



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101869485 A

(43) 申请公布日 2010. 10. 27

(21) 申请号 201010214476. 7

(22) 申请日 2010. 06. 23

(71) 申请人 深圳大学

地址 518054 广东省深圳市南山区南海大道  
3688 号

(72) 发明人 覃正笛 陈思平 汪天富 曾斯宁

(74) 专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事  
务所 44268

代理人 刘文求

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

G01N 29/14 (2006. 01)

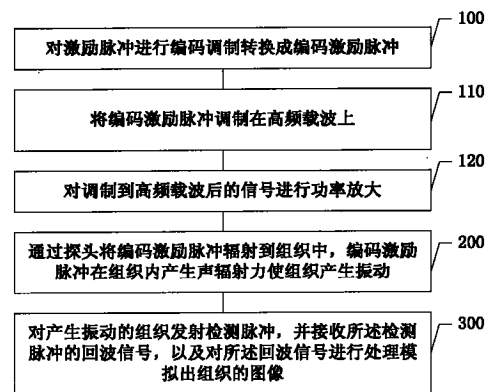
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 5 页

## (54) 发明名称

超声成像方法及装置

## (57) 摘要

本发明公开了一种超声成像方法及装置。本发明首先通过对产生声辐射力的脉冲进行编码调制,激励探头发射超声波而产生多频率声辐射力使组织产生振动;然后对检测组织振动的脉冲采用与所述激励脉冲不同的编码调制,保证两种码字间的互相关性好,并利用类似于通讯的码分多址(CDMA)的技术,就可以消除产生声辐射力的激励脉冲回波对检测回波造成的干扰,从而提高信噪比,还能更充分利用脉冲宽度以及系统的频带宽度资源,提高声辐射力的能量。



1. 一种超声成像方法,其特征在于,包括以下步骤:
  - S100:对初始的激励脉冲进行编码调制转换成编码激励脉冲;
  - S200:通过探头将编码激励脉冲辐射到组织中,编码激励脉冲在组织内产生声辐射力使组织产生振动;
  - S300:对产生振动的组织发射检测脉冲,并接收所述检测脉冲的回波信号,以及对所述回波信号进行处理模拟出组织的图像。
2. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述步骤S300包括步骤:
  - S310:对检测脉冲进行编码调制得到编码检测脉冲;
  - S320:在编码激励脉冲的辐射点附近选取两个位置,发射编码检测脉冲对所选位置的剪切波的相位进行检测。
3. 根据权利要求2所述的超声成像方法,其特征在于,所述步骤S300还包括步骤:
  - S330:接收编码检测脉冲的回波信号,并对回波信号进行相关处理,估算出各个位置剪切波的相位差,确定剪切波的传播速度,得到组织的黏弹性系数。
4. 根据权利要求3所述的超声成像方法,其特征在于,所述步骤S300还包括步骤:
  - S340:根据组织的黏弹性系数模拟出组织的图像。
5. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述步骤S200之前还包括:
  - S110:将编码激励脉冲调制在高频载波上。
6. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述步骤S110之后还包括:
  - S120:对调制到高频载波后的信号进行功率放大。
7. 根据权利要求2所述的超声成像方法,其特征在于,所述步骤S310之后还包括:
  - S311:将编码检测脉冲调制在高频载波上;
  - S312:对调制到高频载波后的信号进行功率放大。
8. 根据权利要求2-7任一所述的超声成像方法,其特征在于,所述激励脉冲与检测脉冲采用不同的码进行调制。
9. 一种超声成像装置,其特征在于,包括:
  - 编码激励脉冲模块,用于对初始的激励脉冲进行编码调制转换成编码激励脉冲;
  - 探头,用于将编码激励脉冲辐射到组织中,使编码激励脉冲在组织内产生声辐射力使组织产生振动;
  - 编码检测脉冲模块,用于对检测脉冲进行编码调制得到编码检测脉冲;
  - 编码检测脉冲发送模块,用于在编码激励脉冲的辐射点附近选取两个位置,发射编码检测脉冲对所选位置的剪切波的相位进行检测;
  - 回波信号接收及处理模块,用于接收编码检测脉冲的回波信号,并对回波信号进行相关处理,估算出各个位置剪切波的相位差,确定剪切波的传播速度,得到组织的黏弹性系数;
  - 超声成像模块,用于根据组织的黏弹性系数模拟出组织的图像。
10. 根据权利要求9所述的超声成像装置,其特征在于,其还包括:
  - 同步及控制模块,用于控制产生声辐射力的编码激励脉冲和检测组织振动的编码检测脉冲的发射时序。

## 超声成像方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种可应用于超声无损检测、医疗超声、超声弹性成像等领域的超声成像方法及装置。

### 背景技术

[0002] 弹性测量的基本原理是对组织施加一个压力,在弹性力学、生物力学等规律的作用下,组织将产生一个响应,包括位移、形变等,不同弹性模量或者硬度的组织的响应会有差异。利用超声、核磁共振或者光学的方法检测组织内部的响应情况,从而反映组织内部的弹性特性。

[0003] 声辐射力弹性成像是超声弹性成像的一种。对物体发射超声波,物体对入射超声波的吸收和散射作用引起声能密度变化,从而产生声辐射力。声辐射力作用在组织内部,使局部组织产生形变,再对形变进行超声检测就得到组织的力学性质。对组织施加声辐射力能精确定位且无创,并且可以施力于组织深处。由于组织响应的频率、幅度等与声辐射力激励密切相关,因此,声辐射力的幅值大小对检测结果有直接影响。

[0004] 声辐射力是声场作用于物体上的时间平均力,可以是静态、瞬时作用力或是持续的周期性的力。现有的动态声辐射力的产生方法主要有以下几种:

[0005] 单频率动态声辐射力激励:幅度调制的连续超声波束或由两束有微小频差的连续超声波束在共焦点处相互干涉而产生。由这种方法产生的辐射力的频率由两束超声波的频率之差决定。

