

基于互相关时间延迟估计的心音源定位方法

王新沛¹, 李远洋², 刘常春¹, 杨 静³, 李 斌¹

(1. 山东大学控制科学与工程学院, 济南 250061; 2. 山东大学附属省立医院, 济南 250021;

3. 山东大学计算机科学与技术学院, 济南 250101)

摘 要: 提出一种用于正常噪声环境下的心音源定位方法。利用3个传感器同步记录胸前3个位置的心音信号, 对自动识别出的心音成分采用互相关法, 估计同一心音源发出的信号到达2个传感器的时间延迟。利用时间延迟和传感器坐标确定心音源在传感器连线上的投影点坐标, 由投影点与心音源的关系定位心音源。实验结果显示, 对于采集到的健康人心音信号, 利用该方法可以定位第一心音源。

关键词: 心音; 定位; 互相关; 时间延迟估计

Source of Heart Sound Localization Method Based on Correlation Time Delay Estimation

WANG Xin-pei¹, LI Yuan-yang², LIU Chang-chun¹, YANG Jing³, LI Bin¹

(1. School of Control Science and Engineering, Shandong University, Jinan 250061, China;

2. Provincial Hospital Affiliated to Shandong University, Jinan 250021, China;

3. Department of Computer Science and Technology, Shandong University, Jinan 250101, China)

【Abstract】 A heart sound localization method is proposed for heart sounds recorded from subjects in normal noise environment. Heart sounds are recorded from three separate locations on the human chest simultaneously using three sensors. The time delay differences between each two sensors are estimated by correlation calculation. They are used to calculate the coordinates of the source projection points on connections between each two sensors with respect to the coordinates of sensors. The source of the heart sound is located according to the relation of the source and its projection point. Experimental results show that the method is useful to locate the source of the first heart sound recorded from healthy subjects.

【Key words】 heart sound; localization; correlation; time delay estimation

1 概述

心音是在体表获取的由心肌舒缩、瓣膜启闭、血流冲击等因素引起的机械振动。瓣膜不完全启闭和冠状动脉狭窄都会引起血液湍流, 从而产生异常心音(即心脏杂音)。利用心音源定位可以识别产生杂音的病变瓣膜和冠状动脉狭窄部位, 为医生提供更详尽的疾病信息, 有助于提高诊断的准确性。

文献[1]将2种常用的声音源定位方法(波束形成法和时间延迟法)应用于人体胸腔模型的声音定位, 指出波束形成法定位的准确性受传感器数量的影响。时间延迟法定位的准确性取决于非线性距离方程解的数量。文献[2]采用多信号特征描述方法定位, 由16个麦克风阵列在实验室环境中记录的心脏声音信号, 人体胸腔由充满煮沸水凝胶混合物的鼓模拟。上述研究为心音源定位提供了思路, 但研究对象仅限于实验室环境下的模拟胸腔模型。文献[3]将时间延迟法应用于真实心音信号的体表心音源定位, 利用2个传感器依次记录健康人胸前5个位置的心音信号, 识别特征点计算每2个传感器记录信号的时间延迟, 由时间延迟和传感器的坐标确定心音源的坐标。在计算时间延迟时, 该方法认为同步记录的心音信号中第一心音的峰值都对房室瓣关闭音。虽然第一心音主要由房室瓣关闭音构成, 但是由于心音在传播过程中受到复杂组织的滤波和衰减作用, 叠加了不同权重的血流冲击、

腱索振动等声音成分, 因此很难在不同部位记录到的心音信号波形中准确找到同一声音源产生的相同成分。简单地以不同部位记录到的心音信号中第一心音峰值间的时间差作为时间延迟必然会带来误差。而且依次记录多个位置的心音信号和通过求解复杂的非线性方程组以确定心音源坐标明显降低了定位方法的实用性。

本文基于时间延迟互相关法, 提出用于非实验环境下真实心音信号的心音源定位方法。对采集到的健康人心音信号, 以第一心音源定位为例验证了方法的可行性。

2 心音信号采集

本文利用3个压电心音传感器和多通道同步采集卡搭建采集系统, 采样率设为150 kHz, 采集时间为10 s。在采集过程中, 受检者取仰卧体位, 平静呼吸。心音传感器在胸前的放置位置如图1所示。为了便于模型描述和数据计算, 3个传感器组成正三角形, 覆盖了心脏的大部分区域, 用沙袋固定。图2给出3个传感器采集到的3组心音信号。

