



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103494615 B

(45) 授权公告日 2016.03.09

(21) 申请号 201310480663.3

(22) 申请日 2013.10.15

(73) 专利权人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518051 广东省深圳市南山区玉泉路毅哲大厦4楼

(72) 发明人 梁丁 张威 冯乃章

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(56) 对比文件

CN 101897596 A, 2010.12.01,

CN 102176121 A, 2011.09.07,

JP 2000005177 A, 2000.01.11,

JP 2003245279 A, 2003.09.02,

US 5287753 A, 1994.02.22,

L. L. Mo, L. M. Yun, R. S. C. Co

bbo Id.Comparison of the four digital maximum frequency estimators for doppler

ultrasound. 《Ultrasound in Medicine and Biology》. 1998, 第14卷(第5期), 355-363.

刘斌. 利用改进的百分比法提取多普勒血流声谱图包络. 《声学技术》. 1998, (第1期), 9-14.

尹钊. 超声多普勒血流信号估计及处理方法研究. 《中国优秀硕士学位论文全文数据库(电子期刊), 医药卫生特辑》. 2012, (第5期), 44-49.

审查员 桂叶晨

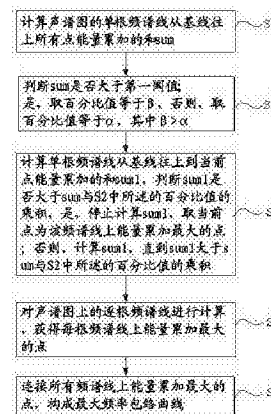
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

最大频率包络曲线的计算方法和装置

(57) 摘要

本发明涉及医学超声技术领域, 尤其涉及最大频率包络曲线的计算方法及装置, 包括: 计算声谱图的单根频谱线从基线往上所有点能量累加的和 sum; 判断 sum 是否大于第一阈值; 是, 取百分比值等于 β, 否则, 取百分比值等于 α, 其中 β > α; 计算单根频谱线从基线往上到当前点能量累加的和 sum1, 判断 sum1 是否大于 sum 与所述百分比值的乘积, 是, 停止计算 sum1, 取当前点为该频谱线上能量累加最大的点; 否则, 计算 sum1, 直到 sum1 大于 sum 与所述百分比值的乘积; 对声谱图上逐个频谱线进行计算, 获得每根频谱线上能量累加最大的点; 将所有频谱线上能量累加最大的点连接起来, 即构成了最大频率包络曲线。



1. 最大频率包络曲线的计算方法,其特征在于,包括:

S1,计算声谱图的单根频谱线从基线往上所有点能量累加的和 sum;

S12,判断图像整体区域内的能量和 T 与理论最大能量和 M 的比值是否小于第一经验值;

是,选取第一组百分比值的 α 和 β ;

否则,判断噪声带能量和 P 与图像整体区域内的能量和 T 的比值是否小于第二经验值;是,选取第一组百分比值的 α 和 β ;否则,选取第二组百分比值的 α 和 β ;所述第一组百分比值的 α 和 β 分别大于第二组百分比值的 α 和 β ;

上述各组的百分比值中, $\beta > \alpha$;

S2,判断 sum 是否大于第一阈值;是,取百分比值等于 β ,否则,取百分比值等于 α ;

S3,计算单根频谱线从基线往上到当前点能量累加的和 sum1,判断 sum1 是否大于 sum 与 S2 中所取的百分比值的乘积,是,停止计算 sum1,取当前点为该频谱线上能量累加最大的点;否则,计算 sum1,直到 sum1 大于 sum 与 S2 中所取的百分比值的乘积;

S4,对声谱图上的逐根频谱线进行计算,获得每根频谱线上能量累加最大的点;

S5,连接声谱图所有频谱线上能量累加最大的点构成最大频率包络曲线。

2. 如权利要求 1 所述包络曲线的计算方法,其特征在于,在所述 S1

与 S12 之间,还包括 S11:

判断 sum 是否大于第二阈值,是,执行 S12 步骤;否则,将最大频率包络曲线设为基线。

3. 如权利要求 1 所述的包络曲线的计算方法,其特征在于,所述第一阈值为 4000,所述第一经验值为 0.07,所述第二经验值为 0.018,所述第一组百分比值的 α 等于 0.94, β 等于 0.97,所述第二组百分比值的 α 等于 0.93, β 等于 0.95。

