已连接但延迟：Wi-Fi共存环境下商业蓝牙低功耗可穿戴设备的样本时龄与实时临床应用

¨Monica Perez-Serrano、H¨umay Zehra Ozer、Seung Ju Paek 和 Diego Paez-Granados

本文已提交至电气电子工程师学会，拟供其考虑发表。版权可能在未另行通知的情况下转让，届时本版本可能不再可访问 .

arXiv:2611.30774v1 [cs.NI] 23 Nov 2026

摘要—**可穿戴传感器正越来越多地用于实时临床应用，例如康复机器人和实时治疗监测。随着 Healthcare 5.0 朝着个性化治疗发展，其使用将持续增长，并可能损害通信可靠性。大多数可穿戴设备通过低功耗蓝牙传输，与机构 Wi-Fi 共享 2.4 GHz 频段。以往的共存研究主要关注数据是否到达，而非何时到达。我们测量了一条商业心电图腕带的样本时龄，测量范围涵盖从采集、经网关传输到存储于我们的 MEDWEAR 平台的全过程；测试地点包括消声室和医院康复健身房，并将结果与具有代表性的临床截止时间进行了比较。在无负载情况下，腕带自身的帧封装是时延的最大来源，使样本在传输前平均已有 280 毫秒、最长达 550 毫秒的时龄。Wi-Fi负载没有产生可测量的影响，而自适应跳频可以避开繁忙信道。在压力测试中，链路被迫切换到繁忙信道，链路成为时延的主要来源，额外增加的时延最高达 11 秒。链路始终保持连接，但到达网关时，中位数为 29% 的样本以及最坏情况下最高达 98% 的样本时龄超过1秒。健身房的表现大多类似于安静腔室，但在一次流量突发期间，由于跳频受到限制，样本时龄超过1秒的比例最高达 4.6%。这些结果表明，保持连接的链路仍可能传输延迟数据。因此，用于实时临床应用的传感器应在实际部署环境中进行性能评估，并依据样本时龄而非仅依据连接状态进行监测。**

索引词—**自适应跳频、蓝牙低功耗、共存、Healthcare 5.0、实时流式传输、ROS 2、样本时龄、可穿戴设备传感器。**

本研究部分得到了 ETH 董事会开放研究数据计划的支持，部分得到了 Schweizer Paraplegiker Stiftung 和 ETH Z¨urich 在“SCI 个性化医疗保健数字化转型”和 SPS-FOKO 项目框架下 2021-HS-348 资助的支持。本研究涉及人类受试者。西北及中瑞士伦理委员会（EKNZ）已根据申请编号 2025-00165 批准本研究。（通信作者：*Monica Perez-Serrano* 和 *Diego Paez-Granados*。）
M. Perez-Serrano 就职于 SCAI 实验室、D-HEST、ETH Z¨urich（瑞士苏黎世 8092），卢塞恩湖研究所（瑞士维茨瑙 6354）以及瑞士截瘫研究中心（SPF，瑞士诺特维尔 6207）（电子邮箱：monica.perezserrano@hest.ethz.ch）。¨H. Z. Ozer 就职于 SCAI 实验室、D-HEST、ETH Z¨urich（瑞士苏黎世 8092）以及伯尔尼大学（瑞士伯尔尼 3012）。S. J. Paek 就职于苏黎世大学（UZH，瑞士苏黎世 8006）。D. Paez-Granados 就职于 SCAI 实验室、D-HEST、ETH Z¨urich（瑞士苏黎世 8092）、瑞士截瘫研究中心（SPF，瑞士诺特维尔 6207）以及日本筑波大学赛博尼克斯研究所（电子邮箱：diego.paez@hest.ethz.ch）。

I. 引言

可EARABLE穿戴式健康技术正通过实现临床环境之外的持续监测，推动医疗保健的发展，并日益成为个性化和预防性护理的关键 [1]–[3]。工业5.0将人类与机器相结合 [4],；在 Healthcare 5.0 中，这些设备并非被动记录器，而是无线体域网（WBAN）中的节点，为根据测量结果采取行动的系统提供数据 [5]。康复机器人是最典型的应用，其中生物信号必须在有界延迟内传送至控制器，才能闭合控制回路 [6]。

大多数商用可穿戴设备通过蓝牙低功耗（BLE）传输数据。BLE 将 2.4 GHz 频段划分为 40 个、每个带宽为 2 MHz 的信道，其中 3 个用于广播，37 个用于数据 [7, 第 6 卷，A 部分，第 2 节，以及 B 部分，第 1.4 节。1]。由于 BLE 和 Wi-Fi 共用这一免许可频段，BLE 通过自适应跳频（AFH）应对干扰，只在中央设备判定为“良好”的数据信道上跳频 [7,第 6 卷，B 部分，第 4.5 节。8]。在医院中，Wi-Fi 主要使用信道 1、6 和 11 [8], [9], , 因此 37 个数据信道中，只有 5 个完全不在其标称的 20 MHz 频段内，9 个不在其 16.25 MHz 占用频段内。只有在中央设备正确判定信道时，自适应跳频才能保护链路；在存在干扰时，这种判定可能失误 [10]。

医院调查显示，2.4 GHz 频段总体上大多处于空闲状态，因为在97%至99%的观测中，其利用率均低于10%，但也偶尔会出现超过50%的峰值 [8], [9]。为应对这一风险，美国食品药品监督管理局（FDA）指南要求进行共存测试 [11], , FDA认可ANSI C63.27 [12], 以及AAMI TIR69 [13] 用于风险管理。C63.27检查设备是否保持制造商规定的功能性无线性能。然而，通过此类测试并不能保证数据可用。在腔室评估中，蓝牙低功耗链路在Wi-Fi使用信道1、6和11时仍能持续传输数据，但其吞吐量从340降至100kbit/s [14]。临床部署显示出同样的差距。在医院病房中，无线传感器传输了36%至98%的生命体征数据，连接性问题是其中的原因之一 [15],；在病房和家庭环境中，这一比例为39%至87% [16]。

在各种缓解策略中，降低速率、捆绑样本以及重新请求丢失的数据包，可将数据包丢失率降至 1% 以下 [17]。在链路层，研究量化了干扰条件下的数据包错误率、吞吐量和延迟 [18]–[20], , 而新的跳频和调度方案则提升了

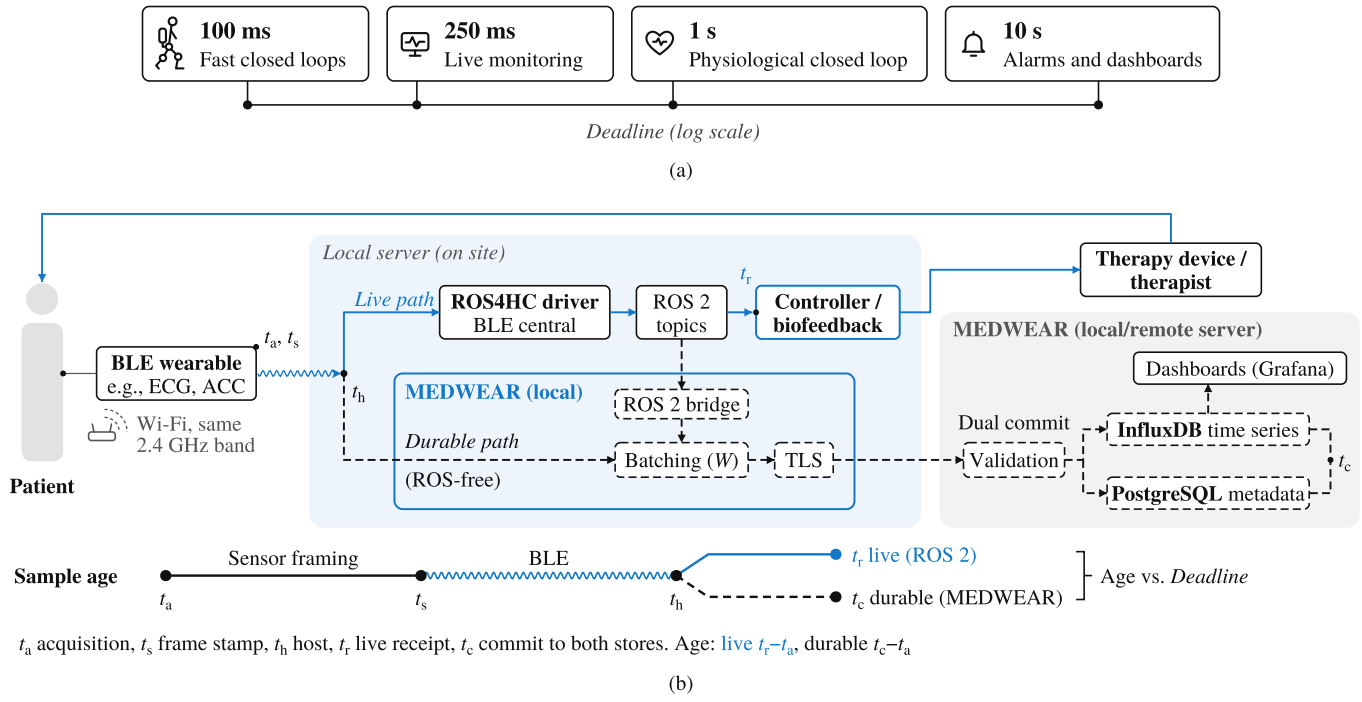


图 1. (a) 实时临床应用的截止时间：从快速闭环（100 毫秒）到警报和仪表板（10 秒）。(b) 蓝牙低功耗可穿戴设备数据与 Wi-Fi 共用 2.4 GHz 频段，沿实时 ROS 2 路径传输至控制器和治疗设备，并沿持久的 MEDWEAR 路径传输至存储和仪表板。随后将样本时龄与各项截止时间进行比较。

及时性，但仅适用于可编程无线电 [21], [22]。在仿真中，自适应无线体域网介质访问控制（MAC）协议将医疗流量的数据包时延控制在 IEEE 802.15.6 [23] 规定的 125 毫秒上限以内。

Sp¨ork 等人 [10]测量了 Wi-Fi 环境下超过时延上限的蓝牙低功耗数据包占比，研究对象从定制固件板卡到商用中央设备。他们发现，当干扰源靠近外围设备时，自适应跳频会失效，并根据主机控制器接口（HCI）时序调整连接间隔。借助可修改的固件，可将样本时间戳标记为接收时间，均方根（RMS）抖动为 47 μ秒 [24]。

除无线电链路外，Lab Streaming Layer（LSL） [25], BRAND [26],和机器人操作系统 2（ROS 2） [27] 可低延迟地同步并融合生物信号；而 RADAR-base [28] 和 mCerebrum [29] 等可穿戴设备数据平台，主要评估其采集的数据量，而非数据时龄。

在实际应用中，开发人员通常基于无法修改其固件的商用可穿戴设备进行开发，而能否满足截止期限则取决于传感器、网关、处理流水线和环境。我们将及时性定义为可靠地满足指定延迟预算的能力，这一概念受到 5G 超可靠低延迟通信（URLLC）的启发，但不包含其性能要求 [30], [31]。我们跟踪生物信号流经传感器采集、BLE链路、排队和主机处理流水线的全过程：从消声室，经由康复健身房，直至进入我们的开源平台 MEDWEAR。

本文有两项贡献。首先，我们提出了一种针对固件无法修改的商用可穿戴设备的性能分析方法。对于为其帧添加时间戳的传感器，该方法将由传感器帧封装所决定的样本时龄与链路引入的时延区分开来，并将其与从 100 毫秒到 10 秒不等的示例性临床截止时间进行比较。

我们在康复健身房中应用了该方法，并将其扩展为一项受 ANSI C63.27 [12]，启发的压力测试，在消声室中对一条心电图（ECG）腕带和一台腕戴设备进行了测试。其次，我们介绍了 MEDWEAR，这是一个实现该分析工具的开放平台，可通过标准化数据模式将传感器时间戳传递给消费者。该平台提供实时 ROS 2 路径和持久化路径；我们通过在单个节点上回放消声室和健身房的录制内容，以及摄取临床研究中的缓冲数据，对这两条路径进行了评估。

II. 方法

A. 设备与驱动程序

我们在两款设备各自的原生蓝牙低功耗通用属性配置文件（GATT）链路上对其进行表征：消费级心电图胸带 Polar H10（固件 5.0.0）和医用级腕戴设备 Corsano Cardio Watch 287-2B（固件 8.65）。Corsano 是带有 CE 标志的 IIa 类医疗器械（欧盟医疗器械法规2017/745，蓝牙低功耗 5.0, 0dBm） [32] ，可在闪存中缓冲长达 24 小时的数据 [33]。其依据 IEC 60601-1-2 获得的电磁兼容性（EMC）认证测试了抗扰度，但未测试共存性 [14], [33]。此外，这两条链路传输数据的方式不同。Polar H10 通过其 Polar测量数据（PMD）服务推送数据：它以 130 Hz 的频率流式传输心电图数据，每个数据包包含 73 个样本（每 0.56 秒发送一次通知）；并以标称 200 Hz 的频率传输加速度计数据（腕带时钟测得为 203.9 Hz， ± 8 g，16 位），每个数据包包含 36 个样本。检测到心率时，它每秒额外发送一条通知，总计达到 8.45 通知/秒。相比之下，Corsano 采用拉取方式传输数据：手表将测量值写入到

