

基于 ADS1198 的心电采集系统中实现软件起搏脉冲检测

John, Xu

Beijing

ABSTRACT

本文探索了一种用软件的方式，在基于 ADS1198 的心电采集系统中检测起搏脉冲的方法。进行了详细的理论分析，给出了一个初步的、易于在低功耗单片机上实现的起搏脉冲提取方法，并在实际的系统中进行了实验验证，得到了满足预期的结果，证明了在基于 ADS1198 的心电信号采集系统中，无需添加任何额外的硬件电路，只需增加有限的软件算法，即可很容易实现非常可靠的起搏脉冲提取功能。

Contents

1. 简介	2
2. 起搏脉冲的特点	2
3. 硬件起搏脉冲检测电路	3
4. 软件起搏脉冲检测方案	4
(1) ADS1198 的噪声特性	6
(2) 均值滤波器的频率响应	7
(3) 噪声性能实测	8
(4) ECG+Pace 信号实测结果	9
5. 结论	11
6. 参考文献	11

Figures

Figure 1. YY 1079-2008 对起搏脉冲的定义	3
Figure 2. 硬件起搏检测电路	4
Figure 3. 2mV/0.1ms 脉冲通过 SINC3 滤波器，并抽取到 8ksps 后的输出结果 Matlab 仿真	5
Figure 4. ADS1198 以 8ksps 采样 2mV/0.1ms 起搏脉冲得到的输出	5
Figure 5. ADS1198 工作在 8ksps 输出采样率时的噪声能谱图	7
Figure 6. 均值滤波器的 z 域模型	7
Figure 7. M=16 时的滤波器响应	8
Figure 8. M=32 时的滤波器响应	8
Figure 9. ADS1198 工作于 8ksps、输入短路时的输出数据波形	8
Figure 10. 经 M=16 倍均值滤波和抽取后的数据波形	9
Figure 11. 经 M=32 倍均值滤波和抽取后的数据波形	9
Figure 12. ADS1198 以 8ksps 采样率采集 1mV ECG+2mV/0.1ms Pace 信号	9
Figure 13. 对于 8ksps 原始采样采用 M=16 倍均值滤波后的波形	10
Figure 14. 经微分后 ECG 信号被衰减而起搏脉冲被突显出来	10
Figure 15. 软件起搏检测方案流程图	11

Tables

Table 1. ADS1198 采用不同滤波器配置时的输出采样率、-3dB 带宽以及噪声性能	6
---	---

1. 简介

起搏脉冲信号是识别起搏心电图的重要依据，心电图根据记录到的起搏脉冲，可以判断起搏器是否适时发放了起搏刺激；并根据起搏脉冲后有无相应的 P 波或 R 波，判断起搏刺激是否激动或夺获心房及心室，进而可以确定起搏频率^[1]。因此，起搏脉冲检测对于很多心电监护、记录、或分析设备而言是必不可少的一个功能。

德州仪器公司专为生物电采集应用开发的集成芯片 ADS1198 系列因其低功耗、高集成度等特性，在心电采集相关的产品中得到了广泛应用。该器件具有很高的集成度，包含了几乎所有心电采集所需的模拟前端功能。基本上单片 ADS1198 配合一个简单的单片机即可构成完整的心电采集系统。但略显美中不足的是，该器件并未集成起搏脉冲检测功能。在进行 ECG 信号检测时，为了满足相关的噪声标准，必须将其内部的数字滤波器配置在比较低的带宽，而起搏器信号的带宽远高于 ECG 信号，无法通过低带宽的数字滤波器。

针对这个问题，ADS1198 的策略是将前端仪表放大器初步放大的模拟信号在进入 ADC 之前由两个引脚引出。由于 ADS1198 内集成的仪表放大器有足够的带宽（在最常用的 6 倍增益下带宽 43kHz），其输出的模拟域 ECG 信号中仍然保留了起搏信号，剩下的工作就只能由设计者自己完成了。通常是采用一个简单的硬件电路从上述模拟信号中分离、甄别出起搏脉冲。德州仪器工程师 Tony Calabria 就给出并测试过一个基于硬件的起搏检测电路参考设计，详见参考文献^[2]。或者，采用一个更高带宽的 ADC 将模拟 ECG 信号数字化后用软件来识别起搏脉冲。Herleikson 曾做过这方面的尝试^[3]。

基于硬件电路的起搏脉冲检测方式响应速度快，易于实现实时检测，采用专门的电路可以较低的功耗实现起搏检测功能。但缺点是不够灵活，很难适应各种各样的起搏器信号，也很难将起搏脉冲与各种各样的干扰分别开来。

软件检测方式更为灵活，具有更强的适应性，通过适当的算法很容易将起搏信号从各种干扰信号中甄别出来。但缺点是，由于采用高采样率 ADC，对 CPU 的运算能力提出了更高的要求，可能会消耗更大的功耗。

