

超声影像成像原理 及临床应用

汇报人：李泽桦

团队负责人：汪源源教授

zejuli@fudan.edu.cn · 2026年9月17日

复旦大学 生物医学工程与技术创新学院



医学影像 · 人工智能 · 影像表型学

分享内容

01

超声成像原理

02

超声临床应用

03

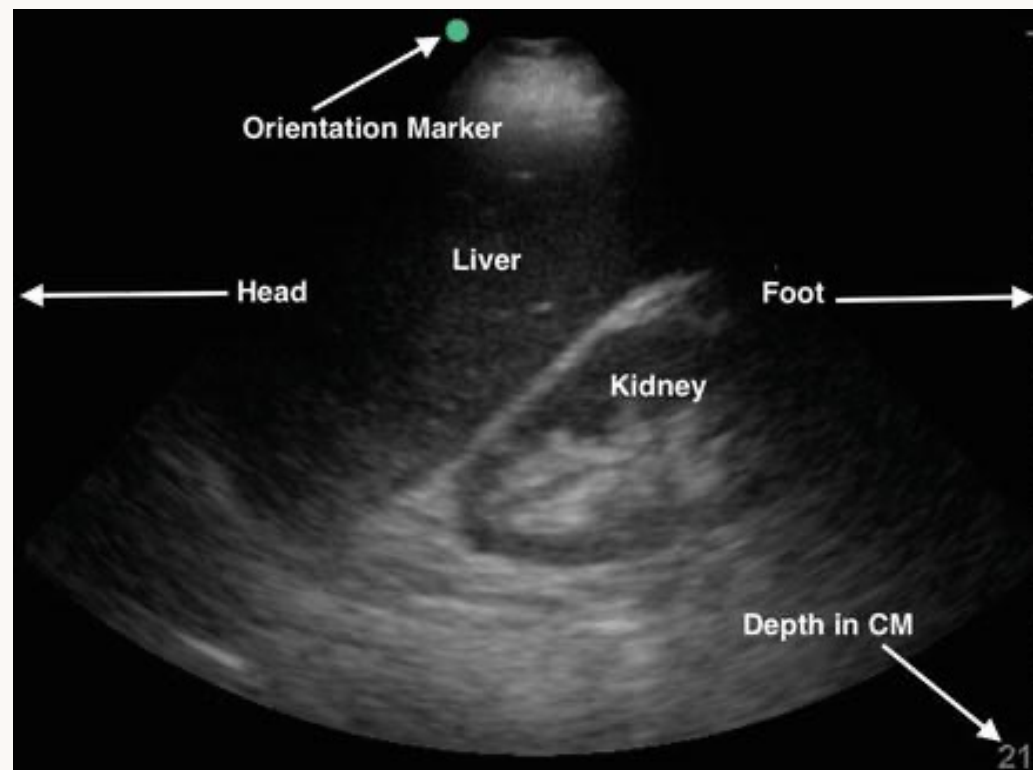
前沿科研方向

04

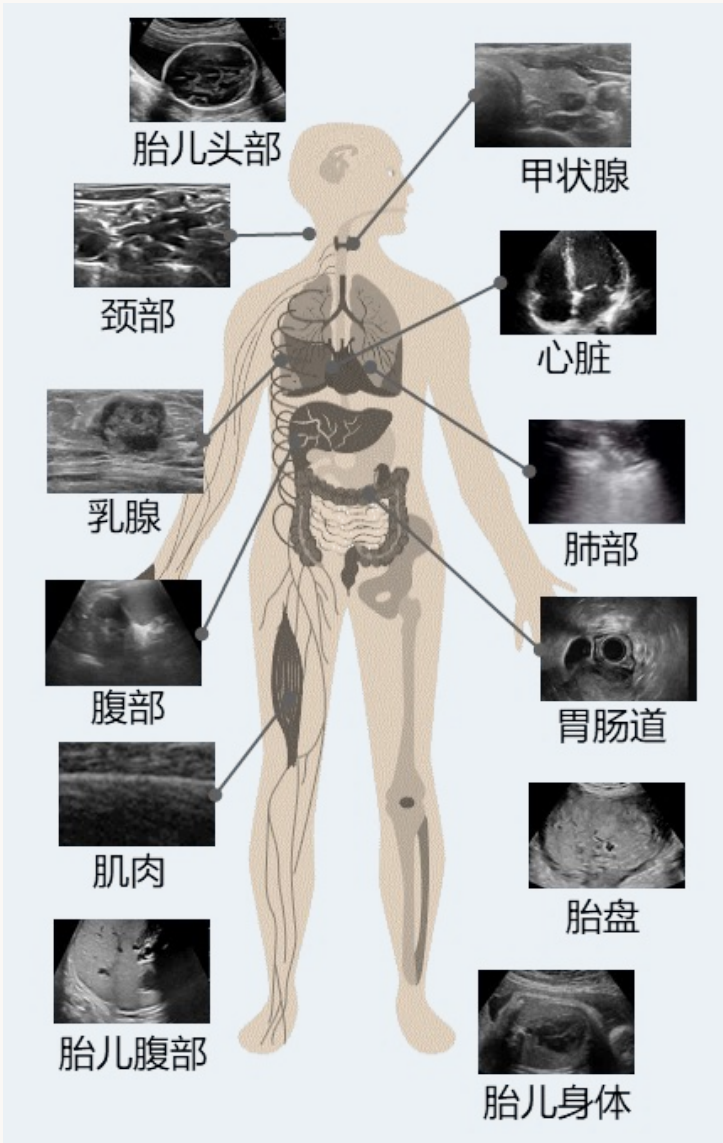
总结与展望

超声图里能看到什么

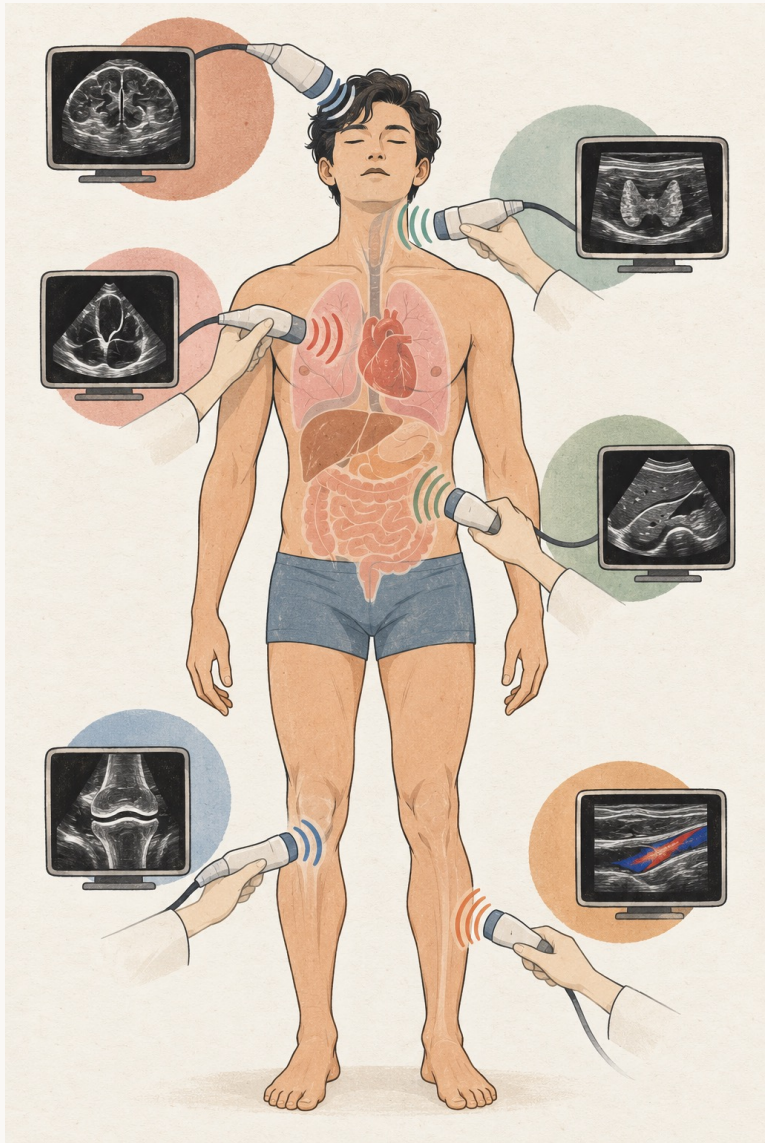
灰阶超声图像通过组织回波强度差异，呈现器官边界、方位与深度信息



全身超声可探查部位

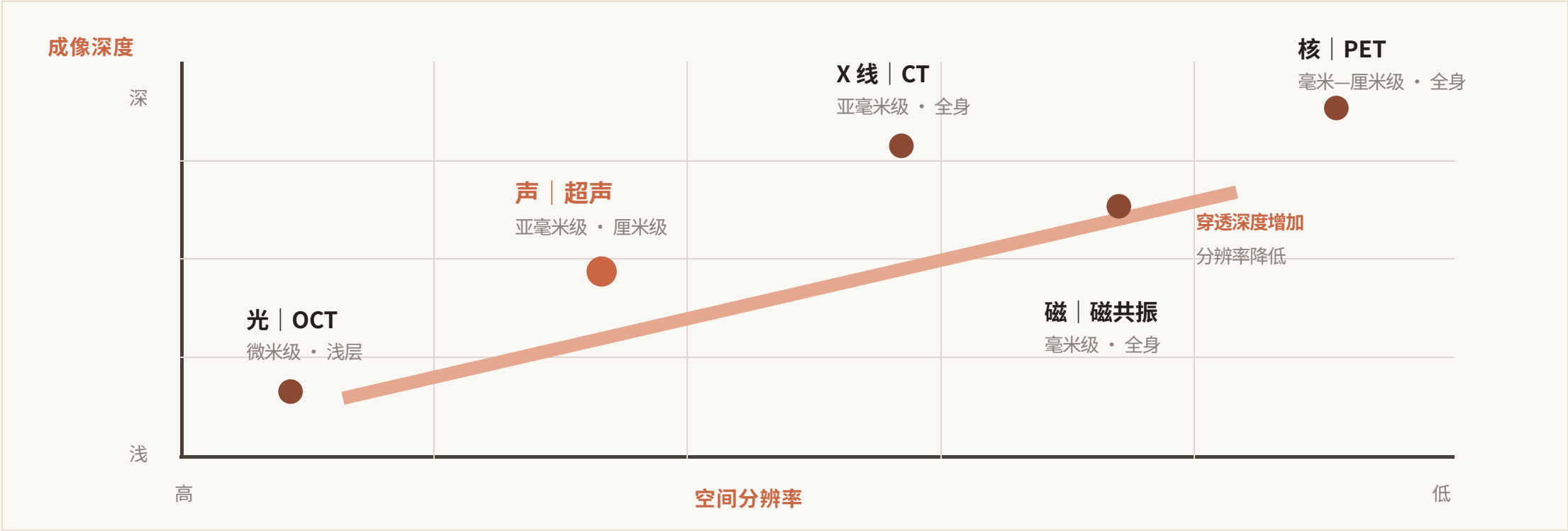


临床扫查体位示意



不同医学影像的分辨率与成像深度

从空间分辨率与成像深度两个维度，对比声、光、磁、核与 X 线



OCT 强在精细浅层；超声兼顾实时与深度；CT、磁共振与 PET 更适合全身成像。

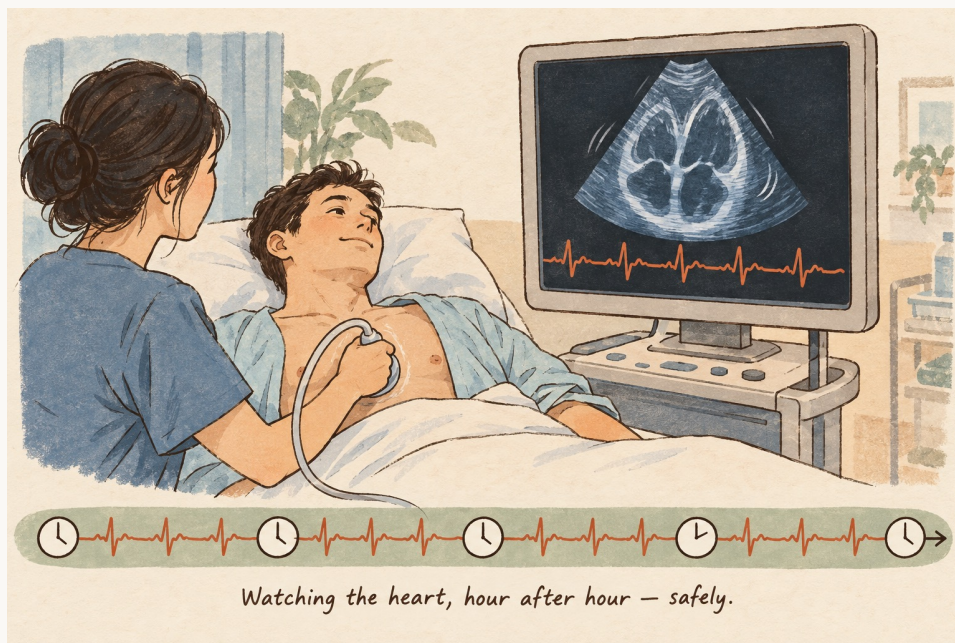
不同医学影像的特点

特性	超声 (US)	CT	MRI	PET
辐射安全性	优秀 (无)	差 (有辐射)	优秀 (无)	差 (有辐射)
软组织分辨率	良好	一般	优秀	较弱
实时速度	优秀	优秀	较弱	较弱
成本与可及性	优秀	一般	较弱	较弱
盲区 (骨骼/气体)	差 (有盲区)	优秀 (无)	优秀 (无)	优秀 (无)

