

常规超声联合声触诊组织定量技术诊断 乳腺肿块的价值

曾 增^{1,2}, 吴 蓉^{1,2}, 刘 卉^{1,2}, 姚 明 华^{1,2}, 蒲 欢^{1,2}

(1. 同济大学附属第十人民医院超声科, 上海 200072; 2. 同济大学医学院超声医学研究所, 上海 200072)

摘要: 探讨常规超声联合声触诊组织定量技术(Virtual Touch tissue Quantification, VTQ)在鉴别诊断乳腺良性肿块中的应用价值。自 2014 年 2 月至 2015 年 6 月期间收集同济大学附属第十人民医院 385 例患者共 387 个肿块, 对各病灶进行声触诊组织定量检测, 获取乳腺肿块 VTQ 值, 肿块良恶性以病理(穿刺活检/手术切除)结果为金标准, 构建 ROC 曲线, 判断诊断价值。常规超声的敏感性、特异性、准确性分别为 72.59%、84.27%、81.34%。VTQ 的敏感性、特异性、准确性分别为 80.11%、90.37%、87.21%。常规超声联合 VTQ 的敏感性、特异性、准确性分别为 80.52%、92.44%、92.32%。常规超声联合声触诊组织定量技术能够提高诊断的敏感性、特异性和准确性, 有助于乳腺良性肿块的鉴别诊断。

关键词: 声触诊组织定量技术; 常规超声; 乳腺肿块; 鉴别诊断

中图分类号: TB332 TH113.1

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2016)-02-0142-04

DOI 编码: 10.16300/j.cnki.1000-3630.2016.02.011

The combined use of ultrasonography and virtual touch tissue quantification in differentiating benign or malignant breast lesions

ZENG Zeng, WU Rong, LIU Hui, YAO Ming-hua, PU Huan

(1. Department of Medical Ultrasound, Shanghai Tenth People's Hospital, Tongji University School of Medicine, Shanghai 200072, China;

2. Ultrasound Research and Education Institute, Tongji University School of Medicine, Shanghai 200072, China)

Abstract: To explore application value of combined use of ultrasonography and virtual touch tissue quantification in differentiating benign or malignant of breast lesions, from February 2014 to June 2015 385 patients with 387 lesions in our hospital were examined with virtual touch tissue quantification technique, and the VTQ (Virtual touch tissue quantification) values of breast lesions were obtained. The results of surgical pathology were taken as the golden standard and the ROC curve was constructed to evaluate diagnostic value. The sensitivity, specificity and accuracy of the diagnosis by ultrasonography are 72.59%, 84.27% and 81.34%; by VTQ are 80.11%, 90.37% and 87.21%; and by the combined use of them are 80.52%, 92.44% and 92.32%. The combined use of ultrasonography and virtual touch tissue quantification can help the differential diagnosis of breast lesions.

Key words: Virtual Touch tissue Quantification(VTQ); conventional ultrasound; breast lesions; differential diagnosis

0 引言

乳腺恶性肿瘤近年来在我国妇女恶性肿瘤中的发病率已上升至第一位。全世界范围每年的新增患者数高达 100 万, 每年死亡的人数也达到 478000 之多^[1]。因此, 乳腺癌的早期诊断显得尤为重要。钼靶摄影和传统二维超声是临床上常用的检查乳腺肿块的方法。由于钼靶摄影对患者产生一定的电

磁辐射使其应用受到限制, 不适合于妊娠期女性, 也不便于短时间内频繁复查。超声作为一种无创性检查手段, 使用方便及诊断率较高而被广泛应用于乳腺疾病的诊断, 但传统二维超声在乳腺肿块成像时受伪影及致密腺体层对声束的衰减等因素影响, 仅凭二维声像图表现鉴别诊断乳腺肿瘤良恶性时亦存在困难。声弹性成像的概念最早由 Ophir 等^[2]于 1991 年提出, 声辐射力脉冲成像(Acoustic Radiation Force Impulse imaging, ARFI)是弹性成像技术中的一种, 它通过超声探头向组织发射低频脉冲或低频振动, 即可闻声或次声, 计算局部形变后横向传播的剪切波速度, 从而得出被测组织弹性量化

