

X光、**γ射线**和**CT**均不存在放射性，而是电离辐射。束缚电子从所在的能级转移到不受原子核吸引并处于最低能态时所需克服的能量叫**结合能**。氢电子的结合能为13.6eV。大于13.6eV的能量具有电离的可能性：*E* = *hν*, *h* = 4.14 × 10⁻¹⁵ eV·s。
2.电子束与物质的能量传递。(a)**碰撞转移**：入射电子的一部分能量转移给被撞击电子,入射电子产生反跃。概率极小基本可忽略。(b)**辐射转移**:入射电子撞击K层电子,激发或电离原子,高层电子产生层跃迁,释放特定能量,即**特征X射线**(初致辐射)入射电子受到原子核吸引而减速,释放的能量产生初致辐射,占比最多。(c)**由两部分构成X射线**
3.X射线来自于原子的电子云,即放射来自于原子核外的放射性衰变。
4.X射线与物质的电子云发生反应,主要包括**光电效应**和**康普顿散射**两种。光电效应：光子被原子完全吸收,能量完全转移。**康普顿散射后能量** *E*' =

1
+
E
(
1
−
cos
⁡
)

/

(

m

0

c

2

)

{\displaystyle E'={\frac {1}{1+E(1-\cos \theta)}}m_{0}c^{2}}

光电效应是提供不同组织**对比度**的主要机制。**康普顿散射**则是限制X光图像**分辨率**的主要原因。在医学影像的能量范围内，X-Ray 能量越大，光电效应的可能性越大，光子的穿透力越强；康普顿散射的概率基本保持不变。
5.X射线衰减的几何特性。**单射线、单光子**。μ为线性衰减系数。N = N₀e^{-μx}，I = I₀e^{-μx}
半价层（HVL）：光子衰减一半的厚度。HVL=0.693/μ。衰减系数：由于康普顿散射，更多的光子被探测到；但也因此，实际探测到的能量比实际情况低
6.X射线的衰减与距离有关。**康普顿散射后能量**

7.滤波：进入人体前吸收的低能射线。低能X射线无法穿透人体，对象没有帮助，但增加了辐射剂量，因此需要对部分射线进行过滤和消除。额外添加的滤波：铝（1-3mm厚）；铜+铝（铜会产生8keV的射线，因此需要再加一层铝）
测量单位：mmAl/AlEq
准直：让X射线聚焦在所感兴趣的组织区域内。穿过球管的X射线会形成锥体状，感兴趣区域面积很大，所以需要限制器**补偿过宽**。补偿对于身体部位厚度不一致导致的衰减差异；使得探测器接收到曝光量与身体厚度无关。**滤影/对比剂**：①提升注射部位组织X射线的吸收率，使其高图像对比度；②常见的造影剂包括钡剂和碘剂；③其K壳电子结合能正好在诊断用X射线的能量范围内。**造影剂应用案例**：①碘在甲状腺中富集，因此该部位无需造影剂；②碘造影剂常常被静脉注射来检测脑血管、心脏、肺部和组织的对比度；③射线可以用于胃肠道造影，因此不会被消化道吸收，即“钡餐”；④空气本身因为不会被吸收X射线，因此可以应用于造影剂，例如肺部成像。

9.μ为目标信号强度I₀为背景信号强度。对比度C = (I₁-I₀)/I₀，信噪比SNR=C/I₁σ₁ = C₁/√*I*₀

信噪比的另一种表达方式：SNR = C₁/√(4πR²)

 图中显示人体横截面的面积和光子数。A表示探测器单元面积，A₀为人体横截面的辐射面积。σ表示光子与物质的相互作用截面，σ₀表示散射截面。

10.提高对比度的方法：改变X射线能量；使用对比剂；双能量技术；增加探测器检测到的光子数**提高的方法**：增加灯丝电流；延长X射线线束的持续时间；提高X射线的能量；使用更大的图像的像素单元；更高效的探测器

