

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/1455 (2006.01)

G06F 17/14 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200710120252.8

[45] 授权公告日 2009 年 2 月 25 日

[11] 授权公告号 CN 100463651C

[22] 申请日 2007.8.14

[21] 申请号 200710120252.8

[73] 专利权人 北京麦邦光电仪器有限公司

地址 100097 北京市海淀区曙光花园智业园 A 座 7C

共同专利权人 北京理工大学

[72] 发明人 刘志文 刘忠英 王 群 李 龛

[56] 参考文献

US5348004A 1994.9.20

CN1985764A 2007.6.27

US6643530B2 2003.11.4

WO89/03193A1 1989.4.20

US6898452B2 2005.5.24

JP2002-282243A 2002.10.2

审查员 陈昭阳

[74] 专利代理机构 北京中创阳光知识产权代理有限公司

代理人 尹振启

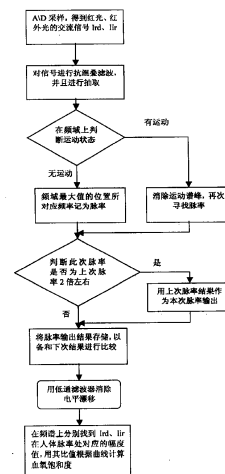
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 6 页

[54] 发明名称

一种测量血氧饱和度的方法和装置

[57] 摘要

本发明公开了一种测量血氧饱和度的方法，其包括以下步骤：(1)对经过模数转换后的被测数字信号进行滤直流预处理；(2)抗混叠滤波器滤波和信号抽取；(3)快速傅立叶 FFT 变换，剔除运动干扰信号；(4)计算血氧饱和度。其中，在剔除运动干扰信号后以及计算血氧饱和度前可进一步包括，消除 2 倍频幅度高过 1 倍频的步骤。本发明的方法中在计算血氧饱和度之前可进一步包括用低通滤波器，消除偏移。本发明也公开了使用上述方法测量血氧饱和度的装置。采用本发明方法和装置测量血氧饱和度，快捷有效，并加以抽取技术，大大减小了内存的使用和运算量。利用频域上的波形识别，有效地滤除了运动状态的干扰，提高了仪器测量的准确性。



1、一种测量血氧饱和度的方法，包括以下步骤

a) 由光电接收装置接收被测位置的两个不同波长的信号，该信号被放大后，经 A/D 模数转换单元转化为数字信号；

b) 上述信号再经过滤直流的预处理，得到交流信号；

c) 对所述交流信号进行抗混叠滤波器滤波和信号抽取，其中抗混叠滤波器的截止频率选取不能影响人体的正常信号；

d) 对抽取后的信号进行快速傅立叶 FFT 变换，在频域上判断是否有运动状态的信号，如果出现运动状态的频谱，剔除运动干扰信号，得到两个对应不同波长的脉率；

e) 根据上述两个剔除运动干扰后且再消除 2 倍频幅度高过 1 倍频后的频率，计算血氧饱和度；其中消除 2 倍频幅度过高的步骤具体包括：

A) 设定初始化脉率 $rate1$ ，赋给其一个大于 350 的数值；

B) 将每次得到的人体脉率，存入 $rate$ 变量，然后和变量 $rate1$ 作比较，如果 $rate$ 等于 $rate1$ 二倍附近的数值，则判定此次脉率检测出现 2 倍频过高的错误，抛弃结果 $rate$ 值，并用上次结果 $rate1$ 赋给 $rate$ ，作为本次结果输出，如果没有发生以上情况，则直接输出本次计算结果 $rate$ ；

C) 将 $rate$ 赋给 $rate1$ ，作为下次脉率的参考值。

2、根据权利要求 1 所述的测量血氧饱和度的方法，其特征在于，所述 $rate1$ 的数值小于或等于 1000。

3、根据权利要求 2 所述的测量血氧饱和度的方法，其特征在于，在计算血氧饱和度前，如果脉率的信号电平有整体缓慢飘移，在频谱上接近 ‘0’ 频率上幅度过大，会影响到脉率判断，加截止频率为 0.5Hz 的硬件高通滤波器，滤除低频干扰。

4、一种测量血氧饱和度的装置，包括中央控制处理单元 (1)、多波长光驱动单元 (2)、光发射装置 (3)、光电接收装置 (4)、信号放大器 (5)、A/D 模数转换单元 (6) 以及显示装置 (7)，其特征

在于,

中央控制处理单元(1)用于发出对多波长光驱动单元(2)的控制信号,使该单元发出驱动信号;

多波长光驱动单元(2)用于驱动光发射装置(3)发出两个不同波长的光信号;

光电接收装置接收获得的被检测信号,该被检测信号经过信号放大器(5)被放大;

A/D模数转换单元(6)用于将放大后的模拟信号转化为数字信号,进而在中央控制处理单元(1)中进行信号处理和计算;

