维普资讯 http://www.cqvip.com

超声波、超声组织定征

第23卷 第2期 重庆医科大学学报 Vol.23 No.2
1998 ACTA UNIVERSITATIS SCIENTIAE MEDICINAE CHONGQING 1998

声速、声衰减 散射

207-210

37

超声组织定征研究、应用进展(综述)

R445.1
R454.3

第二临床学院超声科 王志刚*

中图分类号 R445.1

鉴于现有超声检测技术的局限性，促使人们进行超声组织定征(Ultrasonic tissue characterization)的研究[1]。由于超声通过组织的传输和反射特性的复杂性，超声和组织相互作用的机制尚未十分明了，人们只能从不同方面来进行超声组织定征探讨。此是重要的研究方向，很有实用价值。超声波穿过声阻抗不均匀的人体组织结构[2]所产生的回声强度不一致。影响超声声速、衰减、散射、组织硬度、回声强度的因素包括:组织结构、弹性、水份、胶原含量、血供量等诸多因素[3-4]。本文综述超声组织定征的研究、应用进展。

一 声速与声衰减

超声传导速度与组织弹性系数和密度相关。Hayashi等测量了正常肝、脂肪肝和肝硬化时声波在肝组织内的传播速度，结果显示:脂肪肝时声速减低，肝硬化时声速升高。Bamber的工作表明，多数情况肝肿瘤内的声速较正常组织明显降低[5]。声速的测量分体内与体外测量法，还可用超声显微镜测量声速。

声衰减系声波轴向振动与介质之间摩擦致能量消耗的结果，它与超声探头频率及声波运行距离有关。70年代小林利次发现纤维成分较多的肿瘤如硬癌，可有明显的声影，细胞成分多的肿瘤如髓样癌后方多有回声增强，继而发现恶性乳腺肿瘤离体标本组织有较强的声衰减[6]。引起人们对组织声衰减的兴趣。

国内连娟、周康源等采用自制KX－1型体内超声衰减测试仪，检测肝脏声衰减系数[6]，获得脂肪肝声衰减系数均值为0.74dB/cm/MHz，标准差0.12dB/cm/MHz，明显高于正常肝脏;叶真、林礼务等对孕妇进行了胎盘声衰减系数体内测定[7]，显示声衰减系数随胎盘成熟度B超分级数增加而有增大趋势，尤以中孕期妊娠的声衰减系数较晚期妊娠与足月妊娠间的差异更大($P<0.01$)。认为此法可定量估计胎盘成熟度。

Miller等发现衰减斜率与磷酸激酶消耗有关，可做为心肌损害的定量指标[3]。有人发现冠脉闭塞15～24小时缺血区声衰减减小，3～6周后明显增加，认为声衰减减少是心肌缺血的早期表现，声衰减增加则为心肌疤痕所致。有资料表明，胶含量增加是衰减增加的一个决定因素。

张立明等用国产ST－1型声衰减系数测定仪，对自制、进口、国产海鹰牌耦合剂及用生理盐水做耦合剂进行了超声衰减系数测定[8]，无显著性差异。认为，耦合剂的不同及其使用的多少，一般来说只影响换能器到组织之间声束强度的传播，而对传入组织后回声强度随组织深度的衰减过程并无影响。

二 散射

近年，超声组织定征研究较大比重人放在组织超声散射测量，展示出研究、应用前景。

Bamber等测定肝肿瘤组织单位体积内的散射情况，发现散射低于正常肝组织，但变化范围很大，一般只在同一标本正常组织对比时才有意义[8]。Naito等用IB影像系统进行经胸与开胸背向散射积分(IB)测量比较研究[9]，证实使用2.5或3.5 MHz探头、经胸与开胸条件时，IB在不同心动周期的变异幅度比较无统计学差异。提示，经胸壁可测量IB心动周期的变异幅度。

Solomon等用二维超声背向散射自相关技术研究心肌组织特征，通过肥厚型心肌病与正常对照说明，此技术可以为辨认正、异常心肌提供与组织表现相关的超声组织特征信息[10]。Perez提出血液定量有潜在的标准化用途，在很宽的红细胞压积范围，有非常低而稳定的背向散射[11]。Mimbs等在活体心肌进行了散射积分研究，发现冠脉闭塞数小时后，非缺血心肌的散射积分为－51.3dB，而缺血区增加至－45.1dB。Masuyama等发现正常心肌散射积分的最大值在舒张末期，最小值在收缩末期，其差值约5－6dB，且其差值的绝对变化有随年龄

