

多层螺旋 CT 灌注成像在胰腺癌诊断中的临床应用

夏进东 综述 周翔平, 陈卫霞 审核

【中图分类号】R814.42; R735.9 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2007)02-0205-04

胰腺癌的 CT 诊断主要依靠胰腺形态的改变和病灶与胰腺之间密度的差异^[1]。常规 CT 增强是胰腺癌诊断的主要方法,但是对肿瘤血供的观察仍有其局限性,不能全面准确反应肿瘤的血流动力学改变。随着多层螺旋 CT 的应用,一种新的 CT 灌注成像技术应运而生,CT 灌注成像的理论基础为核医学的放射性示踪剂稀释原理和中心容积定律^[2]。90 年代初 Miles 等^[3]首先提出了 CT 灌注成像概念,并实际进行了肝、脾、肾等腹部器官的 CT 灌注成像。由于此方法简单,只需计算组织时间-密度曲线的最大斜率和主动脉的峰值即可,并避免了应用放射性核素时需要的校正系数,另外,CT 具有很高的空间分辨力,在测量感兴趣区时能很好地与周围组织分开,避免重叠,增加了测量结果的准确性。因此,一经推出并应用于脑、肝、肾、肺结节和淋巴瘤等^[4-10]。所谓 CT 灌注成像(CT perfusion)是指在静脉注射对比剂的同时对选定的层面行连续多层扫描,以获得该层面内每一像素的时间-密度曲线(time density curve, TDC),然后根据曲线利用不同的数学模型计算出血流量(blood flow, BF)、血容量(blood volume, BV)和对比剂平均通过时间(mean transit time, MTT)等参数,对以上参数进行图像重组和伪彩染色处理得到血流灌注图、血容积图、对比剂平均通过时间图、对比剂峰值时间图、表面通透性(permeability surface, PS)图等,以此来评价组织器官的灌注状态。

不同性质的肿瘤及性质相同而恶性程度不同的肿瘤,其血流动力学改变不尽相同。CT 灌注成像力求通过量化的方式反映肿瘤内部的血流特点和血管特性,以期鉴别肿瘤的不良恶性,评价对肿瘤的疗效,预测肿瘤的恶性程度及其转归等。早期由于扫描设备的限制,主要采用卷积算法,即利用注射对比剂后,在最初一段时间,对比剂全部存留在组织器官的血管内,还没有从静脉流出,以排除静脉的影响,然而这段时间很短,也很难估计,实际上忽略了静脉流出,往往造成 BF、BV 值的低估,对比剂的注射速率也要求很快。现在应用的 MSCT 灌注软件采用去卷积算法,利用推动剩余函数(impulse residue function, IRF)计算对比剂的静脉流出,对肿瘤灌注的流入动脉和流出静脉综合考虑,计算的灌注参数和图像更真实地反映了肿瘤组织的内部情况,而且对比剂的注射速率不必很快^[11]。CT 灌注成像作为常规 CT 和 MRI 精细断层解剖信息的补充,可定量分析肿瘤的血流灌注状态。尽管与 MR 灌注方法极为相似,但 CT 灌注成像具有相对简单易行、成像迅速、肿瘤及正常组织的密度变化与对比剂浓度呈线性关系的特点,能够更加准确地定量反映组织微血管的情况。

CT 灌注成像的原理与计算方法

1. 基本原理

目前多层 CT 灌注的原理有两种^[12],第一种是应用核医学方法计算器官血流量,第二种是中央容积定理和血管内对比剂稀释原理。以前者应用更广泛,现分别加以介绍。

第一种是按照核医学或放射性核素示踪原理,器官血流量(OBF)与心输出量(CO)的关系可表示为:

$$\frac{\text{OBF}}{\text{CO}} = \frac{\text{gk}}{\text{ga}} \times \frac{A}{D} \times a \quad (1)$$

