用于深层光声成像的可吞服光源

David C. Garrett 和 Lihong V. Wang

加州理工学院光学成像实验室，*Andrew and Peggy Cherng* 医学工程系，电气工程系，加州理工学院，美国加利福尼亚州帕萨迪纳，邮编 *91125*

* 通讯作者：lvw@caltech.edu

摘要

光声断层成像利用超声的深层组织穿透能力，在远超光扩散极限的范围内获取光吸收对比度。传统光声系统依赖从体外传入的光，因此受到光衰减的限制，成像深度仅能达到数厘米。在此，我们采用一种紧凑型声能供电设备，直接从目标介质内部提供光激发，从而克服这一限制。利用低兆赫兹超声的弱衰减特性，声能可穿过组织，向脉冲激光二极管无线供电。发射的光脉冲会产生光声信号，这些信号能够编码临床相关深度处的局部光吸收，从而有望对胃肠道等无法通过基于表面的照明进行成像的区域成像。我们通过对穿过12厘米厚仿体的目标进行成像，验证了这一方法，为深层组织光声成像开辟了道路。

引言

自21世纪初以来，胶囊内镜（CE）一直为胃肠道（GI）提供一种微创成像手段[1], [2], , 能够直接观察上消化道或下消化道内镜检查无法到达的小肠部位[3]。与常规内镜检查相比，CE的侵入性更低，无需镇静，并且在胶囊通过胃肠道的过程中可进行长时间监测[4], [5]。可吞服胶囊内镜设备内置电池供电的摄像头和光源，图像通过射频信号无线传输至体外的接收器。然而，由于CE依赖传统白光成像，它只能显示黏膜组织表面 [6]。位于肠壁内部或 beyond 肠壁的病变，如透壁性炎症、血管发育不良或黏膜下肿瘤，可能无法被检测到 [7]。因此，需要一种能够穿透胃肠道壁进行探查的成像方式，以改善克罗恩病、血管畸形和腹部癌症等疾病的诊断与管理[8]。

磁共振成像和计算机断层扫描能够提供出色的腹部结构图像，内窥镜[9] 和基于胶囊的 [10] 超声系统则可以对黏膜壁以外的区域进行成像。然而，这些成像方式都无法提供光学成像所具备的功能性和分子对比度，例如血管密度的可视化。光声断层成像（PAT）在组织表面以下、厘米尺度深度处获取光学对比度方面具有优势。利用高脉冲能量的激光光源（~1 J），已在乳房等区域获得数厘米的成像深度[11], [12], [13]。这些图像揭示了丰富的光学对比度信息，例如血氧饱和度。然而，要利用外部照明对体内更深部位（如胃肠道）进行成像时，PAT 会受到有效衰减系数

$$\mu_{\text{eff}} \sim 0\,9 - 1\,74 \quad ^{-1}$$ [11] 的限制。. [14]
cm ，. 在数厘米的深度处，光通量会受到严重衰减，从而导致光声信号弱到难以使用。

为在体内更深处进行光声断层成像（PAT），人们开发了光声内镜，通过光纤将光激发引导至胃肠道 [15], [16]。产生的声学信号由同一内镜系绳上的探测器检测，并用于图像重建。然而，系绳式光声内镜同样受限于常规上消化道或下消化道内镜的解剖可达范围。此外，这些系统需要患者插管并进行镇静，因此不适用于常规筛查或纵向监测。因此，目前仍缺乏微创技术，能够穿透黏膜表面，对整个胃肠道进行成像。

在此，我们介绍一种方法，使无线光声成像（WPAT）能够在远超光扩散长度的深度进行声学尺度扩展。该设备外壳的外形尺寸与现有的CE设备相当（长26毫米，直径11毫米）。光声成像通常使用高能台式激光器，而我们在此使用紧凑型激光二极管进行光声成像。由于MHz级声波能够传播至体内更深处，我们使用外部超声发射器为设备供电，并使用直径为60厘米的人体尺度接收器阵列记录产生的光声信号。为使光激发与超声检测同步，设备接收电磁脉冲，并利用这些脉冲触发脉冲式905纳米激光二极管。我们通过对12厘米厚的琼脂仿体后的目标成像，展示了无线光声成像。

方法

WPAT设备由三个模块组成（图1）：光激发、声功率整流和电磁触发。光激发由905纳米激光二极管实现，其中通过电容器组和高电流场效应晶体管（FET）放电，产生~0.6微秒、~130 微焦耳的脉冲。我们根据该波长具有较深的组织穿透能力，且适用于激光雷达应用的激光二极管易于获得，因此选择了这一波长。无线能量传输通过500千赫接收换能器以声学方式实现，随后使用科克罗夫特-沃尔顿倍压电路，在为电容器组充电的同时维持均匀的输入阻抗。我们使用电磁脉冲触发激光发射：共形螺旋天线接收信号，信号经整流后馈入单稳态多谐振荡器电路，从而产生持续时间一致的脉冲。产生的光声信号穿过~30 厘米的水，由直径60厘米、含512个元件的超声接收阵列检测；我们曾使用该阵列进行活体内全横截面人体成像[17]。

每个模块均制作在一块独立的 0.4 mm 厚印刷电路板（PCB）上，并通过板间布线相互连接。PCB 设计文件见补充信息。我们参考 Medtronic Pillcam、CapsoVision CapsoCam 和 Olympus EndoCapsule 等商用胶囊内窥镜设备，设计了本设备的尺寸 [18], [19]。这种小巧的尺寸大幅限制了可用元件，因此需要通过多项设计选择，在设备体积有限的情况下尽可能提升性能。此外，声能传输也严格限制了设计的功耗预算。我们采用聚二甲基硅氧烷（PDMS）密封外壳，因为它在 905纳米 波长下具有透明性 [20], ，其声阻抗与水和组织相近 [21], ，并且在可吞服应用中具有耐久性和生物相容性 [22]。