幸运的是，随着近些年 MCU 技术的突飞猛进，使得以极低的功耗获得足够高的运算能力成为可能。再加上 ADS1198 内部灵活的数字滤波器设计，不需要很大的运算量就有可能实现基于软件的起搏信号检测。本文旨在探索在基于 ADS1198 的心电采集系统中，完全利用 ADS1198 所提供的资源，不添加任何硬件电路，用软件方式实现起搏脉冲检测方案的可能性。

2. 起搏脉冲的特点

心脏起搏器是一种植入于体内的电子治疗仪器，通过脉冲发生器发放由电池提供能量的电脉冲，通过导线电极的传导，刺激电极所接触的心肌，使心脏激动和收缩，从而达到治疗由于某些心律失常所致的心脏功能障碍的目的。

心脏起搏器发出的脉冲时间的长短受其发出的脉冲宽度影响，在 25mm/s 常规速度记录的心电图上，一般埋藏式心脏起搏器的脉冲宽度为 0.4-0.5ms，起搏脉冲振幅（电压）在不同导联上差别很大，同时受起搏电压、电极导线的极性等因素影响，这些都增加了检测分析的难度。按照 YY 1079 – 2008 心电监护仪行业标准^[4]，以及 ANSI/AAMI EC11^[5]，起搏检测电路必须能够正确检出下述规格的起搏脉冲信号：

- a. 脉冲宽度 d_p : 0.1ms ~ 2ms;
- b. 脉冲幅度 a_p : $\pm 2\text{mV} \sim \pm 700\text{mV}$;
- c. 上升/下降时间: $< 100\mu\text{s}$;

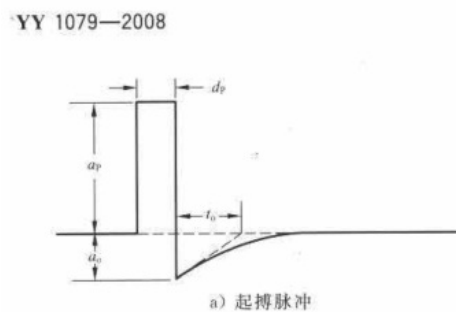


图 1. YY 1079-2008 对起搏脉冲的定义

由此可见，起搏脉冲的幅度变化范围很宽，最小幅度接近于 R 波，考虑到其脉冲宽度非常窄，经过前端的低通滤波后其幅度还要进一步降低，因此，最小幅度和宽度的起搏脉冲经过前端的滤波、放大后，幅度会比 R 波更小。

起搏脉冲区别于 R 波、工频干扰、肌电干扰或噪声等干扰源的一个显著特性就是上升/下降沿的压摆率。根据相关标准，起搏脉冲在上升/下降沿处的压摆率 $dV/dt > 20\text{mV/ms}$ ，R 波的 $dV/dt < 0.3\text{mV/ms}$ ，50/60Hz 工频干扰的 $dV/dt < 0.2\text{mV/ms}$ 。由此可见， dV/dt 是起搏脉冲显著区别于其他干扰或信号的一个特征，可以利用这个特征来甄别起搏脉冲。参考文献 (2) 中所给的硬件检测方案正式利用这个特征来检测起搏脉冲的。

3. 硬件起搏脉冲检测电路

在开始讨论软件方案之前，我们先来回顾一下硬件方案的工作方式以及它所存在的一些问题。文献 (2) 给出了一个可配合 ADS1198 工作的硬件起搏检测电路。此电路已经得到了一些实际应用，取得了比较好的效果，是一个比较实用、简单、低功耗且廉价的方案。但也暴露出了一些问题。

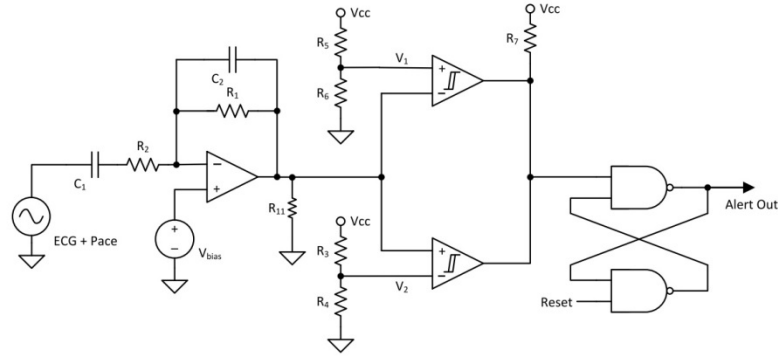


图 2. 硬件起搏检测电路

此电路的第一级实际是一微分器，对 ADS1198 的 pace 引脚输出的 ECG+Pace 信号进行微分运算，在运放输出端得到一个正比于输入信号 dV/dt 的电压信号。由于 ECG 信号的 dV/dt 远小于起搏信号，经过微分后 ECG 信号或其他干扰源被抑制，而 dV/dt 比较高的起搏信号被放大。第二级是比较器，用于甄别起搏脉冲与干扰或噪声。由于起搏脉冲可正可负，因此用两个比较器分别检测正、负脉冲，甄别门限分别由 $R3/R4$ 和 $R5/R6$ 这四个电阻设置。最后一级是 RS 触发器，用于锁存起搏脉冲。由于起搏脉冲非常窄，为避免由于 CPU 响应不及时而丢失起搏脉冲，用 RS 触发器锁存起搏脉冲并通知 CPU。