收稿日期: 2015-12-17; 修回日期: 2016-01-12

作者简介: 曾增(1990—), 女, 浙江临安人, 硕士研究生, 研究方向为: 超声医学。

通讯作者: 吴蓉, E-mail: wurong7111@163.com

值^[3]。

声辐射力脉冲成像包括声触诊组织成像(Virtual Touch tissue Imaging, VTI)及声触诊组织定量技术(Virtual Touch tissue Quantification, VTQ)。

本研究探讨常规超声联合声触诊组织定量技术(VTQ)在鉴别诊断乳腺良恶性肿瘤中的应用价值。

1 资料与方法

1.1 研究对象

自2014年2月至2015年6月期间,对我院385例患者共387个肿块进行声触诊组织定量检测。患者年龄18~82岁,平均(33.23±11.80)岁。肿瘤最大径8.13~87.39 mm,平均(30.34±9.46)mm。所有肿块均经穿刺或手术后病理证实。病理类型见表1。

表1 387个乳腺病灶病理类型
Table 1 Pathologic type of 387 breast lesions

良性组	病灶个数	恶性组	病灶个数
乳腺腺病	65	浸润性导管癌	115
纤维腺瘤	69	黏液癌	3
乳腺腺病伴纤维腺瘤	106	小管癌	1
导管内乳头状瘤	14	导管内癌	3
叶状肿瘤	3	乳头状癌	3
慢性化脓性炎	1	浸润性小叶癌	2
错构瘤	1		
纤维腺瘤伴管状腺瘤	1		
合计	260		127

1.2 仪器设备

采用西门子 ACUSON S2000 彩色多普勒超声诊断仪。9L4 线阵探头,频率4~9 MHz,配置 ARFI 成像技术软件。

1.3 方法

患者取仰卧位或者侧卧位,充分暴露乳房。先对乳腺内的肿块进行常规二维灰阶超声检查,然后进行声触诊组织定量技术检查。VTQ 值为传导速度(单位: m/s),组织中剪切波传导速度随硬度的增加而上升;采用声触诊组织定量模式,对肿块的硬度进行定量分析,依次在病灶与其周围正常乳腺组织中,分别获取5个VTQ值,并取其中位数作为该病灶的最终VTQ值。机器设定VTQ值为0~8.4 m/s,在实际操作过程中排除操作的错误后,重复VTQ值均无明确数值显示(即为 X.XX m/s),可判定其VTQ值超过上限值8.4 m/s,本研究为了统计,均将此类数值记录为8.4 m/s。VTQ值越大,表示组织越硬;VTQ值越小,表示组织越软。操作中嘱患

者屏住呼吸,以减少呼吸运动对VTQ值的干扰而影响VTQ值的准确性。

所有检查由一名有经验的超声医师完成,避免不同操作者对结果产生的不同影响。检查图像保存在超声仪器的硬盘内。图像分析由两名高年资医师完成。

1.4 统计学处理

采用 SPSS17.0 统计软件包进行统计分析,计量资料采用(x±s)表示。通过绘制VTQ值受试者工作特性曲线(Receiver Operating characteristic Curve, ROC),计算VTQ值曲线下面积(Area Under Curve, AUC)及95%可信区间(Confidence Interval, CI),计算 Youden 指数(敏感性+特异性-1),获取使 Youden 指数达到最大时所对应的最佳截断点,并评价其诊断效能。以 P<0.05 为差异有统计学意义。

2 结果

在387个肿物中,良性260个,恶性127个。良性病灶包括乳腺腺病65个,纤维腺瘤69个,乳腺腺病伴纤维腺瘤106个,导管内乳头状瘤14个,叶状肿瘤3个,慢性化脓性炎症1个,错构瘤1个,纤维腺瘤伴管状腺瘤1个。恶性病灶包括浸润性导管癌115个,黏液癌3个,小管癌1个,导管内癌3个,乳头状癌3个,浸润性小叶癌2个(见表1)。常规超声诊断乳腺肿块的敏感性、特异性、准确性分别为72.59%, 84.27%, 81.34%。

