

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/145

A61B 5/00

A61B 6/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510068086.2

[43] 公开日 2005 年 11 月 23 日

[11] 公开号 CN 1698539A

[22] 申请日 2005.5.16

[21] 申请号 200510068086.2

[30] 优先权

[32] 2004.5.18 [33] JP [31] 2004-147124

[71] 申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

[72] 发明人 山本刚 神鸟明彦

[74] 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

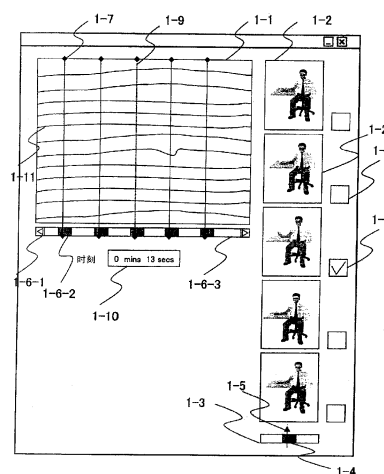
代理人 郝庆芬

权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 20 页

[54] 发明名称 生物体光计量装置、图象显示方法及程序

[57] 摘要

提供一种在生物体光计量时能够缩短用于确认计量影像的再生时间、可进行高效率的性能检查且在短时间内消除含有噪声的期间的数据和没有正确地进行任务的期间的数据的方法。首先拍摄第一试行期间(具有被检测体处于安静的安静期间和将任务布置给被检测体的任务期间)和第二试行期间(具有被检测体处于安静的安静期间和将任务布置给被检测体的任务期间)内的被检测体的活动图象,然后实质上同步显示所述第一试行期间内的活动图象和所述第二使期间内的活动图象。能够高效地进行各试行期间的性能检查,且可以缩短活动图象再生时间。此外,能够在比以往更短的时间内消除含有噪声的试行期间的数据和没有正确地进行任务的期间的数据。



1.一种生物体光计量装置，其特征在于具有：

对被检测体照射光的光照射器；

检测由所述光照射器照射的且在所述被检测体内传播的光的光检测器；

根据所述光检测器检测到的计量结果计算所述被检测体的代谢物质浓度变化的计算部；和

拍摄计量中的所述被检测体的活动图象的摄像装置，

计量第一试行期间和第二试行期间内的所述代谢物质浓度变化，所述第一试行期间以及第二试行期间各自具有所述被检测体处于安静状态的安静期间和把任务布置给所述被检测体的任务期间，

还具有实质上同步显示所述第一试行期间内的所述活动图象和所述第二试行期间内的所述活动图象的显示装置。

2.根据权利要求 1 的生物体光计量装置，其特征在于所述显示装置实质上同步显示表示所述代谢物质浓度变化的图象和所述活动图象。

3. 根据权利要求 2 的生物体光计量装置，其特征在于所述显示装置将所述代谢物质浓度变化显示为状态分布图象。

4. 根据权利要求 2 的生物体光计量装置，其特征在于具有对每个所述试行期间设定是否显示所述活动图象的设定部。

5. 根据权利要求 4 的生物体光计量装置，其特征在于所述显示装置对由所述设定部选择进行显示的试行期间内的所述代谢物质浓度变化进行加法平均运算，并显示加法平均运算得到的所述代谢物质浓度变化。

6. 根据权利要求 5 的生物体光计量装置，其特征在于所述显示装置将所述代谢物质浓度变化显示为状态分布图象。

7. 根据权利要求 2 的生物体光计量装置，其特征在于所述计算部对所述试行期间中的所述代谢物质浓度变化没有超过规定的阈值的所述试行期间中的所述代谢物质浓度变化进行加法平均运算，

所述显示装置显示加法平均运算得到的所述代谢物质浓度变化。

8. 根据权利要求 7 的生物体光计量装置，其特征在于具有设定所述阈值

的设定部。

9. 根据权利要求7的生物体光计量装置，其特征在于所述显示装置将加法平均运算得到的所述代谢物质浓度变化显示为状态分布图象。

10. 根据权利要求1的生物体光计量装置，其特征在于具有设定所述安静期间的时间和所述任务期间的的时间以及将任务布置给所述被检测体的次数的设定部。

11. 根据权利要求1的生物体光计量装置，其特征在于具有使用安装在所述被检测体上的传感器计量所述被检测体的动作的计量装置。

12. 根据权利要求11的生物体光计量装置，其特征在于所述显示装置同步显示表示所述代谢物质浓度变化的图象和由所述计量装置得到的计量数据，或者同步显示所述活动图象和由所述计量装置得到的计量数据。

13. 一种图象显示方法，其特征在于具有如下步骤：

对被检测体照射光；

检测在所述被检测体内传播的光；

根据检测到的在所述被检测体内传播的光计算所述被检测体的代谢物质浓度变化；和

拍摄计量中的所述被检测体的活动图象；

计量第一试行期间和第二试行期间内的所述代谢物质浓度变化，所述第一试行期间和第二试行期间各自具有所述被检测体处于安静状态的安静期间和把任务布置给所述被检测体的任务期间，

还具有如下步骤：

实质上同步显示所述第一试行期间内的所述活动图象和所述第二试行期间内的所述活动图象；以及

在对每个所述试行期间的所述代谢物质浓度变化进行加法平均运算时选择把哪个试行期间中的所述代谢物质浓度变化用于加法平均运算。

14. 根据权利要求13的图象显示方法，其特征在于具有显示所述加法平均运算得到的所述代谢物质浓度变化的步骤。

15. 根据权利要求13的图象显示方法，其特征在于具有对每个所述试行期间设定是否显示所述活动图象的步骤。

16.一种程序，在计量第一试行期间和第二试行期间内的被检测体的代谢物质浓度变化的生物体光计量装置中使用，其特征在于，

所述第一试行期间和第二试行期间各自具有所述被检测体处于安静状态的安静期间和把任务布置给所述被检测体的任务期间，

在计算机中用于执行实质上同步显示所述第一试行期间中的所述被检测体的计量中的活动图像和所述第二试行期间中的所述活动图像的步骤。

17. 根据权利要求 16 的程序，其特征在于实质上同步显示所述代谢物质浓度变化和所述活动图象。

18. 根据权利要求 16 的程序，其特征在于具有如下步骤：

对所述试行期间中的所述代谢物质浓度变化没有超过规定的阈值的所述试行期间内的所述代谢物质浓度变化进行加法平均运算；和

实质上同步显示所述加法平均运算得到的所述代谢物质浓度变化和所述活动图象。

19. 根据权利要求 18 的程序，其特征在于所述阈值是可设定的可变值。

20. 根据权利要求 18 的程序，其特征在于把所述加法平均运算得到的所述代谢物质浓度变化显示为状态分布图象。

生物体光计量装置、图象显示方法及程序

技术领域

本发明涉及一种用光计量被检测体内部的代谢物质的浓度变化并将计量结果图象化的生物体光计量装置中显示拍摄被检测体的举动的结果的方法。

背景技术

采用以对生物体组织穿透性高的近红外线为代表的光来计量生物体内的代谢物质的浓度变化并将其图象化的技术（后面将该技术叫做生物体光计量法）在专利文献 1、专利文献 2 等文献中已有所记载，在非专利文献 1、非专利文献 2 等文献中记载着这些技术在脑功能计量中的有效性。以下简要说明这些文献中所记载的技术。

图 2 所表示的是实现生物体光计量法的装置的结构。被检测体 2-1 在把可以固定后述的计量用光导纤维的头罩（2-2）戴在头上的状态下能够进行所希望的计量。在计量用光导纤维中，有照射用光导纤维（2-3）和检测用光导纤维（2-4），照射用光导纤维用来对被检测体照射从光源发出来的光，检测用光导纤维用来把通过生物体内部的光汇集并传送到检测器，本实施例中，分别使用 5 条照射用光导纤维和 4 条检测用光导纤维。因为将这些照射用光导纤维、检测用光导纤维的前端与被检测体（2-1）的头皮接触，所以不会损伤被检测体，可以在日常的生活环境下进行计量。另外，这些照射用光导纤维和检测用光导纤维以大约 30mm 的间隔配置在例如栅格的交点上。照射用光导纤维与光源阵列（2-5）连接。在该光源阵列内准备有多个以半导体激光器或发光二极管为代表的光源，其光源的个数相当于照射用光导纤维根数乘以计量对象物质的种类所得到的数。电子计算机（2-6）控制各光源的强度。

此外，在本光源阵列内具备光耦合器，可以对各照射用光导纤维射入由波长不同的多个光源照射的光。此外，检测在被检测体内部传播的光的检测用光导纤维与具备以光电二极管、光电倍增管为代表的光检测器的检测器阵列（2-7）连接。把向该检测器阵列传送的光变换为电信号，实时地向电子计

算机(2-6)传送通过光强度信息。该电子计算机除控制上述的光源的强度之外,还具备根据通过光强度的变化运算生物体内代谢物质的浓度变化的功能和根据该运算结果把生物体内代谢物质的浓度变化作为时间进程或图象进行显示的功能。另外,成为计量对象的生物体内代谢物质一般是氧化血红蛋白(Hb)和脱氧化 Hb,使用多种波长(作为一例,是 780nm 和 830nm)的激光进行分光计量。

下面,说明计量伴随脑活动的血液量变化并进行图象化的方法(图3)。图3所表示的是在图2所示的照射用光导纤维和检测用光导纤维的配置方法中在一条检测用光导纤维的两旁配置2条照射用光导纤维。3-1、3-2表示光源,其强度分别由各自的频率来调制。3-3是照射用光导纤维,3-4是检测用光导纤维,间隔30mm配置。此外,3-5、3-6简化表示脑结构,分别表示头盖骨、大脑皮层。此外,3-7表示的香蕉状区域表示在各个照射用光导纤维—检测用光导纤维对中进行传播的光的路径。因为生物体组织(特别是头盖骨)是强散射体,所以由照射用光导纤维照射的光从其照射位置就失去定向性,向四面八方散射。其中,在相距30mm的光照射位置与光检测位置之间传播的光如该图所示,以香蕉状传播,可以作为反射光检测。3-8所示的检测器(由光电二极管、光电倍增管等构成)把检测到的光从光学信号变换为电信号。通过3-9所示的锁定放大器处理被变换的电信号。

用该方法可以同时检测从两个光源照射出的光的反射光强度,并独立地进行辨别。这里,在区域1或区域2的某个地方,当伴随脑活动的氧化 Hb、脱氧化 Hb 产生变化时,反射光的强度就发生变化。因此,可以根据该反射光的强度计算出区域1和区域2的血液量变化。在图3中,虽然存在2对照射用光导纤维和检测用光导纤维,但仅说明其中的1对。设在各时刻到达检测用光导纤维的光强度为 $I(t)$ 。在本生物体光计量方法中,为了计量生物体内代谢物质的浓度变化,假定状态0和状态1,并将各自情况下的光强度设为 I_0 、 I_1 。这里,把状态0和状态1假设为例如在状态0的情况下是以处于安静状态为代表的基准状态,在状态1的情况下是通过活动手指的状态使运动区活动的状态。对于计量所使用的两种波长的光源,在各时刻生物体内部的吸光度的变化($\Delta A(t)$)满足以下公式。

【公式 1】

$$\Delta A(t) = -\ln(I_1(t) / I_0(t)) = \varepsilon_{oxy} \Delta C_{oxy}(t) L + \varepsilon_{deoxy} \Delta C_{deoxy}(t) L$$

这里，公式 1 中的 L 表示光源与检测器之间的平均光路长度。此外，该式中的 ε_{oxy} 、 ε_{deoxy} 分别表示氧化 Hb、脱氧化 Hb 的分子吸光系数。通过将该公式 1 适用于各种波长，伴随脑活动的氧化 Hb、脱氧化 Hb 的浓度变化（分别为 ΔC_{oxy} 、 ΔC_{deoxy} ）就如下式所示。

【公式 2】

$$\begin{pmatrix} \Delta C_{oxy}(t) \\ \Delta C_{deoxy}(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \varepsilon_{oxy}^{\lambda_1} & \varepsilon_{deoxy}^{\lambda_1} \\ \varepsilon_{oxy}^{\lambda_2} & \varepsilon_{deoxy}^{\lambda_2} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} \frac{-\ln(I_1^{\lambda_1}(t) / I_0^{\lambda_1})}{L^{\lambda_1}} \\ \frac{-\ln(I_1^{\lambda_2}(t) / I_0^{\lambda_2})}{L^{\lambda_2}} \end{pmatrix}$$

实际上，由于决定 L 是困难的，所以按照公式 3，对于作为具有浓度乘以距离的量纲的单位的 C' 计算出公式 4。

【公式 3】

$$\begin{pmatrix} \Delta C'_{oxy} \\ \Delta C'_{deoxy} \end{pmatrix} = L \begin{pmatrix} \Delta C_{oxy} \\ \Delta C_{deoxy} \end{pmatrix}$$

【公式 4】

$$\begin{pmatrix} \Delta C'_{oxy}(t) \\ \Delta C'_{deoxy}(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \varepsilon_{oxy\lambda_1} & \varepsilon_{deoxy\lambda_1} \\ \varepsilon_{oxy\lambda_2} & \varepsilon_{deoxy\lambda_2} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} -\ln(I_{1\lambda_1}(t) / I_{0\lambda_1}) \\ -\ln(I_{1\lambda_2}(t) / I_{0\lambda_2}) \end{pmatrix}$$

