(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106061552 B
(45)授权公告日 2019.12.31

(21)申请号 201480076697.9
(22)申请日 2014.12.24
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106061552 A
(43)申请公布日 2016.10.26
(30)优先权数据
61/922,887 2014.01.02 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.08.31
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2014/067312 2014.12.24
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2015/101911 EN 2015.07.09
(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
(72)发明人 R·菲罗萨巴迪 S·巴巴埃萨德赫
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 李光颖 王英
(51)Int.Cl.
A61N 1/39(2006.01)
A61B 5/046(2006.01)
A61B 5/04(2006.01)
(56)对比文件
US 6304773 B1,2001.10.16,
US 2013/0282072 A1,2013.10.24,
US 2011/0202101 A1,2011.08.18,
US 2011/0082510 A1,2011.04.07,
审查员 周丹

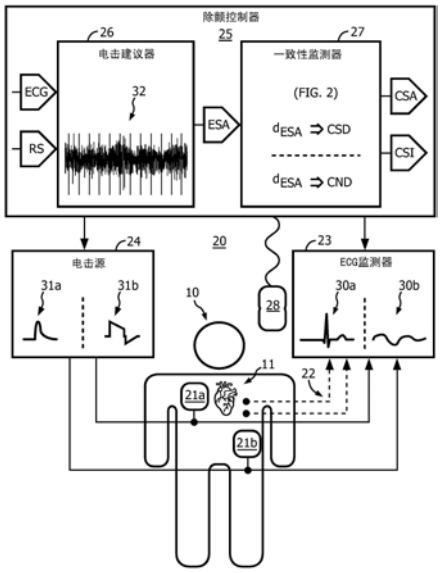
权利要求书2页 说明书6页 附图15页

(54)发明名称

用于ECG电击建议决策的一致性监测的除颤器及其控制器

(57)摘要

一种采用ECG监测器(23)和控制器(25)的除颤器或其他患者监测设备(20)。所述ECG监测器(23)监测患者的心脏的ECG波形。所述控制器(25)对所述ECG波形进行分割,并且对于ECG波形片段的序列中的每个ECG波形片段,生成在电击决策、非电击决策和任选的电击犹豫不决之间的ECG电击建议。所述控制器(25)还监测在一致的电击决策、一致的非电击决策和任选的不一致的电击决策之间的所述ECG电击建议的一致性。



CN 106061552 B

1.一种除颤器(20),包括:

ECG监测器(23),其监测患者的心脏的ECG波形;以及

除颤控制器(25),其能够操作地被连接到所述ECG监测器(23)以对所述ECG波形进行分割,

其中,对于ECG波形片段的序列中的每个ECG波形片段,所述除颤控制器(25)生成在电击决策与非电击决策之间的ECG电击建议,

其中,所述除颤控制器(25)通过计算所述ECG电击建议的一致性评分来监测在一致的电击决策与一致的非电击决策之间的所述ECG电击建议的一致性。

2.根据权利要求1所述的除颤器(20),其中,每个ECG电击建议处在所述电击决策、所述非电击决策与电击犹豫不决之间。

3.根据权利要求2所述的除颤器(20),其中,所述ECG电击建议的所述一致性处在一致的电击决策、一致的非电击决策与不一致的电击决策之间。

4.根据权利要求1所述的除颤器(20),其中,为了监测所述ECG电击建议的所述一致性,所述除颤控制器(25)将所述一致性评分与一致的电击阈值和一致的非电击阈值中的至少一个进行比较。

5.根据权利要求4所述的除颤器(20),其中,所述除颤控制器(25)响应于所述一致性评分与所述一致的电击阈值和所述一致的非电击阈值中的至少一个的所述比较而生成一致性电击建议。

6.根据权利要求5所述的除颤器(20),其中,所述除颤控制器(25)生成除颤电击建议作为所述一致性电击建议与至少一个ECG电击建议的逻辑组合。

7.根据权利要求4所述的除颤器(20),其中,所述除颤控制器(25)生成对所述一致性评分与所述一致的电击阈值和所述一致的非电击阈值中的至少一个的所述比较的一致性电击指示。

8.一种除颤控制器(25),包括:

电击建议器(26),其对患者的心脏的ECG波形进行分割,

其中,对于ECG波形片段的序列中的每个ECG波形片段,所述电击建议器(26)生成在电击决策与非电击决策之间的ECG电击建议;以及

一致性监测器(27),其能够操作地被连接到所述电击建议器(26)以通过计算所述ECG电击建议的一致性评分来监测在一致的电击决策与一致的非电击决策之间的所述ECG电击建议的一致性。

9.根据权利要求8所述的除颤控制器(25),其中,所述ECG电击建议处在电击决策、非电击决策与电击犹豫不决之间。

10.根据权利要求9所述的除颤控制器(25),其中,所述ECG电击建议的所述一致性处在一致的电击决策、一致的非电击决策与不一致的电击决策之间。

11.根据权利要求8所述的除颤控制器(25),其中,为了监测所述ECG电击建议的所述一致性,所述一致性监测器(27)将所述一致性评分与一致的电击阈值和一致的非电击阈值中的至少一个进行比较。

12.根据权利要求11所述的除颤控制器(25),其中,所述一致性监测器(27)响应于所述一致性评分与所述一致的电击阈值和所述一致的非电击阈值中的至少一个的所述比较而

生成一致性电击建议。

13.根据权利要求11所述的除颤控制器(25),其中,所述一致性监测器(27)生成对所述一致性评分与所述一致的电击阈值和所述一致的非电击阈值中的至少一个的所述比较的一致性电击指示。

用于ECG电击建议决策的一致性监测的除颤器及其控制器

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及由除颤器或其他患者监测设备做出的基于心电图(“ECG”)的电击建议决策。本发明具体地涉及尤其在心脏骤停患者的心肺复苏(“CPR”)期间增大实时电击建议决策的准确性。

背景技术

[0002] 通常,在除颤器中实施的实时电击建议方法的输出基于分析在CPR期间的顺序ECG片段,并且出于不同原因可能是不准确的。这样的原因的范例包括但不限于,在ECG波形中出现的伪影、在滤波的情况下对胸部按压伪影从ECG波形中的不完美的去除、暂时的心脏节律变化以及对个体ECG片段的无效识别。

[0003] 更具体地,电击建议方法通常提供仅针对具有某些特定节律(例如,心室纤维性颤动(“VF”))的患者的电击建议。针对其他类型的节律(例如,心脏停止节律或正常窦性心律)不建议递送电击。通常,由除颤器执行除颤,除颤器分析患者的ECG以指示是否需要电击。自动体外除颤器(“AED”)将自动地分析患者的ECG以指示是否需要电击。在AED中实施的一些电击建议方法可以不受到胸部按压(“CC”)的显著影响,但在大多数技术中,在除颤器节律分析期间必须中断胸部按压,这是因为,来自CC的机械活动将伪影引入到ECG波形中,其常常会使当前ECG的节律分析不可靠。大部分提出的电击建议方法依赖于对CC伪影进行滤波以清理用于除颤器的ECG波形。

[0004] 另外,一些类型的伪影(例如,运动伪影)可以影响ECG波形的节律分析,并且导致不可用的输出(伪影)或错误分类。ECG波形中的任何临时异常能够突然影响电击建议决策,并且导致电击建议输出序列的不一致性。此外,对CC伪影进行滤波的电击建议方法中的滤波过程可以影响分析。具体地,无论滤波技术多好,ECG上仍然具有一些残留,其能够潜在地导致由除颤器电击建议方法对潜在节律的不正确的确定。在不可电击节律期间,特别是在心搏停止中,对CC伪影的这样的不完美的滤波可以导致电击建议模块错误地认为节律是可电击的,这是因为,残留对于模块看起来像是VF。另一方面,对于诸如VF的可电击节律,滤波技术会错误地滤除一些VF信息,这可以因此使节律对于电击建议模块看起来像是不可电击的。

[0005] 已知的除颤器电击建议方法通常一次分析ECG波形的一个短片段(例如,4.5秒),以将其分类为可电击、不可电击或伪影。之后,除颤器电击建议方法依赖于最近的片段或两(2)个或三(3)个最近的片段,以做出是否递送电击的最终建议。

发明内容

[0006] 本发明通过分析ECG片段的序列并且智能地对针对ECG片段的该序列的输出进行组合来改善电击建议的准确性。最终的电击建议(例如,递送电击、暂停胸部按压以得到洁净ECG或继续胸部按压)考虑到针对个体ECG片段的输出的趋势和历史,并且去除暂时无效的片段识别。

[0007] 本发明的一个形式是一种患者监测设备，例如除颤器，其采用ECG监测器和控制器(例如，患者监测设备和/或除颤控制器)。在操作中，ECG监测器监测患者的心脏的ECG波形，并且控制器对ECG波形进行分割。对于ECG波形片段的序列中的每个ECG波形片段，控制器生成在电击决策、非电击决策和任选的电击犹豫不决之间的ECG电击建议，并且进一步监测在一致的电击决策、一致的非电击决策和任选的不一致的电击决策之间的ECG电击建议的一致性。

[0008] 根据对ECG电击建议的一致性的监测，控制器能够实时地生成一致性电击建议，并且将所述一致性电击建议传达到除颤器的用户，作为电击决策、非电击决策或任选的电击犹豫不决。

[0009] 备选地，控制器能够生成除颤电击建议作为一致性电击建议与ECG电击建议中的一个或多个的逻辑组合，并且实时地将除颤电击建议传达到除颤器的用户作为电击决策、非电击决策或任选的电击犹豫不决。

[0010] 另外，控制器能够生成一致性电击建议的一致性电击指示，其被实时地传达到除颤器的用户，以便于用户对ECG电击建议作出反应。

[0011] 本发明的第二形式是采用电击建议器和一致性建议器的上述控制器。电击建议器对患者的心脏的ECG波形进行分割，并且对于ECG波形片段的序列中的每个ECG波形片段，电击建议器生成在电击决策、非电击决策和任选的电击犹豫不决之间的ECG电击建议。一致性监测器监测在一致的电击决策、一致的非电击决策和任选的不一致的电击决策之间的ECG电击建议的一致性。

[0012] 本发明的第三形式是一种操作患者监测设备(诸如除颤器)的方法。所述方法包括除颤器对患者的心脏的ECG波形进行分割，并且对于ECG波形片段的序列中的每个ECG波形片段，除颤器生成在电击决策、非电击决策和任选的电击犹豫不决之间的电击建议决策。所述方法能够还包括除颤器确定在一致的电击决策、一致的非电击决策和任选的不一致的电击决策之间的电击建议决策的一致性。