其中 gk 为组织时间-放射性曲线的最大斜率,ga 为动脉时间-放射性曲线的峰值,A 为 r 函数拟合后时间-放射性曲线下面积,D 为注射的示踪剂的量,a 为校正系数。Miles 等^[3]认为,放射医学所用含碘对比剂经静脉注入,具有与放射性示踪剂相同的药物动力学,因此放射性核素的示踪原理可用于放射学含碘的对比剂,该公式可适用于同层动态 CT 扫描获得的时间-密度曲线(TDC)。在 CT 中,1 mg/ml 的碘浓度相当于 25 HU,即 1 mg 碘相当于 25 HU/ml,故注入对比剂量 D 可用 HU 值与 ml 表示,而曲线下的面积 A 用 HU 值与时间(s)的乘积表示,就不再需要校正系数 a。CT 灌注量是指单位体积内的血流量,即每毫升组织内的对比剂(碘)含量而不是器官总碘量,其单位为 ml/(min·ml)。同时,在动态 CT 上心输出量为对比剂量与 TDC 曲线下面积的比值,代入上述公式最后得到:

$$\text{灌注量} = \frac{\text{组织 TDC 最大斜率}}{\text{供血动脉 TDC 峰值}} \quad (2)$$

第二种是中央容积定理和血管内对比剂稀释原理:BF 为 BV 与 MTT 的比值^[13]。早在 70 年代就有学者尝试利用注射对比剂后 CT 值的变化来测量组织器官的灌注状态,1980 年 Axel 等^[2]首先对这一技术进行了理论分析,认为增强 CT 所用碘对比剂基本符合非扩散型示踪剂的要求,在没有对比剂外渗和消除对比剂再循环的情况下可以根据 TDC 计算出 BF、BV、MTT 三种参数。此后陆续有学者利用不同的数学模型进行这方面的研究,现将迄今为止应用最广泛的一种模型简介如下:它利用了 Fick 原理,即组织器官中对比剂蓄积的速度 $[(da(t)/dt)]$ 等于动脉流入速度 $[FCa(t)]$ 减去静脉流出速度 $[FCv(t)]$ 。用公式表示为:

$$\frac{dQ(t)}{dt} = FCa(t) - FCv(t) \quad (3)$$

那么在某一时间 t 内组织器官中对比剂的含量等于在这一段时间内动脉流入量减去静脉流出量,即

$$Q(t) = F \int_0^t Ca(t) dt - F \int_0^t Cv(t) dt \quad (4)$$

其中 F 为血流量,Ca(t)为动脉的 TDC, Cv(t)为静脉的 TDC,然后用最常用的忽略静脉流出的方法,即 Cv(t)=0,认为

作者单位:610041 成都,四川大学华西医院放射科

作者简介:夏进东(1967-),男,湖北十堰人,博士研究生,副主任医师,主要从事腹部影像诊断及介入治疗工作。

所有对比剂均存留在组织器官中无对比剂的流出,这样公式(4)可简化为

$$F = \frac{dQ(t)}{dt} \times Ca(t) \quad (5)$$

即 $F=Q(t)$ 最大初始斜率与 $Ca(t)$ 峰值比,尽管两种原理及公式推导有所差异,但最后结果较一致。

2. 计算方法

数据传送到工作站,使用灌注软件包处理数据。采用体部肿瘤模式,确定阈值为 $-10 \sim 240$ HU,最大血流速度、血球比率、组织密度等使用缺省设置,腹主动脉被确定为输入动脉,肿瘤引流方向的脾静脉、门静脉或肠系膜上静脉被确定为输出静脉,正常胰腺以脾静脉为输出静脉,通过灌注软件计算出 CT 灌注图像。采用去卷积算法。1954 年 Meier 等^[13]提出了去卷积算法,表达为:

$$Q(t) = F Ca(t) \times \alpha \times R(t) = Ca(t) \times \alpha \times FR(t) \quad (6)$$

