

活化凝血时间的电化学检测底座及装置

技术领域

本发明属于快速检测体外诊断设备技术领域，尤其是涉及一种活化凝血时间的电化学检测底座及装置。

背景技术

传统凝血检测项目，需静脉抽离病人血浆到枸橼酸钠抗凝管中，按要求离心处理后将其上层血浆转移到大型凝血分析仪上测试。其检验结果时间长，而且需要病人去医院才能完成，尤其对那些需要长期服用抗凝药的血栓患者来说，经常去医院复查耗时耗力。

在中国专利文献 CN209690317U 公开了一种多指标凝血项目检测系统，该多指标凝血项目检测系统包括外壳、检测加热模块、电池模块、触摸显示屏和主板，所述外壳包括上壳和下壳，且所述外壳由所述上壳和所述下壳对接围合成密闭空间，所述主板设置在所述上壳与所述下壳之间且设置在所述密闭空间内；所述触摸显示屏设置在所述上壳的上表面，所述触摸显示屏与所述主板相连接；所述检测加热模块设置在所述密闭空间内且设置在所述下壳的前端并与所述主板相连接，所述下壳的末端的底部设有电池模块且所述电池模块与所述主板相连接，所述外壳的前端设有用于插放测试卡的检测入口。

上述技术方案中的多指标凝血项目检测系统能即时检测的且无需专业人员即可操作，灵敏度高，操作方便，加热温度恒定的多指标凝血项目检测系统；但是在实际的使用过程中，容易出现电信号滞后性，检测结果不准确、稳定性差，有必要进行改进。

发明内容

本发明要解决的技术问题是提供一种活化凝血时间的电化学检测底座，能够混匀芯片中的血液样本和反应试剂，使反应充分进行，保证检测结果准确，解决检测结果的滞后性和稳定性差的问题。

为解决上述技术问题，本发明采用的技术方案是，该活化凝血时间的电化学检测底座，包括有芯片进口，在所述芯片进口位置的上方或下方，设置有磁场变化结构；ACT 检测芯片从所述芯片进口插入，所述磁场变化结构混匀所述 ACT 检测芯片内的血液样本和反应试剂。

将加入血液样本的 ACT（活化凝血时间）检测芯片从底座的芯片进口插入；设置磁场变化结构在芯片进口位置的上方或下方，给芯片施加磁场，磁场变化结构能够产生变化的磁场，通过芯片检测腔内的惰性磁力旋转棒对芯片内的血液样本和反应试剂进行混匀，使反应充分进行，保证检测结果准确，解决检测结果的滞后性和稳定性差的问题。

优选的，磁场变化结构包括有磁铁固定块，在所述磁铁固定块上的不同位置分别放置了至少两块磁铁；所述磁铁固定块由旋转运动组件驱动旋转使得所述磁场变化结构产生变化的磁场。

至少两块磁铁位于磁铁固定块上的不同位置，使得磁铁固定块在旋转时磁铁的位置产生变换，能够产生变化的磁场；旋转运动组件用于驱动磁铁固定块旋转。

优选的，所述旋转运动组件包括旋转运动控制电机、旋转主动轮、皮带、旋转从动轮和旋转轴；所述旋转轴与所述磁铁固定块连接，所述旋转主动轮在所述旋转运动控制电机带动下旋转，通过所述皮带带动所述旋转从动轮旋转，所述旋转从动轮与所述旋转轴连接。

优选的，在所述芯片进口的下方设置有加热片，所述加热片用于所述芯片内的血液样本和反应试剂的恒温反应。

加热片用于启动底座的加热功能，保持 ACT 检测芯片内 37℃ 的恒温反应；加热片上有温控传感器；开始就对 ACT 检测芯片反应环境进行加热，充分保证其反应条件，且单一的指标检测，结果的精准度更高。

优选的，还包括有底座上壳和底座下壳，所述底座上壳和底座下壳配装后形成有凹槽；该活化凝血时间的电化学检测底座还设置有电路板和检测启动按钮。

凹槽用于放置凝血分析仪；按下检测启动按钮，加热片的加热功能启动。

优选的，所述 ACT 检测芯片包括有芯片本体和芯片壳体；所述芯片本体的前端为芯片检测端，所述芯片本体还具有芯片进样端，所述芯片进样端远离所述芯片检测端；所述芯片进样端设置在芯片壳体内。

