

剪切波弹性成像技术检测颈动脉粥样硬化斑块弹性参数的可靠性评价

高振洋,张海钟

(中国人民解放军总医院外科临床部口腔外科,北京 100853)

【摘要】 目的 评价剪切波弹性成像技术对颈动脉粥样硬化斑块弹性参数检测的可靠性。方法 应用剪切波弹性成像技术对3例颈动脉粥样硬化患者的斑块在体进行弹性检测,获得135个剪切波传播速度的平均值。结果 帧间变异系数(CV)变化范围为0.04~0.43,帧间变异性较小。组内相关系数(CC)变化范围为0.68~0.89, P 值为0.002~0.005。对每例患者进行的三次检测的剪切波传播速度值之间的差异有统计学意义,三次测量速度值之间有较高的相关性。结论 剪切波弹性成像技术检测颈动脉粥样硬化斑块弹性参数的结果比较可靠,可重复性较好。

【关键词】 颈动脉粥样硬化;颈动脉斑块;剪切波弹性成像;弹性参数

【中图分类号】 R543.5 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1003-6350(2015)08-1153-03

Assessment of repeatability for shear wave elastography technology to detect mechanical properties of human carotid plaques. GAO Zhen-yang, ZHANG Hai-zhong. Department of Oral Surgery, Division of Surgery Clinic, Chinese PLA General Hospital, Beijing, 100853, CHINA

【Abstract】 Objective To quantitatively analyze the variance, and repeatability of mechanical properties of human carotid plaques using shear wave elastography (SWE) technology. **Methods** We detected three patients of carotid atherosclerosis and acquired 135 mean values of shear wave velocity using SWE Technology. **Results** Inter-frame coefficient of variation (CV) values ranged from 0.04 to 0.43. Intra-class correlation coefficient (CC) values (r) ranged from 0.68 to 0.89, with P value of 0.002~0.005. Thus, SWE provided reproducible measurements. There were significant variation and correlation between the values of shear wave velocity for three acquisitions for each position for each patient. **Conclusion** SWE technology can be used to assess the stability of human carotid plaques, and provides accurate and reproducible assessment.

【Key words】 Carotid atherosclerosis; Carotid plaque; Shear wave elastography; Mechanical properties

颈动脉粥样硬化(Atherosclerosis, AS)病变常可导致脑部供血异常,是引起缺血性脑病的重要原因,颈动脉粥样硬化斑块的破裂或血栓的脱落则可引起脑梗死^[1]。目前的研究表明,68%的颈动脉粥样硬化斑块和血栓的稳定性与脑梗死密切相关。多数学者认为异常高的管壁切应力可能是造成斑块破裂的主要因素。血管形变和血流动力学参数变化均可导致破裂和脱落的发生。因此,对斑块的稳定性的研究愈加深入,对斑块的弹性模量等力学参数的检测手段也随之不断涌现。核磁技术与超声介入技术被视为最准确的在体检测方法,然而成本高及有创等特点是其不容忽视的缺点。目前新兴的实时剪切波弹性成像技术广泛被应用于临床在体检测目标组织的弹性模量参数^[2],但是其精确性和可重复性有待进一步认证,更多的是用于弹性模量相对值的测量。本研究应用实时剪切波弹性成像技术对颈动脉斑块进行检测,

量化分析、评价剪切波弹性成像技术对颈动脉粥样硬化斑块弹性参数检测的可靠性。

1 资料与方法

1.1 一般资料 选取2014年中国人民解放军总医院经常规彩色多普勒超声检查确诊为颈动脉粥样硬化的患者3例,均为男性,年龄54~63岁。排除颈动脉搏动过大、弹性图像不能稳定显示或显示不清者。

1.2 方法

1.2.1 实时剪切波弹性成像技术 实时剪切波弹性成像技术(Shear wave elastography, SWE)^[3]是采用探头发射安全的声辐射脉冲控制技术,在组织不同深度上连续聚焦,产生马赫锥(Mach Cone)效应,被聚焦部位组织粒子高效的振动产生剪切波,由于剪切波是横波,在生物体内传播速度为1~10 m/s,可用高达20 000 帧/s的超快速成像系统捕获、追踪剪切波得到实时的弹性成像图。获取组织的剪切波传播速度即

基金项目:国家自然科学基金(编号:31271004)

通讯作者:张海钟。E-mail: zhanghz301@aliyun.com

经换算得到被检测组织的杨氏模量值。近年来,诸多中外学者应用该技术分别对前列腺、甲状腺、乳腺、肌肉、子宫、肾脏、大唾液腺、血液、CAS 斑块等生物软组织^[2,4-14]进行检测,定量评价其弹性模量值以指导疾病的诊断、预防和治疗。