式中 $Q(t)$ 是组织器官的时间密度曲线(TDC), F 为血流量, Ca 为动脉 TDC, α 为卷积算子(convolution operator), $R(t)$ 为推动剩余函数(impulse residue function, IRF),反映的是注射对比剂后组织器官中存留的对比剂浓度随时间的变化量。利用已知的 $Q(t)$ 和 $Ca(t)$ 计算 $FR(t)$ 的过程称为去卷积。利用 $FR(t)$ 的 TDC 可计算出血流量(blood flow, BF)、平均通过时间(mean transit time, MTT)和表面通透性(permeability surface area product, PS)。在肿瘤和正常胰腺的不同位置放置兴趣区,得出下列灌注值,兴趣区面积均小于 10 mm^2 。

血流量:单位时间内流经定量组织的血容量,单位为 $\text{ml}/(\text{min} \cdot \text{kg})$ 。BF 等于 IRF 的初始值 $[R(t_0)]$ 。

血容量(blood volume, BV):表现局部区域组织(kg)的血流量(ml),受血管的大小和毛细血管开放数量的影响,单位为 ml/kg 。根据中心容积定律:

$$BV = BF \times MTT \quad (7)$$

平均通过时间(mean transit time, MTT):指血流从动脉流入到从静脉流出的时间(单位为 s)。表达为

$$MTT = \int_0^{\infty} R(t) dt / R(0) \quad (8)$$

式中 dt 是指时间的积分。

表面通透性(permeability surface area product, PS):指对比剂经由毛细血管内皮进入细胞间隙的单向传输速率,单位为 $\text{ml}/(\text{min} \cdot \text{kg})$ 。

胰腺癌灌注的理论依据

肿瘤新生血管情况是评价肿瘤生长、分级和转移的重要指标。肿瘤的生存和生长依赖于毛细血管网,很多肿瘤内部毛细血管密度高于正常组织,并且其内血流速度快,血管壁通透性增高,这是因为肿瘤内部新生血管的内皮细胞连接松散,基底膜发育不完善所致。肿瘤内新生血管与正常组织血管的差别为肿瘤灌注成像提供了可能。CT 灌注参数可作为反映肿瘤组织内病理生理学变化的指标,不仅可反映肿瘤血管的密集度,也可在一定程度上反映毛细血管的通透性变化,其中 BF 和 PS 在肿瘤定性、鉴别诊断中的价值最大^[14,15]。在肿瘤生长过程

中,肿瘤组织产生多种因子,促进自身新生血管的生成,并从邻近血管获得供血。肿瘤边缘是肿瘤生长的活跃区,与正常组织比较,血供丰富,因此有较高的 BF 值。然而在肿瘤的中心区,由于肿瘤生长速度快而造成肿瘤中心区相对缺血缺氧。因此肿瘤的异质性(增强后密度不均)导致了肿瘤内不同区域灌注参数的差异。Purdie 等^[11]的动物实验结果显示,富血供肿瘤边缘的灌注参数(BF, PS)与低血供肿瘤中心区域间及正常组织间差异有显著性意义($P < 0.05$)。

正常胰腺是腹膜后位器官,受呼吸影响相对较小,血供比较丰富,动脉供血主要由腹腔干的分支胰十二指肠上动脉、脾动脉和肠系膜上动脉供血。胰腺癌多为少血供肿瘤,由于肿瘤引起局部组织纤维化,肿瘤邻近小动脉内膜增生,导致血管硬化,肿瘤侵犯血管引起血流减慢以及肿瘤的坏死等,具有硬癌的特点,为胰腺癌的 MSCT 灌注成像提供了理论依据。