此方案完全依靠硬件电路来检测起搏脉冲，因此对处理器的要求非常低，有利于降低系统功耗。但主要问题是其甄别门限很难选择。由于门限是固定的，很难同时适应各种各样千差万别的起搏器脉冲。且很容易产生误触发，CPU 得到的是归一化的信号，无法根据其幅度、宽度、边沿的斜率来进一步判断其真伪。

4. 软件起搏脉冲检测方案

由于门限固定，硬件方式很难适应各种不同的起搏器脉冲。且在存在误检脉冲时很难做到去伪存真。软件检测方案可以很好地解决这些问题。

要实现软件检测方案，首先必须允许起搏脉冲通过 ADC 进入数字域。但 ADS1198 在进行心电信号采集时通常是被配置在 1ksps 采样率以下。其内部的 SINC3 滤波器在这么低的采样率下带宽只有一两百 Hz（262Hz @ 1ksps, 131Hz @ 500sps）^[6]。经过这么低带宽的滤波器，起搏脉冲会被衰减到很低的水平，以至于淹没于噪声中，所以通常是无法在数字域看到起搏脉冲的。

不过，ADS1198 内部的数字滤波器设计的十分灵活，其输出采样率/带宽可以在很大范围内编程，见下表 1 所示，是其滤波器采用不同配置时的带宽、采样率及噪声特性。根据文献（3），只需 2kHz 左右的带宽，就能够检测到起搏脉冲了。

但还有另外一个问题。根据表 1，若需 2kHz 的带宽，需要将 ADS1198 的输出采样率配置到 8ksps。这样，采样点之间的时间间隔就达到了 125us，而最坏情况下，检测电路需要支持的起搏脉冲宽度仅有 100us，如此低的采样率会不会漏掉起搏脉冲？另外，在 2mV/0.1ms 的最坏情况下，通过 2kHz 的 SINC3 滤波器后幅度还剩多高？能否有效地和噪声区分开来？为此，我们可以先用 Matlab 仿真一下 2mV/0.1ms 脉冲通过 SINC3 滤波器，并将采样率抽取到 8ksps 后，看看能得到什么样的结果。

下图 3 就是采用 Matlab 仿真的结果。图 4 是用 ADS1198 以 8ksps 采样 2mV/0.1ms 起搏脉冲（Fluke 心电模拟仪产生）实际得到的测试结果，两者完全符合。可以看到，最坏情况下的起搏脉冲，经由 ADS1198 以 8ksps 采样后，可以得到幅度大约 1mV，宽度大约 500us（4 个采样点）的脉冲，显著高于噪声。可见，这种方式是可行的。

