

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 10/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480033198.8

[45] 授权公告日 2009 年 7 月 8 日

[11] 授权公告号 CN 100508895C

[22] 申请日 2004.11.1

[21] 申请号 200480033198.8

[30] 优先权

[32] 2003.11.12 [33] JP [31] 381910/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/016226 2004.11.1

[87] 国际公布 WO2005/046483 日 2005.5.26

[85] 进入国家阶段日期 2006.5.11

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京

[72] 发明人 川崎真护 市川祝善 田中尚树

[56] 参考文献

JP2002-177281A 2002.6.25

JP2001-407A 2001.1.9

US2002/0085741A1 2002.7.4

JP2001-251646A 2001.9.14

JP2000-163459A 2000.6.16

审查员 石艳丽

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责
任公司

代理人 陆锦华 黄启行

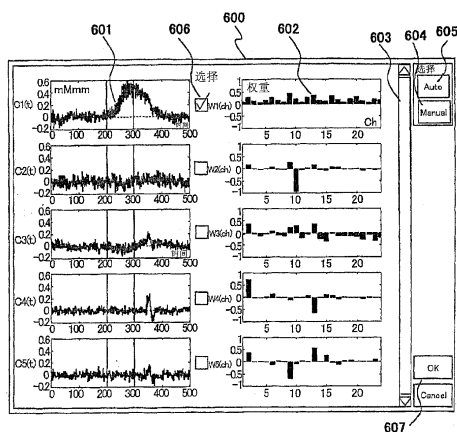
权利要求书 3 页 说明书 15 页 附图 9 页

[54] 发明名称

生物体光测量装置

[57] 摘要

一种生物体光测量装置，对通过生物体光测量而获得的生物体信号，例如局部脑血液量变化信号进行主成分分析、独立成分分析，提取、显示多个成分信号。从这些成分信号中自动或手动地选择包括噪声的成分信号以外的信号，用所选择的信号再构成局部脑血液量信号。显示再构成后的信号，根据需要，再对其进行成分分析、再构成，将其用于诊断所必要的信息的解析。这样就能确实除去重叠在生物体信号上的来自外界的噪声，特别是能确实除去不能通过平均移动处理、滤波处理而充分除去的信号，获得高精度的目的信号。



1. 一种生物体光测量装置，具备：向被检体照射从可见到红外区域的光的装置；检出通过了所述被检体的生物体内部的所述光、输出与所检出的光量对应的信号的装置；处理所述信号、生成所述被检体的血红蛋白变化信号的信号处理装置；以及使所述信号处理装置所生成的血红蛋白变化信号得以显示的显示装置，其特征在于，

所述信号处理装置具备：把所述血红蛋白变化信号分离为多个成分信号的信号分离装置；基于所述多个成分信号和表示生物体反应的特征的参考信号之间的相关值选择规定的成分信号的信号选择装置；以及利用所选择的规定的成分信号再构成血红蛋白变化信号的信号再构成装置。

2. 根据权利要求1所述的生物体光测量装置，其特征在于，分离后的成分信号及再构成后的信号分别显示在所述显示装置上。

3. 根据权利要求1或2所述的生物体光测量装置，其特征在于，所述信号处理装置至少具备两种信号分离装置。

4. 根据权利要求1所述的生物体光测量装置，其特征在于，所述信号分离装置中的至少一个对血红蛋白变化信号进行主成分分析，将其分离为多个成分信号。

5. 根据权利要求1或4所述的生物体光测量装置，其特征在于，所述信号分离装置中的至少一个对血红蛋白变化信号进行独立成分分析，将其分离为多个成分信号。

6. 根据权利要求1所述的生物体光测量装置，其特征在于，所述信号分离装置具备主成分分析装置及独立成分分析装置，并且具备选择所述主成分分析装置及独立成分分析装置中的一方或两方的分离装

置选择装置。

7. 根据权利要求 1 所述的生物体光测量装置，其特征在于，所述信号选择装置基于所述成分信号和表示生物体反应的特征的参考信号之间的相关值以及所述成分信号的微分波形的标准偏差来选择所述规定的成分信号。

8. 根据权利要求 1 所述的生物体光测量装置，其特征在于，所述信号处理装置具备用于让用户来选择所述信号再构成装置所用的规定的成分信号的用户接口装置。

9. 根据权利要求 6 所述的生物体光测量装置，其特征在于，在所述显示装置上显示多个主成分波形或独立成分波形和选择所述主成分波形或独立成分波形的选择框。

10. 根据权利要求 7 所述的生物体光测量装置，其特征在于，在所述显示装置上显示输入所述相关值的相关值框和/或输入所述标准偏差的标准偏差框。

11. 一种生物体光测量装置，具有：向被检体的多个地方照射从可见到红外区域的光的装置；从所述多个地方检出所照射的且通过了被检体的生物体内部的光、输出在照射地方及检出地方所确定的多个测量点上的测量信号的检出装置；处理来自所述检出装置的测量信号、生成表示所述多个测量点的被检体内物质变化的波形的信号处理装置；以及显示所述信号处理装置的处理结果的显示装置，其特征在于，

所述信号处理装置具备：把所述波形分离为多个成分波形的信号分离装置；基于所述多个成分信号和表示生物体反应的特征的参考信号之间的相关值选择规定的成分信号的信号选择装置；以及利用所选择的规定的成分信号再构成表示所述被检体内物质变化的波形的信号再构成装置。

12. 一种噪声除去方法，向被检体的检查部位照射光，从检出通过了所述检查部位的光而获得的血红蛋白变化信号中除去噪声，其特征在于，该方法包括：

对所述血红蛋白变化信号进行成分分析、将其分离为多个成分信号的步骤；

基于所述多个成分信号和表示生物体反应的特征的参考信号之间的相关值选择规定的成分信号的步骤；以及

利用所选择的规定的成分信号再构成血红蛋白变化信号的步骤。

13. 根据权利要求 12 所述的噪声除去方法，其特征在于，所述分离为多个成分信号的步骤包括对所述多个成分信号进行主成分分析的步骤。

14. 根据权利要求 12 或 13 所述的噪声除去方法，其特征在于，所述分离为多个成分信号的步骤包括对所述多个成分信号进行独立成分分析的步骤。

15. 根据权利要求 12 所述的噪声除去方法，其特征在于，对于由所述再构成的步骤再构成后的血红蛋白变化信号，执行所述分离为多个成分信号的步骤及再构成的步骤。

16. 根据权利要求 12 所述的噪声除去方法，其特征在于，所述进行选择的步骤是用所述成分信号和表示生物体反应的特征的参考信号之间的相关值和所述成分信号的微分波形的标准偏差来选择所述规定的成分信号。

生物体光测量装置

技术领域

本发明涉及用光来测量散射体，特别是生物体内部的信息的装置(生物体光测量装置)，特别是涉及除去与局部脑血液量变化信号重叠的噪声信号、高精度地取得必要的局部脑血液量变化信号的技术。

背景技术

生物体光测量装置是向被检者的身体的一部分照射从可见到红外区域的波长的光，检出从该处反射了的光，从而测量生物体内部的血液循环、血行动态、血红蛋白等的装置。在给予被检者刺激、课题的状态下进行光测量的话，与不给予刺激、课题的情况比较，血液循环、血行动态及血红蛋白会出现变化，把此变化与已知的变化形态进行比较，就能掌握被检者的属性、特征。

这样的生物体光测量装置，对被检者束缚不强，能非侵袭地、简便地获得生物体信息，因而临床上的应用正在实用化。

作为生物体光测量装置的临床上的应用例，有作为癫痫病灶(epileptic focus)的鉴别、癫痫术前检查的语言领域区域辨别、脑疾病的判断等。在语言领域区域辨别检查中，例如，测量相对于语言刺激负荷的左右侧头叶的局部脑血液量变化信号，比较所获得的局部脑血液量变化信号的区域，从而辨别语言领域区域。此检查在减小癫痫病灶部位切除所伴随的脑功能损伤的意义上是非常重要的检查，正在寻求正确的区域辨别的技术。

可是，局部脑血液量变化信号中重叠了来自生物体内部的信号以及装置噪声、体动信号等各种来自外界的噪声信号，难以取得精度高

的局部脑血液量变化信号。

以前尝试了通过移动平均处理、例如专利文献 1 中记载的滤波处理等来除去噪声，但大多不能通过这些处理而充分地除去噪声。例如，图 3 的图表的 CH2 产生的那种尖峰噪声成分等具有频带宽的特性。为了通过滤波处理、移动平均处理来除去这样的噪声，就需要加宽滤波器的适用频带或加大移动平均处理的适用时间长短等处理，但在这种情况下，必要的局部脑血液量变化信号也会被除去，这是存在的问题。

