



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210330571 U

(45)授权公告日 2020.04.17

(21)申请号 201920832576.2

(22)申请日 2019.06.04

(73)专利权人 吉林大学

地址 130012 吉林省长春市前进大街2699号

(72)发明人 蔡靖 胡纪锋 刘锋华 蒙坚发

(74)专利代理机构 长春吉大专利代理有限责任公司 22201

代理人 刘驰宇

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

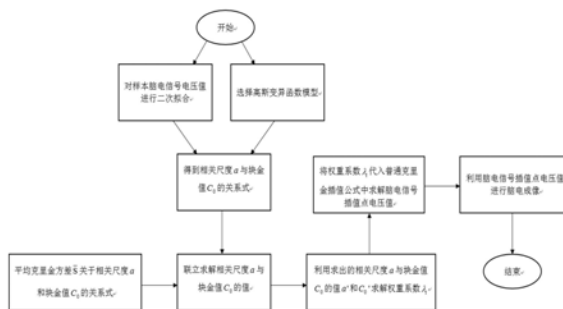
权利要求书1页 说明书8页 附图3页

(54)实用新型名称

一种便携式脑电成像设备

(57)摘要

本实用新型针对现有脑电成像过程中应用普通克里金插值法对样本脑电信号进行插值时仅靠经验选取变异函数模型参数的值的方法而导致的成像结果精确度低的问题,提供了一种便携式脑电成像设备,并且提供了一种脑电成像优化方法,设备包括带有八个采集电极的固定头盔,每个采集电极均通过前置滤波放大单元和A/D转换单元与微处理器单元连接,优化方法在脑电成像过程中能够根据精度要求确定唯一的变异函数模型的参数的值,替代了以往通过经验选取的方法,实现了脑电成像的优化,提高了脑电成像的精确度,同时应用此方法的便携式脑电成像设备也验证了此方法的有效性,为脑电成像领域提供了一种较为可靠的成像结果优化方法。



1. 一种便携式脑电成像设备,其特征在于,包括一个由3D打印技术制作出来的采集电极固定头盔,八个由镀银金属片与银线制成的采集电极固定在采集电极固定头盔上,八个采集电极均通过线束与前置滤波放大单元连接,前置滤波放大单元经过一个A/D转换单元与微处理器单元MCU连接,微处理器单元MCU的输出接口与上位机电脑的串口通信端连接。

2. 根据权利要求1所述的一种便携式脑电成像设备,其特征在于,八个采集电极安放位置根据国际10-20系统电极放置标准选择Fp1、Fp2、Fz、Cz、P3、P4、O1、O2八个位置。

## 一种便携式脑电成像设备

### 技术领域

[0001] 本实用新型属于医疗仪器检测与分析领域,涉及一种便携式脑电成像设备及脑电成像优化方法,具体涉及一种便携式脑电成像设备以及一种基于改进普通克里金插值法的脑电成像优化方法。

### 背景技术

[0002] 脑电信号是脑神经细胞群产生的微弱的非平稳伪随机生物电信号,含有丰富的大脑活动状态信息。随着近些年信息技术的发展,脑电信号处理技术发展加快,运用脑电信号进行脑电成像分析并应用于临床研究越来越成为研究的重点,脑电成像可以直观的显示大脑活动状态,对于一些脑部疾病的前期预测以及病灶位置的确定具有很重要的意义。

[0003] 脑电成像过程中需要对采集到的样本脑电信号进行插值,而普通克里金插值法由于具有线性及无偏性的特点被广泛应用于此,但是传统脑电成像方法在使用普通克里金插值法对样本脑电信号进行插值时,需要根据经验人为选取所使用的变异函数模型中的参数相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的值;在操作人员经验不足或对实际情况了解不充分的情况下,使参数的值选取的不合适,最终导致成像结果出现大幅度失真,精确度降低。因此在脑电成像过程中应用普通克里金插值法对采集到的样本脑电信号进行插值时仅靠经验选取变异函数模型的参数的值显然是不可行的。

### 实用新型内容

[0004] 本实用新型针对在脑电成像过程中应用普通克里金插值法对采集到的样本脑电信号进行插值时仅靠经验选取变异函数模型参数的值的方法而导致的成像结果精确度低的问题,提供了一种便携式脑电成像设备以及一种脑电成像优化方法。

[0005] 为实现上述目的,本实用新型采用如下技术方案:

[0006] 本实用新型提供了一种便携式脑电成像设备,其特征在于,包括一个由3D打印技术制作出来的采集电极固定头盔,八个由镀银金属片与银线制成的采集电极固定在采集电极固定头盔上,八个采集电极均通过线束与前置滤波放大单元连接,前置滤波放大单元经过一个A/D转换单元与微处理器单元MCU连接,微处理器单元MCU的输出接口与上位机电脑的串口通信端连接。

[0007] 进一步的技术方案安:

[0008] 八个采集电极安放位置根据国际10-20系统电极放置标准选择Fp1、Fp2、Fz、Cz、P3、P4、O1、O2八个位置。

[0009] 本实用新型还提供了一种脑电成像优化方法,其特征在于,具体步骤如下:

[0010] 步骤(一):首先根据国际10-20系统电极放置标准在固定头盔上放置八个采集电极,得到采集电极固定头盔上的八个采集电极的坐标值,同时八个采集电极采集到的八通道原始脑电信号电压值经过滤波、放大、A/D转换后得到八通道样本脑电信号电压值,再以八个采集电极中两两之间坐标值的直线距离为横坐标,以利用八个采集电极中两两之间坐

标值的直线距离以及八通道样本脑电信号电压值计算得出的协方差值为纵坐标在上位机电脑中进行二次拟合,并将拟合结果与高斯变异函数模型中的协方差函数进行联立,获得相关尺度 $a$ 与块金值 $C_0$ 的关系式,具体过程如下:

[0011] 普通克里金插值方法满足下面两个限制条件:

$$[0012] \quad \begin{cases} E[Z(x_0) - Z(x_i)] = 0 \\ \text{Var}[Z(x_0) - Z(x_i)] = 2\gamma(h_{ai}) \end{cases} \quad (1)$$

