

检测并区分心脏起搏伪像

作者: John Kruse 和 Catherine Redmond

当植入了起搏器的心脏病患者进行心电图(ECG)测试时, 心脏科医师必须能够检测到起搏器的存在及其效果。起搏信号的电气特征(或称伪像)由小而窄的脉冲构成。由于这些伪像被淹没在噪声和较大的心电信号中, 因而难以检测到。本文将描述起搏伪像的性质, 同时介绍检测这种伪像的一种器件和方法。

心脏作为一种生化机电系统, 会产生电脉冲, 从右上心房的窦房结(SA)传导至房室结(AV)。窦房结节充当作该系统的起搏器(图1)。

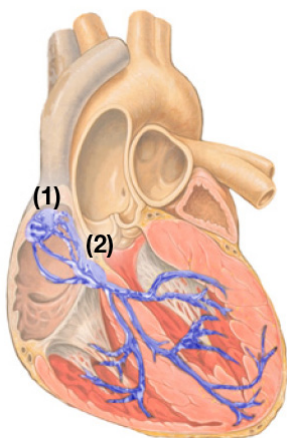


图1. 心肌与窦房结(1)和房室结(2)¹

该电脉冲产生P波, 在图2中的ECG截图中可以看见。电信号从房室结节开始传播, 经过浦肯野纤维系统, 来到心室, 导

致心室肌肉收缩。这种收缩(R波)使含氧血从左心室进入并流过身体, 同时使缺氧血从右心室进入肺部。

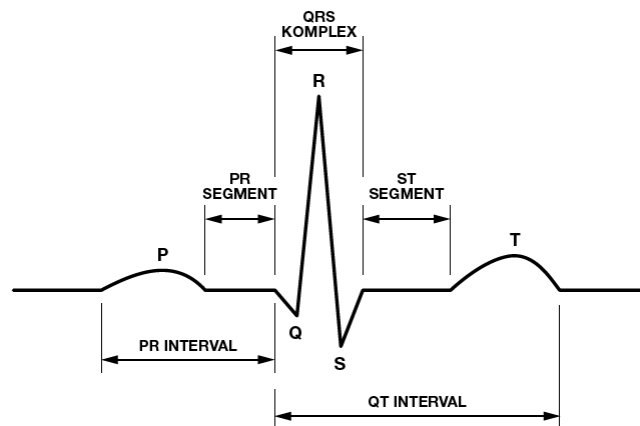


图2. 心肌收缩期间电行为的 ECG 图形表示²

如果心脏这种机电系统存在缺陷, 则可能导致诸多心脏问题。例如, 当心脏搏动过慢或者不搏动时, 就是心动过缓。对于这种状况, 典型的手术治疗方法是在患者胸部皮下植入一个起搏器(脉冲发生器), 并将心内膜导联线通过静脉直接引导至心脏, 如图3所示。

在称为心动过速的另一类心律失常症状中, 心脏搏动过快。这是一种十分严重的疾病, 可通过植入式心脏除颤器(ICD)进行治疗。现代 ICD 也可治疗多种缓慢性心律失常。

当心脏变大时, 由于传导路径变长, 扰乱了心室收缩的时机, 因而可能发生心力衰竭。结果形成一种正反馈系统, 进一步加重心脏负担。植入式心脏再同步(ICR)器件同时使两个心室和(通常)一个心房起搏, 进而对心室重新定时。实际上, 这些器件会改善心输出量, 从而使心脏恢复到一定程度。心脏再同步治疗(CRT)器件是一种包括 ICD 在内的系统。

