



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110680349 A

(43)申请公布日 2020.01.14

(21)申请号 201911036322.0

(22)申请日 2019.10.29

(71)申请人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路
381号

(72)发明人 马碧云 元达鹏 刘娇蛟

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

代理人 蒋剑明

(51)Int.Cl.

A61B 5/16(2006.01)

A61B 8/02(2006.01)

权利要求书4页 说明书10页 附图3页

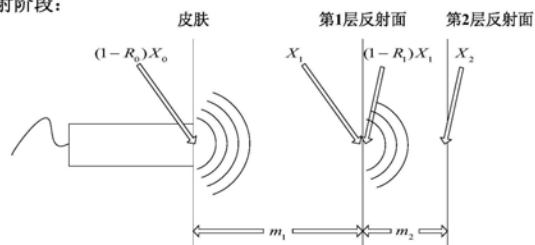
(54)发明名称

一种基于线性调频的脉搏测谎方法与装置

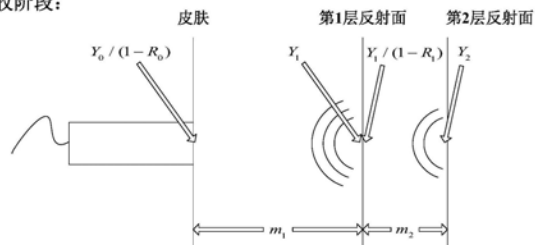
(57)摘要

本发明公开了一种基于线性调频的脉搏测谎方法与装置,传感器采用非阵列超声探头发射线性调频的连续信号,线性调频信号具有精确、抗多径、去伪影的优点。结合预失真处理、脉冲压缩、分层反演回波算法,通过各反射回波之间的时延,得到各反射面的位置(深度);利用超声波在体内的衰减函数,通过迭代的方式反演出发射信号与回波信号在每个反射层的幅值,并计算出每一层反射面的反射系数;反射系数可确定各反射层的组织构成,得到脉搏的深度、频率、幅度等多维度的脉搏信息,从而可为测谎结果的判断提供更多维度的参考。

发射阶段:



接收阶段:



1. 一种基于线性调频的脉搏测谎方法,其特征在于,所述的脉搏测谎方法包括以下步骤:

S1、信号预处理:采用非阵列探头发射线性调频的连续信号,并通过幅度加权探头的脉冲响应,最后使用Lanczos窗函数作为幅度削减函数降低脉压后的旁瓣;

S2、脉冲压缩:对接收到的反射回波做脉冲压缩处理,以获得峰值功率较高的窄脉冲;并通过加Hamming窗,降低脉冲压缩后的旁瓣;

S3、分层反演:通过分析脉冲压缩后各反射回波的时延信息,反演出各反射层的反射系数,并对比已有组织的反射系数,定位到脉搏的位置信息,获得脉搏的深度、频率、幅度和组织状态,进而得到多维度的测谎参考信息。

2. 根据权利要求1所述的一种基于线性调频的脉搏测谎方法,其特征在于,所述的步骤S1中信号预处理的过程如下:

S1.1、确定信号形式,根据原始信号为线性调频信号,由用户的输入得到输入信号如下: $x(t) = Ae^{j2\pi(f_0 t + \frac{K}{2} t^2)}, 0 \leq t \leq T$

其中 f_0 是信号的中心频率, K 是信号带宽, T 是信号的时间宽度, A 是信号的幅度;

S1.2、幅度加权,对线性调频作幅度加权的预处理:

$$x_{pre}(t) = M_{prob}(t) M_{decr}(t) x(t), 0 \leq t \leq T$$

其中, $M_{prob}(t)$ 是基于探头的幅度加权函数;

由于超声探头的脉冲响应可近似为高斯包络的余弦波:

$$g(t) = \exp\left(\frac{-\pi^2 \Delta f_u^2 t^2}{\mu}\right) \cos(2\pi f_0 t)$$

其中, Δf_u 是探头的带宽, f_0 是探头的中心频率, μ 是一个常量;因此幅度加权函数可表示为高斯函数的倒数:

$$M_{prob}(t) = \exp\left(\left(\frac{t-T}{2}\right)^2 / D^2\right), 0 \leq t \leq T$$

其中, D 是加权系数,表示幅度加权的程度;

$M_{decr}(t)$ 是Lanczos窗函数,表达式如下:

$$M_{decr}(k) = \begin{cases} b(m+3-k), & k = 2, \dots, m+2 \\ 1, & k = m+3, \dots, M-m-2 \\ b(k-M+m+2), & k = M-m-1, \dots, M-1 \end{cases}$$

其中, $b(i) = \frac{\sin \frac{\pi i}{m+2}}{\frac{\pi i}{m+2}}, i = 1, \dots, m+1$, m 为幅度削减长度。

3. 根据权利要求1所述的一种基于线性调频的脉搏测谎方法,其特征在于,所述的步骤S2中脉冲压缩的过程如下:

S2.1、根据输出信噪比最大化的准则,得到匹配滤波器的表达式如下:

$$h_{match}(t) = kx^*(t_0 - t)$$

其中, k 为任意常数, x^* 为线性调频信号的共轭, t_0 为预期偏移量;

S2.2、在匹配滤波器的基础上加Hanmming窗函数,得失配滤波器的表达式如下:

$$h_{\text{mismatch}}(t) = w(t) h_{\text{match}}(t)$$

其中,Hanmming窗 $w(n)$ 的定义为:

$$w(n) = \begin{cases} (1 - \beta) - \beta \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & n < 0 \text{ or } n > N-1 \end{cases}$$

其中 $\beta=0.46$, N 为Hanmming窗的总长度;

S2.3、接收探头收到的反射回波经过失配滤波器进行脉冲压缩后,获得峰值功率较高的窄脉冲:

$$y(t) = \text{conv}(r(t), F^{-1}(X^*(f) H_{\text{mismatch}}(f)))$$

其中, $r(t)$ 为反射回波, F^{-1} 为逆傅里叶变换, $X^*(f)$ 为线性调频信号经过傅里叶变换后的共轭, $H_{\text{mismatch}}(f)$ 为失配滤波器的系统函数, $\text{conv}(\ast)$ 为卷积运算。

4. 根据权利要求1所述的一种基于线性调频的脉搏测谎方法,其特征在于,所述的步骤S3中分层反演的过程如下:

