



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105902265 A

(43)申请公布日 2016.08.31

(21)申请号 201610239998.X

(22)申请日 2016.04.18

(71)申请人 广东乐心医疗电子股份有限公司

地址 528400 广东省中山市火炬开发区东
利路105号A区

(72)发明人 林昔谦 肖朝亮

(74)专利代理机构 深圳市创富知识产权代理有
限公司 44367

代理人 张亚宁 王丹昕

(51)Int.Cl.

A61B 5/046(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

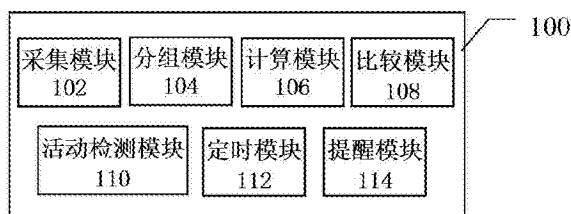
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种房颤检测装置以及包括该装置的智能
可穿戴设备

(57)摘要

本发明公开了一种房颤检测装置,包括采集模块,用于采集脉搏信号序列,并记录脉搏时间间隔;此外,还包括:分组模块,用于将记录的脉搏时间间隔从小到大排序,然后分成预定数量的组;计算模块,用于计算脉搏时间间隔偏差值;以及比较模块,用于将反复采集并计算的预定数量的脉搏时间间隔偏差值与预定阈值进行比较以确定是否大于或等于预定阈值,从而确定是否存在房颤。按照本发明实施例的房颤检测装置以及包含该装置的智能可穿戴设备,能够提高房颤发现率,便于人们在非医疗条件下自行操作进行房颤检测。



1. 一种房颤检测装置,包括:
采集模块,用于采集脉搏信号序列,并记录脉搏时间间隔;
其特征在于,还包括:
分组模块,用于将记录的脉搏时间间隔从小到大排序,然后分成预定数量的组;
计算模块,用于计算脉搏时间间隔偏差值;以及
比较模块,用于将反复采集并计算的预定数量的脉搏时间间隔偏差值与预定阈值进行比较以确定是否大于或等于预定阈值,从而确定是否存在房颤。
2. 如权利要求1所述的房颤检测装置,其特征在于,还包括:
活动检测模块,用于检测用户活动强弱,以在活动小或静止时,使采集模块开始采集用户脉搏信号序列。
3. 如权利要求1所述的房颤检测装置,其特征在于,还包括:
定时模块,用于使采集模块按照预定的时间间隔采集脉搏信号序列。
4. 如权利要求1所述的房颤检测装置,其特征在于,还包括:
提醒模块,用于在计算的预定数量的脉搏时间间隔偏差值均大于或等于预定阈值时,向用户发出提示。
5. 如权利要求1至4中任一项所述的房颤检测装置,其特征在于:所述计算模块计算的脉搏时间间隔偏差值为最小分组和最大分组中每一项与脉搏的时间间隔平均值之差的绝对值之和。
6. 如权利要求1至4中任一项所述的房颤检测装置,其特征在于:所述采集模块配置成采集四的倍数加一个脉搏,相应记录的脉搏时间间隔数为四的倍数;所述分组模块将记录的脉搏时间间隔从小到大排序后,平均分成四个组;所述计算模块选取第一组和第四组来计算脉搏时间间隔偏差值。
7. 如权利要求1至4中任一项所述的房颤检测装置,其特征在于:用于所述比较模块进行比较的脉搏时间间隔偏差值为六个以上。
8. 如权利要求1至4中任一项所述的房颤检测装置,其特征在于:所述预定阈值为与记录的脉搏时间间隔数和所记录的脉搏时间间隔的分组数相关的经验值。
9. 如权利要求1至4中任一项所述的房颤检测装置,其特征在于:所述采集模块包括用于采集光电容积描记信号的光电传感器。
10. 一种智能可穿戴设备,其特征在于:包括权利要求1至9中任一项所述的房颤检测装置。

