



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108158580 A

(43)申请公布日 2018.06.15

(21)申请号 201711324230.3

(22)申请日 2017.12.13

(71)申请人 东南大学

地址 210000 江苏省南京市玄武区四牌楼2号

(72)发明人 禹东川 贾会宾

(74)专利代理机构 南京众联专利代理有限公司
32206

代理人 张慧清

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

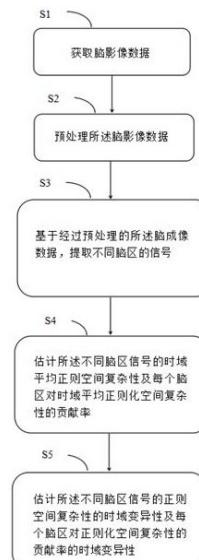
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种面向脑影像信号的空间复杂性分析方法

(57)摘要

本发明公开了一种面向脑影像信号的空间复杂性分析方法。此方法包括如下步骤:S1、获取脑影像数据;S2、预处理所述脑影像数据;S3、基于经过预处理的所述脑成像数据,提取不同脑区的信号;S4、估计所述不同脑区信号的时域平均正则空间复杂性及每个脑区对时域平均正则化空间复杂性的贡献率;S5、估计所述不同脑区信号的正则空间复杂性的时域变异性及每个脑区对正则化空间复杂性的贡献率的时域变异性。上述方法克服了现有脑影像信号空间复杂性分析技术的局限性。



1.一种面向脑影像信号的空间复杂性分析方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1、获取脑影像数据;

S2、预处理所述脑影像数据;

S3、基于经过预处理的所述脑成像数据,提取不同脑区的信号;

S4、估计所述不同脑区信号的时域平均正则空间复杂性及每个脑区对时域平均正则化空间复杂性的贡献率;

S5、估计所述不同脑区信号的正则空间复杂性的时域变异性及每个脑区对正则化空间复杂性的贡献率的时域变异性。

2.根据权利要求1所述的面向脑影像信号的空间复杂性分析方法,其特征在于,所述步骤S1的脑影像数据是EEG、MEG、fMRI或者fNIRS。

3.根据权利要求1所述的面向脑影像信号的空间复杂性分析方法,其特征在于,所述步骤S3中,当脑影像数据为EEG、MEG或者fNIRS时,不同脑区的信号是指不同的数据采集通道;当脑影像数据为fMRI时,不同脑区的信号是指依据特定脑区分割方法得到的不同脑功能分区。

4.根据权利要求1所述的面向脑影像信号的空间复杂性分析方法,其特征在于,所述步骤S4是在不考虑空间复杂性指标的时域变异性的条件下,计算时域平均的指标。

5.根据权利要求1所述的面向脑影像信号的空间复杂性分析方法,其特征在于,所述步骤S4的时域平均正则空间复杂性是指:首先计算不同脑区信号的协方差矩阵的特征值,然后对该特征值进行正则化,最后计算正则化特征值的标准熵。

6.根据权利要求1所述的面向脑影像信号的空间复杂性分析方法,其特征在于,所述步骤S4的每个脑区对时域平均正则化空间复杂性的贡献率是指:首先计算全部所有脑区信号的正则化空间复杂性,然后将某个脑区的信号移除并计算剩余脑区信号的正则化空间复杂性,最后计算前述两步正则化空间复杂性的差值。

7.根据权利要求1所述的面向脑影像信号的空间复杂性分析方法,其特征在于,步骤S5中借助滑动窗口方法,将整段脑成像数据分为若干相互重叠的小分段,并进而在每个小分段计算不同脑区信号的正则空间复杂性及每个脑区对正则化空间复杂性的贡献率,最后计算这些小分段空间复杂性指标的标准差。

一种面向脑影像信号的空间复杂性分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种面向脑影像信号的空间复杂性分析方法。

[0002]

背景技术

[0003] 人脑在静息态或完成某项任务时,大脑各个区域会激活,并且脑区间会存在一定的功能连接或信息流动。大脑各个脑区之间的功能连接对于人完成各种心理加工至关重要。目前,国际主流的脑功能连接技术主要是:脑区间两两之间的功能连接、基于种子点的功能连接、基于独立成分分析的功能连接以及基于复杂网络的功能连接。除此之外,研究者可以使用基于空间复杂性的方法研究不同脑区所组成的系统的整体功能连接水平。