1.2.2 仪器设备 采用具有 SWE 功能的 Super-sonic Imagine Aixplorer 型全数字化彩色多普勒超声诊断仪,SL15-4 探头。

1.2.3 操作步骤及要求 术前在体检测:嘱患者仰卧,颈部略垫高,头偏向待检查对侧,充分暴露检查侧颈动脉区域。首先使用 SL15-4 探头在 B 型超声模式下扫描并记录斑块位置、大小、灰阶声像图特征。分别在斑块最大周径和长径的切面中切换为 SWE 模式,超声探头不施加压力,嘱患者屏息 5 s。弹性图像稳定后定帧,放弃前 2 帧,选取此后的 5 帧进行弹性测量,最后保存图像。弹性测量时,由一名经过培训的医师对选取患者进行检测,且每例患者相同部位使用同样的方法进行三次检测。ROI 取样框直径为 2 mm,选取的测量区域为斑块两侧肩部、斑块最厚部分和特殊部位(如钙化处等高回声区,见图 1),将单位从 kPa 转换为 m/s。分别记录 ROI 取样框测量取样区域剪切波传播速度的平均值和标准差。

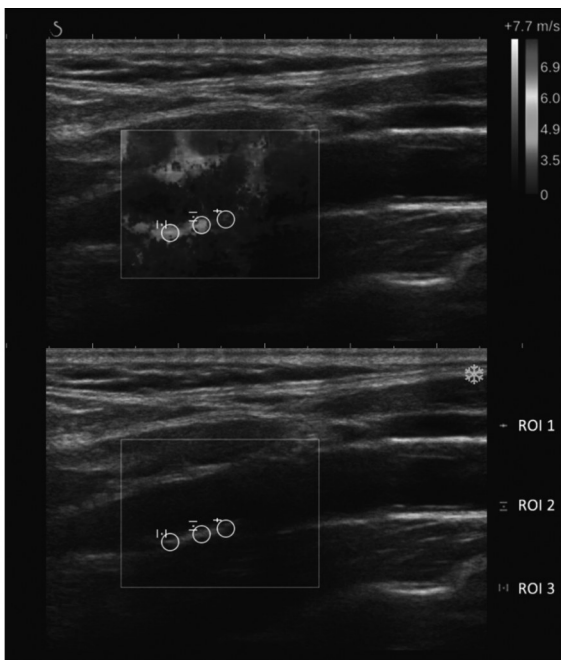


图 1 颈动脉斑块的剪切波速度弹性图(1 帧),ROI 1~3 所示为选取位置的定位标准

1.3 统计学方法 应用 SPSS18 (IBM) 统计软件,以平均值作为统计学分析的基础数据。以帧间变异系数(CV)和组内相关系数(CC)作为评价标准。以 $P < 0.01$ 为差异有统计学意义。

2 结果

6 例患者中 1 例无法屏息 5 s,呼吸运动过大,无法获取稳定图像,2 例图像不清晰,予以排除。剩余 3 例,共检测 9 次,获得 45 帧 135 个平均速度值,取每次测量所得的平均值进行分析。帧间变异系数(CV)变化范围为 0.04~0.43,帧间变异性较小,说明每次所采集的图像比较稳定。强回声区域的 IORs 值相对较高(如:A3, B3, C3),其对应的变异系数也相对较高(见表 1)。组内相关系数(CC)变化范围为 0.68~0.89(见表 1), P 值均小于 0.01,说明对每例患者进行的三次检测所得的结果之间存在一定的差异,而 CC 的值的范围可以表明三次测量结果之间有较高的相关性,测量的重复性好。

表 1 不同斑块不同位置速度值的帧间变异系数和组内相关系数的比较

斑块及 ROI 位置	C	CV	CC
A1	1.65	0.16	0.80
A2	1.41	0.13	0.68
A3	4.17	0.34	0.89
B1	1.68	0.29	0.73
B2	2.44	0.37	0.69
B3	4.77	0.43	0.85
C1	1.13	0.04	0.82
C2	1.36	0.10	0.78
C3	4.44	0.43	0.77

注:A、B、C 分别代表三个不同的斑块,1、2、3 代表 IOR 的位置。C 为剪切波在组织内的传播速度,取三次检测的平均值。CV 为帧间变异系数,取三次检测的平均值。CC 为三次检测的组内相关系数。 P 值为 0.002~0.005,均 < 0.01 。

3 讨论

颈动脉粥样硬化斑块的稳定性与缺血性脑病及脑梗死密切相关^[1],而斑块的弹性模量是能够比较直接地反映出其稳定性的参数。因此,斑块弹性模量的测量精确度便显得尤为重要。能够准确评价斑块的稳定性便可以更好地指导临床治疗计划,对于手术治疗的患者,此方法可以更加准确地指出易碎部位,更好地评估手术的风险,对手术的成功率有重要意义。

本研究旨在评价剪切波弹性成像技术对斑块弹性参数检测的可靠性。因此在检测过程中我们使用多种方法减少误差。充分暴露和稳定患者的待检测部位,屏息 5 s,可以排除患者的呼吸及待检测部位的运动对检测的影响。此法也可以降低患者颈动脉搏动的幅度,从而减小动脉搏动对检测的影响。超声探头不施加压力,降低了操作对检测的影响。由于转换为弹性模式后的初始 2 帧的图像是不稳定的,所以在弹性图像稳定定帧后,放弃前 2 帧,选取此后的 5 帧进

