

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 10/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510090820.5

[45] 授权公告日 2010年3月3日

[11] 授权公告号 CN 100592894C

[22] 申请日 2005.8.16

[21] 申请号 200510090820.5

[30] 优先权

[32] 2004.10.21 [33] JP [31] 2004-306319

[73] 专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

[72] 发明人 桂卓成 田中尚树 佐藤大树

小幡亚希子 牧 敦

[56] 参考文献

US5655534A 1997.8.12

US4315319A 1982.2.9

US2002/0141624A1 2002.10.3

US5253646A 1993.10.19

WO2003/071938A1 2003.9.4

JP9-135825A 1997.5.27

JP2002-172094A 2002.6.18

US5392046A 1995.2.21

US5857978A 1999.1.12

Diffuse optical imaging of brain activation: approaches to optimizing image sensitivity, resolution, and accuracy. David A. Boas et al. NeuroImage, Vol. 23. 2004

审查员 路 凯

[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

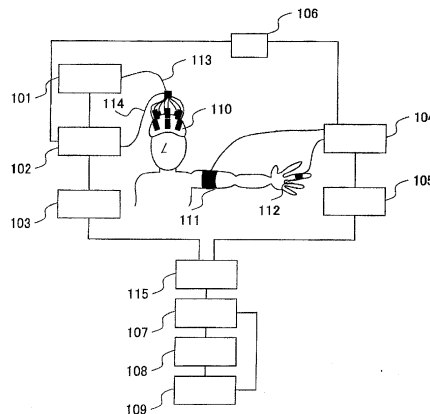
权利要求书 1 页 说明书 12 页 附图 9 页

[54] 发明名称

生物光计测装置

[57] 摘要

一种生物光计测装置，由以下部分构成：为计测被检验者的生物体内部的血流动态而对被检验者照射光的一个或多个光照射部；检测该照射光经由生物体之中或由生物体内反射回来的光的一个或多个光检测部；计测脉搏、或呼吸、血压、体温中之一或多组的生物信号计测部；由非线性解析解析由光检测部得到的光信号与生物信号的关系的单元；以及根据所得到的关系，进行用来从光信号中分离生物噪音信号的的计算的计算单元。



1. 一种生物光计测装置，其用来计测被检验体的脑血液动态变化，其特征在于，

具有：

将光照射到被检验体头部的光照射单元；

接受由所述光照射单元照射、并传播到所述被检验体头部内的光信号的光接受单元；

检测所述被检验体的生物信号的生物信号检测单元；

通过非线性解析来计算由所述光接受单元接受到的光的光信号与由所述生物信号检测单元检测到的所述生物信号的关系的关系运算部，其中所述关系运算部进行使用了移动平均信息量 $TE(\tau)$ 的解析；以及

在将 $S(t)$ 、 $S_{BN}(t)$ 分别作为时间 t 时的生物信号、生物噪音信号时，根

据公式 $S_{BN}(t) = f(S_{HR}(t), S_{BP}(t)) = a_0 + a_1 g(S_{HR}(t)) + a_2 g(S_{BP}(t))$

来计算生物噪音信号 $S_{BN}(t)$ ，并从所述光信号中分离所述生物噪音信号的分离运算单元，其中 $g(S(t)) = \sum_{\tau=\tau_1}^{\tau_2} \exp(TE(\tau))S(t+\tau)$ ，或者

$$g(S(t)) = \sum_{\tau=\tau_1}^{\tau_2} \log(TE(\tau))S(t+\tau), \text{ 或者}$$

$$g(S(t)) = \sum_{\tau=\tau_1}^{\tau_2} TE(\tau)^\alpha S(t+\tau), \text{ } S_{HR}(t) \text{ 表示心率信号、} S_{BP}(t) \text{ 表示血压}$$

信号、 τ_1 和 τ_2 分别表示不同的时间。

2. 如权利要求 1 所述的生物光计测装置，其特征在于，

所述生物信号是心率信号和血压信号。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的生物光计测装置，其特征在于，

所述分离单元从所述光信号中减去所述生物噪音信号。

生物光计测装置

技术领域

本发明涉及光计测技术，特别是涉及接收来自生物体的光信号来取得生物体的信息的光计测方法。

背景技术

在由使用光的生物体内部信息的计测（例如特开平 9-135825）得到的计测信号（下称光信号）内，除目标的应答信号之外，还包含具有某种因素的噪音信号。为了减轻这种噪音信号的影响，采用相加平均或带通滤波器等。

相加平均的方法是以例如脑的活动对同一课题显示同一应答为前提的降低噪音信号的方法；另外，带通滤波器的方法，是以应答信号和噪音信号存在于不同的频带为前提的降低噪音信号的方法。这些方法都是对多种噪音信号的处理，但是也正在研究对因特定的因素引起的噪音信号进行的特殊处理。

例如，由于很容易进行频率的特定，所以也可以用带阻滤波器来降低脉搏的影响引起的噪音信号（脉搏噪音信号）。另外还提出了根据在耳朵部位计测到的脉搏信号来降低包含在光计测信号内的脉搏噪音信号的方法（专利文献 2），或者从光计测信号本身提取出脉搏噪音信号并降低其影响的方法（非专利文献 1）。例如，实际的脑活动，即使对同一课题，也不一定显示同一应答，依据相加平均的信号处理也未必就一定成功。

另外，即使相加平均的信号处理是有效的，在用于相加运算的信号计测上也要花很多时间。另外，在光信号内包含的噪音信号中有具有约 0.1Hz 频带的且不规则的信号，这是称之为低频波动信号或 Mayer 波的生物原本具有的波动信号的一种。

对于 Mayer 波，至今已经进行了大量研究，显示出了与血压、心率的变动有关，但是其产生机理的细节仍不清楚。另外，上述的专利文献 1 是使用脉搏信号并用差分来除去噪音，Mayer 波噪音成分不能从脉搏信号简单地求得，所以无法用脉搏信号的差分除去噪音。

【专利文献 1】特开平 9-135825

【专利文献 2】特开 2004-173751

【专利文献 3】特开平 7-308295

【专利文献 4】特开 2002-172094

【非专利文献 1】Maria Angela Franceschini 等, NeuroImage 21 (2004) 372 386

一般用来计测脑活动信号的课题, 是 10 秒到 30 秒左右。这是充分诱发脑活动, 并使可计测的脑活动状态变化所必需的时间, 由该课题得到的脑活动信号的频带约为 0.03~0.1Hz。因此, 上述的 Mayer 波噪音信号的频带非常接近于脑活动信号的频带, 很难进行基于带通滤波器、带阻滤波器的 Mayer 波噪音信号的降低。

另外, 因为低频波动信号也包含非周期的不规则变化, 所以用单纯的频率滤波器很难将其降低下来。为解决这些问题, 必须在对血压、心率等生物信号对光信号的影响进行解析之后, 试着降低生物噪音信号。

发明内容

本发明的目的在于提供一种生物体光计测装置, 其由以下部分构成: 为计测被检验者的生物体内部的血流动态而对被检验者照射光的一个或多个光照射部; 检测该照射光经由生物体之中或由生物体内反射回来的光的一个或多个光检测部; 计测脉搏、或呼吸、血压、体温的之一或多组的生物体信号计测部; 由非线性解析对由光检测部得到的光信号与生物信号的关系进行解析的单元; 以及根据所得到的关系进行用来从光信号中分离生物噪音信号的计算的计算单元。