文件，且驱动程序会反复请求此类文件中的最新字节，手表每次请求会通过 2.7 条通知返回数据。本研究中，驱动程序配置为请求生物电阻抗、加速度计、心率和压力数据。这并非 Corsano 的预期用途，因为按设计，它名义上每分钟仅传输一次数据 [32]。两个驱动程序均来自 ROS4HC [34]。Polar H10 链路使用 45 毫秒连接间隔和 6 秒监督超时，Corsano 链路则使用 60 毫秒和 5 秒；两者均工作在 2M物理层（PHY），且连接建立后参数保持不变。尽管放置在相同位置且处于无负载状态，Corsano 的信号仍弱了 29dB（-74 与-45dBm，补充表 S4）。

为使传感器持续传输数据，两种可穿戴设备都固定在盐水浸湿的海绵上；Polar H10 电极上涂有电极凝胶，Corsano 传感器下方则放置了一张涂有导电膏的湿纸巾。这些信号并非生理信号，也未对人体遮挡进行建模。蓝牙低功耗中央设备是一台搭载 Intel AX211 控制器并运行 BlueZ 的笔记本电脑（版本见补充材料S2-A节）。其内置的蓝牙和 Wi-Fi 模块共用天线，因此每次运行时都会软禁用 Wi-Fi 模块。

B. MEDWEAR 平台

MEDWEAR 是一个开放且可自行托管的平台，用于处理可穿戴生物信号原始数据 [35]（图 1）。它采用标准化的原始生物信号 JavaScript对象表示法（JSON）模式及其 ROS 2 对应格式 [36], , 这些格式能够端到端传递传感器时间戳（更多详情见补充章节 S1）。

1) 满足临床时限：根据目标应用的不同，消费者将拥有不同的延迟预算（表 I），这将决定应采用哪条路径。实时路径 适用于最长 1 秒的截止期限，数据以 ROS 2主题的形式（使用 ROS4HC 驱动程序）发布到网关，并由其直接使用。持久化路径则适用于仪表板、警报和分析，数据会在窗口 W 内批量处理，并以标准化 JSON 格式通过超文本传输安全协议（HTTPS）发送至数据摄取服务。通过 ros2_to_medwear，实时路径数据也可以通过持久化路径发送，例如在 MEDWEAR 中保留副本。此外，供应商特定文件也可以通过设备专用解析器离线摄取。数据摄取服务会验证每个批次（结构、时间戳顺序以及（给定采样率时），存储校验和，将元数据写入PostgreSQL，并将样本写入InfluxDB。只有在所有发送的数据均已成功摄取后，才会返回确认。幂等键会将重新提交的完整批次识别为重复请求，并完成待处理的批次。

2) 环境剖析：MEDWEAR 的分析工具会通过配备处于监控模式的 Wi-Fi适配器和蓝牙低功耗嗅探器的网关，对传感器将要使用的链路进行特征分析。剖析会话按以下步骤进行：

1) 被动扫描 Wi-Fi 信道 1-13，确定最繁忙的信道。2) 在自由和受限自适应跳频条件下交替运行（图2）。每种条件运行三次，每次 300 秒，并使用 $k \in \{0, 2, 8\}$，随机排序，且记录随机种子。主机将可能的跳频信道限制为最繁忙的 Wi-Fi 信道（步骤 1）频段内的蓝牙低功耗信道，以及该频段外最安静的 k 个信道。

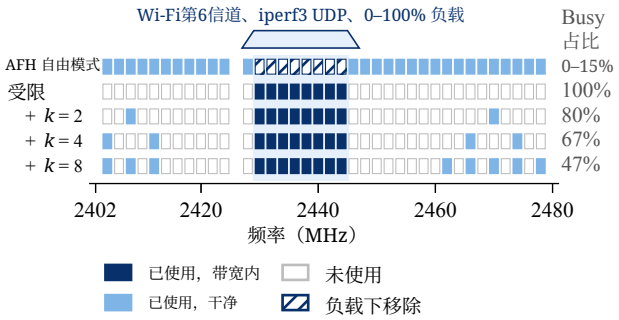


图2。 腔室中的信道集合。在 AFH 自由模式下，控制器选择跳频集合；在负载条件下，移除了与 Wi-Fi信道6 重叠的信道（阴影部分）。受限运行将链路保持在该频段内的数据信道 12-19 上，单独运行或与 k 该频段之外的干净信道一起运行。忙碌占比：跳频集合中位于该频段内的部分（AFH 自由模式：运行表示处于负载条件下）。

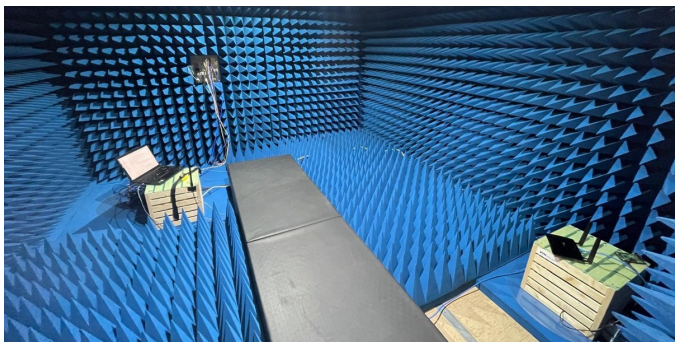


图3。 消声室：平台A（左侧：可穿戴设备、中央设备、蓝牙低功耗嗅探器、Wi-Fi 监测器）和平台B（右侧：接入点和流量源）相距 2.28 米，位于铺有吸声材料的地面上。流量从源设备经 Wi-Fi 传输至接入点，并经以太网传输至主机。

在每次运行期间，该工具记录设备的 HCI流量，以及带有时间戳的传感器数据。通过监测适配器，该工具记录已解码帧的空中时间（下限）以及每个 Wi-Fi 信道上每 15秒发送信标的网络数量。为保护记录期间在场人员的隐私，不会永久保留原始 Wi-Fi 监测模式捕获数据，因为这些数据可能通过 MAC地址和网络名称暴露第三方设备和网络。相反，系统仅存储每个信道的空中时间测量值和信标数量。不过，部署该工具须经场地批准。

C. 消声室

测量在 ETH 苏黎世集成系统实验室的射频屏蔽室（Ray Proof Corp.， $3.7\times3.7\times2.3$米）内进行，室内铺设了金字塔形吸波体（图3）。测量使用了两个带亚克力台面的木制平台。环境扫描未发现其他 Wi-Fi 网络。平台A上放置了可穿戴设备（每次一个）、中央设备（笔记本电脑，位于可穿戴设备后方10厘米处）、一台 nRF52840 嗅探器和 Wi-Fi 监测器。平台B距其 2.28米，上面放置了一台 TP-Link TL-MR6400 接入点，工作在信道6（2437 MHz、20 MHz，已禁用频段引导和服务质量（QoS））以及一台

Raspberry Pi 3B+。通过 Raspberry Pi 使用 iperf3 用户数据报协议（UDP）流量（1200字节有效载荷，不根据丢包情况调整）产生 Wi-Fi 负载，负载为每次会话开始时测得的 UDP 饱和吞吐量的25%–100%（两次会话中均约为62 Mbit/s）。由于蓝牙低功耗碰撞取决于空中时间，监测器每30秒读取一次接入点的 QoS 基本服务集（QBSS）负载信道利用率。

每次运行均记录了II-B.2节中指定的数据（btmon、ROS 2 数据包），连接后持续300 秒（长时间运行持续1800 秒）。设备发现并稳定运行30 秒后，在采集开始41–48 秒后开始施加载荷，因此每次运行获得265–272 秒的负载数据（长时间运行约为1770 秒）。每个区块内的运行顺序均使用记录的随机种子随机排列。条件（图2）如下：

- *AFH* 自由模式：负载从0%到100%，按25个百分点递增，每个负载水平重复三次，另设一个无负载括号。此外，仅在0%和100%负载下各进行两次较长的1800秒运行。
- 受限：信道12–19，位于Wi-Fi信道6内。负载从0%到100%，每个负载水平重复三次，另设一个无负载括号。
- 受限加 k空闲信道：$k \in \{0,2,4,8\}$从 0–5 和 27–36 中选择的信道：$\{2,32\}$ 用于 $k = 2$，$\{0,4,30,34\}$用于 $k = 4$，以及 $\{0,2,4,28,30,32,34,36\}$用于 $k = 8$。每种配置在 75% 负载下进行三次重复运行，此外还在 $k = 2$ 进行了无负载运行，并在 $k \in \{2,8\}$ 进行了 100%-负载运行（Polar H10 在会话 2 中）。

信道映射在连接建立之后、负载开始之前应用，并在 Corsano 的重新连接过程中保持不变：其 15 次受限负载运行的所有信道映射样本均显示使用了 8 个信道。在对第一次会话进行分析后，又增加了第二次 Polar H10 会话，因为与在中央设备自身 Wi-Fi 开启的情况下进行的非受控台架预测试相比，第一次会话显示出更稳健的链路。第二次会话交替进行两次受限运行和两次 $k = 0$ 运行，均在 75% 负载下，并记录了 $k \in \{2,8\}$ 的 100% 负载，同时增加了两次受限无负载运行。两种标签使用相同的信道映射，因此 75% 负载下的受限运行和 $k = 0$ 运行合并为 $k = 0$条件（十次 POLAR H10 运行）。

这种限制所模拟的情况：强制映射会保留繁忙信道，这可能发生在中央设备的分类失败，或频段其余部分更加繁忙时。添加 k 个干净信道后，对于 $k = 0$、2、4、8 个干净信道，实际繁忙占比分别降至 100%、80%、67% 和 47%（图2）。这复现了此类频段的跳频集合，而非其无线电环境。无法对信道进行分类的中央设备会保留全部 37 个信道，其中 22% 处于繁忙状态。因此，$k = 0$这是超出观测状态的压力测试（第 III-A 节）。每次无 AFH 运行前，主机分类都会重置为全部 37 个信道，而控制器分类则保持不变。

D. 健身房录制

健身房录音使用了 MEDWEAR 的分析工具（II-B.2节），在 Swiss Paraplegic Center（SPZ）的康复健身房常规治疗时间内进行，分布于两天（2026年10月13日和16日）的三次会话中，涵盖高、低占用率。连接建立方式与腔室中的相同，高度为 $\sim$1.5 米，且未产生人工 Wi-Fi 负载。受限运行使用了 $k \in \{0,2,8\}$。健身房的 $k = 8$组（10、22以及偶数信道26–36）包含 Wi-Fi 信道 11 下的四个信道，因此无法与腔室中的配置进行严格比较。每种条件运行 300 秒，进行三次交替重复，并大约每30分钟手动记录一次人数。由于没有使用我们自己的接入点，空中时间来自监控模式下的已解码帧，而非 QBSS 负载。未收集任何个人或健康数据（II-B.2节），因此这些录音不属于《瑞士人类研究法》的适用范围。SPZ允许在正常运营期间进行录音。

E. 通过 *MEDWEAR* 进行基于跟踪的重放

腔室和健身房录制通过 MEDWEAR 按其原始接收时序进行重放（ros2 bag play，速率为 1.0），因此时延、突发和间隔均以接收时的状态到达平台。桥接器在最早样本等待 W 后关闭一个批次；该条件在每条消息到达时以及每 50 毫秒检查一次，若间隔超过 1 秒则提前关闭。所有流均以 $W = 1$秒进行重放，第 III-C 节的 Polar H10 心电图还以 $W \in \{0.1, 0.5, 5\}$ 秒进行重放。重放与 MEDWEAR（包括 ROS 2 桥接器以及每分钟 300 个批量请求的生产限制）在 Slurm 作业中同时运行，并独占分配一个节点（AMD EPYC 9555P、64 个核心、无根 Podman 5.8.2、以 1 Hz 采样的中央处理器（CPU）时间），因此所有重放时间共用一个时钟；该时钟的速率误差（约 60 ppm）在所测量的亚秒级时间间隔内可以忽略。桥接器记录其接收每个样本和发送每个批次的时间，应用程序接口（API）则记录其接收、验证并提交每个批次的时间。每个样本的提交时间均作为$t_c = t_r +$（提交时间 $-$ 桥接器接收时间）添加到原始时间线上，二者均来自重放。

F. 缓冲临床数据的摄取

为测试缓冲离线数据的摄取，我们通过定制的离线解析器，摄取了 CARDAMON 研究的供应商导出数据（Swiss Paraplegic Center，Ethikkommis- sion Nordwest- und Zentralschweiz，2025-00165；所有参与者均已提供知情同意）。在此配置中，Corsano 记录了皮肤电活动（EDA），另一个传感器（VivaLink）提供心电图。最后，我们还测试了 MEDWEAR 在一个节点出现负载和故障时的表现（补充材料第 S5 节）。

