

③
14-19

阵发性 40 Hz 脑电 信号提取方法的研究*

A Study on the Method of
Extraction for 40 Hz EEG Bursts

R741.044
~~TN94.8~~

肖 镛

Xiao Di

周守昌

Zhou Shouchang

杨 浩

Yang Hao

(重庆大学电气工程系, 重庆, 630044)

A 摘 要 用频域门限提取法与神经网络模式识别相结合的方法实现阵发性 40 Hz EEG 的有效检测, 对 10 多位受试者的阵发性 40 Hz EEG 进行了提取, 计算了平均峰值功率, 分析了各受试者所表现的思维状态, 结果表明, 提出的检测方法是切实可行的, 并支持了 D. E. Sheer 的理论。

关键词 脑电图; 神经网络 / 40 Hz 脑电信号

中国图书资料分类法分类号 TN911.8

ABSTRACT The bursts of 40 Hz EEG are a reliable indicator of the "focused arousal". It has an active significance in diagnosis of cognitive dysfunction. But, the bursts of 40 Hz EEG are seriously interfered by the high amplitude broad-band EMG signals from the scalp. It causes the difficulty of detection. This paper gives a new method of the combination of threshold extraction in frequency domain and neural network pattern recognition to realize the effective detection of 40 Hz EEG bursts, and reports the mean peak power of the 40 Hz EEG bursts for 11 subjects and analyses their thinking states. The results indicate that the method given in this paper can be used feasibly and support the theory given by D. E. Sheer.

KEYWORDS electroencephalogram; neural networks / 40 Hz EEG

0 引 言

近二十年来,随着数字信号处理理论和计算机技术在脑电研究中的应用,人们逐渐发现 40 Hz EEG 活动与人的思维过程、记忆过程和注意程度等方面有着密切的联系^[1]。从而,引起了对阵发性 40 Hz EEG 信号和认识功能的深入研究。

美国体斯顿大学的 D. E. Sheer 教授和他的同事们作了大量的有关 40 Hz EEG 的生物反

* 收文日期 1993-07-16

国家自然科学基金资助项目

馈实验,发现并证实了阵发性40 Hz EEG与人的高度警觉、精神集中状态有关^[1~4]。他把这种与人的高度警觉、思维状态、记忆等精神活动有关的、短程、非周期、阵发性的、中心频率为40 Hz的低幅、窄带EEG信号称为阵发性40 Hz EEG。

在随后的工作中,Sheer和他的同事们对40 Hz EEG相关潜势与人的行为状态以及与认识功能障碍等方面的关系作了广泛的研究。他们发现:短程非周期窄带(36~44 Hz)阵发性40 Hz EEG是集中警觉状态的反映和可靠标志;阵发性40 Hz EEG的某些特征参数可以作为判断认识功能障碍的指标。

1 阵发性40 Hz EEG的特性及检测上的困难

D. E. Sheer教授通过大量实验发现并提出了如下的理论:当受试者大脑处于安静、稳定时期,窄带40 Hz EEG主要反映背景活动,阵发波相对较少,在抽象思维或形象思维的条件下,阵发波则明显增多。然而来自头皮上的高幅宽带(30~100 Hz)肌电信号(Electromyogram,简称EMG)对低幅窄带的阵发性40 Hz EEG信号在频率上的完全覆盖,使窄带(36~44 Hz)40 Hz EEG可能受到宽带EMG的严重干扰,给阵发性40 Hz EEG的检测带来了困难。

以前的检测方法认为40 Hz EEG = 背景活动 + 阵发性40 Hz EEG + 40 Hz EMG,而70 Hz EMG = 背景活动 + 70 Hz EMG。因此,一个基本的检测思想是先设法提取40 Hz EEG中的阵发波和70 Hz EMG,再用一比较方法除去40 Hz EEG中的EMG,从而得到阵发性40 Hz EEG。在D. E. Sheer的方法中,只是简单地用时间域的门限提取法识别阵发波。

通过对大量实验数据的观察和分析,我们发现,前人提出的时域检测方法在处理实际脑电波形数据时,存在如下几个问题:1)以70 Hz EMG阵发波作为40 Hz EEG阵发波的一致性检测在理论上是正确的,但在实际应用中则有许多待解决的问题。2)时域门限的设置可变范围小,给检测带来困难。3)用时域门限提取法作波形提取时,往往不能准确确定阵发波的起始地址和终止地址。4)时域门限提取法不能区分阵发波的包络线形状。

针对以上几点,我们提出了用频域门限提取法与神经网络模式识别相结合的方法实现阵发性40 Hz EEG的有效检测。在实施阵发波的提取之前,我们制作了脑电信号的压缩谱阵图,以便于临床分析和为频域提取作准备。

