

面孔分类中空间高低频表征的神经机制： 一个颅内脑电研究*

史良¹⁾ 吴睿洁²⁾ 徐翠萍¹⁾ 张守文¹⁾ 朱宏伟¹⁾ 刘祖祥^{2)**} 李勇杰^{1)**}

¹⁾首都医科大学宣武医院北京功能神经外科研究所, 北京 100053;

²⁾中国科学院生物物理研究所, 脑与认知科学国家重点实验室, 北京 100101)

摘要 来自多方面的研究表明, 面孔的分类和识别位于特定脑区. 同时, 已有行为实验研究表明, 图像的空间高低频特征在面孔分类的不同范畴中起不同的贡献, 例如身份更多被低频信号传递, 性别被高低频共同传递, 而表情更多被高频传递. 然而, 空间频率在面孔分类中的贡献, 其表征和神经机制目前相关研究很少. 利用特定癫痫患者植入颅内电极的监控期, 呈现不同类型面孔图像, 同时记录其颅内脑电, 用事件相关电位方法考察了据认为是面孔特定成分的相关电位的潜伏期在 170 ms 的波形(N170 波形)的变化; 用电极反应显著性分析考察了空间频率在不同分类特征上的贡献. 结果表明, 空间高频(HSF)图像的 N170 潜伏期显著延迟. 只呈现空间低频(LSF)图像, N170 的潜伏期对普通人面孔会延迟, 而对熟悉的名人则没有这个差异. 女性面孔诱发的 N170 在 HSF 条件下潜伏期明显晚于 LSF 条件, 而男性面孔诱发的波形则不存在这个差异. 表情在 N170 上没有体现出任何差异. 但是基于电极的显著性分析表明, 有更多的额叶电极参与了表情的加工; 身份特征加工有更多电极在空间低频上表现出差异, 而性别加工则空间高低频比较平衡. 与以往行为结果不同的是, 表情加工也有更多低频贡献, 而且表情的差异可以在早达 114 ms 的时候就发生. 这符合表情信息在颞枕区域有一个快速基本加工, 再传递到其他脑区的认知模型. 因此, 空间高低频信息在身份和性别上的贡献, 可能发生在经典的面孔加工脑区, 由 N170 表达, 表情信息不由 N170 表达, 而是在颞枕较广泛的范围内快速加工再传递到别的脑区, 如额叶. 这是首次利用颅内脑电就空间频率在面孔分类中的贡献的神经机制进行研究, 为深入理解脑内面孔各种特征加工的动态过程提供了一个新的切入点.

关键词 面孔表征, 空间频率, 颅内脑电, 事件相关电位, N170 波形成分

学科分类号 B845, R338.3

DOI: 10.3724/SP.J.1206.2010.00012

对于人类和非人灵长类动物而言, 面孔识别是一项非常重要的技能, 来自认知心理学、计算视觉、神经心理学的各种研究表明, 面孔识别存在于不同于物体加工的特定脑区. 功能磁共振研究发现, 位于外纹状皮层的梭状回(fusiform face area, FFA)是一个专门负责面孔知觉的特定区域^[1]. 此外, 在恒河猴的单细胞记录研究中也发现在上颞叶(superior temporal sulcus)存在一些对于面孔刺激选择性反应的神经元^[2]. 在此基础上, 有相当部分研究考察了面孔的不同分类信息的神经表征^[3], 这些结果提示, 身份、性别等不变特征在枕颞的腹侧加工, 而情绪或表情之类的动态特征在枕颞的偏背侧加工. 而最近的更新研究表明^[4-5], 可能不变特征和变化特征早期都在腹侧颞叶加工, 然后传递到不

同的区域进行分布加工. 这在时程上也体现区别: 面孔作为类别在 100 ms 就能够完成分类, 而它特定诱发的事件相关电位的潜伏期在 170 ms 左右(N170), 一定程度上表明这是对特定面孔刺激的细节加工^[6], 然后才被传递到其他皮层下和皮层上结构进行其他特征的分析^[1].

除了面孔分类特征外, 另有实验研究表明, 通

* 北京市自然科学基金(5082008), 科技部(2005CB522800, 2004CB318101)和国家自然科学基金(30621004, 90820307)资助项目.

** 通讯联系人.

李勇杰. Tel: 010-83198882, E-mail: bifn@public.bta.net.cn

刘祖祥. Tel: 010-64888565-808, E-mail: zxliu@bcslab.ibp.ac.cn

收稿日期: 2010-01-06, 接受日期: 2010-05-17

过首先注意到粗糙的空间频率成分, 视觉系统可以对输入信息进行快速的、粗略的估计从而激活记忆系统中的场景图, 对于精细信息的注意则进一步对粗略估计进行修正或推翻^[7]. 这表明面孔图像的高低频成分在性别、表情和身份表征上起着不同的作用. 包含细节信息的高频成分倾向于表征年龄、表情纹、眼睫毛、鼻子的轮廓、眼睛、嘴巴、下巴以及其他明显的面部轮廓; 低频成分包含的信息较为粗糙, 不具备充分地单独表征某个具体器官的分辨率, 但是总体上可以为面部结构的识别提供信息. 通过对混合频率面孔图的研究, 面孔分类与面孔识别的过程是交织在一起, 并非独立完成的, 面孔分类对于面孔知觉有着可变的影响^[8].