4. 如权利要求 2 所述的包络曲线的计算方法,其特征在于,所述第二阈值为 400。

5. 最大频率包络曲线的计算装置,其特征在于,包括:

线总能量计算单元,用于计算声谱图的单根频谱线从基线往上所有点能量累加的和 sum;

组别选取单元,用于判断图像整体区域内的能量和 T 与理论最大能量和 M 的比值是否小于第一经验值;是,选取第一组百分比值的 α 和 β ;否则,再判断噪声带能量和 P 与图像整体区域内的能量和 T 的比值是否小于第二经验值,是,选取第一组百分比值的 α 和 β ;否则,选取第二组百分比值的 α 和 β ;所述第一组百分比值的 α 和 β 分别大于第二组百分比值的 α 和 β ;

百分比值确定单元,用于判断所述 sum 是否大于第一阈值;是,取百分比值等于 β ,否则,取百分比值等于 α ,其中 $\beta > \alpha$;

线上能量累加最大的点的计算单元,用于计算单根频谱线从基线往上到当前点能量累加的和 sum1,判断 sum1 是否大于 sum 与所取百分比值的乘积,是,停止计算 sum1,取当前点为该频谱线上能量累加最大的点;否则,计算 sum1,直到 sum1 大于 sum 与所取百分比值的乘积;

图像上能量累加最大的点的计算单元,用于对声谱图上逐根频谱线进行计算,获得每根频谱线上能量累加最大的点;

最大频率包络曲线输出单元,用于将所有频谱线上能量累加最大的点连接起来,构成

最大频率包络曲线。

6. 如权利要求 5 所述包络曲线的计算装置,其特征在于,在线总能量计算单元和组别选取单元之间,还包括:

低能量判断单元,用于判断 sum 是否大于第二阈值,是,执行组别选取单元;否则,将最大频率包络曲线设为基线。

7. 如权利要求 5 所述的包络曲线的计算装置,其特征在于,所述第一阈值为 4000,所述第一经验值为 0.07,所述第二经验值为 0.018,所述第一组百分比值的 α 等于 0.94, β 等于 0.97,所述第二组百分比值的 α 等于 0.93, β 等于 0.95。

8. 如权利要求 6 所述的包络曲线的计算装置,其特征在于,所述第二阈值为 400。

最大频率包络曲线的计算方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声技术领域,尤其涉及最大频率包络曲线的计算方法和装置。

背景技术

[0002] 医学超声技术领域中,利用多普勒效应获取频谱图从而测量血流流速的方法近年来得到了迅速发展。

[0003] 超声多普勒技术测量血流速度的过程中,连续超声多普勒系统经探头发送超声波到人体组织内,并接收血细胞造成的散射回波。由于血细胞的流动性,其散射回波与发射波之间具有一定的频率偏移,且血细胞的运动速度正比于该频率偏移,是为多普勒效应。

[0004] 测量相应的频偏可以估计到血管内的血流情况。在脉冲多普勒测量血流速度的过程中,测量系统按照一定的时间间隔发送声波脉冲,并于两次脉冲之间接收回波信号,测量回波与某参考信号的相位差,这个相位差与连续多普勒中的频偏一样,变化率正比于血流的流动速度。临床上处理连续和脉冲多普勒的方法是一致的。

[0005] 回波信号经过正交调制、滤波等处理之后,成为以 0 频率为中心的音频多普勒信号,其带宽约几千赫兹。血液在人体血管内的流速是不固定的,且不同位置具有不同的速度。一般血管中心的流速较大,而靠近血管壁的地方流速接近 0。故多普勒信号频谱具有一定的宽度,其中最大频率正比于血管内的最大血流速度,中心频率(功率最大的频率)代表血管内血液整体的流动趋势,具有此流速的红细胞在血液中占最大比例。受心脏收缩和舒张的影响,系统检测到的多普勒信号频谱也随之变化。将同一时刻的不同频率成分按功率大小调制成灰度,得到该时刻的频谱线,若按一定时间间隔多次截取多普勒信号进行频谱计算,并按时间次序依次显示频谱线,就得到了多普勒信号声谱图。

[0006] 最大频率包络曲线,是从声谱图中提取得到的。可以通过连接不同时刻多普勒信号频谱的最大频率来得到,该曲线幅度与血管内血流最大流速成正比。所述最大频率是估算平均频率和计算其它多普勒参数的基础,因此准确地估计最大频率在临床应用中具有重要意义。