11.X射线的能量与 SNR、对比度和患者剂量之间的关系
低 kVp（低 X 射线能量）：不同组织的衰减系数差异较大，图像对比度较高；但 X 射线穿透性较差，只有少量 X 射线能够穿透人体，SNR 低；患者的辐射剂量较高（低能量 X 射线更容易被吸收）
高 kVp（高 X 射线能量）：组织对比度降低，因为不同组织的衰减系数变得相似；人体对 X 射线的透明度提高，但单位质量下的光子数量减少，导致特定剂量下的 SNR 降低
最佳 SNR 选择：在高能量和低能量之间，SNR 在两个点达到最大值；此时，组织仍具有相互良好的对比度，人体对 X 射线的保持较高的透明度，同时单位辐射暴露下的光子数也较高
【确定紫外光子是否属于 X 射线】
电离辐射定义为具有足够能使电子从原子或分子中脱离，从而使其电离的辐射。电离所需的最小辐射被原子或分子，但通常认为一般阈值为 10eV 或 13.6eV。计算出的紫外光子能量范围为 3.10eV 到 310eV。由紫外线光谱中有一部分具有足够以引起电离的能量，因此紫外线通常被视为一种电离辐射形式，特别是波长长于约 124nm（对应于 10eV）的部分。

【射程（Range）定义为线性衰减系数的倒数。它代表射束强度降低到其原始值的 1/e 时的距离。对于组织中的电离射束，你希望其射程的大致数量级是多少？微米？毫米？厘米？米？千米？
为什么不用它？①微米：射程为微米意味着射束一进入组织几乎立即停止。这除了治疗皮肤外的肿瘤外毫无用处。②毫米：射程为毫米对于大多数应用来说仍然太短，无法到达体内深处的肿瘤。③厘米：厘米数量级（例如 5-25 cm）是理想的。这允许射束穿透到人体躯干或头部的不同深度以有效靶向肿瘤。④米和千米：米级或更大的射程意味着射束穿过人体时几乎没有相互作用能造成沉积，使其在治疗上无效。

【我们正在设计一个 X 射线管，想要使用更轻的滤波器。除了铜之外，我们还有什么密度为 5,000 kg/m³，在 80 kVp 下质量衰减系数为 0.08 m²/kg 的新材料。为了满足 NCRP 建议在 80kVp 下 2.5 mm Al/Eq 的要求，我们应该使用铜还是这种新材料？请解释。

【固有对比度，对比度】

二、CT 成像

1.准直: CT 扫描采用扇形束，比普通 X-Ray 使用的准直。**滤波**: CT 图像重建要求 X 射线源附近只有单能辐射。②比普通医用 X-ray 系统更多的滤波，以优化 X 射线能量分布；③典型滤波材料：铜和铝；主要作用：“硬化”X 射线束，缩小能量范围，提高图像质量；减少低能 X 射线，降低患者辐射剂量。**双能量成像**: 通过不同能量的能量衰减特性产生不同组织成分
2.**扇形探测系统**，主要由探测器组件组成，如碘化铊（NaI）、碘化铯（Cs）、钨酸钨（W₆O₁₄）。
3.图像探测器：光电效应与人体相互作用，产生光电电子；这些光电电子在晶体去激发时，发出可见光；光电二极管将电信号转换为电压。**供气探测器**，适用于 3G 扫描仪的高指向性射线；采用高压电源，使绝缘气体（Xe）电离并产生电流。优点：方向性强，适用于高指向性结构；缺点：探测效率低于闪烁探测器，需要额外的系统减少散射。但薄层的切片提高分辨率，但增加噪声；较厚的切片减少噪声，降低分辨率细节