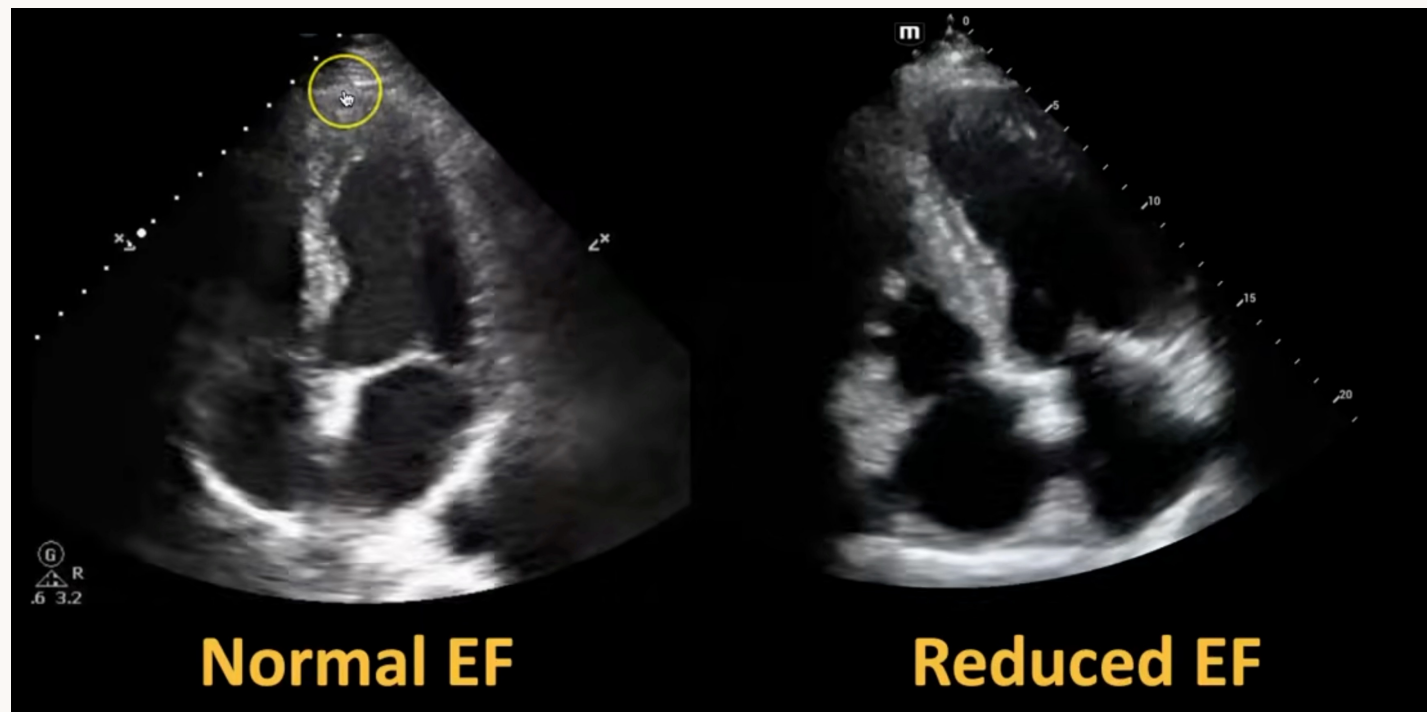
超声成像：实时捕捉每一次心跳

帧率可达每秒数十帧，医生床旁即时判断病情变化

床旁监测 • 无需等待



实时超声 • 30+ 帧/秒



超声成像：便携、成本低

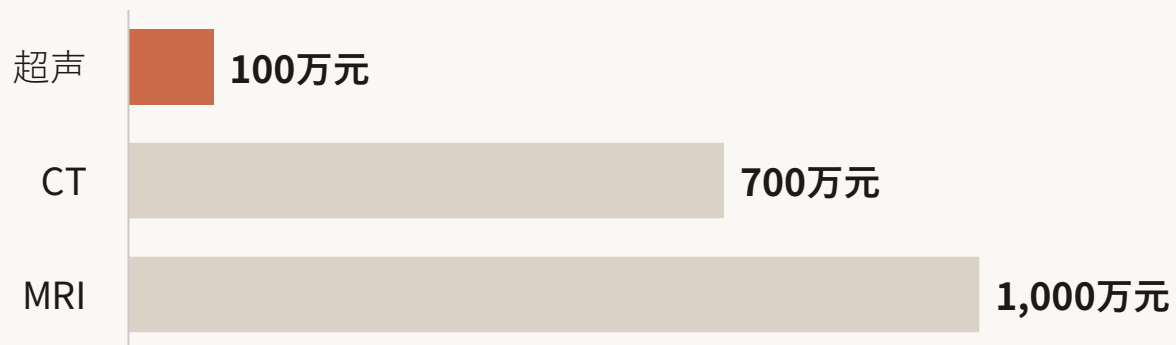
设备购置与单次检查费用，超声都远低于CT和MRI

便携超声演示



数据为行业公开信息的近似区间，实际因地区、机型和检查项目而异

设备购置成本



单次检查费用



声阻抗原理

两种介质声阻抗不同，声波会在界面处发生反射

声阻抗

$$Z = \rho c$$

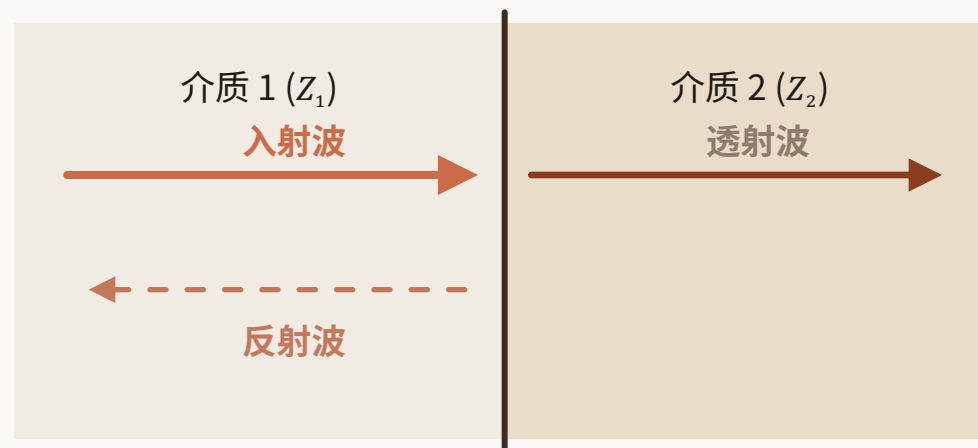
ρ : 介质密度 c : 声速

反射系数

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

$Z_1 \neq Z_2$ (声阻抗失配) $\rightarrow$ 界面处产生反射; 差值越大, 反射越强

波在界面处的反射与透射



虚线代表反射波, 能量相对较弱

组织

Z (MRayl)

空气

0.0004

脂肪

1.34

软组织

1.63

血液

1.61

骨骼

7.8

阻抗差别小 → 透射

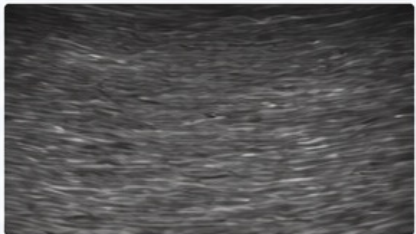
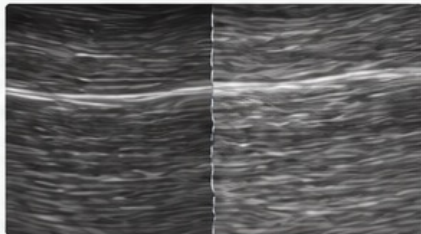
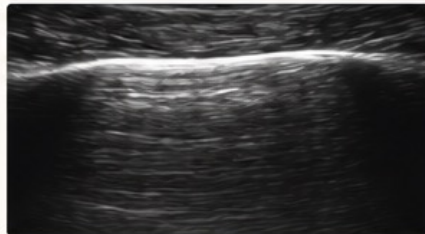
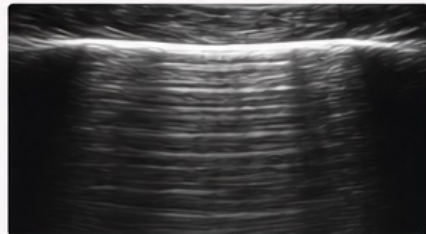


阻抗差别大 → 反射

医学超声：利用回波强度差异来成像

医学超声：利用回波强度差异来成像

声阻抗差越大，反射回波越强；但差异过大或过小，都会影响成像深度

	1. Fluid ↔ Soft tissue Very small impedance difference	2. Soft tissue ↔ Fat Moderate impedance difference	3. Soft tissue ↔ Bone Large impedance difference	4. Soft tissue ↔ Air Extremely large impedance difference
Interface	Fluid (e.g. water) $Z \approx 1.5 \text{ MRayl}$ Soft tissue $Z \approx 1.6 \text{ MRayl}$	Soft tissue $Z \approx 1.6 \text{ MRayl}$ Fat $Z \approx 1.3 \text{ MRayl}$	Soft tissue $Z \approx 1.6 \text{ MRayl}$ Bone $Z \approx 6-7 \text{ MRayl}$	Soft tissue $Z \approx 1.6 \text{ MRayl}$ Air $Z \approx 0.0004 \text{ MRayl}$
Ultrasound image				
Reflection (approx.)	~ 0.1% ($R \approx 0.001$)	~ 1% ($R \approx 0.01$)	~ 30-50% ($R \approx 0.3-0.5$)	~ 99.9% ($R \approx 0.999$)

医学超声：频率为2-18MHz以上的声波

Infrasound

Frequencies below human hearing

- Frequency: < 20 Hz
- Not audible to humans
- Produced by natural events (e.g. earthquakes, volcanoes, ocean waves) and some man-made sources

Acoustic (Audible Sound)

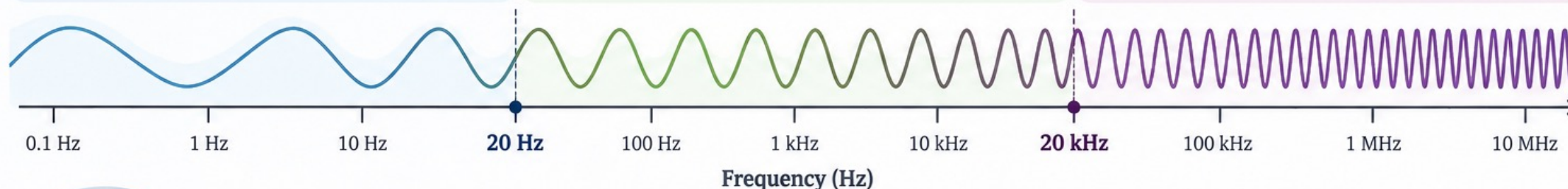
Frequencies within human hearing

- Frequency: 20 Hz – 20 kHz
- Audible to humans
- Everyday sounds (e.g. speech, music)

Ultrasound

Frequencies above human hearing

- Frequency: > 20 kHz
- Not audible to humans
- Widely used in medical imaging, industrial inspection, and animal communication (e.g. bats, dolphins)



Volcanic eruptions
(~0.1–10 Hz)



Elephant
communication
(~1–20 Hz)



Human speech
(~100 Hz – 10 kHz)