S3.1、计算各反射层的相对距离,将各窄脉冲峰值对应的时延结果 n_i 根据采样频率与声速转变为距离 d_i :

$$d_i = \frac{n_i C}{f_s}$$

其中, f_s 为系统采样频率, C 为超声波在人体组织内的平均声速, d_i 即表示各反射面相对于皮肤的距离;

S3.2、通过下式得到超声波信号在人体内衰减函数为:

$$U = U_0 e^{-\alpha_N f d}$$

其中, U_0 为信号的初始幅值, f 为信号的频率, α_N 为体内第 N 层组织的衰减系数, d 为信号在体内移动的距离;

S3.3、原始发射信号的幅值 X_0 经过已知初始反射层的透射,再经过人体组织衰减函数 U ,得第一层反射层处的幅值 X_1 :

$$X_1 = (1 - R_0) X_0 e^{-\alpha_1 f m_1}$$

其中, R_0 为已知初始反射层的反射系数, α_1 为初始反射层到第一层反射层之间的衰减系数, $m_1 = d_1 - d_0$ 为第一层反射层与初始反射层之间的距离;

S3.4、反射回波 Y_0 经过人体组织衰减,再经过已知初始反射层的透射,得第一层反射层处的幅值 Y_1 :

$$Y_1 = \frac{Y_0 e^{\alpha_1 f m_1}}{1 - R_0};$$

S3.5、计算得到第一层反射层的反射系数如下:

$$R_1 = \frac{Y_1}{X_1}$$

其中, X_1 原始发射信号 X_0 在第一层反射层处的幅值, Y_1 为反射回波 Y_0 在第一层反射层处

的幅值；

S3.6、以此类推，通过迭代得到发射信号在第*i*层反射面处的幅值 X_i 与反射回波信号在第*i*层反射面处的幅值 Y_i ：

$$X_i = (1 - R_{i-1})X_{i-1}e^{-\alpha_i f m_i} \quad i \in \{1, 2, \dots, n\}$$

$$Y_i = \frac{Y_{i-1}e^{\alpha_i f m_i}}{1 - R_{i-1}} \quad i \in \{1, 2, \dots, n\}$$

其中，*n*为反射面的总数， $m_i = d_i - d_{i-1}$ 为第*i*层与第*i-1*层之间的距离， R_{i-1} 为第*i-1*层的反射系数， α_i 为第*i-1*层反射层到第*i*层反射层之间的衰减系数；

S3.7、计算得到第*i*层反射面的反射系数如下：

$$R_i = \frac{Y_i}{X_i} \quad i \in \{1, 2, \dots, n\};$$

S3.8、得到各层的反射系数以后，通过对比已有组织的反射系数，确定各反射层的组织构成，得到包括脉搏深度、频率、幅度信息在内的多维度信息，从而为测谎结果的判断提供多维度的脉搏参考。

5. 根据权利要求2所述的一种基于线性调频的脉搏测谎方法，其特征在于，*D*的取值与探头的脉冲响应、信号的带宽和时宽相关。

6. 一种基于线性调频的脉搏测谎装置，其特征在于，所述的脉搏测谎装置包括数据采集端和数据处理端，二者之间通过无线电磁波进行信息交互，其中，所述的数据采集端负责超声波的收发，模拟信号与数字信号之间的转换，无线发射回波信号；所述的数据处理端负责通过对发射信号的预处理，提高轴向分辨力和降低旁瓣；同时对反射回波信号进行后处理，得到包括脉搏深度、频率、幅度在内的多维度信息，以为测谎结果的判断提供参考。

7. 根据权利要求6所述的一种基于线性调频的脉搏测谎装置，其特征在于，所述的数据采集端实现对数据的采集、数据的转发、系统流程的时序控制，包括收发逻辑单元、无线发射单元、数据存储单元、AD/DA转换单元、功率放大单元、非阵列超声探头单元和低噪声放大单元，其组成连接关系如下：

所述的收发逻辑单元分别与无线发射单元、数据存储单元、AD/DA转换单元相连接，负责发送信号的间隔控制、外部设备的时序控制；所述的无线发射单元与AD/DA转换单元相连接，负责将数字量化后的超声波反射回波以无线电磁波的形式发送至数据处理端用于分析处理；所述的数据存储单元分别与AD/DA转换单元、收发逻辑单元相连接，负责存储数据处理端中预处理后的信号数据，所述的收发逻辑单元通过指定的流程逻辑去读取使用其中的数据；所述的AD/DA转换单元分别与功率放大单元、低噪声放大单元、无线发射单元、数据存储单元相连接，负责将超声探头转换而来的模拟信号与处理芯片能识别的数字信号进行相互转换；所述的功率放大单元与非阵列超声探头单元相连接，负责将低电压信号转换为驱动非阵列超声探头单元的驱动信号；所述的低噪声放大单元与非阵列超声探头单元相连接，负责通过低噪声放大器将由非阵列超声探头单元转换过来的电信号进行放大；所述的非阵列超声探头单元负责实现电信号与非阵列超声信号之间的转换，即实现电能与声能之间的转换。

8. 根据权利要求6所述的一种基于线性调频的脉搏测谎装置，其特征在于，所述的数据

处理端负责数据的分析处理处理,包括信号预处理单元、无线接收单元、信号后处理单元,其组成连接关系如下:

若数据存储单元中无数据存储,或者需要更新发射信号时,信号预处理单元与数据存储单元相连接,负责对信号做预失真处理,提高轴向分辨力并减低旁瓣;所述的无线接收单元与信号后处理单元相连接,负责接收来自数据采集端的超声回波数据;所述的信号后处理单元负责对无线接收单元的数据进行后处理,得到包括脉搏深度、频率、幅度在内的多维度信息,以为测谎结果的判断提供参考。

一种基于线性调频的脉搏测谎方法与装置

技术领域

[0001] 本发明涉及声学探测、信号处理等技术领域，具体涉及一种基于线性调频的脉搏测谎方法与装置。

背景技术

[0002] 测谎技术是一项犯罪心理测试技术，在侦查工作前期，侦查人员根据初步侦查和调查掌握的情况，发现了嫌疑对象，但尚无确凿证据认定该对象是否犯罪分子，通常采用传唤或拘传的方法，进行正面审查，以排除或肯定犯罪嫌疑。但作案者和无辜者都会极力辩解，否认犯罪，其供述有的一时难以查证或虽能查证但需花费大量时间和经费。这时，若使用测谎技术，就能迅速地排除大量的无辜嫌疑人，筛选出重点嫌疑对象，在条件比较好的情况下还可以直接认定犯罪分子，然后围绕重点嫌疑对象开展审讯和调查，可以事半功倍，大大提高破案效率。