3.CT 的投影矩阵公式 *g*₀ = −ln(*I*₀ / *I*) = ∫*μ*(*x*,*y*,*E*)*ds*

CT 扫描通过重建横截面而得到每像素的线性衰减系数（μ）来形成图像
不同 CT 扫描仪使用不同型号的 X 射线管，具有不同的有效能量，因此相同物体在不同扫描仪上的μ值可能不同。即使是同一台 CT 扫描仪，X 射线管更换后，测量结果也可能有所变化
4.CT 值。亨氏单位（HU），通常取数为最接近的整数。**空气的 CT 值** = 1000 HU，水的 CT 值为 0HU，平均骨骼的 CT 值为 1000HU

5.拉东 Radon 变换: ρ(*l*,θ) = −ln(*I*₀ / *I*)。求的时候理解为一条固定角度倾斜、到原点距离为*l*的直线函数*g*(*x*,*y*)的长度。θ 是直线与 X 轴夹角。

4.正弦图是函数*g*(*l*,θ)的图像,使用*l*作为直角坐标轴,是拉东变换得到的正弦图,代表了用于重建原始图像函数的数据。**正弦图 Sinogram**：底部行对应于θ = 0 的图像（垂直积分）；顶部行对应于θ = π 的投影（接近垂直积分）。**投影宽度变化**：物体长度*l*沿*l*轴方向时，对应投影宽度Δ*l*；角度增大，投影变窄。在θ = π/2 达到最小（水平积分）。**正弦图失真**：在正弦图中，物体的不同部分形成纵向的“波动”；如果将正弦图旋转 90°，这些波动呈现正弦曲线；周期性结构。

正弦图 ≠ 物体图像，需要经过重建将其转换回原始图像。

5.单个角度的投影无法唯一确定原始图像，因为多个因素可能产生相同投影。

6.反投影：对于每个投影值，将其原始值沿该条射线投影。

结果为反投影图像*b*₀(*x*,*y*) = ρ(*cos* θ, *x* + *y* sin θ, θ)

层析图像=多角度反投影结果+通过积分更多的反投影图像，形成求和图像。

6.投影伪影：物体*g*(*x*,*y*)的二维傅里叶变换*F*(*u*,*v*)在角度θ上的切片，等于该角度下投影*g*(*l*,θ)的一维傅里叶变换*F*(*ρ*,θ)。

投影的 4D 傅里叶变换等于真实物体 2D 傅里叶变换对角度通过积分的一条直线。

滤波反投影法：先滤波在反投影重建。**卷积反投影法**：先与空域卷积核卷积再反投影。

如果某种响应的反投影，相反不滤波投影，执行卷积操作更加高效因此大多数 CT 扫描仪通常采用某种形式的卷积反投影，而不是滤波反投影。**CT 重建三大原则**：①卷积 ②反投影 ③滤波

7.影响 CT 图像分辨率的因素：探测器宽度、滤波器宽度

固有分辨率：指松耦合，X 射线的统计特性导致探测器波动；**人体衰减&探测器效率**：减少探测到的光子数，增加噪声；**噪声方差**=探测器间距、光子数、投影角度和带宽影响，需要在降低噪声和保持图像清晰度之间找到最佳平衡点。

量化伪影 成因：投影采样不足会导致高频率，高频信息错误地表现为低频伪影。解决方案：①增加采样率（更多探测器、更密集的角度采样）②低通滤波以减少高频噪声，但会影响图像清晰度③选择合适的插值方法，避免图像中的莫尔条纹。**经验法则**：**探测器数量 = 投影数 = 图像边缘长度**

射束硬化伪影 成因：X 射线在穿透人体时，低能光子被优先吸收，导致射线束能量分布改变。

解决方案：预处理投影数据；使用射线硬化校正；采用恒 CT 进行校正

其他伪影。**电子束系统噪声**：探测器失效可导致**环状伪影**。其半径取决于损坏探测器的位置。

X 射线散射：散射效应会导致图像模糊，可通过增加 X 射线束宽来补偿**运动伪影**：心跳跳动；呼吸导致扫描过程中物体位置变化，长时间扫描（如胸部 CT）严重影响图像质量。