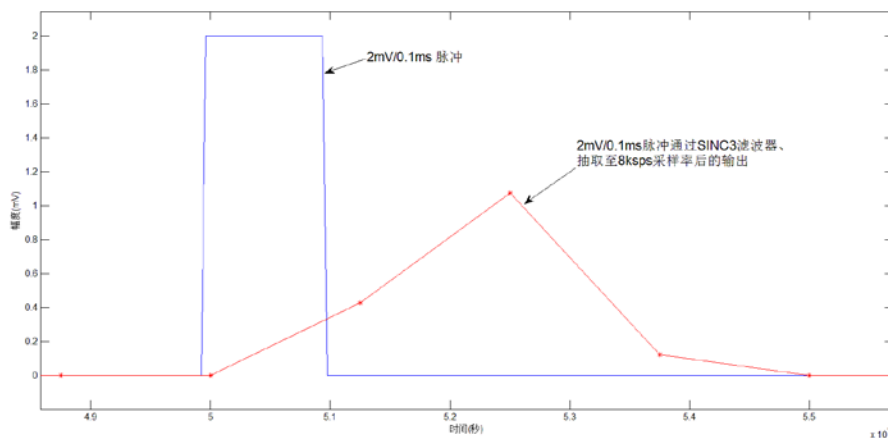


图 3. 2mV/0.1ms 脉冲通过 SINC3 滤波器，并抽取到 8ksps 后的输出结果 Matlab 仿真

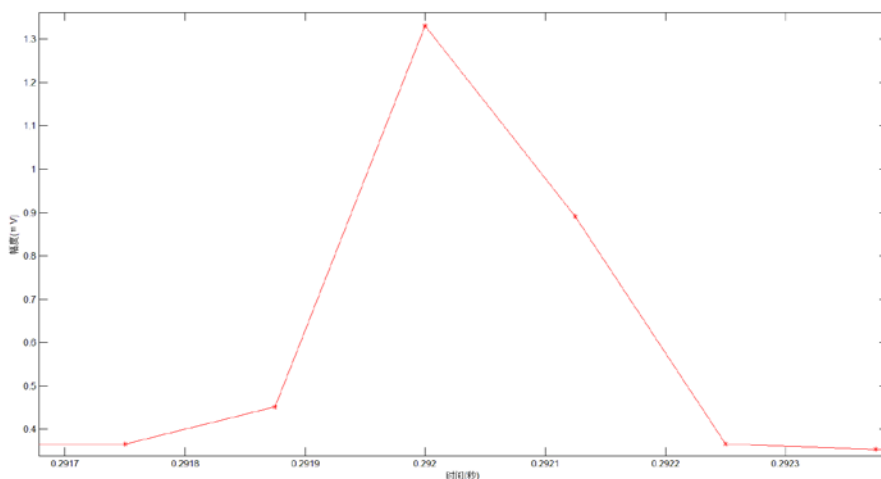


图 4. ADS1198 以 8ksps 采样 2mV/0.1ms 起搏脉冲得到的输出

但是，别高兴太早，没那么简单。ADS1198 内部采用的是过采样 ADC，其实际采样率为固定的 128kHz，它是通过过采样及数字滤波的方式获得低噪声性能的。提高带宽意味着其噪声性能会大幅下降！从表 1 也可以看到，在 PGA GAIN=6 时（考虑到动态范围标准要求，不能取更高的 GAIN），输入噪声将高达 436uVpp，远远高出了标准所要求的 30uVpp。

这个问题看似也不难解决。首先从 8ksps 采样中提取出起搏脉冲，然后对其作数字滤波，将带宽降低到足够低的水平即可将噪声压下来。但是，对于低功耗 MCU 而言，对 8 通道 8ksps 采样作实时滤波处理并非易事，需找到一个最简单可行的处理方法此方案才具有可行性。数字滤波算法中，最为简单的就是均值滤波了。如果采样数是二的指数的话，只需作简单的加法和移位操作即可，对运算资源的要求很低，有可能在低功耗 MCU 上实现。但是，如此简单的均值滤波其性能自然比较差，能否满足要求是一个问题。它必须满足两方面的要求：1. 带宽不能衰减过多，必须满足 ECG 相关标准的要求；2. 噪声必须能够压到 30uVpp 以内。为此，我们首先研究一下 ADS1198 的噪声特性。

表 1. ADS1198 采用不同滤波器配置时的输出采样率、-3dB 带宽以及噪声性能

DR BITS OF CONFIG1 REGISTER	OUTPUT DATA RATE (SPS)	-3dB BANDWIDTH (Hz)	PGA GAIN = 1	PGA GAIN = 2	PGA GAIN = 3	PGA GAIN = 4	PGA GAIN = 6	PGA GAIN = 8	PGA GAIN = 12
000	8000	2096	2930	1470	937	681	436	319	205
001	4000	1048	563	265	173	124	77	56	36
010	2000	524	104	51	33	24	17	13	9.5
011	1000	262	73.3	36.6	24.4	18.3	12.2	9.2	6.1
100	500	131	73.3	36.6	24.4	18.3	12.2	9.2	6.1
101	250	65	73.3	36.6	24.4	18.3	12.2	9.2	6.1
110	125	32.5	73.3	36.6	24.4	18.3	12.2	9.2	6.1

(1) ADS1198 的噪声特性

表 1. 显示，ADS1198 在 8ksps 输出采样、PGA GAIN=6 时的等效输入噪声是 436uVpp（3V Vcc，2.4VREF）。如果这个噪声是白噪声，若采用均值滤波降噪，要将其降低到 30uVpp 以下，很容易算出需要均值的采样数大约为： $(436\mu\text{V}/30\mu\text{V})^2 \approx 211$ ，采用如此深度的均值滤波，信号带宽将被大幅度衰减，进一步的分析可以证明带宽将衰减到十几 Hz，无法满足心电信号对于带宽的要求。

不过，幸运的是，ADS1198 的输出噪声并非“白”噪声。由于其内部 Delta-Sigma 调制器具有噪声成形的功能，将更多的噪声能量推到了高频段。因而其噪声能量并非像白噪声那样在频域均匀分布的，噪声的功率谱密度是随着频率的增大而升高的。见下面图 3 所示，为 ADS1198 工作在 8ksps 输出采样率时，其输出信号中的噪声能谱。可以看到，其噪声功率的确是大部分被推到了 500Hz 以上的高频域。这就给我们采用均值滤波的方式提供了可能。但均值滤波器是否能够在保持足够带宽的情况下将噪声压到足够低的水平，这要看其频率响应。

