2 % 血氧饱和度（18 位模数转换器）	专用 LED驱动器和模数转换器可提升 6 dB 信噪比，优于 MAX30105；符合 ISO 80601-2-61 前端说明
2	DS18B20 温度传感器	± 0.5（9–12 位）	出厂校准；< 0.1 自发热与热敏电阻 + 外部模数转换器组合

3	ADXL345 微机电系统 加速度计 传感器	13 位，4 mg/LSB	无陀螺仪 ⇒ 35 绘制；± 1 g 方向启用 线性两点拟合；比 MPU-6050 的偏置漂移更低

表1：医疗传感器特征

2.3 决策框架

轮椅的运行由决策框架引导，该框架优先考虑安全性、效率和用户适应性。微控制器会处理来自传感器的输入，以确定适当的操作，例如针对健康异常触发警报或执行运动指令。系统集成了故障安全机制，以防止不同控制输入之间发生冲突，并确保平稳运行。系统设置了基于优先级的控制模式，以确保运动指令不会相互重叠。**算法1**展示了用于命令优先级排序的基于优先级的逻辑。

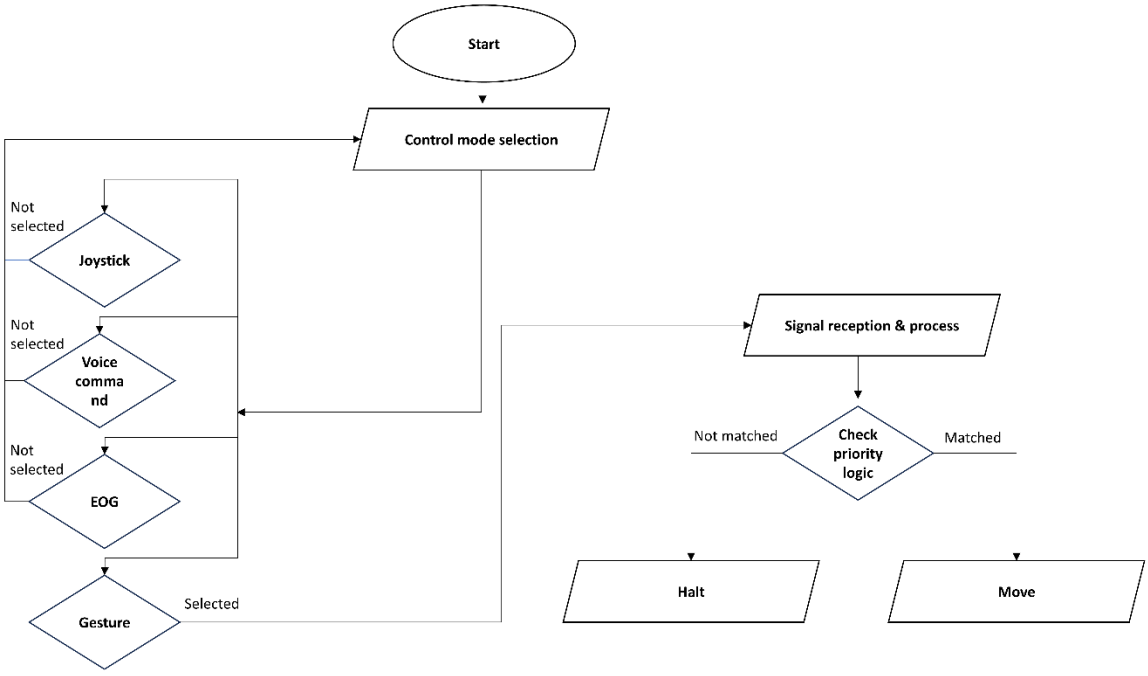


图3 控制模式选择流程图

2.4 数据流与警报机制

传感器收集的数据通过 NodeMCU 内置的 Wi-Fi模块传输至云服务器。服务器处理这些信息，并使其

可通过 Android 应用程序访问，护理人员可在其中查看实时更新和历史趋势。系统会自动生成心率异常、跌倒或惊厥等危急状况的警报，并实时发送给护理人员，以便及时采取行动。

2.5 数据传输协议

蓝牙低功耗为智能医疗设备提供流畅的短距离通信，且功耗低于常见的通信协议。在实时监测、数据准确性以及端到端数据传输模型设计中最重要的方面之一——安全性方面，该协议能够提供可靠的安全措施。患者的身份信息、年龄或疾病记录等数据均属敏感信息，仅医疗服务提供者可以访问，并受到相关法律措施的保护。物联网设备容易遭受网络安全威胁和拦截，因此必须采取对策来保护此类数据。设备与云端通信时，蓝牙低功耗采用 AES-128/CCM 加密协议，从而防止未经授权的访问并保护用户数据。作为中央处理器的 ESP32微控制器内置蓝牙低功耗功能，使远程健康监测系统能够在设备上高效运行。此外，其低功耗特性使加密过程仅增加 0.004 ms 的往返时间，电池功耗预算的增幅也低于 <1%。

算法1 优先级阶梯控制器

1：输入：操纵杆速度、语音就绪、手势确认、眼电角度、跌倒标志、健康

10：否则，如果 |操纵杆速度| > 50 且消抖确认（250 毫秒），

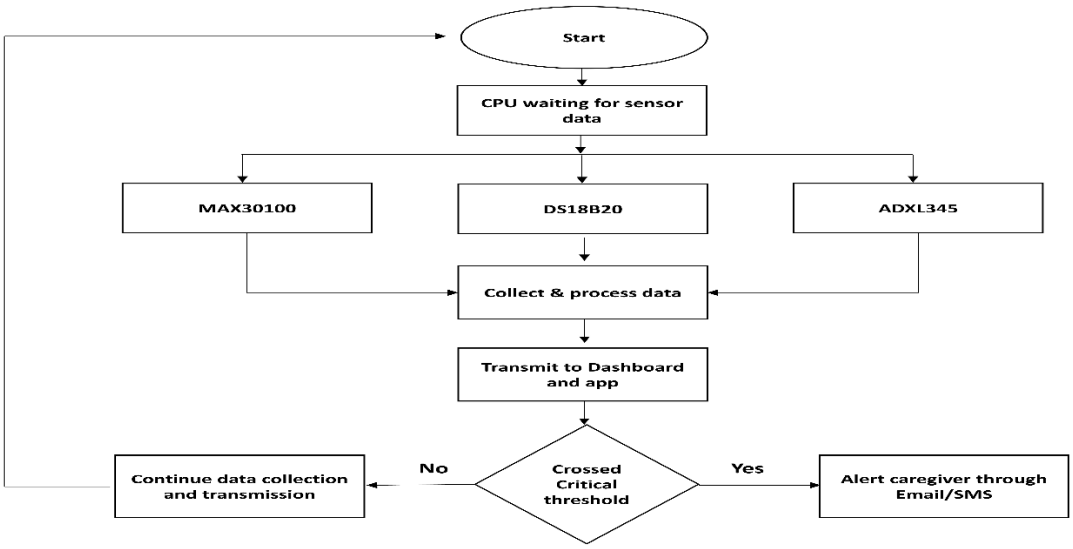


图 4 远程健康监测流程图

3. 系统设计与控制模式仲裁

该系统将移动辅助与连续健康监测相结合。NodeMCU微控制器充当中央处理器，协调来自多个控制系统和传感器的输入，确保功能无缝运行。中央操作单元安装在轮椅座椅下方。

3.1 多模态控制面板

本文的重点是多模态控制方法，借助4个模式切换按钮，用户可以根据需要切换或循环使用这些方法。各机制彼此独立，不会与当前运行的模式产生任何重叠。这四个系统分别是操纵杆控制、语音操作模式、基于眼电图（EOG）信号的运动控制，以及利用适当手部动作的手势控制模式。中央处理器包含支持每种控制方法的独立代码块，以及用于确保指令执行不中断的故障安全模式，如算法1所示。FreeRTOS是一种为ESP32微控制器定制的基于优先级的决策算法库，可实现同时接收指令并缓解指令重叠问题。我们还采用按钮实现了手动模式切换系统，以便在首选控制模式之间进行切换，如图3所示。

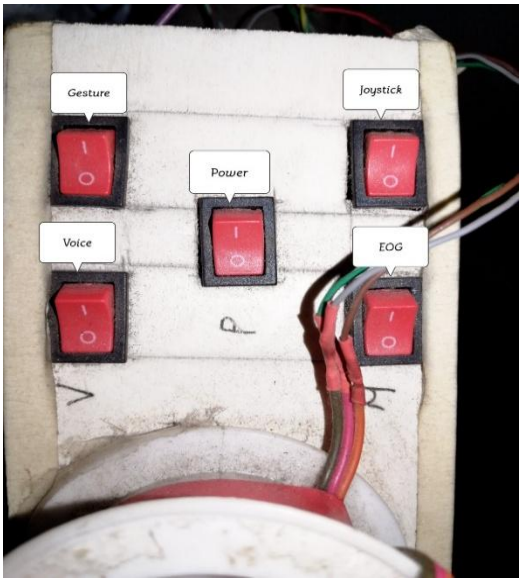
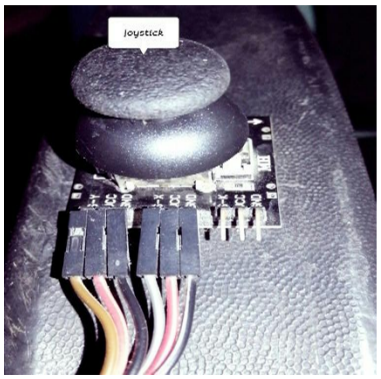


