

文章编号:1000-582X(2008)12-1376-05

# 频域多分辨分析及其对提取脑电特征波的应用

刘玉红, 谢正祥, 熊兴良, 王志芳, 李 虹, 王 颖

(重庆医科大学 生物医学工程研究室, 重庆 400016)

**摘 要:**提出一种基于傅里叶变换的频域多分辨分析的新理念,对频域空间进行 2 进制多分辨分解,并用于分解脑电信号的 4 种脑波主要分量,以及研究脑电信号各种节律的动态特性。结果表明,该方法物理意义清楚,能获得比小波多分辨分析更多的信息,并能够有效提取脑电不同节律的时频特性,是一种新的描述脑电信号动态时频变化特征的定量定性分析方法。

**关键词:**脑电信号;小波变换;傅里叶多分辨分析;快速傅里叶变换

**中图分类号:**R318

**文献标志码:**A

## Frequency domain analysis and the application for extracting electroencephalogram signal characteristic waves

LIU Yu-hong, XIE Zheng-xiang, XIONG Xing-liang, WANG Zhi-fang, LI Hong, WANG Ying

(Department of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University, Chongqing 400016, P. R. China)

**Abstract:** A new quantitative analysis method to describe the dynamic variation of electroencephalogram (EEG) signals was proposed. Based on the Fourier transformation, the method is called Fourier multi-resolution analysis (FMRA). FMRA decomposes the frequency domain with a binary system and can resolve EEG signals into the basic rhythms of the four waves to study the dynamic characteristics of EEG signal rhythms. FMRA has clear physical meaning, and can obtain more information than wavelet multi-resolution analysis does. FMRA can extract perfectly the rhythmic characteristics of EEG signals in the time and frequency domains.

**Key words:** electroencephalogram signal; wavelet transform; Fourier multi-resolution analysis; fast Fourier transform

脑电信号是脑神经细胞电生理活动在大脑皮层或头皮表面的总体反映,是目前进行大脑功能研究和脑部疾病诊断的重要手段,它具有非常大的信息量<sup>[1]</sup>。但脑电信号本身是非常微弱的信号,一般都在微伏数量级,而且有时背景噪声很强,容易受外在因素的影响,例如心电、肌电等的影响<sup>[2]</sup>。为了得到理想的脑电生理信号,除了在采集过程中提高抗干扰能力以外,还必须对采集获得的信号进行预处理,

但是目前还没有比较成熟和完善的预处理技术来完成<sup>[3]</sup>。因此如何有效提取脑电信息以反映大脑的功能状态,是人们一直希望解决的问题。

笔者提出的基于傅里叶变换的多分辨分析方法(Fourier multi-resolution analysis, FMRA)用于脑电信号提取。不但具有类似小波多分辨分析的功能<sup>[4-9]</sup>,而且有优于小波多分辨分析的功能。FMRA不仅能给出各种分辨级下的时域平滑信号,而且能给出细节信号。而小波多分辨分析只给出时域平滑

收稿日期:2008-08-10

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30670536)

作者简介:刘玉红(1982-),女,主要从事生物医学信号和图像处理方向研究。

谢正祥(联系人),男,重庆医科大学教授,博士生导师,(Tel)023-68485074;(E-mail)bmezxxie@163.com.  
欢迎访问重庆大学期刊网 <http://qks.cqu.edu.cn>

信号,舍弃了细节部分。FMRA 除了能给出时域特征,还能给出频域特征(功率谱)。所以这种方法特别适合提取脑电信号  $\beta$ 、 $\alpha$ 、 $\theta$ 、 $\delta$  波 4 种成分的时频域特征(信号波形和谱带的分布情况和定量信息),因为  $\beta$ 、 $\alpha$ 、 $\theta$  波皆为对应分辨率下的细节信号。

