

1984年全国生物信息论 与生物控制论学术讨论会

论文摘要集

(1984年10月, 郑州)

中国生物物理学会
生物信息论与生物控制论专业委员会

中国自动化学会
生物控制论与医学工程专业委员会

1984年全国生物信息论与
生物控制论学术讨论会论文摘要集

目 录

I. 生物信号处理

- I-1 脑血流图信号的瞬变分析 崔健等 4
- I-2 脑生物电地形图在颅内病变的诊断价值观察 李建民等 6
- I-3 蝇视觉系统的图形——背景辨别及模式识别 郭爱克 7
- I-4 三叉神经皮层诱发电位的研究 谭郁玲等 10
- I-5 C—计算方法及其在生物医学图象分析中的一些应用
陆惠民 11
- I-6 豚鼠听觉诱发频率跟随反应的分析与初步模型
徐静华等 13
- I-7 正常人脑干听觉诱发电位的空间向量分析 张义声等 15
- I-8 α -BASE-II数据库语言在生物医学信息处理中的应用
高泰钧 17
- I-9 一种分离听神经动作电位的新方法——耳蜗微音电位数学模型及其应用
王新等 19
- I-10 肌电训练康复仪 胡天培等 20
- I-11 由双参数流式细胞术得出信号的计算机处理
杨祐俐 22

I-12	噪声、癫痫和脑振荡对自发脑电功率谱低频高宽指标 阳性率的影响	封根泉等	24
I-13	噪声对青少年诱发脑电功率谱的影响及其临床意义	封根泉等	26
I-14	工频高压电场60天暴露对家兔脑电幅度直方图的影 响	封根泉等	28
I-15	工频高压电场对兔心电图影响的电子计算机分析	封根泉等	30
I-16	心电图电子计算机分析指标阳性率	封根泉等	33
I-17	安全色标图形鉴别的脑电脉冲响应研究	封根泉等	36
I-18	泌尿道压力信息分析和处理	瞿继恂等	38
I-19	假肢控制用肌电的康复	胡天培等	39
II·生物系统模型与辨识			
II-1	低氧血症病生理机制分析用的肺气体交换模型	R. MENIER	41
II-2	血糖系统线性模型和非线性模型的研究和比较	M. TIXIER	43
II-3	房室模型的建模和辨识在血液透析中应用	田心等	45
II-4	循环系统的数字仿真及其医学应用探讨	马永沂等	47
II-5	人体血管特性的系统理论研究	蒋有铭等	48

II-6 安静状态高空急性缺氧的肺泡氧分压数学模型

	周宗明等	52
II-7 系统辨识与可兴奋膜的特性研究	蔡体等	53
II-8 小脑协调控制原理的计算机模拟	范思陆	56
II-9 心音识别自动诊断系统	王之澄	57
II-10 脑电的模型辨识	张建洲等	59
II-11 葡萄糖消失的最小模型的讨论	李世林等	61
II-12 系统仿真及糖尿病治疗中血糖适应性控制		
	俞修海等	65
II-13 心功能的可观察性	李全等	67
II-14 豚鼠耳蜗微音器的在线辨识	柏林等	68
II-15 呼吸系统流体阻抗模型的确定及其参数识别		
	欧阳楷等	69

III. 生物系统中的非线性问题及其它

III-1 生物系统中的非线性问题	黄秉宪	71
III-2 一种非线性房室模型参数的算法	何绍雄等	73
III-3 生物学中的一些非线性问题	唐文亮	75
III-4 信息论与药物研究	何绍雄	76
III-5 论泛熵	曲直	78
III-6 神经元系统的“变容”电网络模拟	包国庆	79
III-7 生命系统中的指数(对数)规律	周希贤等	80

脑血流图信号的瞬变分析

崔健 蒋有铭

(上海第一医学院医学工程教研室)

