



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 106539582 A

(43) 申请公布日 2017. 03. 29

(21) 申请号 201510593424. 8

(22) 申请日 2015. 09. 17

(71) 申请人 中央大学

地址 中国台湾桃园市中坜区中大路 300 号

(72) 发明人 梁伟光 黄镔 阮启弘

(74) 专利代理机构 北京元本知识产权代理事务
所 11308

代理人 秦力军

(51) Int. Cl.

A61B 5/048(2006. 01)

A61B 5/0476(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

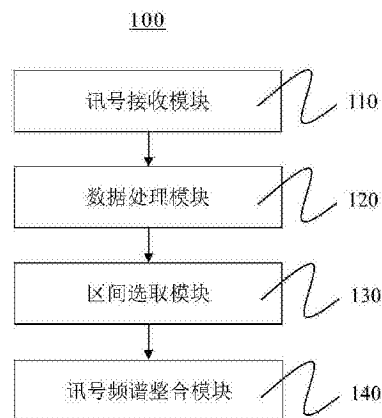
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54) 发明名称

脑功能成像辨识的方法及系统

(57) 摘要

本发明提供脑功能成像辨识方法,系重复选取脑波数据,利用模态分解方法,取得固有模态函数;以讯号源重建方法将相同频率尺度的固有模态函数轉換至讯号源空間,取得对应脑部位置的源固有模态函数;将於相同频率尺度的源固有模态函数依照脑部位置,整理于对应不同频率尺度的频率区间;重复选取源固有模态函数取绝对值,由通过绝对值端点产生一振幅包络线,利用模态分解方法,取得振幅包络线的源一阶振幅固有模态函数;将相同振幅频率尺度的源一阶振幅固有模态函数依照脑部位置,整理于对应不同振幅频率尺度的振幅频率区间,产生全脑振幅调变频谱。



1. 一种脑功能成像辨识的方法,其特征在于,包括:

(A) 取得复数个脑波数据,其中,该复数个脑波数据为撷取自一待测者脑部复数个不同位置;

(B) 选取其一该脑波数据,利用一模式分解方法,取得复数个固有模式函数 (IMFs),其中,该复数个固有模式函数显示该脑波数据于不同频率尺度的振幅当量随时间的变化;

(C) 选取另一该脑波数据,重复步骤 (B),直到所有脑波数据均取得该复数个固有模式函数;

(D) 将於相同频率尺度的该复数个固有模式函数依照脑部不同位置整理于一频率区间,取得该复数个对应不同频率尺度的频率区间;

(E) 係以一讯号源重建方法将於相同频率尺度的该复数个固有模式函数转换至一讯号源空间,取得复数个对应脑部不同位置的源固有模式函数;

(F) 选取其一该源固有模式函数取绝对值,由通过绝对值的所有端点产生一振幅包络线,再利用该模式分解方法,取得该振幅包络线的复数个源一阶振幅固有模式函数,其中,该复数个源一阶振幅固有模式函数为该振幅包络线于不同振幅频率尺度的数值当量随时间的变化数值;

(G) 选取另一该源固有模式函数重复执行步骤 (F),直到所有源固有模式函数均取得该复数个源一阶振幅固有模式函数;

(H) 将於相同振幅频率尺度的该复数个源一阶振幅固有模式函数依照脑部不同位置整理于一振幅频率区间,取得该复数个对应不同振幅频率尺度的振幅频率区间;以及

(I) 将该复数个频率区间对应于相同时间的该复数个振幅频率区间,产生一全脑振幅调变频谱,其中,该全脑振幅调变频谱为揭示该待测者脑部不同位置于频率区间与振幅频率区间振幅调变功率的相对值。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,还包括:

(F1) 选取其一该脑部位置,将该脑部位置的该复数个源固有模式函数对应于相同时间该脑部位置的该复数个源一阶振幅固有模式函数,产生一位置振幅调变频谱,其中,该位置振幅调变频谱为揭示该待测者脑部相同位置于该复数个源固有模式函数与该复数个源一阶振幅固有模式函数的相对值;以及

(F2) 选取另一该脑部位置重复执行步骤 (F1),直到所有脑部位置均取得该位置振幅调变频谱。

3. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,还包括:

执行步骤 (A) 取得该复数个脑波数据时,该待测者先阅读一研究数组。

4. 如权利要求 3 所述的方法,其特征在于,还包括:

(J) 该待测者再阅读一测试数组,重复步骤 (A) 至 (I),取得阅读该测试数组后的全脑振幅调变频谱;

(K) 比较阅读该研究数组之后与阅读该测试数组之后的位置振幅调变频谱,系辨识该待测者脑部不同位置于频率区间与振幅频率区间的相对值变化;以及

(L) 比较阅读该研究数组之后与阅读该测试数组之后的全脑振幅调变频谱,系辨识该待测者脑部相同位置于该复数个源固有模式函数与该复数个源一阶振幅固有模式函数的相对值变化。

5. 如权利要求 1 所述的方法,该复数个脑波数据系为一撷取自头皮复数端点的脑电波讯号或脑磁波讯号。

6. 如权利要求 1 所述的方法,该模态分解方法系为经验模态分解法 (EMD),集合经验模态分解法 (EEMD) 或二进位遮罩经验模态分解法 (CADM-EMD)。

7. 如权利要求 1 所述的方法,该讯号源重建方法系为波束成形 (Beamformer), 最小范数估计解 (minimum norm estimation, MNE), 精确低解析度造影 (eLORETA) 或多样稀疏事前 (multiple sparse priors)。

8. 如权利要求 1 所述的方法,该讯号源空间系由一球体模型 (spherical model), 边界单元模型 (BEM) 或有限单元模型 (FEM) 所建置的二维或三维脑皮质网格。

9. 如权利要求 1 所述的方法,该讯号源空间系自一模板或一核磁共振影像模型所建置的三维脑结构网域。

10. 如权利要求 1 所述的方法,该复数个脑波数据系以随机或依循一特定规律撷取一部分位置之脑波数据。

11. 如权利要求 10 所述的方法,其特征在于,还包括:

(M) 重复撷取另一部分位置之脑波数据,实施步骤 (A) 至 (I), 取得该复数个全脑振幅调变频谱,将该些全脑振幅调变频谱进行一系综平均,取得一系综全脑振幅调变频谱。

12. 一种脑功能成像辨识的系统,其特征在于,包含:

一讯号接收模块,取得复数个脑波数据,其中,该复数个脑波数据为撷取自一待测者脑部复数个不同位置;

一数据处理模块,耦接该讯号接收模块,选取其一该脑波数据,利用一模态分解方法,取得复数个固有模态函数 (IMFs),其中,该复数个固有模态函数显示该脑波数据于不同频率尺度的振幅当量随时间的变化,直到所有脑波数据均取得该复数个固有模态函数,系以一讯号源重建方法将於相同频率尺度的该复数个固有模态函数转换至一讯号源空间,取得复数个对应脑部不同位置的源固有模态函数,进一步选取其一该源固有模态函数取绝对值,由通过绝对值的所有端点产生一振幅包络线,再利用该模态分解方法,取得该振幅包络线的复数个源一阶振幅固有模态函数,直到所有源固有模态函数均取得该复数个源一阶振幅固有模态函数,其中,该复数个源一阶振幅固有模态函数为该振幅包络线于不同振幅频率尺度的数值当量随时间的变化数值;

