

Experimental study of rotational DSA on image deformation and measurement error

PENG Gang, ZENG Yong-ming*, LI Yue, YU Bin, WU Jia-hui

(Department of Radiology, the First Affiliated Hospital, Chongqing Medical University, Chongqing 400016, China)

[Abstract] **Objective** To evaluate the image deformation and measurement error of rotational DSA by model experiment. **Methods** Five steel balls (diameter: 20 mm) were placed in a horizontal space of 30 mm, the middle of which was as the isocenter for rotational DSA acquisition. Another 5 steel balls (diameter: 10 mm) were placed in a vertical space of 30 mm with the same alignment for rotational DSA acquisition. The screen was divided into five regions and the morphological changes of the ball image were observed at each rotation angle. The experimental images of the left anterior oblique ball images at 20°, 40° and 60° among each two groups were selected and measured by automatic isocenter calibration and sphere calibration respectively, and compared with the actual diameters of balls to calculate the image magnification. **Results** Except the center one, other balls were of deformation at different rotation angles due to the distance to the detector leading to enlargement and reduction. With automatic isocenter calibration, only the diameter of the center ball corresponded with the actual one, the distance away from the center or the rotation angle was inversely proportional to measurement error (maximum magnification 12.42%). With sphere calibration, the measurement results in various regions at different rotation angle were basically the same, with smaller measurement error (maximum magnification 3.41%). **Conclusion** Placing the organ of interest in the center area can reduce image distortion in rotational DSA imaging. Selecting reasonable measuring technology according to the lesion location is helpful to control measurement errors.

[Key words] Angiography, digital subtraction; Rotation angle; Measurement

旋转 DSA 影像变形程度及测量误差的实验研究

彭 刚, 曾勇明*, 李 越, 郁 斌, 吴家惠

(重庆医科大学附属第一医院放射科, 重庆 400016)

[摘要] **目的** 通过模型实验评价旋转 DSA 的影像变形情况和测量误差。**方法** 取 5 个直径 20 mm 钢球, 横向间隔 30 mm 排列, 将中心位置钢球置于等中心点进行旋转 DSA 采集。再取 5 个直径 10 mm 钢球, 与上述钢球纵向间隔 30 mm 并以相同方式排列, 进行相同的旋转 DSA 采集。将显示屏分为 5 个区域, 观察各个旋转角度钢球二维影像的形态变化。选择两组实验图像中的左前斜 20°、40°、60° 钢球影像, 分别用自动等中心校准法和球体校准法测量, 与钢球实际直径比较, 计算影像的放大率。**结果** 除中央区的钢球以外, 其他区域钢球在不同旋转角度的二维影像均产生了变形, 随钢球距离探测器的远近产生影像放大或缩小。采用自动等中心校准法测量时, 仅中央区钢球与实际直径大小相同, 钢球离中央区越远或旋转角度越大, 测量误差越大(最大放大率 12.42%)。采用球体校准对各个区域钢球在不同旋转角度时的测量结果基本一致, 测量误差较小(最大放大率 3.41%)。**结论** 旋转 DSA 成像时, 将病变定位于中央区可减小二维影像变形。根据病变的位置合理选择测量技术有助于降低测量误差。

[关键词] 血管造影术, 数字减影; 旋转角度; 测量

[中图分类号] R-332 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2010)01-0033-03

