



(43)申请公布日 2017.05.31

利商标事务所 11038

(51) Int.Cl.

A61B 5/11(2006.01)

2017.02.27

PCT/JP2015/066997 2015.06.12

W02016/031348 JA 2016.03.03

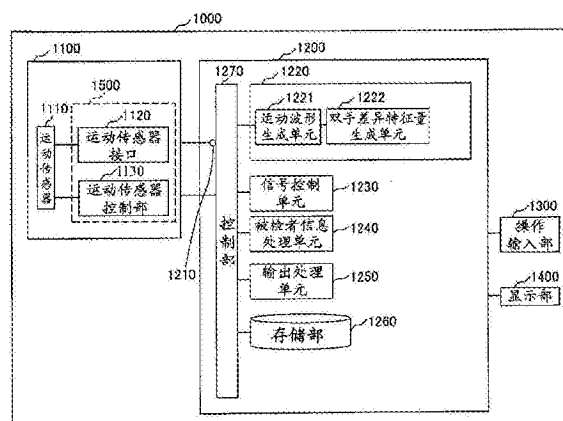
地址 日本大阪

(72)发明人 神鸟明彦 佐野佑子

权利要求书2页 说明书11页 附图10页

脑功能障碍评价系统、脑功能障碍评价方法
以及程序

课题为通过计算双手协调运动中的双手的运动功能的差异,容易地评价以认知功能降低为首的脑功能障碍的程度。本发明是具备存储从运动传感器取得的与被检者的双手各自的手指运动有关的时间序列数据的存储部(1260)、分析存储于存储部(1260)的时间序列数据的数据处理部(1220)以及显示由数据处理部(1220)分析出的分析结果的显示部(1400)的脑功能障碍评价系统(1000)。数据处理部(1220)包括:运动波形生成单元(1221),根据存储于存储部(1260)的时间序列数据,生成与时间序列数据对应的运动波形;以及双手差异特征量生成单元(1222),根据被检者的双手各自的所述运动波形,生成表示双手各自的手指运动的差异的双手差异特征量。



1. 一种脑功能障碍评价系统,具备:存储单元,存储从运动传感器取得的与被检者的双手各自的手指运动有关的时间序列数据;分析单元,分析存储于所述存储单元的所述时间序列数据;以及显示单元,显示由所述分析单元分析出的分析结果,该脑功能障碍评价系统的特征在于,

所述分析单元包括:

运动波形生成单元,根据存储于所述存储单元的所述时间序列数据,生成与所述时间序列数据对应的运动波形;以及

双手差异特征量生成单元,根据所述被检者的双手各自的所述运动波形,生成表示双手各自的手指运动的差异的双手差异特征量。

2. 根据权利要求1所述的脑功能障碍评价系统,其特征在于,

所述双手差异特征量生成单元根据双手各自的所述运动波形生成双手各自的特征量,使用所生成的所述双手各自的特征量,计算差值或者一方除以另一方得到的除法运算值来作为所述双手差异特征量。

3. 根据权利要求1所述的脑功能障碍评价系统,其特征在于,

所述双手差异特征量生成单元计算双手各自的所述运动波形的差值来作为双手差值波形,根据计算出的所述双手差值波形生成所述双手差异特征量。

4. 根据权利要求3所述的脑功能障碍评价系统,其特征在于,

所述双手差异特征量生成单元对所述双手差值波形应用傅里叶变换而计算频谱,将与所述频谱的强度的两个峰值对应的各个频率中的小的一方的频率作为所述双手差异特征量。

5. 根据权利要求2所述的脑功能障碍评价系统,其特征在于,

所述双手差异特征量生成单元针对双手各自的所述运动波形,生成表示轨迹的稳定性的特征量,所述轨迹是在2轴描绘时刻 t 的运动波形 $X(t)$ 和从所述时刻 t 起经过预定时间 k 后的运动波形 $X(t+k)$ 而得到的,

所述双手差异特征量生成单元计算所生成的所述双手各自的特征量的差值来作为所述双手差异特征量。

6. 根据权利要求2所述的脑功能障碍评价系统,其特征在于,

所述手指运动是手指的叩敲,

所述双手差异特征量生成单元关于双手各自的所述运动波形,生成与叩敲的时间间隔的偏差有关的特征量,计算所生成的所述双手各自的特征量的差值来作为所述双手差异特征量。

7. 一种脑功能障碍评价系统,具备终端装置和服务器装置,

所述终端装置具备运动传感器和第1通信装置,

所述服务器装置具备:第2通信装置,与所述终端装置通信;存储单元,存储经由所述第2通信装置从所述运动传感器取得的与被检者的双手各自的手指运动有关的时间序列数据;分析单元,分析存储于所述存储单元的所述时间序列数据;以及显示单元,显示由所述分析单元分析出的分析结果,

所述脑功能障碍评价系统的特征在于,

所述服务器装置的分析单元包括:

运动波形生成单元,根据存储于所述存储单元的所述时间序列数据,生成与所述时间序列数据对应的运动波形;以及

双手差异特征量生成单元,根据所述被检者的双手各自的所述运动波形,生成表示双手各自的手指运动的差异的双手差异特征量。

8.一种通过脑功能障碍评价系统执行的脑功能障碍评价方法,该脑功能障碍评价系统具备:存储单元,存储从运动传感器取得的与被检者的双手各自的手指运动有关的时间序列数据;分析单元,分析存储于所述存储单元的所述时间序列数据;以及显示单元,显示由所述分析单元分析出的分析结果,

所述脑功能障碍评价方法的特征在于,

在所述分析单元中,通过运动波形生成单元根据存储于所述存储单元的所述时间序列数据生成与所述时间序列数据对应的运动波形,通过双手差异特征量生成单元根据所述被检者的双手各自的所述运动波形生成表示双手各自的手指运动的差异的双手差异特征量。

9.根据权利要求8所述的脑功能障碍评价方法,其特征在于,

所述双手差异特征量生成单元根据双手各自的所述运动波形,生成双手各自的特征量,使用所生成的所述双手各自的特征量,计算差值或者一方除以另一方得到的除法运算值来作为所述双手差异特征量。

10.根据权利要求8所述的脑功能障碍评价方法,其特征在于,

所述双手差异特征量生成单元计算双手各自的所述运动波形的差值来作为双手差值波形,根据计算出的所述双手差值波形生成所述双手差异特征量。

11.根据权利要求10所述的脑功能障碍评价方法,其特征在于,

所述双手差异特征量生成单元对所述双手差值波形应用傅里叶变换而计算频谱,将与所述频谱的强度的两个峰值对应的各个频率中的、小的一方的频率作为所述双手差异特征量。

12.根据权利要求9所述的脑功能障碍评价方法,其特征在于,

所述双手差异特征量生成单元针对双手各自的所述运动波形,生成表示轨迹的稳定性的特征量,计算所生成的所述双手各自的特征量的差值来作为所述双手差异特征量,所述轨迹是在2轴描绘时刻 t 的运动波形 $X(t)$ 和从所述时刻 t 起到经过预定时间 k 后的运动波形 $X(t+k)$ 而得到的。

13.根据权利要求9所述的脑功能障碍评价方法,其特征在于,

所述手指运动是手指的叩敲,

所述双手差异特征量生成单元关于双手各自的所述运动波形,生成与叩敲的时间间隔的偏差有关的特征量,计算所生成的所述双手各自的特征量的差值来作为所述双手差异特征量。

14.一种程序,用于使计算机作为权利要求1至权利要求6中的任意一项记载的所述脑功能障碍评价系统而发挥功能。

脑功能障碍评价系统、脑功能障碍评价方法以及程序

技术领域

[0001] 本发明涉及评价以认知功能降低为首的脑功能障碍的程度的技术。

背景技术

[0002] 近年来,伴随高龄化社会的发展,痴呆症的患者数增多,据称当前日本国内有200万人的痴呆症患者。痴呆症产生记忆障碍、定向障碍、学习障碍等,给日常生活带来很大的影响。另外,还被发现谩骂、暴力、徘徊、秽亵行为等问题行动的情况。进而,在痴呆症的末期,表现出小碎步行走、前倾姿势等运动障碍,最终陷入到卧床不起的状态。

[0003] 作为痴呆症,有阿尔茨海默(Alzheimer)型痴呆症、脑血管性痴呆症、路易体(Lewy body)型痴呆症这三大痴呆症。另外,在痴呆症中,除此之外,还有帕金森(Parkinson)病等运动障碍、与抑郁症和统合失调症等精神疾病并发而认知功能降低的情况。在能够通过诊断确定痴呆症的种类时,能够实施与其匹配的药物疗法等适合的治疗。不论哪种痴呆症都能够通过早期发现并给予适合的药物而以轻度的状态抑制发展。因此,需要以患痴呆症的可能性高的健康高龄者为对象,进行用于早期发现痴呆症的筛选(screening)检查。

[0004] 关于痴呆症的诊断,如长谷川式量表、MMSE(Mini Mental State Examination:简便精神状态检查表)等那样,调查记忆、判断等认知功能的检查是主流的检查。然而,这些诊断方法是医生以面对面的方式花费几分钟~几十分钟进行的,所以从时间限制等观点看,不能说适合于以多个被检者为对象的筛选检查。

[0005] 另外,还进行了使用CT(Computed Tomography:计算机断层扫描)、MRI(Magnetic Resonance Imaging:磁共振成像)来调查脑有无萎缩的方法、使用SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography:单光子发射计算机断层扫描)、PET(Positron Emission Tomography:正电子发射断层扫描)来调查作为痴呆症的原因物质的 β 淀粉样蛋白(Amyloid beta)的积蓄状况的方法等基于脑图像测量的诊断。然而,这些脑图像测量检查费高昂并且也需要很长的检查时间,所以不能说适合于以多个被检者为对象的筛选检查。

[0006] 相对于上述的认知功能检查、脑图像测量,指出能够通过测量手指的运动来检测认知功能降低。一般而言,可以认为在认知功能受到障碍时,四肢的协调动作、追随外部刺激的身体运动变得困难。而且,通过进行精细性特别高的运动的手指,易于早期观察到这样的身体运动的功能降低。因此,如果通过电子设备测量手指的运动,就有可能能够根据其结果早期发现痴呆症。

