

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102008291 A

(43) 申请公布日 2011. 04. 13

(21) 申请号 201010502319. 6

(22) 申请日 2010. 10. 11

(71) 申请人 中国人民解放军第四军医大学
地址 陕西省西安市长乐西路 17 号

(72) 发明人 王健琪 荆西京 张杨 吕昊
李岩峰 李钊 于霄

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

G01S 17/08(2006. 01)

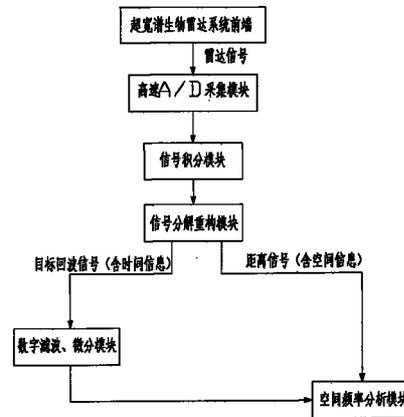
权利要求书 1 页 说明书 12 页 附图 5 页

(54) 发明名称

一种可用于多目标探测的单通道基于 UWB 的雷达式生命探测仪

(57) 摘要

本发明公开了一种可用于多目标探测的单通道基于 UWB 的雷达式生命探测仪,包括 UWB 生物雷达前端和计算单元,所述 UWB 生物雷达前端包括发射天线、接收天线、脉冲振荡器、电磁脉冲产生器、取样积分器;脉冲振荡器产生脉冲信号,该信号触发电磁脉冲产生器产生窄脉冲,并通过发射天线辐射出去;反射信号经过接收天线送到取样积分器,由脉冲振荡器产生的脉冲信号同时经过延时电路和距离门产生器产生距离门,对接收信号进行选择,信号通过取样积分电路,经过积累后微弱信号被检测出来,并经由放大器和滤波器进行放大、滤波,再经高速 A/D 采集卡采样后送入计算单元,由计算单元对采集到的信号进行分析处理,提取多个人体目标生命信息和各目标距离。



1. 一种可用于多目标探测的单通道基于 UWB 的雷达式生命探测仪，其特征在于，包括 UWB 生物雷达前端和计算单元，所述 UWB 生物雷达前端包括发射天线、接收天线、脉冲振荡器、电磁脉冲产生器、取样积分器；脉冲振荡器产生脉冲信号，该信号触发电磁脉冲产生器产生窄脉冲，并通过发射天线辐射出去；反射信号经过接收天线送到取样积分器，由脉冲振荡器产生的脉冲信号同时经过延时电路和距离门产生器产生距离门，对接收信号进行选择，信号通过取样积分电路，经过积累后微弱信号被检测出来，并经由放大器和滤波器进行放大、滤波，再经高速 A/D 采集卡采样后送入计算单元，由计算单元对采集到的信号进行分析处理，最终提取多个人体目标生命信息和各目标距离。

2. 根据权利要求 1 所述的单通道 UWB 雷达式生命探测仪，其特征在于，所述滤波器采用增益为 1、通带为 0.08-5000Hz 硬件滤波电路。

3. 根据权利要求 1 所述的单通道 UWB 雷达式生命探测仪，其特征在于，所述计算单元包括信号积分模块、信号分解重构模块、数字滤波模块和数字微分模块、空间频率分析模块，所述信号积分模块在距离上对信号进行积分，所述信号分解重构模块将信号打散进行分解、重构，合成目标回波信号和距离信号，所述数字滤波和数字微分模块对目标回波信号进行数字滤波和数字微分，所述空间频率分析模块用于根据数字滤波和数字微分后的目标回波信号以及距离信号进行空间频率分析，得到目标一维距离。

4. 根据权利要求 3 所述的单通道 UWB 雷达式生命探测仪，其特征在于，所述数字滤波模块采用 160 阶、截止频率为 0.5Hz 的海明窗 FIR 数字滤波器。

5. 根据权利要求 3 所述的单通道 UWB 雷达式生命探测仪，其特征在于，所述数字微分模块采用 60 阶数字微分器。

6. 根据权利要求 3 所述的单通道 UWB 雷达式生命探测仪，其特征在于，还包括波峰判别模块，用于根据空间频率分析结果和系统预设置阈值判断波峰位置是否有人体目标存在。

一种可用于多目标探测的单通道基于 UWB 的雷达式生命探测仪

技术领域

[0001] 本发明涉及属于非接触生命参数探测技术领域，特别涉及一种可用于多目标探测的单通道基于 UWB 的雷达式生命探测仪。

背景技术

[0002] 雷达式生命探测仪是一种融合雷达技术和生物医学工程技术可穿透非金属介质（砖墙、废墟等）非接触、远距离地探测人类生命体（呼吸、心跳、体动等）的一种新兴特殊雷达。而雷达式生命探测仪技术则是以生命体为探测目标的一项新兴技术，是国际科技界公认的一个非常重要的前沿技术领域。由于该技术对被测量对象无任何约束，无需接触性电极、传感器、电缆等的连接，而且可以隔一定的距离、穿透一定的介质（如衣服、纱布、砖墙、废墟等）对人体进行识别探测，所以可广泛用于灾害被埋人员搜救、反恐斗争中隔墙监控及战场侦察等领域，特别是在应急救援、反恐等领域具有不可替代的优势。

[0003] 目标识别能力和距离、角度分辨力是当今雷达式生命探测仪领域研究的两个重点，也是本文需要突破的关键问题。目前，较为成熟的基于连续波雷达体制的雷达式生命探测仪系统只能给出有人无人的结果，而无法给出目标的距离和角度信息等，穿透能力也有待进一步提高。鉴于超宽谱雷达所具有的优势，我们采用了目前国际上先进的超宽谱技术，将其与非接触生命探测技术相结合，研究基于超宽谱的非接触探人雷达技术。

[0004] 现行的雷达式生命探测技术以对单目标的探测识别为主，对多目标的探测和定位也仅限于运动目标。到目前为止，该领域尚未解决多个静止人体目标的识别和定位问题。多静目标探测识别定位技术是国际生命探测领域的一个新的研究方向和难点，该技术是雷达式生命探测仪的关键技术，它制约着雷达式生命探测仪的广泛应用。多静目标探测识别定位难题的解决可以极大地提高非接触生命探测中的探测效率，满足实际工作中对多目标快速探测定位的需求。

发明内容

[0005] 本发明所要解决的技术问题是针对现有技术的不足，提供一种单通道的可实现多目标探测的基于 UWB 的雷达式生命探测仪，解决多个静止人体目标的探测和定位问题。