Music
(~100 Hz – 10 kHz)



Bat echolocation
(~20–100 kHz)



Dolphin echolocation
(~40–150 kHz)



Medical ultrasound
imaging
(~1–15 MHz)

为什么用超声

频率**越低**,穿透越深但分辨率越低;频率**越高**,分辨率越高但穿透性越差

低频探头 • 1-5 MHz

穿透深度 $\approx 12-15$ cm

高频探头 • 7-15 MHz

穿透深度 $\approx 3-5$ cm

体表 (浅)

体内深部组织 (深)

为什么穿得深

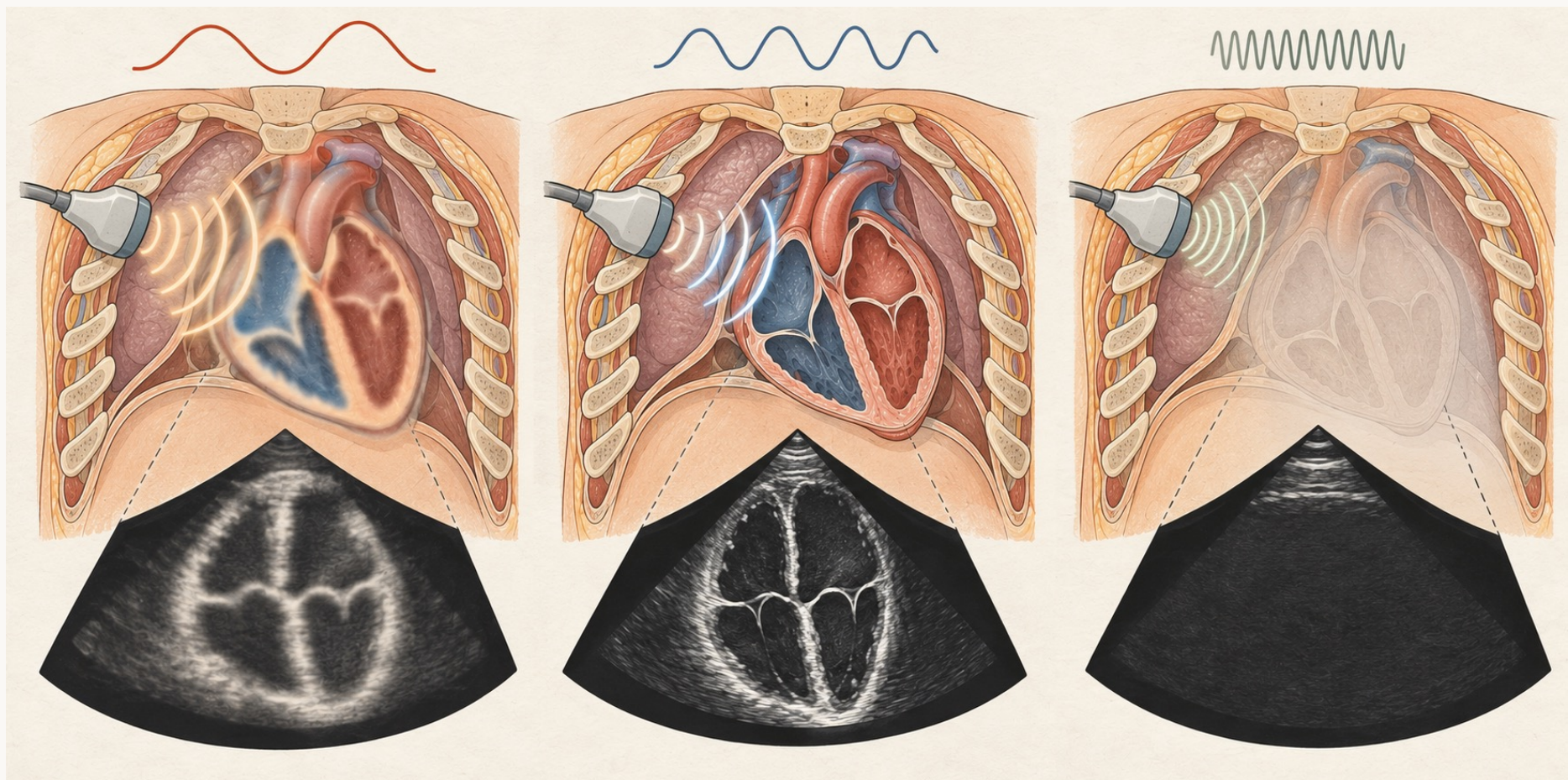
- 波长较长,组织对声波的散射与吸收更少,声能衰减慢
- 声能可传播到更深的组织,穿透深度大
- 但波长越长,能分辨的最小结构也越大

为什么分辨率高

- 波长较短,可分辨更精细的结构,分辨率与波长成反比
- 图像细节更清晰,适合浅表结构成像
- 但频率越高,组织衰减越快,穿透深度有限

为什么用超声

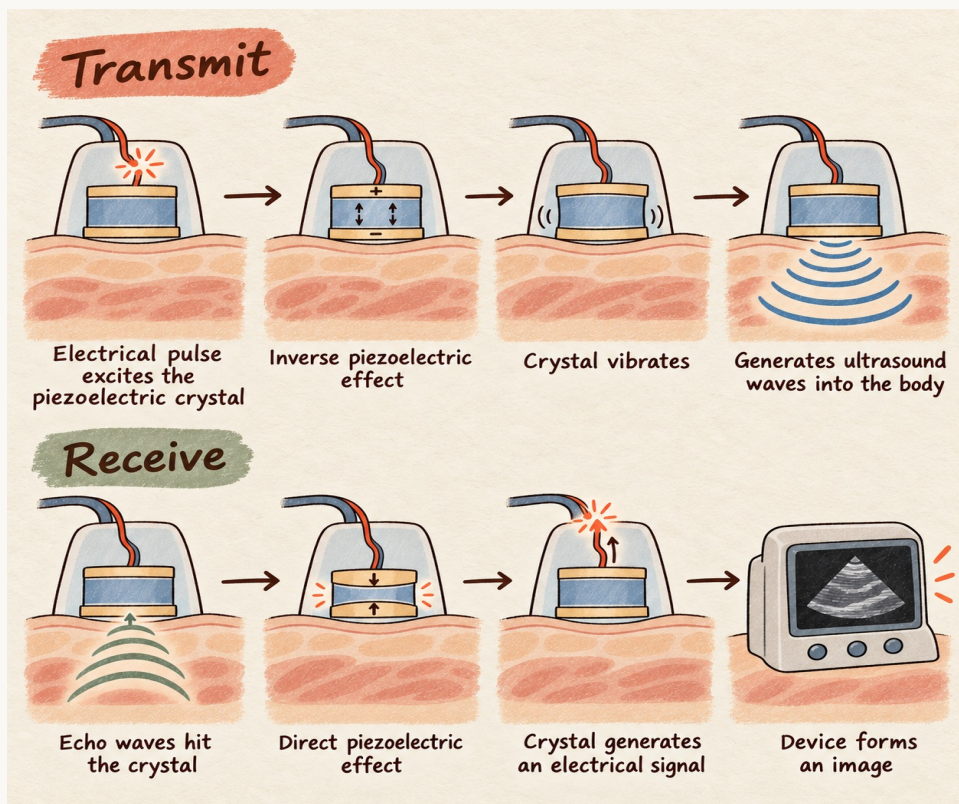
频率**越低**,穿透越深但分辨率越低;频率**越高**,分辨率越高但穿透性越差