[0007] 最初估计最大频率包络曲线的方法是:由操作者在冻结图像中手工确定,再计算相应的其他参数。这种方法缺点很明显,重复性差,精度低,还无法做实时估计。

[0008] 目前,提取最大频率包络曲线的方法主要有两类:一类是基于图像的处理方法,如边缘检测,分数维调制 Z 轴法等,这类方法的缺点是计算量太大,在实时条件下难以应用;另一类是利用功率谱密度积分曲线,进行最大频率估计,在实际应用中占主流地位,如百分比法(PM),过阈值法(TCM),几何法(GM)等。

[0009] 百分比法是设定最大频率为信号加噪声功率总和的一个百分比,计算相对简单,但是,它对信噪比敏感,难以确定一个稳定的百分比,不同时刻的最优百分比也不一致。过阈值法通过设定阈值,寻找连续 n 个频率点中至少 m 个功率谱值超过该阈值的点,这种方法的阈值设置很关键,阈值偏大则最大频率曲线偏小,阈值过小则容易检测到噪声。几何法是用三条直线来拟合积分功率谱,它不需要选取阈值,但是,它对功率谱峰值的依赖性比较

大,而利用 FFT 求得的峰值位置具有很大的随机性,影响了最大频率的估计精度。

[0010] 在这三种方法的基础上,衍生出了一些改进算法,如改进的过阈值法(MTCM),混合法(HM),改进的几何法(MGM),自适应阈值法(ATM)和改进的百分比法(MPM)等,一定程度上提高了算法的效果,但并未有大的进步。

[0011] 现有技术的缺点:现有百分比算法的准确性受图像信噪比的限制,百分比算法的准确性不高。

发明内容

[0012] 本发明所要解决的技术问题是:如何将声谱图像的信噪比与百分比算法的百分比取值关联起来,提高百分比算法的准确性。

[0013] 在本发明一实施例中,提出了最大频率包络曲线的计算方法,包括:

[0014] S1,计算声谱图的单根频谱线从基线往上所有点能量累加的和 sum;

[0015] S2,判断 sum 是否大于第一阈值;是,取百分比值等于 β ,否则,取百分比值等于 α ,其中 $\beta > \alpha$;

[0016] S3,计算单根频谱线从基线往上到当前点能量累加的和 sum1,判断 sum1 是否大于 sum 与 S2 中所述的百分比值的乘积,是,停止计算 sum1,取当前点为该频谱线上能量累加最大的点;否则,计算 sum1,直到 sum1 大于 sum 与 S2 中所述的百分比值的乘积;

[0017] S4,对声谱图上的逐根频谱线进行计算,获得每根频谱线上能量累加最大的点;

[0018] S5,连接声谱图所有频谱线上能量累加最大的点构成最大频率包络曲线。

[0019] 另外,本发明又一实施例还提供了最大频率包络曲线的计算装置,包括:

[0020] 线总能量计算单元,用于计算声谱图的单根频谱线从基线往上所有点能量累加的和 sum;

[0021] 百分比值确定单元,用于判断所述 sum 是否大于第一阈值;是,取百分比值等于 β ,否则,取百分比值等于 α ,其中 $\beta > \alpha$;

[0022] 线上能量累加最大的点的计算单元,用于计算单根频谱线从基线往上到当前点能量累加的和 sum1,判断 sum1 是否大于 sum 与所述百分比值的乘积,是,停止计算 sum1,则当前点为该频谱线上能量累加最大的点;否则,计算 sum1,直到 sum1 大于 sum 与所述百分比值的乘积;

[0023] 图像上能量累加最大的点的计算单元,用于对声谱图上逐根频谱线进行计算,获得每根频谱线上能量累加最大的点;

[0024] 最大频率包络曲线输出单元,用于将所有频谱线上能量累加最大的点连接起来,构成最大频率包络曲线。

[0025] 从以上技术方案可以看出,本发明实施例具有以下优点:将声谱图像的信噪比与百分比算法的百分比取值关联起来,提高了百分比算法的准确性。

附图说明

[0026] 图 1 为实施例一最大频率包络曲线的计算方法的流程图;

[0027] 图 2 为优选实施例的计算方法的流程图;

[0028] 图 3 为实施例二最大频率包络曲线的计算装置框图;