[0006] 一种可用于多目标探测的单通道基于 UWB 的雷达式生命探测仪，包括 UWB 生物雷达前端和计算单元，所述 UWB 生物雷达前端包括发射天线、接收天线、脉冲振荡器、电磁脉冲产生器、取样积分器；脉冲振荡器产生脉冲信号，该信号触发电磁脉冲产生器产生窄脉冲，并通过发射天线辐射出去；反射信号经过接收天线送到取样积分器，由脉冲振荡器产生的脉冲信号同时经过延时电路和距离门产生器产生距离门，对接收信

号进行选择，信号通过取样积分电路，经过积累后微弱信号被检测出来，并经由放大器和滤波器进行放大、滤波，再经高速 A/D 采集卡采样后送入计算单元，由计算单元对采集到的信号进行分析处理，最终提取多个人体目标生命信息和各目标距离。

[0007] 所述的单通道 UWB 雷达式生命探测仪，所述滤波器采用增益为 1、通带为 0.08-5000Hz 硬件滤波电路。

[0008] 所述的单通道 UWB 雷达式生命探测仪，所述计算单元包括信号积分模块、信号分解重构模块、数字滤波模块和数字微分模块、空间频率分析模块，所述信号积分模块在距离上对信号进行积分，所述信号分解重构模块将信号打散进行分解、重构，合成目标回波信号和距离信号，所述数字滤波和数字微分模块对目标回波信号进行数字滤波和数字微分，所述空间频率分析模块用于根据数字滤波和数字微分后的目标回波信号以及距离信号进行空间频率分析，得到目标一维距离。

[0009] 所述的单通道 UWB 雷达式生命探测仪，所述数字滤波模块采用 160 阶、截止频率为 0.5Hz 的海明窗 FIR 数字滤波器。

[0010] 所述的单通道 UWB 雷达式生命探测仪，所述数字微分模块采用 60 阶数字微分器。

[0011] 所述的单通道 UWB 雷达式生命探测仪，还包括波峰判别模块，用于根据空间频率分析结果和系统预设置阈值判断波峰位置是否有人体目标存在。

[0012] 本发明的创新之处在于：

[0013] (1) 提出了先实现对静止人体目标微弱生命特征的增强、人体识别和一维距离区分，再进行多目标二维定位的新方法，为雷达式生命探测仪的多个静止人体目标定位开辟新的途径。

[0014] (2) 采用以改形的时频分析方法——空频分析（空间、频率）为主的一维距离区分算法对单通道超宽谱雷达式生命探测仪系统采集的回波信号进行拆分、重组和有关处理，可望为生命探测中多个静目标的一维距离区分提供新的方法。

附图说明

[0015] 图 1 为单通道超宽谱雷达式生命探测仪系统原理框图；

[0016] 图 2 为单通道超宽谱雷达式生命探测仪计算单元结构示意图；

[0017] 图 3 为超宽谱雷达参数设置示意图；

[0018] 图 4 为目标回波信号和距离信号；

[0019] 图 5 为硬件滤波电路组成方框图；

[0020] 图 6 为微分算法前后的信号波形比较（30 秒数据）；

[0021] 图 7 为波峰判别方法对双目标数据进行判别的结果；

[0022] 图 8 为自由空间无目标的时频图（无目标）；

[0023] 图 9 为自由空间单目标的时频图（目标实际位置 6.5m）；

[0024] 图 10 为自由空间双目标的时频图（目标实际位置 2.5m 和 7.5m）；

[0025] 图 11 为穿 30cm 砖墙单目标的时频图（目标实际位置 6.0m）；

[0026] 图 12 为穿 30cm 砖墙双目标的时频图（目标实际位置 3.0m 和 6.0m）。

具体实施方式

[0027] 以下结合附图和具体实施例，对本发明进行详细说明。

[0028] 实施例 1

[0029] 本实施例提供一种单通道超宽谱雷达式生命探测仪，图 1 为单通道超宽谱雷达式生命探测仪系统原理框图。首先脉冲振荡器产生脉冲信号，该信号触发电磁脉冲产生器产生窄脉冲，并通过发射天线辐射出去。反射信号经过接收天线送到取样积分器，由脉冲振荡器产生的信号经过延时电路产生距离门，对接收信号进行选择，信号通过取样积分电路，经过成千上万个脉冲的积累后微弱信号被检测出来，并进行放大滤波，再经高速采集卡采样后送入计算单元，由计算单元对采集到的信号进行分析处理并识别，最后计算目标距离。

[0030] 如图 1 所示，虚线框内为雷达前端，系统的中心频率和带宽同为 500MHz，波束覆盖角度为 60°。计算单元控制距离门产生器来获得探测区域内不同距离段的回波信号。

[0031] 计算机可控制的参数为：起始距离、探测范围、采样频率和天线增益。如图 3 所示，天线穿透砖墙后，探测区域为一扇形，通过设置起始距离和探测范围，可以实现图中阴影部分的扇形区域的扫描探测，如果回波信号经分析后显示有目标信息，就可以判定此扇形区域内有目标。通过不断的调整起始距离，可以实现一定区域内的断层扫描。而调整探测范围（天线的接收点数不变），则可以调整探测系统的灵敏度，改变系统的目标距离分辨力，实现一定区域内的粗扫和细扫。

[0032] 例如，起始距离设置为 6m(40 纳秒)，探测范围设置为 3m(20 纳秒)，本系统的回波信号为 2048 个点组成的序列，那么当前雷达有效探测区域为天线正前方 6m ~ 9m，角度为 60° 的扇形区域，回波信号只反映纵向上 3m 的信息，且将 3m 的范围平均等分为 2048 份，即每次采样得到 2048 个数据，我们称之为 2048 个点，第 n 点代表的距离为：

$$[0033] \quad s = 6 + \frac{n}{2048} \times 3(m) \quad \dots \dots (1)$$

[0034] 公式 (1) 中：n 为点序数。

[0035] 根据奈奎斯特采样定理，采样频率必须大于信号最高频率的两倍，我们设定 A/D 采样频率为 64Hz。

[0036] 图 2 为本发明单通道超宽谱雷达式生命探测仪计算单元结构示意图；所述计算单元包括信号积分模块、信号分解重构模块、数字滤波模块和数字微分模块、空间频率分析模块，所述信号积分模块在距离上对信号进行积分，所述信号分解重构模块将信号打散进行分解、重构，合成目标回波信号和距离信号，所述数字滤波和数字微分模块对目标回波信号进行数字滤波和数字微分，所述空间频率分析模块用于根据数字滤波和数字微分后的目标回波信号以及距离信号进行空间频率分析，得到目标一维距离。