[0003] 现代科学证实，人在说谎时生理上的确发生着一些变化，有一些肉眼可以观察到，如出现抓耳挠腮、腿脚抖动等一系列不自然的人体动作。还有一些生理变化是不易察觉的，如：呼吸速率和血容量异常，出现呼吸抑制和屏息；脉搏加快，血压升高，血输出量增加及成分变化，导致面部、颈部皮肤明显苍白或发红；皮下汗腺分泌增加，导致皮肤出汗，双眼之间或上嘴唇首先出汗，手指和手掌出汗尤其明显；眼睛瞳孔放大；胃收缩，消化液分泌异常，导致嘴、舌、唇干燥；肌肉紧张、颤抖，导致说话结巴。这些生理参量由于受植物神经系统支配，所以一般不受人的意识控制，而是自主的运动，在外界刺激下会出现一系列条件反射现象。这一切都逃不过测谎仪的“眼睛”。而测谎一般是从三个方面测定一个人的生理变化，即脉搏、呼吸和皮肤电阻，其中脉搏为首位；因此若能得到多维度的脉搏信息，将会提高对测谎结果判断的准确度。

[0004] 目前的脉搏检测装置主要采用压力、光学传感器感知脉搏，并配合不同类型的机械装置，例如：微型马达、电磁阀、气泵、液压泵装置等，模拟人手获取脉搏的信息。多个专利公开了基于压力、温度传感装置的脉搏检测装置，例如：中国专利，授权号：ZL86107657.3、授权号：CN102411615、申请号：301310629076.6等。其核心均是通过固定在手上的压力传感器感知患者的脉搏信息，采用温度传感器校准压力传感器的误差，然而其仍具有触感类型传感器的一些不足，例如：精度不高；传感器与手腕贴合层度对结果影响较大，需要用高精度、高成本的气泵和液压装置减小误差。

[0005] 而超声因其安全、无损等特点被长期用来采集脉搏数据，例如：中国专利，申请号：200610083339.8，借助医用阵列超声三维成像设备，通过获取脉搏的三维图形得到脉搏各种参数；但该方法采用脉冲信号作为探测信号，脉冲信号一般用于成像，并需结合阵列探头使用、且运算过程复杂。

发明内容

[0006] 本发明的目的是为了实现在脉搏信息的准确获取，提供一种基于线性调频的脉搏测

谎方法与装置。

[0007] 本发明的第一个目的可以如下技术方案达到：

[0008] 一种基于线性调频的脉搏测谎方法，包括如下步骤：

[0009] S1、信号预处理：采用非阵列探头发射线性调频的连续信号，线性调频信号具有精确、抗多径、去伪影等特点；并通过幅度加权探头的脉冲响应，使得回波信号的带宽不局限于探头，从而提高轴向分辨力；最后使用Lanczos窗函数作为幅度削减函数降低脉压后的旁瓣；

[0010] S2、脉冲压缩：对接收到的反射回波做脉冲压缩处理，以获得峰值功率较高的窄脉冲；并通过加Hanmming窗，降低脉冲压缩后的旁瓣；

[0011] S3、分层反演：通过分析脉冲压缩后各反射回波的时延信息，反演出各反射层的反射系数，并对比已有组织的反射系数，定位到脉搏（血管）的位置信息，从而获得脉搏的深度、频率、幅度和组织状态，为测谎提供更多维度的参考。

[0012] 进一步地，所述的步骤S1中信号预处理具体包括以下步骤：

[0013] S1.1、确定信号形式：由于线性信号具有很好的自相关特性，原始信号为线性调频信号，由用户的输入得

$$[0014] \quad x(t) = Ae^{j2\pi(f_0 t + \frac{K}{2}t^2)}, t \in [0, T]$$

[0015] 其中 f_0 是信号的中心频率， K 是信号带宽， T 是信号的时间宽度， A 是信号的幅度；

[0016] S1.2、幅度加权，对线性调频作幅度加权的预处理：

$$[0017] \quad x_{pre}(t) = M_{prob}(t) M_{decr}(t) x(t), 0 \leq t \leq T$$

[0018] 其中， $M_{prob}(t)$ 是基于探头的幅度加权函数；

[0019] 由于超声探头的脉冲响应可近似为高斯包络的余弦波：

$$[0020] \quad g(t) = \exp\left(\frac{-\pi^2 \Delta f_u^2 t^2}{\mu}\right) \cos(2\pi f_0 t)$$

[0021] 其中， Δf_u 是探头的带宽， f_0 是探头的中心频率， μ 是一个常量；因此幅度加权函数可表示为高斯函数的倒数：

$$[0022] \quad M_{prob}(t) = \exp\left(\left(\frac{t-T}{2}\right)^2 / D^2\right), 0 \leq t \leq T$$

[0023] 其中， D 是加权系数，表示幅度加权的程度。 D 值越小，对信号幅度加权的程度越大； D 的取值与探头的脉冲响应、信号的带宽和时宽有关系；

[0024] 而 $M_{decr}(t)$ 是Lanczos窗函数，目的是减小脉压旁瓣幅度：

$$[0025] \quad M_{decr}(k) = \begin{cases} b(m+3-k), & k = 2, \dots, m+2 \\ 1, & k = m+3, \dots, M-m-2 \\ b(k-M+m+2), & k = M-m-1, \dots, M-1 \end{cases}$$

$$[0026] \quad \text{其中, } b(i) = \frac{\sin \frac{\pi i}{m+2}}{\frac{\pi i}{m+2}}, i = 1, \dots, m+1, m \text{ 为幅度削减长度。}$$

[0027] 进一步地，步骤S2中脉冲压缩具体包括以下步骤：

[0028] S2.1、得匹配滤波函数：使得输出信噪比最大化的准则，可得到匹配滤波器的表达

式:

[0029] $h_{\text{match}}(t) = kx^*(t_0 - t)$

[0030] 其中, k 为任意常数, x^* 为线性调频信号的共轭, t_0 为预期偏移量;

[0031] S2.2、在匹配滤波器的基础上加Hanmming窗函数,得失配滤波器的表达式如下:

[0032] $h_{\text{mismatch}}(t) = w(t) h_{\text{match}}(t)$

[0033] 其中, Hanmming窗 $w(n)$ 的定义为:

[0034]
$$w(n) = \begin{cases} (1 - \beta) - \beta \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & n < 0 \text{ or } n > N-1 \end{cases}$$

[0035] 其中 $\beta = 0.46$, N 为Hanmming窗的总长度;

[0036] S2.3、脉冲压缩:接收探头收到的反射回波经过失配滤波器后,可以获得峰值功率较高的窄脉冲:

[0037] $y(t) = \text{conv}(r(t), F^{-1}(X^*(f) H_{\text{mismatch}}(f)))$

[0038] 其中, $r(t)$ 为反射回波, F^{-1} 为逆傅里叶变换, $X^*(f)$ 为线性调频信号经过傅里叶变换后的共轭, $H_{\text{mismatch}}(f)$ 为失配滤波器的系统函数, $\text{conv}(\ast)$ 为卷积运算。

[0039] 进一步地,步骤S3中分层反演具体包括以下步骤:

[0040] S3.1、计算各反射层的相对距离:将各窄脉冲峰值对应的时延结果 n_i 根据采样频率与声速转变为距离 d_i :

[0041]
$$d_i = \frac{n_i C}{f_s}$$

[0042] 其中, f_s 为系统采样频率, C 为超声波在人体组织内的平均声速; d_i 即表示各反射面相对于皮肤的距离;

[0043] S3.2、衰减函数:超声波信号在人体内衰减函数为:

[0044]
$$U = U_0 e^{-\alpha_N f d}$$

[0045] 其中, U_0 为信号的初始幅值, f 为信号的频率, α_N 为体内第 N 层组织的衰减系数, d 为信号在体内移动的距离;

[0046] S3.3、原始发射信号的幅值 X_0 经过了已知初始反射层的透射,再经过人体组织衰减函数 U ,得第一层反射层处的幅值 X_1 :

[0047]
$$X_1 = (1 - R_0) X_0 e^{-\alpha_1 f m_1}$$

[0048] 其中, R_0 为已知初始反射层的反射系数, α_1 为初始反射层到第一层反射层之间的衰减系数, $m_1 = d_1 - d_0$ 为第一层反射层与初始反射层之间的距离;

[0049] S3.4、而反射回波 Y_0 则经过人体组织衰减,再经过已知初始反射层的透射,得第一层反射层处的幅值 Y_1 :

[0050]
$$Y_1 = \frac{Y_0 e^{\alpha_1 f m_1}}{1 - R_0}$$

[0051] S3.5、因此第一层反射层的反射系数即为:

$$[0052] \quad R_1 = \frac{Y_1}{X_1}$$

[0053] 其中, X_1 原始发射信号 X_0 在第一层反射层处的幅值, Y_1 为反射回波 Y_0 在第一层反射层处的幅值;

[0054] S3.6、以此类推,通过迭代得到发射信号在第 i 层反射面处的幅值 X_i 与反射回波信号在第 i 层反射面处的幅值 Y_i :

$$[0055] \quad X_i = (1 - R_{i-1})X_{i-1}e^{-\alpha_i f m_i} \quad i \in \{1, 2, \dots, n\}$$

$$[0056] \quad Y_i = \frac{Y_{i-1}e^{\alpha_i f m_i}}{1 - R_{i-1}} \quad i \in \{1, 2, \dots, n\}$$

[0057] 其中, n 为反射面的总数, $m_i = d_i - d_{i-1}$ 为第 i 层与第 $i-1$ 层之间的距离, R_{i-1} 为第 $i-1$ 层的反射系数, α_i 为第 $i-1$ 层反射层到第 i 层反射层之间的衰减系数;

[0058] S3.7、因此第 i 层反射面的反射系数为:

$$[0059] \quad R_i = \frac{Y_i}{X_i} \quad i \in \{1, 2, \dots, n\}$$

[0060] S3.8、得到了各层的反射系数以后,通过对比已有组织的反射系数,可以确定各反射层的组织构成,从而得到脉搏深度、频率、幅度信息等多维度信息;从而为测谎结果的判断,提供多维度的脉搏参考。

[0061] 本发明的另一个目的可以如下技术方案达到:

[0062] 一种基于线性调频的脉搏测谎装置,采用数据处理端与数据采集端分离的方式,具体原理如下:

[0063] 该基于线性调频的脉搏测谎装置由数据采集端101、数据处理端102两部分组成,两个部分之间是通过无线电磁波相关联。其中数据采集端101负责超声波的收发,模拟信号与数字信号之间的转换,无线发射回波信号;数据处理端102负责通过对发射信号的预处理,提高轴向分辨力和降低旁瓣;同时对反射回波信号进行后处理,得到脉搏深度、频率、幅度等多维度的信息,以为测谎结果的判断提供更全面的参考。

[0064] 其中,所述的基于线性调频的脉搏测谎装置的数据采集端101负责对数据的采集、数据的转发、系统流程的时序控制。其中包括收发逻辑单元201、无线发射单元202、数据存储单元203、AD/DA转换单元204、功率放大单元205、非阵列超声探头单元206、低噪声放大单元207。其组成连接关系如下:

[0065] 收发逻辑单元201与无线发射单元202、数据存储单元203、AD/DA转换单元204相连接,负责收发流程的时序控制,如发送信号的间隔控制、外部设备(存储器、AD/DA芯片、无线模块)的时序控制等;无线发射单元202与AD/DA转换单元204相连接,负责将数字量化后的超声波反射回波以无线电磁波的形式发送至数据处理端102用于分析处理;数据存储单元203与AD/DA转换单元204、收发逻辑单元201相连接,负责存储数据处理端102中预处理后的信号数据,收发逻辑单元201可通过一定的流程逻辑去读取使用其中的数据;AD/DA转换单元204与功率放大单元205、低噪声放大单元207、无线发射单元202、数据存储单元203相连接,负责将超声探头转换而来的模拟信号与处理芯片能识别的数字信号进行相互转换;功

率放大单元205与非阵列超声探头单元206相连接,负责将低电压信号转换为可以驱动非阵列超声探头单元206的驱动信号;低噪声放大单元207与非阵列超声探头单元206相连接,负责通过低噪声放大器将由非阵列超声探头单元206转换过来的电信号进行放大;非阵列超声探头单元206负责实现电信号与非阵列超声信号之间的转换,即实现了电能与声能之间的转换。