附图说明

[0013] 根据结合附图阅读的本发明的各种范例性实施例的以下详细描述，本发明的上述形式和其他形式以及本发明的各种特征和优势将变得更加显而易见。详细描述和附图仅说明本发明，而不限制由所附权利要求及其等效方法限定的本发明的范围。

[0014] 图1图示了根据本发明的患者监测设备的范例性实施例。

[0015] 图2图示了表示根据本发明一致性电击监测方法的范例性实施例的流程图。

[0016] 图3A图示了根据本发明的一致的电击建议传达的第一范例性实施例。

[0017] 图3B图示了根据本发明的一致的电击建议传达的第二范例性实施例。

[0018] 图3C图示了根据本发明的一致的电击建议传达的第三范例性实施例。

[0019] 图4A图示了具有可电击节律的ECG片段的第一范例性一致性评分。

[0020] 图4B图示了针对图4A的ECG片段的电击建议的第一范例性一致性分数和决策。

[0021] 图5A图示了具有可电击节律的ECG片段的第二范例性一致性评分。

[0022] 图5B图示了针对图5A的ECG片段的电击建议的第二范例性一致性分数和决策。

[0023] 图6A图示了具有可电击节律的ECG片段的第三范例性一致性评分。

[0024] 图6B图示了针对图6A的ECG片段的电击建议的第三范例性一致性分数和决策。

[0025] 图7A图示了具有不可电击节律的ECG片段的第一范例性一致性评分。

[0026] 图7B图示了针对图7A的ECG片段的电击建议的第一范例性一致性分数和决策。

[0027] 图8A图示了具有不可电击节律的ECG片段的第二范例性一致性评分。

[0028] 图8B图示了针对图8A的ECG片段的电击建议的第二范例性一致性分数和决策。

[0029] 图9A图示了具有不可电击节律的ECG片段的第三范例性一致性评分。

[0030] 图9B图示了针对图9A的ECG片段的电击建议的第三范例性一致性分数和决策。

具体实施方式

[0031] 为了便于理解本发明，本文将提供本发明的自动体外除颤器的范例性实施例。

[0032] 参考图1，根据本发明的患者监测设备20的范例性实施例为除颤器，其采用一对电极垫片/极板21、任选的ECG导联22、(内部的或外部的)ECG监测器23、电击源24、患者监测设备控制器25(在该范例性实施例中为除颤控制器)和任选的按压垫片28。

[0033] 电极垫片/极板21在结构上被配置为在图1所示的前部-顶点布置中或在前部-后部布置中(未示出)被可传导地施加到患者10。电极垫片/极板21如由控制器25控制的将除颤电击从电击源24传导到患者10的心脏11，并且将患者10的心脏11的电活动传导到ECG监测器23。备选地或同时地，ECG导联22能够被连接到患者10以将患者10的心脏11的电活动传导到ECG监测器23。

[0034] ECG监测器23在结构上被配置为测量患者10的心脏11的ECG波形30作为对患者10正在经历有序心脏搏动状况或无序心脏搏动状况的指示。鉴于本文提供的教导，作为本领域普通技术人员能够理解，指示有序心脏搏动状况的ECG波形30的范例为不具有表示能够泵送血液的心脏11的心室的有序收缩的P波的ECG波形30a。指示患者10正在无序心脏搏动状况的ECG波形30的范例为具有表示不存在患者10的心脏11的有序心脏搏动活动的零(0)可识别波的随机ECG波形30b。

[0035] 在本发明的范例性实施例中，ECG监测器23采用数字信号处理器(未示出)，以将ECG波形数据流传输到除颤控制器25。

[0036] 电击源24在结构上被配置为存储用于如由除颤控制器25控制的经由电极垫片/极板21将除颤电击31递送到患者10的心脏11的电能。在实践中，除颤电击31能够具有本领域已知的任何波形。这样的波形的范例包括，但不限于，例如，如图1所示的单相正弦波形(正弦波)31a和双相截断波形31b。

[0037] 根据本发明的范例性实施例，电击源24采用高压电容器组(未示出)，用于当按下充电按钮时经由高压充电器和电源来存储高电压。电击源24还采用切换/隔离电路(未示出)，以如由除颤控制器25控制的选择性地将来自高压电容器组的电能电荷的特定波形应用到电极垫片/极板21。

[0038] 此外，根据本发明的范例性实施例，除颤控制器25在结构上被配置具有硬件、软件、固件和电路，其响应于来自ECG监测器23的ECG波形在根据一个或多个电击方案(例如，同步复律)经由电极垫片/极板21将除颤电击31递送到患者10的心脏11中控制电击源24。

[0039] 为了达到该目的，本发明的范例性实施例并入除颤控制器25内的模块26和27，用于执行如流程图40中图示的过程(图2)，其表示根据本发明的范例性实施例的一致性电击

监测方法，用于将电击建议决策以一致且准确的方式传达到除颤器25的用户。

[0040] 仍然参考图1，电击建议器26执行如应当由本领域普通技术人员鉴于本文提供的教导理解的用于根据对ECG波形30的分析来生成ECG电击建议ESA的(一种或多种)技术。具体地，在操作中，电击建议器26将ECG波形30分割成ECG片段的时间序列32，并且对于每个ECG片段，在电击决策与非电击决策之间生成ECG电击建议ESA。

[0041] 实际上，电击建议器26能够实质上利用针对ECG波形的分割的任何时间段(例如，每个ECG片段4.5秒)，分割时间段能够是固定或可变的，并且时间序列能够是连续的或间断的。另外，实际上，ECG电击建议ESA能够额外地被决定作为一个或多个中间决策。例如，ECG电击建议ESA能够是电击决策、非电击决策或电击犹豫不决。

[0042] 一致性监测器27执行根据本发明的范例性实施例的用于监测在一致的电击决策与一致的非电击决策之间的ECG电击建议ESA的一致性的技术。具体地，一致性监测器27限定多达X个ECG电击建议ESA的决策向量d_{ESA}，X≥2，并且确定决策向量d_{ESA}是否指示由电击建议器26做出的一致的电击决策或一致的非电击决策。

[0043] 实际上，对于在电击决策与非电击决策之间的额外的ECG电击建议ESA，一致性监测器27进一步确定决策向量d_{ESA}是否指示在一致的电击决策与一致的非电击决策之间的一致性。例如，对于电击犹豫不决，决策向量d_{ESA}能够指示不一致的电击决策。

[0044] 为了便于进一步理解一致性监测器27，图2图示了一致性监测器27的根据本发明的范例性实施例，一致性监测器27采用一致性评分器27a、一致性建议器27b和一致性指示器27c，执行表示本发明的范例性的一致的电击监测方法的流程图40。尽管在由电击建议器26做出的每个ECG电击建议ESA是电击决策、非电击决策或电击犹豫不决的背景下描述流程图40，但本领域普通技术人员鉴于本文提供的教导将理解如何将流程图40的原理应用于包括电击决策和非电击决策的任何数量的可能的ECG电击建议ESA。

[0045] 仍然参考图2，根据本发明的范例性实施例，流程图40的阶段S42包含一致性评分器27a根据决策向量d_{ESA}内的每个ECG电击建议来计算一致性评分CS。为了达到该目的，一致性评分器27a利用针对决策向量d_{ESA}内的每个ECG电击建议的决策评分的评分概况作为用于计算一致性评分CS的基础。例如，如图2所示，一致性评分器27a能够利用决策评分d_k的评分概况50。对于电击决策，决策评分d_k等于电击决策评分d_{sh}。对于电击非决策，决策评分d_k等于电击非决策评分d_i。对于非电击建议决策，决策分数d_k等于非电击决策评分d_{nsh}。

[0046] 在利用评分概况50的一致性评分器27a的范例性实施例中，根据以下方程[1]来计算一致性评分CS：

[0047] $CS = Y(D-d_iW)/((d_{sh}-d_i)W)$ [1]

[0048] 其中，Y是最小值/最大值一致性评分范围MIN_{CS}/MAX_{CS}内的可变限制一致性评分CS；W是根据以下方程[2]计算的总权重向量；并且，D是根据以下方程[3]的ECG电击建议的加权和：

[0049] $$W = \sum_{k=a}^{N} w_k \quad [2]$$

[0050] $$D = \sum_{k=a}^{N} w_k d_k \quad [3]$$

[0051] 其中，N是最近的ECG电击建议的指数；如果N<X，则a＝1；如果N≥X，则a＝N-(X-1)；并且，w是加权向量。

[0052] 仍然参考图2，流程图40的阶段S44包含一致性建议器27b将阶段S42的计算的一致性评分CS与一致的电击阈值TH_{CS}和一致的非电击阈值TH_{CNS}进行比较作为用于生成一致性电击建议(“CSA”)的基础。根据本发明的范例性实施例，如以下表1中范例性地示出的，一致性建议器27a限定相对于上述阈值的一致性区：

[0053] 表1

[0054]

一致性评分区	*一致性决策*
区 1 (“Z1”)：$-Y \leq CS \leq TH_{CNS}$	一致的非电击决策
区 2 (“Z2”)：$TH_{CNS} < CS < TH_{CS}$	不一致的电击决策
区 3 (“Z3”)：$TH_{CS} \leq CS \leq +Y$	一致的电击决策

[0055] 仍然参考图2，流程图40的阶段S46包含一致性指示器27c将阶段S44中对一致性电击建议的视觉和/听觉的指示传达到除颤器20的用户以便用户对ECG电击建议作出反应。具体地，在根据本发明的范例性实施例的操作中，一致性指示器27c生成视觉指示器以用于由除颤器20(图1)来显示。在实践中，指示器能够采取适合于及时地且准确地将一致性电击建议传达到除颤器20的用户的(例如，视觉的、听觉的和/或触觉的)任何形式。

[0056] 根据本发明的范例性实施例，一致性指示器27c控制对如图2中所示的三(3)个一致性陈述中与阶段S44的一致性电击建议CSA相对应的一个51a的显示。

[0057] 在本发明的另一范例性实施例中，一致性指示器27c控制对如图2所示的具有最大一致性评分MAX_{CS}和最小一致性评分MIN_{CS}的图形标尺51b的显示，其中指针指示一致性区内的与一致性电击建议CSA相对应的一致性评分。

[0058] 在本发明的又一范例性实施例中，一致性指示器27c控制对如图2所示的同样具有最大一致性评分MAX_{CS}和最小一致性评分MIN_{CS}的图形标尺51c的显示，其中指针同样指示一致性区内的与一致性电击建议CSA相对应的一致性评分。