一种房颤检测装置以及包括该装置的智能可穿戴设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗技术领域,特别是涉及一种房颤检测装置以及包括该装置的智能可穿戴设备。

背景技术

[0002] 心房颤动简称房颤,是最常见的心律失常之一,且随着年龄增长房颤的发生率不断增加。房颤时,心跳频率不仅比正常心跳快得多,而且绝对不整齐,心房失去有效的收缩功能。房颤容易引起脑梗塞、血栓栓塞、心功能不全、心脏性猝死等并发症,其中20%的中风事件与房颤有关。房颤使动脉系统血栓栓塞和缺血性脑卒中的危险性增加五倍。因此,如果及时发现并治疗房颤,能大大降低并发症的发生率。

[0003] 目前,房颤的诊断主要依靠心电图,心电图主要通过分析ECG信号检测房颤。然而,心电图设备昂贵,操作讲究专业性。而且,心电图检测房颤时需要在个体身上连接多根导联线,将探查电极安放在四肢和前胸壁上的固定位置进行测量。对于普通人来说,如果不是身体健康情况已出现明显的问题或具备健康意识而定时进行健康检查的人,大家都不会主动到医疗机构进行心电图检查,这不利于房颤的发现。因此,需要寻找一种便于人们在非医疗条件下自行操作的房颤检测装置。目前,有一种基于光体积描记原理的检测方式,检测时指尖轻放于手机摄像头与LED闪光灯上,从手机摄取的图像中提取脉搏波得到心电R-R间期,并基于R-R间期利用概论密度函数算法自动检测房颤。这种检测方式虽然方便,但由于智能手机还要支持其他功能,不能用于长期监测PPG(光电容积描记)信号,房颤检出的误判率高,这对于房颤潜在患者的初筛意义不大。

[0004] 因此,需要寻找一种更为方便,能够提高房颤发现率,降低房颤的误诊率和误判率,便于人们在非医疗条件下自行操作的房颤检测装置。

发明内容

[0005] 本发明的目的是为了克服现有技术存在的缺陷,提供一种房颤检测装置以及包括该装置的智能可穿戴设备。为了实现这一目的,本发明所采取的技术方案如下。

[0006] 按照本发明实施例的第一方面,提供一种房颤检测装置,包括采集模块,用于采集脉搏信号序列,并记录脉搏时间间隔;此外,还包括:分组模块,用于将记录的脉搏时间间隔从小到大排序,然后分成预定数量的组;计算模块,用于计算脉搏时间间隔偏差值;以及比较模块,用于将反复采集并计算的预定数量的脉搏时间间隔偏差值与预定阈值进行比较以确定是否大于或等于预定阈值,从而确定是否存在房颤。

[0007] 按照再一个实施例,可选地是,所述房颤检测装置还包括活动检测模块,用于检测用户活动强弱,以在活动小或静止时,使采集模块开始采集用户脉搏信号序列。

[0008] 按照另一个实施例,可选地是,所述房颤检测装置还包括定时模块,用于使采集模块按照预定的时间间隔采集脉搏信号序列。

[0009] 按照又一个实施例,可选地是,所述房颤检测装置还包括提醒模块,用于在计算的

预定数量的脉搏时间间隔偏差值均大于或等于预定阈值时,向用户发出提示。

[0010] 按照其他一个实施例,优选地是,所述计算模块计算的脉搏时间间隔偏差值为最小分组和最大分组中每一项与脉搏的时间间隔平均值之差的绝对值之和。

[0011] 按照再又一个实施例,优选地是,所述采集模块配置成采集四的倍数加一个脉搏,相应记录的脉搏时间间隔数为四的倍数;所述分组模块将记录的脉搏时间间隔从小到大排序后,平均分成四个组;所述计算模块选取第一组和第四组来计算脉搏时间间隔偏差值。