然而, 到目前为止, 空间频率在面孔分类表征中神经机制的研究有限, 结果不统一^[9-13], 而且都是颅外脑电和功能磁共振的研究. 前者有高时间分辨率, 但是空间分辨率低, 难于区分脑内各个区间的动态关系^[14]; 后者空间分辨率高, 但是对于面孔识别这种快速认知加工, 几乎不能提供有效的的时间信息. 因此, 在人类被试上获得面部图像加工的高分辨率脑活动时空信息, 对于研究面部各个部分如何加工处理以及面孔分类、身份确认具有重要意义. 本研究中, 我们在需要植入皮层表面电极确认癫痫病灶的病人在植入电极后的观察期内, 记录颅内脑电研究空间频率在面孔分类表征中的贡献, 既获得了较好的空间分辨率, 也有很高的时间分辨率.

1 材料与方法

1.1 被试

首都医科大学宣武医院功能神经外科收治的癫痫患者 11 例, 其中男性 9 例, 女性 2 例, 年龄 15~27(21 ± 3.5)岁, 病程 5~23 年, 均为右利手, 视力或矫正视力正常, 视野无明显缺损. 入选标准为: 所有患者智力在正常范围内, 能正确理解并按照要求完成任务, 症状性癫痫诊断明确, 符合手术指征标准, 术前视频脑电图分析无法明确癫痫病灶起源, 需要行颅内电极埋植术. 埋植电极具体部位完全依照临床需要, 在颅内电极埋植术后 5~7 天及发作期视频脑电图记录足以提供手术方案所需诊断依据之后参加本实验. 在记录实验前 1 天内无全身强直阵挛发作, 于实验过程中无任何形式的癫痫发作. 所有被试在颅内视频脑电图记录过程中, 抗癫痫药物均完全遵循医嘱减药或者停药. 本研究得

到首都医科大学宣武医院伦理委员会的批准, 所有被试在实验实施前均签署了知情同意书.

1.2 实验刺激

实验刺激由明星图片与非明星两组图片构成, 其中各自有男性 5 名, 女性 5 名. 每人有 2 张原始图片(Original), 一张有笑容, 一张没有表情. 因此原始图片有 40 张[2 (是否名人)× 2 (性别男, 女)× 2 (是否为笑脸)× 5 人]. 图片均处理为灰度图片, 尺寸为 200 × 250 像素, 其中人脸的大小调整为所有图片尽量接近, 用相同的椭圆框盖住外周, 以减少发型和背景带来的差异. 实验开始前先给被试看所有 20 张的原始无表情图片, 看其能在多大程度上认出这 10 个明星, 并跟名字对应上. 不能识别出来的, 最后会告诉被试明星的名字, 让被试记忆. 尽管由于被试是癫痫病人, 生活环境和经历在一定程度上约束了其对这些明星的认识, 大部分的明星还是能够被识别.

从 Original 图片生成其空间高频(HSF)图片和空间低频(LSF)图片, 用通用的方法^[9]在 Matlab (The MathWorks, Natick, MA, USA)中生成, 其中 LSF 是滤除了 10 Hz 以上的信号, HSF 是滤除了 24 Hz 以下的信号. 则 Original 图片, LSF 和 HSF 图片一共有 120 幅图片(图 1a).

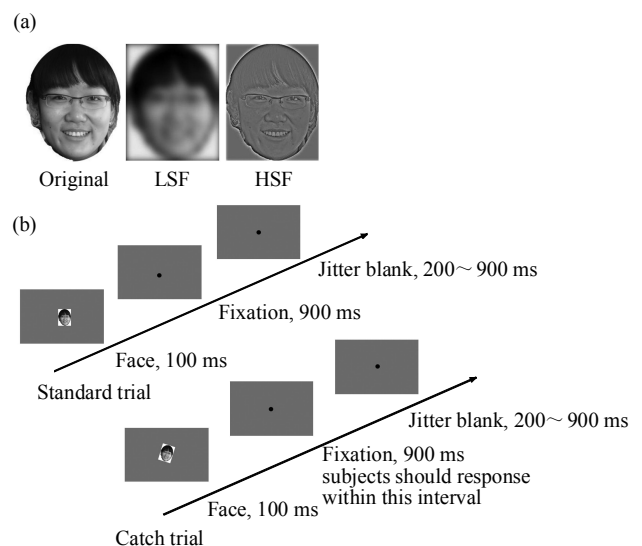


Fig. 1 Stimulus and task paradigm

(a) Original face picture and its corresponding LSF (<10 Hz passed) and HSF (>24 Hz passed) pictures. It is obvious that LSF has more global information while HSF has more local details. (b) In standard trial, the face is displayed in vertical. In odd catch trial, face is presented after rotation of 10 degree clockwise or counter-clockwise. Subjects should press buttons to indicate the direction of rotation in the catch trials and avoid button response in standard trials.