[0037] 实施例 2

[0038] 本实施例提供单通道超宽谱雷达生命探测仪参数指标：

[0039] 系统的天线、收发系统相关参数指标如下：

[0040] (1) 天线为：介质耦合屏蔽型；

[0041] (2) 天线个数：1 个发射天线、1 个接收天线；

[0042] (3) 收发天线中心频率：500MHz；

[0043] (4) 带宽：500MHz；

[0044] (5) 时窗：4 ~ 5000ns 可调；

[0045] 实施例 3

[0046] 静目标微弱信号增强：

[0047] 要实现静止人体目标的识别，首先应该对静止人体的微弱生命信号进行增强。在本实施例中，针对 UWB 雷达回波信号的特点，采用微弱生物学信号处理方法对经过高速采样后信号进行处理和有用信号的增强，来提高信噪比，实现对人体目标的基本识别。

[0048] 采用 8 点间 4 点积分法在距离上对信号进行积分；再将信号打散进行分解、重构，合成目标回波信号和距离信号；对目标回波信号进行数字滤波和数字微分，以实现微弱有用信号的增强。

[0049] 3.1 信号的积分

[0050] 本实施例中采用的高速采集卡采样率为 64Hz，则经 AD 采样后的数据量大，不利于实时运算；数据量减少太多又会导致回波信号缺少足够的距离信息。所以在确保拥有足够的距离分辨力的情况下本实施例选取 8 点间 4 积分法对采样后信号进行分段积分。

[0051] 8 点间 4 积分法就是把数据每 8 点相加取平均，每两次积分间隔 4 点 (0 ~ 7, 4 ~ 11, 8 ~ 15, 后面类推)，使采样后信号数据量经过距离上的积分变成了原信号的四分之一，在不损失信号特征的情况下减少了信号的序列长度，降低了运算量，加快了运算速度。

[0052] 3.2 信号的分解重构

[0053] 将积分后信号按时间和空间两个域进行分解、重构，合成含有时间信息的目标回波信号 $x(t)$ 和含有空间信息的距离信号 $y(d)$ ，其中 t 为时间变量， d 为距离变量。目标回波信号反映的是对应距离点上的信号幅值随时间变化的情况，目标回波信号的横坐标是时间；而距离信号则为同一时刻不同距离上的各点的幅值组成的序列，距离信号的横坐标为距离。图 4 为随机选择的一路目标回波信号 (1600 点，25 秒) 和距离信号 (60ns, 9m) 波形图。

[0054] 目标回波信号提高了信噪比，更有利于生命特征信号的提取，距离信号在大大降低运算量的同时，又保证了合适的距离分辨力。

[0055] 3.3 滤波器的选择

[0056] 3.3.1 硬件滤波器

[0057] 在本实施例中将硬件滤波电路接入高速 AD 采集卡之前，滤波器带宽为可调，在前期预实验中，先后试验了带宽为 0.08-10Hz、0.08-100Hz、0.08-1000Hz、0.08-2000Hz、0.08-3000Hz、0.08-4000Hz、0.08-5000Hz 的几种滤波器，通过效果对比，最终选定了 0.08-5000Hz 作为硬件滤波电路的通带，增益分为两档：增益为 1 时，放大倍数为 1 倍，增益为 2 时，放大倍数为 2 倍。

[0058] 分别采用不加硬件滤波电路的单通道 UWB 系统、加硬件滤波电路 (增益为 1) 的单通道 UWB 系统和加硬件滤波电路 (增益为 2) 的单通道 UWB 系统随机采集数据各 16 组 (无目标、单目标数据)，合计共 48 组数据。对这 48 组数据分别采用计算单元包含的

算法进行处理和判别, 统计识别正确率, 统计结果如下表 1 所示。

[0059] 表 1 增减硬件滤波器时的识别正确率情况 (48 组数据)

[0060]

有、无硬件滤波器	未加滤波电路	增益=1	增益=2
识别正确率	50%	62%	44%

[0061] 在使用增益为 1 的硬件滤波电路的识别正确率最高, 为 62%。

[0062] 通过比较发现, 采用增益为 1、通带为 0.08-5000Hz 硬件滤波电路的 UWB 系统的探测效果最好。

[0063] 3.3.2 数字滤波器

[0064] 由于微弱生命体征信号中相位信息对静目标检测非常重要, 且静目标识别和一维区分技术对算法稳定性和后续数字信号处理的要求较高, 所以在本实施例中采用有限脉冲响应 (FIR) 滤波器来去除高频干扰, 提取出呼吸等有用信号。FIR 滤波器的系统函数为:

$$[0065] \quad H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h(n)z^{-n}, 0 \leq n \leq N-1 \quad \dots\dots(2)$$

[0066] 差分方程为:

$$[0067] \quad y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} b_k x(n-k) \quad \dots\dots(3)$$

[0068] 滤波器阶数的选择直接关系到其幅频特性, 阶数越高, 幅频特性越好, 滤波效果越佳。但无限制地增加阶数也带来了一些负面影响, 如增加了系统运算量, 延长了滤波输出的延迟时间等。综合以上两方面考虑, 在系统运算能力允许的情况下, 我们选用 160 阶 FIR 滤波器进行了实验。

[0069] 在滤波器的设计上采用窗函数法, 通过对比几种窗函数低通滤波器的幅频特性, 最终采用了海明窗。

[0070] 正常状态下人的呼吸率为每分钟 15 ~ 20 次, 考虑非正常状态其频率一般也不会超过 0.4Hz。所以我们采用的数字滤波器, 其截止频率也主要参考 0.4Hz 这一指标, 即以截止频率不低于 0.4Hz 的低通滤波器对目标回波信号进行滤波, 以比较各滤波器的性能。在本文中我们对截止频率分别为 0.4Hz、0.5Hz、0.6Hz、0.7Hz、0.8Hz 的低通数字滤波器进行了实验。

[0071] 随机选取探测范围 (即雷达时窗) 为 20 纳秒 (3m) 和 60 纳秒 (9m) 的数据各 48 组, 共计 96 组, 这些信号均为单通道 UWB 系统的采样后信号 (含无目标、单目标的数据), 对这 96 组数据采用计算单元包含的算法进行判别。在对比实验中, 只改变滤波器截止频率, 其他各软硬件参数不变, 统计判别结果的正确率, 其判别正确率如表 2 所示。

[0072] 表 2 改变滤波器截止频率对判别正确率的影响

[0073]

正确率(%)	0.4Hz	0.5Hz	0.6Hz	0.7Hz	0.8Hz
20 纳秒	56.25	62.50	62.50	62.50	62.50
60 纳秒	43.75	45.83	31.25	27.08	31.25

[0074] 根据以上实验结果，通过综合比较，最终选取 160 阶、截止频率方 0.5Hz 的海明窗 FIR 数字滤波器来对目标回波信号滤除高频干扰，保留呼吸等生命特征信号。

