

解析：心脏起搏伪像的检测与识别

提示：通常，在普通 ECG 图上看不到单纯植入起搏器的活动，因为非常快的脉冲都被过滤掉了。不过，掌握了起搏疗法的人员可以通过查看 ECG 曲线，确定起搏器的存在，并评估其与心脏的相互作用。

1、植入起搏器的起搏伪像信号可以从 $2\text{ mV} \sim 700\text{ mV}$ ，持续时间为 $0.1\text{ ms} \sim 2\text{ ms}$ ，上升时间在 $15\text{ }\mu\text{s} \sim 100\text{ }\mu\text{s}$ 之间。由于电气噪声可能数倍于起搏伪像信号的幅度，因此难以检测。

2、大多数植入式心脏装置采用了 H 场遥测法，它是一个重要的噪声源。

3、ADAS1000 ECG 模拟前端中嵌入了一个算法，它可以帮助识别出起搏伪像，并显示在条形 ECG 图纸上。

如果一个植入了起搏器的心脏病人去做心电图，医生必须能够检测到起搏器的存在及其作用。通常，在普通 ECG 图上看不到单纯植入起搏器的活动，因为有很低的显示分辨带宽（监视器/诊断带宽分别为 $40\text{ Hz} / 150\text{ Hz}$ ），滤掉了非常快的脉冲（典型宽度为数百微秒）。但可以通过 ECG 波形的形态变化，推测出起搏器的信号。心电图是 ECG 导联在皮肤表面所记录的自身电活动。

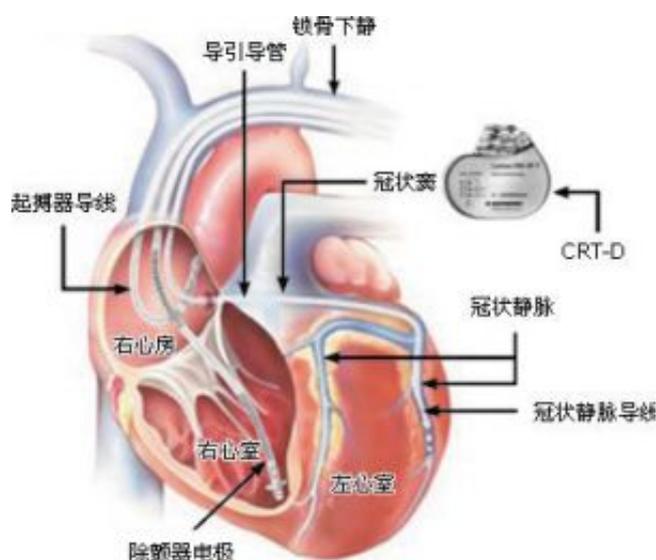
检测与识别起搏伪像信号非常重要，因为它们指示着起搏器的存在，并能帮助评估它与心脏的相互作用。但这种人工信号幅度小、带宽窄，波形在不断变化，因此难于检测，尤其是当存在着可能数倍于其波幅的电噪声情况下。同时，起搏疗法已经非常先进，有了多种起搏方式，从单室起搏到三室起搏。起搏器会产生导联完整性脉冲、每分钟换气 (MV) 脉冲、遥测信号，以及其它信号，这些都可能被误认为是起搏伪像，从而使检测更为复杂化。

采用实时起搏器遥测方法，可以在一个现已不太重要的 ECG 纸带里显示起搏伪像。有起搏治疗经验的人观看这个纸带，有时就可以推测出病人所采用起搏治疗的类型，并确定该起搏器是否正常工作。

另外，所有相关的医疗标准都要求显示起搏伪像，不过对捕获起搏信号的高度与宽度有不同的特殊要求。适用的标准包括：美国医疗仪器促进协会 (Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI) 规范 EC11: 1991/(R) 2001/(R) 2007 和 EC13: 2002/(R) 2007，以及国际电工委员会规范 IEC60601-1 ed. 3.0b: 2005、IEC 60601-2-25 ed. 1.0b、IEC 60601-2-27 ed. 2.0: 2005 和 IEC 60601-2-51 ed. 1.0: 2005。

起搏器工作原理

植入式起搏器(图 1)通常既轻又小。它们包含了必要的电路,通过植入导联来监控心脏的电活动,按照需要刺激心肌,确保规则的心跳。起搏器必须是低功耗设备,通常采用寿命 10 年的小电池。2010 年,美国工程师协会曾估计每年有超过 40 万部起搏器被植入病人体内(参考文献 1)。



