arXiv:2601.04415v1 [eess.SP] 7 Jan 2026

面向跨超宽带与调频连续波系统的与雷达类型无关的步态分析

Charalambos Hadjipanayi、Maowen Yin、Alan Bannon、Ziwei Chen 和 Timothy G. Constandinou，电气与电子工程师协会高级会员

摘要—**近年来，雷达感测已成为一种极具潜力的解决方案，可用于在居家环境中以非侵扰方式持续开展步态监测。本研究评估了统一处理框架能否独立于雷达模态，应用于基于雷达的步态时空分析。在10名健康参与者反复进行的地面步行试验中，研究采用并置的脉冲无线电超宽带（IR- 超宽带）和调频连续波（调频连续波）雷达，在相同的处理设置下进行验证，且未针对不同模态进行特定调优。同时，研究还引入了一种与模态无关的自动步行片段识别方法，以确保对不同模态性能进行公平且可复现的评估。将从每种模态中提取的临床相关时空步态参数——包括步幅时间、步幅、步行速度、摆动时间和支撑时间——与动作捕捉这一金标准参考方法的估计结果进行了比较。在所有参数上，两种雷达模态均取得了相当高的均值估计准确度，范围为85%至98%；模态间差异均低于4.1%，从而产生高度重叠的准确度分布。相关性分析和Bland-Altman分析显示，偏差极小、一致性界限相当，且与参考估计结果具有高度一致性；同时，组内相关分析表明两种雷达模态之间具有高度一致性。这些发现表明，在采用共享处理框架时，雷达模态不会导致具有实际意义的性能差异，支持构建与雷达类型无关的步态分析系统的可行性。**

临床相关性—**无感步态监测；时空步态评估；经济高效的传感；可扩展的家庭部署；持续的活动能力追踪。**

I. 引言

步态分析是对人类行走模式进行的系统性研究，可为评估活动能力、疾病进展和治疗结果提供宝贵的生物标志物 [1]。异常步态模式与衰老及各种神经系统疾病相关，可为了解功能衰退和认知衰退提供线索 [2], [3]。为了在临床环境之外进行长期评估，亟需适用于居住环境、干扰性极低且负担较小的传感技术。

基于光学动作捕捉（MOCAP） [4] 或可穿戴传感器 [5] 的传统系统精度很高，但由于隐私顾虑和用户配合要求，在家庭环境中进行持续监测时面临可扩展性挑战。近年来，基于雷达的感知已成为一种很有前景的替代方案，具有非接触、保护隐私且不受光照影响的特点，并能在存在遮挡和杂波的杂乱家庭环境中稳定运行[6]。我们此前的研究表明，通过对雷达数据采用联合距离–多普勒–时间（RDT）表示，超宽带（UWB）雷达技术能够准确提取具有临床意义的时空步态参数 [7]。在地面步行试验中，我们将所提出的超宽带雷达方法与金标准动作捕捉系统进行了验证，测试条件包括正常步态 [7] 和人为诱发的非对称步态 [8]。除时空分析外，超宽带雷达还被用于多项步态相关研究，包括在计时起立行走（TUG）测试中评估跌倒风险 [9], 基于步态的人员识别 [10], 步态异常检测 [11], 药物相关步态波动检测 [12],以及行走姿态估计 [13]。

尽管超宽带雷达具有较高的距离分辨率、更低的功耗、更强的穿透衣物能力以及对杂波的强鲁棒性，但它们并不是唯一适用于居家步态感知的雷达模态。由于成本更低、可获得性更高且易于集成到紧凑型嵌入式系统中，调频连续波雷达正日益被用于人体运动监测。多项研究表明，调频连续波雷达能够从健康个体 [14] 和临床人群中提取步态生物标志物，包括虚弱老年人 [15], 、行动能力下降者 [16], [17], 或认知衰退者 [18]。

鉴于现有雷达硬件的多样性，评估我们先前验证的基于超宽带雷达的步态分析框架能否在不同雷达模态之间实现泛化，而无需进行大量修改，是实现更广泛的灵活性、可扩展性和部署应用的关键一步。此前对超宽带雷达和调频连续波雷达的比较主要集中于距离测量任务 [19]以及使用静止受试者进行的生命体征监测 [20], [21], ，并表明采用共享处理流程可以获得具有可比性的结果。然而，针对使用相同框架开展的室外步态时空分析，尚未对超宽带雷达系统和调频连续波雷达系统进行系统性比较。

为弥补这一研究空白，本研究考察了我们此前验证过的基于雷达的步态分析框架在共址、商用

*本研究部分由 EPSRC 博士奖学金（EP/W524323/1）资助，部分由英国痴呆症研究所（UK DRI-7204）通过 UK DRI Ltd 资助；该研究所主要由医学研究委员会资助，另有阿尔茨海默病协会提供资金支持。C. Hadjipanayi、M. Yin、A. Bannon、Z. Chen 和 T. G. Constandinou 任职于伦敦帝国学院电气与电子工程系及英国痴呆症研究所护理研究与技术中心，以及英国萨里大学（电子邮箱：charalambos.hadjipanayi15@imperial.ac.uk）。