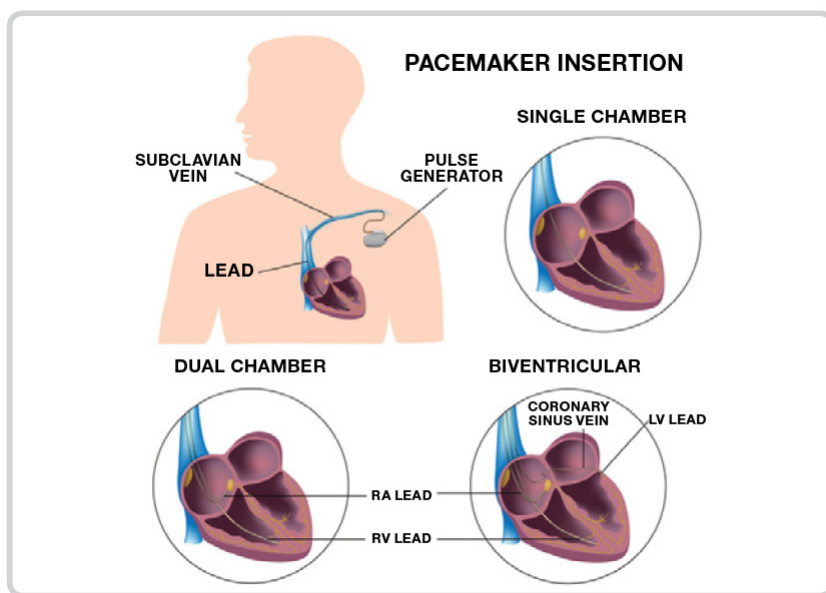


图3. 植入式起搏器的位置以及不同种类起搏器的导联线 (RA—右心房、RV—右心室、LV—左心室)

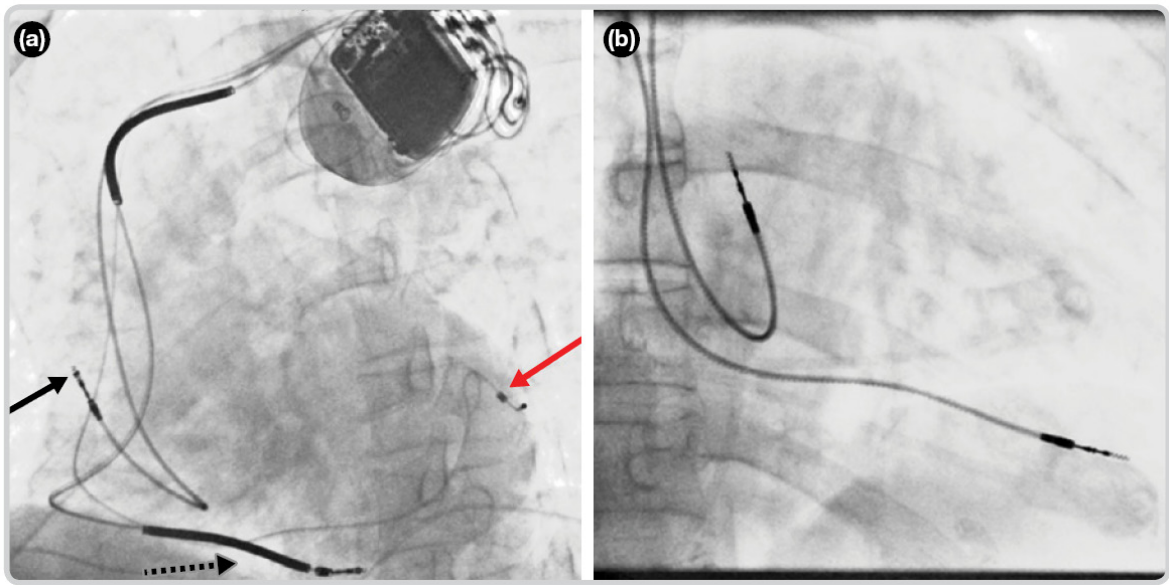


图 4. 起搏器导联线放置的透视图像³
(a). 单腔起搏器; (b). 双腔起搏器

CRT 器件在图 4(a)中的透视图像中可以看见。医师就是利用这种影像来放置导联线的。对于非专业人士来说，这种影像是很难解读的。可以看到心脏淡淡的轮廓——这是搏动中的心脏的静态视图。起搏器位于右心房上，心脏顶点指向右下方。在这个典型的导联线放置实例中，黑色箭头指向右心房导联线。虚线黑色箭头指向右心室导联线。红色箭头标示的导联线只能看到一部分，这是左心室导联线（红箭头指向电极尖端）。图 4(b)展示的是双腔起搏器的典型导联线放置透视图像。右心房导联线指向上方，置于右心房中。右心室导联线则位于右心室顶部。

植入式起搏器（图 5）一般都很轻、体积小。它们含有必要的电路，以便通过植入式导联线来监控心脏的电活动，并在必要时刺激心肌以确保心脏跳动的规律性。起搏器必须是低功耗器件，它们采用的都是小型电池，寿命一般是 10 年。美国国家工程院称，截至 2010 年，每年超过 40 万台起搏器被植入患者身体。⁴