## 1 脑电信号特征

自发脑电信号具有信号特别微弱、低频、干扰特别强的特点。它含有大量复杂的脑部信息,脑电信号分类是以频率特性为重要特征的,对研究脑电信号有非常重要的意义。

脑电波形中含有多种频率成分的波形。通常按频率从高到低划分依次为: $\beta$  波(14~30 Hz), $\alpha$  波(8~13 Hz), $\theta$  波(4~7 Hz), $\delta$  波(0.5~3.5 Hz)<sup>[10]</sup>。从信号处理的角度,分别将其称为高频波,中频波,低频波,超低频波。当正常成人处于清醒且安静闭眼状态时, $\alpha$  波在顶、枕部十分明显,表现为  $\alpha$  波为主的频率的特征。这时人还有其他各种感觉功能,还可以对其他各种刺激产生反应,因而可以认为这是一种感觉的基础状态。而当正常成人在清醒睁眼时  $\alpha$  波被抑止, $\beta$  波增多。如果人睁眼视物或听到突然的声响或进行思考时候, $\beta$  波进一步增加。所以可以认为, $\beta$  波是人的神经系统,包括视神经系统,处于积极(紧张,兴奋)活动状态的反映。

## 2 傅里叶多分辨率分析原理

信号的傅里叶多分辨率分析是一种频域多尺度的信号分析方法,该法能分别在不同分辨率上同时给出信号的平滑和细节 2 个方面的频域及时域信息。

### 2.1 频域空间的分割

把原始信号  $x(t)$  所处的频域空间定义为  $A_0$ ,然后将它一分为二,产生一级高频的子空间  $D_1$  和低频子空间  $A_1$ 。如此不断分割

$$\begin{aligned} A_0 &= A_1 \oplus D_1, \\ A_1 &= A_2 \oplus D_2, \\ &\vdots \\ A_{j-1} &= A_j \oplus D_j, \end{aligned}$$

其中: $D_j$  是反映  $A_{j-1}$  空间信号细节的高频子空间,也就是细节信息; $A_j$  是反映  $A_{j-1}$  空间信号平滑(概貌)的低频子空间。

这里以一个 3 层的分解进行说明,其分解树如图 1 所示。

信号每一级划分的低频部分  $A_j$  看成是某一次轮廓逼近,高频部分  $D_j$  看成是细节。这就是说每一次轮廓逼近都会失去一些细节。或者说,频域多分

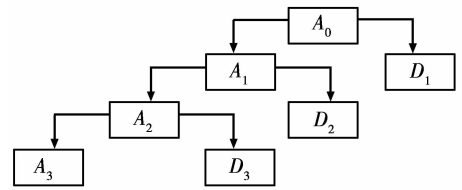


图 1 三级多分辨率分析结构图

辨分析的每一级,都可以获得不同精度要求的轮廓和细节的频域和时域信息。如果高频部分是噪声或干扰,则这里叙述的频域多分辨率分析也可用于去噪或抗干扰。在文中,笔者采用多分辨率分析对信号进行分解与重构。

### 2.2 计算频域多分辨率分析的级数

设信号  $x(t)$  的采样频率为  $f_s$ ,对信号  $x(n)$  的频域空间进行二进制划分,则计算频域多分辨率分析的级数  $G$  的算法为

$$G = \text{int}[\log_2 f_s] - 1, \quad (1)$$

式中  $\text{int}[\cdot]$  为取整算符。

### 2.3 确定频域二进制划分的函数

傅里叶多分辨率分析方法是基于频域滤波技术<sup>[11]</sup>,频域滤波相当于频域加窗,可用频域相乘的方法进行滤波。在频域可以设计具有很理想特性的、没有波纹的过渡带陡直特性的滤波器,而且可在指定的范围内,实现分辨率非常窄带的滤波。还可实现多通带滤波,而对相邻的分量没有影响。

数字信号  $x(n)$  的傅里叶变换  $X(K)$  的算法表示为

$$X(K) = \text{FFT}[x(n)] \quad k, n = 0, 1, 2, \dots, 2^G, \quad (2)$$

式中  $\text{FFT}[\cdot]$  为傅里叶变换算符。

附带约束条件(功率守恒)为

$$\left[ \sum x^2(n) \right] / N = \sum |X(k)|^2 \quad k, n = 0, 1, 2, \dots, 2^G. \quad (3)$$

计算得信号  $x(n)$  的功率谱的算法为

$$P(k) = |X(k)|^2 \quad k, n = 0, 1, 2, \dots, 2^G. \quad (4)$$

在  $G$  级频域空间中,第  $g$  级平滑信号的频域划分函数(滤波函数)为如下结构

$$W(k) = \begin{cases} 1, & k \leq 2^g \quad g = 0, 1, 2, \dots, G-1, \\ 0, & \text{其他}. \end{cases} \quad (5)$$