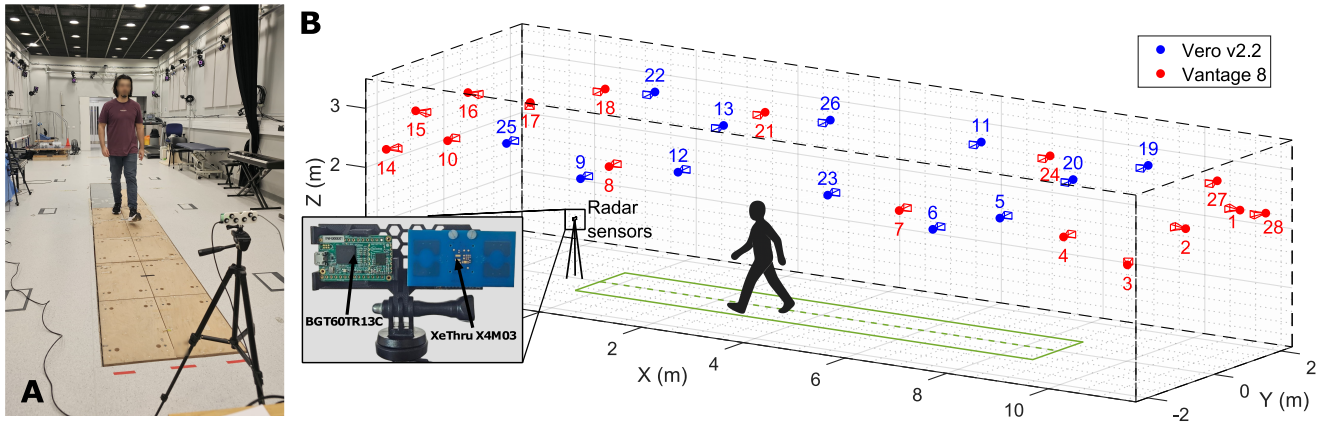

图1。 实验 设置：（A）参与者沿指定的8米路径行走；（B）摄像机和雷达传感器的位置 s.

超宽带和调频连续波雷达系统中的泛化能力。我们在健康参与者进行的 8 米地面行走试验中，同时记录了两种模态的数据。我们将相同的信号处理框架应用于两个数据集，从而能够直接比较步态参数及其相对于基于标记点的动作捕捉真实值的准确性。此外，我们还提出了一种新颖的基于自相关的方法，用于自动检测步行片段，从而能够以可复现且不受模态影响的方式识别步行片段，公平地提取和验证步态参数。通过评估与动作捕捉结果的一致性以及不同雷达模态之间的一致性，本研究推动了与雷达类型无关的传感平台的发展，以实现可扩展的连续居家步态监测。

II. 方法

A. 实验设置

如图1所示，雷达数据通过两个并列放置的独立系统同时采集：（1）一种中心频率为7.29 GHz、带宽为1.4 GHz的单站脉冲无线电（IR）超宽带雷达（XeThru X4M03，Novelda AS，挪威奥斯陆）；（2）一种工作于60 GHz的单站调频连续波雷达（BGT60TR13C，英飞凌科技股份公司，德国诺伊比贝格）。尽管调频连续波雷达配备了三根接收天线，但为确保与单通道超宽带系统进行公平比较，仅使用其中一根。两部雷达的最大距离均设置为9 m，距离分辨率为5 cm，多普勒速度覆盖范围最高达5.15 m/s，与我们之前的工作一致。雷达安装在1 m高处，距行走路径0.5 m。

使用配备 28 台红外摄像机（Vicon Motion Systems，英国牛津）的三维基于标记点的动作捕捉系统，以 200 Hz 的频率采集基准运动学数据。在参与者身上贴附了 10 个反光标记点，其中 4 个位于躯干（锁骨、C7、胸骨和 T10），每只脚上各 3 个，分别位于第一和第五跖骨以及跟骨。每部雷达上还贴附了 3 个额外标记点，用于确定其在全局坐标系中的位置。雷达与动作捕捉系统通过用户数据报协议（UDP）远程触发，以实现同步数据采集。

B. 参与者信息与实验方案

共有 10 名健康志愿者（5 名男性和 5 名女性；年龄 23 至 32 岁，身高 1.57 至 1.85 米，体重 45 至 90 千克）参与了本研究。在参与前，所有参与者均签署了书面知情同意书。伦敦帝国学院科学、工程与技术研究伦理委员会批准了本研究（SETREC 批准编号：7365801）。所有实验均在英国伦敦帝国学院的生物动力学实验室（MSk 实验室）进行。在每次试验中，参与者被要求以自选的舒适速度，沿一条标记出的 8 米直线路径行走；该路径与雷达的视场平行。每次试验最长持续 75 秒，包括多次往返步道。每位参与者最多重复进行 5 次该流程。所有参与者共获得 46 段步行记录，对应 56 分钟的雷达数据。

C. 雷达信号模型

1) 超宽带雷达：对于相干式 X4M03 IR-UWB 传感器 [22]，目标瞬时径向位移（距离）为 R 时，经过正交解调并采用停走近似[23]，其接收基带信号可建模为

$$s_{RX}[n,m] = A[n]e^{-\frac{(r_m - R[n])^2}{2\sigma_r^2}} e^{-j\phi_0[n]} \quad (1)$$

其中，n表示以脉冲重复间隔为间隔的慢时间索引，m 表示每个脉冲内采样的快时间索引，r_m 表示 m^{th} 距离单元处的距离，$A[n]$ 表示与 $1/R[n]^2$ [24]成正比的接收信号幅度，而 σ_r 则表征距离剖面的有效宽度。相位项 $\phi_0[n] = 4\pi R[n]/\lambda$中，$\lambda$ 为脉冲载波频率对应的信号波长。