一区间选取模块,耦接该数据处理模块,先将於相同频率尺度的该复数个源固有模态函数依照脑部不同位置整理于一频率区间,取得该复数个对应不同频率尺度的频率区间,后将相同振幅频率尺度的该复数个源一阶振幅固有模态函数依照脑部不同位置整理于一振幅频率区间,取得该复数个对应不同振幅频率尺度的振幅频率区间;以及

一讯号频谱整合模块,耦接该区间选取模块,将该复数个频率区间对应于相同时间的该复数个振幅频率区间,产生一全脑振幅调变频谱,其中,该全脑振幅调变频谱为揭示该待测者脑部不同位置于频率区间与振幅频率区间的相对值。

脑功能成像辨识的方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种脑功能成像辨识的方法及系统,特别是藉由一整合全息希尔伯特频谱分析 (HoIo-Hilbert Spectral Analysis, HHSA),以及一讯号源重建方法予以产生全脑振幅调变频谱的方法及系统。

背景技术

[0002] 功能性 3D 脑造影技术,例如:功能性磁共振造影 (fMRI)、红外光谱光学检测 (NIRS) 以及正子断层造影 (PET) 等,虽为高空间分辨率的脑造影技术,但这些技术受到其时间分辨率的限制,以至于不能完整地提供脑活动的动态影像;另一方面,脑部电位或磁场的 2D 脑影像技术侦测,例如:脑电图 (EEG) 或脑磁图 (MEG),虽可提供了高时间分辨率,适合用来探讨脑神经活动的动态特征,但尚有空间分辨率表现不佳的问题;故此,习知技术研究为能厘清多脑部区域的同步作用与相互关系,系藉由波束成形 (Beamformer) 最小范数估计解 (minimum norm estimation, MNE), 精确低解析度造影 (eLORETA), 多样稀疏事前 (multiple sparse priors) 结合频率分析技术 (例如,带通滤波器 (Band-pass filter), 快速傅立叶变换 (Fast-Fourier Transform), 小波变换 (Wavelet Transform)) 来估算 3D 的振动讯号源,然而,受限於传统数学式的缺陷,如以傅立叶变换为基础的带通滤波以及频谱分析,这些技术仅能解析讯号中的线性现象,而刻意忽视其非线性特征,对于脑部疾病或精神疾病的诊断,无法由脑波讯号的辨识提供完整地评估要素。

发明内容

[0003] 本发明的目的是提供一种脑功能成像辨识的方法及系统,特别是一种透过导入全息希尔伯特频谱分析,将多个脑波讯号转换为 3D (幅频、振频、时间) 频谱,并透过相同时间相度组合复数个脑波侦测点的分布位置,从而量化不同脑部区域的同步作用与相互关系;于此,本发明得取代习知的脑部辨识技术,于脑部疾病或精神疾病的诊断上,提供更完整地评估要素。

[0004] 本发明所提供的一种脑功能成像辨识的方法包括:取得复数个脑波数据,其中,该复数个脑波数据为由一待测者头部表面,撷取脑部复数个不同位置之脑电波讯号或脑磁波讯号;选取其一该脑波数据,利用一模态分解方法,取得复数个固有模态函数 (IMFs),其中,该复数个固有模态函数显示该脑波数据于不同频率尺度的振动随时间的变化;重复选取另一该脑波数据,利用该模态分解方法,取得该复数个固有模态函数,直到所有脑波数据均取得该复数个固有模态函数;再者,将相同频率尺度的该复数个固有模态函数依照脑部不同位置整理于一频率区间,取得该复数个对应不同频率尺度的频率区间。

[0005] 后以一讯号源重建方法将於头部表面不同位置,但相同频率尺度的该复数个固有模态函数,转换至一讯号源空间 (source space),取得复数个对应脑部不同位置的源固有模态函数 (source IMF),直到所有固有模态函数都转换为源固有模态函数;选取其一该源固有模态函数取绝对值,由通过绝对值的所有端点产生一振幅包络线,再利用该模态

分解方法,取得该振幅包络线的复数个源一阶振幅固有模态函数(source first-layer amplitude IMF),其中,该复数个源一阶振幅固有模态函数为该振幅包络线于不同振幅频率尺度的数值当量随时间的变化数值;选取另一该源固有模态函数重复执行上一个步骤,直到所有源固有模态函数均取得该复数个源一阶振幅固有模态函数;将於相同振幅频率尺度的该复数个源一阶振幅固有模态函数依照脑部不同位置整理于一振幅频率区间,取得该复数个对应不同振幅频率尺度的振幅频率区间。

[0006] 将该复数频率区间对应于相同时间的该复数个振幅频率区间,产生一全脑振幅调变频谱,其中,该全脑振幅调变频谱为揭示该待测者脑部不同位置振幅调变功率于频率区间与振幅频率区间的相对值。

[0007] 本发明所提供的一种脑功能成像辨识的系统包含:一讯号接收模块、一数据处理模块、一区间选取模块以及一讯号频谱整合模块。

[0008] 该讯号接收模块,取得复数个脑波数据,其中该复数个脑波数据撷取自一待测者为由一待测者头部表面,撷取脑部复数个不同位置之脑电波讯号或脑磁波讯号;该数据处理模块,耦接该讯号接收模块,选取其一该脑波数据,利用一模态分解方法,取得复数个固有模态函数,其中,该复数个固有模态函数显示该脑波数据于不同频率尺度的振动随时间的变化,直到所有脑波数据均取得该复数个固有模态函数,并以一讯号源重建方法将於相同频率尺度的该复数个固有模态函数转换至一讯号源空间,取得复数个对应脑部不同位置的源固有模态函数;进一步,选取其一该源固有模态函数取绝对值,由通过绝对值的所有端点产生一振幅包络线,再利用该模态分解方法,取得该振幅包络线的复数个源一阶振幅固有模态函数,其中,该复数个源一阶振幅固有模态函数为该振幅包络线于不同振幅频率尺度的数值当量随时间的变化数值,直到所有源固有模态函数均取得该复数个源一阶振幅固有模态函数。

[0009] 该区间选取模块,耦接该数据处理模块,先将於相同频率尺度的该复数个固有模态函数依照脑部不同位置整理于一频率区间,取得该复数个对应不同频率尺度的频率区间,后将相同振幅频率尺度的该复数个源一阶振幅固有模态函数依照脑部不同位置整理于一振幅频率区间,取得对应不同振幅频率尺度的振幅频率区间。

[0010] 该讯号频谱整合模块,耦接该区间选取模块,将该复数个频率区间对应于相同时间的该复数个振幅频率区间,产生一全脑振幅调变频谱,其中,该全脑振幅调变频谱为揭示该待测者脑部不同位置振幅调变功率于频率区间与振幅频率区间的相对值。