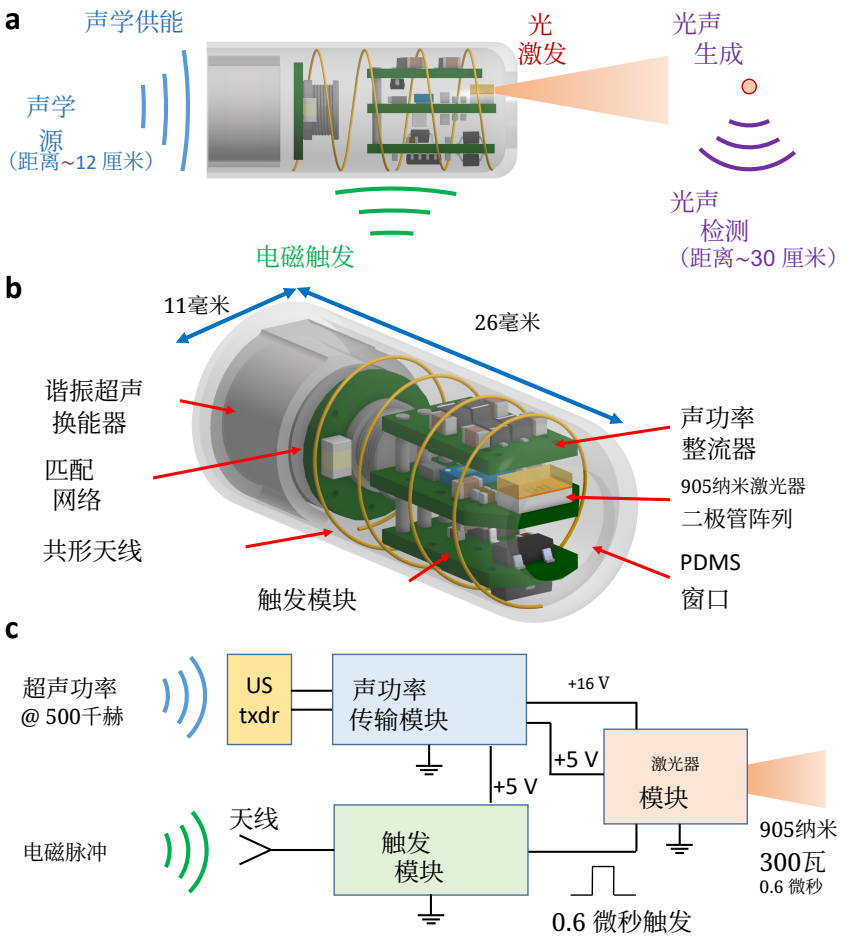


图1. 无线光声断层成像设备。**a** 用于为组织深处的光声信号供能、触发和激发的能源概览。**b** 组装后的设备模型。**c** 设备模块框图。

光学激发模块

激光激发模块（图 2）由一个脉冲式 905纳米 表面贴装激光二极管阵列（Excelitas TPGAD1S11A-4A）组成，该阵列经过驱动，可实现高峰值功率运行。四个发射器同时触发，在 ~0.6 微秒 脉冲期间实现 ~300 W 的峰值光输出。二极管由低电感氮化镓场效应晶体管（EPC2015）进行开关控制，该晶体管由栅极驱动器（LMG1020）控制；预充电至 15 V 的电容器组则提供所需电流（峰值为 ~30 A）。为获得陡峭的光脉冲，我们将激光二极管置于两排电容器之间，电容总量为 4.5 µF，并利用过孔列降低快速大电流放电时的电感。这些电容器在声能传输阶段充电，并在激发期间部分放电。

我们使用光电二极管功率传感器（Thorlabs S120C）测得平均光脉冲能量为 130 µJ。我们将其与消耗的电能进行比较；电能根据已充电电容器组的电压从 15 V 降至 ~9 V 的变化计算得出，其中电脉冲能量为 $E_{LD} = \frac{1}{2} C\left(V_i^2 - V_f^2\right) \sim 324$ µJ。由此得到的电光转换效率为 ~40%。

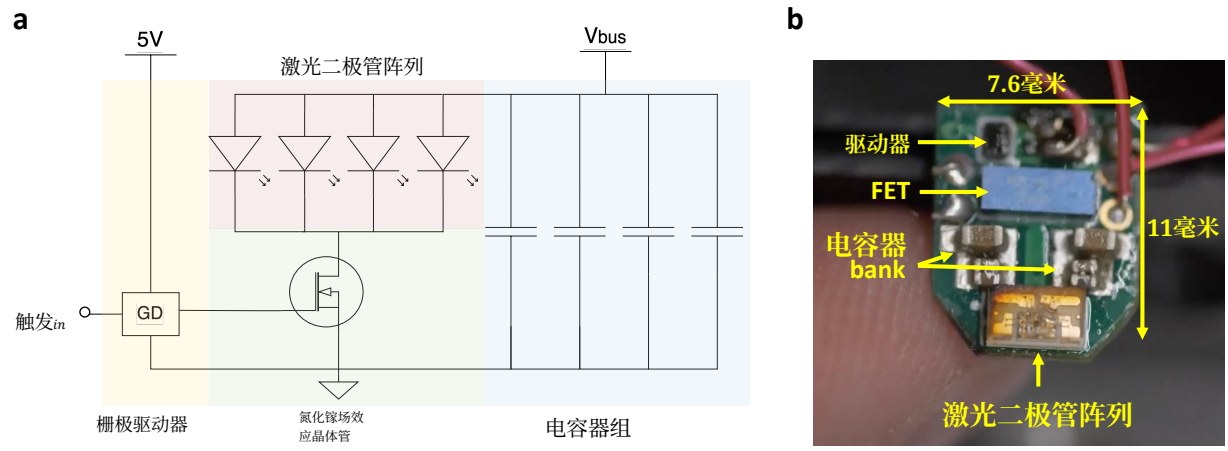


图 2. 光学激发模块。**a** 简化电路图。GD：栅极驱动器。GaN：氮化镓。**b** 组装后的模块。

声能传输

平均每个脉冲消耗的电能为 ~324 μJ，激光器以 50 Hz 的重复频率运行时，所需的平均电功率为 ~16 mW。设备其他组件的静态功耗为 < 1 mW。内置电池可支持短期运行，但胶囊必须在数小时的胃肠道转运过程中始终保持工作，因此仅依靠电池供电会限制成像时长。所需功率高于典型电感式或基于射频的无线电力传输系统为深部组织植入物提供的功率 [23]。我们转而利用兆赫级超声的低衰减特性和导引能量传输能力。已有研究表明，基于超声的无线电力传输可为深部植入的毫米级设备提供毫瓦级功率 [24], [25]。此外，未来单个外部声学阵列或可同时实现超声供能和光声检测，从而简化临床工作流程，并支持采用声速校正等共享校准方法，提升供能和成像性能。

为了无线提供激光器运行所需的 ~16 mW 平均功率，我们首先考虑声学安全限值。美国食品药品监督管理局规定空间峰值时间平均强度 I_{SPTA} < 720 mW/cm^2, , 我们将其视为组织内或胶囊表面可能出现的最大声强；机械指数 (MI) 为 < ~~1.9 M~~Pa/√MHZ。鉴于声学接收器表面积为 0.28 cm^2, , 因此入射到接收器上的声功率最高可达 ~200 mW。要达到所需的电输出，声电转换效率必须达到 > 8%。请注意，在安全标准的限制条件下，我们优化的是接收到的总电功率，而非整个声学链路的效率。

所选工作频率是在能量穿透能力与器件尺寸之间权衡的结果。较低频率可降低组织衰减，但需要更厚的换能器（以实现厚度模态共振）；并且在峰值稀疏压力相同的情况下，会产生更高的机械指数。我们选择500千赫作为折中方案。为高效地将声能转换为电能，我们开发了一款定制的500千赫紧凑型谐振接收器。我们选择PZT-5A作为压电材料，因为它具有较高的机电耦合系数（k_{33} = 0.72）。总

共振时的声电转换效率取决于声阻抗匹配和电阻抗匹配，最终受内部机械损耗和介电损耗的限制；较高的k_{33} 通常有助于实现更高的效率 [26]。参数k_{33} 用于表征机电耦合的强度，与共振和反共振之间的间隔有关，而非直接表示声电转换效率。在实际应用中，输出电能的比例可通过等效电路视角来描述：匹配状况决定了转换所得电能中有多少传输至负载，又有多少在内部耗散（见补充信息）。

换能器朝外的表面通过银环氧树脂（MG 8330）粘接，既作为四分之一波长匹配层，也作为电气连接。银环氧树脂的声阻抗为 ~6 – 7兆瑞利，接近理想的四分之一波长匹配阻抗 $\sqrt{Z_{ti,}\ Z_{tran}}$ ~ 7.3兆瑞利，可在组织（$Z_{ti,}$ = 1.5兆瑞利）与 PZT-5A（Z_{tran} = 36 兆瑞利）之间有效耦合能量。内表面采用空气背衬，以提高机械共振并防止能量意外泄漏到胶囊内部。在共振状态下，使用 LCR表（Hioki 3532-50）测得接收器的电阻抗为 3.78 kW $\angle -47.8°$。

随后，接收到的 500 kHz电信号必须经过整流并储存，以供脉冲激光运行使用。我们采用了两级考克饶夫特-沃尔顿倍压电路（图3a），其选择依据是在电容器组充电期间具有稳定的输入阻抗。充电期间测得发生器的输入阻抗为 186.1 W $\angle -12.2°$。在接收器与倍压电路之间接入 LC匹配网络，以最大限度地提高功率传输。