显示装置(7)用于显示最终得到的血氧饱和度;

其中,中央控制处理单元(1)中进行的信号处理和计算包括:

a)将上述数字信号进行滤直流预处理,得到数字交流信号;

b)对所述数字交流信号进行抗混叠滤波器滤波和信号抽取,其中抗混叠滤波器的截止频率选取不能影响人体的正常信号;

c)对抽取后的信号进行快速傅立叶FFT变换,在频域上判断是否有运动状态的信号,如果出现运动状态的频谱,剔除运动干扰信号,得到两个对应上述不同波长的脉率;

d)根据剔除运动干扰后且消除2倍频幅度高过1倍频后的频率,计算血氧饱和度;其中消除2倍频幅度过高的信号处理包括:

A)设定初始化脉率 $rate1$,赋给其一个大于350的数值;

B)将每次得到的人体脉率,存入 $rate$ 变量,然后和 $rate1$ 作比较,如果 $rate$ 等于 $rate1$ 二倍附近的数值,则判定此次脉率检测出现2倍频过高的错误,抛弃结果 $rate$ 值,并用上次结果 $rate1$ 赋给 $rate$,作为本次结果输出,如果没有发生以上情况,则直接输出本次计算结果 $rate$;

C)将 $rate$ 赋给 $rate1$,作为下次脉率的参考值。

5、根据权利要求4所述的测量血氧饱和度的装置,其特征在于,所述 $rate1$ 的数值小于或等于1000。

6、根据权利要求5所述的测量血氧饱和度的装置,其特征在于,中央控制处理单元包括截止频率为0.5Hz的硬件高通滤波器,其在计算血氧饱和度前,滤除低频干扰。

一种测量血氧饱和度的方法和装置

技术领域

本发明涉及一种测量人体血氧饱和度的方法和装置，尤其涉及一种无创伤、采用光谱分析技术、在频域测量血氧饱和度的方法和装置。

背景技术

血氧饱和度是指人体动脉血液中氧合血红蛋白分子数占血红蛋白分子总数的百分比，是反映人体氧供应状况的重要生理参数，是一项重要的临床指标。目前主要采用无创技术进行血氧饱和度的测量和监控，克服了原来抽取血样、增加病人痛苦和感染率高的有创方法。无创测量血氧饱和度的基本原理是采用光谱分析方法，将两种发出不同光谱的光电管放置在被检测部位的同一侧，一种为发红光，一种为发红外光，在被测部位的另一侧放置光电接收装置，然后根据得到的两种光电流的交流分量比计算血氧饱和度。但是，在获得的这两种光电流分量时，经常会含有噪音信号，例如电磁噪声、背景光噪声和运动噪声等。这些噪音信号使血氧饱和度的测量不准确。目前针对不同的噪声影响，有不同的噪音消除方法，例如采用光屏蔽或改变光照表面吸光系数的方法消除背景光噪音，采用电磁屏蔽消除电磁干扰，以及改善探头的机械抗运动性能消除被测者与探头之间的运动干扰，特别是对于运动噪声，目前只有类似上述机械式的方法对噪音进行消除，而没有从仪器本身的电路信号处理来改善抗运动噪音的能力。

发明内容

针对现有技术中的问题，本发明提出了一种血氧饱和度测量方法和装置，不仅有效地消除了运动噪音的干扰，提高了仪器的测量精确度，而且结构简单，加上信号抽取技术，大大减小了内存的使用和运算量，增加了测量速度。

根据本发明测量血氧饱和度的方法，包括以下步骤

a) 由光电接收装置接收被测位置的两个不同波长的信号，该信号被放大后，经 A/D 模数转换单元转化为数字信号；

b) 上述信号再经过滤直流的预处理, 得到交流信号;

c) 对所述交流信号进行抗混叠滤波器滤波和信号抽取, 其中抗混叠滤波器的截止频率选取不能影响人体的正常信号;

d) 对抽取后的信号进行快速傅立叶 FFT 变换, 在频域上判断是否有运动状态的信号, 如果出现运动状态的频谱, 剔除运动干扰信号, 得到两个对应不同波长的脉率;

e) 根据上述两个剔除运动干扰后的脉率, 计算血氧饱和度。

进一步, 根据本发明测量血氧饱和度的方法, 在剔除运动干扰信号后以及计算血氧饱和度前可包括, 消除 2 倍频幅度高过 1 倍频的步骤。

其中, 消除 2 倍频幅度过高的步骤具体包括:

A) 设定初始化脉率 $rate1$, 赋给其大于 350 的数值, 优选为 350-1000;

B) 将每次得到的人体脉率, 存入 $rate$ 变量, 然后和 $rate1$ 作比较, 如果 $rate$ 等于 $rate1$ 二倍附近的数值, 则判定此次脉率检测出现 2 倍频过高的错误, 抛弃结果 $rate$ 值, 并用上次结果 $rate1$ 赋给 $rate$, 作为本次结果输出。如果没有发生以上情况, 则直接输出本次计算结果 $rate$ 。

