

CT值

CT值 (CTnumber) 是以水的CT值为零，而相对于其他物质X线的衰减值。例如，空气的CT值为-1000，而骨密质的CT值为 +1000，人体除骨密质和肺以外，CT值基本在 -100 ~ +100 之间。CT值的标准单位是 HU (Hounsfield) 。组织密度越大，CT值越高。如果某一组织发生病变而致密度改变，则会影响到CT值的改变，这对CT诊断有很大价值。

衰减

衰减系数可以理解为物体对X-线的阻挡能力。

当X-线通过物体时，物体衰减光束。表明由于物体对个体光子的吸收和散射，X-线束强度降低。该过程与光通过半透明物质的方式相似。如果光线穿过玻璃，大多数光线穿透到另一侧。玻璃吸收和散射非常少的光线。如果光线穿过厚纤维织物，只有少量的光线通过。剩余的将被反射回来、吸收或散射。

不同的物质具有不同的衰减特性。骨，致密物质，衰减系数高。当通过骨时，X-线将失去大量强度。脂肪，低密度物质，衰减系数低。当通过脂肪时，X-线不会损失太多强度。

衰减直接受X-线照射物质的原子量的影响而不同。一般情况下，原子量与物质密度有关。

离散

在eXplore MS Micro CT扫描仪中, X-线不通过除样品之外不含任何物质的真空。扫描仪中的空气和装样品小瓶中的水均在X-线的轨迹中。

X-线束、样品和样品周围介质均由颗粒组成。这些颗粒间的相互作用与在桌子上的台球的相互作用方式相似。X-线颗粒以直线形式运动，物体颗粒位置固定。当X-线射向物体时，一些X-线颗粒丢失或者通过真空，一些击中物体颗粒并发生轻微偏移，一些X-线击中物体颗粒后反射回来。检测通过的X-线。还检测击中物体颗粒并发生偏离的X-线，但是它们是噪音组成成分，我们称其为散射。

每个Micro CT投影均含有少量的散射噪音。

DICOM

医学数字成像和通信标准 (Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM) 是美国放射学会 (American College of Radiology, ACR) 和国家电子制造商协会 (National Electrical Manufacturers Association, NEMA) 为主制定的用于数字化医学影像传送、显示与存储的标准。在DICOM标准中详细定义了影像及其相关信息的组成格式和交换方法, 利用这个标准, 人们可以在影像设备上建立一个接口来完成影像数据的输入/输出工作。DICOM标准以计算机网络的工业化标准为基础, 它能帮助更有效地在医学影像设备之间传输交换数字影像, 这些设备不仅包括CT、MR、核医学和超声检查, 而且还包括CR、胶片数字化系统、视频采集系统和 HIS/RIS 信息管理系统等。该标准1985年产生, 目前版本为2003年发布的DICOM 3.0 2003版本。

DistanceTransformation

距离变换 (distance transformation) 是定量分析骨小梁的方法之一, 该方法可以计算样品中的每一个体素与最近的骨骼-空气介面 (背景) 之间的距离。计算得到的距离可以采用以该体素为中心、距离为半径的球体来直观地表示, 从图片上看, 该球体恰好位于该结构内部。计算过程中, 通过大球体替代其内部小球体的方法去处多余的球体。由该方法计算得到的Tb.N、Tb.Th和Tb.Sp是最为广泛采用的。该方法的详细内容参见瑞士苏黎世大学发表的论文: A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images. J Microsc, 1997; 185:67-75

FOV

视野或检查野 (Field of View, FOV), 是CT等成像设备的重要性能参数之一, 用于衡量成像设备能够进行有效成像的空间尺寸。

HA

羟基磷灰石 (Hydroxyapatite, HA) , 是组成骨骼的主要物质 。目前, 通常在体模内置入已知密度的 HA, 用于校准 CT 值。

在不同扫描中, 同一物质ADU数值可能不同, 因为该单位是每次扫描特异性的, 依赖于受扫描物质特性和X-线的强度和亮度。

HU

HU (Hounsfield Units) 是CT值的单位, 以 CT 的发明人Godfrey Newbold Hounsfield 的名字命名, 念作 “胡” 。