[0075] 3.4 微分器的选择

[0076] 由于直流分量和基线漂移现象的存在，目标回波信号中往往包含能量很大的极低频成分，使得信号严重偏离基线，对微弱的生命信号识别产生很大的影响。本实施例提出采用数字微分的方法来在时间上滤除直流分量和极低频干扰，使有用信号围绕零基线上下波动，以达到增强呼吸等生命特征信号的目的。微分器的计算过程如公式 (4) 所示：

$$[0077] \quad y(n) = x(n) - \frac{\sum_{k=n-m}^{n-1} x(k)}{m} \quad \dots \dots (4)$$

[0078] 公式中：y 为输出信号，x 为输入信号，m 为阶数，n 为点的序号。

[0079] 随机选取探测范围（雷达时窗）为 20 纳秒 (3m) 和 60 纳秒 (9m) 的数据各 48 组，共计 96 组，这些信号均为单通道 UWB 系统的采样后信号（含无目标、单目标的数据），对这些数据分别采用 20 阶、40 阶、60 阶、80 阶、100 阶、120 阶、140 阶、160 阶、180 阶的数字微分器进行微分处理后进行识别和距离计算，其判别正确率如表 3 所示：

[0080] 表 3 改变微分器阶数对判别正确率的影响

[0081]

正确率 (%)	20 阶	40 阶	60 阶	80 阶	100 阶	120 阶	140 阶	160 阶	180 阶
20 纳秒	62.50	56.25	77.08	70.83	70.83	70.83	70.83	68.75	68.75
60 纳秒	43.75	31.25	43.75	31.25	37.50	41.67	41.67	43.75	43.75

[0082]

[0083] 可以看出，60 阶数字微分器处理后的信号的判别正确率最高，其 96 组数据的总正确率为 60.78%。通过比较，本实施例选用了 60 阶数字微分器来去除直流分量和极低频干扰，增强信号的生命特征。

[0084] 从图 6 的比较可以看出，经过对目标回波信号在时间上进行 60 阶微分后，信号

回到了基线附近并紧紧围绕基线上下波动，直流分量和极低频成分得到了抑制，有用信号得到了增强。

[0085] 实施例 4

[0086] 空间频率分析法进行一维距离区分：

[0087] 完成静目标微弱信号增强后，就要对人体目标在距离上进行区分。因为距离信号为反映目标距离信息的超低频信号，所以针对距离信号含有空间信息和非平稳性等特点，本实施例构建了空间、频率的联合分布函数，采用空间频率联合分析方法（改形的时频分析）对距离信号进行分析，描述信号在不同距离、频率上的能量密度和强度，从而给出各个人体目标的距离信息。

[0088] 时频分析表示的是信号频谱在时间轴上的变化情况，当将时间变量变成距离变量以后，时频分析结果表示的就是频谱在空间上的变化情况，所以利用时频分析的这一特点来对不同距离上的目标进行频谱分析，进而获得人体判别结果和目标一维距离信息，这样就形成了空间、频率联合分析这一时频分析新的应用形式，它的实质仍然是时频分析。

[0089] 在本实施例中，将时频分析中的时间变量变成空间（距离）变量，构建空间、频率联合函数，使其能够同时利用空间、频率信息描述输入信号的能量密度，使这种方法具备了空间、频率的“定位”功能，从而为我们提供了一个很好的非平稳信号在某一距离范围内频率估计的方法。

[0090] 时频变换包括单线性变换如短时傅立叶变换，双线性变换如维纳-维尔分布，小波变换等。本实施例中的空间频率变换是将时频分析中的时间变量替换成空间（距离）变量而来的，其距离分辨力为事先确定，并不需要通过变化窗宽来改变；而实验目标为静止人体，其呼吸信号为在长时间内较为稳定，属于局部平稳而长度大的非平稳信号，对于这类信号适合用短时傅立叶变换来进行分析，所以在本实施例中选取了单线性变换的短时傅立叶变换来进行空间频率分析，并对处理结果进行了分析和比较。

[0091] 在本实施例中将时窗为 60ns（对应 9m 探测范围，起始距离为 1ns）的微分后距离信号在距离上均匀分成 26 段，对应的距离分辨力约为 0.36m。因为天线为收发一体天线，收发天线距离较近，受天线直达波的影响，距离信号靠近接收天线部分有一段信号幅值较大，影响判断，所以将此距离信号前 4 段截去，不予考虑，然后将第 5 至第 26 段的每一段上的 20 点（第 26 段为 11 点）的幅值作段内相加，得到的和作为本段的值，从而形成只有 22 个数值组成的新的距离信号，这 22 个数值对应的是从 $0.36 \times 4 = 1.44\text{m}$ 开始至 9m 结束，均匀分布的各距离上的点的目标回波信号。

[0092] 分段后，根据实际探测所需要的定位结果刷新率，每隔 10 秒钟取出该时间段内的所有新距离信号，共计 $64 \times 10 = 640$ 个新距离信号；将每个距离信号拆分成点（22 点），再将各点按时间先后顺序将序列重组，形成含时间信息的新目标回波信号；将新的各目标回波信号按距离天线由近及远的顺序首尾相连，构成空间频率分析的输入信号。

[0093] 对合成的输入信号作空间频率分析，即作短时傅立叶变换，其中窗宽对应于新目标回波信号的长度，定为 $64 \times 10 = 640$ ，窗每次滑动距离对应于距离信号的距离分辨力，根据变换点数不小于窗宽的原则和判别结果对频率分辨率的需求选择傅立叶变换点

数为 1024 点。确定以上参数以后，对输入信号进行短时傅立叶变换，并绘出结果图。短时傅立叶变换公式如式 (6) 所示：

$$[0094] \quad \text{STFT}(t, w) = \int S(\tau) \gamma(\tau - t) e^{-jw\tau} d\tau \quad \dots\dots(6)$$

[0095] 其中 $S(\tau)$ 为输入信号， $\gamma(t)$ 为窗函数。

[0096] 在窗函数长短的选择上，为了提高短时傅立叶变换的时间分辨率，常常要求选择的窗函数时间宽度尽可能短。另一方面，短时傅立叶变换要想得到高的频率分辨率，则要求选择的窗函数时间宽度尽可能长，因此时间分辨率的提高与频率分辨率的提高相矛盾。实际中，选择的窗函数 $\gamma(t)$ 的宽度应该与信号的局域平稳长度相适应。在本实验中，探测对象人体的正常呼吸频率为每分钟 15-20 次，即 3-4 秒完成一次呼吸运动，为了减小人体呼吸偶然因素、个体差异的影响以及保证频率分辨率，我们选取的窗函数的时间宽度为 10 秒，对应到空间频率分析中的窗宽为 640。