专利文献 1: 特开 2002-177281 号公报

发明内容

发明所要解决的问题

对此，本发明的目的在于提供一种不拘泥于噪声的特性、并且能不损害作为目的信号的信息量而除去噪声，能获得高精度的目的信号的生物体光测量装置。

解决问题的手段

为了达到上述目的，本发明的生物体光测量装置具备：向被检体照射从可见到红外区域的光的装置；检出通过了上述被检体的生物体内部的上述光，输出与所检出的光量对应的信号的装置；处理上述信号、生成上述被检体的生物体响应信号的信号处理装置；以及使上述信号处理装置所生成的生物体响应信号得以显示的显示装置，其特征在于，上述信号处理装置具备：把上述生物体响应信号分离为多个成分信号的信号分离装置；以及用上述多个成分信号中的除去包括噪声的成分信号的规定的成分信号来再构成生物体响应信号的信号再构成装置。

还有，本发明的生物体光测量装置具有：向被检体的多个地方照射从可见到红外区域的光的装置；从上述多个地方检出所照射的且通

过了被检体的生物体内部的光、输出在照射地方及检出地方所确定的多个测量点上的测量信号的检出装置；处理来自上述检出装置的测量信号、生成与上述多个测量点有关而表示被检体内物质变化的波形的信号处理装置；以及显示上述信号处理装置的处理结果(上述波形等)的显示装置，其特征在于，上述信号处理装置具备：把上述波形分离为多个成分波形的信号分离装置；以及用上述多个成分波形中的规定的成分波形来再构成表示上述被检体内物质变化的波形的信号再构成装置。

分离后的成分信号及再构成后的信号分别显示在显示装置上。

在本发明的生物体光测量装置中，优选的是，信号处理装置至少具备 2 种信号分离装置。例如，信号分离装置中的至少一个对生物体响应信号进行主成分分析，将其分离为多个成分信号。或者，对生物体响应信号进行独立成分分析，将其分离为多个成分信号。

还有，在本发明的生物体光测量装置中，优选的是，信号处理装置具备选择信号再构成装置所用的规定的成分信号的信号选择装置。信号选择装置，例如，基于成分信号和预先设定了的参考信号的相关值来选择规定的成分信号。或者，基于成分信号的微分波形的标准偏差来选择规定的成分信号。或者把这两者作为基准来选择规定的成分信号。

本发明的生物体光测量装置，优选的是，信号处理装置具有用于让用户来选择信号再构成装置所用的规定的成分信号的用户接口装置。例如，在显示装置上显示多个主成分波形或独立成分波形以及选择这些主成分波形或独立成分波形的选择框。

还有，例如，在显示装置上显示输入上述相关值的相关值框和/或输入上述标准偏差的标准偏差框。

本发明的噪声除去方法是向被检体的检查部位照射光、从检出通过了上述检查部位的光而获得的生物体光测量信号中除去噪声的方法，其特征在于包括：对上述生物体光测量信号进行成分分析、将其分离为多个成分信号的步骤；以及用上述分离后的多个成分信号中的规定的成分信号来再构成生物体光测量信号的步骤。

分离为多个成分信号的步骤，例如，包括对多个成分信号进行主成分分析的步骤、对多个成分信号进行独立成分分析的步骤。这些步骤可以只执行一个步骤，也可以两个步骤并用。

还有，本发明的噪声除去方法，也可以对于由上述再构成的步骤再构成后的生物体光测量信号，执行分离为多个成分信号的步骤及再构成的步骤。

本发明的噪声除去方法，优选的是，包括从分离后的多个成分信号中选择规定的成分信号的步骤。此步骤是例如用成分信号和预先设定了的参考信号的相关值和/或成分信号的微分波形的标准偏差来选择规定的成分信号。

具体实施方式

以下参照附图来说明本发明的生物体光测量装置的实施方式。

另外，在以下的说明中，生物体光测量的对象为血红蛋白量(包括氧化血红蛋白、脱氧化血红蛋白、总血红蛋白)，不过，本发明的生物体光测量装置不但可以把血红蛋白作为对象，也可以把在近红外有吸收的细胞色素等生物体内物质作为对象。

图 1 是表示适用本发明的生物体光测量装置的概略构成的图。此生物体光测量装置主要具备：向生物体照射近红外光的光源部 10；测

量通过了生物体的光(包括透过了生物体内部的光和在生物体内部所反射的光。以下称为通过光), 将其转换为电信号的光测量部 20; 以及根据来自光测量部 20 的信号来计算作为生物体信息的局部脑血液量变化信号, 具体是血中血红蛋白浓度变化, 显示结果的信号处理部 30。而且此生物体光测量装置具备为了使引导来自光源部 10 的光的光纤 13 的前端接触被检者 9 的测量位置, 并且使向光测量部 20 引导来自被检体 9 的通过光的光纤 21 的前端接触被检者 9 的测量位置而固定这些光纤 13、21 前端的安装部件 40。此安装部件 40 与光纤前端合起来称为测量探头。

光源部 10 由分别发射从可见光到红外的波长区域内的多个波长例如 780nm 及 830nm 的光的半导体激光器 11、具备用于以多个不同的频率来调制这两个波长的光的调制器的多个光学组件 12、以及光照射用的光纤组成。从半导体激光器 11 发射的两个波长的光被混合之后, 用每个光学组件调制成不同的频率, 通过光纤 13 向被检者的检查部位照射。

光测量部 20 由与检出用的光纤 21 连接而把光纤 21 引导的光转换为与光量对应的电信号的光电二极管 22 等光电转换元件、用于输入来自光电二极管 22 的电信号而选择性地检出与照射位置及波长对应的调制信号的同步放大器(lock-in-amplifier) 组件 23、以及对来自同步放大器组件 23 的信号进行 A/D 转换的 A/D 转换器 24 组成。同步放大器组件 23 至少由与应该测量的信号的数量同数量的同步放大器组成。

探头 40 是将照射用光纤前端和检出用光纤前端交替排列而在矩阵上配置了光纤连接用的插座而成的, 根据检查部位而采用 3×3 、 4×4 等各种大小的矩阵。由检出用光纤检出的光是由从与该检出用光纤邻接的例如 4 个照射用光纤照射、透过生物体后的光混合而成的, 由同步放大器 23 通过这些照射用光纤来选择不同的调制信号, 从而能获得检出用光纤前端和邻接的照射用光纤前端之间的点(测量点)的信息。

这些测量点与同步放大器 23 检出的通道(channels)对应,例如对于 3×3 矩阵的探头,光照射位置和检出位置之间的测量点为 12,能进行 12 个通道的光测量。

处理信号处理部 30 通过对装置整体进行控制的控制部 31 而与光测量部 20 连接,处理从光测量部 20 送来的电压信号(数字信号),转换成表示生物体信息的信号,具体是转换成表示测量部位的血红蛋白浓度的局部脑血液量变化信号、产生受体图像。伴随这样的信号处理部 30 设置的还有存储部 32 和输入输出部 33,该存储部 32 存储从光测量部 20 送来数字信号和处理后的数据,该输入输出部 33 具备显示信号处理部 30 中的处理结果的显示装置(监视器)、以及向控制部 31 输入测量、信号处理方面的必要指示的输入装置。

信号处理部 30,除了上述产生图像等功能以外,还具备从各测量通道所测量到的血红蛋白变化信号中提取表示在测量时给予被检者的课题的特征的信号(课题关联信号),根据此课题关联信号测出对课题最有反应的测量部位(通道)的功能。

在这样的构成的生物体光测量装置中,通过如下方式进行生物体光测量:通过照射用光纤 13 从探头 40 照射以不同的频率调制了的光,并且由各光电二极管把透过生物体后由检出用光纤 21 所引导的光转换为电信号,由同步放大器 23 在每个作为照射位置和检出位置的中间点的测量点将其检出,并且获得转换为测量部位的血中血红蛋白浓度的血红蛋白变化信号。测量到的各测量点的血红蛋白变化信号由信号处理部 30 进行各种分析,其结果显示在输入输出部 33 的监视器上。

图 2 是表示测量被检者的左右的侧头叶的情况图。在图示的例子中,在左右的测量部位 201、202 分别进行了 12 个通道(左 Ch1—Ch12,右 Ch13—Ch24),共计 24 个通道的测量。在给予规定的课题的状态下进行测量,获得与不给予课题的状态的差作为血红蛋白变化信号。每