图5 控制模式选择按钮

3.1.1 操纵杆控制

手动控制操纵杆安装在右侧扶手椅上方，方便使用。操纵杆由若干个沿X轴和Y轴均匀分布的电位器组成；操纵杆朝某个方向移动时，电位器的电阻会发生变化，从而相应地影响电压变化。随后，模拟信号会传输至ESP-32微控制器的模数转换器（ADC）输入引脚。两个18位模数转换器将模拟输入电压

（范围为0–3.3V）转换为离散整数值（范围为0–4095）。模数转换器的12位分辨率意味着ESP32能够检测数字值，并执行进一步的指令，使椅子朝特定方向移动。椅子内部还设有一个按钮，用于检测操纵杆是否被按下，从而启动椅子的静止模式。



Joystick placement on wheelchair handrest

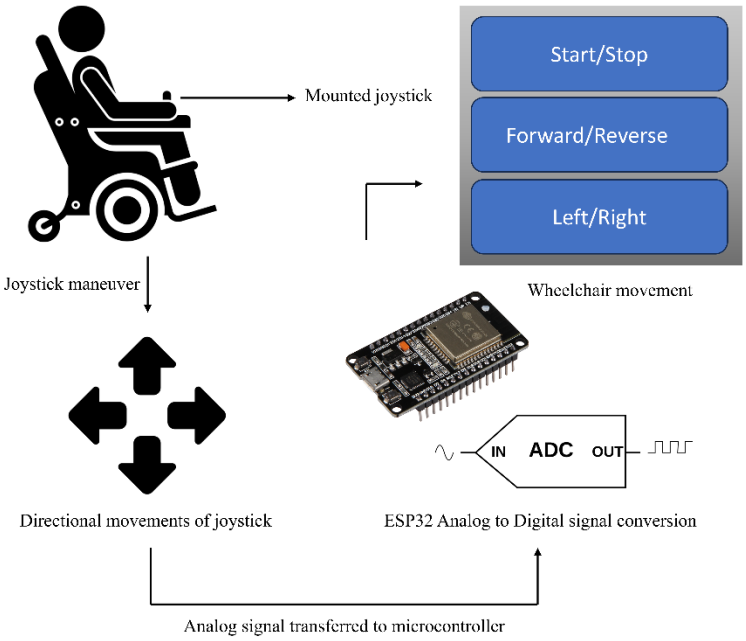


图6：手动操纵杆机构

3.1.2 语音控制

语音操作的移动设备使用短距离通信协议在设备与服务之间建立连接。在本文中，该原型采用基于移动应用程序的语音控制系统来加速轮椅并进行导航。该工作流程同时利用移动应用的语音识别服务和 ESP32 内置的无线通信协议——低功耗蓝牙（BLE）。之所以选择 BLE，是因为其功耗低且短距离通信可靠，适用于移动轮椅控制。应用层首先启动操作。用户对着智能手机的麦克风说话，语音输入由定制应用程序接收。随后，Android 的语音识别引擎将其转换为文本，并使用特定的语法词库（例如“向前”“向后”）避免与其他语音识别

在智能手机上运行的服务发生冲突，这些服务经过映射后可使轮椅运动。

文本数据以字符串形式保存，已准备好发送至 ESP32。通过 Android 的蓝牙 API 启用蓝牙，扫描 ESP32 蓝牙主机并建立连接。ESP32 使用 UUID（通用唯一标识符）公开一个服务和特征，以便将移动应用发出的指令发送至中央处理器。处理语音命令时，应用会将对应的指令数据写入指定的 BLE 特征。ESP32 作为蓝牙主机，监听连接以及定义的蓝牙特征上的数据。设置了一个回调函数，以便在特征接收到数据时触发。回调函数从特征接收转换后的字符串输入，并对指令进行解码。接收到并解码特定指令后，ESP32 会生成脉宽调制信号和方向信号，驱动电机驱动器使电机朝用户期望的方向转动。

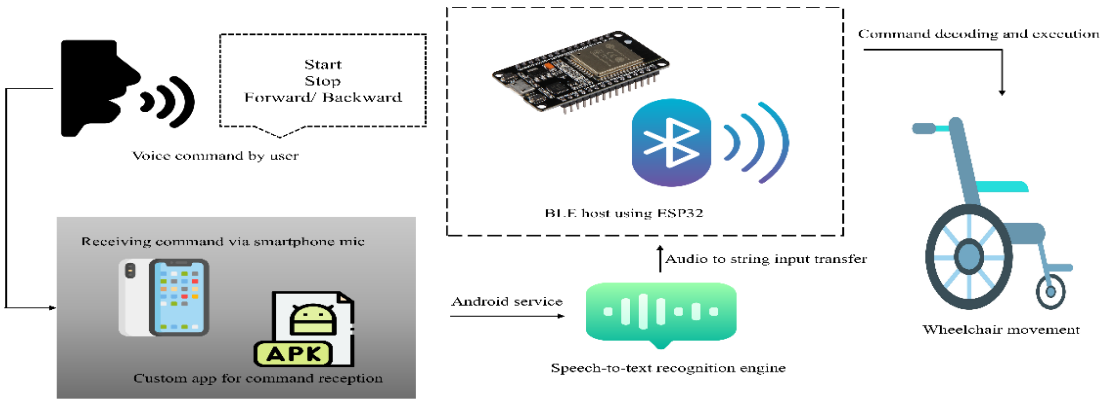


图 7：使用语音转文字服务的语音控制机制

3.1.3 手势控制

手势控制采用 ADXL335，这是一种用于倾斜应用的三轴加速度计传感器，也可检测因运动、振动和冲击而产生的动态加速度变化。对于难以使用操纵杆或语音控制应用程序的人来说，基于手势的控制提供了更简单、更方便的解决方案。传感器安装在手套上，使用直观且无需动手操作。
ADXL-335 的基础结构由固定板和可动板组成

可动板上装有差分电容器。用户的动作会产生与位移成正比的输出电压变化。输出电压传输至 ESP32 的 ADC 引脚，并通过其内置的 ADC 转换器转换为数字信号。预定义的手势模式（例如“向前”“向后”）与电压变化相对应，从而根据用户的手势控制轮椅移动。例如，用户将手向前倾斜时，板的位移会导致电容发生变化，进而引起输出电压变化；随后，信号会发送至微控制器，并被识别为向前移动轮椅的指令。

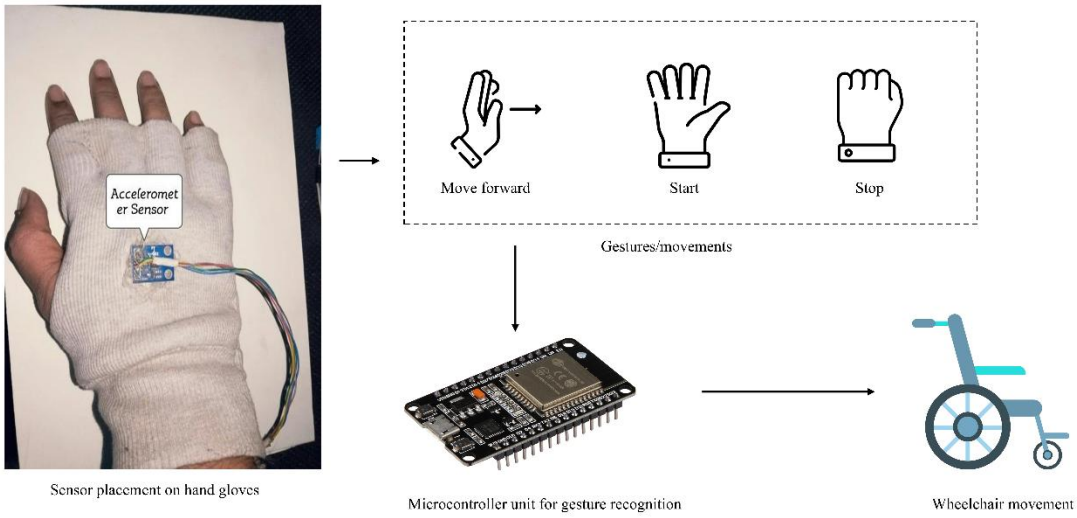


图 8 手势控制机制

3.1.4 眼控

眼电图（EOG）信号是另一种用于控制轮椅移动的方法，适用于四肢瘫痪患者。这类患者失去了对所有肌肉的控制能力，但仍能活动眼睛和眨眼。对于身体严重残障的人来说，其他控制机制可能难以操作，而这种操作方式所需的控制能力有限且适用性广，因此对他们大有裨益。眼电图测量的是由眼睛形成偶极子而产生的电势差，其中角膜（眼球前部

