

人体组织弹性的超声检测和应用前景^{*}

王威琪 刘斌 汪源源

(复旦大学电子工程系 上海·200433)

组织的软硬或弹性反映了组织本身的特性。对于它们的检测所得信息往往有助于对疾病的诊断。本文介绍了运用超声检测人体组织弹性的原理及检测中信息处理和特征提取的几种方法,包括我们的研究工作并就其应用前景作了展望。

关键词: 超声, 弹性, 应变, 位移

Detection of human tissue elasticity using ultrasound and its application prospect

WANG Weiqi LIU Bin WANG Yuanyuan

(Department of Elec. Engn., Fudan University, Shanghai · 200433)

The elasticity of the tissue reflects its characteristics, whose information measured will be useful to the diagnosis of the diseases. In this paper, we put forward the principle of measuring elasticity of human tissues using ultrasound, several methods of signal processing and feature extraction including our work, and the prospect of its application.

Key words: ultrasound, elasticity, strain, displacement

1 引言

组织的软硬或弹性,反映了组织本身的特性。对于它们的检测所得信息,有助于对疾病的诊断。医学诊断传统方法中的触诊、叩诊是取得这些信息的常用简便方法,但有局限性。如何客观地定量检测,而不受主观经验定性的影响,如何能检测到深层而不局限表浅的信息。这是人们用手去触诊所无能为力的。

超声波是一种机械波,它的波动传播本身就依赖于介质(组织)中的弹性。所以反映它的传播规律的一些物理量,例如传播速度 c 是与介质(组织)的弹性(例如容变弹性模量,切变模量,杨氏弹性模量)有关。以医学成

像而言,X射线, γ 射线,正电子及磁共振等成像系统使用的都是电磁波,而超声成像所用的是机械波;放射性成像(包括X射线, γ 射线等)表现的是组织的某种吸收性质,磁共振显示的是组织的某种核(现多选氢核)的密度分布。而超声检测的则是人体组织的弹性性质^[1]。既然如此,为何现有的B型成像都没有冠上“弹性”?原因是弹性性质隐含在成像参数(例如回波振幅、传播速度)之中。关于弹性的直观例子是弹簧的外力和形变关系。这种形变显含了弹性特性。隐和显虽在本质上相同,但表现形式却有较大的差别,也导致检测方法上的差异。组织质点受力时离开平衡位置的形变是与组织的弹性性质密切相关。

* 第一作者:王威琪,男,1939年5月生,教授

收稿日期:97-9-12;修回日期:97-11-5

不难看出越硬的物质,质点间结合越紧密,受力时离开平衡位置的形变也就越小。所以对组织弹性特性的测定,归根到底是测量力作用下的形变。若去除体积(三维)、面积(二维)、长度(一维)和绝对值(大小)的影响,则归结为测量应力作用下的应变。

应力有 6 个分量:法向 3 个分量、切向 3 个分量。应变也有 6 个分量:体积 3 个分量、切变 3 个分量。但就目前技术而言,通常检测的应变只是在二维图像上的 1 根扫描线上的应变。这时,问题就归结为位移的测量。

2 原理和方法

测量应力作用下的位移,计算出应变,估计出弹性性质,所有的方法都沿用这个流程。

作用力有两种:一种为人体外部施加的力,实际上为低频机械振动。另一种为人体内部(自身)施加的力,即心脏或大血管的收缩力。两者的使用各有长处,前者比较容易规范,但带来设备上的麻烦。后者比较简单,但易受个体差异的影响。

位移检测目前采用 3 种方式:a. 在现有 A 型、M 型、B 型超声诊断仪器显示的信息中直接测量出位置变化。b. 应用 Doppler 效应检测速度后进行积分。c. 互相关。

2.1 在现有的 A 型、M 型超声仪器中,不难将受力前后的组织或脏器的位置变化检测出来。不管是人工测量还是自动跟踪,就其原理而言,却没有本质上的区别。

目前国外已有的跟踪技术主要有以下两类:(a)固定阈值幅度跟踪。此法易于实现,能跟踪各种运动速度的信号,但信号幅度变化大时容易造成失控。(b)锁相跟踪。此法受信号幅度影响较小,测量分辨力较高,但大范围、快速度容易脱锁。

作者研制了一种新的跟踪方法:自适应阈值幅度跟踪和递推选通门。它克服了上述两种方法的缺点,其跟踪性能受信号幅度、运动速度的影响较小。该方法的关键在于:

(1) 自适应阈值

所谓自适应阈值即阈值随信号大小自适应变化。我们设计电路时,使阈值 V_i 随信号峰值 V_p 线性变化,即

$$V_i = kV_p \quad 0 < k < 1 \quad (1)$$

(2) 递推选通门

我们把跟踪门同时作为选通控制门。这样,在跟踪门内的信号被选通,跟踪门外的信号被抑制。回波 R 位置随时间变化,跟踪门 g 应该随其相应变化。令回波 R 与第 i 次发射脉冲的时间间隔(距离)为 l_i ,跟踪门 g 与第 i 次发射脉冲的时间间隔(距离)为 L_i 。我们设置下列递推式

$$L_i = l_{i-1} \quad i = 2, 3, \dots \quad (2)$$

此式的意义在于,把所测得的回波与上一次发射脉冲的距离 l_{i-1} 设置为下一次跟踪门到发射脉冲的距离。这样,在初始状态 $i = 1$,人机对话确定 L_1 后,系统就进入自动跟踪状态,跟踪门的运动规律即是组织(回波)的运动规律。其位移情况就一目了然了。

2.2 由物理学的基本知识可知:速度和位移之间存在对时间的微积分关系:速度是位移对时间的微分;位移是速度对时间的积分。已知其一就可算出其二。

在医学无损伤检测速度的手段上,要算 Doppler 方法最为有效。基于 Doppler 方法的估计组织弹性,是将 Doppler 效应测得的速度 $V(t)$ 进行积分,得出位移 $D(t)$

$$D(t) = \int V(t) dt \quad (3)$$

这样,应变 S 就可以用公式 $S = \Delta D / D$ 计算出来。基于 Doppler 方法的弹性估计,其优点在于原来 Doppler 系统只要稍加改动就可以在系统上增加组织弹性测定功能。

顺便提一下,速度的测量不仅仅可以用 Doppler,以超声而言,互相关、跟踪斑纹(Speckle)中心等方法都是医学上无损测量速度的新方法,照例这些新方法测得速度后也可积分估计位移、应变、弹性。但是往往不

是这样做,其原因是 Doppler 方法中直接检测到的数据是反映速度的频移或相移。它需要积分这个环节才能得到位移。可是,互相关、Speckle 中心跟踪等方法都可以直接得到位移。就不必加积分处理环节了。

2.3 互相关技术在这里被用来对加力前后移动的组织进行跟踪。因为当两个形状一样的波形完全重合时,其互相关函数达到最大值。此时的时间偏移即为两个相同波形时间上的移位。根据回波测距原理,这个时间偏移就相当于目标在声束方向的位移。

在原理上,不难说明上述论断。函数 X 、 Y 的互相关函数 $R_{xy}(m)$

$$R_{xy}(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-m} X_n Y_{n+m} \quad (4)$$

设 Y_n 是延迟 n_0 后的 X_n ,即 $Y_n = X_{n-n_0}$,上式变为

$$R_{xy}(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-m} X_n X_{n-n_0+m} \quad (5)$$

当 $m = n_0$ 时

$$R_{xy}(n_0) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-n_0} X_n X_n = R(0) \quad (6)$$

互相关函数 $R_{xy}(n_0)$ 即为自相关函数 $R(0)$ 。根据相关函数的性质,此时达到最大值。

所以检测到互相关函数极大值时的延迟值 n_0 ,就是两个波形间的延迟时间。此时声束方向的位移为 $n_0 \cdot c/2$ (c 为声速)。

3 信息处理和特征提取

弹性信息或组织运动信息都是一种信息,因此一般的信息处理和特征提取方法应该说都能使用在人体组织的弹性估计方法上,这里介绍几种临床应用前景。

3.1 弹性成像^[2]

将表征组织性质的参量例如杨氏模量、Poisson 比、粘度,按解剖结构分布显示出来,就是弹性成像的内容。其中的互相关法估计杨氏模量最为常见。

实际应用时,是把每一条扫描线的回波

信号分成若干小段(这些段可互相交替),每一小段信号对应着每一小段组织。当组织受力作用产生位移,对应着的各小段信号也同时发生时间上的移位。利用寻找上述互相关函数极大值,可确定各小段组织时间上的移位。设 Δt_i 为第 i 段信号的移位(相当于上述公式中的 n_0),则 $(\Delta t_i - \Delta t_{i-1}) \cdot c/2$ 为该段组织的位移(c 为声波传播速度)。设 Δd 为各小段组织的长度,可得到第 i 段组织的应变为:

$$S_i = \frac{(\Delta t_i - \Delta t_{i-1})c}{2\Delta d} = \frac{\Delta t_i - \Delta t_{i-1}}{\Delta T} \quad (7)$$