脑血流图信号在一个心动周期内可以看成是非平稳过程的特例——瞬变过程,作为一种无创伤检测方法,它是临床上一种辅助诊断血管功能的手段。

本文采用适合于非平稳过程的格式算法辨识47只信号的AR模型参数,特征指标是模型的主极点的模R与格林函数值衰减到其最大值5%时所经历的时间T。在这两个指标下,28例病人与19例正常人均值的差别有显著性意义,通过判别函数的回代分析,结果准确性为87.2%。

中风病人模型

$$z^5 - 1.45361z^4 + 0.346937z^3 + 0.845914z^2 - 1.15464z + 0.655923 = a_t$$

$$R = 0.978254$$

$$T = 75^{ms}$$

高血压病人

$$z^5 - 1.4469z^4 + 0.307575z^3 + 0.360229z^2 - 0.2655z + 0.16197 = a_t$$

$$R = 0.936591$$

$$T = 50^{ms}$$

正常人

$$z^4 - 2.78001z^3 + 3.46091z^2 - 2.5331z - 1.11275z - 22093 = 0$$

$$R = .839815$$

$$T = 18^{ms}$$

结果表明，中风病人的主极点最靠近单位圆，并且对干扰的能力较高血压、正常人弱些，这符合从系统观点来解释不同人模型的稳定性情况的。本文也从定量的方面分析了病情的程度。

基于实际中不少的非平稳过程包含了物理系统的有用信息，且它们是不能通过某种交换而成为平稳的时间序列的。因此本文在非平稳的时序分析上作了一些尝试。

脑生物电地形图在颅内病变的诊断价值观察

李建民 谭郁玲 徐建文

张翠平 陈炳桓 赵雅厦

(北京市神经外科研究所)

利用地形图诊断颅内病变是目前国际上的一项新技术,本文叙述了地形图的实验方法及30名颅内病变患者的诊断结果,同时对照患者的CT扫描、手术发现,病理诊断和脑电图结果进行比较分析。结果表明,利用地形图法诊断大脑损害,其图形直观简明,在二维平面上定位准确,并符合手术所见,而且比脑电图灵敏,能发现CT扫描不能发现的某些脑损害。

近年来,由于CT问世,对颅内某些病变的诊断已大为简便(1)。但是,CT不能诊断大脑机能性损害。机能性损害主要利用脑电图和诱发电位进行诊断,而脑电图和诱发电位对损害程度、范围的判断以及灵敏度等不够理想,而且图形复杂、判读困难(2)。脑生物电地形图 (brain electrical activity mapping or topography of EEG) 正好弥补了这两者各自的不足。地形图是以脑电图 (EEG) 和诱发电位 (ED) 为基础进行二次处理建立的。它用图形的方式报告病灶的部位和范围。国外自1976年报道以来(3),文献接连不断(4-6)。但是国内至今尚无报道。本文将介绍我所有关地形图的实验方法及检查结果。

NO. I-3

蝇视觉系统的图形——背景辨别及模式辨别

(Figure-Ground Discrimination
and Pattern Discrimination in
the visual System of the Fly)

郭爱克*

(中国科学院生物物理所)

一、人和动物视觉系统可以分辨图形和背景。通常将大视场分布的视觉模式叫做背景，而小视场的视觉模式叫做图形。它们可能具有相同的质地(texture)，也可能具有不同的质地。如果图形与背景具有相同的深度信息，其辨别的必要条件是图形和背景至少有一个激励参数是不同的，如模式的亮度反差，或者质地反差。若图形和背景对于视觉系统的全部激励参数皆相同，它们之间的相对运动(运动反差)将导致图形与背景的分辨。

W. Reichardt等(1979, 1983) [1, 2]曾提出了图形——背景分辨和自动增益控制模型。其主要骨架是：

1) 由大视场的双眼“池”细胞会聚来自复盖整个视场的运动检测器网络的输出。双眼的“池”细胞对每一个运动检测器信号发挥分路抑制作用。每个运动检测器所携带的信息在经过旁路抑制后，经过突触传导的非线性处理，会聚在输出细胞；