* 男，1945－02出生，副教授

维普资讯 http://www.cqvip.com

增加而逐渐减少趋势，从而推断出，心肌纤维化者这种差异亦减少[8]。

Rijsterborgh等进行了心脏等容收缩期心肌背向散射积分与灌注压和室壁厚度的关系研究[12]。对9只分离猪心以血液灌注，灌注压不是由左心室压力产生，而是于等容收缩和舒张期内由左室内插入的一只不可压缩的水囊实现，认为心肌背向散射积分变化主要由心肌厚度决定。

van der Steen等研究了顿抑心肌背向散射积分和心肌增厚运动的关系[13]。其背向散射积分由文献中的三种不同方法计算而获得。发现，最大和最小背向散射积分并不一定都发生在舒张末期和收缩末期，Sagar等进行了超声组织定征(UTC)和Triphenyltrazolium chloride(TTC)染色估测心肌梗塞范围研究[14]。发现，由UTC和TTC确定的心肌梗塞大小与可能梗塞的比率相关良好，梗塞区大小和风险区域的相关系数也较好。认为超声组织定征可以提供一个可行的、无创伤性的估测心肌梗塞大小的方法。Popp主要是观察了超声背向散射积分的周期变异(CVIBS)[15]。发现观察者之间的重复性很好，心室后壁的CVIBS的幅度较心室间隔的大；与龄有一定的关系；人类心肌排异期间CVIBS参数的幅度降低。认为CVIBS在这一特定的研究中是成功的。

Naito等用血流散射作心肌IB测量的定标，对容量灌注(前负荷改变)期间、主动脉收缩(后负荷改变)期间和多巴酚丁胺及普萘洛尔灌注(收缩力改变)期间的心肌IB进行测量[16]。发现定标心肌IB不受前、后负荷及心肌收缩力的影响，但IB不受前、后负荷及心肌收缩力的影响，但IB的周期性变异幅度受收缩力的影响；用血液散射作心肌IB的定标测量，结合IB的周期性变异幅度，可以精确估测心肌动、静力学性质。

三 组织硬度

体内软组织在心血管搏动、呼吸及外力影响下存在着被动运动，应用各种分析技术通过定量分析软组织运动幅度可揭示其硬度特征。目前尚处于实验阶段，但展示了其研究、应用价值。

国内孙英、周永昌进行了很有意义的研究[17]。结果显示：术前肝脏各超声参数测值均存在正相关关系，相关系数显著性检验均有统计学意义(P均<0.01)；54例术中检测显示均数的显著性检验结果提示正常肝组各超声参数均值均大于肝硬化组和其他肝病组(P均<0.01)；204例正常肝超声测定，各参数值成正态分布，各年龄组超声参数均值比较提示腹主动脉前肝压缩幅度的年龄组间有显著性差别($P<0.01$)，且测值随年龄增大呈下降趋势。认为，超声测定肝压缩幅度大小当可代表肝硬度，为其肝硬度判断提供客观依据；本方法用市售超声仪和改良眼压计，可通过测定反映肝脏动态的多个参数来判断肝硬度，提出了一组正常肝各超声参数的正常值范围。

四 回声强度

直接反映为回声图像的变化。组织钙化或疤痕时，回声明显增强。

4.1 **声像图定量** 国内王志刚等用自己研制的"DFY－Ⅰ型超声图像定量分析诊断仪"(下简称"定量仪")，对组织回声图像灰阶(GS)、分贝(dB)值进行检测[18]。人眼仅可鉴别8～16灰度级[19]，"定量仪"将超声图像转化为数字图像，分辨率为256×256像素(Pixel)，64级GS(黑0－亮63)，100个超声强度等级(0dB－100dB)。可连接多多种超声仪使用。操作、取样标准化，以血液和心包壁定标，以日常操作最佳图像为准。

在本院和外院用"定量仪"分别连机于国内外多台超声仪，对2,000余例人体正、异组织结构回声图像进行了定量诊断的临床应用。发现冠心病人组主动脉瓣回声图像的dB、GS均值高于正常人组，有显著差异，客观证实其主动脉瓣钙化程度严重[20]；用具体数值证实回声在正常肝内分布相对均匀，但通过肝内间隔取样8个部位，均不含可见血管，发现肝脏回声图像dB、GS值右前叶比右后叶强，左外叶比内叶强，有显著统计学差异。证实"定量仪"能分辨出人眼不能识别的细微变化[21]；正常脾脏dB、GS与正常肝脏对比，无统计学差异[22]；左、右肾同部位取样检测结果无统计学差异，并肾脏与肝脏对比，亦无差异，与Platt等人结果一致[23]；对三级胎盘回声图像dB、GS值测定，相差不大，符合