1.3 实验范式

实验为 3 (Original, HSF, LSF) × 2 (是否名人) × 2 (性别男, 女) × 2 (是否为笑脸) 设计, 共 24 个条件. 每个条件有 10 个试次(trial), 即每个图片会出现 2 次.

另外, 每个条件还设计了一个探测试次(catch trial), 在 5 个人的图片中随机挑选得到(即 catch trial 与 standard trial 的比例是 1 : 10). Catch trial 会随机把图片向左或者向右旋转 10° 后再呈现, 要求被试判断图片倾斜的方向, 按小键盘 5 或者 6 反应, 记录被试反应和反应时. 因此每组实验共 264 个 trial, 随机次序呈现. 每个 trial 以图片呈现 100 ms 开始, 然后呈现 900 ms 的注视点. Catch trial 条件下, 被试需要在这个范围内做出反应, 否则该 trial 被自动认定为错误反应. 然后有一个 200 至 900 ms 的随机间隔, 屏幕呈现依然是注视点(图 1b). 每组实验总长 8 min 左右. 每个被试共完成 3 组实验, 以保证有足够的数量实现事件相关电位的叠加.

1.4 脑电记录

实际植入的颅内电极数目在 32 到 80 个之间. 在本研究中, 我们由于条件的约束, 使用了 32 导达芬奇系统(BrainQuick, Micromed, Italy), 因此每个被试最多获得了 32 个电极的数据. 记录时用前额正中为参考, 采样率为 1 024 Hz. 与颅外脑电记录不同, 这样采集的数据不再重新调整参考, 即不用所有电极的平均值作参考或者两耳后的平均值作参考(因为电极位置在不同病人上不同, 也不存在两个耳后电极). 实验刺激用 MacBook Pro 在 Matlab 下用 PsychToolbox^[15-16] 呈现并记录被试反应. 刺激出现的同时发送一个 TTL 同步信号(trigger)到脑电系统的 trigger in 端口, 整合到其中一导脑电数据中. 实验完成后, 数据被导出为文本格式进行后处理. 导出过程中, 由达芬奇系统按照带通 1~70 Hz 滤波.

1.5 N170 的事件相关电位分析

在 Matlab 中识别出 Trigger 开始的时间为时间零点, 按照不同的刺激类型进行分类, 长度为 -200 ms 至 800 ms. 先以 -200 ms 至 0 为基线进行基线校正. 然后以 -200 ms 至 100 ms 范围为标准

进行伪差剔除, 具体幅值要根据每个被试的具体情况确定. 最后各个类型分别进行叠加, 获得 24 个条件各自对应的事件相关电位(ERPs)曲线. 每个被试的每种条件, 在排除伪差等数据后, 可以用于叠加的数据是不一样多的. 由于我们关心空间频率的影响, 对每种面孔分类, 选择 3 种空间频率中数目最少的作为叠加次数, 在另外 2 种空间频率的数据中随机选取相同数目的数据进行叠加.

对来自所有被试的所有电极均进行上述处理. 然后根据电极位置(枕颞区域)和峰的潜伏期(120~220 ms), 筛选出有明确 N170 成分的电极进行峰检测, 在此基础上进行组分析, 考察空间频率之间和不同空间频率条件下, 不同分类特征之间在 N170 的幅值和潜伏期是否存在差异.

1.6 单电极的差异显著性分析

单电极的差异显著性分析基于 Permutation 测试, 即对各个对应因素(有无表情、性别、是否名人)的两个条件的刺激顺序随机, 生成对应的 24 条曲线. 重复 1 000 次, 获得各个时间点上的分布并排序. 来自实验的真实 ERPs, 从 50 ms 开始, 如果有连续 20 ms 在 $P < 0.05$ 范围外(one-tail), 则该时段被判定为差异显著^[7]. 对所有的电极均按照这种方法进行检验, 在单个电极上获得类似单细胞显著刺激选择性.

1.7 电极三维位置精确重建

对其中 2 名被试进行了电极三维位置精确重建(其余被试的电极位置根据 X 光片, 手术记录和术中照片确认). 在电极植入手术前, 先对被试进行了一个精细三维磁共振结构像扫描, 序列为 SPRAGE, 参数为 1.3 mm × 1.3 mm × 1 mm, 176 层, sagittal(矢状位)层面覆盖全头. 电极植入后, 进行高分辨率 CT 扫描, 参数为 0.48 mm × 0.48 mm × 0.625 mm, 270 层, axial(轴位)层面覆盖全头. 在 Afni(NIH, AFNI group)中完成磁共振图像和 CT 图像配准后, 从 CT 图像中获得电极坐标, 投射到磁共振结构像上, 以确定电极相对于皮层结构的准确位置(图 2a). 我们还把所有来自 11 个被试的电极跟皮层沟回的关系投射到一个标准化的皮层示意图上(图 2b, c, d).