）和视网膜（眼球后部）分别带正电和负电。眼睛保持着 0.4 至 1.0 mV 的静息电位差，并会随着眼球水平或垂直转动时偶极子取向的变化而改变。将电极放置在双眼外侧眼角周围以检测水平移动，并置于一只眼睛的上方和下方以检测垂直移动，即可检测这种电势差变化。眼电图信号非常微弱，通常处于毫伏范围，因此信号会经过 LM358N（一种双运算放大器），以放大信号并滤除其他生理活动（如肌电图、脑电图等）或电源线和／或电极移动所产生的噪声。随后，这一滤波信号会传送至 ESP32 的 ADC 引脚，由其转换为数字值，并根据映射值执行相应的方向指令。电机驱动器接收指令并相应地驱动轮椅。每个方向指令都设有特定的时间间隔，以便与其他指令区分。例如，如果患者朝向前方注视 4 秒，轮椅就会向该方向移动；或者，双眨眼即可使轮椅停止。

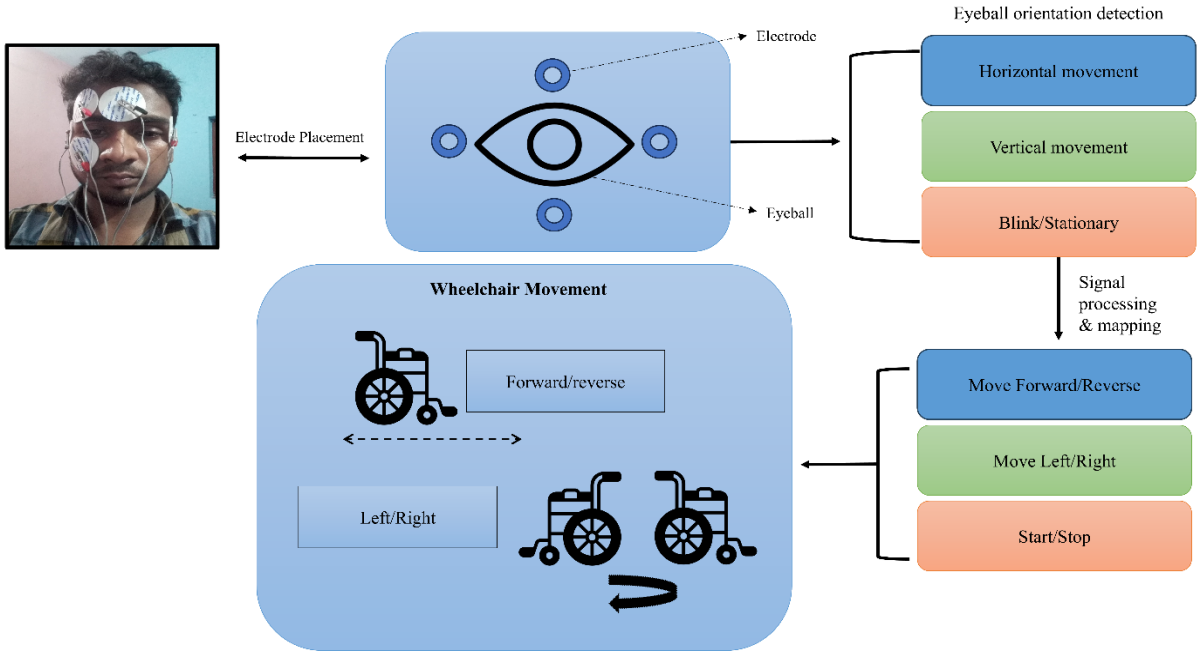


图 9 基于眼电图的眼控机制

3.2 患者监护系统

为实现对患者的持续监护，本系统集成了大量医疗级传感器。患者监护系统包括血氧饱和度、心率监测、体温、跌倒检测、心脏病发作检测和惊厥检测。系统使用多种传感器监测患者。传感器收集的信息会发送至服务器，以存储患者数据并供后续监测使用。这些传感器彼此独立工作。

3.2.1 血氧饱和度、心率监测和心脏病发作检测

为监测血液中的血氧饱和度和心率，系统使用了 MAX30100。该模块是一款集成了脉搏血氧测定和心率监测功能的传感器。它结合了一个光电探测器、两个 LED、优化光学元件和模拟信号处理功能，用于检测心率和血氧饱和度。其工作电源电压为 1.8V 至 3.3V。血氧饱和度是指血液通过血管输送的氧合血红蛋白的含量或体积。氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的光吸收特性不同，脉搏血氧传感器正是利用了这种吸收差异。该传感器模块配有一个发射红外光的光源，以及一个用于感测吸收后剩余光线的光电探测器。透射光的吸收主要取决于氧合血红蛋白的浓度以及光程或动脉宽度，这与物理学中的比尔-朗伯定律相符。该模块从指尖采集信号，并将数据发送至中央处理器。随后，信号会发送至服务器，再传送至护理人员的 Android 应用程序。因此，护理人员可以监测患者的血氧饱和度和心率。该传感器还可以检测患者是否发生心脏病发作。当患者的心跳频率超过 140 或降至 40 以下时，微控制器会将其判定为心脏病发作。

3.2.2 体温监测

健康个体的核心体温反映其当前的代谢状态、身体机能是否正常，以及患病后的康复状态。因此，密切监测人体体温变化至关重要，以便据此制定后续治疗方案。通常，健康个体的核心体温在 37 +/- 0.5°C (98.6+/- 0.9°F) 范围内，这一温度范围是身体代谢过程正常运作所需的

条件。为监测患者的体温，采用了 DS18B20。该传感器提供报警功能，并支持用户设置上限和下限触发点 [DS18B20]。温度传感器的分辨率为 9 至 12 位，通常以 12 位模式供电。该传感器运行所需功耗低，可从数据线取电（也称为寄生电源模式），能够检测 -55°C 至 +125°C 范围内的温度。模数转换器将温度转换为数字值，转换结果存储在服务器和移动应用中，以便持续监测。

3.2.3 跌倒检测

跌倒可能导致患者突然受伤，甚至死亡或住院。因此，为了检测患者是否跌倒，我们使用了 ADXL-335。该加速度计利用 x、y 和 z 轴的数值检测患者是否发生错位。每当用户绊倒或跌倒时，加速度计传感器会进行两种测量，以确认是否发生跌倒，分别是由重力引起的自由落体，以及与地面的冲击。在自由落体过程中，由于加速度计连接在用户身上且相对处于非加速状态，因此感知到的加速度接近于零。冲击会导致电压输出显著飙升，这是因为三轴测量中的方向发生了突然且较大的变化。接近零的加速度持续时间以及加速度的突然变化，都是检测突然跌倒的关键指标。每当传感器数值超过临界值时，微控制器就会将其判定为患者跌倒，并通过 Android 应用程序通知护理人员。

3.2.4 惊厥检测

惊厥是由于高热等疾病，或癫痫等严重的潜在神经系统疾病而导致肌肉快速收缩和舒张的现象。世界卫生组织（WHO）将这两者都称为危及生命的神经系统疾病，全球有超过 5000 万人受到影响，并因此在社交、教育、职业和家庭生活中遭受负面影响。及早发现并干预这些疾病，可以减轻患者的负担，帮助他们过上更健康、安全的生活。在发作期间，患者会出现肌肉及身体其他部位不自主且快速的抽搐运动，具体情况取决于发作的严重程度。

振动传感器是一种加速度计传感器，凭借其压电特性，可以检测突然的加速度变化。患者产生的机械应力会由传感器转换为电信号。为了准确测量惊厥/癫痫发作，振动传感器需与其他传感器配合使用，包括心率变异性、血氧饱和度和加速度计传感器。振动传感器安装在患者身体上最有可能出现突然抖动的部位，例如手部或胸部。振幅、频率和加速度是判断癫痫发作严重程度的关键测量指标。要正确检测此类发作，需要测量加速度变化是否达到检测算法预先设定的阈值；传感器感知到数值变化后，会向微控制器单元发送信号。随后，ESP32 会通过服务器向护理人员的手机发送警报，监控应用程序也会收到警报，以便尽早查看患者的情况。

3.3 Android 应用程序

该医疗保健应用程序采用 Thunkable App Inventor 平台独特且直观的拖放式自定义选项进行设计。应用程序由仪表板和命令界面组成，分别用于显示患者的生命体征，以及向轮椅发送必要的移动指令。此外，应用程序还设有专门的警报系统面板，护理人员可通过该面板即时接收任何意外事件的通知，例如患者突然跌倒或癫痫发作。任何一项或多项健康参数出现骤升或异常时，应用程序也会发出通知，护理人员可采取必要措施，防止发生致命事故。ESP32 微控制器单元接收传感数据输入，并通过针对各项检测操作设计的专用算法检测异常。随后，信号通过低功耗蓝牙（BLE）发送至智能手机应用程序，应用程序则根据接收到的信息，将患者的状况和位置发送给护理人员，以发出警报。