G. 指标

每个设备允许的内容：Polar H10 会为每个帧标记传感器时间，因此可以知道每个心电图样本到达时的年龄。Corsano 将其数据写入文件，但不包含样本时间，因此对于 Corsano，我们只能测量到达的数据量，以及主机等待新数据的时长。链路层测量来自被动蓝牙低功耗嗅探器；该嗅探器无法解密 Corsano 的链路（一个低功耗安全连接绑定），因此这些测量仅适用于 Polar H10。

Time p点：每个样本定义了四个时间 p每个样本定义了点 ple:

- t_a：在腕带中采集样本。
- t_h：帧的最后一个片段到达主机的时间（HCI 接收时间），即无线电链路的结束时间。
- t_r：实时路径上的 ROS 2 订阅者（驱动程序）接收的时间。
- t_c：在持久化路径中提交到两个存储库。

样本时龄（*Polar H10*）：腕带将 73 个心电图样本（0.56 秒）打包成一个数据包，并附上最后一个样本的时间戳发送，t_s。因此，样本在主机上的时龄由两部分组成：

$$t_h - t_a = \underbrace{t_s - t_a}_{\text{framing}} + \underbrace{t_h - t_s}_{\text{added delay}}, \quad (1)$$

其中，帧封装由传感器设定（样本 $j = 0$、……、72 比时间戳早 $(72 - j)/130$ 秒，最多早 0.55 秒），而增加的延迟则是链路引入的：腕带中的排队、无线电传输和主机接收。由于腕带时钟与主机时钟不同步，增加的延迟以该次运行中的最小值为基准进行测量，因此样本时龄是一个下限（第 V-A 节）。改用该次运行的第1百分位数后，M'（定义见下文）在 100 毫秒、250 毫秒和 1 秒时分别最多变化 6.2、3.1 和 0.9 个百分点，且未改变任何失控分类（补充材料S2-F节）。时钟漂移（实验室会话中为 220 和 -7 百万分率，主要来自主机）通过为每个会话采用一个速率予以消除，该速率为无负载运行（健身房中不受限的运行）中增加的延迟下包络斜率中位数。若按每次运行分别处理，则会掩盖不断增长的积压。在一次 300 秒的运行中，误差最多为 6 毫秒（补充材料S2-A节）。在实时路径和持久化路径上，样本时龄分别定义为 $t_r - t_a$ 和 $t_c - t_a$。

截止期限未达（*Polar H10*）：表 I 中的每个应用都需要样本年龄小于截止期限 D，该期限是一个说明性预算，并非经过验证的临床要求。截止期限未达率 $M(D)$ 是到达时年龄超过 D 的样本占比。始终未到达的样本计为未达，但在运行结束前 D 内采集的样本不计入评分。在 10 s 时，这会排除运行结束时积压的大部分内容，而持久化路径会对其进行计数。因此，$1-M(D)$表示延迟预算 D内的可靠性。$M'(D)$仅在增加的延迟条件下重复这一计数，即不包括帧封装。

接收数据和陈旧度（*Corsano*）：接收数据是相对于无负载时中位数的每秒有效载荷字节数。陈旧度是自新的生物电阻抗字节最后一次到达主机以来经过的时间，每 0.1s 采样一次；无负载时该值约为 2 s。由于文件不包含样本时间，陈旧度是信息年龄 [37], [38]的下界。

链路指标：对于这两台设备，链路丢失 是指主机未发起的断开连接（除 0x16 以外的任何原因），统计时间段从采集开始 15s 后至驱动程序停止为止。失败的重新连接尝试（ 0x3E ）单独计数。繁忙占比 是指正在使用的信道中，落在繁忙 Wi-Fi 信道频段内的信道所占的比例；该数据来自每 15 s 读取一次的信道映射。对于 Polar H10，嗅探器会记录循环冗余校验（CRC）失败、更多数据 位，以及每个连接事件中的新数据包，但仅限于它跟踪到的事件。在相同的干扰条件下，它几乎听到了空闲信道上的所有事件，但在会话 1 中只听到了繁忙信道上 27-31% 的事件，在会话 2 中则听到了 21-22% 的事件（ $k = 0$ ）。

统计学：运行是独立单位。一般每个条件运行三次，而在 $k = 0$ 和 75% 负载下运行十次，因此报告各次运行的中位数和范围。运行次数附带 Wilson 95%置信区间（CI）；计数为零时，使用单侧精确（Clopper-Pearson）95%上界；运行比例则采用 Fisher精确检验进行比较。当某次运行中超过1%的样本未能在截止期限内完成时，该运行即视为未通过截止期限；该阈值是在实验结束后设定的。由于这些区块

表 I读取 $M(D)$ 的截止期限及其依据

D	消费者	依据
100 毫秒	快速循环运行于运动时	外骨骼辅助在 ∼68毫秒时有助于维持平衡，而非 ∼171毫秒 [39]。假肢延迟最优值为100-125毫秒 [40]。85毫秒与25毫秒的反馈延迟将内隐学习缩短了三分之一 [41]。
250毫秒	实时监控（治疗师跟随会话）	院内远程监测的端到端要求和可穿戴设备 [42]。
1 s	生理环路（心率控制）	我们的选择：5 秒心率控制器的五分之一相较于对照期间，更新 [43],小值。
10 s	警报和仪表板	心电图监护仪必须在心搏停止后 10 秒内 [44]（上限）

从采集到消费者端的整条链路的工程参考值，均根据每个样本的年龄应用。我们在心电图数据流上读取全部四项指标。运动环路将使用加速度计，仅其 0.18 秒的帧就会使 42% 的样本年龄超过 100 毫秒（在 AFH 自由模式下，到达时为 57–58%，见补充表 S6），而临床报警则需要受监管设备。

会话 1按顺序运行，因此条件与运行顺序存在部分混杂（例如海绵干燥程度、电池电量或控制器状态），所以按区块和会话报告失控运行（补充表 S5）。

III. 结果

A. 消声室

表 II 按跳频集合汇总了腔室情况，图 4 展示了处于 75% 负载下的 PolarH10。各条件和各次运行的数值见补充章节 S2。

帧封装决定了下限：在任何无线电延迟发生之前，等待一个包含 73 个样本的帧，就会使 81% 的 Polar H10 样本时龄超过 100 毫秒，55% 超过 250 毫秒（表 II）。自由跳频链路对此影响不大：无论是否有负载，超过 250 毫秒的样本占 63%，超过 1 秒的最多占 0.1%。只有 2–4% 的样本增加的延迟超过 100 毫秒；这一延迟下限由 45 毫秒的连接间隔决定，而非 Wi-Fi。

在 *AFH* 自由模式下，*Wi-Fi* 负载没有影响：在负载为 0–100% 的情况下，两台设备各运行 18 次，均未断开链路，样本时龄也没有变化。控制器使链路避开繁忙信道，并在不同运行之间保留其分类结果。因此，在负载条件下，繁忙信道最多占 Polar H10 跳频集合的 15%。

被迫进入繁忙信道后，链路仍保持连接，但数据出现老化：每次在繁忙信道上跳频时，Polar H10 从未丢失链路（19 次繁忙信道运行）。在 25%、50% 和 100% 负载下，样本出现了一定程度的老化，但超过1秒的样本最多仅占 0.9%。在 75% 负载下，十次运行中有八次超过1%的样本超过1秒（Wilson 95% 置信区间 49-94%），其中四次出现失控运行（图 4b）：链路仅维持了腕带通知速率的 92-97%，因此腕带的发送队列形成积压，峰值达到 9-11 秒且未能清空，导致 83-98% 的样本超过1秒。一次运行形成了较短的积压（2.4 秒），另有五次保持有界。失控运行在两种标签和两个会话中均有发生，补充材料S2-F节给出了数据包级机制。心电图样本出现时延但未丢失；然而，一旦积压超过约 6 秒，腕带便会丢弃完整的加速度计帧（占样本的 0.3-8.4 %）。

两个干净信道避免了失控运行：在 $k \geq 2$ 条件下，没有任何运行发生失控，且两个设备均未丢失链路（每个条件下 0/15 次负载运行，上限 95% 置信界为 18.1%）。Polar H10 样本中最多只有 1.2% 的时间戳早于 1 秒（图 4a），且只有一次运行

表 II按跳频集合和 Wi-Fi负载划分的腔室结果

		Polar H10（推送）					Corsano（拉取）			
	Load	超过 D的比例					链路数据过期（秒）			
跳频集合	（%）	100毫秒	250 毫秒	1 秒	1 秒*	10 s	lost	（%）	p50	p99
参考										
仅帧封装[a]	-	80.8	54.8	0.0	0.0	0.0	-	-	-	-
AFH 自由模式	75	89.6	62.9	0.0	0.0	0.0	0/3	99	2.0	4.0
繁忙 + 2空闲	0	89.5	62.9	0.0	0.0	0.0	0/3	99	2.0	5.0
强制使用忙信道，另加 k 空闲										
$k=0$[b]	75	98.8	91.9	29.3		97.7	0.0	6/6	6	13	76
$k=2$	75	95.5	75.3	0.2		1.2	0.0	0/3	51	3.9	14
$k=4$	75	94.6	72.0	0.0		0.2	0.0	0/3	68	2.9	13
$k=8$	75	92.6	67.4	0.0	0.0	0.0	0/3	87	2.3	7.2
$k=2$[c]	100	95.0	74.1	0.0	0.2	0.0	0/3	42	4.6	16
$k=8$[c]	100	92.5	67.6	0.0	0.0	0.0	0/3	89	2.5	12

繁忙：数据信道 12-19，位于 Wi-Fi信道6 内。Polar H10：到达时早于 D 的样本占比，取各运行结果的中位数（*最差运行）。其链路从未丢失。Corsano：每次运行的丢失链路数（运行次数）、接收数据（占无负载的百分比）以及陈旧度，包括 p50 和 p99。[a]当 0 10 10 56 75 1 5 10 6 . s 帧完成时的年龄，此时尚未计入任何无线电延迟。[b]所有运行均为 % 负载：Polar H（两个会话，四次运行偏离，其中两次的样本陈旧时间最高达到 . %，超过 s），Corsano（会话 1）。[c]Polar H10：第二个会话。

表 III康复健身房记录（无生成负载）

	第 1 天		第 2 天	
	13:36	16:06	其他 runs	受限，从 12:08[a]
健身房内的人[b]	9-15	5-26	4-17	
Runs，Polar + Corsano	12+12	12+12	9+9	3+3
Wi-Fi，最繁忙的信道				
信道	1	6	1	
空中时间，中位数（%）	11.7[c]	6.6	12.1	21.3[d]
范围（%）	10.2-12.7	5.1-14.2	10.3-12.7	19.0-28.1
空中时间第95百分位、最大值（%）	13[c]	19	14	53[d]
Polar H10				
超过250毫秒（%）	63.0	63.0	62.9	68.3
超过1秒（%）	0.0	0.0	0.0	0.0
最差运行（%）	0.6	0.5	0.6	4.6
增加的延迟 >0.1 秒（%）	2.3	2.3	2.2	26.8
Corsano				
丢失的链路（运行）	0/12	0/12	0/9	1/3
接收数据 (%)	99	99	99	58
陈旧，p50/p99（秒）[e]	2.0/4.6	2.0/4.0	2.0/4.0	3.5/14

指标如表 II 所示，为各次运行的中位数。[a]在 12:08–12:29 的流量事件期间开始，或在监测器停滞后开始。Corsano $k=0$ 运行四次丢失链路，接收到其数据的 6%，并有 13/79 秒处于陈旧状态（p50/p99）。[b]大约每 30 分钟手动计数一次。[c]运行三次，均在 14:04 监测器故障之前。[d]运行四次，监测器在 12:29 停滞。[e]在每个第 1 天会话的两次运行中，手表在传输继续进行期间约 5 分钟未写入新的生物阻抗数据。会话详情见补充材料第 S3 节。

超过了 1%，相比之下，在 $k=0$条件下十次运行中有八次超过 1%（Fisher $p=0.0003$，事后检验；或者与 75% 负载下的九次运行相比，为 $p=0.005$），并且有 10 次运行中的 4 次发生失控（$p=0.017$）。每增加一个干净信道，早于 250 毫秒的样本占比就会下降（表 II），因为数据包主要在繁忙信道上失败（每次运行的 CRC 错误率为 23%–43%，而在干净信道上仅为 $\leq$0.02%）。

腕戴设备反而断开了连接：没有干净信道时，Corsano 在全部 15 次有负载运行中都丢失了链路。每次首次丢链路都是监督超时，这取决于是否有任何数据包成功通过，而不是传输模型；因此，弱 29 dB 的链路或较短的监督超时，而不仅仅是轮询，可能解释了这一现象。在 $k\geq 2$ 这种情况下，它保持连接，但在 75% 负载下仅接收了 51-87% 的数据（表 II），因为每个请求都要等待回复，且请求速度变慢了。