下面来描述使用该图 3 的计量方法和表示用公式 4 计算出来的氧化 Hb、脱氧化 Hb 的浓度变化的分布的分布状况图象的制作方法（图 4）。在该图 4 中，所表示的是在图中的第 21、第 22、第 23、第 24、第 25 各个位置上配置了 5 条照射用光导纤维，同样，在图中的第 31、第 32、第 33、第 34 各个位置上配置了 4 条检测用光导纤维的情况。按照这样的配置，有多对照射用光导纤维和检测用光导纤维，但其中间隔 30mm 的照射用光导纤维和检测用光导纤维共有 12 个对。将这些光导纤维对的中点定义为取样点，设为给出 1 个光导纤维对检测到的氧化 Hb、脱氧化 Hb 的浓度变化的位置信息的位置。这

种假定下，在本图 4 上总共有 12 个取样点（4-1）。对这 12 个点的氧化 Hb、脱氧化 Hb 的浓度变化施以空间插补处理来得到图 5 所示的分布状况图象。所谓分布状况是一种地形图，在平面坐标上表示与该坐标不同量纲的物理量。此外，在图 3 所示的计量系统中，可取样 100 毫秒量级的数据，也能够作成该取样间隔的活动图象。

以下对为使大脑活动而使用的激活方法进行说明（示例）。在本生物体计量法中，为引起生物体内的代谢物质的浓度变化，对被检测体布置课题。图 6 中表示该示例以及任务序列的例子。图中的 T、R 分别是任务期间（执行课题的期间）和安静期间（与任务期间不同的脑活动静止的状态）。例如，若使用图 7 所示的人的手来说明，在任务期间，被检测体使拇指与拇指以外的食指、中指、无名指、小指以 1Hz 的速度随机地接触。与此相对，在安静期间，与上述的任务期间不同，不进行各指的接触而保持安静。任务期间与安静期间的不同仅是是否进行手指的运动，结果，存在于侧头部的手指运动区活动，该活动部位的氧化 Hb 的浓度变化，这种现象在非专利文献 3 中有所记载。在实际的计量中，根据检查目的或内容将 T 和 R 的时间设定为各种值，但是通常设为 T=15 秒，R=30 秒。为了减小计量到的信号的噪声，重复执行任务，对计量到的反射光强度变化施以同步加法运算处理。实际的临床现场所用的 T 的重复次数为 5 次至 10 次左右，计量所要的时间约为 10 分钟。

图 8 是使用实际的计量装置的计量现场。图 2 中所示的光源阵列、检测器阵列被收容在机箱（8-1）内，缠绕有照射用光导纤维和检测用光导纤维的线排（8-2）连接到戴在被检测体（8-3）头上的头罩（8-4）上。此外，在机箱上设置有电子计算机（8-5），可以使用打印计量结果的打印机（8-6）马上阅读计量结果。此外，上述的光导纤维线排与支承该打印机的支柱（8-7）连接，因为机箱带有脚轮，所以具有良好的可移动性。因此，可以自由设定被检测体与本计量装置的位置关系，此外，不仅可以在面向医疗机构的外来患者开放的检查室进行被检测体的计量，还也可以在手术室或病房内进行被检测体的计量。

【专利文献 1】特开平 8-103434 号公报

【专利文献 2】特开平 9-98972 号公报

【非专利文献 1】ワタナベ、マキ、カワグチ、ヤマシタ、コイズミ、マヤナギ，“根据应用近红外分光光谱复制法的分布状态法进行的神经性发作期间的非侵袭血液量变化的计量”，医用工学光学，2000 年 7 月号（287 页～290 页）

【非专利文献 2】ワタナベ、マキ、カワグチ、タカシロ、ヤマシタ、コイズミ、マヤナギ，“根据近红外分光光谱复制法进行的非侵袭语言优势半球的计量”，神经科学，1998 年

【非专利文献 3】アツシ マキ、ユウイチ ヤマシタ、ヨシトシ イトウ、エイジュ ワタナベ、ヨシアキ マヤナギ、ヒデアキ コイズミ，“人运动区的激活状态的时空分析”，医用物理学，第 22 卷（12 号），197 页～2005 页（1995 年）

发明内容

在生物体光计量法中，为了降低计量结果的噪声，有时多次重复实施相同的任务（课题），而作为被检测体的检查中的状态，考虑以下两种状态。在第一种状态下，在任务期间执行医生或检查技师指示的课题，此外按照指示，安静期间为保持安静的状态。这种情况下，如果医生或检查技师在计量结束后对计量结果进行数据分析，就可以评价被检测体的脑活动。另一方面，当然，无论在任务期间以及安静期间哪一个期间都存在进行与指示不同的行动的情况。例如，当在计量中咳嗽时，由于头罩与头部的接触状态发生了变化，所以就检测到噪声（臆象）。此外，在任务单纯的情况下，可能存在被检测体吃饱了就睡，或者尽管把右手的运动作为任务，但是被检测体执行别的任务（例如，活动左手等）的情况，此时，存在检测不到噪声（臆象）的情况。像这样，当作为臆象而不被检测，被检测体执行与医生或检查技师的指示不同的任务时，与作为目的的脑功能部位不同的部位就会活动，从而可能得不到正确的检查结果。

如此，一旦将检测到噪声的期间的数据或者虽然作为噪声不被检测但没有执行正确的任务的期间的数据用于数据分析，就无法得到正确的数据。因此，为了得到正确的数据，需要确定像这样产生了噪声的期间，并从同步运算的对象中分离出来，但是，还未开发出高效地进行这些处理的方法。

对于此,考虑一种对被检测体计量中的状态进行视频录象方法。导入 VTR 摄象机,通过图 9 所示的实施例就可以实现。与计量时需要特别的检查室的核磁共振扫描装置或脑磁计等不同,用生物体光计量法不必顾及电磁噪声。因此,可以把 VTR 摄象机(9-1)配置在计量装置附近,而且,对于被检测体来说,可以把该 VTR 摄象机设置在任意的位置。所以,如果以例如使用图 9 说明的手指运动功能的计量为例来进行说明的话,既可以仅仅拍摄被检测体的手指活动,也可以拍摄被检测体全身。

图 10 中的 10-1 是表示计量结果的时间进程,本图表示各个取样点的各种波长的反射光强度的变化。此外,10-2 是对被检测体的举动所拍摄到的影像。上述的 10-1 中的柱(10-3)表示影像的再生时刻与时间进程上的时刻的对应关系,通过将影像与时间进程同步地再生,就能够一边将时间进程上存在的问题点与影像进行对比一边来确认。

但是,即使使用图 10 所示的方法同步再生所拍摄到的结果和计量结果,但对医生或检查师来说也不是有效的手段。这是因为,在处理计量结果之后,虽然在计量结束后几分钟就可以得到图 7 所示的分布状况图象,但需要全部再生从计量开始到结束的约 10 分钟时间来检查 10-2 所示的影像,计量结束后无法立刻确认计量结果。此外,不能直接比较各任务之间的影像结果,就不能进行高效的性能检查。

因此,为探讨一种方法,来解决这些问题、缩短用于确认计量影像的再生时间、可进行高效的性能检查,并且在短时间内消除包含噪声的期间的数据和没有正确地进行任务的期间的数据。

作为解决上述课题的手段,本发明提供一种生物体光计量装置,其特征在于首先拍摄第一试行期间(具有被检测体处于安静的安静期间和将任务布置给被检测体的任务期间)和第二试行期间(具有被检测体处于安静的安静期间和将任务布置给被检测体的任务期间)内的被检测体的活动图象,再把所述第一试行期间内的活动图象和所述第二试行期间内的活动图象实质上同步地显示出来。据此,就可以以一次试行期间所需要的时间进行性能检查,可以直接比较各任务之间的影像数据或计量数据。

根据本发明,因为同时确认各个试行期间内的被检测体的计量状态、计

量结果，所以可以高效率地进行各个试行期间的性能检查，并能够缩短活动图象再生时间。并且能够以比以往更短的时间消除包含噪声的试行期间的数据和没有正确地进行任务的试行期间的数据。

附图说明

图 1 是本发明提供的生物体光计量装置的画面结构图 (1)。

图 2 是生物体光计量装置的装置结构图。

图 3 表示伴随脑活动的血液量变化的计量方法。

图 4 是表示氧化 Hb、脱氧化 Hb 的浓度变化的分布的分布状况图象的制作方法示意图。

图 5 是分布状况图象。

图 6 表示实施脑功能计量的任务序列。

图 7 是人手的示意图。

图 8 表示使用生物体光计量装置的脑活动的计量现场。

图 9 是具备 VTR 摄象机的生物体光计量装置的装置结构图。

图 10 表示现有技术中的对被检测体进行 VTR 拍摄的结果与计量结果的显示方法。

图 11 表示计量的实施方法和计量结果的处理方法。

图 12 是本发明提供的生物体光计量装置的画面结构图 (2)。

图 13 是本发明提供的生物体光计量装置的画面结构图 (3)。

图 14 是本发明提供的生物体光计量装置的画面结构图 (4)。

图 15 表示在同时设置了生物体光计量装置和与该生物体光计量装置不同的其他生物体计量装置的装置中具有被检测体摄象功能的计量装置的装置结构图。

图 16 是手指运动功能的计量装置的结构图。

图 17 表示手指运动功能的计量装置向生物体安装的方法。

图 18 表示手指运动波形 (1)。

图 19 表示手指运动波形 (2)。

图 20 表示 T1 和 T2 的时间变化。

图 21 是图 15 所示的计量装置的画面结构图。

图 22 表示影像数据的保存文件夹。

具体实施方式

（实施例 1）

通过实施例 1 说明用于实施本发明的一种方式。首先，使用图 11 所示的流程图来说明计量的实施方法和计量结果的处理方法。首先，在使用图 6 所示的序列的情况下，事先设定任务期间（T）、安静期间（R）以及任务的重复次数（n）。在本实施例中，仿照图 6，设 $n=5$ 。根据所设定的次数和时间交替 n 次重复静止和任务。当计量结束时，首先保存计量数据。所谓该计量数据是各个取样点的各种波长的反射光强度的时间变化特性。保存该计量数据之后，还保存在计量期间内所拍摄到的影像数据。这里，虽然计量数据和影像数据都是时间系列数据，但是为了能够维持各数据的同步性，使各自的数据记录时间一致，同时将计量开始时刻、任务开始时刻、结束时刻作为标记存储在双方的数据中。然后，把影像数据分割到每个计量序列内进行保存。因此，把包含公式 5 所示的各期间的 5 个影像文件保存到文件夹内。

【公式 5】

$$t1 \leq t \leq t4$$

$$t3 \leq t \leq t6$$

$$t5 \leq t \leq t8$$

$$t7 \leq t \leq t10$$

$$t9 \leq t \leq t12$$

图 22 表示这些文件的这种保存状态，在该文件夹中，除所拍摄到的影像文件「全影像 1」之外，还保存着「影像 1（任务 1）」、「影像 1（任务 2）」、「影像 1（任务 3）」、「影像 1（任务 4）」和「影像 1（任务 5）」。

在图 11 所示的流程图中，进行「同步再现每个任务的影像数据或计量数据」之后，图 1 所示的画面结构使用这些文件。在图 1 所示的画面构成中，并列显示 1-1 表示的计量数据的时间进程和 1-2 表示的影像画面。在本实施例中，5 幅影像画面按从上向下的顺序排列为第一任务、第二任务、…、第五任务。此外，1-3、1-4 所示的条分别表示安静期间、任务期间。此外，1-5 所示的箭头表示 1-2 所示的各影像的显示时刻，实质上，同步再生各影像（这里，所谓实质上

的意思是允许由机械噪声或机械性能的限度等引起的同步性偏离以及未超出用户所认为的同步的范围)。即,使5幅影像的各任务开始时刻(如果用图6所示的计量序列来说明各任务的开始时刻的话,关于这5幅影像影像,分别是第一幅的 t_2 、第二幅的 t_4 、第三幅的 t_6 、第四幅的 t_8 、第五幅的 t_{10} 的时刻)一致,然后同时地再生。

另一方面,由于1-1所示的时间进程是时间系列数据,所以如图6所示,交互地设定安静期间和任务期间,并由1-6-1所示的任务期间以及安静期间显示条显示。此外,1-7所示的线与1-5所示的箭头同步移动,这样,通过表示影像和显示该影像的时刻的关系的线在影像上和时间进程上同步移动,用户就能够明确地把握时间进程表示的数据和影像的关系。此外,1-8是核对框,在本实施例中,记录有检查标记。这是因为在本实施例中第三任务内被检测体的举动与其他的第一次、第二次、第四次、第五次任务很不一样,所以当希望从进行数据处理时的同步加法运算中除掉,表示用户所选择的情景。

在对该核对框输入的同时,1-9所示的表示时刻的同步性的线成为与其他线不同的线种,可以向用户传递时间进程上的数据的无效性。在该图1所示的显示方法中,在 $T=15$ 秒、 $R=30$ 秒以及任务的重复次数为5次的情况下(参照图6所示的序列),就能够将255秒的显示时间降低到75秒($30+15+30$)。此外,1-11所示的线是将图3所说明的检测光变换为电信号的检测光强度的时间系列变化(时间进程),各线与图4所示的取样点(4-1)中的计量数据相对应(本实施例中,与12个取样点(4-1)相对应,有12条线(1-11))。此外,1-10是1-7和1-9所示的各线任务开始后几秒钟,表示其时刻。所显示的时刻与1-7和1-9所示的各线的位置的变化同步地变化。