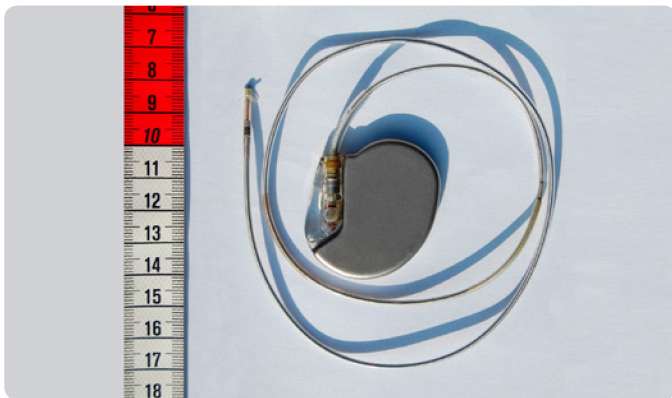


图 5. 起搏器示例⁵

起搏伪像

在正常的 ECG 图中，一般很难发现简单的植入式起搏器的活动，因为超快脉冲（宽度仅有数微秒）会被过滤掉，但在任何情况下，在毫秒级分辨率的心电图中，这些脉冲都太窄，而不会出现。然而，其信号可以通过起搏伪像推断出来，伪像是与通过 ECG 导联线在皮肤表面测得的心脏自身电活动相伴的电压脉冲。检测和识别起搏伪像的能力很重要，因为伪像显示了起搏器的存在，而且有助于评估其与心脏的交互作用。

由于伪像幅度小、宽度窄、波形多变，结果使起搏伪像难以检测，尤其是存在可能数倍于伪像幅度的电噪声时。另外，起搏疗法已经十分发达，如今有数十种起搏模式，从单腔起搏到三腔起搏等，不一而足。使得起搏伪像检测更加复杂的是，起搏器会产生导联线完整性脉冲、分钟通气量(MV)脉冲、遥测信号以及可能被误认为起搏伪像的其他信号。

实时起搏器遥测技术的应用使得在心电图上显示起搏伪像不如过去那么重要了，但经验丰富的医师可以从心电图上推测出患者所使用的起搏疗法的种类，并确定起搏器是否工作正常。另外，包括以下标准在内的所有相关医用标准都要求显示起搏伪像。这些标准对需要捕获的起搏器信号的高度和宽度等具体要求有所差异。

- AAMI EC11:1991/(R)2001/(R)2007
- EC13:2002/(R)2007, IEC60601-1 ed. 3.0b, 2005
- IEC60601-2-25 ed. 1.0b
- IEC60601-2-27 ed. 2.0, 2005
- IEC60601-2-51 ed. 1.0, 2005

例如, IEC60601-2-27 规定:

设备须能够显示存在幅度为 $\pm 2\text{ mV}$ 至 $\pm 700\text{ mV}$ 、持续时间为 0.5 ms 至 2.0 ms 的起搏器脉冲的心电图信号。显示屏上的起搏器脉冲应清晰可见, 折合到输入端(RTI)的幅度不得小于 0.2 mV ;

AAMI EC11 则规定:

设备须能显示存在幅度为 2 mV 至 250 mV 、持续时间为 0.1 ms 至 2.0 ms 、上升时间少于 $100\text{ }\mu\text{s}$ 且频率为 100 脉冲/分 的起搏器脉冲的心电图信号。对于持续时间为 0.5 ms 至 2.0 ms (幅度、上升时间和频率参数如上一句所规定)的起搏器脉冲, 必须在心电图上显示该起搏器脉冲; 显示屏上应予以清晰的展现, 折合到输入端的幅度不得小于 0.2 mV 。

就需要捕获的高度和宽度来说, 虽然这些差异很小, 但终归是差异。

起搏器的起搏方式

所有起搏导联线都有两个电极, 电极的位置决定着信号的特性。

在单极性起搏中, 起搏导联线由单起搏导联线顶部的电极与起搏器外壳本身的金属壳所构成, 因而只有一根导联线插入心脏。这种起搏模式导致的起搏伪像在皮肤表面可能为数百毫伏, 宽度为两、三毫秒。目前, 单极性起搏已不再常用。