通道所获得的血红蛋白变化信号，例如，如图 3 所示，作为图表 301 按每通道来显示。在图表 301 中，横轴表示时间轴，纵轴表示 mMmm(毫克分子·毫米单位：在毫米单位的测量长中遇到的克分子数)，课题进行的时间例如由表示其起始和结束的 2 条直线来表示。其前后是不给予刺激的稳定区间。

在这样测量到的血红蛋白变化信号上，除了作为本来的生物体反应的信号以外，还重叠了各种噪声。信号处理部 30 对这些血红蛋白变化信号实施噪声分离处理，用除去了噪声的成分来再构成(还原)血红蛋白变化信号。

以下说明由信号处理部 30 执行的噪声分离处理。图 4 中示出了信号处理部的信号处理次序的一个实施例，图 5 表示噪声分离处理次序的一个实施例。

噪声分离处理主要包括以下处理步骤：把血红蛋白变化信号分离为各种成分、并且显示的处理 401；把所显示的成分中的给定的成分作为噪声成分而除去或选择给定的成分作为用于再构成的成分的处理 402；以及用除去噪声成分之后的成分或作为用于再构成成分而被选择了的成分来再构成血红蛋白变化信号的处理 403。在生物体光测量装置中，把血红蛋白变化信号作为图 3 所示的、随时间变化的波形来显示，并且根据需要再对这些波形进行分析，根据对课题最作出反应的部位的鉴别、被检体的响应波形的特征来进行脑疾病等的判断(处理 406)。

在本实施方式中，在把血红蛋白变化信号分离为各种成分的步骤 401 中，采用主成分分析和独立成分分析，选择其中一种方式或者将两种方式组合起来进行分析。

主成分分析不考虑被测量到的血红蛋白变化信号是由怎样的要素组成的数据，不考虑它们根据怎样的传递函数而成为测量结果，而是

通过使分散最大化来提取统计上不相关的信号的方法。另一方面，独立成分分析是假定血红蛋白变化信号是将来自各种各样的脑部位的变化信号和外界信号以相关的方式而线性结合的结果，求得其传递函数，提取概率密度上独立的信号的方法。可以按照噪声的特性，选择其中一种方式或者将两种方式组合起来，从而能进行高精度的分析。例如，在几个信号源是代表性的类型噪声的情况下，独立成分分析是有效的。

该主成分分析及独立成分分析是在多变量解析的领域中算法确立了的成分分析方法，在本实施方式的生物体光测量装置中，用于执行这些算法的软件作为程序而被安装在信号处理部 30 中，通过输入输出部 33 的用户接口(GUI)而被选择性地或组合起来执行。

在输入输出部 33 的监视器上，如图 3 所示，按每通道来显示以血中血红蛋白量表示由光测量部 20 测量到的信号的血红蛋白信号，并且显示选择主成分分析的按钮 302(CalcPCA)和选择独立成分分析的按钮 303(CalcICA)。在此画面 300 上选择任一处理的话，就按照图 5 所示的次序来执行主成分分析(S110—S114)或独立成分分析(S120—S122)(S102)。

在选择了主成分分析的情况下，根据在步骤 S101 中测量到的局部脑血液量变化信号 $f_m(n)$ ，产生方形矩阵 $X_m(m)$ (S110)。

即，产生作为局部脑血液量变化信号 $f_m(n)$ (m 为通道序号， M 为最大测量通道数的话， $1 \leq m \leq M$ 。 n 为与图表 301 的横轴对应的时效(经時)数据序号， N 为最大测量时间的话， $1 \leq n \leq N$ 。)的集合的矩阵 F (m 为行序号， n 为列序号的矩阵)，根据矩阵 F 和此矩阵的转置矩阵 F^T ，由下式(1)产生方形矩阵 $X(M \times M$ 的矩阵)。

$$X = F \cdot F^T \quad (1)$$

此处从右面卷积矩阵 F 的转置矩阵 F^T 的话,就能取得生物体光测量的向时效数据方向的相关平均,从左面卷积的话,就能取得生物体光测量的向测量通道方向的相关平均。在本实施方式中,通过从右面的卷积来提取时间信息(时效数据方向)的各空间(通道)的特征。

其次,对于上述方形矩阵 X ,求得本征值 λ_k 的矩阵 Λ (步骤 S111),由此算出本征矢量 W 和主成分波形(步骤 S112)。本征值是本征矢量的「几倍」的值,对某矢量 W 乘以某矩阵 X 时为 Λ 倍的话, Λ 是本征值, W 是本征矢量,由下式(2)、(3)来表示。

$$XW = \Lambda W \quad (2)$$

$$\Lambda = W^{-1} X W \quad (3)$$

M 维的矩阵中存在 M 个本征值、本征矢量。在把被算出的 M 个本征值 $\lambda_k (1 \leq k \leq M)$ 按大的顺序排列为对角成分的矩阵(本征值矩阵) Λ , 在式(2)中分别代入本征值 $\Lambda = \lambda_1$ 的情况下、本征值 $\Lambda = \lambda_2$ 的情况下...本征值 $\Lambda = \lambda_M$ 的情况下,解下式(4),从而算出本征矢量 W 。

$$(X - \Lambda)W = 0 \quad (4)$$

固有矢量 W 是由 M 个本征矢量 $w_k(m) (w_1(1) \sim w_M(M), 1 \leq k \leq M, 1 \leq m \leq M)$ 组成的 $M \times M$ 的矩阵,矩阵 X 的第 k 主成分波形 Y_k 由式(5)求得。

$$Y_k = w_k^T X \quad (5)$$

此处用原来的信号 F 代替 X ,从而求得信号 F 的主成分波形 C_k (k 表示是第 k 成分, $1 \leq k \leq M$)。据此,对于信号的集合 F ,求得第 1~第 M 为止的主成分波形。

$$C_k = w_k^T F \quad (6)$$

这样算出的主成分波形 $C_1 \sim C_k$ 在输入输出部 33 的监视器上与本征矢量 $w_k(m)$ 一起被显示。图 6 表示显示(GUI)的一个例子。如图所示, 在画面的左侧, 从上面按顺序显示第 1 主成分波形 601 $C_1(t)$ 、第 2 主成分波形 $C_2(t) \cdots$, 在右侧对于各成分波形显示本征矢量 602 $w_1(m)$ 、 $w_2(m) \cdots$ 。本征矢量表示对对应的主成分波形的各通道的权重(存在频度)。在图中显示到第 5 成分波形为止, 不过, 通过拉动滚动条 603 就能看到被算出的全部的主成分波形。

其次, 在这样分离后的主成分波形中, 除去噪声波形, 再构成信号(S113, 图 4: 处理 402、403)。在本实施方式中, 可以选择对信号的再构成进行自动处理或手动处理。

在图 6 所示的显示了主成分波形和本征矢量的画面 600 上, 操作选择手动处理的按钮 604 (Manual)的话, 就可以进行对用于选择主成分波形的选择框 606(Select)的选取(输入), 所以用户通过选取选择框 606 来选择任意的波形, 用于信号再构成。成分波形的选择采用以下尝试法: 除掉据经验看来是噪声的波形, 使用看来是信号成分的主要部分的波形来再构成信号, 对于两者都不是的成分波形, 或取或弃, 确认此后的再构成波形。这时, 可以参照本征矢量的显示。

操作选择自动处理的按钮 605 (Auto)的话, 就会显示设定波形再构成中使用的成分波形的选择基准画面。图 7 表示选择基准设定画面的一个例子。在图示的例子中, 作为选择方法有 2 种方法: (1)选择与参考波形 701 高度地相关的波形, (2)选择微分波形的标准偏差小的波形, 选择使用其中一种方法或者将两种方法组合起来使用。

作为参考波形 701, 例如, 使用据经验得知的波形, 作为表示在测量时与给予被检者的课题对应的生物体反应的特征的信号(课题关联

信号或代表信号)。在图示的实施例中,显示了成为基本的梯形的参考波形 701,用户可以按照其时的测量条件和被测量到的波形而适当将其变形。例如在延迟时间输入框 704 中输入数值,从而在所输入的时间内形成向上的梯形。还有,可以移动表示加了课题的时间(刺激区间)的两条纵线 702、703,设定刺激区间的间隔、刺激区间前后的稳定区间。这样产生参考波形 701 之后,在识别相关值框 705 中输入相关值,操作 OK 按钮 707 的话,其参考波形 701 的相关值大于等于所输入的相关值的成分波形就被选择。