#### 2.3.1 确定第 $g$ 级平滑和细节信号的功率谱

根据式(4)(5)可得第  $g$  级平滑信号的功率谱的算法为

$$P_{T_g(n)}(k) = P(k)W(k) \quad (6)$$

及第  $g$  级细节信号的功率谱的算法为

$$P_{D_g(n)}(k) = P(k) - P(k)W(k), \quad (7)$$

式中  $T_g(n)$  和  $D_g(n)$  分别表示第  $g$  级时域平滑和细节信号。

### 2.3.2 确定第 $g$ 级平滑和细节信号

通过逆傅里叶变换和式(2)(5)获得第  $g$  级平滑处理后的时域信号  $T_g(n)$  的算法为

$$T_g(n) = \text{IFFT}[X(k)W(k)] \quad (8)$$

及第  $g$  级细节信号  $D_g(n)$  的算法为

$$T_g(n) = x(n) - D_g(n). \quad (9)$$

所以傅里叶变换滤波基本理论就是令欲滤波的频段对应的幅度为 0, 再作 IFFT 即可获得滤波后的波形。对每一级分辨下的平滑信号做如此变换, 就可以分别得到每一级的平滑时域图形, 而将每一分辨级下的源信号减去该分辨级下的平滑信号, 就可得同级细节信号。

### 2.3.3 重建原信号

由频域空间分割理论和式(8)(9), 可得通过  $G-1$  级的平滑和各级细节重建原始信号的算法

$$x'(n) = T_g(G-1) + \sum D_g(n) \quad g = 0, 1, 2, \dots, j. \quad (10)$$

笔者根据脑电节律提取的需要, 把信号在频率带宽上 2 进制划分频域子空间进行 4 层分解, 得到 4 种基本接近脑电的频率分段:  $\beta$ 、 $\alpha$ 、 $\theta$  和  $\delta$  波段, 如果将分解的层数进一步提高, 可以使所选的频段划分更为精细。所以根据不同的需求, 来选取不同的分析级数, 可达到的最多级数由式(1)约束。

## 3 实验和结果

这里给出一个代表性的试验结果, 试验中分别对正常人右手惯用者静卧闭眼清醒状态和睁眼清醒状态的脑电信号 4 种节律的提取。

### 3.1 试验条件

#### 3.1.1 体位和电极

受试者仰卧位, 盘状 Ag/AgCl 电极, 两有效电极安置在 10~20 电极系统中的 C3 和 C4 处(大脑中央左右两侧), 两无效电极相邻并排安置在前额正中处, 参考电极安置在双侧耳垂处。

#### 3.1.2 仪器参数设置

放大器 20 000 倍增益, 低通滤波 75 Hz, 高通滤波选择 0.1 Hz, 采样频率是 1 024 Hz, 记录时间为 10 s(在正常反应时间范围内)。

#### 3.1.3 多分辨分析

首先通过脑电获取系统获得脑电信号, 利用笔者所提出的方法对信号进行 4 尺度多分辨滤波, 各分量对应的频段为:  $D_1$  (16~31 Hz), 相当于  $\beta$  波;

$D_2$  (8~15 Hz), 相当于  $\alpha$  波;  $D_3$  (4~7 Hz), 相当于  $\theta$  波;  $A_1$  (1~3 Hz), 相当于  $\delta$  波。试验中实现 4 尺度多分辨分析的操作环境是基于 WINDOWS XP 系统和可视化的 DELPHI7.0 语言。

### 3.2 分析结果

图 2(a)为睁眼清醒状态下, C3 和 C4 两导联脑电信号取 1s 信号通过傅里叶多分辨滤波后所获得的  $\beta$ 、 $\alpha$ 、 $\theta$ 、 $\delta$  波 4 种脑电节律; 图 2(b)为闭眼状态下, C3 和 C4 两导联脑电信号取 1 s 信号通过傅里叶多分辨滤波后所获得的  $\beta$ 、 $\alpha$ 、 $\theta$ 、 $\delta$  波 4 种脑电节律。通过采集的自发脑电信号, 得到图 2(a)和(b)的第一行信号, 也就是原始信号。然后对此信号进行 4 尺度多分辨滤波, 分别得到不同分辨级下的平滑和细节部分, 并且各自对应了脑电的 4 种主要的波段, 最后一行的信号是各个分解信号重构的原始信号, 可以看出最后重构的信号和笔者所采集的原始信号是一致的, 无信号的丢失。