[0012] 按照再另一个实施例,优选地是,用于所述比较模块进行比较的脉搏时间间隔偏差值为六个以上。

[0013] 按照一个实施例,所述预定阈值为与记录的脉搏时间间隔数和所记录的脉搏时间间隔的分组数相关的经验值。

[0014] 按照其他一个实施例,所述采集模块包括用于采集光电容积描记信号的光电传感器。

[0015] 按照本发明实施例的第二方面,提供一种智能可穿戴设备,例如智能手环,包括按照本发明实施例第一方面所述的房颤检测装置。

[0016] 按照本发明实施例的房颤检测装置以及包含该装置的智能可穿戴设备,能够提高房颤发现率,降低房颤的误诊率和误判率,便于人们在非医疗条件下自行操作以进行房颤检测。

[0017] 下面将结合附图并通过实施例对本发明进行具体说明,其中相同或基本相同的部件采用相同的附图标记指示。

附图说明

[0018] 图1是按照本发明一个实施例的房颤检测装置的示意性结构框图;

图2是按照本发明一个实施例的房颤检测装置或包括该装置的智能手环工作过程与原理的示意图性流程图。

具体实施方式

[0019] 如图1所示,是按照本发明一个实施例的房颤检测装置100的示意性结构框图,该装置100主要包括:采集模块102,分组模块104,计算模块106,以及比较模块108。在其他实施例中,还可选地包括:活动检测模块110,定时模块112,和/或提醒模块114。

[0020] 其中采集模块102可以包括多种形式,只要能够用于采集用户脉搏信号序列,都适用,例如利用示波法采集脉搏的装置等。但优选地是,在一个实施例中,所述采集模块102包括光电传感器和LED,基于光容积描记的原理采集用户光电容积描记信号,即PPG信号;然后,在PPG信号中分析每一个脉搏,并提取和记录脉搏间的时间间隔。其中一次采集的脉搏数可预先设定,当达到预定的脉搏数后,停止PPG信号的采集。例如,可选地是,在一个实施例中,采集的脉搏数为四的倍数加一,可设定为 $n+1$,其中 n 为4的倍数,相应记录的脉搏时间间隔数 n 为4的倍数。当然,在其他实施例中,也可将采集模块配置成从记录的多个脉搏间时间间隔中选取4的倍数个连续的脉搏时间间隔,可达到相同的效果。此外, n 的取值可参考医院心电图诊断房颤中“将用户心电图以每10秒分段,提取其中患者的特征段进行分析诊断”,从大量临床数据分析得,每10秒的心电图中含R-R间隔数从5~20不等;因此,考虑到按

照本发明实施例的装置对所取脉搏时间间隔分组后再进行分析,每组脉搏时间间隔数也最好不少于5个,于是n的取值为所要分的组数乘以5。按照一个实施例,如果所要分的组数为4的话,则n为不少于20。

[0021] 在一个实施例中,分组模块104可通过配置处理器来实现,例如MCU、DSP或CPU等。分组模块104用于将记录的n个脉搏时间间隔从小到大排序,可将从小到大排序后的n个脉搏时间间隔数记为: $t_1, t_2, t_3, t_4, \dots, t_n$;然后,分成预定数量的组,例如,在一个实施例中将其平分为四个组: T_1, T_2, T_3, T_4 ;具体可记为:

$$\begin{aligned} T_1 & \text{为} \{t_1, t_2, t_3, \dots, t_{\frac{n}{4}}\}, \\ T_2 & \text{为} \{t_{\frac{n}{4}+1}, t_{\frac{n}{4}+2}, t_{\frac{n}{4}+3}, \dots, t_{\frac{n}{2}}\}, \\ T_3 & \text{为} \{t_{\frac{n}{2}+1}, t_{\frac{n}{2}+2}, t_{\frac{n}{2}+3}, \dots, t_{\frac{3n}{4}}\}, \\ T_4 & \text{为} \{t_{\frac{3n}{4}+1}, t_{\frac{3n}{4}+2}, t_{\frac{3n}{4}+3}, \dots, t_n\}. \end{aligned}$$