对于刺激区间前后的稳定区间,算出微分波形的标准偏差。稳定区间本来是血红蛋白变化信号的变化(微分)小的区间,在此区间微分波形的标准偏差大,就判断是噪声成分。具体而言,只选择标准偏差比标准偏差框 706 中设定了的数字小的成分波形用于信号再构成。上述两种方法可以只用其中任意一种,也可以两种方法并用。

这样自动或手动地选择成分波形的话,信号处理部 30 就用其再构成信号(再构成) (S114, 图 4: 403)。例如,如果选择了第 1 成分波形 C_1 到第 k 成分波形 C_k 的话,就根据与各成分波形对应的本征值 w_i ,由下式(7)再构成各通道的信号 H_m (m 为通道序号, $1 \leq m \leq M$)。

[方程 1]

$$H_m = \sum_{i=1}^k w_i(m) \times C_i \cdots \cdots (7)$$

再构成后的信号被显示在输入输出部 33 的监视器上(图 5: S130)。图 8 中表示显示例。在此例中,再构成后的信号 801 的显示画面与原来的信号的显示画面(图 3)同样产生。用户看着再构成后的信号,如果需要,可以再重复上述处理 401~403(图 4: 405)。在此情况下,用再构成后的信号来执行主成分分析(S110~S114)或独立成分分析(S120~S122)。还有,如上所述,在手动选择成分波形的情况下,可以看着画面所显示了的再构成信号,返回成分波形的选择步骤 402,重复进行尝

试(404)。

其次说明用独立成分分析进行噪声分离处理 402 的情况。在显示了血红蛋白变化信号的画面 300(图 3)中,操作选择独立成分分析的按钮(CalcICA)303 的话,就执行图 5 的步骤 S120~S122。

在独立成分分析中,如式(8)所示,假定此信号 $F(f_m(n))$ 的矩阵)由 M' 个信号源矢量 $S(n)$ 的信号的混合所构成,算出作为信号 F 的成分的独立信号及其混合矩阵 A 以及用于还原成分信号的提取矩阵 B (S120)。

$$F(n)=AS(n) \quad (8)$$

(式中,假定 n 是时效数据序号, $S(n)$ 是由 $S(n)=(S_1(n)、S_2(n) \cdots S_{M'}(n))$ 表达的矢量,各成分 $S_{m'}(n)(1 \leq m' \leq M')$ 是互相独立的。 A 是混合矩阵(转换矩阵)。)

独立成分分析是没有 $S(n)$ 的概率分布和混合矩阵 A 所相关的先验(transcendental)信息,而只用测量到的信号 $F(n)$ 求得由下式(9)确定的 $Y(n)$ 的问题,若 $M \geq M'$,则解存在,提取矩阵 $B(M \times M'$ 的实数矩阵)存在。

$$Y(n)=BX(n) \quad (9)$$

在本实施方式中,考虑 $M=M'$ 的情况,在 $S(n)$ 的各成分是独立的的前提下,用迭代法算出 $B \times A=I$ (I 是单位矩阵)中的 B ,由(9)求得 $Y(n)$ 。

这样算出的独立成分波形 $Y_1 \sim Y_M$ 在输入输出部 33 的监视器上与混合矩阵 A 、提取矩阵 B 一起被显示。图 9 表示显示(GUI)的一个例子。如图所示,在画面的左侧,从上面按顺序显示第 1 独立成分波形 901 $Y_1(t)$ 、第 2 独立成分波形 $Y_2(t) \cdots$,在右侧显示与混合各成分波形的

情况下的权重(存在频度)相应的混合矩阵 A903, 以及与进行提取的情况下的权重相应的提取矩阵 B904。另外, 图中简略显示的混合矩阵 A 和提取矩阵 B 比实际的尺寸小。在此情况下, 通过拉动滚动条 902 也能看到所算出的全部独立成分波形。

其次, 在这样分离后的独立成分波形中, 选择除去噪声波形的规定的波形, 再构成信号。在此情况下也与主成分分析所涉及的信号分离处理一样, 可以选择对信号的再构成进行自动处理或手动处理(S121)。在图 9 所示的、显示了独立成分波形的画面中, 操作选择手动处理的按钮 905(Manual)的话, 就可以进行对用于选择独立成分波形的选择框 907 (Select)的选取, 所以用户通过选取选择框 907 来选择任意的波形, 用于信号再构成。此选择基准与主成分波形的选择一样, 并根据需要反复进行尝试。

还有, 操作选择自动处理的按钮 906 (Auto)的话, 与主成分分析的情况一样, 就会显示用于设定波形再构成中使用的成分波形的选择基准的画面(图 7), 因而照此进行参考波形的设定、必要的参数的输入, 执行信号处理部 30 所涉及的自动成分波形选择。

这样自动或手动地选择成分波形的话, 信号处理部 30 就用其再构成信号(S122)。例如, 如果选择了第 1 成分波形 Y_1 到第 k 成分波形 Y_k 的话, 就根据与各成分波形对应的提取矩阵 B_i 的值, 由下式(10)再构成各通道的信号 R_m (m 为通道序号, $1 \leq m \leq M$)。

[方程 2]

$$R_m = \sum_{i=1}^k B_i(m) \times Y_i \cdots \cdots (10)$$

再构成后的信号被显示在输入输出部 33 的监视器上。用户看着再构成后的信号, 如果需要, 可以再重复上述处理 401~403(405)。还有,

在手动选择代表信号的情况下，可以根据需要而反复进行处理 402、403(404)。

如上所述，主成分分析是提取统计上不相关的信号的方法，独立成分分析是提取概率密度上独立的信号的方法，容易分离的方法随噪声的特性而不同。在本发明中，可以按照噪声的特性，选择例如主成分分析或独立成分分析，对其进行 1 次或反复进行多次，也可以主成分分析和独立成分分析并用，由此就能有效地除去各种各样的噪声，可获得更精密的目的信号。

除去噪声后的信号不仅显示为图 8 所示那样的随时间变化的波形，还可以进行信号处理而生成临床上有效的信息(处理 406)。例如，可以从与课题关联信号的相关情况来看，鉴别最易反应的部位(语言领域辨别)，根据与所存储的各种脑疾病患者的课题关联信号的相关情况来进行疾病的诊断等。

以上说明了用主成分分析及独立成分分析来进行噪声分离处理的实施方式，不过，本发明不限于上述实施方式，例如，可以适当组合公知的噪声分离技术(滤波处理，移动平均处理)。还有，用于进行噪声分离处理的选择、成分波形的选择的 GUI 也不限于图示的东西，而是可以适当变更。例如，可以不是通过按钮操作来选择，而是显示菜单来选择成分分析方法，在多次反复进行成分分析的情况下，也可以输入成分分析的方法及其顺序。

工业实用性

根据本发明，对经生物体光测量所测量到的血红蛋白变化信号等测量信号，通过成分分析来进行噪声分离处理，从而能不拘泥于噪声的特性而有效地除去噪声，能获得高精度的目的信号。还有，根据本发明的生物体光测量装置，能通过用户接口来监控信号处理的经过，并且能按照被检者的个体差异、测量条件等来设定信号处理的条件，