[0097] 实施例 5

[0098] 波峰判别方法及阈值的设定：

[0099] 空间、频率分析的结果是一个 3 维（空间、频率、能量）对应关系，两条坐标轴分别为距离和频率，而能量强度是由颜色的深浅来对应的。通过适当的方式并设置合适的人体生命特征判定阈值，即可以实现单通道对多个静目标的距离区分及距离计算。如果在某一距离上，信号能量大，谱峰集中，明显高于相邻距离上的信号能量，且符合判定阈值，则认为在该接收天线探测范围内的相应距离上有静止人体目标（一维距离确定）；如果多个距离上有大能量的信号出现，且符合阈值，则认为在多个距离上有静止人体目标存在，通过算法记录这些目标的一维距离值，即为各个目标到天线的距离。

[0100] 多目标的判别和距离计算具体步骤如下：

[0101] 找出 22 段中能量值最大的 12 段，并找出这 12 段中的所有的能量波峰，按能量大小分别记为 E_{peak1} ， E_{peak2} ， E_{peak3} ... 波峰是这样规定的：即本段的能量值大于相邻两段能量值的，则本段为波峰。找出能量波峰以后，记录波峰所在段的段序号，用于后面计算目标距离。

[0102] 计算 22 段中能量值最小的 8 段的平均能量值记为： E_{mean} ，利用波峰能量和最小 8 段的平均能量值作比较来确定目标的个数。比较阈值如下：

[0103] (1) 如果能量波峰 1 的能量 E_{peak1} 大于 4 倍的最小平均能量值 E_{mean} ，即 $E_{\text{peak1}} > 4E_{\text{mean}}$ ，则认为波峰 1 位置有目标存在，目标的距离由波峰 1 的序号计算得出；

[0104] (2) 如果能量波峰 2 的能量 E_{peak2} 大于 3 倍的最小平均能量值 E_{mean} ，即 $E_{\text{peak2}} > 3E_{\text{mean}}$ ，则认为波峰 2 位置有目标存在，目标的距离由波峰 2 的序号计算得出；

[0105] (3) 如果能量波峰 3 的能量 E_{peak2} 大于 2.5 倍的最小平均能量值 E_{mean} ，即 $E_{\text{peak3}} > 2.5E_{\text{mean}}$ ，则认为波峰 3 位置有目标存在，目标的距离由波峰 3 的序号计算得出。

[0106] 图 7 是根据波峰判别方法及所定阈值对一个双目标数据进行的判别的结果。

[0107] 可以看出，22 段信号存在两个波峰，这两个波峰的能量经过与各自的阈值比较，得出两个波峰均为目标，通过计算两个目标的距离为： $13 \times 0.36 = 4.68\text{m}$ ， $21 \times 0.36 = 7.56\text{m}$ 。

[0108] 至此，我们采用多目标距离区分算法完成了对不同距离上的多个静止目标的识别和各目标距离的计算，即有了多目标的距离信息以后，再对有目标位置上的信号幅值

进行归一化处理，形成二维平面在各通道上的投影信号。

[0109] 实施例 6

[0110] 验证实验：

[0111] 因为雷达式生命探测仪在实际应用中常常是隔墙探测的，所以其穿墙探测性能是评价雷达式生命探测仪优劣的一项重要指标。在本部分的实验中，先采用自由空间采集的数据来验证多静目标识别及距离区分算法的可行性，再利用穿墙采集的数据来对算法的性能进行评价，穿墙数据分为无目标、单目标、双目标、三目标四种情况来分别评价。

[0112] 首先，在实验中采用单通道 UWB 雷达式生命探测仪系统对 10 名志愿者分别进行了自由空间状态下的探测，并采集、存储了所有的实验数据，这些数据包含探测范围内无目标的数据，单目标的数据和双目标的数据。从这些数据中对无目标、单目标、双目标数据随机各选了一组，采用本实验所叙述的方法对选取的数据进行了处理和计算，其结果如图 8- 图 10 所示。其中图 8 为自由空间无目标情况的数据的时频分析图，判别计算结果为：该探测区域无人体目标存在；图 9 为自由空间单目标数据的时频分析图，判别计算结果为：该探测区域内有一个静止人体目标存在，其位置在 6.48m 处（目标实际位置 6.5m）；图 10 为自由空间双目标情况的数据的时频分析结果，判别计算结果为：该探测区域内有两个静止人体目标存在，其位置分别在 2.88m 和 7.56m 处（目标实际位置为 2.5m 和 7.5m）。

[0113] 从自由空间各种情况的数据的时频分析结果可以看出，多静目标识别及距离区分算法可以在自由空间很好地区分探测范围内是无目标、单目标还是双目标情况，并能较为准确地计算出每个静止目标的距离，从而验证了此方法的可行性。

[0114] 在进行了算法的可行性验证以后，又在实验中采用单通道 UWB 雷达式生命探测仪系统对 10 名志愿者分别进行了穿墙（30cm 厚的砖墙）状态下的探测，并采集、存储了所有的实验数据，这些数据包含探测范围内无目标的数据，单目标的数据，双目标的数据以及三目标的数据，采用本实验所叙述的方法对所有的数据进行了处理和计算，随机选择其中两组数据，其时频分析结果如图 11- 图 12 所示。其中图 11 为穿 30cm 砖墙单目标数据的时频分析图，判别计算结果为：该探测区域内有一个静止人体目标存在，其位置在 6.48m 处（目标实际位置 6.0m）；图 12 为穿 30cm 砖墙双目标数据的时频分析结果，判别计算结果为：该探测区域内有两个静止人体目标存在，其位置分别在 3.24m 和 6.48m 处（目标实际位置为 3.0m 和 6.0m）。

[0115] 规定目标判别结果分为正确判别、漏判、误判、错判。目标的个数、距离均判别无误的为正确判别，有目标而判别为无目标为漏判，无目标而判别为有目标为误判，目标位置判别错误为错判。考虑到距离分辨力对误差的影响和人体呼吸时胸腔位置的移动情况，规定判别位置和目标实际位置的误差小于 0.5m 均为目标距离判别正确。按照以上的分类方式对所采数据的处理判别结果进行统计。

[0116] 其中，穿墙的无目标数据共采集了 23 组。按照上述分类方式对所采数据的处理结果进行统计，因为所有的数据均为无目标数据，所以不存在漏判和错判的情况。统计结果如表 4 所示。

[0117] 表 4 穿 30cm 砖墙无目标数据的识别正确率情况

	正确	误判	漏判	错判	合计
[0118] 信号组数	21	2	0	0	23
百分比	91%	9%	0%	0%	100%

[0119] 穿墙的单目标数据共采集 27 组（目标位置随机分布在 0-9m 的探测范围内）。同样按照上述分类方式对所采数据的处理结果进行统计，统计结果如表 5 所示。