我们使用一个平面 1.5英寸直径、500千赫的换能器（Olympus V389- SU）传输声功率，该换能器由任意波形发生器（Siglent SDG2042X）和功率放大器（E&I 350L）驱动。我们还使用 LC匹配网络，对发射换能器（150.3 W $\angle -78.2°$）进行电气匹配，以适配 50 W 功率放大器。平面发射孔径可在瑞利长度 $D_{ray} \sim D^2/4\lambda \sim 12$ cm 附近形成宽阔且强度近乎均匀的轴向区域，从而降低对胶囊定位的敏感度。考虑到胃肠道内不可控的运动，与聚焦锐利的发射器相比，这种方式可能提高接收功率传输的可靠性。在此，我们着重最大化胶囊处转化为电能的安全限值声强，而非整个声功率传输链路的效率。

随后，我们使用该系统对用于激光发射的电容器组进行无线充电；在充电期间，电压呈线性上升（图3b）。我们还使用齐纳二极管将整流直流电压限制在 15 V；当电容器组充电至 15 V 后，接收到的额外声功率会通过齐纳二极管耗散。使用校准水听器（Onda HGL-0085），我们测得峰值声压为 $p_{pk} = 210$ kPa，对应的机械指数为 ~0 3 $p_{pk}^2\ 2Z_a \sim$。由 1 47 ^{2} ~49 此得到的峰值声强为 / 。W/cm，因此在符合安全标准的前提下，可采用 % 的最大占空比。

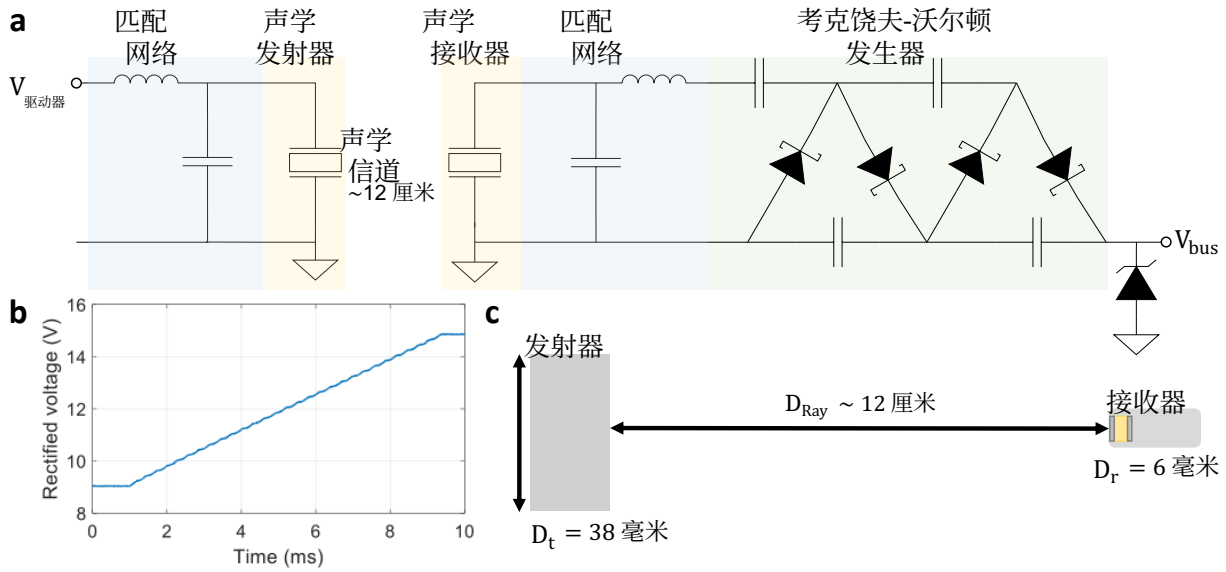


图3. 无线光声断层成像的声能传输。**a** 简化电路图。V_{drive} 连接到驱动发射器的功率放大器。V_{bus} 连接到用于为激光二极管阵列供电的电容器组。**b** 电容器组上由声能传输产生的整流电压V_{bus} 。**c** 发射器和接收器几何结构示意图。

无线触发

为了控制激光发射并与光声检测同步，我们采用低延迟无线触发。另一种方案是在设备内部加入独立的触发源，并使其与外部检测电路同步。不过，这可能会随时间推移而产生漂移，也无法灵活调整数据采集时使用的重复频率。为了实现低延迟触发，理想的能量源应在组织中具有较高的传播速度和较低的损耗。

我们使用连接到水浸偶极天线的快速上升沿电脉冲（Olympus 5073PR）来发射宽带电磁脉冲。上升时间约为2 ns，对应的脉冲频谱最高可达数百MHz。在这一频率范围内，电磁波在水性和生物介质中的衰减适中，能够实现足以穿透胃肠道相关尺寸范围的深度。传输信号由环绕设备、以边射模式工作的共形螺旋天线进行检测。虽然谐振天线的效率可能更高，但胃肠道内不断变化的介电特性可能会因介质负载而意外改变天线的行为。

由于触发输入端具有高阻抗，因此只需接收少量能量即可产生合适的电压。天线连接到由超快二极管（SMS7621）构成的全波整流器。整流器输出端接有一个 10 kW 下拉电阻，以缩短由二极管内部电容引起的上升时间。随后，整流器输出端连接到单稳态多谐振荡器电路，以产生持续时间一致的脉冲。通过选择合适的电阻和电容值，可产生 ~0.6 微秒脉冲，经栅极驱动器触发激光二极管。图4展示了一个无线生成的脉冲示例。该模块还

包含一个低压差稳压器，可将声能传输获得的 15 V 电压转换为 5 V 电源。

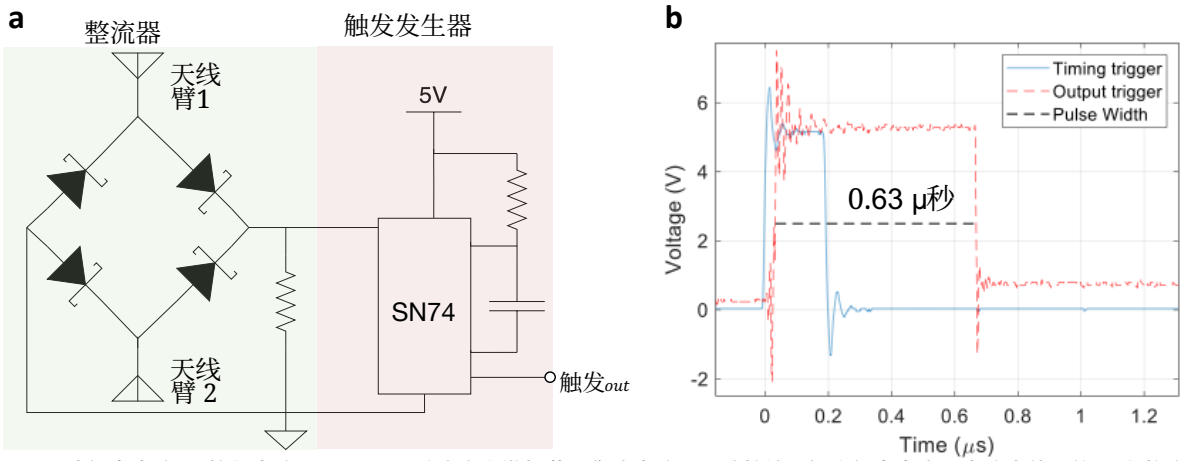


图4. 无线触发电路。**a**简化电路图。SN74：单稳态多谐振荡器集成电路。脉冲持续时间由触发发生器电路中使用的RC参数决定。**b**无线触发脉冲记录。

结果

该设备装在一个3D打印胶囊中，其前后表面均设有聚二甲基硅氧烷窗口。聚二甲基硅氧烷用于提供保护屏障，使其能够经受胃肠道环境，同时不会大幅衰减声学或光学能量。接收用超声换能器连接至匹配网络，随后匹配网络连接到声学整流器印刷电路板。螺旋天线的两臂连接至触发印刷电路板。封装前，每个电路均使用3D打印支架固定。三块印刷电路板通过四条线路实现机械和电气连接：接地、5 V、15 V和触发。