[0011] 藉由本发明的实施透过调幅频率调制机制与非侵入性的人类脑电波讯号(Electroencephalogram, EEG)可以得到一全脑振幅调变频谱。该全脑振幅调变频谱藉由调幅(Amplitude Modulation)与调频(Frequency Modulation)之间的关系,提供脑部功能动态信息,并同时提供该复数个动态信息的位置,因此,本发明特别是于脑部疾病或精神疾病的诊断,提供更完整地评估要素。下面结合附图及具体实施例对本发明进行详细说明。

附图说明

[0012] 图1为本发明实施例的一种脑功能成像辨识的系统的方块示意图;

[0013] 图2为本发明实施例的一种全头振幅调变频谱的功率和K值的相互关

[0014] 系示意图;

[0015] 图 3 为本发明实施例的一种全脑振幅调变频谱和正投影视图示意图；
[0016] 图 4 为本发明实施例的一种位置振幅调变频谱示意图；
[0017] 图 5 为本发明另一实施例一种全脑振幅调变频谱示意图；
[0018] 图 6 为本发明实施例的一种脑功能成像辨识方法的流程示意图；
[0019] 图 7 为本发明实施例的一种结合视觉工作记忆范式示意图；
[0020] 附图标记说明：100- 脑功能成像辨识系统；110- 讯号接收模块；120- 数据处理模块；130- 区间选取模块；140- 讯号频谱整合模块；210- 全头振幅调变频谱、310- 全脑振幅调变频谱；320- 正投影视图；410、420- 位置振幅调变频谱；510- 大脑的左半球；520- 大脑的右半球；512、516- 横向断层影像；514、518- 内侧断层影像；710- 研究数组；720- 测试数组。

具体实施方式

[0021] 让钧院贵审查委员及习于此技术人士，对本发明的功效完全了解，兹配合图示及图号，就本发明较佳的实施例说明如下：

[0022] 本发明实施例中所揭露的脑功能成像辨识的实施方法可以为讯号分析系统所应用，或是应用在可以连接至讯号分析装置的计算器系统或微处理器系统中。则本发明实施例的执行步骤可以写成软件程序，软件程序可以储存于任何微处理单元辨识、解读的记录媒体，或包含有上述纪录媒体的物品及装置。不限定为任何形式，上述物品可以为硬盘、软盘、光盘、ZIP、磁光装置 (MO)、IC 芯片、随机存取内存 (RAM)，或任何熟悉此项技艺者所可使用的包含有上述纪录媒体的物品。

[0023] 计算器系统可以包含显示设备、处理器、内存、输入设备及储存装置。其中，输入设备可以用以输入影像、文字、指令等数据至计算机系统。储存装置系例如为硬盘、光驱或藉由因特网连接的远程数据库，用以储存系统程序、应用程序及用户数据等，亦可以储存本发明实施例所写成的软件程序。内存系用以暂存数据或执行的程序。处理单元用以运算及处理数据等。显示设备则用以显示输出的数据。当计算器系统执行本发明实施例脑功能成像辨识的方法时，对应的程序便被加载内存，以配合处理单元执行本发明实施例的脑功能成像辨识的方法。最后，将结果显示于显示设备或储存于储存装置。

[0024] 请参照第图 1 所示，图 1 为本发明实施例的一种脑功能成像辨识的系统的方块示意图。本发明的脑功能成像辨识系统 100 包含一讯号接收模块 110、一数据处理模块 120、一区间选取模块 130 以及一讯号频谱整合模块 140，其中该数据处理模块 120 耦接该讯号接收模块 110，该区间选取模块 130 耦接该数据处理模块 120 以及该讯号频谱整合模块 140 耦接该区间选取模块 130。

[0025] 该讯号接收模块 110 得一复数个脑波数据后，由该数据处理模块 120 解析其中一脑波数据，其中，该复数个脑波数据撷取自一待测者头部不同位置，并且取样频率 (Sampling Frequency) 大于 64Hz，以涵盖伽玛频率 (GAMMA) 范围。该复数个脑波数据系为一撷取自头皮复数端点的脑电波讯号 (Electroencephalography, EEG) 或脑磁波讯号 (Magnetoencephalography, MEG)。

[0026] 该数据处理模块 120 先利用一模式分解法，取得该脑波数据的复数个固有模式函数 (IMFs)，其中，该复数个固有模式函数显示该脑波数据于不同频率尺度的振幅当

量随时间的变化,直到所有脑波数据均取得该复数个固有模态函数 (Intrinsic Mode Function, IMF)。本发明系利用任意一种可以取得固有模态函数的方法,例如经验模态分解法 (Empirical Mode Decomposition, EMD),集合经验模态分解法 (Ensemble Empirical Mode Decomposition, EEMD),或二进位遮罩经验模态分解法 (Conjugate Adaptive Dyadic Masking Empirical Mode Decomposition, CADM-EMD),解析该脑波数据而取得该复数个固有模态函数,除了各种经验模态分解法与以其改良之讯号拆解方法,我们亦可由自适应滤波器 (Adaptive Filtering) 或基底算法 (Optimal Basis Pursue) 的使用所取得,本发明不以此为限制。由此,该区间选取模块 130,先将於相同频率尺度的该复数个固有模态函数依照脑部不同位置整理于一频率区间,以取得对应不同频率尺度的该复数个频率区间。

[0027] 再者,该数据处理模块 120,利用任一讯号源重建方法,例如:波束成形 (Beamformer),最小范数估计解 (minimum norm estimation, MNE),精确低解析度造影 (eLORETA),多样稀疏事前 (multiple sparse priors),配合球体模型 (spherical model),边界单元模型 (BEM) 或有限单元模型 (FEM) 所建置的二维或三维脑皮质网格,或自一模板或一核磁共振影像模型所建置的三维脑结构网域,将头部表面不同位置,但相同频率尺度的该复数个固有模态函数转换至一讯号源空间,取得对应脑部不同位置的源固有模态函数,并重复执行上一个步骤直到所有频率尺度的固有模态函数都转换为源固有模态函数。

[0028] 该数据处理模块 120 进一步选取其一该源固有模态函数取绝对值,由通过绝对值的所有端点产生一振幅包络线,再利用该模态分解方法,取得该振幅包络线的复数个源一阶振幅固有模态函数,其中,该复数个源一阶振幅固有模态函数为该振幅包络线于不同振幅频率尺度的数值当量随时间的变化数值。该数据处理模块 120 选取另一源固有模态函数重复执行上一个步骤,直到所有源固有模态函数均取得该复数个源一阶振幅固有模态函数。由此,该区间选取模块 130,后将相同振幅频率尺度的该复数个源一阶振幅固有模态函数依照脑部不同位置整理于一振幅频率区间,取得该复数个对应不同振幅频率尺度的振幅频率区间。

[0029] 请参照图 2 及图 3 所示,图 2 为本发明实施例的一种全头振幅调变频谱的功率 (振幅调变和频率两者维度的每个双值窗口 (Dyadic Window) 的边际总和) 和 K 值的相互关系示意图,及图 3 为本发明实施例的一种全脑振幅调变频谱的功率和 K 值的相互关系示意图。