在双极性起搏中, 用起搏导联线顶端的电极使心脏起搏。返回电极是一个环形电极, 非常接近顶端电极。目前, 多数起搏伪像都是由双极性起搏造成的。这类导联线产生的伪像比单极性起搏产生的伪像要小得多; 皮肤表面的脉冲可能非常小, 高度只有几百微伏, 宽度只有 $25\text{ }\mu\text{s}$, 伪像的平均高度和宽度分别为 1 mV 和 $500\text{ }\mu\text{s}$ 。当检测矢量与起搏导联线矢量不直接成行时, 伪像的幅度可能会更小。

许多起搏器可以通过编程, 使脉冲宽度短至 $25\text{ }\mu\text{s}$, 但这些设置一般只用于在电生理学实验室中进行的起搏器阈值测试中。将下限值设为 $100\text{ }\mu\text{s}$, 即可消除将分钟通气量(MV)和导联线完整性(LV导联线)脉冲误检为有效的起搏伪像问题。这些低于阈值的脉冲一般编程至 $10\text{ }\mu\text{s}$ 与 $50\text{ }\mu\text{s}$ 之间。

市面上各种不同的起搏器是针对不同的腔室起搏:

- 单腔起搏只对心脏一个腔室起搏; 可能为单极性, 也可能为双极性。单腔起搏应用于右心房或右心室。
- 双腔起搏同时对右心房和右心室起搏。
- 双心室起搏同时对右心室和左心室起搏。另外, 心脏一般在右心房起搏。这种起搏模式很难正确显示出现, 其原因有二: 首先, 两个心室的起搏可能同时发生, 在皮肤表面表现为单个脉冲。第二, 左心室导联线的放置与右心室导联线一般不在同一矢量上, 而且实际上可能与其是成正交关系。通常情况下, 右心房可在导联线 aVF

中得到最佳展示, 而右心室则可在导联线 II 中得到最佳展示。多数心电图系统并不采用三个同步导联线检测电路或算法, 结果使左心室导联线最难捕获。因而有时最好用其中一个 V 导联线来检测。

起搏伪像波形

多数起搏脉冲都有着超快的上升沿。起搏器输出端测得的上升时间一般为 100 ns 左右。当在皮肤表面测量时, 受起搏导联线电感和电容的影响, 上升时间会略低。皮肤表面的起搏伪像大多为 $10\text{ }\mu\text{s}$ 或以下。作为内置保护机制的复杂器件, 起搏器可能会产生高速毛刺, 虽然不会影响心脏, 但会影响起搏器检测电路。

图 6 所示为理想起搏伪像的示例。正脉冲的上升边沿很快。在脉冲达到最大幅度之后, 会发生容性下降, 然后出现后沿。之后, 在起搏脉冲的再充电部分, 伪像会改变极性。之所以需要该再充电脉冲, 是为了使心脏组织保持净零电荷。对于单相脉冲, 离子会在电极周围聚集, 结果产生的直流电荷可能导致心脏组织损坏。

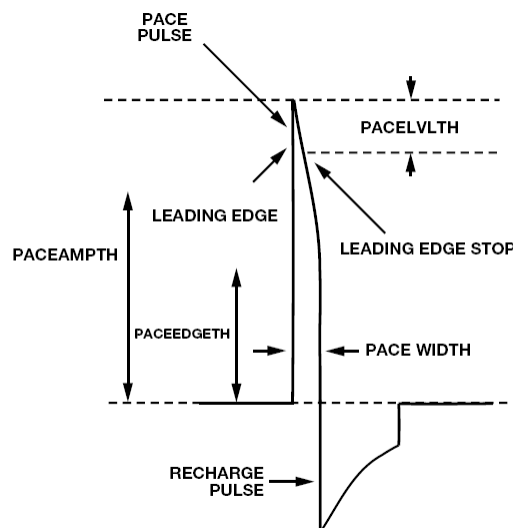


图 6. 理想型起搏伪像

采用心脏再同步器件会给起搏伪像的检测和显示带来更多麻烦。这些器件对患者的右心房和左右心室起搏。两个心室的脉冲可能非常接近、重叠或同时发生; 左心室甚至可能在右心室之前起搏。目前, 多数器件都是同时对两个心室起搏, 但研究显示, 调整时序特性可以改善心输出量, 对多数患者有益。分开检测和显示两个脉冲并非总能如愿以偿, 很多时候, 它们将在心电图电极上表现为单个脉冲。如果两个脉冲同时发生, 且导联线方向相反, 则两个脉冲可能在皮肤表面相互抵消。虽然发生这种情况的几率很小, 但我们完全可以设想极性相反的两个心室起搏伪像同时出现在皮肤表面的情况。如果两个脉冲被很短的时间间隔抵消, 则结果产生的脉冲波形将变得非常复杂。