[0013] 其中 $x_i$ 为第 $i$ 个采集电极的坐标值, $i=1,2,3,4,5,6,7,8$ , $x_0$ 为单个脑电信号插值点的坐标值, $h_{ai}$ 为单个脑电信号插值点坐标到第 $i$ 个采集电极的坐标的直线距离, $Z(x_0)$ 是 $x_0$ 位置的通过插值得到的脑电信号电压值, $Z(x_i)$ 是在 $x_i$ 位置的采集电极采集到的原始脑电信号电压值经过滤波、放大、A/D转换后得到的样本脑电信号电压值, $\gamma(h_{ai})$ 是以单个脑电信号插值点坐标与第 $i$ 个采集电极坐标的直线距离 $h_{ai}$ 为自变量的变异函数;在此基础上,单个脑电信号插值点 $x_0$ 处的脑电信号电压值 $Z(x_0)$ 可以由八个采集电极采集到的样本脑电信号电压值 $Z(x_i)$ 加权求和得到,即普通克里金插值法插值公式为:

$$[0014] \quad \begin{aligned} Z(x_0) &= \sum_{i=1}^n \lambda_i Z(x_i) \\ \sum_{i=1}^n \lambda_i &= 1 \end{aligned} \quad (2)$$

[0015]  $\lambda_i$ 是分配给第 $i$ 个采集电极采集到的样本脑电信号电压值 $Z(x_i)$ 的权重系数;

[0016] 利用高斯变异函数模型作为普通克里金插值法所使用的的变异函数模型:

[0017] 高斯变异函数模型:

$$[0018] \quad \begin{aligned} \gamma(h) &= C_0 + C_1 \left[ 1 - e^{-(h/a)^2} \right] \\ C(h) &= C_1 e^{-(h/a)^2} \end{aligned} \quad (3)$$

[0019] 高斯变异函数模型满足以下条件:

$$[0020] \quad \begin{aligned} C(h) &= 0 (h > a) \\ \text{Var}[Z(x)] &= C_0 + C_1 \end{aligned} \quad (4)$$

[0021] 其中 $C_0$ 为块金值, $a$ 为相关尺度, $C_0+C_1=\text{Var}[Z(x)]$ 称为基台值, $\gamma(h)$ 是以两个坐标之间的直线距离 $h$ 为自变量的变异函数, $C(h)$ 为协方差函数, $h$ 为两个坐标之间的直线距离,在进行插值的过程中,需要同时计算两种变异函数值及协方差函数值,一种是以单个脑电信号插值点坐标与第 $i$ 个采集电极坐标之间的直线距离 $h_{ai}$ 为自变量所求得值,另一种是以八个采集电极中两两之间坐标值的直线距离 $h_{bij}$ 为自变量所求得值,其中 $i=1,2,3,4,5,6,7,8$ , $j=1,2,3,4,5,6,7,8$ ;

[0022] 以八个采集电极中两两之间坐标值的直线距离 $h_{bij}$ 作为横坐标,以利用八个采集电极中两两之间坐标值的直线距离以及八通道样本脑电信号电压值计算得出的协方差值作为纵坐标,在上位机电脑中进行二次曲线拟合,即可得到形如 $C(h_{bij}) = m_2 h_{bij}^2 + m_1 h_{bij} + m_0$ 的拟合多项式,其中 $m_2, m_1, m_0$ 均为常数,且 $-100 < m_2 < 100, -1000 < m_1 < 1000, -10000 < m_0 < 10000$ ,将此拟合多项式 $C(h_{bij}) = m_2 h_{bij}^2 + m_1 h_{bij} + m_0$ 与高斯变异函数模型中的以八个采集电极中两

两之间坐标值的直线距离 $h_{bij}$ 为自变量的协方差函数 $C(h_{bij}) = C_1 e^{-(h_{bij}/a)^2}$  联立得到相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的关系式:

$$[0023] \quad C_0 = Var[Z(x)] - \frac{(m_2 h_{bij}^2 + m_1 h_{bij} + m_0)}{e^{-\frac{(h_{bij})^2}{a^2}}} \quad (5)$$

[0024] 由于对于不同的 $h_{bij}$ 、 $a$ 和 $C_0$ 关系式曲线相似,因此取所有 $h_{bij}$ 的平均值 $h_0$ 带入式(5)得到相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的最终关系式:

$$[0025] \quad C_0 = Var[Z(x)] - \frac{(m_2 h_0^2 + m_1 h_0 + m_0)}{e^{-\frac{(h_0)^2}{a^2}}} \quad (6)$$

[0026] 步骤(二):将相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 作为自变量,获得平均克里金方差 $\bar{S}$ 关于相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的关系式,令此关系式的值等于0后与相关尺度 $a$ 与块金值 $C_0$ 的关系式式(6)联立,解开联立的方程式即可求得使插值结果的平均克里金方差 $\bar{S}$ 为0的相关尺度 $a$ 与块金值 $C_0$ 的值并分别记作 $a'$ 和 $C_0'$ ,具体过程如下:

[0027] 根据单个普通克里金插值点方差计算公式:

$$[0028] \quad S = Var[Z(x_0) - Z^*(x_0)] = \sum_{i=1}^n \lambda_i \gamma(h_{ai}) + L \quad (7)$$

[0029] 其中 $S$ 为普通克里金插值方差, $Z(x_0)$ 是 $x_0$ 位置的通过插值得到的脑电信号电压值, $Z^*(x_0)$ 是 $x_0$ 位置的实际的脑电信号电压值,由于一共有八个采集电极,取 $n=8$ , $L$ 为在约束条件下求估计值方差极小值时引入的拉格朗日乘数,取 $L=0$ ,可以得到 $N$ 个插值点的平均克里金方差计算公式:

$$[0030] \quad \bar{S} = \sum_{l=1}^N S_l / N = \left( \sum_{l=1}^N \sum_{i=1}^n \lambda_{il} \gamma(h_{ail}) \right) + \sum_{l=1}^N L_l / N \quad (8)$$