B. 康复健身房

健身房的表现总体上与安静腔室相似（表 III、图 5）。在 72 次运行中的 67 次（包括没有干净信道的受限运行）中，两台设备的表现都接近其在腔室无负载条件下的参考值。Polar H10 样本中，最多有 4.1% 的样本增加的延迟超过 100 毫秒，最多有 0.6% 的样本超过 1 秒，且 Corsano 至少接收到了其 93% 的数据。Corsano 的链路在健身房中比在腔室中更强（连接接收信号强度指示器（RSSI）为 -61 至 -70dBm，而腔室中为 -74dBm）。五次例外均为第二天某次流量事件期间或之后的受限运行；当日 12:08 和 15秒窗口的信道 1 数据流量增加了约 40 倍，空中时间达到 28–70%。在 $k=0$，Polar H10 样本中有 4.6% 超过 1 秒（积压没有增加），Corsano 断开连接四次，仅接收到了其 6% 的数据，与腔室中的 $k=0$ 情况相同。在 $k=2$ 和 8，Polar H10 没有样本超过 1秒，而 Corsano 分别接收到了其 58% 和 98% 的数据。

C. 通过 *MEDWEAR* 实现端到端

MEDWEAR 提交了每条回放消息，没有重复请求或校验和不匹配的情况，心电图批次除外

表 IVPOLAR H10 心电图在主机和持久化路径上的实时路径延迟及截止期限未达（$W=0.1$秒）

条件	实时延迟	主机：年龄 $>D$ (%)			持久性*
	p50/p99（毫秒）	100 毫秒	250 毫秒	1 s	M(10 秒)
AFH 自由模式，100% 负载	3.0/6.3	89.7	63.0	0.0	0.1
$k=8$，75% 负载	3.0/6.8	92.6	67.4	0.0	0.1
$k=4$，75% 负载	2.9/6.3	94.6	72.0	0.0	0.1
$k=2$，75% 负载	3.0/7.5	95.5	75.3	0.2	0.1
$k=0$，75%（10 次运行）	3.0/6.7	98.8	91.9	29.3	0.3

实时延迟：原始录音中的 $t_{\mathrm{r}}-t_{\mathrm{h}}$。持久性：回放。每种条件运行三次，在 $k=0$ 表 II 的全部十次运行中（五次标记为 $k=0$，五次受限，其中四次为失控运行）。主机：到达时的样本时龄中位数，如表 II 所示。*持久性：提交时的样本时龄，即完整时间窗口内各次运行的中位数，包括结束时仍在队列中的样本。同一时间窗口内的主机时龄数值相同，但四次失控运行中有三次例外（2.7-3.9 对比 2.8-4.4%）。

未通过信号合理性检查：在 120 次实验室录音中有一批次包含 146 个样本，在健身房的心电图样本中有 0.27% 未通过（补充材料第 S4 节）。在实时路径中，ROS4HC 驱动程序和 ROS 2 在任何 MEDWEAR 组件之前运行；在表 IV 的所有条件下，包括 $k=0$，ROS 2 订阅者在主机之后 3 毫秒（中位数）收到每一帧，最迟不超过 7.5 毫秒（第99百分位数）。持久化路径（$W=0.1$s）增加了 0.14 秒（中位数），主要是批处理造成的：ros2_to_medwear 桥接器平均将每个样本保留 122 毫秒，并将其批次排队等待 0.3 毫秒。这适用于警报，但不适用于控制回路：提交时，88–95% 的样本已超过250毫秒；而在 $k=0$ 以外的中位数运行中，1 秒和 10 秒的截止期限分别仅有至多 1.0% 和 0.1% 的样本未能满足（在 $k=0$ 时分别为 38% 和 0.3%，因为样本仍在腕带中排队）。较大的时间窗口会以新鲜度换取较低负载：$W=5$s 将请求量从 1.54 次/秒降至 0.18 次/秒，但将平均批次等待时间从 0.12 秒提高到 2.7 秒。

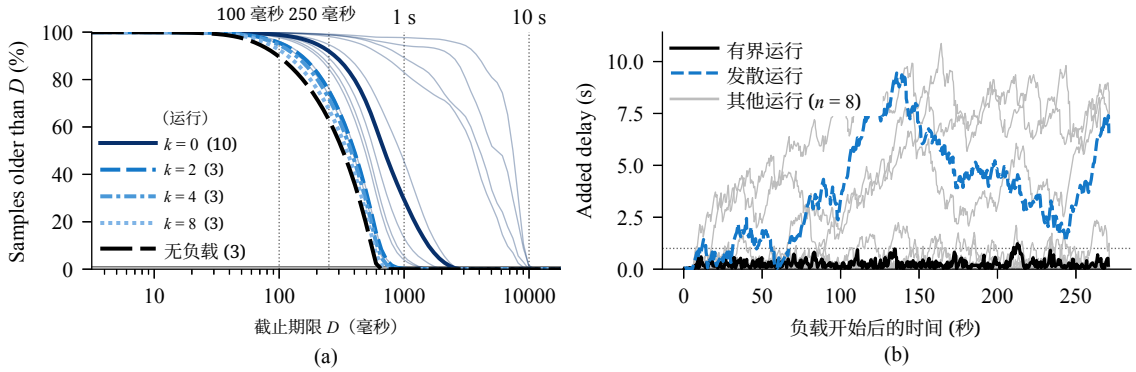


图 4. 75% Wi-Fi负载下腔室内 Polar H10 心电图的时序。(a) 超过截止期限的样本占比，$M(D)$，所有十次运行的中位数$k = 0$、其他每种情况下各三次 k，以及无负载时的三次运行（粗线）。细线表示单次 $k = 0$ 运行。灰色表示 1%。虚线表示表 I 中的截止期限。(b) 十次 $k = 0$ 运行中增加的延迟随时间的变化：一次有界运行和一次发散运行，均来自会话 2；其余八次以灰色表示。虚线表示 1 秒。

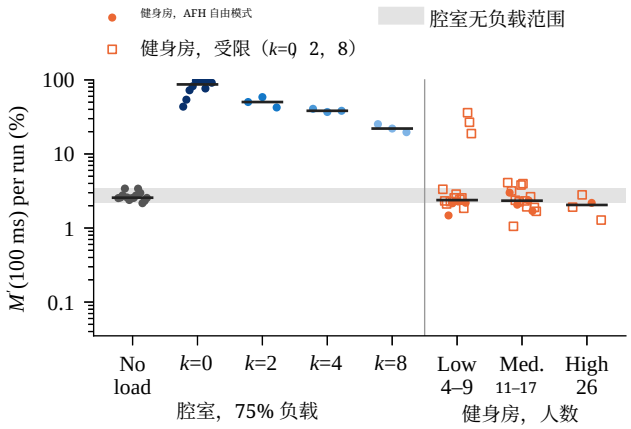


图 5. 每次运行中增加的延迟超过 100 毫秒的 Polar H10 样本占比，$M'(100\ 毫秒)$。腔室：14 次无 Wi-Fi负载的运行，以及通过空闲信道施加 75% 负载时的运行 k（其中十次为 $k = 0$）。健身房：全部 36 次运行，按运行开始时在场的人数分类。柱形表示中位数。健身房中数值最高的三次运行，均是在流量事件期间受限条件下进行的。

D. 缓冲数据摄取

对于 Corsano 这类会缓冲数据的设备，实时路径遗漏的数据仍可在之后收集。CARDA-MON 研究期间，MEDWEAR 在 32 个参与者标识符下存储了 87,041 个心电图批次（2026 年 6 月至 8 月），其中包括测试条目。在所有上传中，验证在首次提交时拒绝了 31.2% 的请求，拒绝原因均为供应商导出数据中的时间戳错位；若按收到时的状态存储，这些数据的时间将是错误的。修正并重新提交后，幂等键拒绝了所有重复提交。

仅当已确认的数据已被存储，且重试不会导致其被重复存储时，延后上传才是安全的。在单节点负载与故障测试（补充材料第 S5 节）中，MEDWEAR 对重新提交的批次仅存储一次，并且在 90 次容器故障中没有丢失任何已确认的样本。请求在两次写入之间中断时，其批次会保持待处理状态，直到重试完成写入。在提高每用户速率限制后，由于所有模拟设备共享同一身份，其单个 API 工作进程最高可处理 50 批次/秒；但在 100 台和 200 台设备下，到达的请求中分别只有 38% 和 17% 完成（补充材料图 S4）。MEDWEAR 存储了 15 个批次中的 5 个格式错误的请求目前也被允许：正文的内容类型错误时仍会被解析为 JSON；缺失的采样率会根据时间戳推导；缺失或未知的项目会回退到用户自己的项目；架构标识符则是自由文本形式的版本标签（样本通过信号类型进行验证）。

IV. 使用 MEDWEAR 实现实时可穿戴系统

从消费者的截止期限 D 以及其可容忍的 M（D）出发（可参考表 I），我们提出：

1)使用 ROS4HC 编写驱动程序 [34]，发布医疗保健_消息 [36]（包括传感器的时间戳），或使用标准化的 JSON 架构。2) 使用 MEDWEAR 的分析工具，在预期使用环境的安静和繁忙时段对传感器进行表征。请注意，每种条件下运行三次只能筛查出明显故障，无法排除罕见的失控运行。3) 检查传感器是否能够满足截止期限，并在需要时迭代改进设计，例如更换传感器或调整其数据流，或将 Wi-Fi 负载移至 5 GHz。4) 运行期间监测样本时龄，并留意网关的 AFH 信道映射。当样本时龄超过 D时，系统应切换至安全状态。

V. 讨论

Healthcare 5.0 的实时消费者需要在截止期限内获得数据，才能按预期运行，因此需要了解每个样本的时龄。

然而，每种连接建立配置都各不相同：传感器、BLE 控制器、固件和环境都存在差异。因此，将结论推广到所有场景超出了本研究的范围。相反，我们展示了即使链路保持连接，数据也可能延迟到达；并发布了 MEDWEAR 的分析工具 [35]，以便每位集成人员都能在自己的配置上测量样本时龄。

健身房录制结果与医院调查一致 [8], [9]：2.4 GHz 频段使用率较低，偶尔会出现突发流量。这一发现有两方面值得关注。首先，这类空间通常有足够的余量来引入可穿戴传感器。对于 Polar H10，链路占用中央设备无线电的时间为 1.25%（每秒发生 22.2 次连接事件，每次平均持续 0.56 毫秒，且处于 AFH 自由模式）。因此，单个

BLE控制器理论上可为约 80 台 Polar H10 设备提供无线电时间。这只是一个上限参考值，因为控制器的连接限制很可能会先成为瓶颈，而且其他控制器上的链路会产生自适应跳频无法避免的碰撞 [19]。

其次，系统应设计为能够处理偶发的突发情况。在发送端和接收端，以往研究通过自适应MAC协议 [23],感知跳频 [21], 实时调度 [22], 运行时调整连接间隔 [10], 或改变传感器发送的数据 [17]来处理此类条件。这些解决方案需要修改可穿戴设备或网关的 BLE控制器，而商用设备通常不允许这样做。

在商用设备允许进行此类更改之前，集成方最多只能控制主机侧，并监测样本时龄，以便下游算法丢弃延迟的样本或回退到安全状态。

A. 局限性

该研究仅使用每种设备各一台、一个控制器（Intel AX211、BlueZ）、一个位于单一信道上的接入点、一个距离，并将传感器放置在海绵上，因此未对人体遮挡和运动进行建模。在人体上，Polar H10 的链路可能会减弱至 Corsano 的 −74 dBm，因此我们的连接建立设置可能过于乐观。Corsano 在信号强度、传输模型、固件、驱动程序和加密方面也存在差异。重叠通过主机信道映射进行设置，且干扰源从未靠近外围设备；即使存在空闲信道，这种情况也可能使自适应跳频失效 [10]。样本时龄是在不存在恒定无线电和主机基础延迟的情况下得到的最佳情形下界，这会影响接近 100毫秒时的绝对值，但不会影响不同条件之间的比较，也不会影响 1秒及更长截止期限的比较。

VI. 结论

本研究使用商用心电图胸带（Polar H10），在消声室和康复健身房中，对 MEDWEAR 从采集到存储的样本时龄进行了表征，并将其与具有代表性的临床截止期限进行了比较。

时延的主要来源取决于无线电条件。在消声室中，采用自由的自适应跳频时，胸带的批处理是主要影响因素：胸带在发送一个数据包之前会收集 73 个样本，因此样本在传输前的平均时龄为 280 毫秒，最高可达 550 毫秒，导致其中 81% 的样本已经超过 100 毫秒的截止期限。链路的其余部分增加的时延很小：BLE链路约为 45毫秒（相对于该次运行的最小时延所增加的中位数时延，约为一个连接间隔），ROS 2实时路径为 3 毫秒，而 MEDWEAR 持久化路径为 140 毫秒（主要源于对数据进行批处理）。