[0030] 该讯号频谱整合模块 140,将该复数个频率区间对应于相同时间的该复数个振幅频率区间,产生一全脑振幅调变频谱。该全脑振幅调变频谱 310 为揭示该待测者脑部不同位置于频率区间与振幅频率区间的相对值。

[0031] 图 2 中每一全头振幅调变频谱均显示全息希尔伯特频谱功率和所有脑电图讯号的 K 值相对关系。每一个全头振幅调变频谱中每个颜色的不同深浅代表相关系数,以及白色的小圆圈表示该复数个脑电图数据的相关性具有统计显着性。图 3 包含显示全脑振幅调变频谱 310 的功率和 K 值的相互关系,其中, K 值为振幅调变 1-32Hz 对应频率在 8-64Hz。每一个断层影像中颜色的不同深浅代表相关系数以及其结果为一个统计结果 ($p < 0.01$ 为遵照该以丛集为基础的非参数置换检验)。图 3 更包含显示一正投影视图 320 (Orthographic View) 提供一二元的断层摄影 (dyadic tomography) 可以检视更深层的脑部区域,其中,该断层摄影的正投影视图 320 为振幅频率 4-8Hz 对应频率在 32-64Hz 的示意图。

[0032] 请参照图 4 所示,图 4 为本发明实施例的一种位置振幅调变频谱示意图。该讯号频

谱整合模块 140 更包含选取其一该脑波位置,将该脑波位置的该复数个源固有模态函数对应于相同时间该脑波位置的源一阶振幅固有模态函数,产生一位置振幅调变频谱 410、420,其中,该位置振幅调变频谱 410、420 为揭示该待测者脑部相同位置于该复数个源固有模态函数与该复数个源一阶振幅固有模态函数的相对值;以及选取另一该脑波位置重复执行上一个步骤,直到所有脑波位置均取得该位置的振幅调变频谱。

[0033] 图 4 中该位置振幅调变频谱 410 为显示记忆力保持的时间间隔 (Retention Interval) 期间在左后侧顶叶 (left posterior parietal cortex) 试验为“击中 (Hit)”的全息希尔伯特功率的平均数,其中测试者成功的检测到在测试数组的变化。再者,执行全息希尔伯特功率与 K 值之间的相关分析 (Correlation Analysis),其 K 值为工作记忆容量的行为指针 (Behavioral Index of Working Memory Capacity)。图 4 中该位置振幅调变频谱 420 为显示相关分析后的结果,其中,由白色轮廓包围区域表示显着的相关性 ($p < 0.05$, 双尾 (Two-Tailed)) 为依据一以丛集为基础的非参数置换检验 (Cluster-Based Nonparametric Permutation test) 所产生的结果。

[0034] 再一实施例中,该讯号频谱整合模块 140 更包含比较阅读该研究数组之后与阅读该测试数组之后的位置振幅调变频谱,为辨识该待测者脑部不同位置于频率区间与振幅频率区间的相对值变化;以及比较阅读该研究数组之后与阅读该测试数组之后的全脑振幅调变频谱,为辨识该待测者脑部相同位置于该复数个固有模态函数与该复数个源一阶振幅固有模态函数的相对值变化。

[0035] 再一实施例中,该讯号接收模块 110 取得复数个脑波数据后,由该数据处理模块 120 解析其中一脑波数据,其中,该复数个脑波数据撷取自一待测者头部 32 不同位置,并且取样频率为 512Hz。该讯号接收模块 110 取得该复数个脑波数据时,该待测者先阅读一研究数组,其中,该复数个脑波数据系一撷取自头皮复数端点的脑电波讯号或脑磁波讯号。

[0036] 再一实施例中,请参照图 5 所示,图 5 为本发明另一实施例一种全脑振幅调变频谱示意图。该讯号频谱整合模块 140 更包含记忆力保持的时间间隔期间之全脑振幅调变频谱,为辨识该待测者脑部不同位置于频率区间与振幅频率区间的相对值变化;以及比较阅读该研究数组之后与阅读该测试数组之后的全脑振幅调变频谱,为辨识该待测者脑部相同位置于该复数个源固有模态函数与该复数个源一阶振幅固有模态函数的相对值变化。本发明脑功能成像辨识的方法,提供一研究数组给待测者过目,为待取得其一全脑振幅调变频谱后,经过数秒,提供一测试数组给待测者过目,取得再一全脑振幅调变频谱,为评估相关区间表现的频率与振幅调变的量值。图 5 为在振幅调变 1-32Hz 相对于频率 32-64Hz 时大脑的左半球 510 和大脑的右半球 520 的横向断层影像 512、516 和内侧断层影像 514、518,其显示专注的能量及振幅调变在伽玛频率接近海马回的区域。

[0037] 如图 6 所示,本发明实施例所揭露的一种脑功能成像辨识方法 S100,包括:在步骤 S110,由该讯号接收模块 110 接收复数个脑波数据,其中,该复数个脑波数据撷取自一待测者脑部不同位置。该讯号接收模块 110 得一复数个脑波数据后,由该数据处理模块 120 解析其中一脑波数据,并且取样频率大于 64Hz。该复数个脑波数据系为一撷取自头皮复数端点的脑电波讯号或脑磁波讯号。

[0038] 在步骤 S120,该数据处理模块 120 选取其一该脑波数据,利用一经验模态分解法,取得复数个固有模态函数 (IMFs),其中,该复数个固有模态函数显示该脑波数据于不同频

率尺度的振幅当量随时间的变化。

[0039] 在步骤 S130, 该数据处理模块 120, 更选取另一该脑波数据, 重复步骤 S120, 直到所有脑波数据均取得该复数个固有模态函数。在一实施例中, 本发明为利用, 例如经验模态分解法 (EMD), 集合经验模态分解法 (EEMD) 或二进位遮罩经验模态分解法 (CADM-EMD), 解析该讯号而取得该复数个固有模态函数, 除了各种经验模态分解法与以其改良之讯号拆解方法, 我们亦可由自适应滤波器或基底算法的使用所取得, 本发明不以此为限制。

[0040] 接着, 进行步骤 S140 时, 该区间选取模块 130, 先将相同频率尺度的该复数个固有模态函数依照脑部不同位置整理于一频率区间, 取得对应不同频率尺度的该复数个频率区间, 再者, 将相同频率尺度的该复数个固有模态函数依照脑部不同位置整理于一频率区间, 取得对应不同频率尺度的复数个频率区间。

[0041] 在步骤 S150, 数据处理模块 120 利用任一讯号源重建方法, 例如: 波束成形 (Beamformer), 最小范数估计解 (minimum norm estimation, MNE), 精确低解析度造影 (eLORETA), 多样稀疏事前 (multiple sparse priors), 配合球体模型 (spherical model), 边界单元模型 (BEM) 或有限单元模型 (FEM) 所建置的二维或三维脑皮质网格, 或自一模板或一核磁共振影像模型所建置的三维脑结构网域, 将头部表面不同位置, 但相同频率尺度的该复数个固有模态函数转换至讯号源空间, 取得对应脑部不同位置的源固有模态函数, 并重复执行上一个步骤, 直到所有频率尺度的固有模态函数都转换为源固有模态函数。