[0029] 图 4 为优选实施例的计算装置框图；

[0030] 图 5 为优选实施例的实施效果图。

具体实施方式

[0031] 下面将结合本发明中的说明书附图,对发明中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅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。

[0032] 实施例一

[0033] 在本实施例中,参见图 1,最大频率包络曲线的计算方法,包括:

[0034] S1,计算声谱图的单根频谱线从基线往上所有点能量累加的和 sum;

[0035] 声谱图由按照时间顺序排列的多根频谱线构成,所有频谱线上频率为 0 的点构成基线,每根频谱线从基线往上的不同点代表不同的频率值,同时具有不同的灰度,代表了不同的功率。受心脏收缩和舒张的影响,系统检测到的多普勒信号的声谱图也随之呈节奏性变化,如图 5 所示。

[0036] 对于计算声谱图上单根频谱线从基线往上所有点能量累加之和的计算方法,可以从现有技术中获得。

[0037] S2,判断 sum 是否大于第一阈值;是,取百分比值等于 β ,否则,取百分比值等于 α ,其中 $\beta > \alpha$;

[0038] 所述第一阈值为一经验值,根据实验结果选取,优选地,所述第一阈值为 4000。

[0039] S3,计算单根频谱线从基线往上到当前点能量累加的和 sum1,判断 sum1 是否大于 sum 与 S2 中所述的百分比值的乘积,是,停止计算 sum1,取当前点为该线上能量累加最大的点;否则,计算 sum1,直到 sum1 大于 sum 与 S2 中所述的百分比值的乘积;

[0040] 当 sum1 大于 sum 与 S2 中所述的百分比值的乘积时,取当前点为该线上能量累加最大的点。

[0041] S4,对声谱图上的逐根频谱线进行计算,获得每根频谱线上能量累加最大的点;

[0042] 对于声谱图上的每根频谱线,依照 S1 至 S3 所述的方法,计算该频谱线上能量累加最大的点。

[0043] S5,连接声谱图所有频谱线上能量累加最大的点,构成最大频率包络曲线。参见图 2,优选地,在所述 S1 和 S2 之间,还包括 S12:

[0044] 判断图像整体区域内的能量和 T 与理论最大能量和 M 的比值是否小于第一经验值;

[0045] 是,选取第一组百分比值;

[0046] 否则,判断噪声带能量和 P 与图像整体区域内的能量和 T 的比值是否小于第二经验值;是,选取第一组百分比值;否则,选取第二组百分比值;

[0047] 所述第一组百分比值的 α 和 β 分别大于第二组百分比值的 α 和 β 。

[0048] 所述第一经验值根据实验结果选取,优选的第一经验值为 0.07。

[0049] 所述的噪声带能量和 P、图像整体区域内的能量和 T、理论最大能量和 M,其含义见下文的解释。声谱图的特点是,正常情况下,相邻谱线之间的变化比较缓慢,而单根频谱线

由于受斑点噪声的影响,统计得到的信噪比波动会比较大,若把一段时间内记录的频谱线构成的图像作为整体来考虑,可大大降低信噪比的波动,提高系统准确度;另外,由于血流速度较慢的情况居多,绝大部分信号集中于基线附近,心脏收缩期血流速度加快时,图像远离基线区域才出现峰值信号。将噪声带定义为图像上部的 1/5 部分,即,每个单根频谱线上部 1/5 的部分均落入噪声带区域,此部分内,一般情况下绝大部分都是被噪声所充斥,或尽管有信号,但信号的比例较低,此部分区域内的能量和即为噪声带能量和 P。计算图像整体区域内的能量和,即为 T。理论最大能量和 M,是指假设图像上所有的点都具有最大能量的情况下,所有点能量累加的和。计算所述的各区域的能量和,将所述区域对应的各个单根频谱线上各点能量相加即可。所述 P 与 T 的比值代表噪声与信号的对比情况,比值越小,说明信号与噪声的强度差别越大,越容易区分。T 与 M 的比值,代表图像整体的信号强度,比值越大,则表示信号越强,能量越高,比值小则说明回声的强度低。

[0050] 当图像整体区域内的能量和 T 与理论最大能量和 M 的比值小于第一经验值 0.07 时,或者尽管这个比值大于等于第一经验值 0.07 但是噪声带能量和 P 与图像整体区域内的能量和 T 的比值小于第二经验值 0.018 时,说明图像的信号带与噪声带对比较为清晰,选取第一组百分比值 α 为 0.94 和 β 为 0.97;