[0004] 不同脑区(或通道)神经信号的空间复杂性可以被界定为这些脑区(或通道)神经信号的异质性,并且与这些脑区(或通道)之间的整体功能连接水平成反比。为了对空间复杂性这一概念进行量化,Wackermann(1996)年提出了Omega复杂性,并认为空间复杂性等于“这些脑区(或通道)神经信号协方差矩阵的归一化特征值的香农熵”。如果这些脑区(或通道)的神经活动是完全同步的,空间复杂性最低(依据Wackermann提出的方法,此时空间复杂性为1)。反之,如果这些脑区(或通道)的神经信号是完全相互独立的,空间复杂性最高(依据Wackermann提出的方法,此时空间复杂性为脑区(或通道)的数目)。依据Wackermann(1996)提出的度量空间复杂性的方法,研究者发展出了多个指标,例如整体空间复杂性(global spatial complexity,GSC)、区域空间复杂性(regional spatial complexity,RSC)和局部空间复杂性差值(local complexity differential,LCD)。整体空间复杂性可用于度量大脑所有脑区(或通道)的整体功能连接水平。区域空间复杂性可用于度量某个脑区内部所有元素的整体功能连接水平。在fMRI研究中,“元素”可以被定义为大脑的“体素”(voxel);在EEG、MEG和fNIRS研究中,“元素”可以被定义为测量信号的“通道”(channel)。局部空间复杂性差值指的是在计算整体空间复杂性时将某个脑区(或通道)的信号移除时,整体空间复杂性的变异量。如果某个脑区(或通道)的局部空间复杂性差值大于0,则表明移除该脑区(或通道)的信号整体空间复杂性会下降(该脑区(或通道)会降低整体功能连接水平);反之,如果某个脑区(或通道)的局部空间复杂性差值小于0,则表明移除该脑区(或通道)的信号整体空间复杂性会上升(该脑区(或通道)会增强整体功能连接水平)。

[0005] 与传统的功能连接分析只能计算两两脑区(或通道)信号的功能连通性相比,空间复杂性分析可以较为直接地衡量脑区(或通道)的整体功能连接水平和某个脑区(或通道)对整体功能连接水平的贡献程度。但是需要注意,Wackermann(1996)提出的度量空间复杂性的方法(Omega 复杂性)有一个严重的缺陷,即多个脑区(或通道)之间的空间复杂性对定义的脑区(或通道)的数目很敏感(空间复杂性的取值范围是1至脑区(或通道)的数目)。这导致一个很严重的问题,即局部空间复杂性差值理论上永远大于0。与此同时,即使是在静息态下,脑区(或通道)之间的功能连接在整个扫描时间段内也是动态变化的,并非一个固定的数值,而传统的空间复杂性度量方法没有考虑到脑区(或通道)的整体空间复杂性、区

域空间复杂性和局部空间复杂性差值是动态变化的。

[0006]

发明内容

[0007] 有鉴于此,本发明的主要目的在于提供一种面向脑影像信号的空间复杂性分析方法,以克服上述现有空间复杂性分析方法的不足。

[0008] 本发明提供的一种面向脑影像信号的空间复杂性分析方法,包括如下步骤:

S1、获取脑影像数据;

S2、预处理所述脑影像数据;

S3、基于经过预处理的所述脑成像数据,提取不同脑区的信号;

S4、估计所述不同脑区信号的时域平均正则空间复杂性及每个脑区对时域平均正则化空间复杂性的贡献率;

S5、估计所述不同脑区信号的正则空间复杂性的时域变异性及每个脑区对正则化空间复杂性的贡献率的时域变异性。

[0009] 所述步骤S1的脑影像数据可能是任何一种脑功能成像数据,如EEG、MEG、fMRI、fNIRS。

[0010] 所述步骤S3不同脑区的信号,对于不同的脑成像模态有不同的界定。对与EEG、MEG和fNIRS而言,不同脑区指的是不同的数据采集通道;对于fMRI而言,不同脑区指的是依据特定脑区分割方法得到的不同脑功能分区,例如AAL分区。如果提取的是所有脑区的信号,则计算的是全脑空间复杂性指标;如果只选取全部脑区中的部分脑区的信号,则计算的是区域空间复杂性。