声学供能并通过电磁方式触发的 WPAT设备如图5所示，设备在不同位置下的运行情况见补充视频1。设备安装在声吸收体上，以减少水槽中的混响。这些图像使用科研相机（FLIR GS3-U3-23S6M）拍摄。请注意，该相机在905纳米处的灵敏度比可见光波长处低~10 倍。

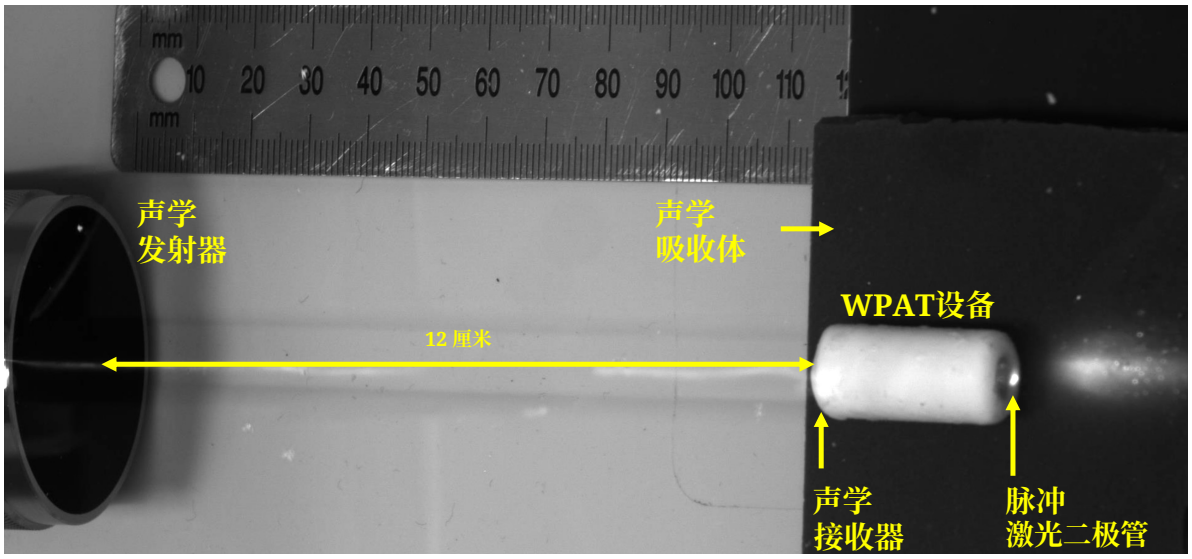


图5. 声能通过12 cm厚的水传输时WPAT设备的运行。

用于成像的系统时序图如图6a所示。首先，进行8毫秒的声能传输，为激光模块的电容器组充电。由于设备供能所用的声强较高，且500千赫下的声衰减较低，因此我们留出10毫秒的间隔，使声供电信号衰减，避免其掩盖微弱的光声信号。请注意，由于人体组织中的衰减和散射更强，这段时间可能可以缩短。随后，使用文中所述的定制512阵元、直径60厘米的阵列记录光声信号，见[17]。检测完成后，开始下一个声学充电周期。由此产生的声供电占空比为

40 $_{SPTA}$ ~ %，对应于I 590 mW/cm^2。

我们通过成像一个目标来展示这一方法，同时将声能通过12 cm厚的4%琼脂体模进行传输，并将此作为人体胃肠道成像应用的测试场景。我们以4 mm为步长，在两个维度上横向扫描发射器和WPAT设备（图6b）。在每个位置，我们对2000次激光脉冲的光声响应取平均值。随后，我们对记录到的信号施加500千赫陷波滤波器，以减弱声学供能产生的残余混响。我们根据各设备位置重建光声断层成像图像，并使用6 mm高斯窗分离局部光激发产生的光声信号。我们扫描45个位置，以构建厘米尺度的目标图像（图6d）。需要强调的是，尽管光脉冲能量极低（130 μJ），且声学发射器与光声接收器之间的距离达到人体尺度，我们仍能使用外形尺寸小巧的全无线设备生成光声断层成像图像。

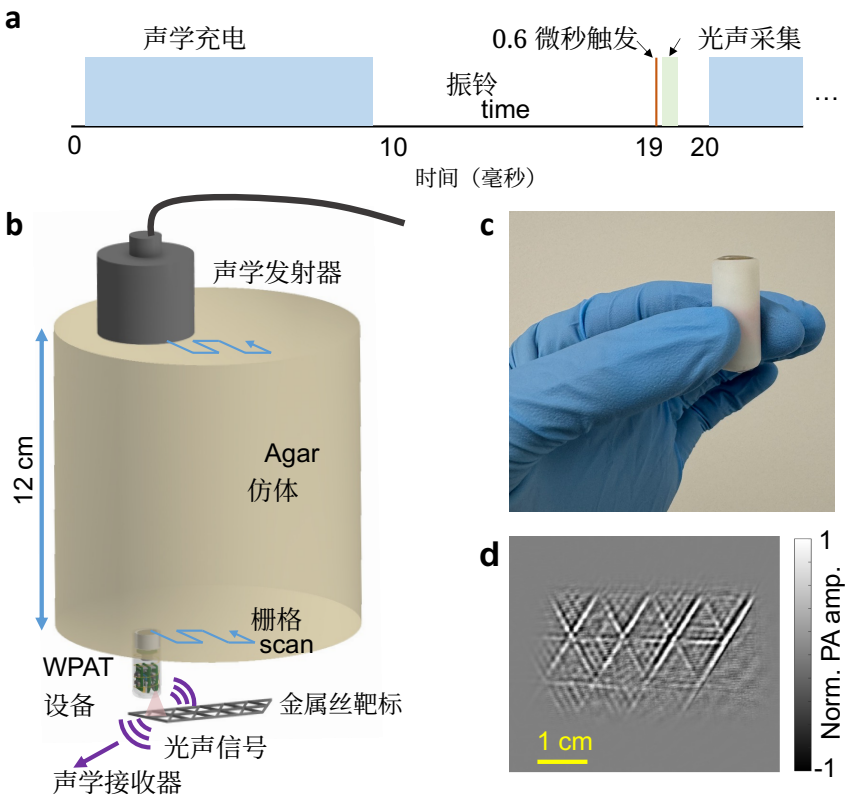


图6. WPAT体模成像的实验配置和结果。**a** 声学供电设备并记录光声信号的时序图。**b** 经12厘米体模成像的实验配置。**c** 组装好的设备。**d** 生成的PAT图像示例。

讨论

我们展示了利用无线供电和触发的可吞服形态设备，在临床相关深度实现无线光声成像。这项技术有望实现对整个胃肠道黏膜层的成像，这是现有任何方法都无法做到的。声能传输无需板载电池，因此有望在设备自然通过胃肠道期间实现长时间连续成像。未来，大型动物研究对于评估无线光声成像的临床效用至关重要，包括检测克罗恩病中的炎性病变或表征黏膜下肿瘤。