采用单极起搏方式时,起搏导联包括在单根起搏导联尖端的电极,以及包裹起搏器自身的金属外壳。在皮肤表面,这种方式产生的起搏伪像幅度为数百毫伏,宽度达 2ms。但单极起搏已不常用。

今天,大部分起搏伪像主要来自于双极起搏,它是起搏导联尖端的电极激励心肌。返回电极是一个非常靠近尖端电极的环形电极。这种类型导联所产生的起搏伪像要远小于单极起搏;皮肤表面的脉冲可以小至数百微伏,宽度 $25\ \mu\text{s}$,平均信号值为高度 1mV 和宽度 $500\ \mu\text{s}$ 。如果检测方向未能与起搏导联方向对齐,则起搏伪像的幅度还可能小得多。

很多起搏器的脉冲宽度最小可以设定到 $2.5\mu\text{s}$ ，但短脉宽设置一般只用于在电生理实验室中测试起搏器的阈值。将下限定到 $100\mu\text{s}$ ，可解决将 MV 和导联完整性 (LV 导联) 脉冲误检测为有效起搏信号的问题。这些亚阈值脉冲一般设定在 $10\mu\text{s}\sim 50\mu\text{s}$ 之间。

对于特定心脏内室的起搏，有着不同类型的起搏器。单室起搏可做右心房或右心室的起搏。这类起搏器可以是单极的，也可以是双极的。双室起搏则可同时为右心房与右心室提供起搏治疗。双心室起搏可同时为右心室和左心室提供起搏治疗；另外，起搏一般是对右心房。

双室起搏模式可能难于正常显示，主要有两个原因。首先，双室起搏可能同时发生，因此在皮肤上表现为单一脉冲。其次，左心室导联的位置通常与右心室导联不在相同的向量上，事实上两者会相互垂直。一般来说，右心房在 aVF 导联 (肢体导联之一) 上有最好的显示，而右心室则在 II 导联上有最佳显示。大多数 ECG 系统都未采用三导联同时检测电路或算法，于是左心室成为最难拾取的导联。因此，有时最好去检测 V 导联中的一根。

起搏伪像的波形

大多数起搏脉冲都有非常快速的上升沿。起搏器输出端测得的上升时间通常在大约 100ns 。当在皮肤表面测量时，上升时间会略微变缓，原因是起搏导联有电感和电容。皮肤表面的多数起搏伪像都在 $10\mu\text{s}$ 或更低的量级。由于复杂设备都有内置保护，起搏器可能产生高速的尖刺，它不会影响到心脏，但会影响起搏器检测电路。

图 2 是一个理想的起搏伪像实例。正脉冲有一个快速上升沿。当脉冲达到最大幅度时，会跟随一个容性的下垂，然后出现尾沿。接下来，起搏伪像会改变起搏脉冲充电部分的极性。需要充电脉冲的原因是让心脏组织处于净零电荷状态；单相脉冲可使离子在电极周围聚集起来，建立一个 dc 电荷，从而导致心脏组织的变形。

心脏再同步装置的引入，为起搏伪像的检测与显示增加了更多的复杂性。这些装置的起搏是作用于右心房和两个心室。两个心室的脉冲可能非常靠近、重叠，或几乎同时出现；左心室甚至可能在右心室以前起搏。现在，大多数装置都是同时起搏两个心室，但研究表明，调节时序会产生更高的心脏输出，有益于某些病人。

不是总能分别地检测和显示出两个脉冲，很多情况下，ECG 电极上只表现为一个单脉冲。如果两个脉冲同时发生，而导联方向正好相反，则两个脉冲可能在皮肤表面相互抵消。虽然出现概率较低，但可以想象到皮肤表面出现两个极性相反心室起搏信号的情况。如果两个脉冲以一个小时间差而偏移开来，则最后的脉冲形状可能会非常复杂。

图 3 显示的是在一个生理盐水箱内心脏再同步装置的示波器图形。这是一个心脏起搏器认证的标准测试环境，用于模拟人体的导电性。但是由于示波器探头靠近起搏导联，使幅度远高于皮肤表面的情况，而生理盐水溶液对 ECG 电极表现为低阻抗，因此噪声要远小于通常在皮肤表面测量的情况。

