



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102429661 B

(45) 授权公告日 2013. 12. 18

(21) 申请号 201110279430. 8

审查员 温博

(22) 申请日 2011. 09. 20

(73) 专利权人 中国人民解放军第四军医大学
地址 710032 陕西省西安市长乐西路 17 号

(72) 发明人 张杨 王健琪 荆西京 吕昊
李钊 路国华

(51) Int. Cl.

A61B 5/08(2006. 01)

A61B 5/11(2006. 01)

G01S 13/88(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5986600 A, 1999. 11. 16, 全文.

CN 101770025 A, 2010. 07. 07, 全文.

CN 102058411 A, 2011. 05. 18, 全文.

杨东等. 雷达式非接触生命参数检测系统中心心跳信号提取方法研究. 《医疗卫生装备》. 2005, 第 26 卷 (第 8 期), 第 20-21 页.

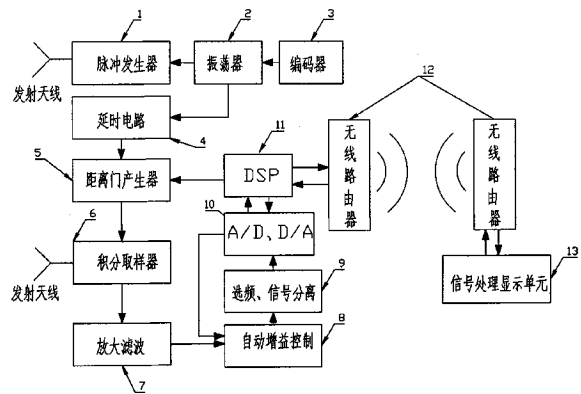
权利要求书1页 说明书6页 附图9页

(54) 发明名称

超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法

(57) 摘要

本发明公开了一种超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法, 所述雷达回波信号经自动增益控制电路来对超宽谱雷达回波信号的衰减进行补偿和修整放大, 所述补偿放大后的信号经过选频、信号分离电路进行进一步滤波降噪和分离形成呼吸、体动两路信号, 最后经过 A/D 采集模块采样后送入 DSP, 经由无线路由器发送给所述的信号处理显示单元, 由信号处理显示单元对补偿后的雷达回波信号进行分析处理和计算, 最终得到实时的人体目标各项生命参数。



1. 一种超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,其特征在于,包括 UWB 雷达前端、信号处理显示单元,UWB 雷达前端和信号处理显示单元之间通过无线路由器连接;所述 UWB 雷达前端包括一个发射天线、一个接收天线、编码器、振荡器、脉冲发生器、延时电路、距离门产生器、积分取样器、放大滤波电路、自动增益控制电路、选频、信号分离电路和 DSP;所述编码器控制所述振荡器产生脉冲信号,该脉冲信号触发脉冲发生器产生电磁窄脉冲,并通过所述发射天线辐射出去;反射信号经过所述接收天线送到积分取样器,由振荡器产生的脉冲信号同时送往延时电路和距离门产生器产生距离门,对接收到的反射信号进行选择,反射信号通过积分取样电路,经过积累后微弱信号被检测出来,并经由放大滤波电路进行放大、滤波得到雷达回波信号,所述雷达回波信号经自动增益控制电路来对雷达回波信号的衰减进行补偿和修整放大,所述补偿放大后的信号经过选频、信号分离电路进行进一步滤波降噪和分离形成呼吸、体动两路信号,最后经过 A/D 采集模块采样后送入 DSP,经由无线路由器发送给所述的信号处理显示单元,由信号处理显示单元对补偿后的雷达回波信号进行分析处理和计算,最终得到实时的人体目标各项生命参数;所述自动增益控制电路通过两次自动可变增益设置,来对雷达回波信号进行补偿放大,具体方法是:先在增益为 1 时,采集一定时长的回波信号,获得背景参数,将监测距离平均分为 8 段,根据信号随距离衰减的程度,产生 8 个增益值;然后由 DSP 拟合出自动增益曲线,通过 D/A 转换电路送到自动增益控制电路中进行回波信号的分段增益放大;在第一次增益的基础上,再采集一定时长的回波信号,将监测距离平均分为 8 段,根据相同的原理,第二次产生 8 个增益值;然后将第一次和第二次的 8 个增益值相加得到新的 8 个增益值;最后二次拟合自动增益曲线,通过 D/A 转换电路送到自动增益控制电路中进行增益放大。

2. 根据权利要求 1 所述的超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,其特征在于,所述选频、信号分离电路包括五路带通硬件滤波器,分别为:0.05 ~ 3.3Hz、0.05 ~ 10Hz、0.05 ~ 20Hz、0.05 ~ 30Hz、0.05 ~ 40Hz,经过滤除干扰和噪声,使信号的信噪比得到大幅度提高,得到较纯正的混合信号,选频后的信号进入选频、信号分离电路内的分离电路,对混合信号进行分离处理,形成呼吸、体动两路信号,两路信号经过各自输出级送往 A/D 采集模块进行采样和后续分析处理。

3. 根据权利要求 1 所述的超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,其特征在于,所述信号处理显示单元包括信号预处理模块、自适应谱线增强模块、二次低通滤波和放大模块、波形显示模块和呼吸率计算模块。

4. 根据权利要求 3 所述的超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,其特征在于,所述信号预处理模块的信号预处理方法包括抽点、滑动减平均、低频数字滤波和放大。

5. 根据权利要求 3 所述的超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,其特征在于,所述二次低通滤波和放大模块采用 0 ~ 0.4Hz、121 阶的 FIR 低通滤波器,并采用 hanning 窗函数法设计滤波器系数。

超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,属于雷达监测技术领域。

背景技术

[0002] 雷达式生命探测技术是一种是以生命体为探测目标,可穿透非金属介质(砖墙、废墟等)非接触、远距离探测人类生命参数(呼吸、心跳、体动等)的一种新兴技术。

[0003] 现行的雷达式生命探测技术以对人体目标的探测识别为主,主要解决废墟压埋或者穿墙情况下人体目标的有无和位置等的探测,用于指导救援。到目前为止,运用雷达技术进行人体生理参数的监测(监护)的还不多见。申请号为 200680025633.1 的中国专利采用点频连续波雷达技术研制了非接触心脏测量和心脏监护装置,可以实现对受检者心跳的远程监护,但是其穿透能力有限,而且也不能对呼吸等其他生理参数进行非接触监测。

发明内容

[0004] 为了增强这类设备的穿透能力,并能检测到呼吸信号,本发明开发了一种超宽谱(UWB)雷达式非接触生命参数实时监测方法。

[0005] 一种超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,包括 UWB 雷达前端、信号处理显示单元,UWB 雷达前端和信号处理显示单元之间通过无线路由器连接;所述 UWB 雷达前端包括一个发射天线、一个接收天线、编码器、振荡器、脉冲发生器、延时电路、距离门产生器、积分取样器、放大滤波电路、自动增益控制电路、选频、信号分离电路和 DSP;所述编码器控制所述振荡器产生脉冲信号,该脉冲信号触发脉冲发生器产生电磁窄脉冲,并通过所述发射天线辐射出去;反射信号经过所述接收天线送到积分取样器,由振荡器产生的脉冲信号同时送往延时电路、距离门产生器产生距离门,对接收信号进行选择,信号通过积分取样电路,经过积累后微弱信号被检测出来,并经由放大滤波电路进行放大、滤波得到雷达回波信号,所述雷达回波信号经自动增益控制电路来对超宽谱雷达回波信号的衰减进行补偿和修整放大,所述补偿放大后的信号经过选频、信号分离电路进行进一步滤波降噪和分离形成呼吸、体动两路信号,最后经过 A/D 采集模块采样后送入 DSP,经由无线路由器发送给所述的信号处理显示单元,由信号处理显示单元对补偿后的雷达回波信号进行分析处理和计算,最终得到实时的人体目标各项生命参数。