[0006] 多频率超声辐射力激励:与单频率动态声辐射力激励的原理相同,当多个相互间有微小频差的连续超声波在共焦点相互干涉就会产生多频率的超声辐射力。其实现方式有多种,如多个相互间有微小频差的连续波信号进行幅度调制后再激励单阵元(MHSE),还有多个相互间有微小频差的连续波信号分别作用在多个阵元上,在共同焦点处产生相互干涉的产生力(SHME)等等。同样,由这种方法产生的辐射力的频率由激励超声波的各频率分量的频率之差决定。由于激励超声波包含多种频率成分,各频率分量之间的频差不同,产生的声辐射力可有多个频率成分。

[0007] 谐波脉冲激励:向组织内部目标点处重复发射超声脉冲,就会产生周期性的声辐射力。对该声辐射力进行频谱分析,就可以看到其频谱有多个谐波分量,谐波频率间隔由脉冲重复频率决定,幅度则与脉冲占空比有关。在一个周期内,先发射脉冲激励探头对目标点产生声辐射力,引起组织振动,再发射脉冲对组织的响应进行检测,然后探头接收回波,对回波信号进行处理,得到组织的振动信息。这样就能用一个探头分时实现产生声辐射力与检测组织响应两个功能。

[0008] 总的来说,声辐射力可由连续或脉冲的超声激励源作用在组织上而产生。相对于连续波,脉冲作用产生辐射力的方式能够实现一个探头分时使用,为兼容现有设备提供可能。

[0009] 但是在实际应用中上述的声辐射力产生的方法存在缺点:产生声辐射力的激励脉

冲经反射后会对检测回波造成很大的干扰。要降低干扰,提高回波信噪比,就需要把产生声辐射力的脉冲回波与检测回波区分开来。

[0010] 现有的一种方案是采用时分(TDMA)的方法,即让激励脉冲和检测的脉冲之间的时间间隔足够长,使激励脉冲在组织中传播距离较远,其回波大大衰减后再发射检测脉冲及接收检测回波。另一种方案是让激励脉冲和检测脉冲分别处在不同的较窄的频带,接收回波后用一带通滤波器把激励脉冲回波滤除,即采用频分(FDMA)的方法。这就要求探头至少具有两个中心频率,而且要保证这两个中心频率之间有足够的时间间隔,例如产生声辐射力的脉冲中心频率为3兆赫兹,检测的脉冲的中心频率为9兆赫兹。但由于超声波在组织中非线性传播的影响,产生声辐射力的脉冲回波的高频成分会与检测回波混在一起而无法滤除。为了达到好的降噪效果,则需要把这两种方案结合起来,即让产生声辐射力脉冲回波衰减到一定程度后再发射检测脉冲,而这两个脉冲又处在不同的频带。

[0011] 上述两种方案虽然能够解决干扰问题,但是处理过程较为复杂,浪费脉冲宽度以及频带宽度资源。

[0012] 因此,现有技术还有待于改进和发展。

## 发明内容

[0013] 本发明的目的在于提供一种采用编码激励脉冲产生声辐射力的超声成像方法及装置,旨在能够提高超声弹性成像的检查过程中的信号干扰问题,还能更充分地利用脉冲宽度以及系统的频带宽度资源。

[0014] 本发明的技术方案如下:

[0015] 一种超声成像方法,其中,包括以下步骤:

[0016] S100:对初始的激励脉冲进行编码调制转换成编码激励脉冲;

[0017] S200:通过探头将编码激励脉冲辐射到组织中,编码激励脉冲在组织内产生声辐射力使组织产生振动;

[0018] S300:对产生振动的组织发射检测脉冲,并接收所述检测脉冲的回波信号,以及对所述回波信号进行处理模拟出组织的图像。

[0019] 所述的超声成像方法,其中,所述步骤S300包括步骤:

[0020] S310:对检测脉冲进行编码调制得到编码检测脉冲;

[0021] S320:在编码激励脉冲的辐射点附近选取两个位置,发射编码检测脉冲对所选位置的剪切波的相位进行检测。

[0022] 所述的超声成像方法,其中,所述步骤S300还包括步骤:

[0023] S330:接收编码检测脉冲的回波信号,并对回波信号进行相关处理,估算出各个位置剪切波的相位差,确定剪切波的传播速度,得到组织的黏弹性系数。

[0024] 所述的超声成像方法,其中,所述步骤S300还包括步骤:

[0025] S340:根据组织的黏弹性系数模拟出组织的图像。

[0026] 所述的超声成像方法,其中,所述步骤S200之前还包括:

[0027] S110:将编码激励脉冲调制在高频载波上。

[0028] 所述的超声成像方法,其中,所述步骤S110之后还包括:

[0029] S120:对调制到高频载波后的信号进行功率放大。

- [0030] 所述的超声成像方法,其中,所述步骤 S310 之后还包括:
- [0031] S311:将编码检测脉冲调制在高频载波上;
- [0032] S312:对调制到高频载波后的信号进行功率放大。
- [0033] 所述的超声成像方法,其中,所述激励脉冲与检测脉冲采用不同的码进行调制。
- [0034] 一种超声成像装置,其中,包括:
- [0035] 编码激励脉冲模块,用于对初始的激励脉冲进行编码调制转换成编码激励脉冲;
- [0036] 探头,用于将编码激励脉冲辐射到组织中,使编码激励脉冲在组织内产生声辐射力使组织产生振动。
- [0037] 编码检测脉冲模块,用于对检测脉冲进行编码调制得到编码检测脉冲;
- [0038] 编码检测脉冲发送模块,用于在编码激励脉冲的辐射点附近选取两个位置,发射编码检测脉冲对所选位置的剪切波的相位进行检测;
- [0039] 回波信号接收及处理模块,用于接收编码检测脉冲的回波信号,并对回波信号进行相关处理,估算出各个位置剪切波的相位差,确定剪切波的传播速度,得到组织的黏弹性系数;
- [0040] 超声成像模块,用于根据组织的黏弹性系数模拟出组织的图像。
- [0041] 所述的超声成像装置,其中,其还包括:
- [0042] 同步及控制模块,用于控制产生声辐射力的编码激励脉冲和检测组织振动的编码检测脉冲的发射时序。
- [0043] 本发明的有益效果:本发明首先通过对产生声辐射力的脉冲进行编码调制,激励探头发射超声波而产生多频率声辐射力使组织产生振动;然后对检测组织振动的脉冲采用与所述激励脉冲不同的编码调制,保证两种码字间的互相关性好,并利用类似于通讯的码分多址(CDMA)的技术,就可以消除产生声辐射力的激励脉冲回波对检测回波造成的干扰,从而提高信噪比,还能更充分利用脉冲宽度以及系统的频带宽度资源,提高声辐射力的能量。