2) 池细胞具有的饱和效应加上突触传导的非线性机制，实现了蝇视觉系统的自动增益控制(系统的运动输出与运动目标的尺寸无关)。

本工作通过复杂的行为实验及计算机模拟检验了 Hassenstein—Reichardt-Varju 类型的运动检测器及 kirschfeld 的简化模型对于图形—背景辨别系统的作用。并测定了 H_a 的时间常数。

本工作给出了蝇视觉系统的运动检测及图形—背景辨别的计算理论、算法及细胞水平的“硬件”。

二、模式识别问题是动物及人视觉系统的重要功能。蝇视觉系统的自发的，光天的，不经过学习的模式辨别在一定意义上讲是图形—背景辨别的一种退化情况。如果图形与背景模式对于视觉系统激励参数，如照度反差，运动反差，反差反差等皆为零的话，图形与背景的辨别将依赖于质地结构的反差。

通过差分行为实验及计算机实验，提出了蝇视觉系统的模式辨别的两个范畴：一是模式反差梯度的总功率，二是模式象元之间的“互相对话”。

在理论上给出了蝇模式辨别的计算理论，从运动模式的数学表达，到运动检测器的运算，以及在分路抑制前后的检测器通道的模式参数，最后是整个系统输出的时间函数。

其结果使得半个世纪以来，观察到的蜜蜂自发模式辨别现象有可能得到理论的阐述〔3〕，并有助于认识高等动物及人类的早期视觉〔4〕。

* 蝇视觉系统的图形—背景辨别以及模式辨别乃本文作者与联邦德国马·普协会生物控制论研究所 W. Reichardt 教授双边共同合作研究〔5·6〕。

- 1) W. Reichardt and T. Poggio
 Figure-Ground Discrimination by relative Movement
 in the Visual System of the Fly
 Part 1. Experimental Results
 Biological Cybernetics 35,81-100 (1979)
- 2) W.Reichardt, T.Poggio, K. Hausen
 Figure-Ground Discrimination dy relative Movement
 in the visual System of the fly
 Part 2.Towards the neural Circuitry 1
- 3) R.Wechner
 Spatial Vision Vision in Arthropods
 Handbook of Sensory Physiology
 Edited by Hansjochem Autrum
 Sparinger-verlag Berlin Heidelberg New York 1981
- 4) B.Julesz and J.R.Bergen
 Textons,the Fundmental Elements in Preattentive
 Vision and Perception of Texture
 The Bell System Technical Journal
 Vol 62.No.July-August 1983
- 5) Guo. A.K., Reichardt, W.:
 Figure-Ground Discrimination by relative Movement
 in the visual System of the Fly
 Part3 . Experiments and Simulations with movement
 detectors,as input Elements to the Figure-Ground
 Cicuit
 In Preparation for Biological Cybernetics 1985
- 6) Reichardt,W., Guo A.K.:
 Pattern Discrimination by Movement
 Part 1
 In Preparation for Biological Cybernetics 1985

三叉神经皮层诱发电位的研究

谭郁玲 李建民 张军

(北京市神经外科研究所)

本研究采用皮肤表面电极,以每秒一次的频率,刺激三叉神经第二支,并在皮层顶部颜面部的投射区记录刺激三叉神经引起的皮层诱发电位。观察42例三叉神经痛患者射频治疗前后诱发电位的变化,同时与42例正常人进行对照。正常人刺激三叉神经引起的诱发电位,其波形是由 P_1, N_1, P_2, N_2 组成的复合波,波形类似刺激正中神经引起的诱发电位。只是各波的潜伏期比刺激正中神经引起的诱发电位要短。三叉神经痛患者诱发电位各波的潜伏期与正常人比较,病人组的 P_2, N_2 波的潜伏期较正常人长,两组之间有显著差异, P 值 <0.05 ,各波波幅两组之间也有明显差异, P 值 <0.01 ,射频治疗后诱发电位的波幅有明显的抑制。与治疗前比较有明显差异, P 值 <0.01 。结果说明 P_2 波与痛有密切的关系。 P_2 波波幅的大小能反映疼痛的程度。它可作为反映疼痛的非特异性指标,同时也可以作为观察射频治疗三叉神经痛治疗效果的客观检测指标。