C) 将 $rate$ 赋给 $rate1$, 作为下次脉率的参考值。

根据本发明的另一方面, 本申请提供一种测量血氧饱和度的装置, 包括中央控制处理单元、多波长光驱动单元、光发射装置、光电接收装置、信号放大器、A/D 模数转换单元以及显示装置, 其特征在于,

中央控制处理单元用于发出对多波长光驱动单元的控制信号, 使该单元发出驱动信号;

多波长光驱动单元用于驱动光发射装置发出两个不同波长的光信号;

光电接收装置接收获得的被检测信号, 该被检测信号经过信号放大器 (5) 被放大;

A/D 模数转换单元用于将放大后的模拟信号转化为数字信号, 进而在中央控制处理单元中进行信号处理和计算;

显示装置用于显示最终得到的血氧饱和度;

其中, 中央控制处理单元中进行的信号处理和计算包括:

a) 将上述数字信号进行滤直流预处理, 得到数字交流信号;

b) 对所述数字交流信号进行抗混叠滤波器滤波和信号抽取, 其中抗

混叠滤波器的截止频率选取不能影响人体的正常信号;

c) 对抽取后的信号进行快速傅立叶FFT变换, 在频域上判断是否有运动状态的信号, 如果出现运动状态的频谱, 剔除运动干扰信号, 得到两个对应上述不同波长的脉率;

d) 根据剔除运动干扰后的脉率, 计算血氧饱和度。

进一步, 中央控制处理单元中进行的信号处理和计算还包括, 在剔除运动干扰信号后以及计算血氧饱和度前的步骤, 进行消除 2 倍频幅度高过 1 倍频的信号处理。

此外, 中央控制处理单元还可进一步包括截止频率为 0.5Hz 的硬件高通滤波器, 其在计算血氧饱和度前, 滤除低频干扰。

附图说明

图 1 是本发明血氧饱和度测量装置的构造示意图;

图 2 是本发明测量血氧饱和度测量过程的流程图;

图 3 (a) 是一普通信号在时域和频域表示的示意图;

图 3 (b) 是信号抽取后在时域和频域表示的示意图;

图 4 为本发明对信号进行抗混叠滤波和样本抽取处理时信号在时域和频域上变化的示意图;

图 5 (a) 为在无运动干扰时人体脉搏信号的频谱;

图 5 (b) 为在有运动干扰时人体脉搏信号的频谱;

图 6 (a) 为 Ird 频谱, 其显示出人体脉搏的正常频谱;

图 6 (b) 中为 Iir 频谱, 其显示出 2 倍频峰值超过了 1 倍频峰值。

具体实施方式

下面结合附图具体描述本发明的优选实施例。如图 1 所示, 为本发明血氧饱和度测量装置的构造示意图。本发明装置包括中央控制处理单元 1、多波长光驱动单元 2、光发射装置 3、光电接收装置 4、信号放大器 5、A/D 模数转换单元 6 以及显示装置 7, 其中, 中央控制处理单元 1 发出对多波长光驱动单元 2 的控制信号, 使该单元发出驱动信号, 驱动光发生装置 3 发出光信号, 在本实施例中, 使用两个光发射装置, 其中一个发出红光, 波长为 660nm, 另一个发出红外光, 波长为 820-940nm, 这两束光照射被检测部位, 在检测部位的另一侧具有光电接收装置 4, 光

电接收装置获得的电信号经过信号放大器 5 被放大后, 经 A/D 模数转换单元 6 将模拟信号转化为数字信号, 进而在中央控制处理单元 1 中处理计算, 最终得到的血氧饱和度在显示装置 7 上显示。

下面结合图 2-图 5 详细描述中央处理单元中进行的信号处理过程。如图 2 所示, 为本发明测量血氧饱和度测量过程的流程图。从 A/D 模数转换单元 6 出来的信号在中央控制处理单元 1 主要经过以下几个步骤的处理: (1) 滤直流的预处理; (2) 抗混叠滤波器滤波和信号抽取; (3) 快速傅立叶 FFT 变换, 剔除运动干扰信号; (4) 计算血氧饱和度。其中, 判断脉率是否为上次脉率 2 倍左右, 与下次测量结果进行比较, 是为了消除 2 倍频过高的问题, 加上用低通滤波器消除偏移的步骤, 都是对本发明的进一步改进。

以下是对以上每个步骤进行的详细说明。

(1) 滤直流的预处理

从 A/D 模数转换单元 6 出来的信号是五路串行的背景光信号、红光综合信号、红外光综合信号、红光滤波后信号和红外光滤波后信号。这些信号进入中央控制处理单元 1 后, 首先进行预处理, 即对上述信号滤直流处理, 得到两路串行的红光交流信号和红外光交流信号, 它们分别以 I_{rd} 和 I_{ir} 表示。