[0042] 在步骤 S160, 数据处理模块 120 选取步骤 S150 所得之其来源固有模态函数取绝对值, 由通过绝对值的所有端点产生一振幅包络线, 进一步利用该经验模态分解方法, 取得该振幅包络线的复数个源一阶振幅固有模态函数。

[0043] 在步骤 S170, 数据处理模块 120 更选取选取另一该源固有模态函数, 重复执行步骤 S160, 直到所有源固有模态函数均取得该复数个源一阶振幅固有模态函数, 其中, 该复数个源一阶振幅固有模态函数为该振幅包络线于不同振幅频率尺度的数值当量随时间的变化数值。

[0044] 接着, 进行步骤 S180, 该区间选取模块 130, 将相同振幅频率尺度的该复数个源一阶振幅固有模态函数依照脑部不同位置整理于一振幅频率区间, 取得对应不同振幅频率尺度的复数个振幅频率区间。

[0045] 最后, 在步骤 S190 该讯号频谱整合模块 140 将该复数个频率区间对应于相同时间的该复数个振幅频率区间, 产生一全脑振幅调变频谱, 其中, 该全脑振幅调变频谱为揭示该待测者脑部不同位置于频率区间与振幅频率区间的相对值。该全脑振幅调变频谱 310 为揭示该待测者脑部不同位置于频率区间与振幅频率区间的相对值。

[0046] 在一较佳实施例中, 该复数个脑波数系自该待测者脑部该复数个不同位置中, 随机或依循一特定规律撷取一部分位置之脑波资料, 作为一统计系综 (ensemble), 例如, 由一待测者脑波资料的取得, 在 32 个头部不同位置, 选取其中 21 个位置之脑波资料, 进一步, 重复撷取另一部分位置之脑波资料, 实施步骤 S110 至 S190 步骤, 每次脑波资料的选取与方法的实施, 均取得一对应不同统计系综之全脑振幅调变频谱, 后将所有全脑振幅调变频谱进行一系综平均 (ensemble mean), 取得一系综全脑振幅调变频谱。藉由该系综全脑振幅调变频谱取得之实施方式, 可显示全脑振幅调变频谱的信心区间 (confidence limits), 并降低噪声对分析结果的影响, 其中, 该实施方法以重复撷取次数越多者, 结果尤佳, 但本发明

并不限制其技术实施的次数。

[0047] 在一较佳实施例中,该讯号频谱整合模块 140 更包含选取其一该脑波位置,将该脑波位置的该复数个源固有模态函数对应于相同时间该脑部位置的该复数个源一阶振幅固有模态函数,产生一位置振幅调变频谱,其中,该位置振幅调变频谱为揭示该待测者脑部相同位置于该复数个源固有模态函数与该复数个源一阶振幅固有模态函数的相对值;接着,该讯号频谱整合模块 140 选取另一该脑波位置重复执行上一个步骤,直到所有脑波位置均取得该位置振幅调变频谱。

[0048] 在一较佳实施例中,如图 7 所示,图 7 为本发明实施例的一种结合视觉工作记忆范式(The Binding Visual Working Memory Paradigm)示意图,本发明首先要求该待测者阅读熟记该结合视觉工作记忆范式 700 中该研究数组 710,经过一短暂记忆力保持的时间间隔,要求待测者指出研究数组 710 与测试数组 720 之间的改变。在这种色形结合视觉工作记忆(Color-Shape Binding Visual Working Memory)任务中该待测者需要判断形状和颜色两者之间对应的改变。

[0049] 本发明的方法可以进一步包含,在取得复数个脑波数据时,该待测者先阅读一研究数组 710。接着,该待测者再阅读一测试数组 720,重复步骤 S110 至 S190,其步骤如下:首先,取得复数个脑波数据,系撷取自一待测者脑部复数个不同位置;接着,选取其一该脑波数据,利用一模态分解方法,取得复数个固有模态函数,直到所有脑波数据均取得该复数个固有模态函数,其中,该复数个固有模态函数显示该脑波数据于不同频率尺度的振幅当量随时间的变化;将相同频率尺度的该复数个固有模态函数依照脑部不同位置整理于一频率区间,取得对应不同频率尺度的该复数个频率区间。

[0050] 接下来,系以一讯号源重建方法将於相同频率尺度的该复数个固有模态函数转换至一讯号源空间,取得复数个对应脑部不同位置的源固有模态函数,将所有频率尺度的固有模态函数都转换为源固有模态函数;再者,选取其一该源固有模态函数取绝对值,由通过绝对值的所有端点产生一振幅包络线,再利用该模态分解方法,取得该振幅包络线的复数个源一阶振幅固有模态函数,其中,该复数个源一阶振幅固有模态函数为该振幅包络线于不同振幅频率尺度的数值当量随时间的变化数值,直到所有源固有模态函数均取得该复数个源一阶振幅固有模态函数;将相同振幅频率尺度的该复数个源一阶振幅固有模态函数依照脑部不同位置整理于一振幅频率区间,取得对应不同振幅频率尺度的复数个振幅频率区间。

[0051] 最后,产生一全脑振幅调变频谱,其中,该全脑振幅调变频谱为揭示该待测者脑部不同位置于频率区间与振幅频率区间的相对值,取得阅读该测试数组后的全脑振幅调变频谱。

[0052] 再一实施例中,比较阅读该研究数组之后与阅读该测试数组之后的位置振幅调变频谱,藉此辨识该待测者脑部不同位置于频率区间与振幅频率区间的相对值变化;最后,比较阅读该研究数组之后与阅读该测试数组之后的全脑振幅调变频谱,系辨识该待测者脑部相同位置于该复数个源固有模态函数与该复数个源一阶振幅固有模态函数的相对值变化。

[0053] 本发明提供一种脑功能成像辨识的方法及系统将 2D 脑电波及脑磁波的脑波影像转换为 3D+3D 脑影像,亦即空间 X, Y 及 Z 以及调幅,调频及时间所产生的脑影像(或藉由时间相度的边际和取得空间 X, Y 及 Z 以及调幅,调频 3D+2D 脑影像),该全脑振幅调变频

谱提供脑功能动态信息,并同时提供该些动态信息发生的相对位置。

[0054] 上述各实施例用于说明本发明特点,其目的在于使本领域普通技术人员能了解本发明内容并据以实施,而非限定本发明的保护范围,故凡其它未脱离本发明所揭示精神而完成的等效修饰或修改,仍应包含在本发明的权利要求书中。

