

肺癌肿瘤血管生成 CT 及 MR 灌注成像研究

张敏鸣, 周华, 邹煜

【摘要】 目的:使用动态增强 CT、MR 灌注成像方法评价肺癌肿瘤血管生成。方法:对 84 例肺癌分别进行动态增强 CT 和 MR 扫描,计算分析各动态增强 CT、MRI 参数及肿块增强特点,并与肺癌的微血管密度(MVD)作相关性分析。结果:CT、MR 灌注影像可更直观的显示肺癌增强特点。动态增强 CT 各参数 PH、M/A、灌注值、rBV 与 MVD 呈正相关,其中灌注值与 MVD 相关性最高($r=0.758, P<0.0001$),Pm 值与 MVD 无相关性($r=0.298, P>0.05$);动态增强 MRI 各参数 SS、PH、E₁、E₂、E₄ 与肺癌 MVD 呈正相关,其中以 SS 与 MVD 相关性最强($r=0.874, P<0.01$)。结论:CT、MRI 灌注成像技术可获得较为全面的肺癌血供信息,有望成为评估肺癌肿瘤血管生成的新方法。

【关键词】 肺癌; 肿瘤血管生成; 灌注影像; 计算机断层扫描; 磁共振

【中图分类号】 R814.42; R445.2 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2005)04-0286-05

Evaluation of Pulmonary Carcinoma Angiogenesis by Dynamic Contrast-Enhanced CT and MR Functional Imaging ZHANG Min-ming, ZHOU Hua, ZHOU Yu, Department of Radiology, the First Affiliated Hospital of Medical College, Zhejiang University, Hangzhou 310003, P. R. China

【Abstract】 Objective: To investigate the effects of dynamic contrast-enhanced computed tomography(DCE-CT) and contrast-enhanced magnetic resonance (DCE-MR) in the evaluation of tumor angiogenesis in patients with plmonary carcinoma. **Methods:** 84 patients with pulmonary carcinoma underwent DCE-CT or DCE-MR scan before operation. The perfusion imaging parameters of DCE-CT: Perfusion, PH, M/A, rBV, Pm and those of DCE-MR: SS, PH, E₁, E₂, E₄ were calculated and correlated with the microvascular density (MVD) of the carcinoma. **Results:** DCE-CT and DCE-MR perfusion imagings could reveal the enhancement feature of the tumor. The perfusion imaging parameters of DCE-CT: Perfusion, PH, M/A and rBV correlated positively with MVD ($r=0.758, P<0.0001$), and no significant correlation was found between Pm and MVD ($r=0.30, P>0.05$); and there were statistically significant correlations between SS, PH, E₁, E₂, E₄ and MVD. **Conclusion:** DCE-CT and DCE-MR perfusion imaging technique can provide information of lung carcinoma angiogenesis, and may be used to understand and monitor tumor angiogenesis in patients with lung carcinoma.

【Key words】 Pulmpnary carcinoma; Angiogenesis; Perfusion image; CT; MRI

肿瘤血管生成(angiogenesis)在肺癌的生长与转移过程中起着重要作用^[1]。直接针对血管内皮或阻遏血管生成过程的治疗已成为新的肿瘤治疗策略,这种新的治疗方法需要对肿瘤的血管生成状态进行准确的评估。本研究利用 CT、MR 动态增强技术探讨肺癌血管生成与灌注成像参数之间的关系,并分析两种成像手段的优劣,以期建立能准确评估肺癌血管生成状态的功能影像学方法。

材料与方 法

选取 2000 年 4 月~2004 年 2 月因胸片或常规 CT 检查发现胸部肿块性病灶而到我院放射科检查患者 84 例,其中男 64 例,女 20 例;50 例行动态增强 MR 检查,34 例行动态增强 CT 检查。所有病例均在动态

扫描后 1 周内行肺癌切除术,且手术记录及病理报告完整;所有病例检查前及手术前均未行任何抗肿瘤治疗。

CT、MR 动态增强检查:CT 常规全肺横断面扫描,确定肿块部位。使用高压注射器自前臂静脉以 6 ml/s 的流率注射对比剂碘海醇(江苏扬子江药业集团有限公司,300 mg I/ml)40 ml,延迟 10 s 后嘱患者屏气,以肿块最大层面为中心行第 1 期动态扫描:扫描时间 0.75 s,间隔 1.5 s,持续 30 s。第 1 期扫描结束后嘱患者平静呼吸 20 s,然后开始行第 2 期连续扫描,检查总需时 60 s。两期扫描均采用轴扫,扫描层厚 4×2.5 mm,时间 0.75 s,120 kV,250 mAs。