这是着眼于: 血压、心率等生物信号对光信号的影响, 各个因素复杂地相互影响, 所以不是单纯的线性关系, 而是非线性关系, 用非线性解析来运算生物信号与光信号的关系, 由此, 就能求出生物噪音信号, 把生物噪音信号从光信号中分离出来。把用上述的“对被检验者照射光的一个或多个光照射部、和检测该照射光经由生物体之中或由生物体内反射回来的光的一个或多个光检测部”来计测生物体内的血红蛋白浓度变化的计测作为光计测, 把这样得到的信号作为光信号。

另外，把基于上述的“计测脉搏、或呼吸、血压、体温的之一或多组的生物信号计测部”的计测作为生物信号计测，将由此得到的信号作为生物信号。按照本构成，可以得到光信号、和与光计测同步计测到的一种因素以上的生物信号；然后，非线性解析光信号 S_{OT} 与生物信号 S_{BS} 的关系，关于生物噪音信号 S_{BN} 可得到式 1 的关系式。

【式 1】

$$S_{BN} = f(S_{BS})$$

这里， S_{BN} 、 S_{BS} 代表一个或一个以上的信号，函数 f 或是线性函数或是非线性函数。如式 2 所示，从光信号 S_{OT} 减去生物噪音信号 S_{BN} ，就得到降低了生物噪音信号产生的影响的光信号 S_P 。

【式 2】

$$S_P = S_{OT} - S_{BN}$$

按照本发明，可以降低包含在生物光计测信号中的生物噪音信号。

附图说明

图 1 是本发明的第一实施例的构成概略图；

图 2 是计测信号和使用带通滤波器后的计测信号的显示例。横轴是时间（秒），纵轴是信号强度；

图 3 是表示从计算出移动平均信息量的结果得到的各因素间的信息移动的程度显示例；

图 4 是光信号、预测的生物噪音信号、降低了低频波动噪音产生的影响的信号的示例；

图 5 是本发明的第二实施例的构成概略图；

图 6 是本发明的第三实施例的构成概略图；

图 7 是本发明的第四实施例的构成概略图；

图 8 是本发明的第五实施例的构成概略图；

图 9 是本发明的第六实施例的构成概略图。

【符号说明】

101 光照射部

102 光检测部

-
- 103 存储部
 - 104 心率·血压计测部
 - 105 存储部
 - 106 同步部
 - 107 关系运算部
 - 108 分离运算部
 - 109 显示部
 - 110 生物光计测用探头
 - 111 臂用血压计测用的臂带
 - 112 指用血压计测指套
 - 113 光导纤维
 - 114 光导纤维
 - 115 带通滤波器部
 - 201 光信号
 - 202 血压信号
 - 203 心率信号
 - 204 提取到的光信号低频成分
 - 205 提取到的血压信号低频成分
 - 206 提取到的心率信号低频成分
 - 301 光信号标记
 - 302 心率信号标记
 - 303 血压信号标记
 - 304 从心率信号向光信号的信息移动程度
 - 305 从光信号向心率信号的信息移动程度
 - 306 从心率信号向血压信号的信息移动程度
 - 307 从血压信号向心率信号的信息移动程度
 - 308 从血压信号向光信号的信息移动程度
 - 309 从光信号向血压信号的信息移动程度
 - 401 光信号例

-
- 402 生物噪音信号例
 - 403 降低低频波动噪音引起的影响的信号例
 - 404 安静期间 1
 - 405 课题期间 1
 - 406 安静期间 2
 - 407 课题期间 2
 - 408 安静期间 3
 - 409 课题期间 3
 - 501 光照射部
 - 502 光检测部
 - 503 存储部
 - 504 脉搏计测部
 - 505 存储部
 - 506 同步部
 - 507 关系运算部
 - 508 分离运算部
 - 509 显示部
 - 510 生物光计测用探头
 - 511 脉搏计测用探头 1
 - 512 脉搏计测用探头 2
 - 601 光照射部
 - 602 光检测部
 - 603 存储部
 - 604 脉搏计测部
 - 605 存储部
 - 606 同步部
 - 607 关系运算部
 - 608 分离运算部
 - 609 显示部

-
- 610 生物光计测用探头
 - 611 脉搏计测用探头 1
 - 612 脉搏计测用探头 2
 - 613 血压运算部
 - 614 脉搏提取部
 - 701 光照射部
 - 702 光检测部
 - 703 存储部
 - 704 脉搏提取部
 - 705 关系运算部
 - 706 分离运算部
 - 707 显示部
 - 708 生物光计测用探头
 - 709 脉搏计测用探头 1
 - 710 脉搏计测用探头 2
 - 801 光照射部
 - 802 光检测部
 - 803 存储部
 - 804 脉搏提取部
 - 805 血压运算部
 - 806 关系运算部
 - 807 分离运算部
 - 808 显示部
 - 809 生物光计测用探头
 - 810 脉搏计测用探头 1
 - 811 脉搏计测用探头 2
 - 901 光照射部
 - 902 光检测部
 - 903 存储部

- 904 脉搏提取部
- 905 血压运算部
- 906 关系运算部
- 907 分离运算部
- 908 显示部
- 909 生物光计测用探头

具体实施方式

【实施例 1】

作为实施例，图 1 中表示具体的装置构成。第一步是操作者把生物光计测用探头（110）安装在被检验者头部的一部分或整个头上。光照射部（101）用连接在生物光计测用探头（110）上的光导纤维（113）对生物体照射光；光检测部（102）用连接在生物光计测用探头（110）上的光导纤维（114）检测通过生物体内的光，并把该检测结果记录在存储部（103）内。

以下把记录在存储部（103）内的信号作为“光信号”。把臂用血压计测用的臂带（111）套在被检验者的手臂上，把指用血压计测指套（112）套在手指上。也可以仅使用其中之一。用心率·血压计测装置（104）控制臂带（和/或指套），并处理从臂带（和/或指套）得到的信号，将结果记录在存储部（105）内。

以下，把记录在存储部（103）内的信号作为“心率信号”、“血压信号”。装置 102、104 可以用同步部（106）同步计测定。由关系运算部（107）解析所得到的光信号和生物信号。首先，由带通滤波器提取出两信号的低频成分（以心动频率以下的频带的信号成分作为低频成分）。作为例子，图 2 中标示出“光信号（201）”、“血压信号（202）”、“心率信号（203）”、“提取出来的光信号低频成分（204）”、“提取出来的血压信号低频成分（205）”和“提取出来的心率信号低频成分（206）”。横轴表示时间（秒），纵轴表示信号强度。

然后，由关系运算部（107）解析信号 204、205、206 的关系，由于信号 204、205、206 的关系是复杂相互关系的多种生物体指标，所以不是单纯的线性关系。因此，必须是不依赖于关系的线性·非线性系统的关系解析方法。

所以,这里进行使用了作为非线性系统的解析方法之一的移动平均信息量(以下详述)的解析。用这种方法所得到的指标,即使作为对象的系统是线性或非线性系统,也可以解析其关系。图3示出表示由计算移动平均信息量的结果得到的各种因素之间的信息移动的程度的显示例。

用显示部(109)进行显示。光信号、血压信号、心率信号之间的信息流动的程度,用各自的箭头方向和大小、光信号标记(301)、血压信号标记(303)、心率信号标记(302)表示。(从心率信号向光信号的信息移动的程度(304)、从光信号向心率信号的信息移动的程度(305)、从心率信号向血压信号的信息移动的程度(306)、从血压信号向心率信号的信息移动的程度(307)、从血压信号向光信号的信息移动的程度(308)、从光信号向血压信号的信息移动的程度(309))。该显示,既可以是一定期间的平均的变化,也可以是连续显示各时刻的变化。用所得到的平均信息量值TE,由分离运算部(108)由式3、式4得到生物噪音信号 $S_{BN}(t)$ 。