下面,使用图12、图13来说明该图1的变形例。图12中,自动判别作为时间进程(12-1)所显示的数据中有噪声的情况,具有该噪声的任务不作为影像进行显示,或者表示将该任务计量数据从同步加法运算中除掉为特长的实施例。作为这种有噪声的情况下的判定算法的一例,可以列举出在单位时间的血液量变化超过预先设定的阈值(m)的情况下判定为有噪声的例子。12-2是输入该阈值的阈值设定部。作为一例,如果输入「 $0.2\text{mM} \cdot \text{mm}/0.1\text{sec}$ 」,0.1秒内血液量变化 $\pm 0.2\text{mM} \cdot \text{mm}$ 的情况就认为是噪声。该血液量变化的计

算使用从公式（1）到公式（4）所示的计算算法。本实施例中，在 12-3 所示的取样点中噪声发生，包含该时刻的第四次任务的计量为无效。因此，在 12-4 所示的地方不显示影像，可以把第四次任务中的计量数据从同步加法计算中除掉。

图 13 是图 1 和图 12 的变形例。并列显示各任务期间内的影像画面和同步加法运算各任务期间内的计量数据所得到的状态分布图象（13-1），表示实质上同步再生时的图象。本实施例中，可以在观看影像的同时选定从同步加法运算中除掉的任务（5 次任务的某一个任务），可以立即看到根据所选定的结果作成的状态分布图象。通过使用该实施例所示的方法，例如用户就可以注意比较将第三次任务置入加法运算的情况下和从加法运算从除掉的情况下的状态分布活动图象的差异，结果，可以成为更容易反映性能检查结果的数据处理方法。此外，当然也可以选择把检查列入到用于同步加法运算的任务中。这里，在本实施例所示的画面中，对于第三次任务列入了检查。因此，将公式 5 所示的 $t_1 \leq t_4$ 、 $t_3 \leq t_6$ 、 $t_7 \leq t_{10}$ 、 $t_9 \leq t_{12}$ 的各期间内的各通道的通过光强度进行同步加法运算，再使用公式 1~4 计算出 $\Delta C'$ ，当使用各通道的位置信息实施空间插补时，就能够像本图的 13-1 所表示的那样表示状态分布图象。

图 14 是图 13 的变形例。对每个重复实施的任务并列显示状态分布图象（14-1）。在本图中，如 14-2 所示，对第三任务将检查列入核对框。因此，仅不显示第三任务的状态分布图像。结果，通过只显示成为计量处理对象的第一次、第二次、第四次、第五次的状态分布图象，从而可以减少需要用户进行确认的图象的张数。

即使把执行这些功能的程序安装在没有这些功能的原来的生物体光计量装置中，也能够进行上述的图象显示或数据处理。

（实施例 2）

因为生物体光计量法使用光，所以没有与其他电磁能的干扰。因此，可以与使用光以外的电磁能的计量装置同时计量，以下来说明其一个实施例。

图 15 表示的是同时设置了图 9 所示的生物体光计量装置和与该生物体光计量装置不同的生物体计量装置的装置的结构。本实施例中，记述了在生物

体光计量装置(15-1)的旁边设置了其他的手指运动功能计量装置(15-2)的情况,当然,本发明并不限于本实施例。戴上头罩(15-3)的被检测体(15-4)通过光导纤维阵列(15-5)与生物体光计量装置连接。此外,传感器(15-6)连接在所述被检测体的手指上,该传感器与手指运动功能计量装置连接。此外,在生物体光计量装置上设置有视频摄象装置(15-7),可以拍摄被检测体的举动。

然后使用图 16 来描述该手指运动功能计量装置的结构。通过交流产生电路(16-1)生成具有规定频率(例如 20kHz 等)的交流电压;通过电流产生用放大电路(16-2)把所生成的具有规定频率的交流电压变换为具有规定频率的交流电流;使交流电流流入安装在生物体上的发射用线圈(16-3);发射用线圈(16-3)产生的磁场在安装在生物体上的接收用线圈(16-4)内产生感应电动势;预放大电路(16-5)把所产生的感应电动势(具有与由交流产生电路(16-1)生成的规定频率的交流电压相同的频率)放大;然后将放大后的信号输入到检波电路(16-6)。为了在该检波电路中通过由该交流产生电路所生成的规定频率或 2 倍频进行检波,将该交流产生电路的输出通过调相电路(16-7)调整相位之后,作为参照信号(16-8)输入到检波电路 16-6 的参照信号输入端。

此外,在通过规定频率的 2 倍频进行检波的情况下,不一定需要调相电路(16-7),作为通过 2 倍频进行检波的简单的电路结构,是将交流发生电路(16-1)的规定频率变换为 2 倍频,并通过分频器变换为半频之后,输入到电流产生用放大电路(16-2),在参照信号(16-8)中将交流产生电路(16-2)的规定频率的 2 倍频的信号输入到检波电路(16-6)的参照信号输入端的结构。检波电路(16-6)的输出在通过低通滤波器(Low-pass filter)电路(16-9)之后,为得到所希望的电压而用放大电路(16-10)进行放大后得到输出(16-11)。计算机(16-12)内装的模数转换板(AD 板)把输出(16-11)转换为数字数据,然后输入到该计算机。根据以上说明的构成例,能够检测与安装在生物体上的接收用线圈(16-4)和发射用线圈(16-3)之间的相对距离 D 相当的电压。用图 17 来说明该手指运动功能计量装置安装在生物体上的安装方法。

把发射用线圈（17-1）安装在拇指的上部，把接收用线圈（17-2）安装在食指的上部。该发射用线圈卷绕在线圈安装元件（17-3）上，并与图 16 所示的电流产生用放大电路（16-2）相连接。此外，各安装元件安装在佩带（17-4）上，佩带（17-4）的结构为使用橡胶或海绵等来吸收手指大小（粗细）的差异。按照本图所示的结构，可以得到与拇指和食指之间的相对距离 D 相当的输出，此外，安装接收用线圈和发射用线圈的手指并不限于拇指或食指，也可以将接收用线圈或发射用线圈安装在任意手指上。而且，也可以将发射用线圈和接收用线圈装在上嘴唇和下嘴唇上，检测伴随嘴活动的动作。

在图 18 中表示在将这些佩带佩戴在拇指和食指上，并且指示帕金森病患者尽量快且大幅度地进行拇指与食指的指尖敲击（重复进行拇指与食指的开合动作）的情况下，实际得到的波形。而且，预先通过计量得到根据两个线圈的距离得到的电位差和实际的拇指与食指的距离的关系，图 18 所示的波形是校正后的特性。该图 18 中，18-1 所示的波形是变换为相对距离的数据，其速度波形（距离 X 的在时间方向上的一次微分波形（ dX/dt ）的数据）表示为 18-2。在将该图形的 0~3 秒放大的图 19 中，同样分别用 19-1 和 19-2 表示测定数据和速度波形。在该 19-2 中表示的 T1 和 T2 分别表示检测到的速度波形的相邻的最大峰值的时间差的时间跨度和检测到的速度波形的相邻的最小峰值的时间差的时间跨度。

图 20 表示对每次敲击描绘该 T1 和 T2 的图。。20-1 和 20-2 是对每次敲击分别描绘时间 T1 和 T2 的曲线。由该图可知，T1 是以 0.4 秒为中心进行指尖敲击。另一方面，T2 是以与 T1 基本相同的 0.4 秒为中心变化，但在多处产生摇摆。如图 18 所示，通过描绘敲击的时间变化，能够视觉理解敲击的时间上的摇摆。

在图 15 所示的计量装置中，由于具备摄象机，所以如果将使用生物体光计量装置计量到的结果和可与图 15 所示的生物体光计量装置同时进行计量的生物体光计量装置以外的生物体计量装置的结果以及摄象结果同时显示再生的话，能够同时进行各生物体计量装置的计量结果和被检测体的性能检查。该显示方法在图 21 中表示。表示使用光计量到的结果的时间进程（21-1）和根据图 15 所示的手指运动功能计量装置得到的手指运动波形（21-2）以及被

检测体的摄象结果(21-3)在图21中表示。此外,在该画面的下部为了使人们清楚显示时刻而记载着表示任务期间和安静期间以及显示时刻的关系的线(21-4)。该线随时间的经过而发生位置变化,此外,还实质上同步再生5幅影像。本图中,虽然将表示使用光计量到的结果的时间进程(21-1)和由手指运动功能计量装置得到的手指运动波形(21-2)以及被检测体的摄象结果(21-3)全部显示出来,但是,也可以只显示其中任意的一个或任意两个。

结果,可以使用多种方式同时计量生物体的功能,而且能够对每个重复实施的任务比较被检测体的举动,从而能够构成医生或检查技师更容易进行诊断的计量系统。即,在本实施例中,除被检测体的摄象信息之外,例如通过直接计量被检测体的运动、活动、动作、相位变化信息等,能够提高数据的可靠性。

此外,生物体光计量方法可以与其他生物体计量方法(脑波形、功能的核磁共振扫描装置、正电子断层造影法)同时进行计量,即使兼有VTR的生物体光计量方法也可以实现该优点。因此,能够扩展可获取的生理信息的种类。