MR 检查常规使用横断面自旋回波(SE)T₁WI 和快速自旋回波(FSE)T₂WI。扫描范围自胸廓入口至肾上腺(含整个肾上腺)平面。然后以肿块最大径平面为中心平面,作 FSE T₁WI 快速动态增强扫描(TR 600~800 ms,TE 9 ms)。动态增强采集平面为横断面或冠状面,扫描层厚 5 mm,间距 1 mm,矩阵 256×

作者单位: 310003 杭州,浙江大学医学院附属第一医院放射科

作者简介:张敏鸣(1957-),女,浙江杭州人,博士,教授,主要从事胸部疾病影像诊断工作。

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30170284)

128,每次采集图像5~6层,时间12~18 s。首先平扫1次,然后由肘静脉快速团注对比剂Gd-DTPA,剂量0.1 mmol/kg体重,注射流率2 ml/s,延迟10 s后,行无间隔连续图像采集,持续4 min,获取层面连续动态增强图像80~100幅。扫描时患者平静呼吸,使用心电门控。整个检查需时约45 min。检查设备使用GE Signal Horizon LX 1.5T超导型MR机,相控阵表面线圈。

图像处理及数据分析:在工作站利用随机软件Functional CT作彩色编码的肿块血流灌注图。分别在肿块和主动脉上设定感兴趣区(region of interest, ROI),绘制时间-密度曲线(time-density curve, T-DC)。计算:①强化峰值(peak height, PH):肿块增强最大值,由肿块最大增强CT值减去肿块平扫CT值;②达到峰值时间 T_p ;③肿块与主动脉强化峰值之比(mass/aorta, M/A):由PH值除以主动脉增强峰值得到;④灌注值:单位为ml/(min·ml),计算公式如下^[2]:

$$\text{灌注值} = \frac{MG_{\text{mass}}(\text{HU}/\text{min})}{PH_{\text{aorta}}(\text{HU})}$$

其中 MG_{mass} 是肺癌时间-密度曲线的最大斜率值, PH_{aorta} 为主动脉强化峰值。

相对血管容积(relative blood volume, rBV)和毛细血管通透值(permeability, Pm):以时间 t 为横坐标,该时间的肿块增强值除以主动脉增强值所得结果为纵坐标作图,所得直线回归曲线的截距为rBV,斜率为Pm。

在工作站进行MR图像重建。用Functool 2000软件,以最大斜率和增强峰值为参数,对获取的动态图像作色彩编码。在病灶强化最明显区域设定ROI,绘制出时间-信号强度曲线(time-signal intensity curve, T-SI curve)。记录如下参数:

①最大增强线性斜率(steepest slope, SS),计算公式为: $SS(\%/s) = \frac{(SI_{\text{end}} - SI_{\text{prior}}) \times 100\%}{SI_0 \times (T_{\text{end}} - T_{\text{prior}})}$

其中 SI_{end} 为曲线快速上升段最高点的信号强度值, SI_{prior} 为快速上升段起点的信号强度值, T_{end} 与 T_{prior} 分别表示与 SI_{end} 和 SI_{prior} 相对应的时间点, SI_0 表示增强前的信号强度值。

②增强峰值(peak height, PH): $PH = SI_{\text{max}} - SI_0$; SI_{max} 表示增强后的最大信号强度值。

③记录各时间点 T_{prior} 、 T_{end} 及 T_{max} 。

④增强后第1、2、4分钟时信号

强度改变率 $En(n=1, 2, 4 \text{ min})$:

$$En = \frac{SI_n - SI_0}{SI_0} \times 100\%$$

病理标本处理:病理标本肿块取材部位尽可能与CT、MR扫描层面一致。使用“两步法”分别进行CD31免疫组织化学染色,试剂盒及抗体均来源于DAKO公司。微血管密度(microvascular density, MVD)计数采用目前国际上常用的Weidner^[3]改进式方法。记录5个视野内的微血管数,取其平均数作为该病例的MVD。