[0006] 所述的超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,所述自动增益控制电路通过两次自动可变增益设置,来对雷达接收到的目标信号进行补偿放大,具体方法是:先在增益为 1 时,采集一定时长的回波信号,获得背景参数,将监测距离平均分为 8 段,根据信号随距离衰减的程度,产生 8 个增益值;然后由 DSP 拟合出自动增益曲线,通过 D/A 转换电路送到自动增益控制电路中进行回波信号的分段增益放大;在第一次增益的基础上,再采集一定时长的回波信号,将监测距离平均分为 8 段,根据相同的原理,第二次产生 8 个增益值;然后将第一次和第二次的 8 个增益值相加得到新的 8 个增益值;最后二次拟合自动增益曲线,通

过 D/A 转换电路送到自动增益控制电路中进行增益放大。

[0007] 所述的超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,所述选频、信号分离电路包括五路带通硬件滤波器,分别为:0.05 ~ 3.3Hz、0.05 ~ 10Hz、0.05 ~ 20Hz、0.05 ~ 30Hz、0.05 ~ 40Hz,经过滤除干扰和噪声,使信号的信噪比得到大幅度提高,得到较纯正的混合信号,选频后的信号进入选频、信号分离电路内的分离电路,对混合信号进行分离处理,形成呼吸、体动两路信号,两路信号经过各自输出级送往 A/D 采集模块进行采样和后续分析处理。

[0008] 所述的超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,所述信号处理显示单元包括信号预处理模块、自适应谱线增强模块、二次低通滤波和放大模块、波形显示模块和呼吸率计算模块。

[0009] 所述的超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,所述信号预处理模块的信号与处理方法包括抽点、滑动减平均、低频数字滤波和放大。

[0010] 所述的超宽谱雷达式非接触生命参数实时监测方法,所述二次低通滤波和放大模块采用 0 ~ 0.4Hz、121 阶的 FIR 低通滤波器,并采用 hanning 窗函数法设计滤波器系数。

[0011] 该方法可以在穿透较厚的非金属障碍物情况下,实现对人体的呼吸、体动信号以及呼吸率等生理参数的实时、非接触监测。主要用于病房中大面积烧伤等不适合接电极和传感器病人的生理参数监护,也可以对在地震等灾害中被埋伤员(短时间内无法救出)进行非接触实时监测,为实施医学救援的搜救人员随时了解被救援对象的生命体征状况提供必要的参考。

附图说明

[0012] 图 1 为超宽谱雷达式生命参数实时监测系统原理框图;

[0013] 图 2 为自动增益曲线;

[0014] 图 3 为自由空间无人体目标回波图;

[0015] 图 4 为穿墙无人体目标回波图;

[0016] 图 5 为自由空间人体正常呼吸回波图;

[0017] 图 6 为穿墙人体正常呼吸回波图;

[0018] 图 7 为自由空间人体轻微晃动回波图;

[0019] 图 8 为穿墙人体轻微晃动回波图;

[0020] 图 9 为自由空间人体走动回波图;

[0021] 图 10 为穿墙人体走动回波图;

[0022] 图 11 为信号处理显示单元结构图;

[0023] 图 12 为滑动减平均算法前后的信号波形比较;12-1 为滑动减平均前回波信号,12-2 为滑动减平均后回波信号;

[0024] 图 13 为窄带信号和宽带信号的自相关函数;

[0025] 图 14 为自适应谱线增强器分离窄带信号和宽带信号;

[0026] 图 15 为低通滤波前后的波形对比图;

[0027] 图 16 为呼吸波形图;

[0028] 图 17 为无监测目标时域波形图;

- [0029] 图 18 为正常呼吸时域波形图；
[0030] 图 19 为屏住呼吸时域波形图；
[0031] 图 20 为加深呼吸时域波形图；
[0032] 图 21 为身体轻微晃动时域波形图。

具体实施方式

[0033] 以下结合具体实施例,对本发明进行详细说明。

[0034] 实施例 1

[0035] 超宽谱雷达式生命参数实时监测系统原理框图如图 1 所示,包括 UWB 雷达前端、无线网络、信号处理显示单元 13, UWB 雷达前端和信号处理显示单元 13 之间通过无线路由器 12 连接。所述 UWB 雷达前端包括一个发射天线、一个接收天线、编码器 3、振荡器 2、脉冲发生器 1、延时电路 4、距离门产生器 5、积分取样器 6、放大滤波电路 7、自动增益控制电路 8、选频、信号分离电路 9 和 DSP(数字信号处理, Digital Signal Processing) 11; 所述编码器 3 控制所述振荡器 2 产生脉冲信号, 该脉冲信号触发脉冲发生器 1 产生电磁窄脉冲, 并通过所述发射天线辐射出去; 反射信号经过所述接收天线送到积分取样器 6, 由振荡器 2 产生的脉冲信号同时送往延时电路 4、距离门产生器产生距离门, 对接收信号进行选择, 信号通过积分取样电路 6, 经过积累后微弱信号被检测出来, 并经由放大滤波电路 7 进行放大、滤波得到雷达回波信号, 所述雷达回波信号经自动增益控制电路 8 来对超宽谱雷达回波信号的衰减进行补偿和修整放大, 所述补偿放大后的信号经过选频、信号分离电路 9 进行进一步滤波降噪和分离形成呼吸、体动两路信号, 最后经过 A/D 采集模块 10 采样后送入 DSP, 经由无线路由器 12 发送给所述的信号处理显示单元 13, 由信号处理显示单元 13 对补偿后的雷达回波信号进行分析处理和计算, 最终得到实时的人体目标各项生命参数。

[0036] 在实验室条件下通过生命参数监测系统采集的回波信号图(灰度图), 观察人体在不同情况下的回波情况, 以确定超宽谱雷达式生命参数实时监测系统对微弱生命信号进行实时非接触监测的可行性和有效性, 分以下四种情况采集数据:

[0037] (1) 自由空间和穿墙下无人体目标情况。

[0038] (2) 自由空间和穿墙下人体目标呼吸情况。人静止站立在雷达监测区域内, 正常呼吸。

[0039] (3) 自由空间和穿墙下人体目标轻微晃动情况: 人站立在雷达监测区域内, 脚不动, 身体前后轻微晃动。

[0040] (4) 自由空间和穿墙下人体目标走动情况: 人在雷达监测区域内来回走动多次。

[0041] 从图 3- 图 10 可以看出: 自由空间和穿墙条件下回波信号灰度图中, 空气(自由空间)和墙(穿墙)的色阶明显不同, 超宽谱雷达式生命参数监测系统的硬件灵敏度可以满足人体生命参数实时非接触监测需求。有、无人体呼吸在自由空间和穿墙条件下用肉眼很难区分开来, 需经过进一步的信号处理才能有效提取呼吸信号; 而人体的微动如身体轻微晃动或是在监测范围内的人来回走动, 回波信号变化明显。

[0042] 实施例 2

[0043] 自动增益控制电路 8: 由于受电磁波在媒质表面的反射、媒质中的传播衰减等多种因素的影响, UWB 雷达所接收的目标信号幅度一般很微弱, 且随着与雷达之间距离的增加

幅度衰减很快。为补偿信号的衰减,系统在 A/D 之前采用自动增益控制电路 8。自动增益控制电路 8 的设计采用 8 段二次可变增益设置,通过两次自动可变增益设置,来对雷达接收到的目标信号进行补偿放大,它很好地提高了信号的信噪比。