2) 调频连续波雷达：对于 BGT60TR13C 线性调频连续波雷达，经过混频、低通滤波，并沿快时间维度 [25], 进行离散傅里叶变换（DFT）后，得到的距离域信号可近似表示为

$$s_{RX}[n,k] \approx B[n]W\left[\alpha\left(r_k - R[n]\right)\right] e^{j\phi_0[n]} \quad (2)$$

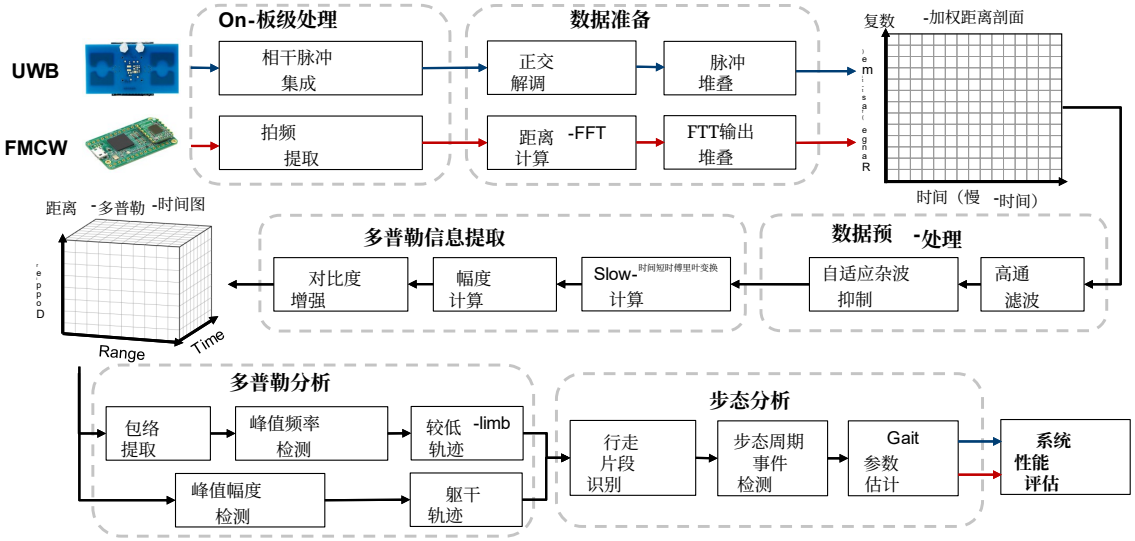

图2. 超宽带和调频连续波雷达系统的数据处理流程。

其中， n表示连续啁啾信号之间的慢时间索引， k 表示频率或距离单元索引， r_k 表示第 k^{th} 个距离单元对应的距离， $W[\cdot]$ 表示在快时间离散傅里叶变换之前应用的窗函数 $w[m]$ 的离散傅里叶变换， α 表示控制窗函数主瓣宽度和旁瓣间距的缩放因子， $B[n]$表示接收信号幅度，且 $B[n] \propto 1/R^2[n]$ [24]。相位项 $\phi_0[n] \approx 4\pi R[n]/\lambda$对于典型室内距离（<10 米）而言，是一种有效的线性近似。

3) 模型比较： 公式1和公式2均描述了目标的距离剖面，并在目标的瞬时距离处显示幅度峰值。沿慢时间 n [26]应用短时傅里叶变换（STFT）可获得目标的RDT表示。 在每个短时长的STFT窗口内，与距离相关的相位项 $\phi_0[n]$大致呈线性变化，使慢时间信号表现为复正弦信号，其主导多普勒频率对应于目标的径向速度。

D. 动作捕捉运动学数据分析

在 Vicon Nexus 中对标记点轨迹进行标注并填补缺失值，随后在 MATLAB 中使用 4 阶巴特沃斯滤波器以 7 Hz 进行低通滤波 [27] 。躯干和双脚相对于各雷达坐标原点的真实距离轨迹及径向速度轨迹，分别通过计算欧几里得距离及其时间导数得到。为获得与雷达观测一致的单条足部轨迹，每个时间帧均选取径向速度较高的左脚或右脚轨迹进行合并。

E. 雷达数据分析

两种雷达系统的数据处理流程如图 2 所示。除初始的板上处理和数据准备外，后续所有处理步骤均在 MATLAB 中离线完成，并遵循我们先前工作 [7] 中采用的相同流程。

1) 板上处理和数据准备：两种系统的数据在转换为复数距离-时间表示（也称为距离剖面）之前，都会经过模态特定的早期处理。对于超宽带雷达，相干脉冲积分在设备本地执行，随后对积分后的波形进行离线正交解调。接着，将得到的复数基带脉冲拼接起来，形成超宽带距离剖面。对于调频连续波雷达，每个啁啾的拍频提取均在板上完成，之后对拍频信号进行离线快时间傅里叶变换，以获得单啁啾距离谱。随后，按时间顺序堆叠连续频谱，形成调频连续波距离剖面。