当第一次重建体积时, ADU值转化为CT值。CT值是表示重建中某一体素衰减系数的数字。CT值可以用Hounsfield单位表示, 但是Hounsfield单位是空气和水的已知的特定数值, 应用具体扫描区域实际空气和水 (或, 等价物) 作为参考点, 进行适当刻度校准。

Hounsfield刻度

? 空气为-1000 HU

? 水是0 HU

? 脂肪大约为 - 150 HU

? 致密骨大约3000-4000 HU

? 酒精为-700 HU

只有进行适当刻度校准后, 才以HU形式给予CT数字。

MAR

骨矿化沉积率 (Mineral Apposition Rate. MAR) , 单位是 $\mu\text{m}/\text{天}$ 。

PACS

医学图像管理系统 (Picture Archiving and Communication System, PACS) 是对医学图像信息进行数字化采集、存储、管理、传输和重现的系统。它的主要作用是, 利用计算机系统代替传统的胶片图像记录、胶片和报告的库房存储、检查图像的人工传递、在光箱上重现图片。PACS充分利用了计算机、网络的特点, 将医学图像进行数字化处理, 通过网络进行传输, 利用显示设备重现图像。

ROI

感兴趣区 (Region of Interest, ROI) 是使用软件工具在图像中定义得到的封闭区域, 该区域通常具有相似的特性。3D图像中定义的 ROI 也称为 VOI (Volume of Interest) 。

STL

STL格式最初出现于1988年美国3DSYSTEMS公司生产的 SLA 快速成形机中, STL就是 StereoLithography (立体印刷术) 的缩写, 它是将三维模型的表面近似表达为小三角形平面的组合, 非常类似于 有限元分析中的三结点平面单元。

表面再现

表面再现 (surface rendering) 是显示物体表面三维图像的方法。优点是所需数据量较少、处理速度较快, 缺点是仅有表面图像而没有内部结构信息。

部分容积效应

体素不连续地显示一个物体, 使物体中的细节被平均分配, 即体素内的细节由一个加权平均值表达, 这种现象被称为部分容积效应 (partial volume effect) , 是CT成像中常见的图像伪影, 使密度差别较大的物体边缘变模糊。层厚越大, 部分容积效应就越严重。

插值

插值或内插 (interpolation) 是采用数学方法在一抑制函数的两端数值, 估计该函数在两端之间任一值的方法。CT扫描采集的数据是离散的、不连续的, 需要从两个相邻的离散值求得其间的函数值。内插的方法有很多种, 例如线性内插、率过内插和优化采样扫描等。

重建

原始扫描数据经过计算机采用特定的算法处理, 得到能够用于诊断的图像, 这种处理方法或过程称为重建 (reconstruction)。图像重建速度是衡量CT机性能的一个重要指标。

重建函数核

重建函数核 (kernel) 又称重建滤波器、滤波函数。CT扫描通常会包含一些必要的参数, 如球管的电压、电流、层厚等, 重建函数核是其中一个重要内容。它是一种算法函数, 决定或影响图像的分辨率和噪声等。常见的重建函数核有高分辨率、标准和软组织3种模式: 高分辨率模式是一种强化边缘、轮廓的函数, 能够提高分辨率, 但是图像噪声也相应增加; 软组织模式是一种平滑、柔和的函数, 图像对比度下降, 噪声减少, 密度分辨率提高; 标准模式则是没有任何强化或柔和作用的算法。

重组

重组 (reformation) 是不涉及原始数据处理的一种图像处理方法, 如多平面重组、三维图像处理等, 即, 在横断面图像的基础上, 重新组合或构建成三维影像。由于使用已形成的横断面图像, 因此重组图像的质量与已形成的横断面图像有密切关系。