【题目】第一代 CT 扫描仪切片厚度 40 cm 的正方形探测器。(b) 覆盖整个物体的最小圆形 FOV 是多少？(c) 假使探测器角度误差为 0.25°，且忽略滤波 CT “经验法则”。在每个投影测量多少个切片？(d) 假使大小是多少？(d) 如果重建图像像素大，在不改变角度增量且不过反滤波量多少的情况下，能否使信噪比(SNR)加倍？(e) 假使物体具有常数线性衰减系数 0.1 cm⁻¹，画出*g*(*l*,θ)。(f) 画出 *b*₁₅(*x*,*y*)。求 *b*₄₅(10,10)

放射计数的统计规律服从泊松分布。探测到 *n* 个光子的概率：*P*(*n*) =

e

−
μ

μ

n

n
!

{\displaystyle P(n)={\frac {e^{-\mu }\mu ^{n}}{n!}}}

，一对光子穿过物体

体的总衰减系数μ⁰仅取决于响应区域 LOR 的厚度 D,而与放射源在 LOR 上的具体位置无关。信号质量影响因素：①正电子射程：湮灭位置，需要的是衰变位置，但实际得到的是湮灭位置，导致模糊②初始动能：正电子和电子在湮灭时并不完全处于 0.0122 X 处。这些粒子的净动量意味着湮灭光子将不会恰好好在 180 度。**非统计性的误差Δc = ± √(2ZΔZ)**。探测器的灵敏度*g*，时间 Δt 和空间 Δx 的不确定性成正比： $\Delta Z/Z = \sqrt{\frac{\Delta t}{\Delta x}}$

闪烁晶体：**闪烁剂常用 FDG (氟代脱氧葡萄糖)511keV LYSO (钨酸铀正硅酸盐)、LSO (硅酸钆)、BGO (硅酸钡)**

2D 模式：在探测器环之间插入铅制隔板。只允许同一环内的符合，屏蔽 跨环散射。优点：散射少；定量准确。缺点：灵敏度低。

3D 模式：透去隔板，允许所有可能的跨环符合。优点：灵敏度极高（增加了 5-10 倍）。缺点：探测和随符合大幅增加，需要强大的计算机进行校正。现代 PET 多为 3D 模式。

7.SPECT（单光子发射计算机断层扫描）体内药物发出射线

基本过程：病人被注射放射性药物（如 ^{99m}Tc），这种放射性在体内发生 γ 衰变；每次衰变只发射一个 γ 光子。典型的能量是 140keV（对于 ^{99m}Tc），属于低 γ 射线。

准直方式：物理准直。探测器前加一个厚层的铅板，叫做准直器。只有垂直于探测器表面的光子才能穿过孔洞被探测到，斜着飞行的光子都被铅板吸收挡住了。**应用**：只有垂直于探测器表面

闪烁晶体：**闪烁剂 140keV NaI（碘化钠）**

5.双探测器（用 SPECT 成像）。Anger 相机由四个关键部分组成，光子信号的处理流程：**准直器→闪烁晶体→光电倍增管（PMT）→定位逻辑电路。准直器**通常由铅制成，位于探测器最前端。作用：它是成像清晰度的决定性因素。γ 射线是向四面八方发射的，准直器只允许特定方向（通常是垂直于晶体表面）的光子通过，阻挡（吸收）斜射的光子。如果没有准直器，无法定位图像来源。类型：①**平行孔**：最常用，用于扫描，图像小与物体厚度无关。②**针孔**：用于甲状腺扫描器放大成像。③**汇聚/发散孔**：用于改变视野大小。**分辨率**(*R*)：孔越小，孔越长，分辨率效果越好，分辨率越高。**灵敏度**(*S*)：孔越大，孔越长，通过的光子越多，灵敏度越高。

闪烁晶体：闪烁晶体在这里起到一个光谱转换器的作用：将高能的可见 γ 光转化为低能的可见光光子。**光电倍增管（PMT）**：将微弱的光可见信号转化为电信号并可进行放大。光电阴极：接收可见光，发射光电电子。倍增极：电子逐级撞击，数量呈指数级倍增。阳极：收集电子流；输出电流脉冲。

