



影像设备管理与维护

医学影像系影像设备教研室
贺超

第五章 医学影像设备应用质量管理

1

第一节 X线诊断设备应用质量管理

2

第二节 X-TV系统应用质量管理

3

第三节X-CT应用质量管理养

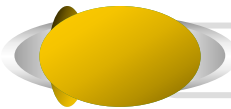
4

第四节 MRI应用质量管理

5

第五节超声应用质量管理

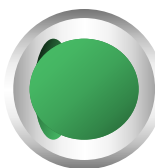
第一节X线诊断设备应用质量管理



影像质量管理的内容

包括下面几个方面的组织协调活动：

- ①以低的辐射剂量获得好的影像质量。
- ②充分满足临床诊断需要的符合质量标准的照片影像。
- ③引进高质量的成像设备。
- ④影像学科全员参与并共同努力开展QA、QC的活动



影像质量管理

1. 质量(quality) 质量是指产品的特性及满足顾客和其它相关方面要求应具备的性质。

对影像诊断而言，质量就是“影像本身或该项检查固有的、决定是否能满足临床诊断目的、作为评价对象的性质的总和”。

2. 管理(management) 管理就是指导和控制各组织的相互协调活动，即制定计划及完成计划所进行的一切活动。

3. 质量管理(quality management) 是指制定质量计划，并为实现该计划所开展的一切活动的总和

第一节X线诊断设备应用质量管理

一、X线机应用质量管理：

（一）管电压（KV）的测试：管电压是一项重要参数，它决定着X线的穿透能力。

管电压测试方法

分压器法、高压测量暗盒法、非介入式法。

1.分压器方法： 该方法是将测量仪器的分压器部分连接在高压次级电路，与X线管并联，利用分压的方法，在负载的条件下直接测量管电压。

特点： 费时、不安全、误差较大，通常不采用。

2.高压测量暗盒方法： 该方法是利用管电压与穿透力成正比，被透物体的衰减系数与管电压（光子能量）成反比。经过一定厚度物质过滤后的X线，低能部分减弱，能谱范围缩小，高能（平均能量）升高，即X线的硬化。经过一定硬化的X线，其衰减规律与管电压成反比。

特点： 耗费时间较长，浪费胶片较多，误差较大，故比较少采用。

3.非介入式法： 该方法采用非介入式管电压仪或者非介入式

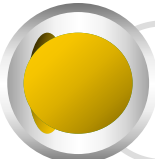
第一节X线诊断设备应用质量管理



一、X线机应用质量管理：

（二）管电流(mA)的检测：

管电流的大小决定X线的量，与曝光时间一起决定了照片的密度和受检者的受照剂量。



管电流测试方法

1.介入式mA表和mAS表测量法：

mA表适用于曝光时间大于**0.5**秒时的**mA**值的测量。**mAS**表则用于曝光时间于**0.5**秒时的**mA**值的测量。将**mA**表或者**mAS**表串联在被检测的电路中。

特点：不安全，对电路有影响，通常较少采用。

2.非介入式mA表和mAS表测量法：

该方法采用非介入式的方法测量管电流或者管电流波形。

特点：该方法安全，对电路无影响，所以在常规检测多采用

第一节X线诊断设备应用质量管理

一、X线机应用质量管理：

（三）曝光时间的检测

曝光时间指曝光系统的作用时间。

曝光时间与管电流的乘积，决定了胶片的密度和受检者的剂量，是X线机重要参数。

常用方法：电秒表测量法、数字式计时仪测量法、非介入式曝光时间测量法

曝光时间测量

1.电秒表测量法：电秒表也称为同步瞬间计时器。

特点：适用于曝光时间大于**0.2s**，由主接触器控制曝光时间

2.数字式计时仪测量法：数字式计时仪是一种广泛应用于测量各种时间的电子仪器。

特点：测量范围较广，测量曝光时间时，适合于由主接触器控制曝光时间的X线机的空载测量。

3.非介入式曝光时间测量法：该方法可采用非介入式测KV相同的设备，在测KV的同时测曝光时间，量程一般在**0.3—10秒**

第一节X线诊断设备应用质量管理

一、X线机应用质量管理：

（四）输出量线性（mAS互换性）检测

管电压、管电流及照射时间决定了X线的照射量，当KV决定后，不同的管电流和照射时间组成相同的mAS值时，在相同的位置上应有相同的输出量，该特性称为输出量的线性，也称为mAS的互换性。对于mA和S单独调节的三钮制X线机，该特性显得更加重要。