2 阵发性40 Hz EEG的提取

2.1 压缩谱阵图及频域定位

笔者利用离散傅里叶变换实现了脑电信号从时域到频域的变换,并且制作了脑电信号的压缩谱阵图,以便能同时观察脑电信号的频谱特性和时变特性。同时,我们还制作了40 Hz和70 Hz处脑电信号的谱值图,以便实现阵发波的频域提取和波段的准确定位。

通过对40 Hz EEG和70 Hz EMG的频域压缩谱阵图和谱值图的分析,有以下几点发现和结论:

1)谱值图更准确地显示了谱幅度 I 与时间 t 变化的关系,并且能准确定位阵发波的首地址、末地址、包络峰点的值及地址。由频域判断阵发波段首、末地址准确的一个重要原因是频域显示的阵发波段的变化平稳,特别是阵发波开始和结束标志明显,搜索方法简单。而时

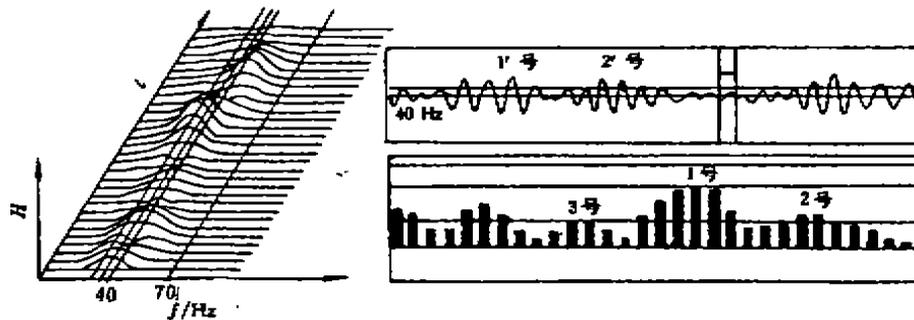


图1 压缩谱阵及谱值图

域的波形变化则不平稳,特别是首、末处波形幅值跳跃性大,很难设计一个很好的搜索程序来准确定位。2) 频域提取法避免了时域提取法中由于时域滤波的带宽设置较大,引入高频高幅分量的叠加,从而导致阵发波的误判。3) 频域门限的设置更容易,门限的可变化范围大,而时域门限的设置要受到较严限制,不易自动设置。

2.2 频域提取方法

从上面论述可知,要正确地检测出阵发性 40 Hz EEG,必须剔除 40 Hz EEG 中的肌电干扰波形。根据 D. E. Sheer 提出的理论,我们可以在 70 Hz EEG 中检测出 EMG 波段,并以 70 Hz EEG 中的 EMG 作为 40 Hz EEG 中 EMG 段的一致性检测。

对 70 Hz EMG 的提取,要求准确率高,并且能较准确地对 EMG 分段。为了满足上述要求,本文设计了频域门限提取法。

考虑到受试者的个体差异,门限的设置必须是自动可调的。在本文中,引入了 70 Hz EEG 一段数据的时域绝对平均值(AVE7)作可调参量。我们把门限设定为一个固定值,而把待检测的频谱值依照各曲线的绝对平均值作一比例变换,即:

$$\text{待测值} = \frac{\text{从压缩谱阵上提取的 70 Hz 处的谱值}}{\text{信号的绝对平均值(AVE7)}} \times 10.04$$

其中,10.04 是权系数。

70 Hz EMG 段的正确提取和准确分段,为剔除 40 Hz EEG 中的 EMG 干扰打下了基础。但在实际处理中,我们发现当剔除了 40 Hz EEG 中所有相应的 EMG 段后,剩下的阵发性 40 Hz EEG 波形个数极少,使实验结果所得到的思维状态的判别失去了意义。对于几例受试者,都出现了这种情况。这就迫使我们去考虑,在 70 Hz EMG 中检测到的阵发波段是否是真正的 EMG 干扰,可能是 EEG 中所固有的频率成份或其它原因引入的干扰,而被误判为 EMG。因此,我们把此时提取出的波形暂称为 70 Hz EEG 中的高幅波,而非 70 Hz EMG。如前所述,EMG 干扰出现的频带为 30~100 Hz。而根据 D. E. Sheer 的理论,EEG 高频段的阵发波主要是 EMG 干扰,当 EMG 干扰出现时,不仅 70 Hz EEG 的幅值会显著增大,而且介于 70 Hz 和 100 Hz 之间的 EEG 的幅值也会显著增大。所以我们利用检测出 85 Hz EEG 中的高幅波段,对已提取出的 70 Hz EEG 中的高幅段进行校验,其重叠部分,才判为 EMG 信号,从而加强了 EMG 信号段提取的准确性。