[0120] 表 5 穿 30cm 砖墙时单目标数据的识别正确率情况

	正确	误判	漏判	错判	合计
[0121] 信号组数	15	7	3	2	27
[0122] 百分比	56%	26%	11%	7%	100%

[0123] 穿墙数据中的双目标数据共采集了 59 组（目标位置随机分布在 0-9m 的探测范围内，两个目标之间的距离间隔从 1m 到 6m 不等，且两个目标在正对探测天线的方向上错开一个肩宽的距离）。同样按照上述分类方式对所采数据的处理结果进行统计，统计结果如表 6 所示。

[0124] 表 6 穿 30cm 砖墙双目标数据的识别正确率情况

	正确	误判	漏判	错判	合计
[0125] 信号组数	43	1	7	8	59
百分比	73%	2%	12%	13%	100%

[0126] 穿墙数据中的三目标数据共采集了 24 组（目标位置随机分布在 0-9m 的探测范围内，任意两个目标之间的距离间隔从 1m 到 6m 不等，且任意两个目标在正对探测天线的方向上均错开一个肩宽的距离）。同样按照上述分类方式对所采数据的处理结果进行统计，因为所有的数据均为三目标数据，在算法中也仅考虑了对最多三个目标的识别和区分，所以不存在误判的情况。统计结果如表 7 所示。

[0127] 表 7 穿 30cm 砖墙三目标数据的识别正确率情况

	正确	误判	漏判	错判	合计
[0128] 信号组数	11	0	8	5	24
百分比	46%	0%	33%	21%	100%

[0129] 由以上对不同目标数的各种数据进行处理后的结果统计来看，多静目标识别及距离区分算法对 23 组无目标数据判别正确率为 91%，对 27 组单目标数据判别正确率为 56%，对 59 组双目标数据判别正确率为 73%，对 24 组三目标数据判别正确率为 46%。

该方法对无目标数据的识别正确率最高，对三目标的识别正确率最低。

[0130] 应当理解的是，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，而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。