行测量,结果更加准确。继往的研究中多使用较大直径的ROI取样框,目的是取目标斑块整体的平均值以减小测量误差。但是此法却忽略了斑块的非均质性,反而增大了测量误差^[12]。所以本研究中ROI取样框直径调整为2 mm的最小直径,增加测量的准确性。ROI取样框的放置标准,可以使每次测量的相同位置定位更加精确。

剪切波弹性成像技术所获得的弹性图像,是以公式 $E=3\rho c^2$ 为基础^[3,15](E 为弹性模量, ρ 为检测目标的密度, c 为剪切波在检测目标中的传播速度)。 c 为仪器直接获取的原始数据,最为客观。该方程主要是针对体积较大超过剪切波波长的目标,其检测结果最为准确。而颈动脉粥样硬化斑块体积小,比较薄,且具有非均质性,密度变化较大。因此不太适合该方程。所以本研究中取 c 值进行数据分析。

在本研究中的测量结果分析显示,整体变异性较小,强回声区域的变异系数相对较高。考虑是由于检测目标仍存在一定的运动,对检测的准确性产生一定的影响,而对硬度较高的区域(强回声区)影响相对较大。组内相关系数值表明三次测量结果有较高的相关性,重复性较好,而 P 值小于0.01,说明三次检测结果存在差异。考虑是由于三次检测的投射方向略有不同,每次凭肉眼观察定位ROI取样框存在一定的误差所造成的。

综上所述,应用剪切波弹性成像技术检测颈动脉粥样硬化斑块的弹性模量,应以剪切波的传播速度为基础数据进行检测和分析,弹性模量值的可靠性有待于进一步检验。在此基础上,应用剪切波弹性成像技术检测斑块的弹性是可靠的。在检测过程中要注意减少检测目标的生理性运动,会提高检测的准确度。

参考文献

[1] Farb A, Carr S, Pearce WH. Atherosclerotic plaque rupture in symptomatic carotid artery stenosis [J]. *Vase Surg*, 1996, 23: 755-765.
 [2] Arda K, Ciledag N, Aktas E, et al. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography

[J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2011, 197: 532-536.
 [3] Ferraioli G, Tinelli C, Dal Bello B, et al. Accuracy of real-time shear wave elastography for assessing liver fibrosis in chronic hepatitis C: a pilot study [J]. *Hepatology*, 2012, 56: 2125-2133.
 [4] Bernal M, Gennisson JL, Flaud P, et al. Shear wave elastography quantification of blood elasticity during clotting [J]. *Ultrasound Med Biol*, 2012, 38: 2218-2228.
 [5] Eby SF, Song P, Chen S, et al. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle [J]. *J Biomech*, 2013, 46: 2381-2387.
 [6] Evans A, Whelehan P, Thomson K, et al. Quantitative shear wave ultrasound elastography: Initial experience in solid breast masses [J]. *Breast Cancer Res*, 2010, 12: R104.
 [7] Hudson JM, Milot L, Parry C, et al. Inter and Intra-Operator reliability and repeatability of shear wave elastography in the liver: a study in healthy volunteers [J]. *Ultrasound Med Biol*, 2013, 39: 950-955.
 [8] Kim H, Kim JA, Son EJ, et al. Quantitative assessment of shear-wave ultrasound elastography in thyroid nodules: diagnostic performance for predicting malignancy [J]. *Eur Radiol*, 2013, 23: 2532-2537.
 [9] Ling W, Lu Q, Quan J, et al. Assessment of impact factors on shear wave based liver stiffness measurement [J]. *Eur J Radiol*, 2013, 82: 335-341.
 [10] Nordez A, Hug F. Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level [J]. *J Appl Physiol*, 2010, 108: 1389-1394.
 [11] Pareek G, Wilkinson ER, Bharat S, et al. Elastographic measurements of *in-vivo* radiofrequency ablation lesions of the kidney [J]. *J Endourol*, 2006, 20: 959-964.
 [12] Ramnarine KV, Garrard JW, Dexter K, et al. Shear wave elastography assessment of carotid plaque stiffness: in vitro reproducibility study [J]. *Ultrasound Med Biol*, 2014, 40: 200-209.
 [13] Schmitt C, Hadj Henni A, Cloutier G. Characterization of blood clot viscoelasticity by dynamic ultrasound elastography and modeling of the rheological behavior [J]. *J Biomech*, 2011, 44: 622-629.
 [14] Tanter M, Bercoff J, Athanasiou A, et al. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging [J]. *Ultrasound Med Biol*, 2008, 34: 1373-1386.
 [15] Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2004, 51: 396-409.

(收稿日期:2014-11-22)