

磁共振弥散成像在脑肿瘤诊断中的临床应用

苗延巍, 张德辉 综述 伍建林 审核

【中图分类号】R445.2; R739.41 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2003)10-0767-04

MRI 自应用于临床以来,因其具有良好的软组织分辨力以及多方位、多参数成像的优势,故在神经系统的临床应用越来越广泛,尤其是对脑肿瘤的定位、定性、分级等更具有优势。常规 MRI 序列,主要包括自旋回波(spin echo, SE)序列的 T_1 WI、 T_2 WI 以及钆喷葡替胺酸(Gd-DTPA)增强,所显示的是病变的含水量、血流的流空现象和对比剂透过受损的血脑屏障进入病灶等情况,并不能解决所有难题,如肿瘤与炎症、梗死的鉴别,胶质瘤的分级诊断,肿瘤术后复发或残留的确定等。弥散加权成像(diffusion-weighted imaging, DWI)反映的是水分子的微观运动状况,是从细胞水平来研究脑疾病。近年来, DWI 尝试用于脑肿瘤的诊断与鉴别诊断,开拓并丰富了脑肿瘤诊断的思维,补充了常规 MRI 的不足。本文着重阐述弥散成像的成像原理及其在脑肿瘤诊断的临床应用。

弥散加权成像

1. 弥散加权成像的基本原理及技术

弥散是物质的转运方式之一,是分子等微观颗粒由高浓度向低浓度区随机的微观移动,即布朗运动,单位为 mm^2/s 或 cm^2/s 。

MR DWI 是利用水分子的弥散运动特性进行成像的。人体内水分子弥散运动速率与状态呈微米数量级的运动变化,与人体组织细胞的大小处于同一数量级。因此, DWI 使 MRI 对人体的研究深入到细胞水平的微观世界,反映着人体组织的微观几何结构以及细胞内外水分子的转运等变化。

Hahn^[1]首先在 1950 年提出水弥散对磁共振信号的影响;之后, Stejskal 等^[2]将其发展成为可测量的磁共振技术。目前常规采用的成像技术是在 SE 序列中 180° 脉冲两侧对称地各施加一个长度、幅度和位置均相同的对弥散敏感的梯度脉冲,一般施加在读出方向上^[3,4]。当质子沿梯度场进行弥散运动时,其自旋频率将发生改变,结果在回波时间内相位分散不能完全重聚,进而导致信号下降。用相同的成像参数两次成像,分别使用和不用对弥散敏感的梯度脉冲,两次相减就剩下做弥散运动的质子在梯度脉冲方向上引起的信号下降的成分,即由于组织间的弥散系数不同而形成的图像,故称 DWI。弥散系数(diffusion coefficient, D)公式为:

$$\ln S(\text{TE}, G) / S(\text{TE}, 0) = -bD \quad (1)$$

$S(\text{TE}, G)$ 为用梯度脉冲的图像上的信号强度, $S(\text{TE}, 0)$ 为不用梯度脉冲的图像上的信号强度; b 为弥散敏感因子, 公式为 $b = \tau^2 \delta^2 G^2 (\Delta - \delta/3)$, 其中 τ 为旋磁比, δ 是梯度脉冲持续时间, G 是梯度脉冲的强度, Δ 为两个梯度脉冲的间隔时间。

2. 影响 DWI 信号的相关因素

表观弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC): 由公式①得知, DWI 的信号与弥散系数(D)呈负指数关系,即 D 值增大, DWI 信号下降。在活体内, DWI 信号除受弥散的影响外,还可能对一些生理活动(如心脏搏动、呼吸、灌注、肢体移动等)敏感,所测得的弥散系数并不仅仅反映水分子的弥散状况,基于以上原因, Le Bihan^[4]提出用 ADC 来描述活体 DWI 中的弥散状况。DWI 中的信号降低与 ADC 值的关系表示如下:

$$\text{ADC} = \ln(S_2/S_1) / (b_1 - b_2) \quad (2)$$

S_1 、 S_2 是不同弥散敏感系数(b_1 、 b_2)条件下 DWI 的信号强度。

ADC 值增大,代表水分子弥散增加,而 DWI 信号降低,反之亦然。

各向异性(anisotropy): 弥散是一个矢量,不仅有大小,也有方向。各向异性是水分子弥散矢量的重要体现,即水分子在某个位置上可以向任意一个方向运动,但是其向各个方向运动的量并不相同,如水分子在与神经纤维的平行方向上较垂直方向上更易弥散^[5,6]。各向异性广泛存在于脑组织中,王建利等^[7]认为,在人脑中除丘脑外的正常脑灰质团块(尾状核头部和豆状核)及白质(半卵圆中心、内囊后肢、胼胝体膝部及压部)的 ADC 值在不同的弥散梯度方向上存在显著性差异($P \leq 0.05$),并且侧脑室体部的脑脊液也有弥散的各向异性。

各向异性的存在一定程度上影响着脑肿瘤的 ADC 值和 DWI 信号,因此,在讨论和分析脑肿瘤 DWI 的结果时,必须要明确有无各向异性的影响。

T_2 穿透效应(T_2 shine-through effect): 由公式①得知, DWI 上的信号强度不仅与受检组织 ADC 值有关系,而且与组织的 T_2 值相关,即 DWI 的信号正比于 T_2 值。当受检组织的 T_2 值明显增高,在 DWI 上有明显的 T_2 图像对比存在时,称之为 T_2 穿透效应^[8,9]。文献^[8,9]报道,胆脂瘤的 ADC 值高于正常的脑组织,但是其 DWI 信号明显高于正常脑组织,认为不仅是水分子弥散受限的作用,也有 T_2 穿透效应存在的结果,而且后者的影响可能更大一些。亚急性脑梗死^[10]及某些其它脑肿瘤的 DWI 信号也受 T_2 穿透效应的影响。在脑肿瘤等疾病中,弥散受限和 ADC 值少量差别,就可能影响诊断,所以由于 T_2 穿透效应的影响,可能造成弥散受限的假阳性表现,即 DWI 高信号有 T_2 穿透效应的影响,而并非仅仅是 ADC 降低或弥散受限的结果。因此,在脑肿瘤等疾病的 DWI 诊断中,消除 T_2 穿透效应是十分重要的。

常用的消除 T_2 穿透效应的方法有两种,即指数图像(exponential image)和 ADC 图。指数图像又称假弥散加权图像(pseudo DWI),是通过 DWI 除以 SE EPI T_2 WI 而获得^[10]。ADC 图是通过公式②加以运算并形成图像而得到的。这两种方法均消除了 T_2 穿透效应,反映组织真正的弥散状况,而 ADC

作者单位:116011 辽宁,大连医科大学附属第一医院放射科(苗延巍、伍建林);盘锦市第二人民医院(张德辉)
作者简介:苗延巍(1971~),男,大连人,主治医师,主要从事神经影像诊断工作。

值和 ADC 图在临床上更常用。

弥散张力成像

弥散张力成像(diffusion tensor imaging, DTI)^[11]是利用组织中水分子弥散的各向异性来探测组织微观结构的成像方法,是通过观察随弥散梯度脉冲方向改变而发生波动的弥散值大小来标记和描绘水分子的各向异性。脑白质的各向异性是由于平行走行的髓鞘轴索纤维所致,脑白质的弥散在平行神经纤维方向要比垂直纤维走向的更快一些,这一特性用彩色标记可反映出脑白质的空间方向性,即弥散最快的方向指示纤维走行的方向。

目前,利用 DTI 对脑白质纤维的研究日益增多。Mamataa 等^[12]研究证实 DTI 可获得一系列完整的正常脑白质纤维图像。Chepuri 等^[13]对 42 例健康成人胼胝体 DTI 的研究显示,在男女各年龄组中,胼胝体后部的弥散各向异性均比前部显著增加,压部>体部>膝部。随着正常结构研究的深入,人们已把目光转向了脑白质发育和老化领域中。Nusbaum 等^[14]对 20 例 20~91 岁正常人脑白质纤维 DTI 研究表明:在常规 MRI 显示正常的情况下,DTI 显示出脑室旁白质、额叶白质、胼胝体膝部及压部随着年龄的增长,相对各向异性(RA)明显下降;而两侧内囊明显增加。有学者应用 DTI 研究髓鞘形成和婴幼儿脑发育,研究表明随着髓鞘不断形成脑白质的各向异性不断增加^[15,16]。