常规 MSCT 的检查方法

胰腺常规 MSCT 扫描为近年来胰腺疾病的一种较理想的检查方法,对提高小胰腺癌的检出和判断胰腺癌手术可切除的准确性有一定的价值。关键是采用合理的螺旋 CT 检查方案,如对比剂总量和注射速率,扫描时相是最重要的因素,即最佳的增强扫描延迟时间。目前,有关 MSCT 胰腺检查方案的各家报道不一。McMulty 等^[16]使用对比剂总量 150 ml,注射速率 4 ml/s,设定三期增强扫描的延迟时间分别为,动脉期 20 s、胰腺期 35 s、门脉期 60 s。Prokesch 等^[17]使用对比剂总量为 140 ml,注射速率为 4 ml/s,采用双期增强扫描,胰腺期延迟时间 40 s,门脉期延迟时间 70 s。由此可见,不同研究者所得各期增强扫描延迟时间结论各异,主要是由于所采用的对比剂总量和注射速率不同所致。常规 MSCT 增强是胰腺癌诊断的主要方法,但是对肿瘤血供的观察仍有其局限性,不能全面准确反应肿瘤的血流动力学改变,因此对胰腺疾病的诊断价值也受到一定的影响。同时由于常规 MSCT 对胰腺病变显示只是某一时间点密度的变化,不能显示其内血流动力学的变化,因此对小胰腺癌的检出、胰腺癌手术可切除性判断的准确性、鉴别肿瘤的良恶性、评价疗效、预测肿瘤的恶性程度及其转归等都受到一定的影响。而 MSCT 灌注成像反映肿瘤血流动力学变化,具有相对简单易行、成像迅速、密度变化与对比剂浓度呈线性关系的特点,能够比常规 MSCT 更加准确地推测组织微血管的情况。

胰腺 MSCT 灌注的扫描参数及技术

首先进行胰腺常规轴位平扫,扫描范围自膈顶至第 3 腰椎体下缘。扫描参数:120 kV, 80 mA, $2.5 \text{ mm} \times 16i$, 层厚 2.5 mm, 矩阵 512×512 , 视野为 260 mm, 扫描 1 周时间 0.5 s。根据轴位平扫图像选择疑有病变的层面,行动态增强扫描。

胰腺动态增强扫描:将静脉通道接高压注射器,在腹部加用腹带固定限制腹式呼吸开始以 $3 \sim 10 \text{ ml/s}$ 的速率团注非离子型碘对比剂(优维显或碘比乐) $40 \sim 50 \text{ ml}$,注射对比剂开始后延迟 5 s,对选定层面行动态增强扫描,用体部灌注成像的特殊序列 Body perfusion,同时对相邻两层进行动态增强扫描。其

扫描参数:80 mA,扫描 240 次,每次扫描时间与扫描周期均为 0.5 s,总扫描时间为 125s。

动态增强扫描结束后追加对比剂 40~80 ml、流率 2 ml/s 行常规增强双期(动脉期、胰腺期)扫描,每期扫描时间约 9 s,动脉期为注射对比剂后 25 s,胰腺期为 45 s。

胰腺 MSCT 灌注的临床应用

1. 对胰腺癌的诊断价值

胰腺癌恶性程度高,发病率逐渐升高,临床症状出现晚且不典型,确诊时处于晚期,手术切除率低。绝大多数(约 70%~95%)胰腺癌为导管细胞癌,典型的导管癌是少血供无包膜的实体肿瘤,胰头癌早期侵犯胆总管。CT 是目前诊断胰腺癌最重要的检查方法,平扫直接征象为胰腺局部增大、肿块,增强扫描密度低于正常胰腺,胆胰管侵犯,表现为肿块,局部胰管、胆总管轮廓不规则或中断,其远侧胰管或近段胆管扩张。由于对扫描时期及对比剂的剂量、浓度、注射流率,不同学者尚有不同看法,因此对早期胰腺癌的诊断尚有一定限度。