临床转化仍面临的一项挑战是胃肠道部分区域可能存在气穴，这可能会妨碍声能传输和光声信号检测。小肠通常充满液体 [27], ，而胃和大肠中往往含有更多气体。因此，可能需要采用患者准备方案来减少声学阴影。此外，尽管我们采用了单元发射器进行无线供电，非均质腹部组织可能需要通过自适应波束形成，才能有效地向设备传输声能。我们的实验还假设设备位置已知，但在真实的胃肠道中，设备在通过期间会改变位置和朝向。采用磁场 [28], [29], 、电磁波 [30], 或超声成像等稳健的定位策略，可实现实时设备跟踪，从而优化声束转向，为设备供电。

由于图像数据采集需要持续数秒，因此需要考虑体内运动伪影。未来可能实现商业化的共形超声阵列 [31], 可环绕腰部，以便在整个胃肠道内持续成像并为设备供电。虽然这些阵列能够补偿患者整体运动，但也必须考虑皮肤与腹部器官之间的差异运动。该设备还可针对胃肠道成像进一步优化若干功能。例如，在传统胶囊内镜中，设备的侧视光学系统可能比前视图像 [32]提供更具临床价值的图像。因此，未来的无 线光声成像设计可采用侧向光学照明，以更好地成像与行进轴垂直的结构。

其他机制，如声致发光 [33], [34] 或微波驱动等离子体，也能将其他形式的能量转化为光学发射，但在生物医学应用中存在关键局限。产生声致发光所需的声压远超人体安全阈值，而且由此产生的光源会伴随强烈的非线性声学响应，可能掩盖微弱的光声信号。同样，产生微波驱动等离子体需要较高的电场幅度和特殊的气体环境，这些条件很可能无法用于人体。

未来的 WPAT 实现方案可在设备中集成声学接收器，以便在更靠近声源的位置检测光声信号。本地检测可使用更高频率的超声，从而在组织中减少衰减和像差的同时提升空间分辨率。然而，与本文所展示的外部光声检测相比，集成前端放大和数字化功能会大幅增加设备的功率需求。作为替代方案，无源读出方法（如射频 [35] 或磁电

[36] 反向散射链路）或可在胶囊内无需高功率电子设备的情况下传输编码声学信息。

致谢

本项目部分得以实施，得益于陈·扎克伯格倡议捐赠基金提供的编号为 2024-337784 的资助；该基金由硅谷社区基金会管理。L.W. 在 Microphotoacoustics, Inc.、CalPACT, LLC 和 Union Photoacoustic Technologies, Ltd. 持有经济利益，但这些公司并未资助本项工作。

参考文献

[1] G. Iddan、G. Meron、A. Glukhovsky 和 P. Swain，“无线胶囊内镜”，《自然》，第 405 卷，第 6785 期，第 417–417 页，2000年5月，doi：10.1038/35013140。[2] T. Nakamura 和 A. Terano，“胶囊内镜：过去、现在与未来”，《胃肠病学杂志》，第 43 卷，第 2 期，第 93–99 页，2008年2月，doi：10.1007/s00535-007-2153-6。[3] B. Akpunonu、J. Hummell、J. D. Akpunonu 和 S. Ud Din，“胃肠道疾病中的胶囊内镜：评估、诊断与治疗”，《克利夫兰临床医学杂志》，第 89 卷，第 4 期，第 200–211 页，2022年4月。[4] Z. Liao、R. Gao、C. Xu 和 Z.-S. Li，“小肠胶囊内镜的适应证、检出率、检查完成率和滞留率：系统综述”，《胃肠内镜》，第 71 卷，第 2 期，第 280–286 页，2010年2月，doi：10.1016/j.gie.2009.09.031。[5] M. Pennazio 等，“小肠胶囊内镜与器械辅助小肠镜在小肠疾病诊断和治疗中的应用：欧洲胃肠内镜学会（ESGE）临床指南”，《内镜》，第 47 卷，第 4 期，第 352–376 页，2015年4月，doi：10.1055/s-0034-1391855。[6] G. Cummins 等，“利用非白光成像胶囊内镜进行胃肠道诊断”，《自然综述：胃肠病学与肝病学》，第 16 卷，第 7 期，第 429–447 页，2019年7月，doi：10.1038/s41575-019-0140-z。[7] S. H. Kim 和 H. J. Chun，“胶囊内镜：陷阱与应对方法”，《诊断学》，第 11 卷，第 10 期，第 1765 页，2021年9月，doi：10.3390/diagnostics11101765。[8] B. Sun、J. Liu、S. Li、J. F. Lovell 和 Y. Zhang，“胃肠道疾病的成像”，《影像学杂志》，第 9 卷，第 6 期，第 115 页，2023年6月，doi：10.3390/jimaging9060115。[9] J. H. Lee、G. Traverso、D. Ibarra-Zarate、D. S. Boning 和 B. W. Anthony，“超声胶囊内镜的离体与体内成像研究”，《医学器械杂志》，第 14 卷，第 021005 期，2020年3月，doi：10.1115/1.4046352。[10] H. S. Lay 等，“朝着具备微超声成像功能的多模态胶囊内镜设备迈进”，载于 2016年9月 IEEE国际超声学研讨会（IUS），第 1–4 页。doi：10.1109/ULTSYM.2016.7728692。[11] L. Lin 等，“用于临床前研究和临床转化的高速三维光声计算机断层成像”，《自然·通讯》，第 12 卷，第 1 期，文章编号 1，2021年。[12] S. Na 等，“人脑大规模并行功能性光声计算机断层成像”，《自然-生物医学工程》，第 6 卷，第 5 期，第 584–592 页，2022年5月，doi：10.1038/s41551-021-00735-8。[13] K. Huang 等，“用于早期诊断并提高准确性的乳腺肿瘤高速光声与超声计算机断层成像”，《科学进展》，第 11 卷，第 41 期，第 eadz2046 页，2025年10月，doi：10.1126/sciadv.adz2046。[14] L. V. Wang 和 H. Wu，《生物医学光学：原理与成像》。John Wiley & Sons，2012年。[15] R. Ansari、E. Z. Zhang、A. E. Desjardins 和 P. C. Beard，“用于高分辨率三维内镜的全光学前视光声探头”，《光：科学与应用》，第 7 卷，第 1 期，第 75 页，2018年10月，doi：10.1038/s41377-018- 0070-5。[16] H. He 等，“用于食管成像的胶囊光声内镜”，《生物光子学杂志》，第 12 卷，第 10 期，第 e201800439 页，2019年，doi：10.1002/jbio.201800439。[17] D. C. Garrett、J. Xu、Y. Aborahama、G. Ku、K. Maslov 和 L. V. Wang，“全截面人体超声断层成像”，2025年1月31日，arXiv：arXiv:2307.00110。doi：10.48550/arXiv.2307.00110。[18] L. L. Zwinger 等，“CapsoCam SV-1 与 PillCam SB 3 在不明原因胃肠道出血检测中的比较：前瞻性随机对照多中心研究结果”，《临床胃肠病学杂志》，第 53 卷，第 3 期，第 e101 页，2019年3月，doi：10.1097/MCG.0000000000000994。[19] C.-C. Su 等，“胶囊内镜：胃肠道诊断的当前趋势、技术进展与未来展望”，《生物工程》，第 12 卷，第 6 期，第 613 页，2025年6月，doi：10.3390/bioengineering12060613。[20] D. K. Cai、A. Neyer、R. Kuckuk 和 H. M. Heise，“用于制造多模波导的透明聚二甲基硅氧烷材料中的光吸收”，《光学材料》，第 30 卷，第 7 期，第 1157–1161 页，2008年3月，doi：10.1016/j.optmat.2007.05.041。[21] G. Xu，“微尺度声流体学中聚二甲基硅氧烷的声学表征”，《物理评论应用》，第 13 卷，第 5 期，2020年，doi：10.1103/PhysRevApplied.13.054069。