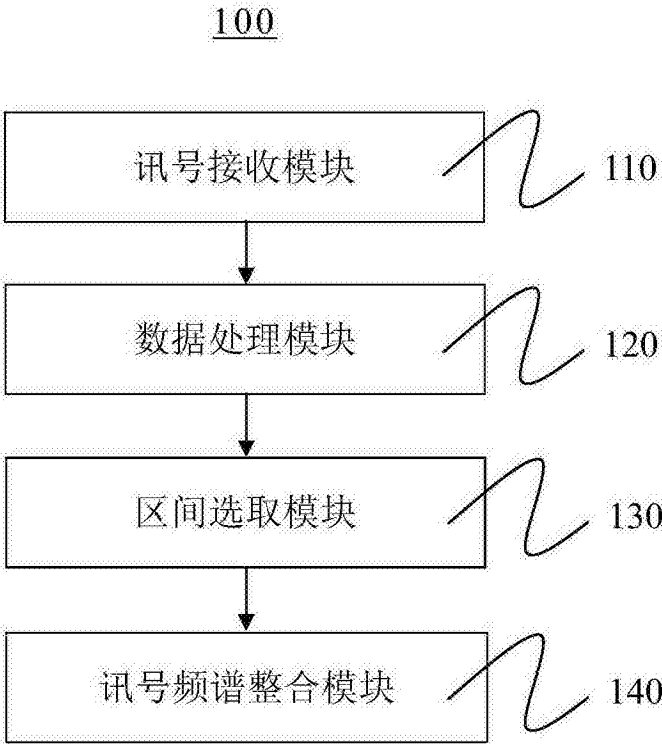


图 1

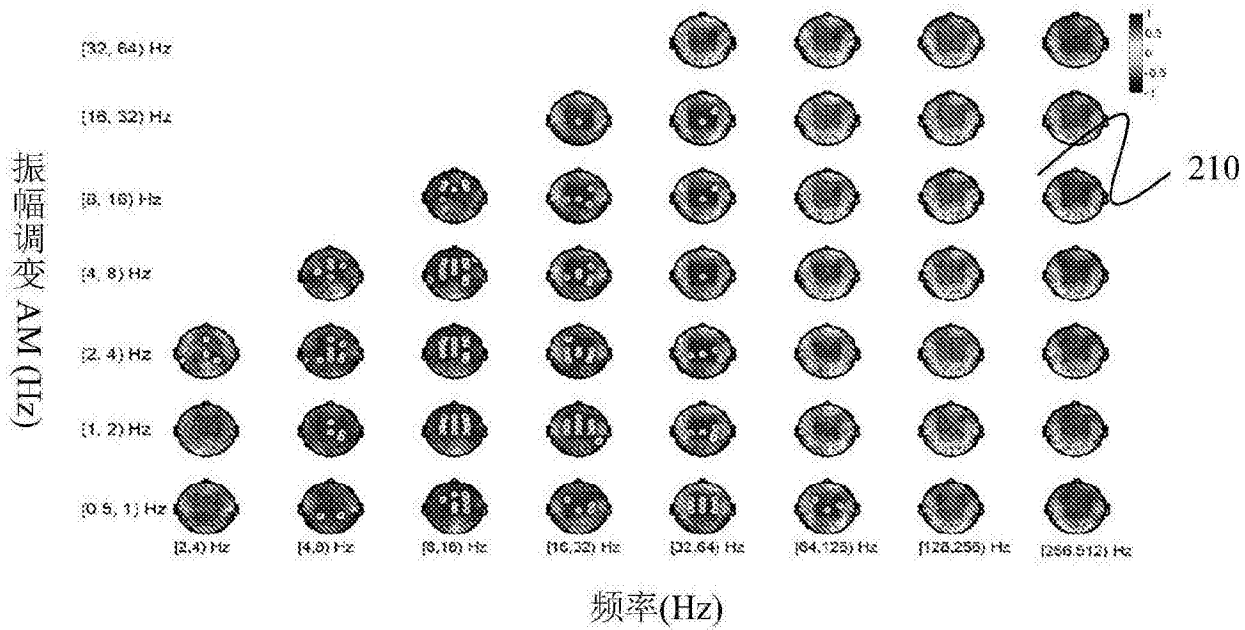


图 2

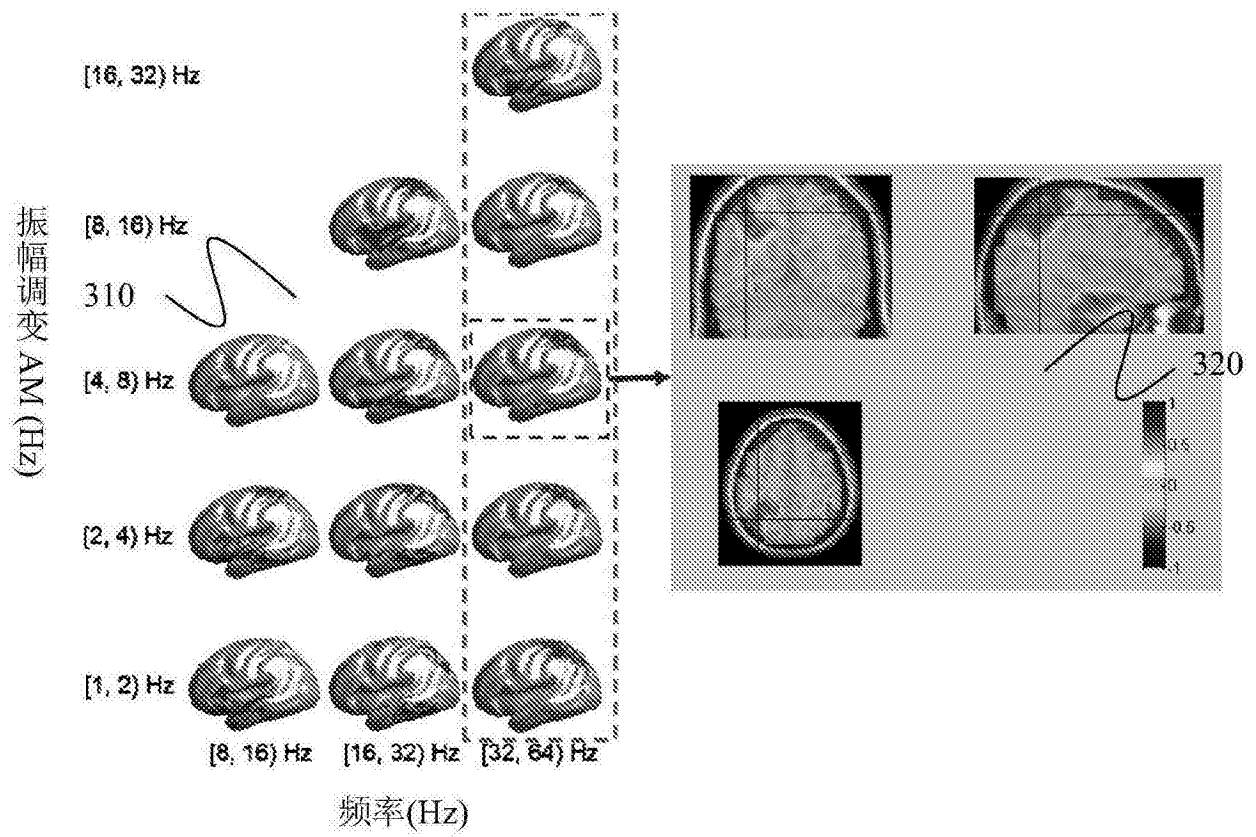


图 3

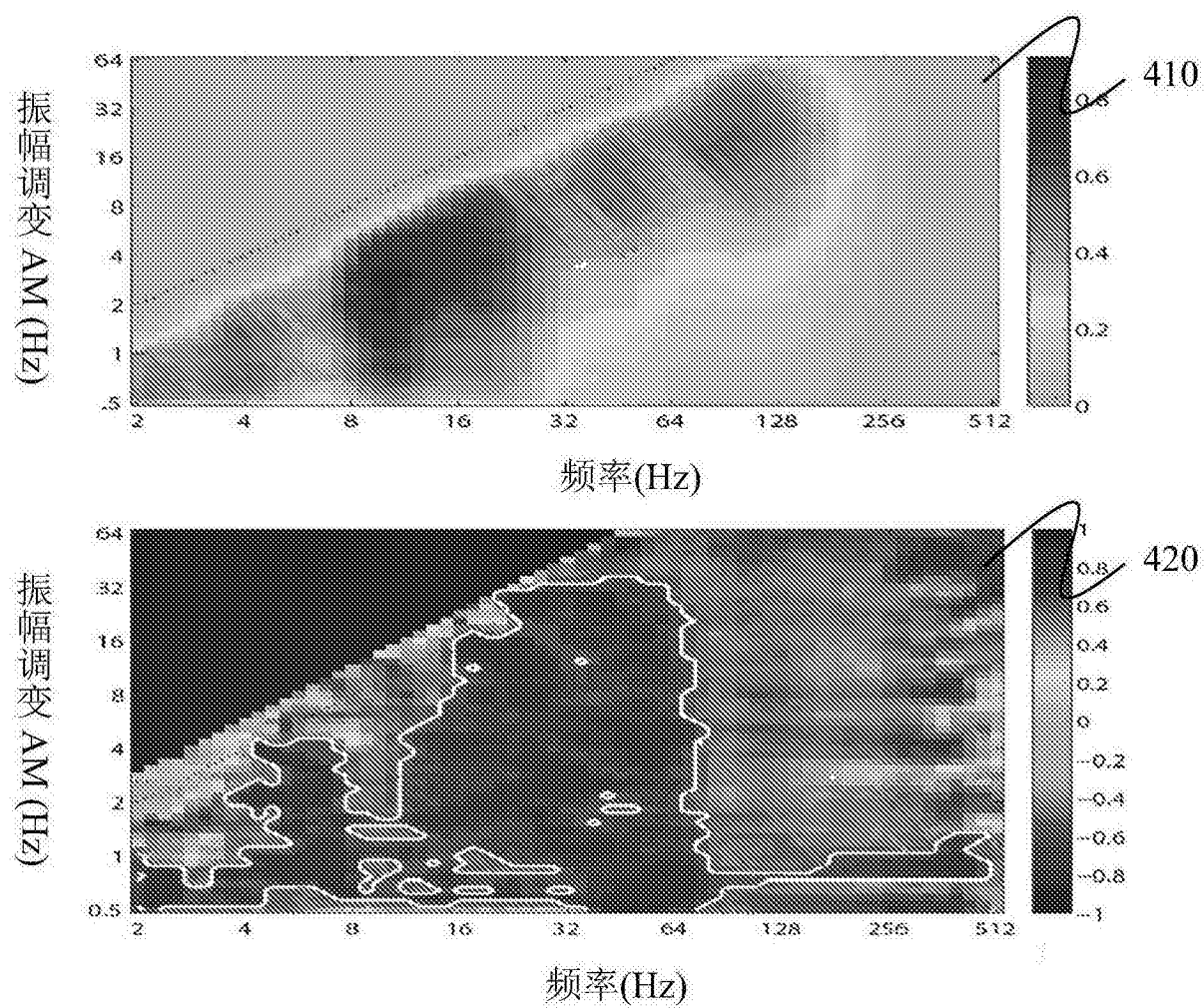


图 4

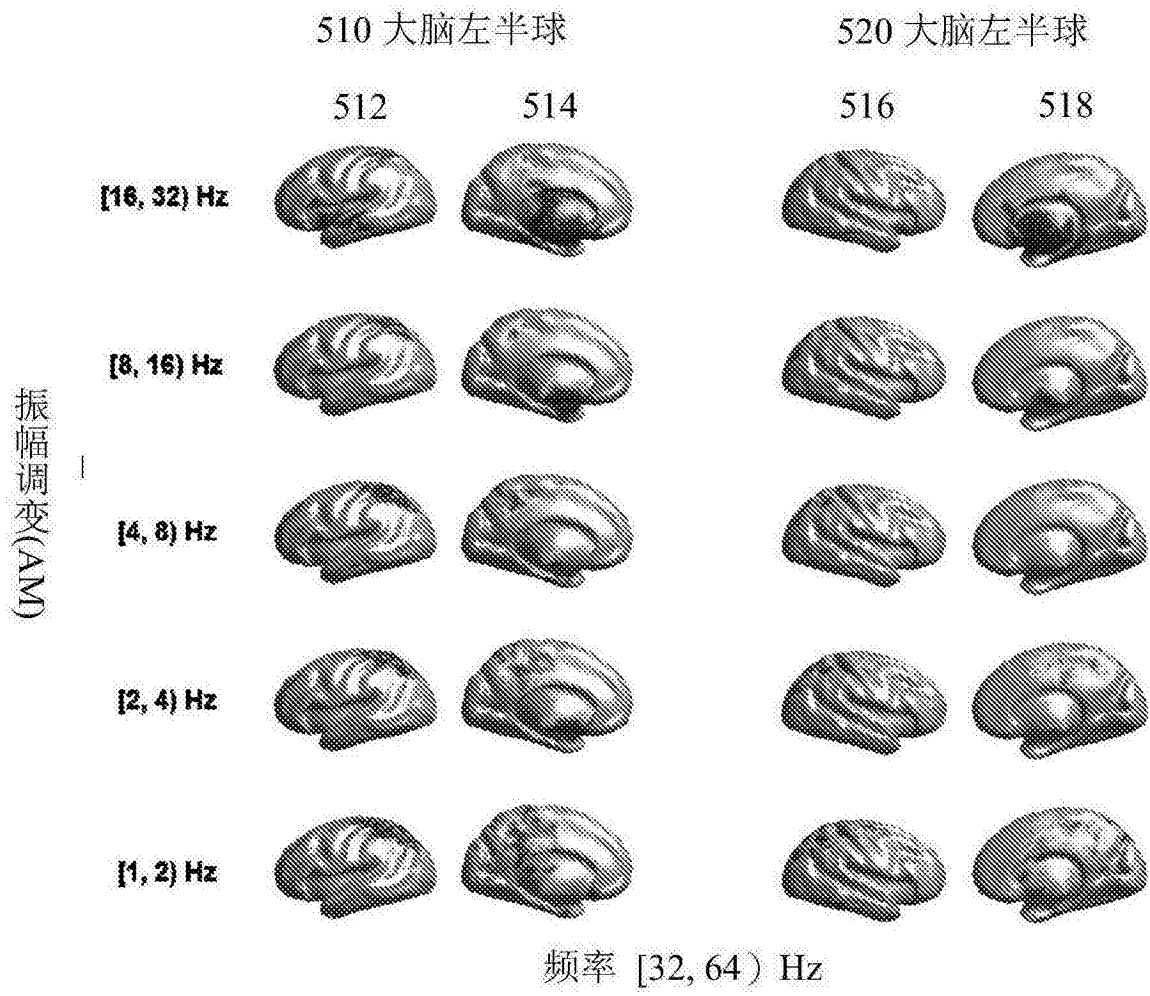


图 5

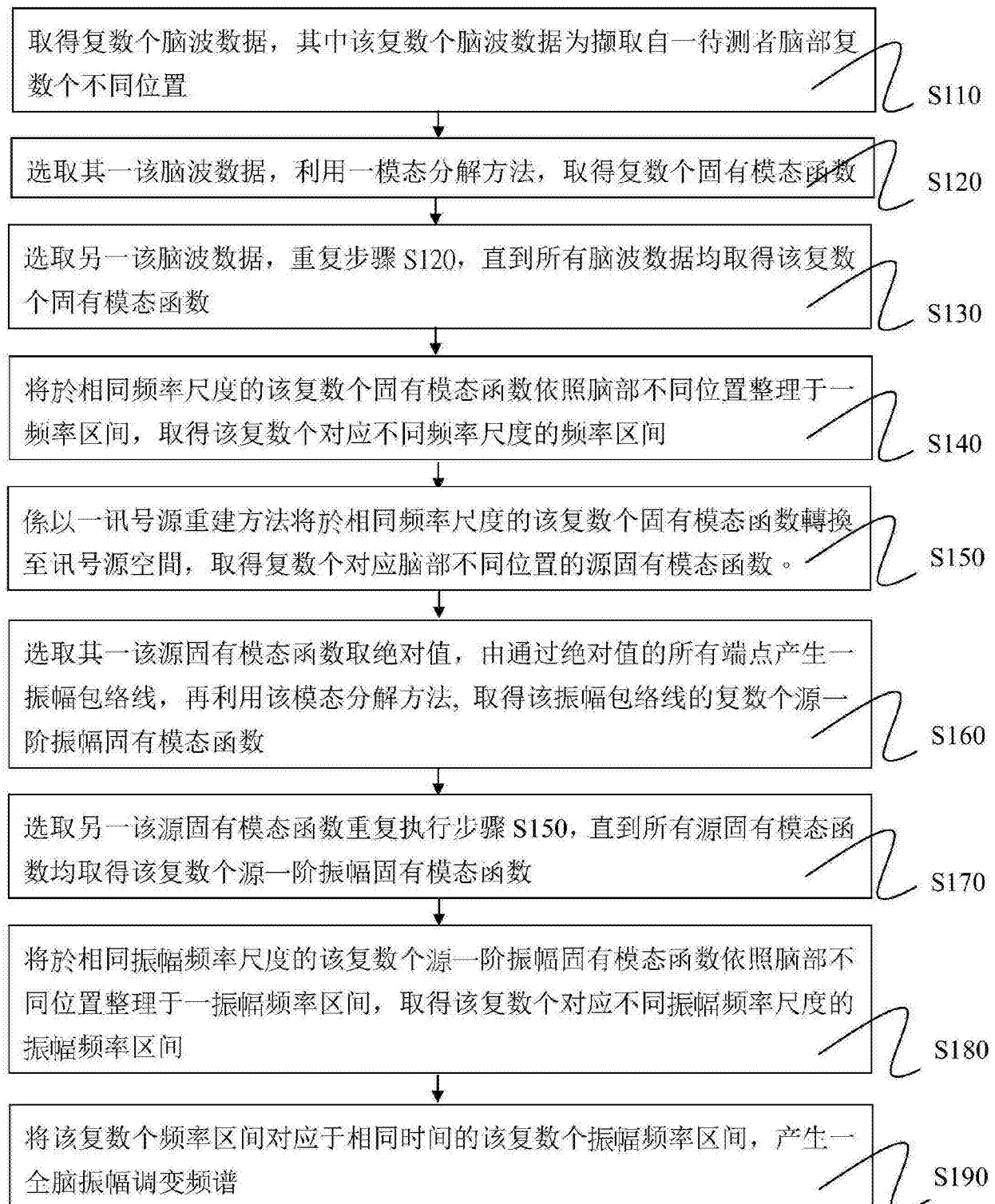


图 6