图 7 所示为心脏再同步器件起搏模式在盐水箱中的示波器轨迹。这是起搏器验证的标准测试环境；大家认为，盐水的导电性能与人体相似。由于示波器探头十分接近起搏导联线，结果导致幅度远远大于皮肤表面的预期值。另外，由于盐溶液导致心电图电极阻抗变低，结果使噪声远远低于皮肤表面测量的正常值。

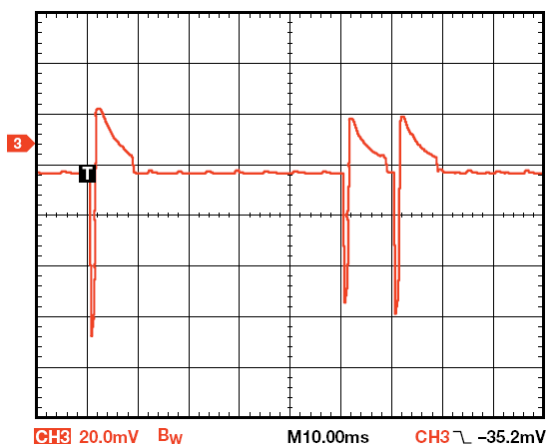


图 7. 再同步器件在盐水箱捕获的起搏信号

第一个脉冲是心房，第二个脉冲是右心室，第三个脉冲是左心室。导联线置于盐水箱中，其矢量经过优化以便把脉冲清晰地显示出来。负向脉冲为起搏，正向脉冲为再充电。心房脉冲的幅度略大于其他两个脉冲的幅度，因为导联线的矢量稍微好于两根心室导联线，但在实际应用中，再同步器件中的全部三个起搏输出都编程为相同的幅度和宽度。对于真正的患者，每根起搏器导联线的幅度和宽度一般都是不同的。

检测起搏伪像

在对目标信号的形态和缘由有了初步了解之后，我们可以集中探讨如何检测起搏伪像这个话题了。以符合成本效益的方式检测所有起搏伪像并抑制所有可能的噪声源是不可能做到的，这是其性质使然。部分难点在于，起搏检测系统必须监控多个腔室，检测过程中会遇到干扰信号，而且不同制造商生产的起搏器种类繁多。伪像的检测方案从硬件解决方案到数字算法，十分广泛。接下来，我们将对此进行详细讨论。

心脏再同步器件所用的起搏导联线不可能都具有相同的矢量。右心房导联线通常与导线 II 对齐，但有时也可能直接指向胸部以外，因而可能需要 V_x 矢量才能看见。右心室导联线通常置于右心室顶部，因而经常与导线 II 对齐。从冠状窦穿过的左心室起搏导联线实际上位于左心室的外部。通常情况下，该导联线与导线 II 对齐，但其方向却可能是 V 轴向。植入式

除颤器和再同步器件的起搏导联线有时置于心脏中未发生梗塞的区域。把它们置于梗塞区域周围，这是该系统采用三个矢量并要求高性能起搏伪像检测功能的原因所在。

一个主要噪声源是多数植入式心脏器件所使用的 H 场遥测方案。其他噪声源包括呼吸胸阻抗测量、电灼器和与患者相连的其他医疗设备带来的传导噪声。

此外，每家起搏器制造商都采用不同的遥测方案，使起搏伪像检测变得更加复杂。在有些情况下，一家制造商可能针对不同的植入式器件型号采用多种不同的遥测系统。实际上，许多植入式器件可能同时采用 H 场遥测以及 MICS 频段或 ISM 频段遥测进行通信。不同型号采用不同的 H 场遥测方案，这种情况使得滤波器的设计变得十分困难。心电图器件必须为 CF 级，但其他医疗器件则可能是 B 级或 BF 级，而且其较高的泄漏电流可能干扰心电图采集设备的性能。