2. 良恶性疾病的鉴别

胰腺小的病灶有时难于鉴别,如小胰腺癌与慢性纤维胰头炎、自身免疫性胰头炎等较难鉴别,小胰腺癌多数认为肿瘤直径<3.0 cm,约有 90%的小胰腺癌位于胰头部,表现为胰头稍增大或不规则,病灶处胰管狭窄、中断,远侧增粗或扩张。CT 灌注成像所获得每层面内每一像素的时间-密度曲线(TDC),以及根据该曲线计算出血流量(BF)、血容量(BV)、对比剂的平均通过时间(MTT)、毛细血管通透性(PS)等参数,对以上参数进行图像重组和伪彩染色处理,得到血流灌注图、血容积图、对比剂平均通过时间图、对比剂峰值时间图、PS 图等,以此来评价组织器官的灌注状态。不同性质的肿瘤、性质相同而恶性程度不同的肿瘤,其血流动力学改变不尽相同,CT 灌注能准确反映上述改变。文献^[18,19]报道 CT 灌注技术参数中 PS 和 BF 价值最大。2003 年赵心明等^[20]使用多层螺旋 CT 的肿瘤灌注软件,测量和评价正常胰腺和胰腺癌的 CT 灌注情况,结果是正常胰腺组 BF、BV 高于胰腺癌组,而 PS 则低于肿瘤组织,统计学上有显著性差异,并认为胰腺癌为低血供恶性肿瘤,肿瘤血供少造成 BF、BV 低,而肿瘤血管壁的不完整造成肿瘤 PS 高于正常组织。PS 这个参数主要应用于肿瘤的评价,并且 PS 与肿瘤的良恶性有关^[21]。病灶与周围正常组织的毛细血管通透性与血流量的比值的大小,对鉴别肿瘤的良恶性更有重要意义。

胰腺的 MSCT 灌注成像作为一种功能成像技术,它可以定量测量组织的绝对灌注值,反映组织水平上的血流量的改变,不仅对于发现病变和鉴别病变性质,而且有利于早期发现那些尚未出现形态学变化但已有血液动力学改变的病变有重要意义。此外对于随访、评价各种治疗方法的效果和判断患者预后也具有重要作用。可以预测,胰腺 MSCT 灌注成像的应用方兴未艾,其应用领域将会不断的扩展,其价值会得到肯定。

参考文献:

[1] Bluemke DA, Cameron JL, Hruban RH, et al. Potentially Resectable Pancreatic Adenocarcinoma: Spiral CT Assessment with Sur-

gical and Pathologic Correlation[J]. Radiology, 1995, 197(2):381-385.

[2] Axel L. Cerebral Blood Flow Determination by Rapid Sequence Computed Tomography[J]. Radiology, 1980, 137(3):679-686.

[3] Miles KA, Hayball M, Dixon AK. Colour Perfusion Imaging: a New Application of Computed Tomography[J]. Lancet, 1991, 337(3):643-645.

[4] Hamberg LM, Hunter GJ, Maynard KI, et al. Functional CT Perfusion Imaging in Predicting the Extent of Cerebral Infarction from a 3-hour Middle Cerebral Arterial Occlusion in a Primate Stroke Model[J]. Am J Neuroradiol, 2002, 23(6):1013-1021.

[5] Roberts HC, Roberts TP, Smith WS. Multisection Dynamic CT Perfusion for Acute Cerebral Ischemia: the "Toggling-table" Technique[J]. Am J Neuroradiol, 2001, 22(6):1077-1080.

[6] Tsushima Y, Funabasama S, Sanada S, et al. Perfusion Changes of Hepatic Parenchyma Due to Infectious Hepatobiliary Disease: Demonstration by Perfusion CT[J]. Comput Med Imaging Graph, 2003, 27(7):289-291.

[7] Fuentes MA, Keith CJ, Griffiths M, et al. Hepatic Haemodynamics: Interrelationships between Contrast Enhancement and Perfusion on CT and Doppler Perfusion Indices[J]. Br J Radiol, 2002, 75(889):17-23.