因而能弹性地再现与原信号最接近的信号。

附图说明

[图 1]表示适用本发明的生物体光测量装置的整体概要的图；

[图 2]表示测量部位和测量点(通道)的关系的图；

[图 3]表示通过图 2 的测量所获得的各通道的血红蛋白变化信号的图；

[图 4]表示本发明的生物体光测量装置执行的信号处理的顺序的图；

[图 5]表示本发明的生物体光测量装置执行的噪声分离处理的顺序的图；

[图 6]表示显示通过主成分分析而分离了的主成分波形和本征矢量的显示画面的一个例子的图；

[图 7]表示自动选择成分波形的情况下的 GUI 的一个例子的图；

[图 8]表示再构成后的血红蛋白变化信号的图；

[图 9]表示显示通过独立成分分析而分离了的成分波形(独立信号)和混合矩阵/提取矩阵的显示画面的一个例子的图。

附图标记的说明

10…光源部, 20…光测量部, 30…信号处理部, 31…控制部, 32…存储部, 33…输入输出部, 40…探头

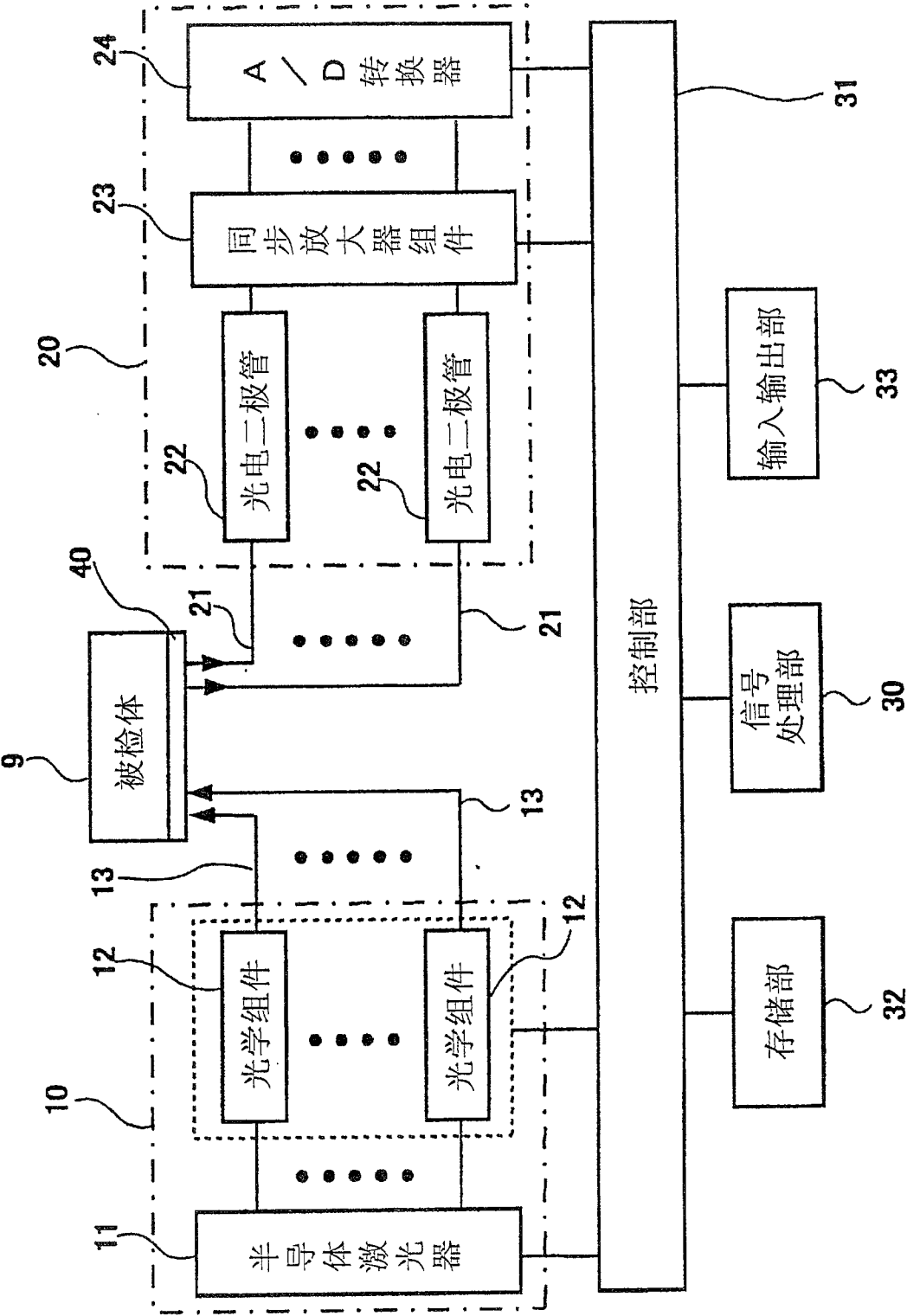


图1

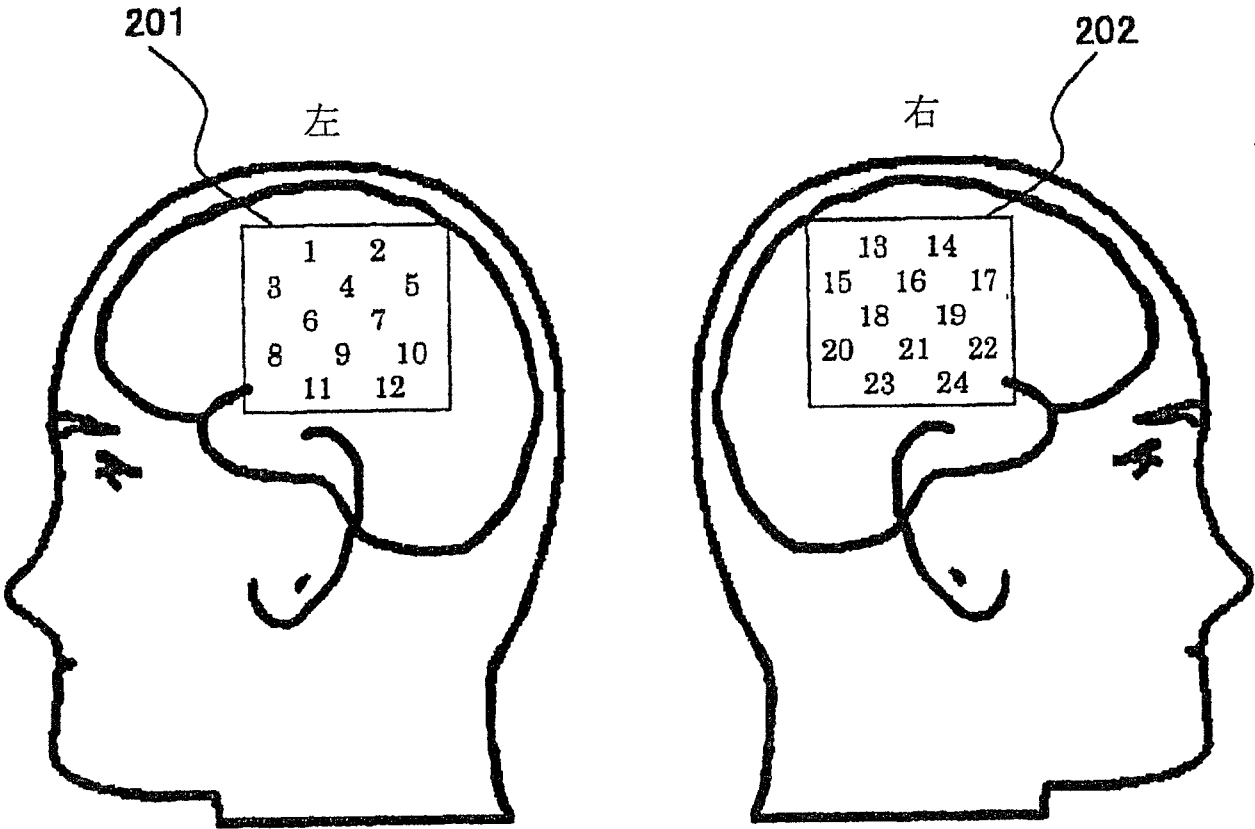


图2

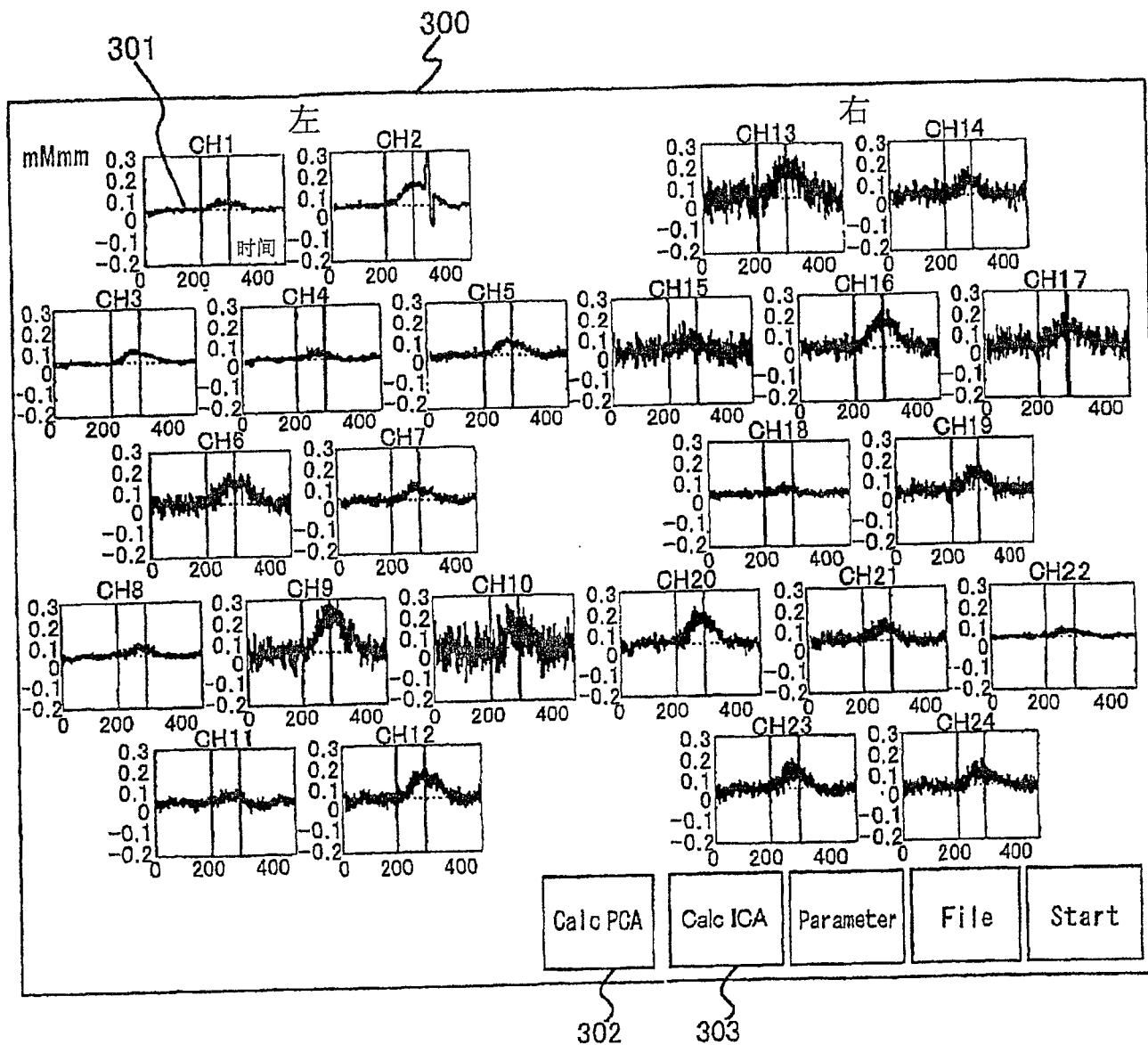
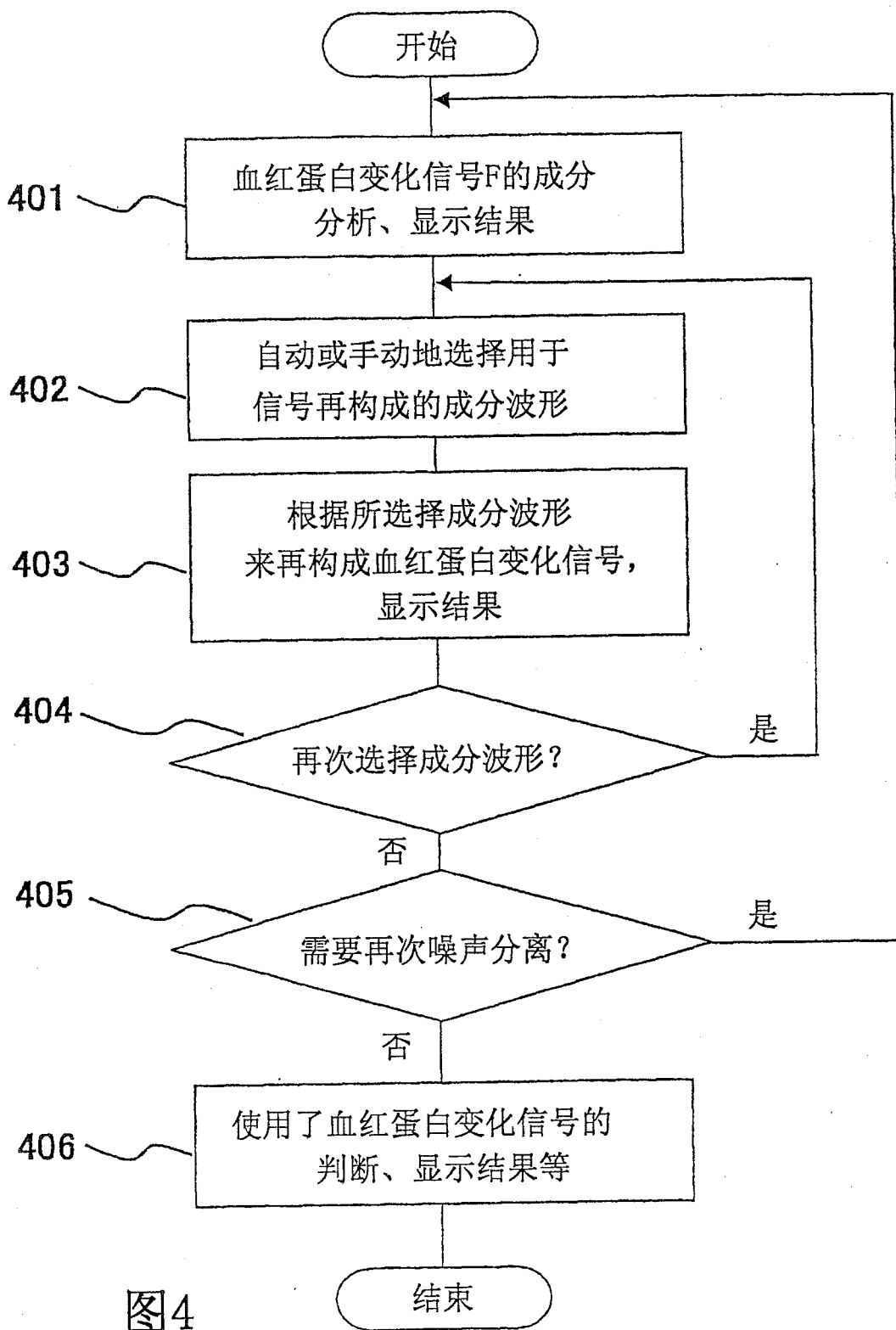