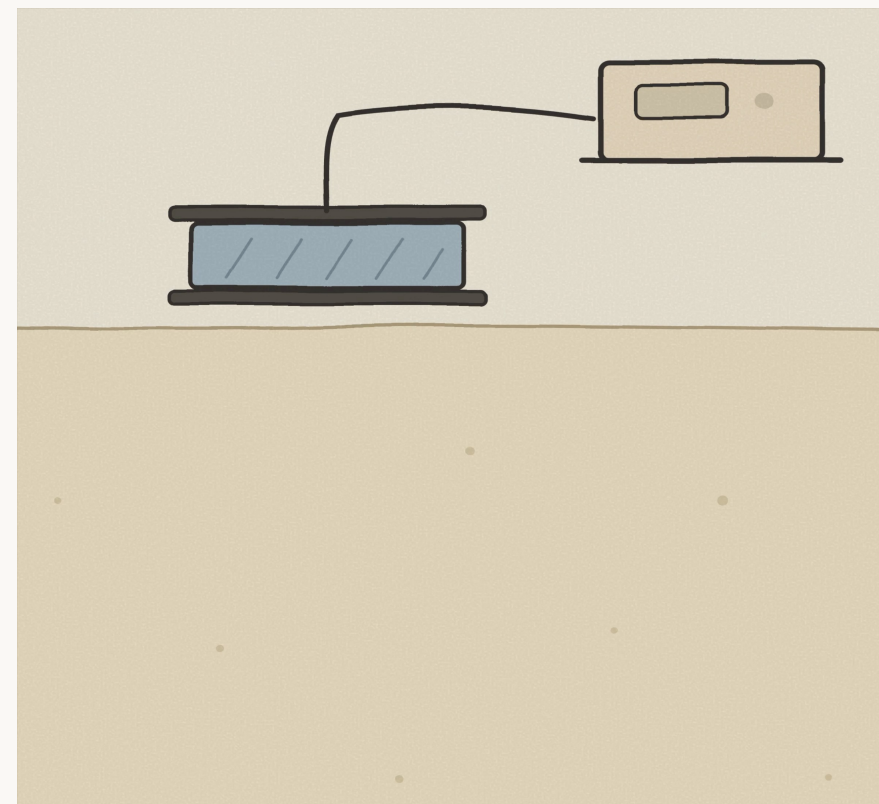
医学超声工程：脉冲-回波法

压电晶体完成电—声—电转换；回波时延决定深度，幅度形成图像明暗

换能与回波链路



压电效应演示



核心关系：探测深度 = 回波往返时间 × 声速 ÷ 2

聚焦难题：单阵元发射，声波向四周扩散

单阵元发射的声波以球面波形式向四周均匀扩散，缺乏方向性，无法将能量集中到目标点

问题类比 • 蝙蝠回声定位



单阵元同步发射演示



延迟叠加：让声束在焦点同相增强

各阵元按预设时序发射，补偿到焦点的距离差

1

错时发射

阵元依次触发，按预设时序错时激发

2

延迟传播

各点声波延迟传播，波前逐步对齐

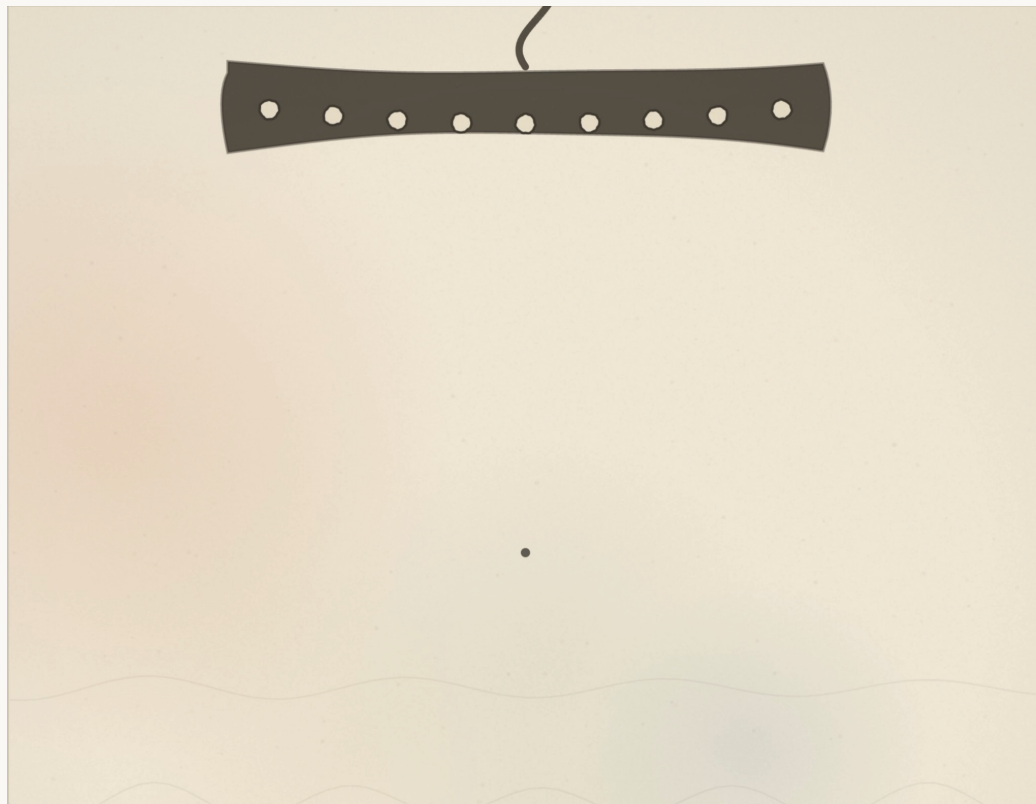
3

同相叠加

波前同步到达焦点，能量同相增强

结果 · 声束聚焦于目标点

动态演示



焦点成像：声束会聚成一点

各阵元按延时发射，波前在焦点处叠加

1

错时发射

阵元依次触发，按延时错时激发

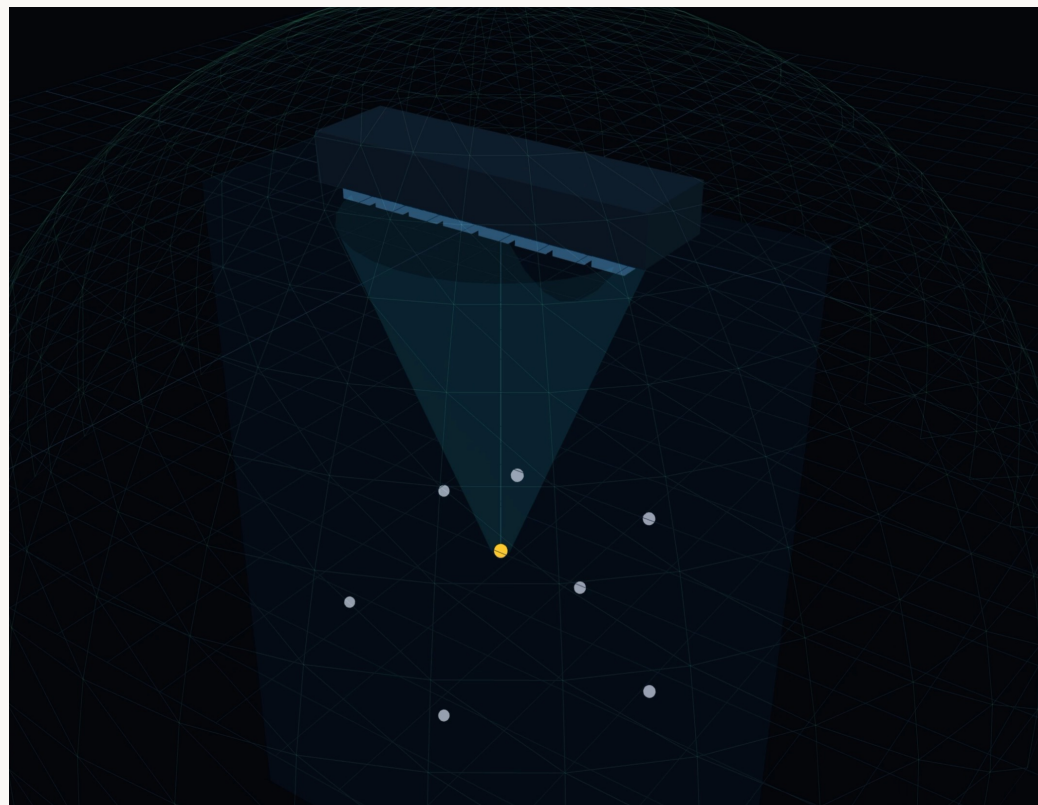
2

焦点叠加

波前同相叠加，形成一个亮点

结果 • 一个点被清晰成像

焦点演示



动态聚焦：焦点连续滑动成线

延时随时间连续变化，逐深度动态聚焦

1

焦点滑动

延时连续变化，聚焦点向深处移动

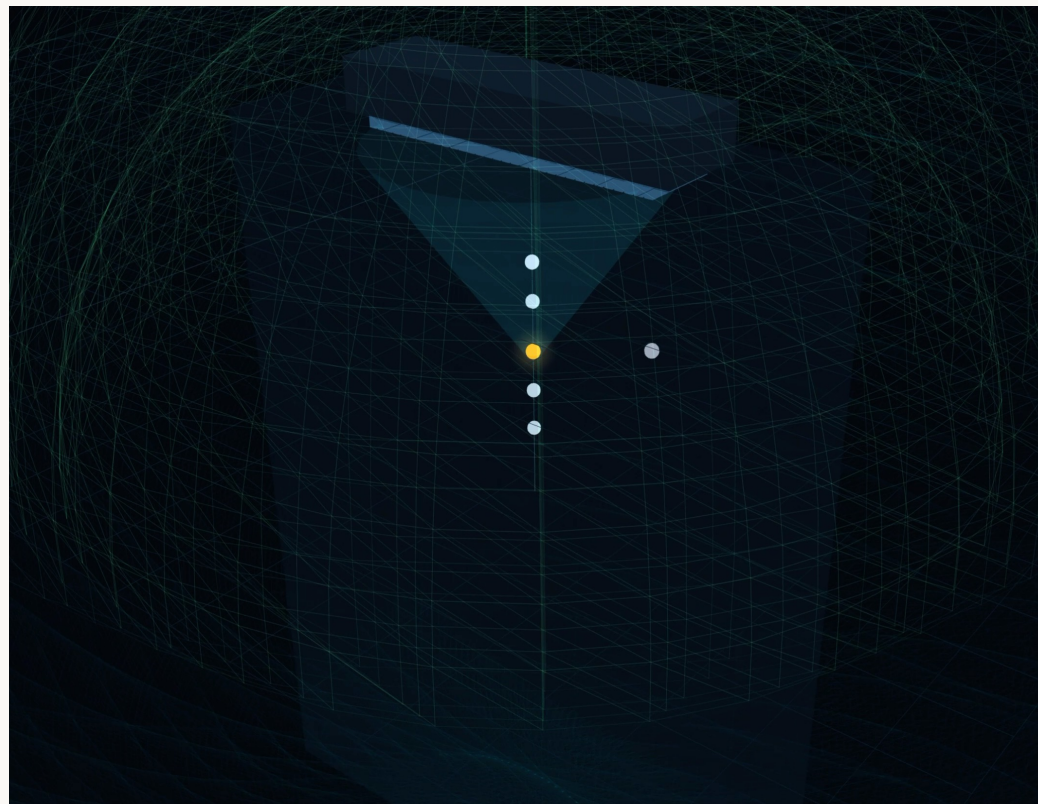
2

逐深清晰

每个深度依次聚焦，全线清晰成像

结果 · 一条扫描线成像完成

线扫描演示



逐线扫描：多线组合成一幅图像

声束偏转后重复发射-聚焦-接收，扫描切面

1

声束偏转

偏转角度，转向下一条扫描线

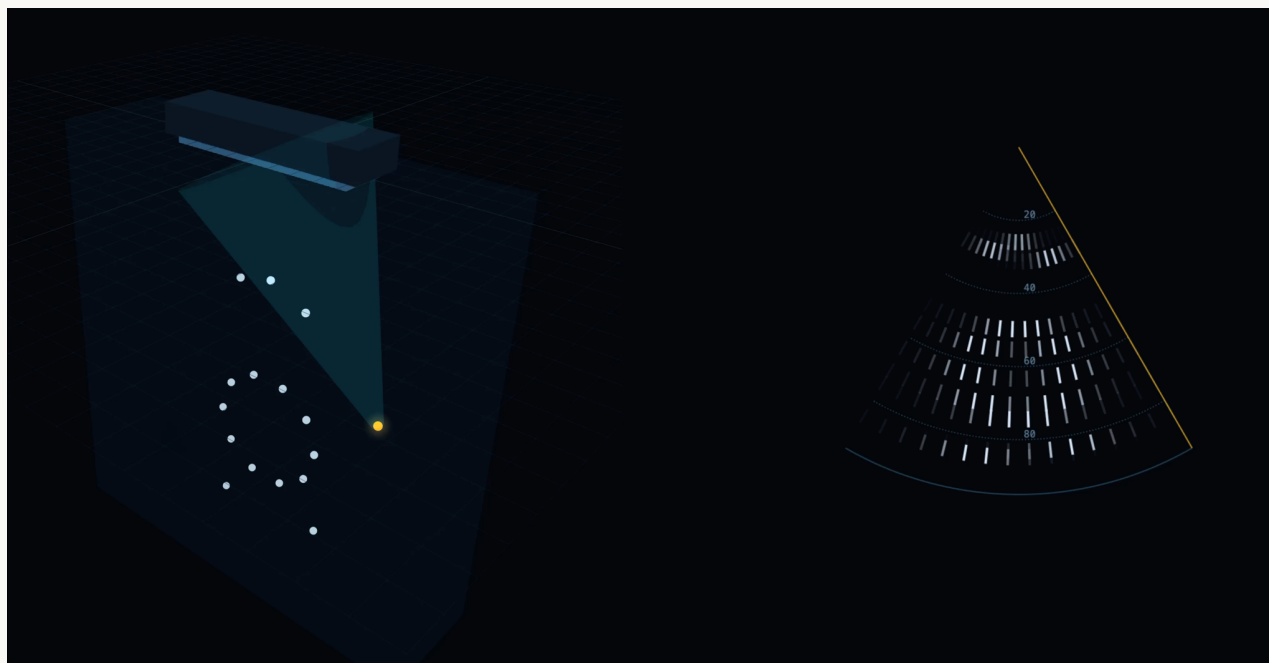
2

逐线重复

重复发射-聚焦-接收，覆盖整个切面

结果 • 上百条线组成二维图像

逐线成面演示



分享内容

01

超声成像原理

02

超声临床应用

03

前沿科研方向

04

总结与展望

超声能测量哪些组织特征

同一台设备的不同模式，回答不同的临床问题

观察对象	测量方式	临床问题
结构与形态	B型灰阶图像	结节在哪里？边界是否规则？
运动与血流	M型、频谱与彩色多普勒	室壁怎样运动？血流是否加速？
组织力学	应变或剪切波弹性成像	组织是否变硬？测量是否可靠？
血流动力学	结合速度与模型推算压差	跨瓣压力损失有多大？