[0007] 作为以往的发明,例如,在专利文献1、专利文献2、专利文献3、非专利文献1等中公开有如下评价系统的例子:通过使用按钮按压装置、平板电脑、磁传感器等能够简便地测量手指的运动的装置,不依赖于医生而简便地评价被检者的认知功能。另外,在专利文献4中提出有通过评价双手的叩手指运动(2手指(拇指和食指等)反复的开闭运动)中的相位差来表示认知功能降低的方法。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献1:日本特开2012-217797号公报

[0010] 专利文献2:日本特开2011-083403号公报

[0011] 专利文献3:日本特开2008-246126号公报

[0012] 专利文献4:日本特开2007-301003号公报

[0013] 非专利文献1:Robbins T.W.et al.,“Cambridge Neuropsychological Test Automated Battery (CANTAB):a factor analytic study of a large sample of normal elderly volunteers”,Dementiaand Geriatric Cognitive Disorders,Switzerland, 1994,Vol.5,No.5,pp.266-281

发明内容

[0014] 据称在认知功能的降低恶化时双手的运动功能的差异变大,所以计算双手的运动功能的差异的方法是有效的。就这个观点而言,在专利文献1、专利文献2、专利文献3、非专利文献1的技术中,测量单手的手指运动,所以无法评价双手的运动功能的差异。另外,在专利文献4中,提出了评价双手的叩指运动中的相位差的方法,但未明示地计算双手的运动功能的差异,所以不符合上述目的。

[0015] 由此,本发明的课题在于通过计算双手协调运动中的双手的运动功能的差异,容易地评价以认知功能降低为首的脑功能障碍的程度。

[0016] 为了解决上述课题,本发明的脑功能障碍评价系统具备:存储单元,存储从运动传感器取得的与被检者的双手各自的运动有关的时间序列数据;分析单元,分析存储于所述存储单元的所述时间序列数据;以及显示单元,显示由所述分析单元分析出的分析结果,所述脑功能障碍评价系统的特征在于,所述分析单元包括:运动波形生成单元,根据存储于所述存储单元的所述时间序列数据,生成与所述时间序列数据对应的运动波形;以及双手差异特征量生成单元,根据所述被检者的双手各自的所述运动波形,生成表示双手各自的运动的差异的双手差异特征量。

[0017] 关于除此之外的单元,后述。

[0018] 根据本发明,通过计算双手协调运动中的双手的运动功能的差异,能够容易地评价以认知功能降低为首的脑功能障碍的程度。

附图说明

[0019] 图1是示出本实施方式的脑功能障碍评价系统的整体结构的框图。

[0020] 图2是示出将运动传感器安装在手上的样子的图。

[0021] 图3是示出运动传感器控制部的结构等的图。

[0022] 图4是表示运动波形的图。

[0023] 图5是示出根据运动波形得到的多个特征量的表。

[0024] 图6是叩指运动的用语的定义的说明图。

[0025] 图7的(a)是速度波形的过零次数的说明图。图7的(b)是加速度波形的过零次数的说明图。

[0026] 图8是距离波形的振幅的局部的标准偏差的说明图。

[0027] 图9的(a)是叩敲间隔的频度分布的畸变度的说明图。图9的(b)是距离波形中的极大点附近的峭度的说明图。

[0028] 图10是混沌时间序列分析的轨迹的说明图。图10的(a)是表示高龄健康者的轨迹的图。图10的(b)是表示痴呆症患者的轨迹的图。

[0029] 图11是示出对高龄健康人群和痴呆症患者人群的双手差异特征量应用t鉴定时的显著性概率的图。图11的(a)是示出双手同时叩指时的图。图11的(b)是示出双手交替叩指时的图。

[0030] 图12的(a)是双手差值波形的变动周期的说明图。图12的(b)是双手差值波形的频率峰值的说明图。

[0031] 图13是示出被检者信息输入画面的图。

[0032] 图14是示出测量画面的图。

[0033] 图15是由终端装置和服务器装置构成本发明时的框图。

[0034] 附图标记说明

[0035] 1000、1000a:脑功能障碍评价系统;1100:运动功能测量装置;1110:运动传感器;1120:运动传感器接口;1130:运动传感器控制部;1200:脑功能障碍评价装置;1210:数据输入部;1220:数据处理部(分析单元);1221:运动波形生成单元;1222:双手差异特征量生成单元;1230:信号控制单元;1240:被检者信息处理单元;1250:输出处理单元;1260:存储部(存储单元);1270:控制部;1300:操作输入部;1400:显示部(显示单元);1500:收容部;2100:发信线圈;2200:接收线圈;3100:交流发生电路;3200:电流发生用放大器电路;3300:前置放大器电路;3400:检波电路;3500:LPF电路;3600:相位调整电路;3700:参照信号;3800:放大器电路;3900:输出信号;4100:距离波形;4200:速度波形;4300:加速度波形;5001-5029:单手的叩指运动的特征量;6100:叩指运动的周期;6200:距离波形的测量时间中的平均值;6300:极小点;6400:极大点;6500:打开动作;6600:闭合动作;7100:除叩指运动以外的细微的上下运动;7200:除叩指运动以外势头的强弱不自然地变化了的次数;9100:叩敲间隔的频度分布;9200:极大点附近的距离波形;10100: $X(t)$ 和 $X(t+k)$ 的轨迹;12100:双手差值波形;12200:变动周期;12300:频谱;12400:第一频率;12500:第二频率;13100:被检者ID输入栏;13200:姓名输入栏;13300:出生年月日输入栏;13400:好使的手输入栏;13500:备忘录输入栏;13600:保存按钮;14100:测量实施按钮;14200:保存按钮;14300:测量中的运动波形;15100:终端装置;15200:服务器装置;15300:通信网络;15400:通信装置(第1通信装置);15500:通信装置(第2通信装置)。

具体实施方式

[0036] 以下,参照附图对用于实施本发明的方式(以下称为“实施方式”。)详细地进行说明。

[0037] 此外,在以下说明的本实施方式中,脑功能障碍是指所谓的引发认知功能降低病症的全部(阿尔茨海默型痴呆症、脑血管性痴呆症、路易体型痴呆症、帕金森病、脑积水、抑郁症、统合失调症等)的总称,包括脑中风等导致的运动障碍等。另外,在本实施方式的说明中,有时也将脑功能障碍简称为痴呆症。

[0038] [整体结构]

[0039] 如图1所示,本实施方式的脑功能障碍评价系统1000构成为包括:运动功能测量装置1100,测量被检者的手指运动;脑功能障碍评价装置1200,记录以及分析由运动功能测量

装置1100测量到的数据;操作输入部1300,输入被检者的信息等;以及显示部1400(显示单元),输出测量结果和分析结果,并显示上述输出的数据。

[0040] 此处,被检者是运动功能测量装置1100的测量对象,在本实施方式中,是希望有无检查痴呆症的或者痴呆症病重程度的人。

[0041] 另外,运动功能测量装置1100测量使被检者进行手指运动时的手指的动作。此处,手指运动包括通过磁传感器测量的叩指运动(尽可能快且尽可能大幅度地反复开闭手的拇指和食指的运动)、在具有触摸面板传感器(画面接触型传感器)的平板终端等的画面上触摸或者滑动的运动。以下,作为手指运动设为叩指运动。

[0042] [运动功能测量装置]

[0043] 运动功能测量装置1100按时间序列检测被检者的手指运动的信息(以下,简称为“运动信息”),至少取得与距离、速度、加速度、加加速度(对加速度进行时间微分而得到的)中的任意一个有关的被检者的运动信息,作为时间序列数据(波形数据)。

[0044] 运动功能测量装置1100构成为具备运动传感器1110、运动传感器接口1120和运动传感器控制部1130。

[0045] 运动传感器接口1120和运动传感器控制部1130被收容于作为一个框体的收容部1500。此外,也可以不放入到一个框体中。

[0046] 《运动传感器》

[0047] 如图2所示,运动传感器1110包括发送磁场的发信线圈2100和接收(检测)该磁场的接收线圈2200。

[0048] 通过例如双面胶带等分别将发信线圈2100穿戴于拇指的指甲部,将接收线圈2200穿戴于食指的指甲部。此外,也可以将安装的手指反过来,在食指的指甲部穿戴发信线圈2100,在拇指的指甲部穿戴接收线圈2200。

[0049] 另外,关于发信线圈2100和接收线圈2200的被穿戴部位,说明为拇指和食指的指甲部,但不限于此,例如,也可以是除指甲部以外的手指部分。

[0050] 另外,不限于拇指和食指,例如,也可以穿戴于拇指和小拇指等其它组合的手指。进而,被穿戴部位不限于被检者的指甲部或者手指,例如,也包含与手指接近的手掌等周边部位。因此,只要能够检测手指运动,发信线圈2100和接收线圈2200的被穿戴部位也可以是被检者的指甲部、手指以及手指的周边部位中的任意部位。

[0051] 《运动传感器接口》

[0052] 运动传感器接口1120(参照图1)包括模拟/数字变换电路,将由运动传感器1110检测到的模拟信号的波形数据以预定的采样频率变换为数字信号的波形数据,将上述变换出的数字信号导入到运动传感器控制部1130(参照图1)。

[0053] 《运动传感器控制部》

[0054] 图3是示出运动传感器控制部1130的结构等的框图(运动传感器接口1120的图示省略)。此处,对运动传感器控制部1130取得波形数据的过程进行说明。

[0055] 在图3中,由交流发生电路3100制作具有特定的频率(例如20kHz等)的交流电压。由交流发生电路3100制作出的具有特定的频率的交流电压由电流发生用放大器电路3200变换为具有特定的频率的交流电流,该变换出的交流电流到发信线圈2100。由在发信线圈2100中流动的交流电流产生的磁场在接收线圈2200中产生感应电动势。

[0056] 通过感应电动势在接收线圈2200中产生的交流电流(具有与由交流发生电路3100制作的具有特定的频率的交流电压相同的频率。)被前置放大器电路3300放大,放大后的信号被输入到检波电路3400。在检波电路3400中,利用由交流发生电路3100制作的特定的频率或者2倍频率进行上述放大后的信号的检波。即,从包含高频的波形取出伴随手指彼此的距离的变化的电压的变动量。因此,交流发生电路3100的输出在通过相位调整电路3600调整了相位后作为参照信号3700而被导入到检波电路3400的参照信号输入端子。