ADAS1000 心电图模拟前端包含起搏伪像检测算法

ADAS1000 (图 8) 是一款 5 通道心电图(ECG)模拟前端(AFE)，旨在帮助解决新一代低功耗、低噪声、高性能系留式和便携式 ECG 系统设计人员面对的部分挑战。ADAS1000 专门针对监控级和诊断级心电图测量而设计，由 5 个电极输入和 1 个专用右腿驱动(RLD)输出参考电极构成。

ADAS1000 不但支持基本的心电图信号监控元件，还配有多种功能，比如前面讨论过的呼吸测量（胸阻抗测量）、导联线/电极连接状态、内部校准、起搏伪像检测功能等。

一个 ADAS1000 支持 5 个电极输入，为进行传统的 6 导联心电图测量提供了方便。通过另外级联一个 ADAS1000-2（辅助）器件，系统可以进行真正的 12 导联测量；通过级联多个器件（3 个及以上），系统可测量 15 条及以上的导联线。有关 ADAS1000 不同变体的详情，请参阅表 1。

ADAS1000 的呼吸特性能够测量患者的胸阻抗变化，从而显示出呼吸的程度或有无缺失。呼吸功能的核心是在可编程频率（46 kHz 至 64 kHz）下集成 DAC（数模数据器）呼吸驱动，以及有利于简化这种复杂测量的专用模数测量电路。信号经过解调，作为幅度和相位信息提供，由此可以确定相应的呼吸信息，从而得到具体的线缆参数。利用内部电容，电路能够检测最小为 200 mΩ 的分辨率——使用外部电容时，甚至可以检测更精确的分辨率——而且开关方案十分灵活，可对三根导联线(I、II、III)之一进行测量。