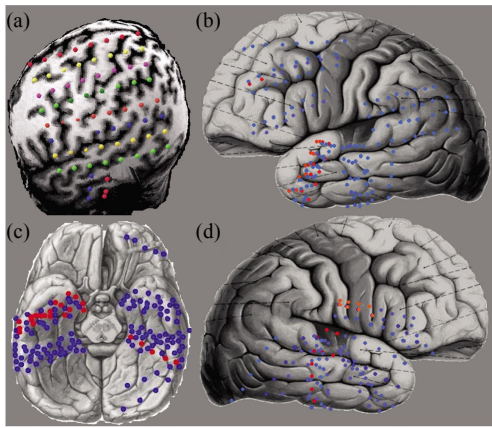


Fig. 2 Electrode positions

(a) Electrode positions for one patient were reconstructed from high resolution CT images and projected to 3D anatomical MRI images. All the electrodes are the same in design, but different colors are used in this figure to indicate the most used clinical arrangements, in which 8 electrodes are aligned in a strip. (b), (c), (d) All the electrodes recorded from 11 patients, projected to a normalized brain. Electrodes within epilepsy foci or used for trigger were labeled in red color and excluded in the analysis. (b) Left view. (c) Ventral view. (d) Right view.

2 结 果

2.1 行为结果

因反应键失灵, 11名被试中有2名被试没有记录到行为反应。其余被试的行为结果表明, 被试能够很好地理解和完成实验任务, 反应时为 (436.6 ± 43.19) ms, 正确率为 (0.8056 ± 0.1294) ms。这可以认为探测试次的设计起到了作用, 被试确实集中注意在呈现的面孔图片上。

2.2 事件相关电位 N170 结果

所有的被试和条件中, 叠加的次数范围在 44~119 次之间, 均值为 91 次, 标准差为 22.06 次。在所有来自 11 名被试的 351 个电极中(有一个被试的记录中有一个接触不良的电极没有获得数据), 排除位于最后确诊为癫痫灶和被用于 trigger 的电极, 有 17 个电极符合 N170 的特征, 即位于颞枕区域, 有明显的负峰, 潜伏期在 120~220 ms 之间。这 17 个电极来自这 11 个被试中的 6 人, 其余的被试或者没有位于颞枕区域的电极, 或者虽然有颞枕区域的电极, 但是反应不符合 N170 的特征, 可以认为是没有覆盖到相应的脑区。

2.2.1 不同空间频率图像的 N170 响应. 把来自这 17 个电极的数据按照 Original, LSF, HSF 分类叠加平均后, 发现 HSF 的 N170 潜伏期明显晚于 Original 或 LSF(图 3a)。对每个电极进行峰电位检测获得峰振幅和峰潜伏期, 进行统计检验, 发现峰振幅在 3 个条件下没有显著差异; HSF 的潜伏期明显晚于 Original $((182.2 \pm 3.867)$ ms $>$ (166.8 ± 3.534) ms, $t(16) = 5.232, P < 0.001$), 也明显晚于 LSF $((182.2 \pm 3.867)$ ms $>$ (169.5 ± 3.534) ms, $t(16) = 3.726, P < 0.002$, 图 3b)。

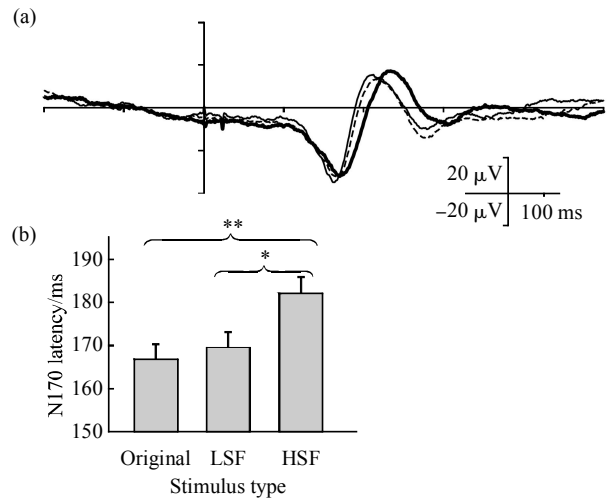


Fig. 3 Spatial frequency modulation on N170

(a) ERPs for three spatial frequency (Original/LSF/HSF) conditions. —: Original; ---: LSF; —: HSF. (b) N170 latency in HSF condition is significantly longer than in Original conditions or LSF conditions. * $P < 0.002$, ** $P < 0.001$.