4. 实验结果与分析

在孟加拉国一家私立医院，经适当知情同意后，招募了20名年龄在50至80岁之间的患者，对四种控制模式和生命体征的测量准确性进行了评估和验证。患者在临床环境中接受严格的医疗监督，对各输入模式和健康传感器的准确性进行了测试。

4.1 手势准确率

这款自动驾驶轮椅配备了四种控制系统，以提高其对残障患者的实用性。研究人员开展了多项监督测试，以评估轮椅控制的有效性。手势控制器经过测试，可控制轮椅向前、后退、右转、左转和停止。语音控制、眼控和操纵杆控制系统也通过五条指令进行了验证。语音控制在家庭环境系统中进行。眼控系统最适合眼部没有复杂问题的人士。试验结果收集后列于表1，每种控制方法均进行了100次试验，并据此记录和分析了运动准确率。所有控制机制的平均运动准确率约为95%。

表3：四种控制方式的性能

指令 Name	试验 No.	手势 成功率	手势 准确率（%）	语音 成功率	语音 准确率（%）	Eye 成功率	眼动准确率 (%)	操纵杆 成功率	操纵杆 准确率（%）
右	100	95	95	90	90	95	95	100	100
Left	100	100	100	95	95	95	95	100	100
向前	100	100	100	100	100	95	95	100	100
向后	100	95	95	95	95	90	90	95	95
Stop	100	90	90	100	100	95	95	95	95

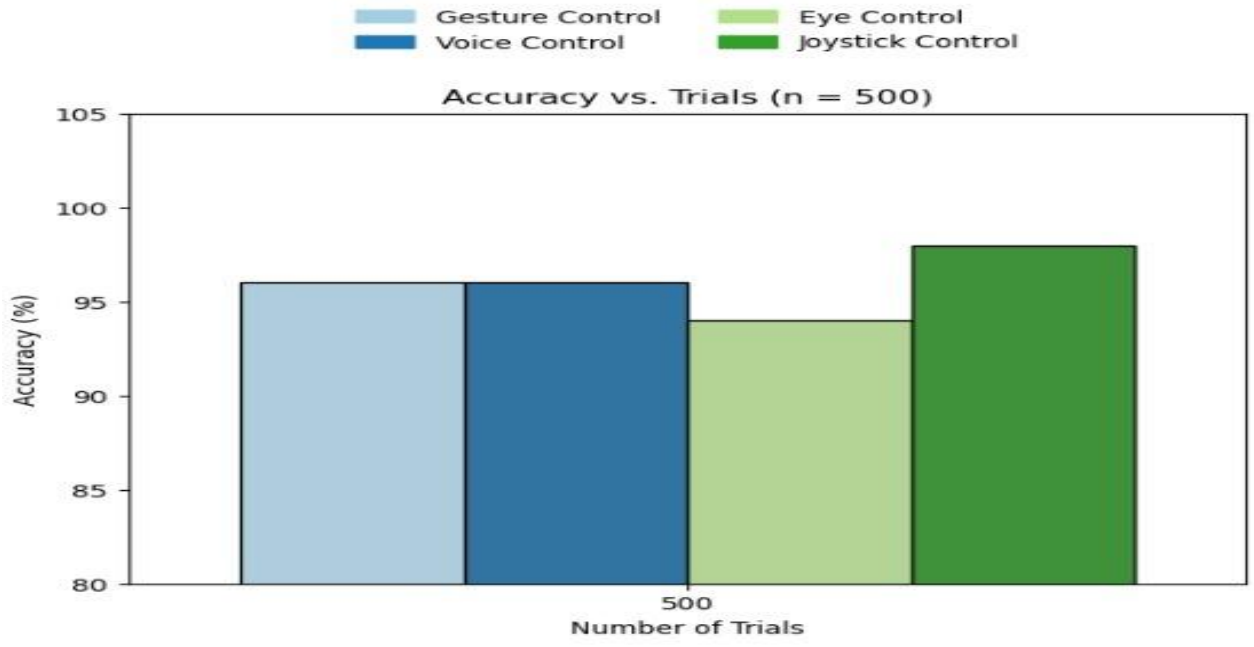


图 10 控制模式准确率柱状图

4.2 服务器端表示与警报系统有效性

系统会将所有数据传输到名为 ThingSpeak 的 Web 服务器。ThingSpeak 是一个物联网分析平台，可用于汇总、分析和可视化数据。移动应用采用紧凑、易用的界面，展示患者健康信息，包括生命体征的当前状况和警报系统。生命体征实时显示患者的体温、血氧饱和度和心率变异性；警报系统则通过绿色和红色两种独特颜色的按钮区分，用于在发生心脏病发作或惊厥等意外情况时提醒护理人员。绿色警报通常表示状况正常或稳定；红色警报则表示已达到或超过某个阈值，意味着健康状况严重恶化。此外，系统还提供电子邮件警报：发生紧急情况时，会通过 Gmail 将通知连同事发日期和时间发送给获授权的医护人员。

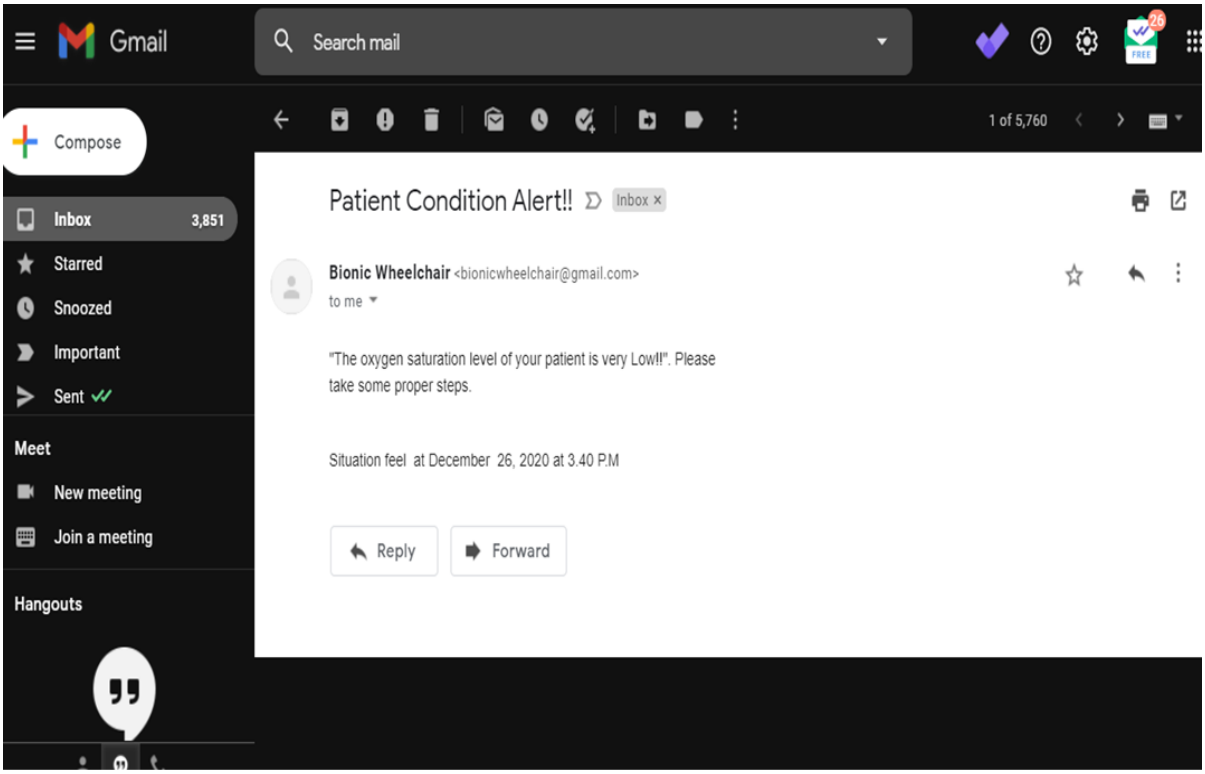


图 11 使用电子邮件服务发送危急状况警报

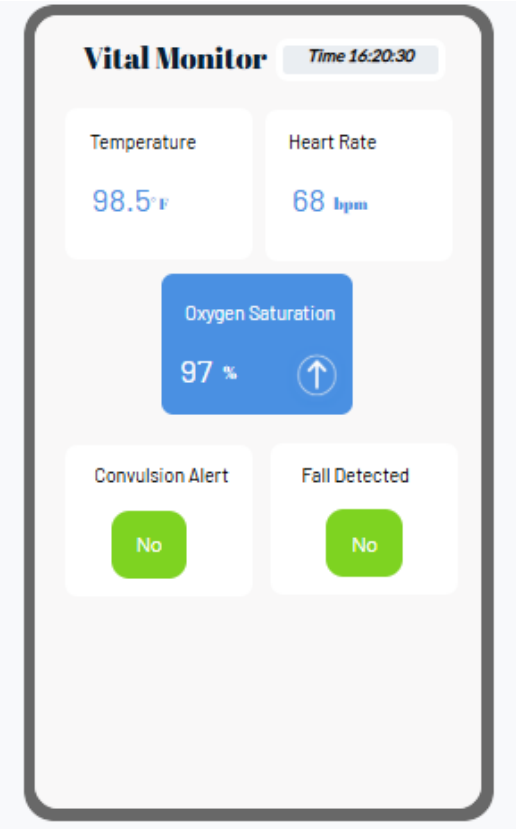


图 12：使用移动应用界面的危急状况警报

4.2.1 心率（每分钟心跳次数）

图12展示了患者监测期间实时记录的每分钟心跳次数（BPM）曲线。在服务器端图形用户界面中，监测期间的连续心率数据会持续显示，并记录在 MySQL 服务器中，以便进一步分析。界面还显示一个数值，方便即时查看，并提供警报选项，以便立即发出通知。

