

DSA 成像原理及影像质量控制

张秀梅 李福星

(锦州医学院 锦州 121001)

摘要: 系统阐述了 DSA 的成像原理,探讨了影响 DSA 影像质量的因素及控制对策。

关键词: DSA; 减影; 伪影; 衰减

数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)是影像增强技术、电视技术和计算机技术相结合的产物,它是将造影前、后获得的数字图像进行数字减影,在减影图像中消除骨骼和软组织结构,使低浓度的造影剂所充盈的血管在减影中显示出来,有较高的图像对比度。

即减影后的图像信号与造影剂的厚度成正比,与造影剂和软组织的线性吸收系数有关,与骨和软组织的结构无关。因此,在减影后的图像中可消除骨和软组织等其它无关结构对图像的影响。

1 DSA 的基本原理

当单能窄束 X 射线通过图 1 所示的两均匀介质,有

$$I = I_0 \exp[-(\mu_B d_B + \mu_T d_T)] \quad (1a)$$

$$\text{或 } \ln I = \ln I_0 - (\mu_B d_B + \mu_T d_T) \quad (1b)$$

式中 μ_B 、 μ_T 分别为骨和软组织的线性吸收系数, d_B 、 d_T 分别为骨和软组织的厚度。

当血管中注入碘造影剂后,则有:

$$I_1 = I_0 \exp[-(\mu_B d_B + \mu_T (d_T - d_i) + \mu_i d_i)] \quad (2a)$$

$$\text{或 } \ln I_1 = \ln I_0 - [\mu_B d_B + \mu_T (d_T - d_i) + \mu_i d_i] \quad (2b)$$

式中 μ_i 、 d_i 分别为碘造影剂的线性吸收系数和厚度。

血管中注入碘造影剂前、后,透过的 X 射线强度的对数差为:

$$S = \ln I - \ln I_1 = (\mu_i - \mu_T) d_i \quad (3)$$

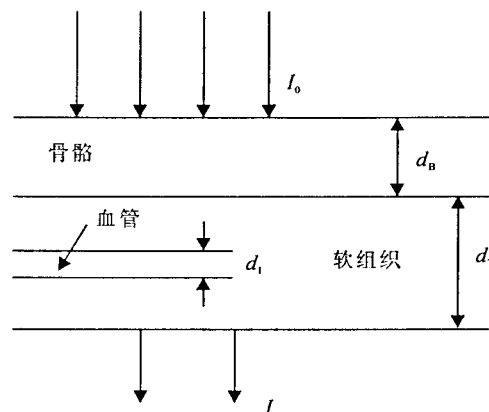


图 1 不同组织对 X 射线衰减示意图

77 (12)。波谱数据与文献报道^[5]一致。

α -亚麻酸甲酯(4)

在 TLC 上用多种溶剂展开系统与标准品对照,其色谱行为与标准品一致,故鉴定为 α -亚麻酸甲酯。

β -谷甾醇(5)

在 TLC 上用多种溶剂展开系统与标准品对照,其色谱行为与标准品一致,故鉴定为 β -谷甾醇。

参 考 文 献

1 中国药典. 2005 年版. 一部. 2005, 85.

2 Abe F, Yamauchi T. 9a-hydroxypinoresinol, 9a-hydroxymedioresinol and related Lignans from Allamanda nerifolia. *Phytochemistry*, 1988, 27 (2): 575~577.

3 郭晓宇,王乃利,姚新生. 云南石仙桃的化学成分. *沈阳药科大学学报*. 2006, 23(4): 205~208.

4 舒诗会,张莉,杜冠华,等. 苏木的化学成分研究. *天然产物研究与开发*. 2007, 19: 63~66.

5 Dwurna-Badu D, Ayim J, Dabra T. Constituents of West African Medicinal Plants. IX. Dihydrocubebin, a new lignan from *Piper guineense*. *J. Nat. Prod*, 1975, 38 (4): 343~345.

2 DSA 成像的基本方式

2.1 时间减影

时间减影是 DSA 的基本减影方式,它是在造影剂到达前-高峰-廓清这段期间,从感兴趣区获取足够帧数的图像,继而将不含造影剂的蒙片和充盈造影剂的造影像分别输入图像处理系统中两个运算器和存储器内进行处理后,两者顺次自行相减而成。它是以时间为单一变量的减影方式。