[0022] 在一个实施例中,计算模块106可通过硬件和/或软件来实现,例如可与分组模块配置在同一个处理器中。计算模块106用于计算脉搏时间间隔偏差值,该偏差值可有多种形式,例如方差等;但优选地是,在一个实施例中,计算最小分组和最大分组中的每一项与脉搏的时间间隔平均值之差的绝对值之和。具体来说,如果将 $t_1 \sim t_n$ 的平均值记为 t_{avg} ,取最小分组 T_1 和最大分组 T_4 计算的脉搏时间间隔偏差值idx如下:

$$idx = \sum_i (|t_i - t_{avg}|) + \sum_j (|t_j - t_{avg}|),$$

其中 $i \in [1, \frac{n}{4}]$, $j \in [\frac{3n}{4}+1, n]$ 。

[0023] 进行上述分组,并取分组的第一组(即脉搏时间间隔的最小组)和最后一组(即脉搏时间间隔的最大组)的目的是:采用偏离平均心率最严重的心率进行评估,以提高评估的准确性和参考性。

[0024] 通过一次采集和计算,可以得到一个脉搏时间间隔偏差值,记为idx。经过重复采集和计算K次,可以得到一组idx值,不妨称为数组D。其中K的取值应考虑提高检测时间的覆盖率,相对于心电图的24小时检测,检测时间覆盖达到一天的25%以上的时间较为适当,即6小时。因此,在一个实施例中,K可以为6或以上。

[0025] 采集模块、分组模块和计算模块按照预定次数K重复工作的过程,可通过各种方式来实现,例如人工控制方式。但可选地是,在一个实施例中,可以通过定时模块112(例如定时器等)来使采集模块按照预定的时间间隔H采集脉搏信号序列并提取和记录脉搏时间间隔。通过定时器定时提醒装置进入检测状态,装置本来具有心率检测功能(原理也是PPG信号),所以PPG信号持续处于采集状态,进入检测状态指开始提取出PPG信号进行分析,分析用户的PPG信号,对用户情况进行分析。其中时间间隔H的取值主要考虑是:如果设定的间隔时间太短,结合K的取值,检测时间覆盖率太低,容易误判;如设定的间隔时间太长,检测频率过低,同样容易误判,不利于检出用户心律不齐的严重程度。因此,在一个实施例中,时间间隔H可考虑取值为1小时。

[0026] 当数组D中的元素总数累计达到K时,即可对数组D的元素进行比较分析。也就是说,由比较模块108(例如比较器等)将多次采集并计算的多个脉搏时间间隔偏差值与预定

阈值进行比较以确定是否大于或等于预定阈值,从而确定是否存在房颤。若数组D中的所有元素均大于或等于预定阈值,则判断用户极大可能患有房颤。此时,可通过提醒模块114(例如语音提醒和/或显示屏提醒等)向用户发出提示,提示用户到医院进一步进行检查以确诊是否患有房颤,并进行后续治疗。其中该房颤检测装置可配置成在数组D中的元素总数累计达到预定数K后,在重新采集并计算新的idx值时,删除数组D中最早记录的元素,继续进行比较确定用户是否极大可能患有房颤。

[0027] 上述预定阈值为与记录的脉搏时间间隔数和所记录的脉搏时间间隔的分组数相关的经验值。例如,在一个实施例中,n的取值设定为20,所记录的脉搏时间间隔的分组数为4的情况下,所述阈值的取值为0.83。在另一个实施例中,还可以预置不同的n和分组数的取值对应的阈值,然后,根据用户使用中选定的n和分组数的值,选用相应的阈值来进行比较。

[0028] 在又一个实施例中,可选地是,所述房颤检测装置还可包括活动检测模块110,例如加速度传感器,用于检测用户活动强弱,以在活动小或静止时,开始采集用户脉搏数。通过加速度传感器检测用户加速度变化情况,可以设定阈值,根据用户加速度小于以及等于或大于阈值,来界定用户是静止、活动小和活动较大的情况。

[0029] 上述房颤检测装置可通过软件、硬件、固件和/或其组合,实现在智能可穿戴设备中,例如智能手环中。而且,可以结合智能手环中的处理器或控制器以及加速度传感器来实现。这对于本领域普通技术人员来说容易理解,在此不做详述。