[0051] 当图像整体区域内的能量和 T 与理论最大能量和 M 的比值大于第一经验值 0.07 且噪声带能量和 P 与图像整体区域内的能量和 T 的比值大于第二经验值 0.018 时,说明图像信号强度较弱,且信号强度与噪声强度对比不大,选取第二组百分比值 α 为 0.93 和 β 为 0.95。

[0052] 综上所述,这两组百分比值,根据不同的图像情况选择使用。

[0053] 在本实施例中,当 $T/M < 0.07$ 时,选取第一组百分比值 $\alpha = 0.94$, $\beta = 0.97$; 当 $T/M \geq 0.07$, 且 $P/T < 0.018$ 时,选取第一组百分比值 $\alpha = 0.94$, $\beta = 0.97$; 而当 $T/M \geq 0.07$, 且 $P/T \geq 0.018$ 时,选取第二组百分比值 $\alpha = 0.93$, $\beta = 0.95$ 。

[0054] 参见图 2,优选地,在所述 S1 与 S12 之间,还包括

[0055] S11,判断 sum 是否大于第二阈值,是,执行 S12 步骤;否则,将最大频率包络曲线设为基线。

[0056] 所述第二阈值也是一经验值,根据实验结果选择,在本实施例中,所述第二阈值为 400。如果 sum 小于第二阈值,则说明图像信号能量过小,最大频率包络曲线设为基线。

[0057] 综上所述,根据声谱图的信噪比,通过多组百分比值的选择,可以提高改进百分比算法的检测精度;本发明可以获得更精准的最大频率包络曲线。

[0058] 实施例二

[0059] 参见图 3,需要说明的是,最大频率包络曲线的计算装置,包括:

[0060] 线总能量计算单元 21,用于计算声谱图的单根频谱线从基线往上所有点能量累加的和 sum;

[0061] 百分比值确定单元 22,用于判断所述 sum 是否大于第一阈值;是,取百分比值等于 β ,否则,取百分比值等于 α ,其中 $\beta > \alpha$;

[0062] 线上能量累加最大的点的计算单元 23,用于计算单根频谱线从基线往上到当前点能量累加的和 sum1,判断 sum1 是否大于 sum 与所述的百分比值的乘积,是,停止计算 sum1,取当前点为该线上能量累加最大的点;否则,计算 sum1,直到 sum1 大于 sum 与所述的百分

比值的乘积；

[0063] 图像上能量累加最大的点的计算单元 24,用于对声谱图上逐根频谱线进行计算,获得每根频谱线上能量累加最大的点；

[0064] 最大频率包络曲线输出单元 25,用于将所有频谱线上能量累加最大的点连接起来,构成最大频率包络曲线。

[0065] 参见图 4,需要说明的是,在所述线总能量计算单元 21 和百分比值确定单元 22 之间,还包括:组别选取单元 212,用于判断图像整体区域内的能量和 T 与理论最大能量和 M 的比值是否小于第一经验值;是,选取第一组百分比值;否则,再判断噪声带能量和 P 与图像整体区域内的能量和 T 的比值是否小于第二经验值,是,选取第一组百分比值;否则,选取第二组百分比值;所述第一组百分比值的 α 和 β 分别大于第二组百分比值的 α 和 β 。

[0066] 参见图 4,需要说明的是,在线总能量计算单元 21 和组别选取单元 212

[0067] 之间,还包括:

[0068] 低能量判断单元 211,用于判断 sum 是否大于第二阈值,是,执行组别选取单元;否则,将最大频率包络曲线设为基线。

[0069] 对于实施例公开的装置而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以相关之处参见方法部分说明即可。

[0070] 本发明实施例具有以下优点:

[0071] 本发明将声谱图像的信噪比与百分比算法的百分比取值关联起来,提高了百分比算法的准确性。参见图 5,利用上述技术对脉冲多普勒超声系统检测到的颈动脉多普勒频谱信号进行包络提取实验,其最大频率曲线如图中白色曲线所示,很好的跟踪了声谱图的频谱包络。

[0072] 以上对本发明所提供的最大频率包络曲线的计算方法和装置进行了详细介绍,对于本领域的一般技术人员,依据本发明实施例的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