维普资讯 http://www.cqvip.com

均质区之说。但其最大dB、GS值超过了同组研究的胎儿股骨下端的最小值，客观提示有钙化情况[18]。通过一、二、三级胎盘对比显示胎盘老化情况。

与经验判断的六级分类法进行比照研究[24]，发现风心病组的主动脉根部前壁、室间隔及二尖瓣前后叶dB、GS值分别高于正常组1至2个声强级，更客观证实这一全射性胶原组织的炎性病变[25]侵及了整个心脏组织。提示对心肌炎等心脏病患者的心肌组织强声像图定量研究有其较明确的可比性和临床实用价值。对14例风心病患者二尖瓣行经胸声像图定量，与正常组36例对比，病变组明显高于正常组($P<0.01$)。并"定量仪"的反映回声强度的三维图显示病变瓣叶的峰态超过后心包的峰态高度，且峰态高低、稀密不一。14例均进行术后二尖瓣组织声像图定量和病理检查。所有病变瓣膜均有不同程度增厚、变硬；镜下显示程度不同的血管内壁增生、软骨样变、胶原纤维变性、钙化等。这些因素均可导致回声增强且呈不均匀性改变。提示声像图定量有助于组织病理改变的辨别[26]。他们还进行了乳腺肿瘤手术前后的声像图定量及病理改变研究。

4.2 **反映回声强度的三维图** "定量仪"有立体三维图功能，通过图像的峰态变化，间接观察回声强弱及组织结构轮廓形态。回声强的组织峰态增高且密集，反之降低及稀疏[18,20,24]。此系质地分析方法，可较形像、直观地了解灰阶均值的分布情况。图像峰态减低、减少意味着灰阶分布曲线较宽，说明测定区的灰阶值具有较大多相性，此方法在发现心肌梗塞的区域性异常有效。

4.3 **其他检测回声强度方法** 一是经验判断回声强度的六级分类法，通过目测将回声图像的强弱分为强、高、等，低、弱、无回声六级[27]，进行半定量分析；二是感度切面法。把首先出现的心外膜回声为做标准，通过敏感度调节(单位dB)，直到被探查组织回声出现，行相对回声强度定量。田中等[28]报告，心肌梗塞的瘢痕比正常心肌回声强度增加10－15 dB；三是灰阶直方图。有的超声仪器配有这种功能。亦可反映回声强度；四是彩阶显示，间接提示回声强度。

五 声学参数测量与组织成份的对照

Hill和Bamber等对人体肝组织成份与声学参数关系作了研究[6]。他们取正常肝组织及脂肪肝、肝硬化和肿瘤标本先进行声学参数(声速、衰减和散射)测量。然后用称重法测定水份，用组织学染色的方法测定纤维和脂肪含量。结果表明，肿瘤和脂肪肝的声速低于正常肝组织。认为肝内不同组织声速减低与水和脂肪含量增加有关。Cloostermans体外测量声学参数及组织学检查对应关系也表明肝组织中胶原组织含量与衰减斜率有明显关系[5]

六 超声显微镜

运用超声显微镜(Acoustic Microscope)对组织进行检测，有利于超声组织特性的研究[29]。超声显微镜所需样品极薄，使用的频率很高(100－450MHz)。日本学者菅敬彦等用超声显微镜对冠状动脉组织特性进行了定量检测[30]，所用超声波频率达450MHz，超声波的探测深度极浅，系把厚4μm的离体组织薄片做为检测对像。

Saijo等用扫描声学显微镜对梗塞心肌进行超声组织定征[31]，发现正常心肌衰减系数值0.94±0.04dB/mm/MHz，变性心肌0.71±0.12dB/mm/MHz，肉牙组织0.88±0.47/mm/MHz，纤维化组织1.75±0.11dB/mm/MHz。正常组织声速1620.2±8.2m/s，变性心肌1572.4±10.6m/s，肉芽组织1590.2±32.5m/s，纤维化组织1690.3±9.1m/s。对变性心肌在显微水平的超声性质提供了重要的超声组织定征资料。Turnbull等用超声微镜对鼠黑色素瘤的生长进行检测分析[32]。他们应用超声背向散射显微镜(UBM)，以轴向30μm和横向60μm的空间分辨率对鼠早期黑色素瘤进行影像研究，认为此研究有助于用高频超声图像进行皮肤黑色素瘤的检测。

超声显微镜的样品是处于水中进行声耦合，这种不强的声波对生合物质的活动没有什么影响，故对于细胞等生命物质的活动及性质研究特别有利；能显示某些光学显微镜甚至电子显微镜难以显示的微观结构，细胞不用染色亦能清晰地观察染色体。