DWI 在脑肿瘤诊断的临床应用

DWI 对缺血性脑疾病的诊断价值已为大家熟知,而在其它脑疾病的应用,尤其对脑肿瘤的诊断和鉴别诊断也渐渐被大家认可,归纳起来,主要包括以下几个方面。

1. 脑肿瘤的定性诊断

常规 MRI 对脑肿瘤的定性诊断有很大的帮助,但仍存在一些难题无法解决,DWI 在这方面可以提供更多的参考信息。

蛛网膜囊肿及表皮样囊肿:这两者在普通的 SE 序列上均表现为长 T₁、长 T₂ 信号,并且增强后没有强化。但是,由于表皮样囊肿主要由上皮细胞构成,具有特殊的层状空间排列,产生各向异性,导致水分子弥散受限;而且表皮样囊肿的 T₂ 值非常长,有 T₂ 穿透效应的存在,因此表皮样囊肿在 DWI 上表现比正常脑组织更高的信号,而其 ADC 类似于或稍高于正常脑组织^[7,9]。相反,蛛网膜囊肿的内容为囊液,弥散不受限,ADC 值和 DWI 信号类似于脑脊液。

脑脓肿和囊变或坏死的脑肿瘤:包裹期的脑脓肿和囊变或坏死的脑肿瘤在普通的 MR 序列上可有相同或相近的影像表现,鉴别起来有一定的困难,而 DWI 对于两者的鉴别具有重要的价值。研究^[17,18]发现,脑脓肿内的脓液是一种含有很多炎性细胞、细菌、坏死物以及蛋白分泌物的粘稠液体,明显限制其内的水分子的弥散速度,故 ADC 值明显下降,DWI 为高信号。脑肿瘤内囊变或坏死区通常仅包含少许坏死细胞碎屑、少量炎性细胞及清亮的浆液成分,其 ADC 值及 DWI 信号与脑脊液相似。Rana 等^[19]认为,DWI 以及 ADC 图是评估脑脓肿侵犯脑室

系统重要的手段之一,表现为受侵的脑室 ADC 值降低和 DWI 信号升高。

脑淋巴瘤和原始神经外皮肿瘤(PNET)的辅助诊断:这两种肿瘤的常规 MRI 具有一些特征,但是术前难以确诊的病例不少,DWI 对二者的诊断有一定帮助。淋巴瘤的 ADC 值和 DWI 信号分别明显低于和高于其他常见的成人肿瘤^[20,21]。一般认为,淋巴瘤 ADC 值低的原因很可能与其细胞密度较高等因素有关^[21,22]。PNET 同样由于细胞密度高,细胞外间隙小和肿瘤细胞的核浆比例较大等引起水分子弥散受限^[23-25]。

DWI 对于胶质瘤、转移瘤、脑膜瘤等的组织学诊断并无统一结论,多数研究者认为 DWI 在此方面的临床价值不大,但是 Krabbe 等^[26]研究指出脑转移瘤增强部位的 ADC 值高于高级别的胶质瘤,并且脑转移瘤周水肿的 ADC 值显著高于高级别胶质瘤的瘤周水肿。