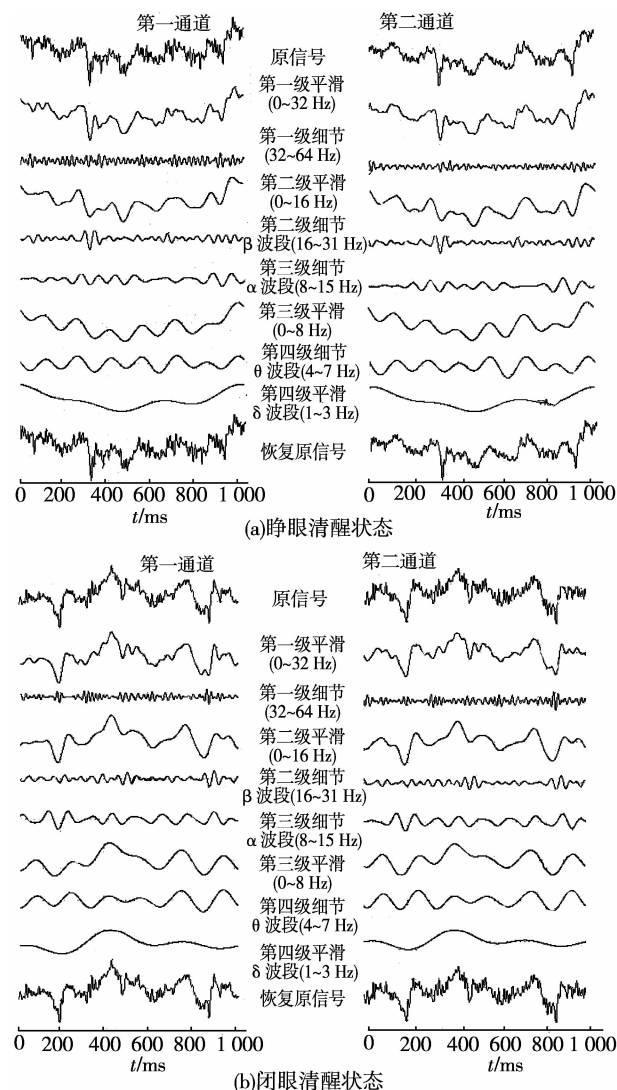


图 2 双通道脑电信号 4 种波的分解

由图 2 结果可知,睁、闭眼两种状态下  $\alpha$ 、 $\beta$  节律均出现。

由图 3、4 频谱特征可知,睁眼状态下  $\alpha$  节律相对功率比闭眼状态的相对功率低(11.73%和 14.08%),而睁眼状态下  $\beta$  节律相对功率比闭眼状态的相对功率高(7.34%和 7.22%),这与许多文献研究结果<sup>[12-16]</sup>是相符合的, $\beta$  节律在睁眼状态比闭眼状态所占比例要高。