通常采用剂量仪进行测量

（五）半价层（半值层）的检测

半价层：一束X线的强度衰减到其初始值一半时间所需要的标准吸收物质的厚度。它反映X线的穿透能力，表示X线质的软硬程度。

半价层（HVL）可用H表示。

HVL随X线能量增大而增大，随吸收物质的原子序数、密度的增大而减少。

第一节X线诊断设备应用质量管理

一、X线机应用质量管理：

（六）X线管焦点参数

1.基础理论：X线焦点尺寸及其信息传递功能是影响影像质量的重要因素之一。当成像设备系统分辨率不能满足临床诊断要求时，或在X线发生装置验收检测时，应对X线管焦点的测量。

焦点测量

（1）X线管的焦点：

- ① 实际焦点：灯丝发射的电子经聚焦后在阳极靶面上的冲击面积。
- ② 有效焦点：实际焦点在X线管长轴垂直方向的投影。
- ③ 标称焦点：实际焦点在空间各个方向上的投影。
- ④ 等效焦点：焦点实际成像时的尺寸。

（2）焦点面上的线量分布：

沿焦点宽方向（X线管短轴方向）线量的分布是中间少，两端高；

沿焦点长方向（X线管长轴方向）线量的分布是中间高，两端少。

即焦点面上X线的量的分布是不均匀的

（3）X线管焦点的成像质量：

- ① 焦点尺寸
- ② 焦点的调制传递函数（MTF）
- ③ 焦点的极限分辨率：

第一节X线诊断设备应用质量管理

一、X线机应用质量管理：

（七）X线准直器特性的检测

X线发生装置中准直器（缩光器）特性的检测是验收检测和稳定性检测中必须的工作。其特性的好坏影响着影像质量及患者的辐射剂量。

准直器应安装牢固，灯光可调照射野和作中心定位并且X线照射野与准直器的照射野应一致，指示光照度应符合要求

二、DSA设备应用质量保证

（一）空间分辨率

空间分辨率 是指成像系统区分两个相邻组织影像最小距离的能力，即识别图像细节的能力。

空间分辨力表示方法：

1.线对数表示法：常用每mm能分辨出的线对数（LP/mm）表示或者21页用等效的线间最小间距（mm）作为空间分辨力的量度。

通常，LP/mm值大或mm值小，空间分辨力高。

2.调制传递函数（MTF）表示法：将被X线照射穿过人体的不可见X线（已调制的X线），经成像系统转换为可见图像的过程。即成像系统的输入和输出影像对比度的影响函数：

$$\text{MTF} = \text{输出影像对比度} / \text{输入影像对比度}$$

MTF的范围：最大值为1，最小值为0。MTF=1，输出影像对比度=输入影像对比度。

MTF=0，输出影像对比度=0，即影像消失。通常，MTF值大，成像性能好。

第一节X线诊断设备应用质量管理

二、DSA设备应用质量保证

（二）低对比度分辨率（又称为密度分辨率）是指成像系统辨别物体微小差别的能力。

对比度:各像素之间浓度差异的程度。

不同的成像系统中其对比度的含义不同，如：直接投影X线成像对比度是根据组织密度和厚度差异；

X-CT图像对比度是根据组织的厚度差异；磁共振图像的对比度是根据组织的各种磁共振参数（T1、T2、 ρ 氢等）差异；

超声图像的对比度是根据组织的声阻抗差异；核医学图像是根据组织中核素密度分布的差异。

成像系统的对比度分辨率通常用百分数来描述，数字图像的对比度分辨率通常用灰度级的总数来度量。如CT值用12bits表示。

二、DSA设备应用质量保证

（三）对比度与空间均匀性

对比度均匀性是指整个成像区域或整个显示区域不同的空间位置的每一个像素都有相同对比灵敏度。

DSA的对比度均匀性：被检血管与影像显示的均匀程度。

均匀性的反义是畸变。（畸变：成像系统所显示图像的几何形状与成像区域几何形状不一致。）。

第一节X线诊断设备应用质量管理

二、DSA设备应用质量保证

（四）对比度线性

DSA系统使影像对比度与造影剂的厚度对应关系的程度。