[0057] 检波电路3400的输出信号在通过用于去除高频分量的LPF(Low-Pass Filter:低通滤波器)电路3500后,为了得到所希望的电压,被放大器电路3800放大并被导入到脑功能障碍评价装置1200。放大器电路3800的输出信号3900表示与分别穿戴于拇指发信线圈2100和穿戴于食指的接收线圈2200之间的相对距离D对应的电压值(关于相对距离和电压值的变换式,后述)。

[0058] 以上,对作为运动传感器1110使用磁传感器的情况进行了说明,但也可以取而代之,使用加速度传感器、应变计、高速摄像机等。另外,也可以通过在平板终端、智能手机等的画面上触摸或者滑动1根以上的手指来测量手指运动。

[0059] [脑功能障碍评价装置]

[0060] 脑功能障碍评价装置1200(参照图1)记录、分析由运动功能测量装置1100测量到的数据。此处,脑功能障碍评价装置1200构成为包括:数据输入部1210,输入来自运动传感器控制部1130的输出信号(时间序列数据);数据处理部1220(分析单元),分析上述输入的输出信号;信号控制单元1230,向运动功能测量装置1100发送用于开始测量的信号;被检者信息处理单元1240;输出处理单元1250,将数据处理部1220的分析结果处理成显示部1400能够输出的形式;存储部1260(存储单元),保存数据处理部1220和被检者信息处理单元1240处理的数据;以及控制部1270,进行数据的交接、运算处理等的控制。

[0061] 《数据处理部》

[0062] 数据处理部1220(参照图1)根据从数据输入部1210提供并通过控制部1270而得到的输出信号,计算(生成)被检者的叩指运动的运动波形,计算表示痴呆症的病重程度的客观性指标。各信息适当保存于存储部1260。

[0063] 此处,数据处理部1220构成为包括运动波形生成单元1221和双手差异特征量生成单元1222。

[0064] <运动波形生成单元>

[0065] 运动波形生成单元1221(参照图1)将从运动功能测量装置1100提供的电压输出的时间序列数据(波形数据)变换为对应的运动波形,对变换出的运动波形进行时间微分或者时间积分,从而补充地生成距离波形、速度波形和加速度波形(详情后述)。

[0066] 此处,关于用于将电压输出(电压值)变换为运动波形(相对距离波形等)的变换式,例如,使用将长度不同的多个块(例如长度是20mm、30mm、60mm的块)一体化而得到的校准块,根据在用两个手指拿住该多个长度(20mm、30mm、60mm)各自的部分时得到的电压值和距离值的数据组,求出为与该数据组的误差最小的近似曲线。

[0067] 图4是表示将上述波形数据通过变换式变换而得到的距离波形4100、通过对距离波形4100进行时间微分而得到的速度波形4200和通过对速度波形4200进行时间微分而得到的加速度波形4300的图。此外,只要不特别限定,“运动波形”包括距离波形、速度波形、加

速度波形以及加加速度波形中的至少1个。另外,在作为运动功能测量装置1100应用了应变计、加速度计等的情况下,只要测量至少1个运动波形,就能够通过微积分运算补充地求出其它运动波形(距离、速度、加速度、加加速度)。

[0068] <双手差异特征量生成单元>

[0069] 双手差异特征量生成单元1222(参照图1)根据从运动波形生成单元1221得到的运动波形,生成表示双手各自的手指运动的差异的双手差异特征量。在本实施方式中,双手差异特征量的计算有两种方法。第一个是在根据右手、左手的运动波形分别计算出特征量后,计算2个特征量的差值的方法(第1双手差异特征量计算方法)。第二个方法是在计算出作为右手和左手的运动波形的差值的时间序列数据后,对其差值波形计算特征量的方法(第2双手差异特征量计算方法)。以下,对这两种方法进行说明。

[0070] (第1双手差异特征量计算方法)

[0071] [根据单手的运动波形计算的特征量]

[0072] 图5是示出特征量的名称和定义的图。以下,在说明必要的用语后,详细地说明特征量序号5023~特征量序号5029的特征量。此外,对于特征量序号5001~特征量序号5022的特征量,由于与图5所示的定义相同,所以省略详细的说明。另外,以下,将“特征量序号50※※的特征量”也表述为“特征量50※※”。

[0073] 如图6所示,叩指运动的周期6100定义为从距离值与距离波形的测量时间中的平均值6200交叉且速度小于0的时刻起,到成为下一个相同的条件的时刻为止。叩敲间隔设为其1个周期的长度。而且,设在1个周期内距离值最小的点为距离波形的极小点6300,设此时的距离值为极小值。同样地,设在1个周期内距离值最大的点为距离波形的极大点6400,设此时的距离值为极大值。进而,将从距离波形的极小点到接下来的极大点定义为打开(opening)动作6500,将从距离波形的极大点到接下来的极小点定义为闭合(closing)动作6600。

[0074] 速度波形的过零次数5023(特征量5023。以下,有时对其它特征量也这样表述。)(参照图5)是从在测量时间中速度从正值变为负值的次数减去叩敲次数5019而得到的值。此外,速度从正值变为负值的次数也可以为速度从负值变为正值的次数。

[0075] 速度波形的过零次数5023是用于计数如图7(a)中示出的那样的、距离波形所表示的除了叩指运动的大的运动以外的、细微的上下运动7100的个数的特征量。速度波形过零的次数与距离波形的细微的上下运动的次数对应。关于这样的距离波形的细微的上下运动的次数,一般而言,痴呆症患者的一方比健康者多。

[0076] 同样地,加速度波形的过零次数5024(参照图5)是从在测量时间中加速度从正值变为负值的次数减去叩敲次数5019而得到的值。此外,加速度从正值变为负值的次数也可以为加速度从负值变为正值的次数。

[0077] 加速度波形的过零次数5024如图7(b)所示,不限于细微的上下运动,是用于计数在叩指运动的中途势头的强弱不自然地变化了的次数部分7200的特征量。加速度波形过零的次数与在距离波形中势头的强弱不自然地变化了的次数对应。关于在这样的距离波形中势头的强弱不自然地变化了的次数,一般而言,痴呆症患者的一方比健康者多。

[0078] 距离波形的极大值的局部的标准偏差5025(参照图5)是指,如图8中示出的那样,在整个测量时间中对距离波形的近旁n个距离的极大值的标准偏差(与连续的n个周期量的

距离波形有关的、各个距离的极大值的标准偏差)进行平均而得到的值。关于 n ,只要是2以上且比叩敲次数小的整数,则几都可以。

[0079] 叩敲间隔的局部的标准偏差5026(与叩敲的时间间隔的偏差有关的特征量)(参照图5)是指,在整个测量时间中对近旁 n 个叩敲间隔的标准偏差进行平均而得到的值。关于 n ,只要是2以上且比叩敲次数小的整数,则几都可以。

[0080] 就痴呆症等疾病而言,认为在整个测量时间中局部的振幅的变动大。另一方面,就健康者而言,认为几乎没有局部的振幅的变动,不过由于疲劳在整个测量时间中振幅逐渐变小。关于距离波形的极大值的标准偏差5005,因为在整个测量时间中计算标准偏差,所以难以表示两者(痴呆症患者和健康者)的区别。另一方面,认为因为距离波形的极大值的局部的标准偏差5025表示局部的振幅的变动,所以通过在整个测量时间中持续地计算局部的标准偏差而能够表示两者的区别。同样地,认为叩敲间隔的局部的标准偏差5026也能够表示两者的区别。

[0081] 叩敲间隔的分布的畸变度5027(与叩敲的时间间隔的偏差有关的特征量)(参照图5)是指如图9(a)所示的整个测量时间的叩敲间隔的频度分布9100(直方图)的畸变度。此处,畸变度是表示分布的非对称性的统计上的指标,例如,能够通过偏移(与平均值的差)的3次方的平均值除以标准偏差的3次方来求出。

[0082] 相对于健康者的叩敲间隔的频度分布被认为是与正态分布相近的形状,就痴呆症等疾病而言,有时偶尔混入长的叩敲间隔。因此,被认为成为正方向侧(图9(a)的横轴的右侧)的尾部延伸的形状的频度分布。叩敲间隔的分布的畸变度5027能够表示该性质。即,认为该畸变度在健康者的频度分布的情况下接近“0”,在痴呆症患者的频度分布的情况下为比较大的值。

[0083] 极大点附近的峭度5028(参照图5)是在整个测量时间中对距离波形的极大点的峭度进行平均而得到的值。此处,峭度是指表示分布的尖峭程度的统计上的指标,例如,能够通过偏移(与平均值的差)的4次方的平均值除以标准偏差的4次方来求出。如图9(b)所示,将固定值(例如55mm)以上的距离波形作为极大点附近的距离波形9200,对此计算峭度。

[0084] 极大点附近的峭度5028被认为能够表示肌肉的僵直(肌强直)。其原因为,在肌肉僵直时,无法流畅地进行打开动作和闭合动作的切换而是骤然切换,所以认为极大点附近的距离波形尖峭。

[0085] [混沌时间序列(Chaotic time series)的轨迹]

[0086] 时间延迟轨迹的稳定性5029(参照图5)是指,如图10那样,表示 $X(t)$ 和 $X(t+k)$ 的轨迹10100的稳定性的值(特征量),所述 $X(t)$ 和 $X(t+k)$ 的轨迹10100在2轴取时刻 t 的运动波形 $X(t)$ 和时刻 $t+k$ 的运动波形 $X(t+k)$ 而描绘出叩指运动(时间延迟 k 是任意的固定值,例如20毫秒左右)。该轨迹的描绘法被使用在用于评价时间序列数据的周期性、稳定性的混沌时间序列分析这样的领域中。根据上述轨迹的形状,能够评价叩指运动的稳定性。关于 $X(t)$ 和 $X(t+k)$ 的轨迹10100,对高龄健康者来说,好使的手、不好使的手均为右侧抬高的椭圆形,且在各周期中稳定(参照图10(a))。另一方面,可知对痴呆症患者来说,好使的手为椭圆形且稳定,但不好使的手轨迹不稳定(参照图10(b))。

[0087] 为了评价稳定性,计算各周期的轨迹与最内侧的轨迹的差值的面积,计算其平均值,设为时间延迟轨迹的稳定性5029(特征量)。时间延迟轨迹的稳定性5029越大,测量时间

中的叩指运动的周期越不稳定。此外,在上述中,在 $X(t)$ 和 $X(t+k)$ 这2轴描绘出了吸引子(Attractor),但也可以在 $X(t)$ 、 $X(t+k)$ 和 $X(t+2k)$ 等3轴以上进行描绘。