2.2.2 身份差异的空间频率贡献在 N170 上的体现. 把数据按照空间频率(Original、LSF、HSF)×身份差异(名人、非名人)分类叠加平均后, 发现对于非名人 LSF 的 N170 潜伏期明显晚于 Original 条件, 而对于名人面孔则没有这个差异(图 4a)。对峰振幅和潜伏期作方差分析, 发现振幅无明显差别, 而潜伏期在空间频率(Original vs. LSF)×身份(名人 vs. 非名人)上交互显著 $(F(1,16) = 4.654, P < 0.05)$, 进一步的分析表明是非名人条件下 HSF 比 Original 潜伏期晚 $(t(16) = 2.813, P < 0.02)$, 图 4c)。

2.2.3 性别差异的空间频率贡献在 N170 上的体现. 把数据按照空间频率(Original, LSF, HSF)×性

别差异(男、女)分类叠加平均后,发现对于女性面孔,LSF与HSF在N170上潜伏期明显有差异,而对于男性面孔则没有这个差异(图4b)。对峰振幅和潜伏期作方差分析,发现振幅无明显差别,而潜伏期在空间频率(LSF vs. HSF)×性别(男 vs. 女)上交互显著($F(1,16) = 5.508, P < 0.05$),进一步的分析表明是女性条件下HSF比LSF潜伏期晚($t(16) = 3.556, P < 0.005$,图4d)。

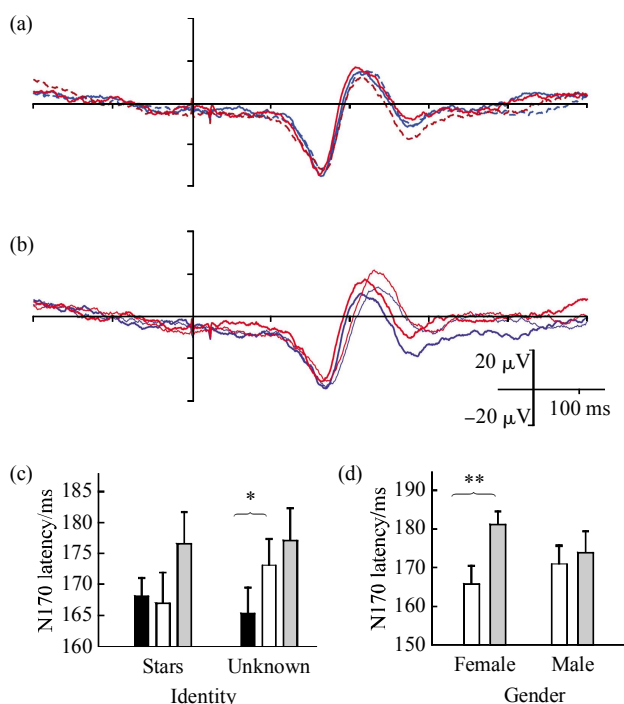


Fig. 4 Spatial frequency modulation of identity and gender categorization on N170

(a) ERPs for identity(Star/Unknown) × spatial frequency (Original/LSF) conditions. —: Star original; - - -: Star LSF; —: Unknown original; - - -: Unknown LSF. (b) ERPs for Gender (Female/Male) × spatial frequency (LSF/HSF) conditions. —: Female LSF; —: Female HSF; —: Male LSF; —: Male HSF. (c) N170 latency show significant difference between Original and LSF for unknown faces. (d) N170 latency show significant difference between LSF and HSF for female faces. * $P < 0.02$, ** $P < 0.005$. ■: Original; □: LSF; □: HSF.

2.3 单电极差异显著性分析结果

2.3.1 空间频率对不同分类特征的贡献在电极分布上的体现。

所有来自11名被试的351个电极中,排除位于最后确诊为癫痫灶和被用于trigger的电极,对原始图像的任意一个分类条件(空间频率、性别、

身份)有显著反应的电极有176个,其中对表情有反应的有97个,对性别有反应的有75个,对身份有反应的有72个(表1)。同时把这些电极按照位置(颞极、颞枕、枕、额)分类统计,发现额叶电极中,能够体现表情差异的电极比例较大($31/51 > 13/51 \approx 14/51$)。

Table 1 Number of electrodes response significantly to face categorization in different brain areas

Conditions/Brain regions	All	Expression	Gender	Identity
Number of significant electrodes, all areas	176	97	75	72
Anterior temporal areas	49	27	19	25
Temporal-occipital areas	55	30	30	21
Occipital areas	21	9	13	12
Frontal areas	51	31	13	14

在表1基础上,进一步考察了LSF和HSF图片的电极差异显著性,发现,分别对Original,LSF和HSF有反应的电极数目差距不大(176,185,175),同时对3种条件有反应的电极不多(21个),同时对Original和LSF的电极多于同时对Original和HSF有反应的电极数目(81 vs. 59,表2)。更重要的是,对于身份差异,LSF的贡献更大(30 vs. 16),而对于性别,LSF和HSF的贡献比较平衡(29 vs. 28)。对于表情差异,也是LSF的贡献更大(37 vs. 21)。

Table 2 Number of electrodes response significantly to face categorization by spatial frequencies

Conditions/Stimulus types	All	Expression	Gender	Identity
Original	176	97	75	72
LSF	185	85	94	74
HSF	175	72	78	83
Original, LSF, HSF	21	4	13	5
Original, LSF	81	37	29	30
Original, HSF	59	21	28	16

2.3.2 表情差异在颞枕区域的早期反应。由于表情差异在N170上没有体现出任何差异,我们在完成单电极显著性分析后,把对原始图像的表情差异有显著反应的电极按照脑区(表1中第2列)进行事件

相关电位叠加, 发现只有颞枕区域的电极在 114~181 ms 之间体现出了差异(按时间点 t 检验, 连续 10 ms 差异 $P < 0.05$ 计为有效明显差异, 图 5). 这 30 个电极中, 有 6 个电极跟进行 N170 成分分析的 17 个电极是重合的.