在DSA系统中，影像对比度与造影剂的厚度成正比，即对比度线性较好。

影响DSA系统对比度线性的主要因素：

对数处理器调整方法；摄像系统的线性；A/D转换器的线性

二、DSA设备应用质量保证

（五）X线辐射剂量

X线辐射剂量直接影响图像质量。剂量过小，噪声增加。剂量过大，患者和工作人员所接收的X线剂量增加。对X线辐射剂量的要求：即要保证图像质量，又要充分考虑患者和工作人员所接收的X线剂量的水平。

（六）伪影

伪影：人体组织结构中本身没有的，而在成像过程中所产生的附加影像。

不同的成像装置其伪影产生的机制及影响程度是不同的。

引起DSA产生伪影的主要因素：患者的运动、X线管输出剂量的不稳定、电视系统的不稳定及影像增强电源电压不稳定等。

第二节 X线电视系统的应用质量管理

一、X-TV质量管理的参数

X线电视系统主要由影像增强管、光学部分和电视设备组成。电视设备包括：真空摄像管和电荷耦合器件（CCD）及显示设备。各器件的主要性能参数如下：

（一）影像增强管 主要参数

- 1.视野：
- 2.输出图像直径
- 3.分辨率：
- 4.影像对比度
- 5.转换系数：
- 6.X线吸收率

（二）真空摄像管

- 1.光电转换特性和灰度系数（灰度）
- 2.灵敏度
- 3.光谱特性
- 4.MTF及分辨率
- 5.惰性
- 6.视频信噪比磁体压力；
- 7.暗电流

第三节 X线CT的应用质量管理

一、X线CT应用质量管理的参数

(一) 空间分辨率
空间分辨率又称为高对比度分辨率。指在高对比度 (ΔCT 大于 100HU) 区分相邻最小物体的能力。以单位线对数 (LP/cm 或 LP/mm) 表示。一个线对即为相邻的、宽度相等的一条黑线和一条白线组成。影响空间分辨率的主要因素:

空间分辨率的主要因素

①探测器的几何尺寸和间距大小。
小探测器孔径可提高分辨率。②总原始数据量。主要取决于采样频率、扫描时间、采样时探测器的数目等。采样频率越高，空间分辨率越高。

•③重建卷积函数的选择。高频数据包含小物体信号，适当选择卷积函数，使高频数据通过，可提高空间分辨率。④扫描矩阵和像素大小。扫描矩阵越大，像素越小，空间分辨率越高。

第三节 X线CT的应用质量管理

(二) 低对比度分辨率

又称为密度分辨率。指在低对比度 (Δ CT 小于 10HU) 分辨物体微小差别的能力。常以百分数表示。

如：某CT机的密度分辨率为0.35%，3mm，< 5rad。表示对被检体接受的剂量小于5rad，组织的密度差大于0.35%时，该CT机可分辨直径

影响密度分辨率的主要因素

- ①通道分辨率。通道分辨率越高，密度分辨率越高。
- ②层厚。X射线剂量不变的条件下，减少层厚，密度分辨率降低

- ③检测光子数目。增加其数量（即X线剂量），密度分辨率增加
 - ④重建卷积函数的选择。选择平滑滤波函数可滤掉高频噪声，提高密度分辨率。
 - ⑤密度分辨率还受到像素噪声、组织结构大小、组织对比度和系统MTF的影响。
- 与常规影像设备相比较，X-CT具有更高的密度分辨率

第三节 X线CT的应用质量管理

(三) 噪声

CT的噪声定义为：在一均匀物体扫描图像中各点之间**CT值**的上下波动，把该现象用统计学的标准偏差方式表示，即为**CT噪声**。

在普通**X线**成像中，噪声表现为图像上有规律分布的小颗粒。

噪声分为随机噪声和统计噪声。

在**CT**扫描中，影响噪声的主要因素：

1.X线量：**X线量**由光子数量多少决定。**X线剂量**越高，噪声水平越低。

在**CT**扫描中根据不同部位增加或减少扫描条件。如在软组织为主的肝脏，需要增加扫描剂量，以提高分辨肝脏内微小病变的能力；而在肺或内耳，可适当降低扫描条件，因为这些部位本身有较高的对比度，少量的噪声不会影响诊断。