上式中 $\Delta T = 2\Delta d/c$,即每小段信号(时间上)的长度。

根据杨氏弹性模量 E 的定义 $E = \delta/S$,其中 δ 是应力,即压力 F 与面积 A 的比值, S 是应变,假设应力 δ 是常数,那么应变 S 即反映了杨氏弹性模量 E 。

针对 1 根扫描线,我们可以得到这根扫描线上应变 S 或弹性模量 E 的分布。逐行扫描得 1 幅图像,就可以建立二维的应变图或弹性图。后者更符合医学习惯。

3.2 频域特征的提取

设两根扫描线上采样值分别为 $y_i(t)$, $y_i(t + \tau)$, $i = 1, \dots, N$ 。定义变形相关函数 $R(t, \tau)$ ^[3]

$$R(t, \tau) = \frac{1}{N} \frac{\sum_{i=1}^N [y_i(t) - \bar{y}(t)][y_i(t + \tau) - \bar{y}(t + \tau)]}{\sigma_y(t)\sigma_y(t + \tau)} \quad (8)$$

上式中 $\bar{y}(t)$ 和 $\sigma_y(t)$ 为 N 个像素的平均值和标准偏差。

由于应力的周期性,信号 $y(t)$ 也相应作周期变化。根据相关函数的性质可知,信号 $y(t)$ 的相关函数 R 或变形相关函数 R 也是周期性函数。因此可以对它进行 Fourier 级数展开。顺便提一下,应力周期性的假设是合理的,原因是若应力来自内部,则心脏的周期节律是显而易见的。若应力来自外部,则采用周期性的力去压迫组织。

$$R(t) = (A \cos nt + B \sin nt) + e(t)$$

$$n = 0, 1, \dots, k \quad (9)$$

$$A_n = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} R(t) \cos ntdt \quad (10)$$

$$B_n = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} R(t) \sin ntdt \quad (11)$$

$$C_n = \sqrt{A_n^2 + B_n^2} \quad (12)$$

$e(t)$ 是误差项,是由于有限项相加取代无限项相加所引起。每个超声图像转换成一个 k 维矢量或 k 维特征空间中的一个点。两个特征矢量或特征空间点之间距离为

$$d(V_1, V_2) = \frac{(A_{01} - A_{02})^2 + (C_{11} - C_{12})^2 + \dots + (C_{n1} - C_{n2})^2}{(13)}$$

对于一组相关波形,由它们之间特征矢量的距离 d 进行分类,不同硬度的组织其特征矢量在 k 维空间中的分布是不同的。如果事先测得一些正常组织和病变组织的特征矢量的 k 维空间分布,利用聚焦分析、判别分析对人体组织进行利于诊断的分类。

3.3 DTI(Doppler Tissue Image)

Acuson、东芝等公司用 Doppler 成像显示组织的运动状态,称 DTI。严格地说 DTI 并不直接显含组织的弹性,但也间接隐含了组织的弹性。在 CRT 的 Z 轴调制的信息可以是速度,也可以是加速度、分散度、能量。这些信息都用 Doppler 方法检测后,进行彩色编码和伪彩色显示。

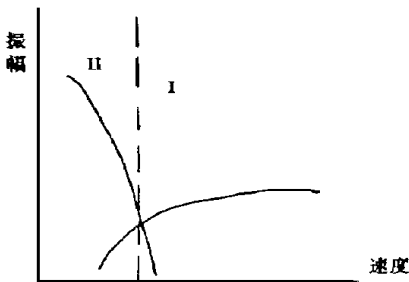


图 1

人体中的超声 Doppler 信息来自两大运动区域:血流运动(如图 1 中区域 II)和组织运动(如图 1 中区域 I)。前者具有振幅低、速度大的特点,后者具有振幅高速度小的特点。

DTI 的实质是检测图 1 中区域 I 的信息而排除区域 II 的信息。使用特定的逻辑判别和算法相结合的幅度、速度双重鉴别处理,才能将组织运动信息取出,并非一般低通滤波器所能达到。

4 应用前景^[4]