在介入诊疗中, 常需要明确病变血管的形态和大小。新型平板探测器数字减影血管造影系统能旋转三维成像, 便于

介入治疗中进行准确导向和定位。本文通过模型实验, 研究旋转 DSA 二维影像的变形程度和测量误差。

1 材料与方法

1.1 实验模型设计 取一块厚 1 cm、长 20 cm、宽 5 cm 的泡沫板, 将 5 个直径 20 mm (游标卡尺确认) 的钢球, 横向球心间

[作者简介] 彭刚(1984—), 男, 四川绵竹人, 在读硕士。研究方向: 图像处理。E-mail: pg24k@sina.com

[通讯作者] 曾勇明, 重庆医科大学附属第一医院放射科, 400016。

E-mail: zeng-ym@vip.sina.com

[收稿日期] 2009-05-25 **[修回日期]** 2009-08-10

隔 30 mm 整齐排列在泡沫板上,用胶布固定。采集图像后,再取 5 个直径 10 mm (游标卡尺确认) 的钢球,纵向间隔 30 mm,以相同方式固定在泡沫板上,再次采集图像。

1.2 设备 采用 Siemens AXIOM Artis DTA 大平板探测器数字减影血管造影机及 Leonardo 图像处理工作站。主要技术指标:非晶硅探测器,大小为 30 cm × 38 cm,图像矩阵 2480 × 1920,像素大小 154 μm (空间分辨率 3.251 p/mm)。

1.3 方法 ①实验模型定位:将实验模型置于检查床面上,中央位置钢球置于检查床中心,钢球排列长轴与检查床长轴垂直。旋转 C 臂,透视下调整床面高度对钢球进行定位,确定在正侧位时中央区钢球的圆心在等中心点上,即钢球与探测器和 X 线管距离相等 (均为 60 cm)。②测试定位:按下系统位置键选择预置位置,按机器操纵杆顶部按钮,向前推动操纵杆使机器 C 臂自动倾斜至停靠为止 (旋转至 100°);在床边液晶触摸屏控制面板选择 DSA—5 秒三维程序;按下机器操纵杆顶部按钮,向后拉动操纵杆使机器 C 臂自动倾斜至停靠为止 (旋转至 -100°);透视确认角度及位置。③图像采集:按下手闸曝光开关,机架开始做顺时针旋转,从探测器 -100° 至 100° 采集至完成,即可松开手闸;传送采集的模型原始图像至图像处理工作站进行图像后处理及测量。④采集条件:采用 Dyna 成像模式,X 线管用小焦点,管电压 70 kV、剂量 0.36 μGy/p;角度触发 1.5°/帧、200° 旋转成像;采集速度为 40 帧/s,5 s 完成采集。

1.4 测量及统计 本实验将显示屏右到左分为右边缘区、右中间区、中央区、左中间区和左边缘区五个区域。选取两组实验图像中的左前斜 (left anterior oblique, LAO) 20°、40° 及 60° 各 3 幅图像作为测量对象,分别采用自动等中心 (isocenter, ISO) 校准和球体校准方法,测量 5 个不同区域钢球影像的直径,测量 3 次。实验数据以 $\bar{x} \pm s$ 表示,采用 SPSS 12.0 统计软件进行处理,并计算不同旋转角度时各区域钢球影像的放大率 (正值为放大,负值为缩小)。

2 结果

2.1 不同旋转位置钢球形态的变化 对实验模型旋转 DSA 采集后,得到一组顺时针旋转 200° (探测器从 -100° 至 100°)

的序列图像。为研究不同位置钢球形态变化情况,选择几个特殊角度的钢球影像进行比较 (图 1~5), 观察出旋转时钢球形态变化的规律:①探测器从右前斜 (right anterior oblique, RAO) 100° (-100°) 至 RAO 90°, 左侧钢球影像逐渐放大, 右侧钢球影像逐渐缩小, RAO 90° 时 5 个钢球影像重叠, 只能显示最左侧 (左边缘区) 最大放大率的钢球影像;②探测器从 RAO 90° 至 0°, 右侧钢球影像逐渐放大, 左侧钢球影像逐渐缩小, 0° 时在中央区钢球影像形态基本保持不变, 随着钢球位置的外移, 从中央区到边缘区, 钢球影像逐渐变形放大, 但程度比较轻微;③探测器从 0° 至 LAO 90°, 右侧钢球影像逐渐放大, 左侧钢球影像逐渐缩小, LAO 90° 时 5 个钢球影像重叠, 只能显示最右侧 (右边缘区) 最大放大率的钢球影像;④探测器从 LAO 90° 至 LAO 100° (+100°), 左侧钢球影像逐渐放大, 右侧钢球影像逐渐缩小;⑤无论探测器旋转至何位置, 中央区钢球始终在等中心区, 其影像形态基本保持不变。