2) 数据预处理与多普勒分析：所有预处理和多普勒域操作均遵循我们先前工作 [7],中的相同流程，并以相同方式应用于两种雷达模态。通过高通滤波和自适应指数移动平均滤波器去除静态及缓慢变化的杂波。随后，沿慢时间对接收信号进行短时傅里叶变换（STFT），使用时长为 0.2 s、重叠率为 95%、形状因子为 15 的凯ᴵᴵᴵ窗分段，以获得所谓的接收信号 RDT 表示。经过中根-拉斯顿对比度增强 [28],后，使用百分位数法 [29] 提取每个 RDT 帧的上、下多普勒包络，以估计足部轨迹；同时，使用主峰幅度估计躯干轨迹。图 3 展示了两种雷达的距离剖面和 RDT 帧示例。

F. 步态分析

1) 自动识别行走片段：使用短时自相关方法，根据每个雷达系统各自生成的双脚速度轨迹检测行走片段。将足部速度信号划分为重叠率为 95% 的 1秒窗口，并在每个窗口内对归一化自相关值求和

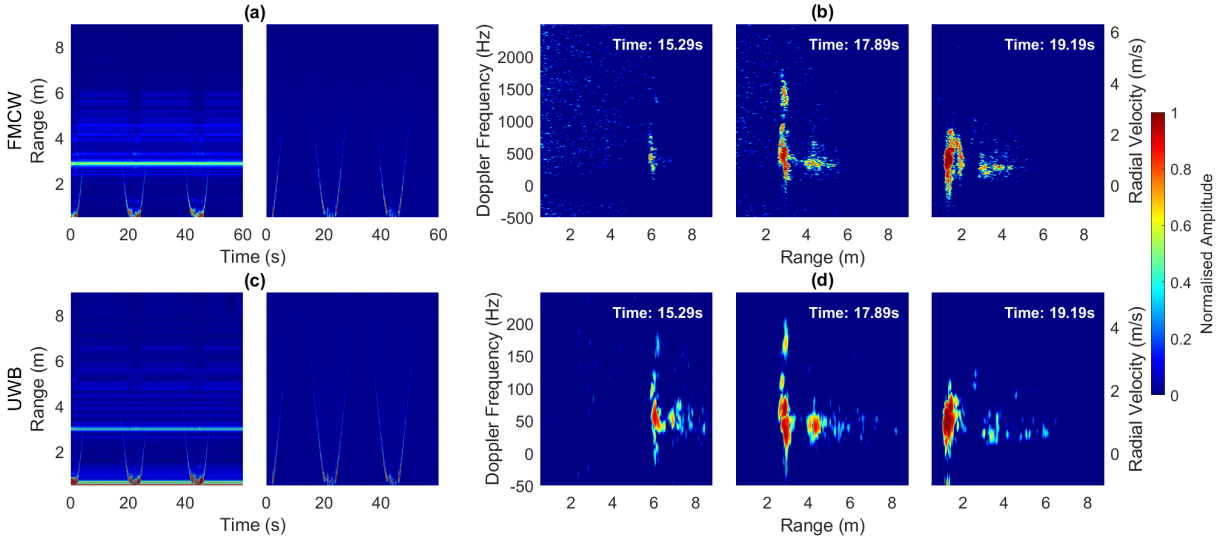

图 3. 调频连续波（a、b）和超宽带（c、d）雷达预处理前后的距离剖面示例，以及对比度增强后的距离-多普勒-时间帧。

非负滞后范围内的值。在每个 1秒窗口中，稳定行走时的自相关函数通常会出现一到两个显著峰值，反映步态相关周期性。然而，在杂波抑制后的转身运动期间或静止时段出现低振幅残余抖动时，也可能出现额外峰值。因此，对自相关值之和按检测到的峰值数量取倒数进行缩放。将所得的自相关派生指标在 $[0,1]$, 之间归一化后用作置信度，数值越高表示行走的证据越充分。对每个雷达系统应用固定的 0.75 置信度阈值，生成二值行走/非行走掩码，如图 4 所示。随后将各掩码应用于双脚和躯干轨迹，以排除非行走时段，从而仅在后续的步态事件检测和参数估计阶段考虑行走片段。还将每个雷达对应的掩码应用于动作捕捉生成的双脚和躯干轨迹，以确保与雷达估计结果进行公平比较。此外，利用掩码后的足部速度轨迹，通过互相关对齐各雷达系统与动作捕捉参考数据，以补偿固有的 UDP触发延迟。

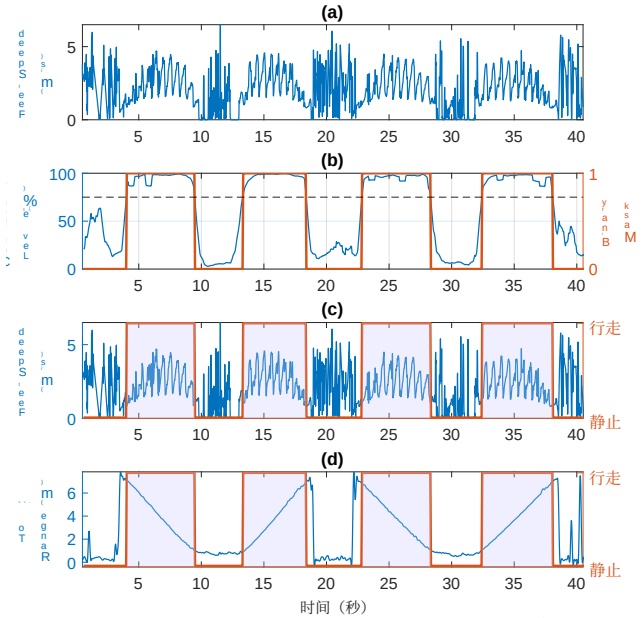

图 4. 基于自相关的行走片段检测。(a) 雷达推导的足部速度轨迹。(b) 自相关推导的置信度（左轴）和二值行走掩码（右轴），黑色虚线表示 75% 置信度阈值。(c) 足部速度轨迹和 (d) 躯干距离轨迹，其中检测到的行走区间以高亮显示。