高管电压可降低噪声，改变密度分辨率，提高图像质量

2.扫描层厚

扫描层厚的大小可影响噪声的量和图像的空间分辨率。

噪声与空间分辨率是一对相互制约的因素，即：增加扫描层厚，可降低噪声，但空间分辨率也下降；减小扫描层厚，空间分辨率提高，但噪声也增加。

扫描层厚的大小直接决定了光子的数目。通常，大层厚图像较细腻，小层厚图像则分辨率较高。

第三节 X线CT的应用质量管理

- ❖ **3.扫描的算法：**扫描的算法是供重建图像时选用，采用不同的算法可同时影响噪声和分辨率。
- ❖ 采用边缘增强的算法，可使分辨率和噪声都增加；
- ❖ 采用平滑的算法，使分辨率和噪声都降低；
- ❖ 采用平滑滤波的算法，噪声最低。
- ❖ 在临床应用中，各个解剖部位都有相应的高、中、低不同的算法，也出现不同的噪声水平，不能互相借用。
- ❖ **4.其它：**矩阵大小，散射线和探测器性能也影响噪声水平

第三节 X线CT的应用质量管理

- ❖ 四) 伪影: **CT**图像中的干扰阴影, 其形状各异, 影响诊断。主要为病人和设备造成, 分为病人引起的伪影和**CT**设备引起的伪影。
- ❖ **1、由病人引起的伪影:** 包括运动伪影和金属伪影。
- ❖ ①运动伪影: **CT**扫描采样时, 病人自主或不自主的运动 (通常为音叉状伪影)。
- ❖ ②金属伪影: 由病人体内金属异物引起的放射状伪影。
- ❖ 克服运动伪影的有效方法:
- ❖ ①做好扫描前的病人准备工作; ②缩短扫描时间; ③某些**CT**采用重复采集数据的方式来; ④采选用适当的扫描线; ⑤采用平滑滤波重建图像。
- ❖ **2. 设备本身造成的伪影:** 由于**X**线管、高压发生器、图像显示系统、计算机系统等故障及探测器电压不稳定因素均可引起不同形式的伪影。主要有:
- ❖ (1) 射线束硬化伪影: **X**线的有效能量转移到高能端的现象称为射线束硬化效应。
- ❖ 射线硬化效应使**X**线光子吸收不平衡, 相应产生高信号。如不采取补偿方法, 会产生条状或环状伪影。
- ❖ 抑制方法: 采用滤过器或扫描时尽量避开骨形结构。
- ❖ (2) 部分容积效应性伪影: 高原子序数或吸收系数大的组织结构投影于扫描平面而产生的伪影。
- ❖ 部分容积效应性伪影的形状可因组织结构的不同二不一样, 一般在图像上表现为条形、环形或大片干扰的伪影。
- ❖ 最常见和典型的是在作头颅横断面时颞部出现的条状伪影。(又称为**H**氏伪影)
- ❖ (3) 采样误差性伪影: 在扇形束扫描方式中, 两个物体或结构间距小于达到该物体的扫描束, 无法由射线束分辨, 产生采样误差, 出现物体结构重叠的模糊现象。
- ❖ 改良方法:
- ❖ ①采用局部放大扫描;
- ❖ ②根据不同部位采用合理的重建算法。
- ❖ (4) 扫描系统误差性伪影: 对相同强度的入射**X**线, 经探测器后输出不同的扫描信号, 导致出现环形伪影等

- ❖ 造成的主要原因：环境的影响；**CT**系统本身的原因。
- ❖ 防止方法：每天开机后或机器连续几个小时没有扫描，应进行系统校正测量及定期进行系统维护。
- ❖ （**5**）扫描野不一致性伪影：扫描时，在**X**线束路径剖面图上，中心部分的路径短于边缘部分，造成射线束不均匀而产生的环状模糊伪影。防止方法：利用**CT**机提供的软件进行校正补偿。
- ❖ （**6**）其他因素造成的伪影：探测器之间响应不一致；**D/A**转换器故障；探测器至中央计算机信号传递故障；**X**线管故障等引起的伪影。