[0044] 具体方法是:先在增益为 1 时,采集一定时长的回波信号,获得背景参数,将监测距离平均分为 8 段,根据信号随距离衰减的程度,产生 8 个增益值;然后由 DSP11 拟合出自动增益曲线(自动增益曲线如图 2 所示),通过 D/A 转换电路送到自动增益控制电路 8 中进行回波信号的分段增益放大。在第一次增益的基础上,再采集一定时长的回波信号,将监测距离平均分为 8 段,根据相同的原理,第二次产生 8 个增益值;然后将第一次和第二次的 8 个增益值相加得到新的 8 个增益值;最后二次拟合自动增益曲线,通过 D/A 转换电路送到自动增益控制电路中进行增益放大。

[0045] 实施例 3

[0046] 选频、信号分离电路 9:自动增益控制电路 8 使得信号得到进一步非线性放大,同时限制了强信号的放大;随后信号送入选频、信号分离电路 9 进行选频,选频、信号分离电路 9 包括五路带通硬件滤波器,分别为:0.05 ~ 3.3Hz、0.05 ~ 10Hz、0.05 ~ 20Hz、0.05 ~ 30Hz、0.05 ~ 40Hz。经过滤除干扰和噪声,使信号的信噪比得到大幅度提高,得到较纯正的混合信号(即选频后的信号)。选频后的信号进入选频、信号分离电路 9 内的分离电路,对混合信号进行分离处理,形成呼吸、体动两路信号,两路信号经过各自输出级送往 A/D 采集模块进行采样和后续分析处理。

[0047] 实施例 4

[0048] 如图 11,信号处理显示单元 13:信号处理显示单元 13 包括信号预处理模块 131、自适应谱线增强模块 132、二次低通滤波和放大模块 133、波形显示模块 134 和呼吸率计算模块 134。

[0049] (1) 信号预处理模块 131

[0050] 在系统穿墙实验中,由于收、发天线之间,以及天线与砖墙之间的互相耦合,使得接收到的信号在时窗的前端产生了较强的直耦波和直达波,并且由于在不同介质表面会产生散射等效效应,还往往伴有拖尾振荡;实验环境中还不可避免的存在着电气干扰、电磁波干扰以及各种原因带来的随机噪声。这些都会对回波信号产生干扰,因此,雷达的回波信号属于强噪声、强干扰背景下的微弱随机信号。所以,为了降低噪声和干扰的影响,提高信号的信噪比,并对畸变的波形进行修正,必须对回波信号进行预处理。预处理包括抽点、滑动减平均、低频数字滤波和放大。

[0051] a、抽点

[0052] 为了减少运算量,本发明采用抽点的方法来减少信号长度。对采样点数为 4096 的原始回波数据从第 97 点开始每隔 20 点抽取一点,抽取的点按顺序组成新数据,抽点后的数据变为 200 点,运算量降低为原来的二十分之一。

[0053] b、滑动减平均

[0054] 为了提高对微弱的生命信号监测的灵敏度,抑制直流分量和极低频基线漂移,我们采用了滑动减平均处理方法如下式:

$$[0055] \quad y(n) = f(n) - \frac{\sum_{k=n-50}^{n+50} f(k)}{101} \dots\dots\dots (4)$$

[0056] 通过处理,回波信号中的直流分量和基线漂移得到去除,信号始终在基线附近波动,剩余成分以微小变化量为主。图 12 为回波信号经过滑动减平均算法前后的波形比较。

[0057] c、低通数字滤波和放大

[0058] 人体的生命信号能量主要集中在低频范围内,呼吸一般集中在 $0 \sim 0.5\text{Hz}$,体动多集中在 $0.2\text{Hz} \sim 1\text{Hz}$ 的范围内,为了从回波信号中提取它们,必须进行低通滤波,滤去高频干扰成分,并放大其低频成分。为了让人体的生命信号尽可能的都通过低通滤波器,综合考虑运算量、响应时间和过渡带等因素,本发明选用 31 阶 $0 \sim 2\text{Hz}$ 的 FIR 窗函数低通滤波器。

[0059] (2) 自适应谱线增强模块 132

[0060] 在从噪声中恢复有用信号时,如果有用信号和噪声具有不同的频带宽度,则可以利用这一特征把信号和噪声分离开来,分离过程用自适应谱线增强模块 132 来实现。

[0061] 自适应谱线增强器是自适应消噪的一种特殊情况,这时只有一路被噪声污染的信号 $y(k) = s(k) + n(k)$,而无参考信号可供使用。在这种情况下,可以用 $y(k)$ 本身的延时形式作为参考信号 $x(k)$,即 $x(k) = y(k - \Delta)$, Δ 为延时量,如图 14 所示。

[0062] 在自适应算法的迭代过程中,滤波器的响应是要把输入信号 $y(k)$ 中与参考信号 $x(k) = y(k - \Delta)$ 相关的成分抵消掉。设信号 $y(k)$ 由两种分量组成:一种是窄带信号,其相关时间范围较宽,例如正弦信号;另一种是宽带信号,其相关时间范围较窄。两种成分中的窄带信号是有用信号,宽带信号是干扰噪声。两种成分的自相关函数如图 13 所示。图 13 中 T_{NB} 和 T_{BB} 分别表示窄带分量和宽带分量的相关时间范围。超出各自的相关时间范围后,它们的自相关函数迅速衰减。

[0063] 选择图中的延时 Δ 使其满足 $T_{BB} < \Delta < T_{NB}$,因为 Δ 比 $y(k)$ 中的宽带分量 $y_{BB}(k)$ 的相关时间范围 T_{BB} 要长,经延时后的 $y_{BB}(k - \Delta)$ 与 $y_{BB}(k)$ 不相关,自适应滤波过程对这个分量不能响应。而 Δ 比 $y(k)$ 中的窄带分量 $y_{NB}(k)$ 的相关时间范围 T_{NB} 要短,所以延时后的 $y_{NB}(k - \Delta)$ 与原信号中的 $y_{NB}(k)$ 相关。利用自适应滤波的相关抵消作用, $y_{NB}(k)$ 将被抵消掉。这样一来, FIR 滤波器的输出为相关分量 $y_{NB}(k)$ 的估计值,抵消器输出的误差信号 $e(k) \approx y_{BB}(k)$,从而将两者分离开来,如图 14 所示。

[0064] 上述方法对于分离周期信号和宽带信号非常有效。周期信号因其周期性在很长的时间范围内都是相关的,而宽带信号的相关时间却很有限。只要图中的延时 Δ 选取得足够长,以消除 $y_{BB}(k - \Delta)$ 与 $y_{BB}(k)$ 的相关性, FIR 滤波器的输出就为周期信号,而抵消器的输出为宽带信号。

[0065] 在实验中,由呼吸等引起的信号为周期信号是有用信号,它受到宽带信号的干扰,可从 FIR 滤波器的输出中得到有用信号(周期信号);而且如果有用信号的频率发生了变化,则自适应滤波器还可以在一定范围内自动跟踪有用信号的频率的变化,实现自调谐滤波。另外,自适应滤波对由操作人员微小动作和生理活动带入雷达回波中的干扰也有很好的抑制作用。

[0066] (3) 二次低通滤波和放大模块 133

[0067] 呼吸一般集中在 $0 \sim 0.5\text{Hz}$,为了有效的提取周期性的呼吸信号,采用 $0 \sim 0.4\text{Hz}$ 、

121 阶的 FIR 低通滤波器, 并采用 hanning 窗函数法设计滤波器系数。

[0068] 如图 15 所示, 二次低通滤波后的信号去除了滤波前信号上存在的高频噪声和干扰, 得到了较好的呼吸波形。

[0069] (4) 波形显示模块 134 和呼吸率计算模块 135

[0070] 在二次低通滤波后, 将处理后的呼吸信号波形和体动信号波形显示出来, 并计算呼吸频率。

[0071] 呼吸率的计算方法是: 如图 16 所示, 在一个周期中, 假设波形的极大值为 A, 对应的横坐标为 x_1 , 极小值为 B, 对应的横坐标为 x_2 , 如果 $A \times B < 0$, 则呼吸频率

$$f = \frac{1}{2 \times (x_2 - x_1)} \text{ Hz}, \text{呼吸频数 } n = \frac{60}{2 \times (x_2 - x_1)} \text{ BPM (次/分钟)}, \text{如图 } L_1 \text{ 段 (正常呼吸) 或 } L_3$$