在每分钟心跳次数测量方面，医院管理部门因 PROMIXCO 患者监护设备具备医疗使用认证、测量范围更广且坚固耐用而选用了该设备。我们将 MAX30100 内置的心率传感器与 PROMIXCO 监护设备进行对比测量，以确定其准确性。我们选取了一名患者参与试验。

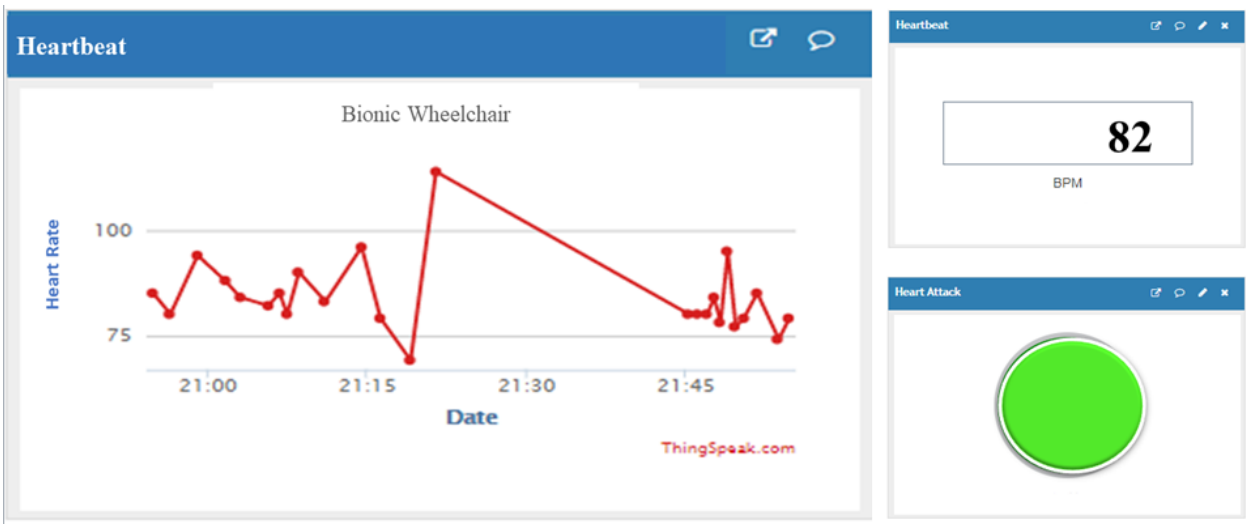


图 13：ThingSpeak 服务器上的实时心率 BPM 跟踪和警报监测器

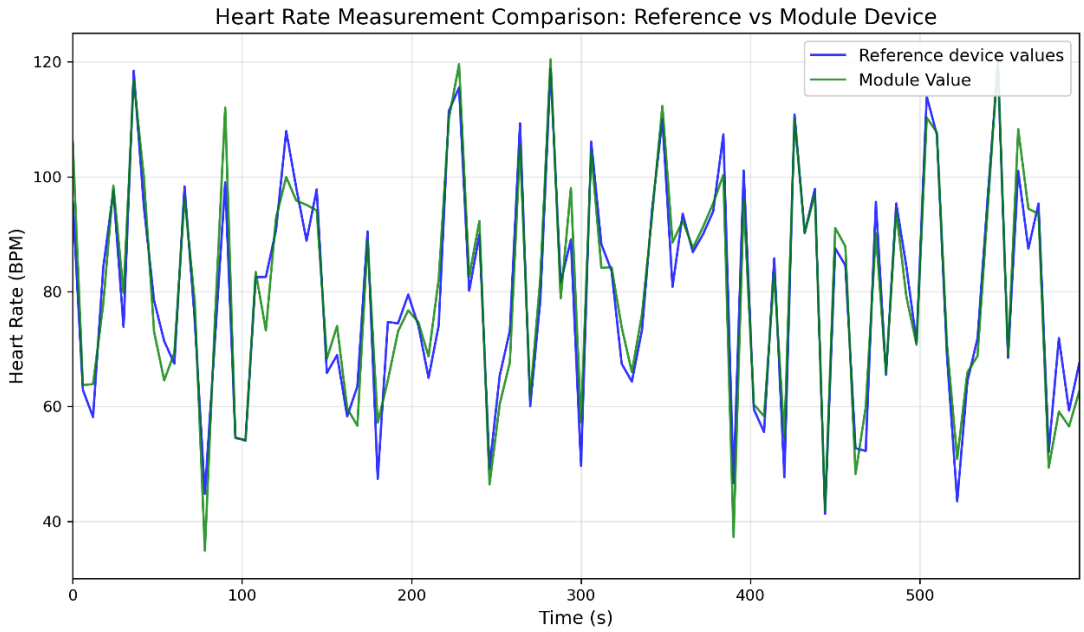
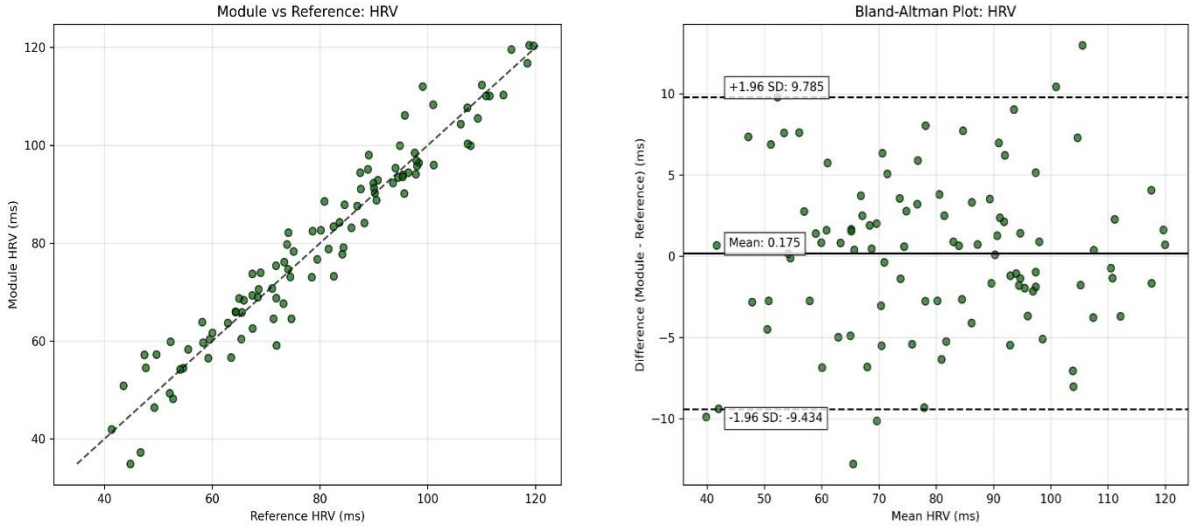


图 14：参考设备值与模块值的比较（心率 BPM）

在大部分测量期间，心率在每分钟 60–100 次之间波动。MAX30100 测得的每分钟心跳次数最低为 50–60 次，处于较低范围；最高可达 115–120 次，处于较高范围。MAX30100 证明了其对渐进式和快速变化的测量效果。



(a) 心率 BPM 与医用级设备的散点图

(b) 均值和标准差图

图 15：用于消除偏差和降低误差的 Bland-Altman 图（心率 BPM）

Bland-Altman 曲线中的中心线表示差值为零，因为该线非常接近零。带有标准差指示的虚线表明，差值处于可接受的临床限值（≤2 bpm）范围内。

4.2.2 体温和血氧饱和度

试验中的参与者年龄在50至80岁之间，按惯例，各年龄段的体温均属正常。对20名患者进行80次读数后得到的体温数据表明，平均体温为98°F；其中较年轻的人口群体（50–60岁）体温略低于较年长者（70–80岁）。每位患者均在特定时段测量温度读数：早晨、中午、下午和晚上。同样，该队列也参与了SpO_2测量，读数采集时段与温度测量相同。

为确保原型按照临床认可的系统测量生命体征，且测量值不存在偏差、误差或噪声，我们将原型的测量值

与医用级温度和 SpO_2 心率 BPM 测量设备的测量值进行了比较。对于 SpO_2 测量，医院使用 JUMPER 脉搏血氧仪（JPD- 500D），并使用 Genial T81 红外测温仪测量温度。这两种设备均为医用级设备，且已获美国食品药品监督管理局批准，可供医院使用。