定位逻辑电路：原理：高闪烁点选定的 PMT 接收到的光越强，输出信号幅度越大。利用所有 PMT 信号的重点算法计算位置。一个光子打在晶体上，会引起多个光电倍增管（PMT）同时有信号。我们需要通过几个 PMT 的信号强度，算出光子到底打在哪个位置 (X, Y)。**信号响应非线性时预测不准**。假设有几个 PMT,第*k*个PMT的中心位置是(*x*_{*k*},*y*_{*k*})，它接收到的信号强度是*a*_{*k*}。

x =

1
∑

k

1

a

k

x

k

{\displaystyle x={\frac {1}{\sum _{k}1a_{k}}}x_{k}}

y =

1
∑

k

1

a

k

y

k

{\displaystyle y={\frac {1}{\sum _{k}1a_{k}}}y_{k}}

Z 脉冲的作用：Z 信号不仅用于归一化位置，还代表了光子的能量。**块探测器设计**：利用 4 个 PMT (A,B,C,D) 接收到的光比例来定位光子穿透击中了哪一根小晶体。*X* =

(
B
+
D
)
−
(
A
−
C
)
D
+
(
A
+
B
)
−
(
C
+
D
)
A
+
B
+
C
+
D

{\displaystyle X={\frac {(B+D)-(A-C)D+(A+B)-(C+D)A}{A+B+C+D}}}

9.准直器的作用
①**空间定位选择器**：准直器通过其孔洞结构，允许一定视野范围内特定方向上的 γ 射线或正电子湮灭产生的光子通过，而其屏蔽掉其他方向的射线。这样，可以准确地探测到 γ 光子的位置分布，起到空间定位选择器的作用。②**提高信噪比**：准直器的设计有助于提高成像系统的分辨率。通过限制探测器接收到的射线，准直器可以减少散射和漫射，从而使图像更加清晰。③**影响灵敏度和分辨率的平衡**：准直器的孔径大小、孔径的数量、孔与孔之间的间隔等等参数会影响成像系统的灵敏度和分辨率。一般来说，分辨率的提高会导致灵敏度的降低，反之亦然。因此，准直器的设计需要在灵敏度和分辨率之间找到一个合适的平衡点。④**能量选择**：准直器可以根据不同的设计特性选择 γ 射线的能量进行选择，以匹配特定的能量范围，从而提高成像的准确性。⑤**减少散射和背景噪声**：准直器通过限制射线的入射方向，可以减少散射和背景噪声，这对于提高图像质量和诊断的准确性非常重要。⑥**电子准直**：在 PET 成像中，电子准直是一种特殊技术，它利用探测器中的电子电路来确定光子的入射方向，而不是使用传统的物理准直器。这种方法可以提高探测效率，避免因物理准直器的使用而损失探测效率，同时也避免了准直器对光子数和均匀性的不良影响。

【题目】假使窗：当光子能量变大时，最大数量将变小。这意味着高能光子的方向选择性更好。使用中偏向更高能量的窗口可以进一步减小散射接收范围。

四、超声成像

1.基本物理概念。**声波是纵波**，机械波，不能介质传播，不能在真空中传播。**不需要介质传播的是电磁波**。*c* = *fλ*。超声波是高于人类听觉范围的声波，频率大于 20kHz。持续**超声波频率**的是：脉冲超声波。**声速**（低于人听觉频率的声波）：频率 < 20Hz；可闻声：频率 20Hz ~ 20kHz。**诊断超声的频率**：2MHz 到 12MHz。**超声波在组织中传播速度**：1540m/s；声速：介质越硬越快（声速排名：骨骼（4080）>肌肉>血液 >软组织（1540）>脂肪 >肺（气体）(330)。固体<液体<气体。

声阻抗*Z* = ρ*c*,单位 Rayl。入射角=0，反射系数*R* =

(

Z

2

−

Z

1

Z

2

+

Z

1

)