统计分析:将肺癌微血管密度MVD分别与动态CT灌注成像各参数值和DCE-MRI各参数做相关性分析,采用统计分析软件SAS 8.0,数据表达形式为 $\bar{x} \pm s$, $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。

结果

1. 肺癌微血管分布与动态增强影像的关系

肺癌的CT、MRI动态增强表现均为两种类型:①不均匀强化,以肿瘤周围强化为主;②不同程度的均匀强化。CT和MRI彩色灌注图更直观地显示肿块不同部位血流灌注的差异(图1~2)。免疫组化切片中,肿瘤的微血管分布亦可分为两种类型:①以肿瘤外围较为密集,肿瘤中心区及坏死区血管稀疏;②微血管较均匀地分布于整个标本。

在部分肺癌病灶中可以发现,在肿块边缘部位以及中央坏死区周围肿瘤的血流灌注显著增高。相应地,这些标本在免疫组织化学病理中分析发现,部分肿瘤组织边缘部位和坏死区域周围的MVD高于中央部位的MVD(图3)。

2. 肺癌MVD与动态增强CT、MRI各灌注参数的相关性

CT灌注成像所得灌注值、PH、M/A、rBV均与MVD呈正相关,其中灌注值与MVD相关性最高,相关系数 r 为0.76($P < 0.0001$);Pm值与MVD无相



图1 右上肺中分化腺癌。a) CT平扫; b) CT增强; c) 彩色灌注图,显示肿块坏死区无血流灌注(呈深蓝至黑色)。

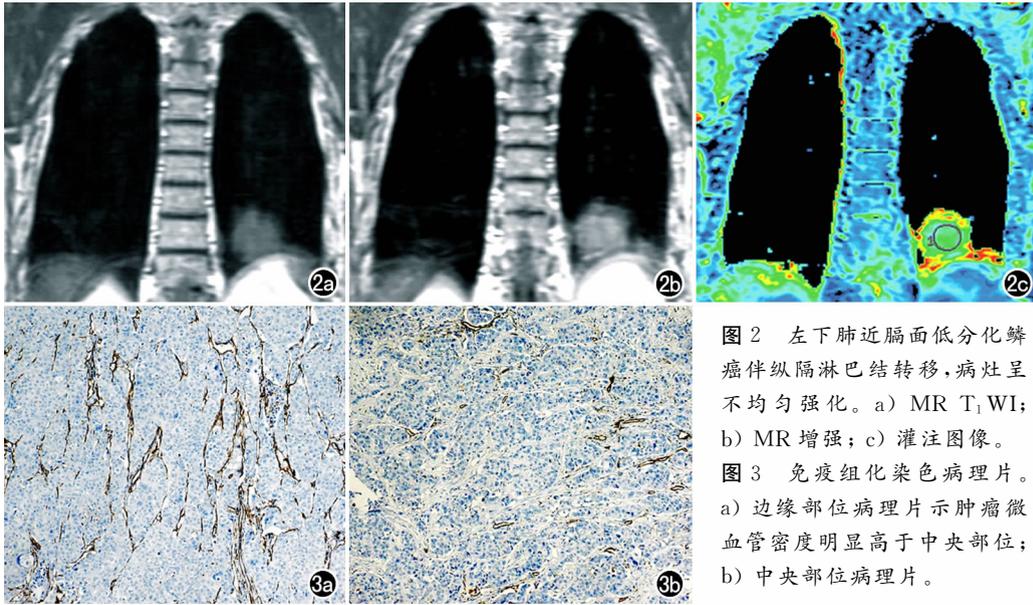


图2 左下肺近膈面低分化鳞癌伴纵隔淋巴结转移, 病灶呈不均匀强化。a) MR T₁WI; b) MR增强; c) 灌注图像。

图3 免疫组化染色病理片。a) 边缘部位病理片示肿瘤微血管密度明显高于中央部位; b) 中央部位病理片。

定量地评估其血供状况并为诊断与鉴别诊断提供参考。Swensen^[4]和笔者对孤立性肺结节(solitary pulmonary nodules, SPNs)的动态增强CT研究,对SPNs的鉴别诊断获得了良好的效果^[5,6]。DCE-MRI方法评价肿瘤微循环在空间和时间上的不均衡性,在乳腺肿瘤的研究中应用较多。而对于肺部病变的研究,国内外报道不多。笔者的研究