85 Hz EEG 中的高幅段的检测仅采用了较简单的时域提取方法。时域门限为: 门限值 $V8 = AVE8 \times 2.0$, 其中, $AVE8$ 是某个待处理的 85 Hz EEG 曲线中一段数据的绝对平均值, 2.0 是权系数。在实验中, 把设定的 85 Hz EEG 中高幅波的包络线峰点地址是否落入已检测出的 70 Hz EEG 中高幅波段的某一范围内作为重叠性判断, 即:

$$(70 \text{ Hz EMG 首地址} + BI7) < 85 \text{ Hz EMG 包络线峰值地址} < (70 \text{ Hz EMG 末地址} - BI7)$$

其中, $BI7$ 为一可调的范围限制量。

40 Hz EEG 阵发波的检测, 采用了与 70 Hz EMG 相同的检测方法, 即频域门限提取方法及波形分段。同样设门限为一定值, 把待检测的 40 Hz 处的谱值作一比例变换, 即:

$$\text{待检测值} = \frac{\text{从压缩谱阵上提取的 40 Hz 处谱值}}{\text{信号的绝对平均值}} \times 14.0$$

最后, 用已提取的 70 Hz EMG 段对 40 Hz EEG 中的 EMG 相应段进行剔除, 得到阵发性 40 Hz EEG, 其判别关系为:

$$(70 \text{ Hz EMG 首地址} + BI4) < 40 \text{ Hz EEG 阵发波包络线峰值地址} < (70 \text{ Hz EMG 段末地址} - BI4)$$

其中 $BI4$ 为一个范围限制量。如果判别为真, 则表示 40 Hz EEG 中此段阵发波应为 EMG 干扰, 应舍弃不用。

在波形分析中, 我们发现提取出的阵发性 40 Hz EEG 波形, 除了纺锤形的阵发波外, 还包含着一些等幅波, 而纺锤形的阵发波才是我们真正所需的阵发性 40 Hz EEG。但是门限提取方法却不能区分纺锤波和等幅波, 因此, 本文提出用神经网络分类法* 来区分纺锤波与等幅波, 作为最后一步检测。

2.3 神经网络分类法

经分析非纺锤形阵发波的特点, 我们初步设计了频域段的二个参数作为神经网络的输入, 神经网络模型采用 2 层(输入层为 2 个单元, 输出层为 2 个单元, 隐藏层为 6 个单元)BP 网络(反向传播网络), 如图 2 所示。

用于训练网络的样本, 我们选自四位受试者脑电波中的 83 个阵发波, 其中标准纺锤形阵发波为 54 个, 非纺锤形阵发波为 29 个。

经过 140 次训练, 网络的权向量收敛, 网络输出与期望之间的误差平方和为 0.00476, 输出判别满足我们的要求。所有参加训练的样本都能正确判别。在另外调选的 20 个测试样

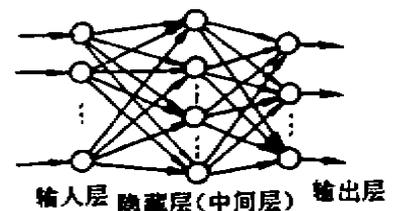


图 2 BP 网络

* Roddy D C. Neural Networks for Classification of Multi-channel EEG Signals. Proceedings of the 14th Annual International Conference of the IEEE BME, 1024~1025

本的检测中,正确率为90%。

通过以上的办法,我们检测出了阵发性40 Hz EEG信号,下面将对几位受试者的脑电波进行分析,以检验本文所提出的办法,得出一些有意义的结论。

3 临床分析

3.1 临床分析结果讨论

作者用前面设计的提取办法对11位受试者的88条EEG曲线进行了分析。受试者头部的电极位置是按国际10-20电极分布法安放的。对每位受试者都计算了在思维前静态,思维后静态,减法运算和空间试验四种状态下阵发性40 Hz EEG的平均峰值功率。对于右脑,我们分析的是第六电极(顶区P4)的采样信号,对于左脑,则分析的是第五电极(顶区P3)的采样信号。

首先,我们对提取办法的效果进行了验证。利用三位受试者的阵发性40 Hz EEG段的目测结果与自动分段结果相比较,发现自动提取分段的效果相当好,正确率在85%以上,有的达到了100%。

在所分析的七例正常人的结果中,有六例的结果比较好;只有一例异常,现分析如下:

在六例正常人的阵发性40 Hz EEG平均峰值功率中,最具有代表性的是5号受试者平均值功率4在四种状态下的变化情况,如图3所示。

同时,我们又对情况正常的六位受试者的平均峰值功率作了统计平均,得到正常人的四种状态下的阵发性40 Hz EEG平均峰值功率的变化情况如下:

思维前静态:	(左脑)	2.46×10^3	(右脑)	1.53×10^3
减法运算:	(左脑)	4.38×10^3	(右脑)	1.48×10^3
空间试验:	(左脑)	4.25×10^3	(右脑)	4.13×10^3
思维后静态:	(左脑)	1.53×10^3	(右脑)	1.66×10^3

由此结果可看出,减法运算时,左脑的阵发性40 Hz EEG平均峰值功率明显增加;空间试验时,右脑的阵发性40 Hz EEG平均峰值功率明显增加。对于各位受试者的单独分析,也基本符合上述变化规律。

对于3号、6号和10号三位痴呆病人进行的检测,得到如下结果。10号受试者的分析结果表明:在思维状态时,左右脑的平均峰值功率没有明显增加,反而比静态时的平均峰值功率略小。3号和6号受试者则有异常情况。通过波形分析我们发现,3号和6号受试者在整个思维状态测试过程中都伴随着严重的EMG干扰,其表现为40 Hz EEG曲线的绝对平均值AVE4远大于15,同样,70 Hz EEG曲线的绝对平均值也高于10。对于3号受试者在空间试

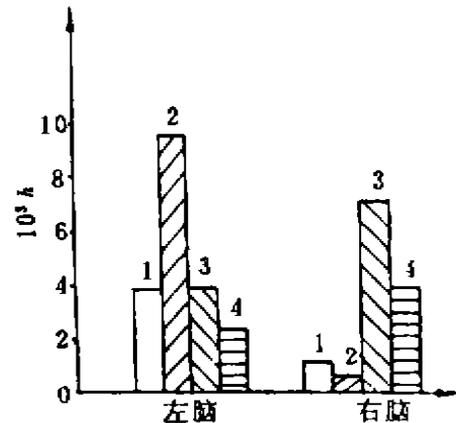


图3 5号受试者的阵发性40 Hz EEG平均峰值功率的变化

验下,左、右脑的分析也有类似结论。因此,本文提出了用时域 EEG 波形的绝对平均值作为认识功能障碍的初选,如果 AVE4 大于 15,则判定受试者肌电干扰过多,须重新采集 EEG 信号分析,直到 AVE4 小于 15 且 AVE7 小于 10 时,才以阵发性 40 Hz EEG 平均峰值功率作为认识功能状态的判别。如果经过多次采集 EEG 信号,40 Hz,70 Hz EEG 平均值仍居高不下,这本身就说明了该受试者的认识功能可能存在某些缺陷。

对一例右脑梗塞患者(13 号受试者)的分析也发现其右脑的各测试状态下的平均值相当大(AVE4>20),表明其右脑的认识功能可能有缺陷。

4 结 论

通过以上分析,本文得到如下结论:

1) 实验证明:脑电信号的压缩谱阵图能较直观地反映脑电信号的频谱随时间变化的特性,便于从频域观察人的思维状态的时变特性。

2) 以 85 Hz EEG 中的高幅段提取作为 70 Hz EMG 段的有效性判断,排除了 70 Hz EEG 中的其它干扰,为 40 Hz EEG 中 EMG 的正确剔除提供了一种准确率更高的实用方法。

3) 频域门限提取法的提出,能较准确地提取阵发性 40 Hz EEG 段,改善了 D. E. Sheer 提出的时域分段的缺陷。

4) 时域 40 Hz EEG 和 70 Hz EEG 波形的绝对平均值可作为受试者思维状态的初选。

5) 正常人在进行抽象思维时,左脑的阵发性 40 Hz EEG 的平均峰值功率明显增加,而在进行形象思维时,右脑的阵发性 40 Hz EEG 的平均峰值功率将明显增加。有认识功能障碍者则无上述表现。

本研究工作主要是立足于实验的前期研究工作,今后还将进一步加强临床试验,提高判别方法的可靠性,使之达到实用化的要求。

参 考 文 献

- 1 Loring D W, Sheer D E. Forty Hertz EEG Activity in Dementia of the Alzheimer Type and Multi-Infarct Dementia. *PSYCHOPHYSIOLOGY*, 1985, 122(1): 116~121
- 2 Loring D W, Sheer D E. Laterality of 40 Hz EEG and EMG During Cognitive Performance. *PSYCHOPHYSIOLOGY*, 1984, 121(1): 43~88
- 3 Martin F, Buree L B. Maintenance and Generalization of 40 Hz EEG Biofeedback Effects. *Biofeedback and Self Regulation*, 1980, 15(2): 193~205
- 4 Raghavan N, Glover J R, Sheer D E. A Microprocessor-Based System for Diagnosis of Cognition dysfunction. *IEEE TRANS on BME*, 1986, 133(10): 942~948