2. 脑肿瘤的分级

脑肿瘤的预后与肿瘤的级别有明显相关性,并且,肿瘤的级别也指导肿瘤治疗方案的设计。因此,准确地判断肿瘤的级别对指导、判断预后有显著的临床意义。虽然有研究^[27]对 DWI 在这一方面的价值持有疑义,但是许多研究^[28-31]指出胶质瘤的细胞构成与 ADC 值具有良好的相关性,并能指导肿瘤的分级。Filippi 等^[31]研究发现,DWI 对鉴别良、恶性脑膜瘤也具有意义。恶性/非典型性脑膜瘤的 ADC 值为 $(0.52 \pm 0.12) \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$,良性脑膜瘤 ADC 值为 $(1.03 \pm 0.29) \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$,良性伴有微囊变、坏死、出血的是 $(1.29 \pm 0.22) \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$,提出 ADC 值低倾向于恶性或高度非典型性脑膜瘤,而非常高的 ADC 值是由于某种特殊的亚型(微囊肿型、分泌型、血管瘤样)或有相关的病理异常(梗死样坏死、出血)所致。

3. 脑肿瘤界限的界定及指导立体定向活检

清晰地界定脑肿瘤(尤其是胶质瘤)与正常脑组织、瘤周水肿的界限,对于术前确定手术切除范围具有重要的指导意义。普通的 SE 序列一般是通过肿瘤增强部分的边界来界定肿瘤边界,但是,对于没有强化的肿瘤(如低级别胶质瘤等)以及对瘤周有浸润的恶性肿瘤就很难准确判断其界限。DWI 在判断脑肿瘤界限上有一定的帮助。Brunberg 等^[32]提示强化和非强化的肿瘤可与周围的水肿相鉴别,因为水肿区的各向异性比肿瘤更高。Castillo 等^[33]发现高级别胶质瘤 ADC 值与正常脑组织间有显著差别,而与瘤周水肿无明显差别,但同时也指出虽然肿瘤、水肿和正常组织间的 ADC 值作为样本总体来说是有统计学差别的,但作为个体来讲有很大的重叠。最近,Sinha 等^[34]对 9 例高级别脑胶质瘤 DTI 研究表明:平均弥散率对于区分正常脑白质、瘤周水肿以及脑肿瘤是有价值的,可以对脑肿瘤范围进行较准确的确定,但是扩散各向异性对于各种组织间的区分缺乏特异性。DTI 区分肿瘤与周围的血管源性水肿^[32,34,35]对于决定放疗的区域、手术的边缘以及穿刺活检的部位等均具有非常重要的价值。Mori 等^[36]研究表明 DTI 能够准确评价脑肿瘤生长与临近白质纤维束间的空间解剖关系,对于白质纤维束受侵情况的评价将为手术计划的制定,以及对患者预后提供重要的指导作用。

MRI 引导穿刺对于脑肿瘤的边缘确定以及肿瘤内部最有价值穿刺点的确定均是十分有帮助的。但是,对于穿刺途径可能造成的脑白质纤维损伤的监测却无能为力。DTI^[37,38]可以清晰显示脑白质纤维走向,在 MRI 引导穿刺中可有效的避免重要脑白质纤维束的损伤,最大程度的减少穿刺所引发的后遗症。

4. 脑肿瘤治疗后的评价

对脑肿瘤手术以及放、化疗后状况的准确评估一直以来是个难题。脑肿瘤的术后复发或残留因具有较高的细胞密度和细胞外间隙小等原因,其 ADC 值低于术后残腔,而 DWI 信号增高。但是,DWI 信号和 ADC 值对脑肿瘤放疗后损伤与肿瘤复发的鉴别价值并不像想象的那么明确。DTI 可以清楚显示脑白质纤维的走向情况,因此对于术后患者可以通过 3D-DTI 来进一步判断肿瘤切除术后脑组织的逐步恢复情况,对于肿瘤患者术后的生活质量能提供一种准确的评价手段。而且,术后早期的梗死和细胞外水肿在 SE T₂WI 都为高信号,然而细胞毒性水肿有特征性的低 ADC,血管源性水肿有相对于脑组织的高的 ADC,因此 DWI 有助于鉴别急性脑梗死和术后水肿^[39]。同时 DTI 研究也有助于脑肿瘤治疗过程中一些药物作用的监测与理解^[40]。