C——计算方法及其在生物医学图象 分析中的一些应用

陆惠民

(中国科学院生物物理所)

要进行生物医学图象的计算机分析,需要对输入图象进行一系列信息加工,如图象滤波、质地分析、细化或抽取轮廓、提取特征等等。迄今为止,每一种图象加工都已发展了许多算法,所以要进行图象的分析需要使用许多不同的算法。有没有可能利用一种统一的计算方法来解决几种甚至大部分图象加工呢?意大利的 E. R. Caianiello 等提出了 C——计算方法 (C-Calculus) 对这个问题作了一些尝试。本文介绍 C——计算方法的要点及其在生物医学图象加工中的一些应用。

C——集合 (C——sets 为 Composite sets 的简写,由此 C——计算方法) 是 1973 年在第一届国际模式识别会议上提出的,最初用于研究复杂的分级系统,其目的是想以比较自然的方式来处理这种系统的信息,以建立与表达分级的结构形式信息。

C——整合是正整数或其数字串的集合, C——计算方法类似于算术运算,但是只允许进行加法及乘法,禁止进行逆向运算即减法和除法。加法与乘法规则规定如下:

$$a \oplus b = \max(a, b)$$

$$a \otimes b = \min(a, b)$$

这样定义的乘法和加法总是具有可交换性。因此这些正整数或这些数的数字串加上上述运算规则构成了一个可交换半环 (Commutative semi-ring)。

C——集合可以与一幅数字图象相联系，设想有一种阅读器，其窗口为 W ，它只能告知窗口 W 内象素灰度值的极大与极小值。利用这种阅读器扫描一幅图，就可以得到一个 C——集合。如给阅读器以不同的初始相位进行扫描就可得到不同的 C——集合。通过对一幅图适当选择的 C——集合求积，就可预期最终可以原图的精确度重建图象。

通过选择适当的窗口大小，在图象的重建过程中可能使目标收敛而背景不收敛，由此可进行数字滤波，称为 C——滤波。例如它可以用于滤除棋盘格背景而将棋子不加影响地过滤出来，该滤波方法已成功地用于滤出有多分裂相细胞，去除杂乱的背景。

C——算法用于质地分析也获得成功，它再合并一些别的算法可以用于图象细化，轮廓提取等其它图象加工。

豚鼠听觉诱发频率跟随
反应的分析与初步模型

徐静华 宋如土 包正

(复旦大学 生物物理教研组)

周耀华 张立明 俞承芳

(复旦大学 电子工程系)

听觉诱发频率跟随反应 (FFR) 是一种低频正弦声刺激在人及动物头顶或者各听觉核团记录到的诱发反应。它能够反映听觉功能的某些状况,但由于 FFR 所含波形成份的复杂性,它还没有象脑干诱发电位那样在临床上已经广泛应用。FFR 有它自己的特点,它能详细地反映低频刺激引起的反应,因此对于 FFR 的研究是有一定的意义。

我们研究了 20 只豚鼠的 FFR,豚鼠体重 300—600 克,单耳刺激,刺激讯号每 80 Hz 一档的正弦讯号,即 160 Hz, 240 Hz, 320 Hz……,直到 3.6 kHz,刺激信号与记录系统同步,每次产生的正弦刺激讯号具有相同的初始位相,记录电极放在颅顶,参考电极放在头颈后部,反应经过多次叠加。从记录的结果,我们发现反应的波形显示一定的非线性现象。这是一种与频率有关的非线性,对于不同的刺激频率,会表现出不同的非线性波形。当刺激频率较低时,这时非线性现象比较明显,反应中与刺激波峰相对应的间隔内会出现多个反应峰值,这时似乎频率跟随并不那么好,当