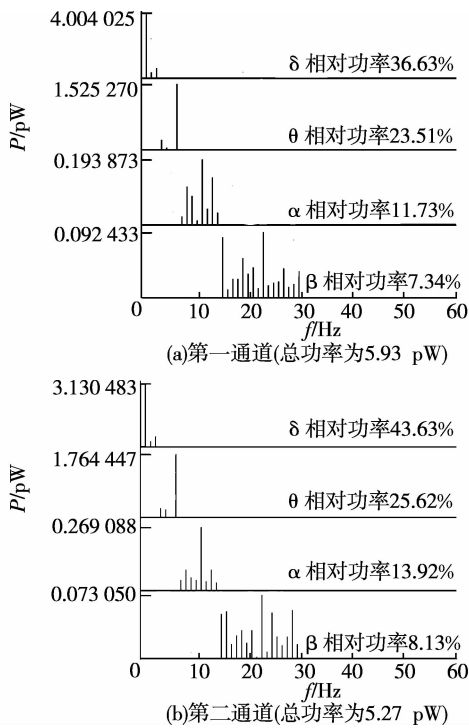


图 3 双通道脑电信号睁眼状态的相对百分比

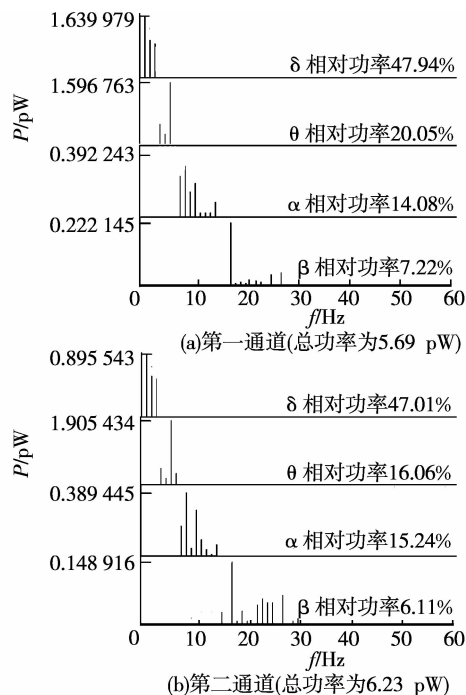


图 4 双通道脑电信号闭眼状态相对百分比

## 4 结 论

1) 采用的 FMRA 物理意义清楚,能同时给出各分辨率下的时、频域平滑和细节信息。特别适合于脑电信号  $\beta$ 、 $\alpha$ 、 $\theta$ 、 $\delta$  波 4 种成分的时、频域信息提取,因为  $\beta$ 、 $\alpha$ 、 $\theta$  波属于对应分辨率的细节信号。FMRA 还能定量阐明睁、闭眼状态的脑电信号各波的变化。并且能为视觉生理和临床研究以及其他生理信号提供新的方法和依据。

2) 采用这种频域多分辨分析方式,非常适合脑电信号的节律提取。它与小波多分辨分析具有类似的功能,给出的各个频段的功率相对百分比结果,可以更加直接得到各个频段定性和定量信息。

3) 从脑电信号多分辨率变换后的波形可以看出,各尺度信号不仅反映信号的频率信息,同时也反映信号的时间信息,傅里叶多分辨滤波具有一般频谱分析所不具备的时间定位的能力,比其他的分析方法更为优越。

## 参考文献:

- [1] 崔建国,王旭,张大千. 脑电信号的最新研究方法[J]. 沈阳航空工业学院学报,2004,21(2):65-66.  
CUI JIAN-GUO, WANG XU, ZHANG DA-QIAN. Latest signal processing methods about electroencephalogram [J]. Journal of Shenyang Institute of Aeronautical Engineering, 2004,21(2):65-66.
- [2] SHEN M, SUN L, CHAN F H Y. Method for extracting time-varying rhythms of electroencephalography via wavelet packet analysis [J]. IEE Proceedings Science Measurement and Technology, 2001,148(1): 23-27.
- [3] 宦飞,王志中,郑崇勋. 利用时频变换识别睡眠 EEG 中的基本模式[J]. 仪器仪表学报,2002,23(1):7-11.  
HUAN FEI, WANG ZHI-ZHONG, ZHENG CHONG-XUN. Recognizing the basic patterns in sleep EEG by time-frequency transform [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2002,23(1):7-11.
- [4] CHAPA J O, RAO R M. Algorithms for designing wavelets to match a specified signal [J]. IEEE Transaction on Signal Processing, 2000, 48 (12): 3395-3406.
- [5] MALLAT S G. A theory for multi-resolution signal decomposition the wavelet representation [J]. IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1989, 11(7): 674-693.
- [6] QUIAN R, GARCIAB H. Single-trial event-related potentials with wavelet denoising [J]. Clinical Neurophysiology, 2002,114(2): 376-390.