总之,DWI 对脑肿瘤的诊断与鉴别诊断具有一定的临床应用价值,甚至在某些情况下发挥重要的作用,如对表皮样囊肿、淋巴瘤等诊断比较特异。但是,DWI 在脑肿瘤疾病的诊断上仅仅是一种辅助手段,不能忽略常规 MRI 序列的作用。

参考文献:

- [1] Hahn EL. Spin echoes[J]. Phys Review,1950,80(2):580-594.
- [2] Stejskal EO, Tanner JE. Spin diffusion measurements; spin echoes in the presence of a time dependent field gradient[J]. J Chem Phys, 1965, 42(1):288-292.
- [3] Brockstedt S, Thomsen C, Wirestam R, et al. Use of an enhanced gradient system for diffusion MR imaging with motion-artifact reduction[J]. Acta Radiol, 1995, 36(3):662-670.
- [4] Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. MR imaging of intravoxel incoherent motions; application to diffusion and perfusion in neurologic disorders[J]. Radiology, 1986, 161(2):401-407.
- [5] Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J, et al. Diffusion-weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system[J]. Radiology, 1990, 176(2):439-445.
- [6] Chenevert TL, Rrunberg JA, Pipe JG. Anisotropic diffusion in human white matter; demonstration with MR techniques in vivo[J]. Radiology, 1990, 177(2):401-405.
- [7] 王建利, 谢敬霞. 成人脑组织水分子扩散的各向异性[J]. 中华放射学杂志, 1999, 33(10):675-679.
- [8] Burdette JH, Elser AD, Ricci PE. Acute cerebral infarction: quantification of spin-density and T₂ shine-through phenomena on diffusion-weighted MR images[J]. Radiology, 1999, 212(2):333-339.
- [9] Shuda C, Fusao I, Kaoru K, et al. Quantitative MR evaluation of intracranial epidermoid tumors by fast fluid-attenuated inversion recovery imaging and echo-planar diffusion-weighted imaging[J]. AJNR, 2001, 22(6):1089-1096.
- [10] Provenzale JM, Engelter ST, Petrella JR, et al. Use of MR exponential diffusion-weighted to eradicate T₂ "shine-through" effect[J]. AJR, 1999, 172(2):537-539.
- [11] Le Bihan D, Mangin JF, Poupon C, et al. Diffusion tensor imaging: concepts and applications[J]. J Magn Reson Imaging, 2001, 13(4):534-546.
- [12] Matamala H, Matamala Y, Westina CF, et al. High-resolution line scan diffusion tensor MR imaging of white matter fiber tract anatomy[J]. AJNR, 2002, 23(1):67-75.
- [13] Chepuria NB, Yena YF, Burdette JH, et al. Diffusion anisotropy in the corpus callosum[J]. AJNR, 2002, 23(5):803-808.
- [14] Nusbaum AO, Tanga CY, Buchsbaum MS, et al. Regional and global changes in cerebral diffusion with normal aging[J]. AJNR, 2001, 22(1):136-142.
- [15] Albayram S, Melhem ER, Mori S, et al. Holoprosencephaly in children; diffusion tensor MR imaging of white matter tracts of the brainstem initial experience[J]. Radiology, 2002, 223(3):645-651.
- [16] Mukherjee P, Miller JH, Shimony JS, et al. Normal brain maturation during childhood; developmental trends characterized with diffusion-tensor MR imaging[J]. Radiology, 2001, 221(2):349-358.
- [17] 艾林, 戴建平, 高培毅, 等. 弥散加权图像在鉴别脑脓肿与坏死、囊变脑肿瘤中的作用[J]. 中华放射学杂志, 2001, 35(9):663-665.
- [18] Brigitte D, Tadeusz S, Guus K, et al. Use of diffusion-weighted mr imaging in differential diagnosis between intracerebral necrotic tumors and cerebral abscess[J]. AJNR, 1999, 20(7):1252-1257.
- [19] Shadab R, Sait A, Doris L, et al. Diffusion-weighted imaging and apparent diffusion coefficient maps in a case of intracerebral abscess with ventricular extension[J]. AJNR, 2002, 23(1):109-112.
- [20] Stadnik TW, Chaskis C, Michotte A, et al. Diffusion-weighted MR imaging of intracerebral masses; comparison with conventional MR imaging and histologic findings[J]. AJNR, 2001, 22(5):969-976.
- [21] Guo AC, Cumming TJ, Dash RC, et al. Lymphomas and high-grade astrocytomas; comparison of water diffusibility and histologic characteristics[J]. Radiology, 2002, 224(1):177-183.
- [22] Wang J, Takashima S, Takayama F, et al. Head and neck lesions; characterization with diffusion-weighted echo-planar MR imaging[J]. Radiology, 2001, 220(3):621-630.
- [23] Kotsenas AL, Roth TC, Manness WK, et al. Abnormal diffusion-weighted MRI in medulloblastoma; does it reflect small cell histology? [J]. Pediatr Radiol, 1999, 29(7):524-526.
- [24] Klisch J, Husstedt H, Hennings S, et al. Supratentorial primitive neuroectodermal tumours; diffusion weighted MRI[J]. Neuro-radiology, 2000, 42(6):393-398.
- [25] Erder E, Zimmerman RA, Haselgrove JC, et al. Diffusion-weighted imaging and fluid attenuated inversion recovery imaging in the evaluation of primitive neuroectodermal tumours [J]. Neuro-radiology, 2001, 43(11):927-933.
- [26] Krabbe K, Gideon P, Wagn P, et al. MR diffusion imaging of human intracranial tumours[J]. Neuroradiology, 1997, 39(7):483-489.
- [27] Lam WW, Poon WS, Metreweli C. Diffusion MR imaging in glioma; does it have any role in the pre-operation determination of