在计量伴随脑活动的血液量的变化等生物体内的代谢物质的浓度变化现象的生物体光计量装置中,可以容易地且在短时间内实施其浓度变化的计算结果和被检测体的行动的比较。

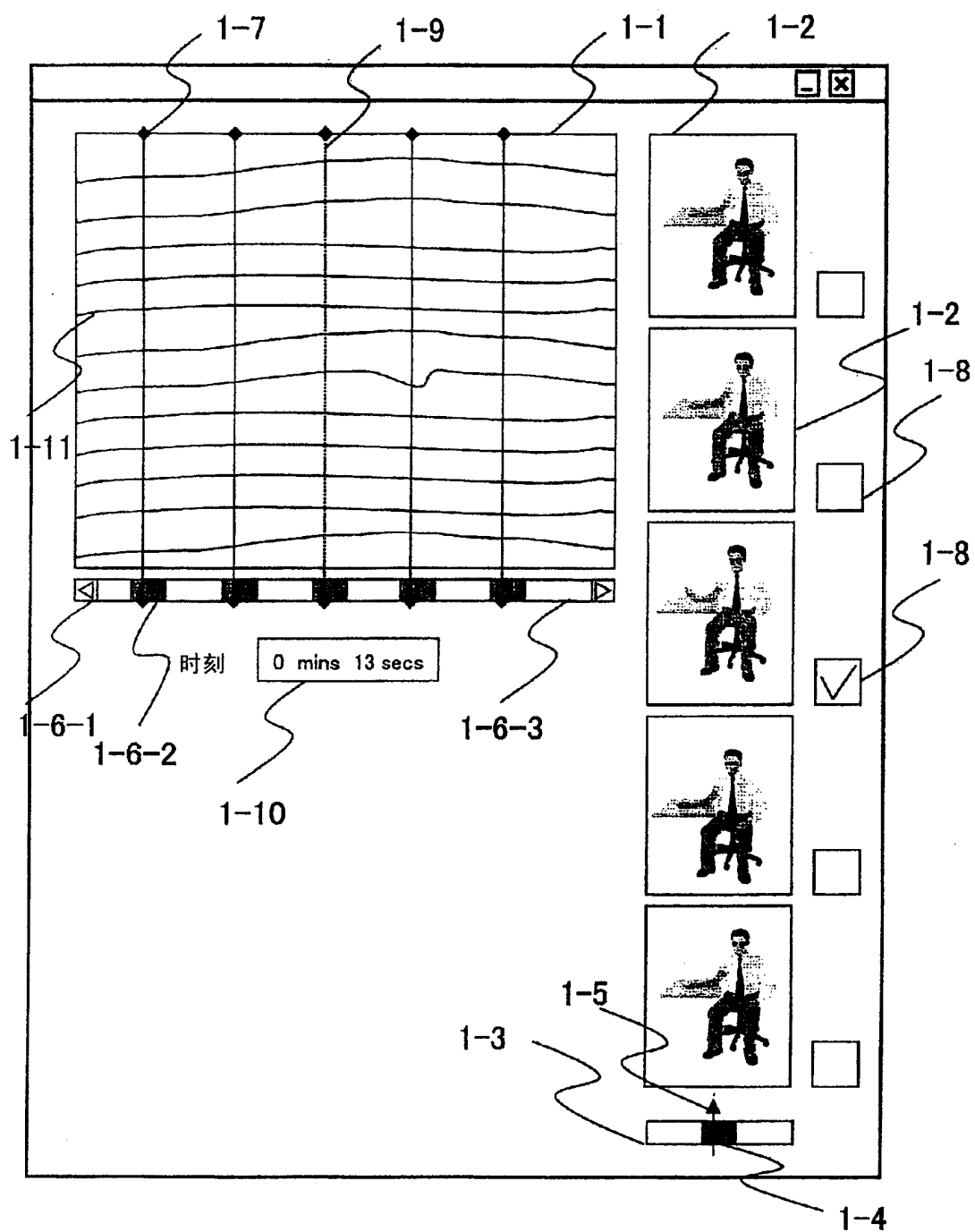


图 1

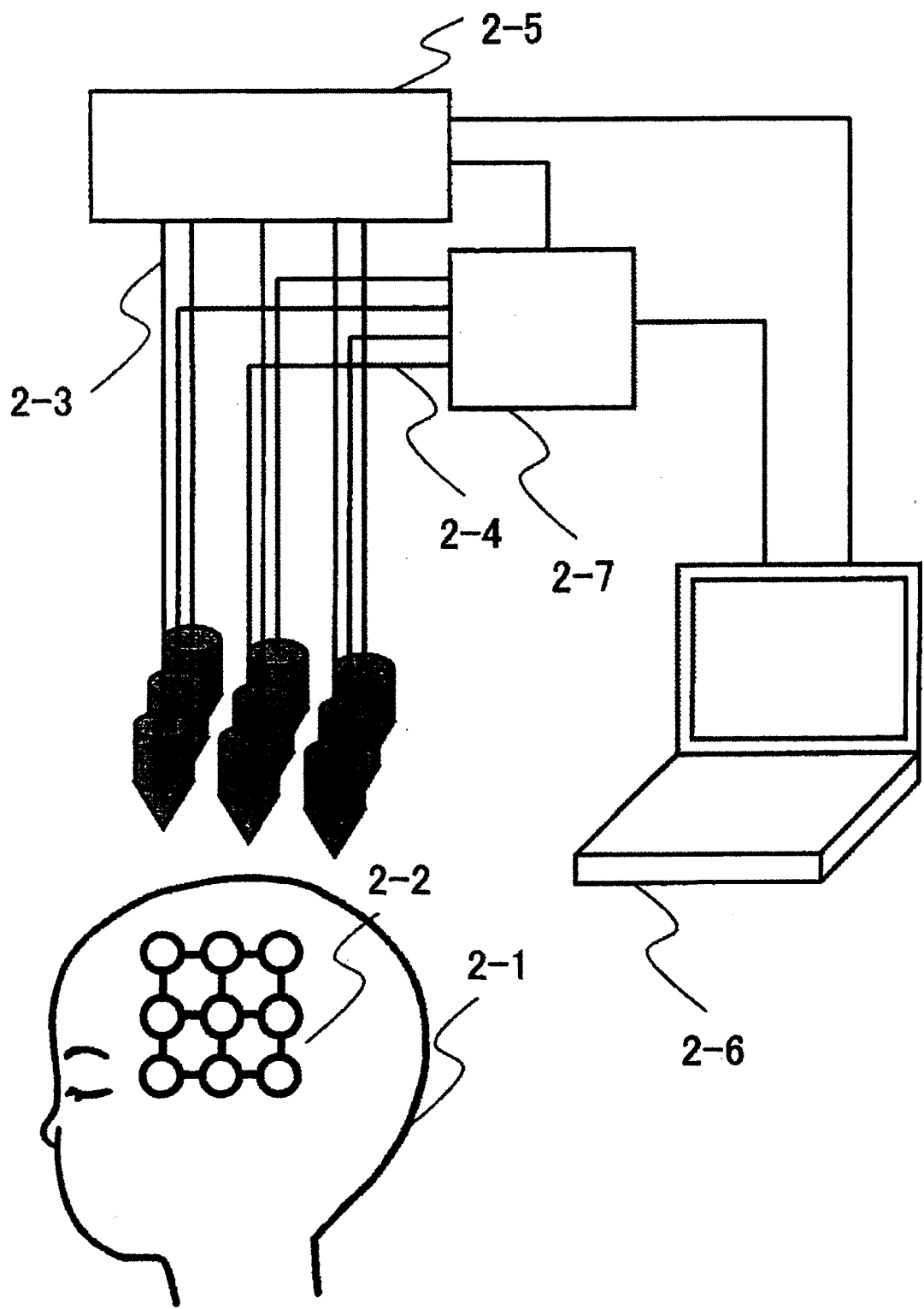


图 2

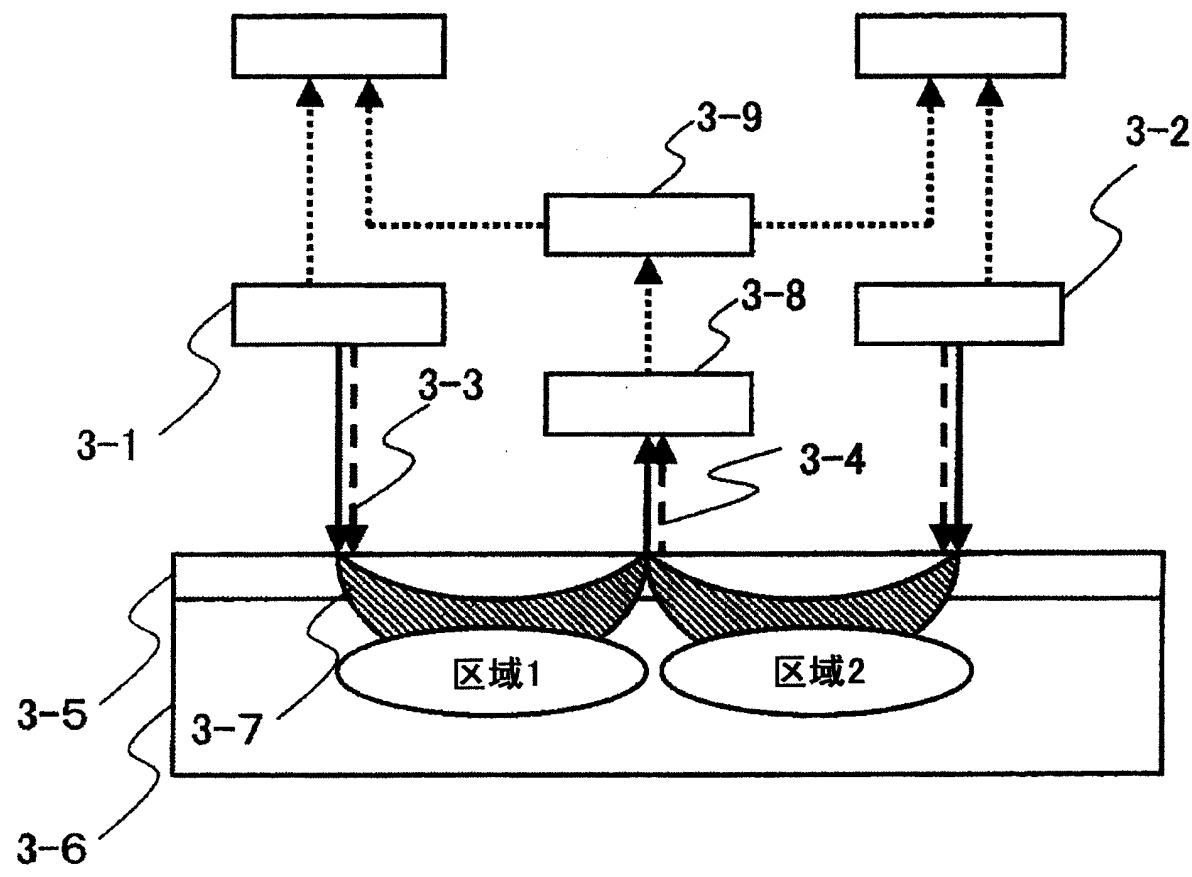


图 3

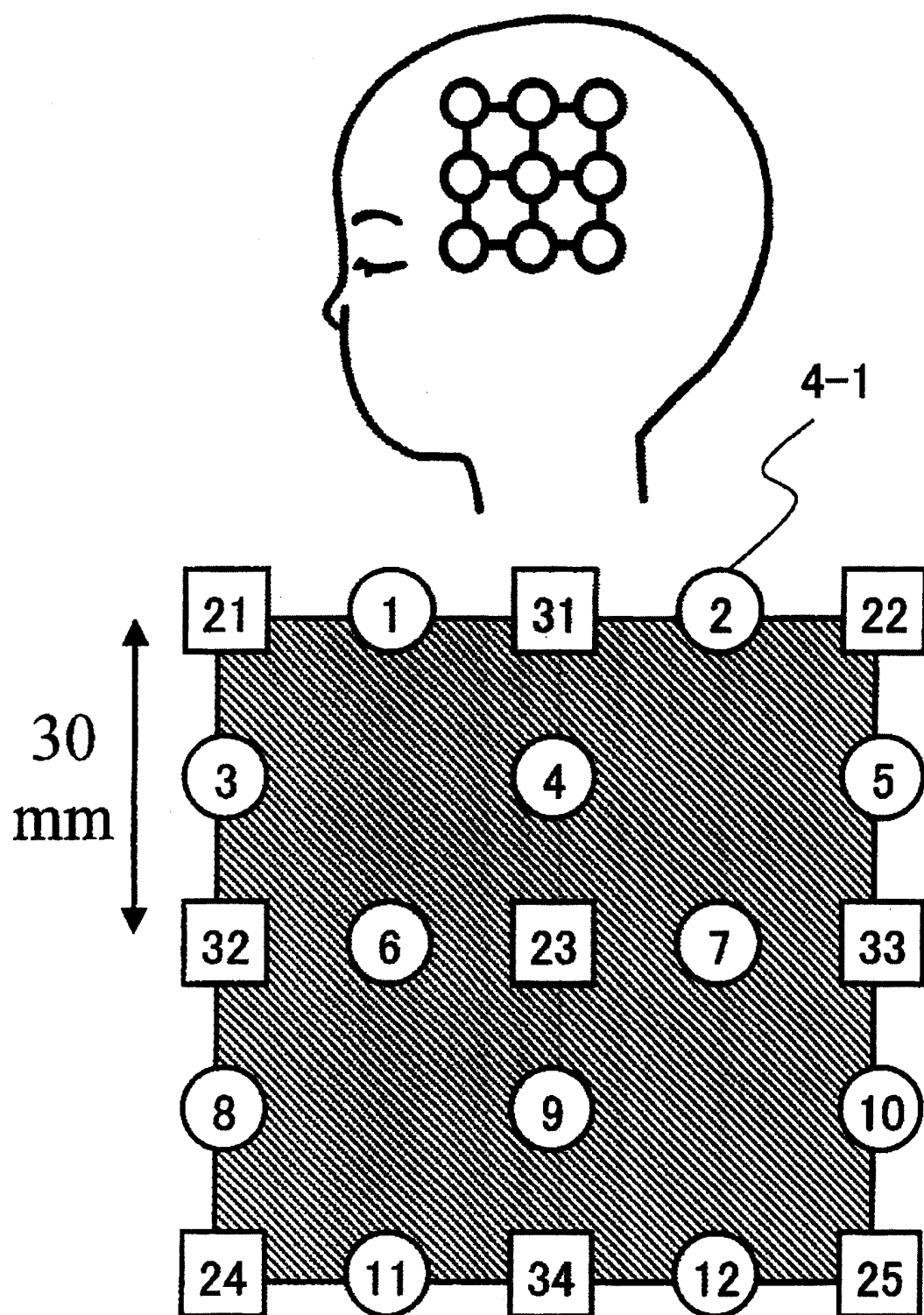