ACT 检测芯片内的血液逐渐凝固，反应过程中的电信号通过电极进行传输，芯片检测端连接到凝血分析仪，得出 ACT 的检测结果，显示在凝血分析仪显示屏幕上，检测结果也可以打印出来；芯片进样端设置在芯片壳体内，芯片壳体对 ACT 检测芯片起支撑作用。

优选的，所述芯片壳体包括有芯片壳体上壳和芯片壳体下壳；所述芯片壳体上壳设置有芯片进样口，血液样本经由所述芯片进样口进入所述芯片本体内；所述芯片壳体上壳和所述芯片壳体下壳配装卡接所述芯片进样端。

优选的，所述芯片壳体上壳设置有芯片壳体拿持位、芯片进样盖和壳体凹陷位，所述芯片进样盖用于启闭所述芯片进样口。

芯片壳体拿持位方便拿取芯片并进样，符合人体工程学设计；芯片进样盖，打开，可加入待检测样本，血液样本进入 ACT 检测芯片的检测腔内反应，芯片进样盖可以防止芯片本体的检测腔内反应物料掉出；壳体凹陷位，与整个芯片壳体一起对芯片本体提供支撑力，使芯片本体与壳体连接稳固。

优选的，所述芯片本体具有芯片本体上层和芯片本体中层；所述芯片本体上层具有上层进样口通孔，所述芯片本体中层具有中层进样口通孔；所述上层进样口通孔大于所述中层进样口通孔，所述芯片本体中层为双面胶层，所述芯片本体上层与所述芯片本体中层粘合时，所述中层进样口通孔周围的那部分芯片本体中层与所述芯片壳体上壳的反面接触使得所述芯片本体与所述芯片壳体上壳粘合。

由于在结构上，上层进样口通孔大于所述中层进样口通孔，因此，芯片本体中层上透过上层进样口通孔的那部分与与所述芯片壳体上壳粘合，使得芯片本体与芯片壳体上壳整体粘合在一起；芯片本体中层为双面胶层，将与其上下相邻的芯片层均胶黏在一起。

优选的，所述芯片本体还具有芯片本体下层，所述芯片进样口、所述上层进样口通孔、所述中层进样口通孔和所述芯片本体下层共同构成芯片检测腔。

优选的，所述芯片检测腔内设置有惰性磁力旋转棒，所述芯片检测腔内还内置有 ACT 检测固态化试剂。

变化的磁场驱动惰性磁力旋转棒旋转，使血液样本与芯片检测腔内的 ACT 检测固态化试剂充分混匀反应。

优选的，所述惰性磁力旋转棒为镍棒，所述镍棒采用可溶性粘合方式固定于所述芯片检测腔内的所述芯片本体下层。

镍棒采用可溶性粘合方式固定，不易掉出，加入血液样本即可溶解粘合镍棒的粘合剂，使得镍棒游离在反应体系中。

优选的，所述芯片壳体下壳设置有定位柱，所述定位柱与所述芯片壳体上壳设置的定位槽卡接，使得所述芯片进样端固定于所述芯片壳体内部。

优选的，所述芯片检测端包括有位于所述芯片本体下层上的检测电极，所述检测电极与所述芯片检测腔连接；芯片检测腔内反应过程中的电信号通过检测电极进行传输。

优选的，所述惰性磁力旋转棒直径为 0.5-1.5mm，长度为 5-7mm；所述芯片检测腔的进样量为 50-100 μ L。

优选的，靠近所述芯片进口的位置处设置有限位开关，所述限位开关用于对 ACT 检测芯片插入到位的信号传输。

本发明要解决的另一个技术问题是提供一种活化凝血时间的电化学检测装置，包括有前述的活化凝血时间的电化学检测底座，还包括有凝血分析仪；ACT 检测芯片从所述活化凝血时间的电化学检测底座的芯片进口插入，进入到所述凝血分析仪中的进样口中。