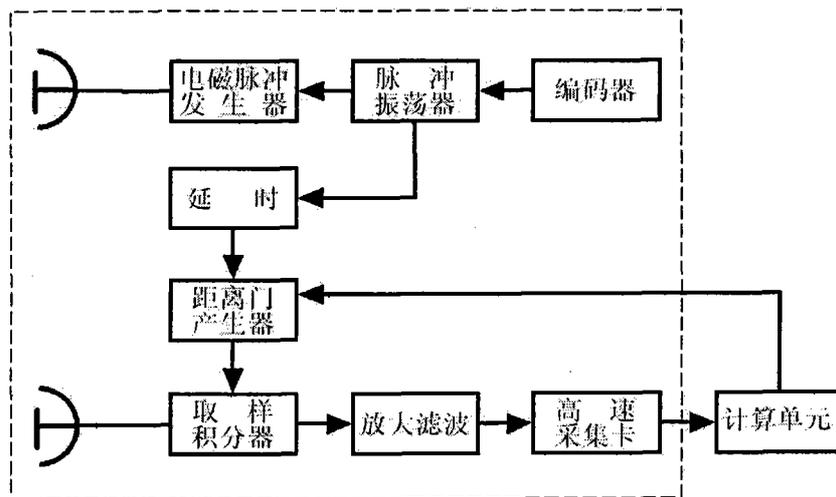


图 1

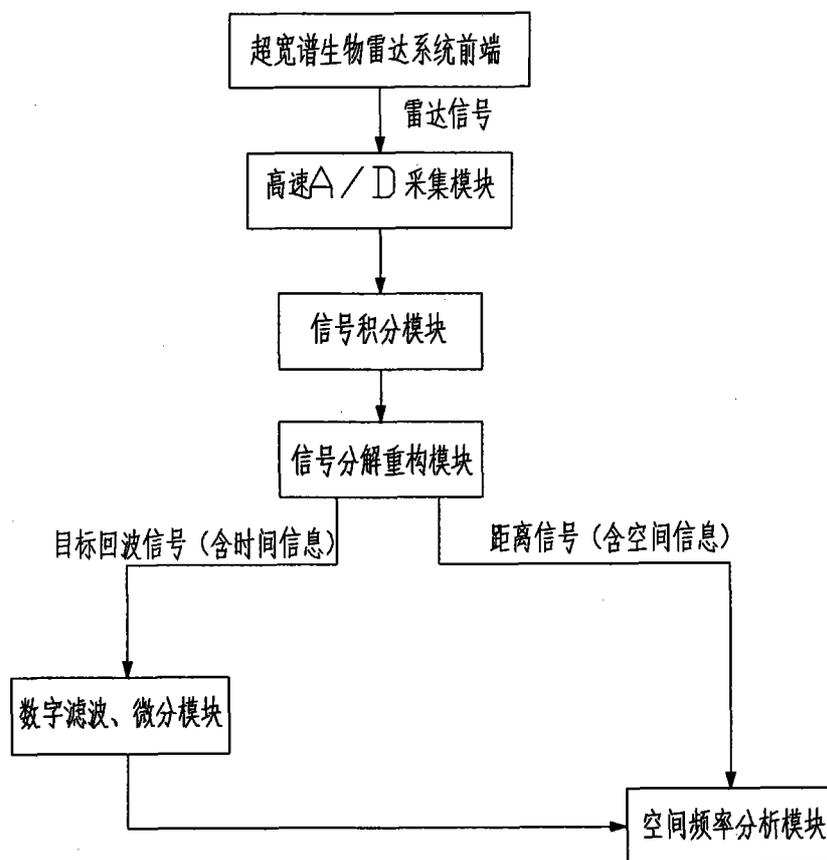


图 2

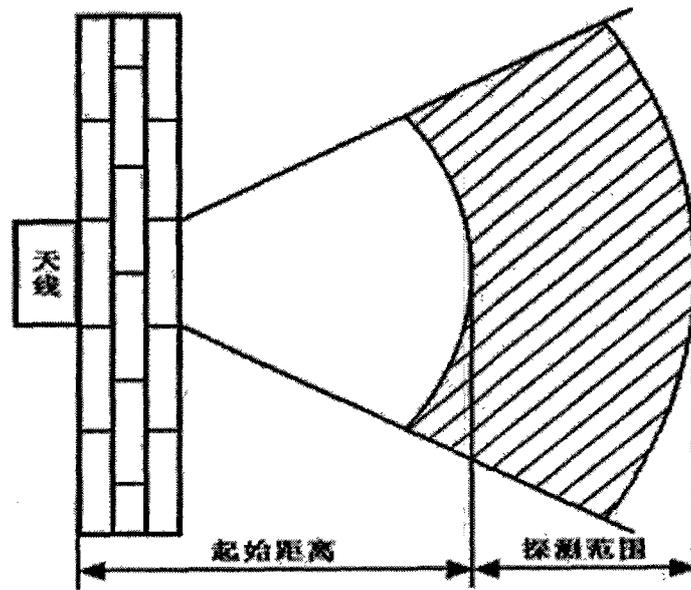


图 3

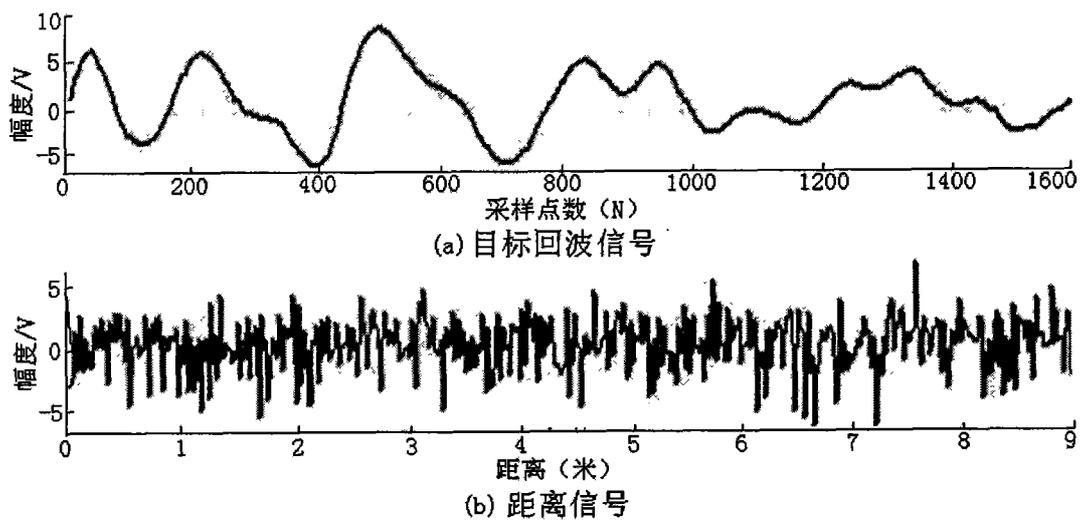


图 4

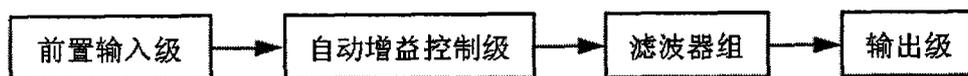


图 5

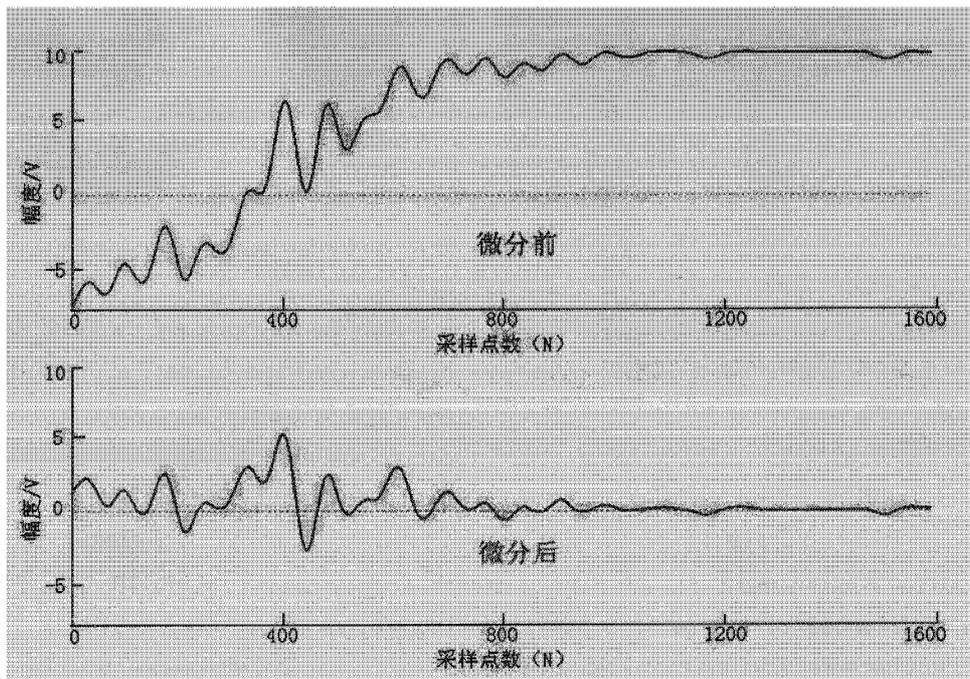


图 6