2）步态事件检测与参数估计：对于动作捕捉，使用足部速度算法（FVA） [27], 根据垂直足部速度轮廓识别脚跟着地和脚趾离地事件。对于雷达，按照我们先前工作中提出的方法检测步态事件：足跟着地事件对应于雷达推导的双脚速度轨迹中的局部极小值，足趾离地事件则对应随后出现的局部极大值。利用检测到的足跟着地和足趾离地事件，根据其时空关系，对雷达和动作捕捉数据采用一致的方法估计步态参数。本研究考虑了以下参数：步幅时间、步幅、步行速度、Swing 时间和支撑时间，均依据标准生物力学定义进行估计 [7]。

III. 结果与讨论

A. 雷达推导的躯干和足部轨迹

表 I 总结了雷达数据与动作捕捉数据推导出的躯干和双脚轨迹之间的皮尔逊相关。调频连续波和超宽带雷达在躯干距离和速度方面均表现出近乎完全一致，在足部轨迹方面也具有较强的一致性。与距离相比，足部速度的相关性始终较低，这反映了下肢多普勒特征具有更大的变异性。所有相关性均具有统计显著性（$p<0.0001$）。

表 I 雷达衍生轨迹的皮尔逊相关

雷达系统	躯干轨迹		足部轨迹	
	距离	速度	距离	速度
FMCW	0.9998	0.9994	0.9918	0.9137
UWB	0.9985	0.9960	0.9877	0.9046

B. 步态事件检测准确率

表 II 总结了两种雷达模态的步态事件检测准确率。调频连续波和超宽带雷达对脚跟着地和脚趾离地事件的时间定位均具有很高的准确率（>99.7%），且试次间变异较低。基于距离的事件位置的空间准确率较低、变异性较大，但两种雷达系统的表现仍相当。

我们还使用曼-惠特尼U检验评估了不同雷达模态之间检测准确率的统计差异。足跟着地距离和足跟着地时间存在统计学显著差异（$p<0.0001$），而足尖离地距离（$p = 0.1130$）和足尖离地时间（$p = 0.3603$）则未发现显著差异。尽管差异具有统计学显著性，足跟着地时间和足跟着地距离的均值准确率差异分别为 0.08% 和 0.19%，表明调频连续波与超宽带雷达系统的步态事件检测性能相当。

表 II 步态事件检测准确率*

步态事件位置	FMCW准确率 (%)	UWB准确率 (%)
足跟着地时间	99.87 ± 0.12	99.79 ± 0.21
足跟着地距离	90.02 ± 5.66	90.21 ± 7.88
足尖离地时间	99.76 ± 0.23	99.75 ± 0.25
TO 范围	93.41 ± 4.64	93.00 ± 6.07

*所有记录的结果均以均值 ± 标准差表示。

C. 步态参数准确度比较

图 5(a) 展示了每位参与者由雷达和动作捕捉得到的步态参数均值，图 5(b) 则汇总了所有参与者的整体准确度分布。对于所有步态参数，调频连续波和超宽带雷达都呈现出与动作捕捉一致的个体趋势和数值范围，但与动作捕捉相比，结果波动性更大，尤其是在步态相位参数方面。准确度分布表明，两种雷达系统在所有参数上均具有相当高的估计准确度。

两种系统的平均参数准确度汇总于表 III。总体而言，两种雷达模态的表现相近，所有步态参数的均值准确度模态间差异为 0.3% 至 4.1%；其中步幅时间的差异最小（0.3%），步行速度的差异最大（4.1%）。表 III 所示的结果也与已发表的基于雷达的步态研究一致。具体而言，调频连续波结果与 Lopez-Delgado 等人 [30], 报告的结果相当；他们在年轻成人、老年人和帕金森病患者的地面行走过程中，对单台调频连续波雷达（高度为 1 m）进行了验证。尽管传感器高度不同（0.75 m），其表现也与我们此前的超宽带研究结果相近。

表 III 各研究的平均步态参数准确度

研究	平均步态参数准确度 (%)				
	步幅 Time	步幅长度	行走速度	Swing Time	支撑期 Time
本研究（调频连续波）	97.8	91.3	97.3	84.8	90.8
Lopez-Delgado 等人（调频连续波） [30]	94.0	94.0	97.0	85.0	91.0
本文工作（超宽带）	97.5	92.3	93.3	87.9	92.6
先前工作（超宽带） [7]	97.3	93.3	95.9	84.4	89.3

尽管曼-惠特尼U检验结果表明，调频连续波在步幅时间和步行速度上的准确度在统计学上更高（$p<0.0007$），而在步幅、摆动时间和支撑时间上的准确度在统计学上更低（$p<0.0011$），但这些差异对应的准确度均值差值较小（$\leq 4.1\%$），且准确度分布存在大幅重叠（图 5(b)）。结合图 5(a) 所示的参与者层面趋势来看，这些结果表明，观察到的统计学差异并不意味着任一雷达模态在实际性能上具有显著优势。