[0059] 对于由电击建议器26传达到一致性评分器27a的每个ECG电击建议，流程图40连续循环通过阶段S42-S44。

[0060] 图3A-3C象征性地示出了经由本领域普通技术人员鉴于本文提供的教导应当理解的除颤器的传达部件(例如，扬声器、显示器)对一致性电击建议CSA到除颤器20(图1)的用户12的各种传达模式。具体地，对于流程图40，图3A象征性地示出了涉及将ECG电击建议ESA传达到用户12的电击建议器26(图1)和将阶段S44(图2)的一致性电击指示CSI传达到用户12的一致性指示器27c(图2)的传达模式。一致性电击指示CSI便于由用户12对ECG电击建议ESA做出更加准确的反应。

[0061] 备选地，从流程图40(图2)中省略阶段S46，图3B象征性地示出了涉及将一致性电击建议CSA传达到用户12作为电击决策、非电击决策或任何中间决策(例如，电击犹豫不决)的一致性建议器27b(图2)的传达模式。

[0062] 同样作为备选，并且同样从流程图40中省略阶段S46，图3C象征性地示出了涉及对来自电击建议器26的ECG电击建议ESA和来自一致性建议器27b的一致性电击建议CSA进行逻辑组合以生成除颤电击建议DSA并且将其传达到用户12作为电击决策、非电击决策或任

何中间决策(例如,电击犹豫不决)的逻辑建议器29的传达模式。

[0063] 图4A、图5A和图6A示出了在100秒的可电击节律的临床ECG记录上执行流程图40(图2)的阶段S42和S44的三(3)个范例性实施例,并且图7A、图8A和图9A示出了在100秒的不可电击节律的临床ECG记录上执行流程图40的阶段S42和S44的三(3)个范例性实施例。在所有这些实施例中,ECG信号被分为四(4)秒的固定长度的连续片段。

[0064] 对于在图形的顶部的每个片段,图4A、图5A、图6A、图7A、图8A和图9A提供在顶部线上的一致性评分、在中部线上的ECG电击建议和在底部线上的一致性电击建议。具有“电击”决策的片段被标记为“S”,具有“非电击”决策的片段被标记为“N”,并且具有电击犹豫不决的片段被标记为“U”。一致性评分为在-10与10之间的实数。具有不正确的电击决策(ECG电击建议和/或一致性电击建议)的片段由椭圆标记。

[0065] 图4B、图5B、图6B、图7B、图8B和图9B示出了在每个片段的结束处的相应的图4A、图5A、图6A、图7A、图8A和图9A的一致性评分,每个片段被绘制并且与一致的电击阈值和一致的非电击阈值进行比较,以确定一致性评分存在于一致的电击区、不一致的(一致性未知)区还是一致的非电击区中。

[0066] 如本领域普通技术人员鉴于本文提供的教导将理解的,与电击建议器26(图2)结合使用的一致性监测器27(图2)示出了与对电击建议器26的个体使用相比的一致性的改善。

[0067] 返回参考图1,为了将反馈提供到所示的除颤控制器25或具有指示被施加到患者10的胸部的按压运动的力和速率的反馈的按压控制器(未示出)的目的,按压板28在结构上被配置为相对于心脏11被施加到患者10的胸部。

[0068] 参考图1-9B,本领域普通技术人员鉴于本文提供的教导将理解,本发明的各种益处包括但不限于,尤其在心脏骤停患者的CPR期间,增大实时电击建议的准确性。

[0069] 本领域普通技术人员还将鉴于本文提供的教导理解,本发明能够被实施在自动体外除颤器(“AED”)、高级生命支持(“ALS”)除颤器(或ALS除颤器/监测器)、患者监测器和/或具有患者监测和/或除颤功能的其他医学设备中。

[0070] 尽管本文已经公开、说明并描述了本发明的各个范例性实施例,在本领域普通技术人员将鉴于本文提供的教导理解,本发明的这样的范例性实施例是说明性的,并且能够做出各种改变和变型,并且等效方案能够替代其元件,而不偏离本发明的实际范围。另外,能够做出很多变型来适应本发明的教导,而不偏离其中心范围。因此,旨在将本发明不限于本文中公开和描述的作为实施本发明预期的最佳模式的具体范例性实施例,而是旨在将本发明包括落入所附权利要求的范围内的所有实施例。

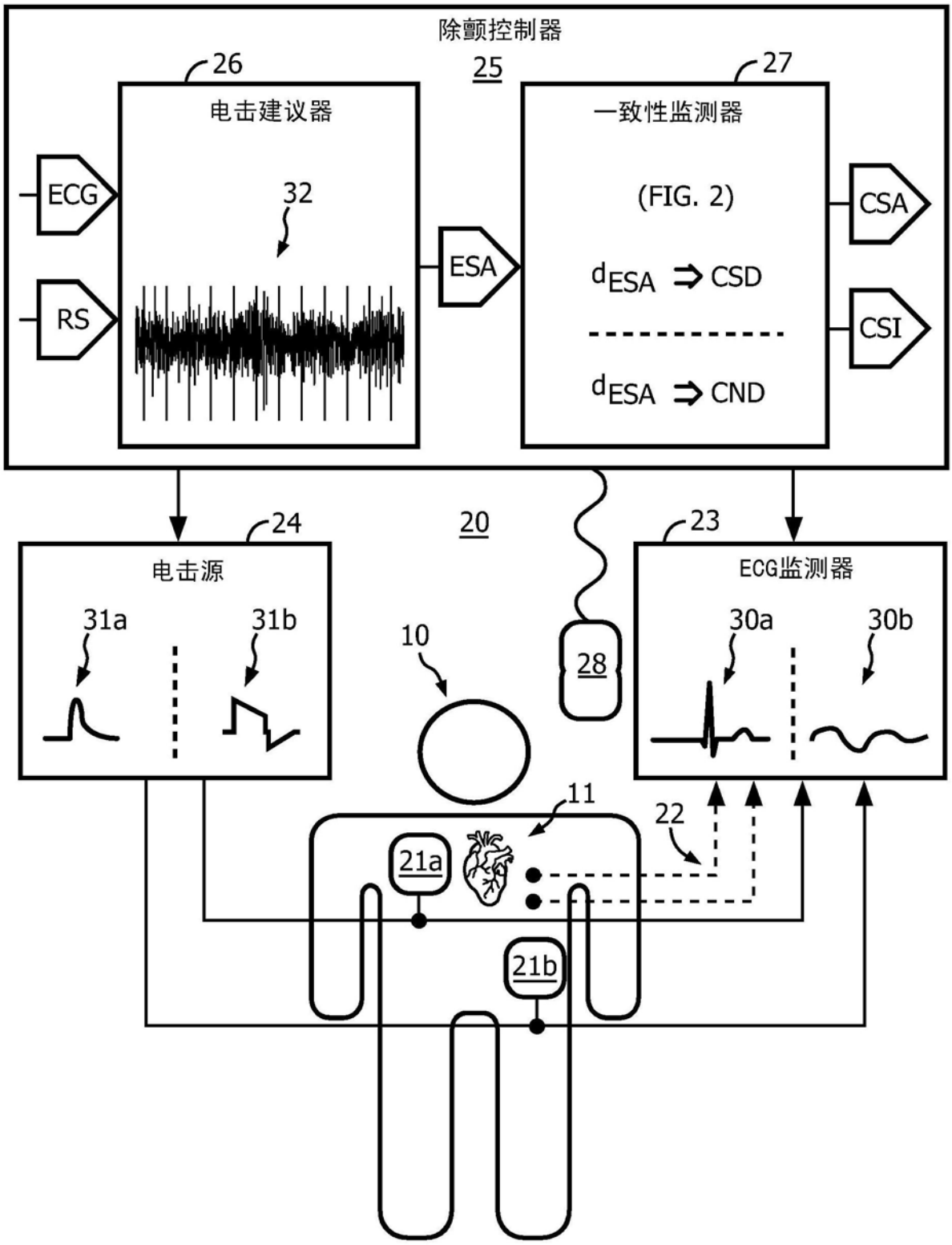

除颤控制器
25
26
电击建议器
32
ECG
RS
ESA
27
一致性监测器
(FIG. 2)
dESA ⇒ CSD
dESA ⇒ CND
CSA
CSI
20
24
电击源
31a
31b
23
ECG监测器
30a
30b
10
28
11
22
21a
21b