[0030] 如图2所示,是按照本发明一个实施例的房颤检测装置或包括该装置的智能手环工作过程与原理的示意图性流程图。工作开始后(框201),在定时模块的控制下进行脉搏信号序列的采集(框203),同时活动检测模块检测用户活动强弱(框205),如果确定个体活动较大(框207),则返回并继续进行用户活动情况检测;否则,如果检测到用户活动小或基本静止,则通过采集模块开始采集脉搏信号序列(框209);然后,确定采集的脉搏数是否为n+1个(框211),如果不是则返回框209继续采集;如果脉搏数为n+1个,则由分组模块对n个脉搏时间间隔从小到大排序,并将其分别定义为 $t_1, t_2, \dots, t_n$ (框213),接着将 $t_1 \sim t_n$ 平均分为四个组 T_1, T_2, T_3, T_4 (框215);接下来,由计算模块计算出 $t_1 \sim t_n$ 的平均值 t_{avg} ,取其中的 T_1 和 T_4 计算idx(框217),将计算的idx存入数组D(框219);然后,确定数组D中的元素总数是否达到预定数量K(框221),如果没有,则返回框203并重复上述过程;直到经多次采集和计算之后数组D中的元素总数达到预定数量K,于是分析数组D中的元素(框223);确定数组D中的元素是否都大于或等于预定阈值(框225),如果是,则确定用户极大可能患有房颤(框227),此时可通过提醒模块给用户发出警示,且删除数组D中最早记录的元素(框229)并返回框221;如果数组D中的元素不满足都大于或等于预定阈值的条件,则删除数组D中最早记录的元素(框229)并返回框221。

[0031] 以上通过具体的实施例对本发明进行了说明,但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员应该明白,还可以对本发明做各种修改、等同替换、变化等等,例如将上述实施例中的一个模块分为两个或更多个模块来实现,或者相反,将上述实施例中的两个或更多个模块的功能放在一个模块中来实现。但是,这些变换只要未背离本发明的精神,都应在本发明的保护范围之内。另外,本申请说明书和权利要求书所使用的一些术语,并不是限制,仅仅是为了便于描述。此外,以上多处所述的“一个实施例”、“另一个实施例”等等表示不同的实施例,当然也可以将其全部或部分结合在一个实施例中。