2.1 声触诊组织定量技术诊断乳腺良恶性病灶

良性病灶VTQ值2.56±0.92 m/s,恶性病灶VTQ值6.71±0.54 m/s。两者之间的差异有统计学意义(P<0.01)。以病理结果作为金标准,将VTQ的值构建ROC曲线(见图1),曲线下面积为0.894。

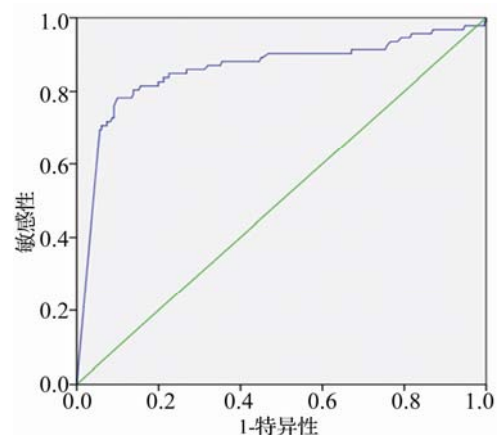


图1 387个病灶VTQ值构建的ROC曲线
Fig.1 ROC curve of 387 lesions' VTQ values

Youden 指数最大值为 0.744, 该点所对应的 VTQ 值为 5.91 m/s, 以此截断值为标准判断乳腺肿物良恶性的敏感性、特异性、准确性分别为 80.11%, 90.37%, 87.21%。本文研究发现一女性患者, 63 岁, 乳腺病灶 VTQ 值为 3.50 m/s, 小于临界值 5.91 m/s, 术后病理诊断为良性纤维瘤, 而另一女性患者, 56 岁, 乳腺病灶 VTQ 值为 X.XX m/s, 大于临界值 5.91 m/s, 诊断为恶性病变, 术后病理为浸润性导管癌 (见图 2、图 3)。

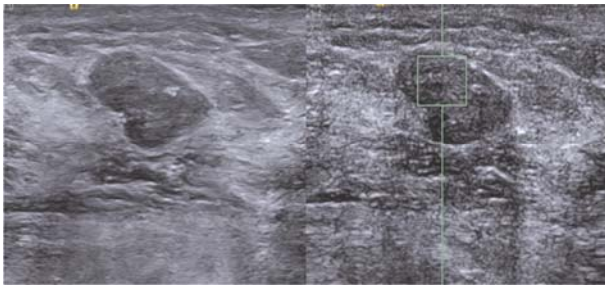


图2 女性患者, 63岁, 乳腺病灶 VTQ 值为 3.50 m/s, 小于临界值 5.91 m/s, 诊断为良性病变; 术后病理: 纤维瘤。

Fig.2 Female, 63Y, VTQ value is 3.50 m/s, less than cut off value 5.91 m/s, diagnosed as benign lesions; pathological finding as fibroma

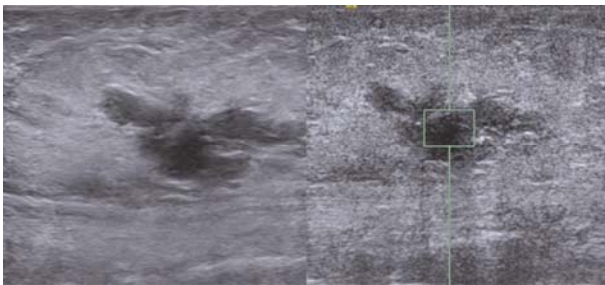


图3 女性患者, 56岁, 乳腺病灶 VTQ 值为 X.XX m/s, 大于临界值 5.91 m/s, 诊断为恶性病变; 术后病理: 浸润性导管癌

Fig.3 Female, 56Y, VTQ value is X.XX m/s, greater than cut off value 5.91 m/s, diagnosed as malignant lesions; pathological finding as invasive ductal carcinoma