图3



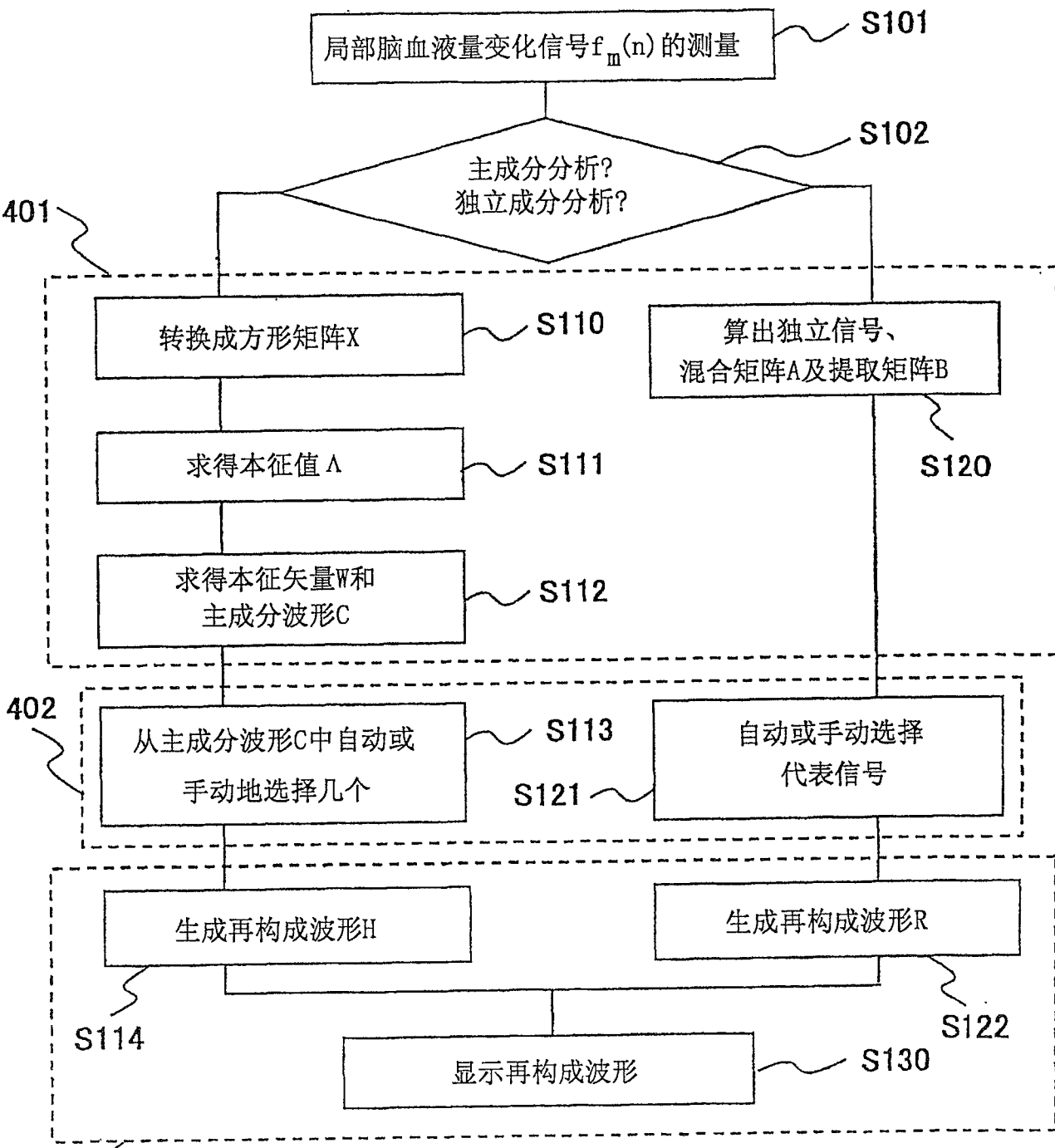


图5

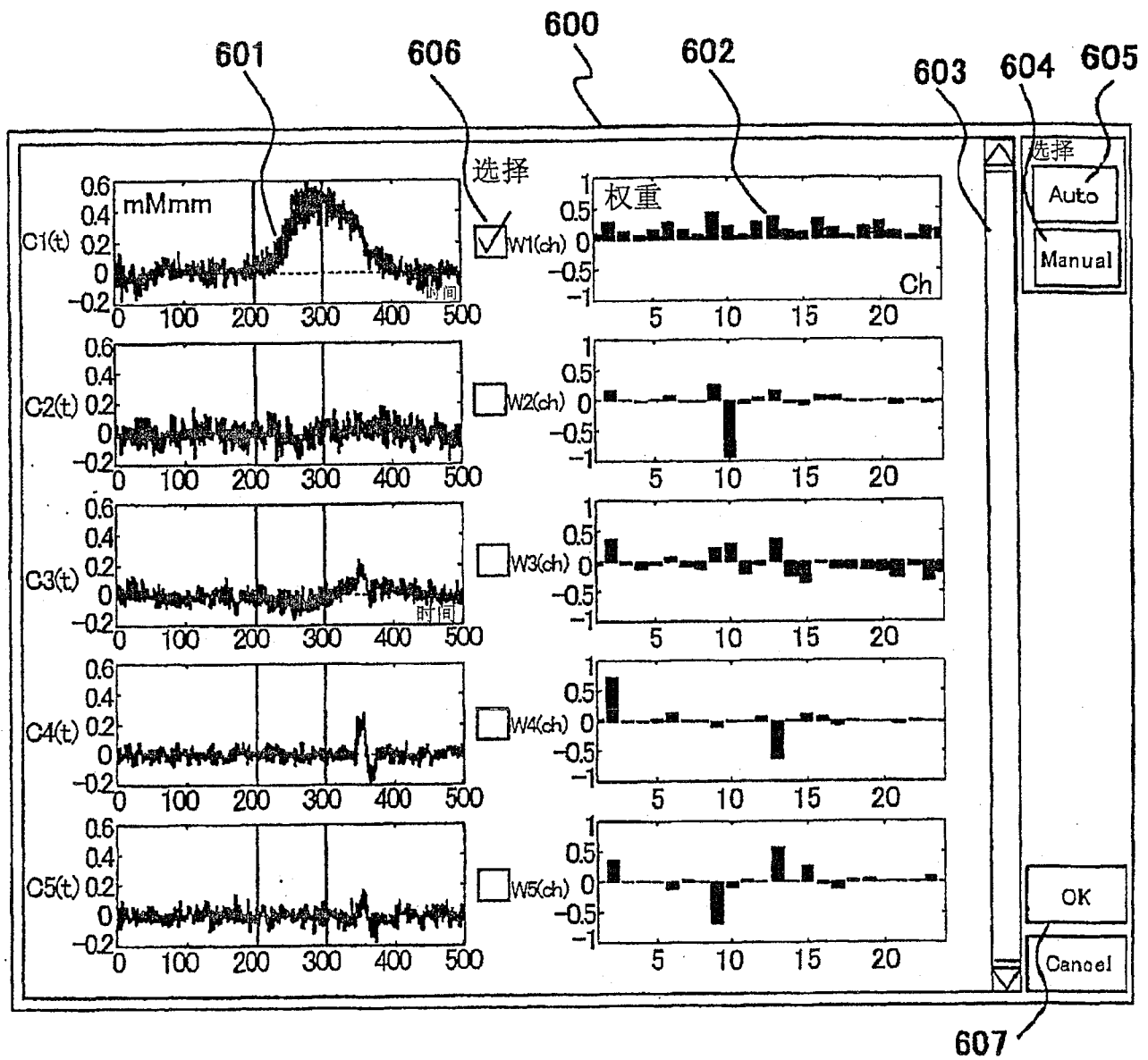


图6