(2) 构造抗混叠滤波器, 对 I_{rd} 、 I_{ir} 信号进行滤波并抽取

此步骤是为了在抽取样本时在频域上不产生混叠。由于人体信号的频谱分量主要集中在低频部分, 如果直接对信号进行抽取, 就会产生混叠。如图 3(a) 所示, 图 3(a) 是一普通信号在时域和频域表示的示意图; 图 3(b) 是信号抽取后在时域和频域表示的示意图; 左侧的图为时域表示, 右侧的图为频域表示。从图 3(b) 的频谱可以看到, 抽取样本后, 发生了混叠现象, 这样将对测量结果产生很大的影响。其中 T_1 表示原始抽样时间, T_2 表示抽取后的抽样时间。

为了防止产生混叠, 构造如下的抗混叠滤波器:

$$H(\omega) = \begin{cases} 1 & -\pi/N \leq \omega \leq \pi/N \\ 0 & \text{其他} \end{cases}$$

其中 N 为抽取的倍数。加入抗混叠滤波器后, 混叠干扰被抑制掉, 而感兴趣的低频部分保留了下来。

如图 4 所示, 为本发明对信号进行抗混叠滤波和样本抽取处理时信号在时域和频域上变化的示意图。上述经过预处理的信号经过抗混叠滤波器后, 得到在一定范围内的低频信号。此处的抗混叠滤波器的截止频率选取原则是不能影响人体正常信号。之后, 再对信号进行抽取, 抽取比例要和抗混叠滤波器互相匹配。

(3) FFT 快速傅立叶变换, 剔除运动干扰信号

在通常情况下, 人体的脉率在 30 - 300 次附近的范围, 脉率是指人体脉搏每分钟跳动的次数, 如图 5(a) 所示, 为在无运动干扰时人体脉搏信号的频谱; 但在有运动干扰后, 人体脉率在频谱上的反映变得难以检测, 如图 5(b) 所示, 在人体脉率 60 次附近, 几乎没有信号, 而在远离人体脉率的 370 次附近, 有一个突出的信号, 而该信号只是反映由于运动带来的结果, 不是真正的人体脉率信号, 如果根据此信号进行测量, 必然不能得出正确的结果。

依据经验以及人体信号的特点可以知道, 对于人体脉搏信号, 在频谱上的能量不单单集中在人体脉率频率上; 而对于运动干扰信号, 它在频谱上的能量分布却集中在运动频率上。通过这个特点可以判别是否是运动状态。

如果检测出为运动状态, 则在强行消除运动所带来的频谱干扰后, 再次检测频谱上最大值, 检测得出即为人体脉率谱峰。

这样, 通过以上对抽取后的样本信号进行 FFT 快速傅立叶变换, 得到频域序列进行波形分析, 进而剔除运动干扰信号, 得到人体的脉率。

最后根据上述人体的脉率, 计算血氧饱和度。

以上是针对运动做的抗干扰性处理, 除了运动的影响, 在某些时候还会出现 2 倍频幅度高过 1 倍频的情况, 从而影响脉率的判断。

如图 6 所示, 给出了两路信号 Ird、Iir 的频谱, 图 6(a) 中的 Ird 显示出人体的正常频谱, 然而图 6(b) 中的 Iir 显示出 2 倍频峰值已经超过了 1 倍频峰值, 这样通过最大值判断的人体脉率就会出错。因此, 将每次得到的脉率存储起来, 和下一次的脉率进行比较, 利用其出错总在 2 倍频的特点, 还可进一步做如下修正:

- A. 首先设定初始化脉率 $rate1$, 赋给其一个很大的数值, 如 1000;
- B. 每次计算出人体脉率, 存入 $rate$ 变量, 然后和 $rate1$ 作比较, 如果 $rate$ 等于 $rate1$ 二倍附近的数值, 如从 1.9 倍 - 2.1 倍的范围, 则

判定此次脉率检测出现 2 倍频过高的错误，抛弃计算结果 $rate$ ，并用上次结果 $rate1$ 赋给 $rate$ ，作为本次结果输出。如果没有发生以上情况，则直接输出本次计算结果 $rate$ 。

C. 将 $rate$ 赋给 $rate1$ ，作为下次脉率参考值。

以上算法可以纠正 2 倍频过高的情况，而并不影响正常结果，通常来讲，人体脉率没有在短时间内突然提高一倍的情况。如果第一次测量结果就输出并存储了 2 倍频的错误结果，那么第二次计算就可以纠正过来。

此外，根据硬件条件，如果输出信号电平有整体缓慢飘移，在频谱上接近 ‘0’ 频率上幅度过大，会影响到脉率判断，可加截止频率为 0.5Hz 的高通滤波器，滤除低频干扰。