2.2 常规超声与声触诊组织定量技术联合诊断

声触诊组织定量技术较常规超声鉴别乳腺肿块良恶性的准确性提高, 有明显统计学差异 ($P < 0.05$)。常规超声联合声触诊组织定量技术的敏感性、特异性、准确性分别为 80.52%, 92.44%, 92.32% (见表 2)。

表 2 常规超声, VTQ 和两者结合对乳腺良恶性肿块诊断价值比较 (%)
Table 2 The diagnostic values of benign and malignant lesions by conventional ultrasound VTQ and both combined (%)

方 法	敏感性	特异性	准确性
常规超声	72.59	84.27	81.34
VTQ	80.11	90.37	87.21
常规超声+VTQ	80.52	92.44	92.32

3 讨 论

常规超声包括灰阶超声、彩色多普勒及频谱多普勒超声, 通过观察分析乳腺肿块的位置、大小、形态、边界、血流情况、内部回声、有无钙化以及后方衰减, 有无腋窝淋巴结肿大等, 初步判断病灶的良恶性。1995 年 Stravros^[4]曾提出根据二维灰阶声像图特点鉴别乳腺良恶性病变, 虽然这个原则广被接受, 但其准确性较低。此后尽管有大量研究应用彩色多普勒超声来鉴别乳腺病灶的良恶性^[5-7], 但由于良恶性之间有较大的重叠, 鉴别诊断能力并没有提高。

声弹性成像的概念最早由 Ophir 等于 1991 年提出, 1998 年 Krouskop 等^[8]报道乳腺内不同组织的弹性系数各不相同, 弹性系数由大到小排列为: 浸润性导管癌 > 非浸润性导管癌 > 乳腺纤维化 > 乳腺 > 脂肪组织。组织弹性系数越大表示组织硬度越大。这就为弹性成像鉴别乳腺肿块良恶性提供了理论依据。根据激励方式的不同, 主要包括静态/准静态压缩弹性成像和基于声辐射力的动态弹性成像 (Acoustic Radiation Force Impulse, ARFI)。

ARFI 技术是在声弹性基础上发展起来的一种新技术, 它利用瞬时声脉冲波机械激发生物组织, 使组织产生纵向位移和横向位移。剪切波是随组织的横向位移而产生的, 它的衰减时间是通常超声波的 1/10000, 因此探头通过发射随后的高度敏感的追踪波来捕捉剪切波, 通过计算剪切波相邻波峰的时间差及波长来计算剪切波速度^[9]。剪切波速度是一种评价组织弹性的绝对量化指标。组织的弹性好, 顺应性强, 其剪切波的速度就低; 组织的弹性降低, 顺应性差, 其剪切波速度高^[10]。

本研究中乳腺良性肿块的 VTQ 平均值为 2.56 ± 0.92 m/s, 乳腺恶性肿瘤的 VTQ 平均值为 6.71 ± 0.54 m/s, 两者采用 t 检验分析有显著性差异 ($P < 0.01$)。127 例乳腺恶性肿瘤中浸润性导管癌占绝大多数, 其 VTQ 值较高可能与浸润性导管癌内含有较多的弹力纤维与间质成分, 且弹力纤维排列密集, 或间质血管的管壁机化、钙化、间质成分发生玻璃样改变有关; 而本研究中的良性肿瘤大部分为乳腺纤维腺瘤, 其病理成分中纤维间质与腺体排列疏松, 瘤体内含有丰富的黏多糖^[11], 其质地相对较软、弹性系数较低, 故恶性组的 VTQ 值明显高于良性组, 此与前述乳腺内部不同组织成分的弹性系数各不相同相符^[12]。

本研究采用声触诊组织定量技术对乳腺良恶性肿块进行检测, 结果显示声触诊组织定量技术鉴别诊断肿块良恶性的敏感性、特异性和准确性分别为 80.52%、92.44%、87.21%, 明显高于常规超声的诊断能力(见表 2)。尤其对于肿块囊实性鉴别困难的病灶以及对于乳腺病灶仅仅表现为组织紊乱而无明显肿块时, VTQ 显示出其明显优势。当两者联合应用时诊断肿块良恶性的敏感性、特异性和准确性分别为 80.52%、92.44%、92.32%, 较两者单独应用时有所提高。