#### 附图说明

- [0044] 图 1 是本发明的一种编码序列示意图;
- [0045] 图 2 是图 1 的编码序列的频谱;
- [0046] 图 3 是发射产生声辐射力的编码激励脉冲的原理示意图;
- [0047] 图 4 是实现本发明的系统原理示意图;
- [0048] 图 5 是本发明中运用剪切波弹性成像的原理方框图;
- [0049] 图 6 是本发明中探头发射激励的时序示意图;
- [0050] 图 7 是采用激励脉冲产生的声辐射力及其频谱;
- [0051] 图 8 是采用编码激励脉冲产生的声辐射力及其频谱;
- [0052] 图 9 是本发明实施例的采用编码激励脉冲产生声辐射力的超声成像方法流程图;
- [0053] 图 10 是本发明实施例的采用编码激励脉冲产生声辐射力的超声成像装置结构框图。

## 具体实施方式

[0054] 本发明提供的采用编码激励脉冲产生声辐射力的超声成像方法及装置,为使本发明的目的、技术方案及效果更加清楚、明确,以下参照附图并举实例对本发明进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0055] 在医用超声中,生物软组织的频率响应主要在低频部分,而且响应产生的振动位移幅度很小(微米级)。振动幅度由声辐射力的幅度决定。因此为了提高检测的准确度,声辐射力低频分量要多,频率间隔要小,而且能量要大。这就要求脉冲重复周期较长且占空比较大。但是由于检测脉冲声强远比激励脉冲的小,无论是采取现有的哪种方案,为了降低回波干扰,都要限制脉宽,这会使超声波在振动周期内平均能量密度变小,大大制约了声辐射力的幅值,加大了检测的难度。

[0056] 而本发明的采用编码激励脉冲产生声辐射力基于编码扩谱技术。采用编码激励脉冲可以充分利用信道的带宽从而有效地增加信号的能量。在同一频率下经编码调制的脉冲信号幅值比未调制信号的大得多。本发明的基本原理是对发射脉冲进行编码调制,充分地利用脉冲宽度以及系统的频带宽度资源。

[0057] 再利用类似于通讯领域里的码分多址(CDMA)技术,在检测组织响应时,同样采用编码扩谱技术,用不同的码调制检测脉冲,然后对回波进行相关处理,取得传播声场的信息,用频率估计手段来测量多普勒频移,从而得到组织响应。由于产生辐射力的激励脉冲与检测脉冲用不同的码进行调制,在码的互相关性很小的情况下,对检测回波进行相关处理时就能很好地消除激励脉冲回波造成的干扰,可大大减少对激励脉冲占空比的限制。

[0058] 举例来说,若产生声辐射力相邻两个激励脉冲的时间间隔为12毫秒。由于组织响应在几十到数千赫兹的频带内,考虑到声场距离(探头与目标的距离,设为70毫米),检测脉冲重复周期约为0.2毫秒,每个振动周期的采样次数为40,那么采用编码激励技术,一个振动周期内,就可以用4毫秒来发射激励脉冲产生声辐射力,脉冲占空比为50%,若码片宽为2微秒,则码长可达2000。再对每一个检测脉冲进行短码调制,让这些用来进行调制的短码序列两两不同,回波接收后将这些短序列按照其各自的时间相位连接起来,以一个振动周期为时间间隔进行谱估计,就相当于用一长为2000的码进行检测。由于编码增益正比于码长,这样一来,就可以获得好的自相关以及互相关特性,大大提高回波信噪比。

[0059] 如图9所示,本发明所述采用编码激励脉冲产生声辐射力的超声弹性成像的方法的具体步骤如下:

[0060] S100:对激励脉冲进行编码调制转换成编码激励脉冲;

[0061] S110:将编码激励脉冲调制在高频载波上;

[0062] S120:对调制到高频载波后的信号进行功率放大;

[0063] S200:通过探头将编码激励脉冲辐射到组织中,编码激励脉冲在组织内产生声辐射力使组织产生振动;

[0064] S300:对产生振动的组织发射检测脉冲,并接收所述检测脉冲的回波信号,以及对所述回波信号进行处理模拟出组织的图像。所述步骤S300具体包括以下步骤:

[0065] S310:对检测脉冲进行编码调制得到编码检测脉冲;所述激励脉冲与检测脉冲采用不同的码进行调制,所述码包括伪随机码、白噪编码、戈莱(Golay)码等。

[0066] S311:将编码激励脉冲调制在高频载波上;

[0067] S312 :对调制到高频载波后的信号进行功率放大 ;

[0068] S320 :在编码激励脉冲的辐射点附近选取两个位置,发射编码检测脉冲对所选位置的剪切波的相位进行检测 ;

[0069] S330 :接收编码检测脉冲的回波信号,并对回波信号进行相关处理,估算出各个位置剪切波的相位差,确定剪切波的传播速度,得到组织的黏弹性系数 ;

[0070] S340 :根据组织的黏弹性系数模拟出组织的图像。

[0071] 以下将对本发明的原理做进一步详细的描述 :

[0072] 首先,根据单频率动态声辐射力激励的原理 :如采用幅度调制的连续超声波束或由两束有微小频差的连续超声波束在共同焦点处相互产生干涉,就会使平均声能密度动态地变化,从而产生动态变化的声辐射力。设两个频率分别为  $\omega_1$  和  $\omega_2$  的激励信号在声束焦点处的声场为 :