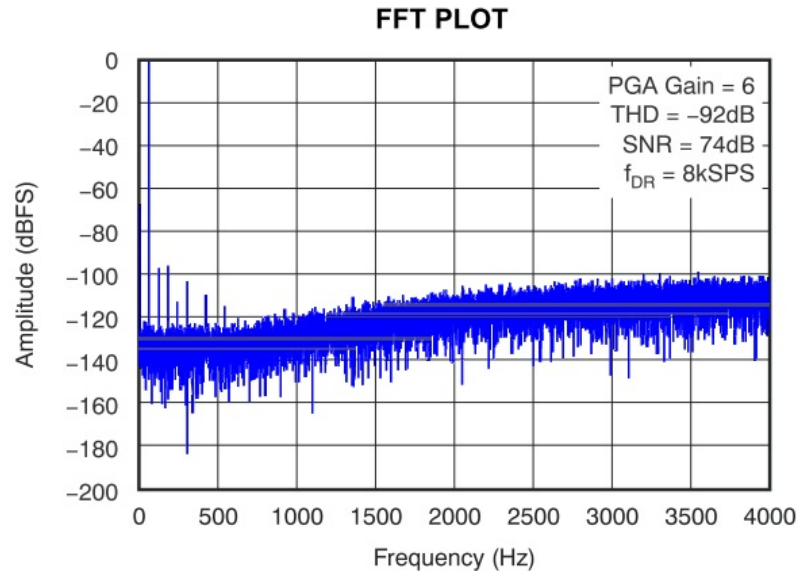


图 5. ADS1198 工作在 8kSPS 输出采样率时的噪声能谱图。

(2) 均值滤波器的频率响应

均值滤波器可以简单地按照图 4 所示模型在 z 域建模。据此很容易推导出其频率响应函数。

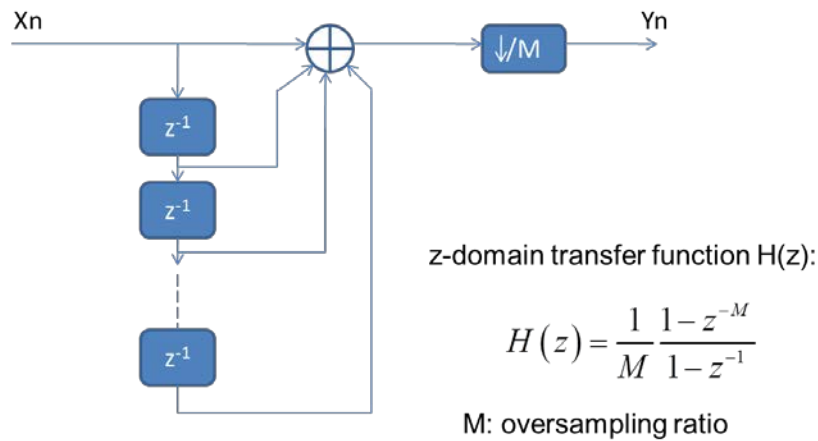


图 6. 均值滤波器的 z 域模型

据图 4 模型导出的均值滤波器的频率响应函数为：（其中， M 为过采样率，即取均值的采样数）

$$|H(f)| = \left| \frac{\sin(\pi M \frac{f}{f_s})}{M \sin(\pi \frac{f}{f_s})} \right|$$

可见其实为 **SINC1** 滤波器。考虑带宽要求，心电分析设备（心电图机）通常要求的最大带宽在 **150Hz** 以内。心电监护仪的带宽要求低些，通常在 **100Hz** 以内。为此我们分 **M=16**（适用于高带宽）和 **32**（适用于低带宽）两种情况来考虑其频响和噪声情况。

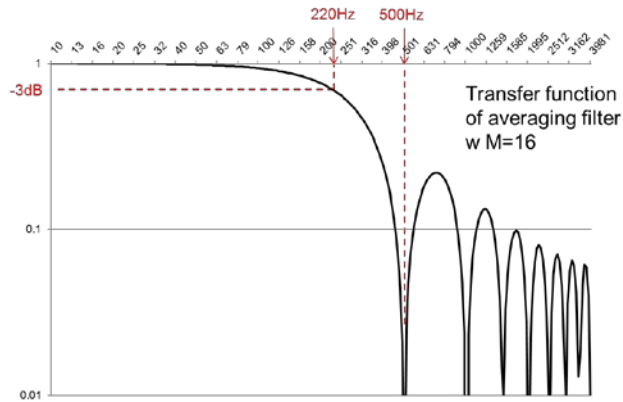


图 7. M=16 时的滤波器响应

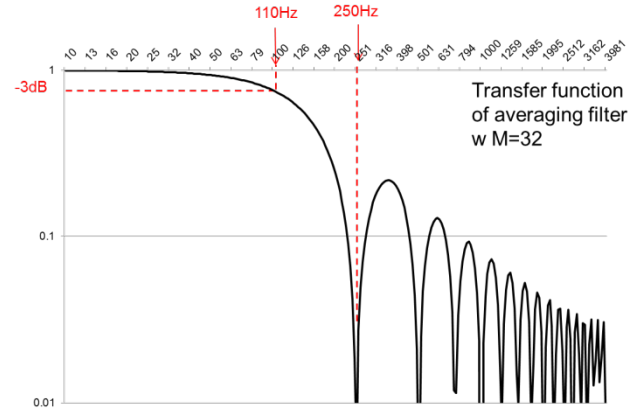


图 8. M=32 时的滤波器响应

由图 5 和图 6 可以见到，**M=16** 时，经均值滤波后带宽为 **220Hz**，**M=32** 时带宽 **110Hz**。无论哪种情况，滤波器对于 **500Hz** 以上的部分均有比较大的衰减。根据图 3，这个频段正是 **ADS1198** 噪声功率升高的地方。可见，依靠这种简单的均值滤波器还是有可能将噪声压到足够低水平的。下面，我们就通过实验来验证一下这个想法。