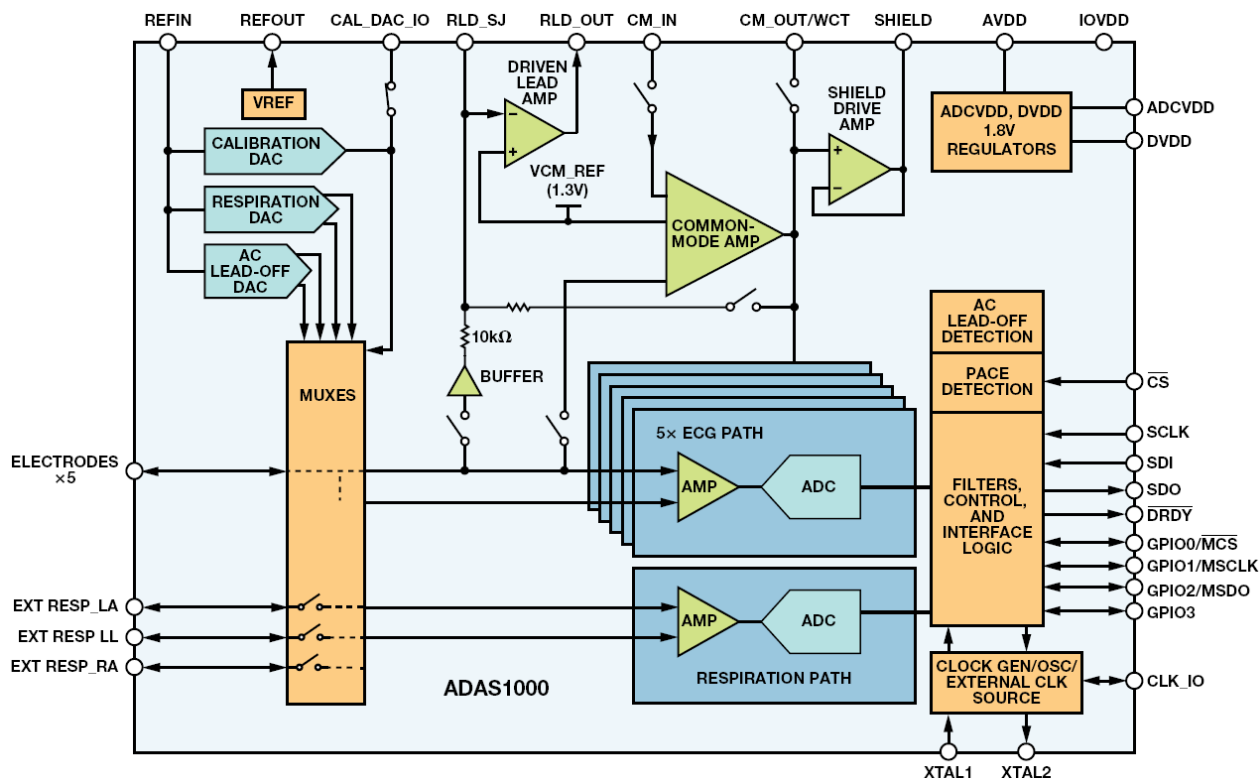


图 8. ADAS1000 功能框图

表 1. ADAS1000 现有型号概览

产品型号	电极数	额外特性	输入噪声 0.05 Hz 至 150 Hz ($\mu\text{V p-p}$)	CM I/P 范围(V)	电源电压	封装选项
ADAS1000	5 个心电图电极+RLD	呼吸、起搏和起搏 I/F	10	± 1	3.3 至 5.5	56 引脚 LFCSP、64 引脚 LQFP
ADAS1000-1	5 个心电图电极+RLD		10	± 1	3.3 至 5.5	56 引脚 LFCSP
ADAS1000-2	5 个心电图电极 (组合模式配套组件)		10	± 1	3.3 至 5.5	56 引脚 LFCSP、64 引脚 LQFP
ADAS1000-3	3 个心电图电极+RLD		10	± 1	3.3 至 5.5	56 引脚 LFCSP、64 引脚 LQFP
ADAS1000-4	3 个心电图电极+RLD	呼吸、起搏和起搏 I/F	10	± 1	3.3 至 5.5	56 引脚 LFCSP、64 引脚 LQFP

起搏检测算法

器件的前端包含一种数字起搏器伪像检测算法，可以检测到宽度范围为 100 μs 至 2 ms、幅度范围为 400 μV 至 1000 mV 的起搏伪像——符合上述 AAMI 和 IEC 标准。根据测试结果和医师意见，这些限制要比医用标准宽松许多。

起搏检测算法在四根可能的导联线(I、II、III 或 aVF)中的三根上运行三个数字算法实例。在高频心电图数据上运行，与内部抽取和滤波并行运行。该算法设计用于检测并测量宽度范围为 100 μs 至 2 ms、幅度范围为 400 μV 至 1000 mV 的起搏伪像，

返回一个标志，用以表示是在一根还是多根导联线上检测到起搏信号，同时返回检测到的信号的高度和宽度。对于希望运行自己的数字起搏算法的用户，ADAS1000 提供了一个高速起搏接口，可以快速的数据速率(128 kHz)提供心电图数据，与此同时，标准接口上经过滤波和抽取的心电数据保持不变。

ADAS1000 ECG IC 在其算法中内置一个分钟通气量滤波器。分钟通气量脉冲（从双极性导联线的圆环传导至起搏器外壳）将检测呼吸速率，从而控制起搏速率。其宽度总是小于 100 μs ，变化范围约为 15 μs 至 100 μs 。

许多植入式器件能够编程以支持最窄 25 μs 的起搏脉冲，但医师几乎不会将植入式器件编程为如此窄，因为在超过起搏阈值以后，能量安全裕量将变得不足。

这种起搏伪像系统是由一个工程师和起搏专家团队与起搏行业共同研发的。这种合作带来了一种同步三矢量起搏伪像检测系统，该系统可以检测起搏伪像，尽管电气噪声显著大于伪像。三个起搏算法实例中的每个实例都可以编程以检测不同导联线(I、II、II 或 aVF)上的起搏信号。该系统的阈值水平可编程，因而可以针对实际的脉冲宽度和高度检测范围进行定制，同时还配置内部数字滤波器，以便抑制心跳、噪声和分钟通气量脉冲。当证实起搏信号的单个实例中存在起搏信号时，器件会输出一个标志，因而，用户可以在心电图上标记或识别出起搏信号。