[0066] 其中,所述的基于线性调频的脉搏测谎装置的数据处理端102负责数据的分析处理,其包括信号预处理单元301、无线接收单元302、信号后处理单元303。其组成连接关系如下:

[0067] 若数据存储单元203中无数据存储,或者需要更新发射信号时,信号预处理单元301与数据存储单元203相连接,负责对信号做预失真处理,从而提高轴向分辨力并减低旁瓣;无线接收单元302与信号后处理单元303相连接,负责接收来自数据采集端的超声回波数据;信号后处理单元303负责对无线接收单元302的数据进行后处理,得到脉搏深度、频率、幅度等多维度的信息,以为测谎结果的判断提供更全面的参考。

[0068] 本发明相对于现有技术具有如下的优点及效果:

[0069] (1) 本发明使用线性调频的连续信号作为发射信号,通过处理反射回波得到脉搏的多种信息,相比用于成像的脉冲信号,具有所需探头数量少(非阵列探头)、精准度高、抗多径的优点;而相比于压力传感器,则无需考虑装置对探测点的接触力度;

[0070] (2) 本发明采用预失真处理、脉冲压缩与分层反演回波算法相结合,可在提高轴向分辨力与降低旁瓣的矛盾中取得一个较好的平衡,获得各反射回波的时延信息,从而推得各反射层的反射系数,通过对比已有组织的反射系数,可确定各反射层的组织构成,从而得到脉搏深度、频率、幅度等多维度的信息,为测谎结果的判断提供更多的参考;

[0071] (3) 本发明采用无线数据回传的方式,因此所佩戴的数据采集端仅进行简单的数据采集,复杂的算法实现放在数据处理端,从而减小了数据采集端的体积、降低了功耗;

[0072] 综上,本发明可测得脉搏深度、频率、幅度等多维度信息,测谎结果的判断提供更多的参考,同时具有精准度高、装置简单、使用便捷等优点;本发明对脉搏信息进行量化,并且经过实时分析和存储后,可作为大数据的样本用于聚类分析,为未来测谎技术的大数据分析奠定了基础。

附图说明

[0073] 图1是本发明公开的基于线性调频的脉搏测谎装置的结构图;

[0074] 图2是本发明公开的数据处理端的结构图;

[0075] 图3是本发明公开的数据采集端的结构图;

[0076] 图4是本发明公开的分层反演回波的示例图。

具体实施方式

[0077] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0078] 实施例

[0079] 测谎技术可以通过人在说谎时生理上产生的一系列变化,迅速地排除大量的无辜嫌疑人,筛选出重点嫌疑对象,在条件比较好的情况下还可以直接认定犯罪分子,然后围绕重点嫌疑对象开展审讯和调查,可以事半功倍,大大提高破案效率。

[0080] 而说谎时的生理变化体现在,呼吸速率和血容量异常,出现呼吸抑制和屏息;脉搏加快,血压升高,血输出量增加及成分变化,导致面部、颈部皮肤明显苍白或发红等。因此对脉搏的多维度检测可以为测谎结果的判断提供更全面的参考。

[0081] 有鉴于此,本实施例提出了一种基于线性调频的脉搏测谎方法。基于超声波的物理特性,采用非阵列超声探头发射线性调频的连续信号,并在信号处理方法上使用预失真处理、脉冲压缩、分层反演回波算法,其中包括:1) 信号发射通过预失真技术抵消发射探头的脉冲响应对发射信号的影响,使得回波信号的带宽不局限于探头,从而提高轴向分辨力;增加幅度衰减函数降低旁瓣;2) 信号接收采用脉冲压缩,恢复轴向分辨力,从而得到各反射回波之间的时延;3) 由时延可得到各反射面的位置(深度);结合超声波在体内的衰减函数,可迭代地计算出每一层反射面的反射系数;通过反射系数,可确定各反射层的组织构成,从而得到脉搏深度、频率、幅度等多维度的信息,从而可为测谎结果的判断提供更多维度的参考。

[0082] 本实施例公开的一种基于线性调频的脉搏测谎方法,,包括以下步骤:

[0083] S1、信号预处理:采用非阵列探头发射线性调频的连续信号,线性调频信号具有精确、抗多径、去伪影等特点;并通过幅度加权探头的脉冲响应,使得回波信号的带宽不局限于探头,从而提高轴向分辨力;最后使用Lanczos窗函数作为幅度衰减函数降低脉压后的旁瓣;

[0084] 该步骤S1中信号预处理具体包括以下步骤:

[0085] S1.1、确定信号形式:由于线性信号具有很好的自相关特性,原始信号为线性调频信号,由用户的输入得:

$$[0086] \quad x(t) = Ae^{j2\pi(f_0 t + \frac{K}{2} t^2)}, t \in [0, T]$$

[0087] 其中 f_0 是信号的中心频率, K 是信号带宽, T 是信号的时间宽度;

[0088] S1.2、幅度加权:为了使得回波信号的带宽不局限于探头,并减少脉压后的旁瓣,需对线性调频作幅度加权的预处理:

$$[0089] \quad x_{pre}(t) = M_{prob}(t) M_{decr}(t) x(t), t \in [0, T]$$

[0090] 其中, $M_{prob}(t)$ 是基于探头的幅度加权函数,为抵消探头对线性调频信号的影响;由于超声探头的脉冲响应可近似为高斯包络的余弦波:

$$[0091] \quad g(t) = \exp\left(\frac{-\pi^2 \Delta f_u^2 t^2}{\alpha}\right) \cos(2\pi f_0 t)$$

[0092] 其中, Δf_u 是探头的-6dB带宽, f_0 是探头的中心频率, α 是一个常量 $1.21\ln 10$;因此幅度加权函数可表示为高斯函数的倒数:

$$[0093] \quad M_{prob}(t) = \exp\left(\left(\frac{t-T}{2}\right)^2 / D^2\right), 0 \leq t \leq T$$

[0094] 其中, D 是加权系数,表示幅度加权的程度。 D 值越小,对信号幅度加权的程度越大;

D的取值与探头的脉冲响应、信号的带宽和时宽有关系；

[0095] 而 $M_{decr}(t)$ 是Lanczos窗函数,目的是减小脉压旁瓣幅度:

$$[0096] \quad M_{decr}(k) = \begin{cases} b(m+3-k), & k=2, \dots, m+2 \\ 1, & k=m+3, \dots, M-m-2 \\ b(k-M+m+2), & k=M-m-1, \dots, M-1 \end{cases}$$