[0073]

$$p(t)=p_1 \cos(\omega_1 t+\varphi_1)+p_2 \cos(\omega_2 t+\varphi_2) \dots\dots\dots (1)$$

[0074] 超声波的瞬时能量为  $E = p^2(t) / \rho c^2$ ,把 (1) 代入可得

[0075]

$$E=\frac{1}{\rho c^2} \left[ \frac{1}{2}(p_1^2+p_2^2)+\frac{p_1^2}{2} \cos 2(\omega_1 t+\varphi_1)+\frac{p_2^2}{2} \cos 2(\omega_2 t+\varphi_2)+p_1 p_2 \cos((\omega_1+\omega_2)t+(\varphi_1+\varphi_2)) \dots\dots\dots (2) \right]$$

[0076]

$$+p_1 p_2 \cos((\omega_1-\omega_2)t+(\varphi_1-\varphi_2))]$$

[0077] 从 (2) 可以看到,声波的瞬时能量由四部分组成 :直流分量,  $\omega_1$ 、 $\omega_2$  的谐波分量,  $\omega_1+\omega_2$  分量和差频  $\omega_1-\omega_2$  分量。

[0078]  $\omega_1$ 、 $\omega_2$  由探头中心频率决定,通常为几兆赫兹,而组织只对低频刺激才有所响应,因此,能引起组织振动的只有差频分量,记为  $e_{\Delta\omega}(t)$ ,则有 :

[0079]

$$e_{\Delta\omega}(t)=\frac{1}{\rho c^2} p_1 p_2 \cos(\Delta\omega t+\Delta\varphi) \dots\dots\dots (3)$$

[0080] 其中,  $\Delta\omega = \omega_1-\omega_2$ ,  $\Delta\varphi = \varphi_1-\varphi_2$ 。

[0081] 用 F 表示在声束方向上的声辐射力, S 表示垂直于入射声波的照射面积,  $\langle E \rangle$  表示对声能密度 E 求时间平均, dr 表示阻力系数矢量,是组织对入射声波吸收功率和散射功率的函数。则声辐射力可表示为 :

$$[0082] F = drS\langle E \rangle \dots\dots\dots (4)$$

[0083] 设在一种各向同性的均匀介质中,超声波在焦点处被完全吸收无反射,即 dr 在该点处为 1,而且设入射声波的垂直照射面积足够小  $S = dx dy = 1$ 。在此理想状态下,把 (3) 代入 (4),即得两束有微小频差的声波在焦点处产生的声辐射力为 :

[0084]

$$f_{\Delta\omega}(t)=\frac{1}{\rho c^2} p_1 p_2 \cos(\Delta\omega t+\Delta\varphi) \dots\dots\dots (5)$$

[0085] 从 (5) 可以看到,声辐射力的频率就由两束激励信号的差频  $\Delta\omega$  决定,力的相位

也等于两束声波相位之差。

[0086] 把以上单频率声辐射力的产生原理进行拓展,用于分析多频率声辐射力。对于如图 1 所示的编码激励脉冲序列,其频谱(如图 2 所示)含有多个谐波分量且等间隔,每两个谐波频率之差为  $n * \Delta \omega$ , ( $n$  为正整数),而  $\Delta \omega$  就由序列的重复频率决定。用这样的编码序列对载波进行调制,再激励探头发射脉冲,就相当于同时对组织发射大量有微小频差的超声波。这些超声波在焦点处两两之间发生干涉,使声场平均能量发生变化,从而产生动态的含有多个频率成分的声辐射力。

[0087] 声辐射力的频率成分就由相互干涉的两束超声波之间的频差决定,也就是由编码激励脉冲信号两两谐波分量的谱间隔  $n * \Delta \omega$  来决定。谱间隔相同的谐波有很多,由于谐波的幅度、相位差不同,产生的声辐射力分量的幅值和相位也不同。根据 (5),求某一谱间隔的谐波产生的声辐射力时需要考虑每个力分量的相位的影响。由此,进行如下估算:

[0088]

$$F_{n\Delta\omega}(t) = \sum_{j=1}^M f_{n\Delta\omega}(t) = \frac{4}{\rho c^2} \sum_{j=1}^M A_j A_{j+n} \cos(n\Delta\omega t + (\varphi_j - \varphi_{j+n})), n=(1,2,3...) \dots\dots\dots (6)$$

[0089] 其中  $A_j$  为编码激励脉冲产生的声场的第  $j$  个谐波分量的幅度。

[0090] 再把不同谱间隔的谐波产生的所有声辐射力进行叠加,就可得到总的声辐射力:

[0091]

$$F(t) = \sum_{n=1}^N F_{n\Delta\omega}(t) = \frac{4}{\rho c^2} \sum_{n=1}^N \sum_{j=1}^M A_j A_{j+n} \cos(n\Delta\omega t + (\varphi_j - \varphi_{j+n})) \dots\dots\dots (7)$$

[0092] 由 (7) 可以看到,编码激励脉冲能有效产生多频率的声辐射力,声辐射力的频谱间隔由编码激励脉冲信号的重复周期决定,而每个频率分量幅值还与编码激励脉冲信号各谐波分量的相位密切相关。

[0093] 编码激励脉冲产生声辐射力的具体实现方法有很多,例如对每一个超声脉冲进行伪随机长码调制,然后再调制在高频载波上进行发射,如图 3 所示。具体实现框图如图 4 所示,产生经编码调制和载波调制的脉冲的任意波信号发生器;对编码后的脉冲信号进行功率放大的功率放大器;发射经放大后的编码激励脉冲和编码检测脉冲的探头,其中,所述任意波信号发生器、功率放大器和探头依次连接。任意波信号发生器产生经编码调制和载波调制的脉冲,经过功率放大再激励探头产生超声波。在探头焦点处超声波声能密度发生变化,就会对组织产生声辐射力的作用而引起组织的振动。