本研究的局限性在于两点: 第一, 声触诊组织定量技术存在一定的缺点, 其取样框不可调节, 仪器自定为 $0.5\text{cm} \times 0.5\text{cm}$, 而肿块的大小差异性较大。对于较大的病灶来说, VTQ 测量时取样框放置在哪里, 它放置的位置是否会影响肿物的 VTQ 值, 有待进一步探讨; 对于较小的病灶来说, VTQ 的取样框测量时有可能把外周的正常组织也包括进去, 所得的 VTQ 值则为病灶与周围组织共同的数值, 此时它并不能真实反映出病灶的实际数值。第二, 研究样本量有限, 并且恶性肿瘤的病理类型主要是以浸润性导管癌为主, 而其他病理类型的例数较少, 这与乳腺癌的发病率有关。浸润性导管癌约占乳腺癌的 70%, 是乳腺癌最常见的病理类型。在今后研究中, 我们将扩大样本量, 揭示不同病理类型的乳腺癌的声触诊组织定量特征以指导临床诊断及治疗。

传统二维超声及彩色多普勒超声在太小、太深或内部有坏死、硬化现象的乳腺肿块的良恶性鉴别诊断上存在很大的局限性。VTQ 技术的优势在于不用手动加压, 避免了人为因素影响的误差, 定量分析肿块的软硬度。同时 VTI 可显示二维和多普勒均无明显恶性声像图的未浸润癌、微灶癌和微灶性小导管癌, 能将临床上一些较难诊断的边界不清、形态不规则的乳腺病和炎性病变与恶性肿瘤作出鉴别, 对乳腺癌诊断有较高的价值。

4 结 论

综上所述, 常规超声联合声触诊组织定量技术能提高乳腺肿块诊断的敏感性、特异性和准确性。

参 考 文 献

- [1] TANTER M, BERCOFF J, ATHANASION A, et al. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging[J]. *Ultrasound in Med&Biol*, 2008, **34**(9): 1373-1386.
- [2] OPHIR J, CESPEDES I, PONNEKANTI H, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues[J]. *Ultrason Imaging*, 1991, **13**(2): 111-134.
- [3] ZHAI L, MADDEN J, FOO WC, et al. Acoustic radiation force impulse imaging of human prostates ex vivo[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2010, **36**(4): 576-588.
- [4] STAVROS A T, Thickman D, Rapp C L, et al. Solid breast nodules: use of sonography to distinguish between benign and malignant lesions[J]. *Radiology*, 1995, **196**(1): 123-124.
- [5] Itoh A, UENO E, TOHNO E, et al. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis[J]. *Radiology*, 2006, **239**(2): 341-350.
- [6] DICKINSON R J, HILL C R. Measurement of soft tissue motion using correlation between A-scans[J]. *Ultrasound Med Biol*, 1982, **8**(3): 263-271.
- [7] COSTANTINI M, BELLI P, LOMBARDI R, et al. Characterization of solid breast masses: use of the sonographic breast imaging reporting and data system lexicon[J]. *Ultrasound Med*, 2006, **25**(5): 649-659.
- [8] KROUSKOP T A, WHEELER T M, KALLEL F, et al. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression [J]. *Ultrason Imaging*, 1998, **20**(4): 260-274.
- [9] YERLI H, YILMAZ T, KASKATI T, et al. Qualitative and semi-quantitative evaluations of solid breast lesions by sonoelastography[J]. *J Ultrasound Med*, 2011, **30**(2): 179-186.
- [10] KUMM T R, SZABUNIO M M. Elastography for the characterization of breast lesions: initial clinical experience[J]. *Cancer Control*, 2010, **17**(3): 156-161.
- [11] 李玉林. 病理学[M]. 6 版. 北京: 人民卫生出版社, 2004: 318-319. LI Yulin. *Pathology*[M]. Version 6. Beijing: People's medical publishing house, 2004: 318-319.
- [12] GARRA B S, Cespedes E I, Ophir J, et al. Elastography of breast lesions: initial clinical results [J]. *Radiology*, 1997, **202**(1): 79-86.