2.2 对实验钢球影像的测量 两排实验钢球随着 LAO 旋转角度加大, 钢球影像的变形程度增大 (右侧放大、左侧缩小)。用自动 ISO 校准方法实际测量结果见表 1, 无论旋转角度多大, 中央区钢球测量结果与钢球实际大小相同, 其他区域钢球测量结果有不同程度误差。与钢球真实值比较, 右边缘区和右中间区的钢球影像放大率随着 LAO 旋转角度加大逐渐增大, 而右边缘区较右中间区增大更多 (放大更为明显), 最大放大率达 12.42%; 与钢球真实值比较, 左边缘区和左中间区钢球影像放大率负值 (缩小率) 随着 LAO 旋转角度增加而增大, 而左边缘区较左中间区增大更多 (缩小更明显), 最大放大率为 -9.42%。用球体校准法的实际测量结果见表 2, 各个区域钢球在不同旋转角度时, 钢球影像测量结果与实际大小比较接近, 误差程度较小, 最大放大率仅为 3.41%, 且无放大率负值。

3 讨论

目前 CT 血管成像^[1-2]、MR 血管成像^[3] 及超声血管成像^[4] 等无创血管成像技术发展迅速, 但这些技术仍然以 DSA 作为金标准来评估其对血管病变测量的敏感性和特异性。随着 DSA 技术的进展, 旋转 DSA 三维成像的临床应用越来越

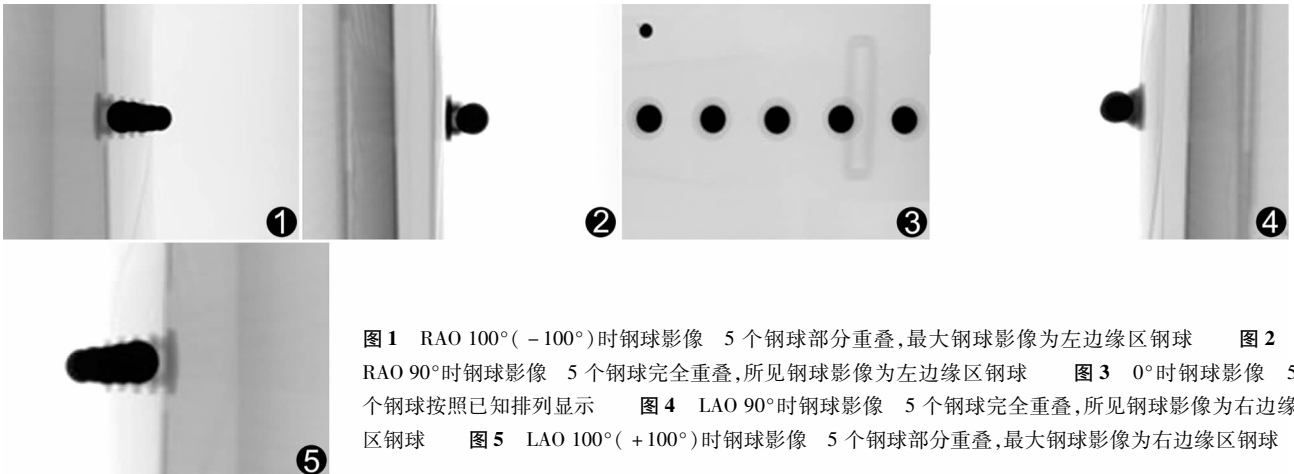


图 1 RAO 100° (-100°) 时钢球影像 5 个钢球部分重叠, 最大钢球影像为左边缘区钢球 图 2 RAO 90° 时钢球影像 5 个钢球完全重叠, 所见钢球影像为左边缘区钢球 图 3 0° 时钢球影像 5 个钢球按照已知排列显示 图 4 LAO 90° 时钢球影像 5 个钢球完全重叠, 所见钢球影像为右边缘区钢球 图 5 LAO 100° (+100°) 时钢球影像 5 个钢球部分重叠, 最大钢球影像为右边缘区钢球