压差与硬度属于不同物理量，需要分别解释

参考：EFSUMB Course Book；ASE 2017；SRU 2020

多普勒模式：彩色定位，频谱定量

同一多普勒频移，可用于显示流向、速度频谱或信号能量

$$f_D = 2 f_0 v \cos\theta / c$$

f_0 ：发射频率； f_D ：回波频移

v ：血流速度； θ ：声束-血流夹角

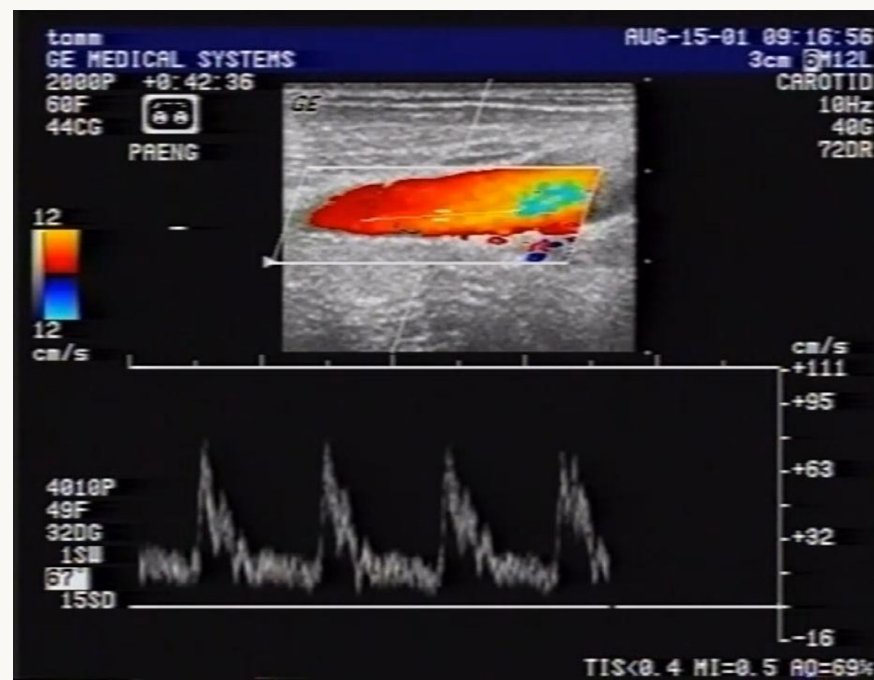
c ：传播声速（软组织常取约1540 m/s）

彩色 局部平均频移 → 流向与相对速度

PW 指定深度的速度频谱 → 可能混叠

CW 沿声束的高速频谱 → 无深度选通

能量 频谱功率 → 常规模式无速度/方向



上：彩色定位 下：PW频谱定量

读图顺序：先看色标与取样位置，再看频谱；红、蓝不等于动脉、静脉

夹角误差：同一血流可以测出不同速度

测量的是沿声束的速度分量；绝对速度依赖正确的夹角估计

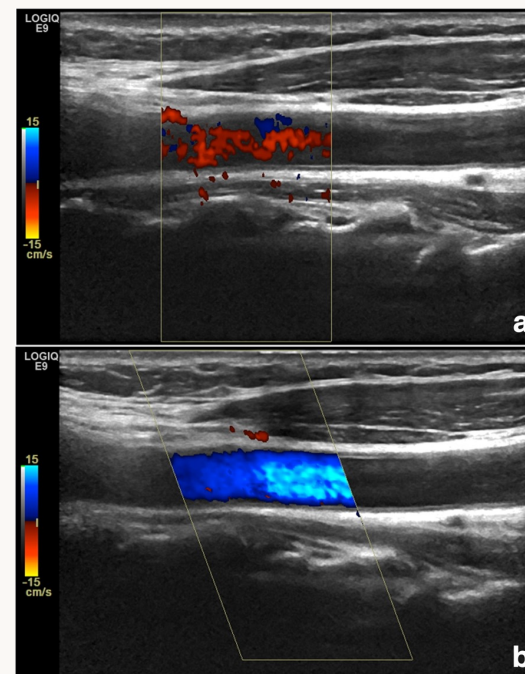
$$v = f_D c / (2 f_0 \cos\theta)$$

θ 接近90°：频移变弱，角度误差被放大
角度线应沿局部血流方向放置

真实流速均为100 cm/s	未校正的轴向分量
$\theta = 0^\circ$	100 cm/s
$\theta = 60^\circ$	50 cm/s
$\theta = 80^\circ$	约17 cm/s

实际60°、误填65° → 速度高估约18%

改变声束方向 ≠ 仅修改角度参数；近90°时，单靠“角度校正”无法获得可靠测速



上：近垂直显色差 下：声束转向后改善

混叠与弱血流：先检查采样和参数

PW与彩色多普勒存在采样上限，超过上限的频移会折返显示

$$f_N = PRF / 2$$

基线居中时： $|f_D| < PRF/2$

例如PRF = 4 kHz $\rightarrow$ 约 ± 2 kHz

PRF是脉冲重复频率，不是发射载频

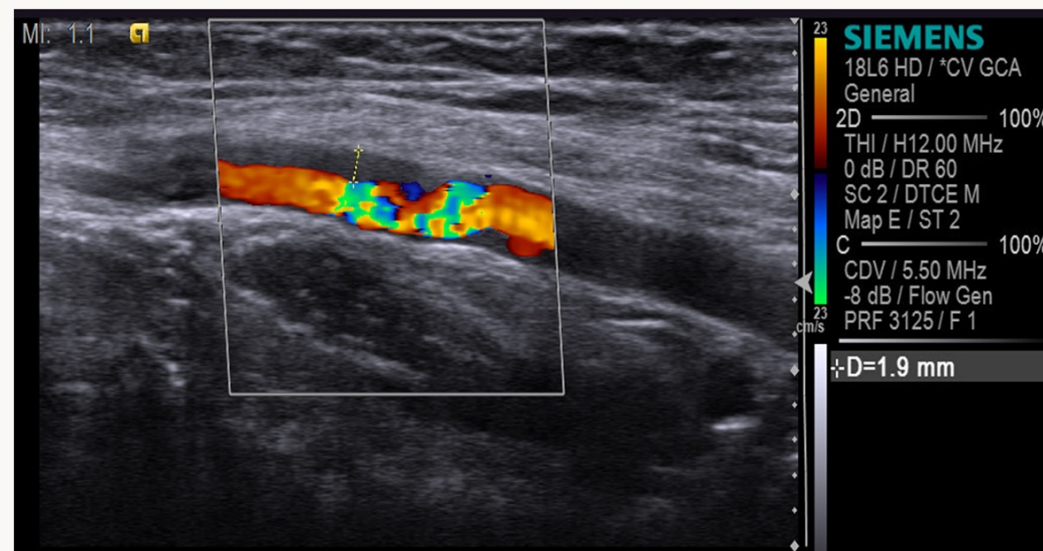
出现折返：先调整采样范围

提高PRF/速度标尺，或降低发射频率

心脏高速射流可用CW，但失去深度选择

平移基线可重新分配正负显示范围

不能增加总无混叠频带宽度



腋动脉：局部彩色折返提示频移超过标尺
读图需结合色标、管腔及频谱

无血流信号：再查角度、壁滤波、增益和压迫；彩色混杂也不能单独证明湍流

跨瓣压差：由血流速度间接估计

采用忽略黏性损失与非定常项的Bernoulli近似，区分峰值瞬时与平均压差

$$\Delta P \approx 4 (v_2^2 - v_1^2)$$

v_2 ：射流速度； v_1 ：近端速度 (m/s)

ΔP ：压差 (mmHg)

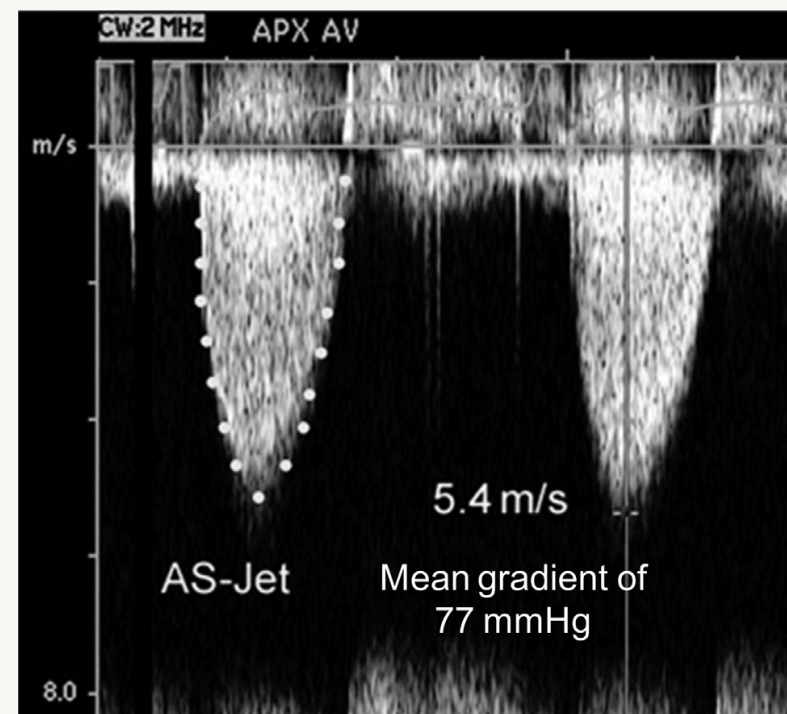
近端速度可忽略时： $\Delta P \approx 4v_2^2$

用右图演算：峰值不等于平均值

峰值5.4 m/s $\rightarrow 4 \times 5.4^2 \approx 117$ mmHg

图中平均压差 = 77 mmHg

平均压差：沿射血期先算 $4v(t)^2$ ，再取平均
不能用平均速度的平方替代



尽量平行射流、获取完整包络；低流量时压差可偏低，应综合瓣口面积与流量状态

弹性成像：由剪切波速度估计硬度

剪切波速度是测量量，kPa通常是在组织模型假设下换算的弹性模量

$$G = \rho c_s^2; E = 2(1+\nu)G$$

$$\nu \approx 0.5 \text{ 时: } E \approx 3\rho c_s^2$$

假设：近似均匀、各向同性、线弹性

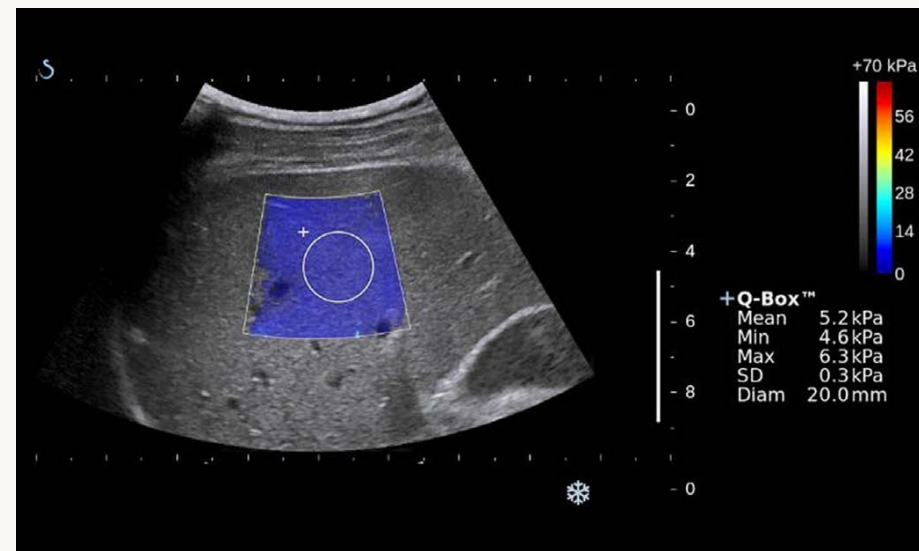
G：剪切模量；E：Young模量； ν ：泊松比

ρ ：密度； c_s ：剪切波速度

单位与教学例

$\rho \approx 1000 \text{ kg/m}^3$ 时： $E(\text{kPa}) \approx 3[c_s(\text{m/s})]^2$