刺激频率较高时，非线性现象就不太明显，反应的波形基本上为正弦波，这时具有较好的跟随特性。反应中还存在着一种慢波成份，而这种慢波也是一种非线性，它受刺激频率变化的影响不大，进一步对反应作频谱分析，可以见到对于较高的刺激频率，在对应于刺激频率上，反应的频谱有一个较大的峰值。这说明反应中该频率成份起主要作用，而对于较低刺激频率除了对应于刺激的频率上有较大的幅值外，在这个频率的两倍频率上也可以见到较大的幅值。随着刺激频率的逐步减低，两倍频率的成份逐渐增加，甚至会出现两倍频率成份超过刺激频率对应的反应成份。

根据实验结果，我们把声刺激信号作为输入讯号，头顶记录反应作为输出讯号，用传递函数建立起一个模拟模型，把整个反应看作三部分组成：线性部分、非线性部分以及慢波成份。而慢波认为只与刺激的包络有关，在建模过程中作了一些简化，非线性部分认为主要是二倍刺激频率成份起作用，而忽略其它频率成份的影响。把模拟结果与实验结果进行比较，两者有较好的符合。

正常人脑干听觉诱发电位的空间向量分析

张义声 崔义 付少华 俞承芳 周耀华

(第二军医大学长海医院)

(复旦大学电子工程系)

本工作测定了16只正常听力耳(13名健康受试者)的脑干听觉诱发电位(BAEP)的空间向量图。刺激用0.1毫秒方波产生的短声,温度65dBHL,频率15次/秒,疏波极性,叠加1024次,先用标准的 C_z-M_{ipsi} 导联记录BAEP曲线,确定I-V波潜伏期。然后分别用对侧乳突——同侧乳突($M_{contr}-M_{ipsi}$)、鼻根——枕骨隆突(N_a-I_n)和头顶——下颌(C_z-C_h)导联记录出三正交平面 x, y, z 方向的BAEP。分别取 $x-y, x-z, y-z$ 送入示波器的垂直和水平轴记录水平面、冠状面和矢状面的BAEP平面向量图。取1-7毫秒时程的 x, y, z 输出按100微秒间隔取样,模数转换,在平面三维坐标(正等轴测投影)上画出BAEP的空间向量分布图,并按 C_z-M_{ipsi} 导联所确定的各波潜伏期找出BAEP各波的坐标(x, y, z)。

由正常听力BAEP三维向量图可见I-V波各在空间形成各自相应的平面,但多不形成闭环,更不回到原点。各波的平均向量在I-III波都是水平指向给声对侧,II, III波稍带有一定垂直成份;幅值以II、I波最大。而IV-V波向量主为垂直成份,稍指向对侧,均有大的幅度。各波的前后方向成份平均值很小,但个体变化较大。16只耳I-V波波峰的空间坐标平均值见附表:

$n=16$	$x(\bar{x} \pm SD)$	$y(\bar{y} \pm SD)$	$z(\bar{z} \pm SD)$
I	14.17 ± 7.76	1.53 ± 10.39	4.75 ± 8.78
II	7.72 ± 7.39	-0.19 ± 8.22	5.50 ± 6.79
III	16.94 ± 8.72	1.81 ± 9.81	10.59 ± 8.79
N	7.31 ± 10.89	2.13 ± 10.10	21.31 ± 9.77
V	4.16 ± 9.66	-0.25 ± 9.21	22.06 ± 8.25

(注: 表内数值为无量纲相对值, x 、 y 、 z 正值分别指向对侧乳突, 后枕部和头顶)

我们的结果表明 BAEP 的早成份 (I—III 波) 和晚成份 (N—V 波) 其总和去极化方向有明显的差异。它与由听神经经耳蜗核、上橄榄核、外侧丘系核、下丘核的下段脑干中枢听通道的主要传导方向是一致的, 也符合 Buchwald (1975) 的 BAEP 定位假说中各结构的去极化方向。因此尽管 Buchwald 假说忽视了不同听中枢各平面局部场电位在时间上存在重叠 (Borg 1981), 但它正确地表示了 BAEP 各波起主要贡献的结构, 因此是可以为临库诊断提供参考的。