[0088] 在图5所示的特征量序号5001~特征量序号5029的特征量中,也可以代替标准偏差,使用方差等表示数据的偏差的其它统计上的指标。另外,为了也同等对待手的大小不同的人的数据,也可以通过最大限度打开2手指时的距离值来标准化。

[0089] [双手差异特征量]

[0090] 针对好使的手和不好使的手各自的叩指运动,计算特征量5001~特征量5029,设从不好使的手的特征量减去好使的手的特征量而得到的特征量为双手差异特征量。据称在认知功能降低恶化时,好使的手和不好使的手的运动功能的差变大。另一方面,认为在好使的手和不好使的手中反映出被检者固有的运动能力。双手差异特征量被认为在抵消了被检者固有的运动能力的基础上,表示认知功能降低的病重程度。

[0091] 在图11中,示出表示高龄健康者和痴呆症患者的双手差异特征量有无显著性差异的显著性概率。如图11(a)所示,可知对双手同时叩指(tap)(在相同的定时进行双手各自的开和闭的叩敲动作)来说,在叩敲间隔的标准偏差(特征量5022)(与叩敲的时间间隔的偏差有关的特征量)和叩敲间隔的局部的标准偏差(特征量5026)中,相比于不好使的手的特征量、好使的手的特征量,双手差异特征量的一方,显著性概率变小而被认为显著性差异(显著性概率 $p<0.05$)。另外,如图11(b)所示,可知对于双手交替叩指(在相反的定时进行双手各自的开和闭的叩敲动作)来说,在速度波形的过零数(特征量5023)中,相比于不好使的手的特征量、好使的手的特征量,双手差异特征量的一方显著性概率变小而被认为显著性差异(显著性概率 $p<0.05$)。

[0092] 此外,在对特征量5001~特征量5029计算双手差异特征量时,除了从不好使的手的特征量减去好使的手的特征量之外,也可以从好使的手的特征量减去不好使的手的特征量,或者还可以用不好使的手的特征量除以好使的手的特征量或者用好使的手的特征量除以不好使的手的特征量。也就是说,使用双手各自的特征量,计算差值(将一方从另一方减去而得到的减法运算值)、或者一方除以另一方而得到的除法运算值来作为双手差异特征量。

[0093] (第2双手差异特征量计算方法)

[0094] 接下来,作为第2双手差异特征量计算方法,示出在计算出双手的运动波形的差值后计算特征量的方法的一个例子。

[0095] [不好使的手、好使的手变动周期]

[0096] 在使双手同时进行叩指运动的任务(双手同时叩指)中,理想的是没有双手之间的波形的偏移。对于健康者来说,易于无偏移地同时活动双手,即使产生了偏移也能够立即进行修正以使得消除偏移。但是,在认知功能降低恶化时,难以同时活动双手,在产生了偏移的情况下难以识别、消灭偏移。

[0097] 因此,如图12(a)那样,计算双手的运动波形(时间序列数据)的差值,设为双手差值波形12100。关于双手差值波形12100,如果在双手的波形之间没有偏移则总是0,如果偏移大则取大的值。在双手差值波形12100中包含与叩指运动相同的第一频率(如果是健康者则是2Hz~5Hz左右)和消除双手偏移的变动周期12200的第二频率这2种频率。

[0098] 因此,如图12(b)所示,对双手差值波形应用傅里叶变换而求出频谱12300(频率分

量),将与该频谱12300的强度的两个峰值对应的各个频率中的大的一方设为第一频率12400,将小的一方设为第二频率12500(双手差异特征量)。第二频率12500越大则偏移的消除得越快,认知功能降低越轻。也就是说,例如,如果第二频率12500为预定的阈值(例如1Hz左右)以下,则能够判断为认知功能降低严重。

[0099] 《信号控制单元》

[0100] 信号控制单元1230(参照图1)根据从操作输入部1300提供的操作信号,向运动功能测量装置1100发送用于开始测量的信号。运动功能测量装置1100在不进行测量时为待机(stand-by)状态,根据来自信号控制单元1230的信号而成为可测量的状态。

[0101] 《被检者信息处理单元》

[0102] 被检者信息处理单元1240(参照图1)使用存储部1260内的记录被检者信息、分析结果等信息的被检者DB(Data Base:数据库),进行这些信息的管理。

[0103] 更详细而言,被检者信息处理单元1240通过与被检者DB的协作主要进行如下4个项目的处理:1)被检者信息的登记、修正、删除以及检索、分类;2)建立被检者信息与测量数据的关联;3)测量数据的分析结果的登记、修正、删除(项目的追加、修正、删除);以及4)在进行统计处理的情况下,其统计处理结果的登记、修正、删除。

[0104] 另外,作为被登记到被检者DB的被检者信息,可以举出被检者ID(Identifier:标识符)、姓名、出生年月日、年龄、身高、体重、疾病名、与被检者有关的评语等。此外,利用被检者信息处理单元1240进行的这些信息管理能够通过以往公知的程序和数据结构而容易地实现。

[0105] 《输出处理单元》

[0106] 输出处理单元1250(参照图1)使显示部1400适当使用图形、表格的形式以视觉上易于理解的显示形式显示被登记到被检者DB的被检者信息、分析结果等信息。此外,关于输出处理单元1250,无需同时显示上述的全部的分析结果,也可以构成为显示操作者经由操作输入部1300适当选择的项目。

[0107] 《控制部》

[0108] 控制部1270(参照图1)由CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、ROM(Read Only Memory:只读存储器)、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)等构成。

[0109] 数据处理部1220内的各单元、信号控制单元1230、被检者信息处理单元1240以及输出处理单元1250是通过将保存于存储部1260的程序或者数据加载到控制部1270并执行运算处理来实现的。

[0110] [操作输入部]

[0111] 操作输入部1300(参照图1)用于脑功能障碍评价系统1000的操作者输入被检者信息,能够通过键盘、鼠标等实现。另外,在输入被检者信息的情况下,也可以使显示器显示输入画面来作为辅助由操作者进行的输入的用户界面。

[0112] [显示部]

[0113] 显示部1400(参照图1)输出由数据处理部1220处理过的被检者信息、运动信息,能够通过例如LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)、CRT(Cathode Ray Tube:阴极射线管)显示器、打印机等实现。

[0114] (画面例子)

[0115] 接下来,参照图13和图14,对显示于显示部1400的画面例子进行说明。

[0116] 如图13所示,被检者信息的输入画面具备被检者ID输入栏13100、姓名输入栏13200、出生年月日输入栏13300、好使的手输入栏13400以及备忘录输入栏13500。测量人(医生等)对这些输入栏输入各信息,通过鼠标叩敲保存按钮13600,从而所输入的被检者信息通过被检者信息处理单元1240被保存到存储部1260。另外,好使的手的信息被使用于双手差异特征量生成单元1222的计算中。

[0117] 如图14所示,在显示测量中的运动波形的测量画面中,通过测量人(医生等)按压测量实施按钮14100而开始测量,描绘测量中的运动波形14300。在测量结束后,通过按压保存按钮14200,进行运动波形的保存以及通过数据处理部1220的各单元得到的分析结果的保存。

[0118] [效果]

[0119] 根据本实施方式的脑功能障碍评价系统1000,能够根据由双手差异特征量生成单元1222计算出的双手差异特征量来评价痴呆症的病重程度。

[0120] 此外,在本实施方式中,制作用于使构成脑功能障碍评价系统1000的计算机执行的程序,并安装到计算机,从而计算机能够实现基于该程序的各项功能。

[0121] (变形例)

[0122] 接下来,对脑功能障碍评价系统1000的变形例进行说明。

[0123] [脑功能障碍评价系统的结构的变形例]

[0124] 图15是示出变形例的脑功能障碍评价系统1000a的整体结构的例子。图15所示的脑功能障碍评价系统1000a将与图1所示的脑功能障碍评价系统1000大致相同的功能分离到通过通信网络15300互相连接的终端装置15100和服务装置15200来实现。

[0125] 在脑功能障碍评价系统1000a中,终端装置15100发挥向被检者提示身体运动并且取得被检者的身体运动的数据的作用。另外,服务装置15200发挥如下作用:经由通信网络15300接收由终端装置15100取得的被检者的身体运动的数据,根据该被检者的身体运动的数据,评价被检者的认知功能降低的病重程度。除此之外,脑功能障碍评价系统1000a的结构以及功能与图1所示的脑功能障碍评价系统1000的结构以及功能相同,所以以下主要仅对不同的地方进行说明。

[0126] 在终端装置15100中,除了图1的脑功能障碍评价系统1000的运动功能测量装置1100之外,还新设置有连接于通信网络15300的通信装置15400(第1通信装置)。在服务装置15200中,除了图1的脑功能障碍评价系统1000的脑功能障碍评价装置1200、操作输入部1300和显示部1400之外,还新设置有连接于通信网络15300的通信装置15500(第2通信装置)。从通信装置1540经由通信网络15300向通信装置15500发送的信息是运动波形的时间序列数据等。

[0127] 此外,具有以上这样的结构的终端装置15100能够通过医生、被检者或者其照料人等具有的个人电脑、平板终端、智能手机等实现。另外,服务装置15200能够通过高性能的个人电脑、工作站、通用计算机等实现。另外,也可以对1个服务装置15200经由通信网络15300连接多个终端装置15100。

[0128] 在脑功能障碍评价系统1000a中,终端装置15100仅简单地取得被检者的身体运动的数据。因此,即使例如终端装置15100丢失,被检者的认知功能障碍度的数据也不会流出。

另外,被检者的认知功能障碍度等评价结果保存于服务器装置15200的存储部1260,所以相关的医生、护士、护工等易于访问。另外,通过设置服务器装置15200,易于将脑功能障碍评价系统1000a的服务器装置15200与电子病历系统、投药记录系统、健康管理系统等其它管理医疗信息/健康信息的系统连接。

[0129] 以上,结束了本实施方式的说明,但本发明并不限于以上所说明的实施方式,还包括各种变形例。例如,上述的实施方式是为了易于理解地说明本发明而详细地说明了的实施方式,并不限于一定具备所说明的全部的结构。另外,能够利用其它实施方式的结构的一部分来置换某实施方式的结构的一部分,进而还能够对某实施方式的结构追加其它实施方式的结构的一部分或者全部。除此之外,能够在不脱离本发明的主旨的范围内对具体的结构、处理进行适当变更。