2

{\displaystyle R={\frac {Z_{2}-Z_{1}}{Z_{2}+Z_{1}}}^{2}}

，不为 0。R =

(

Z

2

cos
⁡

θ

−

Z

1

cos
⁡

θ

)

2

(

Z

2

cos
⁡

θ

+

Z

1

cos
⁡

θ

)

2

{\displaystyle R={\frac {(Z_{2}\cos \theta -Z_{1}\cos \theta)^{2}}{(Z_{2}\cos \theta +Z_{1}\cos \theta)^{2}}}

衰减：超声在介质中传播，其能量将随着距离的增大而减小。①吸收：最主要因素。声能转化为热能。**吸收与频率成正比**。②反射：随界面反射和漫反射（粗糙界面）。③散射：遇到比波长小的颗粒（如红血细胞、血小板）。散射效率∝*f*⁴。频率翻倍，散射强 16 倍。**衰减系数**：软组织中约为 0.5 dB/(cm·MHz)。肌肉中为 1dB/(cm·MHz)。血液组织中为 0.125dB/(cm·MHz)。

距离盲区难以成为成像 5cm，则需 **2Z**。**斯涅尔折射定律**：*c*₁/*c*₂ = sin*θ*₁/sin*θ*₂

4.1.功率/强度比：使用 10 log。阻抗/电压比：使用 20 log。

2.成像原理：①机器给探头供电，利用超声波接收晶体的机械振动，向人体发出高频率声波脉冲。随后探头立刻换接收。利用正电压电效应接收从体内弹回来的微弱声波。②声波在人体内部传播时，每遇到不同组织的交界处，因为两组织的声阻抗（硬度/密度）不同，声波就会发生反射。阻挡差越大，反射回来的声也就越强。如果没有阻挡层，声波就穿透过去，没有回声。③处理与成像：有回声返回度，回声回来得越快，说明物体越深；看强弱程度，回声越强，屏障上的点就越亮。若无回声图像呈黑色（如脂肪组织）。代表液体；看穿透完好，无反射。高回声图像呈亮白色。代表强反射组织（如骨骼、结石、钙化、富含胶原的隔膜）。**弱反射图像发生在软组织间，灰色**。

3.超声换能器。**压电效应**：①发射时：电压电效应→将电压（电能）转换为机械能（机械能）。②接收时：正压电效应→将声波转换为电压（电能）。③核心材料：**PZT（铌酸钪钨）**。PZT 晶体：核心元件，通过电压电效应实现电能与声能的互转。超声波方向为 *Y* 轴。**匹配层**：作用：减小 PZT 与组织间的声阻抗差异，减少界面反射，增加透射效率。④最佳厚度：*Z* 组织 < 2匹配层 < *Z* PZT。最佳厚度为反射和 PZT 的几何均数，即二者乘积开根号。⑤最佳阻抗：1/4 波长。这使得从匹配层/组织界面反射回来的波，与晶体表面的反射波相位相反（差 180 度），两者发生相消干涉，从而抵消反射，最大化透射量。**如果没有匹配层，换能器与组织之间就会有很大的声阻抗偏差，导致大量的反射或者说是不传输。**

单双层匹配层的声阻抗：*Z*_{match} =

Z

1

Z

2

Z

1

+

Z

2

{\displaystyle Z_{match}={\frac {Z_{1}Z_{2}}{Z_{1}+Z_{2}}}

双层匹配层匹配的声阻抗

双阻抗层匹配的声阻抗

超声材料：①作用：吸收指向声波，增加阻尼，减小周期数，减小分辨率。持续时间长（SPR）。②提供大的轴向分辨率：透声窗；聚焦声束，改善轴向分辨率；**外壳与屏蔽**：保护内部并屏蔽干扰。**廓形**、线性性控制：电子引导；**形变控制**；**电子聚焦**。**脉冲模式**的*f*（频率）由以下方程决定：*f* = *c*/*Zd*。d 为晶体厚度，*c* 代表的是晶体材料内部的声速**4.分辨率**。分辨率是分辨两个物体的能力。**轴向（纵向）分辨率**：在超声波束的轴线方向（传