当链路被强制置于繁忙信道上时，链路本身反而成为时延的主要来源。胸带仍保持连接，但积累的积压最高达到 11 秒；样本未能满足 1秒截止期限的比例中位数为 29%，最高达到 98%，而 Corsano 则断开了连接。在至少有两个干净信道的情况下，胸带的未达标率最高为 1.2%。

健身房总体上表现得像一个安静腔室，但有一次流量突发，使得4.6%的样本时效超过1秒在受限于繁忙信道的运行中。这种流量行为与医院调查 [8], [9] 一致。

这些结果表明，无线电拥塞和传感器端批处理可能会损害数据新鲜度。因此，面向实时应用的可穿戴设备应在其预期使用环境中进行性能评估，并监测其样本时龄。MEDWEAR [35], 无线实验 [45],和腔室记录 [46]均已公开提供。

确认

作者感谢集成系统实验室（IIS）及苏黎世联邦理工学院的 Christoph Studer 教授和 Alexander Stutz-Tirri，感谢他们提供消声室的使用权限并给予支持；感谢位于诺特维尔的瑞士截瘫中心（SPZ）及其治疗团队，感谢其允许作者在正常运行期间于康复健身房内进行记录；同时感谢 CARDAMON 研究的参与者。作者使用 Claude（Anthropic）协助代码开发、改进图表呈现，并提升稿件的语言质量和可读性。所有 AI 辅助代码、图表和文本均由作者审阅、核实和编辑，作者对本文承担全部责任。

参考

[1] M. Babu、Z. Lautman、X. Lin、M. H. B. Sobota 和 M. P. Snyder，《可穿戴设备：对精准医疗及医疗保健未来的影响》，《医学年度评论》，第 75 卷，第 401–415 页，2024 年 1 月，doi：10.1146/annurev-med-052422-020437。[2] D. Hameed、N. Sodhi、J. Dubin、A. Schneider、R. L. Barrack 和 M. A. Mont，《将智能手机应用和可穿戴设备融入全膝关节置换术后的康复：批判性综述》，《关节置换术杂志》，第 39 卷，第 8 期，第 2028–2039.e1 页，2024 年 8 月，doi：10.1016/j.arth.2024.02.003。[3] J. Tyler、S. W. Choi 和 M. Tewari，《通过可穿戴传感器和动态预测建模实现实时个性化医疗：临床医学的新范式》，《系统生物学当前观点》，第 20 卷，第 17–25 页，2020 年 4 月，doi：10.1016/j.coisb.2020.07.001。[4] P. K. R. Maddikunta、Q.-V. Pham、P. B、N. Deepa、K. Dev、T. R. Gadekallu、R. Ruby 和 M. Liyanage，《工业5.0：使能技术与潜在应用综述》，《工业信息集成杂志》，第 26 卷，第 100257 页，2022 年 3 月，doi：10.1016/j.jii.2021.100257。[5] A. Younesi、E. Oustad、M. Ansari、T. Fahringer 和 R. Buyya，《Healthcare 5.0：从工业5.0视角看融合物联网、人工智能和6G的下一代医疗系统》，《物联网》，第 35 卷，第 101815 页，2026 年 1 月，doi：10.1016/j.iot.2025.101815。[6] A. R. Manzoori、D. Malatesta、A. Mortier、J. Garcia、A. Ijspeert 和 M. Bouri，《利用心率反馈进行自适应髋部外骨骼控制，可降低自然环境中运动时的耗氧成本》，《科学报告》，第 15 卷，第 1 期，第 507 页，2025 年 1 月，doi：10.1038/s41598-024-84253-y。[7] 蓝牙技术联盟，《蓝牙核心规范，第 *5.4* 版》，蓝牙特别兴趣小组，美国华盛顿州柯克兰，2023 年 1 月，2024 年 6 月 11 日修订。 [在线]。获取地址：https://www.bluetooth.com/specifications/specs/core-specification-amended-5-4/ [8] M. O. Al Kalaa、G. Butron、W. Balid、H. H. Refai 和 N. J. LaSorte，《多个医院环境中2.4 GHz ISM频段的长期频谱调查》，载于*IEEE*无线通信与网络会议研讨会（*WCNCW*），2016 年 4 月，第 246–251 页，doi：10.1109/WCNCW.2016.7552707。[9] M. O. Al Kalaa、W. Balid、H. H. Refai、N. J. LaSorte、S. J. Seidman、H. I. Bassen、J. L. Silberberg 和 D. Witters，《医院环境中2.4 GHz频谱的特征分析：医疗器械共存测试的建模与适用性》，*IEEE*《电磁兼容汇刊》，第 59 卷，第 1 期，第 58–66 页，2017 年 2 月，doi：10.1109/TEMC.2016.2602083。

[10] M. Sp¨ork、C. A. Boano 和 K. R¨omer，《改善动态射频环境中低功耗蓝牙的及时性》，ACM《互联网物联网汇刊》，第 1 卷，第 2 期，第 8:1–8:32 页，2020 年 4 月，doi：10.1145/3375836。[11] 器械与放射健康中心，《医疗器械中的射频无线技术——面向行业和美国食品药品监督管理局工作人员的指南》，2013 年 8 月。 [在线]。获取地址：https://www.fda.gov/regulatory-information/search-fda-guidance-documents/radio-frequency-wireless-technology-medical-devices-guidance-industry-and-fda-staff[12] IEEE标准协会，《无线共存评估美国国家标准》，2022 年，ANSI C63.27-2021。 [在线]。获取地址：https://standards.ieee.org/ieee/C63.27/10662/ [13] 医疗器械促进协会，《医疗器械和系统射频无线共存风险管理》AAMI TIR69:2017/(R)2020，2017 年，2020 年重新确认。[14] M. O. Al Kalaa、J. Guag、S. J. Seidman、Y. Ma 和 J. Coder，《医疗器械无线共存评估案例研究》，IEEE《电磁兼容杂志》，第 9 卷，第 4 期，第 47–53 页，2020 年，doi：10.1109/MEMC.2020.9328232。[15] A. J. Wilson、A. J. Parker、G. B. Kitchen、A. Martin、L. Hughes-Noehrer、M. Nirmalan、N. Peek、G. P. Martin 和 F. C. Thistlethwaite，《住院患者可穿戴生命体征监测的完整性、准确性及其对警报的影响》，BMC《数字健康》，第 3 卷，第 1 期，第 13 页，2025 年 4 月，doi：10.1186/s44247-025-00151-x。[16] A. Jonkers、M. de Groot、M. Duijvestein、P. R. de Reuver、G. Huisman-de Waal、S. Bredie 和 I. M. Spenkelink，《普通病房及居家生命体征监测远程设备的数据可用性和可用性：单中心前瞻性观察研究》，《临床监测与计算》，第 40 卷，第 5 期，第 1125–1135 页，2026 年 10 月，doi：10.1007/s10877-026-01448-6。[17] V. V. Tipparaju、K. R. Mallires、D. Wang、F. Tsow 和 X. Xian，《基于低功耗蓝牙的可穿戴医疗生态系统中数据包丢失的缓解》，《生物传感器》，第 11 卷，第 10 期，第 350 页，2021 年 10 月，doi：10.3390/bios11100350。[18] H. Karvonen、K. Mikhaylov、M. H¨am¨al¨ainen、J. Iinatti 和 C. Pomalaza-R´aez，《医院场景中无线技术对基于BLE的无线体域网的干扰》，载于电气电子工程师学会第 28 届年度个人、室内和移动无线电通信国际研讨会（PIMRC），2017 年 10 月，第 1–6 页，doi：10.1109/PIMRC.2017.8292333。[19] Q. D. La、D. Nguyen-Nam、M. V. Ngo、H. T. Hoang 和 T. Q. Quek，《基于BLE的体域网密集部署：共存研究》，IEEE《绿色通信与网络汇刊》，第 2 卷，第 4 期，第 972–981 页，2018 年 12 月，doi：10.1109/TGCN.2018.2859350。[20] B. Pang、T. Claeys、K. T'Jonck、H. Hallez 和 J. Boydens，《Wi-Fi干扰下低功耗蓝牙的可靠性与吞吐量》，载于第三十一届电子学国际科学会议（ET），2022 年 9 月，第 1–4 页，doi：10.1109/ET55967.2022.9920206。[21] V. Poirot 和 O. Landsiedel，《eAFH：针对低功耗蓝牙自适应跳频的知情探索》，载于第 18 届分布式计算与传感器系统国际会议（DCOSS），2022 年 5 月，第 1–8 页，doi：10.1109/DCOSS54816.2022.00012。[22] Y. Li、J. Lv、B. Li 和 W. Dong，《RT-BLE：低功耗蓝牙实时多连接调度》，载于电气电子工程师学会计算机通信会议论文集（INFOCOM），2023 年 5 月，第 1–10 页，doi：10.1109/INFO-COM53939.2023.10229006。[23] W. H. W. Hassan、S. Sarang、D. Mohd Ali、G. M. Stojanovi´c、W. N. W. Muhamad 和 N. Ya'acob，《无线体域网中支持服务质量保障的动态医疗流量自适应媒介访问控制协议》，IEEE Access，第 12 卷，第 191 461–191 479 页，2024 年，doi：10.1109/ACCESS.2024.3515197。[24] G. Biagetti、M. Sulis、L. Falaschetti 和 P. Crippa，《低功耗无线表面肌电传感器的高精度时钟同步》，《传感器》，第 25 卷，第 3 期，第 756 页，2025 年 1 月，doi：10.3390/s25030756。[25] C. Kothe、S. Y. Shirazi、T. Stenner、D. Medine、C. Boulay、M. I. Grivich、F. Artoni、T. Mullen、A. Delorme 和 S. Makeig，《用于同步多模态记录的实验室流媒体层》，《影像神经科学》，第 3 卷，第 IMAG.a.136 页，2025 年 9 月，doi：10.1162/IMAG.a.136。[26] Y. H. Ali、K. Bodkin、M. Rigotti-Thompson、K. Patel、N. S. Card、B. Bhaduri、S. R. Nason-Tomaszewski、D. M. Mifsud、X. Hou、C. Nicolas、S. Allcroft、L. R. Hochberg、N. Au Yong、S. D. Stavisky、L. E. Miller、D. M. Brandman 和 C. Pandarinath，《 BRAND：用于深度网络模型闭环实验的平台》，《神经工程杂志》，第 21 卷，第 2 期，第 026046 页，2024 年 4 月，doi：10.1088/1741-2552/ad3b3a。[27] S. Macenski、T. Foote、B. Gerkey、C. Lalancette 和 W. Woodall，《机器人操作系统 2：设计、架构及其在实际环境中的应用》，《科学机器人学》，第 7 卷，第 66 期，第 eabm6074 页，2022 年，doi：10.1126/scirobotics.abm6074。