(3) 噪声性能实测

将 **ADS1198** 配置为 **8ksps** 采样，输入短路，测量其自身噪声。下图 7 为测试到的数据波形：

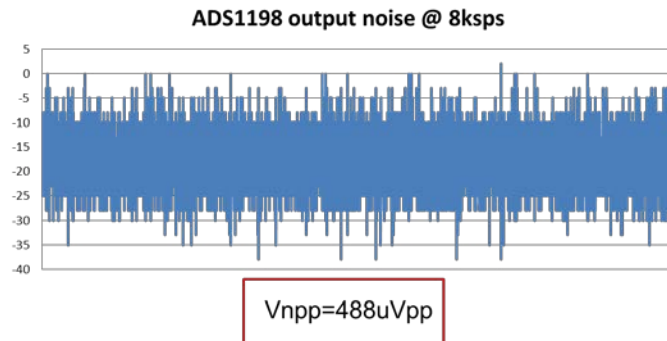


图 9. ADS1198 工作于 **8ksps**、输入短路时的输出数据波形

据实测数据计算其等效输入噪声为 **488uVpp**，比手册中给出的 **436uVpp** 略高。可能是因为更高的带宽会引入更多的外部噪声。表 1 中的数据是没有考虑这些外部因素的。

对采到的噪声数据进行 **M=16** 倍的均值滤波和抽取，将采样率降低至 **500sps**，得到如下图 8 所示的数据波形。计算其噪声降低到 **20uVpp**，已经可以满足大部分心电分析/监护应用的要求。

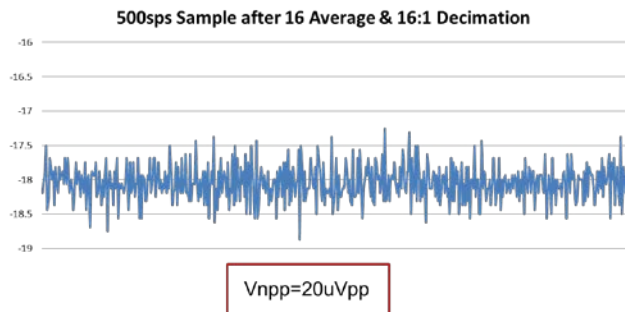


图 10. 经 M=16 倍均值滤波和抽取后的数据波形数据波形

若采用 M=32 倍均值滤波和抽取，噪声还可进一步下降。如下图 9 所示，可见如采用 M=32 的均值滤波，8ksps 采样中的噪声可被压低到 11uVpp。对于大部分的心电采集应用来说已足够低了。

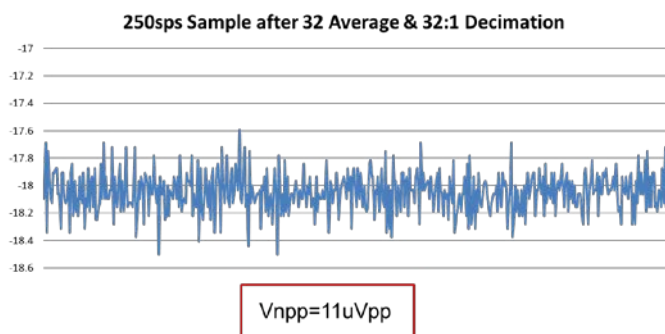


图 11. 经 M=32 倍均值滤波和抽取后的数据波形数据波形

(4) ECG+Pace 信号实测结果

采用 Fluke 心电模拟仪产生 1mV ECG + 2mV/0.1ms Pace 信号，ADS1198 配置为 8ksps 输出采样率，PGA GAIN=6，VREF=2.4，AVDD-AVSS=3.3V，在此条件下采到的心电波形如下面图 10 所示。可以看到，ECG 波形已被完整地采集到，起搏脉冲也清晰地出现在 ECG 波形中，但是，幅度被衰减大约 1 半。正如所预期的，噪声非常大，远远超出了标准要求。