表 1 自动等中心校准法不同旋转角度钢球直径实际测量结果

旋转角度	右边缘区		右中间区		中央区		左中间区		左边缘区	
	钢球实测 (mm, $\bar{x} \pm s$)	放大率 (%)	钢球实测 (mm, $\bar{x} \pm s$)	放大率 (%)	钢球实测 (mm, $\bar{x} \pm s$)	放大率 (%)	钢球实测 (mm, $\bar{x} \pm s$)	放大率 (%)	钢球实测 (mm, $\bar{x} \pm s$)	放大率 (%)
LAO 20°	20.74 ± 0.06	3.70	20.49 ± 0.07	2.41	20.00 ± 0.00	0	19.50 ± 0.05	-2.50	19.27 ± 0.23	-3.60
LAO 40°	21.60 ± 0.35	8.03	20.84 ± 0.12	4.24	20.00 ± 0.00	0	19.10 ± 0.17	-4.51	18.57 ± 0.04	-7.22
LAO 60°	22.47 ± 0.19	12.42	21.12 ± 0.16	5.62	20.00 ± 0.00	0	18.87 ± 0.10	-5.64	18.11 ± 0.09	-9.43

表 2 球体校准法不同旋转角度钢球直径实际测量结果

旋转角度	右边缘区		右中间区		中央区		左中间区		左边缘区	
	钢球实测 (mm, $\bar{x} \pm s$)	放大率 (%)	钢球实测 (mm, $\bar{x} \pm s$)	放大率 (%)	钢球实测 (mm, $\bar{x} \pm s$)	放大率 (%)	钢球实测 (mm, $\bar{x} \pm s$)	放大率 (%)	钢球实测 (mm, $\bar{x} \pm s$)	放大率 (%)
LAO 20°	10.09 ± 0.08	0.92	10.09 ± 0.12	0.94	10.10 ± 0.06	1.01	10.12 ± 0.05	1.23	10.10 ± 0.20	1.04
LAO 40°	10.28 ± 0.23	2.79	10.18 ± 0.15	1.82	10.24 ± 0.10	2.38	10.23 ± 0.11	2.31	10.30 ± 0.04	3.03
LAO 60°	10.34 ± 0.25	3.41	10.33 ± 0.10	3.33	10.21 ± 0.09	2.09	10.10 ± 0.10	1.02	10.23 ± 0.19	2.27

普遍,尤其是在神经介入治疗方面的应用显现出更多优势^[5,6]。常规 DSA 测量技术的应用及误差研究已有文献报道^[7-10],而有关旋转 DSA 技术的相关研究尚少。本研究通过对旋转 DSA 成像中不同位置二维图像变形情况和测量误差的分析,为介入治疗准确判断血管形态和优选精确测量方法提供依据。