$c_s = 1.3 \text{ m/s} \rightarrow E \approx 5.1 \text{ kPa}$



健康肝脏示例：ROI平均5.2 kPa
单例数值，不是诊断阈值

应变成像通常反映相对软硬；肝硬度也受炎症、淤血、进食与测量质量影响

超声表型的可靠性：采集条件必须可比

疾病差异、操作者差异与设备差异，可能同时改变图像

采集前：定义测量对象

固定器官、切面与生理状态
同一指标尽量采用一致设备和测量方案

分析时：检查重复性

重扫一次、换一位操作者再测一次
分析误差范围，避免只看相关系数

采集时：保存关键条件

记录探头、频率、深度、增益与ROI
保留原始视频和图像质量信息

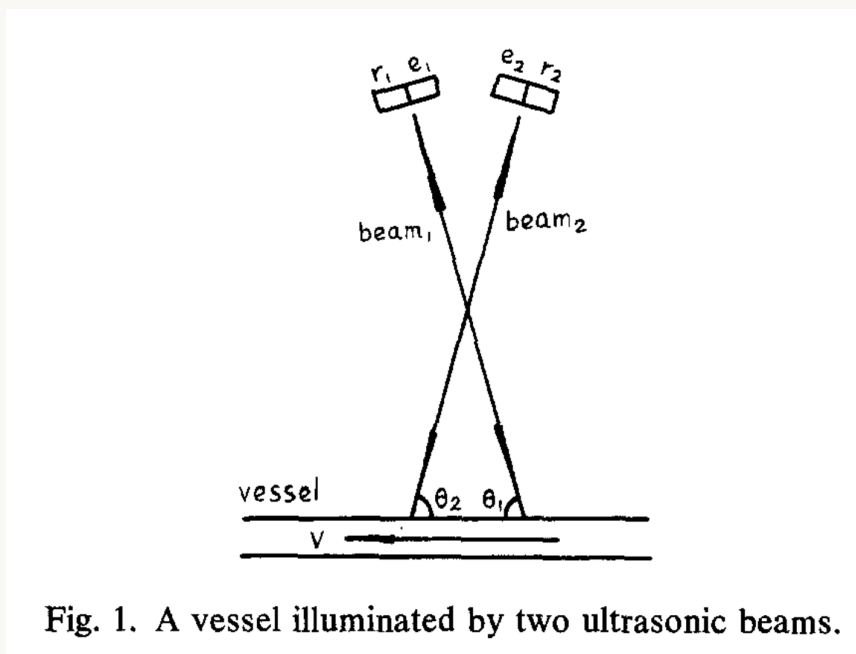
使用时：控制声学暴露

根据临床需要选择模式与输出
关注TI/MI，缩短不必要的停留时间

能稳定重复测量的特征，才适合进一步研究为影像生物标志物

团队研究案例：双声束改善角度估计

增加一个观测方向，减少单束测速对未知夹角的依赖



新增信息

两个方向的速度投影

仍有难点

同点同步与夹角标定
面外流动无法直接恢复



二维求解的前提：两束不平行，且观测的是同一流动区域

团队研究案例：超声基础模型 USFM

先学习多器官超声特征，再适配具体任务，减少标注需求

超过 200 万幅

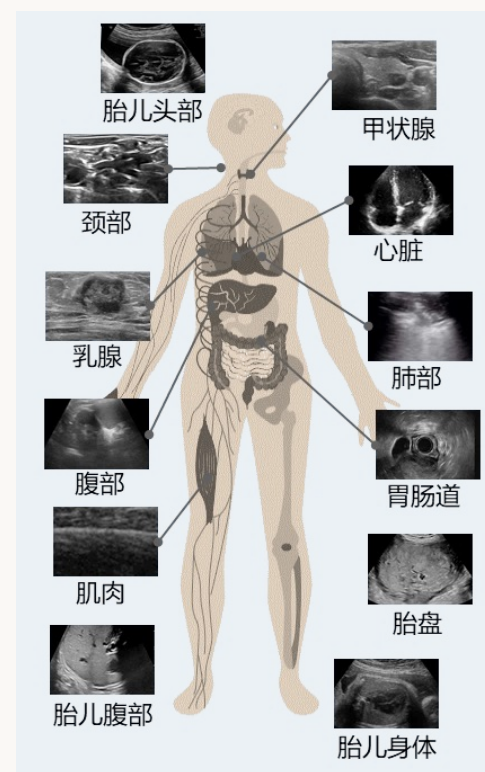
多器官、多中心、多设备超声图像

学习方式

遮蔽空间区域或部分频率信息
通过恢复任务学习可迁移的影像特征

适配任务

分类、分割、图像增强
少量标注微调后，仍需独立外部验证



跨器官知识迁移

分享内容

01

超声成像原理

02

超声临床应用

03

前沿科研方向

04

总结与展望

五个前沿方向分别在解决什么问题

评价技术进步时，先明确它改变的是采集、测量还是干预

研究方向	希望解决的问题	临床上真正关心的结果
波束形成	用更少发射获得可用图像	病灶检出和定量误差
自动切面采集	降低操作者依赖	完整检查成功率与接管率
超声脑机接口	读取与行为有关的脑活动	在线准确率、延迟与长期稳定性
聚焦超声	把声能作用于特定靶区	功能改善与不良反应
柔性/可穿戴超声	连续观察深部器官	有效监测时长与异常检出

代表研究：Luijten 2020； Su 2024； Griggs 2024； Elias 2016； Hu 2023

波束形成：平面波为什么更快

一次宽波束发射覆盖视野，再利用回波重建多个位置

逐线聚焦

能量集中，逐线采集
每增加扫描线，通常需要更多发射

平面波复合

不同角度发射后对齐回波，再相干叠加
角度更多，质量与速度之间仍需取舍

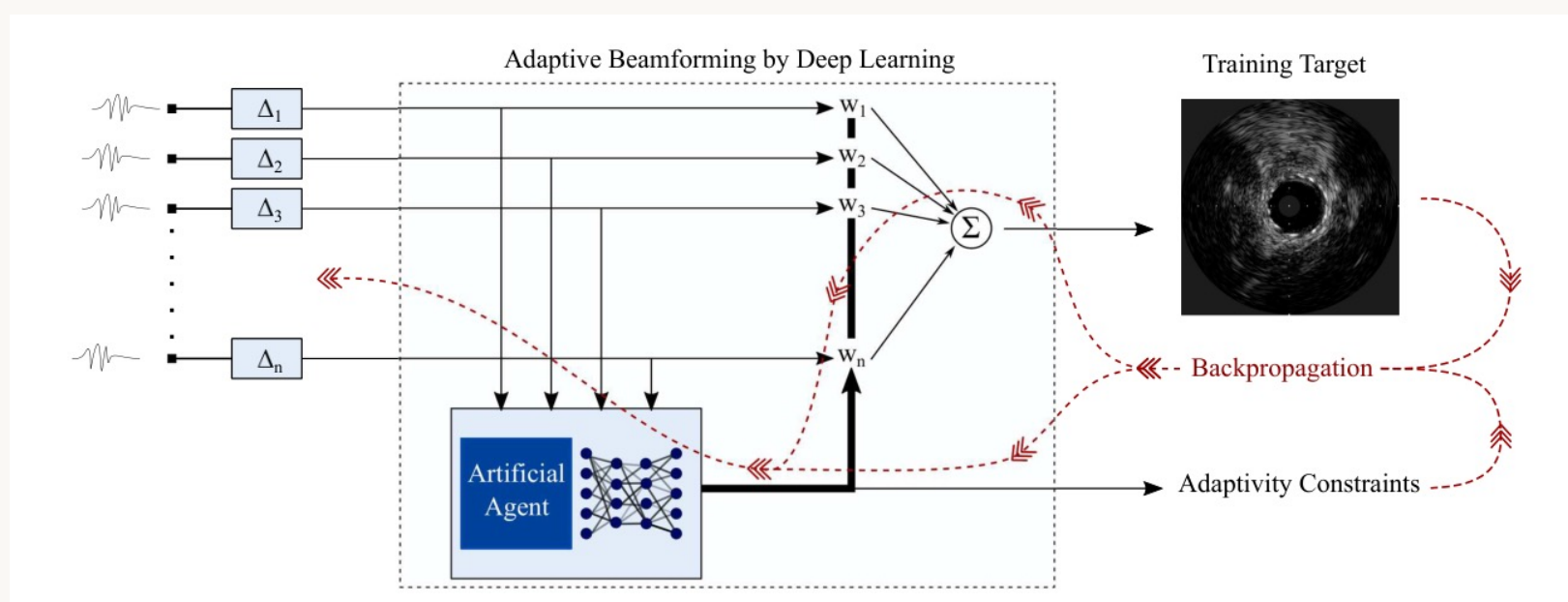


超快成像为快速血流、剪切波追踪和功能超声提供采集基础

参考：van Sloun et al., Deep learning in ultrasound imaging

学习型波束形成：让数据决定加权

ABLE保留延时对齐和加权求和结构，用网络预测权重



保留物理结构

传播时延先对齐，网络再分配权重

需要检验的边界

训练参考图、设备差异与异常结构保真

波束形成难点：清晰度与真实性

纹理更平滑、边缘更锐利，都不足以单独证明诊断更好

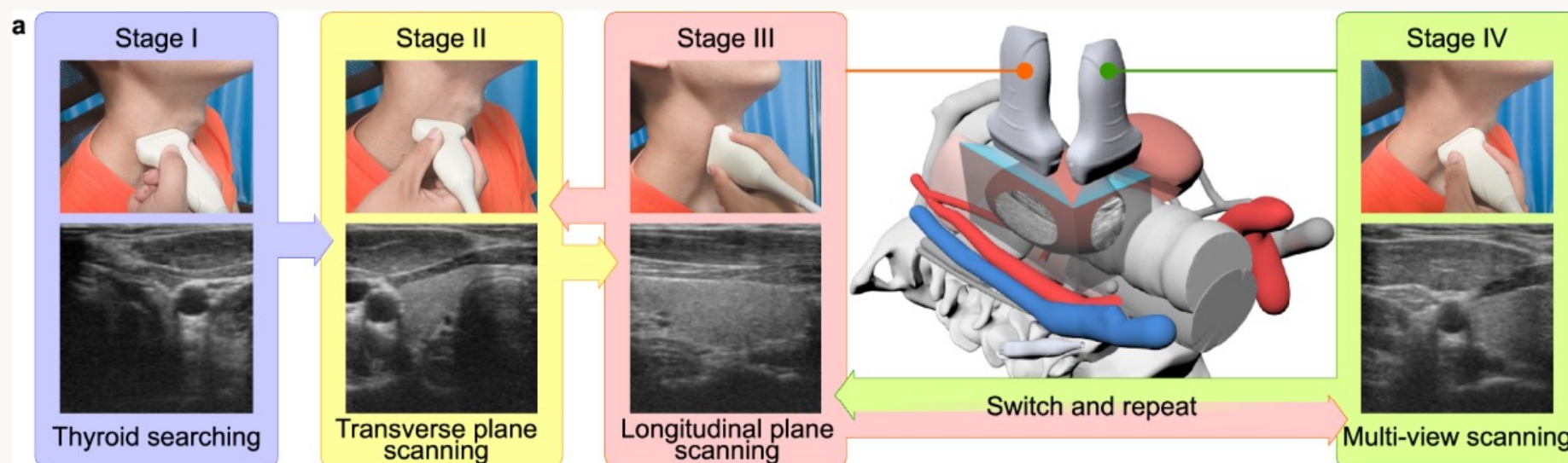
具体困难	为何影响临床	更合适的验证
训练目标不完美	参考图也有旁瓣、噪声与偏差	仿体真值 + 多种参考 + 病灶盲评
设备和声速变化	探头频带、通道与传播条件变化	跨设备、跨中心、不同体型测试
算法改变纹理	弱小结构可能被平滑或增强	检出率、假阳性与定量偏差
计算负担	离线好图不能保证实时操作	整机延迟、掉帧与长时间稳定性

评价终点应包含诊断任务与测量误差，不能只比较视觉观感

参考：Luijten et al., IEEE TMI 2020; van Sloun et al., Proc IEEE 2020

自动采集：机器要同时“看图”和“动手”

标准切面识别只是闭环扫描的一部分

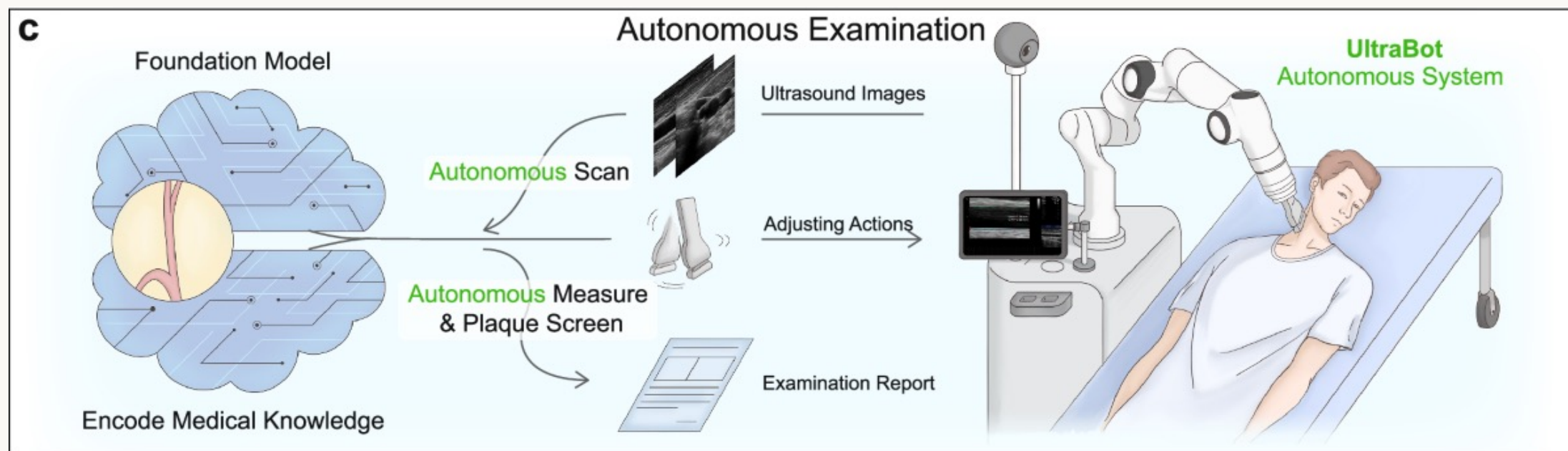


闭环控制

定位体表、识别器官、调整姿态、控制接触力
图像质量下降时，需要重新搜索并判断何时停止

代表进展：学习专家的颈动脉扫描操作

UltraBot把探头操作、图像测量与斑块筛查纳入同一检查流程



约24.7万

专家示范样本

超过90%

论文所设任务成功率

仍需外部验证

异常解剖、声窗与临床接管

Jiang et al., Nature Communications 16:7893, 2025. DOI: 10.1038/s41467-025-62865-w; Fig. 1c