- ❖ (五) **CT值**: **CT值**是人为制订, 用与物质吸收系数相关的相对值, 来表达图像上组织密度的数值, 采用的标准是根据各种组织对**X线**的线性吸收系数(μ)来决定。
- ❖ 计算公式: **$CT = \mu_{\text{组织}} - \mu_{\text{水}} / \mu_{\text{水}} \times 1000$**
- ❖ 单位: 亨氏单位 (**HU**)
- ❖ 水的**CT值=0 (HU)** 空气**CT值= -1000 (HU)** 骨的**CT值=1000 (HU)**
- ❖ **CT值**不是绝对不变的数值, 会受到许多因素的影响, 如**X线管电压**、**26页CT装置**、室内环境、扫描条件、邻近组织等。因此, 在评价组织的**CT值**时应考虑到种种因素的影响, 它不能作为组织定性诊断的绝对依据。
- ❖ (六) 层厚: 扫描层面组织的厚度。
- ❖ 层厚主要取决于原发射线线束的宽度和准直器孔径的大小。
- ❖ 一般**CT机**可选用的层厚为**1mm、2mm、5mm、10mm**等。
- ❖ 扫描时一般原则为: 层厚应小于病灶直径的一半, 否则由于部分容积效应的影响使病变的影像失真或变形。
- ❖ 二、**X线CT应用质量管理参数测量方法**
- ❖ (一) 影像低对比度分辨率的检测; (二) **CT空间分辨率**的检测; (三) **CT影像噪声**的检测; (四) **CT值及其线性**的检测; (五) **CT机高压特性**的检测; (六) **CT扫描层厚**的检测; (七) **CT扫描辐射剂量测定**

第四节 MRI设备的应用质量管理

- ❖ 一、**MRI**设备应用质量管理的参数
- ❖ （一）磁共振图像与其他成像方法相比较，其质量在很大程度上受操作者的影响，其显示能力取决于成像过程中所选用的成像参数，所以对每个操者，都应掌握**MR**图像质量的指标及影响因素。
- ❖ **MR**图像质量的主要指标包括：噪声、信噪比、对比度、分辨率、伪影等。
- ❖ 在**MRI**成像过程中必须考虑的特性有：对比度、空间分辨率、信噪比。
- ❖ 其它方面的图像特性指标：伪影、非均匀性、畸变等。
- ❖ 影响图像质量和采集时间的**MRI**因素：
 - ❖ ①**RF**线圈类型：体线圈、头部线圈、表面线圈。
 - ❖ ②成像方法：自旋回波法、反转恢复法、快速法
 - ❖ ③图像采集模式：**2D**单层面、**2D**多单层面、**3D**体积。
 - ❖ ④成像类型：**T1**、**T2**、质子密度。
 - ❖ ⑤像素大小：视野、矩阵、层面厚度。
 - ❖ ⑥平均次数：激励次数。
- ❖ （一）噪声与信噪比：
 - ❖ 噪声：有时称为图像斑点，造成图像上出现网络状或多颗粒状感。

- ❖ 图像噪声的来源和大小取决于成像方法的不同，噪声对可见和不可见容体间边界有影响。
- ❖ **MR**的噪声主要来源于热噪声，它是由线圈电阻及物体黑体辐射引起。
- ❖ 信噪比（**SNR**）
- ❖
$$\text{SNR} = \text{组织信号} / \text{噪声信号}$$
- ❖ 其中，组织信号是指人体组织受到**RF**射频脉冲激励后的磁共振信号；噪声信号是人体组织随机产生的其他非磁共振的信号。
- ❖ **SNR**越大，组织信号所占的比例越高，图像越清晰。
- ❖ **MRI**的**SNR**特点：
 - ❖ ①**SNR**与磁场强度呈正比；②重复时间（**TR**）延长，**SNR**升高；
 - ❖ ③回波时间（**TE**）延长，**SNR**降低；④体素增加，**SNR**减小；
 - ❖ ⑤**FOV**增大，**SNR**升高；⑥矩阵增大，**SNR**降低；⑦层厚增加，**SNR**升高。