发现,动态增强T-SI曲线走势以及SS、PH等各项参数有助于提示结节的性质^[7]。

发现,动态增强T-SI曲线走势以及SS、PH等各项参数有助于提示结节的性质^[7]。

2. 肺癌微血管密度与动态增强影像及灌注成像参数相关性分析

本研究将获取的灌注值等CT灌注成像参数分别与MVD作了相关性分析。结果除Pm外,各灌注成像参数均与MVD有良好的相关性。其中,以灌注值相关性最高($r=0.758, P<0.0001$,表1)。根据肿瘤强化的二室模型理论,注射对比剂后早期肿块的强化主要由血管内的对比剂决定。而随着时间的延续,对比剂逐渐通过毛细血管壁进入血管外的间质结构。在静脉流出速度超过对比剂在肿块中的集聚速度之前,肿块的强化达到峰值。此时肿块的强化由血管内和血管外两部分的对比剂共同决定。为了消除心脏搏出量对血管内部分对比剂浓度的影响,我们以肿块与主动的强化峰值之比M/s来代替肿块的强化峰值PH。M/s或PH不仅与肿瘤组织的血管密度相关,还与肿瘤间质对对比剂的聚集与滞留程度相关。而反映单位组织内血流的灌注值则仅仅由早期首次通过时间内对比剂在肿瘤血管内的聚集速率决定,因此灌注值与MVD的相关性比PH或M/s更高。

CT灌注成像的另一个参数rBV反映了肿瘤组织中所有血管的相对容积,即除了纳入病理研究中MVD计数范围的微血管外还包括一些管腔较大的肿瘤血管,这可能是rBV与MVD相关性相对较小的解释。

此外,肿瘤新生血管与正常组织的毛细血管不仅存在数量上的差异,而且肿瘤血管的血管壁缺少平滑肌层和神经末梢,基底膜也不完整。因此,评估肺癌血管的通透性有助于更完整的了解肺癌肿瘤血管生成。

讨论

1. CT、MR灌注成像的理论基础

功能影像是是指在形态学研究的基础上获取组织的病理生理学信息的影像学研究方法。由于血管或者组织内的对比剂浓度与CT增强值成正比,因此,可通过恰当的数学模型来计算灌注参数^[2]。早期的肺癌CT灌注成像研究主要是通过测量肿块的增强CT值,半

表1 动态增强CT各灌注参数与MVD相关性

增强参数	范围	均值($\bar{x}\pm s$)	与MVD相关性	
			r	P
灌注值[ml/(min·ml)]	0.13~0.46	0.31±0.08	0.76	<0.0001
PH(HU)	9.24~42.51	26.17±9.17	0.67	<0.0001
M/A	0.03~0.20	0.12±0.05	0.70	<0.0001
rBV(%)	4.74~51.26	26.85±11.52	0.65	<0.0001
Pm[μl/(min·ml)]	32.78~571.41	191.20±132.65	0.30	>0.05

DCE-MRI参数值SS、PH、E₁、E₂、E₄与MVD间均呈正相关,T_{end}与MVD间呈负相关,其中以参数SS与MVD间相关性最为显著($r=0.874, P<0.01$); T_{prior}和T_{max}与MVD间无统计学相关性(r分别为-0.226、-0.138, $P>0.05$,表2)。

表2 DCE-MRI各参数与MVD相关性

增强参数	范围	均值($\bar{x}\pm s$)	与MVD相关性	
			r	P
SS(%/s)	0.34~7.44	4.02±1.83	0.874	<0.01
PH(HU)	14.00~113.00	64.71±23.83	0.580	<0.01
E ₁ (%)	8.09~113.24	62.09±30.93	0.710	<0.01
E ₂ (%)	6.31~109.46	58.60±25.07	0.683	<0.01
E ₄ (%)	7.64~90.37	55.33±21.45	0.481	<0.01
T _{prior} (s)	13.00~30.00	16.26±3.54	-0.226	>0.05
T _{end} (s)	26.00~64.00	40.83±8.14	-0.384	<0.01
T _{max} (s)	28.00~136.00	66.46±25.72	-0.138	>0.05