窗口

窗口 (window) 是根据人眼的视觉特性采用计算机设置的不同灰度标尺。窗口的设置包括了全部约4000个CT值范围, 根据人眼的需要可相应调节, 以适应诊断需要。窗口技术通常采用窗宽和窗位的设置来调节, 窗宽以W (Width) 表示, 窗位以L (Level) 或 C (Center) 表示。

窗宽

窗宽和窗位是CT检查中用以观察不同密度的正常组织或病变的一种显示技术。由于各种组织结构或病变具有不同的CT值，因此欲显示某一组织结构细节时，应选择适合观察该组织或病变的窗宽和窗位，以获得最佳显示。

窗宽是CT图像上显示的CT值范围，在此CT值范围内的组织和病变均以不同的模拟灰度显示。而CT值高于此范围的组织和病变，无论高出程度有多少，均以白影显示，不再有灰度差异；反之，低于此范围的组织结构，不论低的程度有多少，均以黑影显示，也不存在灰度差别。增大窗宽，则图像所示CT值范围加大，显示具有不同密度的组织结构增多，但各结构之间的灰度差别减少。减小窗宽，则显示的组织结构减少，然而各结构之间的灰度差别增加。如观察眼眶的窗宽为300H(窗位+30H，窗宽范围-115~+185H)，即密度在-115~+185H范围内的各种结构如眼外肌、视神经、球后脂肪均以不同的灰度显示。而高于+185H的组织结构如骨质(+1000H)和肿瘤内钙化(约为+200H)，其间虽有明显密度差，但均以白影显示，无灰度差别，肉眼不能分辨；而低于-115H的组织结构均以黑影显示，其间也无灰度差别。

窗位是窗的中心位置，同样的窗宽，由于窗位不同，其所包括CT值范围的CT值也有差异。例如窗宽同为300H，当窗位是0H时，其CT值范围为-150~+150H；如窗位是+40H时，则CT值范围为-110~+190H。通常欲观察某一组织的结构及发生的病变，应以该组织的CT值为窗位。

有时为了更好的显示骨病变，采用骨窗，即窗宽在1000H以上，可显示细微的骨变化。图3显示(窗宽400H)右眶外壁骨及颞内前端骨增生(箭头)，外直肌移位；当采用骨窗时(1500H)，骨增生的内部结构显示良好，而眶内软组织无法分辨(箭头)。

定位扫描

定位扫描 (Scout View) 是用于确定后续精细扫描区域的初扫。

多平面重组

多平面重组 (multi-planar reformation, MPR) 把体素重新排列, 在二维屏幕上显示任意方向上的断面。CT采集的一组断层图像, 通过计算机处理后形成各向体素间距相同的三维容积数据, 然后用正交的3个平面 (冠状面、矢状面和横断面) 截取三维数据, 生成3幅二维断层图像。操作者用鼠标移动3个平面的位置, 使3幅图像随之产生协同变化。

分辨率

分辨率包括空间分辨率 (spatial resolution)、密度分辨率 (density resolution) 和时间分辨率 (temporal resolution)。

空间分辨率是CT机在高对比度情况下分辨相邻2个最小物体的能力, 有每厘米包含线对数 (LP/cm) 和毫米线径 (mm) 2 种表示方法。空间分辨率应该在10%MTF的前提下进行比较, 目前高档CT的分辨率在15LP/cm (10%MTF) 左右。

密度分辨率是CT机在低对比度情况下分辨相邻2个最小物体的能力, 表示方法是某一物体尺寸时密度的百分比浓度差, 例如一个3mm的物体, 密度分辨率是3%, 通常CT密度分辨率范围是0.25% ~ 0.5%/1.5 ~ 3mm。