- ❖ （二）空间分辨率：在一定的对比度下，影像能分辨的空间最小距离。
- ❖ 影像分辨是通过每个像素表现出来的。**MR**图像是以平面的单个像素来反映其相应的体素信号。
- ❖ 图像的空间分辨率 $\propto 1/\text{体素} = \text{采集矩阵} / \text{FOV} \times \text{层厚}$ 由公式知：矩阵、视野、层厚三个因素中可选择两个调节图像空间分辨率或细节。
- ❖ （三）对比度：在**MR**图像中，不同信号强度的相对差异。
- ❖ 对比度不仅取决于组织本身的固有特性，如：质子密度、**T1T2**和流体等；还取决于所选用的脉程列、扫描参数、对比剂等。在常规**MRI**中，影响对比度和亮度的是：有效质子密度、**T1、T2**。

第五节核医学成像设备的应用质量管理

- ❖ 核医学成像设备有两种形式：
- ❖ ① γ 照相机；②发射型计算机体层成像（**ECT**）。
- ❖ **ECT**分为：单光子发射型计算机体层（**SPECT**）； 正电子发射型计算机体层（**PET**）。
- ❖ 目前，单纯的 γ 照相机已逐渐淘汰，**ECT**已逐渐成为核医学成像的主流。
- ❖ **SPECT**是核医学成像的较普及的机型，能完成较低能量的核素的成像。
- ❖ **PET**开创了在分子水平无创伤性研究人脑功能和心肌存活情况的先河。
- ❖ 一、核医学成像设备应用质量管理参数
- ❖ （一） γ 照相机的性能参数
- ❖ 1.固有空间分辨率； 2.固有能量分辨率； 3.固有泛源均匀性； 4.固有空间线性； 5.固有计数率特性
- ❖ （二）**SPECT**的性能参数
- ❖ 1.机械参数：主要包括旋转中心（**COR**）等。 2.系统灵敏度：包括层面灵敏度、体积灵敏度。 3.散射：用散射分数（**SF**）表示。 $SF = \text{散射光子数} / \text{散射光子数} + \text{非散射光子数}$ 。 4.空间分辨率：指对获得的重建层面图像的两个空间点的分辨率。
- ❖ （三）**PET**的性能参数
- ❖ 1.空间分辨率； 2.散射； 3.断层灵敏度； 4.计数率特性； 5.衰减校正

第六节 超声设备的应用质量管理

医学超声成像是利用超声波经人体组织界面反射、散射和透射，使超声波成为人体组织的信息载体，借助于电子学、电子计算机技术和图像处理技术和手段，对携带人体组织信息的超声波进行接收、分析处理，最终成像。

一、超声设备应用质量管理的参数

(一) 超声工作频率

单位时间内超声波振动的次数称为超声频率。超声工作频率 $\propto$ 探头频率

超声工作频率增加，图像分辨率增加，检测深度减少。

通常医学超声设备的工作频率为**0.5—15Mz**，

(二) 脉冲重复频率 (**Fc**)

单位时间内超声波发射的次数称为重复频率。重复频率决定仪器的最大探测深度。

Fc太高，设备的最大探测深度降低；**Fc**太低，图像的帧频或线密度将受影响。

通常，**Fc**选择为数**KHz**。

（三）脉冲持续时间

脉冲持续时间探头受电激励后产生超声振动时间的长短。

脉冲持续时间 直接影响超声系统的纵向分辨率。

现代**B**超通常脉冲持续时间通常小于 **$0.2\mu s$** 。

（四）超声分辨率

超声分辨率:能分辨最小病灶的能力。

超声分辨率分为:

①纵向分辨率; ②横向分辨率。

①纵向分辨率: 超声束轴线上, 对相邻回声图像的分辨能力。可用两回声点之间的最小可辨距离表示, 其值越小, 则纵向分辨率越高。

影响纵向分辨率的主要因素:

1. 超声频率高, 则纵向分辨率则高;
2. 超声脉冲持续时间短, 则纵向分辨率则高;