[0097] 其中, $b(i) = \frac{\sin \frac{\pi i}{m+2}}{\frac{\pi i}{m+2}}, i=1, \dots, m+1$, m 为幅度削减长度。

[0098] S2、脉冲压缩:对接收到的反射回波做脉冲压缩处理,以获得峰值功率较高的窄脉冲;并通过加Hanmming窗,降低脉冲压缩后的旁瓣;

[0099] 该步骤S2中脉冲压缩具体包括以下步骤:

[0100] S2.1、得匹配滤波函数:使得输出信噪比最大化的准则,可得到匹配滤波器的表达式:

$$[0101] \quad h_{match}(t) = kx^*(t_0-t)$$

[0102] 其中, k 为任意常数, x^* 为线性调频信号的共轭, t_0 为预期偏移量;

[0103] S2.2、在匹配滤波器的基础上加Hanmming窗函数,得失配滤波器的表达式如下:

$$[0104] \quad h_{mismatch}(t) = w(t) h_{match}(t)$$

[0105] 其中,Hanmming窗 $w(n)$ 的定义为:

$$[0106] \quad w(n) = \begin{cases} (1-\beta) - \beta \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & n < 0 \text{ or } n > N-1 \end{cases}$$

[0107] 其中 $\beta=0.46$, N 为Hanmming窗的总长度;

[0108] S2.3、脉冲压缩:接收探头收到的反射回波经过失配滤波器后,可以获得峰值功率较高的窄脉冲:

$$[0109] \quad y(t) = \text{conv}(r(t), F^{-1}(X^*(f) H_{mismatch}(f)))$$

[0110] 其中, $r(t)$ 为反射回波, F^{-1} 为逆傅里叶变换, $X^*(f)$ 为线性调频信号经过傅里叶变换后的共轭, $H_{mismatch}(f)$ 为失配滤波器的系统函数, $\text{conv}(\ast)$ 为卷积运算。

[0111] S3、分层反演:通过分析脉冲压缩后各反射回波的时延信息,反演出各反射层的反射系数,并对比已有组织的反射系数,定位到脉搏(血管)的位置信息,从而获得脉搏的深度、频率、幅度和组织状态,为测谎提供更多维度的参考;

[0112] 该步骤S3中分层反演具体包括以下步骤:

[0113] S3.1、计算各反射层的相对距离:将各窄脉冲峰值对应的时延结果 n_i 根据采样频率与声速转变为距离 d_i :

$$[0114] \quad d_i = \frac{n_i C}{f_s}$$

[0115] 其中, f_s 为系统采样频率, C 为超声波在人体组织内的平均声速; d_i 即表示各反射面相对于皮肤的距离;

[0116] S3.2、衰减函数:超声波信号在人体内衰减函数为:

$$[0117] \quad U = U_0 e^{-\alpha_N f d}$$

[0118] 其中, U_0 为信号的初始幅值, f 为信号的频率, α_N 为体内第 N 层组织的衰减系数, d 为信号在体内移动的距离;

[0119] S3.3、原始发射信号的幅值 X_0 经过了已知初始反射层的透射,再经过人体组织衰减函数 U ,得第一层反射层处的幅值 X_1 :

$$[0120] \quad X_1 = (1 - R_0) X_0 e^{-\alpha_1 f m_1}$$

[0121] 其中, R_0 为已知初始反射层的反射系数, α_1 为初始反射层到第一层反射层之间的衰减系数, $m_1 = d_1 - d_0$ 为第一层反射层与初始反射层之间的距离;

[0122] S3.4、而反射回波 Y_0 则经过人体组织衰减,再经过已知初始反射层的透射,得第一层反射层处的幅值 Y_1 :

$$[0123] \quad Y_1 = \frac{Y_0 e^{\alpha_1 f m_1}}{1 - R_0}$$

[0124] S3.5、因此第一层反射层的反射系数即为:

$$[0125] \quad R_1 = \frac{Y_1}{X_1}$$

[0126] 其中, X_1 原始发射信号 X_0 在第一层反射层处的幅值, Y_1 为反射回波 Y_0 在第一层反射层处的幅值;

[0127] S3.6、以此类推,通过迭代得到发射信号在第 i 层反射面处的幅值 X_i 与反射回波信号在第 i 层反射面处的幅值 Y_i :

$$[0128] \quad X_i = (1 - R_{i-1}) X_{i-1} e^{-\alpha_i f m_i} \quad i \in \{1, 2, \dots, n\}$$

$$[0129] \quad Y_i = \frac{Y_{i-1} e^{\alpha_i f m_i}}{1 - R_{i-1}} \quad i \in \{1, 2, \dots, n\}$$

[0130] 其中, n 为反射面的总数, $m_i = d_i - d_{i-1}$ 为第 i 层与第 $i-1$ 层之间的距离, R_{i-1} 为第 $i-1$ 层的反射系数, α_i 为第 $i-1$ 层反射层到第 i 层反射层之间的衰减系数;

[0131] S3.7、因此第 i 层反射面的反射系数为:

$$[0132] \quad R_i = \frac{Y_i}{X_i} \quad i \in \{1, 2, \dots, n\}$$

[0133] S3.8、得到了各层的反射系数以后,通过对比已有组织的反射系数,可以确定各反射层的组织构成,从而得到脉搏深度、频率、幅度信息等多维度信息;从而为测谎结果的判断,提供多维度的脉搏参考。

[0134] 实施例二

[0135] 本实施例提出一种基于线性调频的脉搏测谎装置,该装置将声学探测、电力电子、信号处理等技术有机地结合在一起,具有装置体积小、成本低的特点。并且根据超声波的物理特性,采用非阵列超声探头发射线性调频的连续信号,并在信号处理方法上使用预失真处理、脉冲压缩、分层反演回波算法相结合,最终得到脉搏的深度、频率、幅度和组织状态。下面结合图1-图4对本装置作进一步详细的描述说明。

[0136] 本实施例中基于线性调频的脉搏测谎装置结构如图2所示,由数据采集端101、数据处理端102两部分组成,两个部分之间是通过无线电波相关联。其中数据采集端101负责超声波的收发,模拟信号与数字信号之间的转换,无线发射回波信号;数据处理端102负责通过对发射信号的预处理,提高轴向分辨力和降低旁瓣;同时对反射回波信号进行后处理,得到脉搏深度、频率、幅度等多维度的信息,以为测谎结果的判断提供更全面的参考。