播方向）上，能够区分两个前后相邻物体的最小距离。数值越小，分辨率越好。值是空间脉冲长度的一半。SPZL=单位距离量纲。SPL 取决于脉冲包含的周期数*n* 和波长*λ*：SPZL = *nλ*。n = 声速 × 脉冲持续时间 (PD)。波长越长，SPL 越长。分辨率越好。数值越大越好。

分辨率：①**轴向分辨率**：范围。影响因素：频率、波长、传播速度、材料特性。公式：*Δz* = *λ* / 2。②**横向分辨率**：在垂直于声束的方向上，能够区分两个左右相邻物体的最小距离。影响因素：脉冲宽度、频率、孔径、焦距、两个发射器、方位角等等。

5. PRF 与 PRF 这两个参数决定了超声成像的时间分辨率和帧率。

PRF：脉冲重复频率。每秒内发射脉冲的次数（3.85kHz 深度大）。

PRP：脉冲重复周期。从一个脉冲开始到下一个脉冲开始的时间（单位：ms 或 μs，μs 更常见）。PRP 主要成重复度所决定，它等于成像深度（D）除以声速（*c*）。例如 13 is / cm。PRP-ID（cm）× 13 is / cm。脉冲重复频率是脉冲重复周期的倒数。PRF = 1/PRP

6.近场与远场。**焦点**：起始场处，远场开始的地方。这是声束最窄的地方。横向分辨率最佳点。这也是声束最大的地方。焦点处的波束宽度是探头直径的一半。两倍焦距处的波束宽度为探头直径。声场组成：横波、纵波元件（波面弯曲，易被破坏）、电子聚焦（波束合成，改变每阵元相位）、镜子。**焦点只影响近区**。影响固有焦距的主要有两个参数：工作频率和晶体几何形状。频率越高，晶体直径越小，焦距越深。

近场（菲涅耳区）：从探头表面开始，到声束最窄点（焦点）之间的区域。在这个区域内，声束逐渐收敛（变窄）。这是成质量最好的区域，因为声束比探头直径窄，横向分辨率好。**近场长度***Z*_{FL} =

D

2

4
λ

{\displaystyle Z_{FL}={\frac {D^{2}}{4\lambda }}}

（D 为换能器直径）

远场（夫琅禾费区）：焦点以外的区域。在这个区域，声束开始发散（变宽）。随着深度增加，声束越来越宽，横向分辨率迅速下降（变差）。

7.AM 组卷。A 型超声（Amplitude Mode, 幅度调制）是所有超声成像的物理基础，其本质可以看作是一台声示波器。当探头向人体发射脉冲后，系统接收到的原始射频（RF）回波信号经过放大和滤波处理后，除高频噪声外，只保留回波的轮廓。在显示屏上，水平轴（X 轴）利用回波的时间飞行时间（*t*=2*d*/*c*) 对应组织深度，而垂直轴（Y 轴）则是显示反映回波信号的电压强度。因此，A 型显示的是了解剖图，而是一条随深度起伏的波形曲线，波峰高度代表反射越强。应用在测量肌腱长度等等需要高精度测量的场景中。

B 型超声（Brightness Mode, 亮度调制）是在 A 型的一维基础上引入了空间扫描和亮度调制技术，是现代超声成像的核心。系统首先将 A 超中表征回波强度的“波峰高度”转换为“光点亮度”（辉度调制），回波越强，像素越白。为了形成二维图像，探头头的晶片组通过电子开关或相位控制（如相控阵）驱动声波在空间中快速扫描，形成数百上千条扫描线。在这个过程中，为了让人眼同时对看清反射（如骨骼）和弱反射（如软组织），系统还必须对动态范围极大的回波信号进行对数压缩处理，最终呈现出我们熟悉的黑白灰阶面图像。