这样，通过以上方法得到正确的脉率之后，在两路信号 Ird 、 Iir 频谱上分别找到对应人体脉率的极大值峰值，将处理后的结果分别存入变量 $Irdlevel$ 和 $Iirlevel$ ，进而计算比值 $r = Irdlevel / Iirlevel$ ，然后根据 r 和血氧浓度关系曲线计算血氧饱和度值。

本发明的有益效果是，利用频域法检测血氧饱和度，方法快捷有效，并加以抽取技术，大大减小了内存的使用和运算量。利用频域上的波形识别，有效的滤除了运动状态的干扰，提高了仪器测量的准确性。

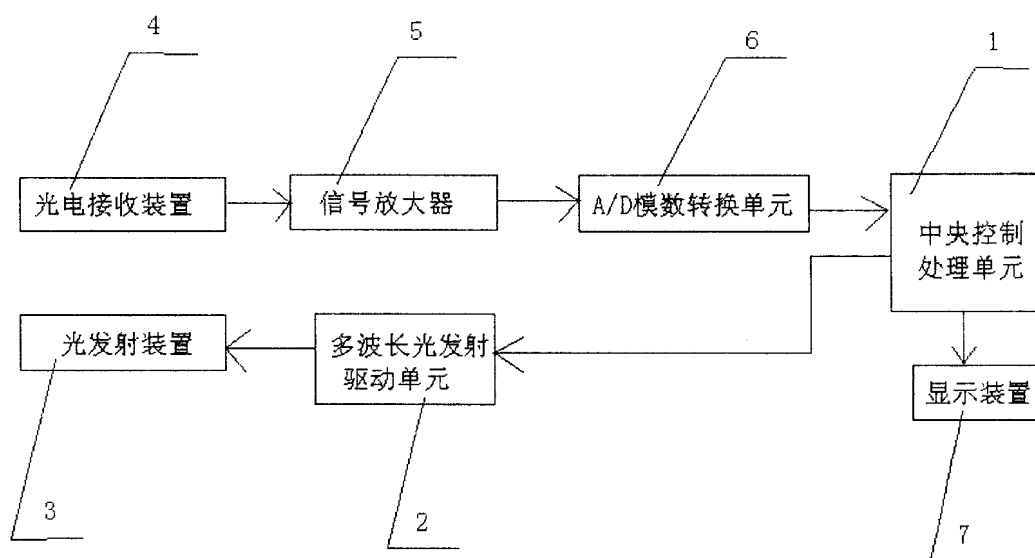


图 1

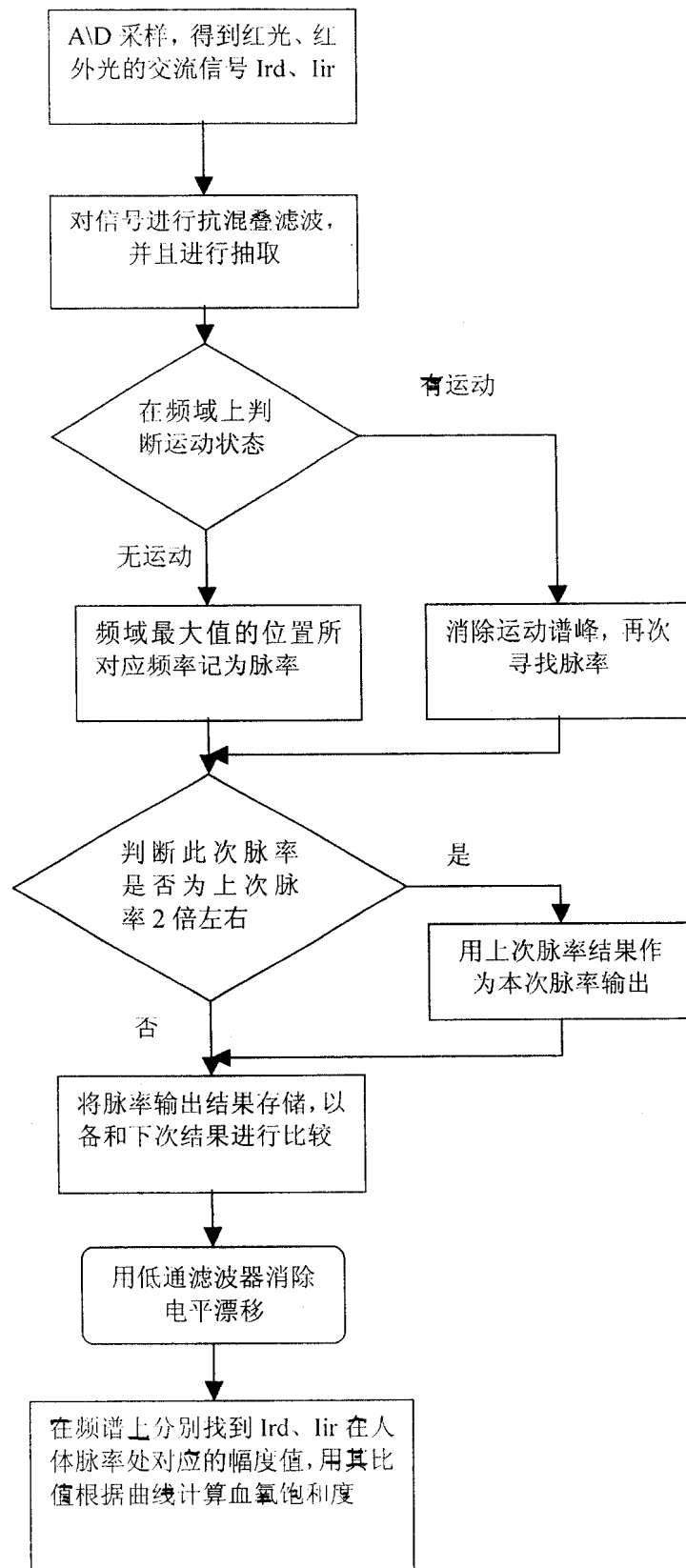


图 2

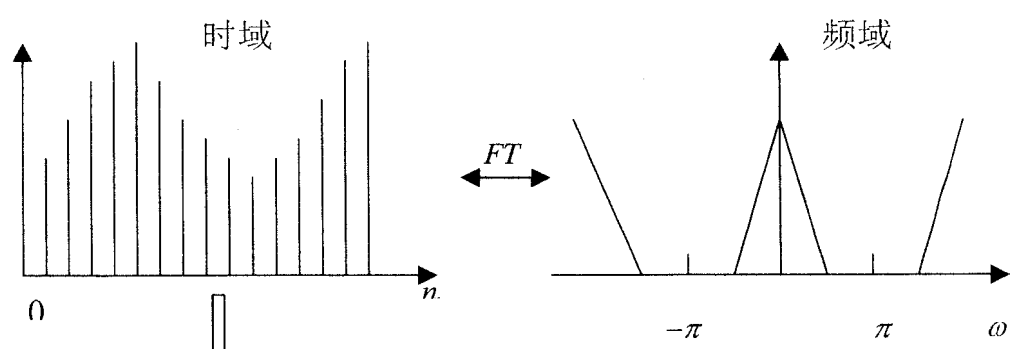


图 3 (a)

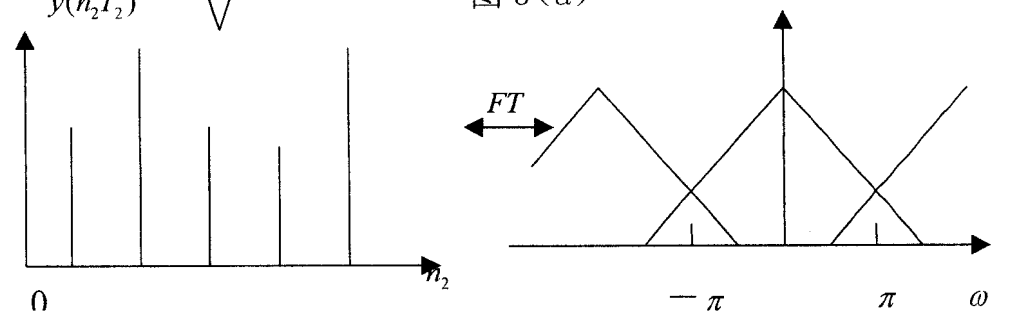


图 3 (b)