[0011] 所述步骤S4没有考虑空间复杂性指标的时域变异性,计算的是时域平均的指标。

[0012] 所述步骤S4的时域平均正则空间复杂性包括:首先计算不同脑区信号的协方差矩阵的特征值,然后对该特征值进行正则化,最后计算正则化特征值的标准熵。假设m个脑区,

正则化特征值分别为 $\lambda_1, \dots, \lambda_m$,则这些脑区的正则化空间复杂性 $nGSC = -\frac{\sum_{i=1}^m \lambda_i \log \lambda_i}{\log m}$ 。

[0013] 所述步骤S4的每个脑区对时域平均正则化空间复杂性的贡献率包括:首先计算全部所有脑区信号的正则化空间复杂性,然后将某个脑区的信号移除并计算剩余脑区信号的正则化空间复杂性,最后计算前述两步正则化空间复杂性的差值。

[0014] 所述步骤S5借助滑动窗口技术,将整段脑成像数据分为若干相互重叠的小分段,并进而在每个小分段计算不同脑区信号的正则空间复杂性及每个脑区对正则化空间复杂性的贡献率,最后计算这些小分段空间复杂性指标的标准差。

[0015] 由上可以看出,本发明通过计算正则化特征值的标准熵解决了传统空间复杂性指标的缺陷,并结合滑动窗口技术实现了对空间复杂性指标时域变异性的度量。该技术与现有技术相比具有如下优点:

1、解决了空间复杂性指标无法正则化的缺陷,使得研究者可以比较不同区域的区域空间复杂性,并可以衡量某个脑区对其所在区域的空间复杂性功率率。

[0016] 2、通过滑动窗口技术解决了传统空间复杂性指标无法衡量空间复杂性时域变异性的缺陷。

[0017] 总之，本发明涉及的方法为理解大脑在静息态或者任务态下的工作机制提供了新的脑空间复杂性分析技术，可用于研究不同群体大脑发育和运作的机制，并可以为脑疾病的诊断和病理机制研究提供重要的指标。

附图说明

[0018]

[0019] 图1为本发明的结构框图；

图2为44导近红外信号采集的通道布局图；

图3为基于44导近红外信号的时域平均的正则化空间复杂性相关指标计算流程；

图4为基于44导近红外信号的正则化空间复杂性相关指标时域变异性计算流程。

[0020]

具体实施方式

[0021] 下面对本发明技术方案进行结合附图和实施例详细说明。

[0022] 如图1所示，本发明提供的一种面向脑影像信号的空间复杂性分析方法，包括如下步骤：

步骤S1：利用脑影像手段获取脑影像数据。

[0023] 在此步骤中，可利用任何公知的脑影像手段采集获取大脑的神经信号数据。

[0024] 步骤S2：预处理所述脑影像数据。

[0025] 在此步骤中，应结合不同脑影像手段的特点及研究者的目的，进行预处理操作，从而降低信号的噪音。例如，对于EEG数据来说，预处理一般包括：重参考、滤波（含高通滤波、低通滤波、带通滤波和凹陷滤波）、坏导移除、去眼电等生理和非生理伪迹；对于fMRI数据来说，预处理一般包括：头动矫正、空间滤波、时间滤波以及空间标准化等处理。

[0026] 步骤S3：基于经过预处理的所述脑成像数据，提取不同脑区的信号。

[0027] 在此步骤中，基于步骤S2的大脑影像信号数据预处理结果，提取出感兴趣的信号。需要注意的是，此处对“脑区”这一概念对于不同的脑成像模态有不同的界定。对与EEG、MEG和fNIRS而言，不同脑区指的是不同的数据采集通道；对于fMRI而言，不同脑区指的是依据特定脑区分割方法得到的不同脑功能分区，例如AAL分区。

[0028] 步骤S4：估计所述不同脑区信号的时域平均正则空间复杂性及每个脑区对时域平均正则化空间复杂性的贡献率。

[0029]

如果提取的是所有脑区的信号，则计算的是全脑空间复杂性指标；如果只选取全部脑区中的部分脑区的信号，则计算的是区域空间复杂性。

[0030] 首先计算不同脑区信号的协方差矩阵的特征值，然后对该特征值进行正则化，最后计算正则化特征值的标准熵。假设m个脑区，正则化特征值分别为 $\lambda_1, \dots, \lambda_m$ ，则这些脑

$$\text{区的正则化空间复杂性 } nGSC = -\frac{\sum_{i=1}^m \lambda_i \log \lambda_i}{\log m}。$$