[8] Miles KA, Griffiths MR, Fuentes MA. Standardized Perfusion Value; Universal CT Contrast Enhancement Scale that Correlates with FDC PET in Lung Nodules[J]. Radiology, 2001, 220(3):548-553.

[9] Harvey CJ, Blomley MJ, Dawson P, et al. Functional CT Imaging of the Acute Hyperemic Response to Radiation Therapy of the Prostate Gland: Early Experience[J]. J Comput Assist Tomogr, 2001, 25(1):43-49.

[10] Harvey C, Morgan J, Blomley M, et al. Tumor Responses to Radiation Therapy: Use of Dynamic Contrast Material-enhanced CT to Monitor functional and Anatomical Indices[J]. Acad Radiol, 2002, 9(Suppl 1):S215-S219.

[11] Purdie TG, Henderson E, Lee TY. Functional CT Imaging of Angiogenesis in Rabbit VX2 Soft-tissue Tumour[J]. Phys Med Biol, 2001, 46(12):3161-3175.

[12] 文利, 丁仕义. CT 灌注成像在肝脏疾病中的应用[J]. 国外医学: 临床放射学分册, 2001, 24(3):228-231.

[13] Meier P, Zierler KL. On the Theory of the Indicator Dilution Method for Measurement of Blood Flow and Volume[J]. Appl Physiol, 1954, 6(4):731-744.

[14] Dugdale PE, Miles KA, Bunce I, et al. CT Measurement of Perfusion and Permeability within Lymphoma Masses and its Ability to Assess grade, Activity, and Chemotherapeutic Response[J]. J Comput Assist Tomogr, 1999, 23(4):540-547.

[15] Brix G, Bahner ML, Hoffmann U, et al. Regional Blood Flow, Capillary Permeability, and Compartmental Volumes: Measurement with Dynamic CT-initial Experience[J]. Radiology, 1999, 210(1):269-276.

[16] McMulty NJ, Francis IR, Platt JF, et al. Multi-detector Row Helical CT of the Pancreas: Effect of Contrast-enhanced Multiphasic

Imaging on Enhancement of the Pancreas, Peripancreatic Vasculature, and Pancreatic Adenocarcinoma[J]. Radiology, 2001, 220(3):97-102.

[17] Prokesch RW, Chow LC, Beaulieu CF, et al. Isoattenuating Pancreatic Adenocarcinoma at Multi-detector Row CT: Secondary Signs[J]. Radiology, 2002, 224(2):764-768.

[18] Purdie TG, Hengerson E, Lee TY. Functional CT Imaging of angiogenesis in Rabbit VX2 Soft Tissue tumor[J]. Phys Med Biol, 2001, 46(12):3161-3175.

[19] 郝强, 田建明, 左长京, 等. CT 灌注成像在胰腺癌诊断中的应用[J]. 第二军医大学学报, 2005, 26(7):732-735.

[20] 赵心明, 周纯武, 吴宁, 等. 胰腺多层螺旋 CT 灌注研究[J]. 中华放射学杂志, 2003, 37(9):845-849.

[21] Cenic A, Nabavi DG, Craen RA. A CT Method to Measure Hemo-dynamics in Brain Tumor Validation and Application of Cerebral Blood Flow Maps[J]. Am J Neuroradiol, 2000, 21(3):462-470.