本研究首次获取肺癌的毛细血管通透值 P_m : $(191.20 \pm 132.65) \mu\text{l}/(\text{min} \cdot \text{ml})$ 。由于缺少相关的对照研究, P_m 的实际应用价值尚有待进一步的探讨。但是本研究结果提示, 肺癌毛细血管的通透性可能在一定程度上反映了肿瘤的血管生成活性, 故与微血管密度 MVD 不一定具有相关性。

本研究中, 病灶强化形态学表现与肺癌微血管分布特征一致, 表明肺癌强化形态与肺癌微血管分布存在重要的联系。一系列动态增强 MRI 参数反映肺癌组织在注入对比剂后的强化模式, 是对病灶的时间-信号强度曲线量化的反映。结果表明, 动态增强 MRI 各参数 SS、PH、E1、E2、E4 与癌组织 MVD 均呈正相关 ($P < 0.001$), T_{end} 与癌组织 MVD 呈负相关, 仅 2 项观测参数 T_{prior} 和 T_{max} 与 MVD 相关性不显著 ($P > 0.05$)。其中以 SS 与 MVD 之间的相关性最强 ($r = 0.868, P < 0.001$), 其余与 MVD 的相关性由强到弱分别为 $E1 > E2 > PH > E4$ 。对比剂增强受病灶内血管容量、毛细血管渗透性以及血管外组织间隙的大小共同影响的结果^[8]。由于我们所引入的对比剂不能进入细胞内, 因此参数 PH 所反映的是肿瘤内微循环容积和血管外组织间隙的共同容积。在时间-信号强度曲线上, T_{max} (66.20 ± 26.42) 明显长于 T_{end} (40.56 ± 8.43) ($t = 6.536, P < 0.001$), E1 出现的时间为 60 s。而小分子对比剂到达肿瘤微循环后, 从微血管弥散至组织间隙并达到平衡需要 30~60 s^[9]。从总体上说, PH 值出现于对比剂的平衡期, 而 SS 出现在平衡前最早期, E1 其次, E4 则为平衡后期, 即有部分对比剂被排泄, 病灶内对比剂浓度逐渐减低。所以, SS 更多反映了平衡前期时病灶内对比剂浓度的变化, 即微血管内容量和渗透性的变化, E1 其次, 因而两者与 MVD 相关系数较大, E4 较小。且恶性肿瘤血管外的组织间隙可能成为细胞外间隙的主要部分, 占 50% 之多^[10]。因此, 参数 PH 也只能部分地反映肺癌组织 MVD。

3. CT、MR 灌注成像技术在肺癌肿瘤血管生成评价中的作用

近年来, 随着各种抗血管生成药物进入临床试验或应用, 发展新的、能准确、无创地评估肿瘤新生血管及对抗肿瘤血管生成治疗效果的成像方法已成为现代医学影像学的一个重要挑战。在灌注成像技术中, CT 相对于 MRI 的主要优势在于组织中增强 CT 值与对比剂的聚集量存在着线性关系, 以及随着 CT 设备软硬件的发展, CT 成像的时间分辨率大大提高。因而在获取动态增强 CT 值的基础上, 建立恰当的数学模型从而可更精确地描绘对比剂在组织中的变化, 计算出灌注成像参数 (灌注值、血管容积、血管通透性

等) 来直接量化评估组织的血供状况。但在 CT 灌注成像检查中常要求被检者长时间的屏气, 而且 CT 灌注成像等技术所依赖的数学模型尚存在一定的弊端, 相关的商业软件亦未完全成熟, 因而一定程度上限制了 CT 灌注成像技术在肺癌临床研究中的广泛应用。