段 (加深呼吸); 如果 $A \times B > 0$, 则认为已经没有呼吸活动, 此时无法计算呼吸率, 如图 L2 段 (屏气)。

[0072] 2. 实验结果与评价

[0073] 在实验过程中, 被监测对象在呼吸和屏气时应保持静止站立, 身体无明显晃动。

[0074] 图 17 为无监测目标时域波形图。由图可见, 在无生命体时, 呼吸波形几乎没有波动, 由于这种波动不满足呼吸率的算法, 所以显示呼吸率为 0; 且体动信号未见波动。

[0075] 图 18 为自由呼吸时域波形图。由图可知, 被监测目标的正常呼吸频率是 0.23Hz (14BPM), 这较好地反映了人的正常呼吸活动是一个近似周期的活动; 体动波形不明显。

[0076] 图 19 为屏住呼吸时域波形图。由图可见, 被监测人体屏住呼吸以后, 呼吸波形有微弱缓慢的变化, 幅度明显减小, 这与人的其它生理活动如心跳、胸腔微弱震动、环境的噪声干扰以及自适应谱线增强器参考信号的选取等有关; 体动波形不明显。

[0077] 图 20 为加深呼吸时域波形图。由图可知, 被监测人体的呼吸频率是 0.35Hz (21BPM), 加深呼吸后幅值增大, 由于呼吸活动加强, 呼吸信号的信噪比明显提高; 体动波形有微小缓慢的变化。

[0078] 图 21 为身体轻微晃动信号时域波形图。由图可见, 在被监测人体身体有轻微动作时, 体动波形明显, 呼吸波形完全失真。

[0079] 实施例 5、系统评价

[0080] 不同环境下测试超宽谱雷达式生命参数实时监测系统, 包括穿透不同厚度的单砖墙、单水泥墙、双砖墙、双水泥墙、复合媒介 (如砖、水泥、木材等), 测试结果证明其穿透力比较强, 系统能够在设计要求内, 实时、长时间平稳运行, 对不同的受试对象能够实时显示呼吸和体动波形, 正确计算并显示其呼吸频率。

[0081] 在无监测目标时, 基本能够判断监测范围内无目标人体存在; 在被监测对象静止站立时, 在正常呼吸、屏住呼吸、加深呼吸状态下监测到的呼吸波形与频率能够反映出目标真实的状态; 在目标身体有体动动作时, 可以显示出比较明显的体动波形。