[28] Y. Ranjan、Z. Rashid、C. Stewart、P. Conde、M. Begale、D. Verbeeck、S. Boettcher、The Hyve、R. Dobson、A. Folarin 和 RADAR-CNS Consortium，“RADAR-base：用于利用传感器、可穿戴设备和移动设备收集、监测和分析数据的开源移动健康平台”，*JMIR mHealth uHealth*，第 7 卷，第 8 期，文章编号 e11734，2019 年 8 月，doi：10.2196/11734。[29] S. M. Hossain、T. Hnat、N. Saleheen、N. J. Nasrin、J. Noor、B.-J. Ho、T. Condie、M. Srivastava 和 S. Kumar，“mCerebrum：用于开发和验证数字生物标志物及干预措施的移动感知软件平台”，载于第 *15* 届 *ACM* 嵌入式网络传感器系统会议论文集，SenSys '17 系列。美国纽约州纽约：计算机协会，2017 年 11 月，第 1–14 页，doi：10.1145/3131672.3131694。[30] ETSI，“5G；下一代接入技术的场景与要求研究（3GPP TR 38.913 版本 17.0.0，Release 17）”，欧洲电信标准协会，法国索菲亚安蒂波利斯，技术报告 ETSI TR 138 913 V17.0.0，2022 年 5 月。[在线]。获取地址：https://www.etsi.org/deliver/etsi tr/138900 138999/ 138913/17.00.00 60/tr 138913v170000p.pdf [31] M. Bennis、M. Debbah 和 H. V. Poor，“超可靠低延迟无线通信：尾部、风险与规模”，*IEEE*会刊，第 106 卷，第 10 期，第 1834–1853 页，2018 年 10 月，doi：10.1109/JPROC.2018.2867029。[32] Corsano Health B.V.，“CardioWatch 287-2：产品简介”，https://corsano.com/wp-content/uploads/2024/01/Corsano-287-2-Leaflet.pdf，2024 年。[33] ——，*CardioWatch 287-2*手环与移动患者应用：使用说明，Corsano Health B.V.，荷兰海牙，2023 年，修订版 15。 [在线]。获取地址：https://corsano.com/wp-content/uploads/2023/09/ENG-IFU-Corsano-CardioWatch-287-2-Bracelet-v15.pdf [34] R. J. Manr´ıquez-Cisterna、P. Mishra、J. Pe˜na-Queralta、M. Perez-Serrano、S. Garyfallidis、L. Kupper、M. Ejtehadi、A. Breuss、A. A. Ravankar、J. V. Salazar Luces、R. Riener、Y. Hirata 和 D. Paez-Granados，“ROS 4 医疗保健：面向社交、辅助、康复及医疗机器人的人体生理感知框架”，*Front. Robot. AI*，第 13 卷，2026 年 4 月，doi：10.3389/frobt.2026.1745197。[35] M. Perez-Serrano、H. Z. ¨Ozer 和 S. J. Paek，“MEDWEAR：用于流式传输、验证和存储原始可穿戴生物信号的开放平台”，https://github.com/SCAI-Lab/medwear，2026 年，软件，MIT许可证。[36] M. Perez-Serrano 和 T. Caesar，“healthcare msgs：面向医疗保健消息的 ROS 2 标准消息库”，https://github.com/SCAI-Lab /healthcare msgs，2026 年，访问日期：2026-10-14。[37] S. Kaul、R. Yates 和 M. Gruteser，“实时状态：应多久更新一次？”，载于*IEEE INFOCOM*论文集，2012 年，第 2731–2735 页，doi：10.1109/INFCOM.2012.6195689。[38] R. D. Yates、Y. Sun、D. R. Brown、S. K. Kaul、E. Modiano 和 S. Ulukus，“信息年龄：导论与综述”，*IEEE J. Sel. Areas Commun.*，第 39 卷，第 5 期，第 1183–1210 页，2021 年，doi：10.1109/JSAC.2021.3065072。[39] O. N. Beck、M. K. Shepherd、R. Rastogi、G. Martino、L. H. Ting 和 G. S. Sawicki，“外骨骼必须比生理反应更快地作出响应，才能改善站立平衡”，《科学机器人学》，第 8 卷，第 75 期，文章编号 eadf1080，2023 年，doi：10.1126/scirobotics.adf1080。[40] T. R. Farrell 和 R. F. Weir，“肌电假肢的最佳控制器延迟”，*IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*，第 15 卷，第 1 期，第 111–118 页，2007 年，doi：10.1109/TNSRE.2007.891391。[41] A. M. Hadjiosif、Y. Dajaj、T. Ranjan 和 M. A. Smith，“微小的视觉延迟会严重损害内隐感觉运动学习”，*Sci. Rep.*，第 15 卷，文章编号 16084，2025 年，doi：10.1038/s41598-025-98652-2。[42] G. Cisotto、E. Casarin 和 S. Tomasin，“未来蜂窝系统中高级医疗保健服务的需求与促成因素”，*IEEE Commun. Mag.*，第 58 卷，第 3 期，第 76–81 页，2020 年，doi：10.1109/MCOM.001.1900349。[43] H. Wang 和 K. J. Hunt，“用于跑步机运动的自主调节心率控制”，*Front. Control Eng.*，第 4 卷，文章编号 1158164，2023 年，doi：10.3389/fcteg.2023.1158164。[44] *ANSI/AAMI/IEC 60601-2-27:2011/(R)2016* 医用电气设备——第 *2-27* 部分：心电监护设备基本安全和基本性能的专用要求，医疗仪器促进协会，2016 年，doi：10.2345/9781570204043.ch1。[45] M. Perez-Serrano、H. Z. ¨Ozer 和 S. J. Paek，“在消声室和真实康复健身房中运行的两种可穿戴传感器蓝牙低功耗 Wi-Fi干扰自动化实验”，https://github.com/SCAI-Lab /wireless experiments，2026 年，软件，MIT许可证。[46] M. Perez-Serrano 和 D. Paez-Granados，“受控Wi-Fi干扰下的蓝牙低功耗可穿戴设备：屏蔽室录音”，2026 年 10 月，doi：10.5281/zenodo.23750299。

《连接却迟到：Wi-Fi 共存条件下商用蓝牙低功耗可穿戴设备的实时临床应用样本时龄》补充材料

莫妮卡 ¨Perez-Serrano、H¨umay Zehra Ozer、Seung Ju Paek 和 Diego Paez-Granado s

S1. MEDWEAR 平台

A. 架构与部署

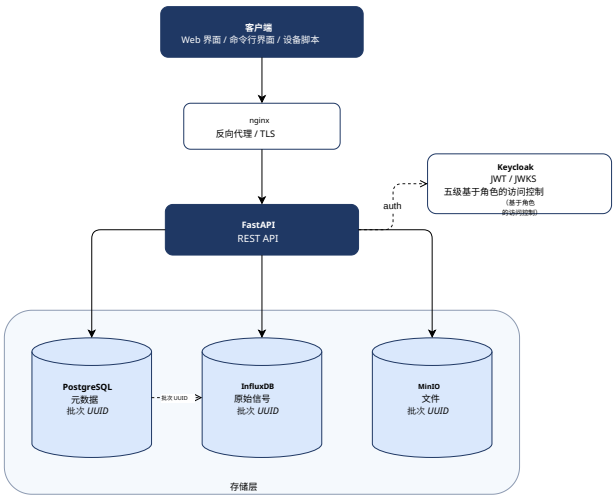


图 S1. 按批次 UUID 标识的 MEDWEAR 服务与存储库。

MEDWEAR 是通过一个设置脚本启动的 Docker Compose 部署，该脚本会生成所有凭据（Kubernetes 使用 Helm chart）。除图 S1 所示的服务外，Grafana 还提供仪表板；PostgreSQL 也存储同意记录和审计日志，每项研究对应一个数据库。数据通过其应用程序编程接口（API）进入，经由 ros2_to_medwear 流式传输，或作为由解析器转换的供应商文件进入。该平台采用版本控制，并可在 GitHub（https://github.com/SCAI-Lab/medwear）上获取。

B. 数据摄取、检索与生命周期

通过 MEDWEAR 的 API（MED-API）发送至 POST /v1/data/batch 的批次，会通过正文第二节 B 部分所述的检查（Pydantic v2）。幂等键由设备标识符和批次的通用唯一标识符（UUID）组成。在执行任何写入之前，会将校验和与客户端提供的校验和进行比较

隶属关系、资金来源和通讯作者信息详见主文章。

并在写入 InfluxDB 之前立即重新计算。由于 PostgreSQL 和 InfluxDB 的写入是按顺序执行的，而非在同一事务中完成，元数据行会先插入为待处理状态，并在写入 InfluxDB 后标记为完成；只有已完成批次才会被确认、查询和导出。使用相同校验和重新提交时，会重写待处理批次的样本，InfluxDB 只存储一次并将其标记为完成；而使用相同幂等键提交其他样本则会被拒绝（HTTP 409）。流的元数据在每个会话中仅注册一次（POST /v1/data/session），之后其批次只携带会话标识符、样本、时间范围、幂等键和校验和。

表 S1MEDWEAR 基于角色的访问控制

Role	范围	摄取	读取	写入	删除	用户	项目	用户界面
设备	own	✓	×	×	×	×	×	×
协作者	own	×	✓	×	×	×	×	✓
研究人员	own	✓	✓	✓	×	×	×	✓
项目管理员	自己的	✓	✓	✓	✓	✓	×	✓
全局管理员	all	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

摄取：POST /v1/data/batch。写入：上传和跨设备查询。删除：删除、软删除审核、恢复。用户：项目角色管理。用户界面：Web 界面。

C. 访问控制和审计

请求携带 Keycloak JSON Web 令牌，并根据缓存密钥集端点进行验证；对于设备，则使用预共享 API 密钥。端点防护机制强制执行五种角色（表 S1）。中间件会记录每个经过身份验证的请求。

D. ROS 2 转换

ros2_to_medwear 将机器人操作系统 2（ROS 2）医疗保健_消息转换为 JSON 模式。该库支持将实时路径中的数据传输至持久化路径。

S2. 腔室：仪器设备、链路详情和逐条件结果

表 S2 列出了每次记录（条件见主图 2）。

表 S2运行记录：所有录制

会话	Runs	极性相关性。使用的	
腔室，7 Oct	AFH 自由模式（包括 1800 秒，括号）	18	18 表 S3，主表 II
	链路参数（90、600 秒）	2	2 表 S4
	受限（0-100%，括号）	16	16 表 S3、S5、主表 II
	k 系列（Corsano 也 $k \in \{2, 8\}$ 在 100%）	15	21 主表 II
腔室 ，8 Oct	受限 ，k 系列	12	- 表 S3 ，S5，主表 II
腔室：*120*，健身房（13a, 13b, 16）	未排除任何项，全部回放	63	57
	AFH 自由模式，$k \in \{0, 2, 8\}$	36	36 主表 III
长凳 ，26 Sep	预试验，未屏蔽[a]	50	50 未使用

[a]同一腕带、中央设备和实验设计，使用另一台 Corsano 设备，分析 v1.0.0。中央设备的 Wi-Fi 已开启。Polar H10 在没有干净信道的情况下，15 次有负载运行中有 12 次丢失链路；而在有 $k \geq 2$ 的 9 次运行中则一次也没有。其他采集（9月18日至10月16日）属于工具检查、协议试运行和中止的启动，未纳入分析。

A. 中央设备与仪器

驱动程序来自 ROS4HC 提交 12984e3。中央设备是一台 Lenovo ThinkPad 21ML008YMZ（Ubuntu，内核 6.8.0- 138，BlueZ 5.72），配备 Intel AX211 控制器（蓝牙 5.3，固件 0x3a27）。流量源的 Wi-Fi 链路以 72.2Mbit/s 运行（调制与编码方案 7，20MHz，默认发射功率）。Wi-Fi 监测器（TP-Link Archer T3U Plus，RTL8822BU）每 30s 读取一次接入点的 QBSS 负载（量化为 $N/255$，由接入点求平均，并存储运行均值）。配备 nRF Sniffer 的 nRF52840 加密狗从每次连接的 CONNECT_IND 开始跟踪，但 Corsano 在切换至 2M 物理层时，其加密链路便丢失；该切换发生在连接建立后 1.4-2.2s。因此，仅报告 Polar H10 的 CRC 失败率，这是一个下限。

时钟漂移。 每个会话均使用无负载运行（健身房内未受限的运行）的下包络斜率中位数来消除漂移：在实验室会话中，主机比腕带快 220 和 -7百万分率；在健身房会话中，快 -58、83 和 -26百万分率。相对于嗅探器的独立时钟，腕带分别快了 25.3 和 11.6 百万分率，主机则快了 249.0 和 19.4 百万分率。两者的差值（224 和 8 百万分率）与包络速率（220 和 -7百万分率）相差不超过 4 和 15 百万分率，处于单次运行 10-16 百万分率的拟合误差范围内，因此变化来自主机，会话 2 的漂移已知到约 ± 15百万分率。btmon 使用主机的系统时钟打时间戳；该时钟在任何一次运行期间都未连接时间服务器，其两次跳变（10月7日 17:48 时跳变 6.5 秒，实验室会话之间跳变 1.9 秒）均发生在运行之间。每次运行的斜率与会话中位数的偏差最高达 最多为 21 百万分率（在一次 300 秒运行中最多 6 毫秒）。将漂移调整 ± 20 百万分率后，M（250 毫秒）的变化最多为 1.0 个百分点，而 M（100 毫秒）的变化在 300 秒运行中最多为 2.3 个百分点，在 1800 秒运行中最多为 5.7 个百分点。

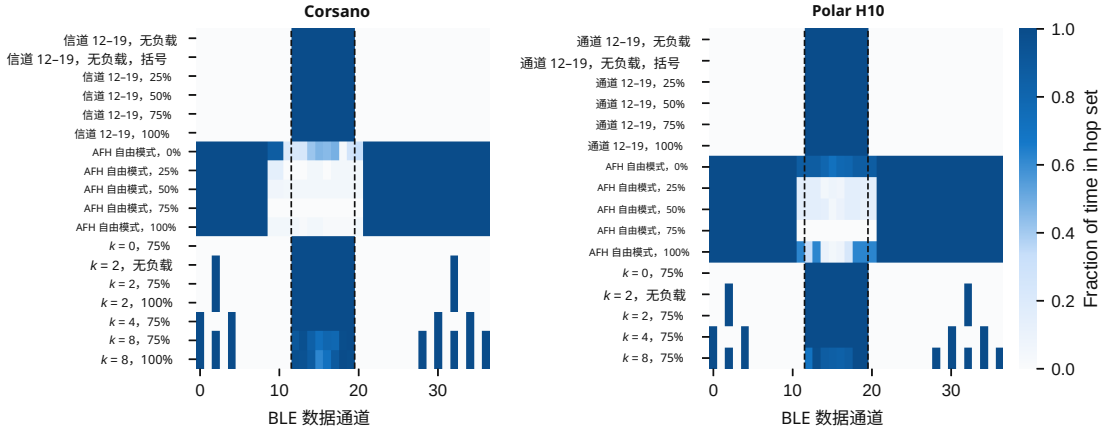
分组化。 主机提供了 517 字节的属性协议最大传输单元（MTU），腕带响应为 232 字节。心电图（ECG）通知携带 229 字节（73 个 3 字节样本加上报头），加速度计通知携带 226 字节，因此每个帧都已填充到完整样本所允许的最大程度（流请求没有帧大小字段，且未测试更小的 MTU）。尽管数据长度（236 字节）可以让一个帧装入一个数据包，但腕带会拆分帧（例如，233+3 或 131+105 字节），因此重传会使一个帧的各个片段分散在最长 0.7秒的时间内，速率为 $k = 0$。因此，主机到达时间是最后一个片段的 HCI 时间。若取第一个片段，M(D)最多会降低 2.5 个百分点。