起搏器算法的简化流程图如图 9 所示。

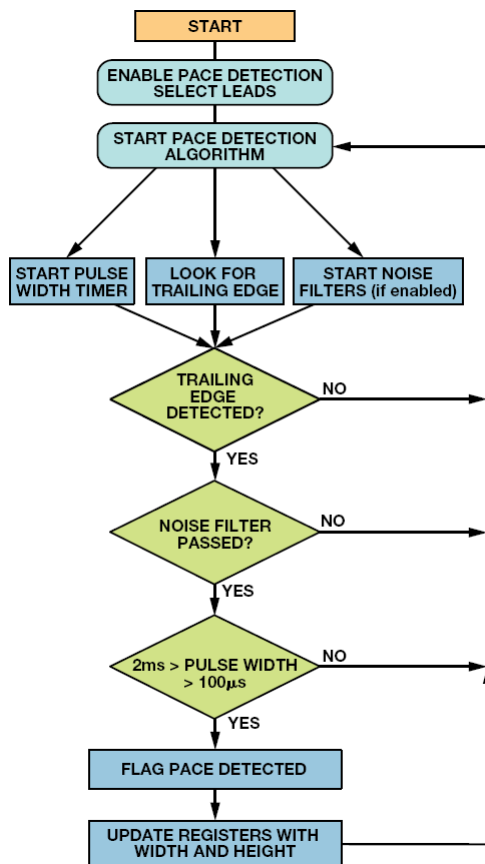


图 9. 起搏算法的流程图

起搏伪像算法的采样速率选择非常重要，因为不能与 Medtronic、St. Jude 和 Boston Scientific 针对 H 场遥测载波器采用的频率完全相同。三家公司都采用不同的频率，而且每家公司都有多种不同的遥测系统。ADI 公司相信，ADAS1000 所用采样频率与这三家起搏器厂家的主要遥测系统都不相同。

如前所述，ADAS1000 同时包括呼吸测量和交流导联脱落模式。这些特性不但可以把不同频率的交流信号注入患者电极，

而且不会干扰起搏伪像的采集。电灼器信号虽然可以在 ADAS1000 心电图输入之前进行滤波处理，但起搏伪像检测算法的性能却可能因滤波而下降，因此，在这种设计中，务必十分小心。

结论

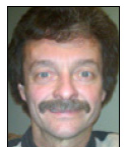
植入式起搏器产生的伪像变化范围较大，幅度范围为 2 mV 至 700 mV，持续时间范围为 0.1 ms 至 2 ms，上升时间范围为 15 μs 至 100 μs 。伪像往往被淹没在遥测噪声或心电信号中，难以检测。ADAS1000 模拟前端专门面向心电图系统而设计，包括检测心脏及其辅助起搏器所产生的电信号所需要的全部电路，还有一种有助于区分起搏伪像并将其显示在心电图上的嵌入算法。

参考文献

- ¹Jaffe, C. Carl, MD, cardiologist and Patrick J. Lynch, medical illustrator.http://zh.wikipedia.org/wiki/File:Reizleitungssystem_1.png.
- ²<http://zh.wikipedia.org/wiki/File:SinusRhythmLabels.svg>.
- ³(a) http://zh.wikipedia.org/wiki/File:Cardiac_resynchronisation_therapy.png.
- (b) http://zh.wikipedia.org/wiki/File:Fluoroscopy_pacemaker_leads_right_atrium_ventricle.png
- ⁴<http://www.nae.edu/page20019090/WhatisaPacemaker.aspx>.
- ⁵http://zh.wikipedia.org/wiki/File:St_Jude_Medical_pacemaker_with_ruler.jpg.

作者简介

John Kruse [john.kruse@analog.com] 是 ADI 公司的一名现场应用工程师，工作地点为明尼苏达州明尼阿波里斯市。他于 2005 年加入 ADI 公司，专门从事医学应用产品工作。他已发表多篇文章，获得多项专利，其中数项专利涉及起搏伪像采集技术。他已在医疗行业工作 20 余年。John 于 1980 年毕业于明尼苏达大学，获电气工程学士学位(BSEE)，1997 年获圣托马斯大学电子工程硕士学位。他目前在该大学担任客座教授，讲授多门工程设计研究生课程。



Catherine Redmond [catherine.redmond@analog.com] 是 ADI 公司的应用工程师，工作地点为爱尔兰利默里克。自 2005 年加入 ADI 以来，她为自动化测试设备专用精密 DAC 提供支持，在工业市场领域积累了宝贵的经验，目前专注于精密 ADC 产品工作，负责 ADAS1000 ECG 前端应用。她毕业于科克理工学院，获电气工程学士学位。毕业后一直在 ADI 公司从事应用工作。