[0082] 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。

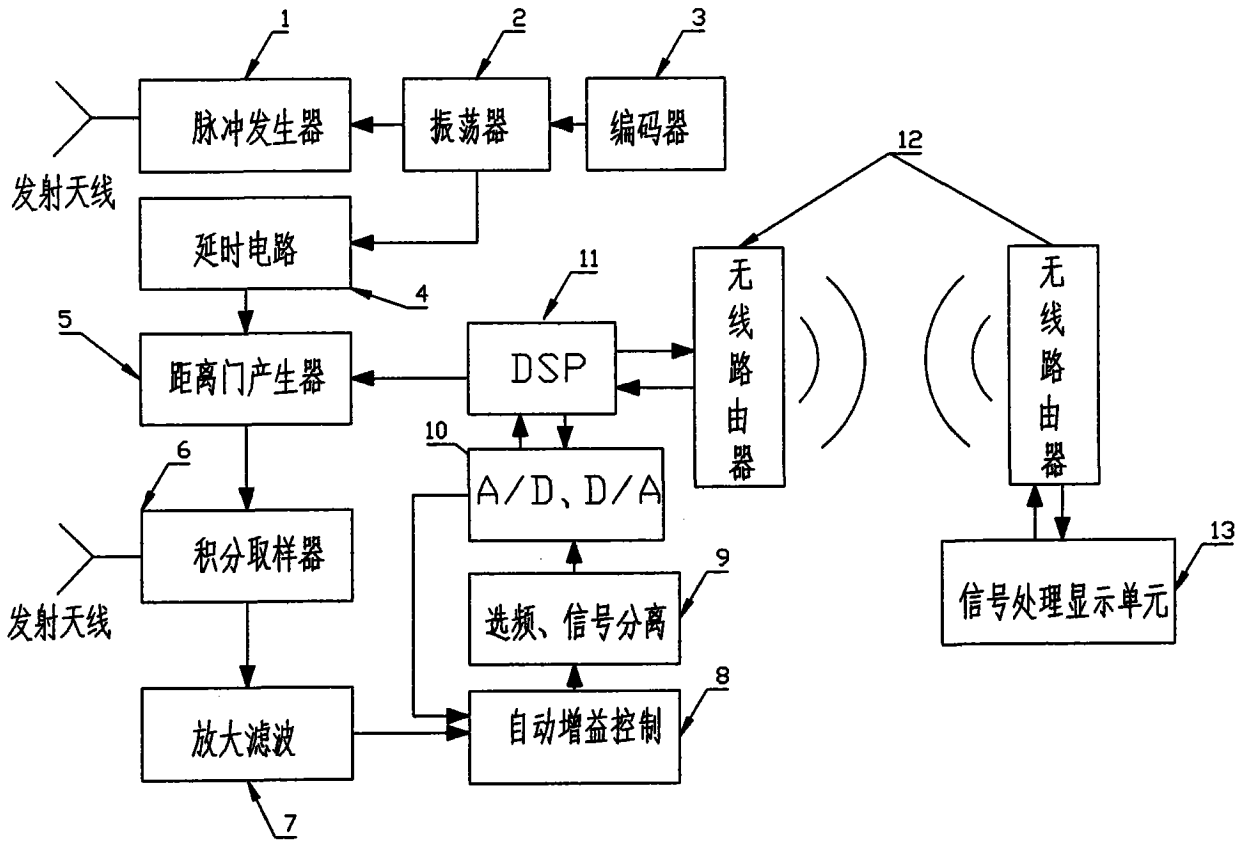


图 1

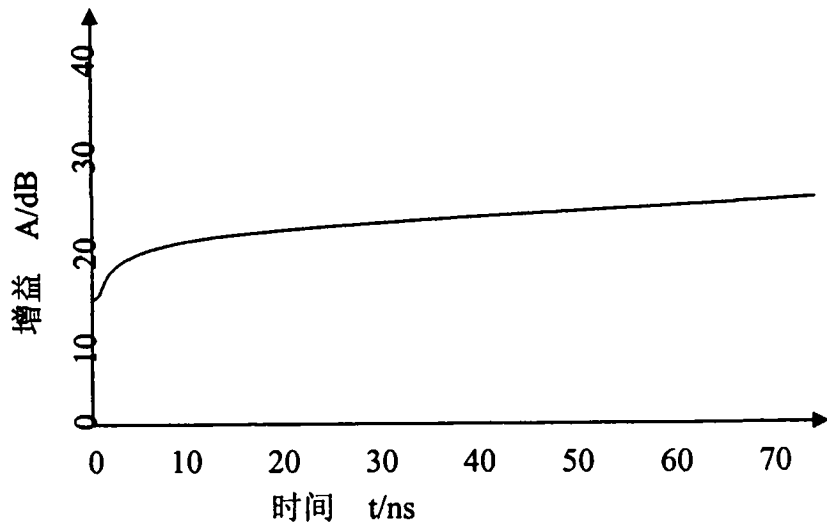


图 2

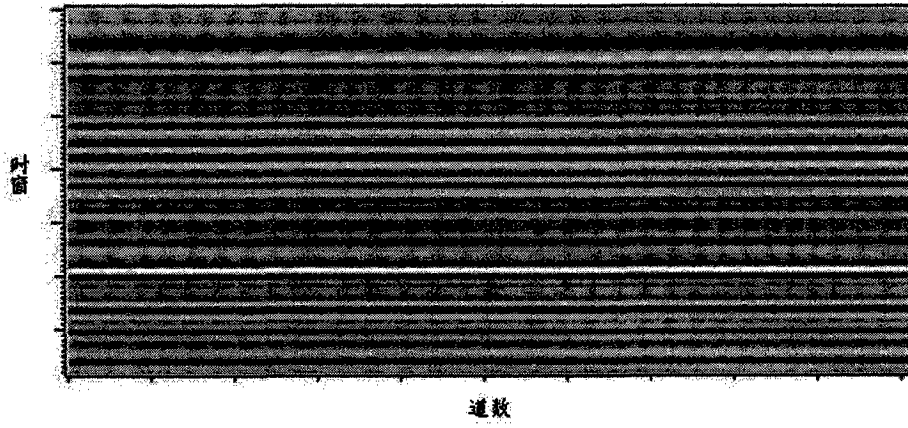


图 3

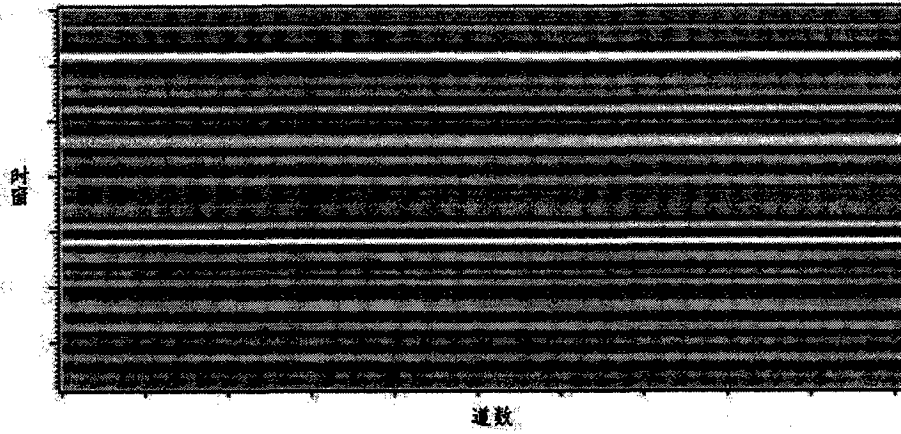


图 4

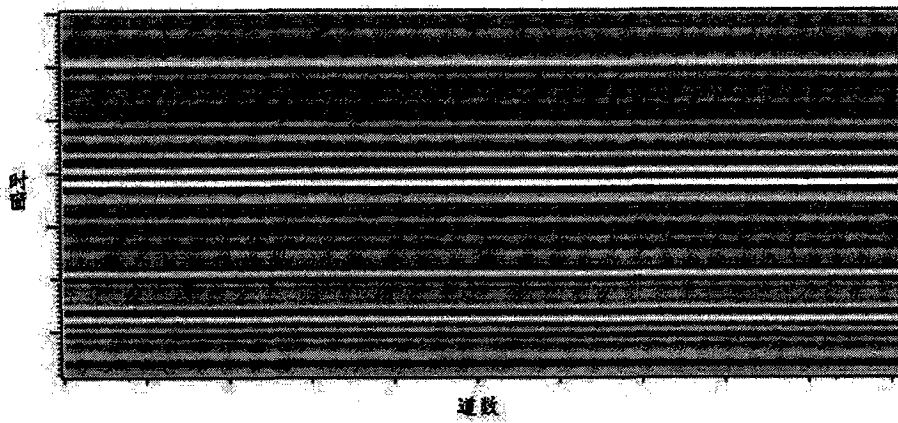
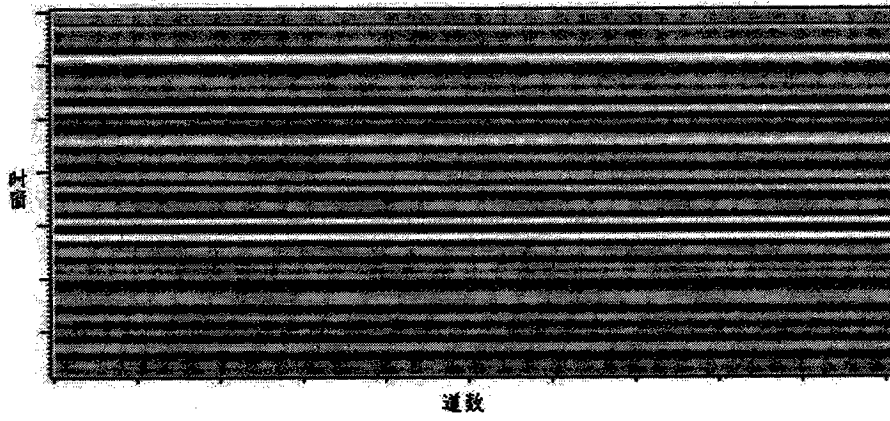
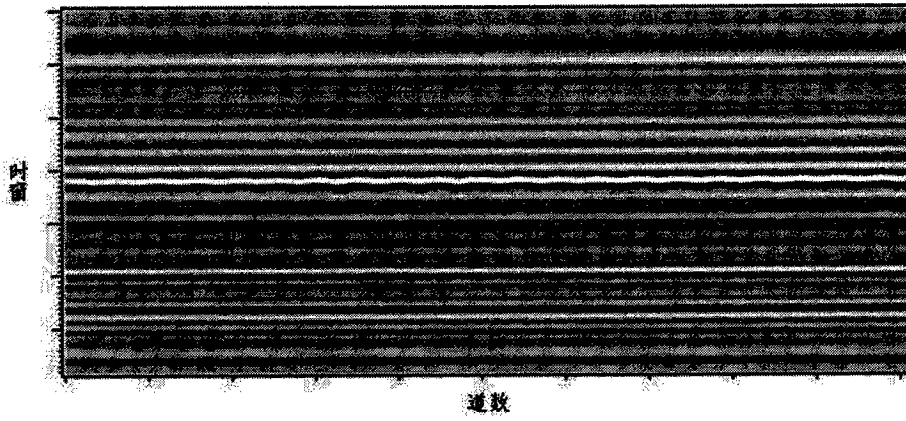