时间分辨率是CT机在单位时间内采集图像的帧数, 表示动态扫描能力。在一般情况下, 分辨率就是指空间分辨率。

图像的分辨率是指可分别显示的最小结构。如果图像的分辨率为25微米(μm), 那么, 任何小于25 μm 的结构将不能辨别出来。

很重要的是, 注意分辨率和像素/体素不是同一个概念。像素/体素大小定义为每个像素或体素代表空间的量。分辨率依赖于像素的大小, 但是许多因素影响分辨率的大小。

包括像素/体素大小、信噪比、扫描时受测物的牢固性以及X-线球管的性能。

分离

分离 (separation) 是指将一个完整的三维容积图像分为几个部分的过程, 与图像合并 (combination) 相对。

傅叶立变换

傅立叶变换 (Fourier transform) 是图像重建方法的一种, 是一种将空间信号转换为频率信号的数学方法, 可以将一个空间信号转换为具有不同频率和幅度的正弦和余弦函数。

辐射剂量

CT等成像设备使用过程中, 操作人员和受检动物都需要注意射线防护。目前, 通行的辐射剂量度量方法有以下几种:

? 照射量 (exposure), 指直接度量X射线对空气电离能力的量, 表示辐射场强度, 从电荷量的角度来反映射线强度。单位是库仑/千克 - 1 ($C/kg - 1$) 或伦琴 (R) ;

? 吸收剂量 (absorbed dose), 指每单位质量的被照射物质所吸收任何电离辐射的评价能量, 从能量角度反映照射量。单位是戈瑞 (Gy) 或拉德 (rad) 。

? 剂量当量 (dose equivalent), 即使在吸收剂量相同的情况下, 不同辐射类型所产生的生物效应的严重性各不相同, 为了便于比较, 引入剂量当量这一概念。它是采用适当的修正因子对吸收剂量进行加权, 使修正后的吸收剂量更能反映辐射对机体的危害程度。单位是希沃特 (Sv) 或雷姆 (rem) 。

因此, 剂量当量 (Sv) 比吸收剂量 (Gy) 或照射量 ($C/kg - 1$) 更能反映CT机的X射线对人体的危害程度。通常情况下, 自然环境辐射1-10mSv/年, 全身CT扫描约10mSv/次, 乘坐一次越洋飞机接受的辐射 < 5 μ Sv。

光线跟踪

在医学图像显示过程中, 通常采用阴影和光线来加强表现三维图像中物体的立体感, 最常见的光线应用方法是光线跟踪法 (ray tracing) 。

灰阶

灰阶 (gray level/scale) 是根据像素的CT值在图像上显示的一段不同亮度的信号, 把从白色到黑色之间的灰度分成若干等级, 则称为灰阶或灰度级。人眼一般只能识别40级左右连续的灰阶, 而组织密度灰阶差要大得多。在CT图像显示技术中, 常通过窗口技术对窗宽、窗位进行调节, 以适应视觉的最佳范围。

矩阵

矩阵 (matrix) 是像素以二维方式排列的阵列, 与重建后图像的质量有关。在相同大小的采样野中, 矩阵越大像素也就越多, 重建后图像质量越高。目前常用的矩阵尺寸有 512×512 、 1024×1024 和 2048×2048 。

卷积

卷积 (convolution) 是图像重建运算处理的重要步骤。卷积处理通常需要使用滤波函数来修正图像, 卷积结束后形成一个新的用于图像重建的投影数据。

美国机械工程师协会

美国机械工程师协会 (the American Society of Mechanical Engineers, ASME) 创立于1880年, 是一个非盈利性的教育和技术国际组织, 服务于来自世界各地12.5万的会员。其拥有的出版机构是世界上最大的专业性出版机构之一, 制定多种工业和制造业标准, 出版物例如 Journal of Biomechanical Engineering。

逆向工程

针对通常情况下由模型到实物的设计步骤, 从实体产生模型再进行制造的过程称为逆向工程 (Reverse Engineering, RE)。标准的逆向工程定义为: 分析目标系统, 认定系统的构件及其交互关系, 并且通过高层抽象或其他形式来展现目标系统的过程。

配准

配准 (registration) 的过程就是寻求两幅图像间一对一映射的过程，即，将两幅图像中对应于空间同一位置的点联系起来。图像配准通常是图像融合 (infusion) 的前提条件。