B. 链路参数和无负载基线

两条链路均协商使用带数据长度扩展的 2M 物理层，并在每次运行中保持其参数不变（表 S4；每台设备分别在一次 90 秒和一次 600 秒运行中记录，并在所有采集中进行检查）。用户数据报协议（UDP）饱和吞吐量在会话 1 中为 61.8 Mbit/s；在 25%–100% 负载下，空中时间（各次运行的中位数）分别为 26%、50%、71% 和 92%，且 iperf3 没有丢包。

C. 逐条件结果

表 S3 给出了主表 II 中自适应跳频（AFH）自由模式与受限条件所依据的数值，图S2 则给出了所使用的信道。在 AFH 自由模式下，控制器的映射沿用自上一次运行（全部 16 对连续的会话 1 Polar H10 配对），因此即使没有负载，它有时也会排除 Wi-Fi信道6 附近的信道。在有负载时，50% 负载下于起始后 18–33 秒将其移除，25% 负载下约在 90 秒后移除；在 100% 负载下，起初保留三至七个，并在 17 分钟直至整个运行期间保留两至四个；同时在约 20 秒内将其从 Corsano 的链路中移除。Polar H10 的



图S2。 各条件下每个 BLE 数据通道处于跳频集合中的时间占比（腔室测试第1次）。（a）Corsano。（b）Polar H10。虚线表示与 Wi-Fi信道6 重叠的信道 12-19。信道 12-19：受限。 ***k***：添加了空闲信道。括号：最终无负载对照。

表 S3无 AFH 和受限条件：逐条件结果（腔室）

			Polar H10					Corsano				
信道	负载（%）	空中时间（%）	n	时延 p50/p99（毫秒）	M'（100 毫秒）	M'（250 毫秒）	M'（1 秒）	n	链路丢失	数据接收（%）	请求数/秒	首次丢失（秒）	失败数/尝试数
AFH 自由模式	0	0	3	44/119	2.6	0.0	0.0	3	0/3	100	2.33	-	-
	25	26	3	44/117	3.2	0.2	0.0	3	0/3	100-101	2.31	-	-
	50	50	3	44/112	2.1	0.1	0.0	3	0/3	98-99	2.31	-	-
	75	71	3	43/112	2.3	0.0	0.0	3	0/3	99-101	2.32	-	-
	100	92	3	43/116	2.9	0.1	0.0	3	0/3	98-100	2.32	-	-
	0（1800 秒）	0	1	43/116	2.7	0.0	0.0	1	0/1	99	2.31	-	-
	100（1800 秒）	89	1	46/121	3.6	0.0	0.0	1	0/1	99	2.31	-	-
	0（括号）	2	1	44/123	3.4	0.0	0.0	1	0/1	100	2.32	-	-
12-19	0	0	3	43/113	2.5	0.0	0.0	3	0/3	99-100	2.31	-	-
	25	26	3	78/470	36.7	6.1	0.0	3	3/3	6-15	0.67	12-111	10/34
	50	50	3	94/455	49.9	9.6	0.0	3	3/3	3-7	0.39	12-103	20/38
	75[a]	71	3	116/689	54.1	11.2	0.0	3	3/3	5-8	0.52	12-89	15/27
	100	92	3	118/519	56.7	14.5	0.0	3	3/3	1	0.06	11-12	92/111
	0（括号）	0	1	43/127	2.5	0.0	0.0	1	0/1	99	2.31	-	-
	0，会话 2	0	2	44/112	2.4	0.0	0.0			未记录			

除非另有说明，均为会话 1。分析版本 1.4.3（在运行结束前 D 内采集的样本不计入统计）。 $M'(D)$以百分比表示：增加的延迟（分组化后的延迟）超过 D 的样本占比，包括未交付样本（主表 II 和第 III-A 节报告的是从采集开始计算的时间），取运行中位数。延迟百分位数汇总一个条件下的所有帧。空中时间：QBSS 负载，取两台设备运行中位数的中位数。接收数据：相对于 Corsano 无AFH无负载中位数（803 B/s）的有效载荷字节数，取各次运行的范围。链路丢失：至少发生一次链路丢失的运行次数。首次丢失：从负载开始到首次丢失的时间，取各次运行的范围。失败数/尝试数：未能建立连接的连接尝试（0x3E），按运行次数求和。 [a]十次 $k = 0$ 运行中有三次处于 75% 负载，全部按运行列于表 S5 中。空闲信道条件见主表 II。

表 S4每个设备的协商链路参数和无负载流量

	Polar H10	Corsano
PHY	2M	2M
数据长度（字节）	236	251
连接间隔（毫秒）	45	60
从设备延迟	0	0
监督超时（秒）	6	5
连接建立后的参数更新	none[a]	none
传输模型	推送	拉取
有效载荷（字节/秒）	1690	803
通知/秒	8.45	6.29
请求/秒（通知/请求）	-	2.33（2.7）
接收信号强度（dBm）	−45	−74

会话 1，AFH 自由模式，无负载。会话 2 中 Polar H10 的参数相同。[a]在连接建立期间，即连接后 1–2 秒且负载开始之前，主机请求对 Polar H10 链路进行一次更新，该更新保持了 45 毫秒和 6 秒（会话 2 的一次运行在 60 毫秒和 5 秒时连接，并设置为这两个值）。

忙碌占比在每次有负载的运行中为 0–15%，在稳态下，链路分别使用 27 个（Polar H10）和 25 个（Corsano）信道。在$k = 2$、4 和 8 时，跳频集合分别包含 10、12 和 15 个信道（在$k = 8$ 时，控制器平均避开一个繁忙信道）。

D. Corsano 链路丢失与重新连接

负载开始后 11-111 秒出现首次丢包。重新连接耗时 5.3秒（73 次重新连接的中位数；第95百分位数为 8.5 秒，最大值为 10.1秒），且 29-83% 的连接尝试失败（表 S3）。根据蓝牙低功耗规范（主要内容见 [7], 第 6 卷 B 部分第 4.5.2 节），如果前六个事件均未成功，则新连接会失败，因此失败占比对应的有效单次事件失败概率为 $\hat{p}_e = (n_{0x3E}/n_{\text{attempts}})^{1/6}$ 0.82-0.97（此处为有效概率，因为失败呈突发性）。

E. 无干净信道：*Polar H10* 的全部十次运行

表 S5 列出了主表 II 和主图 4(b) 中无空闲信道行的十次运行。会话 1 在受限区块内运行了三次（12:32-13:52，交替使用全部四种负载，其 12 次负载运行中没有发散运行），并在 k 系列中运行了三次（15:41-16:08）。会话 2 交替运行了四次，期间重新安装了腕带（接收信号强度为 -48 至 -49 dBm）。失控运行交付了 97.0-97.6% 的心电图样本，因为窗口结束时仍在队列中的帧被截断，而非丢失。

表 S5无干净信道（信道 12-19，75% 负载）： Polar H10 的全部十次运行

会话	开始时间	结果	空中时间 (%)	p50 (毫秒)	最大值（秒）	$M'(D)$ (%) 100 毫秒	250 毫秒	1 秒	Age >1秒
1	13:04	有界	71	86	0.4	43.5	4.3	0.0	0.0
1	13:09	有界	71	107	0.6	54.1	11.2	0.0	0.2
1	13:31	有界	71	183	1.7	72.5	33.7	1.0	3.9
1	15:41	有界	71	253	1.7	82.2	51.1	5.6	13.1
1	15:46	失控	71	7151	9.9	97.8	97.8	97.6	97.7
1	16:08	失控	71	5012	10.9	97.5	96.6	93.9	94.4
2	01:11	失控	59	3682	9.4	97.3	96.5	85.9	89.2
2	01:17	有界	71	198	1.2	76.6	40.6	1.2	5.4
2	01:56	失控	61	3269	9.0	96.3	93.2	78.3	83.0
2	02:03	较短	71	644	2.4	91.6	76.5	29.8	45.5

会话：会话。开始时间：本地开始时间。空中时间：QBSS 空中时间。p50、最大值：增加的延迟的中位数和最大值。 $M'(D)$：增加的延迟（分组化后的延迟）。年龄 >1 秒：到达时超过1秒的样本占比，数据来自采集（主表 II）。失控：积压达到 9.0-10.9 秒，且在运行结束前未清空。较短：一次运行的积压峰值为 2 08, 01 4 80 15 46, 16 11, 01 56 57, 22, 109, 61 23 4 32 5 . 秒。失控开始至峰值的积压增长（：：：：）：以及毫秒/秒。每次运行中，嗅探到的 CRC校验失败数据包占比为 . - . %；由于这些运行均无干净信道，因此全部发生在繁忙信道上（13:09 的运行未跟进）。

F. 敏感性与进一步的时效性度量

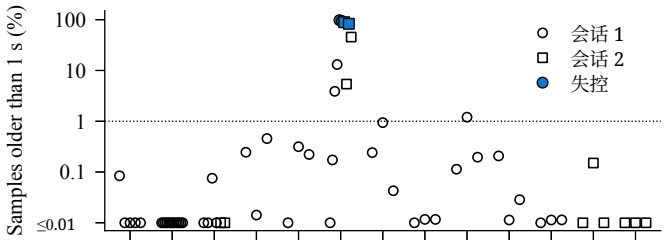
我们根据全部 61 次 Polar H10 运行的 HCI捕获数据重新计算了以下指标（不包括 2 条链路参数记录），并且我们的解析器在每次运行中的 v1.4.3 $M'(D)$ 复现误差均不超过 0.2 个百分点（表S6，图S3）。与最小值相比，从一次运行的第1百分位数测量增加的延迟后，在 100 毫秒、250 毫秒和 1 秒时， M' 最多分别变化 6.2、3.1 和 0.9 个百分点，且没有出现失控分类。负载开始后 6、15、56 和 63 秒出现了失控运行（负载开始前已有 29.5 分钟的 $k = 0$ 负载时间），而在 $k \geq 2$下运行 68 分钟未出现失控运行，因此样本太少，无法估算速率。

失控运行统计： 两种标签下均出现失控运行（受限条件下为 5 次中的 1 次，5 $k = 0$ 中为 3 次中的 1 次），两个会话中也均出现失控运行（分别为 6 次中的 2 次和 4 次中的 2 次，总计 10 次中的 4 次，95%置信区间为 17-69%）。在会话 1 中，两次失控运行均出现在较晚的 k-系列区块中；而会话 2 交替安排其运行，但仍产生了两次失控运行。在 k-系列区块中，3 次运行中的 2 次运行

表S6进一步的时效性指标（Polar H10，腔室）

条件	n	ACC年龄 $> D$ (%) 100 毫秒	250毫秒	最新 心电图	>1秒 心电图/心率	间隔（秒）
AFH 自由模式	18	57.5	0.2	0.0		0.7/1.1
$k = 0$，25/50/100%	9	74.6-81.2	14.5-26.6	0.2-0.3		1.3/1.6
$k = 0$、75%、其他	6	90.3	51.5	4.7		1.9/3.0
$k = 0$，75%，失控	4	98.8	96.6	91.5		1.8/2.7
$k = 2/4/8$ ，75%	9	79.8/76.4/69.0	22.4/15.2/6.4	0.2/0.0/0.0		1.3/2.0
$k = 2/8$ ，100%	6	78.7/69.8	20.9/6.5	0.0/0.0		1.1/1.5

运行中位数（分组时为范围或每个k值）。间隔：各次运行中的最大值。HR：心率。ACC：加速度计，年龄根据采集时间计算。最新：最新送达的心电图样本超过1秒时的10 毫秒时钟刻度占比。



信道组，Wi-Fi负载（%）

图S3。 61次 Polar H10 实验室运行中，每次运行里超过1秒的样本占比（从采集开始计时，v1.4.3；低于0.01%的值按0.01%绘制）。“$k = 0$，0”表示无负载的受限条件。

失控于 $k = 0$，而在采用 $k \geq 2$ 时为 9 次中的 0 次（Fisher $p = 0.045$）；总体而言，4 次中的 4 次相较于 15 次中的 0 次（$p = 0.017$，即相较于 75% 负载下的 9 次运行中的 $p = 0.087$ 次）。