图 4

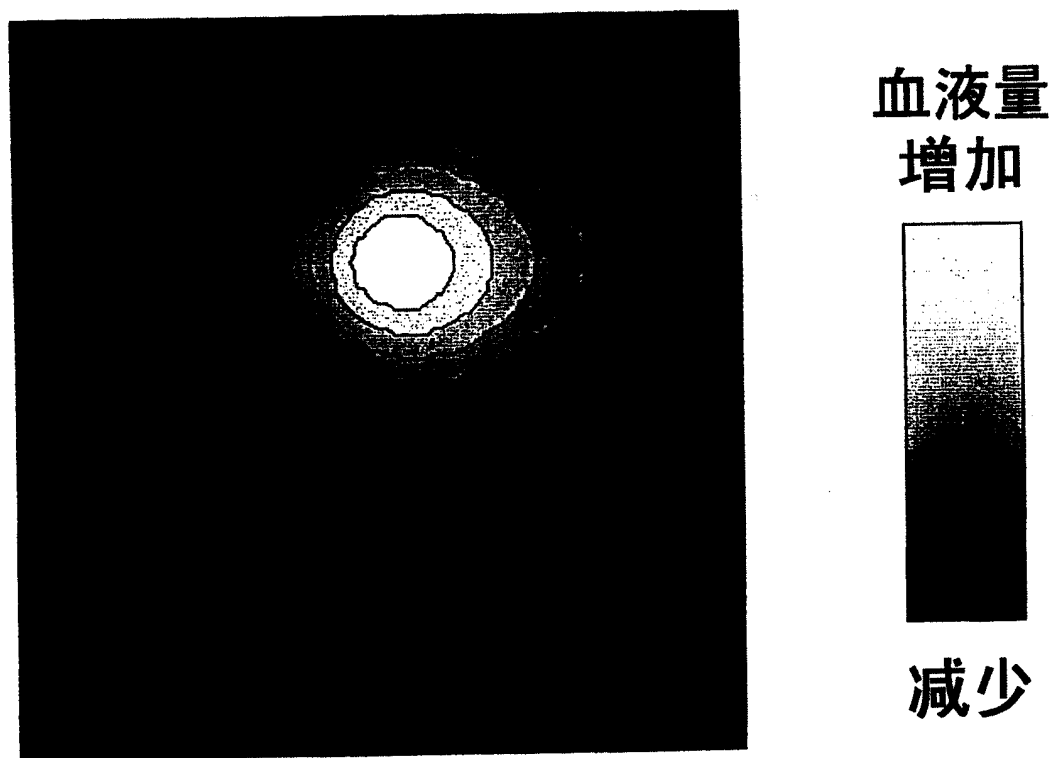


图 5

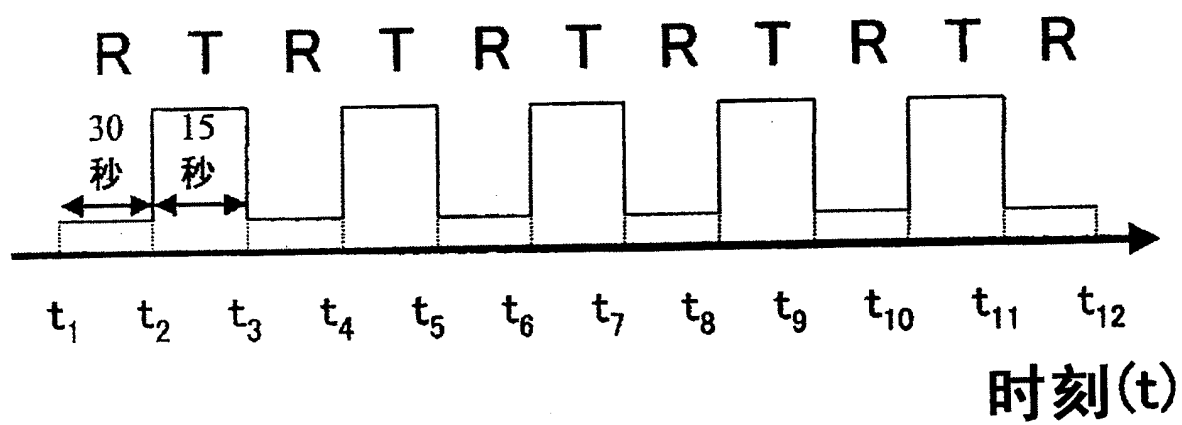


图 6

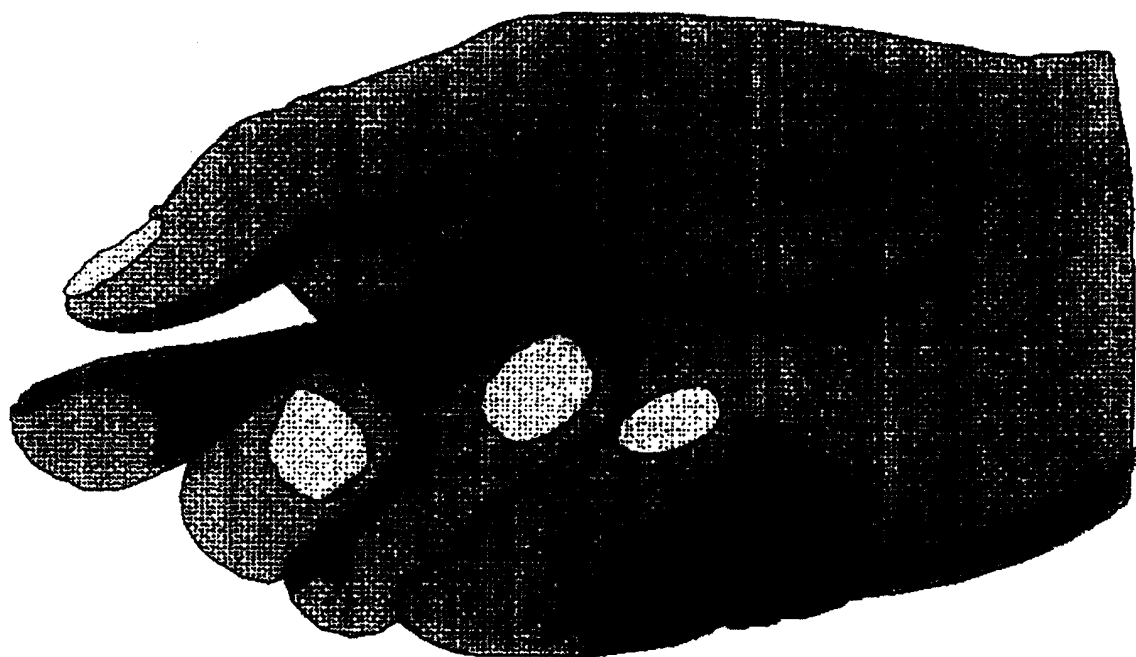


图 7

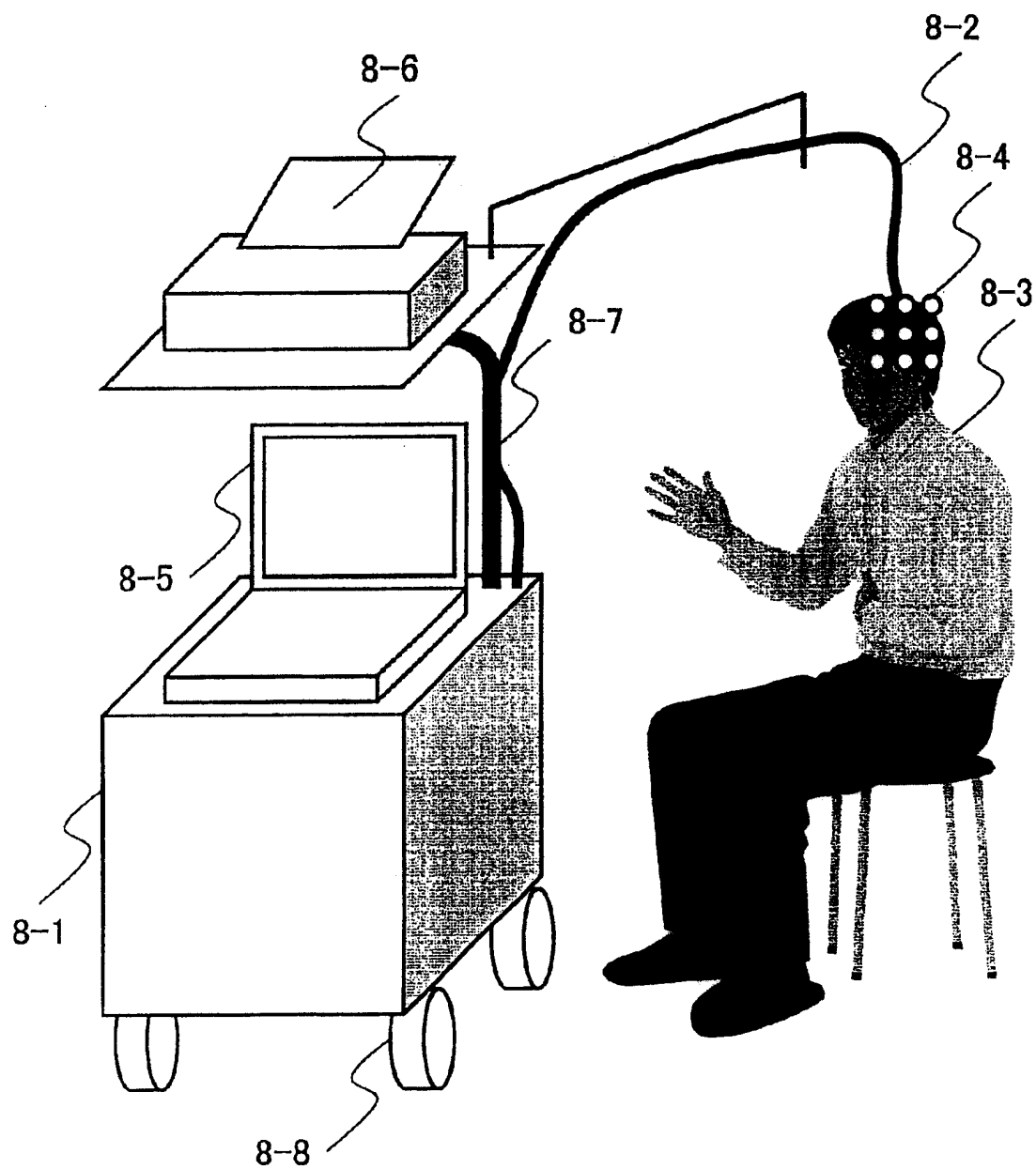


图 8

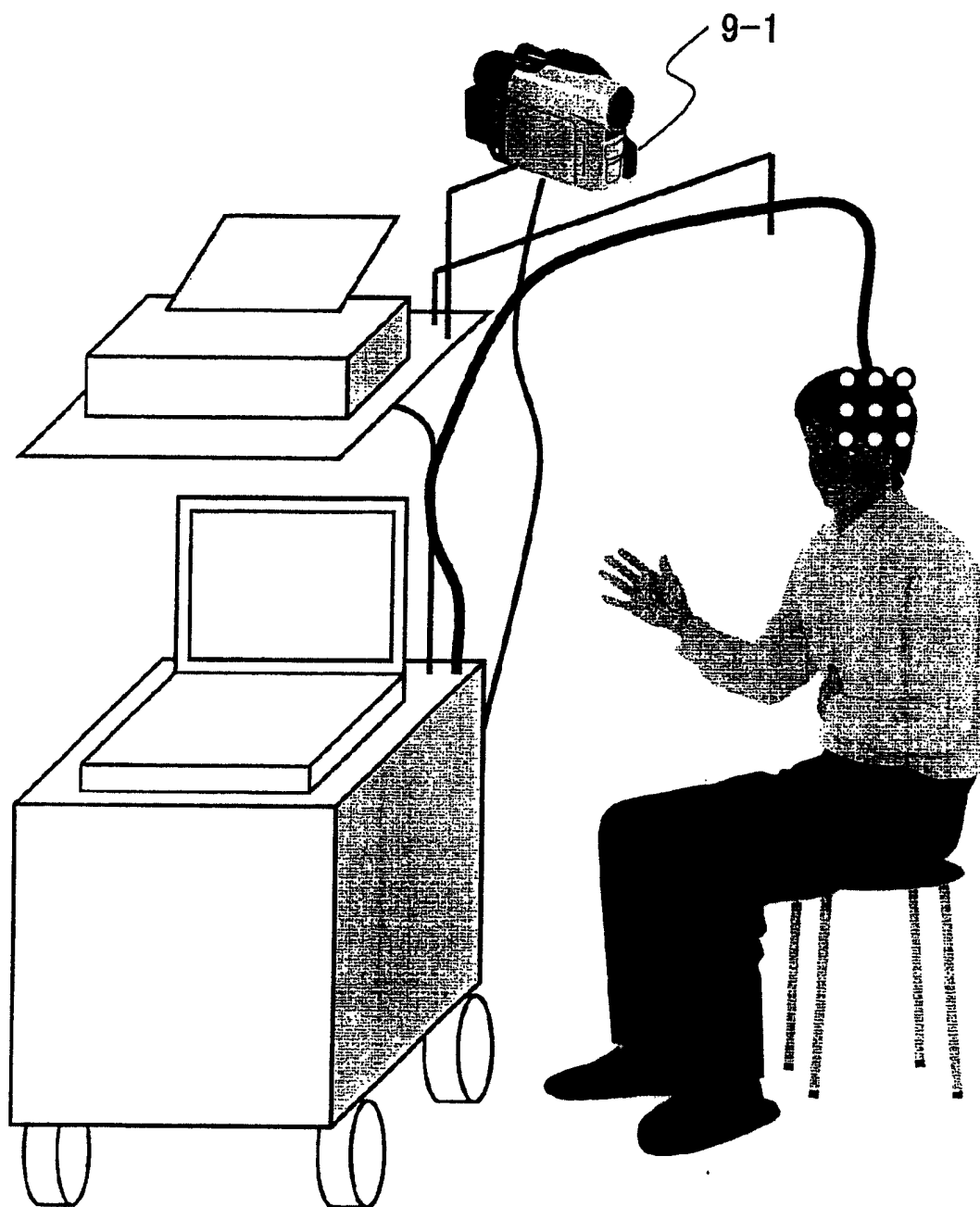