进一步使用Bland–Altman分析和相关性指标评估了雷达测得的步态参数与MOCAP测得的步态参数之间的一致性。图6中的Bland–Altman图显示，对于所有参数，调频连续波和超宽带的均值差值都接近于零，且一致性界限相当。表IV报告的相关性结果采用皮尔逊相关系数（r）和双向绝对组内相关系数（ICC）表示，表明步幅时间和步行速度的信度极佳（$r \geq 0.94$，$ICC \geq 0.94$），步幅和支撑时间的信度中等（$r \geq 0.53$，$ICC \geq 0.52$），而摆动时间的一致性较低但仍相当（$r \geq 0.49$，$ICC \geq 0.32$）；以上结论基于常用信度阈值[31]。

表 IV 步态参数的相关性指标

步态参数	雷达模态			
	FMCW		UWB	
	r	ICC	r	ICC
步幅时间	0.949	0.947	0.943	0.942
步幅	0.620	0.571	0.741	0.695
步行速度	0.999	0.999	0.996	0.996
摆动时间	0.492	0.320	0.533	0.425
支撑时间	0.531	0.524	0.616	0.610

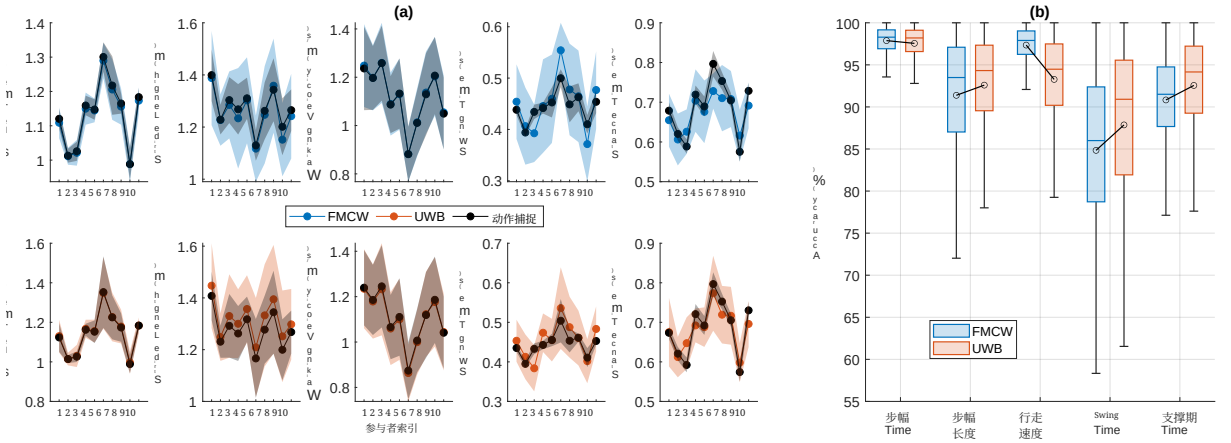

图 5。 (a) 平均步态参数值在参与者中，调频连续波和超宽带雷达系统的步态参数均值，阴影区域表示 ±1 标准差。 (b) 步态参数估计的准确度在各雷达系统中的分布。

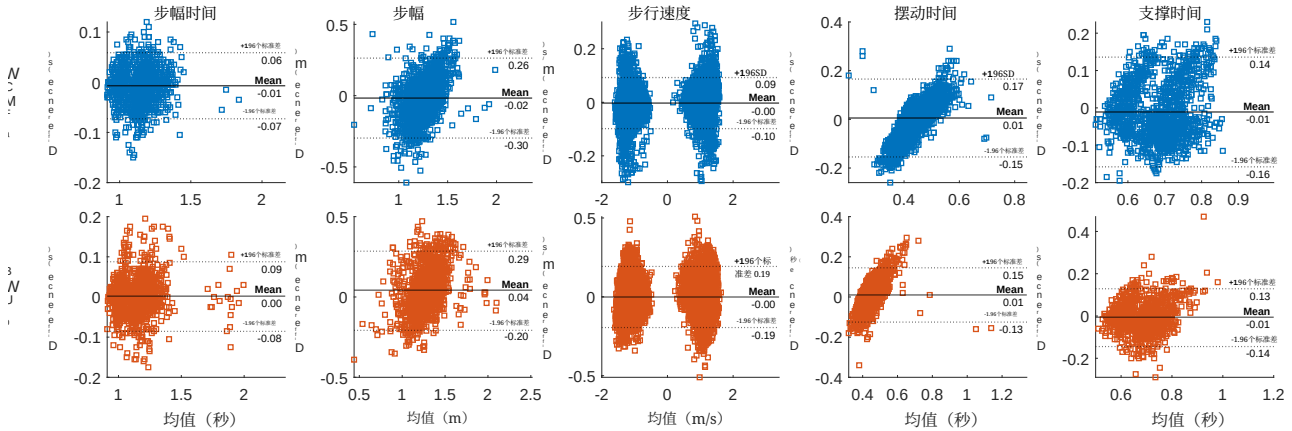

图 6. 使用 (a) 调频连续波和 (b) 超宽带雷达系统估计步态参数的 Bland–Altman分析。横轴表示雷达估计值与动作捕捉估计值的均值，纵轴表示二者的差值。实线表示平均偏差，虚线表示 ±1.96 个标准差的一致性界限。