优选的，所述凝血分析仪位于所述活化凝血时间的电化学检测底座内。

附图说明

下面结合附图和本发明的实施方式进一步详细说明：

图 1 是本发明的活化凝血时间的电化学检测底座结构示意图；

图 2 是图 1 中活化凝血时间的电化学检测底座的内部结构示意图；

图 3 是图 1 中活化凝血时间的电化学检测底座（配装有 ACT 检测芯片）的内部结构示意图；

图 4 是图 1 中活化凝血时间的电化学检测底座的内部剖视结构示意图；

图 5 是图 2 的仰视结构示意图；

图 6 是旋转运动组件与磁场变化结构配装的结构示意图；

图 7 是 ACT 检测芯片的结构示意图；

图 8 是图 7 中的 ACT 检测芯片的剖视结构示意图；

图 9 是图 7 中的 ACT 检测芯片的底部（无芯片壳体下壳）结构示意图；

图 10 是 ACT 检测芯片的芯片进样盖开启状态结构示意图；

图 11 是图 10 的整体正面结构示意图；

图 12 是图 11 的反面结构示意图；

图 13 是图 7 中的 ACT 检测芯片结构分解图；

图 14 是芯片壳体的整体正面结构示意图；

图 15 是图 14 的反面结构示意图；

图 16 是芯片壳体下壳的结构示意图；

图 17 是 ACT 检测芯片的正面透视结构示意图；

图 18 是本发明活化凝血时间的电化学检测装置整体结构示意图；

图 19 是本发明活化凝血时间的电化学检测装置（去掉上盖）结构图；

图 20 是本发明活化凝血时间的电化学检测装置与对照仪器的检测结果相关性分析图；

图 21 是本发明活化凝血时间的电化学检测装置进行肝素敏感性分析（添加的标准肝素浓度与其 ACT 检测值的相关性分析）图；

其中：1-活化凝血时间的电化学检测底座，101-芯片进口，102-磁场变化结构，10201-磁铁固定块，10202-磁铁；103-旋转运动组件，10301-旋转运动控制电机，10302-旋转主动轮，10303-皮带，10304-旋转从动轮，10305-旋转轴，104-加热片，105-底座上壳，106-底座下壳，107-凹槽，108-电路板，109-检测启动按钮，1010-限位开关；2-ACT 检测芯片，201-芯片本体，20101-芯片检测端，20102-芯片进样端，20103-芯片本体上层，20104-芯片本体中层，20105-上层进样口通孔，20106-中层进样口通孔，20107-中层进样口通孔周围的那部分芯片本体中层，20108-芯片本体下层，20109-芯片检测腔，201010-检测电极，202-芯片壳体，20201-芯

片壳体上壳, 20202-芯片壳体下壳, 20203-芯片进样口, 20204-芯片壳体拿持位, 20205-芯片进样盖, 20206-壳体凹陷位, 20207-芯片壳体上壳的反面, 20208-定位柱, 20209-定位槽, 203-惰性磁力旋转棒; 3-活化凝血时间的电化学检测装置; 4-凝血分析仪, 401-进样口。

具体实施方式

如图 1 所示的是本实施例的活化凝血时间的电化学检测底座 1, 包括有芯片进口 101, 在所述芯片进口 101 位置的上方或下方, 设置有磁场变化结构 102; ACT 检测芯片 2 从所述芯片进口 101 插入, 所述磁场变化结构 102 通过惰性磁力旋转棒 203 混匀所述 ACT 检测芯片 2 内的血液样本和反应试剂。

磁场变化结构 102 包括有磁铁固定块 10201, 在所述磁铁固定块 10201 上的不同位置分别放置了至少两块磁铁 10202, 在本实施例中, 如图 6 所示, 长度方向上的两端放置有两块磁铁; 所述磁铁固定块 10201 由旋转运动组件 103 驱动旋转使得所述磁场变化结构 102 产生变化的磁场。

所述旋转运动组件 103 包括旋转运动控制电机 10301、旋转主动轮 10302、皮带 10303、旋转从动轮 10304 和旋转轴 10305; 所述旋转轴 10305 与所述磁铁固定块 10201 连接, 所述旋转主动轮 10302 在所述旋转运动控制电机 10301 带动下旋转, 通过所述皮带 10303 带动所述旋转从动轮 10304 旋转, 所述旋转从动轮 10304 与所述旋转轴 10305 连接。