[0137] 其中,基于线性调频的脉搏测谎装置的数据采集端101的结构如图3所示,负责对数据的采集、数据的转发、系统流程的时序控制。其中包括收发逻辑单元201、无线发射单元202、数据存储单元203、AD/DA转换单元204、功率放大单元205、非阵列超声探头单元206、低噪声放大单元207。其组成连接关系如下:

[0138] 收发逻辑单元201与无线发射单元202、数据存储单元203、AD/DA转换单元204相连接,负责收发流程的时序控制,如发送信号的间隔控制、外部设备(存储器、AD/DA芯片、无线模块)的时序控制等;无线发射单元202与AD/DA转换单元204相连接,负责将数字量化后的超声波反射回波以无线电波的形式发送至数据处理端102用于分析处理;数据存储单元203与AD/DA转换单元204、收发逻辑单元201相连接,负责存储数据处理端102中预处理后的信号数据,收发逻辑单元201可通过一定的流程逻辑去读取使用其中的数据;AD/DA转换单元204与功率放大单元205、低噪声放大单元207、无线发射单元202、数据存储单元203相连接,负责将超声探头转换而来的模拟信号与处理芯片能识别的数字信号进行相互转换;功率放大单元205与非阵列超声探头单元206相连接,负责将低电压信号转换为可以驱动非阵列超声探头单元206的驱动信号;低噪声放大单元207与非阵列超声探头单元206相连接,负责通过低噪声放大器将由非阵列超声探头单元206转换过来的电信号进行放大;非阵列超声探头单元206负责实现电信号与非阵列超声信号之间的转换,即实现了电能与声能之间的转换。

[0139] 其中,基于线性调频的脉搏测谎装置的数据处理端102的结构如图4所示,负责数据的分析处理,其包括信号预处理单元301、无线接收单元302、信号后处理单元303。其组成连接关系如下:

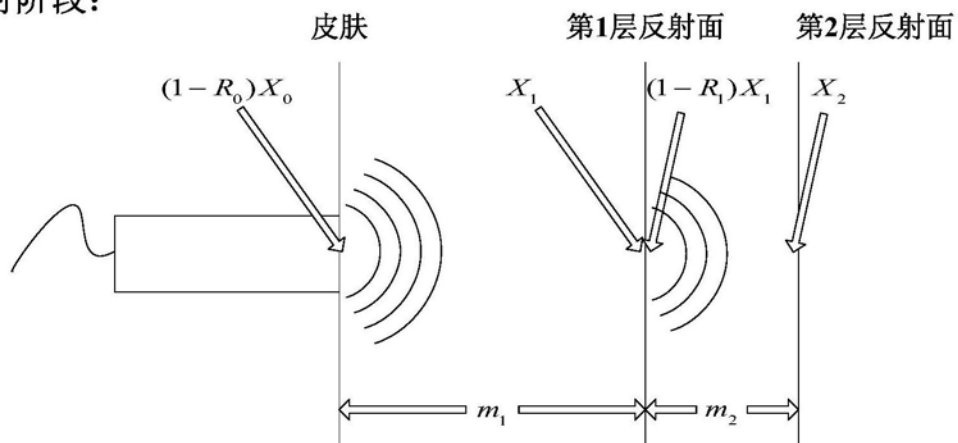
[0140] 若数据存储单元203中无数据存储,或者需要更新发射信号时,信号预处理单元301与数据存储单元203相连接,负责对信号做预失真处理,从而提高轴向分辨力并减低旁瓣;无线接收单元302与信号后处理单元303相连接,负责接收来自数据采集端的超声回波数据;信号后处理单元303负责对无线接收单元302的数据进行后处理,得到脉搏深度、频率、幅度等多维度的信息,以为测谎结果的判断提供更全面的参考。

[0141] 综上所述,上述实施例公开了一种基于线性调频的脉搏测谎方法与装置,传感器采用非阵列超声探头发射线性调频的连续信号,线性调频信号具有精确、抗多径、去伪影的优点。结合预失真处理、脉冲压缩、分层反演回波算法,通过各反射回波之间的时延,得到各反射面的位置(深度);利用超声波在体内的衰减函数,通过迭代的方式反演出发射信号与回波信号在每个反射层的幅值,并计算出每一层反射面的反射系数;反射系数可确定各反射层的组织构成,得到脉搏的深度、频率、幅度等多维度的脉搏信息,从而可为测谎结果的判断提供更多维度的参考。

[0142] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,

均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

发射阶段:



接收阶段:

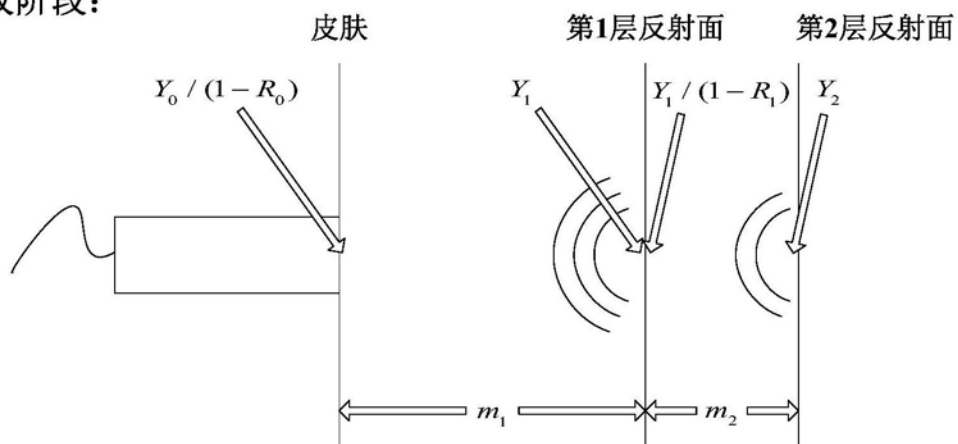


图1

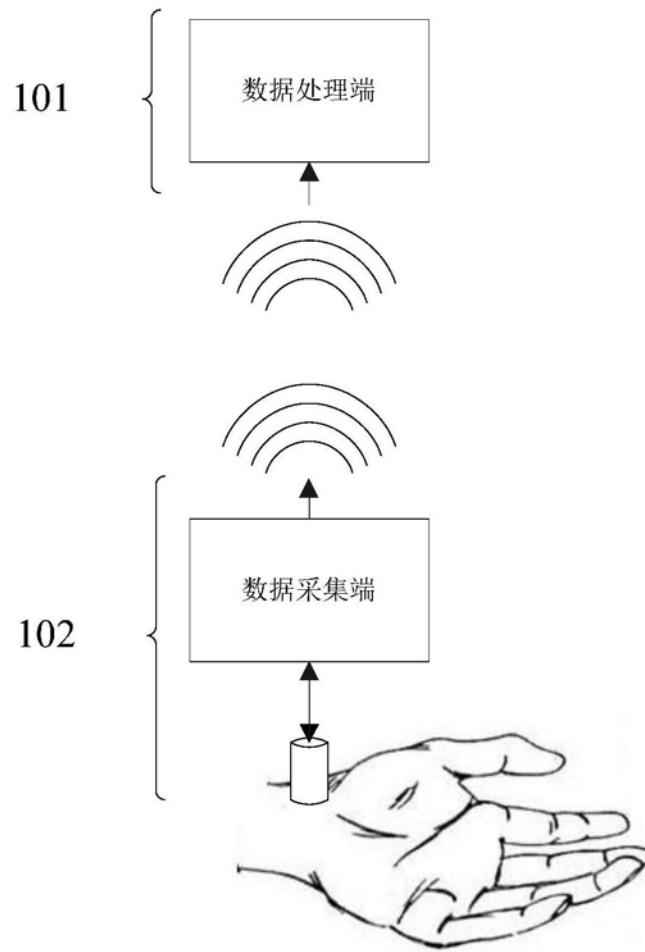


图2

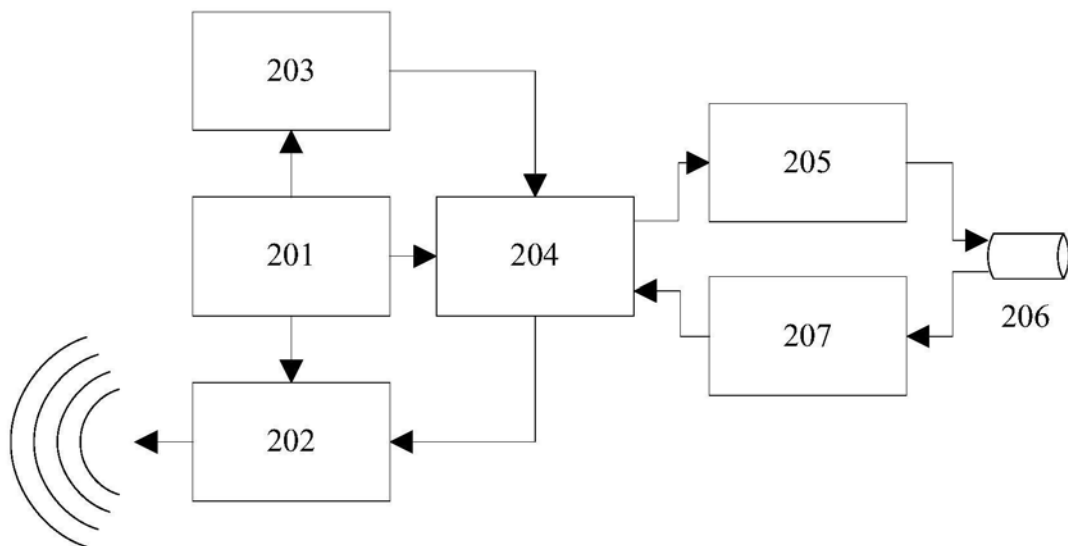


图3

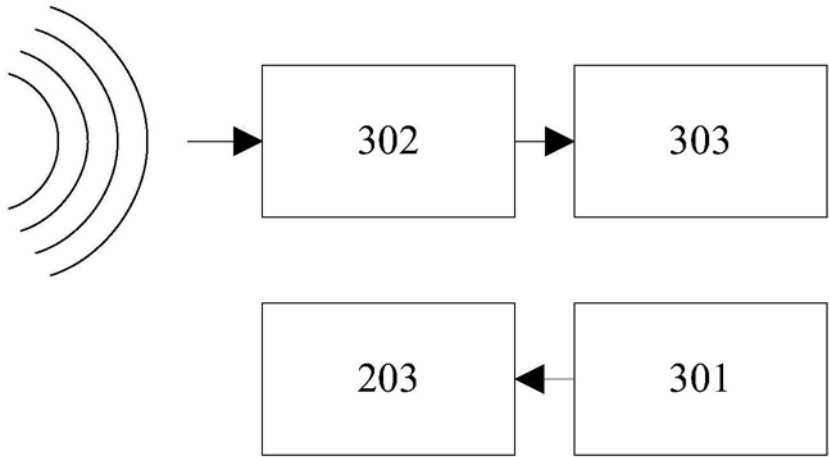


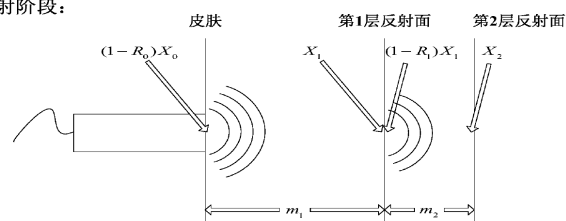
图4

专利名称(译)	一种基于线性调频的脉搏测谎方法与装置		
公开(公告)号	CN110680349A	公开(公告)日	2020-01-14
申请号	CN201911036322.0	申请日	2019-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
[标]发明人	马碧云 元达鹏 刘娇蛟		
发明人	马碧云 元达鹏 刘娇蛟		
IPC分类号	A61B5/16 A61B8/02		
CPC分类号	A61B5/164 A61B8/02 A61B8/4444 A61B8/52		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于线性调频的脉搏测谎方法与装置，传感器采用非阵列超声探头发射线性调频的连续信号，线性调频信号具有精确、抗多径、去伪影的优点。结合预失真处理、脉冲压缩、分层反演回波算法，通过各反射回波之间的时延，得到各反射面的位置(深度)；利用超声波在体内的衰减函数，通过迭代的方式反演出发射信号与回波信号在每个反射层的幅值，并计算出每一层反射面的反射系数；反射系数可确定各反射层的组织构成，得到脉搏的深度、频率、幅度等多维度的脉搏信息，从而可为测谎结果的判断提供更多维度的参考。

发射阶段：



接收阶段：