自动采集难点：好图不等于完整检查

局部图像质量提高，仍可能遗漏器官的一部分

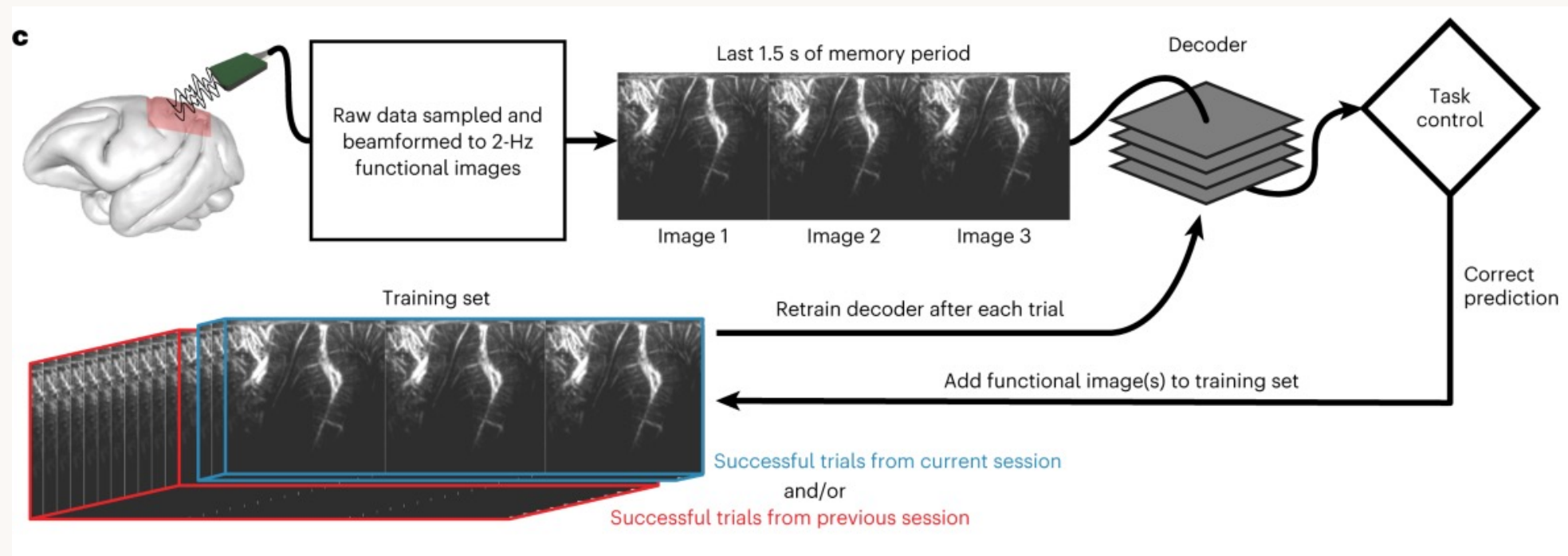
困难	典型失效	需要观察的指标
空间覆盖	反复获得同一好切面，却漏扫病灶	解剖覆盖率、漏扫率
接触力与形变	压得更清楚，却改变血管或组织	压力范围、形变、患者耐受
仿真到真实患者	训练中没有体型、瘢痕或呼吸变化	跨患者成功率、失败类型
失效识别	质量差仍自动给出测量或报告	拒绝率、人工接管率、恢复时间

完整检查成功率应把失败、重扫和人工接管都纳入统计

参考：Su et al., Nature Communications 2024；Jiang et al., Nature Communications 2025

超声脑机接口：用血流变化估计脑活动

功能超声 fUS 通过神经血管耦合，间接观察任务相关活动



信号来源：血流动力学变化

信息输出：预先定义任务的解码结果

Griggs et al., Nature Neuroscience 2024. DOI: 10.1038/s41593-023-01500-7; Fig. 1c 局部

超声脑机接口：动物闭环与人体概念验证

研究对象、声窗和任务复杂度，决定结论能推广到哪里

研究	实现了什么	结论的边界
Griggs 等，2024 两只非人灵长类	在线闭环解码动作计划 演示多方向目标选择	需要颅骨开窗 任务与训练条件受到控制
Rabut 等，2024 一名成人	透过声学透明颅骨材料 成像任务相关脑活动	单人概念验证 不能推广到完整颅骨人群

“超声可成像脑活动”与“普遍适用的无创脑机接口”之间仍有距离

Griggs et al., Nat Neurosci 2024; Rabut et al., Sci Transl Med 2024. DOI: 10.1126/scitranslmed.adj3143

超声脑机接口难点：透骨

完整颅骨让声能变弱、声束变形；困难程度取决于频率、入射角和骨结构

能量损失：到脑内的声能减少

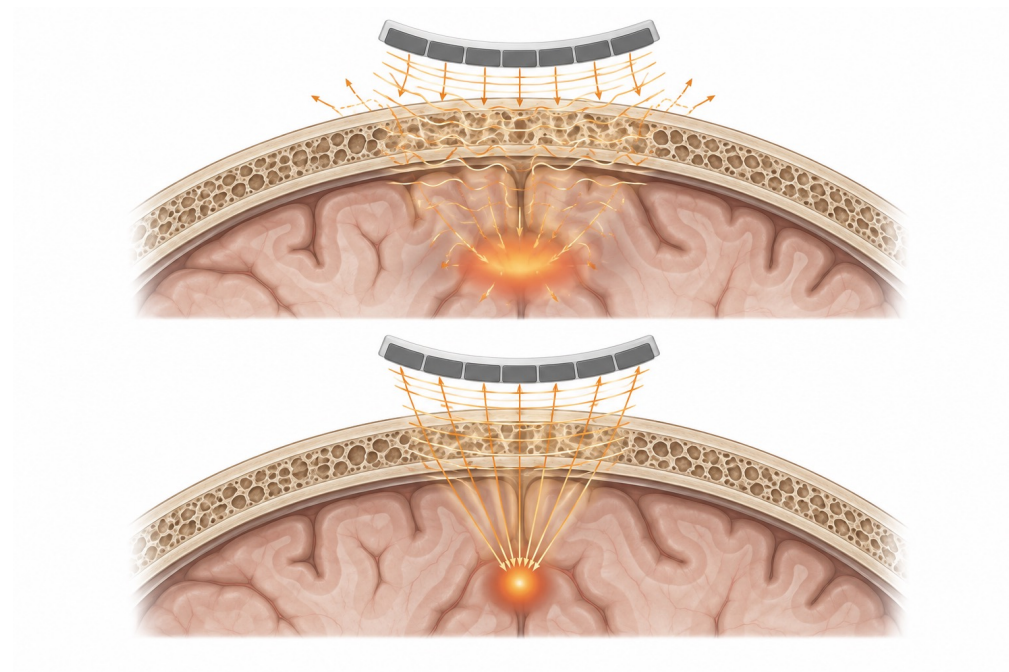
界面反射与骨吸收降低透射
盲目提高功率，可能增加颅骨热负荷

波前畸变：不同路径“到达不同步”

骨厚、声速和孔隙分布不均
焦点偏移、变宽，并产生旁瓣

读取更难：微弱回波还要再穿一次

成像需经历发射与回波两程传播
经颅刺激成功 $\neq$ 高质量脑活动读取



上：衰减与畸变 下：波前校正概念

透骨的目标：在安全声学暴露下，获得足够信号，并保持正确的空间定位

参考：Shen et al., PRX 2014; Martin et al., Nat Commun 2025; Rabut et al., Sci Transl Med 2024

透骨方案：声学超材料与个体化校正

一条路线改变传播介质，另一条路线提前补偿每条声路的误差

材料补偿：让波“穿得更整齐”

互补声学超材料 | PRX 2014

设计负等效密度、负可压缩性
在理想模型中抵消畸变层效应

软声学透镜 | Nat Commun 2024

调节复合材料声学参数，补偿波前
已在3D打印颅骨模型中验证聚焦

难点：频带、曲面贴合、损耗与个体差异

算法补偿：让各阵元“提前等一等”

① 建模：CT颅骨 + MRI靶区

估计骨结构与声学参数，配准靶点

② 计算：预测声路，再补偿相位

调整阵元发射时刻，使声波在靶点同相

③ 验证：检查焦点与安全声场

头位变化后重新定位，兼顾旁瓣和温升

材料路线多处于模型/原型阶段；算法依赖模型与配准精度，两者均不能消除全部损耗

超声脑机接口难点：高时空精度

“看清脑活动”与“刺激小靶区”需要分别评价，不能共用一个分辨率指标

读取 | fUS：分清相邻活动区域

空间难点

高频更利于分辨细节，但经颅衰减更强
弱血流、组织运动与颅骨杂波混在一起

评价：分辨率、血流灵敏度、解码准确率

调控 | tFUS：把声能送进小靶区

定位难点

焦斑有宽度和长度，还可能偏离靶点
旁瓣、头动与配准误差会降低选择性

评价：焦斑尺寸、定位误差、靶外声场

时间难点

血流响应存在生理延迟；累积回波可提高信噪比，也会增加闭环延迟。

需要同时权衡：空间精度、信号质量、覆盖范围、反馈速度与安全声学暴露

参考：Griggs et al., Nat Neurosci 2024; Rabut et al., Sci Transl Med 2024; Martin et al., Nat Commun 2025

精度方案：头戴式换能器阵列

扩大有效孔径、独立控制阵元，并用导航与颅骨校正维持靶点位置

大孔径头盔 | Martin 2025

256阵元 · 555 kHz · 个体化CT/MRI建模
平均靶点在体模拟焦斑约 $2.2 \times 2.2 \times 3.1$ mm
(-6 dB; 声学焦斑, 不是成像分辨率)

便携头戴阵列 | Bawiec 2025

128阵元 · 400 kHz · 额部电子转向
20名健康志愿者：验证可用性与短期安全性
小孔径使轴向焦区仍较长，尚需进一步优化

仍需解决：稳定耦合、头动、通道数、散热与旁瓣

头戴阵列支持更灵活的精准调控；高分辨率脑活动读取仍需独立验证

Martin et al., Nat Commun 16:8024, 2025; Bawiec et al., J Ultrasound Med 44:239–261, 2025



多阵元经耦合层共同聚焦（概念示意）

超声脑机接口难点：声窗、延迟与漂移

空间分辨率之外，还要评估信号特异性和长期可用性

声窗与颅骨

高频利于精细成像，但颅骨衰减更明显
需权衡分辨率、深度和可接受的声学通路

血流响应与延迟

神经活动到血流变化存在时间延迟
高图像帧率不能直接等同于高速控制

信号特异性

血压、呼吸和运动也会改变信号
需要同步记录生理状态并控制混杂

长期稳定性

探头位置、声窗和组织状态会变化
检验跨天性能、重校准负担及失效报警

脑活动读取与超声神经调控是不同任务，效果与安全性需分别验证

参考：Griggs et al., Nature Neuroscience 2024; Rabut et al., Science Translational Medicine 2024

聚焦超声的作用机制与临床目标

作用机制取决于频率、声压、脉冲方式、占空比及是否使用微泡

目标	主要作用	关键监测
热消融	在焦点形成局部热损伤	靶点定位、MR测温、神经功能
血脑屏障开放	微泡振荡改变局部通透性	空化信号、MRI与出血风险
神经调控	研究可逆改变神经活动	声学剂量、假刺激与行为混杂
空化组织碎化	利用空化机械破坏组织	空化区域与邻近组织安全