【式3】

$$S_{BN}(t) = f(S_{HR}(t), S_{BP}(t)) = a_0 + a_1 g(S_{HR}(t)) + a_2 g(S_{BP}(t))$$

【式4】

$$g(S(t)) = \sum_{\tau=\tau_1}^{\tau_2} \exp(TE(\tau))S(t+\tau)$$

这里,作为函数f,采用了函数g的线性结合,但是也可以由基于神经网络的函数f来决定;系数 a_0 、 a_1 、 a_2 用最小二乘法来决定;作为函数g,除式4之外,还可以从以下的式5和式6等之中选择最合适的公式。

【式5】

$$g(S(t)) = \sum_{\tau=\tau_1}^{\tau_2} \log(TE(\tau))S(t+\tau)$$

【式6】

$$g(S(t)) = \sum_{\tau=\tau_1}^{\tau_2} TE(\tau)^\alpha S(t+\tau)$$

使用式6的情况下, α 既可以用最小二乘法来决定,也可以预先设定。图4中所表示的是由安静期间1(404)、课题期间1(405)、安静期间2(406)、

课题期间 2 (407)、安静期间 3 (408)、课题期间 3 (409) 的光信号的例子 (401), 预测的生物噪音信号的例子 (402)。横轴表示时间 (秒), 纵轴代表信号强度。由于 401 是安静期间、课题期间的组合重复 3 次的例子, 所以应该出现 3 个周期的应答信号, 但是, 因为噪音的影响, 并未出现。从光信号 (401) 减去预测出的生物噪音信号 (402) 后, 就得到降低了低频波动噪音的影响的信号 (403)。

由图可知, 在 401 中不清楚的应答信号而在 403 中变得更加清楚了。把这些图显示在画面上, 操作者就可以进行确认。移动平均信息量的计算是用安静期间 1 (404)、安静期间 2 (406)、安静期间 3 (408) 的信号的一个或其全部来进行, 课题期间 1 (405)、课题期间 2 (407)、课题期间 3 (409) 的生物噪音 S_{BN} 的计算, 使用基于在安静期间计算出来的移动平均信息量的函数 f 。在安静期间处于各课题期间之前的情况下, 也可以把用课题期间之前的安静期间计算出来的移动平均信息量的函数 f , 用于课题期间的生物噪音 S_{BN} 的计算。

除心率·血压装置的组合之外, 也可以把使用呼吸、体温、喉咙的变化等生物信号组合起来使用。在心率计测中也可以共用光地形测量装置的光照射·检测机构。也可以把光地形测量计测信号内包含的心率成分提取出来作为心率信号。取代血压的计测, 也可以根据来自多点的心率计测信号求出心率信号传送时间, 再用专利文献 3 的方法计算出血压信号。

另外, 在计测具有低频带的脑活动信号方面, 重要的是除去用原来的单纯的滤波方法无法除掉的低频波动信号, 特别是把心跳频率以下的频带内具有波动的生物噪音信号 (例如血压等) 进行分离, 由此, 就能够有效地降低恼功能计测中的生物噪音信号。

【实施例 2】

作为第二实施例, 示于图 5。该实施例是采用使用光的脉搏计测用的探头 (511、512) 来代替第一实施例的臂用的血压计测用的臂带 (111)、手指用的血压计测指套 (112)。使用光的脉搏计测装置作为脉冲血氧定量计已被公知, 本实施例中的脉搏计测原理也与此相同。使用光的脉搏计测用的探头是安装在作为光计测对象部位的头部附近、例如耳朵或太阳穴等部位的探头

(511), 和安装在与此处相距一定距离的部位、例如臂上等的探头(512)两者, 或者某一方。由脉搏计测部(504)计测到的信号, 由存储部(505)和关系运算部(507)进行与第一实施例同样的处理。

【实施例3】

作为第三实施例, 示于图6, 计测部与实施例2相同。在血压运算部(613)由从脉搏计测部(604)得到的2个信号, 根据脉搏传送时间, 求得血压(专利文献4)。或者, 也可以用脉搏提取部(614)从由光检测部(602)得到的光信号中提取出脉搏成分, 在血压运算部(613)中使用。

【实施例4】

作为第四实施例, 示于图7。该实施例将第二实施例的脉搏计测部(504)和存储部(505), 通用化为光计测用的光照射部(701)、光检测部(702)和存储部(703)。由脉搏提取部(704)从所得到的信号中提取出脉搏信号。此时, 不仅对来自脉搏计测用探头(709、710)的信号, 而且对从光计测用的生物光计测用探头(708)得到的光信号, 也可以由脉搏提取部(704)提取出脉搏信号, 用于以后的运算。

【实施例5】

作为第五实施例, 示于图8。该实施例, 是在第四实施例中增加了血压运算部(805)。

【实施例6】

作为第六实施例, 示于图9。该实施例, 是从第五实施例中除去了脉搏计测用探头(709、710)。

关于“移动平均信息量”

对某种因素而计测出来的时序信号, 具有某一个信息量(香农(Shannon)定义的信息量)。

这里考虑到多种因素时, 当因素之间存在某种关系时, 表示各自的信息量与其他因素关联到何种程度的指标, 是移动平均信息量。移动平均信息量基本上是就2种因素之间的关系所得到的指标。因此, 在多种因素的解析中, 就能够对全部2种因素的组合计算出移动平均信息量, 并可以从其大小来识别移动方向和程度。例如, 如果考虑A、B、C三种因素, 就有 $A \rightarrow B$ 、 $B \rightarrow A$ 、

B→C、C→B、C→A、A→C 等 6 种组合。计算出这全部的移动平均信息量，就可以从其大小关系知道信息在因素之间是如何传播的。在本发明中，根据这种移动平均信息量就使对光地图测量信号最有影响的生物信号更明显，并用于从光地形测量信号中分离生物噪音信号。

“三种以上的要素之间的移动平均信息量”

三种以上的因素之间的信息移动，由于存在因素之间的断续，无法正确求得一个组合的实际的移动平均信息量。因此，仅仅着眼于仅存在于想求得的组合内、而不存在于其他组合内的信息移动，求得实际的移动平均信息量（内因性移动平均信息量）的方法表示如下。

【式 7】

$$\begin{aligned} TE(X, Y, (Z), \tau) &= \left\langle \log_2 \frac{p_{Y|YZX}(y(t+\tau) | y(t), z(t), x(t))}{p_{Y|YZ}(y(t+\tau) | y(t), z(t))} \right\rangle_t \\ &= \left\langle \log_2 \frac{p_{YYZX}(y(t+\tau), y(t), z(t), x(t)) p_{YZ}(y(t), z(t))}{p_{YYZ}(y(t+\tau), y(t), z(t)) p_{YZX}(y(t), z(t), x(t))} \right\rangle_t \end{aligned}$$

这里， $p_{YYX}(y(t+\tau) | y(t), x(t))$ ，是在时刻 t ，变量 X 、 Y 取 $x(t)$ 、 $y(t)$ 时，在时刻 $t+\tau$ ，变量 Y 取 $y(t+\tau)$ 的概率； $p_X(x(t))$ ， $p_Y(y(t+\tau))$ 是变量 X 、 Y 取 $x(t)$ 、 $y(t+\tau)$ 的概率密度； $p_{XY}(x(t), y(t+\tau))$ 是它们的结合概率密度。此时，如何推定这各种概率密度函数就成了问题，作为概率密度函数的推定方法，对长度 N 的时序使用如下简化了的影响函数核表达式。