图 9

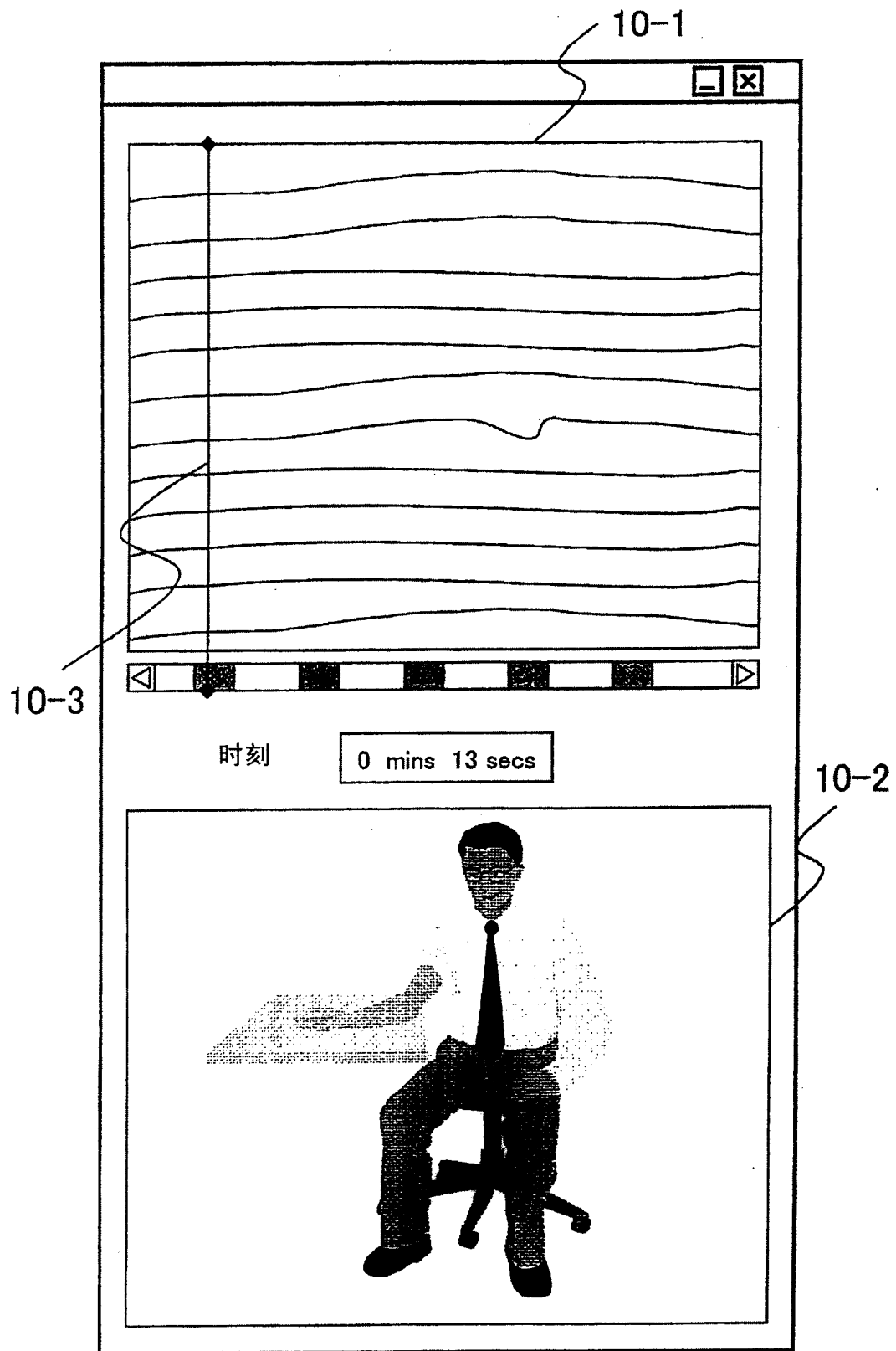


图 10

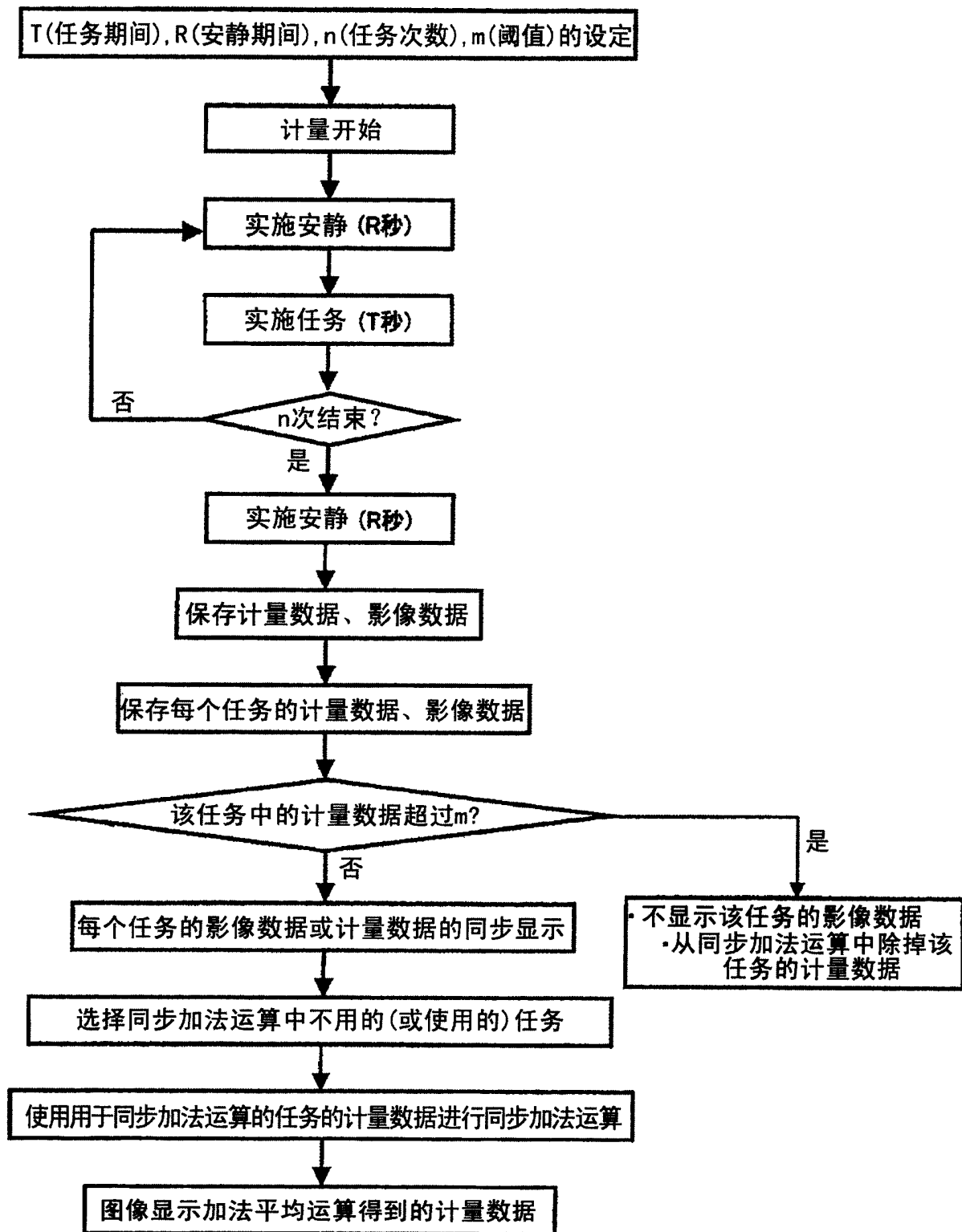


图 11

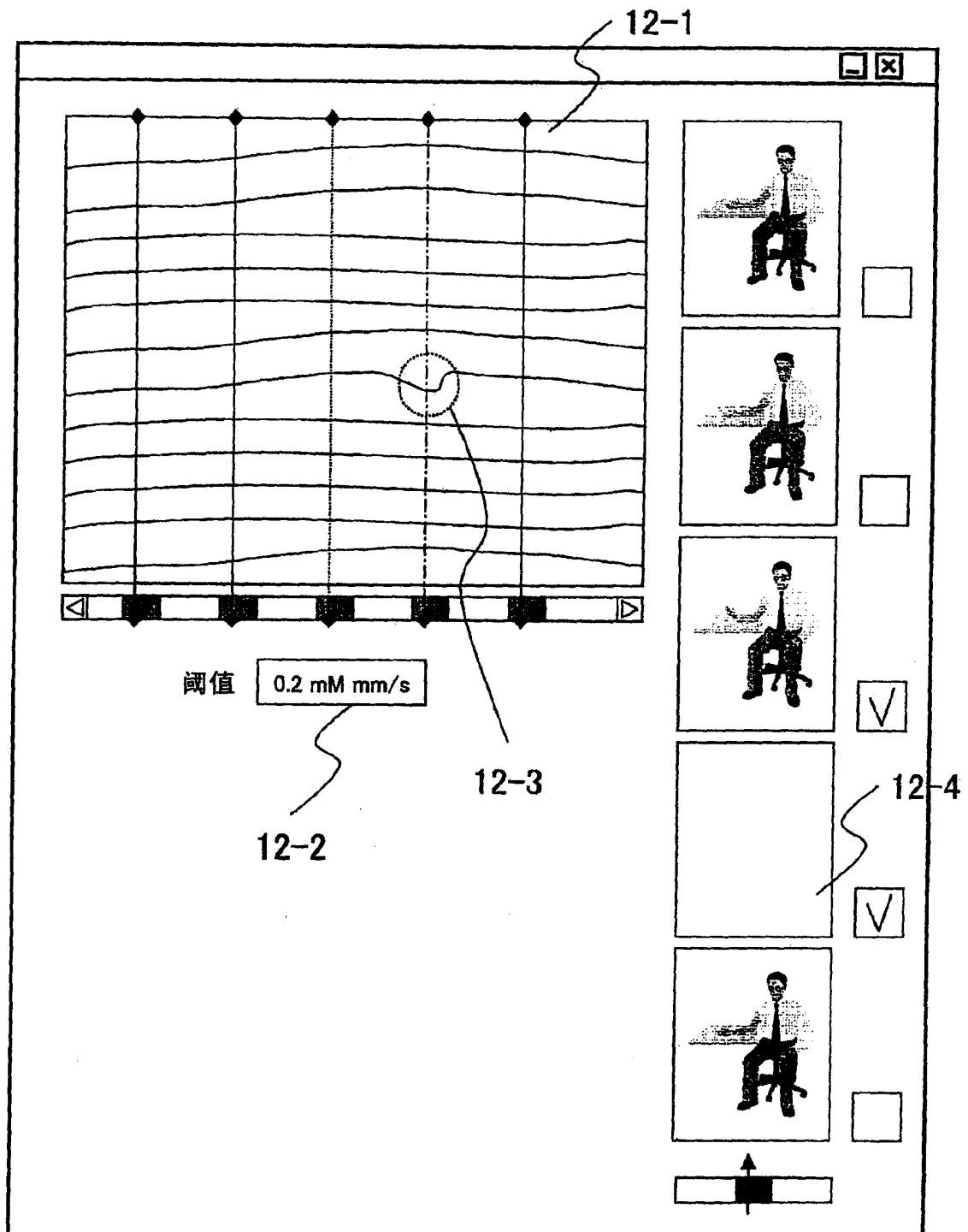


图 12

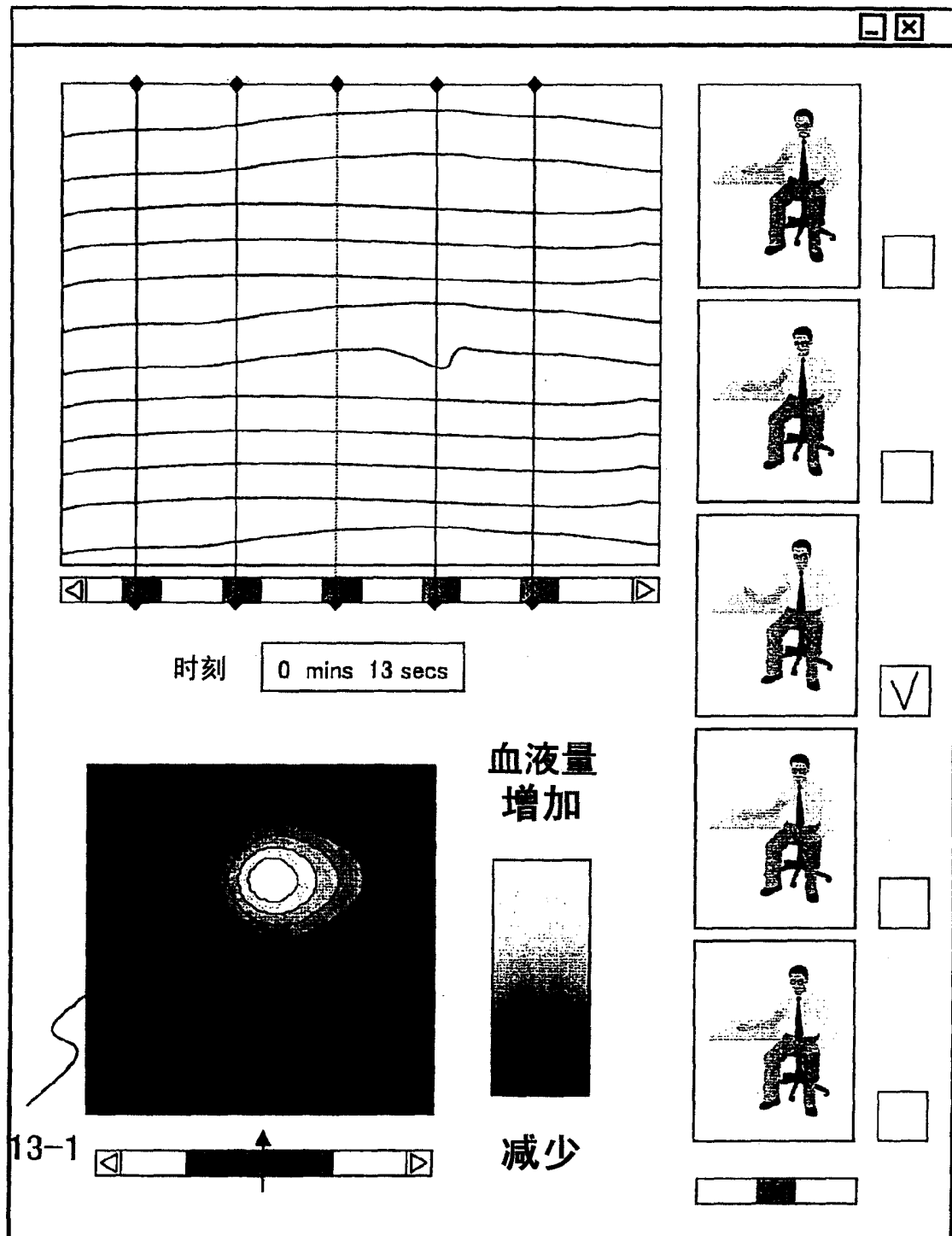


图 13

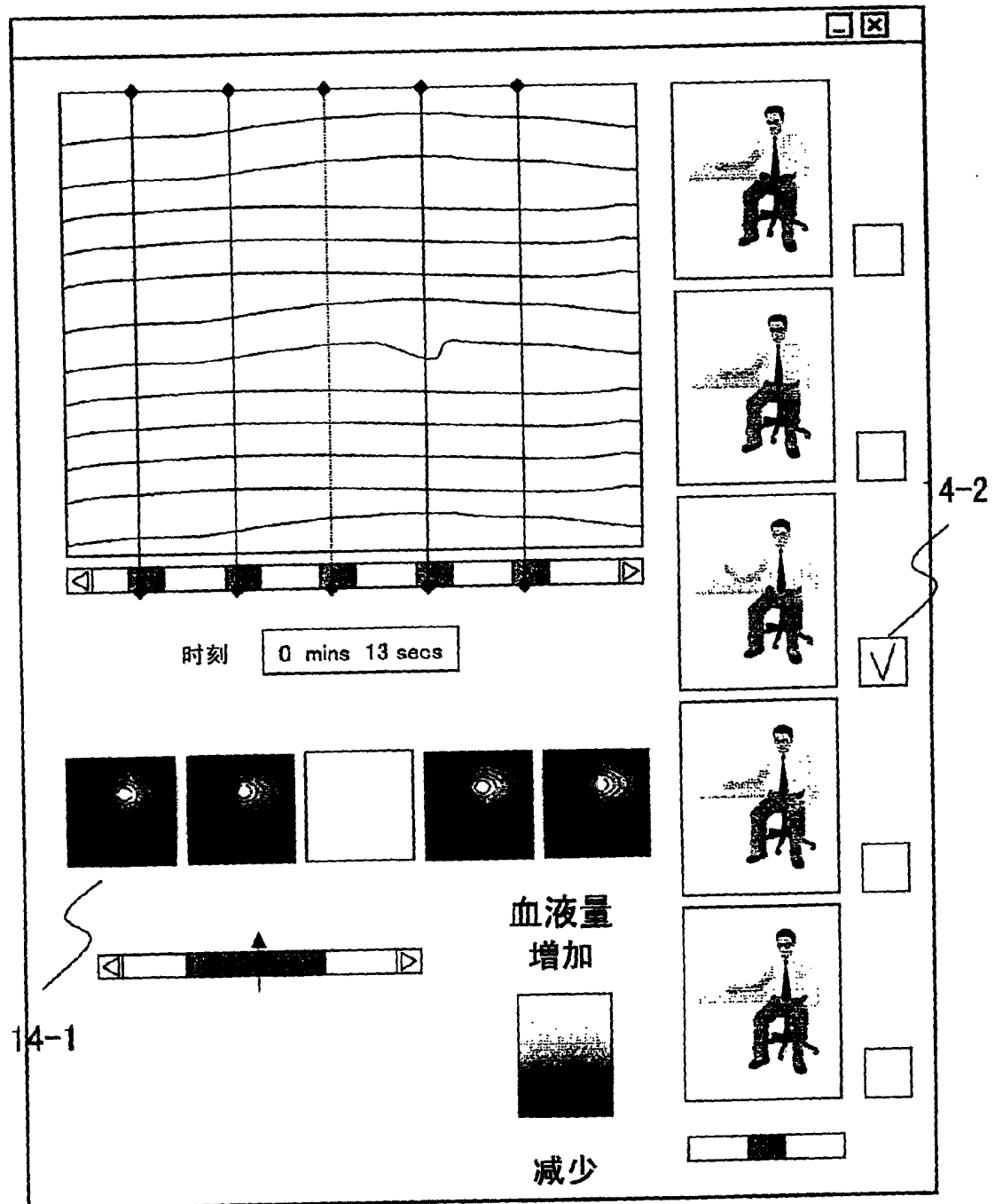