在所述芯片进口 101 的下方设置有加热片 104, 如图 4 所示, 所述加热片 104 用于所述 ACT 检测芯片 2 内的血液样本和反应试剂的 37℃恒温反应。

还包括有底座上壳 105 和底座下壳 106, 所述底座上壳 105 和底座下壳 106 配装后形成有凹槽 107; 该活化凝血时间的电化学检测底座 1 内还设置有电路板 108 和检测启动按钮 109。

如图 7-17 所示, ACT 检测芯片 2 包括有芯片本体 201 和芯片壳体 202; 所述芯片本体 201 的前端为芯片检测端 20101, 所述芯片本体 201 还具有芯片进样端 20102, 所述芯片进样端 20102 远离所述芯片检测端 20101; 所述芯片进样端 20102 设置在芯片壳体 202 内。

如图 14-16 所示, 芯片壳体 202 包括有芯片壳体上壳 20201 和芯片壳体下壳 20202; 所述芯片壳体上壳 20201 设置有芯片进样口 20203, 血液样本经由所述芯片进样口 20203 进入所述芯片本体 201 内; 所述芯片壳体上壳 20201 和所述芯片壳体下壳 20202 配装卡接所述芯片进样端 20102。

芯片壳体上壳 20201 设置有芯片壳体拿持位 20204、芯片进样盖 20205 和壳体凹陷位 20206, 所述芯片进样盖 20205 用于启闭所述芯片进样口 20203。

如图 13 所示, 芯片本体 201 具有芯片本体上层 20103 和芯片本体中层 20104; 所述芯片本体上层 20103 具有上层进样口通孔 20105, 所述芯片本体中层 20104 具有中层进样口通孔

20106; 所述上层进样口通孔 20105 大于所述中层进样口通孔 20106, 所述芯片本体中层 20104 为双面胶层(即上表面和下表面均有涂胶), 所述芯片本体上层 20103 与所述芯片本体中层 20104 粘合时, 所述中层进样口通孔周围的那部分芯片本体中层 20107(即透过上层进样口通孔 20105 的那部分芯片本体中层)与所述芯片壳体上壳 20201 的反面接触使得所述芯片本体 201 与所述芯片壳体上壳 20201 粘合, 如图 15 所示。

芯片本体 201 还具有芯片本体下层 20108, 所述芯片进样口 20203、所述上层进样口通孔 20105、所述中层进样口通孔 20106 和所述芯片本体下层 20108 共同构成芯片检测腔 20109。

芯片检测腔 20109 内设置有惰性磁力旋转棒 203, 所述芯片检测腔 20109 内还内置有 ACT 检测固态化试剂; 惰性磁力旋转棒为镍棒, 所述镍棒采用可溶性粘合方式固定于所述芯片检测腔 20109 内的所述芯片本体下层 20108。

磁铁 10202 固定设置在磁铁固定块 10201 上, 磁铁固定块 10201 旋转, 磁铁固定块 10201 设置在 ACT 检测芯片 2 的芯片检测腔 20109 的下底面, 芯片检测腔 20109 内设置有一个镍棒(惰性磁力材料, 惰性磁力旋转棒 203), 长度 5-7mm, 直径 0.5-1.5mm, 优选长度 6mm, 直径 1mm。镍棒在磁铁固定块 10201 作用下, 在芯片检测腔 20109 内运动, 使血液样本与检测腔内的固态试剂充分混匀反应。

芯片壳体下壳 20102 设置有定位柱 20208, 如图 13、16 所示; 所述定位柱 20208 与所述芯片壳体上壳 20201 设置的定位槽 20209 卡接, 使得所述芯片进样端 20102 固定于所述芯片壳体 202 内部。

芯片检测端 20101 包括有位于所述芯片本体下层 20108 上的检测电极 201010, 如图 7、10、11、13 和 17, 所述检测电极 201010 与所述芯片检测腔 20109 连接。