【式 8】

$$\hat{p}_{YYX}^r(y(t+\tau), y(t), x(t)) = \frac{1}{N-\tau} \sum_{t'}^{N-\tau} \Theta \left(r - \left\| \begin{array}{c} y(t'+\tau) \\ y(t') - y(t) \\ x(t') - x(t) \end{array} \right\|_{\max} \right)$$

这里， Θ 是阶跃函数，用式 9

【式 9】

$$\Theta(z) = \begin{cases} 1 & \text{for } z \geq 0 \\ 0 & \text{for } z < 0 \end{cases}$$

来定义，其中 $\| \cdot \|_{\max}$ 代表最大值距离， r 代表该概率密度推定的数值的精度。必须用对象数据对 r 研究最佳值。再者，一般存在 Z_1, Z_2, \dots, Z_n 时，把式 (1) 的 Z 改读成矢量，如果设 $Z = (Z_1, Z_2, \dots, Z_n)$ ，就成为 $n+2$ 种因素的一般的内因性移动平均信息量。在实际的移动平均信息量的计算中也可以使用这种方法。

在医疗、研究领域内使用光的脑功能计测中，通过降低生物噪音引起的影 响，就有可能提供信号的 S/N 提高、且缩短计测时间和质量更高的数据。

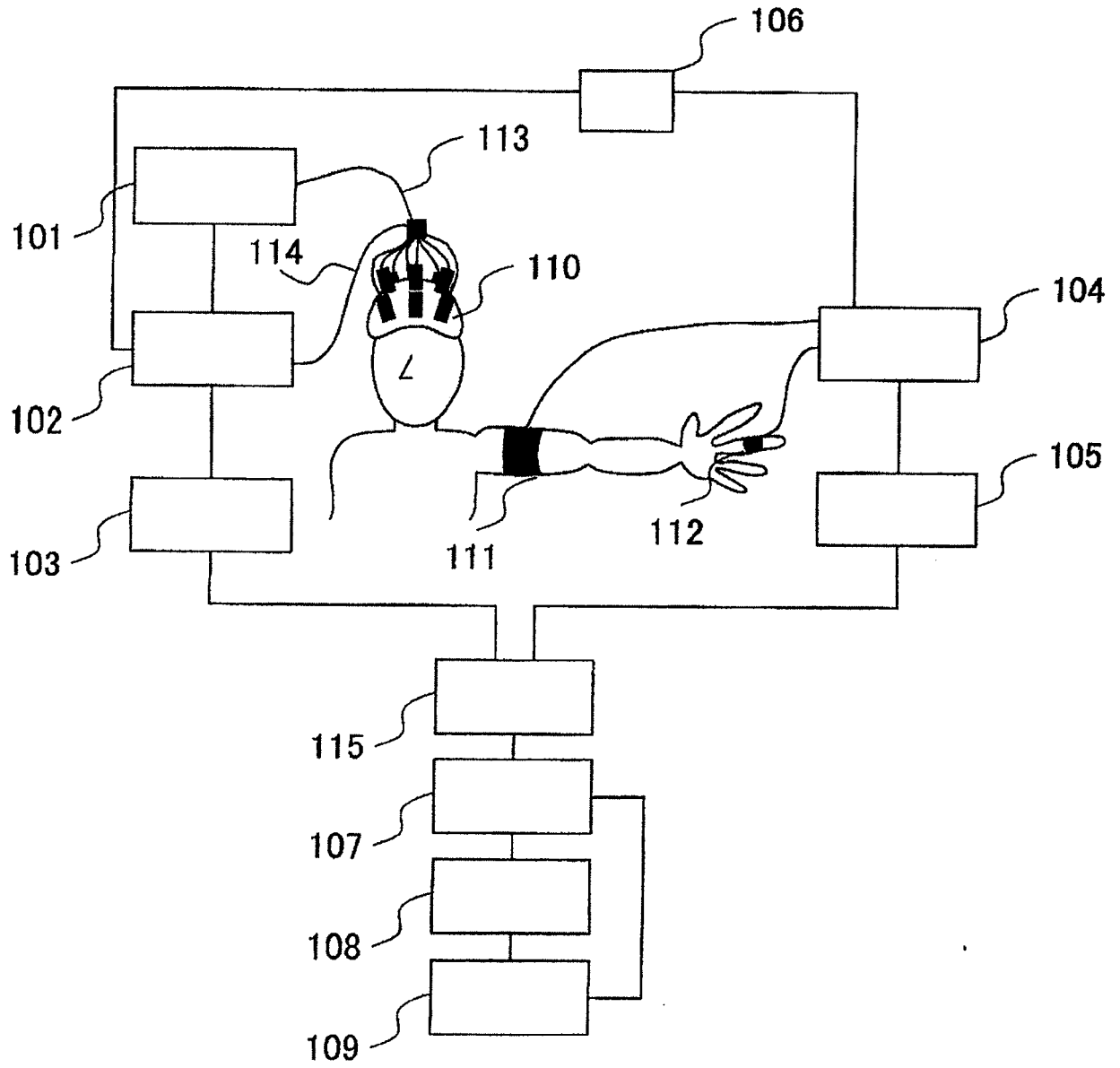


图 1