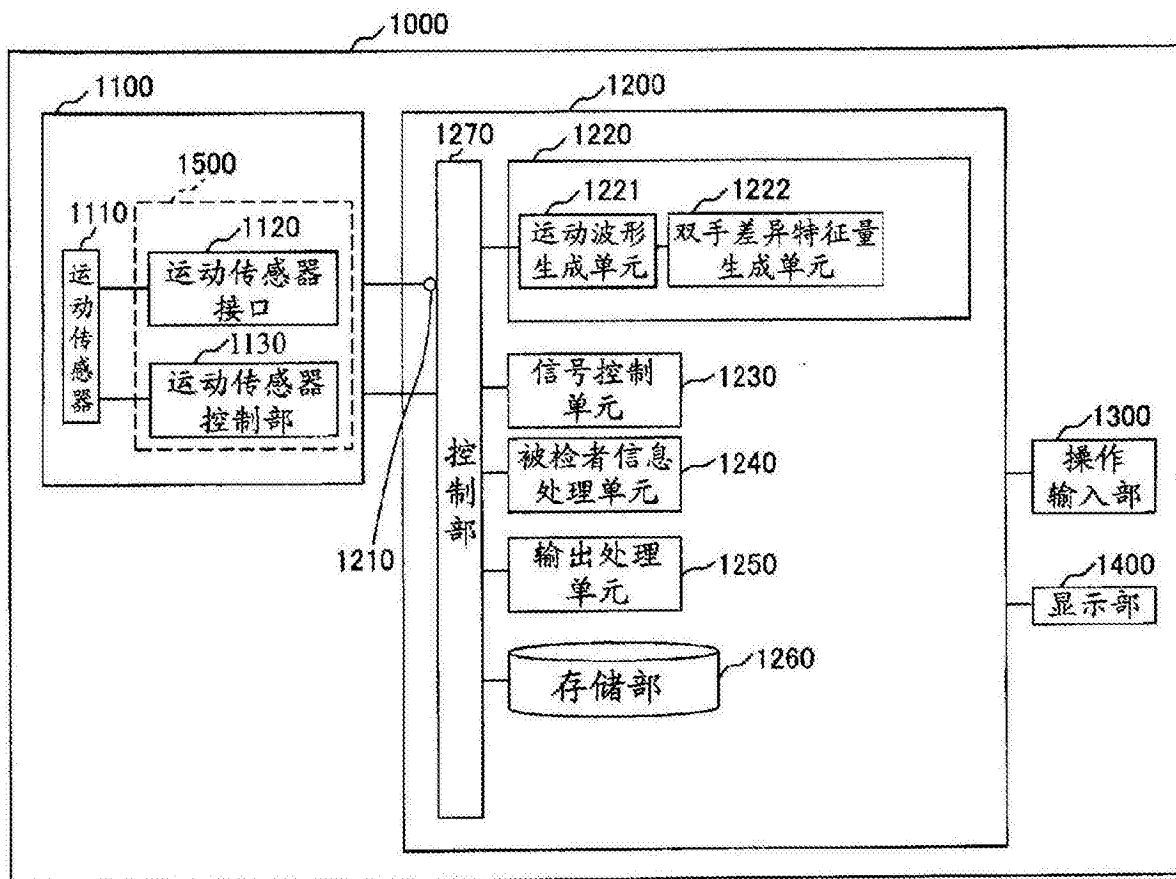


图1

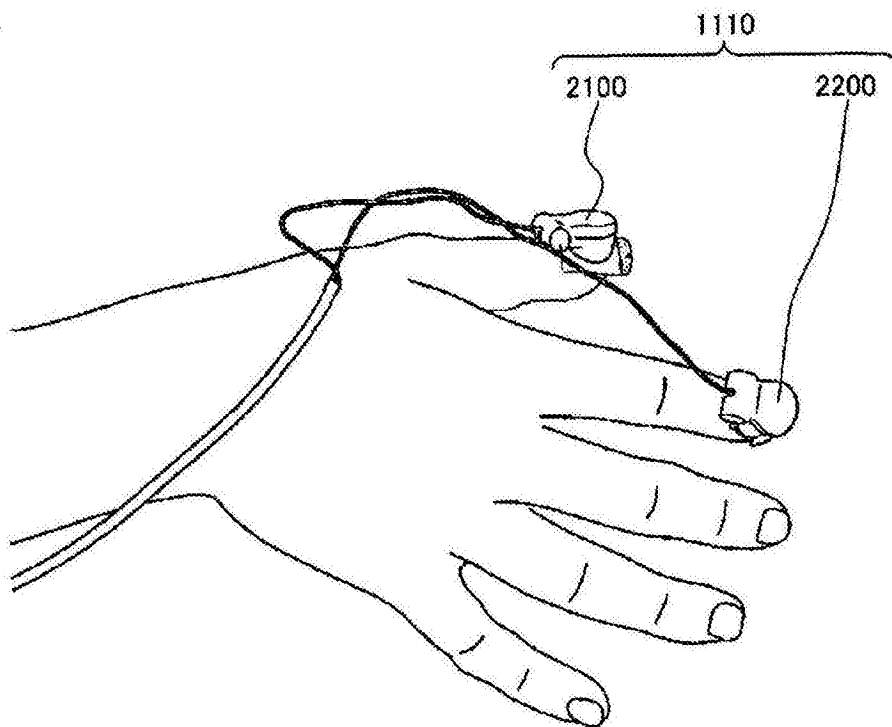


图2

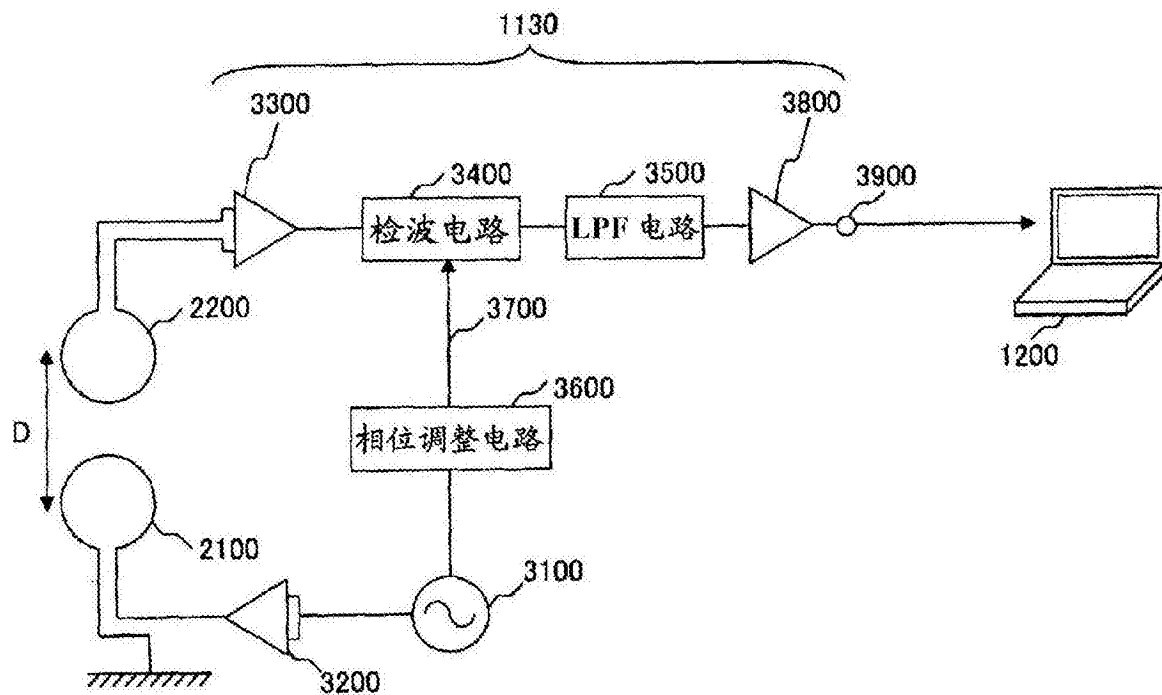


图3

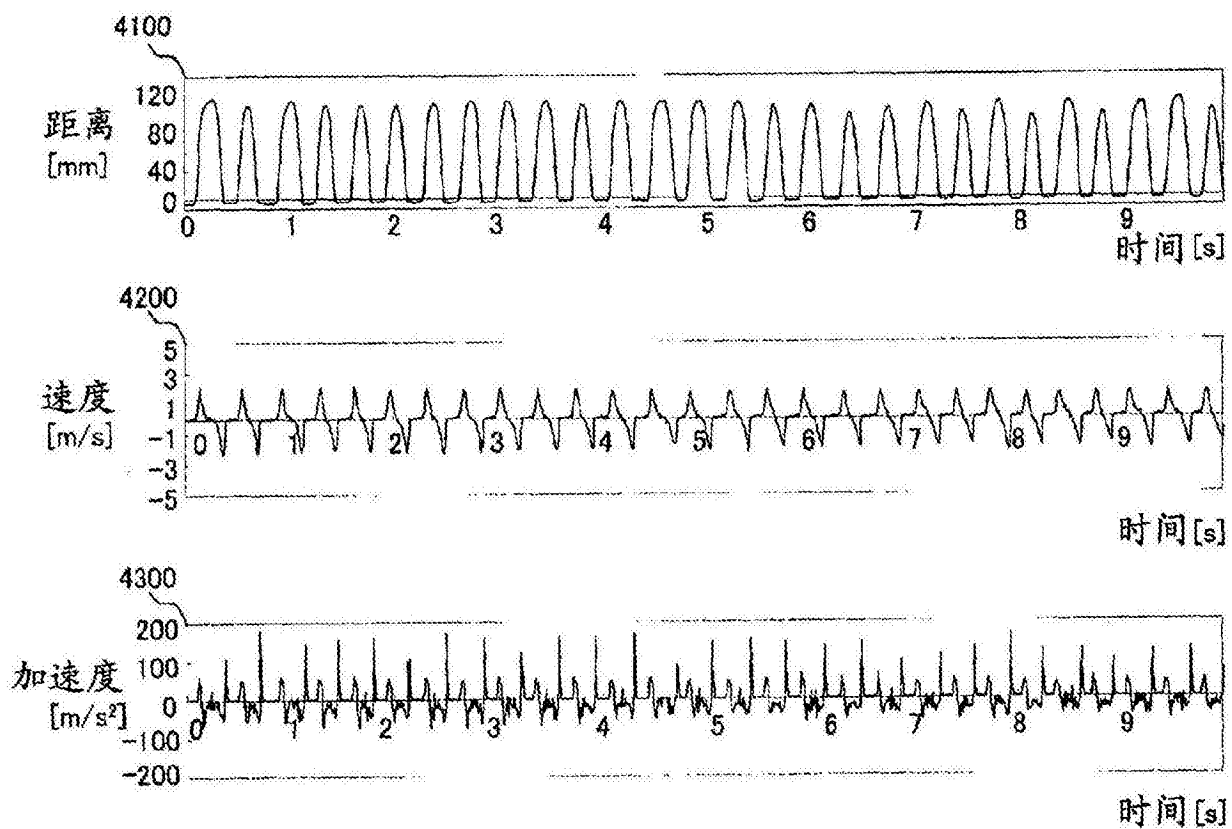


图4

特征量序号	名称	定义
5001	距离波形的最大振幅	整个测量时间中的距离波形的极大值的最大值
5002	距离波形的总移动距离	在整个测量时间中对距离波形的微分值的绝对值进行积分而得到的值
5003	距离波形的校准的最大值	根据在校准时将食指和拇指最大限度地打开时的电压计算出的距离值
5004	距离波形的极大值的平均值	整个测量时间中的距离波形的极大值的平均值
5005	距离波形的极大值的标准偏差	整个测量时间中的距离波形的极大值的标准偏差
5006	距离波形的极大点的近似直线的斜率	距离波形的极大点的近似直线的斜率
5007	速度波形的最大振幅	整个测量时间中的速度波形的极大值的最大值
5008	速度波形的打开动作时的最大值的平均值	在整个测量时间中对打开动作中的速度的最大值进行平均而得到的值
5009	速度波形的闭合动作时的最小值的平均值	在整个测量时间中对闭合动作中的速度的最小值进行平均而得到的值
5010	速度波形的打开动作时的最大值的标准偏差	打开动作中的速度的最大值的、在整个测量时间中的标准偏差
5011	速度波形的闭合动作时的最小值的标准偏差	闭合动作中的速度的最小值的、在整个测量时间中的标准偏差
5012	速度波形的能量平衡	在整个测量时间中，速度取正值时的速度的平方和与速度取负值时的速度的平方和之比
5013	速度波形的总能量值	在整个测量时间中的速度的平方和