[22] N. K. Mandsberg, J. F. Christfort, K. Kamguyan, A. Boisen 和 S. K. Srivastava，《用于肠道工程的口服可摄入医疗器械》，《先进药物递送综述》，第165–166卷，第142–154页，2020年1月，doi: 10.1016/j.addr.2020.05.004。[23] A. Ibrahim、M. Meng 和 M. Kiani，《生物医学植入物感应式与超声无线功率传输的全面比较研究》，《*IEEE*传感器杂志》，第18卷，第9期，第3813–3826页，2018年5月，doi: 10.1109/JSEN.2018.2812420。[24] P. Nadeau 等，《可摄入装置的持续能量采集》，《自然-生物医学工程》，第1卷，第3期，第0022页，2017年2月，doi：10.1038/s41551-016-0022。[25] S.-Y. Yang 等，《为可植入和可摄入电子器件供电》，《先进功能材料》，第31卷，第44期，第2009289页，2021年，doi: 10.1002/adfm.202009289。[26] K. Uchino，《压电能量采集基础》。世界科学出版社，2021年。[27] K. Möller 等，《胃肠超声：测量与正常发现——您需要了解什么？》，《消化疾病》（巴塞尔，瑞士），第43卷，第3期，第300–335页，2025年，doi：10.1159/000544043。[28] M. Monge、A. Lee-Gosselin、M. G. Shapiro 和 A. Emami，《利用作为磁自旋运行的可寻址发射器对体内微尺度器件进行定位》，《自然-生物医学工程》，第1卷，第9期，第736–744页，2017年9月，doi：10.1038/s41551-017-0129-2。[29] S. Sharma 等，《用于无线监测胃肠动力学的位置感知可摄入微器件》，《自然-电子学》，第6卷，第3期，第242–256页，2023年3月，doi：10.1038/s41928-023-00916-0。[30] J. Hummel 等，《使用标准化评估方案对新型电磁跟踪系统进行评估》，《医学与生物学中的物理学》，第51卷，第10期，第N205页，2006年4月，doi: 10.1088/0031-9155/51/10/N01。[31] C. Wang 等，《通过共形超声器件监测中心血压波形》，《自然-生物医学工程》，第2卷，第9期，第687–695页，2018年9月，doi：10.1038/s41551-018-0287-x。[32] A. Koulaouzidis 和 K. J. Dabos，《展望未来：胶囊内镜未必是最佳选择？》，《胃肠病学年鉴》（希腊胃肠病学会季刊），第26卷，第4期，第365–367页，2013年。[33] L. V. Wang 和 Q. Shen，《强散射介质的声致发光层析成像》，《光学快报》，第23卷，第7期，第561–563页，1998年4月，doi：10.1364/OL.23.000561。[34] Q. Shen 和 L. V. Wang，《利用声致发光对致密组织模拟浑浊介质进行二维成像》，《应用光学》，第38卷，第1期，第246–252页，1999年1月，doi：10.1364/AO.38.000246。[35] A. Khaleghi、A. Hasanvand 和 I. Balasingham，《用于深部植入物高速数据传输的射频反向散射通信》，《*IEEE*微波理论与技术汇刊》，第67卷，第3期，第1093–1106页，2019年3月，doi：10.1109/TMTT.2018.2886844。[36] F. Alrashdan 等，《用于生物电子植入物的稳健磁电反向散射通信系统》，*Research Square*，第rs.3.rs-5463005页，2024年12月，doi：10.21203/rs.3.rs-5463005/v1。

关于以下内容的补充信息：

用于深层光声成像的可吞服光源

David C. Garrett 和 Lihong V. Wang

加州理工学院光学成像实验室、*Andrew and Peggy Cherng* 医学工程系、加州理工学院电气工程系、加州理工学院，帕萨迪纳，*CA 91125*，美国

* 通讯作者：lvw@caltech.edu

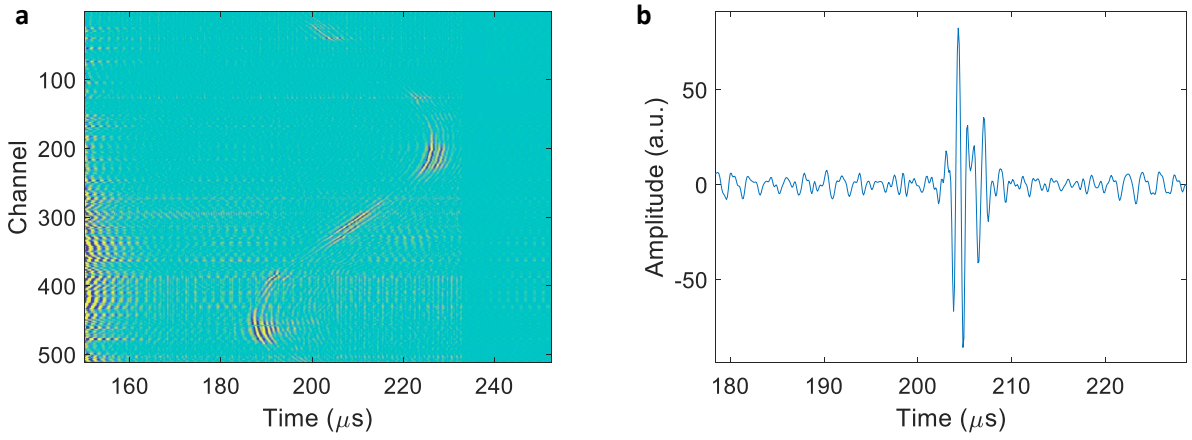
灵敏度分析

此处使用的光能为 ~ 130 μJ，远低于典型光声层析成像系统中的光能，但我们照射的是激光器附近更窄的区域。这里，我们从理论上估算该系统的信噪比。虽然该系统中的辐照量取决于目标与激光器表面的距离，但此处将其近似为 $F \sim 130\ \mu J/cm^2$。对于我们的脉冲宽度 $\Delta t = 0.6$ 微秒，光声应力约束适用于特征尺寸为 $d > \Delta t c_s \sim 0.9$ mm 的成像吸收体，其中$c_s \sim 1540$ m/s 为组织中的声速。由此得到的初始光声压力为 $p_0 = \Gamma \mu_a F$ [1]。对于组织，我们取 $\mu_a \sim 0.1\ cm^{-1}$；对于金属丝靶标，我们近似取 μ_a ~2.0 cm^{-1}。格吕奈森系数 Γ 为 ~ 0.2（无量纲）。由此得到的初始压力为$p_{0,\ tissu,} \sim 2.6$ Pa 和 $p_{0,\ wir,} \sim 52$ Pa。

随后，我们将此压力与系统的等效噪声压力（NEP）[2]进行比较。我们设定每个声学接收器元件的NEP谱密度为0.5 mPa $Hz^{-1/2}$ [3]，对应的NEP_0 为1 MHz带宽下的0.5 Pa。单个记录接收通道的NEP_{sig} 可通过对拍摄次数N_{avg} 进行平均，并将接收器表面的NEP换算至目标位置r来估算。在我们的人体尺度系统中，$r \sim 30$ cm。我们考虑1 MHz下的声波波长，而我们的实验使用了$N_{avg} = 2000$。

$$\mathrm{NEP_{sig}} = \mathrm{NEP_0} \frac{r/\lambda}{\sqrt{\mathrm{N_{avg}}}} \sim 2.2\ \mathrm{Pa} \qquad (1)$$