图1

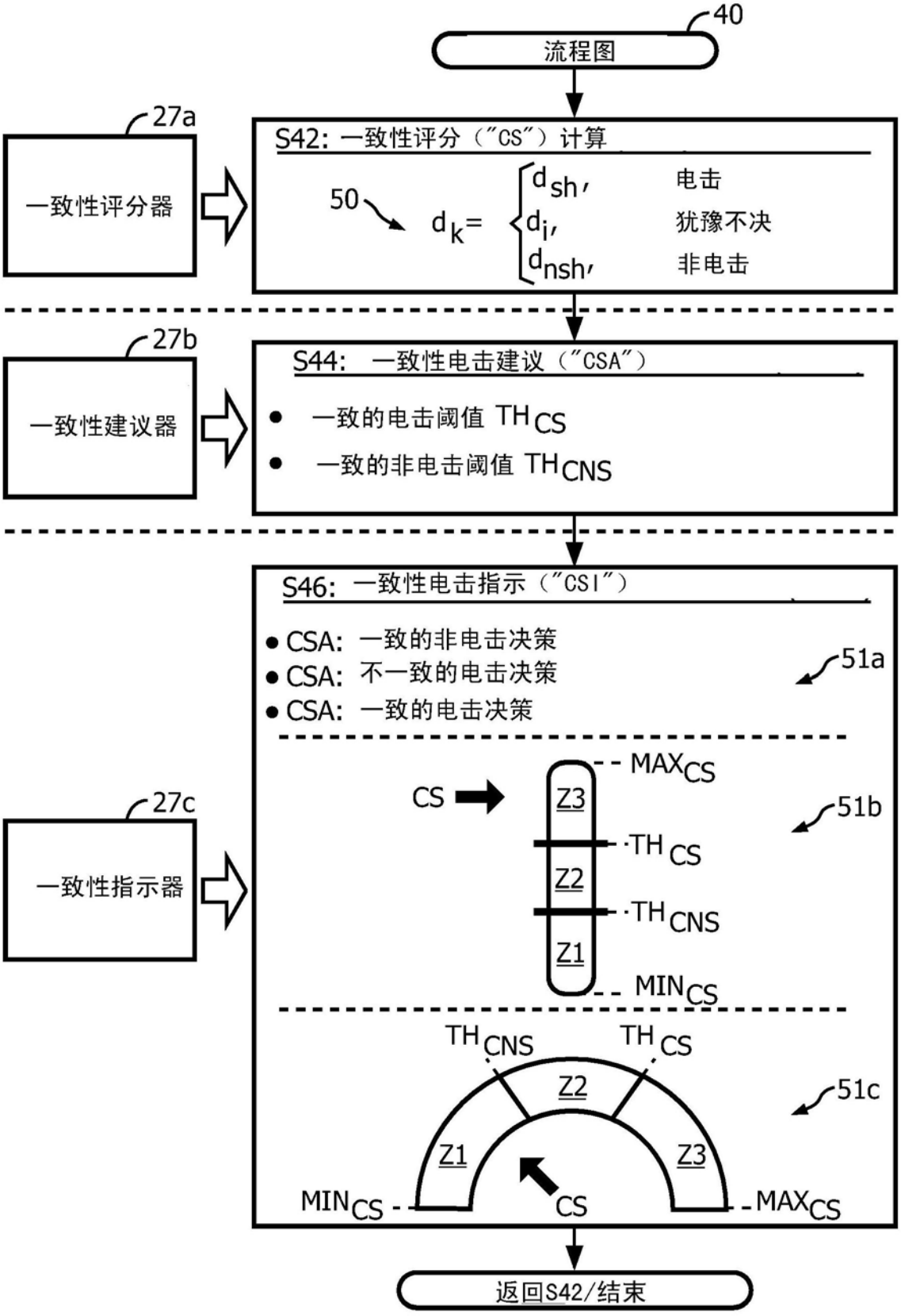

40
流程图
27a
一致性评分器
S42: 一致性评分（"CS"）计算
50
d_k=
d_{sh}, 电击
d_i, 犹豫不决
d_{nsh}, 非电击
27b
一致性建议器
S44: 一致性电击建议（"CSA"）
一致的电击阈值 TH_{CS}
一致的非电击阈值 TH_{CNS}
27c
一致性指示器
S46: 一致性电击指示（"CSI"）
CSA: 一致的非电击决策
CSA: 不一致的电击决策
CSA: 一致的电击决策
51a
CS
MAX_{CS}
Z3
TH_{CS}
Z2
TH_{CNS}
Z1
MIN_{CS}
51b
TH_{CNS}
TH_{CS}
Z2
Z1
Z3
MIN_{CS}
CS
MAX_{CS}
51c
返回S42/结束

图2

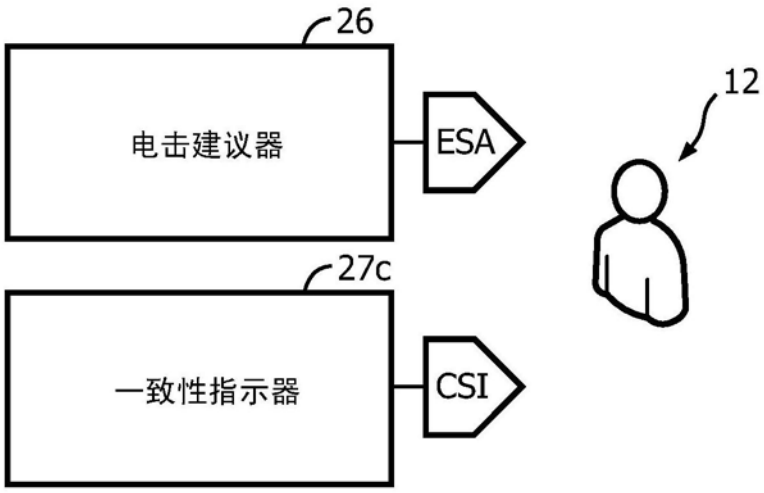

26
电击建议器
ESA
12
27c
一致性指示器
CSI

图3A

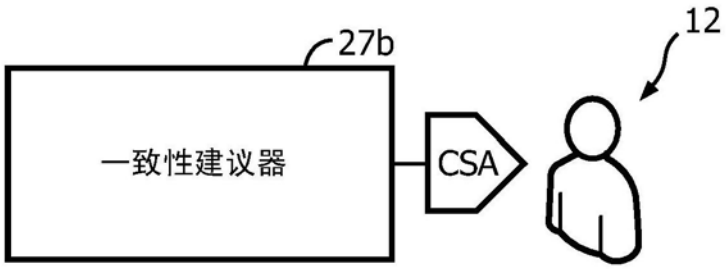

27b
一致性建议器
CSA
12

图3B

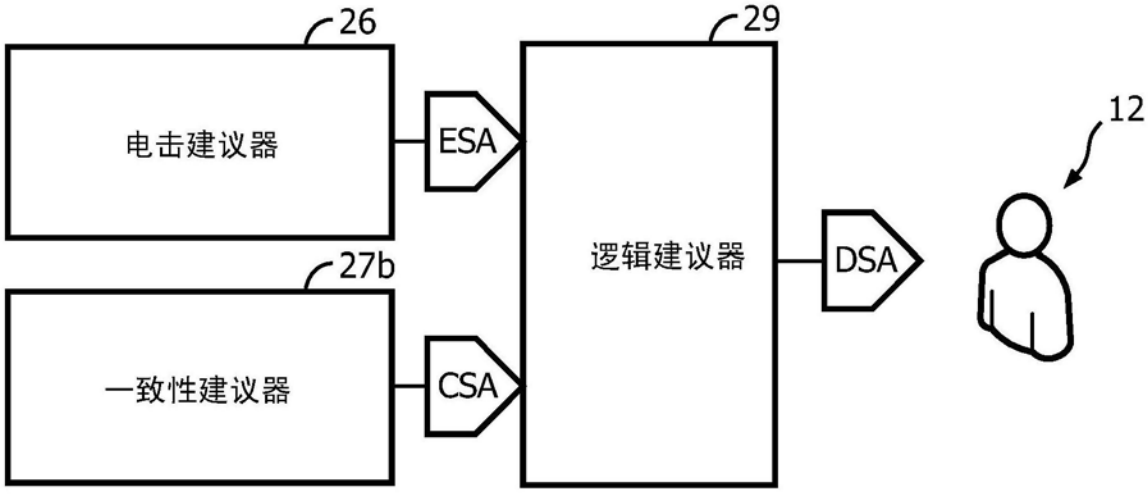

26
电击建议器
ESA
29
逻辑建议器
DSA
12
27b
一致性建议器
CSA

图3C

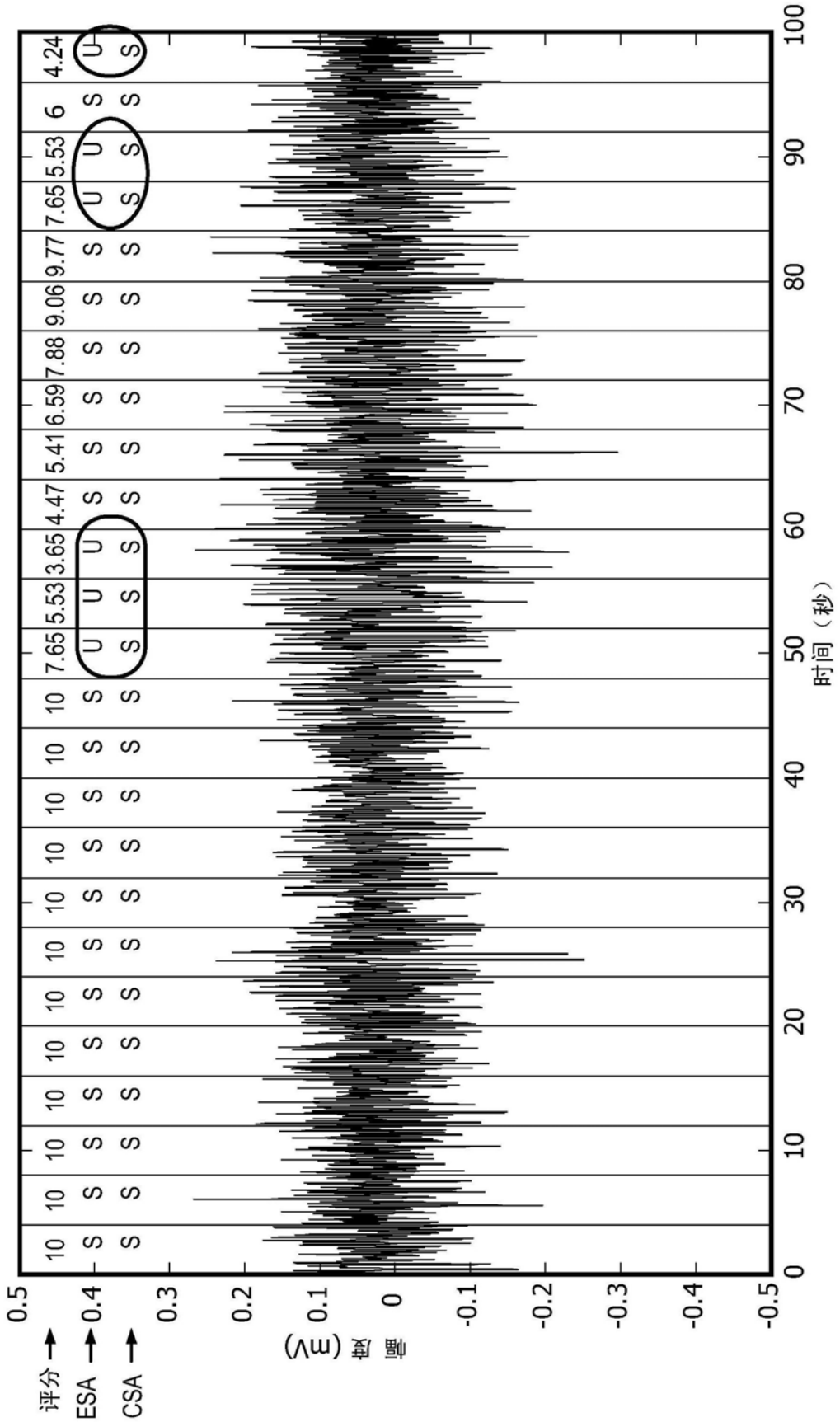

评分
ESA
CSA
幅 度 (mV)
时间（秒）
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
-0.1
-0.2
-0.3
-0.4
-0.5
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
4.24
6
5.53
7.65
9.77
9.06
7.88
6.59
5.41
4.47
3.65
5.53
7.65

