



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106963374 A

(43)申请公布日 2017.07.21

(21)申请号 201710241861.2

(22)申请日 2017.04.14

(71)申请人 山东大学

地址 250199 山东省济南市历城区山大南路27号

(72)发明人 周卫东 陈丽艳

(74)专利代理机构 济南金迪知识产权代理有限公司 37219

代理人 杨树云

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

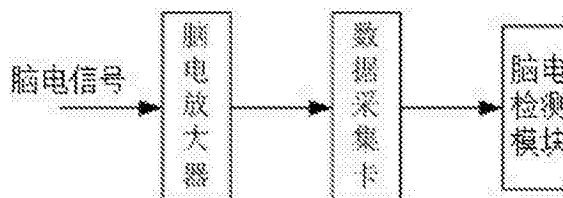
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于S变换和深信度网络的脑电检测方法
及装置

(57)摘要

本发明涉及一种基于S变换和深信度网络的脑电检测方法及装置,包括:1)采集脑电信号,将采集到的脑电信号进行A/D转换,存储A/D转换后的脑电信号;2)对A/D转换后的脑电信号进行S变换,得到脑电特征;3)对步骤2)得到的脑电特征进行线性归一化处理;4)将步骤3)提取到的脑电特征输入深信度网络中,获得初步判别结果;5)将初步判别结果经过后处理,即对初步判别结果依次进行滑动滤波、阈值判断、通道融合、锁子技术处理,获得脑电正常或异常的结果,并进行标记。本发明运用S变换提取脑电特征,并通过深信度网络进行分类判别,不但在临床上减轻了医务人员的工作量,而且提高了脑电检测效率和准确率。



1. 一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法,其特征在于,包括:

- 1) 采集脑电信号,将采集到的脑电信号进行A/D转换,存储A/D转换后的脑电信号;
- 2) 对步骤1) 存储的A/D转换后的脑电信号进行S变换,得到脑电特征;
- 3) 对步骤2) 得到的脑电特征进行线性归一化处理;
- 4) 将步骤3) 提取到的线性归一化处理后的脑电特征输入深信度网络中,获得初步判别结果;
- 5) 将初步判别结果经过后处理,即对初步判别结果依次进行滑动滤波、阈值判断、通道融合、锁子技术处理,获得脑电正常或异常的结果,并进行标记。

2. 根据权利要求1所述的一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法,其特征在于,所述步骤2),对A/D转换后的脑电信号进行S变换,得到脑电特征,包括步骤如下:

(1) 对A/D转换后的脑电信号分为2s一段进行S变换,S变换如式(I)所示:

$$S(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \frac{|f|}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(\tau-t)^2 f^2}{2}} e^{-i2\pi ft} dt \quad (I)$$

式(I)中, $S(\tau, f)$ 为脑电信号的S变换, τ 为时间轴上高斯窗的位置, f 为频率, $x(t)$ 为A/D转换后的脑电信号, t 为观测时间;

S变换后,在时间轴,把2s均分为3段,每段0.67s,在频率轴,截取1~30Hz,按照脑电信号的4个波段,将1~30Hz频段划分为1~4Hz,4~8Hz,8~12Hz,12~30Hz这4个部分,4个波段包括 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波,由此,每段脑电信号的S变换在时频域中共分为 $4 \times 3 = 12$ 个部分;

(2) 在每个部分中提取功率谱密度作为脑电特征,如式(II)所示,每段脑电信号提取出12个脑电特征:

$$P_i = E \{ |S(\tau, f)|^2 \} \quad (II)$$

式(II)中, P_i 是脑电特征, $i = 1, 2, \dots, 12$, E 表示求平均。

3. 根据权利要求2所述的一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法,其特征在于,所述步骤3),通过式(III)对脑电特征进行线性归一化处理,投影到0~1之间:

$$y_i = (p_i - \text{MinValue}) / (\text{MaxValue} - \text{MinValue}) \quad (III)$$

式(III)中,MinValue为脑电特征 P_i 的最小值,MaxValue为脑电特征 P_i 的最大值, y_i 为归一化处理后的脑电特征, $y_i = y_1, y_2, \dots, y_j, \dots, y_{12}, y = (y_1, y_2, \dots, y_j, \dots, y_{12})$ 。