基金项目: 国家“863”计划基金资助项目(2006AA02Z4D9)

作者简介: 王新沛(1982-), 女, 博士研究生, 主研方向: 信号检测与处理; 李远洋, 硕士研究生; 刘常春, 教授、硕士; 杨 静, 副教授、硕士; 李 斌, 硕士研究生

收稿日期: 2010-05-21 **E-mail:** changchunliu@sdu.edu.cn

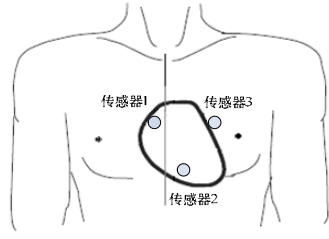


图1 心音传感器的放置位置

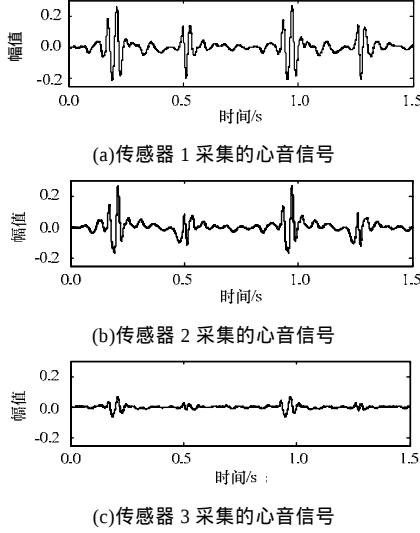


图2 采集到的心音信号

可以看出, 3 组心音信号的波形类似, 但第 1 心音 S1 和第 2 心音 S2 幅值明显不同。传感器 1 采集到的心音信号中 S1 和 S2 的幅值相当, 传感器 2 采集到的心音信号中 S1 的幅值明显大于 S2, 传感器 3 采集到的心音信号幅值明显小于另外 2 组。这是因为传感器 1 位于心底部, 此处距离主动脉瓣和肺动脉瓣较近, 所以 S2 较响亮; 传感器 2 位于心尖部, 此处距离二尖瓣和三尖瓣较近, 所以 S1 较响亮; 传感器 3 距离心脏瓣膜最远, 所以 S1 和 S2 相对较小。

3 识别方法

3.1 预处理

预处理的目的一方面是消除由呼吸、身体移动及其他环境因素引起的噪声和低频杂音的影响^[4], 选择心音主要成分 (S1 和 S2) 相对集中的频段, 另一方面是提取心音信号中需要定位声音源的成分, 用于计算时间延迟。

3.1.1 心音去噪

心音信号中的噪声主要有 2 类:

- (1) 由呼吸、身体移动、心尖搏动及其他环境因素引起的噪声, 这类噪声是通常意义上的噪声, 多处于低频段;
- (2) 心杂音, 这些杂音不利于时间延迟的确定, 也被作为一种噪声, 多处于高频段。

为了获得更精确的时间延迟, 有必要去除各类噪声, 保留心音的主要成分。研究表明, S1 的频率成分主要集中在 50 Hz~150 Hz 范围内, S2 的频率成分主要集中在 50 Hz~200 Hz 范围内, 250 Hz~300 Hz 范围内出现第 2 个小峰值。

为保证预处理后心音信号的真实性和完整性, 利用小波变换去除心音信号中的噪声^[5]。选用时间局部性好、能量集中度高的 db6 小波对信号做 12 层小波分解, 选取 d9(146 Hz~293 Hz)、d10(73 Hz~146 Hz)、d11(37 Hz~73 Hz) 和 d12(18 Hz~37 Hz) 重构信号。原始心音信号和去除噪声后信号如图 3 所示。可