[0031] 每个脑区对时域平均正则化空间复杂性的贡献率包括：首先计算全部所有脑区信号的正则化空间复杂性，然后将某个脑区的信号移除并计算剩余脑区信号的正则化空间复杂性，最后计算前述两步正则化空间复杂性的差值。

[0032] 步骤S5：估计所述不同脑区信号的正则空间复杂性的时域变异性及每个脑区对正则化空间复杂性的贡献率的时域变异性。

[0033] 借助滑动窗口技术，将整段脑成像数据分为若干相互重叠的小分段，并进而在每个小分段计算不同脑区信号的正则空间复杂性及每个脑区对正则化空间复杂性的贡献率，最后计算这些小分段空间复杂性指标的标准差。

[0034] 此处的关键问题是窗口大小的界定。不同的脑影像采集技术由于其测量的神经活动的频率范围不同，窗口大小有较大的差异。目前，对于EEG和MEG技术而言，往往要通过滤波的方法得到各个频段（如delta、theta、alpha、beta和gamma）的活动。窗口的大小应至少为所分析频段周期长度的三倍。对于fNIRS和fMRI技术而言，一般建议至少为30秒。使用滑动窗口技术另外一个关键的参数是相邻窗口的重叠百分比，如50%。

[0035] 为了使本发明便于理解，在下述实施例中，基于近红外信号（fNIRS）的信号才说明本发明的实现过程。

[0036] 步骤S1：利用脑影像手段获取脑影像数据

实验中，记录若干儿童在观看国产动画片《熊出没》时的近红外信号（包括含氧血红蛋白信号、脱氧血红蛋白信号和总血红蛋白信号）。记录近红外信号使用的是岛津LABNIRS，取样率约为37 Hz。每名被试的扫描时间约为10分钟。近红外信号采集设备涵盖的区域包括左侧额区、左侧颞区、左侧枕区、右侧额区、右侧颞区和右侧枕区，如图2所示。

[0037] 步骤S2：预处理所述脑影像数据

首先，删除因头动或其他较大肢体动作造成的受损数据段，并将信噪比极差的通道的数据删除；其次，为了去除低频信号漂移和高频生理信号噪音，对近红外信号做0.01~0.1 Hz的带通滤波。

[0038] 步骤S3：基于经过预处理的所述脑成像数据，提取不同脑区的信号。

[0039] 计算全脑所有通道的正则化整体空间复杂性（nGSC）时，需要提取全部44个通道的近红外信号；计算某个区域（如左侧额区、左侧颞区、左侧枕区、右侧额区、右侧颞区和右侧枕区）的正则化区域空间复杂性（nRSC）时，需要提取对应区域的通道的近红外信号。此例中左侧额区、左侧颞区、左侧枕区、右侧额区、右侧颞区和右侧枕区对应的通道分别是通道1~10、11~18、19~22、23~32、33~40以及41~44。

[0040] 步骤S4：估计所述不同脑区信号的时域平均正则空间复杂性及每个脑区对时域平均正则化空间复杂性的贡献率。

[0041] 计算全脑所有通道的正则化整体空间复杂性（nGSC）时，计算全部44个通道近红外信号的协方差矩阵的特征值。对特征值正则化后，计算正则化特征值的标准熵，得到nGSC。计算某个区域的正则化区域空间复杂性（nRSC）时，计算该区域所有近红外通道的信号的协

方差矩阵的特征值。对特征值正则化后，计算正则化特征值的标准熵，得到nRSC。计算正则化局部空间复杂性差值(nLCD)时，首先将该通道的信号移除并计算剩余43个通道近红外信号的正则化整体空间复杂性，其次计算全部44个通道近红外信号的正则化整体空间复杂性与剩余的43个通道近红外信号的正则化整体空间复杂性的差值，得到nLCD。

[0042] 步骤S5：估计所述不同脑区信号的正则空间复杂性的时域变异性及每个脑区对正则化空间复杂性的贡献率的时域变异性。

[0043] 使用的窗口大小为30秒，相邻窗口重叠90%。首先，分别在每个窗口计算前述步骤S4中的nGSC、每个区域的nRSC以及每个通道的nLCD；其次，如图3和图4所示，计算所有窗口前述指标的标准差，得到正则化整体空间复杂性变异性(vnGSC)、正则化区域空间复杂性变异性(vRSC)和正则化局部空间复杂性差值变异性(vLCD)。