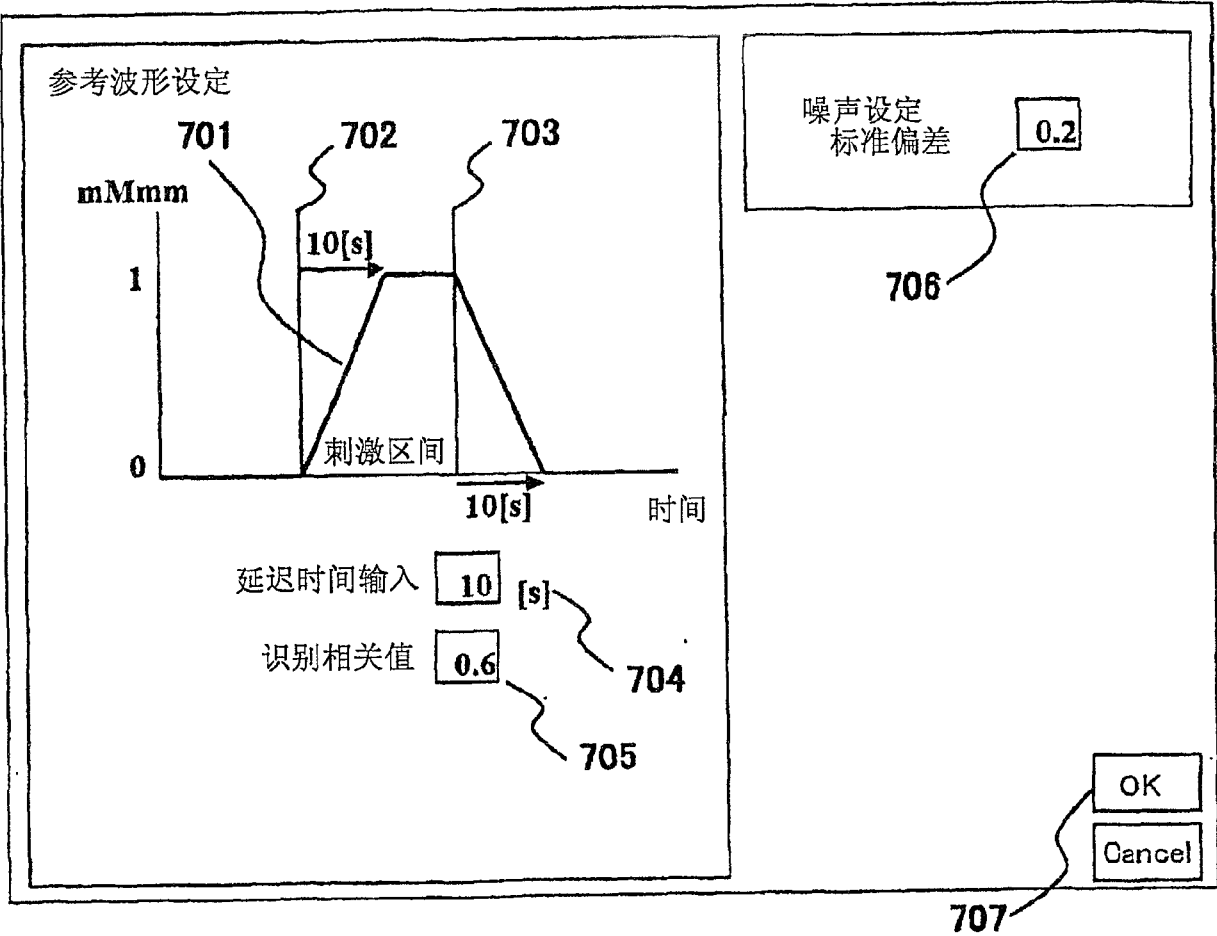


图7

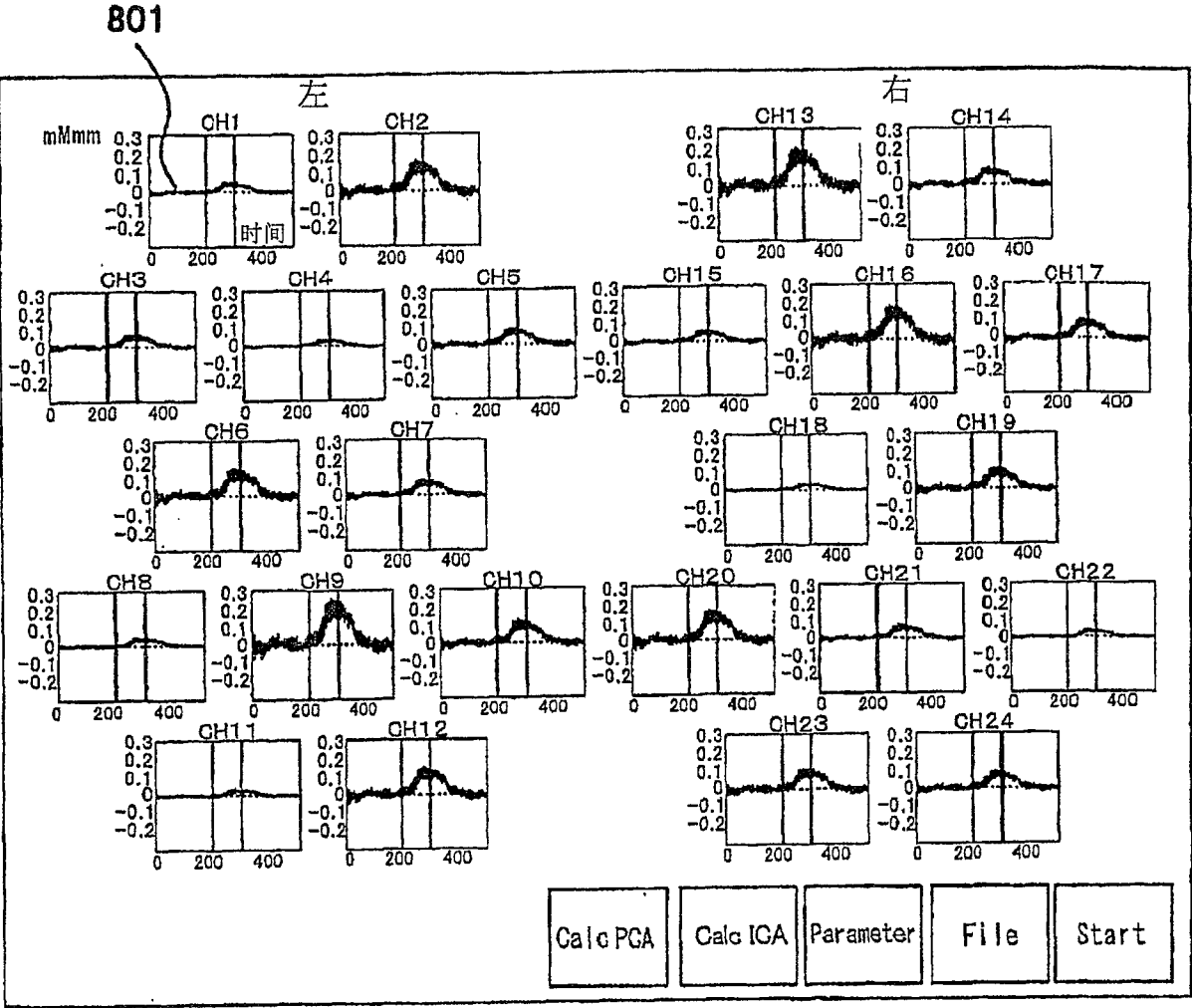


图8

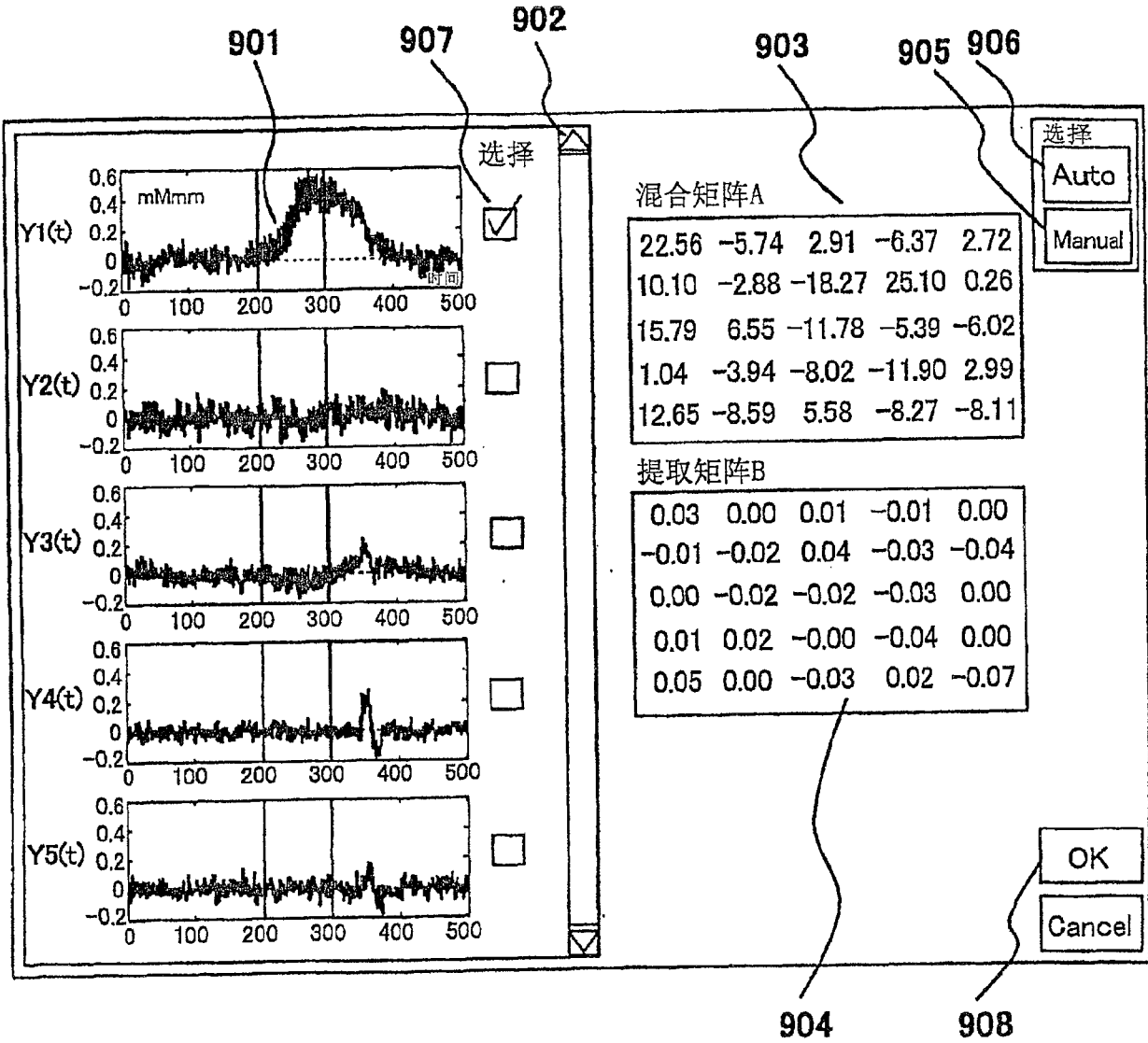


图9