图4A

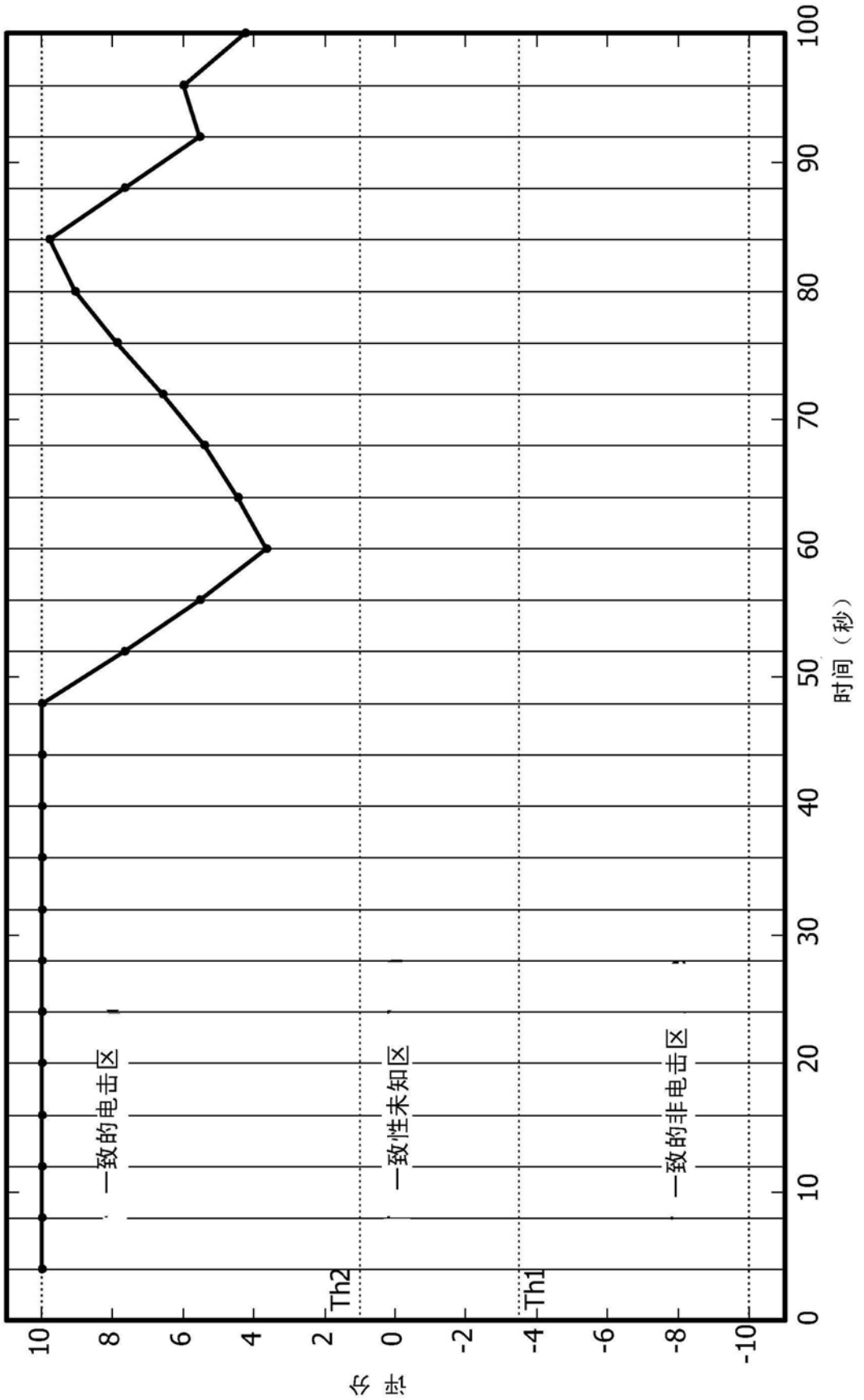

一致的电击区
一致性未知区
一致的非电击区
Th2
Th1
评分
时间（秒）
10
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100

图4B

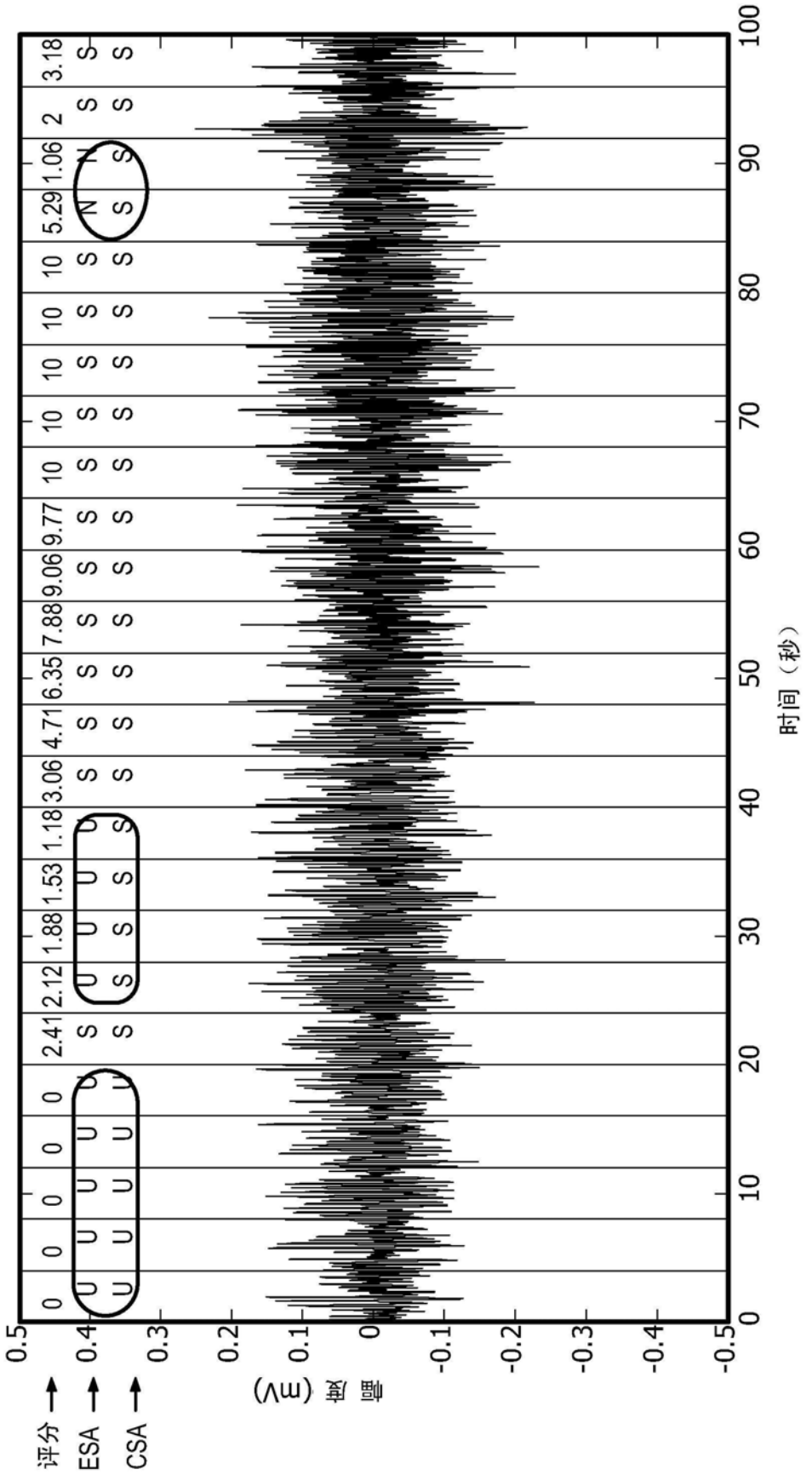


图5A

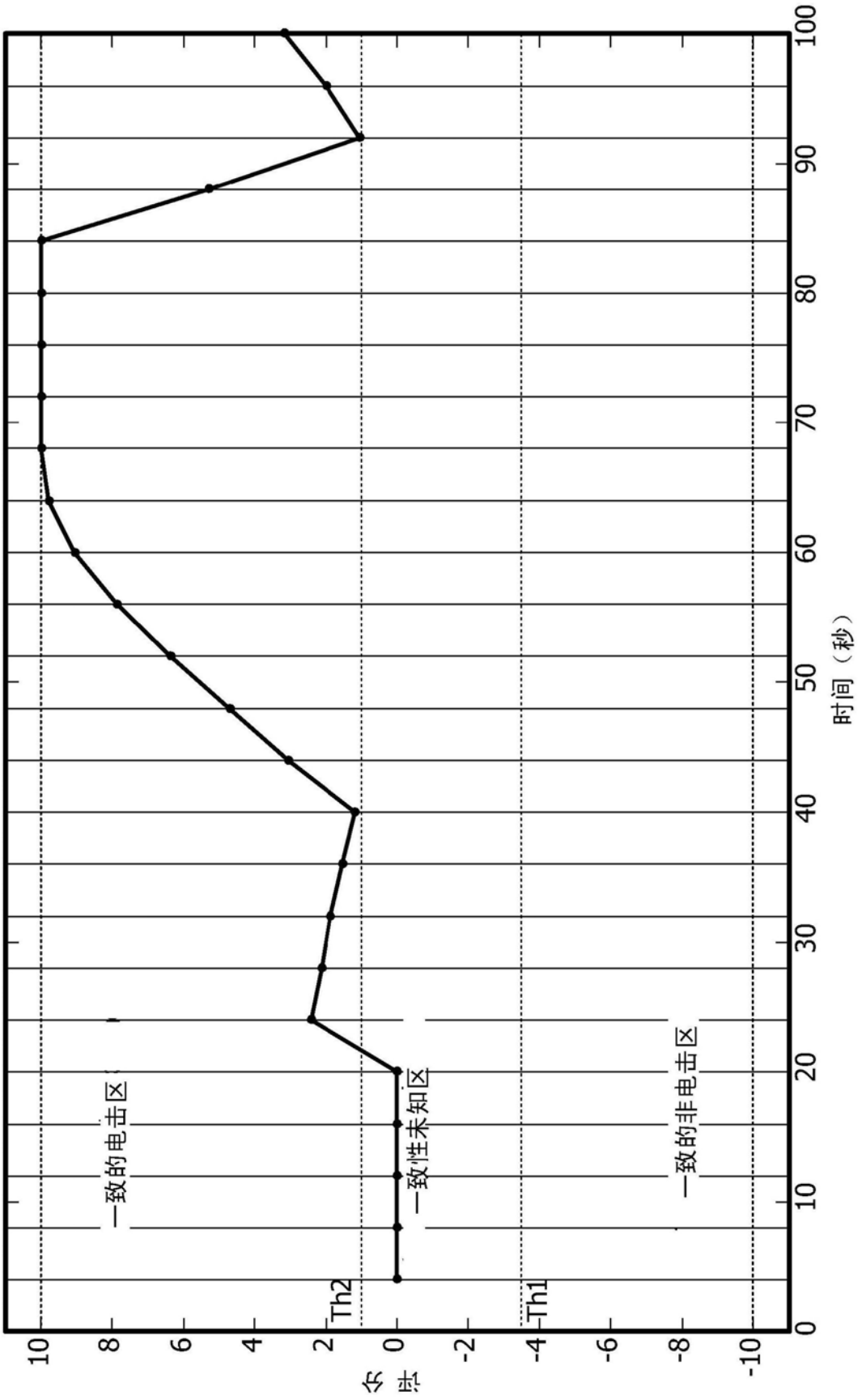

一致的电击区
一致性未知区
一致的非电击区
Th2
Th1
得分
时间（秒）
10
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100