[0094] 下面以一个剪切波弹性成像的应用为例子。如图 5 所示,每个振动周期内,首先编码脉冲激励探头,使焦点处组织产生动态声辐射力。目标点振动使周围组织产生剪切波。接着在振源附近选取两个位置,再发射编码脉冲对所选位置的剪切波的相位进行检测。然后通过对回波信号进行相关处理,估算出各个位置剪切波的相位差,从而确定剪切波的传播速度,得到组织的黏弹性系数。

[0095] 采用一个线阵探头分时实现产生声辐射力和检测剪切波的功能。探头激励时序如图 6 所示。第一行表示发射产生声辐射力的激励脉冲,第二行表示发射检测脉冲,第三行表示接收回波。 $T_r$  为激励脉冲的重复周期, $T_b$  为激励脉冲宽度, $T_d$  为发射检测脉冲的延时,当采用编码调制技术时, $T_d$  可为 0。

[0096] 探头的中心频率为 2 兆赫兹, 焦距为 70 毫米, 产生声辐射力的激励脉冲重复频率为 100 赫兹。用一码片宽为 2 微秒, 码长为 1700 的伪随机码调制激励脉冲, 然后再调制在 2 兆赫兹的载波上进行发射。接着利用分段式长码技术发射短码调制的检测脉冲, 脉冲重复频率为 5000 赫兹。激励脉冲与检测脉冲采用不同的码调制, 若码的互相关性好, 发射检测脉冲的延时可以很短, 甚至为 0。令  $T_d = 0$ , 则一个振动周期内的检测脉冲数为 33。那么激励脉冲的占空比为 3.4 毫秒 : 6.6 毫秒 (即占空比为 51.5%)。若采用其他方案, 则  $T_d$  至少需与激励脉冲宽度相当以防止激励脉冲的干扰, 此时, 激励脉冲占空比约为 1.5 毫秒 : 8.5 毫秒 (即占空比约为 17.7%)。图 7、图 8 分别是这两种方式产生声辐射力的实验结果。以激励脉冲产生的最大声辐射力作为参考, 对两种方式产生的辐射力进行归一化, 可以看到, 虽然激励脉冲方式在激励时间内产生的辐射力幅值较高, 但编码激励脉冲方式通过延长激励时间, 提高了低频段的声辐射力的能量, 例如在低于 3000 赫兹的频段内, 编码激励产生声辐射力的总能量是脉冲激励的 1.25 倍, 这有利于增强组织在低频段的响应。更重要的是, 由于码长达到 1700, 检测编码增益可达 32dB, 回波信噪比得到大大提高。

[0097] 超声编码技术应用在产生声辐射力中可以充分利用系统带宽, 产生多频率的声辐射力。结合脉冲类超声检测编码调制技术, 例如分段式长码专利技术, 就能以长码良好的相关和互相关特性做支持, 打破了激励脉冲和检测脉冲需分时发射的技术瓶颈, 一方面能提高激励脉冲占空比, 使每个振动周期的超声平均能量密度大大提高, 从而提高声辐射力的幅度使组织产生更明显的形变, 另一方面通过类似于码分多址的技术, 抑制激励脉冲对回波检测信号的干扰, 将回波信号信噪比的提升转化为应变信息信噪比的提升。

[0098] 基于上述采用编码激励脉冲产生声辐射力的超声成像方法, 本发明实施例还提供了一种采用编码激励脉冲产生声辐射力的超声成像装置, 如图 10 所示, 其包括:

[0099] 编码激励脉冲模块 910, 用于对初始的激励脉冲进行编码调制转换成编码激励脉冲;

[0100] 探头 920, 用于将编码激励脉冲辐射到组织中, 使编码激励脉冲在组织内产生声辐射力使组织产生振动。

[0101] 进一步地实施例, 所述的采用编码激励脉冲产生声辐射力的超声成像装置, 其还包括:

[0102] 编码检测脉冲模块 930, 用于对检测脉冲进行编码调制得到编码检测脉冲;

[0103] 编码检测脉冲发送模块 940, 用于在编码激励脉冲的辐射点附近选取两个位置, 发射编码检测脉冲对所选位置的剪切波的相位进行检测;

[0104] 回波信号接收及处理模块 950, 用于接收编码检测脉冲的回波信号, 并对回波信号进行相关处理, 估算出各个位置剪切波的相位差, 确定剪切波的传播速度, 得到组织的黏弹性系数;

[0105] 超声成像模块 960, 用于根据组织的黏弹性系数模拟出组织的图像;

[0106] 同步及控制模块 970, 用于控制产生声辐射力的编码激励脉冲和检测组织振动的编码检测脉冲的发射时序。

[0107] 由上可见, 本发明中对发射脉冲进行编码调制后激励探头发射超声波而产生多频率声辐射力, 能更充分地利用脉冲宽度以及系统的频带宽度资源; 在声辐射力弹性成像的应用中, 由于产生声辐射力的激励脉冲与检测组织振动的检测脉冲采用不同的码调制。若

码的互相关性好,利用码分多址 (CDMA) 的技术,如对检测脉冲回波进行匹配滤波等处理,就可以消除产生声辐射力的激励脉冲回波对检测回波造成的干扰。因此,甚至可以同时发射产生声辐射力的脉冲与检测脉冲,从而大大减少对激励信号占空比的限制,提高声辐射力的能量。

[0108] 另外需要说明的是本发明中所说的码,是指伪随机码,它们可以是二进制的,也可以是多值的。还可以选择其它码,如戈莱 (Golay) 码、巴克 (Barker) 码等,这就能更灵活地产生声辐射力,以满足不同的应用需求。

[0109] 本发明中超声编码技术应用在产生声辐射力中可以充分利用系统带宽,产生多频率的声辐射力。结合脉冲类超声检测编码调制技术,例如分段式长码专利技术,就能以长码良好的相关和互相关特性做支持,打破了激励脉冲和检测脉冲需分时发射的技术瓶颈,一方面能提高激励脉冲占空比,使每个振动周期的超声平均能量密度大大提高,从而提高声辐射力的幅度使组织产生更明显的形变,另一方面通过类似于码分多址的技术,抑制激励脉冲对回波检测信号的干扰,将回波信号信噪比的提升转化为应变信息信噪比的提升。