以看出, 去噪后信号很好地保留了原始信号的主要成分, 同时对环境噪声和高频心杂音的去除效果明显。

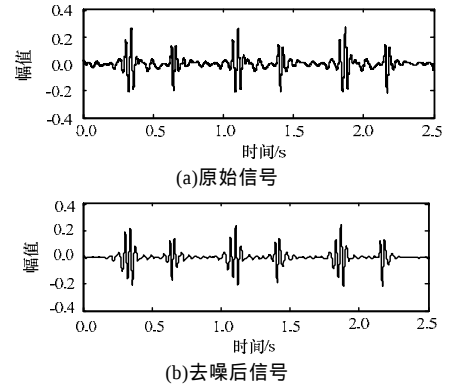


图3 原始心音信号和去除噪声后心音信号

3.1.2 心音提取

对去除噪声后的其中一组心音信号采用改进的香农能量算法^[6]自动识别出需要定位声音源的成分 (如 S1), 并确定 S1 的起止范围。取 3 组心音信号中对应 S1 相同起止点的数据段作为计算时间延迟的数据。识别出的 S1 起止范围和 3 组心音信号的待分析数据段如图 4 所示。其中, 时间门是根据第 1 组心音信号的包络构造的, 直观地给出了 S1 的持续时间; 2 条虚线间 3 组同步采集的 S1 用于时间延迟的计算。

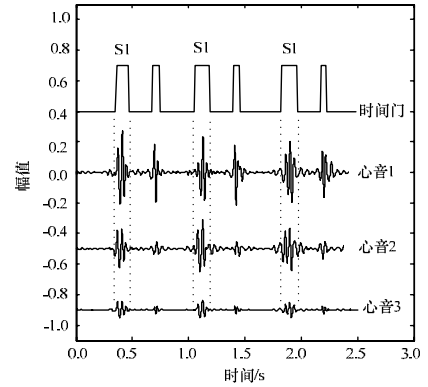


图4 心音提取结果

3.2 时间延迟的确定

一个源信号到达 2 个空间位置的时间差称为时间延迟, 估计时间延迟的基本方法有互相关法、相位数据法和参数估计法^[7]。本文通过计算每 2 组心音信号的互相关函数, 确定各传感器之间的时间延迟。设传感器 1 和传感器 2 检测到的信号分别为 $x_1(k)$ 和 $x_2(k)$, 则:

$$x_1(k) = s(k) + n_1(k) \quad (1)$$

$$x_2(k) = \alpha s(k - D) + n_2(k) \quad (2)$$

其中, k 是离散时间变量; $s(k)$ 是心音源发出的心音信号; α 是衰减因子; D 是未知的时间延迟; $n_1(k)$ 和 $n_2(k)$ 是心音信号传播过程中叠加的噪声。

$x_1(t)$ 和 $x_2(t)$ 的互相关函数为:

$$R_{xy}(m) = E[x_1(k)x_2(k-m)] \quad (3)$$

其中, E 表示求数学期望; m 是时间参数。

实际中的观测数据总是有限的, 对于 N 个观测值的离散时间信号, 互相关函数的无偏估计为:

$$\hat{R}_{x_1x_2}(m) = \frac{1}{N-|m|} \sum_{k=0}^{N-1-m} x_1(k)x_2(k-m), 0 \leq m \leq N-1 \quad (4)$$

根据相关函数的性质,在相关性最强的时刻 $\hat{R}_{x_1x_2}(m)$ 将达到峰值。因此,两传感器之间时间延迟的确定就变成了相关函数峰值位置的检测。对于长度为 N 的信号,时间延迟 D 为:

$$D = \frac{N - m_{\text{peak}}}{f_s} \quad (5)$$

其中, m_{peak} 是相关函数峰值位置; f_s 是采样率。为了消除不同心动周期人体信号变异的影响,计算 10 个连续心动周期的时间延迟并取均值。

3.3 心音源的确定

为了避免复杂的心音传导模型,只考虑心音源在体表的投影,称为体表心音源。当体表心音源位于 3 个心音传感器中 2 个的连线上时(如图 5 所示),已知两传感器间的距离为 L ,心音源发出的信号到达两传感器的时间延迟为 D ,心音信号传播速度为 v ,则体表心音源 O 点到其中一个传感器的距离 L_1 为:

$$L_1 = \frac{L + vD}{2} \quad (6)$$

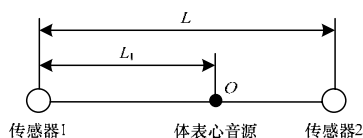


图 5 心音源位于两传感器连线上的示例

尽管在实际测量中不能保证体表心音源一定位于其中 2 个传感器的连线上,但是可以利用上述方法在任意 2 个传感器的连线上找到一个点,使得两传感器测得的信号在连线上的相关性最大。由于体表心音源是满足两传感器测得的信号相关性最大的点,因此在连线上的这点就是体表心音源在连线上的投影点。心音信号在传播过程中必定满足最小距离的原则,分别过 3 个投影点做垂线,得到的交点就是体表心音源的位置。