- grading of glioma[J]. Clin Radiol, 2002, 57(3): 219-225.
- [28] Sugahara T, Korogi Y, Kochi M, et al. Usefulness of diffusion-weighted MRI with echo-planar technique in the evaluation of cellularity in gliomas[J]. JMRI, 1999, 9(1): 53-60.
- [29] Kono K, Inoue Y, Nakayama K, et al. The role of diffusion-weighted imaging in patients with brain tumors[J]. AJNR, 2001, 22(6): 1081-1088.
- [30] Gupta RK, Cloughesy TF, Sinha U, et al. Relationships between choline magnetic resonance spectroscopy, apparent diffusion coefficient and quantitative histopathology in human glioma[J]. J Neuro oncol, 2000, 50(3): 215-226.
- [31] Filippi C, Edgar M, Ulug A, et al. Appearance of meningiomas on diffusion-weighted images: correlating diffusion constants with histopathologic findings[J]. AJNR, 2001, 22(1): 65-72.
- [32] Brunberg J, Chenevert T, Mackeever P, et al. In vivo MR determination of water diffusion coefficients and diffusion anisotropy: correlation with structural alteration in gliomas of the cerebral hemispheres[J]. AJNR, 1995, 162(2): 361-371.
- [33] Castillo M, Keith J, Kwok L, et al. Apparent diffusion coefficients in evaluation of high-grade cerebral gliomas[J]. AJNR, 2001, 22(1): 60-64.
- [34] Sinha S, Bastin ME, Whittle IR, et al. Diffusion tensor MR imaging of high-grade cerebral gliomas[J]. AJNR, 2002, 23(4): 520-527.
- [35] Kuriowa T, Nagaoka T, Miyasaka N, et al. Time course of trace of diffusion tensor [Trace (D)] and histology in brain edema[J]. Acta Neurochir Suppl, 2000, 76(1): 191-194.
- [36] Mori S, Frederiksen K, van Zijl PC, et al. Brain white matter anatomy of tumor patients evaluated with diffusion tensor imaging[J]. Ann Neurol, 2002, 51(3): 377-380.
- [37] Wieshmann UC, Symms MR, Parker GJM, et al. Diffusion tensor imaging demonstrates deviation of fibres in normal appearing white matter adjacent to a brain tumour[J]. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 2000, 68(4): 501-503.
- [38] Mamata Y, Mamata H, Nabavi A, et al. Intraoperative diffusion imaging on a 0.5 Tesla interventional scanner[J]. J Magn Reson Imaging, 2001, 13(1): 115-119.
- [39] Hiano S, Murata T, Umetsu A, et al. Usefulness of diffusion weighted images in the postoperative stage of brain tumors[J]. Neuroradiology, 2001, 43(11): 902.
- [40] Bastin ME, Delgado M, Whittle IR, et al. The use of diffusion tensor imaging in quantifying the effect of dexamethasone on brain tumours[J]. Neuroreport, 1999, 10(7): 1385-1391.