图5B

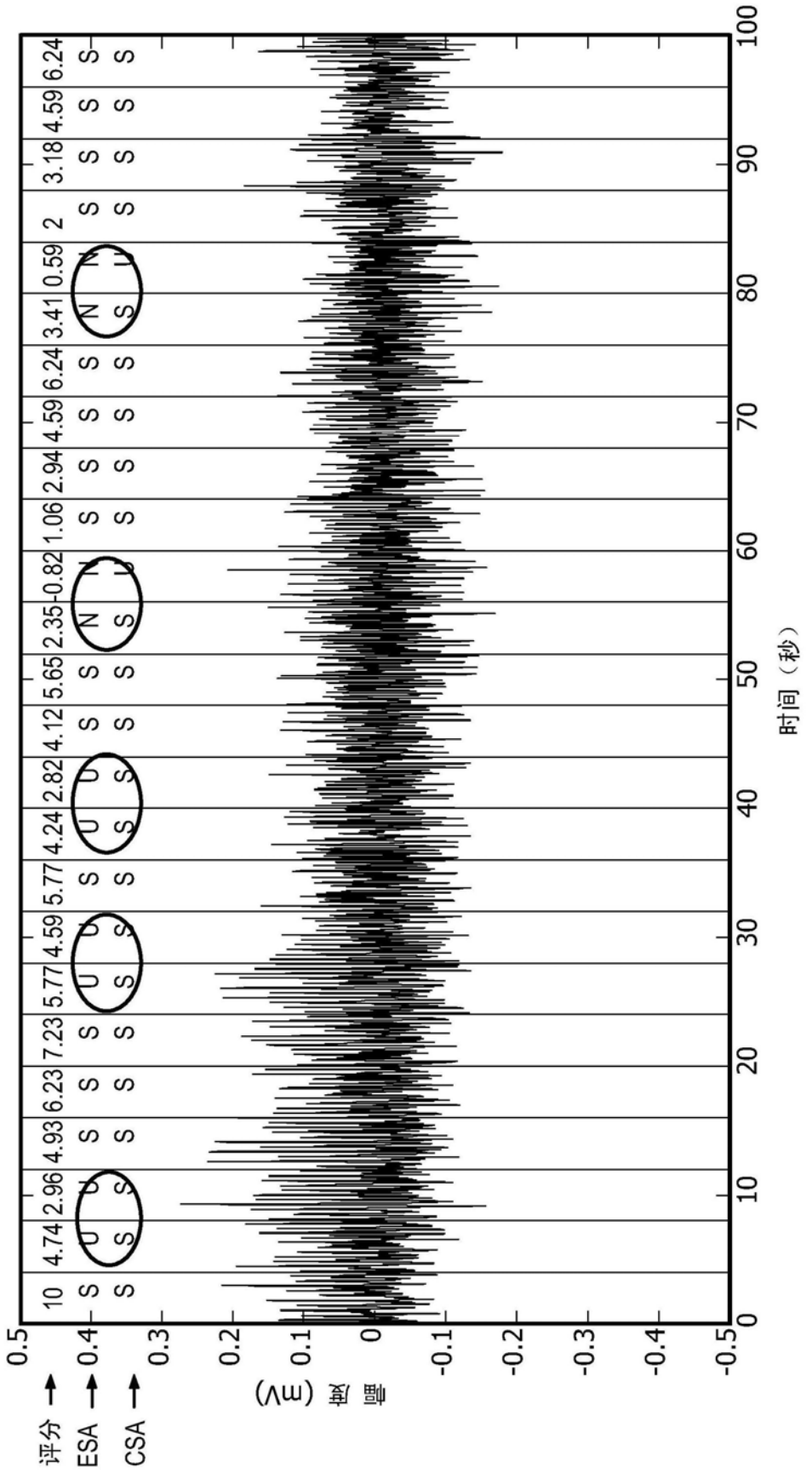

评分
ESA
CSA
幅度 (mV)
时间（秒）
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
-0.1
-0.2
-0.3
-0.4
-0.5
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
10 4.74 2.96 4.93 6.23 7.23 5.77 4.59 5.77 4.24 2.82 4.12 5.65 2.35 -0.82 1.06 2.94 4.59 6.24 3.41 0.59 2 3.18 4.59 6.24

图6A

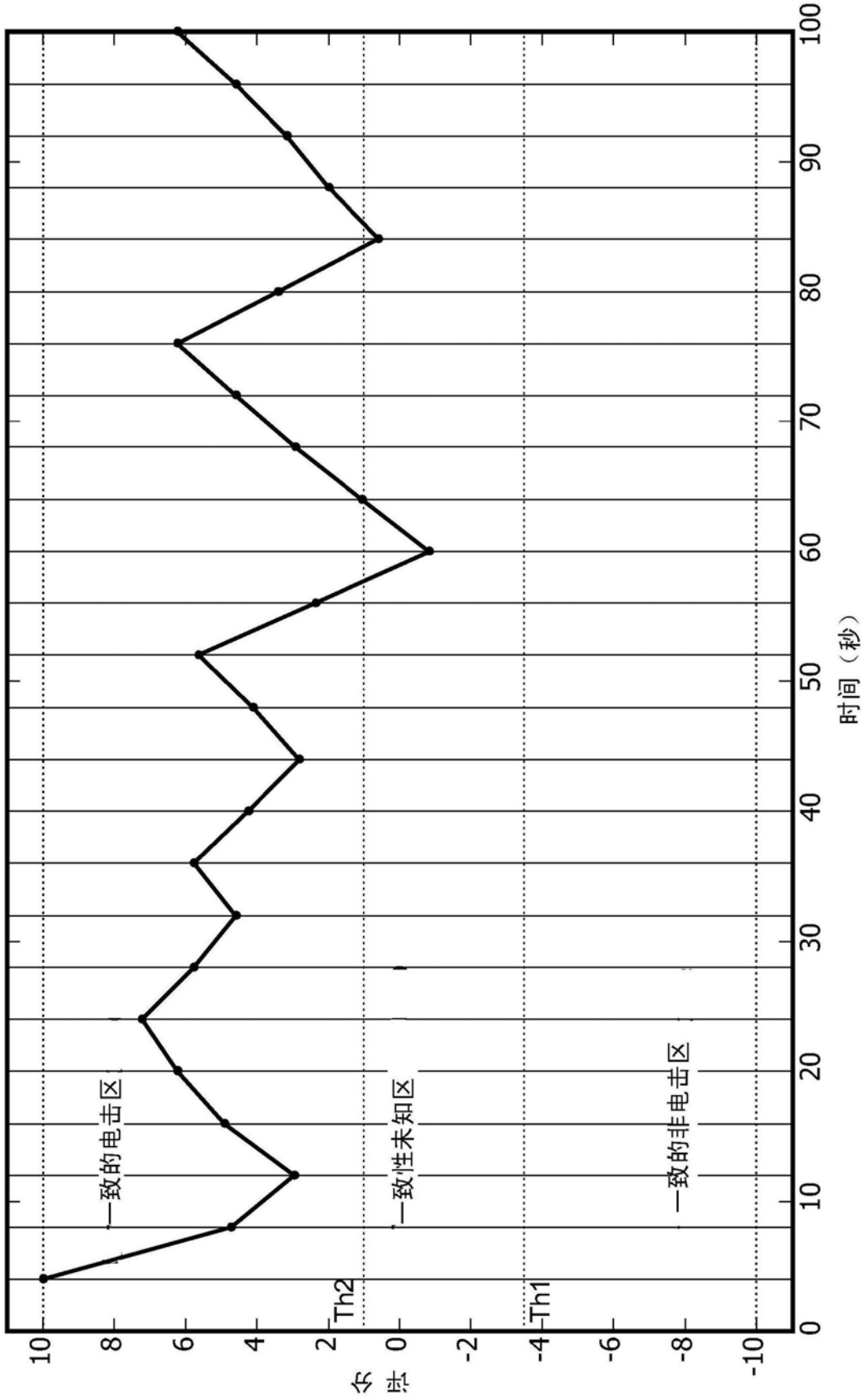

一致的电击区
一致性未知区
一致的非电击区
Th2
Th1
评分
时间（秒）
10
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100