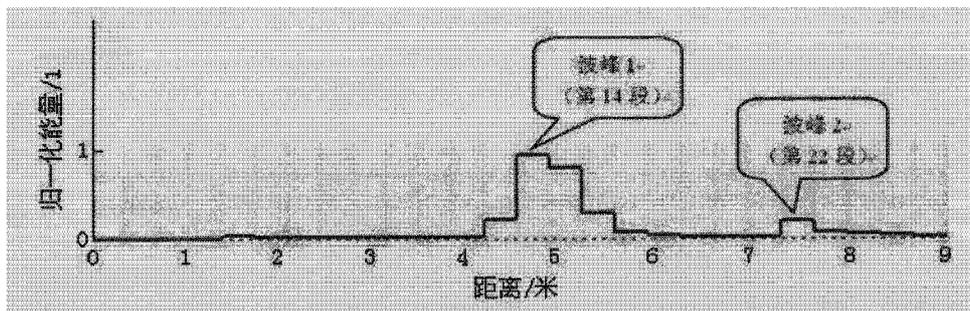


图 7

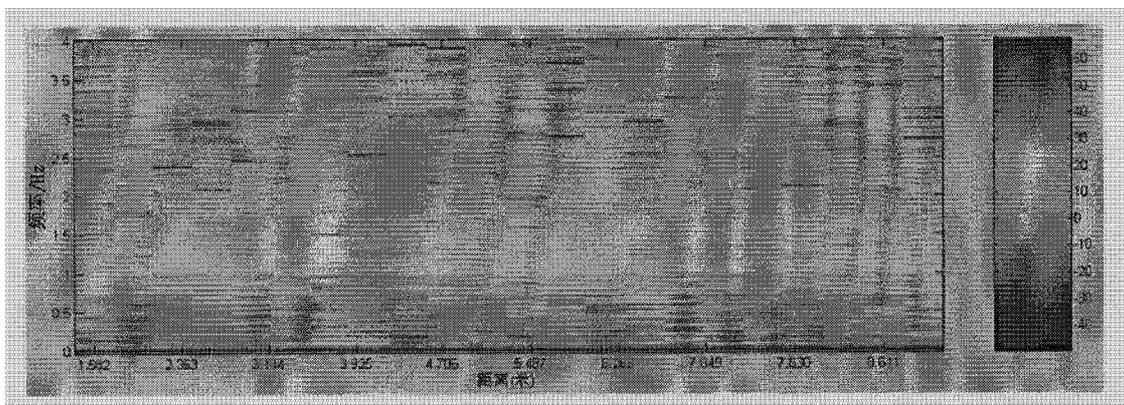


图 8

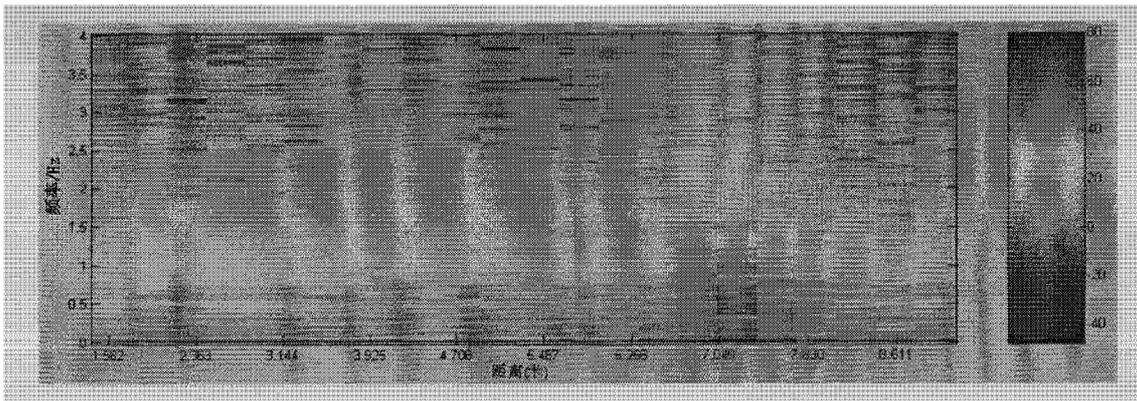


图 9

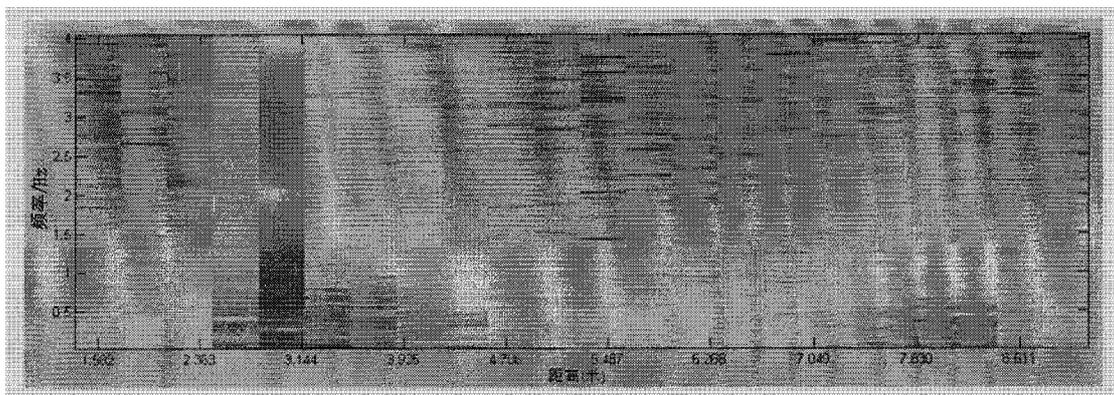


图 10

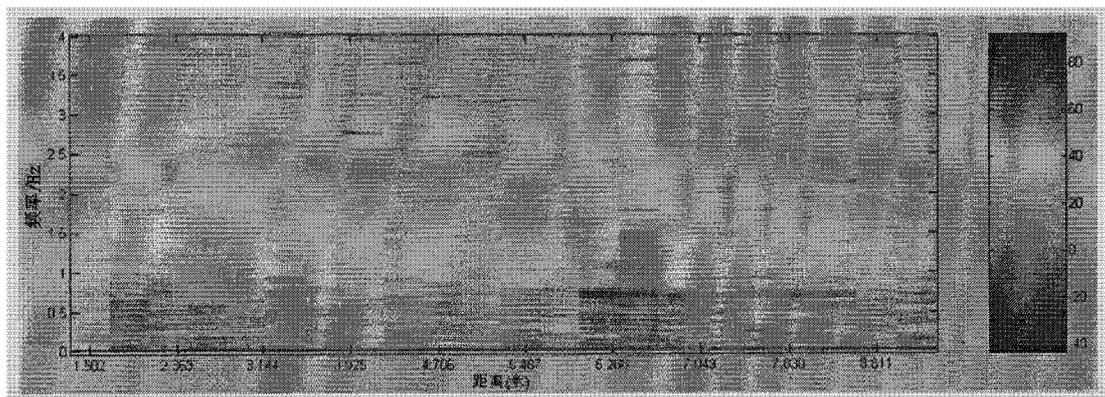


图 11

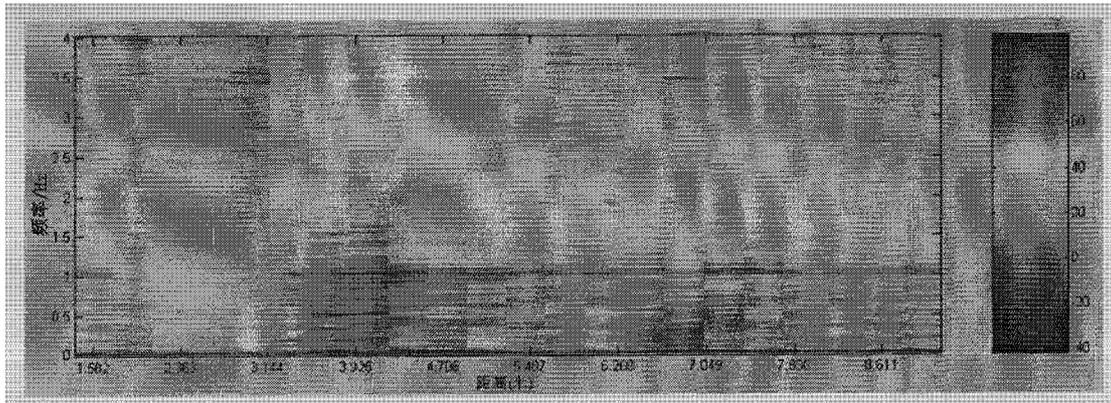


图 12