每一种适应证都需要独立证明剂量、获益与不良反应

参考：Elias et al., NEJM 2016；Lipsman et al., Nat Commun 2018；AIUM治疗超声声明

临床证据：聚焦超声治疗特发性震颤

2016年随机假手术对照试验，纳入76例药物难治性患者

手震颤评分（0-32，越低越好）	基线	3个月
聚焦超声组	18.1	9.6
假手术组	16.0	15.8

组间改善差 8.3 分

95%置信区间：5.9-10.7

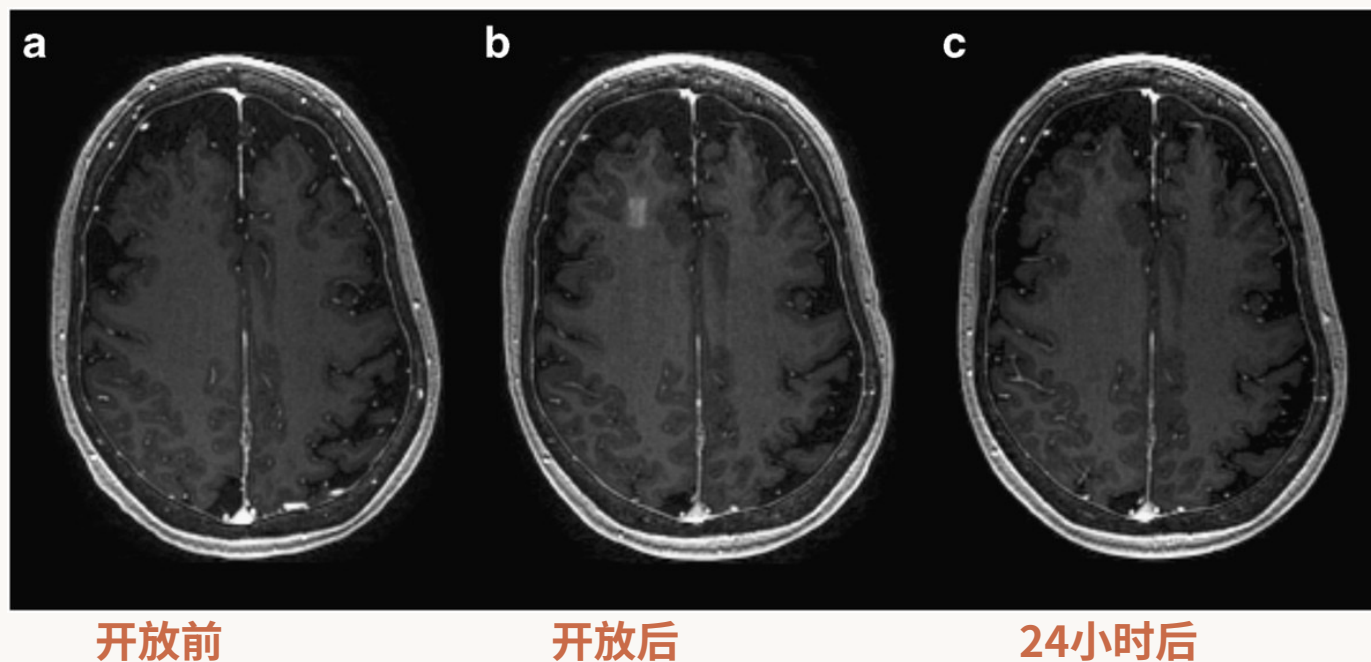
同时报告不良反应

12个月仍有步态障碍 9%
感觉异常或麻木 14%（治疗组）

Elias et al., NEJM 375:730-739, 2016. DOI: 10.1056/NEJMoa1600159

血脑屏障开放：给药通路的概念验证

聚焦超声联合微泡，在靶区暂时改变血脑屏障通透性



2018：5例安全性研究；2024：3例联合抗体研究。尚不能据此推断长期认知获益。

图：Lipsman et al., Nat Commun 2018, Fig. 2; Rezai et al., NEJM 2024, DOI: 10.1056/NEJMoa2308719

聚焦超声难点：靶点剂量与安全窗口

体外设置相同参数，不代表每位患者靶区获得相同声学剂量

传播不确定

颅骨吸收与相位畸变会移动或削弱焦点
个体化影像建模后仍需验证定位

生物效应不确定

热、微泡空化与神经效应机制不同
分别使用测温、空化监测和功能评估

剂量难以迁移

频率、声压、脉宽与占空比共同作用
设备功率无法直接代表组织内剂量

临床终点难以选择

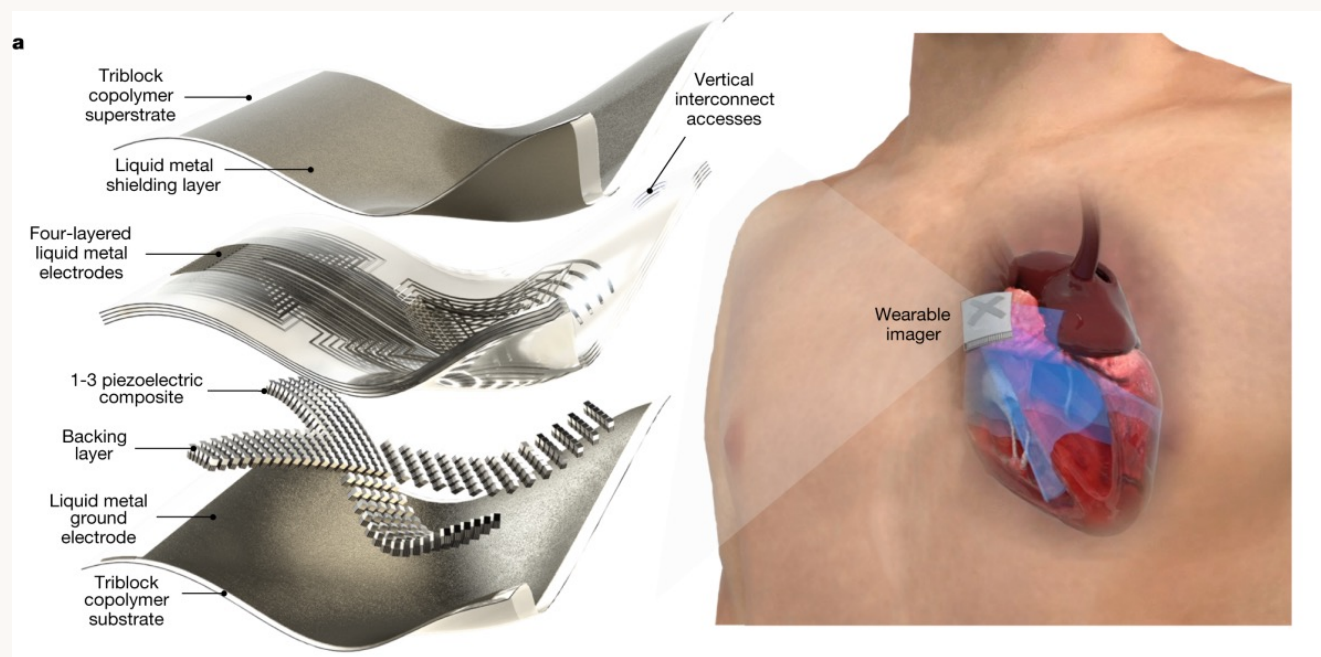
靶区影像改变与患者获益并不等价
需要假刺激、功能终点与长期随访

研究需同时回答：能量是否到位、作用是否可控、患者是否获益

参考：Lipsman et al., Nature Communications 2018; Elias et al., NEJM 2016; AIUM官方声明

柔性超声：把深部器官成像贴在皮肤上

可形变阵列与稳定声耦合，让探头能够随身体活动



材料层面

贴合皮肤、保持声耦合

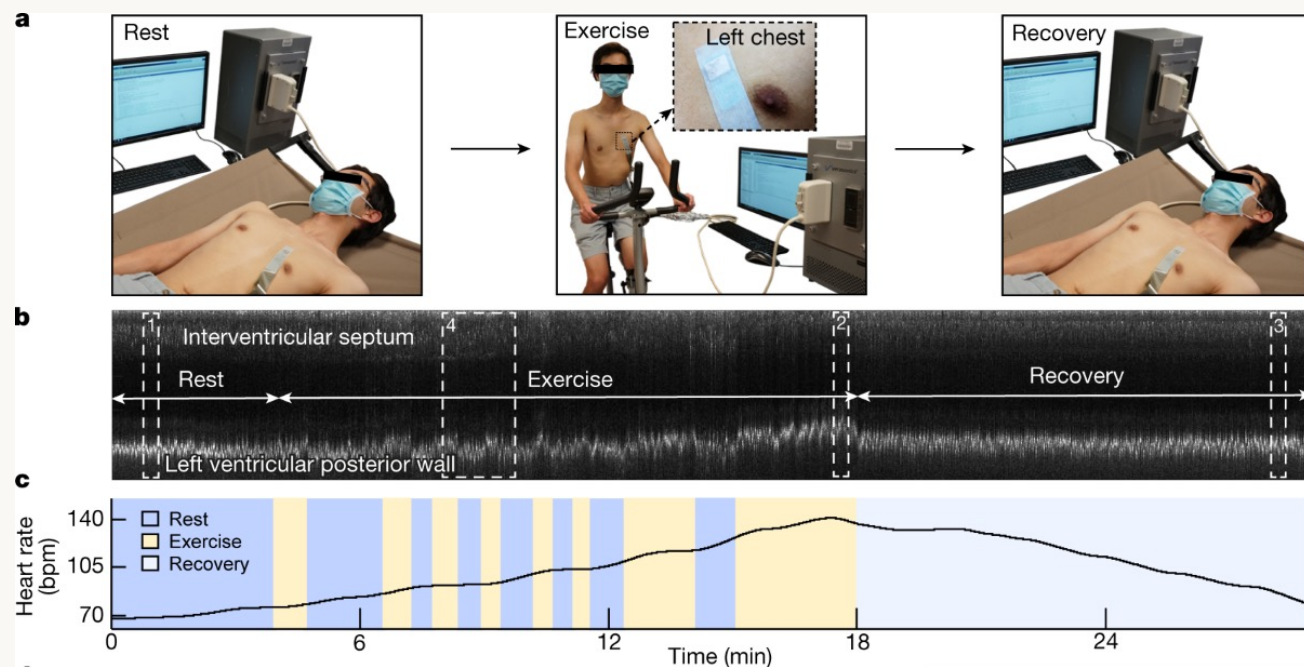
系统层面

阵元定位、采集、计算与供能

Hu et al., Nature 613:667–675, 2023. DOI: 10.1038/s41586-022-05498-z; Fig. 1a 局部

连续成像：观察运动过程与长期变化

连续记录可以补充“检查当时一帧”的信息



可形变阵列：适应皮肤运动

Hu 2023：运动中的心脏成像演示

稳定粘附：延长有效耦合

Wang 2022：多器官48小时成像演示

图：Hu et al., Nature 2023, Fig. 4a-c; Wang et al., Science 2022. DOI: 10.1126/science.abo2542

柔性超声难点：贴得住，还要测得准

硬件、成像和临床工作流需要一起设计

困难	为什么发生	应报告的结果
阵列形变	几何位置变化使聚焦延时失配	不同拉伸/弯曲下的定位误差
声窗漂移	体位和呼吸使目标离开成像平面	有效数据占比、失效识别率
长期耦合	汗液、脱水或局部脱粘	监测时长与重新贴附重复性
供能与热管理	多通道采集和传输耗电	温升、续航、数据与连接负担
告警可用性	长时监测累积伪影与偶发异常	灵敏度及每患者日误报次数

参考：Hu et al., Nature 2023； Wang et al., Science 2022

分享内容

01

超声成像原理

02

超声临床应用

03

前沿科研方向

04

总结与展望

影像表型：从单次图像到可重复的指标

将形态、力学和动态信息与明确的临床问题关联

临床问题

示例：连续心功能变化能否提前提示恶化？
先规定时间窗、参考标准与患者结局

影像特征

结构尺寸、血流模式、弹性或运动轨迹
记录采集条件及重复测量误差

研究验证

按患者划分数据，避免视频相邻帧泄漏
在独立中心检验校准与泛化

临床价值

比较标准流程与加入新指标后的决策
评估漏诊、误报和实际工作负担

相关性、预测能力与临床获益，是需要依次验证的不同问题

参考：SRU 2020；USFM 2024；Hu et al., Nature 2023

总结：五个方向的下一步验证

用与临床任务匹配的终点，评价超声技术的进步

方向	关键难点	下一步需要的证据
波束形成	增强后是否保留真实病灶	跨设备病灶检出与定量一致性
自动采集	能否覆盖完整检查范围	包含失败与接管的前瞻性流程评价
超声脑机接口	声窗、血流延迟、跨天漂移	更多人体、长期在线控制证据
聚焦超声	靶点剂量和生物效应的差异	适应证相关的对照试验与长期安全性
柔性超声	声窗稳定、有效数据与功耗	长时间真实场景监测及临床终点

延伸阅读：基础与前沿代表文献

完整题名、链接和图源见相应页面备注

基础与临床

EFSUMB Course Book, 物理原理与弹性成像
Baumgartner 2017, JASE, 瓣膜狭窄评估
Barr 2020, Radiology, 肝弹性共识

波束形成与基础模型

Luijten 2020, IEEE TMI, ABLE
Jiao 2024, Medical Image Analysis, USFM

自动采集

Su 2024, Nature Communications, 甲状腺
Jiang 2025, Nature Communications, 颈动脉

脑机接口

Griggs 2024, Nature Neuroscience, 在线闭环
Rabut 2024, Science Transl Med, 人体声窗

聚焦超声

Elias 2016, NEJM, 震颤随机对照试验
Rezai 2024, NEJM, BBB开放联合抗体

可穿戴超声

Wang 2022, Science, 生物粘附超声
Hu 2023, Nature, 可穿戴心脏成像

谢谢

李泽样

复旦大学 生物医学工程与技术创新学院

zejuli@fudan.edu.cn
zerojumpline.github.io
2026年9月17日