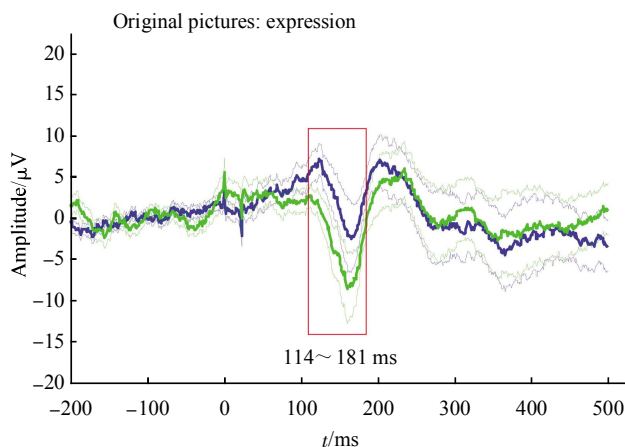


Fig. 5 Grand averaged responses for face expression

Significant differences were found between 114 ~ 181 ms in grand averaged ERPs from electrodes in occipital-temporal areas that significantly response to face expression. Paired t -test was used for every time point. Interval that has a significant level of $P < 0.05$ and lasts at least 10 ms is indicated by the red box. —: Happy; —: Happy standard error; —: None; —: None standard error; □: Significant differences.

3 讨 论

本研究通过颅内脑电, 利用癫痫病人的监控期, 考察了空间高低频信息在面孔分类上的贡献. 首先, 我们发现空间高频诱发的 N170 成分的潜伏期明显晚于空间低频或原始图片诱发的 N170 潜伏期. 这可能是因为图像在频域上能量更多集中在低频段, 空间高频图片的能量较低; 也可能是因为空间高频信息携带的是局部细节, 需要在低频大范围信息加工后才进行精细加工. 我们更倾向于后一个解释, 因为对空间频率差异本身的加工被认为应该位于早期视觉皮层, 而不是颞枕区域^[8]; 已有关于 N170 的研究发现, 空间频率对面孔分类的影响体现在幅值上^[9, 19], 而潜伏期的差异则出现在倒立面孔与正立面孔的比较中^[10]. 然而要完整理解这个现象, 需要更多的研究.

我们还发现, 对于非名人面孔, LSF 诱发的潜伏期明显晚于原始图片, 而对于名人面孔则没有这

个差异. LSF 相对于原始图片, 保留了大范围信息, 缺失了局部细节. 而局部细节对于识别出个体间的差异又是至关重要的^[19-20]. 我们认为, 这个结果证明了这一点, 即对于不熟悉不认识的人, 要区分每一个个体, 需要细节特征, 而对于名人, 由于被广为认识, 不需要太多面孔的细节就能够识别^[19].

另外, 我们还发现, 对于女性面孔, HSF 诱发的潜伏期明显晚于 LSF, 而对男性面孔则没有发现差异. 一种可能的原因是男性和女性面孔本身在空间频率上具有不同的分布, 女性面孔可能更柔和, 分布在更宽的空间频率范围内, 因此高频成分与低频成分的差异显著, 男性面孔的空间频率分布比较集中^[21]. 由于 HSF 的潜伏期长, 所以这个差异在女性面孔上体现出来. 另一个原因则可能与注意因素有关^[22], 因为我们的被试大部分是男性. 要区分这两种可能的解释, 需要在进一步的研究中对被试的性别进行平衡和使用更多的频段.

由于表情没有在 N170 上体现出差异^[23], 我们对每个电极作了类似单细胞反应选择性的电极差异显著性分析. 结果表明对于表情差异, 在额叶有更多的电极参与表征. 这符合表情作为变化的社会性特征, 较为高级和抽象的特点^[22]. 空间频率对于身份差异的贡献是低频大于高频, 这与已有的行为实验结果是一致的^[8]. 需要注意的是, 这表明较多的电极仅需要低频图片就能够区分名人与非名人, 较少的电极能够仅利用高频图片作这种区分. 这与前面提到的非名人面孔诱发的 N170 中, 高频信息的贡献大是一个问题的两个方面. 空间频率对性别差异的贡献是低频跟高频差不多, 比较平衡, 这也与已有的行为实验结果一致. 空间频率对表情差异的贡献, 我们发现也是低频贡献大, 与以往的行为实验不一致. 我们认为这可能是因为以往的实验中, 关于表情的研究是在多种表情, 如恐惧、高兴、惊奇等等之间进行区分, 而我们的任务中表情差异是有无表情的差异, 可能比表情内的区分更基本一些.