(收稿日期:2005-11-17 修回日期:2006-08-10)

左足距骨神经鞘瘤一例

• 病例报道 •

蒯大伟, 张艳, 李慎江, 郑立广

【中图分类号】R814.42; R738.6 【文献标识码】D 【文章编号】1000-0313(2007)02-0208-01

骨内神经鞘瘤非常少见, 据统计, 国内此肿瘤占原发性骨肿瘤的 0.25%^[1], 而位于足距骨者尚未见报道。现将本院经手术病理证实的 1 例报告如下。

病例资料 患者, 女, 35 岁, 因左足背疼痛 4 年, 加重并伴肿胀 1 年入院。患者左足钝痛 4 年余, 逐渐加重, 其间口服布洛芬、活血止痛胶囊治疗, 效果不明显。查体: 左足背隆起约 1.0 cm, 大小约 4.0 cm×7.0 cm, 触之质硬, 不能推动, 无明显压痛, 皮温正常, 关节活动良好。CR 片显示左足距骨膨胀性、溶骨性、多房性改变, 骨皮质变薄(图 1)。CT 显示骨破坏区边缘硬化, 并可见骨皮质不连续, 其内有不规则骨性间隔, 最大范围约 5.1 cm×4.2 cm, CT 值约 39 HU(图 2、3)。病理: 镜下见梭形肿瘤细胞, 胞核呈栅栏样排列(图 4), 诊断为左足距骨神经鞘瘤。

讨论 神经鞘瘤是软组织中较为常见的肿瘤, 起源于雪旺氏细胞, 但是发生在骨内, 则十分少见, 它起源于骨膜内小的神经分支或骨滋养血管的伴行神经。病变可分布于颌骨、椎骨、长骨、肋骨、腕骨及足楔骨等, 而位于足距骨者尚未见报道。神经鞘瘤可分为髓腔型和周围型, 髓腔型相对多见, 其 X 线表现为: ①边缘清晰的溶骨性改变, 呈单房或多房状; ②有薄的硬化边缘, 本例 CT 可显示溶骨区周围薄的骨质硬化; ③骨皮质膨胀性改变, 可有断裂^[2], 本例中 CT 可显示距骨部分骨皮质不连续, 但无骨膜反应; ④CT 值为 25~45 HU, 而本例的 CT 值约 39 HU, 和文献报道^[3]相一致; ⑤CT 增强扫描, 约 40%可见中央强化, 这一现象并不见于其它类型的肿瘤^[1]。周围型更少见, X 线表现为骨皮质内囊状溶骨区, 并覆盖一层薄的和膨胀的骨壳。

发生在足距骨的神经鞘瘤需要与骨巨细胞瘤、动脉瘤样骨囊肿鉴别, 膨胀性、多房形溶骨性改变, 是其共同的表现, 使得 3 者之间极易混淆, 但本例中薄而硬化的边缘和断裂的骨皮质是骨巨细胞瘤和动脉瘤样骨囊肿不常见的, 值得重视。骨神经鞘瘤发病率低及非特异性的影像学表现, 是该病诊断困难的主要



图 1 CR 片显示左侧距骨多囊状溶骨性改变(箭), 骨皮质膨胀、变薄。a) 侧位片; b) 正位片。图 2 CT 骨窗图像显示距骨呈溶骨性、膨胀性改变(箭), 骨皮质不完整, 周围可见硬化边缘, 无骨膜反应。图 3 CT 软组织窗图像可见软组织肿块影(箭)。图 4 镜下示瘤细胞束状排列, 细胞核栅栏样结构。

原因, 但 X 线及 CT 检查可以明确病变的范围以及和周围组织的关系, 而确诊仍需要病理学检查。

参考文献:

- [1] 段承祥, 王晨光, 李健丁. 骨肿瘤影像学[M]. 北京: 科学出版社, 2004. 400-403.
- [2] 宋扬. 左胫骨骨神经鞘瘤 1 例[J]. 中国临床医学影像杂志, 2002, 13(6):453.
- [3] 陈伟, 肖官惠, 王连唐, 等. 骨神经源性肿瘤(附 14 例分析)[J]. 中华放射学杂志, 1995, 29(10):691-692.

(收稿日期:2006-09-15)

作者单位: 271000 山东, 泰安解放军第八十八医院放射科

作者简介: 蒯大伟(1976-), 男, 山东单县人, 住院医师, 主要从事影像学诊断工作。