5014	加速度波形的最大振幅	整个测量时间中的加速度波形的极大值的最大值
5015	加速度波形的打开动作时的最大值的平均值	在整个测量时间中对打开动作中的加速度的最大值进行平均而得到的值
5016	加速度波形的打开动作时的最小值的平均值	在整个测量时间中对打开动作中的加速度的最小值进行平均而得到的值
5017	加速度波形的闭合动作时的最大值的平均值	在整个测量时间中对闭合动作中的加速度的最大值进行平均而得到的值
5018	加速度波形的闭合动作时的最小值的平均值	在整个测量时间中对闭合动作中的加速度的最小值进行平均而得到的值
5019	叩敲次数	测量时间中的距离波形的极小点的个数
5020	叩敲间隔的平均值	测量时间除以叩敲次数 5019 而得到的值
5021	叩敲间隔的平均频率	叩敲间隔的平均值 5020 的倒数
5022	叩敲间隔的标准偏差	测量时间中的叩指运动的周期的长度的标准偏差
5023	速度波形的过零次数	从在测量时间中速度从正值成为负值的次数减去叩敲次数而得到的值
5024	加速度波形的过零次数	从在测量时间中加速度从正值成为负值的次数减去叩敲次数而得到的值
5025	距离波形的极大值的局部的标准偏差	在整个测量时间中对距离波形的近旁 n 个极大值的标准偏差进行平均而得到的值
5026	叩敲间隔的局部的标准偏差	在整个测量时间中对近旁的 n 个叩敲间隔的标准偏差进行平均而得到的值
5027	叩敲间隔的分布的畸变度	整个测量时间的叩敲间隔的频度分布的畸变度
5028	极大点附近的峭度	在整个测量时间中对距离波形的极大点的峭度进行平均而得到的值
5029	时间延迟轨迹的稳定性	$X(t)$ 和 $X(t+k)$ 的轨迹 (吸引子) 的稳定性

图5

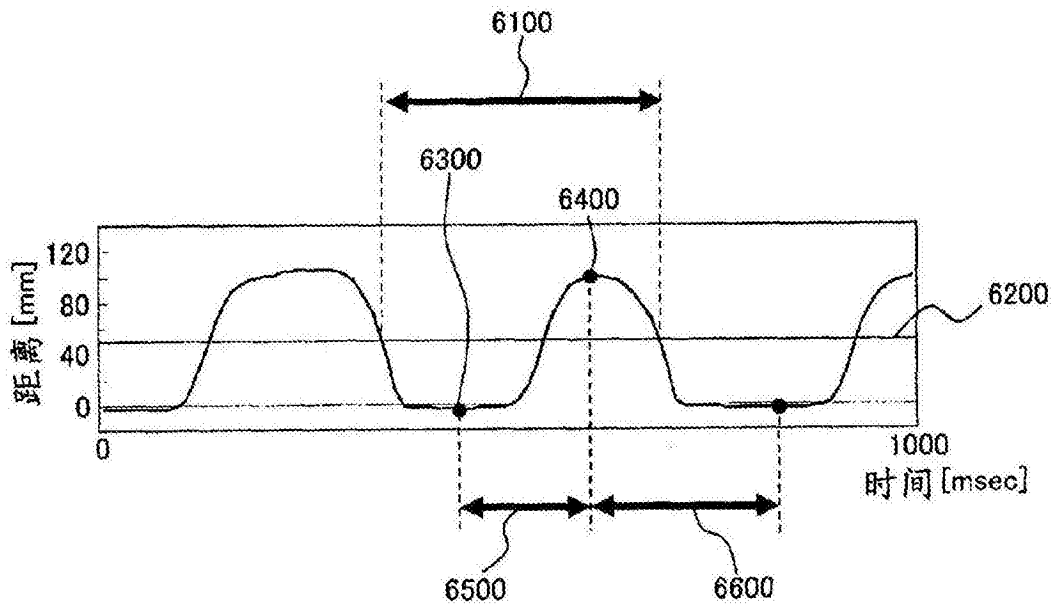


图6

(a)

(b)