M 型超声（Motion Mode, 运动调制）则是对 B 型图像中单一扫描线的时间轴展开，专注于捕捉高频运动。操作者在 B 超图像上选取一感兴趣的取样线，系统便停止对全场的扫描，转而集中所有脉冲重复频率（PRF）遵循这一条固定路线反复扫描和接收。在显示屏上，Y 轴依然代表深度，但 X 轴转换为时间，原本静止的解剖界面（如心脏瓣膜）会随着时间推移在屏幕上描绘出运动轨迹。由于 M 型超声无需等待完整图像的数据包扫描这一成像，其采样率直接等同于脉冲重复频率（可达 1000Hz 以上），因此它拥有远超 B 超的时间分辨率，能够捕捉到肉眼在二维图像上无法看清的瓣膜高频波动或运动的微小心率。

8.多普勒。当声波发射器与接收器均处于运动时，接收器所接受到的声波频率与发射频率有所不同。信息：血流速度。**红色代表血流朝向探头运动**，蓝色代表血流背向探头运动。颜色的深浅反映速度。代表流速度。多普勒效应导致频率变化：①声波发射源不动（*V*_S=0），声接收器发射源运动（相对速度 *V*_R）②声接收器不动（*V*_R=0），声发射源朝向声接收器运动（相对速度 *V*_S）③同时移动

多普勒频率：*f*_r 为发射频率，*f*_r 为声速

①线性阵列接收通道

②阵元偶数接收通道

③阵元奇数接收通道

*D*_r =

√

5
d
(
Δ

x

)

2

+
(
Δ

y

)

2

{\displaystyle D_{r}={\sqrt {5d{\sqrt {(\Delta x)^{2}+(\Delta y)^{2}}}}}

④凸阵奇数/偶数接收通道

*D*_r =

√

r

2

+

R

2

−
2
r
R
cos
⁡
ϕ

{\displaystyle D_{r}={\sqrt {r^{2}+R^{2}-2rR\cos \phi }}

9.计算几何

①阵元接收通道

②阵元偶数接收通道

③阵元奇数接收通道

*D*_r =

√

5
d
(
Δ

x

)

2

+
(
Δ

y

)

2

{\displaystyle D_{r}={\sqrt {5d{\sqrt {(\Delta x)^{2}+(\Delta y)^{2}}}}}

④凸阵奇数/偶数接收通道

*D*_r =

√

r

2

+

R

2

−
2
r
R
cos
⁡
ϕ

{\displaystyle D_{r}={\sqrt {r^{2}+R^{2}-2rR\cos \phi }}

10.超声系统操作。**脉冲发生器**：决定初始振幅、频率、发射模式（PRF）。**接收器五大功能**：①放大：整体信号增强 信号与噪声同步放大，不改变信噪比(SNR)。②补偿：修正随深度增加产生的衰减。深度增加→浅部。③压缩：降低动态范围(最大/最小值之比，dB)，对数压缩。保持强信号，提升弱信号。匹配人眼显示器灵敏度失配。④解调：将回波中的初始传输频率移除，信号被波用户不可闻。包括压缩/平滑。目的是去除射束失配。⑤丢弃：去除低频率的噪声信号。

扫描控制策略：**功能**：将 A 模式数据转换成视频模式（模拟数字化），具有数据存储功能。**黑白恒定时间分辨率/帧率**。比(BT)：决定对比分辨率/帧率。灰阶数=2^{*n*}。n 为比特数。双稳态。黑白=1bit；6bit = 64 灰阶；10bit = 1024 灰阶。预处理：冻结/存储/回放（GTC，写放大，空间复合成像），不可逆。后处理：冻结/冻结后（放大，大区域图捕捉，黑白反转）。

信噪比(SNR)：增加发射功率，信号增大，SNR 增加。增加接收功率，SNR 不变。降低声压频率，增加 SNR。细节分辨率：由轴向(SPL)+横向(波束宽+向切片)层组成。