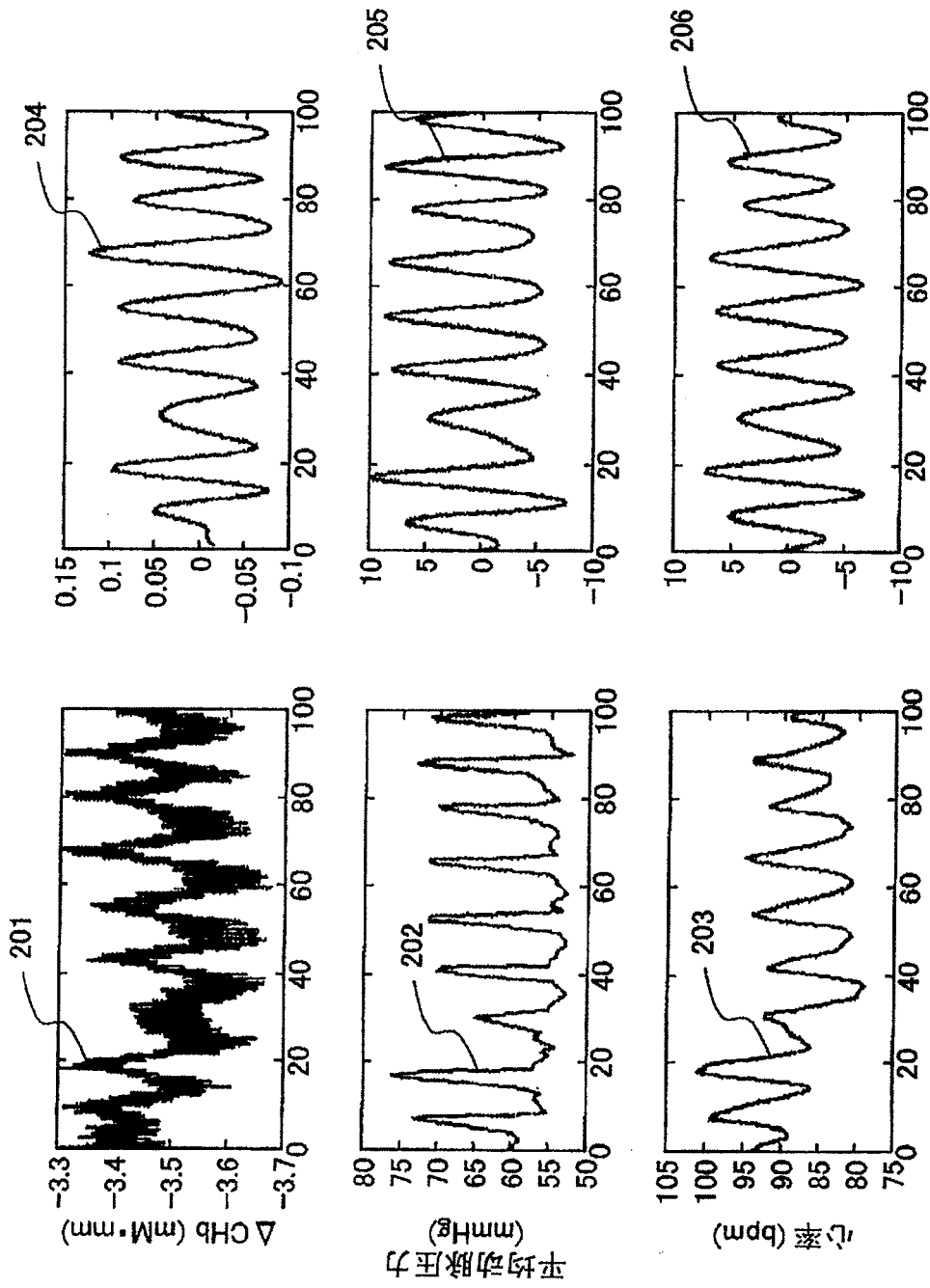


图 2

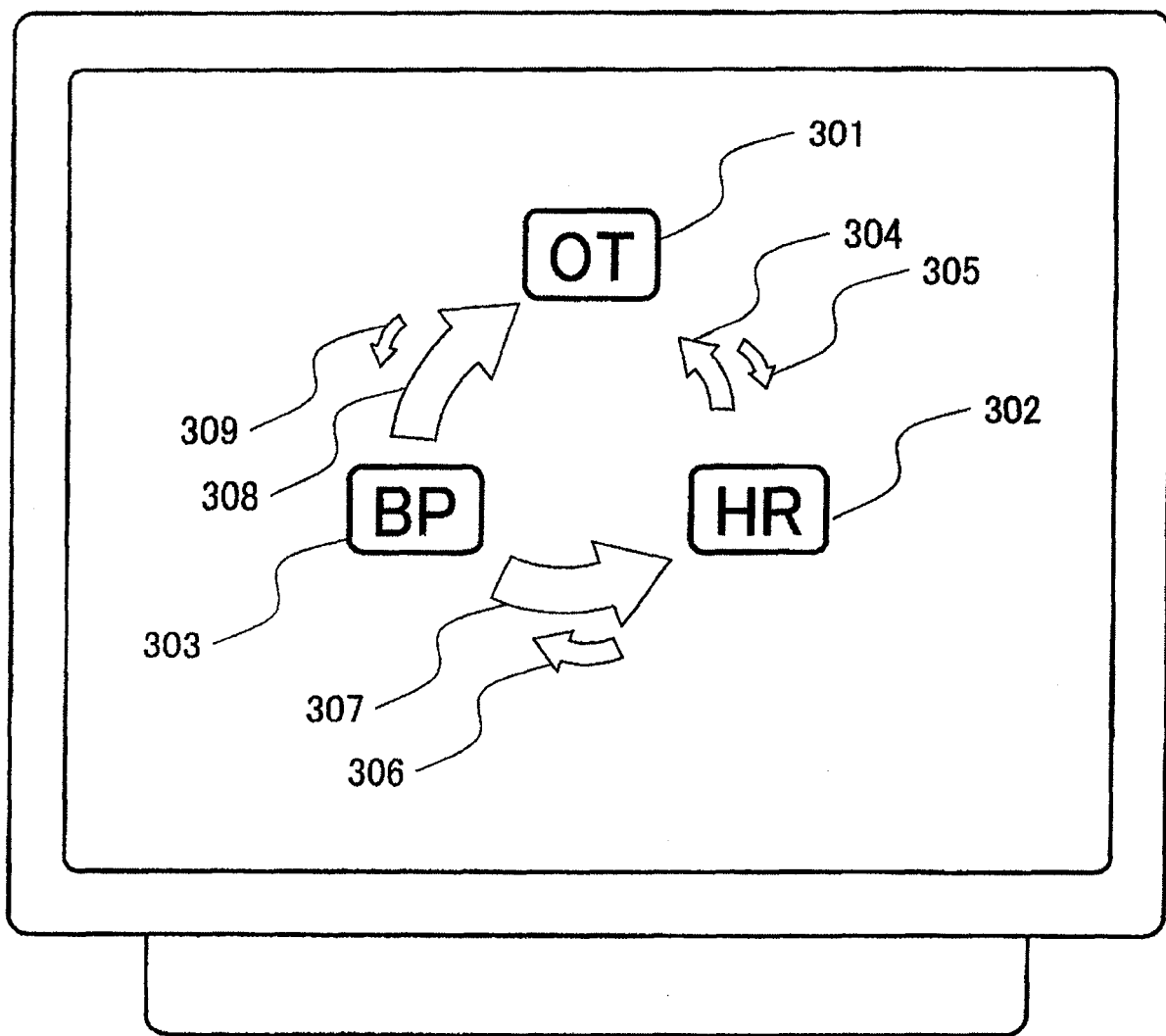


图 3

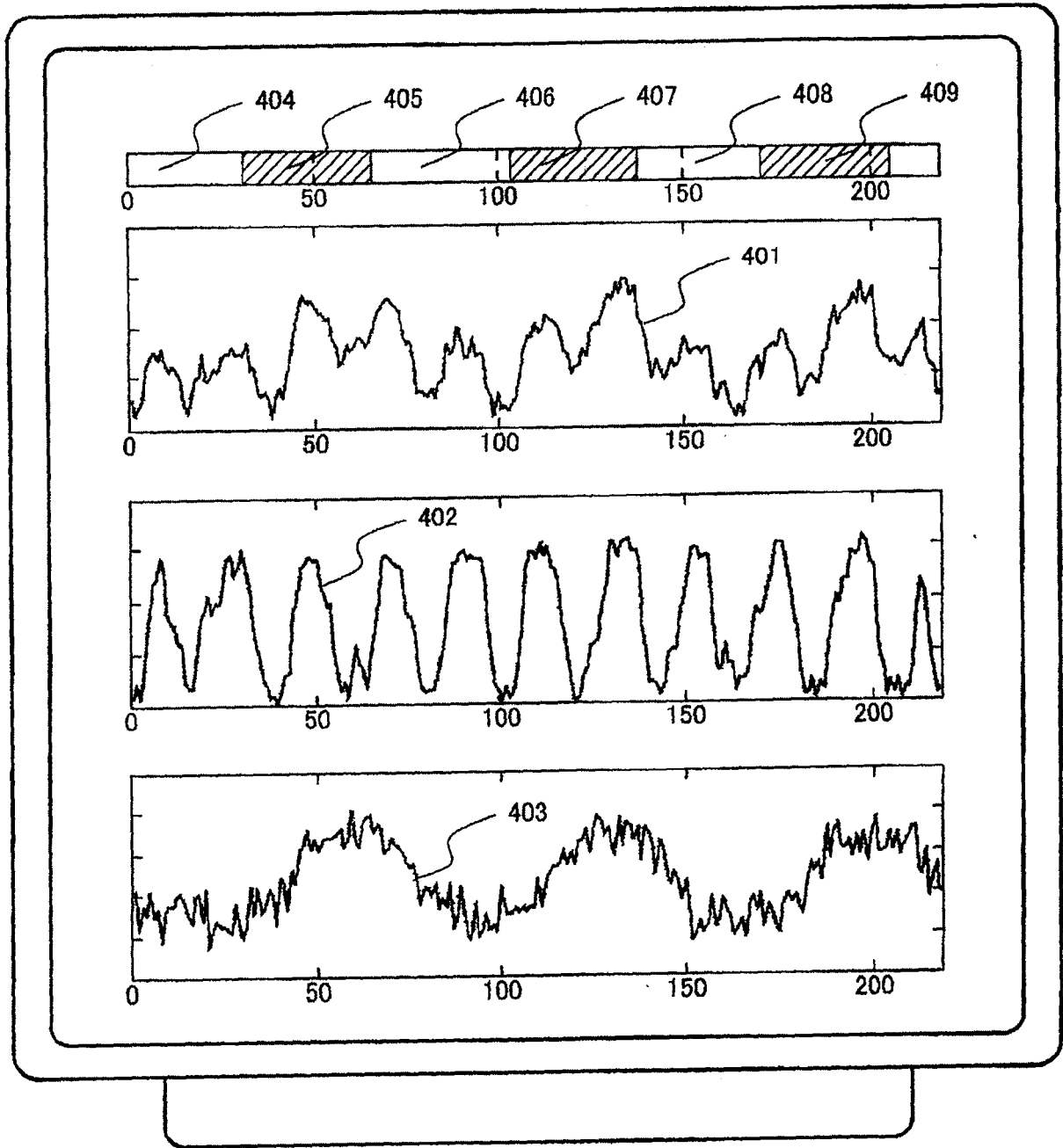


图 4

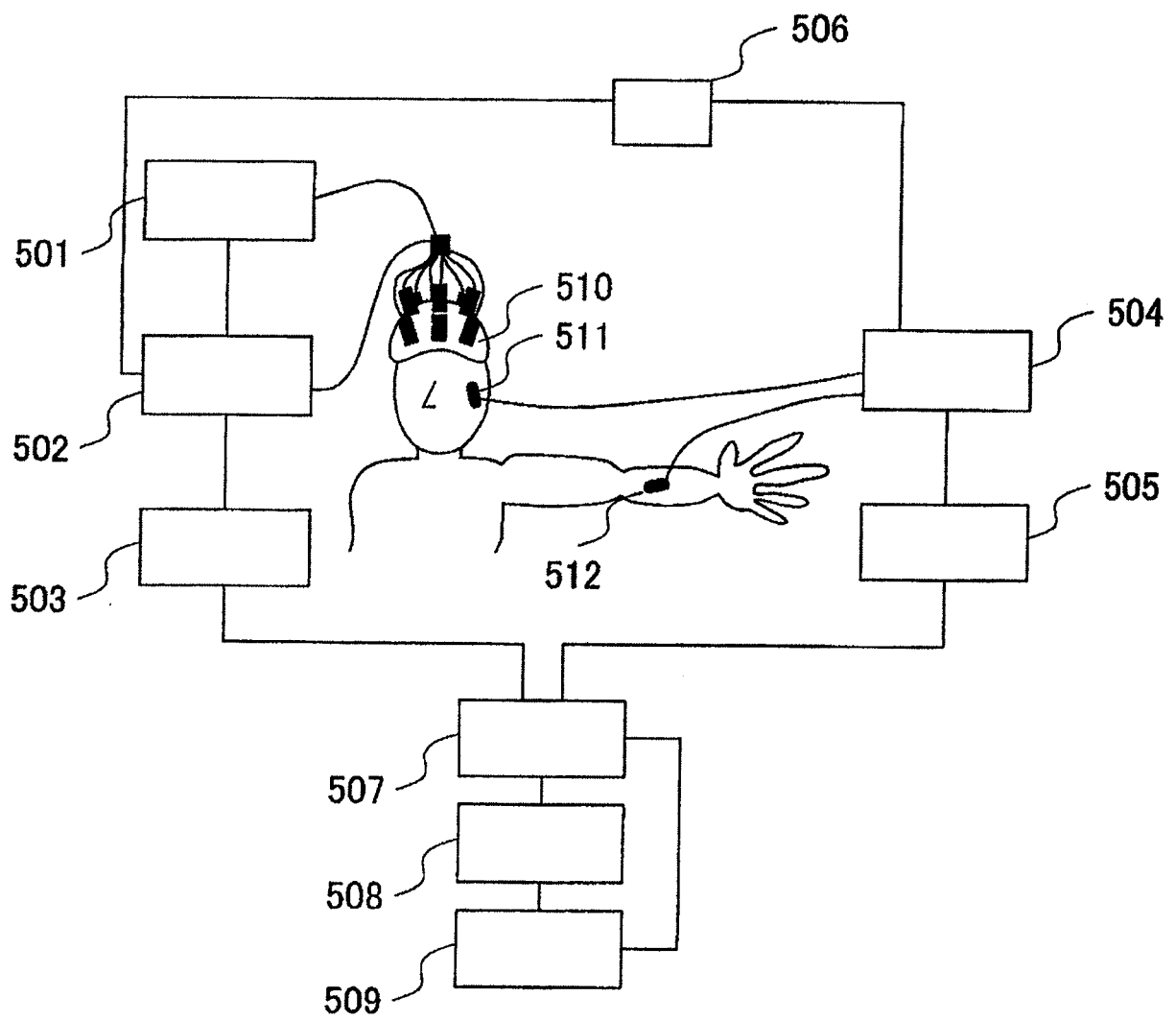


图 5

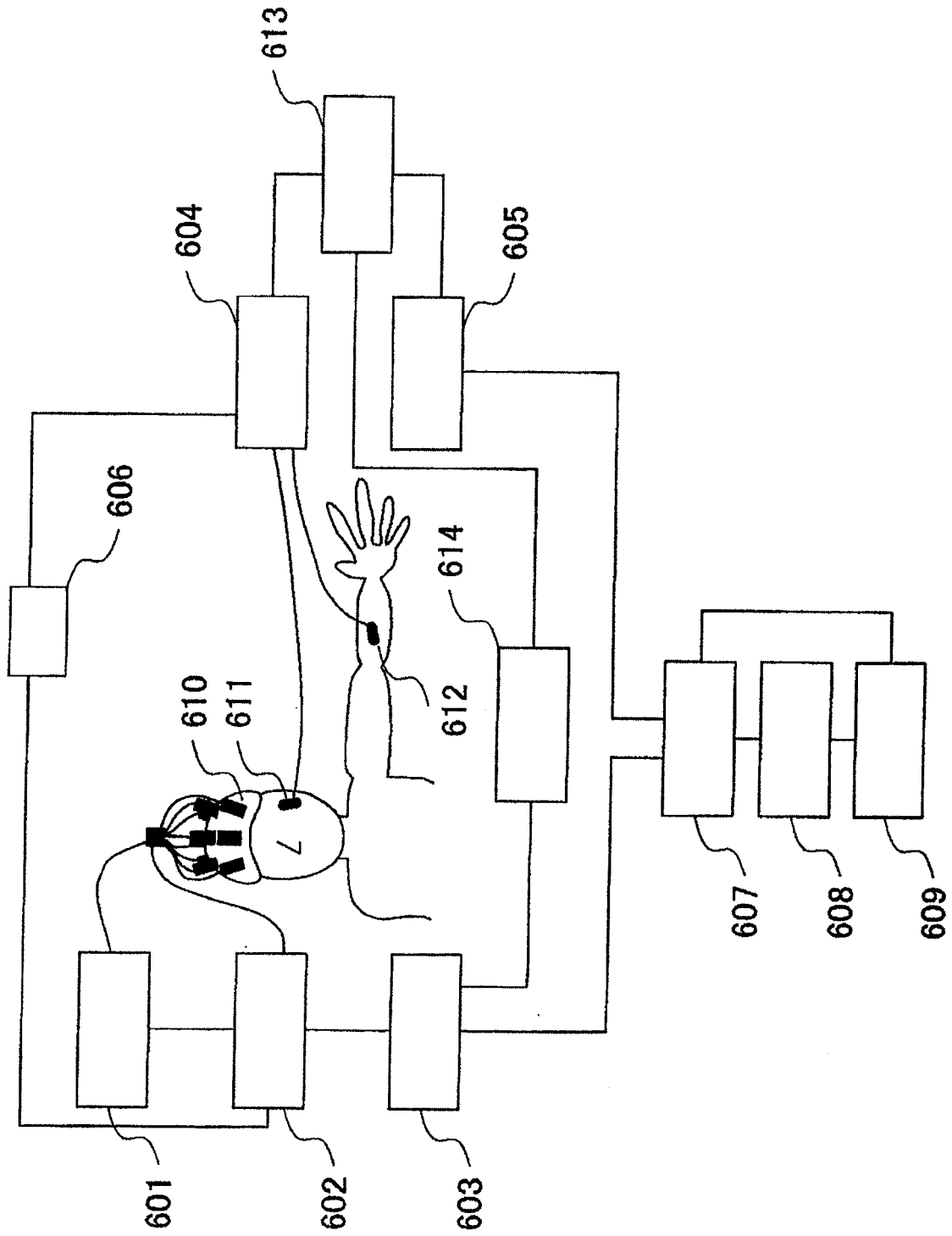


图 6

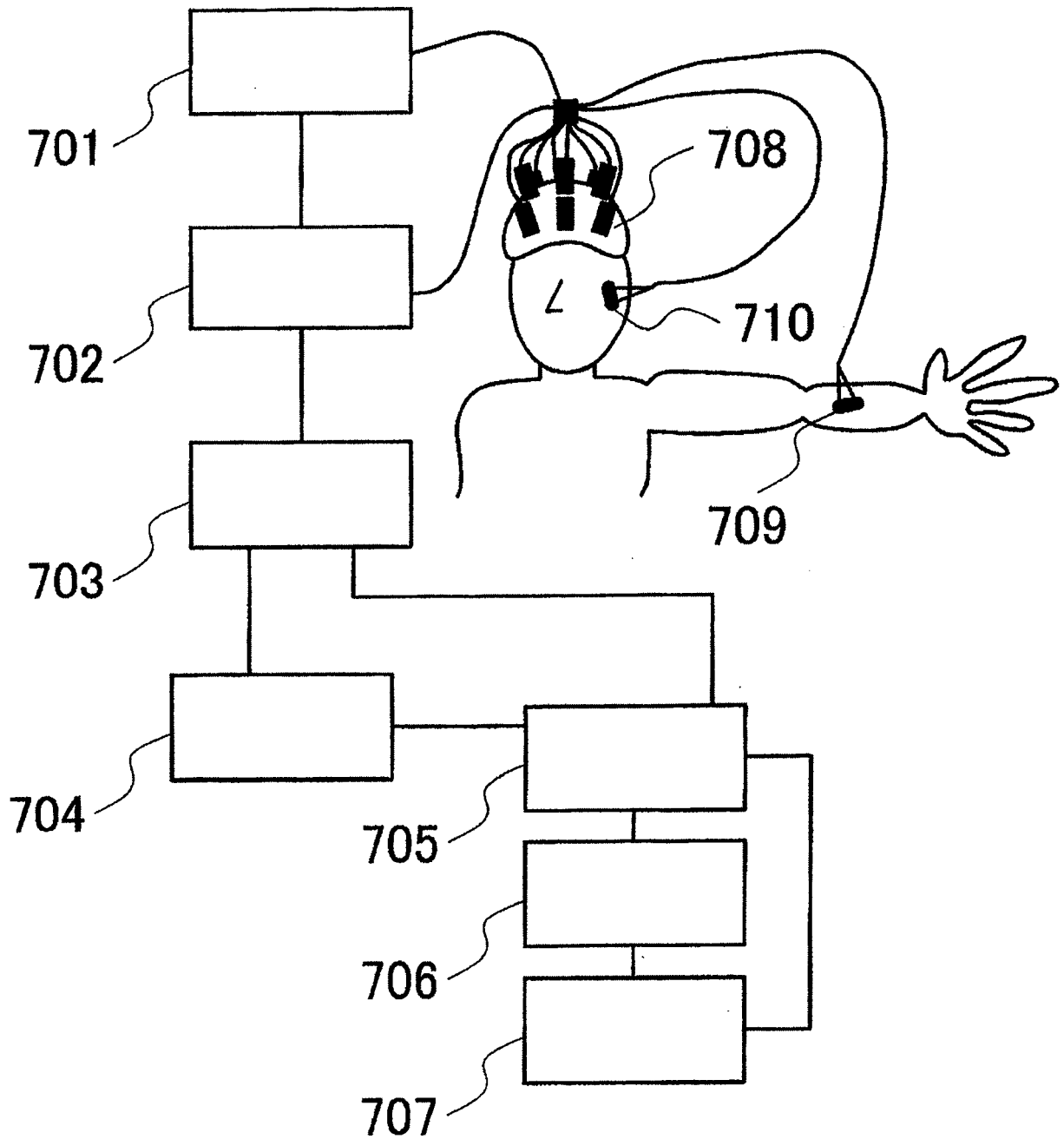


图 7

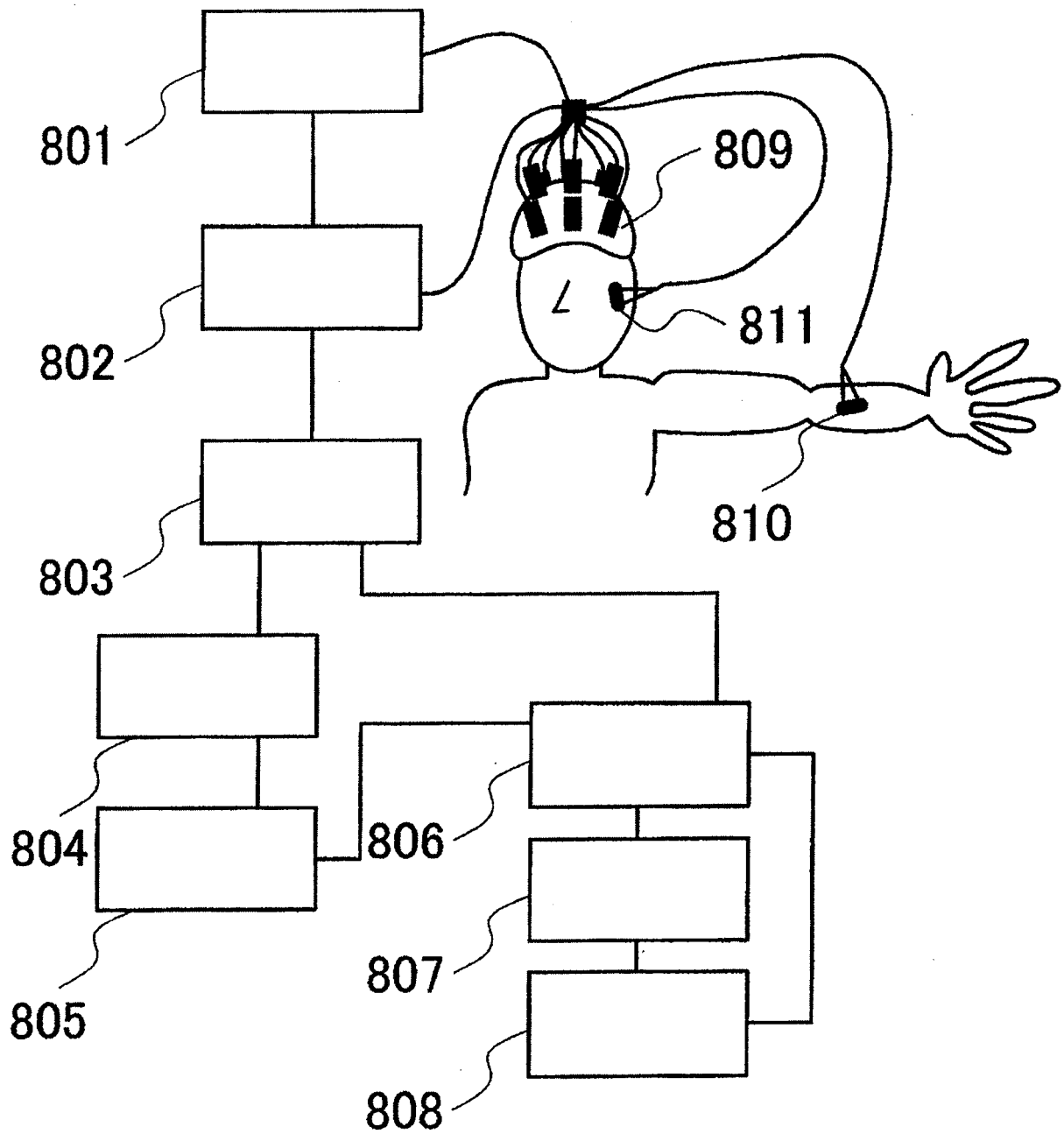