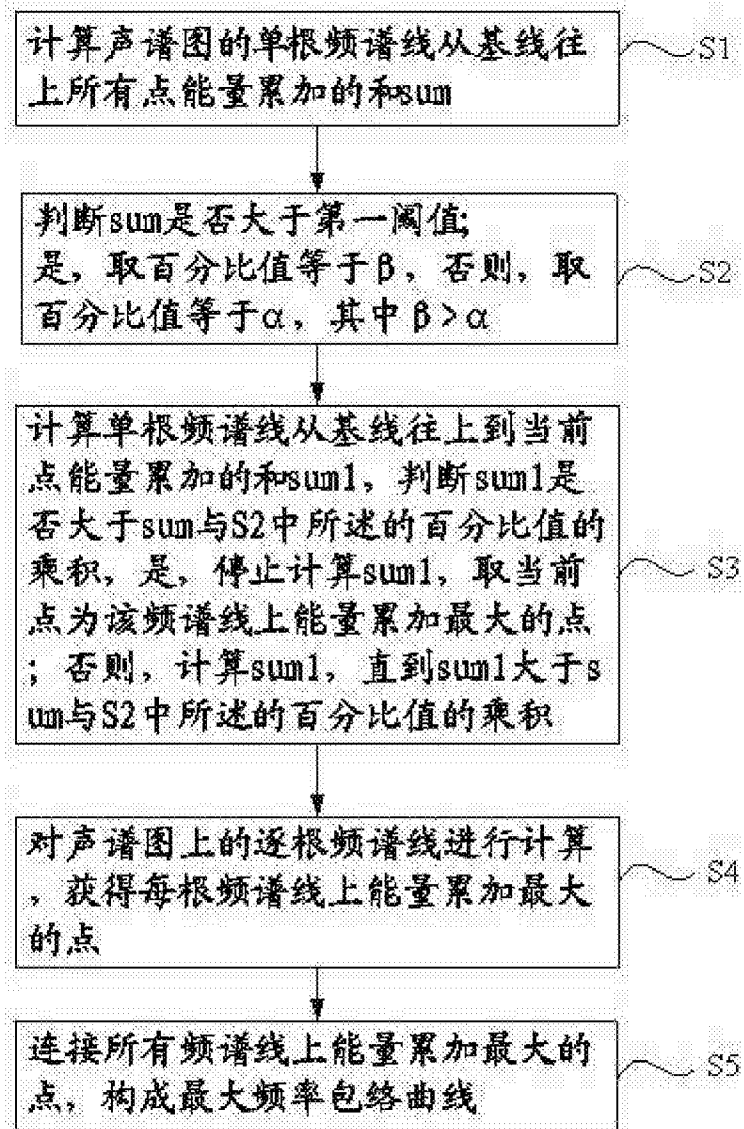


图 1

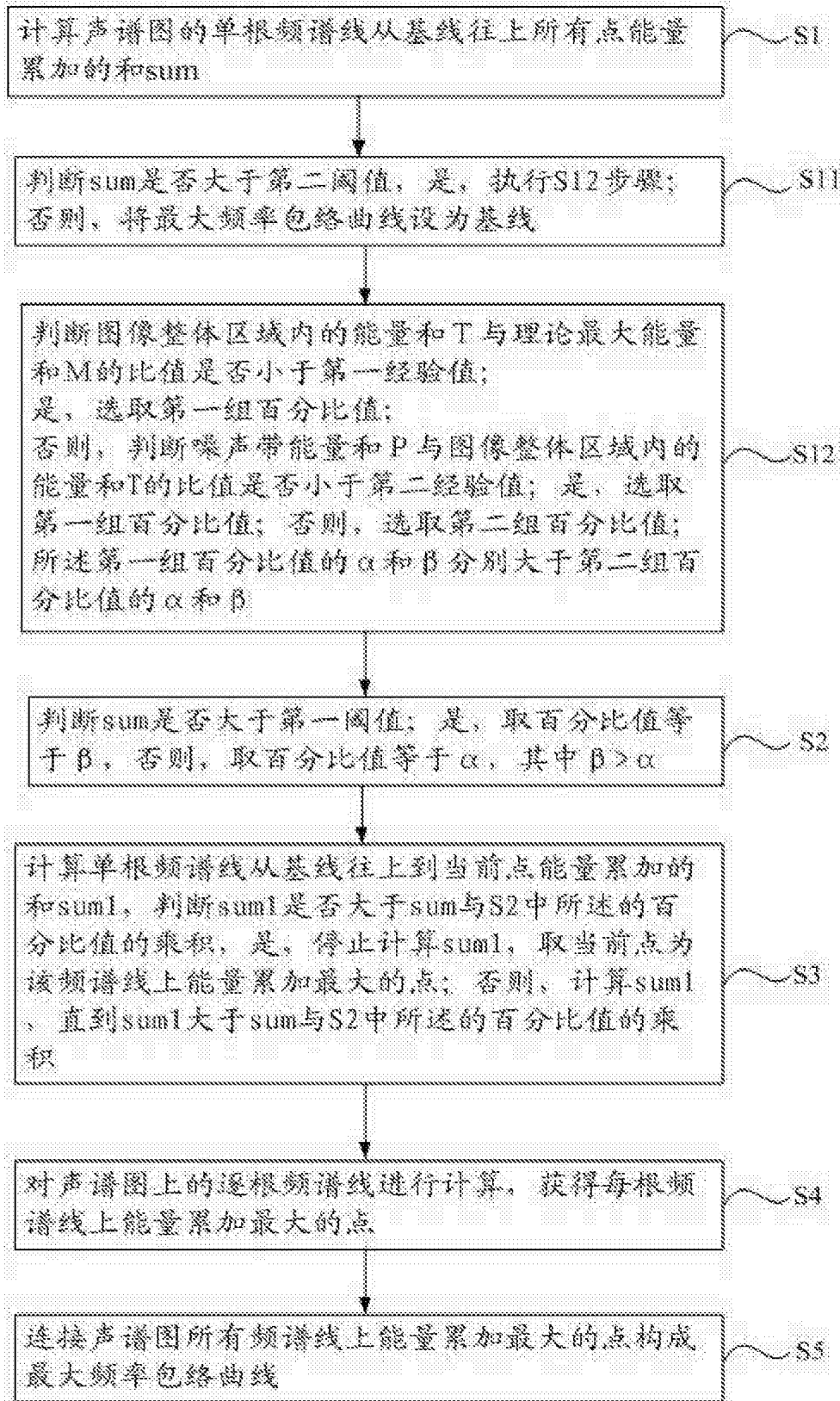