从本质上说,检测在激励作用下的组织的响应,就可估计组织的特性。研究组织的弹性,也就是采用这个一般的方法。激励分为外(应)力和内(应)力,外(应)力一般采用极低频或低频的机械振动,内(应)力则是心脏和大血管的搏动。响应的检测实质上是测量动态位移,得出应变,应力和应变之比就是弹性模量。为进一步建立与血压之间关系,定义了压强应变弹性模量 E_p

$$E_p = \Delta P / (\Delta D / D) \quad (14)$$

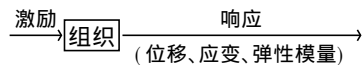


图 2

上式中 D , ΔD 分别为血管管径及其变化, ΔP 为收缩压和舒张压之差。此式用于周围血管。若对心脏进行评价,则将 $\Delta D / D$ 用 $\Delta V / V$ 取代。(V 为体积)。要保持超声无损伤的特点,此时只能用肱动脉的压强代替心脏内的压强。

肿瘤的力学性质随着其病变组织而改变。大多数恶性肿瘤由坚硬的病变组织组成,它与附近结构的粘连,使活动性降低。组织的坚强,减小了弹性。组织的粘连增加了粘性。这样在应力 $F(t)$ 作用下,决定组织力学性质的微分方程^[5]

$$m\xi + b\xi + K\xi = F(t) \quad (15)$$

随着弹性常数 K 和粘性常数 b 的不同而不同的运动规律。据此,肿瘤力学性质(运动),可能被证实为有利于区别肿瘤的性质。

此外,通过测量胎儿肺部的弹性可以用来确定肺成熟度,为临床上决定选择中止妊娠提供依据。定量测量肌肉弹性对体育竞技

而言,不仅对训练而且对选拔人才都有用处。

对组织弹性性质估计方法,虽有应用前景,但其原理、方法和效果尚远不能与B型成像技术或Doppler技术相比。组织弹性的信号检测、信号处理、成像方法、特征提取等各个方面还有待于人们去进一步的研究。

参考文献

- 1 陆宣明,应崇福.用超声鉴别生物组织的特性.应用声学,1987;6(4):1~6,1988;7(1):1~5
- 2 L. Gao, K.J. Parker, et al. Imaging of the elastic properties of tissue. Ultrasound in Med. &

Biol, 1996; 22(8): 959~977

3 J. Ophir, I. Caspedes, et al. Elastograph: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. Ultrasonic Imaging. 1991; 13: 111~134

4 王威琪,余建国.近期的医学超声研究.声学技术,1996;15(2):91~96,1996;15(3):141~145

5 M. Tristam, D. C. Barbosa, et al. Application of Fourier analysis to clinical study of patterns of tissue movement. Ultrasound in Med. & Bio., 1988; 14(8): 695~707

会议报道

第16届国际声学会议在西雅图召开

第16届国际声学会议及第135届美国声学会议于1998年6月20~26日在美国西雅图召开。会议主席是华盛顿大学的Lawrence A. Crum教授。

有近2000名学者和随同人员出席了这次大会。会议除了16个大会报告(8个属音频范围,8个属水声和超声范围)外,还有1504篇学术论文在170个分科会议上宣读和张贴。因此,本届大会是迄今为止规模最大、出席人数最多的一次国际声学盛会。

在分科会议上宣读的论文有1210篇,其中邀请报告337篇。按12个学科分类,建筑声学有142篇,动物生理声学21篇,海洋声学85篇,振动生理响应及医学超声102篇。工程声学94篇,音乐声学60篇,噪声177篇,物理声学197篇,心理和生理声学55篇,结构声学和振动89篇,语言通讯40篇,声学中的信号处理61篇,水声学139篇。

张贴论文最多的是语言通讯学科,有152篇;其次是心理和生理声学,有79篇;建筑声学有52篇,物理声学有36篇。此外,会上还进行了大学生设计竞赛及非线性系统技术和应用的短期课程等。

基础研究、创新研究以及交叉学科研究,是这次国际会议的主流。如声空化现象的机理研究、利用造影剂等的三维多普勒超声成像新技术、噪声控制的声屏障等新的研究方法,引起了与会者的极大兴趣。

我国约有9个单位、32名学者出席了这次国际盛会,其中有中国科学院声学研究所张仁和院士等16人,南京大学声学研究所魏荣爵院士等6人,同济大学声学研究所2人,以及北京大学、清华大学、哈尔滨工程学院,合肥工业大学及重庆医科大学等多位教师。

(同济大学声学研究所 钱梦璟)