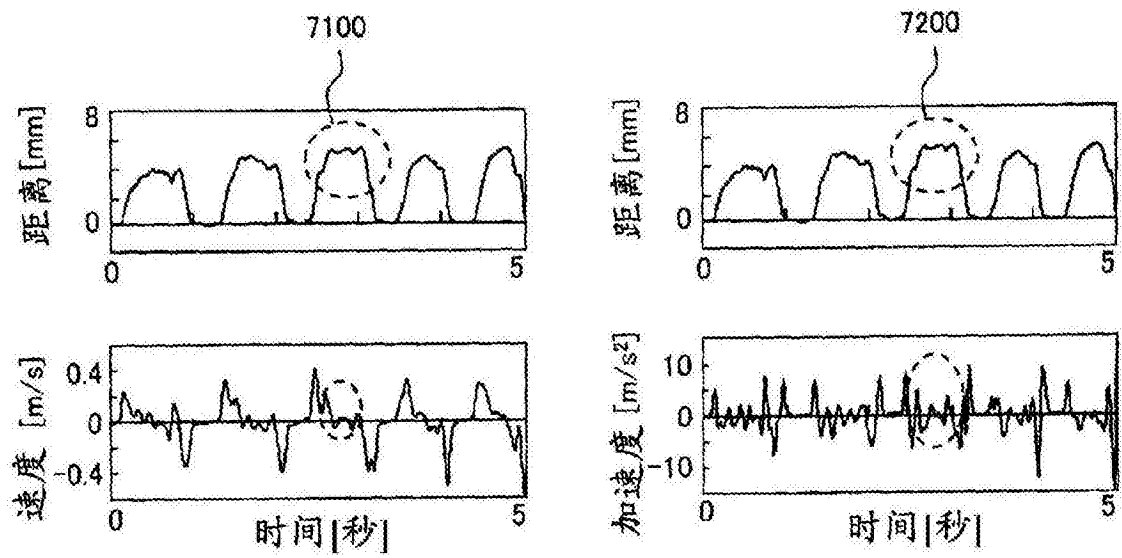


图7

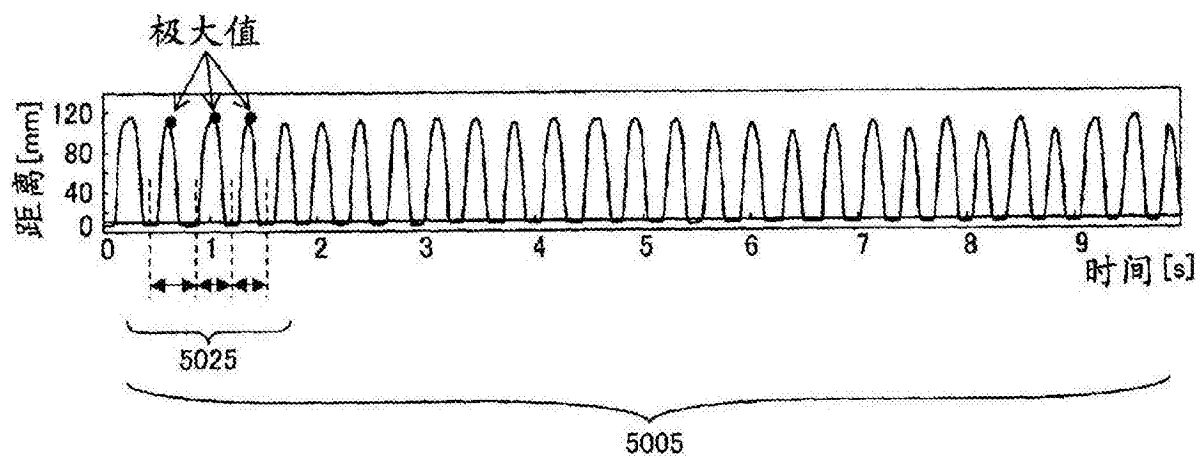


图8

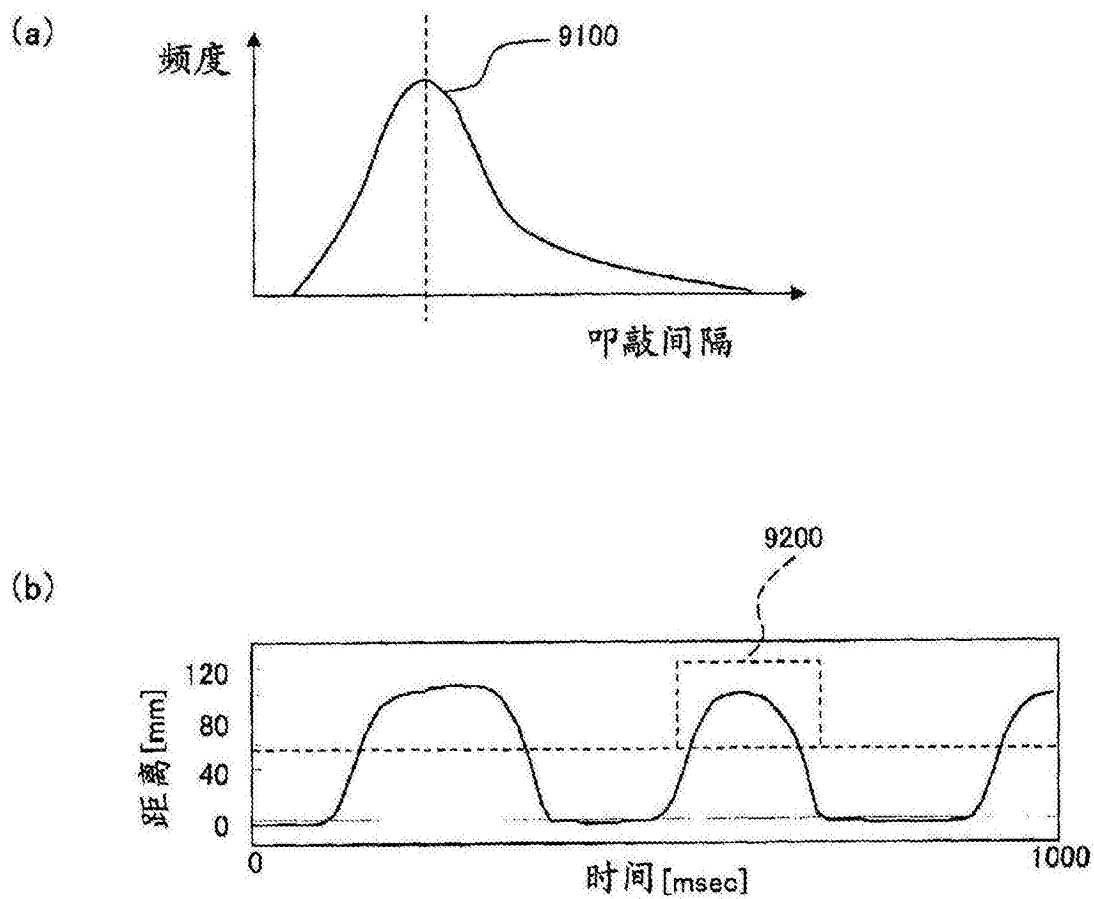


图9

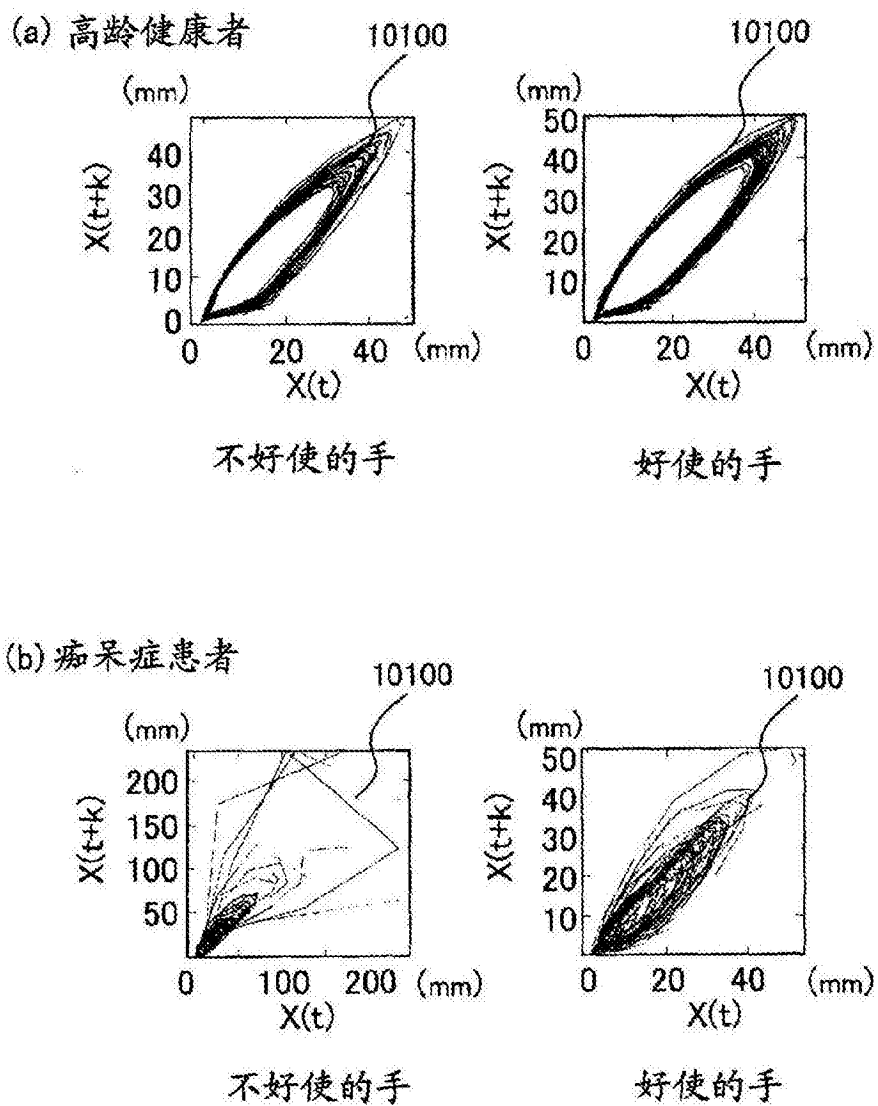
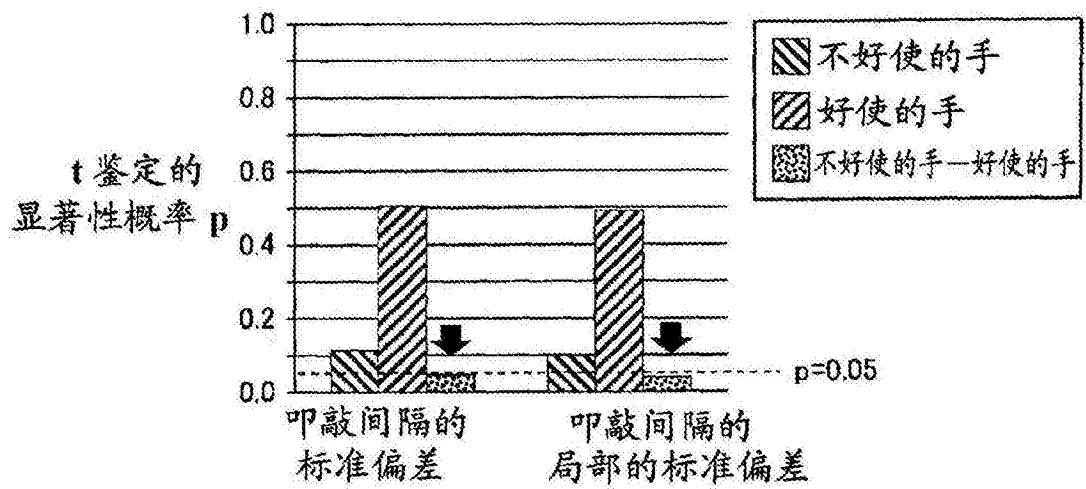