需要留意的是, 本实施例的 ACT 检测芯片 2 的芯片本体 201 有三层结构, 芯片本体中层 20104 为双面胶层, 分别与芯片本体上层 20103、芯片本体下层 20108 粘合。

本发明的 ACT 检测芯片 2(包括壳体上、下壳)的特点: (1) 共有 5 层, 共有 1 个芯片检测腔 20109, 配合相应的检测电极 201010 进行检测, 取消现有芯片设计中的进样流道, 无需进样过程, 样本加入芯片检测腔 20109(检测腔即作为反应腔)后检测过程即开始进行; (2) 配合与检测电极 201010 配套的惰性磁力旋转棒 203(高纯镍棒), 实现活化凝血时间的实时检测, 凝血反应终止同时给出检测结果; (3) 配合相应的活化凝血时间的电化学检测底座(具有温育功能), 使用配套的凝血分析仪即可对活化凝血时间 ACT 进行检测, 无需其他复杂检测设备; (4) 芯片进样盖 20205 与芯片壳体上壳 20201 结合, ACT 检测芯片 2 整体成型, 保证样本检测时不会对外界环境造成生物污染; (5) ACT 检测芯片 2 的芯片检测腔 20109 内预置磁性且为惰性材料棒, 优选镍棒, 直径(0.5-1.5mm)优选为 1mm, 长度

(5-7mm) 优选为 6mm, 使反应物充分混匀反应, 保证结果检测准确性; (6) ACT 检测芯片 2 的芯片检测腔 20109 的进样量 50-100 μ L, 应用场景兼容性好, 满足体外诊断需要。

靠近所述芯片进口 101 的位置处设置有限位开关 1010, 如图 4 所示, 所述限位开关 1010 用于对 ACT 检测芯片 2 插入到位的信号传输。

如图 18、19 所示, 活化凝血时间的电化学检测装置 3 包括有活化凝血时间的电化学检测底座 1, 还包括有凝血分析仪 4; ACT 检测芯片 2 从所述活化凝血时间的电化学检测底座 1 的芯片进口 101 插入, 进入到所述凝血分析仪 4 中的进样口 401 中; 所述凝血分析仪 4 位于所述活化凝血时间的电化学检测底座 1 内。

使用时, 如图 19 所示, 按下活化凝血时间的电化学检测底座 1 的检测启动按钮 109, 活化凝血时间的电化学检测底座 1 的加热功能启动, 将加入血液样本的 ACT 检测芯片 2 从芯片进口 101 插入, 芯片检测端 20101 从凝血分析仪 4 (嵌装于凹槽 107 中) 的进样口 401 进入凝血分析仪 4 中, ACT 检测芯片 2 的芯片检测腔 20109 内的血液样本与反应试剂在内置惰性磁力旋转棒 203 镍棒 (因为惰性磁力旋转棒非常小, 微米或者毫米级大小, 图 10、11 仅是示意出位置) 的搅动下充分均匀得反应, 血液逐渐凝固, 反应过程中的电信号通过检测电极 201010 进行传输, 最后凝血分析仪 4 计算出凝固时间点, 得出 ACT 的检测结果, 显示在凝血分析仪 4 的显示屏幕上, 检测结果也可以打印出来。

对 ACT 检测芯片 2 进行芯片性能实验, 检测方法是: 使用本发明的 ACT 检测芯片 2 与活化凝血时间的电化学检测装置 3, 对 50 个正常健康人进行 ACT 检测, 每个人检测一次并记录读数。在检测之前, 先进行质控, 然后进行检测, 50 个样本的检测数据如下表 1 所示:

样本 1-50 的检测值 (s)									
103	118	113	110	113	118	118	117	120	114
119	104	120	108	106	108	116	113	118	107
117	118	100	110	103	104	103	101	109	102
110	119	118	104	104	115	100	107	102	117
114	112	107	105	112	115	105	117	115	114

表 1

根据上述检测数据, 建立芯片的参考值范围如下表 2 所示:

本发明的 ACT 检测芯片	N	Mean	2SD	参考范围
	50	111	12	99-123 s

表 2

芯片的参考值范围是 99-123s, 每个实验室可建立自己的参考范围。

针对本实施例的 ACT 检测芯片 2 还进行了相关性实验, 检测方法是: 分别使用对照仪器

---美国海伦娜（型号：Actalyke MINI II ）和本发明对 100 个不同的人进行检测，每个人分别检测一次并记录读数。在检测之前，先进行质控，然后进行检测，检测数据如下表 3 所示：

序号	靶值 (s) - 海伦娜	本发明检测值	序号	靶值 (s) - 海伦娜	本发明检测值
1	101	97	51	520	507
2	114	101	52	530	518
3	120	105	53	534	562
4	120	110	54	535	539
5	125	113	55	542	513
6	126	119	56	547	556
7	138	121	57	556	592
8	142	150	58	557	528
9	142	130	59	557	586
10	148	150	60	587	596
11	158	172	61	593	620
12	162	183	62	602	659
13	168	160	63	607	582
14	172	164	64	648	621
15	203	211	65	650	675
16	205	228	66	669	679
17	213	201	67	674	684
18	216	228	68	675	698
19	229	250	69	678	694
20	230	215	70	687	621
21	231	234	71	689	651
22	241	265	72	690	652
23	255	231	73	696	629
24	268	298	74	698	681
25	269	287	75	701	688
26	271	289	76	710	680
27	275	245	77	718	750
28	282	274	78	720	701
29	295	252	79	725	729
30	304	315	80	734	741
31	310	358	81	744	744
32	314	352	82	756	751
33	315	305	83	759	741
34	318	339	84	762	788
35	326	349	85	840	896
36	337	353	86	841	812
37	347	385	87	849	811
38	354	381	88	852	887
39	361	341	89	946	989
40	372	395	90	955	912
41	438	448	91	956	925
42	450	468	92	965	921
43	456	499	93	967	977
44	461	491	94	970	993
45	472	491	95	987	997
46	478	499	96	991	943
47	481	521	97	995	1001
48	483	468	98	996	941
49	494	521	99	1001	955
50	502	486	100	1001	1004

表 3

本实施例的 ACT 检测芯片 2 的检测结果与对照仪器海伦娜的靶值的相关性 R^2 为 0.9901，表明本实施例的检测性能与对照仪器有着较高相关性，检测结果准确可靠，如图 20 所示。

肝素敏感性实验的检测方法是：使用本发明的 ACT 检测芯片 2，分别对 5 个人员进行多浓度的肝素干预检测(每个人员 6 个标准肝素浓度)，每个肝素浓度的样本检测一次，相同浓度的样本取平均值并记录数据如表 4 所示。

肝素浓度 (u/mL)	本发明检测值 (s)					平均值 (s)
	人员 1	人员 2	人员 3	人员 4	人员 5	
0	126	114	131	125	146	128.4
2	275	305	280	280	253	278.6
4	425	434	406	443	428	427.2
6	601	635	628	638	650	630.4
8	786	805	854	832	812	817.8
10	965	1008	905	1001	965	968.8

表 4

对每个浓度的肝素干预的 ACT 检测数据的平均值与肝素浓度绘制的曲线结果如图 21 所示，在本发明检测中， R^2 为 0.9972，表明本发明 ACT 的检测对肝素有着较高的敏感性，满足临床检测的需求。

以上显示和描述了本发明的基本原理、主要特征及优点。本行业的技术人员应该了解，本发明不受上述实施例的限制，上述实施例和说明书中描述的只是说明本发明的原理，在不脱离本发明精神和范围的前提下，本发明还会有各种变化和改进，如对 ACT 检测芯片 2 的层数做出改变，这些变化和改进都落入要求保护的本发明范围内。本发明要求保护范围由所附的权利要求书及其等效物界定。