[0110] 应当理解的是,本发明的应用不限于上述的举例,对本领域普通技术人员来说,可以根据上述说明加以改进或变换,例如伪随机码,可以是二进制的,也可以是多值的。还可以选择其它码,如戈莱 (Golay) 码、巴克 (Barker) 码等,这就能更灵活地产生声辐射力,以满足不同的应用需求。所有这些改进和变换都应属于本发明所附权利要求的保护范围。

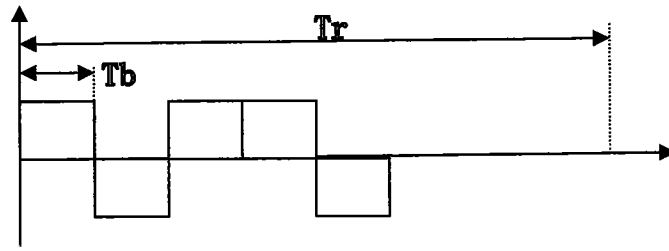


图 1

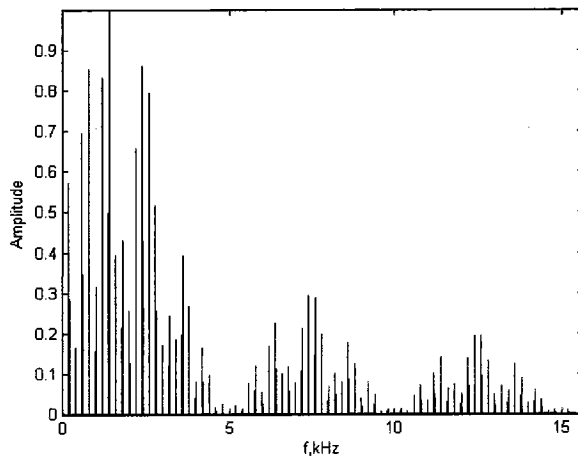


图 2

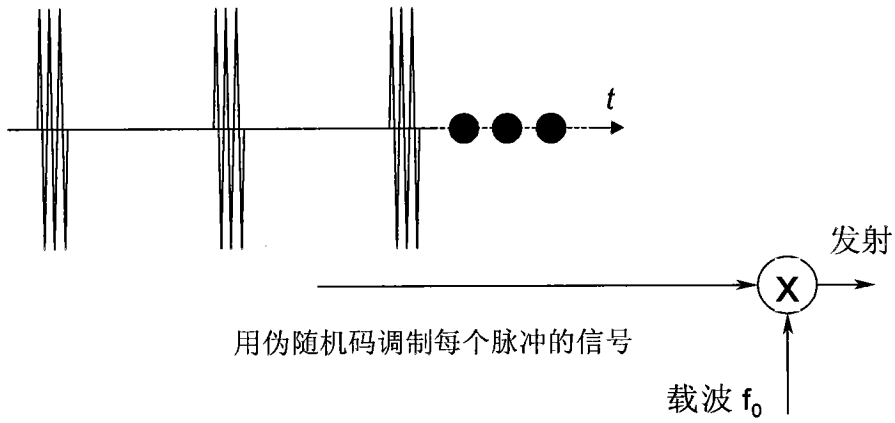


图 3

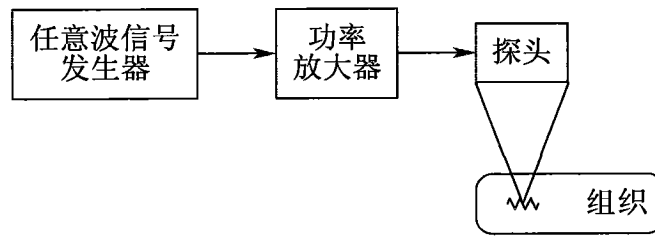


图 4

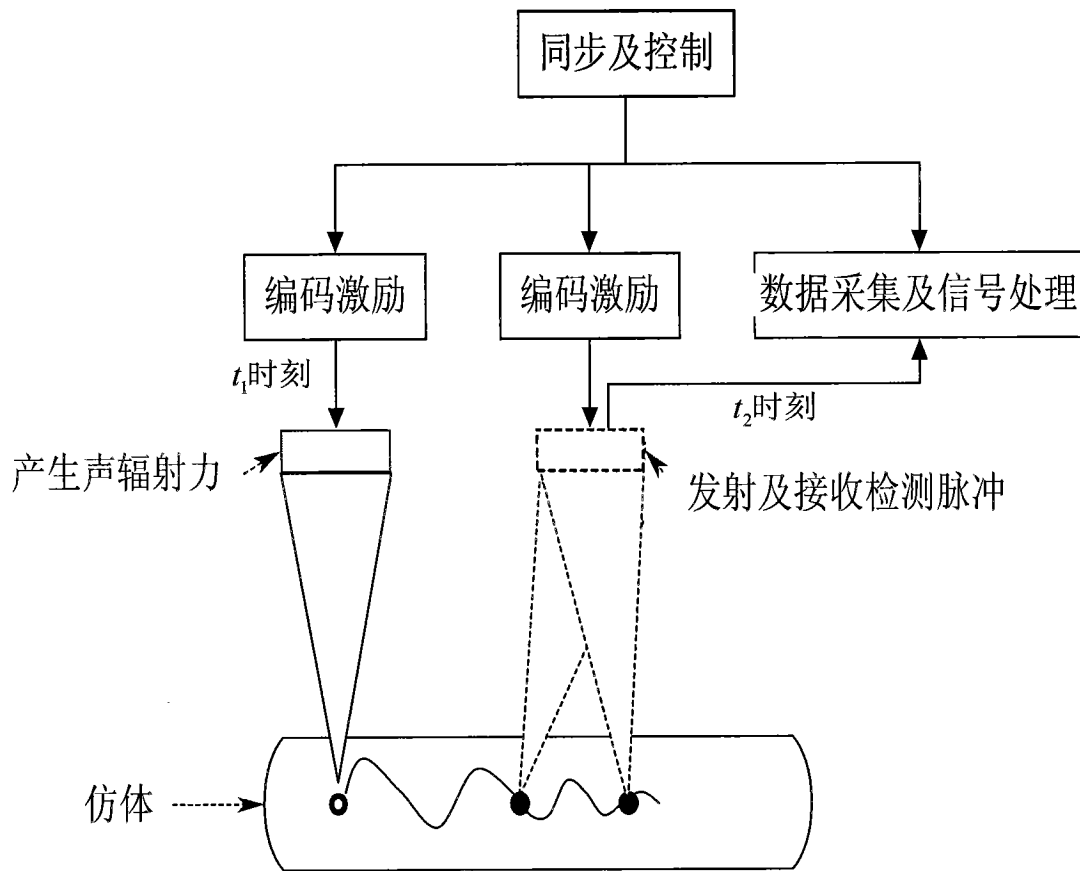


图 5

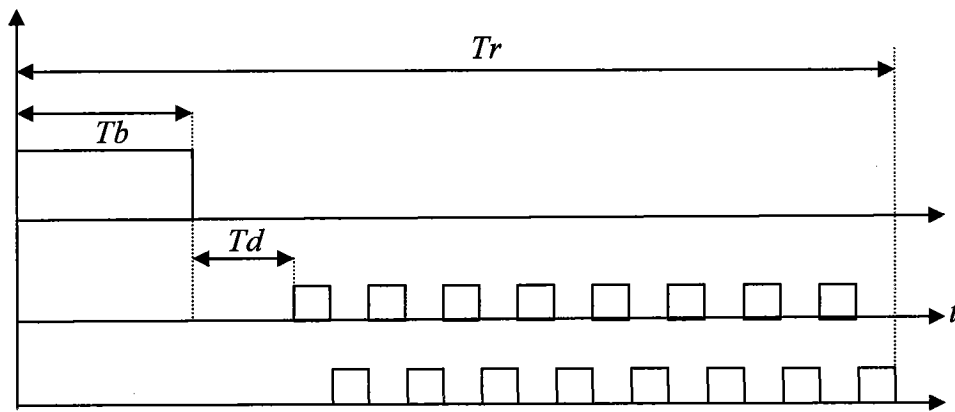


图 6

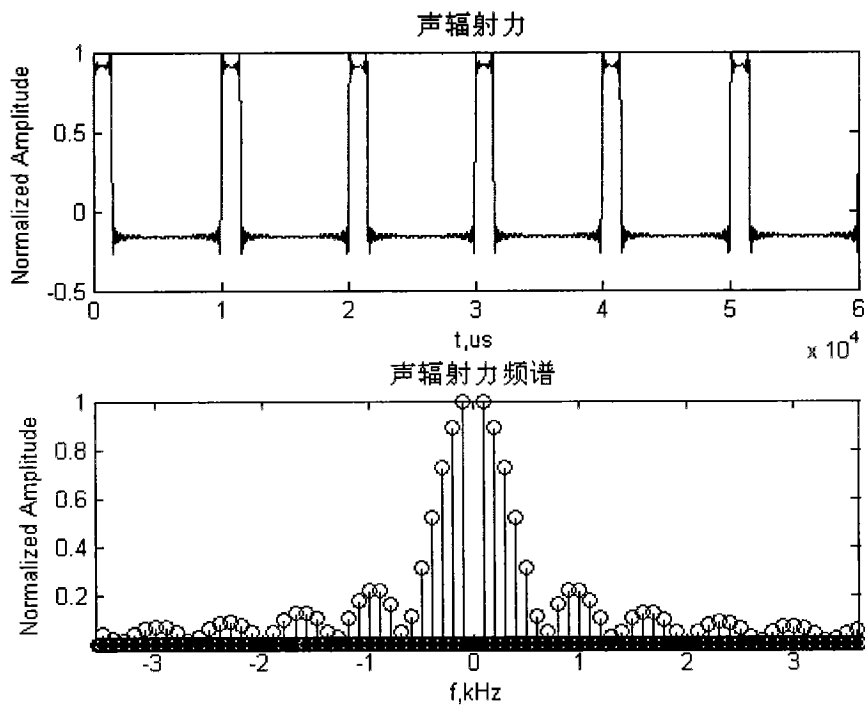


图 7

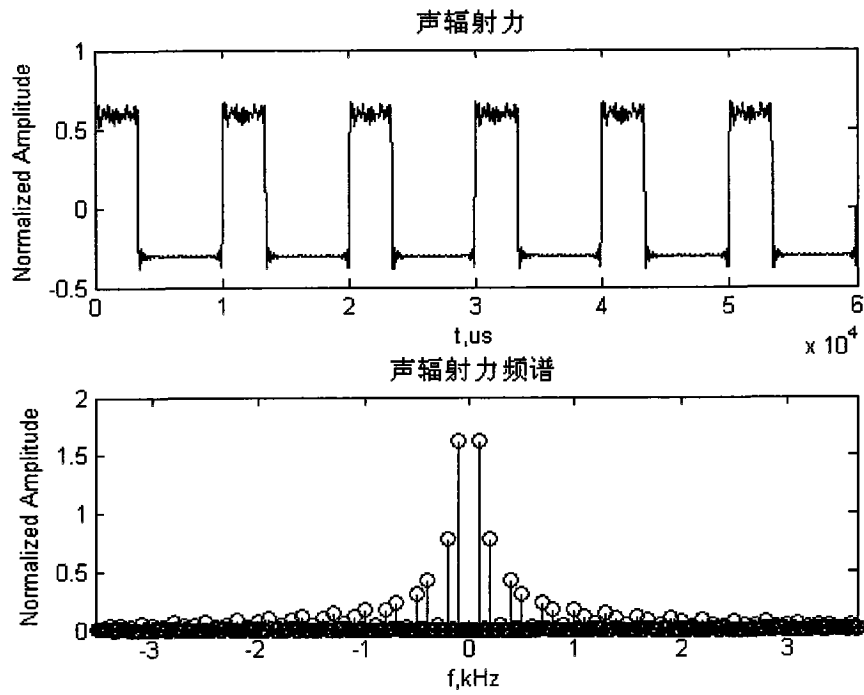


图 8

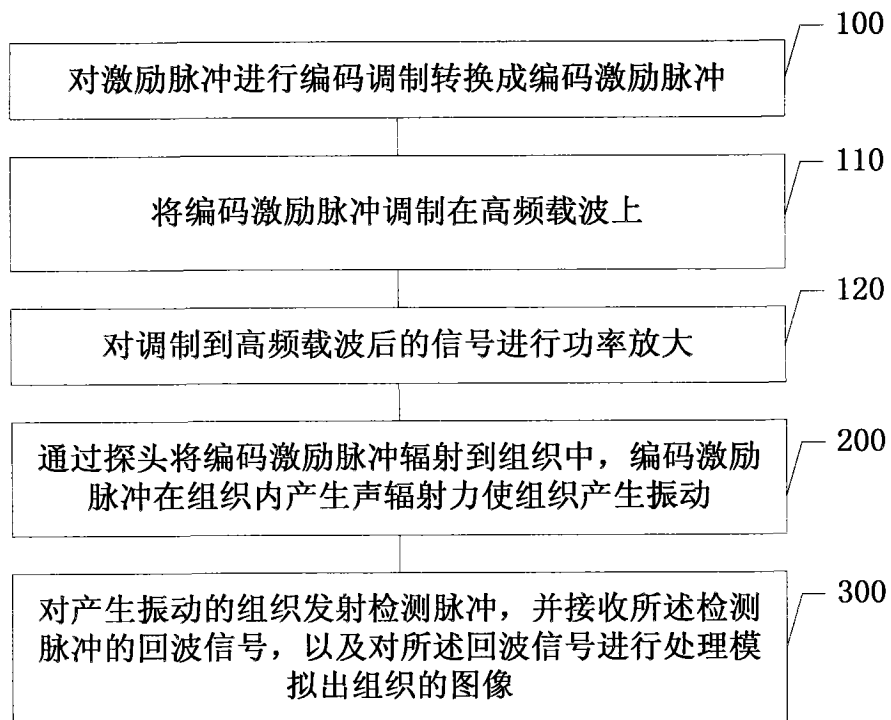


图 9