[0044] 根据以上所述，便可实现本发明。

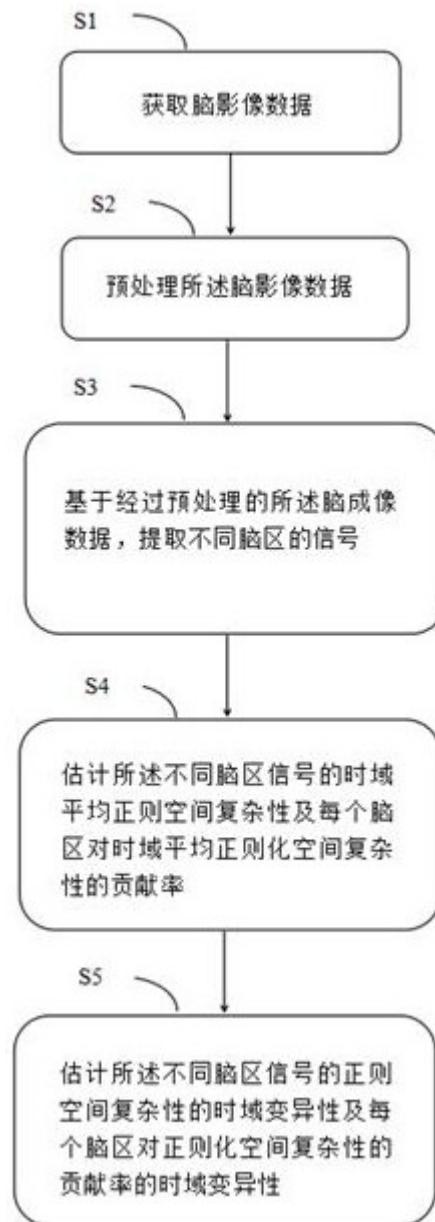


图1

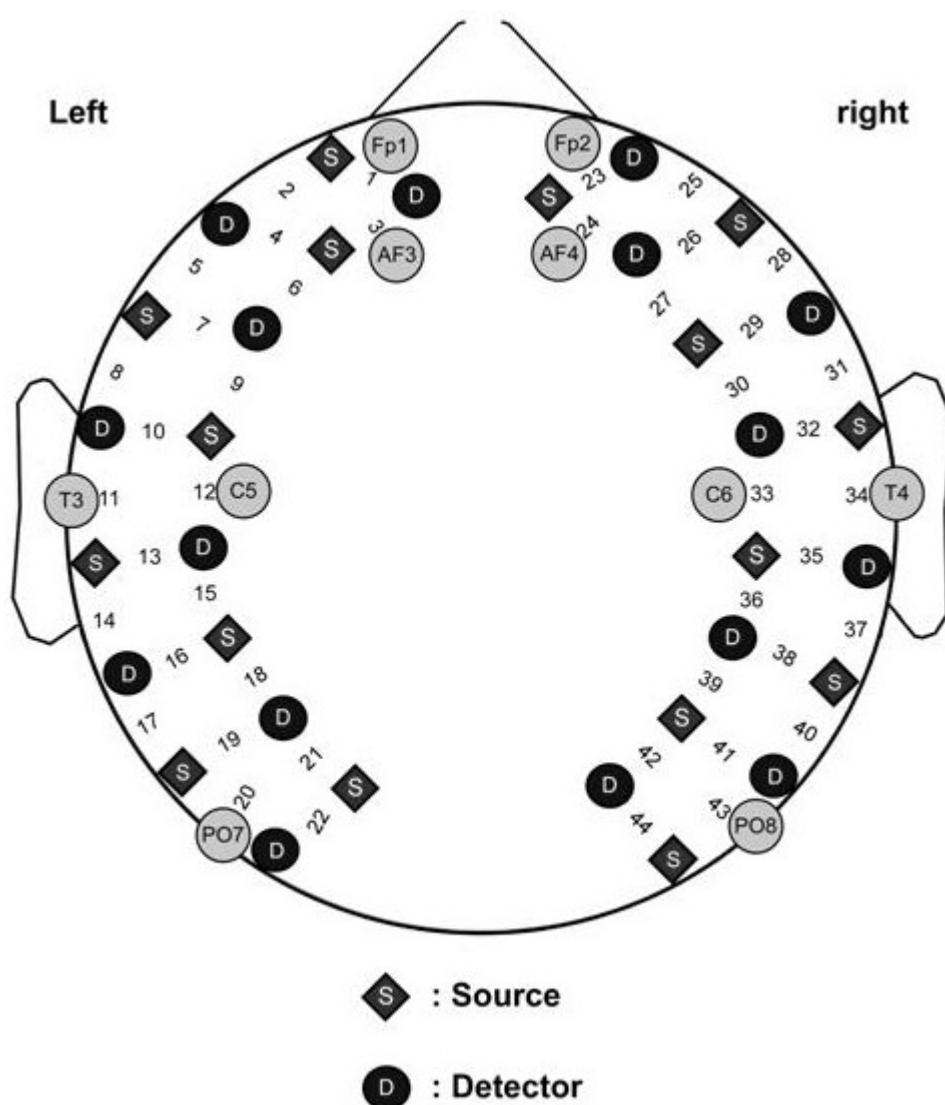


图2

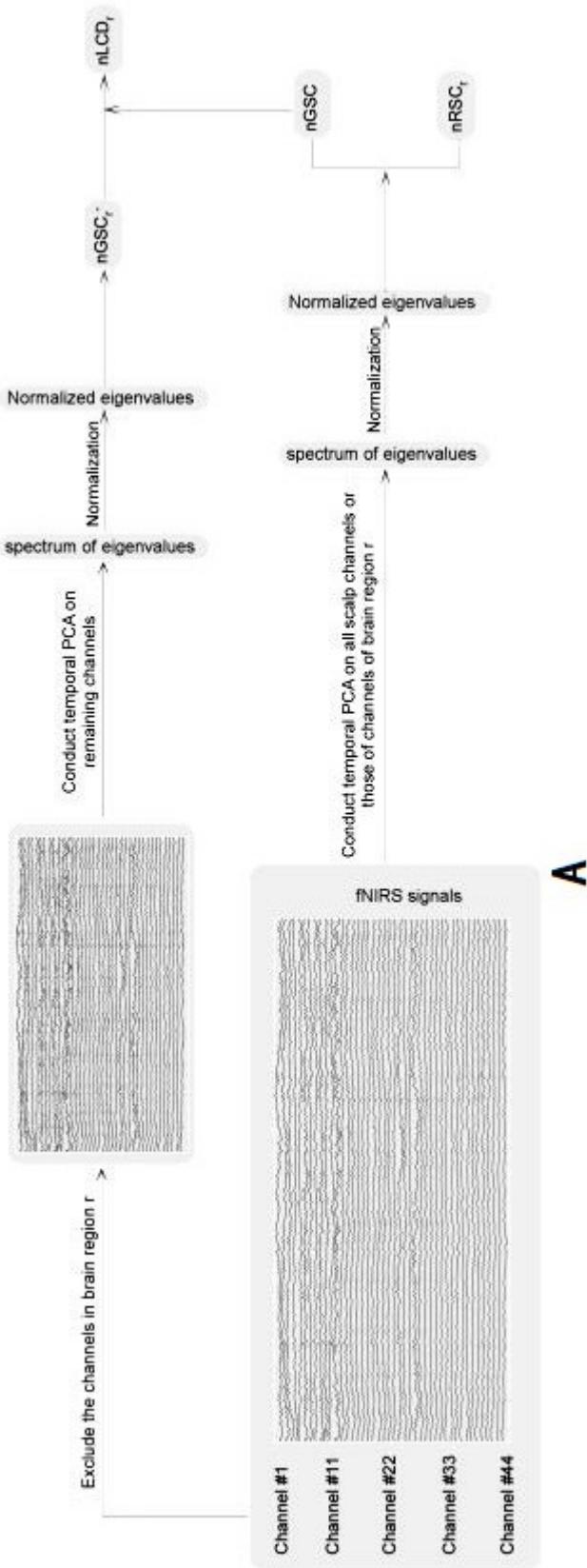


图3

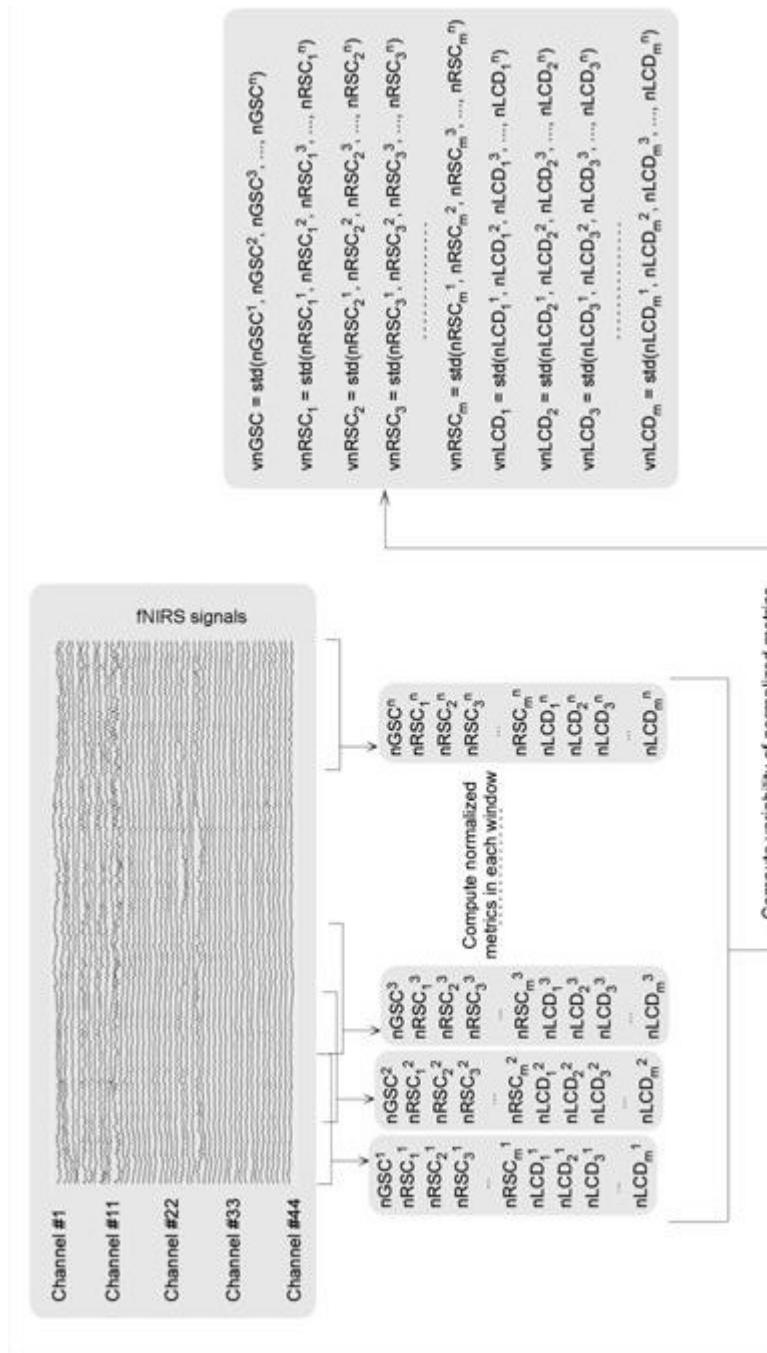


图4

专利名称(译)	一种面向脑影像信号的空间复杂性分析方法		
公开(公告)号	CN108158580A	公开(公告)日	2018-06-15
申请号	CN201711324230.3	申请日	2017-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	东南大学		
申请(专利权)人(译)	东南大学		
当前申请(专利权)人(译)	东南大学		
[标]发明人	禹东川 贾会宾		
发明人	禹东川 贾会宾		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/7235		
代理人(译)	张慧清		
外部链接	Espacenet	Sipo	

摘要(译)

本发明公开了一种面向脑影像信号的空间复杂性分析方法。此方法包括如下步骤：S1、获取脑影像数据；S2、预处理所述脑影像数据；S3、基于经过预处理的所述脑成像数据，提取不同脑区的信号；S4、估计所述不同脑区信号的时域平均正则空间复杂性及每个脑区对时域平均正则化空间复杂性的贡献率；S5、估计所述不同脑区信号的正则空间复杂性的时域变异性及每个脑区对正则化空间复杂性的贡献率的时域变异性。上述方法克服了现有脑影像信号空间复杂性分析技术的局限性。