图 5



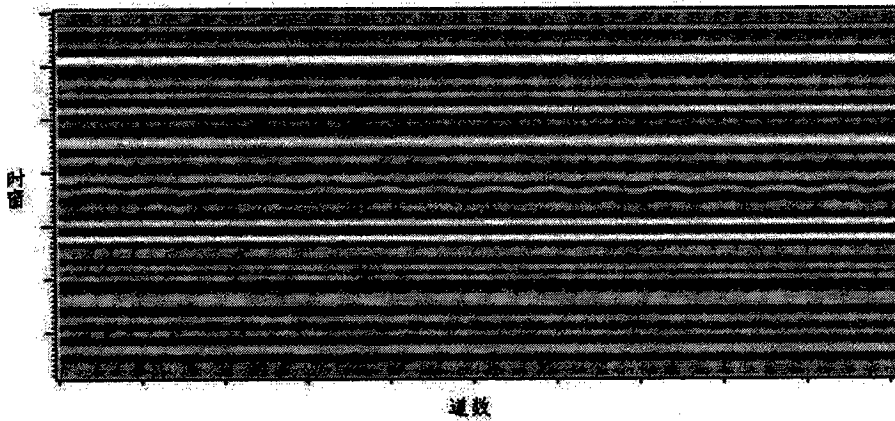
道数

图 6



道数

图 7



道数

图 8

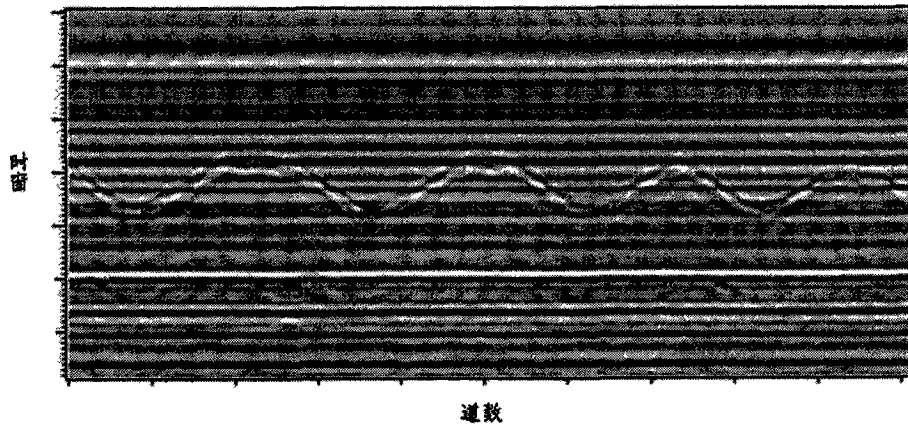


图 9

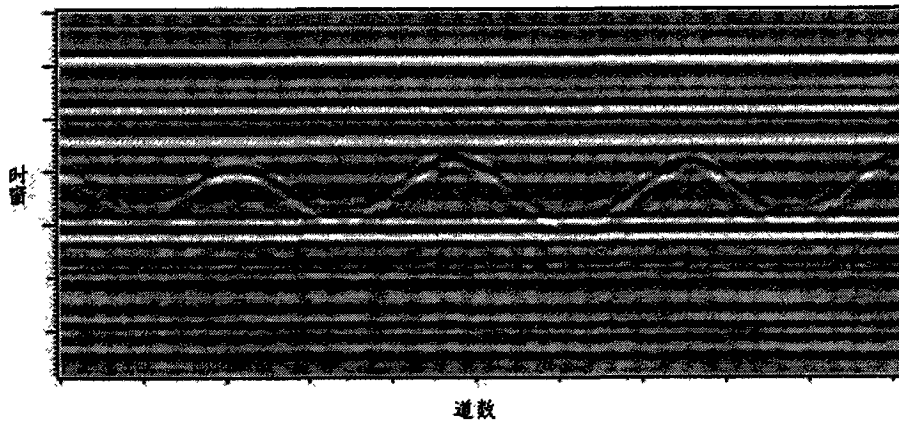


图 10

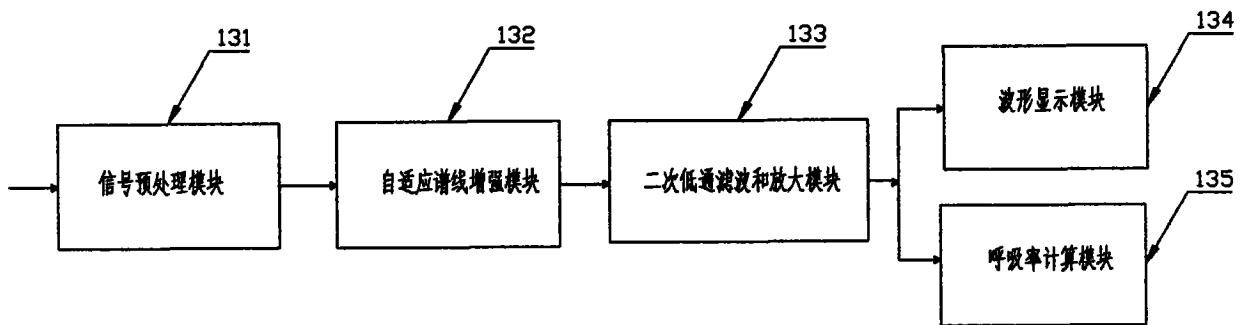
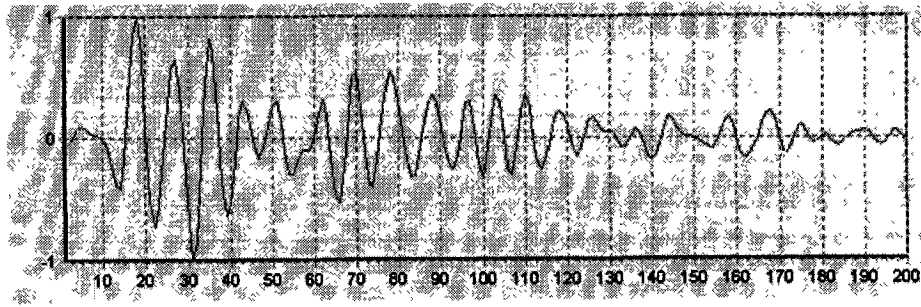
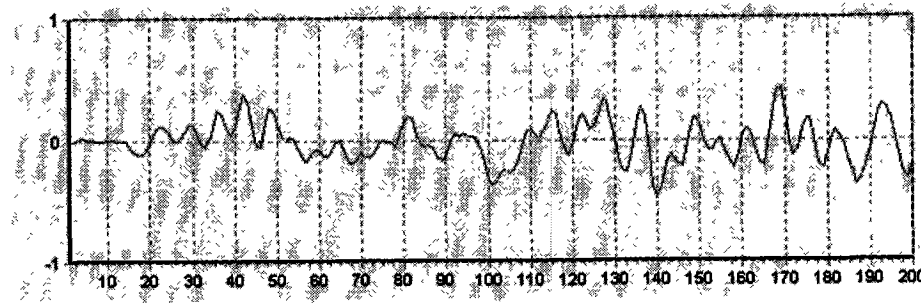