磁共振扫描的时间分辨率相对较低。本项研究所应用的动态增强扫描序列为快速自旋回波序列, 用了短 TR (600~800 ms)、短 TE (9 ms) 序列, 即是在实验设计时考虑到图像既应具有良好的空间分辨率, 又应尽可能提高时间分辨率, 但单个时相图像采集时间仍需 12~18 s, 因而难以获得对比剂在血管内的首次通过信息。本实验分析采用的 MRI 灌注参数, 多为反映肺癌血流状态的相对值, 结果证明能间接反映病灶的血管生成状态。此外, 值得一提的是近年来兴起的分子影像技术, 为无创评估肿瘤血管生成提供了更新的手段^[11]。在此领域中, 磁共振成像技术以其具有高空间分辨率和对机体组织器官的高对比度显示、以及无电离辐射、可任意平面成像等优势, 具有极大的发展潜力。磁共振分子成像必须采用高选择性对比剂, 例如以 Gd-配合物和氧化铁纳米微粒为基础, 经过化学修饰, 使其具有和探针分子偶联的性能, 采用这种方法的一些新型的磁共振成像对比剂已能达到分子成像的要求^[12]。我们相信随着 MR 快速成像技术的发展以及新的肿瘤血管生成靶向性对比剂的研究开发, MRI 对病灶的功能性特征的分析方法会愈加完善。

参考文献:

- [1] Fontanini G, Vignati S, Boldrini L, et al. Vascular Endothelial Growth Factor is Associated with Neovascularization and Influences Progression of Non-Small Cell Lung Carcinoma[J]. Clin Cancer Res, 1997, 3(6): 861-865.
- [2] Miles KA. Functional Computed Tomography in Oncology[J]. Eur J Cancer, 2002, 38(16): 2079-2084.
- [3] Weidner N. Tumor Vascularity and Proliferation: Clear Evidence of a Close Relationship[J]. J Pathol, 1999, 189(3): 297-299.
- [4] Swensen SJ, Brown LR, Colby TV, et al. Lung Nodule Enhancement at CT: Prospective Findings[J]. Radiology, 1996, 201(2): 447-455.
- [5] Zhang M, Kono M. Solitary Pulmonary Nodules: Evaluation of Blood Flow Patterns with Dynamic CT[J]. Radiology, 1997, 205(2): 471-478.
- [6] 张敏鸣, 周华, 邹煜. 动态增强 CT 对孤立性肺结节的定量研究[J]. 中华放射学杂志, 2004, 38(3): 263-267.
- [7] 张敏鸣, 邹煜, 商德胜, 等. 孤立性肺结节动态增强 MRI 的定量研究[J]. 中华放射学杂志, 2002, 36(6): 592-597.
- [8] Mayr NA, Hawighorst H, Yuh WT, et al. MR Microcirculation Assessment in Cervical Cancer: Correlations with Histomorphological Tumor Markers and Clinical Outcome[J]. J Magn Reson

Imaging, 1999, 10(3):267-276.

- [9] Benner T, Heiland S, Erb G, et al. Accuracy of Gamma-Variate Fits to Concentration-Time Curves from Dynamic Susceptibility-Contrast Enhanced MRI: Influence of Time Resolution, Maximal Signal Drop and Signal-to-Noise[J]. Magn Reson Imaging, 1997, 15(3):307-317.
- [10] Jain RK. Transport of Molecules in the Tumor Interstitium: a Review[J]. Cancer Res, 1987, 47(12):3039-3051.
- [11] Guccione S, Li KC, Bednarski MD. Molecular Imaging and Therapy

Directed at the Neovasculature in Pathologies. How Imaging can be Incorporated into Vascular-Targeted Delivery Systems to Generate Active Therapeutic Agents[J]. IEEE Eng Med Biol Mag, 2004, 23(5):50-56.

- [12] Moffat BA, Reddy GR, McConville P, et al. A Novel Polyacrylamide Magnetic Nanoparticle Contrast Agent for Molecular Imaging Using MRI[J]. Mol Imaging, 2003, 2(4):324-332.

(收稿日期:2005-02-04 修回日期:2005-02-28)

CT与外部设备连接相关问题探讨

· 经验介绍 ·

刘忠, 陈信坚

【中图分类号】R814.3 【文献标识码】D 【文章编号】1000-0313(2005)04-0290-01

通过CT或MRI采集数据,经局域网(LAN)传输至其他外部设备进行图像再重建、制定定位治疗计划,是目前比较实用的一种图像共享方式。本院自1996年起使用GE Hispeed RP型螺旋CT行定位扫描,放疗中心对CT图像行再处理用于头部X刀治疗。两者之间通过局域网连接,采用IP/TIP协议经Hub、同轴电缆传输图像以达到图像共享的目的(图1)。目前,神经外科、肿瘤科、放疗中心共约200人次治疗,效果良好,得到临床科室的好评。现就实际问题进行讨论。