图 16 和图 18 分别显示体温和血氧饱和度图表，以及与阈值比较器相结合的实时数值指示器和警报面板。



图 16：ThingSpeak 服务器中的血氧饱和度水平及危急状况指示器

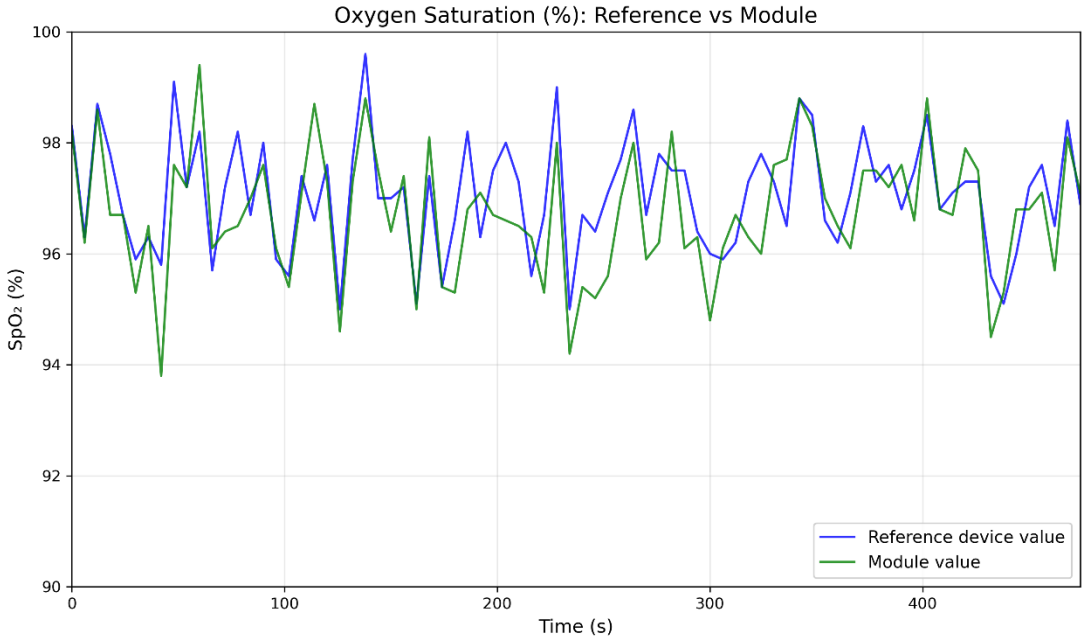


图 17：参考设备与模块的血氧饱和度值对比



图 18：使用 ThingSpeak 服务器监测体温数据

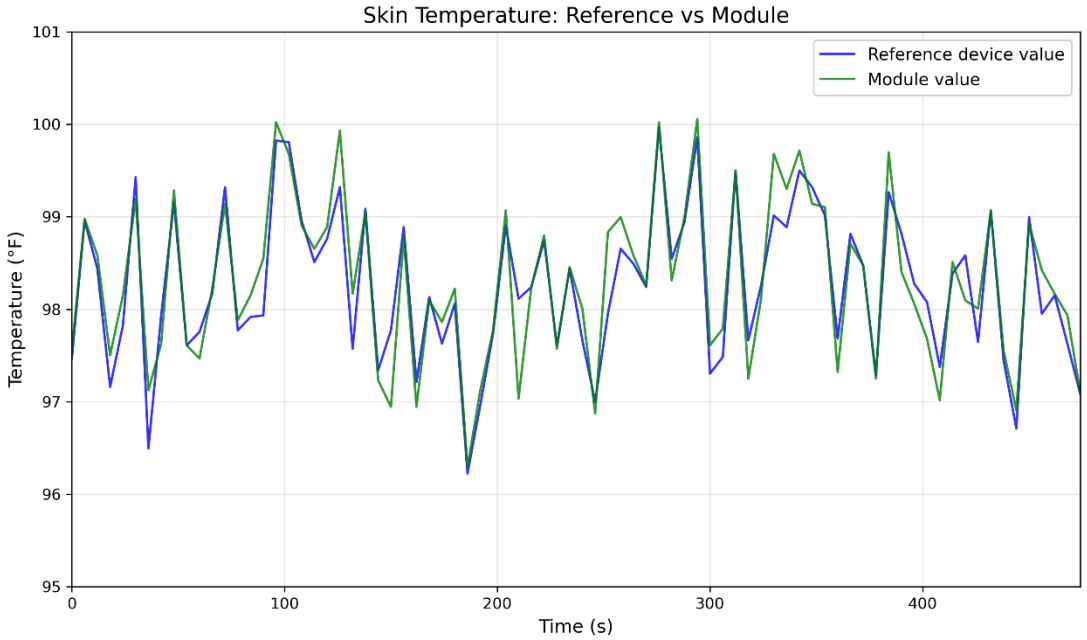
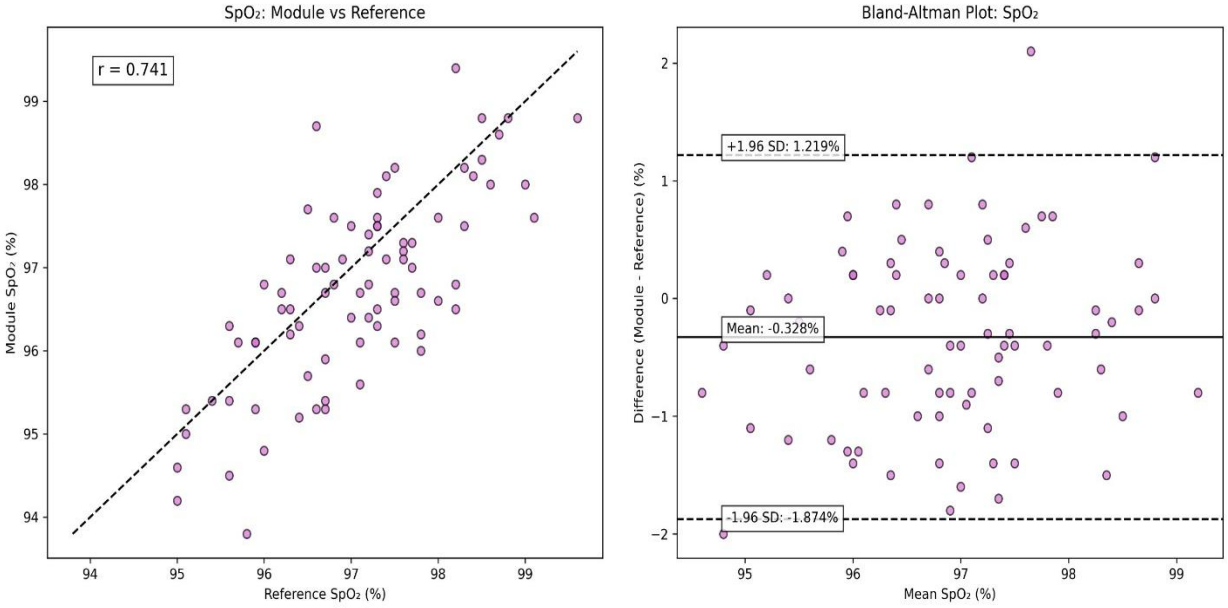
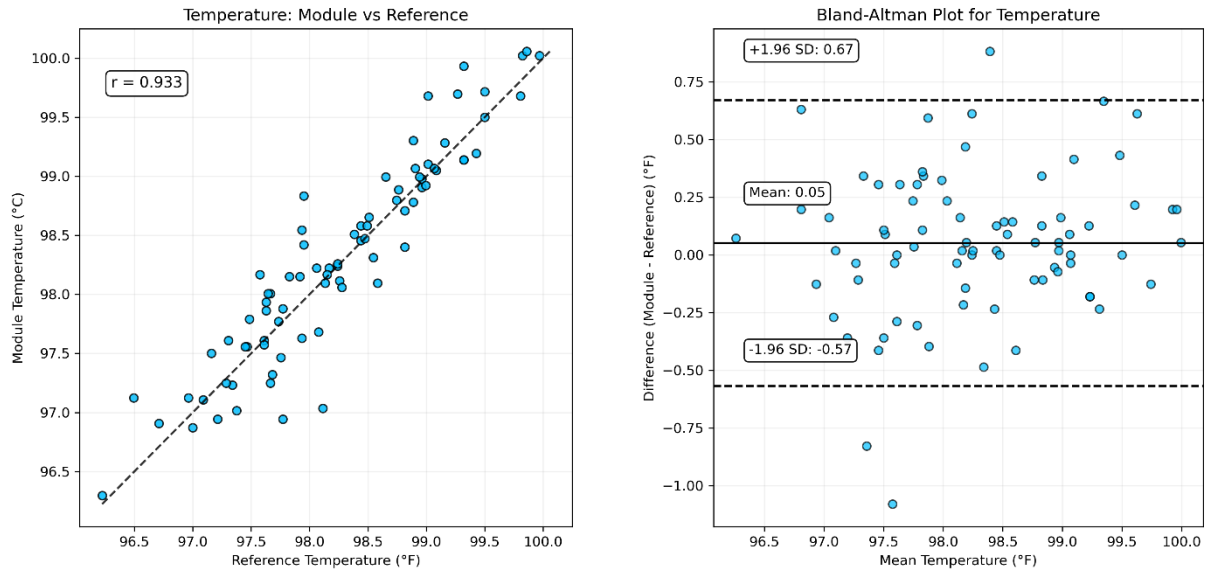