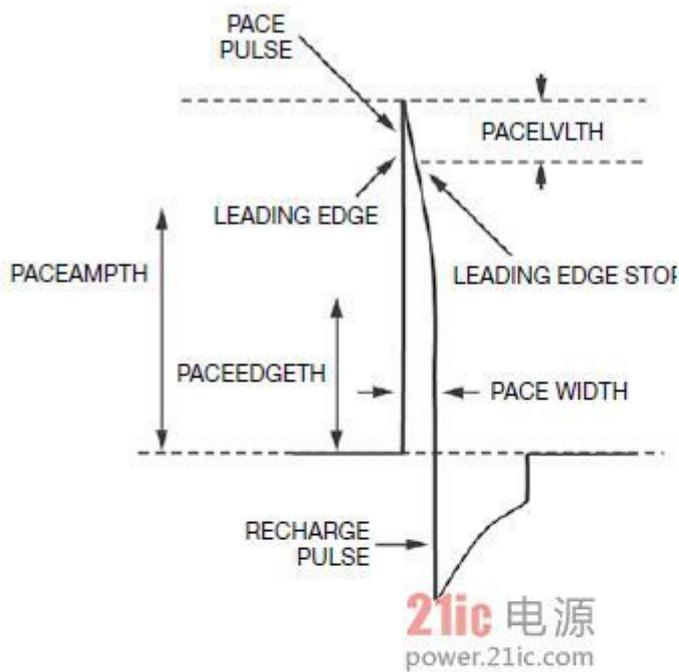


图2: 这是一个理想起搏伪像的例子, 正脉冲有快速的上升沿。当脉冲到达最大幅度时, 跟随一个容性的下垂, 然后出现尾沿。接下来, 在起搏脉冲的充电部分, 起搏伪像改变极性。

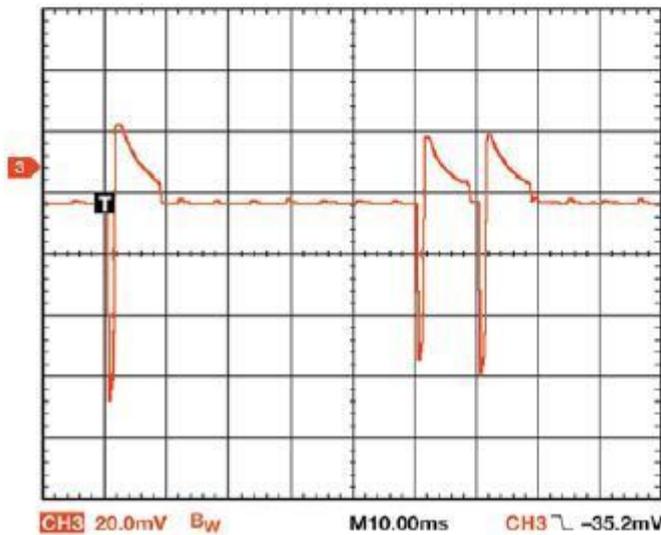


图3: 示波器显示了一个生理盐水箱内的心脏再同步设备, 这是做起搏器认证的一个标准测试环境。

图中显示的第一、第二和第三个脉冲 (I 到 r) 分别是心房、右心室和左心室脉冲。导联被置于生理盐水箱内, 其方向经过优化, 能清晰地看到脉冲。负向脉冲是起搏, 正向脉冲是充电。心房脉冲的幅度略高于另两个脉冲幅度, 因为心房导联的指向稍好于心室导联; 事实上, 在再同步装置中, 所有三个起搏输出

均被设定为相同的幅度与宽度。对实际的病人来说，每个起搏器导联的幅度与宽度通常是不同的。

起搏伪像的检测

要高性价比地检测所有的起搏伪像，并抑制所有可能的噪声源，这种方法是不可能的。面临的挑战很多，如起搏检测必须监护的心室数量，遇到的干扰信号，以及所用起搏器的各类脉冲宽度。起搏伪像的检测可以有从硬件实现到数字算法的多种方案。

心脏再同步装置的起搏导联不会全是一个方向。右心房导联通常与 II 导联 (lead II) 对齐，但有时可能直接指向胸外，因此可能需要一个 V_x (胸前导联) 方向才能看到它。右心室导联通常置于右心室的顶端，因此一般与 I I 导联很好地对齐。左心室起搏导联穿过冠状窦，实际上位于左心室的外面。这根导联一般会与 II 导联对齐，但可能有一个 V 轴方向。