4 实验结果及分析

以第一心音源定位为例,分析方法的有效性。图 1 中传感器 1、传感器 2 和传感器 3 两两间的距离 L 为 50 mm,心音信号传播速度 v 取 $20.74 \text{ m/s}^{[3]}$ 。提取两传感器采集到的 S_1 ,计算 S_1 的相关函数利用式(5)估计时间延迟 D ,将 L 、 v 和 D 代入式(6)得到第一心音源在两传感器连线上的投影点相对位置 L_1 。表 1 给出了对一健康男性的心音信号估计时间延迟 D 和计算第一心音源在连线上的投影点相对位置 L_1 的结果。

表 1 心音信号实验结果

传感器	D/ms	L_1/mm
传感器 1 与传感器 2	0.87	34
传感器 2 与传感器 3	-1.16	13
传感器 3 与传感器 1	0.68	32

由此确定的第一心音源的位置如图 6 所示。其中, O_{12} 、 O_{23} 和 O_{31} 分别是第一心音源在传感器 1 与传感器 2、传感器 2 与传感器 3、传感器 3 与传感器 1 连线上的投影点,过投影点的 3 条垂线(图 6 中虚线)相交出的三角形区域即为第一心音源的位置。根据传感器的放置位置,可以推算出该区域位于第 4 肋间附近,与二尖瓣和三尖瓣的体表投影位置一致。

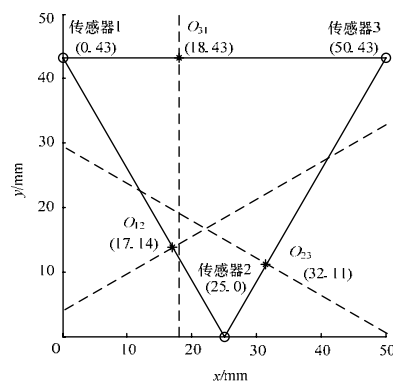


图 6 体表心音源的位置

可以看出,过投影点的 3 条垂线没有相交于一点。这是因为 S_1 不是由 1 个源产生的,而是 2 个(二尖瓣关闭音和三尖瓣关闭音)。

5 结束语

早期的心音源定位工作大多是在实验室的隔音环境中进行的,利用近似物质模拟人体胸腔组织以建立心音传导模型进而定位心音源,至少需要 5 个传感器同步记录心音信号或用 2 个传感器依次记录不同部位的心音信号。由于人体胸腔内空气、血液、脂肪和软组织比例存在个体差异,因此基于传导模型的心音源定位方法并不能得到正确结果。本文只用 3 个心音传感器在自然状态下同步记录真实的心音信号,避开了复杂的心音传导模型,通过计算信号间的互相关函数估计时间延迟,根据时间延迟和传感器在体表的位置定位心音源,以健康人的第一心音源定位为例证实了方法的可行性。由于该方法具有普适性,因此可应用于其他心音成分的源定位。

参考文献

- [1] McKee A M, Goubran R A. Sound Localization in the Human Thorax[C]//Proc. of IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference. Ottawa, Canada: IEEE Press, 2005.
- [2] Bahadirlar Y, Gulcur H O. Cardiac Passive Acoustic Localization: Cardiopal[J]. Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Science, 1998, 6: 243-259.
- [3] Bakhteri R B J, Salleh S H, Ismail K. Heart Sound Localization Through Time Delay Calculation Method[C]//Proc. of the 4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering. Kuala Lumpur, Malaysia: Springer Press, 2008.
- [4] 郭兴明, 柯明, 肖守中. 3σ 规则和 μ 律阈值法在心音信号去噪中的应用[J]. 计算机工程, 2010, 36(7): 279-281.
- [5] 李永亭, 齐咏生, 肖志云. 基于小波变换的动态心电图伪差识别[J]. 计算机工程, 2009, 35(18): 269-271.
- [6] Wang Xinpei, Li Yuanyang, Sun Churan, et al. Detection of the First and Second Heart Sound Using Heart Sound Energy[C]//Proc. of the 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Information. Tianjin, China: IEEE Press, 2009.
- [7] 路炜, 文玉梅. 供水管道泄漏定位中基于互谱的时延估计[J]. 仪器仪表学报, 2007, 28(3): 504-509.

编辑 顾姣健