[0031] 其中 $l=1, 2, \dots, N-1, N$ ,  $\sum_{l=1}^N L_l = 0$ ,  $S_l$ 为第 $l$ 个插值点的普通克里金插值方差,  $h_{ail}$ 为第 $l$ 个脑电信号插值点坐标与第 $i$ 个采集电极坐标之间的直线距离,  $\gamma(h_{ail})$ 是以第 $l$ 个脑电信号插值点坐标与第 $i$ 个采集电极坐标之间的直线距离为自变量的变异函数,  $\lambda_{il}$ 为分配给 $\gamma(h_{ail})$ 的权重系数,将以相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 作为自变量的变异函数 $\gamma(h_{ail})$ 代入平均克里金方差计算公式可得平均克里金方差 $\bar{S}$ 关于相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的关系式:

$$[0032] \quad \bar{S} = \left( \sum_{l=1}^N \sum_{i=1}^n \lambda_{il} (C_0 + C_1 \left[ 1 - e^{-(h_{ail}/a)^2} \right]) \right) + \sum_{l=1}^N L_l / N \quad (9)$$

[0033] 令平均克里金方差 $\bar{S}$ 关于相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的关系式式(9)等于0并与相关尺度 $a$ 与块金值 $C_0$ 的关系式式(6)联立可得方程组:

$$[0034] \quad \begin{cases} C_0 = \text{Var}[Z(x)] - \frac{(m_2 h_0^2 - m_1 h_0 + m_0)}{e^{-\frac{h^2}{a}}} \\ \bar{S} = \left( \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^n \lambda_{ij} (C_0 + C_1 [1 - e^{-(h_{aij}/a)^2}] \right) + \sum_{l=1}^N L_l \right) / N = 0 \end{cases} \quad (10)$$

[0035] 解此方程组(10)可得使插值结果的平均克里金方差 $\bar{S}$ 为0的相关尺度a和块金值 $C_0$ 的值即 $a'$ 和 $C_0'$ ;

[0036] 步骤(三):利用使插值结果的平均克里金方差 $\bar{S}$ 为0的相关尺度a和块金值 $C_0$ 的值即 $a'$ 和 $C_0'$ 对采集电极固定头盔上的八个采集电极采集到的八通道原始脑电信号电压值经过滤波、放大、A/D转换后得到八通道样本脑电信号电压值进行插值成像即可获得高精度的脑电成像结果,具体过程如下:

[0037] 将 $a'$ 和 $C_0'$ 代入到高斯变异函数模型即式(3)中,并利用权系数求取公式:

$$[0038] \quad \sum_{i=1}^n \lambda_i \gamma(h_{bij}) + L = \gamma(h_{ail}) \quad (11)$$

[0039] 求取权重系数 $\lambda_i$ ;

[0040] 将权重系数 $\lambda_i$ 代入式(2)即可由八通道样本脑电信号电压值得到第1个脑电信号插值点电压值,利用式(11)多次求解,直到求出所有N个脑电信号插值点电压值,最后上位机电脑利用所有脑电信号插值点电压值绘制彩色图像,得到高精度的脑电成像结果。

[0041] 与现有技术相比,本实用新型的有益效果如下:

[0042] 本实用新型提供的一种便携式脑电成像设备,采集电极固定头盔利用3D打印技术制作而成,重量较轻,设备的脑电信号处理与传输部分均由集成芯片组成,体积小,重量轻,同时相配套的上位机成像软件可在任意一个装有windows系统的电脑使用,以上特点大大提高了本脑电成像设备的便携性;

[0043] 本实用新型提供的一种便携式脑电成像设备,利用八个采集电极同时采集八个通道的脑电信号,同时八个采集电极安放位置根据国际10-20系统(The 10-20 International System)电极放置标准选择了Fp1、Fp2、Fz、Cz、P3、P4、O1、O2八个位置,数量较多的样本脑电信号与正确的采集位置大大提高了脑电成像结果的精度;

[0044] 本实用新型提供的一种脑电成像优化方法,将脑电信号插值结果的平均克里金方差 $\bar{S}$ 为0时的方程式与相关尺度a和块金值 $C_0$ 的关系式联立求解来求取相关尺度a和块金值 $C_0$ 的值,利用这种方法代替了原始的根据经验来确定脑电信号插值成像时所需的相关尺度a和块金值 $C_0$ 的值的方法,应用了本实用新型优化方法的成像结果与应用原始方法的成像结果相对比明显精度提高许多,证实了本实用新型脑电成像优化方法在提高脑电成像结果精度的方面的有效性。

## 附图说明

[0045] 下面结合附图对本实用新型作进一步的说明:

[0046] 图1为本实用新型所述的一种便携式脑电成像设备的结构示意图;

[0047] 图2为本实用新型所述的脑电成像优化方法的流程图;

[0048] 图3为以任意两个样本脑电信号数据点之间的距离 $h$ 作为横坐标,以利用高斯变异函数模型中的协方差函数 $C(h)$ 求出的值作为纵坐标对数据点进行拟合的二次拟合曲线;

[0049] 图4为相关尺度 $a$ 与块金值 $C_0$ 的关系曲线;

[0050] 图5为应用本实用新型优化方法后的脑电成像结果;

[0051] 图6为应用本实用新型优化方法后的脑电成像结果方差分布图。

### 具体实施方式

[0052] 下面结合附图对本实用新型作详细的描述:

[0053] 本实用新型针对在脑电成像过程中应用普通克里金插值法对采集到的样本脑电信号进行插值时仅靠经验选取变异函数模型参数的值的方法而导致的成像结果精确度低的问题,提供了一种基于改进普通克里金插值法的脑电成像优化方法以及一种应用此方法的便携式脑电成像设备。

[0054] 其中,所述的一种便携式脑电成像设备,包括一个由3D打印技术制作出来的采集电极固定头盔,八个由镀银金属片与银线制成的采集电极固定在采集电极固定头盔上,八个采集电极均通过线束与前置滤波放大单元连接,前置滤波放大单元经过一个A/D转换单元与微处理器单元MCU连接,微处理器单元MCU的输出接口与上位机电脑的串口通信端连接。

[0055] 应用了基于改进普通克里金插值法的脑电成像优化方法的便携式脑电成像设备结构框图参见图2,其组成部分如下:

[0056] (一)八通道采集电极,采集电极由镀银金属片与银线组成,采集电极固定头盔由3D打印技术制作出来,采集电极通过头盔上的可活动的中空螺栓结构固定在大脑上,采集电极安放位置根据国际10—20系统电极放置标准选择Fp1、Fp2、Fz、Cz、P3、P4、O1、O2八个位置,八个位置同时采集脑电信号,为增强采集效果还可以适当在采集位置涂抹导电膏。

[0057] (二)前置滤波放大单元,将采集到的脑电信号滤除高频段的噪声,同时将微弱的脑电信号进行放大。

[0058] (三)A/D转换单元,将处理后的信号进行A/D转换,本实用新型所采用的A/D转换芯片精度高达24位,有利于最终脑电成像的准确性。

[0059] (四)微处理器单元,控制A/D转换芯片的操作,并将转换后的信号通过串口通信传输至上位机软件中进行成像。

[0060] (五)上位机脑电成像软件,利用Labview平台搭建基础的具有脑电信号分析功能的软件,利用Matlab实现上述的基于普通克里金插值法的脑电成像优化算法,同时利用Labview平台的Matlabscript功能将二者相结合实现脑电成像软件的设计。

[0061] 八个位置Fp1、Fp2、Fz、Cz、P3、P4、O1、O2的采集电极同时采集脑电信号,并将脑电信号传输到前置滤波放大单元中,将采集到的脑电信号滤除100hz以上的噪声,同时将微弱的脑电信号进行10倍放大,传入到A/D转换单元中,采用的A/D转换芯片为ADS1299,精度为24位,将信号进行A/D转换,最终传入到STM32微处理器单元,此单元通过SPI通信方式控制A/D转换芯片的操作,并将转换后的信号通过USB2.0协议进行串口通信传输至上位机软件中进行成像。

[0062] 由于串口通信每次传八位数据,而A/D转换芯片精度为24位,因此在上位机脑电成

像软件中先利用Labview平台将每三个八位数据拼接为24位数据,再滤除50hz工频干扰,最后将信号数据利用Labview平台的Matlabscrip功能传输到Matlab中,并利用Matlab实现上述的基于普通克里金插值法的脑电成像优化算法进行成像计算,将计算值传输回Labview平台进行成像显示。

[0063] 本实用新型提供的脑电成像优化方法流程图参见图1,其步骤如下:

[0064] 步骤(一):首先根据国际10-20系统电极放置标准在固定头盔上放置八个采集电极,得到采集电极固定头盔上的八个采集电极的坐标值,同时八个采集电极采集到的八通道原始脑电信号电压值经过滤波、放大、A/D转换后得到八通道样本脑电信号电压值,再以八个采集电极中两两之间坐标值的直线距离为横坐标,以利用八个采集电极中两两之间坐标值的直线距离以及八通道样本脑电信号电压值计算得出的协方差值为纵坐标在上位机电脑中进行二次拟合,并将拟合结果与高斯变异函数模型中的协方差函数进行联立,获得相关尺度a与块金值C<sub>0</sub>的关系式,具体过程如下:

[0065] 普通克里金插值方法满足下面两个限制条件:

$$[0066] \begin{cases} E[Z(x_0) - Z(x_i)] = 0 \\ Var[Z(x_0) - Z(x_i)] = 2\gamma(h_{ai}) \end{cases} \quad (1)$$

[0067] 其中x<sub>i</sub>为第i个采集电极的坐标值,i=1,2,3,4,5,6,7,8,x<sub>0</sub>为单个脑电信号插值点的坐标值,h<sub>ai</sub>为单个脑电信号插值点坐标到第i个采集电极的坐标的直线距离,Z(x<sub>0</sub>)是x<sub>0</sub>位置的通过插值得到的脑电信号电压值,Z(x<sub>i</sub>)是在x<sub>i</sub>位置的采集电极采集到的原始脑电信号电压值经过滤波、放大、A/D转换后得到的样本脑电信号电压值,γ(h<sub>ai</sub>)是以单个脑电信号插值点坐标与第i个采集电极坐标的直线距离h<sub>ai</sub>为自变量的变异函数;在此基础上,单个脑电信号插值点x<sub>0</sub>处的脑电信号电压值Z(x<sub>0</sub>)可以由八个采集电极采集到的样本脑电信号电压值Z(x<sub>i</sub>)加权求和得到,即普通克里金插值法插值公式为:

$$[0068] \begin{cases} Z(x_0) = \sum_{i=1}^n \lambda_i Z(x_i) \\ \sum_{i=1}^n \lambda_i = 1 \end{cases} \quad (2)$$

[0069] λ<sub>i</sub>是分配给第i个采集电极采集到的样本脑电信号电压值Z(x<sub>i</sub>)的权重系数;

[0070] 利用高斯变异函数模型作为普通克里金插值法所使用的的变异函数模型:

[0071] 高斯变异函数模型:

$$[0072] \begin{cases} \gamma(h) = C_0 + C_1 \left[ 1 - e^{-(h/a)^2} \right] \\ C(h) = C_1 e^{-(h/a)^2} \end{cases} \quad (3)$$

[0073] 高斯变异函数模型满足以下条件:

$$[0074] \begin{cases} C(h) = 0(h > a) \\ Var[Z(x)] = C_0 + C_1 \end{cases} \quad (4)$$

[0075] 其中C<sub>0</sub>为块金值,a为相关尺度,C<sub>0</sub>+C<sub>1</sub>=Var[Z(x)]称为基台值,γ(h)是以两个坐标之间的直线距离h为自变量的变异函数,C(h)为协方差函数,h为两个坐标之间的直线距

离,在进行插值的过程中,需要同时计算两种变异函数值及协方差函数值,一种是以单个脑电信号插值点坐标与第*i*个采集电极坐标之间的直线距离 $h_{ai}$ 为自变量所求得的值,另一种是以八个采集电极中两两之间坐标值的直线距离 $h_{bij}$ 为自变量所求得的值,其中*i*=1,2,3,4,5,6,7,8,*j*=1,2,3,4,5,6,7,8;