有时候，植入式除颤器与再同步装置的起搏导联会放在没有梗塞的心区。围绕梗塞区放置导联是系统采用三向量的主要原因，并需要一种高性能的起搏伪像检测功能。

大多数植入式心脏装置都采用 H 场遥测法，这是一个重要的噪声来源。其它噪声源有：对胸廓呼吸阻抗的测量、电灼器，以及从病人身体所连接其它医疗设备传导过来的噪声。

由于各家起搏器制造商采用不同的遥测法，从而使采集起搏伪像的问题更加复杂化。有些情况下，某家制造商还可能为不同型号的植入设备采用不同的遥测系统。很多植入设备可以同时使用 H 场遥测，以及通过 ISM 或医疗植入通信服务 (MICS) 频段做通信。不同型号装置采用的不同 H 场遥测，使得滤波器设计更复杂化。ECG 设备必须是 Class CF (最严格的类别)，因为它与心脏有直接的导电接触，而其它医疗设备则可能只需满足较低的 Class B 或 BF 要求，但它们较高的漏电流却可能影响到 ECG 采集设备的性能。

检测起搏伪像的 AFE

ADAS1000 (图 4) 是一台五通道模拟前端，设计目标是要满足低功耗、低噪声、高性能的固定式或便携式 ECG 系统的设计挑战。该 AFE 针对监护级与诊断级 ECG 测量而设计，包括五个电极输入端，以及一个专门的右腿驱动 (RLD) 输出基准电极。除了支持基本 ECG 信号监护单元以外，AFE 还能够做呼吸测量 (胸廓阻抗)、导联/电极连接状态、内部校准，以及起搏伪像的检测等。