这将产生 $p_{0,wire}$/噪声等效功率$_{sig}$~24的信噪比（信噪比）。在补充图1所示的记录信号中，我们观察到信噪比约为27。请注意，这些信号经过500千赫陷波滤波，以去除声能传输产生的残余信号，但仍存在一些振铃。



补充图1。使用WPAT激励时记录的信号示例。**a** 对500千赫声能传输信号进行陷波滤波后，记录所有512个通道的正弦图。**b** 通道310上的信号示例。

整个成像系统的噪声等效功率可通过对接收器元件数量$N_{\mathrm{ele}} = 512$进行平均来估算[3]。由此估算出的成像噪声等效功率$_{\mathrm{img}}$为

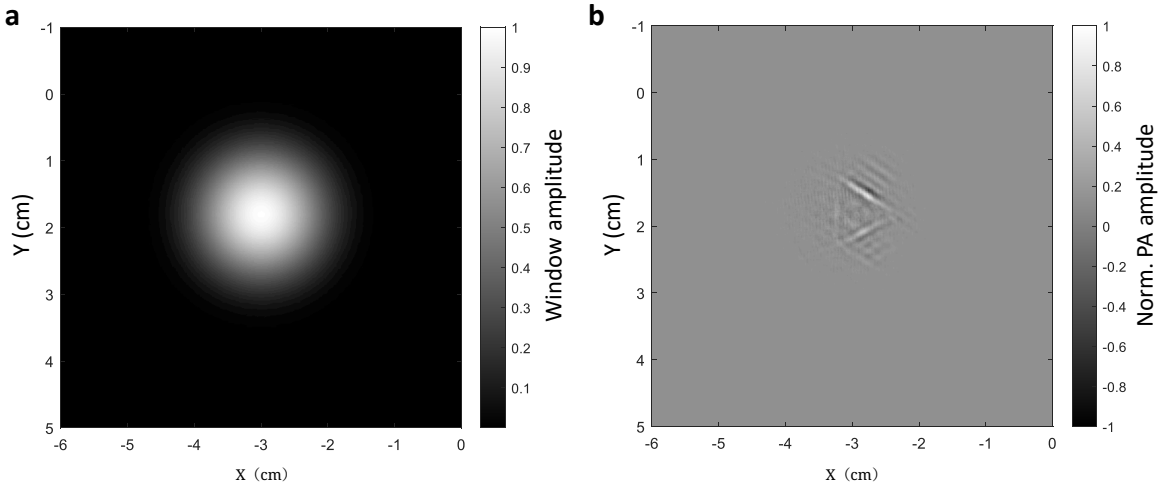
$$\mathrm{NEP}_{\mathrm{img}} = \mathrm{NEP}_0 \frac{r/\lambda}{\sqrt{N_{\mathrm{avg}}}\sqrt{N_{\mathrm{ele}}}} \sim 0.1\ \mathrm{Pa} \tag{2}$$

在真实组织中　在 $\mu_a \sim 0.1$ 厘米$^{-1}$ 的情况下，我们预计所得图像的信噪比约为：

$$\mathrm{SNR}_{\mathrm{img}} = \frac{p_{0,\mathrm{tissue}}}{\mathrm{NEP}_{\mathrm{img}}} \sim 26 \tag{3}$$

图像生成

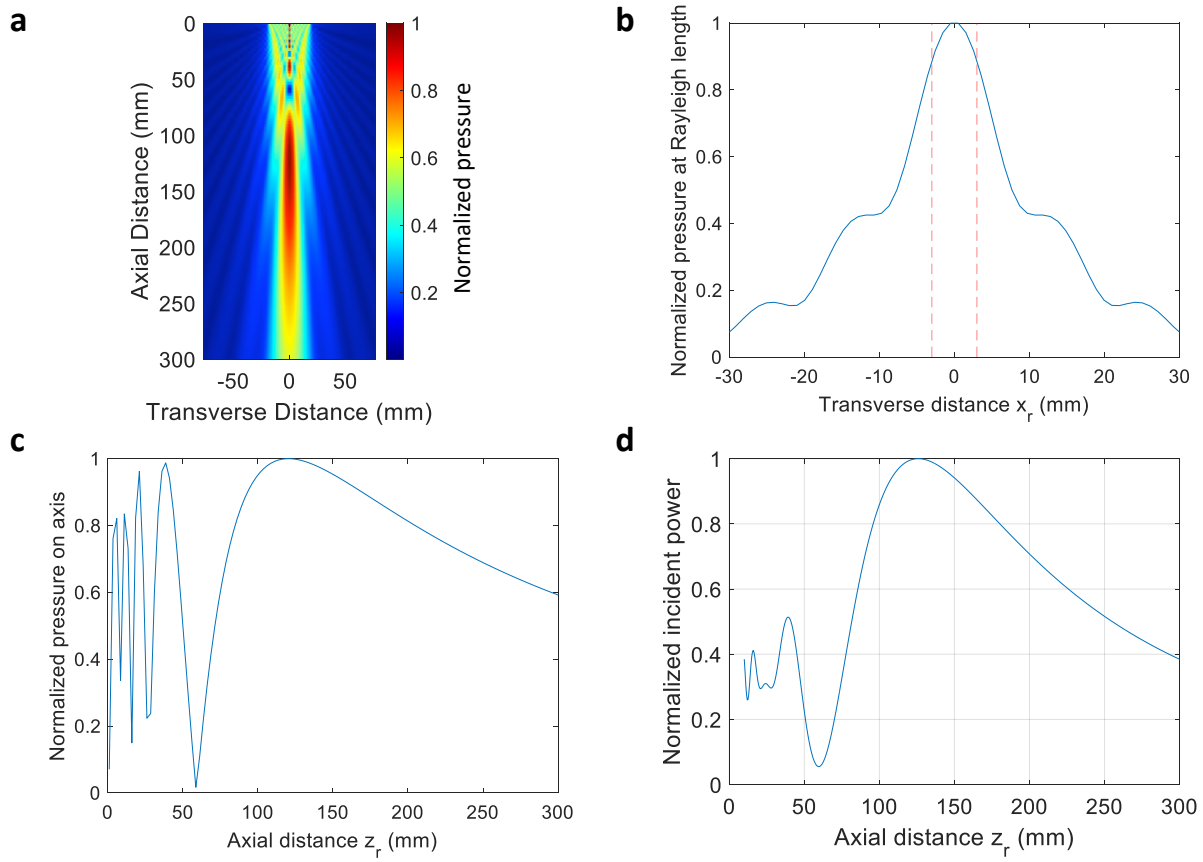
我们对 WPAT设备进行栅格扫描，生成金属丝靶标的厘米级图像。对于每个位置，我们都会重建光声图像。我们在设备位置居中应用宽度为 $\sigma = 6$ mm 的高斯窗，以分离照明成像区域，同时尽可能减少图像噪声的影响。单个位置的窗口和图像示例见补充图 *2*。最终图像是所有 50 个位置图像的总和。



补充图2。栅格扫描期间设备在单个位置处的示例图像。**a** 用于分离受照区域的高斯窗。**b** 应用高斯窗后的光声图像。最终图像由所有设备位置的加窗图像叠加生成。