为进一步验证这种效应, 我们把对有表情差异的电极按脑区进行叠加, 发现枕颞区域的电极即使在平均的 ERPs 上也体现出了表情差异, 而且这不是主要由那些具有 N170 的电极导致的. 把来自一个较大脑区范围内的电极进行平均不是一个常规的分析方法, 因为不同位置的电极 ERPs 可以差异很大, 但是依然在平均 ERPs 上发现了显著差异, 可

以认为是更强的证据,表明表情的差异是分布式的表征在颞枕区域,而不是被 N170 携带。同时,还发现这个差异可以在早达 114 ms 的时候就显著,这与最新的报道认为表情作为一个动态分类特征,早期在颞枕区域有快速加工,然后再传递到其他脑区进行精细处理是一致的^[9]。

空间高低频被认为是反映了局部特征和大范围特征^[7]。尽管从我们的理论框架看,简单地把空间高频等同为局部特征,把空间低频等同为大范围性质是不正确的^[24],但是面孔分类中空间频率影响的一系列研究以及本文中体现的相关神经机制表明,在一定的程度上,研究不同空间频率在面孔加工中的不同作用,分析其动态时间过程,有助于对面孔各种层面属性加工的神经机制获得较完整的理解,进而在更一般意义上促进对大范围性质和局部性质加工神经机制的了解,为深入理解知觉的早期过程和相应的神经机制提供一些可能的基础认识。

致谢 感谢所有参加实验的患者,感谢枫华长泰公司提供脑电记录设备, Gabriel Kreiman 教授提供刺激呈现设备,左真涛提供生成高低频图像的 Matlab 代码。

参 考 文 献

- [1] Kanwisher N, McDermott J, Chun M M. The fusiform face area: a module in human extrastriate cortex specialized for face perception. *J Neurosci*, 1997, **17**(11): 4302-4311
- [2] Tsao D Y, Freiwald W A, Tootell R B, *et al.* A cortical region consisting entirely of face-selective cells. *Science*, 2006, **311**(5761): 670-674
- [3] Tsuchiya N, Kawasaki H, Oya H, *et al.* Decoding face information in time, frequency and space from direct intracranial recordings of the human brain. *PLoS One*, 2008, **3**(12): e3892
- [4] Mouchetant-Rostaing Y, Giard M H, Bentin S, *et al.* Neurophysiological correlates of face gender processing in humans. *Eur J Neurosci*, 2000, **12**(1): 303-310
- [5] Krolak-Salmon P, Henaff M A, Vighetto A, *et al.* Early amygdala reaction to fear spreading in occipital, temporal, and frontal cortex: a depth electrode ERP study in human. *Neuron*, 2004, **42** (4): 665-676
- [6] Liu J, Harris A, Kanwisher N. Stages of processing in face perception: an MEG study. *Nat Neurosci*, 2002, **5**(9): 910-916
- [7] Oliva A, Schyns P G. Coarse blobs or fine edges? Evidence that information diagnosticity changes the perception of complex visual stimuli. *Cogn Psychol*, 1997, **34**(1): 72-107
- [8] Schyns P G, Oliva A. Dr. Angry and Mr. Smile: when categorization flexibly modifies the perception of faces in rapid visual presentations. *Cognition*, 1999, **69**(3): 243-265
- [9] Goffaux V, Gauthier I, Rossion B. Spatial scale contribution to early visual differences between face and object processing. *Cognitive Brain Research*, 2003, **16**(3): 416-424
- [10] Goffaux V, Jemel B, Jacques C, *et al.* ERP evidence for task modulations on face perceptual processing at different spatial scales. *Cognitive Science*, 2003, **27**(2): 313-325
- [11] Fleuaris A V, Robertson L C, Bentin S. Using spatial frequency scales for processing face features and face configuration: An ERP analysis. *Brain Research*, 2008, **1194**(2008): 100-109
- [12] Vuilleumier P, Pourtois G. Distributed and interactive brain mechanisms during emotion face perception: Evidence from functional neuroimaging. *Neuropsychologia*, 2007, **45**(1): 174-194
- [13] Eger E, Schyns P G, Kleinschmidt A. Scale invariant adaptation in fusiform face-responsive regions. *Neuroimage*, 2004, **22**(1): 232-242
- [14] Boeschoten M A, Kenemans J L, van Engeland H, *et al.* Face processing in Pervasive Developmental Disorder (PDD): the roles of expertise and spatial frequency. *J Neural Transmission*, 2007, **114**(12): 1619-1629
- [15] Brainard D H. The Psychophysics Toolbox. *Spat Vis*, 1997, **10**(4): 433-436
- [16] Pelli D G. The VideoToolbox software for visual psychophysics: transforming numbers into movies. *Spat Vis*, 1997, **10**(4): 437-442
- [17] Naccache L, Gaillard R, Adam C, *et al.* A direct intracranial record of emotions evoked by subliminal words. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2005, **102**(21): 7713-7717
- [18] Peyrin C, Baciú M, Segebarth C, *et al.* Cerebral regions and hemispheric specialization for processing spatial frequencies during natural scene recognition. An event-related fMRI study. *Neuroimage*, 2004, **23**(2): 698-707
- [19] Halit H, de Haan M, Schyns P G, *et al.* Is high-spatial frequency information used in the early stages of face detection?. *Brain Research*, 2006, **1117**(2006): 154-161
- [20] Caldara R, Schyns P, Mayer E, *et al.* Does prosopagnosia take the eyes out of face representations? Evidence for a defect in representing diagnostic facial information following brain damage. *J Cognitive Neuroscience*, 2005, **17**(10): 1652-1666
- [21] Keil M S. Does face image statistics predict a preferred spatial frequency for human face processing?. *Proc Biol Sci*, 2008, **275**(1647): 2095-2100
- [22] Armann R, Bulthoff I. Gaze behavior in face comparison: The roles of sex, task, and symmetry. *Attention Perception & Psychophysics*, 2009, **71**(5): 1107-1126.
- [23] Joyce C A, Schyns P G, Gosselin F, *et al.* Early selection of diagnostic facial information in the human visual cortex. *Vision Research*, 2006, **46**(6-7): 800-813
- [24] Chen L. The topological approach to perceptual organization. *Visual Cognition*, 2005, **12**(4): 553-637