图 2

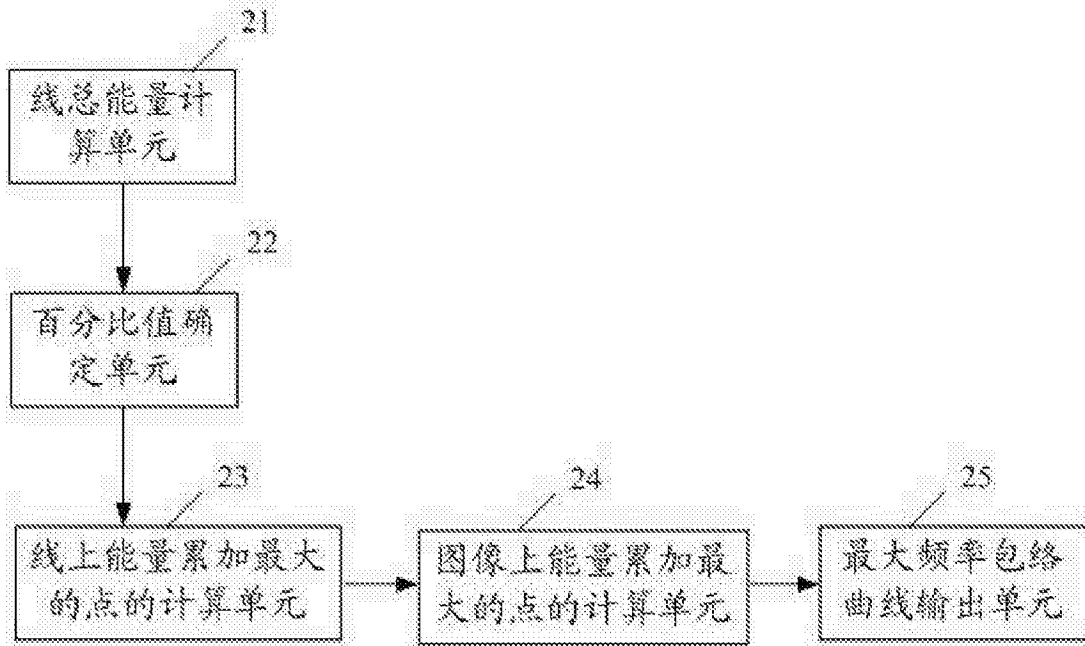


图 3