失控运行的数据包级视图：失控运行持续产生腕带生成的 8.45 通知/秒中的 7.8–8.2，有界运行则为 8.44–8.45/秒（积压较短的运行中为 8.42/秒）。在失控运行以及积压较短的运行中，腕带在 77–81% 的数据包中标记有待处理数据（有界运行为 42–66%）；但在每次 $k = 0$ 运行中，嗅探器跟踪到的连接事件里，只有 19–26% 携带了两个或更多新数据包（在 $k = 2$ 时约为 46%）。即时否定确认很少见（四次失控运行中，三次最多为 2.6%，第四次为 11%），因此丢包通常会结束该事件，并使数据包延迟一个完整的 45 毫秒间隔。在干净信道上，嗅探器几乎能听到每个数据包；中央设备在确认带有待处理数据的数据包后，仍会继续执行 98–99% 的事件。在繁忙信道上每次跳频都会发生丢包的情况下，链路容量因此接近腕带的速率，所以我们推测，运行之间的细微差异决定了队列是否保持有界。尽管增长速率相差五倍，四个积压仍在 9.0–10.9 秒处达到饱和，这与有界发送缓冲区相符。一旦积压超过约 6 秒，腕带便会在 4–74 个间隔内丢弃 5–129 个完整的加速度计帧（占样本的 0.3–8.4%）。窗口关闭时，另有 2–3% 仍在队列中。因此，89–97% 的加速度计样本在窗口内到达。其他运行均未丢失加速度计帧。

S3. 健身房录音：会话详情

忙碌占比根据各会话最繁忙信道的信道映射得出（10月13日 13:36 时 Wi-Fi 信道 1 下的信道 1-7，以及 10月16日12-19 时信道 6 下的信道

16:06）。在 13:36 会话的 14:04 起，适配器报告空中时间为 100%，而发送信标的网络数量降至中位数 6。这些样本被排除，因此主表 III 使用该会话的前三次运行。10月16日（开始时间 10:31，运行时间 10:41–12:48，信道 1 初始占比为 10.6%），从 12:07:45 起，信道 1 上每个 15秒窗口的数据帧数量从约 800 增至 33,000，而信标数量未变（管理帧从约 7,800 降至 1,800）；12:11 至 12:28 期间，各时间窗口的空中时间达到 28–70%。12:29，适配器停止接收且未能恢复，因此最后三次运行没有空中时间。开始时的无 AFH Polar H10 运行（12:06:15）中，流量升高后 30–45秒，映射在 45秒后重新添加信道 0–5，并在 120–135秒时移除信道 0–8。

会话4. 端到端重放：记账、逐步计时与批处理窗口

除被合理性检查拒绝的心电图批次外，每条发布的消息都已提交。没有批次被判定为重复请求、被限流或丢失，也没有请求以服务器错误结束。腔室回放发送了 88,280 个批次，其中 1 个被拒绝（146 个样本，占心电图的 0.006%），提交了15.1×10^6 个样本。健身房回放（6.1 小时）发送了 49,033 个批次，其中 23 个被拒绝（3,358 个样本，占 0.27%），提交了 7.2×10^6。在这 23 个批次中，14 个存在超范围振幅，9 个存在基线漂移；其中 19 个属于第 2 天的前两次运行。在 36 个健身房 Polar H10 记录中，有 34 个（两个因采集数量与数据包数量不匹配而被排除）的实时路径增加了 3.3 毫秒（中位数）和 7.2 毫秒（第99百分位数），与腔室中的情况相同（主表 IV）。在 $W = 1$秒时，批处理和提交分别增加了 0.65/1.09 秒，而腔室中为 0.69/1.07 秒（表 S8）。

如果从帧的首个片段而非完成时刻开始计时，那么在$k = 0$ 时，实时路径的第99百分位数将升至340毫秒。整帧发布使中位数减半（从3.1毫秒降至1.5毫秒）；在主表 IV 的运行中，与主机相比，实时路径错过100毫秒和250毫秒截止期限的频率最多高出0.7个百分点。在持久化路径上，样本平均等待批次122毫秒，这比 W更长，因为几乎每个批次都包含一帧，而其中所有样本都等待了 W，外加最多50毫秒的检查间隔。请求平均耗时 18毫秒，其中14毫秒用于向两个存储库提交数据。仅以 $W = 0.1$ 秒的间隔重放了心电图（约每秒1.8个请求），因为重放全部三路 Polar H10 数据流需要约每秒8.4个请求，超过了每分钟300 个请求的限制。

批处理占据了平台样本时龄的主要部分，且在每个 W 均如此（表 S7）。在 $W = 1$秒时，健身房和腔室在每个平台步骤中耗时相近，其总时长的差异主要来自无线电步骤，而腔室的无清洁信道运行拉长了该步骤。

表 S8给出了批处理窗口扫描结果。较大的 W 降低了请求速率和 API 的 CPU 使用率，但使每个样本都延迟了约一个窗口。在 $k = 0$，中位数运行在每个 W下均有相同比例（0.3%）的样本错过 10 秒截止期限；而在 $W = 0.1$秒时迟到率为 2.8%–4.4% 的失控运行，在 $W = 5$秒时错过该期限的样本比例最高达到 46%。在其他条件下，无论 W为何，错过 10 秒期限的样本最多占 0.3%。

交付与验证。MEDWEAR 一次存储了五份相同的

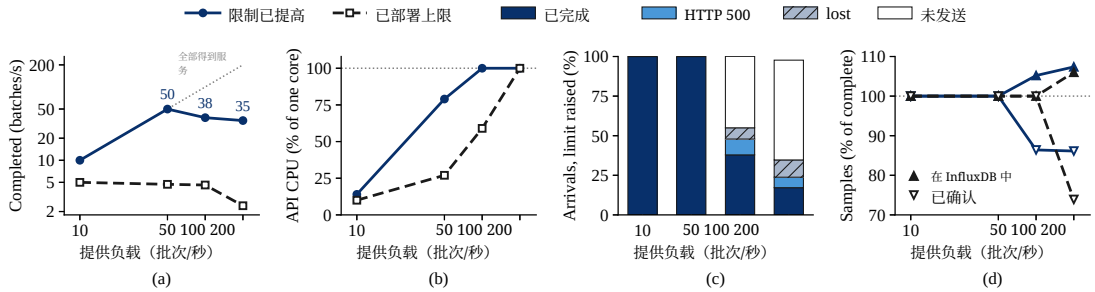


图 S4. MEDWEAR（54fcca6）在单个节点上的开环负载下，N 每个模拟设备以每秒一个批次的速率提供负载，持续 600 秒，数值为三次作业的中位数。(a) 已完成批次/秒。(b) API 的 CPU 使用率。(c) 提高上限后到达请求的结果。丢失：客户端超时（60 秒）或连接丢失。未发送：有 2,000 个请求正在处理中时到达的请求。各占比相加不一定为 100%。(d) 已确认样本数和 InfluxDB 中的样本数，相对于 PostgreSQL 中已完成批次中的样本数。

表 S7POLAR H10 心电图：从传感器到持久提交的每步耗时

	腔室，W=0.1 秒		腔室，W=1 秒	健身房，W=1 秒		
步骤（毫秒）	Mean	p99	平均值	p99	平均值	p99
无线电和主机（增加的延迟）	963.4	8744.6	330.4	7590.2	50.1	145.6
驱动程序到 ROS 2 消息	3.1	6.7	3.4	10.7	3.5	7.2
批处理窗口	121.8	147.6	719.6	1045.9	741.9	1046.2
上传队列	0.3	0.2	0.5	7.6	0.5	4.0
HTTPS、nginx、身份验证	3.4	3.9	3.8	10.9	3.6	10.3
模式和合理性检查	0.5	0.6	0.6	2.2	0.6	2.1
PostgreSQL（待处理，已完成）	9.6	11.4	11.3	52.2	11.2	53.6
InfluxDB 写入（样本）	4.8	6.0	6.1	17.0	5.9	16.0
总计，从时间戳到提交	1107.0	8901.5	1075.7	8261.6	817.2	1180.5
确认（不计入总数）	12.2	13.6	12.5	19.9	12.4	20.0

腔室，$W = 0.1$ 秒：主表 IV 的 22 次运行（7.8×10^5 个样本）。$W = 1$ 秒：腔室中的 63 条 Polar H10 记录（2.6×10^6）以及健身房记录中的 36 条中的 34 条（1.2×10^6）。批级步骤按批次中的每个样本计数一次。增加的延迟相对于每次运行的最小值（主文章第 II-G 节），所有其他步骤均为绝对值。总计不包括分组化（主文章中的 (1)，平均为 0.28 秒）。PostgreSQL：批次完成前的时间减去记录的 InfluxDB 写入时间（分辨率为 1 毫秒）。确认：从提交到响应抵达桥接器的时间。

表 S8批处理窗口 W：提交时的负载和 POLAR H10 心电图新鲜度

W 请求 (s)	API CPU (1/秒)	提交增加 (% CPU 核心)	批次 p50/p99（秒）	等待（秒）	$k = 0$：年龄 $> D$ D=1秒	（%） 10 秒（最大值）
0.1	1.54	2.2	0.14/0.17	0.12	37.6	0.3（4.4）
0.5	1.22	1.8	0.53/0.57	0.42	63.8	0.3（6.4）
1	0.71	1.2	0.69/1.07	0.70	78.7	0.3 (9.8)
5	0.18	0.5	2.75/5.08	2.67	95.2	0.3 (46.3)

仅限 Polar H10 心电图，主表 IV 的 22 次运行。请求（从记录开始时间起，每秒记录）和 CPU：运行均值。新增提交：$t_c - t_h$，在样本上汇总。批次等待时间：从收到样本到批次关闭的平均时间。$k = 0$：主表 II 中汇总的十次运行，完整时间窗口内提交时的样本时龄，运行中位数（最大值）。

提交内容（每次均返回 HTTP 200），在 90 次故障案例中没有丢失任何已确认的样本，并且每次故障后都能自行恢复，但 PostgreSQL 宕机时返回的是 HTTP 403 而不是 5xx（已在最新版本中修复）。

结果可在 GitHub（https://github. com/SCAI-Lab/wireless_experiments，提交 b032be4）上获取。

S5. 平台负载与故障测试

测试工具、条件文件和每项测试结果可在 GitHub（https://github.com/SCAI-Lab/medwear-benchmark，提交 89376b3）上获取。

连接建立。 MEDWEAR（提交 54fcca6，配备一个 API 工作进程、一个包含 15 个数据库连接的连接池，以及每用户每分钟 300 个批量请求的限额）按照部署时的方式运行：在 Slurm 作业中独占分配一个节点（2026 年 10 月 23—24 日），根据记录的种子以随机顺序运行，每个作业和负载阶段都使用新创建的堆栈。同一节点上的客户端通过 nginx 经由 HTTPS 发送包含 256 个样本的心电图批次，不重新发送失败的批次，并统计已发送、已确认和已存储的样本数量。按照预先固定的分析规则，负载结果不包括在最后一个模拟设备启动前发送的请求。在未特别说明的情况下，测试均进行三次，包括延迟测试（每种批次大小发送 30 个请求）、开环负载（$N \in \{10, 50, 100, 200\}$ 个模拟设备，每个设备每秒发送一个批次，持续 600 秒）、闭环负载（N 个用户，每次收到响应后等待 1—3 秒）、15 个格式错误的请求、五次单批次提交，以及故障注入（一次作业中，对六个容器分别执行五次重启、终止和 10 秒冻结）。由于所有模拟设备共享同一身份，MEDWEAR 还在将其每用户限额提高到 10^6/分钟的情况下运行。

延迟与负载。 在样本数为100、1,000、10,000和50,000时，每个批次的中位数（第95百分位数）延迟分别为32（35）、44（48）、155（203）和745（770）毫秒。提高限制后，MEDWEAR可完整处理10和50批次/秒（图S4a、c）。当提供的速率为100和200批次/秒时，API使一个核心达到饱和（图S4b），而PostgreSQL和InfluxDB的占用率分别为5%和36%–37%。由于失败和超时的请求占用了工作线程，完成吞吐量降至38和35批次/秒；等待数据库连接超过30秒的请求则收到HTTP 500响应。两阶段摄取的完成状态更新需要第二个连接池连接，而连接池（5+ 10）耗尽后，该操作发生超时，导致批次处于待处理状态（一次作业中出现1,467次），使得该版本在200台设备下比上一版本更慢（34.8对38.9/秒）。在已部署的限制下，无论开放循环还是闭合循环，它最多只能处理5批次/秒，这是单一共享身份的限制，其余请求均被拒绝（HTTP 429）。

过载情况下的交付。 在达到饱和之前，发送、确认和存储的样本数量一致。超过饱和点后，每个已确认的样本都属于一个完整批次，且没有批次在其样本尚未齐全时被标记为完成（图 S4d）。由于客户端未重新发送这些样本，每个过载阶段有3,158–4,551 个批次（部署负载上限下为 301–356 个）及其样本仍待处理并保留在 InfluxDB 中。通过重新提交完成批次的情况已在集成测试中得到验证，但未在负载测试中验证。