Neural Mechanism of Spatial Frequency Representation in Face Categorization: an ECoG Study*

SHI Liang¹⁾, WU Rui-Jie²⁾, XU Cui-Ping¹⁾, ZHANG Shou-Wen¹⁾,
ZHU Hong-Wei¹⁾, LIU Zu-Xiang^{2)**}, LI Yong-Jie^{1)**}

¹⁾ Beijing Institute of Functional Neurosurgery, Xuanwu Hospital, Capital Medical University, Beijing 100053, China;

²⁾ State Key Laboratory of Brain and Cognitive Science, Institute of Biophysics, The Chinese Academy of Sciences, Beijing 100101, China)

Abstract Converging evidences show that face categorization and recognition are represented in specific brain areas. It is also known from behavioral studies that spatial frequency of pictures takes different roles in different face categorizations, e.g. identity information is carried more by low frequency features, and gender is represented by both high and low frequencies while high frequency is more important for face expression. However, there is no solid experimental data about the neural mechanism of the different contributions of spatial frequencies on face categorization up to now. ECoG was collected from epilepsy patients while they underwent a monitoring session to locate their epilepsy foci with implanted subdural surface electrodes. Pictures with different gender, facial expression and identities were presented to the patients, while they were required to perform a simple detection task to maintain their focus on the pictures. The changes of traditional face related components, N170, were analyzed by event related potentials and the significant changes was also verified on each electrode by permutation test. The N170 latency is found to be delayed for high spatial frequency (HSF) pictures. For faces of unknown person, low spatial frequency (LSF) presentation results in a longer N170 latency, but not for faces of well-known movie stars. Female faces show longer N170 latency in HSF conditions compared to LSF, but male faces have no such effect. No significant effect was found on N170 component for expression. However, analysis based on individual electrodes showed that more frontal electrodes are involved in expression representation; the identity-specific sites are more likely to respond to LSF stimuli, and the gender-specific sites have equal responses to both LSF and HSF stimuli, while the expression-specific sites are also more likely to respond to the LSF stimuli, which is inconsistent with existing behavioral studies, and show significant differences as early as 114 milliseconds. It fits with the cognitive model that expression related information has been analyzed briefly in occipital-temporal areas in the early stage before other brain areas are involved for further processing. In summary, spatial frequency's contributions to identity and gender could be represented by N170 in traditional face related brain areas while expression information, instead of carrying by N170, is distributed in a wider area in occipital temporal region for fast analysis and relayed to other areas, e.g. frontal cortex. This is the first study to study the neural mechanism of spatial frequency's contributions in face categorization by ECoG, and provides a new perspective to understand the brain dynamics of feature processes for face perception.

Key words face representation, spatial frequency, ECoG, event related potentials, N170

DOI: 10.3724/SP.J.1206.2010.00012

*This work was supported by grants from The Natural Science Foundation of Beijing (5082008), The Ministry of Science and Technology of China (2005CB522800, 2004CB318101) and The National Natural Science Foundation of China (30621004, 90820307).

**Corresponding author.

LI Yong-Jie. Tel: 86-10-83198882, E-mail: bifn@public.bta.net.cn

LIU Zu-Xiang. Tel: 86-10-64888565-808, E-mail: zxliu@bcslab.ibp.ac.cn

Received: January 6, 2010 Accepted: May 17, 2010