容积扫描

由于螺旋CT的速度大大快于非螺旋CT，而且采集的往往是一个器官的扫描数据（容积采集区段）而不是一个层面的数据，因此这种扫描方法称为容积扫描 (volume scanning)。

容积再现

容积再现 (volume rendering, VR) 是显示物体完整三维图像的方法。与表面再现相比，对计算机要求较高，但是保留了物体内部结构信息。

软射线

软射线能量较低，较易为人体吸收，对人体危害大，而在CT成像中基本没有作用。硬射线能量比较高，大部分可以直接穿透人体，人体吸收少、危害小，CT成像主要依靠硬X射线。CT机中的楔形补偿器或滤过器，就起到阻挡软X线、通透硬X线的目的，将球管产生的多能谱X线滤过成均一的硬X线。钨靶X射线管发射的称为硬射线，相对而言钼铑等低原子序数阳极靶材料制成的X射线管发射的称为软射线，它们发射的X射线波长较长、穿透力较弱、衰减系数较高。

三维可视化

由于人眼的解剖结构限制，人类无法真正直接观察三维物体，而在显示器屏幕上看到的三维图像，都是计算机模拟三维显示效果产生的。根据X、Y、Z轴的直角坐标体系，人们能够在3个坐标轴方向上对图像做任意旋转，借助于软件处理，能够看到物体的前、后、顶、底的三维空间投影图像。这种三维显示方法，在图像处理专业术语中称为三维可视化 (3D visualization)，在医学上称为三维成像。

算法

算法 (algorithm) 是针对特定输入和输出的一组规则。算法的主要特征是不能有任何模糊的定义, 算法规则描述的步骤必须是简单、易操作并且概念明确, 而且能够有计算机实现。

提取 (分割)

提取 (segmentation) 是指将图像中具有特殊涵义的不同区域区分开, 这些区域是互不交叉的, 每个区域都满足特定区域的一致性。在图像处理中, 分割是选择感兴趣区的方法之一, 通常通过设定上下阈值、区域生长、自动边缘检测或者定义三维轮廓线 (contour) 等多种方式来实现。这种方法有时也被称为 extraction。

体模

体模 (phantom) 是在CT等成像设备中用于校准的标准品, CT的体模通常由多个已知不同密度的羟基磷灰石组成。

像素

像素是图像元素。是两维图像单一元素。图像是由个体像素阵列组成的。每个像素具有一个数值。在MicroView中每个像素由灰度的深浅来表示。

像素 (pixel) 是构成CT图像的最小单位, 与体素相对应, 体素的大小在CT图像上的表现, 即为像素。

体素

体素是体积元素。是在三维图像中的单一元素。与像素一样, 每个体素也有一个数值。在MicroViewMicroView 中, 通过显示屏中灰度的深浅来表示。

在CT扫描中, 根据断层设置的厚度和矩阵的大小, 能被CT扫描的最小体积单位称为体素 (voxel)。体素由长、宽、高三要素表示, 能任意表示物体的颜色、透明度、密度、强度、形变和时间, 与此对应的是二维图像中的像素 (pixel)。

伪影

伪影 (artifact) 是由于设备或患者造成的、与扫描物体无关的影像，在图像中表现的形状各异，并会影响诊断的准确性。伪影例如患者移动造成的运动伪影、金属物造成的放射状伪影、多能谱X线造成的射线硬化伪影、层厚过大引起的部分容积效应伪影等。

帧平均

帧平均是将几帧图像取均值生成单一文件的过程。与胶片照相机采用快门长间隔与慢感光胶片结合的方法所产生的效果类似。

帧平均是提高SNR的一种方法。在一般情况下，噪音在整个图像中均匀分布，但是信号聚集在特定区域。通过增加用于产生单一图像的光子的总数量，将会创建更可靠的图像。

信噪比

信噪比 (signal/noise ratio, SNR) 即信号和噪声的比值。任何一种信号中都会包含噪声，但信号和噪声之间的比值不同。在实际应用中，该比值越大，噪声的含量就越小，信息传递的质量就越高。