七 超声与病理

维普资讯 http://www.cqvip.com

国内外不少学者进行了超声图像与病理结构包括组织超微结构的比照观察研究。系对人体或动物的被检测组织回声图像强弱行目测或声像图定量，并对该组织行病理检测、光镜观察，以分析声像图与组织病理间的关系[33]，探计超声波的热作用、机械作用、空化作用对组织病变的治疗效果及对人体组织的安全剂量。为超声组织征的一种有益、实用方法。

八 超声组织定征在超声治疗学的应用

超声治疗学发展很快。国内王智彪等的高强度聚焦超声终止早孕、治疗肿瘤的研究取得了较好成果[34,35]，并运用声像图定量这一无创性技术行组织治疗前后的定量观察、随访，达到观察及时、准确、客观的效果。

参 考 文 献

1.冯 若主编.超声诊断设备原理与设计.北京中国医药科技出版社 1993;21,1175,1188
2.王威琪.上海生物医学工程 1993;43(4):3
3.谢 峰.中华医学会超声学会全国超声医学新技术进展学术讨论会论文摘要汇编 1990;1
4.Hopkins WE, Waggoner AD, Rdms BA et al. Am J Cardiol. 1994;74:930
5.周永昌，郭万学主编.超声医学(第一版)，北京科学技术出版社 1989;p1059
6.连 娟，周康源，朱世鸿，等.中华医学会超声学会全国超声医学新技术进展学术讨论会论文摘要汇编 1990;88
7.叶 真，林礼务，周康源，等.中华医学会超声学会全国超声医学新技术进展学术讨论会论文摘要汇编 1990;87
8.张立明，管 清.中国医学影像技术 1997;13(2):181
9.Naito J, Masuyama T, Mano T.et al.Ultrasound in Med.& Biol.1995;21(1):33
10.Solomon SD, Kytomaa H, Celi AC, et al.J.Am.Soc. Echocardiogr.1994;7(6):631－40
11.perez J. A symposium.Am J Cardiol. 1992;69:117H
12.Rijsterborgh H.;van der steen A.F.W.;Krams R.;et al.Ultrasound in Med & Biol.1996;22(1):43
13.van dre Steen A.F.W.;Rijsterborgy H.;Lancee C.T.;Ultrasound in Med & Biol.1997;23(3):05
14.Sagar K.B., Pelc L.R., Rhyne T.L.et al.Circulation. 1991;83(4);1419
15.Popp R.L.Am J Cardiol. 1992;69:112H
16.Naito J.;Masuyama T.;Mano T.et al.Ultrasound Med. & Bilo. 1996;22(3):305
17.孙 英，周永昌.中国超声医学杂志 1997;13(3):39
18.王志刚，邹建中，廖翠容，等.中国超声医学杂志 1994;10(11):27
19.Coleman DJ, katzl.Arch Ophthalmol.1974;41:429
20.王志刚，刘 宪，蒲世玉，等.中国超声医学杂志 1995;11(3):197
21.邹建中，廖翠容，王志刚，等.中国超声医学杂志 1995;11(5):380
22.廖翠蓉，邹建中，王志刚，等.中国医学影像技术 1995;11(2):107
23.刘宪，邹建中，廖悴容，等.中国医学影像技术 1995;11(2):109
24.王志刚，蒲世玉，贺正才，等.中华超声影像学杂志 1996;5(6):280
25.王新房，李治安主编，彩色多普勒诊断学.人民卫生出版社 1991;75
26.王志刚，蒲世玉，于成银，等.中国超声医学杂志 1998;14(3):19
27.徐智章.中华超声影像学杂志 1994;3(3):25
28.Tanaka, M.;Terasawa, Y.;kikuchi, H.J. cardiography.1977;7:515
29.Linker D.T.;Angelsen B.A.;Popp R.L.Ultrasound in Med.& Biol.1990;16(8):793
30.菅 敬彦，千田 彰一，阪本 整司，等.医用电子路生体工学 1990;28－4:283
31.Saijo Y.;Tanaka M.;Okawai H.;et al.Ultrasound in Med.& Biol.1997;23(1):77
32.Turnbull D.H.;Ramsay J.A.;Shivji G.S.;et al.Ultrasound in Med. & Biol. 1996;22(7):845
33.卓忠雄 扬 浩.中华超声影像学杂志 1994;4(3):265
34.王智彪，顾美礼，凌萝达，等.中国超声医学杂志 1995;11(3):201
35.王智彪，伍 峰，王芷龙，等.中国超声医学杂志 1997;13(2):1

(收稿日期 1997－07－02)