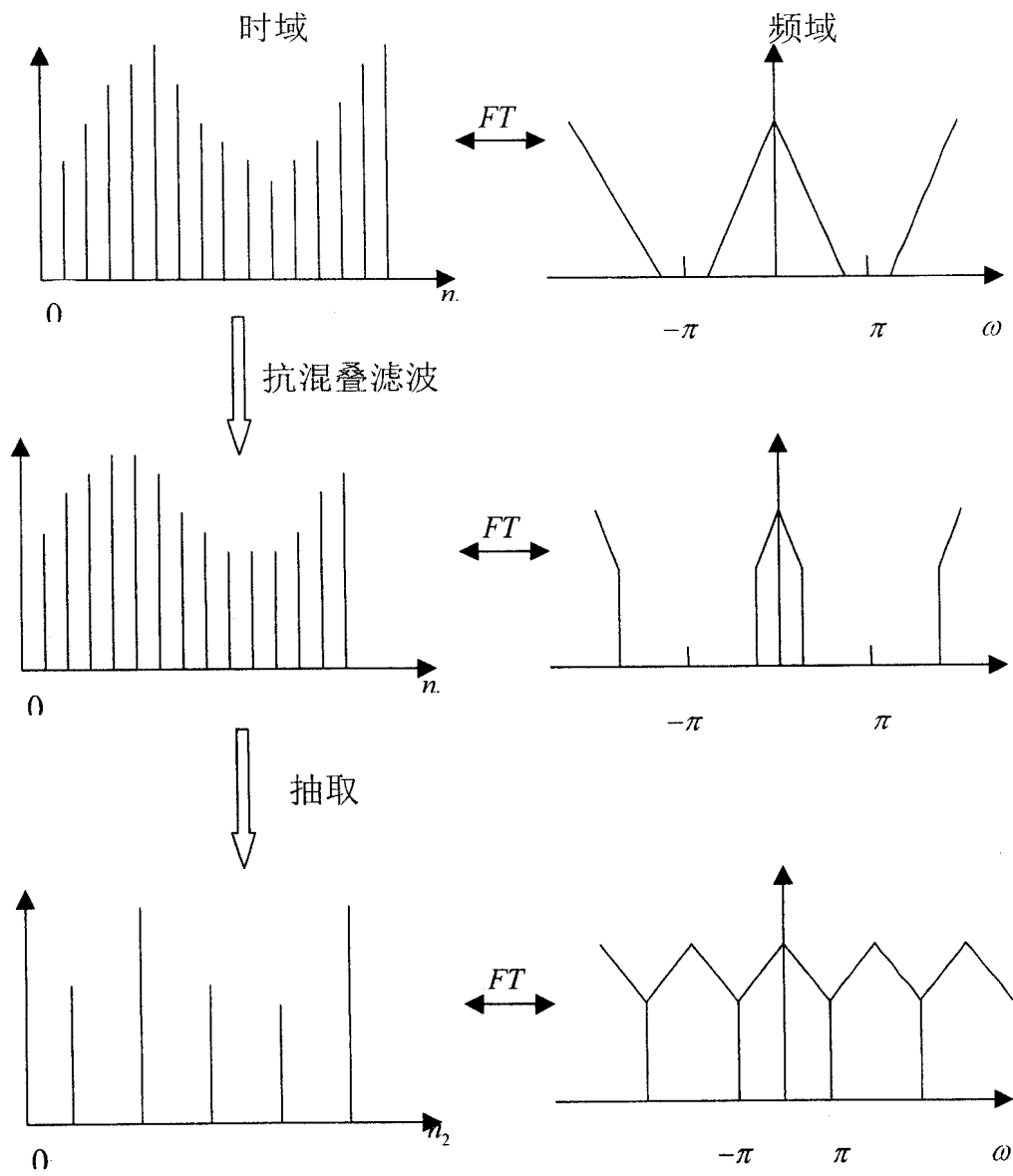


图 4

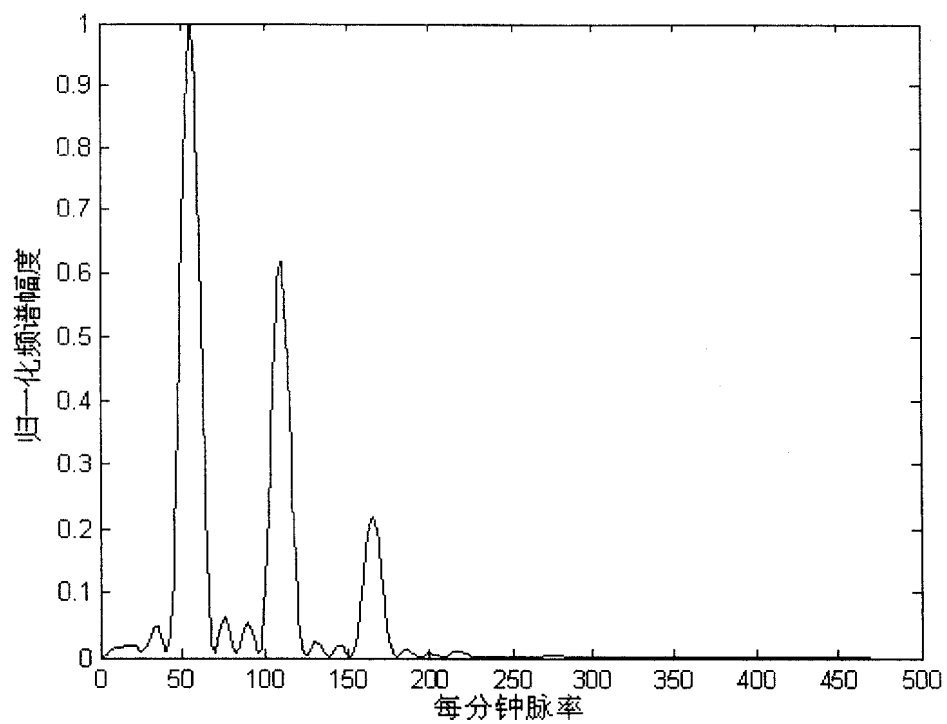


图 5 (a)