图10

(a) 双手同时叩指



(b) 双手交替叩指

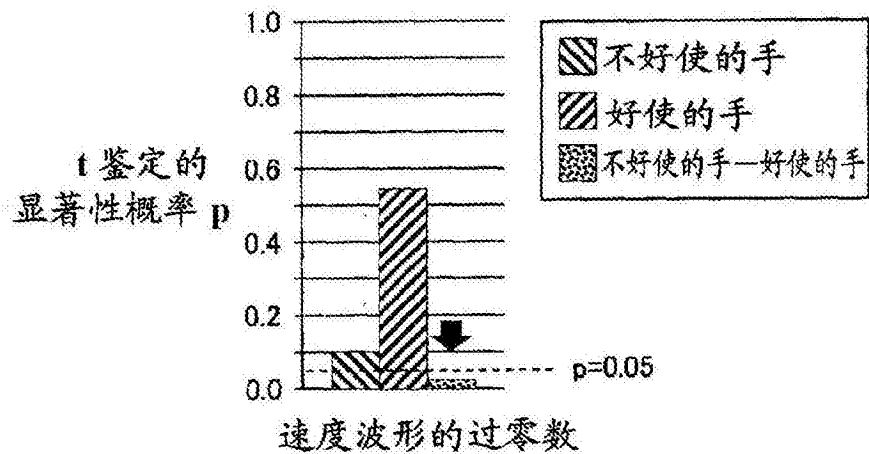


图11

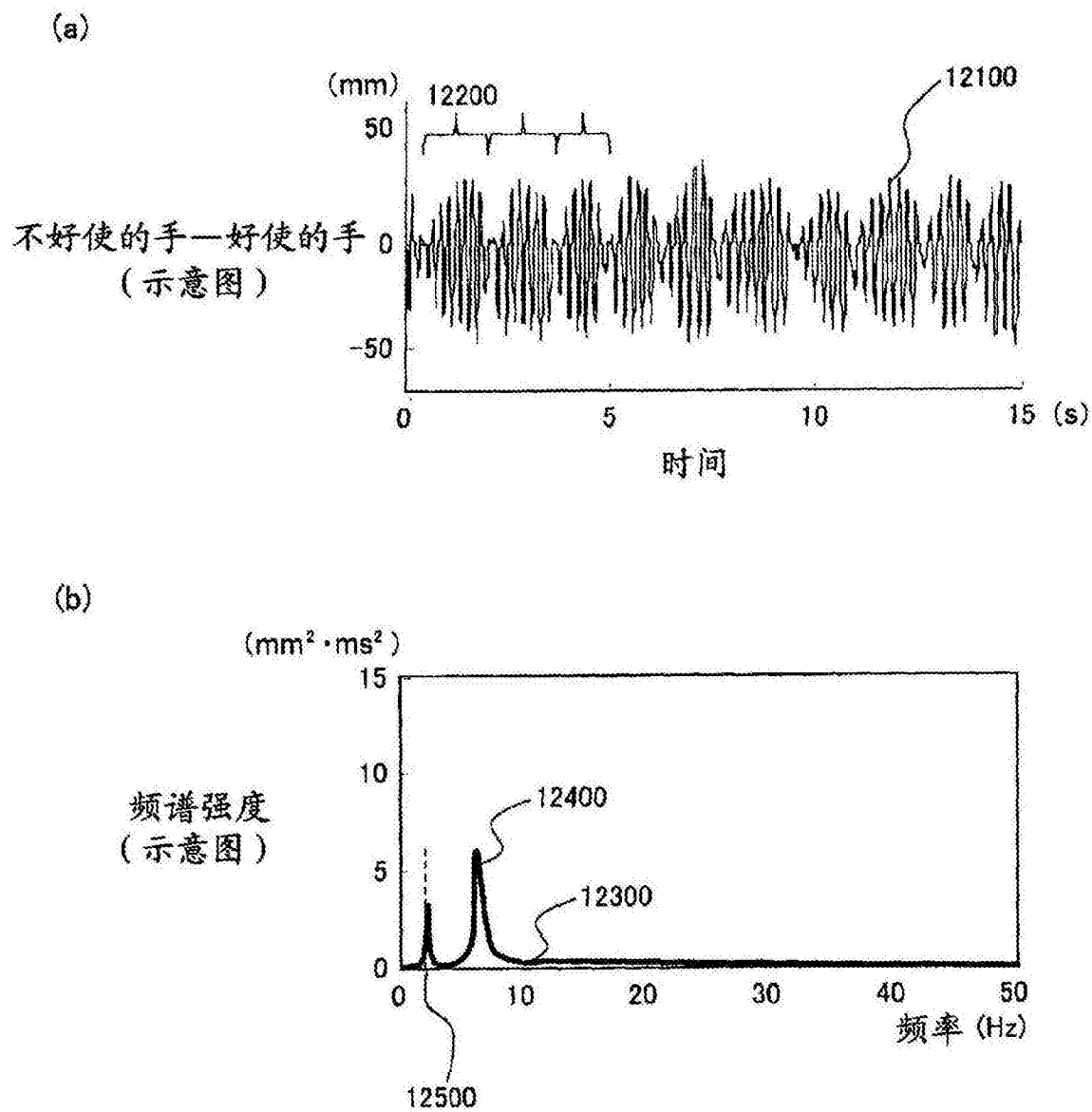


图12

被检者信息输入画面

请输入被检者信息

被检者 ID 13100

姓名 13200

出生年月日 13300

性别 ☒ 男 ☐ 女 13400

好使的手 ☒ 右手 ☐ 左手 ☐ 双手 ☐ 不明 13400

备忘录 13500

13600

图13

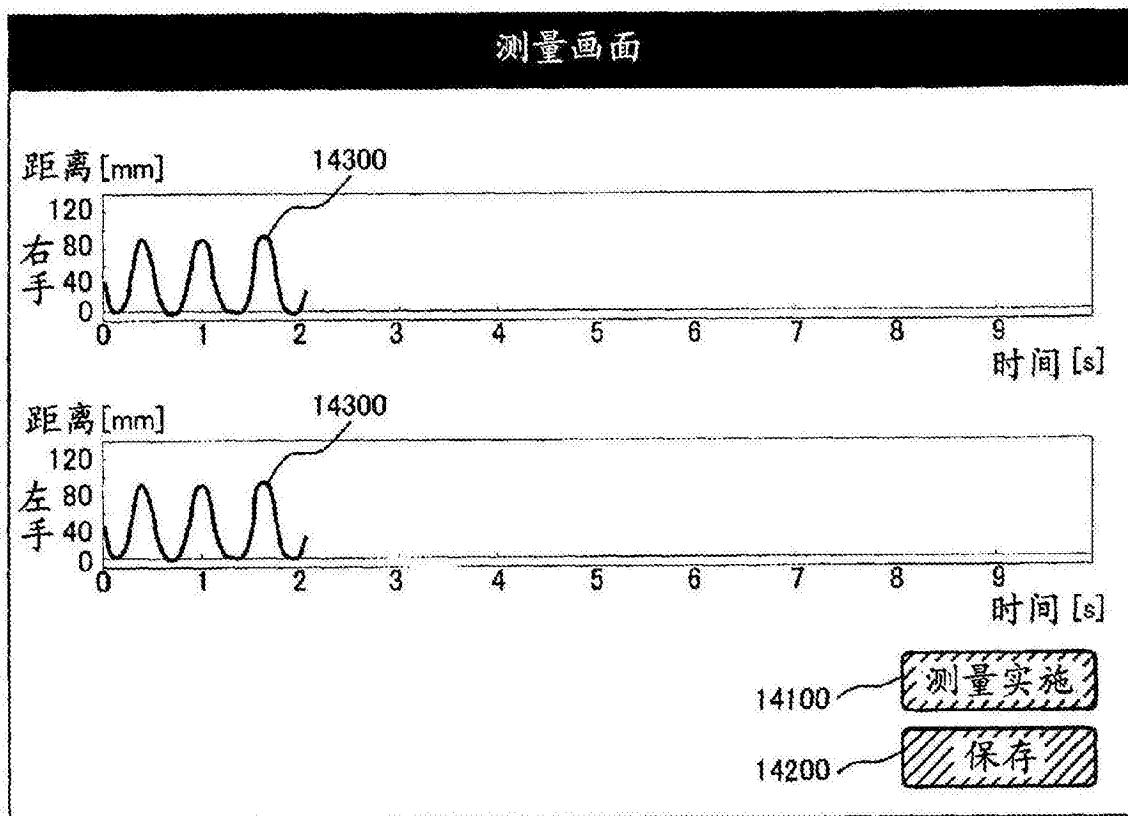


图14

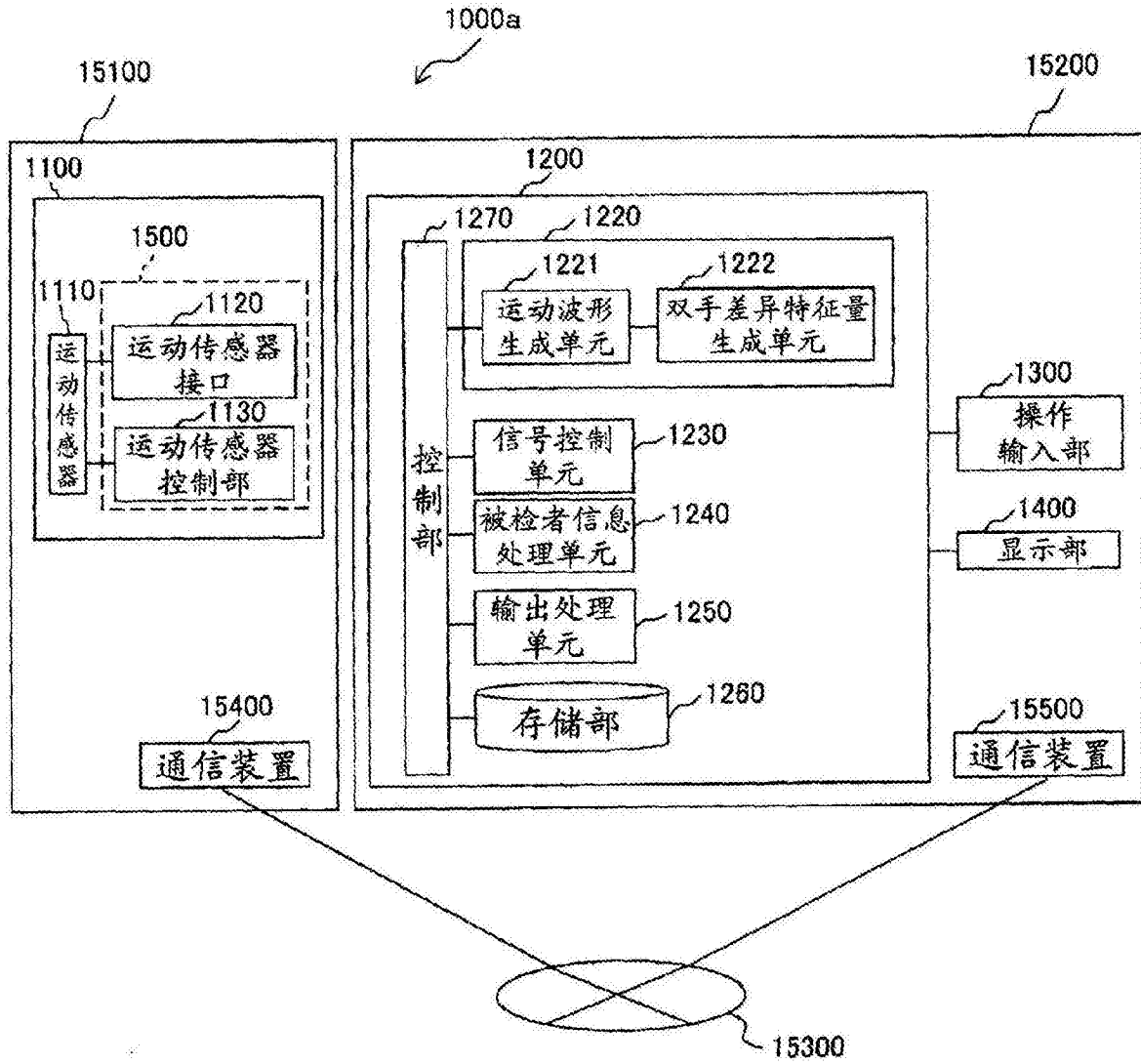


图15