声能传输

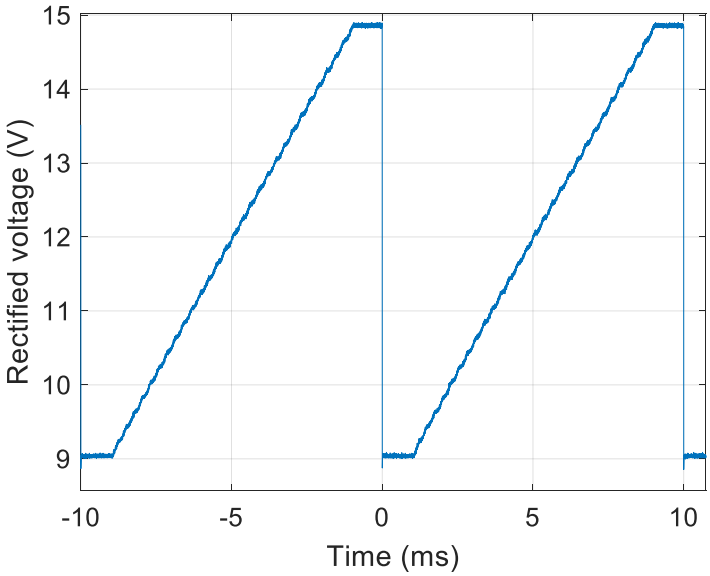
我们使用一个1.5英寸直径的平面发射器为WPAT设备供电。这种几何结构对应的瑞利长度为~12 cm。与聚焦发射器相比，平面发射器能够提供更均匀的焦区，且对定位精度的要求较低。该换能器模拟得到的声束轮廓如补充图 3所示。



补充图 3。声能传输的模拟声束轮廓。**a** 发射器的模拟声束轮廓。**b** 瑞利长度为12 cm处归一化压力的横向轮廓。红色虚线表示接收换能器的直径。**c** 模拟的轴上归一化压力。**d** 模拟的传输至直径为6 mm的接收元件的轴上功率。

补充图 3d还显示了发射元件与直径为6 mm的接收器之间模拟得到的轴上归一化功率传输。请注意，在~8 cm的轴向距离范围内，功率传输可维持在峰值的80%，从而降低了我们实验对定位精度的要求。

我们在补充图 4中展示了通过声能传输至电容器组的整流直流电压。激光发射会使电压从 ~15 V骤降至9 V，对应的能量为$E_{LD} = 1\ 2C\mathrm{M}V_i^2 - V_f^2\mathrm{P} \sim 324\ \mu\mathrm{J}$。请注意，该示例对应于100 Hz的激光重复频率。



补充图 4. 声学接收器向用于驱动脉冲激光二极管阵列的电容器组输出的整流电压示例。此处激光器每 10 ms 发射一次。

我们根据开路记录电压以及接收器表面的入射压力估算接收器换能器的效率。我们使用水听器，在具有代表性的连续波发射器功率下记录到入射峰值压力为$p_{\mathrm{pk}} \sim 145\ \mathrm{kPa}$。因此，假设小型接收器面积$A$上存在均匀压力分布，接收器处的可用功率为

$$P_{\mathrm{avail}} = \frac{\left(p_{\mathrm{pk}}\right)^2}{2Z_a} A \approx 198\ \mathrm{mW}. \tag{4}$$

随后，我们记录了接收器的开路电压为 $V_{\mathrm{oc}} \sim 30\ \mathrm{V}$，由此估算接收功率为

$$P_{\mathrm{rx}} = \frac{(V_{\mathrm{oc}})^2}{8\mathrm{Re}\{Z_{\mathrm{out}}\}} \approx 50\ \mathrm{mW}, \tag{5}$$

其中 $\mathrm{Re}\{Z_{\mathrm{out}}\} \sim 2.54\ \mathrm{k\Omega}$ 是接收器输出阻抗的实部。由此估算的换能器效率为

$$\eta = \frac{P_{rx}}{P_{avail}} \approx 26\ \% \tag{6}$$

我们将其与 PZT-5A 的 KLM模型 [4] 进行比较，采用 $g_{33} \sim 0.025\ \mathrm{V \cdot m/N}$ 和厚度$d = 4\ \mathrm{mm}$。开路电压估算如下：

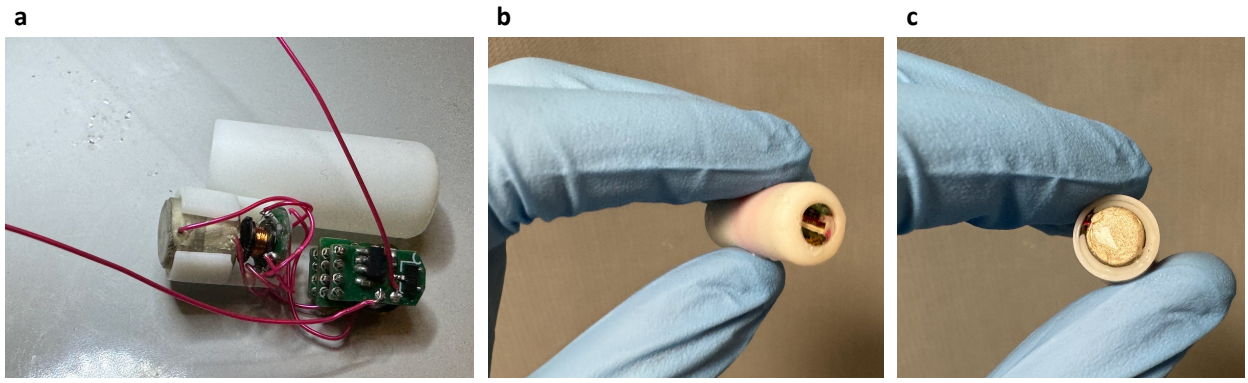
$$V_{\mathrm{oc}}(\omega) = g_{33} d T_{33,\mathrm{eff}}(\omega) \tag{7}$$

其中，$T_{33,\ \mathrm{ff}}$ 是压电材料中的有效法向应力，由入射声压计算得出：$T_{33,\ \mathrm{ff}}(\omega) = p_{\mathrm{inc}} G_{\mathrm{ac}}(\omega)$。应力增益 $G_{\mathrm{ac}}(\omega)$ 考虑了四分之一波长匹配层和空气背衬带来的机械共振。这里，测得的 $V_{\mathrm{oc}} \sim 30\ \mathrm{V}$ 是在 $G_{\mathrm{ac}}(\omega) \sim 2$ 条件下获得的，对于空气背衬谐振换能器而言，这是一个适中的数值。

请注意，经过匹配电路进入考克饶夫-沃尔顿发生器后，由于输入阻抗较低，输入电压会降低。考虑到换能器的声电转换效率为~26%，为满足声学安全标准所规定的功率需求，匹配电路和发生器所需的效率为~31%，从而使总效率达到所需的 8%。

器件构造

器件构造步骤如补充图5所示。首先，在3D打印胶囊的前表面涂覆聚二甲基硅氧烷。随后，将包括接收换能器、匹配网络和三个PCB模块在内的有线器件放入胶囊中。天线的两条臂连接至其中一块印刷电路板。将器件插入胶囊后，还需在接收换能器的后表面涂覆一层薄薄的聚二甲基硅氧烷。



补充图5。器件构造。a 插入3D打印外壳前的接线器件。b 装有激光二极管阵列的器件正面。c 装有接收换能器的器件背面。两个表面均涂有聚二甲基硅氧烷。

参考文献

[1] L. V. Wang 和 H. Wu，《生物医学光学：原理与成像》。John Wiley & Sons，2012年。[2] A. M. Winkler、K. Maslov 和 L. V. Wang，“光声学的噪声等效灵敏度”，《生物医学光学杂志》，第18卷，第9期，第097003页，2013年9月，doi：10.1117/1.JBO.18.9.097003。[3] D. C. Garrett 和 L. V. Wang，“光声传感”，《自然·光子学》，第15卷，第5期，第324–326页，2021年5月，doi：10.1038/s41566-021-00804-z。[4] R. Krimholtz、D. A. Leedom 和 G. L. Matthaei，“基础压电换能器的新型等效电路”，《电子快报》，第6卷，第13期，第398–399页，1970年6月，doi：10.1049/el:19700280。