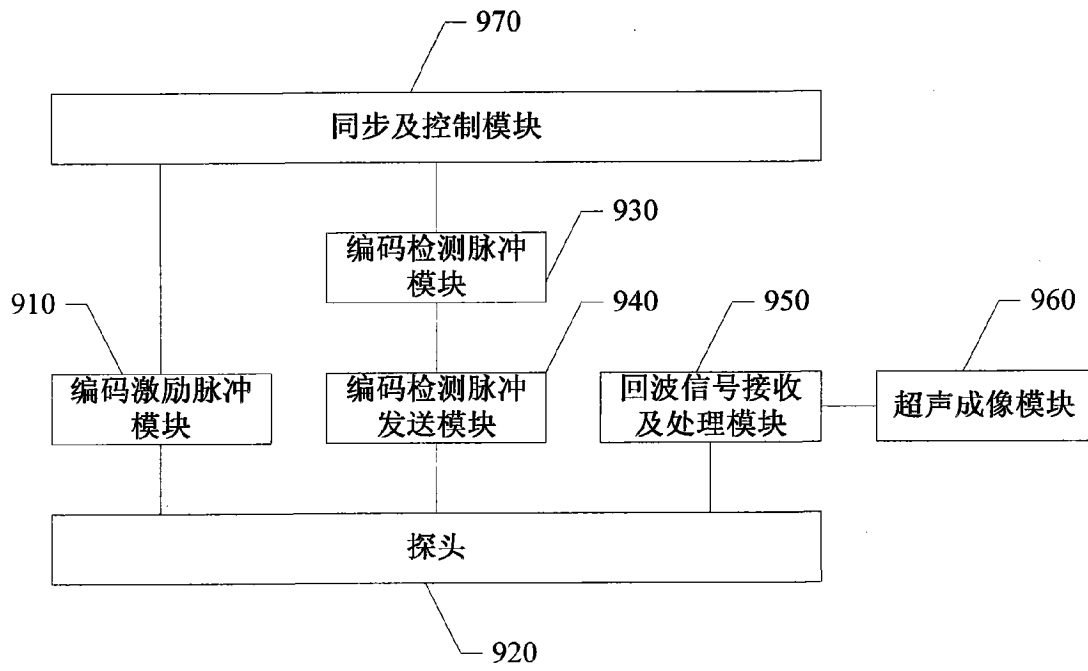


图 10

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声成像方法及装置                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN101869485A</a>                   | 公开(公告)日 | 2010-10-27 |
| 申请号            | CN201010214476.7                               | 申请日     | 2010-06-23 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 深圳大学                                           |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 深圳大学                                           |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 深圳大学                                           |         |            |
| [标]发明人         | 覃正笛<br>陈思平<br>汪天富<br>曾斯宁                       |         |            |
| 发明人            | 覃正笛<br>陈思平<br>汪天富<br>曾斯宁                       |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 G01N29/14                             |         |            |
| 其他公开文献         | CN101869485B                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

摘要(译)

本发明公开了一种超声成像方法及装置。本发明首先通过对产生声辐射力的脉冲进行编码调制，激励探头发射超声波而产生多频率声辐射力使组织产生振动；然后对检测组织振动的脉冲采用与所述激励脉冲不同的编码调制，保证两种码字间的互相关性好，并利用类似于通讯的码分多址(CDMA)的技术，就可以消除产生声辐射力的激励脉冲回波对检测回波造成的干扰，从而提高信噪比，还能更充分利用脉冲宽度以及系统的频带宽度资源，提高声辐射力的能量。