图 11



12-1



12-2

图 12

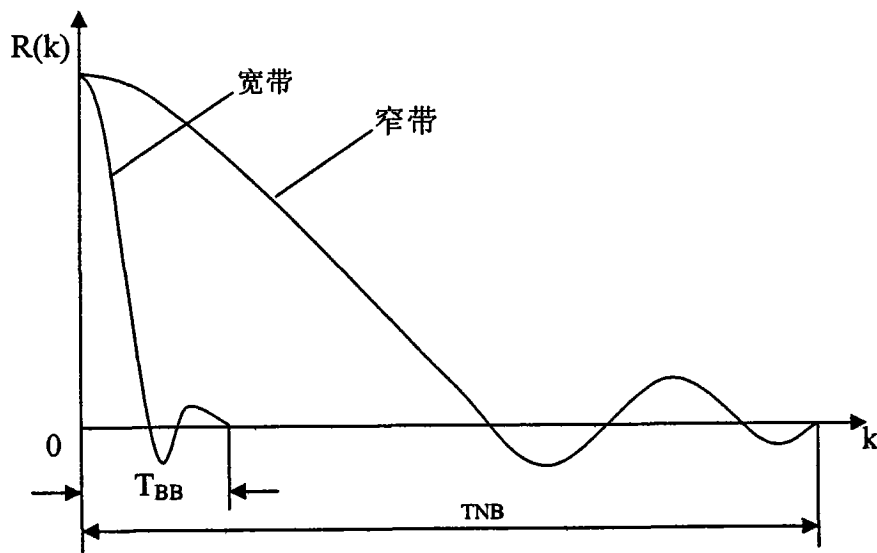


图 13

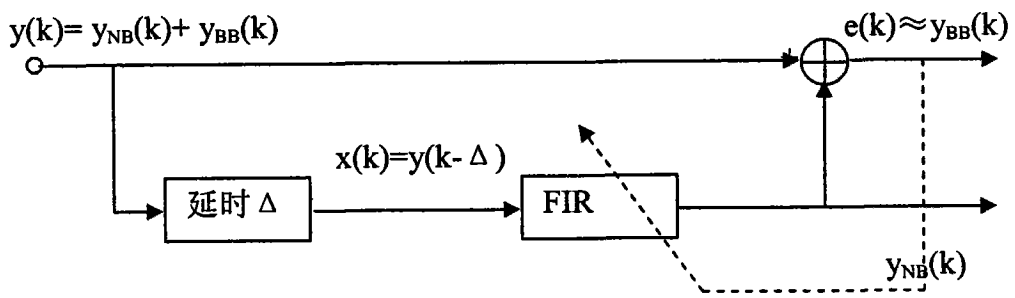


图 14

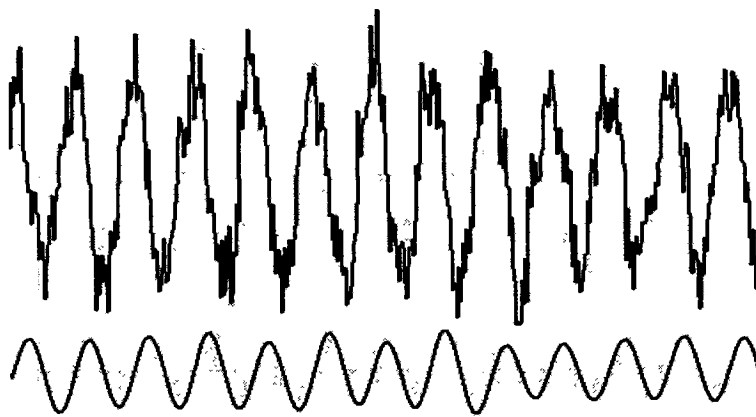


图 15

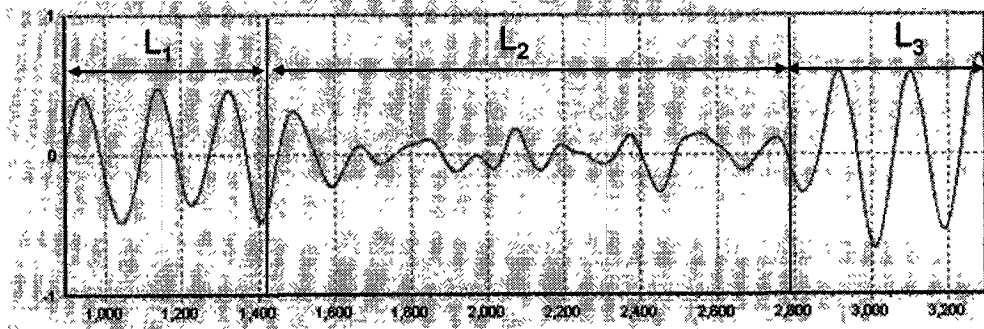


图 16