图 14

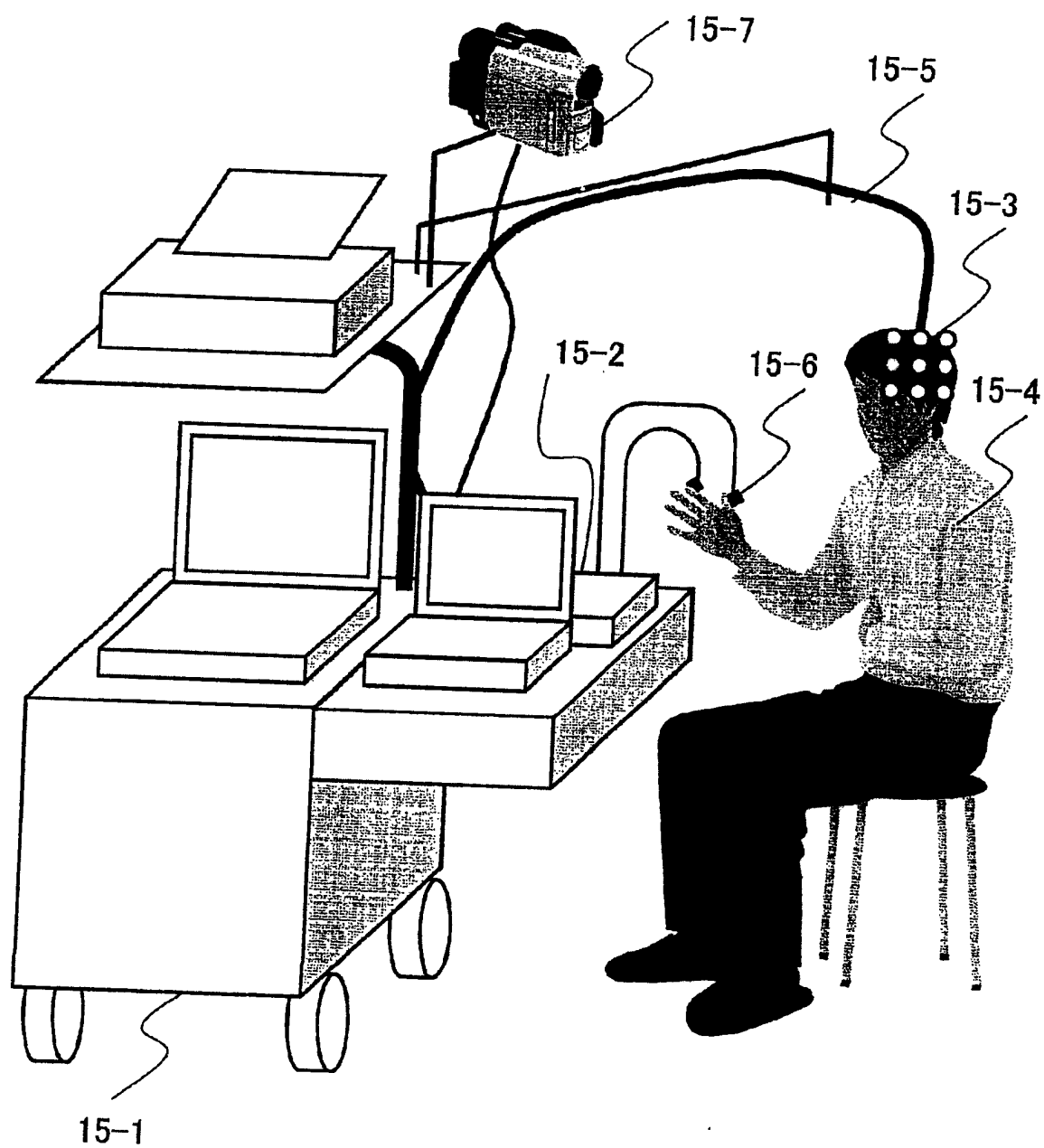


图 15

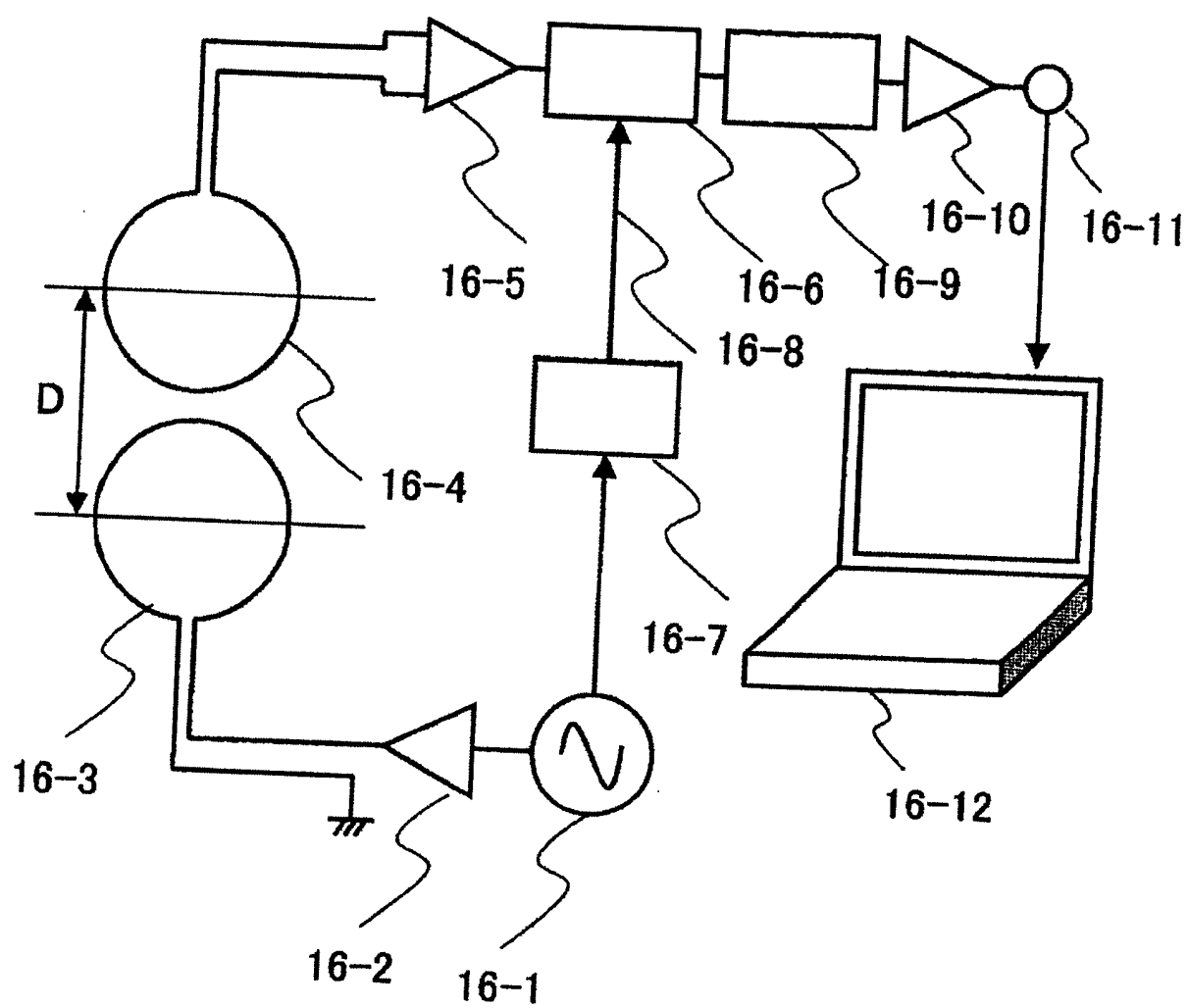


图 16

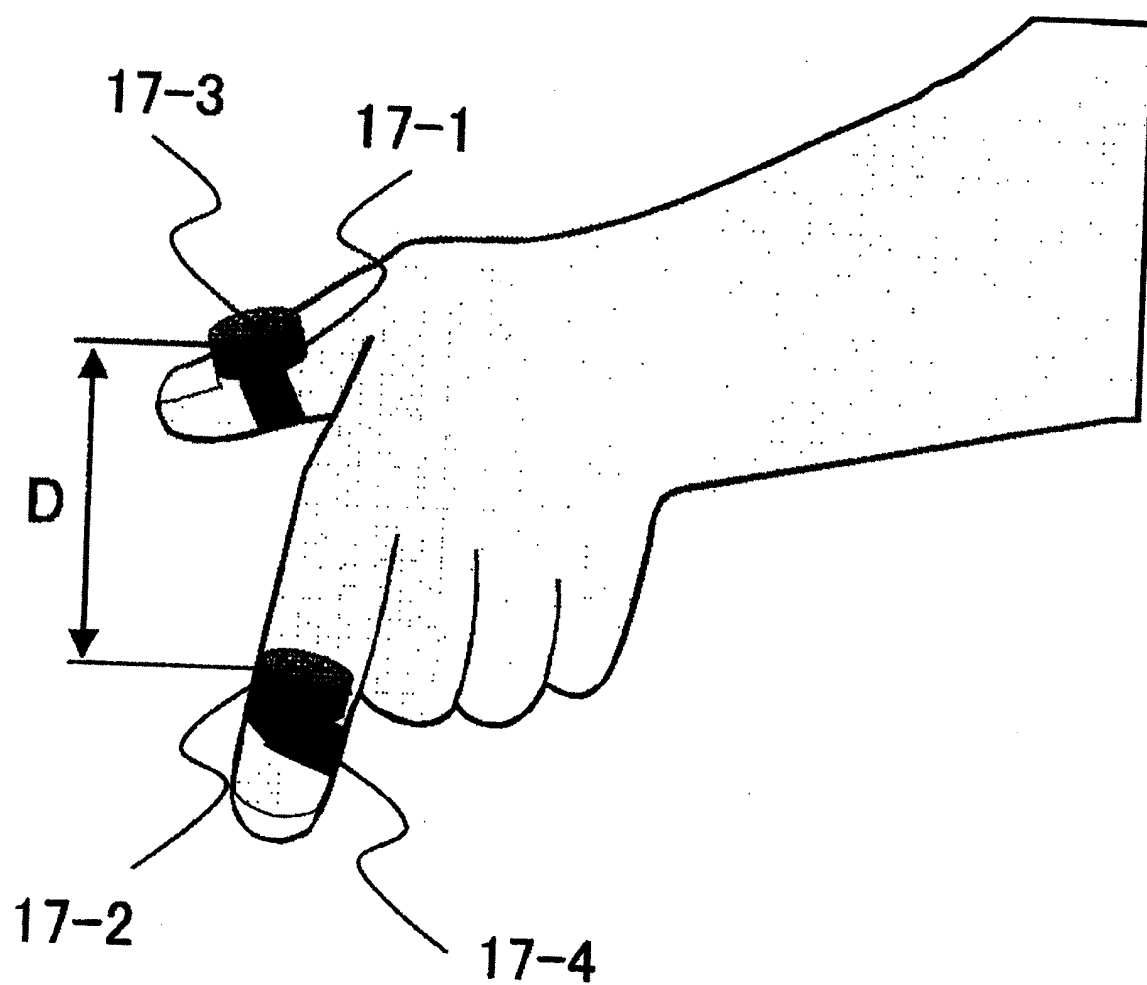


图 17

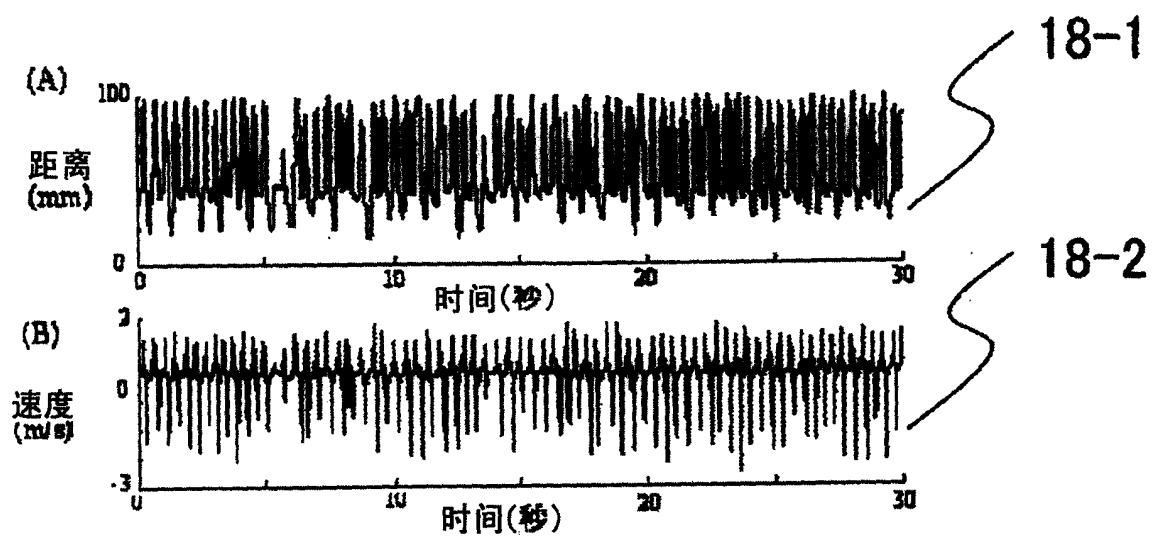


图 18

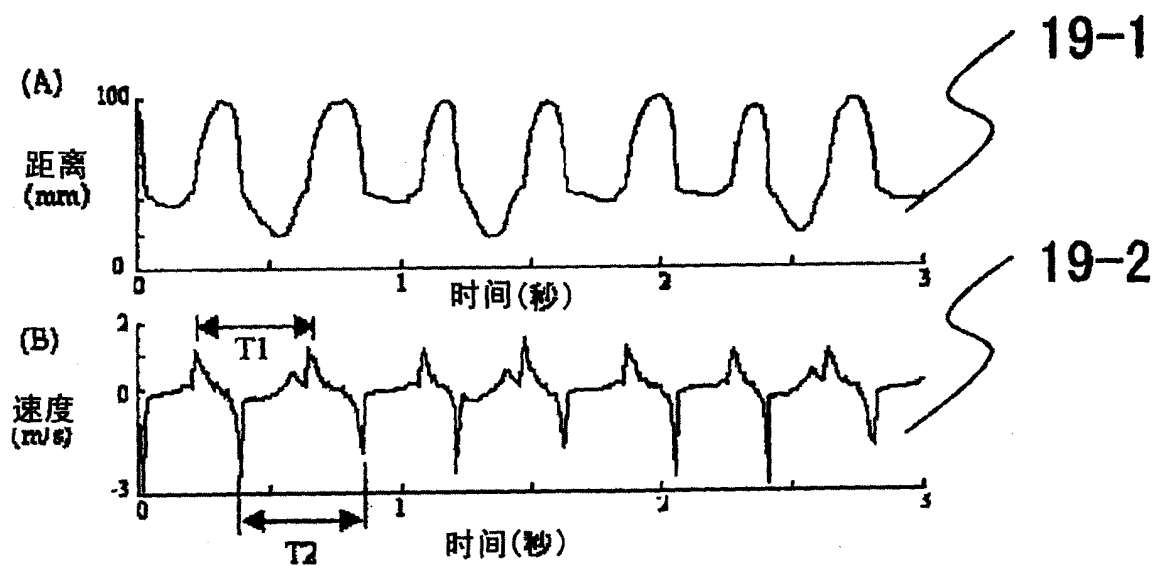