图6B

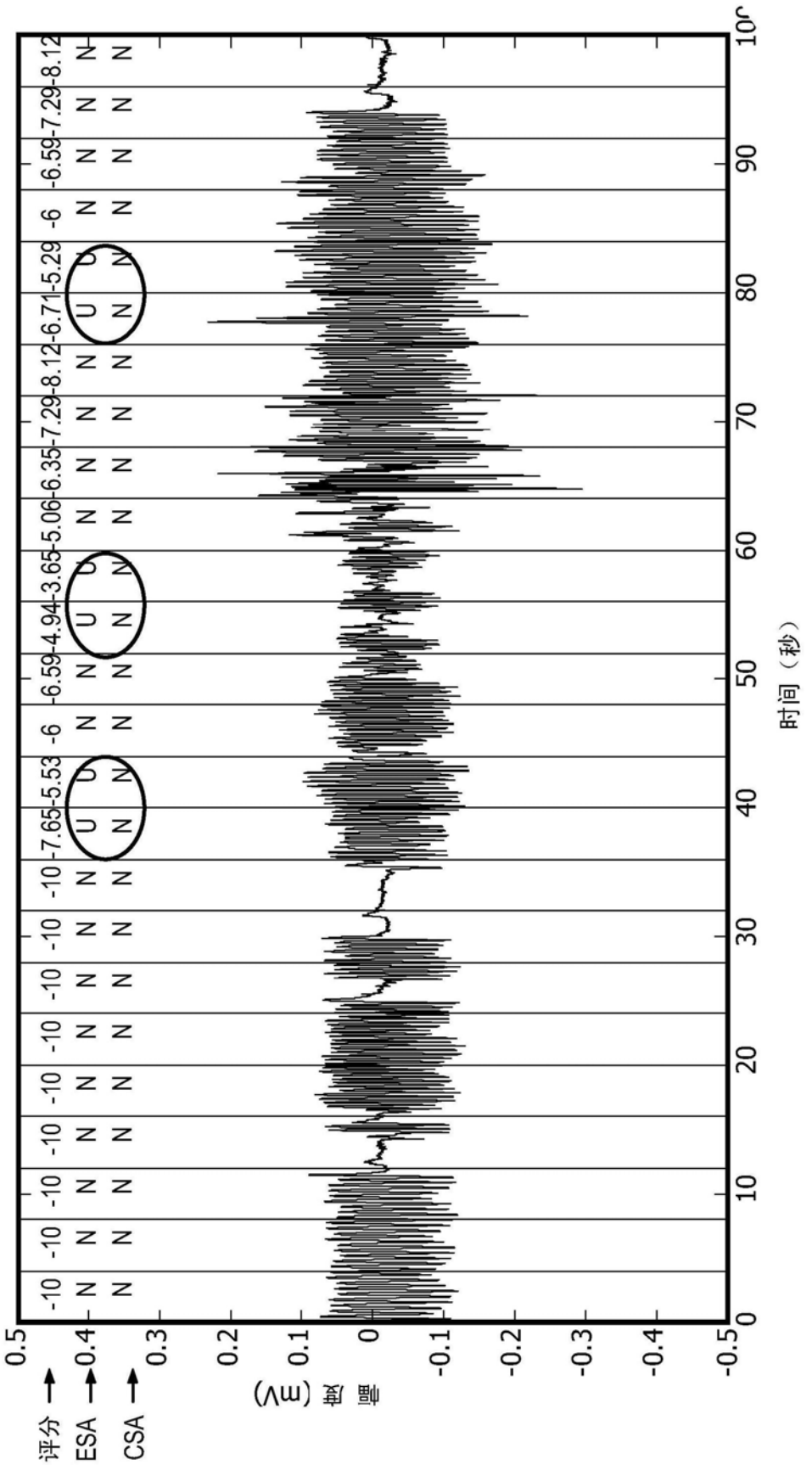


图7A

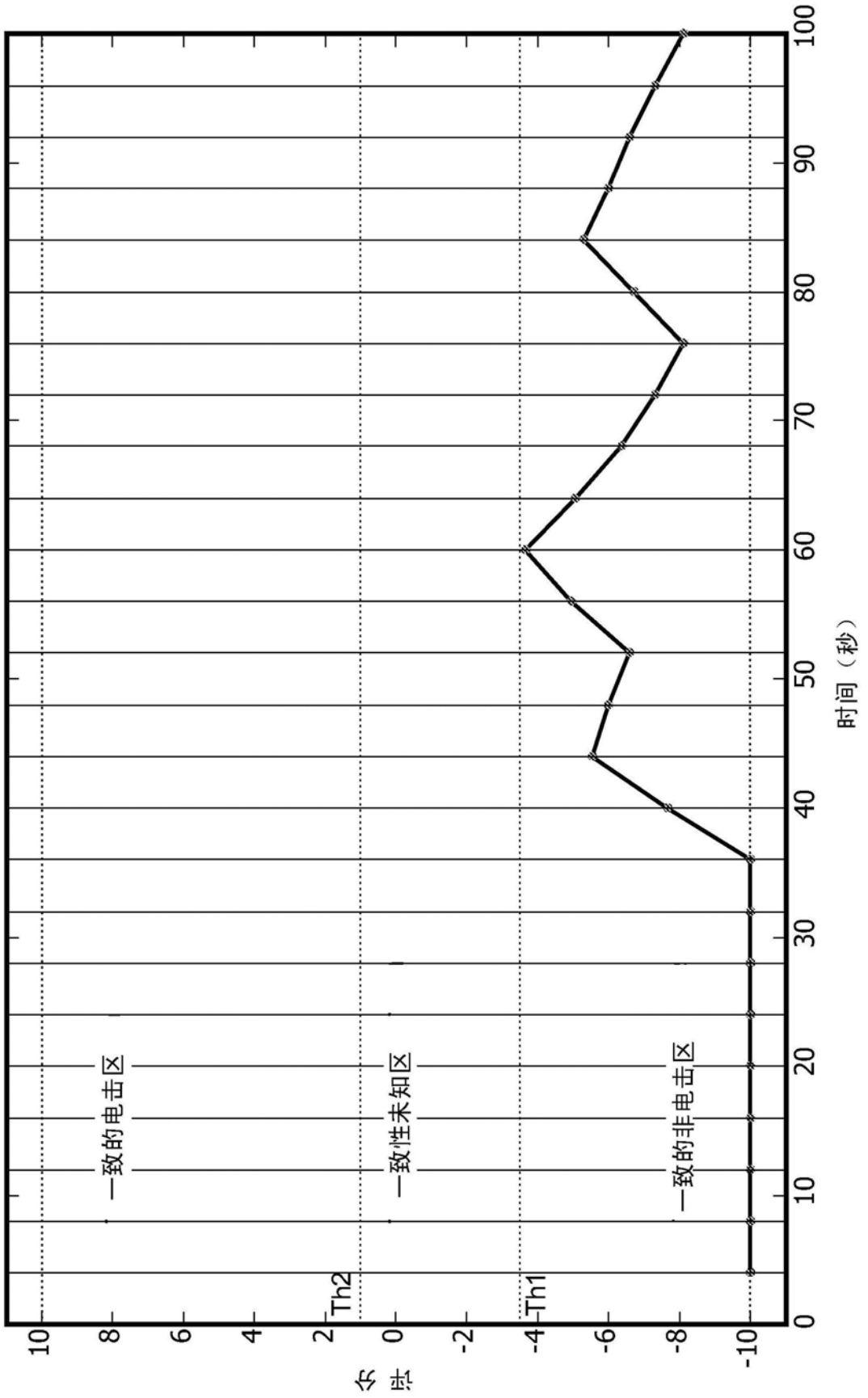
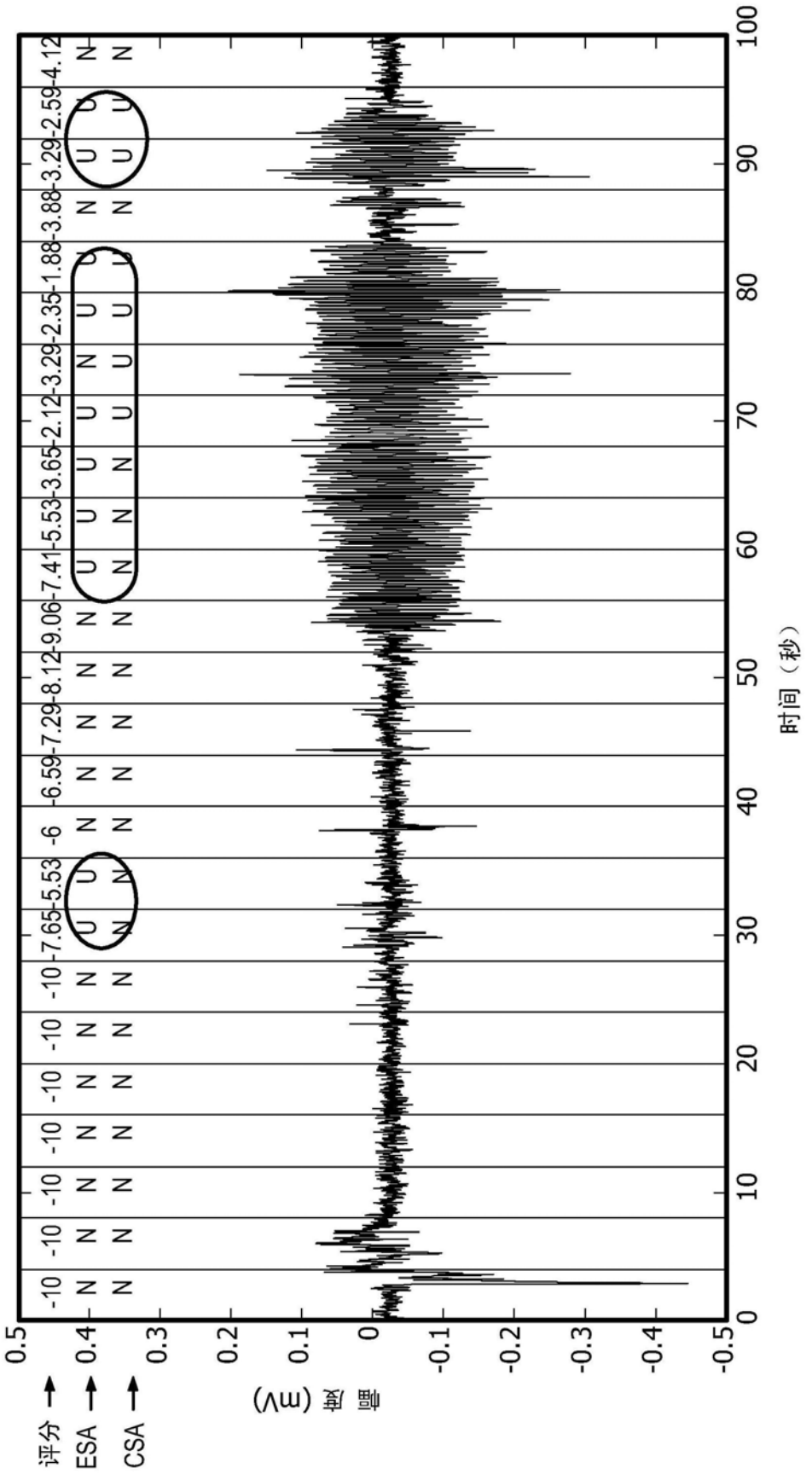

一致的电击区
一致性未知区
一致的非电击区
Th2
Th1
评分
时间（秒）
10
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100

图7B


评分
ESA
CSA
幅度 (mV)
时间（秒）
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
-0.1
-0.2
-0.3
-0.4
-0.5
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
-10 -10 -10 -10 -10 -10 -10 -7.65 -5.53 -6 -6.59 -7.29 -8.12 -9.06 -7.41 -5.53 -3.65 -2.12 -3.29 -2.35 -1.88 -3.88 -3.29 -2.59 -4.12
N N N N N N N U U N N N N N U U U