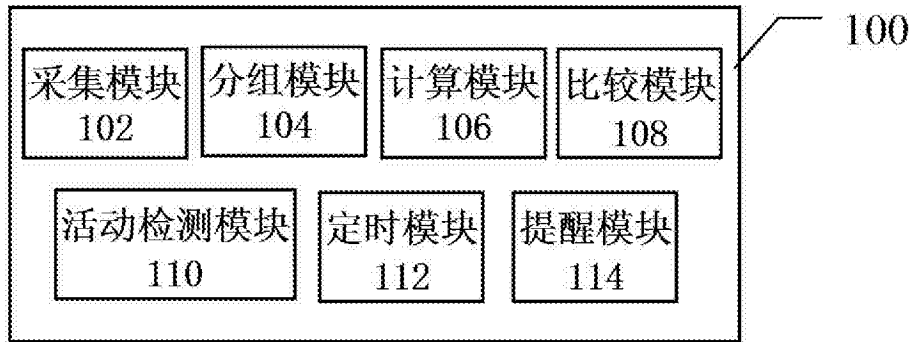


图1

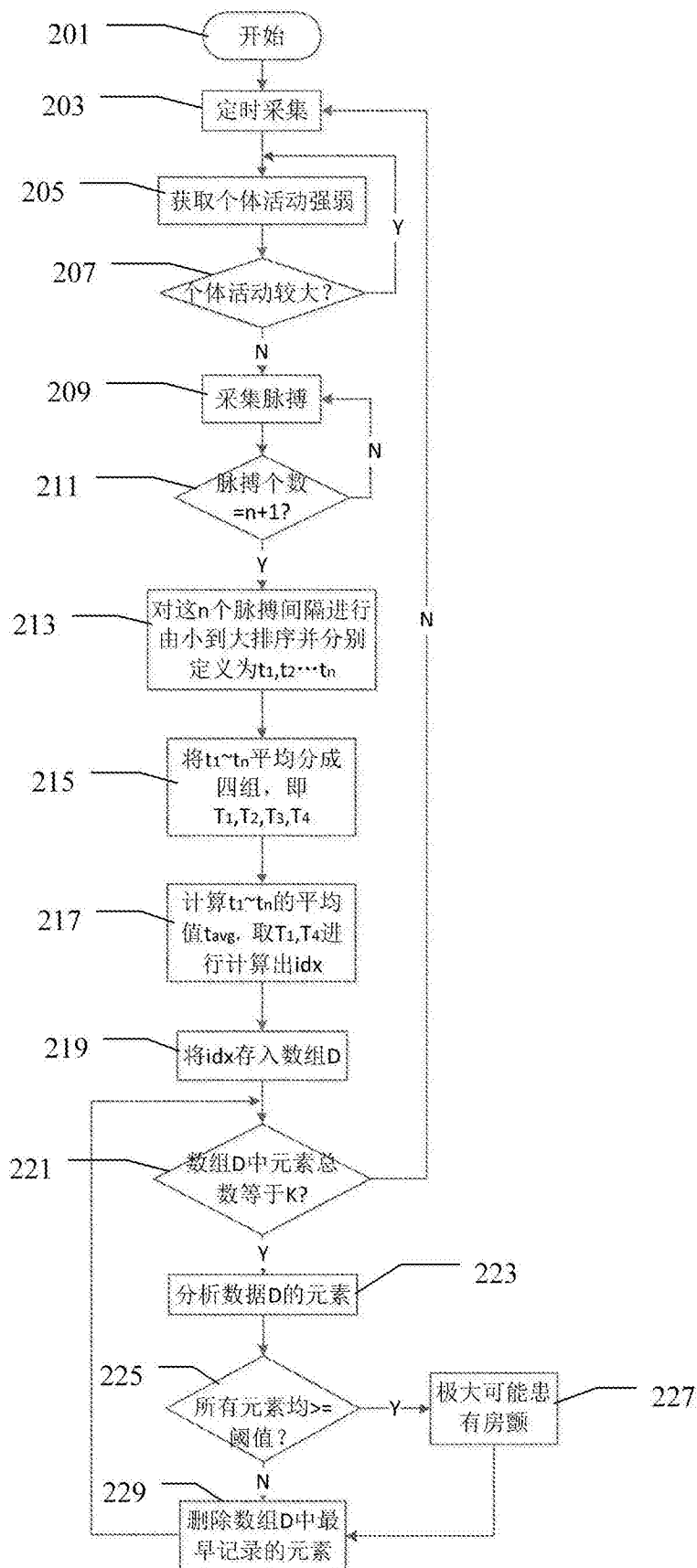


图2

专利名称(译)	一种房颤检测装置以及包括该装置的智能可穿戴设备		
公开(公告)号	CN105902265A	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	CN201610239998.X	申请日	2016-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	广东乐心医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广东乐心医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广东乐心医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	林昔谦 肖朝亮		
发明人	林昔谦 肖朝亮		
IPC分类号	A61B5/046 A61B5/02 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/02 A61B5/046 A61B5/1118 A61B5/681 A61B5/746		
代理人(译)	张亚宁		
其他公开文献	CN105902265B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种房颤检测装置，包括采集模块，用于采集脉搏信号序列，并记录脉搏时间间隔；此外，还包括：分组模块，用于将记录的脉搏时间间隔从小到大排序，然后分成预定数量的组；计算模块，用于计算脉搏时间间隔偏差值；以及比较模块，用于将反复采集并计算的预定数量的脉搏时间间隔偏差值与预定阈值进行比较以确定是否大于或等于预定阈值，从而确定是否存在房颤。按照本发明实施例的房颤检测装置以及包含该装置的智能可穿戴设备，能够提高房颤发现率，便于人们在非医疗条件下自行操作进行房颤检测。