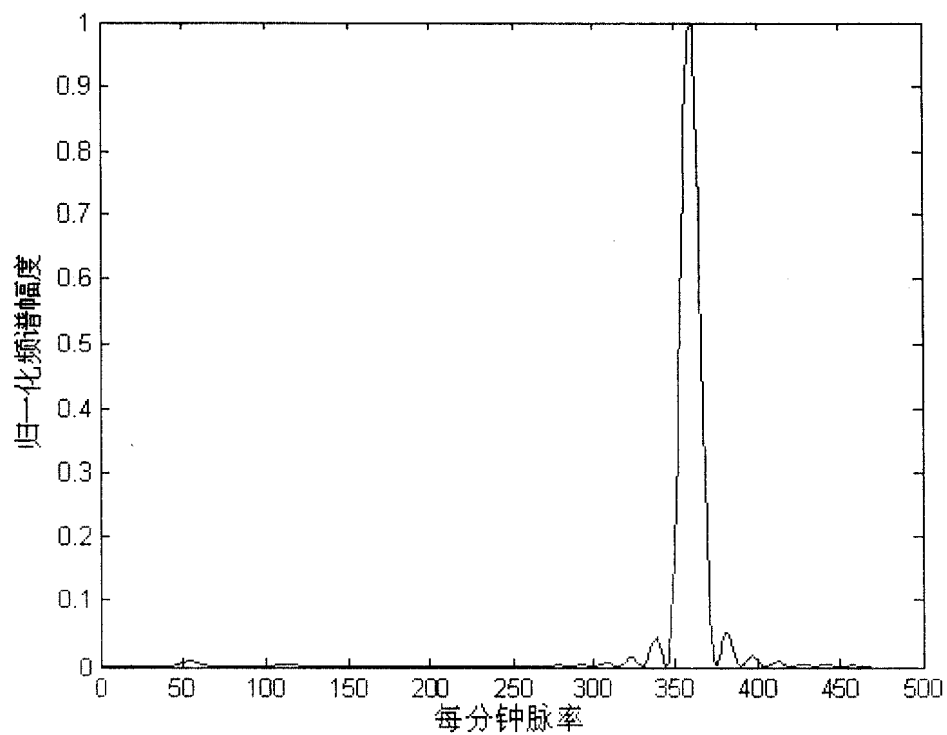


图 5 (b)

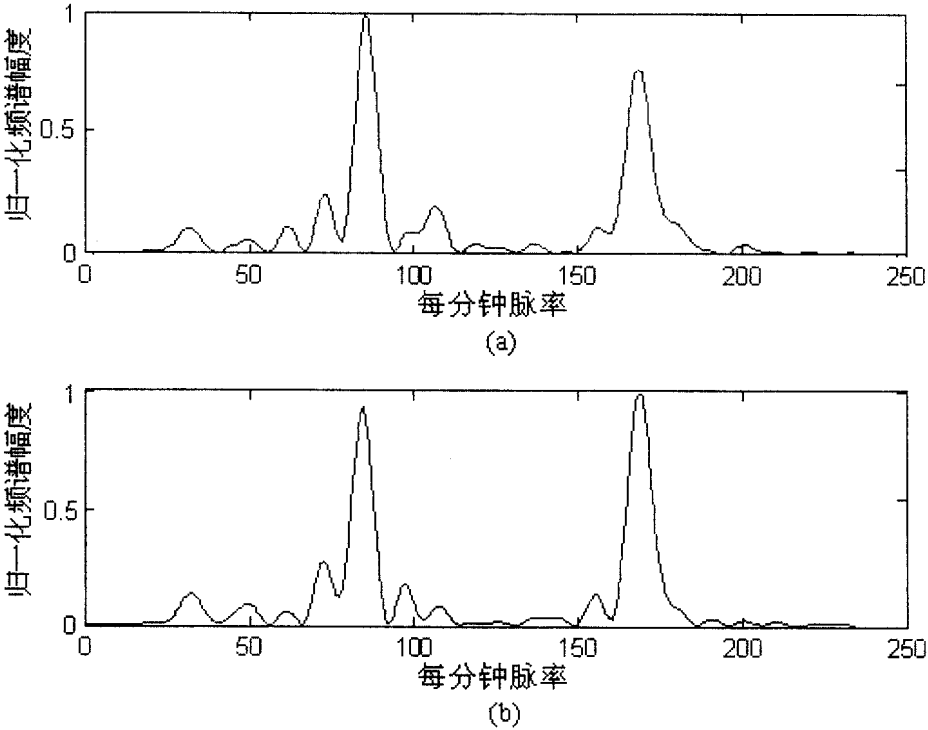


图 6