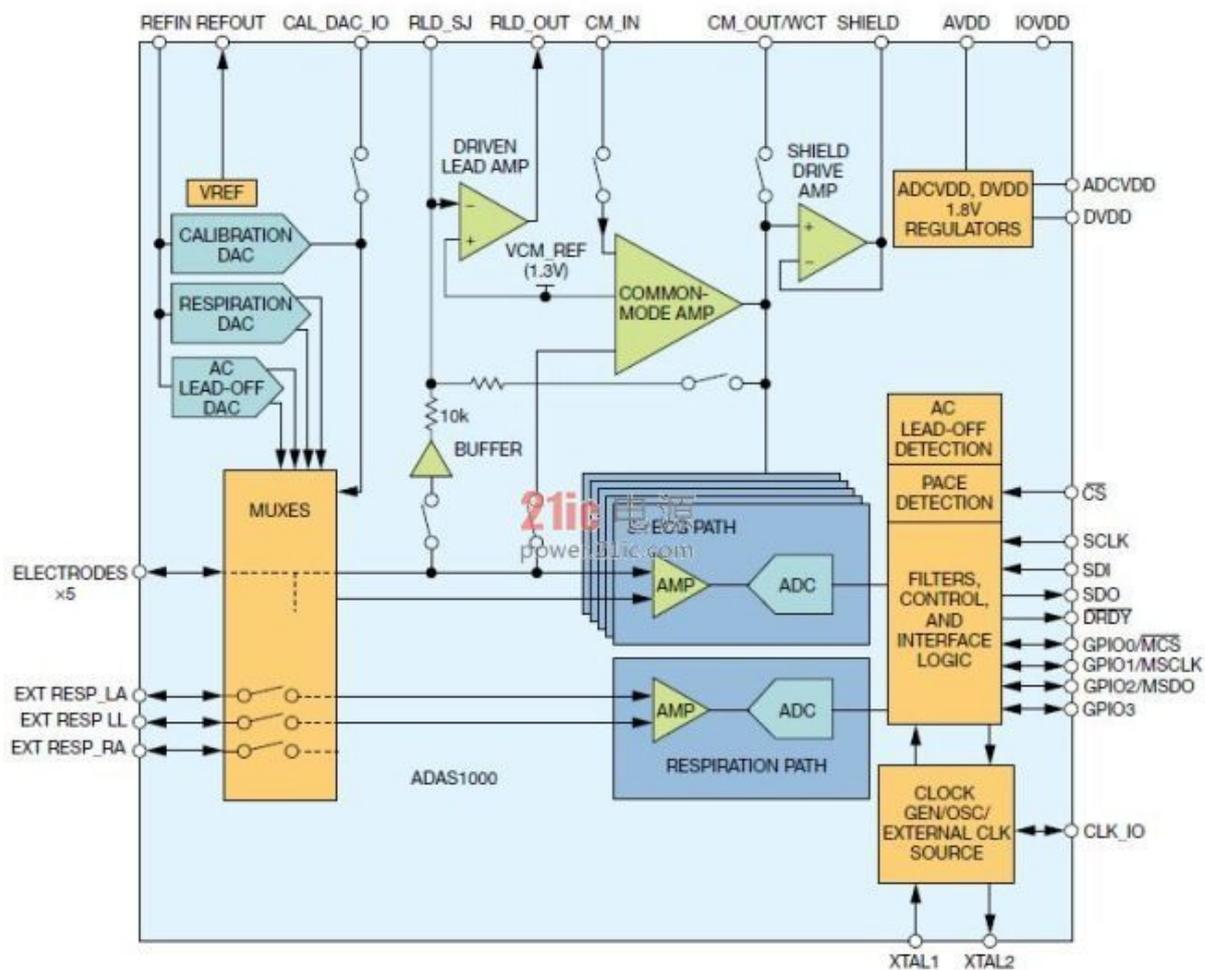


图4: ADAS1000模拟前端的框图。

一台 ADAS1000 支持五个电极输入，采用传统的六导联 ECG 测量法。如级联一台 ADAS1000-2 设备，则可以放大成为一个真 12 导联测量系统；如果级联三台以上设备，则可以成为 15 导联甚至更多的测量系统。

检测算法

设备的前端包含了一个数字起搏伪像检测算法，它遵照 AAMI 和 IEC 标准，检测宽度从 $100 \mu s \sim 2ms$ ，幅度从 $400 \mu V \sim 1000mV$ 区间内的起搏伪像。图 5 是算法的流程图。

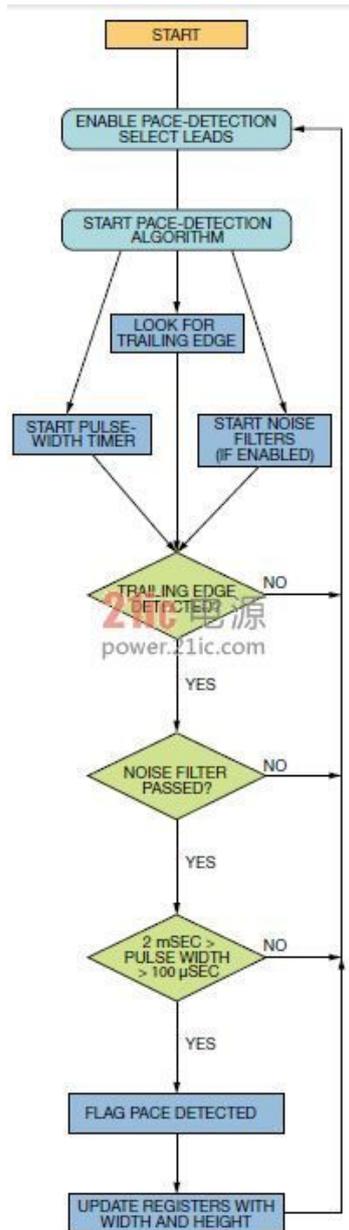


图 5: 流程图显示了数字起搏器对起搏伪像算法的决策过程, 它能检测从 $100 \mu s \sim 2 ms$ 宽度, $400 \mu V \sim 1000mV$ 幅度的起搏伪像。

起搏检测算法会针对四个可能导联(I、II、III 或 aVF)中的三个, 运行三个数字算法的实例。它运行在高频 ECG 数据上, 同时做内部抽取与过滤, 并返回一个标志, 表示在一根或多根导联上检测到了起搏信号, 提供所检测信号的高度与宽度。对于希望运行自有数字起搏算法的用户, ADAS1000 还提供了一个高速起搏接口, 能给出 128kHz 速率的 ECG 数据; 在标准接口上, 经过滤和抽取的 ECG 数据保持不变。

ADAS1000 算法中建有一个每分钟换气量过滤器。从双极线环传导到起搏器外壳的 MV 脉冲通过检测呼吸速率来控制起搏速度。它们的宽度永远小于 $100 \mu s$, 可在约 $15 \mu s \sim 100 \mu s$ 之间变化。

三向量同步起搏系统可以在噪声环境中检测到起搏伪像。三个起搏算法实例中，可以对每一个做编程设定，以检测不同导联(I、II、III 或 aVF)上的起搏信号。预编制的阈值水平可用于修改算法中给出的被检测脉冲的宽度与高度，内部数字滤波器用于抑制心跳、噪声与 MV 脉冲。当某次起搏在起搏信号实例中通过了验证时，设备会输出一个标志，这样用户就可以标记或识别 ECG 图上的起搏信号。

对起搏伪像算法的采样速率选择是关键，因为它不能恰好等于三家起搏系统公司(BostonScientific、Medtronic 和 St Jude)的 H 场遥测载波频率。这三家供应商使用了不同的频率，各家还有很多不同的遥测系统。Analog Devices 公司相信，ADAS1000 的采样频率不与任何主流的遥测系统相重合。