4. 根据权利要求3所述的一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法,其特征在于,所述步骤4),将提取到的线性归一化处理后的特征 y ,输入深信度网络中,获得网络输出 o_1 和 o_2 ,做差后获得初步判别结果 $s = o_1 - o_2$,所述深信度网络包括2个限制玻尔兹曼机,即包括RBM₁和RBM₂,RBM₁包括输入层、第一个隐藏层,RBM₂包括第一个隐藏层、第二个隐藏层,输入层神经元个数为12个,第一个隐藏层神经元个数为11,第二个隐藏层神经元个数为5,最后一层神经元个数为2,表示发作和非发作两类。

5. 根据权利要求4所述的一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法,其特征在于,所述步骤5),包括:

a、对初步判别结果 s 进行滑动滤波,滑动滤波如式(IX)所示:

$$z(k) = \frac{1}{L} \sum_{j=1-L}^0 s(k+j) \quad (IX)$$

式(IX)中, L 是平滑的窗口宽度, $z(k)$ 是初步判别结果进行滑动滤波之后的值, $s(k)$ 是指第 k 段脑电信号的初步判别结果;

b、对步骤a得到的滑动滤波后的判定值进行阈值判断:大于等于阈值 Th 时标记为0,表示非发作段;小于阈值 Th 时标记为1,表示发作类;

c、对步骤b得到的结果进行通道融合;对于每段脑电数据,如果在多个个通道中,有两个或两个以上的通道判定为发作段,那么把这段数据判定为发作段,否则为非发作段;

d、对步骤c得到的结果进行领子技术处理。

6.根据权利要求5所述的一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法,其特征在于,平滑的窗口宽度 $L=30$ 。

7.根据权利要求1所述的一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法,其特征在于,所述步骤1)通过脑电放大器和数据采集卡采集脑电信号。

8.根据权利要求7所述的一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法,其特征在于,所述的脑电放大器的型号为Neurofile NT,所述数据采集卡为16位A/D转换数据采集卡,采样频率为256Hz。

9.权利要求1-8任一所述的脑电检测方法实现的装置,其特征在于,包括依次连接的脑电放大器、数据采集卡和脑电检测模块,利用所述脑电放大器和数据采集卡对脑电信号采集后传输到脑电检测模块中,利用脑电检测模块中的S变换模块提取每段脑电信号的功率谱密度作为特征,用线性归一化将特征归一化到0~1之间,并将特征送入深信度网络分类器模块中进行分类,获得初步判别结果,经过后处理得到脑电检测结果。

一种基于S变换和深信度网络的脑电检测方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法及装置,属于脑电检测技术领域。

技术背景

[0002] 癫痫是一种以脑部神经元反复突然过度放电所致的间歇性中枢神经系统功能失调为特征的脑部疾患。目前为止,癫痫检测主要通过医务工作者依靠经验对脑电图 (EEG) 进行目测来完成,查看EEG中是否含有癫痫样放电等特征波,其工作量大,容易造成医务工作者疲倦而产生误判。因此,脑电图的自动检测有着重要的作用,它不仅可以减轻医疗工作者的工作量,也能提高脑电检测精确度和效率。

[0003] 自上世纪六十年代以来,众多学者提出了多种自动癫痫检测方法。常用的脑电处理方法有短时傅里叶变换和小波变换。短时傅里叶变换存在一定的局限性,不能多分辨率分析脑电信号的时频信息。小波变换虽实现了多分辨率分析,但它的计算复杂度高。常用的脑电分类算法有模板匹配、支持向量机 (SVM) 等。模板匹配选取典型的癫痫信号为模板,将检出的波形与模板进行病发识别,但脑电信号的多样性给样本的选取带来较大困难。支持向量机是借助二次规划来求解支持向量,求解二次规划将涉及高阶矩阵的计算,矩阵的存储和计算将耗费大量的机器内存和运算时间。

[0004] 中国专利文献CN102429657A公开了一种癫痫脑电信号分类检测方法。该方法采用小波分析和近似熵相结合的方式提取脑电特征,并用Neyman-Pearson准则对脑电信号进行分类。小波分析虽实现了多分辨率分析,但它的计算复杂度高,分析精度取决于小波基的选择,具有一定的局限性。

发明内容

[0005] 针对现有技术的不足,本发明提供了一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法;