图 19

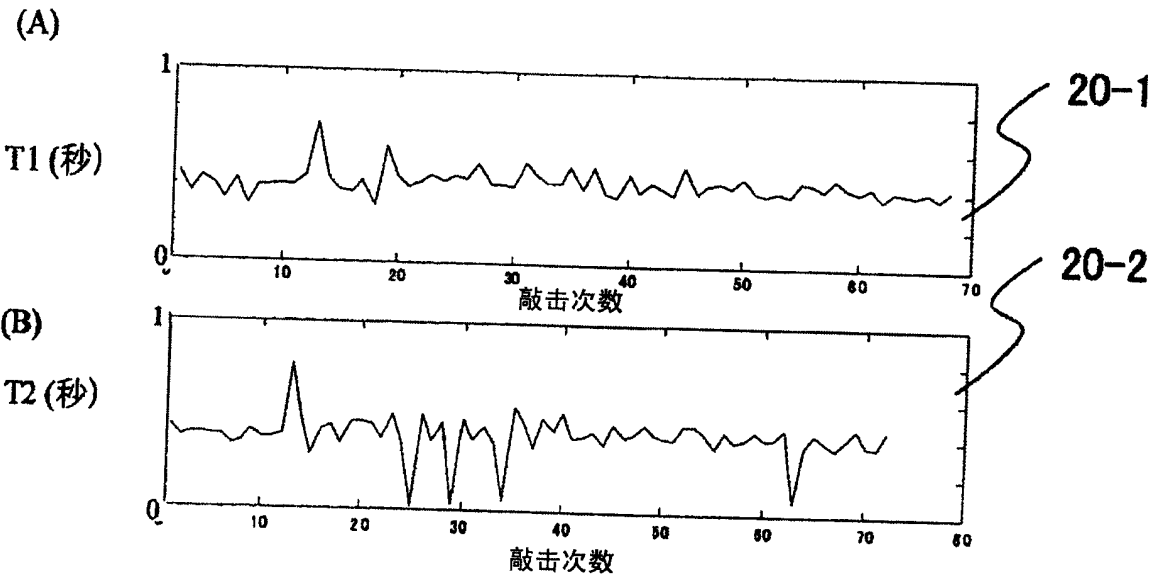


图 20

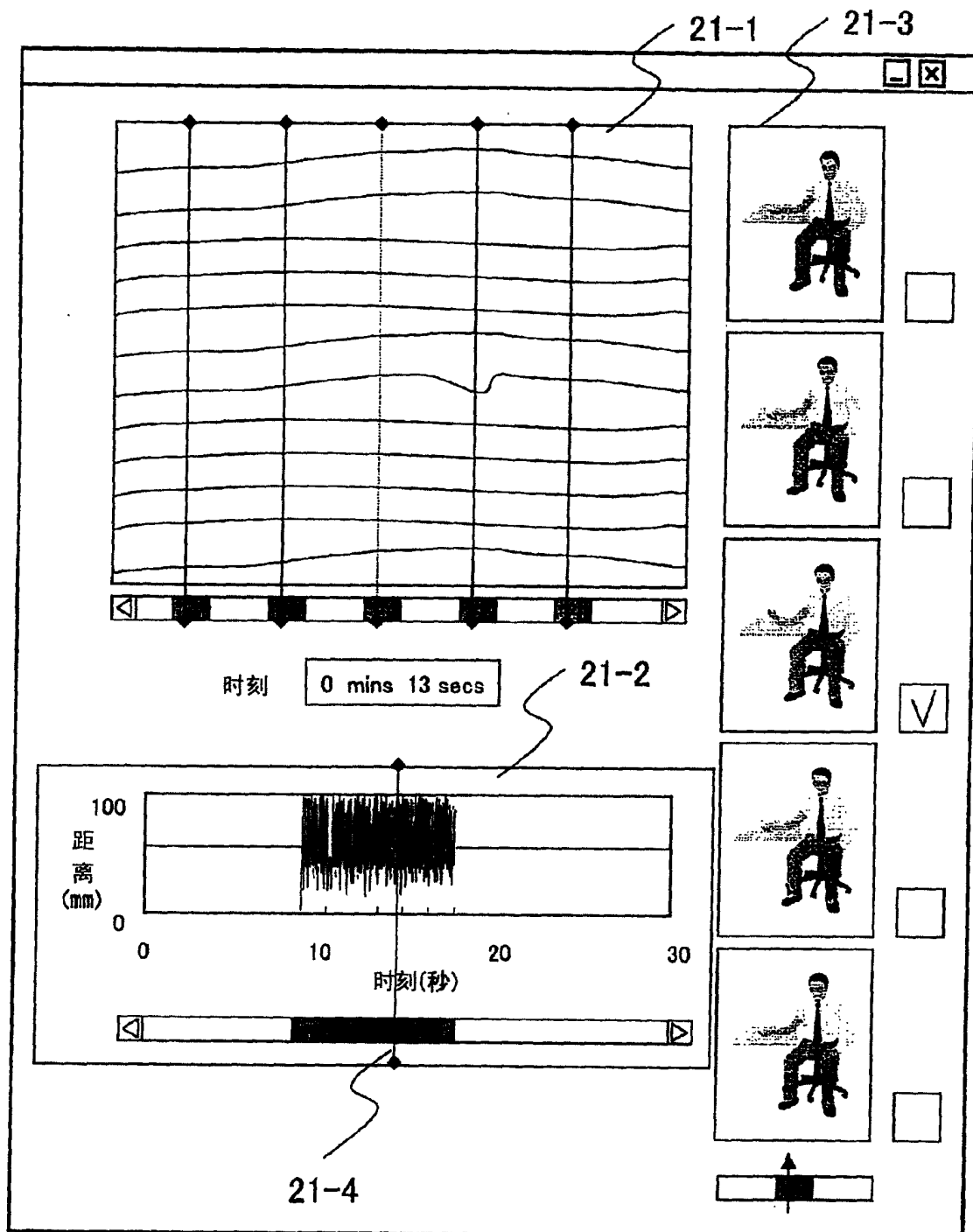


图 21

保存装置

影像文件夹

☐ 全影像 1

☐ 影像 1(任务1)

☐ 影像 1(任务2)

☐ 影像 1(任务3)

☐ 影像 1(任务4)

☐ 影像 1(任务5)

文件名

影像1(任务1)

文件的种类

影像

保存 (s)

删除

图 22