3.放大电路的频带宽，则纵向分辨率则高。

②横向分辨率

横向分辨率：垂直于超声束轴线的平面上，对相邻回声图像的分辨能力。可用该平面上两回声点之间的最小可辨距离表示，其值越小，则横向分辨率越高。

影响向横分辨率的主要因素：声束（探头）的大小、超声频率、探测距离、系统的动态范围。

为提高横向分辨率，多采用声聚焦的方向，以缩小声束（探头）的有效尺寸。

（五）探测深度

探测深度：超声设备发射的超声束穿透被检介质并清晰显示出回声图像所达到的最远距离。

超声频率低，探测深度高。（但分辨率降低）

发射功率大，探测深度高。（但受最大功率限制）

放大器灵敏度高，探测深度高。（但受噪声的限制）

（六）图像帧频

图像帧频：成像系统每秒钟内成像的帧数。

通常情况下，要获得一幅图像的时间越短越好，由于人眼的视觉惰性，所观察到的应是一幅完整的图像。

帧频 > 10 幅/秒的成像系统称为实时显像；

帧频 < 10 幅/秒的成像系统称为静态显像；

帧频 > 25 幅/秒的成像系统称为高速成像，或实时成像系统。

实时成像系统可观察动态脏器，如心脏与胎儿的运动情况

（七）灰阶级

灰阶级：表示图像显示调辉显示能力的参数，又称为灰度。灰阶级有**16、32、64、128和256**等级之分。

级数越高，表示显示器调辉能力越强；

级数越高，其显示回声图像的层次感越强，图像的清晰度越高。

（八）动态范围

动态范围：保证超声回声不被噪声淹没也不饱和的前提下，允许设备接收回声信号幅度的变化范围。

一般设备的动态范围为**40—60dB**。

动态范围大，所显示图像的层次丰富，清晰。

影响动态范围的主要因素有：探头、放大器及显像管等。

（九）聚焦方式

聚焦方式：指的探头发射和接收波束采用何种方式聚焦。

超声设备常用的聚焦方式有：声学聚焦、电子聚焦、多点动态电子聚焦等。

对线阵式探头，通常在短轴方向采用声学聚焦。而在长轴方向采用电子聚焦或多点动态电子聚焦。

（十）时间增益控制（**STC**）

由于超声在人体内传播过程中，被检体对超声波的反射、折射和吸收作用，超声强度将随探测深度的增加而逐渐减弱，使处于不同深度的相同密度界面反射回波强弱不等，从而不能真实反映界面的情况。

时间增益控制（**STC**）：对来自不同深度的回波给予不同的增益补偿，即近场增益适当小，远场增益适当大。

（十一）扫描方式

扫描方式：设备所发射的超声束对被检介质进行探测的方法。

分类：手动扫描、高速机械线性扫描和扇形扫描、高速电子线性扫描和扇形（相控阵）扫描等。

（十二）探头规格

探头规格一般指探头的工作频率、尺寸、形状等参数。

探头频率通常在**15MHz**范围内，可根据不同需要选定。常用的腹部探头频率选**3.5MHz**，表浅部位可选**5—10MHz**探头。

探头尺寸根据被检介质声窗口大小和部位来考虑。

（十三）显示方式与显示范围

①显示方式主要有两种含义：

a.超声诊断图像显示有**A型**、**M型**、**B型**等，超声诊断仪可有其中一种或几种显示功能。

最常用的有：**B型**单帧显示；**B型**双帧显示；**B/M**显示；**A/B**显示等。

b.超声诊断仪是否具有实时显示和冻结功能。

②显示范围：显示屏上光栅的最大尺寸。

注意：显示范围不一定等于仪器的探测深度。

（十四）电子放大与放大倍率

①电子放大：指仪器对图像具有扩大的功能。

主要作用：有利于对图像局部范围的观察。

②放大倍率：电子放大的倍数。通常有多种放大倍率。

注意：图像在显示屏上所占的尺寸增大了，但其代表被检组织的实际范围没有改变。

（十五）注释功能

注释功能：指对超声图像进行注释所具有的功能

主要包括：①设备参数的显示②图像的标记。

注释功能的强弱间接反映该设备的档次水平。

注释功能有的设备是自行控制，有的是由操作者控制，有的是自行控制和操作者共同控制。

（十六）测量功能

测量功能指仪器对被检查脏器进行定量分析所具有的各种测量功能。

常用的测量功能有：测量脏器或病灶等的距离、面积、周长；**M**型运动速度和心脏功能参数的测量；对妊娠周期的测量等。

测量通常在图像冻结状态下进行。

（十七）记录方式

记录方式：指对经检查获得的超声图像进行保存、记录的方法。

常用记录方式有：波拉照相机拍片；视频图像仪扫描图片；图像打印机图片等。



Thank You !