D. 雷达模态之间的比较

图7展示了分别从调频连续波和超宽带雷达系统中提取的步态参数之间的相关性分析。所有参数总体一致性较高，且所有相关性均具有统计学显著性（$p < 0.0001$）。不同雷达模态测得的步行速度一致性极佳（$r \approx 0.98$，ICC ≈ 0.97），表明其估计性能近乎等同；步幅时间的一致性良好（$r \approx 0.88$，ICC ≈ 0.86）。摆动时间的信度中等（$r \approx 0.75$，ICC ≈ 0.74）；步幅和支撑时间的信度也属中等，但ICC值较低（$r \approx 0.58$-0.65，ICC ≈ 0.55–0.56）。总体而言，这些结果进一步表明，采用相同的分析流程处理时，调频连续波和超宽带雷达能够得出一致的步态参数估计值。

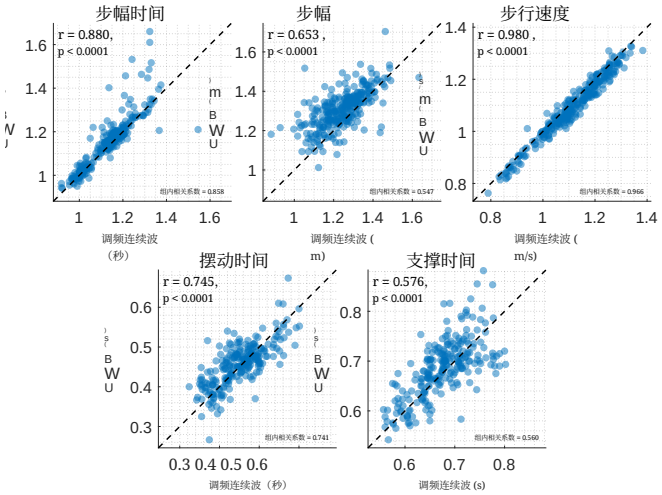

图 7. 调频连续波与超宽带测得的步态参数之间的相关性；图中报告了各参数的皮尔逊相关系数（r）、p 值和组内相关系数（ICC）。黑色虚线表示完全一致线（y = x）。

E. 研究局限性

本研究在受控实验室环境中开展，由健康的年轻参与者反复进行直线地面行走，这可能无法充分反映居家活动或环境条件。在家庭或类似家庭的环境中，以及更大且更多元的队列中进行验证（包括老年人和患有

因此，需要评估步态障碍。此外，两套雷达系统的位置相邻，且采用了相当的

采集设置，所有数据均通过相同的分析流程进行处理。虽然这使雷达模态成为本研究考察的主要因素，但所用配置未必针对每种传感器进行了优化；采用其他采集设置、传感器布置或针对特定模态的调校，可能会呈现不同的性能特征。此外，分析主要关注基于径向运动得出的时空步态参数，未考虑垂直或内外侧分量。另外，每种模态仅评估了一种商用设备，限制了研究结果对更广泛的超宽带和调频连续波硬件的普适性。本研究使用的调频连续波雷达支持多个接收天线，但未加以利用；这些天线可用于角度估计，或通过接收器融合提升信号质量。因此，未来研究可纳入多接收器超宽带系统，例如 Novelda X7F202 模块，以开展更全面的跨模态评估。

IV. 结论

本研究证实，统一处理框架可应用于超宽带和调频连续波雷达系统的步态时空分析，所得步态参数估计值与金标准动作捕捉相比具有较高的一致性，且不同雷达模态之间也表现出很强的一致性。这些结果支持采用硬件灵活、可扩展的基于雷达的步态监测进行连续长期评估。已确立的跨模态一致性还有望促进多设备数据集融合，增加可用于研究较罕见步态相关临床模式或不常见步态异常的数据量，同时为开发便携式机器学习模型提供依据，使其有望在不同雷达模态间实现泛化。后续工作将研究该框架在受控实验室环境以外、家庭环境以及临床人群中的表现。

致谢

作者感谢 Matthew Banger 博士和 Alison McGregor 教授提供使用生物动力学实验室的机会，并支持动作捕捉数据的采集与分析。

参考文献

[1] A. Muro、B. Zapirain 和 A. Mendez-Zorrilla，《步态分析方法：可穿戴与非穿戴系统概述及临床应用》，《传感器》，第 14 卷，页码 3362-3394，2014 年。[2] R. Savica 等，《用于预测认知衰退的步态参数比较：梅奥诊所衰老研究》，《阿尔茨海默病杂志》，第 55 卷，第 2 期，页码 559–567，2016 年。[3] A. H. Snijders 等，《老年人神经性步态障碍：临床诊治方法与分类》，《柳叶刀·神经病学》，第 6 卷，第 1 期，页码 63–74，2007 年。[4] M. Moro 等，《无标记与基于标记的步态分析：概念验证研究》，《传感器》，第 22 卷，第 5 期，文章编号 2011。[5] W. Tao 等，《使用可穿戴传感器进行步态分析》，《传感器》，第 12 卷，第 2 期，页码 2255–2283，2012 年。[6] J. Yousaf 等，《利用雷达技术进行穿墙人体活动识别：综述》，《*IEEE*开放天线与传播期刊》，第 5 卷，第 6 期，页码 1815-1837，2024 年。[7] C. Hadjipanayi 等，《基于联合距离-多普勒-时间表示的超宽带雷达技术远程步态分析》，《*IEEE*生物医学工程汇刊》，第 71 卷，第 10 期，页码 2854-2865，2024 年。