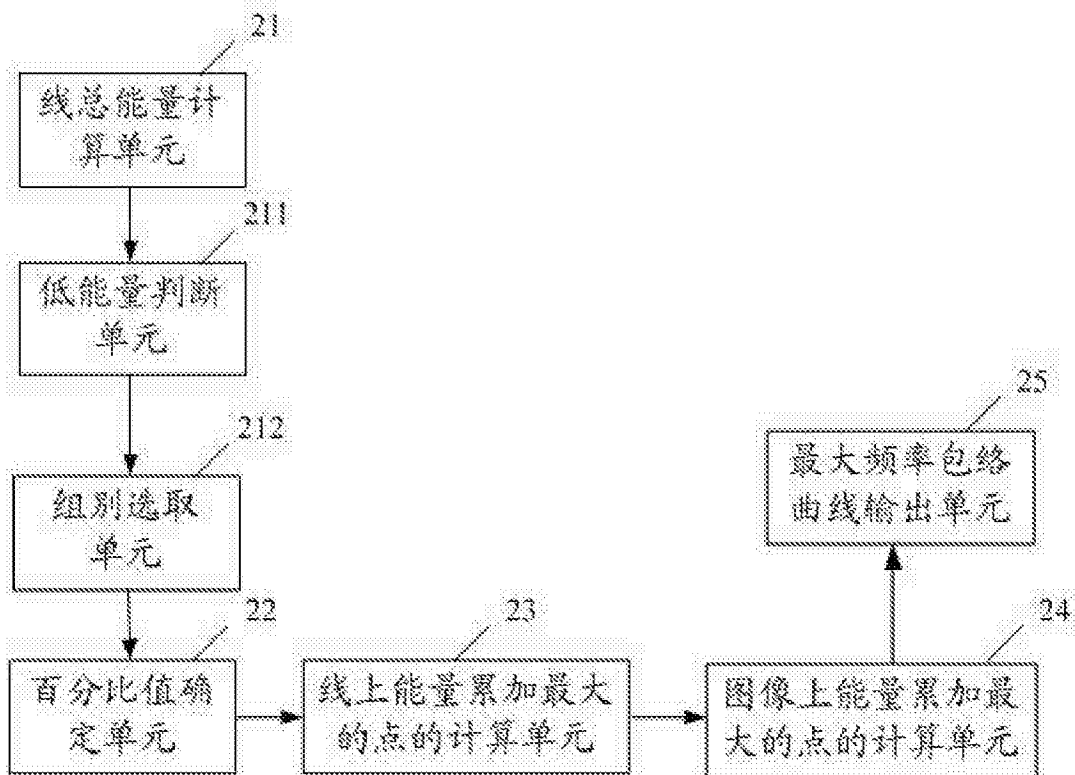


图 4

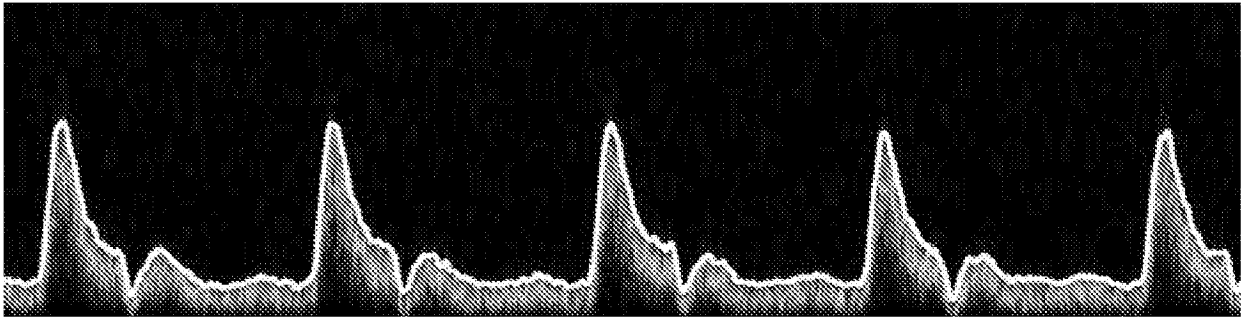


图 5