[0076] 以八个采集电极中两两之间坐标值的直线距离 $h_{bij}$ 作为横坐标,以利用八个采集电极中两两之间坐标值的直线距离以及八通道样本脑电信号电压值计算得出的协方差值作为纵坐标,在上位机电脑中进行二次曲线拟合,即可得到形如 $C(h_{bij}) = m_2 h_{bij}^2 + m_1 h_{bij} + m_0$ 的拟合多项式,其中 $m_2$ 、 $m_1$ 、 $m_0$ 均为常数,且 $-100 < m_2 < 100$ 、 $-1000 < m_1 < 1000$ 、 $-10000 < m_0 < 10000$ ,将此拟合多项式 $C(h_{bij}) = m_2 h_{bij}^2 + m_1 h_{bij} + m_0$ 与高斯变异函数模型中的以八个采集电极中两两之间坐标值的直线距离 $h_{bij}$ 为自变量的协方差函数 $C(h_{bij}) = C_1 e^{-(h_{bij}/a)^2}$ 联立得到相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的关系式:

$$[0077] \quad C_0 = Var[Z(x)] - \frac{(m_2 h_{bij}^2 + m_1 h_{bij} + m_0)}{e^{-\frac{(h_{bij})^2}{a^2}}} \quad (5)$$

[0078] 由于对于不同的 $h_{bij}$ 、 $a$ 和 $C_0$ 关系式曲线相似,因此取所有 $h_{bij}$ 的平均值 $h_0$ 带入式(5)得到相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的最终关系式:

$$[0079] \quad C_0 = Var[Z(x)] - \frac{(m_2 h_0^2 + m_1 h_0 + m_0)}{e^{-\frac{(h_0)^2}{a^2}}} \quad (6)$$

[0080] 步骤(二):将相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 作为自变量,获得平均克里金方差 $\bar{S}$ 关于相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的关系式,令此关系式的值等于0后与相关尺度 $a$ 与块金值 $C_0$ 的关系式式(6)联立,解开联立的方程式即可求得使插值结果的平均克里金方差 $\bar{S}$ 为0的相关尺度 $a$ 与块金值 $C_0$ 的值并分别记作 $a'$ 和 $C_0'$ ,具体过程如下:

[0081] 根据单个普通克里金插值点方差计算公式:

$$[0082] \quad S = Var[Z(x_0) - Z^*(x_0)] = \sum_{i=1}^n \lambda_i \gamma(h_{ai}) + L \quad (7)$$

[0083] 其中 $S$ 为普通克里金插值方差, $Z(x_0)$ 是 $x_0$ 位置的通过插值得到的脑电信号电压值, $Z^*(x_0)$ 是 $x_0$ 位置的实际的脑电信号电压值,由于一共有八个采集电极,取 $n=8$ , $L$ 为在约束条件下求估计值方差极小值时引入的拉格朗日乘数,取 $L=0$ ,可以得到 $N$ 个插值点的平均克里金方差计算公式:

$$[0084] \quad \bar{S} = \sum_{l=1}^N S_l / N = \left( \sum_{l=1}^N \sum_{i=1}^n \lambda_{il} \gamma(h_{ail}) + \sum_{l=1}^N L_l \right) / N \quad (8)$$

[0085] 其中 $l=1,2,\dots,N-1,N$ , $\sum_{l=1}^N L_l=0$ , $S_l$ 为第 $l$ 个插值点的普通克里金插值方差, $h_{ail}$ 为第 $l$ 个脑电信号插值点坐标与第 $i$ 个采集电极坐标之间的直线距离, $\gamma(h_{ail})$ 是以第 $l$ 个脑电信号插值点坐标与第 $i$ 个采集电极坐标之间的直线距离为自变量的变异函数, $\lambda_{il}$ 为分配给 $\gamma(h_{ail})$ 的权重系数,将以相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 作为自变量的变异函数 $\gamma(h_{ail})$ 代入平均

克里金方差计算公式可得平均克里金方差 $\bar{S}$ 关于相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的关系式:

$$[0086] \quad \bar{S} = \left( \sum_{l=1}^N \sum_{i=1}^n \lambda_{il} (C_0 + C_1 \left[ 1 - e^{-(h_{ail}/a)^2} \right]) \right) + \sum_{l=1}^N L_l / N \quad (9)$$

[0087] 令平均克里金方差 $\bar{S}$ 关于相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的关系式式(9)等于0并与相关尺度 $a$ 与块金值 $C_0$ 的关系式式(6)联立可得方程组:

$$[0088] \quad \begin{cases} C_0 = Var[Z(x)] - \frac{(m_2 h_0^2 - m_1 h_0 + m_0)}{e^{-\frac{h_0^2}{a^2}}} \\ \bar{S} = \left( \sum_{l=1}^N \sum_{i=1}^n \lambda_{il} (C_0 + C_1 \left[ 1 - e^{-(h_{ail}/a)^2} \right]) \right) + \sum_{l=1}^N L_l / N = 0 \end{cases} \quad (10)$$

[0089] 解此方程组(10)可得使插值结果的平均克里金方差 $\bar{S}$ 为0的相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的值即 $a'$ 和 $C_0'$ ;

[0090] 步骤(三):利用使插值结果的平均克里金方差 $\bar{S}$ 为0的相关尺度 $a$ 和块金值 $C_0$ 的值即 $a'$ 和 $C_0'$ 对采集电极固定头盔上的八个采集电极采集到的八通道原始脑电信号电压值经过滤波、放大、A/D转换后得到八通道样本脑电信号电压值进行插值成像即可获得高精度的脑电成像结果,具体过程如下:

[0091] 将 $a'$ 和 $C_0'$ 代入到高斯变异函数模型即式(3)中,并利用权系数求取公式:

$$[0092] \quad \sum_{i=1}^n \lambda_i \gamma(h_{bij}) + L = \gamma(h_{ait}) \quad (11)$$

[0093] 求取权重系数 $\lambda_i$ ;

[0094] 将权重系数 $\lambda_i$ 代入式(2)即可由八通道样本脑电信号电压值得到第1个脑电信号插值点电压值,利用式(11)多次求解,直到求出所有 $N$ 个脑电信号插值点电压值,最后上位机电脑利用所有脑电信号插值点电压值绘制彩色图像,得到高精度的脑电成像结果。