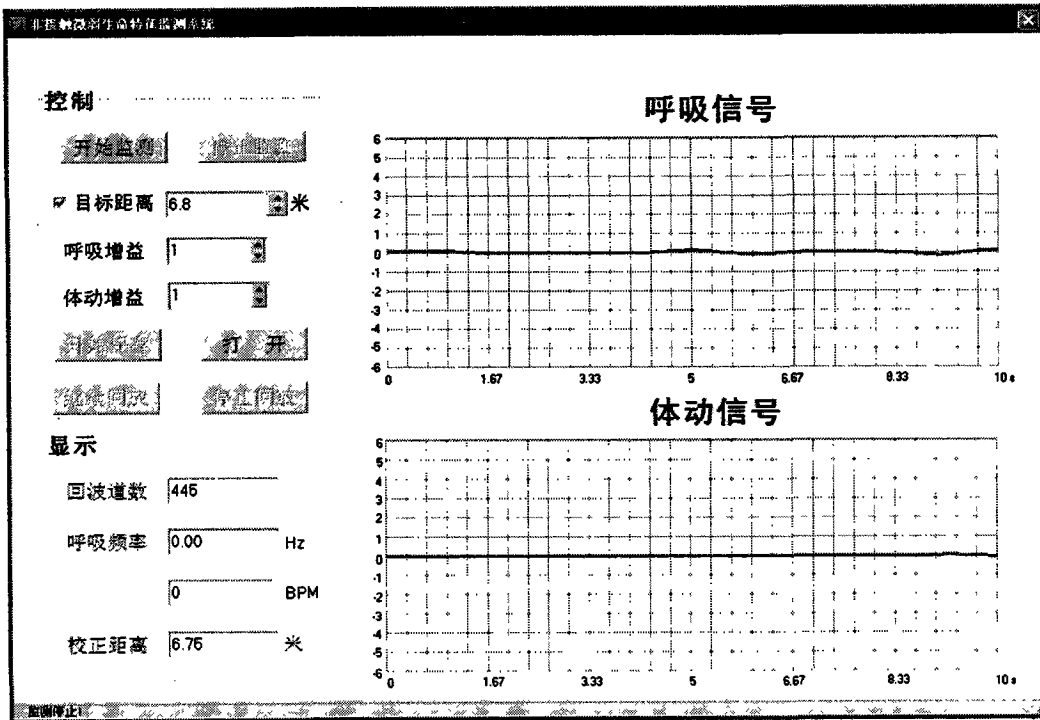


图 17

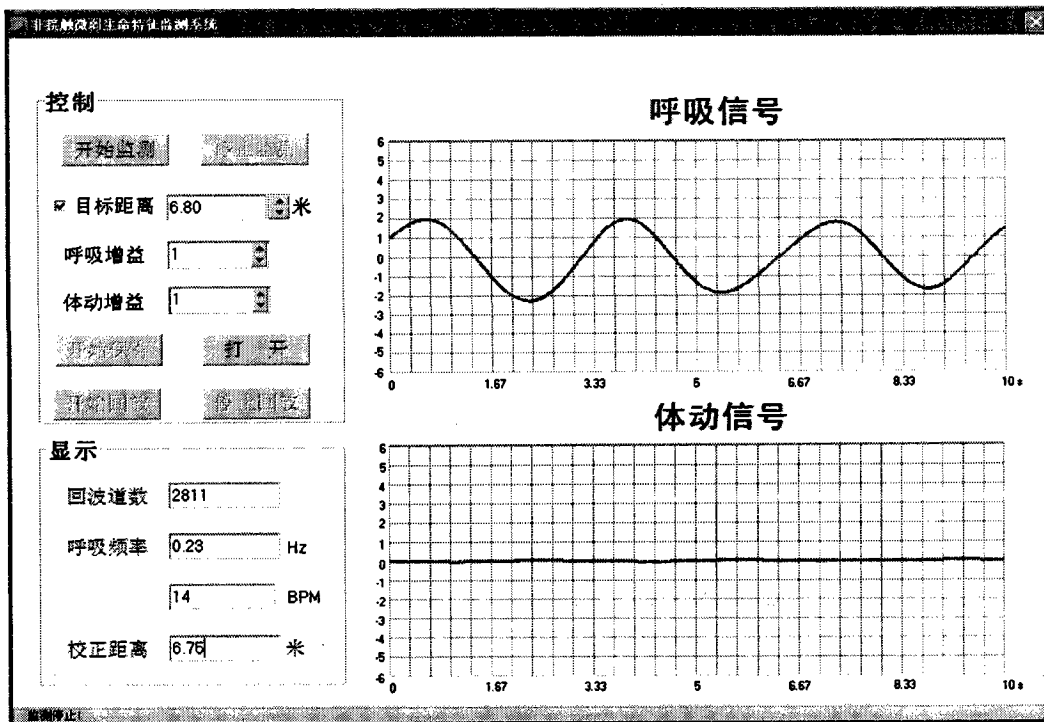


图 18

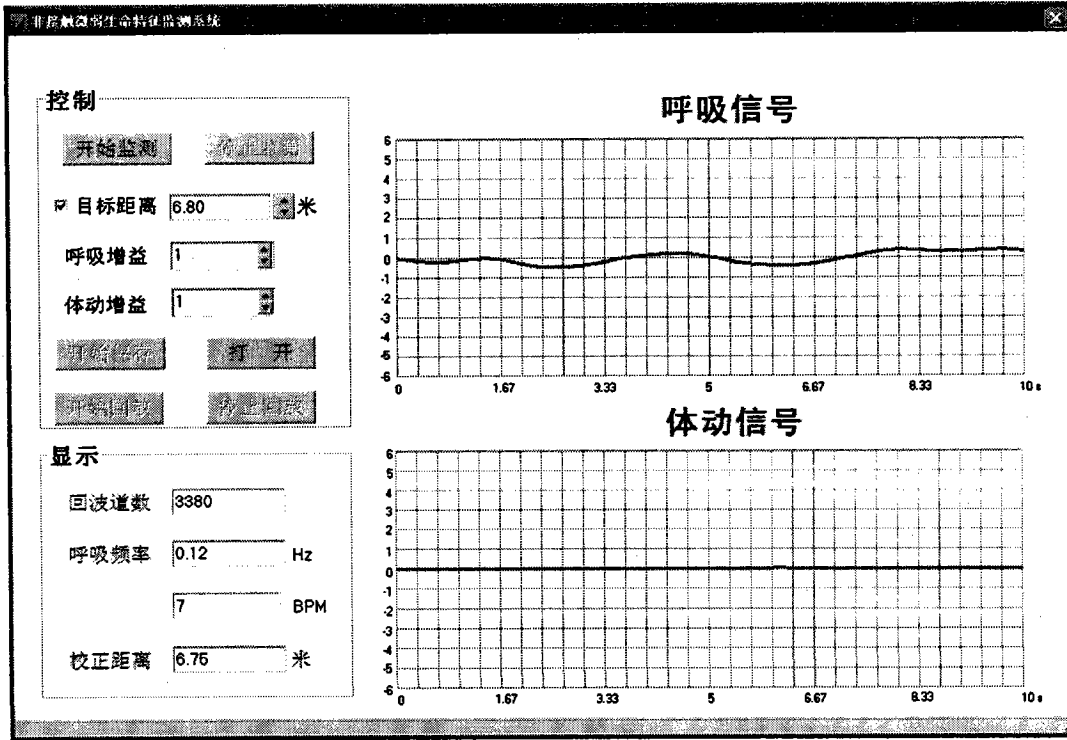


图 19

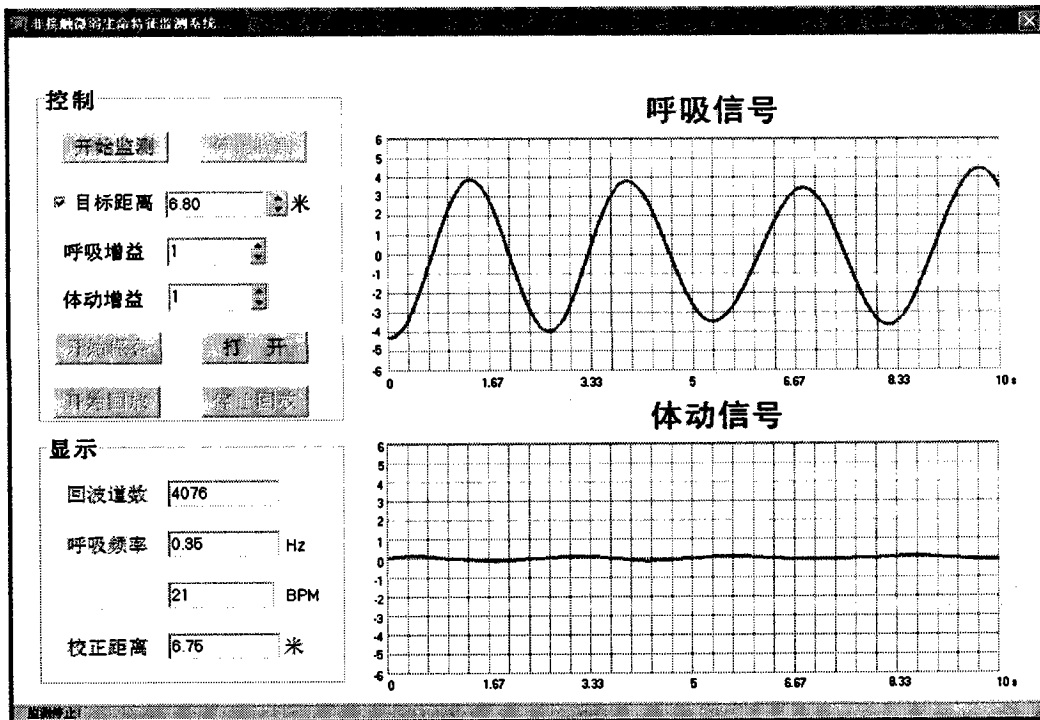


图 20

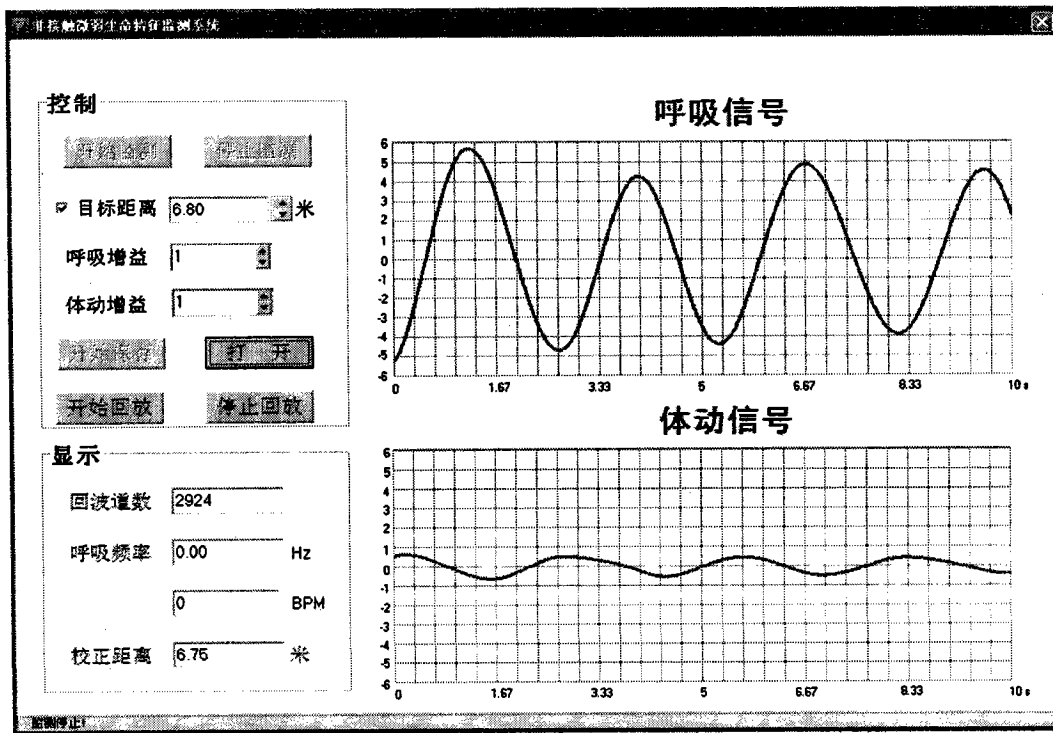


图 21