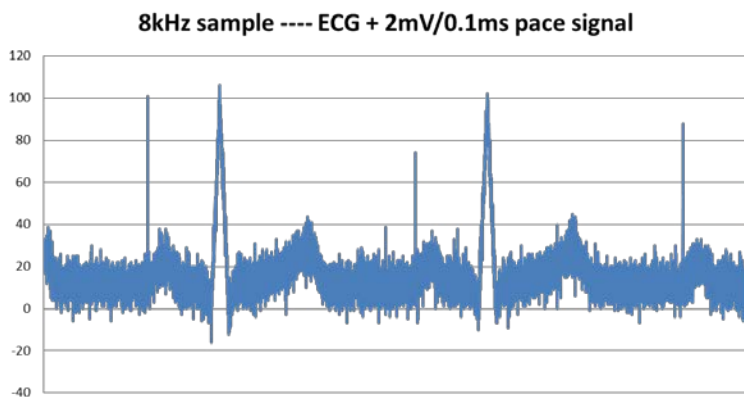


图 12. ADS1198 以 8ksps 采样率采集 1mV ECG+2mV/0.1ms Pace 信号

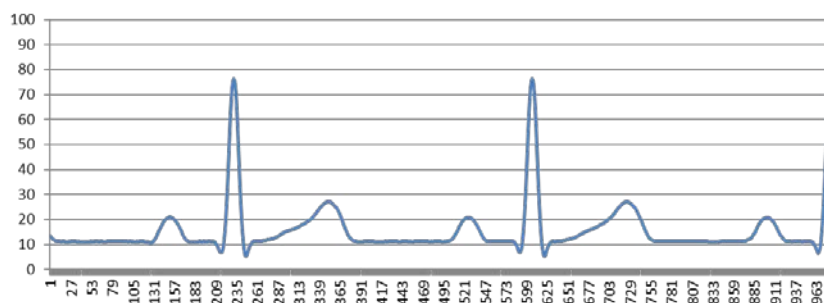


图 13. 对于 8ksps 原始采样采用 M=16 倍均值滤波后的波形

对于 8ksps 的原始采样数据进行 M=16 倍的均值滤波和抽取，将采样率降低到 500sps 后的波形如图 11 所示。可以看到，噪声已降低到足够低的水平，完全满足相关标准的要求。同时，起搏脉冲也被以滤掉了。

为了提取出起搏脉冲，必须在均值滤波之前，在 8ksps 的原始采样中采用某种算法来提取。类似于硬件方案，提取起搏脉冲的第一步，应该是采用微分法分离起搏脉冲与 ECG 脉冲，数字域的微分计算非常简单，只需求出连续两次采样之差值即可：

$$Y_i = X_i - X_{i-1}$$

经此微分运算后 ECG 信号被大幅度衰减而起搏脉冲就凸显出来了，见下面的图 12。

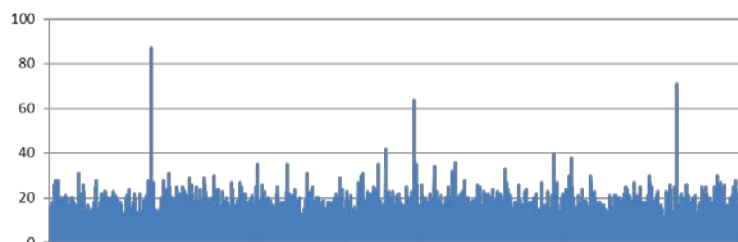


图 14. 经微分后 ECG 信号被衰减而起搏脉冲被突显出来。

接下来，就需要用软件的方式从其中甄别出真正的起搏脉冲，剔除掉噪声和一些伪脉冲。文献（7）给出了一种自适应检测门限算法，基本上就是找出一个时间窗口内的脉冲幅度最大值，按照其一定的比例设定检测门限。采用这种简单的自适应检测门限设定，可以很好地解决硬件方案中，固定检测门限所带来的一些问题，具有更好的适应性，同时也省去了外围检测电路，简化了设计。

软件流程可参考下面的图 15。ADS1198 为 SPI 接口，可配置一个 16X8 字的 SPI 接收 buffer 来接收 ADS1198 输出的 8 通道 8ksps 数据。这样 CPU 每 2ms 响应一次中断即可。进入中断之后，只需对选定的通道进行图 15 所示的起搏检测算法，对于无需进行起搏检测的通道，只需将 16 个采样相加并右移 4 位得到 ECG data 即可。

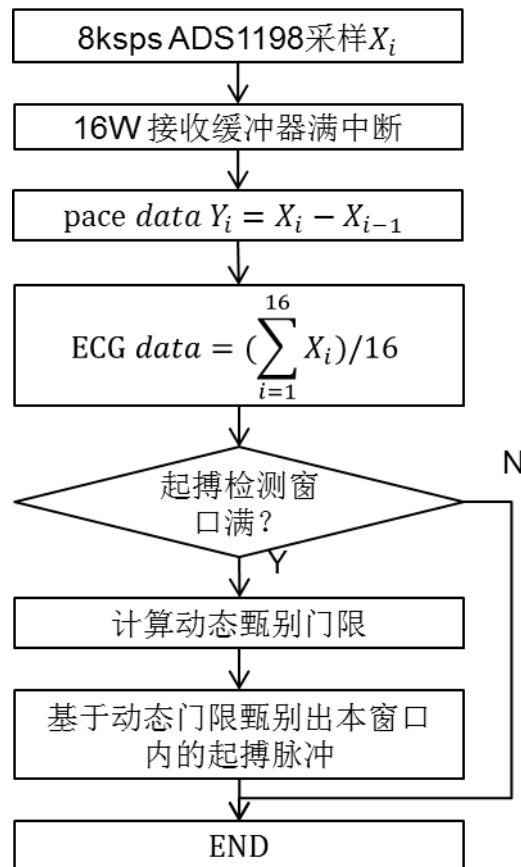


图 15. 软件起搏检测方案流程图

5. 结论

详尽的理论分析及实践检验证明，ADS1198 系列生物电采集芯片用于心电采集系统时，虽然它本身没有集成起搏脉冲检测功能，但该芯片是有能力同时采集心电信号和起搏脉冲的。只需增加很少的软件运算，无须添加任何额外的硬件电路，即可非常可靠地将起搏脉冲甄别出来，同时提供足以满足各种心电采集相关标准的心电信号。