时间减影的缺点是曝光期间患者轻微活动产生的移动伪影和减影过程中两帧图像不能精确重合而造成的配准不良。

2.2 能量减影

能量减影是利用造影剂碘与周围组织的 X 射线衰减系数在不同能量下有明显差异的物理特性:碘的衰减系数在 33KeV 上下时可出现锐利的不连续性,即 K 缘,而软组织无此特征。当采用脉冲发生器产生两种不同能量——即高于和低于 K 缘的两种 X 射线光谱进行投照时,则可几乎同时(相差 50ms)获得两组图像,两者顺次进行数字减影处理,则可得消除了软组织影响的含碘血管信息和骨骼影像。它是以前能量为单一变量的减影方式。

能量减影的缺点是不易消除骨骼影,还有线束硬变和残余信号所致的副作用。

2.3 混合减影

混合减影是能量减影和时间减影的组合。首先作高千伏和低千伏的双能曝光并进行能量减影,消除软组织的影像,然后将作过能量减影的蒙片和作过能量减影的造影像再作一次时间减影,形成第二次减影,进一步消除骨影像。它是基于时间和能量两种物理变量的减影方式。

混合减影对消除软组织移动伪影和配准不良很有效,但在混合减影中的能量减影阶段碘信号也有丧失,严重影响小血管的观察。如果在混合减影的能量减影后,先行匹配滤过,将能量减影后的碘信号加权扩大,继而再进行时间减影,则可得到补救和改善图像质量。

3 DSA 的参数性成像

DSA 除可显示与常规血管造影类似的形态学信息外,还可利用 DSA 设备附有的视频密度计,将电视监视器上任意感兴趣区的视频信号量化为视频密度曲线,该曲线不仅反映了该感兴趣区的 X 射线衰减系数,也反映了碘造影剂在该感兴趣区的廓清趋势,从该曲线上可提取若干反映“功能”信息的参数,如有关造影剂团在血管内流动的时间依赖性参数和局部血管的容量或深度参数,即功能性参数,此种成像即为参数性成像。若将无量纲的视频密度值还原为有量纲的碘浓度值,并以此为基础的 DSA 参数性成像则有临床价值,可用于检测实质性器官的缺血程度、血流速度和血流减少程度,如冠状动脉血供状况分析,脑、肾脏、肝脏等灌注血流的定量判断,

血管狭窄程度的测评等。

4 影响 DSA 的影像质量的因素

影响 DSA 的影像质量的因素源于以下 4 个方面:设备结构、成像方式和操作技术、造影方法及患者本身的一些因素。

4.1 设备结构

具有可获得 30 帧/秒以上的优质图像的 X 射线管球,并配置功能完善的光栅和 X 线滤过装置,以减少散射线和量子噪声,增加图像对比度,降低图像的几何模糊;具有理想的光敏度、足够亮度、高的分辨率和对比度、最小失真度的影像增强器,适应不同部位使用的可变输出野和稳定的光分配器;有高分辨率和最适宜的合成时间的电视摄像系统,其动态幅度信噪比约为 1000:1,每帧图像的水平稳定度差异小于 1%,以防止图像信息丢失和绝对稳定。

4.2 成像方式和操作技术

造影前根据不同的受检部位和诊断要求选择相应的成像方式,以获得高对比度和高分辨率的动态减影。

经曝光测试选择出最适宜的曝光条件,即在不饱和和伪影的前提下有较高的曝光条件,采用密度补偿装置消除强透过区,适当缩短 X 线管球与影像增强器间距以消除未透过区,缩小光栅、减小投照野和使用小影像增强器输入野,可减少散射线和量子噪声,提高图像的信噪比和分辨率,缩短照体和影像增强器输入野间距并将中心线对准感兴趣区,可防止图像放大、失真、模糊,光学摄像机应选择适宜的窗宽和窗位,摄像机应调定至最佳值等。

4.3 造影方法

静脉法 DSA (IVDSA) 虽然安全易行、损伤小,但由于血流较慢,仍不能明显提高感兴趣区碘浓度以及图像对比度分辨率和空间分辨率,故少用于临床,代之以损伤较大的动脉法 DSA (IADSA),它能完全克服 IVDSA 的缺点。

4.4 患者本身因素

患者在 DSA 检查过程中的自主和不自主运动是运动伪影的主要来源,为此,要求患者配合,并根据实际情况适量给药,用副作用小的非离子型造影剂,尽可能缩短造影时间。

参 考 文 献

- 1 欧阳塘,主编. 数字减影血管造影诊断学. 北京:人民卫生出版社,2000.
- 2 祈吉,主编. 数定减影血管造影的基本原理. 北京:人民卫生出版社,1991.
- 3 张泽宝,主编. 医学影像物理学. 北京:人民卫生出版社,2000.
- 4 张泽宝,主编. 医学影像物理学. 北京:人民卫生出版社,2005.