DSA 系统有多种测量校准方法,每种方法各有特点。①自动 ISO 校准法:这种方法可准确测量处于等中心位置的靶物,如靶物不在等中心位置,每偏移 1 cm 即有 1.5% 的误差。②自动 TOD(床面与靶血管距离)校准法:适用于已知床面与靶物距离时,但旋转角度大于 50° 时不能使用此法。在临床上,由于患者体格、年龄等因素不同,TOD 提供数值不准确,每 1 cm 将有 2% 的误差^[7]。③导管校准法:显示野内有导管影像时可用此法,测量较小病变能满足临床要求,但病变较大时测量不准确,因为 5F 导管直径为 1.67 mm,近视于 10 个像素,如果校准时有 1 个像素的偏差,测量结果就会误差 10%^[10]。④距离校准(点校准)法:标准两点距离必须在与靶物处于同一水平面,通常校准对象比测量对象大会更准确。⑤球体校准法:球体直径在任何角度都能被精确地测定,故球体校准法可用于二维和三维(旋转)图像测量,但必须注意球体放置的位置,校准球体放置得与靶物距离越小,测量越准确。常规 DSA 成像时,可根据实际情况优化选择测量技术。

无论是常规 DSA 或旋转 DSA,远离等中心点位置的影像均存在放大失真问题。成像中心、成像角度和成像平面的偏移变化都会造成旋转 DSA 影像变形。分析各个旋转位置的二维图像发现,在旋转 DSA 采集 -100° ~ 100° 范围内的序列图像中,除中央区等中心点外,各个旋转位置的钢球影像均产生了变形,各个旋转位置随其距离探测器的远近而出现影像放大或缩小现象。根据几何成像原理,在以锥形线束投照的 X 线成像中,只有中心线束形成的影像不会产生几何变形,中心线束以外的影像均会出现几何变形,且距离中心线束越远变形越严重。旋转 DSA 仅有 200° 的采集范围,容积数据量小,且插值计算处理图像能力远远低于螺旋 CT。为最大限度减小变形失真,行旋转 DSA 成像时,将感兴趣区定位于中央

区等中心附近非常重要。

旋转 DSA 成像中,病变与参照物往往不在同一平面,不宜采用自动 TOD 校准、导管校准和距离校准测量;对位于中央区等中心点附近的病变,可采用自动 ISO 校准测量,能方便快捷地获得测量数值,但须估算偏移造成的误差。

[参考文献]

[1] 叶莹莹,张伟国,陈蓉,等. 64 层螺旋 CTA 显示胚胎型大脑后动脉伴发 Willis 环多血管段变异的价值. 中国医学影像技术, 2007, 23(12): 1173-1176.

[2] Lee JH, Kim SJ, Cha J, et al. Postoperative multidetector computed tomography angiography after aneurysm clipping: comparison with digital subtraction angiography. J Comput Assist Tomogr, 2005, 29(1): 20-25.

[3] 何杰,刘怀军,黄勃源,等. Willis 环三位时间飞跃法磁共振成像的形态、解剖变异及脑底动脉直径测量. 生物医学工程学杂志, 2007, 24(1): 39-44.

[4] Nederkooij PJ, van der Graaf Y, Hunink MG. Duplex ultrasound and magnetic resonance angiography compared with digital subtraction angiography in carotid artery stenosis: a systematic review. Stroke, 2003, 34(12): 1324-1332.

[5] 李文化,穆民,刘晓. 三维数字减影血管造影技术诊断脑血管疾病的应用价值. 介入放射学杂志, 2005, 14(2): 119-127.

[6] 吴春红,陈左权,顾斌斌,等. 旋转 DSA 三维重建成像于常规 DSA 成像在动脉瘤瘤颈大小测量中的比较. 介入放射学杂志, 2006, 15(5): 259-260.

[7] 陈锡建,李军,李学胜,等. DSA 测量技术在小儿先心病介入治疗中的应用. 四川解剖学杂志, 2007, 15(3): 7-8.

[8] 曾晓宾,胡为民. PDA、VSD 的测量方法及在介入治疗中的指导意义. 实用放射学杂志, 2004, 20(8): 753-754.

[9] 高宗恩,任晓萍,杭鹏,等. DSA 测量技术误差与控制. 中华放射学杂志, 2005, 39(10): 1094-1097.

[10] 曾勇明,李越. DSA 测量技术中校准方法及误差程度的研究. 中国医学影像技术, 2003, 19(1): 70-81.