[0006] 本发明还提供了上述脑电检测方法的实现装置;

[0007] 本发明中提出的运用了适宜处理非平稳信号的S变换,从中提取功率谱密度作为特征,节省了后续运用深信度网络 (Deep Belief Network, DBN) 训练和分类的时间,而且避免出现特征过拟合的情况。

[0008] 发明概述:

[0009] 本发明首先运用S变换提取脑电特征,然后将脑电特征进行线性归一化,并将线性归一化后的脑电特征送入深信度网络 (DBN),获得初步判别结果,经后处理,包括滑动平均滤波、阈值判断、通道融合,领子技术,最终获得脑电检测结果。

[0010] 术语解释:

[0011] 1、联合概率,是指在多元的概率分布中多个随机变量分别满足各自条件的概率。

[0012] 2、通道融合,在本发明技术方案中,算法处理的是多个通道的脑电数据,在后处理

阶段,将多个通道的处理结果综合起来,即如果多个通道中有两个或两个以上的通道被判做发作段,则此段脑电则被判为发作段,反之被判做非发作段。

[0013] 3、领子技术,在本发明技术方案中,是指在后处理阶段,通道融合之后,将发作段两边各延展0-2段。癫痫发作的起始都是缓慢的过程,当病人刚刚呈现出发作病症的时候,脑电经过处理后还未达到阈值,但是已经是发作段了,因此用领子技术将这段补齐。

[0014] 本发明的技术方案为:

[0015] 一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法,包括:

[0016] 1) 采集脑电信号,将采集到的脑电信号进行A/D转换,存储A/D转换后的脑电信号;

[0017] 2) 对步骤1) 存储的A/D转换后的脑电信号进行S变换,得到脑电特征;

[0018] 3) 对步骤2) 得到的脑电特征进行线性归一化处理;

[0019] 4) 将步骤3) 提取到的线性归一化处理后的脑电特征输入深信度网络中,获得初步判别结果;

[0020] 5) 将初步判别结果经过后处理,即对初步判别结果依次进行滑动滤波、阈值判断、通道融合、领子技术处理,获得脑电正常或异常的结果,并进行标记。

[0021] 根据本发明优选的,通过脑电放大器和数据采集卡采集脑电信号;

[0022] 进一步优选的,所述脑电放大器的型号Neurofile NT,所述数据采集卡为16位A/D转换数据采集卡,采样频率为256Hz。

[0023] 根据本发明优选的,所述步骤2),对A/D转换后的脑电信号进行S变换,得到脑电特征,包括步骤如下:

[0024] (1) 对A/D转换后的脑电信号分为2s一段进行S变换,S变换如式(I)所示:

$$[0025] \quad S(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \frac{|f|}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(\tau-t)^2 f^2}{2}} e^{-i2\pi ft} dt \quad (I)$$

[0026] 式(I)中, $S(\tau, f)$ 为脑电信号的S变换, τ 为时间轴上高斯窗的位置, f 为频率, $x(t)$ 为A/D转换后的脑电信号, t 为观测时间;

[0027] S变换后,在时间轴,把2s均分为3段,每段0.67s,在频率轴,由于脑电信号的主要频段分布在1~30Hz,因此截取1~30Hz,按照脑电信号的4个波段,将1~30Hz频段划分为1~4Hz,4~8Hz,8~12Hz,12~30Hz这4个部分,4个波段包括 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波,由此,每段脑电信号的S变换在时频域中共分为 $4 \times 3 = 12$ 个部分;

[0028] (2) 在每个部分中提取功率谱密度作为脑电特征,如式(II)所示,每段脑电信号提取出12个脑电特征:

$$[0029] \quad P_i = E \{ |S(\tau, f)|^2 \} \quad (II)$$

[0030] 式(II)中, P_i 是脑电特征, $i = 1, 2, \dots, 12$, E 表示求平均。

[0031] 根据本发明优选的,所述步骤3),通过式(III)对脑电特征进行线性归一化处理,投影到0~1之间:

$$[0032] \quad y_i = (p_i - \text{MinValue}) / (\text{MaxValue} - \text{MinValue}) \quad (III)$$