图19：参考设备值与模块值（温度）



（a）与医用级设备对比的 SpO_2 散点图　　（b）均值和标准差图

图20：用于消除偏差和降低 SpO_2 值误差的 Bland-Altman 图　　e



（a）温度与 医用级设备的散点图 医用级设备

（b）均值和标准差图

图 21： 用于消除温度读数偏差并量化误差的 Bland-Altman 图

左侧面板绘制了每个模块读数与其对应参考值的关系图。图中加入了与水平轴呈 45°角的虚线，以便直观展示。围绕该直线的聚集点表明二者之间存在线性关系。

右侧面板使用 Bland-Altman 分析量化随机误差和偏差。图中将模块与参考值之间的逐点差值绘制为对应数据对均值的函数，实线中心线表示平均偏差，虚线表示 95% 一致性界限。

SpO_2 测量点分布在 93%–100% 之间，大多数位于恒等线的 ±1 % 范围内。数据簇靠近虚线，表明截距偏移较小。

体温数据覆盖 35.3–38.1 °C，与 Bland-Altman 等值线非常接近。这表明系统性偏移可以忽略不计。

Bland 分析结果表明，读数与参考值的比较具有良好的精密度，且脉搏血氧测定和温度值均满足相应的临床准确度限值。

4.2.3 跌倒检测与惊厥

图 11 显示了跌倒检测的实时数字值。曲线仅显示传感器检测到的跌倒，并以 0 表示处于稳定或安全姿势，以 1 表示检测到跌倒。此外，系统还会通过电子邮件警报以及独特的基于条件的警报系统，立即通知患者的看护人员患者的久坐情况。

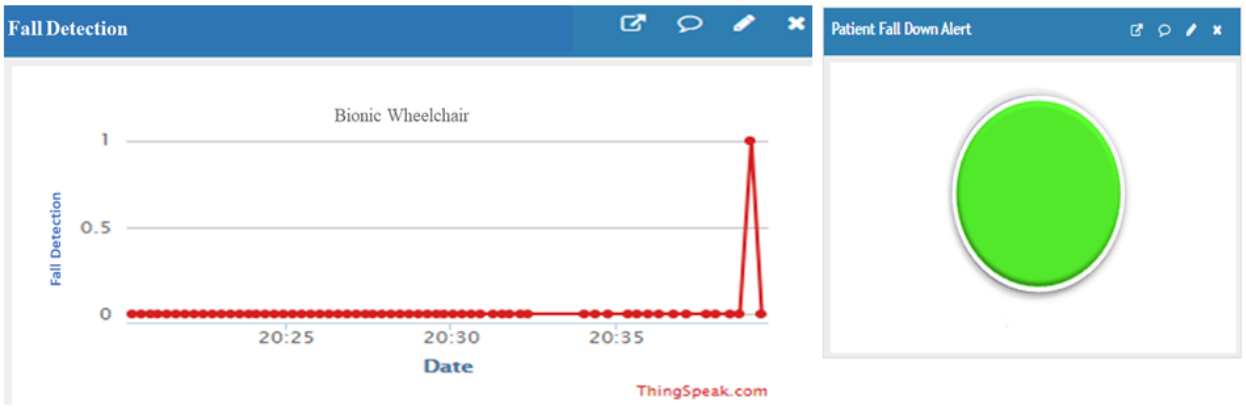


图 22：ThingSpeak 服务器中的跌倒检测监测与警报系统

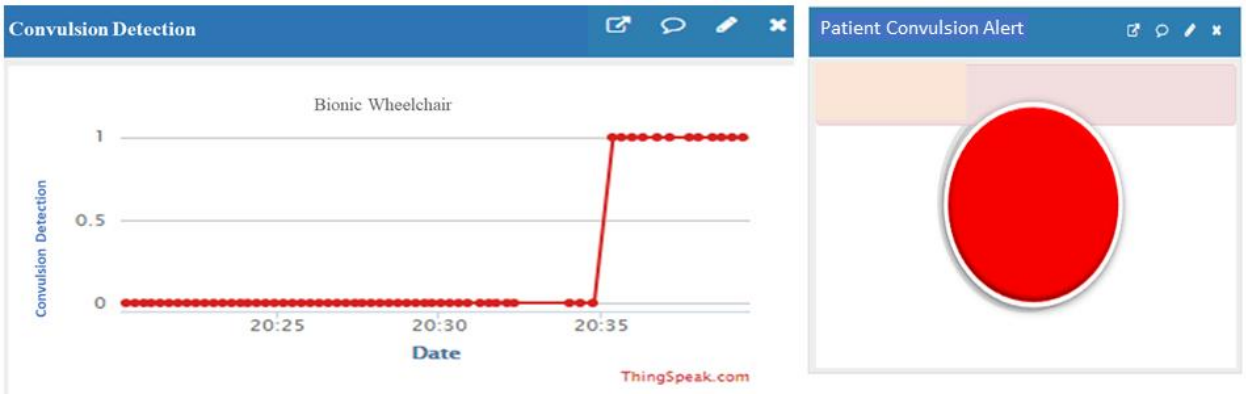


图 23：ThingSpeak 服务器中的惊厥检测监测与警报系统

5. 结论与未来工作

本研究提出了一款坚固且用途广泛的自主机器人轮椅，并集成了患者监护系统，以应对行动障碍人士面临的关键挑战。该轮椅提供多种控制选项——操纵杆、手势、语音和眼动——使其能够适应不同残疾用户的需求

。此外，物联网健康监测系统可持续跟踪关键生理参数，并在跌倒、惊厥或心脏异常等紧急情况下向护理人员发出警报。该系统在行动能力控制和健康监测方面均具有较高准确性，彰显了其提升用户独立性和安全性的潜力。尽管具备良好的应用前景，但仍有进一步改进的空间。未来的工作可重点整合嵌入式机器学习，使系统更加自适应和智能化。例如，可利用预测分析来预测用户意图，或检测细微的健康恶化模式。扩展系统的可用性以适应多样化环境，并在更大规模的用户群体中进行测试，将进一步提升其可靠性和通用性。此外，采用节能组件并探索替代能源，有助于提高系统的可持续性。通过这些改进，所提出的解决方案可发展成为更全面的辅助技术平台，使更广泛的用户受益。该系统的模块化和物联网架构带来了多项优势：实时监测：持续监测健康参数，确保护理人员能够立即获知任何关键变化。可定制性：系统设计可适应不同程度和类型的行动障碍用户。可扩展性：物联网集成便于系统扩展，包括未来增加新的传感器或功能。远程访问：护理人员可以从任何地点监测用户，减少持续现场监督的需求。

参考文献

[1] K. Zovko、L. Šerić、T. Perković、H. Belani 和 P. Šolić，《物联网与健康监测可穿戴设备：在智能环境中推动生活质量可持续提升的赋能技术》，清洁生产杂志，第 413 卷，文章编号 137506，2023 年 8 月，doi：10.1016/J.JCLEPRO.2023.137506。

[2] S. Chinnaperumal 等，《利用人工神经网络和 Choquet 积分模糊 VIKOR 实现安全、智能的 5G 远程患者监测》，*Sci Rep*，第 15 卷，第 1 期，第 1–32 页，2025年12月，doi：10.1038/S41598-025-93829- 1;SUBJMETA=308,639,692,700,705;KWRD=医疗+保健、数学+与+计算、医学+研究。