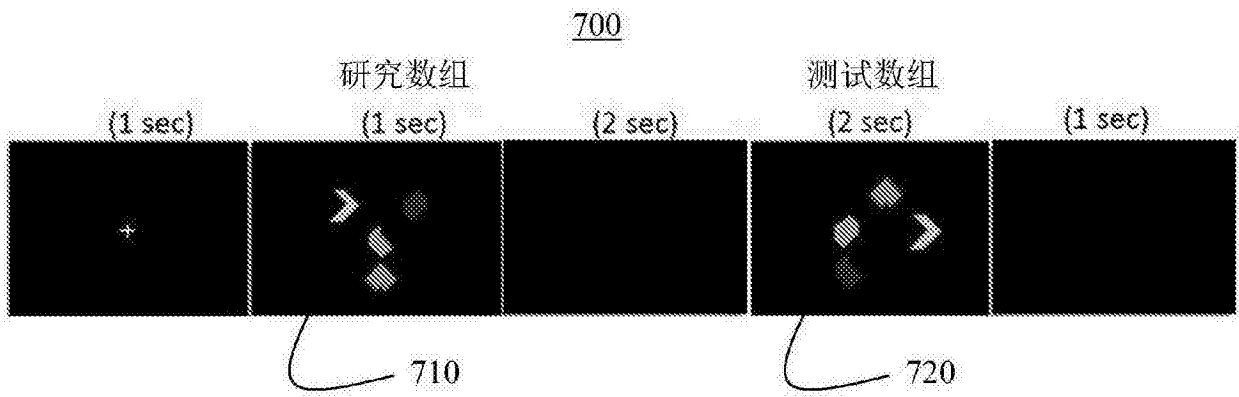


图 7

专利名称(译)	脑功能成像辨识的方法及系统		
公开(公告)号	CN106539582A	公开(公告)日	2017-03-29
申请号	CN201510593424.8	申请日	2015-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	国立中央大学		
申请(专利权)人(译)	中央大学		
当前申请(专利权)人(译)	中央大学		
[标]发明人	黄锬 阮启弘		
发明人	梁伟光 黄锬 阮启弘		
IPC分类号	A61B5/048 A61B5/0476 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供脑功能成像辨识方法，系重复选取脑波数据，利用模态分解方法，取得固有模态函数；以讯号源重建方法将相同频率尺度的固有模态函数轉換至讯号源空間，取得对应脑部位置的源固有模态函数；将於相同频率尺度的源固有模态函数依照脑部位置，整理于对应不同频率尺度的频率区间；重复选取源固有模态函数取绝对值，由通过绝对值端点产生一振幅包络线，利用模态分解方法取得振幅包络线的源一阶振幅固有模态函数；将相同振幅频率尺度的源一阶振幅固有模态函数依照脑部位置，整理于对应不同振幅频率尺度的振幅频率区间，产生全脑振幅调变频谱。