[0033] 式(III)中,MinValue为脑电特征 P_i 的最小值,MaxValue为脑电特征 P_i 的最大值, y_i 为归一化处理后的脑电特征, $y_i = y_1, y_2, \dots, y_j, \dots, y_{12}$, $y = (y_1, y_2, \dots, y_j, \dots, y_{12})$ 。

[0034] 根据本发明优选的,所述步骤4),将提取到的线性归一化处理后的特征 y ,输入深

信度网络 (DBN) 中获得网络输出 o_1 和 o_2 , 做差后获得初步判别结果 $s = o_1 - o_2$, 所述深信度网络包括 2 个限制玻尔兹曼机 RBM, 即包括 RBM₁ 和 RBM₂, RBM₁ 包括输入层、第一个隐藏层, RBM₂ 包括第一个隐藏层、第二个隐藏层, 输入层 (可视层) 神经元个数为 12 个, 第一个隐藏层神经元个数为 11, 第二个隐藏层神经元个数为 5, 最后一层神经元个数为 2, 表示发作和非发作两类。

[0035] 根据本发明优选的, 所述步骤 5), 包括:

[0036] a、对初步判别结果 s 进行滑动滤波, 滑动滤波如式 (IX) 所示:

$$[0037] \quad z(k) = \frac{1}{L} \sum_{j=-L}^0 s(k+j) \quad (\text{IX})$$

[0038] 式 (IX) 中, L 是平滑的窗口宽度, $z(k)$ 是初步判别结果进行滑动滤波之后的值, $s(k)$ 是指第 k 段脑电信号的初步判别结果;

[0039] b、对步骤 a 得到的滑动滤波后的判定值进行阈值判断: 大于等于阈值 Th 时标记为 0, 表示非发作段; 小于阈值 Th 时标记为 1, 表示发作类;

[0040] c、对步骤 b 得到的结果进行通道融合; 对于每段脑电数据, 如果在多个通道中, 有两个或两个以上的通道判定为发作段, 那么把这段数据判定为发作段, 否则为非发作段。

[0041] d、对步骤 c 得到的结果进行领子技术处理。由于癫痫信号发作是一个渐变的过程, 常常发生决定值未达到阈值就已发作的情况, 因此我们需要采用领子技术解决这个问题, 在本方法中, 在阈值判断后的前后段分别拓展 0~2 段。

[0042] 根据本发明优选的, 平滑的窗口宽度 $L = 30$ 。

[0043] 上述脑电检测方法实现的装置, 包括依次连接的脑电放大器、数据采集卡和脑电检测模块, 利用所述脑电放大器和数据采集卡对脑电信号采集后传输到脑电检测模块中, 利用脑电检测模块中的 S 变换模块提取每段脑电信号的功率谱密度作为特征, 用线性归一化将特征归一化到 0~1 之间, 并将特征送入深信度网络分类器模块中进行分类, 获得初步判别结果, 经过后处理得到脑电检测结果。

[0044] 本发明的有益的效果是:

[0045] 本发明采用 S 变换提取脑电特征, 使用深信度网络作为分类器, 实现脑电信号自动检测。首先运用 S 变换提取每段信号的功率谱密度作为特征, 然后对特征进行线性归一化; 然后将归一化的特征送入深信度网络, 最终得到脑电信号的判决结果。不但在临床上减轻了医务人员的工作量, 而且提高了检测效率和准确率。

附图说明

[0046] 图 1 为本发明脑电检测方法流程图;

[0047] 图 2 为本发明实现脑电检测方法的装置的硬件连接图;

[0048] 图 3 为本发明深信度网络网络结构图;

[0049] 图 4 为本发明后处理过程示意图。

具体实施方式

[0050] 下面结合说明书附图和实施例对本发明作进一步限定, 但不限于此。

[0051] 实施例 1

[0052] 一种利用S变换和深信度网络的脑电检测方法,如图1所示,包括:

[0053] 1) 通过脑电放大器和数据采集卡采集脑电信号,将采集到的脑电信号进行A/D转换,存储A/D转换后的脑电信号,脑电放大器的型号Neurofile NT,数据采集卡为16位A/D转换数据采集卡,采样频率为256Hz;

[0054] 2) 对步骤1) 存储的A/D转换后的脑电信号进行S变换,得到脑电特征;包括步骤如下:

[0055] (1) 对A/D转换后的脑电信号分为2s一段进行S变换,S变换如式(I)所示:

$$[0056] \quad S(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \frac{|f|}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(\tau-t)^2 f^2}{2}} e^{-i2\pi ft} dt \quad (I)$$

[0057] 式(I)中, $S(\tau, f)$ 为脑电信号的S变换, τ 为时间轴上高斯窗的位置, f 为频率, $x(t)$ 为A/D转换后的脑电信号, t 为观测时间;

[0058] S变换后,在时间轴,把2s均分为3段,每段0.67s,在频率轴,由于脑电信号的主要频段分布在1~30Hz,因此截取1~30Hz,按照脑电信号的4个波段,将1~30Hz频段划分为1~4Hz,4~8Hz,8~12Hz,12~30Hz这4个部分,4个波段包括 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波,由此,每段脑电信号的S变换在时频域中共分为 $4 \times 3 = 12$ 个部分;

[0059] (2) 在每个部分中提取功率谱密度作为脑电特征,如式(II)所示,每段脑电信号提取出12个脑电特征:

$$[0060] \quad P_i = E \{ |S(\tau, f)|^2 \} \quad (II)$$

[0061] 式(II)中, P_i 是脑电特征, $i = 1, 2, \dots, 12$, E 表示求平均。

[0062] 3) 对步骤2) 得到的脑电特征通过式(III)对脑电特征进行线性归一化处理,投影到0~1之间:

$$[0063] \quad y_i = (p_i - \text{MinValue}) / (\text{MaxValue} - \text{MinValue}) \quad (III)$$

[0064] 式(III)中,MinValue为脑电特征 P_i 的最小值,MaxValue为脑电特征 P_i 的最大值, y_i 为归一化处理后的脑电特征, $y_i = y_1, y_2, \dots, y_j, \dots, y_{12}$, $y = (y_1, y_2, \dots, y_j, \dots, y_{12})$ 。

[0065] 4) 将步骤3) 提取到的线性归一化处理后的特征 y ,输入深信度网络(DBN)中获得网络输出 o_1 和 o_2 ,做差后获得初步判别结果 $s = o_1 - o_2$,如图3所示,深信度网络包括2个限制玻尔兹曼机RBM,即包括RBM₁和RBM₂,RBM₁包括输入层、第一个隐藏层,RBM₂包括第一个隐藏层、第二个隐藏层,输入层(可视层)神经元个数为12个,第一个隐藏层神经元个数为11,第二个隐藏层神经元个数为5,最后一层神经元个数为2,表示发作和非发作两类。

[0066] 5) 将初步判别结果经过后处理,即对初步判别结果依次进行滑动滤波、阈值判断、通道融合、领子技术处理,获得脑电正常或异常的结果,并进行标记:如图4所示,(a)为深信度网络输出的初步判定结果,(b)为初步判定结果的滑动滤波,(c) (d) (e) 分别表示通道1~3滤波输出经阈值判断之后的结果,(f)为1~3通道融合,(g)采用领子技术之后的最终结果,其中0表示非发作段,1表示发作段。包括:

[0067] a、对初步判别结果 s 进行滑动滤波,滑动滤波如式(IX)所示:

$$[0068] \quad z(k) = \frac{1}{L} \sum_{j=1-L}^0 s(k+j) \quad (IX)$$

[0069] 式(IX)中, L 是平滑的窗口宽度, $L = 30$, $z(k)$ 是初步判别结果进行滑动滤波之后的

值, $s(k)$ 是指第 k 段脑电信号的初步判别结果;

[0070] b、对步骤a得到的滑动滤波后的判定值进行阈值判断: 大于等于阈值 Th 时标记为 0, 表示非发作段; 小于阈值 Th 时标记为 1, 表示发作类;

[0071] c、对步骤b得到的结果进行通道融合; 对于每段脑电数据, 如果在这三个通道中, 有两个或两个以上的通道判定为发作段, 那么把这段数据判定为发作段, 否则为非发作段。

[0072] d、对步骤c得到的结果进行领子技术处理。由于癫痫信号发作是一个渐变的过程, 常常发生决定值未达到阈值就已发作的情况, 因此我们需要采用领子技术解决这个问题, 在本方法中, 在阈值判断后的前后段分别拓展 0~2 段。