图 8

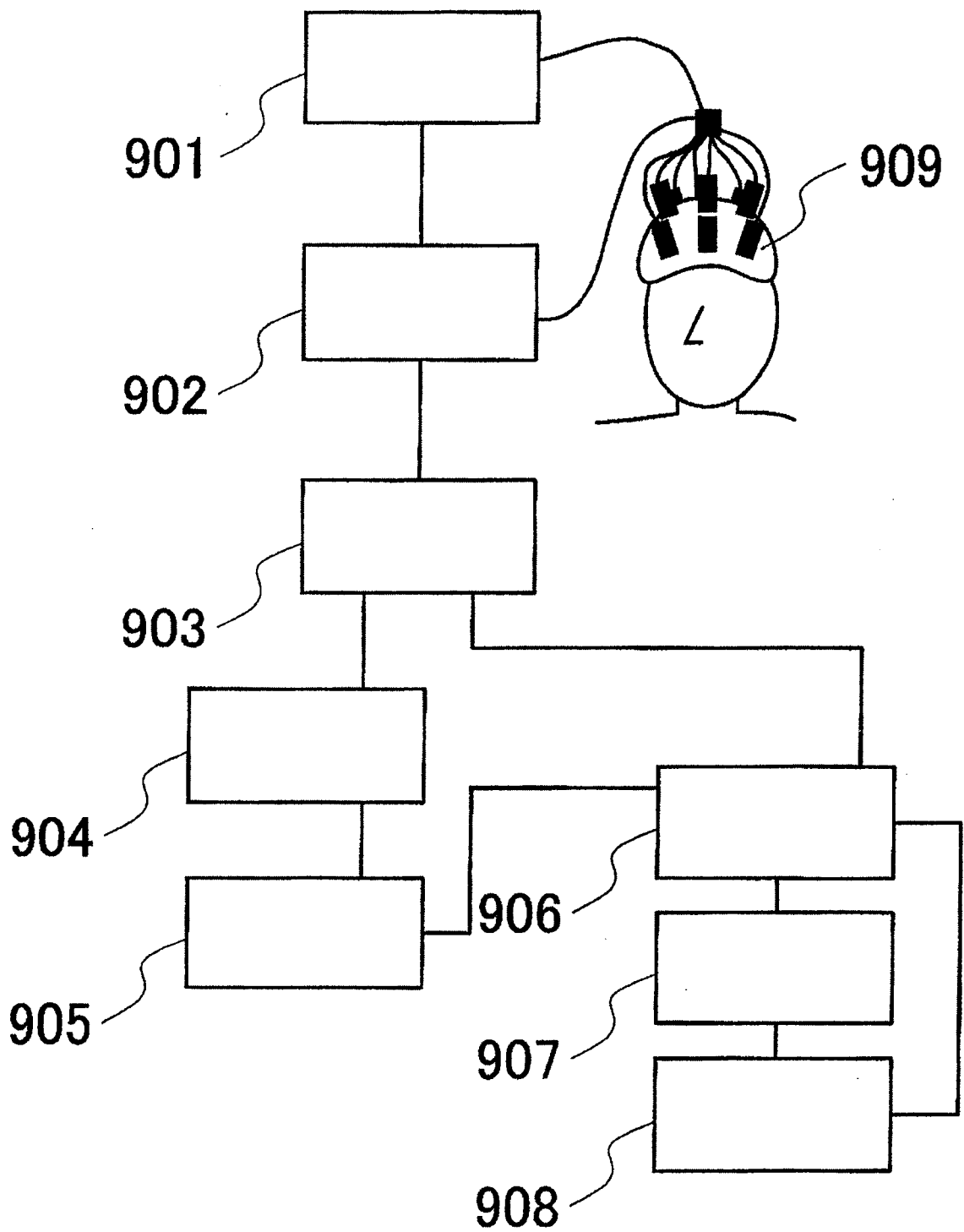


图 9

专利名称(译)	生物光计测装置		
公开(公告)号	CN100592894C	公开(公告)日	2010-03-03
申请号	CN200510090820.5	申请日	2005-08-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	桂卓成 田中尚树 佐藤大树 小幡亚希子 牧敦		
发明人	桂卓成 田中尚树 佐藤大树 小幡亚希子 牧敦		
IPC分类号	A61B10/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/6814 A61B5/024 A61B5/14553		
审查员(译)	路凯		
优先权	2004306319 2004-10-21 JP		
其他公开文献	CN1762308A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种生物光计测装置，由以下部分构成：为计测被检验者的生物体内部的血流动态而对被检验者照射光的一个或多个光照射部；检测该照射光经由生物体之中或由生物体内反射回来的光的一个或多个光检测部；计测脉搏、或呼吸、血压、体温中之一或多组的生物信号计测部；由非线性解析解析由光检测部得到的光信号与生物信号的关系的单元；以及根据所得到的关系，进行用来从光信号中分离生物噪音信号的的计算的计算单元。