权利要求书

- 1、一种活化凝血时间的电化学检测底座，包括有芯片进口，其特征在于，在所述芯片进口位置的上方或下方，设置有磁场变化结构；ACT 检测芯片从所述芯片进口插入，所述磁场变化结构混匀所述 ACT 检测芯片内的血液样本和反应试剂。
- 2、根据权利要求 1 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，磁场变化结构包括有磁铁固定块，在所述磁铁固定块上的不同位置分别放置了至少两块磁铁；所述磁铁固定块由旋转运动组件驱动旋转使得所述磁场变化结构产生变化的磁场。
- 3、根据权利要求 2 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述旋转运动组件包括旋转运动控制电机、旋转主动轮、皮带、旋转从动轮和旋转轴；所述旋转轴与所述磁铁固定块连接，所述旋转主动轮在所述旋转运动控制电机带动下旋转，通过所述皮带带动所述旋转从动轮旋转，所述旋转从动轮与所述旋转轴连接。
- 4、根据权利要求 1 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，在所述芯片进口的下方设置有加热片，所述加热片用于所述 ACT 检测芯片内的血液样本和反应试剂的恒温反应。
- 5、根据权利要求 1 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，还包括有底座上壳和底座下壳，所述底座上壳和底座下壳装配后形成有凹槽；该活化凝血时间的电化学检测底座内还设置有电路板和检测启动按钮。
- 6、根据权利要求 1-5 任一项所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述 ACT 检测芯片包括有芯片本体和芯片壳体；所述芯片本体的前端为芯片检测端，所述芯片本体还具有芯片进样端，所述芯片进样端远离所述芯片检测端；所述芯片进样端设置在芯片壳体内。
- 7、根据权利要求 6 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述芯片壳体包括有芯片壳体上壳和芯片壳体下壳；所述芯片壳体上壳设置有芯片进样口，血液样本经由所述芯片进样口进入所述芯片壳体内；所述芯片壳体上壳和所述芯片壳体下壳装配卡接所述芯片进样端。
- 8、根据权利要求 6 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述芯片壳体上壳设置有芯片壳体拿持位、芯片进样盖和壳体凹陷位，所述芯片进样盖用于启闭所述芯片进样口。
- 9、根据权利要求 7 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述芯片本体具有芯片本体上层和芯片本体中层；所述芯片本体上层具有上层进样口通孔，所述芯片本体中层具有中层进样口通孔；所述上层进样口通孔大于所述中层进样口通孔，所述芯片本体中层为

双面胶层，所述芯片本体上层与所述芯片本体中层粘合时，所述中层进样口通孔周围的那部分芯片本体中层与所述芯片壳体上壳的反面接触使得所述芯片本体与所述芯片壳体上壳粘合。

10、根据权利要求 9 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述芯片本体还具有芯片本体下层，所述芯片进样口、所述上层进样口通孔、所述中层进样口通孔和所述芯片本体下层共同构成芯片检测腔。

11、根据权利要求 10 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述芯片检测腔内设置有惰性磁力旋转棒，所述芯片检测腔内还内置有 ACT 检测固态化试剂。

12、根据权利要求 11 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述惰性磁力旋转棒为镍棒，所述镍棒采用可溶性粘合方式固定于所述芯片检测腔内的所述芯片本体下层。

13、根据权利要求 7 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述芯片壳体下壳设置有定位柱，所述定位柱与所述芯片壳体上壳设置的定位槽卡接，使得所述芯片进样端固定于所述芯片壳体内部。

14、根据权利要求 10 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述芯片检测端包括有位于所述芯片本体下层上的检测电极，所述检测电极与所述芯片检测腔连接。

15、根据权利要求 6 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，靠近所述芯片进口的位置处设置有限位开关，所述限位开关用于对 ACT 检测芯片插入到位的信号传输。

16、根据权利要求 10 所述的活化凝血时间的电化学检测底座，其特征在于，所述惰性磁力旋转棒直径为 0.5-1.5mm，长度为 5-7mm；所述芯片检测腔的进样量为 50-100 μ L。

17、一种活化凝血时间的电化学检测装置，其特征在于，包括有权利要求 1-5 任一项所述的活化凝血时间的电化学检测底座，还包括有凝血分析仪；ACT 检测芯片 2 从所述活化凝血时间的电化学检测底座的芯片进口插入，进入到所述凝血分析仪中的进样口中。

18、根据权利要求 17 所述的活化凝血时间的电化学检测装置，其特征在于，所述凝血分析仪位于所述活化凝血时间的电化学检测底座内。