(2003-04-08 收稿)

前列腺增生症并血肿一例

· 病例报道 ·

刘海明, 袁国奇, 赖美莲

【中图分类号】R814.42; R697⁺.3 【文献标识码】D 【文章编号】1000-0313(2003)10-0770-01

病例资料 患者,男,74岁。因排尿不畅3天,伴血尿12h入院。3天前患者无明显诱因出现排尿不畅,每次排尿量少且尿线变细,无尿痛。体检:直肠指诊前列腺约6cm×5cm,质中,中央沟消失,指套无带血。尿常规:RBC(卅),WBC(+)。血常规:无异常。

临床诊断:前列腺肥大,急性尿潴留。入院后,插尿管,排出血性尿液,含大量血块,给予膀胱冲洗,止血、抗炎治疗。

CT检查:前列腺明显增大,约6.6cm×8.3cm×6.0cm大小,向上突入膀胱。平扫病灶呈等密度,CT值34HU;CT增强扫描,前列腺偏左侧见约4.4cm×4.8cm大小的囊样无强化区,密度均匀,边界清楚,欠规则。尿道前列腺部(尿管留置)向右前方压迫移位(图1)。前列腺包膜光滑完整,周围间隙清楚。

手术:行前列腺汽化电切术,术中见

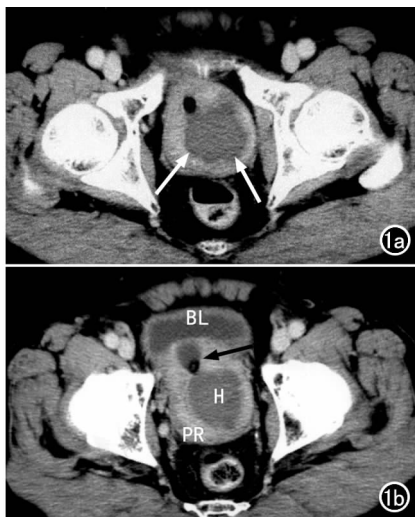


图1 增强扫描,前列腺(PR)增大,向上突入膀胱(BL)。a)前列腺偏左侧见囊样无强化区(箭),密度均匀,边界清楚、欠规则,CT值34HU; b)尿道前列腺部(尿管留置,箭)向右前方压迫移位。前列腺包膜光滑完整,周围间隙清楚。

前列腺中叶及两侧叶增生,尤其左侧叶增生明显,有陈旧性血块流出,结节状,无肿块。病理诊断:前列腺增生症。

讨论 前列腺增生主要发生于老年人,病变起源于中央区及移行区,尤其是后尿道旁区的腺体组织、结缔组织及平滑肌组织。由于膀胱颈部受腺体压迫发生梗阻,且增生的腺体又包围着尿道,引起腺体内血管充血扩张,破裂,发生出血。前列腺内血肿压迫尿道,加重尿道梗阻。

本病主要与前列腺囊肿、前列腺脓肿及前列腺癌鉴别。前列腺囊肿由苗勒氏导管的残存部分形成,故也称苗勒氏导管囊肿。囊肿呈水样密度,边界清楚,临床上无血尿症状,不同于血肿。脓肿形成时,增强扫描病变周边呈环形对比强化,精囊腺亦可有肿大、对比增强等表现。前列腺癌大多起源于外周区,病灶密度不均匀,边缘不整,常侵犯包膜,外缘分叶、结节状突出,盆腔淋巴结转移。