[0095] 应用了本实用新型优化方法的成像结果与应用原始方法的成像结果相对比明显精度提高许多,证实了本实用新型脑电成像优化方法在提高脑电成像结果精度的方面的有效性。

[0096] 综上所述,本实用新型通过改进普通克里金插值法,实现了在脑电成像过程中应用普通克里金插值法对采集到的样本脑电信号进行插值时能够根据精度要求通过数学运算确定唯一的变异函数模型的参数的值,替代了以往通过经验选取的方法,实现了脑电成像的优化,提高了脑电成像的精确度,同时利用应用此方法的便携式脑电成像设备验证了此方法的有效性,为脑电成像领域提供了一种较为可靠的成像结果优化方法。

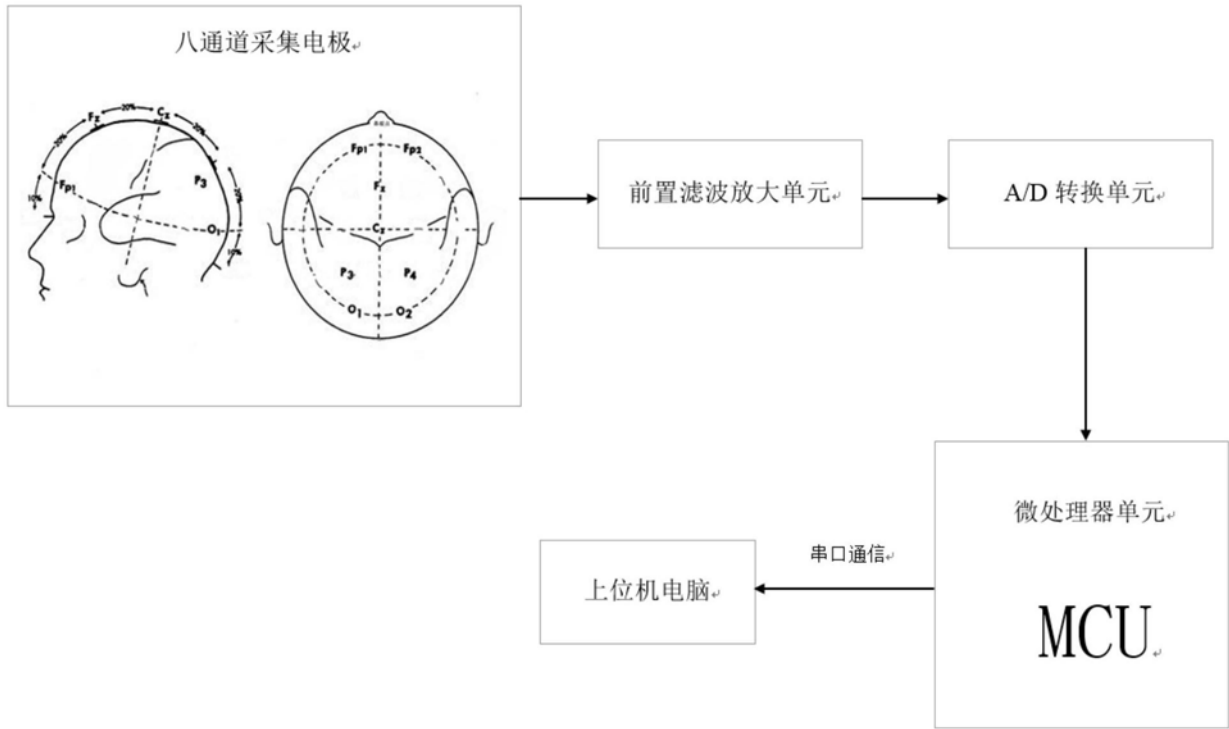


图1

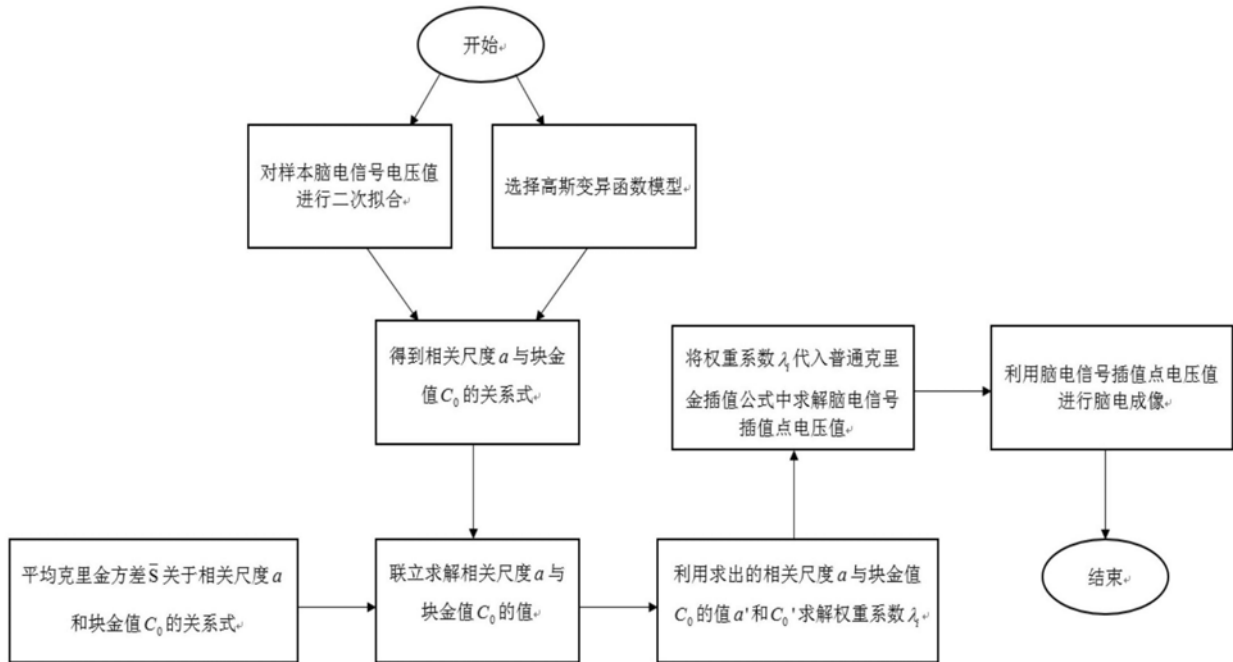


图2