[3] I. Abdellatif, 《迈向智能教室设计的新方法》，*2019*年*IEEE*第二届信息与计算技术国际会议，*ICICT 2019*，第 280–284 页，2019 年 5 月，doi：10.1109/INFOCT.2019.8711355。[4] V. Bhardwaj、A. Anooja、L. S. Vermani、Sunita 和 B. K. Dhaliwal, 《智慧城市与物联网：全球研究趋势和未来方向的深入分析》，*DiscoverInternet of Things*，第 4 卷，第 1 期，第 1–21 页，2024年12月，doi：10.1007/S43926-024-00076- 3/FIGURES/2。[5] F. M. Talaat、R. M. El-Balka、S. Sweidan、S. A. Gamel 和 A. M. Al-Zoghby, 《利用 YOLOv11 实现智慧城市中的实时车辆检测与动态流量优化的智能交通管理系统》，*Neural Comput Appl*，第 1–18 页，2025年7月，doi：10.1007/S00521-025-11434-9/METRICS。[6] Y. T. Ting 和 K. Y. Chan, 《优化基于 LoRa 的物联网赋能无线传感器网络在智慧农业中的性能》，*J Agric Food Res*，第 16 卷，文章编号 101093，2024年6月，doi：10.1016/J.JAFR.2024.101093。[7] S. K. Maurya、O. P. Pal 和 K. Sarvakar, 《物联网分层架构》，安全与智能物联网赋能智慧城市，第 164–194 页，2024年4月，doi：10.4018/979-8-3693- 2373-1.CH009。[8] H. J. El-Khozondar 等, 《基于 ESP32 微控制器的智能能源监测系统》，*e-Prime* - 电气工程、电子与能源进展，第 9 卷，文章编号 100666，2024年9月，doi：10.1016/J.PRIME.2024.100666。[9] A. Pagano、D. Croce、I. Tinnirello 和 G. Vitale, 《智慧农业中的 LoRa 综述：当前趋势与未来展望》，*IEEE Internet Things J*，第 10 卷，第 4 期，第 3664–3679 页，2023 年 2 月，doi：10.1109/JIOT.2022.3230505。[10] S. Z. Khan、Y. Le Moullec 和 M. M. Alam, 《基于窄带物联网的边缘物联网框架：节能图像传输》，*Sensors (Basel)*，第 21 卷，第 17 期，文章编号 5929，2021年9月，doi：10.3390/S21175929。[11] N. Verma、S. Singh 和 D. Prasad, 《医疗监测系统中现有物联网架构及通信协议综述》，*Journal of TheInstitution of Engineers (India): Series B*，第 103 卷，第 1 期，第 245–257 页，2022年2月，doi：10.1007/S40031-021-00632-3/METRICS。[12] S. Messinis、N. Temenos、N. E. Protonotarios、I. Rallis、D. Kalogeras 和 N. Doulamis, 《利用人工智能增强医疗物联网安全：全面综述》，*Comput Biol Med*，第 170 卷，文章编号 108036，2024年3月，doi：10.1016/J.COMPBIOMED.2024.108036。

[13] I. Singh、S. Kumar 和 J. Koh，《可穿戴生物传感器的创新：迈向全天候个性化医疗保健的途径》，*Measurement*，第254卷，文章编号117938，2025年10月，doi：10.1016/J.MEASUREMENT.2025.117938。[14] S. N. A. B. M. Nashruddin、F. H. M. Salleh、R. M. Yunus 和 H. B. Zaman，《人工智能–驱动的电化学传感器：最新进展、挑战与前景》，*Heliyon*，第10卷，第18期，文章编号e37964，2024年9月，doi：10.1016/J.HELIYON.2024.E37964。[15] J. Mao 等，《基于柔性摩擦电传感器的健康监测系统：面向智能医疗物联网及其在虚拟现实中的应用》，2023年9月，访问日期：2025年8月3日。[在线]。网址：https://arxiv.org/pdf/2309.07185[16] 《衰老与健康》。访问日期：2025年8月3日。[在线]。网址：https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health[17] F. Béthoux、P. Calmels 和 V. Gautheron，《偏瘫卒中患者生活质量随时间的变化：初步报告》，*Am J Phys Med Rehabil*，第78卷，第1期，第19–23页，1999年1月，doi：10.1097/00002060-199901000-00006，。[18] R. A. Robbins、Z. Simmons、B. A. Bremer、S. M. Walsh 和 S. Fischer，《肌萎缩侧索硬化症患者的身体功能虽下降，生活质量仍得以维持》，*Neurology*，第56卷，第4期，第442–444页，2001年2月，doi：10.1212/WNL.56.4.442，。[19] F. Möller、R. Rupp、N. Weidner、C. Gutenbrunner、Y. B. Kalke 和 R. F. Abel，《德国创伤性脊髓损伤患者功能独立性和生活质量的长期结局》，*Spinal Cord*，第59卷，第8期，第902–909页，2021年8月，doi：10.1038/S41393-021-00659- 9；SUBJMETA=1824,375,578,617,692,699;KWRD=SPINAL+CORD+DISEASES,TRAU MA。[20] 《新报告指出，近十亿名有辅助技术需求的残疾儿童和成年人及老年人无法获得相关技术》。访问日期：2025年8月3日。[在线]。网址：https://www.who.int/news/item/16-05-2022-almost-one-billion-c h i l dren-and-adults-with-disabilities-and-older-persons-in-need-of-assistive-technology-denied-access--according-to-new-report[21] B. Woods 和 N. Watson，《电动轮椅简史》，辅助技术，第15卷，第2期，第164–180页，2003年，doi：10.1080/10400435.2003.10131900；PAGE:STRING:ARTICLE/CHAPTER。[22] H. Wang、B. Salatin、G. G. Grindle、D. Ding 和 R. A. Cooper，《基于实时模型的电动轮椅控制》，*Med Eng Phys*，第31卷，第10期，第1244–1254页，2009年12月，doi：10.1016/J.MEDENGPHY.2009.08.002。

[23] S. P. Levine、D. A. Bell 和 Y. Koren，《NavChair：辅助技术共享控制系统的一个实例》，第136–143页，1994年，doi：10.1007/3-540-58476-5_116。[24] I. Ulrich 和 I. Nourbakhsh，《用于拓扑定位的基于外观的地点识别》，*Proc IEEE Int Conf Robot Autom*，第2卷，第1023–1029页，2000年，doi：10.1109/ROBOT.2000.844734。[25] Z. Wang、J. Xu、J. Zhang、R. Slavin 和 D. Zhu，《基于智能手机的电动轮椅移动智能辅助驾驶解决方案》，系统架构杂志，第149卷，文章编号103105，2024年4月，doi：10.1016/J.SYSARC.2024.103105。[26] A. Palumbo 等，《一种用于神经退行性疾病患者电动轮椅控制的人机界面（HMI）创新设备：概念验证》，*Sensors 2024, Vol. 24, Page 4774*，第24卷，第15期，文章编号4774，2024年7月，doi：10.3390/S24154774。[27] S. A. H. Hussain、I. Raza、S. A. Hussain、M. H. Jamal、T. Gulrez 和 A. Zia，《一种可感知心理状态、用于电动轮椅自适应控制的脑机接口》，*Sci Rep*，第15卷，第1期，2025年12月，doi：10.1038/S41598-024-82252-7，。[28] S. A. H. Hussain、I. Raza、S. A. Hussain、M. H. Jamal、T. Gulrez 和 A. Zia，《一种可感知心理状态、用于电动轮椅自适应控制的脑机接口》，*Sci Rep*，第15卷，第1期，2025年12月，doi：10.1038/S41598-024-82252-7，。[29] 《智能轮椅市场规模与增长预测（2024—2034年）》。访问日期：2025年8月3日。[在线]。网址：https://www.futuremarketinsights.com/reports/smart- wheelchair-market[30] J. Xu、Z. Huang、L. Liu、X. Li 和 K. Wei，《基于深度学习的眼动控制轮椅》，*Sensors 2023, Vol. 23, Page 6239*，第23卷，第13期，文章编号6239，2023年7月，doi：10.3390/S23136239。[31] R. Meligy、A. R. Ahmad 和 S. Mekid，《具有脑电图控制和生命体征监测功能的基于物联网的智能轮椅》，《工程论文集》*2024, Vol. 82, Page 46*，第82卷，第1期，文章编号46，2024年11月，doi：10.3390/ECSA-11-20489。[32] S. A. H. Hussain、I. Raza、S. A. Hussain、M. H. Jamal、T. Gulrez 和 A. Zia，《一种可感知心理状态、用于电动轮椅自适应控制的脑机接口》，*Sci Rep*，第15卷，第1期，第1–14页，2025年12月，doi：10.1038/S41598-024-82252- 7；SUBJMETA=308,639,692,700,705;KWRD=HEALTH+CARE,MATHEMATICS+AND+COMPUTING,MEDICAL+RESEARCH。[33] V. Ramaraj、A. Paralikar、E. J. Lee、S. M. Anwar 和 R. Monfaredi，《智能轮椅模块化实时共享控制系统的开发》，*J Signal Process Syst*，第96卷，第3期，第203–214页，2024年3月，doi：10.1007/S11265-022-01828-6/METRICS。

[34] L. Hou、J. Latif、P. Mehryar、A. Zulfiqur、S. Withers 和 A. Plastropoulos，《面向老年人健康监测的基于物联网的智能轮椅》，*2021* 年 *IEEE* 第六届国际计算机与通信系统会议，*ICCCS 2021*，第 917–921 页，2021 年 4 月，doi：10.1109/ICCCS52626.2021.9449273。

[35] M. A. Hossain、M. F. K. Khondakar、M. H. Sarowar 和 M. J. U. Qureshi，《自主轮椅的设计与实现》，*2019* 年第四届国际电气、信息与通信技术会议，*EICT 2019*，2019 年 12 月，doi：10.1109/EICT48899.2019.9068851。

Decl在写作过程中使用生成式人工智能和人工智能辅助技术的声明

在准备本作品期间，作者使用了 ChatGPT，以提升稿件的可读性并改善语言表达。在使用该工具/服务后，作者根据需要对内容进行了审阅和编辑，并对出版物的内容承担全部责任