自然因素 故障现象:早上开机时,CT机不能正常启动,重新开机亦然。

检查与分析:阅读开机时的自检,发现有异常的信息提示 connection failed,即通讯失败。而此种CT机的主处理器与操作台、扫描架、扫描床等3处的单板机均分别由3个粗口转细口的收发器(transceiver)通过同轴电缆进行连接。首先对主处理器SCU(scan control unit)以及3块单板机分别检测,发现它们均在正常工作状态;接着在shell层次上用ping指令分别测试主处理器SCU与3块单板机OBC(on board controller)、STC(stationary controller)、ETC(enhanced table controller)的通讯,发现主处理器与扫描架的单板机之间不能通讯;最后通过万用表测量其间的同轴电缆及收发器,发现收发器已经烧毁。

分析原因:雷雨天气,附近建筑物无

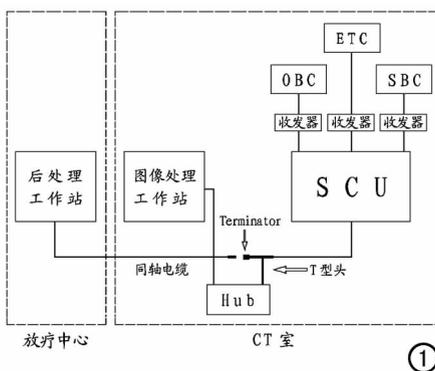


图1 局域网连接示意图。

防雷击措施。而CT室与放疗中心后处理工作站之间的同轴电缆仍通过Hub连接,瞬间雷电产生的强电流通过这根同轴电缆串入电路,造成收发器的烧毁。

排除:更换收发器,机器正常工作。为防止同类原因而造成电路的损坏,在不向放疗中心后处理工作站传输图像时,在Hub端口拔下同轴电缆,接上一个75Ω终端电阻(terminator)以使图像采集和图像处理工作站之间形成网络回路。

人为因素 故障现象:CT机正在工作时,突然硬件终止扫描,不能正常工作。

检查与分析:产生硬件终止扫描的原因很多,如扫描控制、高压发生、元器件接触、操作系统等等,其中任意环节发生故障都会出现硬件终止扫描。起初采用重新启动设备法来初步诊断,观察启动过程中的自检信息,出现不合适的终端(improper terminator)信息,而设备仍无法正常启动。再用ping指令来检查SCU与

OBC、STC、ETC间的通讯,无异常。通过逐级的排查与接口有关的部分,最后发现是Hub端口T型头上的终端电阻没有接上。经询问,原来是放疗中心工作人员经工作站传输完图像后,拔下同轴电缆而忘记接上终端电阻。在这种情况下,图像采集和图像处理工作站之间不能形成一个完整的网络回路,主处理器的自检程序认为设备硬件不在正常状态,故终止扫描。

排除:在Hub端口T型头接上终端电阻,故障排除。

硬件因素 故障现象:只能传输一系列图像的某几帧到放疗中心后处理工作站。

检查与分析:首先用ping指令来测试图像处理工作站和放疗中心后处理工作站之间的连接,有时接通有时不通,说明两者之间的连接或硬件有接触不良的现象。分别对两者之间的同轴电缆、T型头、Hub以及网卡进行检查,发现是同轴电缆的接头因多次、反复地在T型头上被接上、拔下,造成接头处焊点松动,从而造成只能传输部分图像的现象。

排除:重新处理接头焊点,可顺利传输图像。

经局域网从CT向其他设备传输医学图像,要注意整个网络的完整性,网络的任何硬件、附件都要处于正常工作状态,同时要防止外来因素对CT机、外接设备和网络的损害,才能在不影响各种设备工作的情况下,更好地达到资源共享和安全的目的。

(收稿日期:2004-07-26 修回日期:2004-10-15)

作者单位:430070 武汉,广州军区武汉总医院CT室

作者简介:刘忠(1968—),男,广东梅州人,主管技师,主要从事CT及MRI等大型医疗设备的维修保养工作。