6. 参考文献

- (1) “起搏心电信号的检测与分析研究进展（八）” 网络文章
- (2) T. Calabria, “Hardware Pace using Slope Detection”, Texas Instruments Precision Designs: Verified Design, 2007
- (3) E. C. Herleikson, “ECG pace pulse detection and processing”, US5682902 A04-Nov-1997.
- (4) “中华人民共和国医药行业标准，YY 1079-2008，心电监护仪”
- (5) American National Standard Diagnostic Electrocardiographic Devices, ANSI/AAMI EC11, 2007
- (6) ADS1198 datasheet

- (7) *Valentin Viktorovich Tsibulko, Ivo Tsvetanov Iliev and Irena Ilieva Jekova, "Methods for Detecting Pacemaker Pulses in ECG Signal: A Review"*

有关 TI 设计信息和资源的重要通知

德州仪器 (TI) 公司提供的技术、应用或其他设计建议、服务或信息，包括但不限于与评估模块有关的参考设计和材料（总称“TI 资源”），旨在帮助设计人员开发整合了 TI 产品的应用；如果您（个人，或如果是代表贵公司，则为贵公司）以任何方式下载、访问或使用了任何特定的 TI 资源，即表示贵方同意仅为该等目标，按照本通知的条款进行使用。

TI 所提供的 TI 资源，并未扩大或以其他方式修改 TI 对 TI 产品的公开适用的质保及质保免责声明；也未导致 TI 承担任何额外的义务或责任。TI 有权对其 TI 资源进行纠正、增强、改进和其他修改。

您理解并同意，在设计应用时应自行实施独立的分析、评价和判断，且应全权负责并确保应用的安全性，以及您的应用（包括应用中使用的 TI 产品）应符合所有适用的法律法规及其他相关要求。您就您的应用声明，您具备制订和实施下列保障措施所需的一切必要专业知识，能够 (1) 预见故障的危险后果，(2) 监视故障及其后果，以及 (3) 降低可能导致危险的故障几率并采取适当措施。您同意，在使用或分发包含 TI 产品的任何应用前，您将彻底测试该等应用和该等应用所用 TI 产品的功能而设计。除特定 TI 资源的公开文档中明确列出的测试外，TI 未进行任何其他测试。

您只有在为开发包含该等 TI 资源所列 TI 产品的应用时，才被授权使用、复制和修改任何相关单项 TI 资源。但并未依据禁止反言原则或其他法律授予您任何 TI 知识产权的任何其他明示或默示的许可，也未授予您 TI 或第三方的任何技术或知识产权的许可，该等产权包括但不限于任何专利权、版权、屏蔽作品权或与使用 TI 产品或服务的任何整合、机器制作、流程相关的其他知识产权。涉及或参考了第三方产品或服务的信息不构成使用此类产品或服务的许可或与其相关的保证或认可。使用 TI 资源可能需要您向第三方获得对该等第三方专利或其他知识产权的许可。

TI 资源系“按原样”提供。TI 兹免除对 TI 资源及其使用作出所有其他明确或默示的保证或陈述，包括但不限于对准确性或完整性、产权保证、无屡发故障保证，以及适销性、适合特定用途和不侵犯任何第三方知识产权的任何默认保证。

TI 不负责任何申索，包括但不限于因组合产品所致或与之有关的申索，也不为您辩护或赔偿，即使该等产品组合已列于 TI 资源或其他地方。对因 TI 资源或其使用引起或与之有关的任何实际的、直接的、特殊的、附带的、间接的、惩罚性的、偶发的、从属或惩戒性损害赔偿，不管 TI 是否获悉可能会产生上述损害赔偿，TI 概不负责。

您同意向 TI 及其代表全额赔偿因您不遵守本通知条款和条件而引起的任何损害、费用、损失和/或责任。

本通知适用于 TI 资源。另有其他条款适用于某些类型的材料、TI 产品和服务的使用和采购。这些条款包括但不限于适用于 TI 的半导体产品 (<http://www.ti.com/sc/docs/stdterms.htm>)、评估模块和样品 (<http://www.ti.com/sc/docs/sampters.htm>) 的标准条款。

邮寄地址：上海市浦东新区世纪大道 1568 号中建大厦 32 楼，邮政编码：200122
Copyright © 2018 德州仪器半导体技术（上海）有限公司