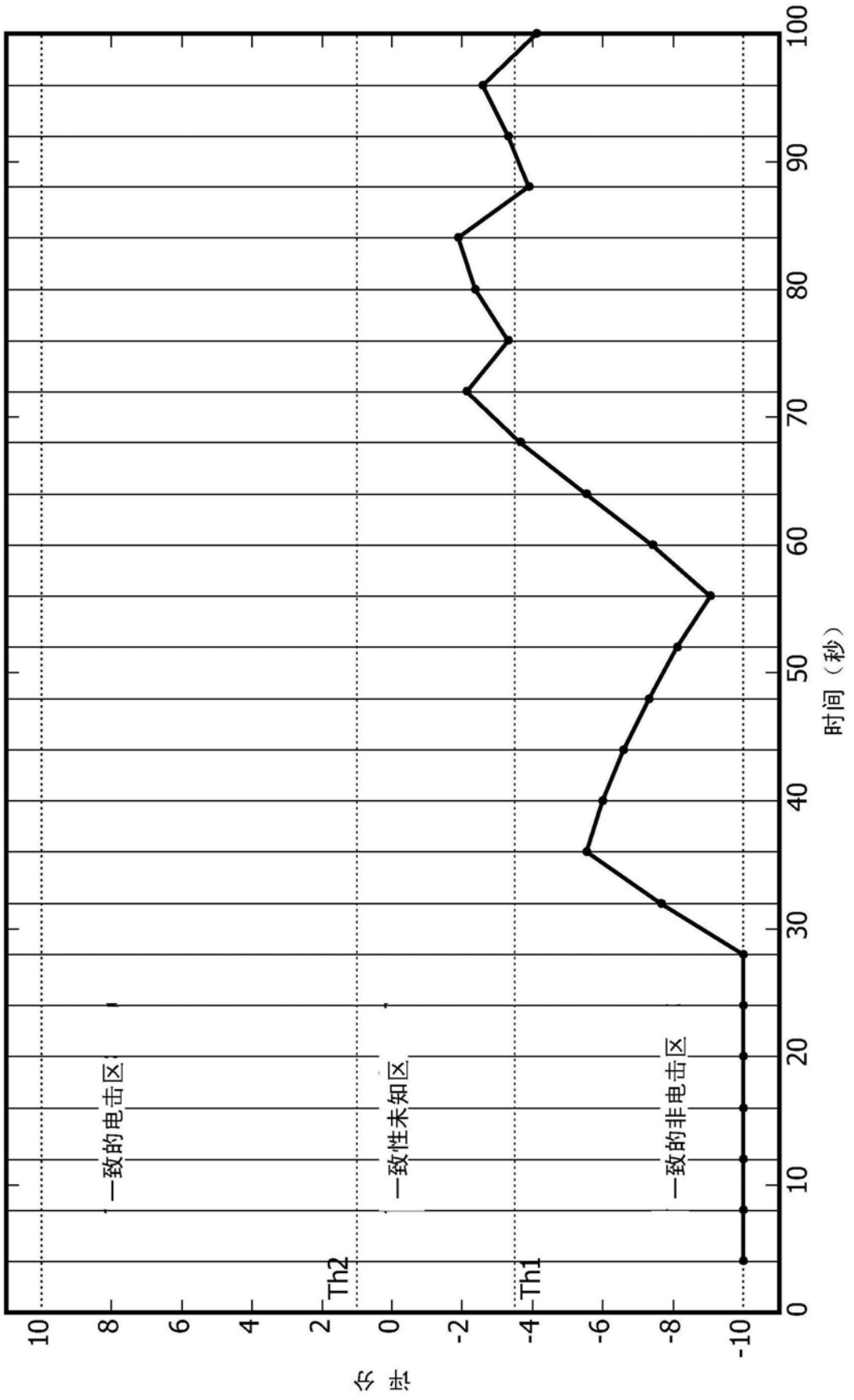

一致的电击区
一致性未知区
一致的非电击区
Th2
Th1
10
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
时间（秒）

图8B

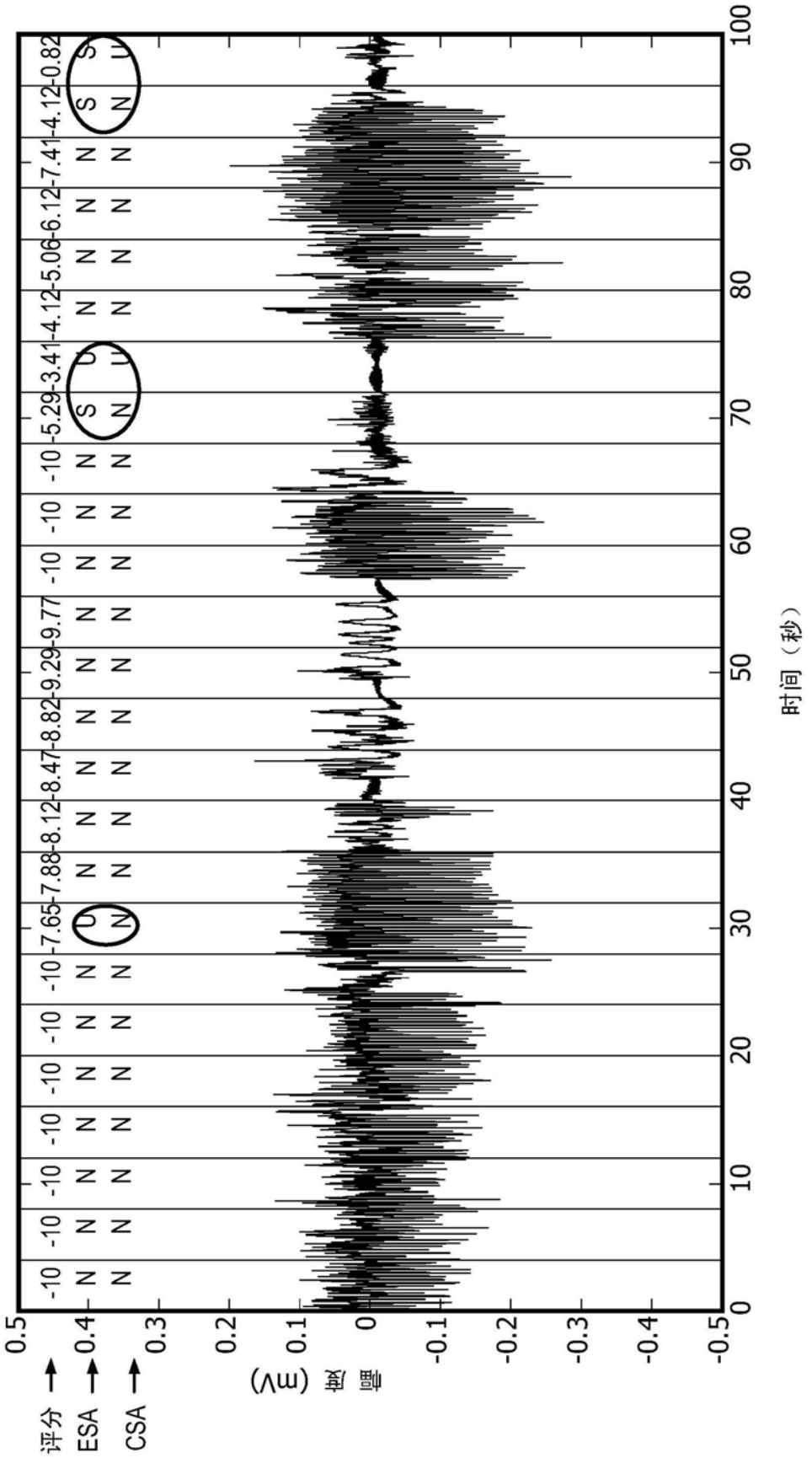


图9A

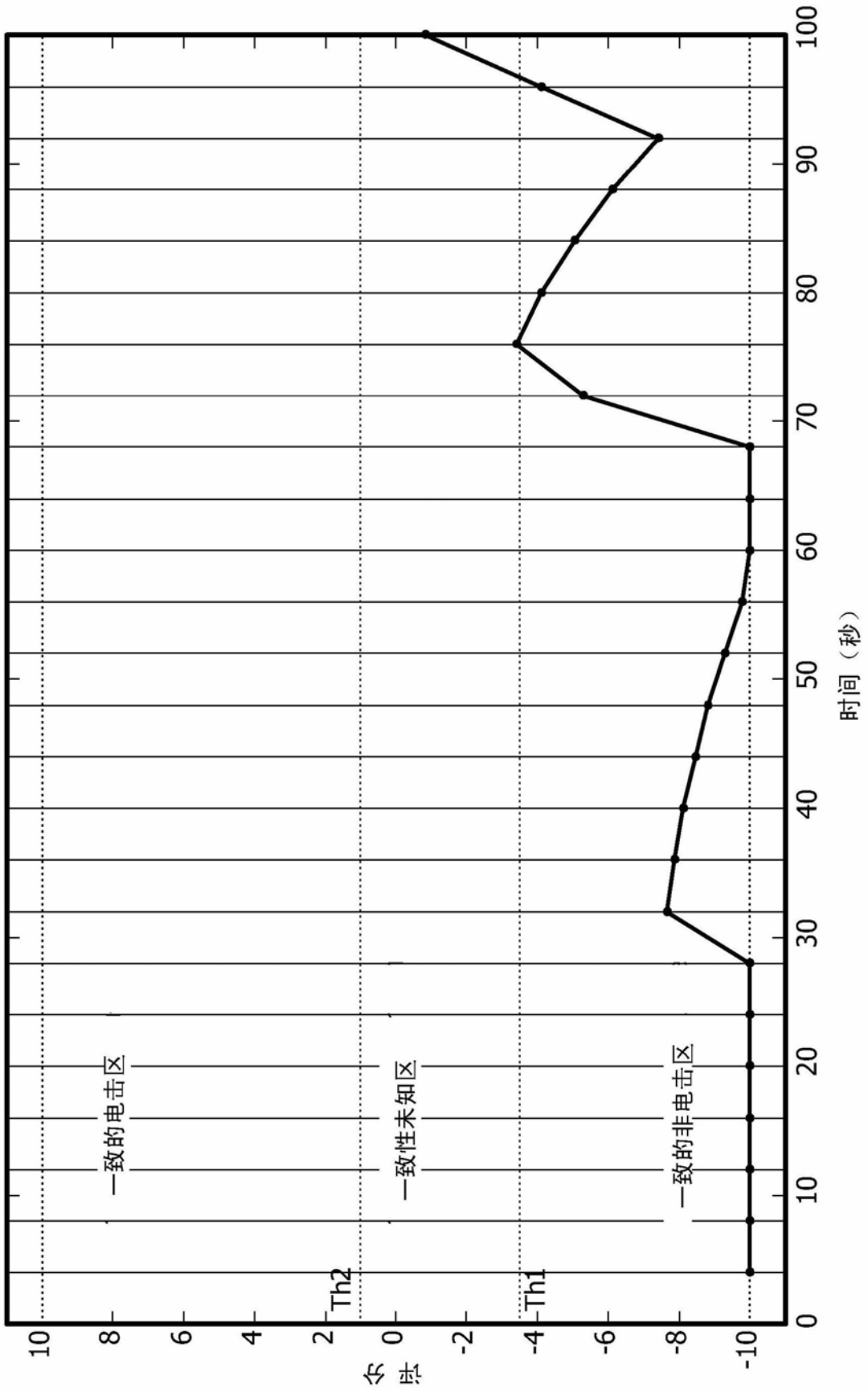

一致的电击区
一致性未知区
一致的非电击区
Th2
Th1
10
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
时间（秒）

图9B