[8] C. Hadjipanayi、M. Yin 和 T. Constandinou，《使用超宽带雷达捕捉不对称地面行走期间的步态参数：初步研究》，第 46 届 IEEE 医学与生物学工程学会年度国际会议（EMBC）论文集，美国佛罗里达州奥兰多，2024 年，页码 1-4。[9] J. C. Ayena 等，《使用超宽带雷达和仪器化鞋垫进行计时起立行走测试时的跌倒风险》，《传感器》，第 21 卷，第 3 期，2021 年，722 号文章。[10] M. Yin 等，《利用超宽带雷达微多普勒特征进行人体步态识别》，第 46 届 IEEE 医学与生物学工程学会年度国际会议（EMBC）论文集，美国佛罗里达州奥兰多，2024 年，页码 1-4。[11] S. P. Rana 等，《采用非接触式红外超宽带感知现象的三维步态异常检测》，IEEE 仪器与测量汇刊，第 70 卷，2021 年，文章编号 6006510。[12] J. J. Yun 等，《帕金森病患者步态及药物相关波动的被动感知》，medRxiv，2025 年 11 月 14 日。[13] X. Zhou 等，《MD-Pose：用于单通道超宽带雷达的人体姿态估计》，IEEE 生物识别、行为与身份科学汇刊，第 5 卷，第 4 期，页码 449-463，2023 年。[14] A. K. Seifert 等，《用于步态分析中生物力学参数提取的多普勒雷达》，IEEE 生物医学与健康信息学杂志，第 25 卷，第 2 期，页码 547–558，2021 年。[15] P. Siva 等，《为居家衰弱老年人自动测量雷达步长》，《传感器》，第 24 卷，第 4 期，页码 1-22，2024 年，文章编号 1056。[16] I. E. L´opez-Delgado 和 J. Grajal，《利用雷达网络检测帕金森病的步态参数：初步分析》，IEEE MTT-S 国际微波生物医学会议（IMBioC），台湾高雄，2025 年，页码 1-3。[17] A. -K. Seifert、A. M. Zoubir 和 M. G. Amin，《利用室内多普勒雷达检测步态不对称》，IEEE 雷达会议（RadarConf），美国马萨诸塞州波士顿，2019 年，页码 1-6。[18] K. Saho 等，《利用微多普勒雷达测量与老年人认知功能相关的步态特征》，《IEEE开放获取》，第 7 卷，页码 24122-24131，2019 年。[19] A. Figueroa 等，《调频连续波与超宽带雷达系统双向测距的比较》，第 13 届定位、导航与通信研讨会（WPNC）论文集，德国不来梅，2016 年，页码 1-6。[20] A. Lopes 等，《用于生命体征监测应用的红外超宽带与调频连续波雷达等效流水线处理比较》，IEEE 传感器杂志，第 22 卷，第 12 期，页码 12028-12035，2022 年。[21] D. Wang、S. Yoo 和 S. H. Cho，《用于生命体征检测的红外超宽带雷达与调频连续波雷达实验比较》，《传感器》，第 20 卷，第 22 期，页码 1-22，2020 年，文章编号 6695。[22] N. Andersen 等，《采用 55 纳米互补金属氧化物半导体的 118 毫瓦脉冲雷达片上系统，用于非接触式人体生命体征检测》，IEEE 固态电路杂志，第 52 卷，第 12 期，页码 3421-3433，2017 年。[23] M. A. Richards，《信号模型》，载于《雷达信号处理基础》，第 3 版。美国纽约州纽约：麦格劳-希尔，2022 年，第 2 章，页码 53-114。[24] D. K. Barton，《雷达方程的发展》，载于《现代雷达雷达方程》。美国马萨诸塞州诺伍德：Artech House，2013 年，第 1 章，页码 1-32。[25] V. C. Chen，《雷达中的微多普勒效应》，第 2 版。美国马萨诸塞州诺伍德：Artech House，2019 年。[26] Z. Peng 等，《便携式调频连续波雷达的硬件开发与应用》，载于《微多普勒雷达及其应用》，F. Fioranelli、H. Griffiths、M. Ritchie 和 A. Balleri 编。克罗地亚里耶卡：SciTech，2020 年，页码 291–321。[27] C. M. O’Connor 等，《利用运动学数据自动检测步态事件》，《步态与姿势》，第 25 卷，第 3 期，页码 469–474，2007 年。[28] F. H. C. Tivive 等，《用于人体步态分类的连续波多普勒雷达》，《室内监测雷达：检测、分类与评估》，美国佛罗里达州博卡拉顿：CRC出版社，2017 年，第 5 章。[29] P. van Dorp 和 F. C. A. Groen，《基于特征的雷达人体运动参数估计》，IET 雷达、声纳与导航，第 2 卷，第 2 期，页码 135–145，2008 年。[30] I. E. L´opez-Delgado 等，《用于步态监测的雷达网络：技术与验证》，IEEE 生物医学工程汇刊，在线优先发表，2025 年 5 月。[31] T. K. Koo 和 M. Y. Li，《信度研究中组内相关系数的选择与报告指南》，《脊骨神经医学杂志》，第 15 卷，第 2 期，页码 155–163，2016 年。