信号为有用信息，噪音为无用信息。一般情况下，SNR可以通过选择高像素组合配置、应用过滤器和进行一些帧平均来产生正面影响。

在数字成像中，给予用户相当多的控制来改变信噪比。

为理解如何通过调节扫描参数对Micro CT系统中的SNR产生影响，使图像的每个探测器像素采集的X-线光子数等于 n 。图像信号强度的增加与 n 成线性相关，而图像噪音强度的增加一般与 n 的平方根相关。因此，如果想要SNR增加2个系数， n 必须增加4个系数。可以通过增加每个方向上的像素组合2个系数（例如，由 2×2 到 4×4 ），或者通过增加4个系数电流来完成，尽管一般情况下，后者技术是不可行的。

像素组合

像素组合是将临近像素值一起相加产生低分辨率图像中的新像素的过程。

有时将像素组合称为像素成组。通过应用此技术提高信噪比。一般情况下，噪音在图像中平均分布，但是信号浓聚于特定区域。通过将像素值相加，使噪音对像素值的影响减小，信号效应增加。

在上述示例中，选取 2×2 像素组合模式。就 2×2 像素组合而言，4像素一起成组并将其作为一个成像单位 (2×2 是指矩阵的大小)。

在图2.2中4像素CT值为：5、2、8和4。在 1×1 模式中，4条数据均被保存。在所示的 2×2 模式中，只保存一条数据，即4像素的总和。该4像素的值相加（而非平均），并作为一条数据进行记录。 2×2 矩阵的值为19。

硬射线

见“软射线”。

原始数据

原始数据 (raw data) 是对物体进行扫描后由探测器接收到的信号，经模数转换后传送给计算机，其间已转换成数字信号未经图像重建处理的这部分数据被称为原始数据。

再现

再现或三维再现 (rendering)，以二维形式显示三维图像的方法，即在显示器上显示三维离体图像，通过映像、检验和投影重组3个主要步骤来实现，有表面再现和容积再现2种算法。为了增加显示效果，再现过程中还可加入光线、阴影、质地和色彩等属性。

噪声

在CT中，噪声（noise）是一均匀物质扫描图像中各点之间CT值的随机波动，也可看作是图像矩阵中像素值由于各种原因引起的误差。

锥形 X线束

锥形束是指球管发出的X射线呈圆锥体状照射在扫描对象上，与传统的扇形X线束（fan beam）相比，采用锥形X线束（cone beam）的CT具有明显优势，（1）数据采集效率高，空间分辨率高，均一性好，（2）X线利用率高，可以降低射线剂量，（3）在三维CT应用范围更广。虽然锥形束CT的重建算法比较复杂,由于其运算量较大，但是随着近几年硬件和算法的快速发展，医用及工业CT正向着中等甚至大锥角三维锥束CT过渡。

最大密度投影

投影是把三维信息压缩到二维的常用方法。最大密度投影（maximum intensity projection, MIP）将三维数据向任意方向进行投影，假想有许多投影线，取投影线经过的所有体素中最大的一个体素值，作为投影结果图像的像素值。在投影线上取最小值，就成为最小密度投影。前者多用于显示高密度影，如血管造影，后者多显示低密度影，如气道。

CT灌注

在CT灌注技术中，应用适于动脉密度变化的各种数学模型测量不同时间的组织密度，能反映组织的生理参数，如组织血容量、血流速度、组织渗透性和平均通过时间。注射对比剂时，在感兴趣区中心作连续CT扫描，获得此部位（检查床不动）随时间变化的一组图像。通过完整地采集多个解剖部位的CT值，用线图标出结果，形成计算灌注参数的基础（图5）。图像中的每一个体素都可获得灌注参数，并可用彩色图显示出来。这种技术在监测和了解肿瘤抗血管生成治疗的疗效方面特别有意义。