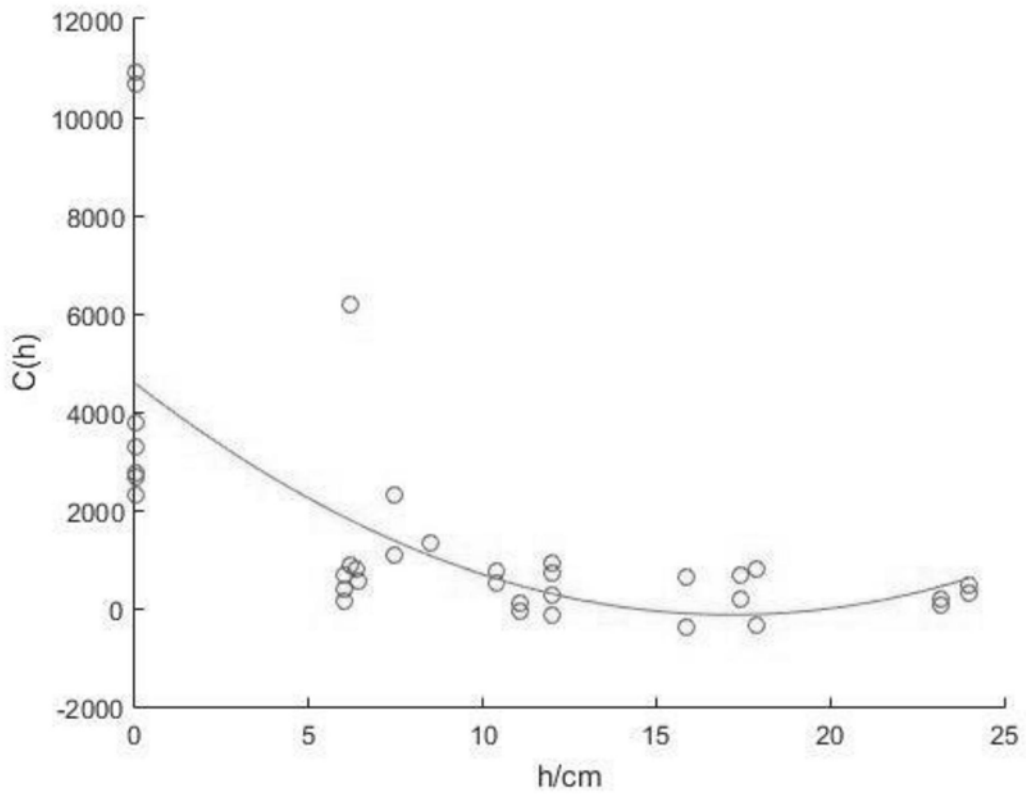


图3

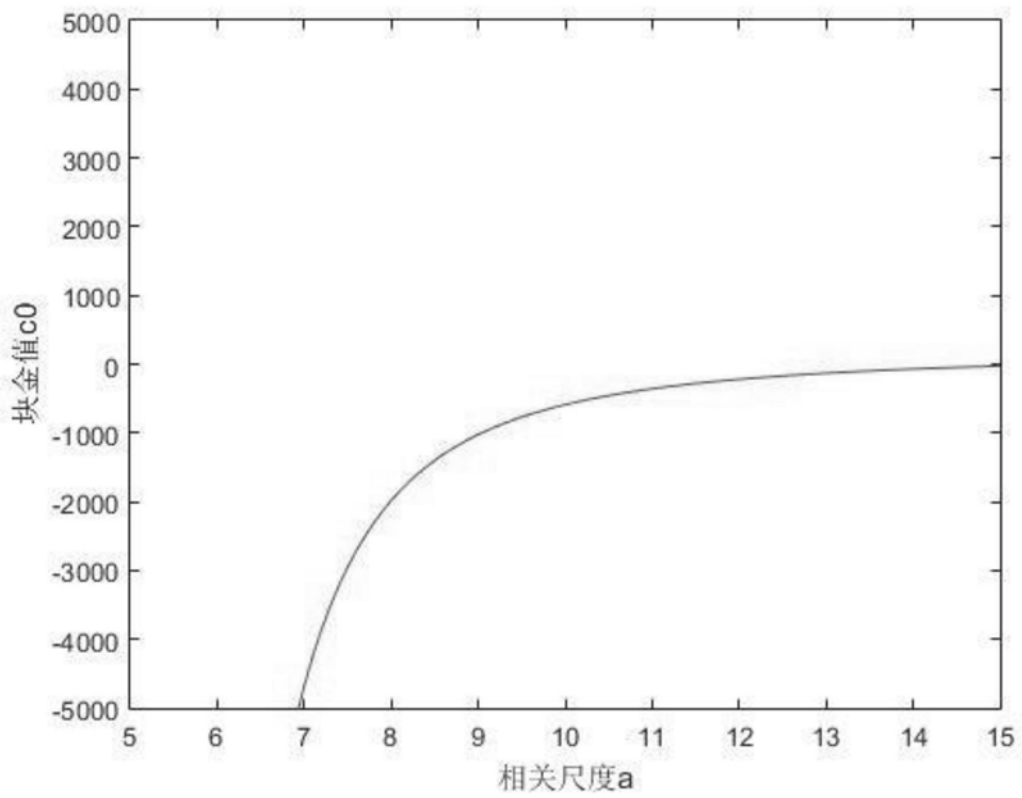


图4

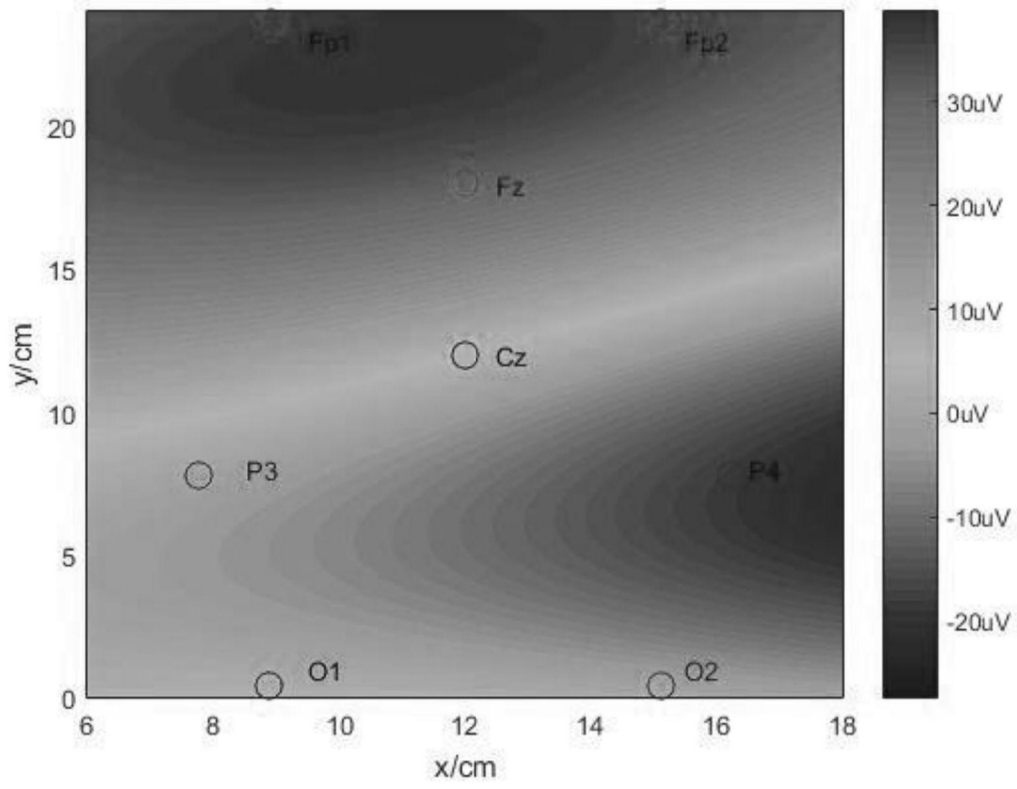


图5

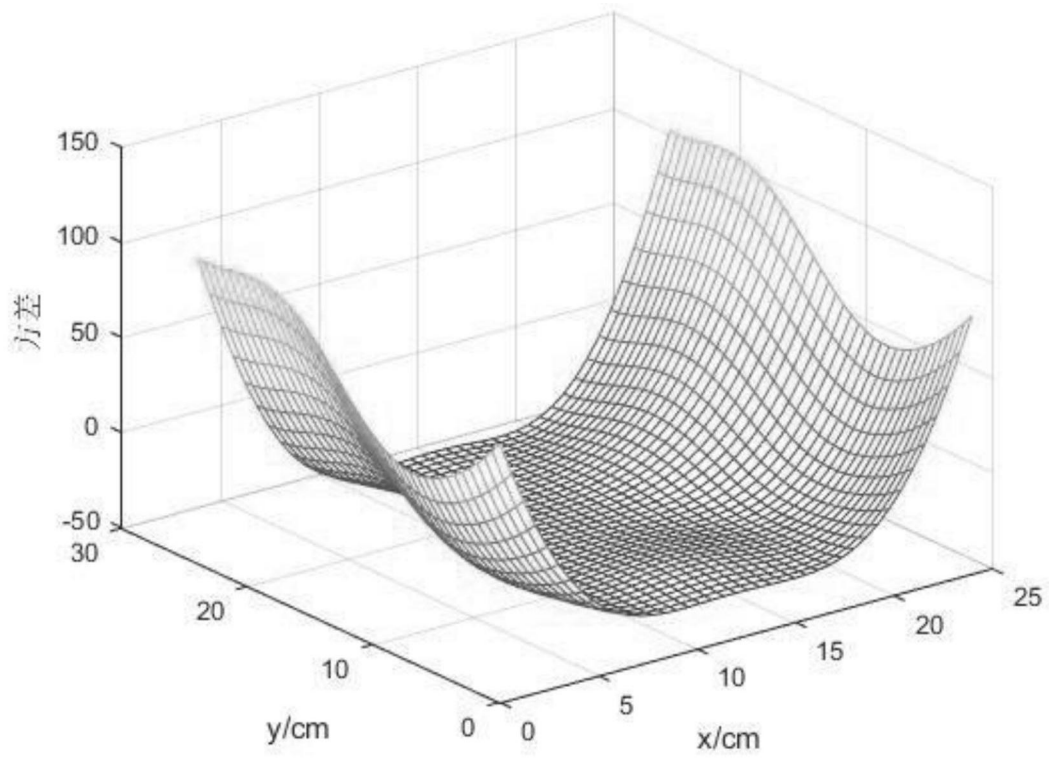


图6

专利名称(译)	一种便携式脑电成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN210330571U</a>	公开(公告)日	2020-04-17
申请号	CN201920832576.2	申请日	2019-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	吉林大学		
申请(专利权)人(译)	吉林大学		
当前申请(专利权)人(译)	吉林大学		
[标]发明人	蔡靖 刘锋华		
发明人	蔡靖 胡纪锋 刘锋华 蒙坚发		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本实用新型针对现有脑电成像过程中应用普通克里金插值法对样本脑电信号进行插值时仅靠经验选取变异函数模型参数的值的方法而导致的成像结果精确度低的问题，提供了一种便携式脑电成像设备，并且提供了一种脑电成像优化方法，设备包括带有八个采集电极的固定头盔，每个采集电极均通过前置滤波放大单元和A/D转换单元与微处理器单元连接，优化方法在脑电成像过程中能够根据精度要求确定唯一的变异函数模型的参数的值，替代了以往通过经验选取的方法，实现了脑电成像的优化，提高了脑电成像的精确度，同时应用此方法的便携式脑电成像设备也验证了此方法的有效性，为脑电成像领域提供了一种较为可靠的成像结果优化方法。