- [7] TZELEPI A, BEZERIANOS T, BODIS W I. Functional properties of sub-bands of oscillatory brain waves to pattern visual stimulation in man [J]. Clin Neurophysiol, 2000, 111(2): 259-269.
- [8] LI Z Y, YU J H, XIANG T Y, et al. Extracting and analyzing sub-signals in heart period signal [J]. Proc of the Third International Conference on Wavelet Analysis and Its Application, 2003, 1(1): 309-315.
- [9] AHMEDA S M, ABO Z M. A new hybrid algorithm for ECG signal compression based on the wavelet transformation of the linearly predicted error [J]. Med Eng Phys, 2001, 23(2): 117-126.
- [10] 聂能, 尧德中, 谢正祥. 生物医学信号数字处理技术及应用[M]. 北京: 科学出版社, 2005: 5-6.
- [11] 谢正祥, 陈良迟, 卢耘, 等. 医学信号数字处理技术及应用[M]. 北京: 科学技术文献出版社, 1992: 66-67.
- [12] 黄静霞, 许慰玲, 沈民奋. 基于小波包分解的不同状态下脑电信号分析[J]. 北京生物医学工程, 2004, 23(1): 47-50.  
HUANG JING-XIA, XU WEI-LING, SHEN MIN-FEN. Analysis of different functional states EEG signal based on wavelet packet decomposition [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2004, 23(1): 47-50.
- [13] 张仁龙, 马文丽, 姚文娟, 等. 基于小波包变换对脑电信号的分析 and 处理[J]. 电子测量技术, 2006, 30(3): 22-24.  
ZHANG REN-LONG, MA WEN-LI, YAO WEN-JUAN, et al. Analysis and processing of EEG signal based on wavelet packet transform [J]. Electronic Measurement Technology, 2006, 30(3): 22-24.
- [14] 王兆源, 周龙旗. 脑电信号的分析方法[J]. 第一军医大学学报, 2000, 20(2): 189-190.  
WANG ZHAO-YUAN, ZHOU LONG-QI. EEG signal analysis method [J]. Journal of First Military Medical University, 2000, 20(2): 189-190.
- [15] 谢松云, 张振中, 杨金孝, 等. 脑电信号的若干处理方法研究与评价[J]. 计算机仿真, 2007, 24(2): 326-330.  
XIE SONG-YUN, ZHANG ZHEN-ZHONG, YANG JIN-XIAO, et al. Research and evaluation on some EEG processing methods [J]. Computer Simulation, 2007, 24(2): 326-330.
- [16] JUNG T P, MAKEIG S, STENSMO M, et al. Estimating alertness from the EEG power spectrum [J]. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 1997, 44(1): 60-69.

(编辑 李胜春)

~~~~~

(上接第 1370 页)

- [10] 郑忠, 胡燕. 连铸坯凝固传热过程的数学模型分析[J]. 重庆大学学报: 自然科学版, 2006, 29(10): 100-104.  
ZHENG ZHONG, HU YAN. Advance in mathematic model of solidification heat transfer process in continuous casting [J]. Journal of Chongqing University: Natural Science Edition, 2006, 29(10): 100-104.
- [11] 娄娟娟, 包燕平, 刘建华, 等. 连铸异型坯凝固过程的数值模拟[J]. 北京科技大学学报, 2005, 27(2): 173-175.  
LOU JUAN-JUAN, BAO YAN-PING, LIU JIAN-HUA, et al. Numerical simulation of solidification process in continuous beam blank casting [J]. Journal of University of Science and Technology Beijing, 2005, 27(2): 173-175.
- [12] 孟红记, 郑鹏, 武荣阳, 等. 基于改进 PSO 算法的连铸二冷过程优化仿真[J]. 系统仿真学报, 2006, 18(4): 866-869.  
MENG HONG-JI, ZHANG PENG, WU RONG-YANG, et al. Optimization and simulation of continuous casting secondary cooling based on enhanced PSO algorithm [J]. Journal of System Simulation, 2006, 18(4): 866-869.
- [13] 蔡开科. 连续铸钢原理与工艺[M]. 北京: 冶金工业出版社, 1994: 270.
- [14] 张建立, 周晓敏, 刘天玉, 等. 基于改进粒子群算法的板坯二冷制度优化[J]. 铸造技术, 2007, 28(2): 248-250.  
ZHANG JIAN-LI, ZHOU XIAO-MIN, LIU TIAN-YU, et al. Optimize secondary cooling system in the continuous cast slab based on a new modified particle swarm algorithm [J]. Foundry Technology, 2007, 28(2): 248-250.
- [15] 张富强, 李超, 姜振生, 等. 连铸板坯中心裂纹和三角区裂纹的成因及防止[J]. 钢铁, 2004, 39(10): 20-23.  
ZHANG FU-QIANG, LI CHAO, JIANG ZHEN-SHENG, et al. Formation mechanism and prevention of centerline and triangle-zone cracking in continuous cast slabs [J]. Iron and Steel, 2004, 39(10): 20-23.

(编辑 张 革)