[0073] 利用本实施例中的方法对 9 例癫痫患者的脑电进行检测, 对癫痫样异常放电检测的准确率达 93.88%, 误检率为 0.6/h。

[0074] 实施例2

[0075] 实施例1所述的脑电检测方法的实现装置, 如图2所示, 包括依次连接的脑电放大器、数据采集卡和脑电检测模块, 利用所述脑电放大器和数据采集卡对脑电信号采集后传输到脑电检测模块中, 利用脑电检测模块中的S变换模块提取每段脑电信号的功率谱密度作为特征, 用线性归一化将特征归一化到 0~1 之间, 并将特征送入深信度网络分类器模块中进行分类, 获得初步判别结果, 经过后处理得到脑电检测结果。

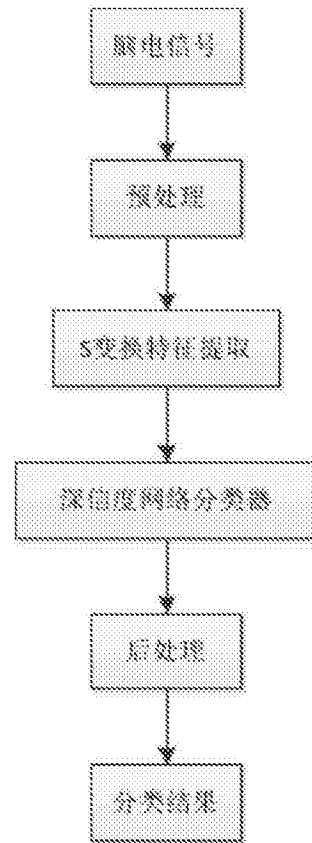


图1

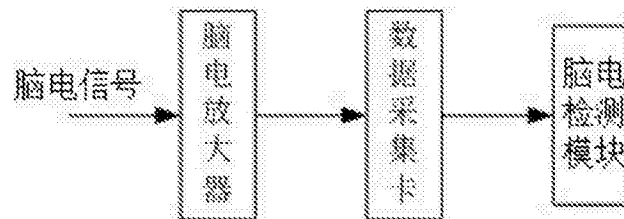


图2

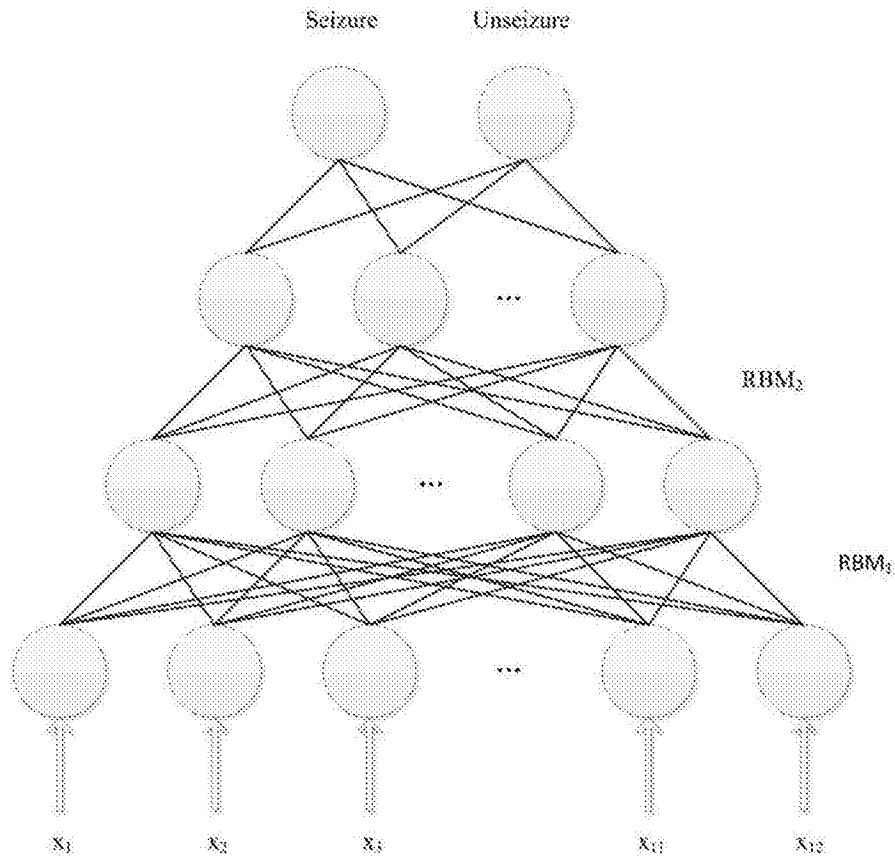


图3

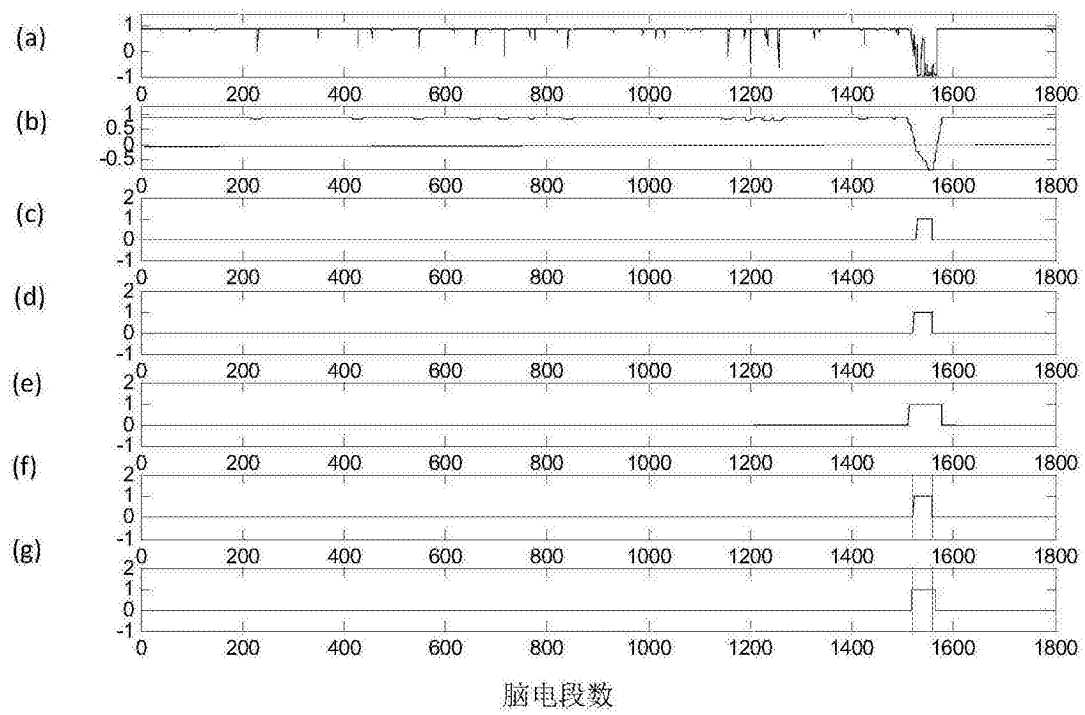


图4

专利名称(译)	一种基于S变换和深信度网络的脑电检测方法及装置		
公开(公告)号	CN106963374A	公开(公告)日	2017-07-21
申请号	CN201710241861.2	申请日	2017-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	山东大学		
申请(专利权)人(译)	山东大学		
当前申请(专利权)人(译)	山东大学		
[标]发明人	周卫东 陈丽艳		
发明人	周卫东 陈丽艳		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04012 A61B5/7235 A61B5/7264		
代理人(译)	杨树云		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于S变换和深信度网络的脑电检测方法及装置，包括：
1)采集脑电信号，将采集到的脑电信号进行A/D转换，存储A/D转换后的脑电信号；2)对A/D转换后的脑电信号进行S变换，得到脑电特征；3)对步骤2)得到的脑电特征进行线性归一化处理；4)将步骤3)提取到的脑电特征输入深信度网络中，获得初步判别结果；5)将初步判别结果经过后处理，即对初步判别结果依次进行滑动滤波、阈值判断、通道融合、领子技术处理，获得脑电正常或异常的结果，并进行标记。本发明运用S变换提取脑电特征，并通过深信度网络进行分类判别，不但在临床上减轻了医务人员的工作量，而且提高了脑电检测效率和准确率。

