

# A Review of EEG-Neurofeedback

Zijun Chen

Faculty of Psychology, Southwest University, Chongqing  
Email: 396958249@qq.com

Received: Mar. 13<sup>th</sup>, 2020; accepted: Apr. 16<sup>th</sup>, 2020; published: Apr. 23<sup>rd</sup>, 2020

---

## Abstract

Based on the technology of electroencephalography, EEG-Neurofeedback is a noninvasive method for brain stimulation. Through the brain-computer interface for delivering the signals of electrophysiological activity from brain to computer, EEG-Neurofeedback represents the real-time variation of the activity above as the feedback stimulations to participants themselves to assist them to learn how to regulate the brain activities themselves. EEG-Neurofeedback has broad application that consisted of the adjuvant therapy for mental disorders, cognitive performance improvement for healthy individuals as well as acting as the experimental condition for the interactions between electrophysiological features of the brain and cognitive functions. To make a clear understanding of EEG-Neurofeedback, this article review it from four parts consisting of the component parts of EEG-Neurofeedback system, the elements for designing an EEG-Neurofeedback protocol, the evaluation of the EEG-Neurofeedback as well as the mechanism theories of EEG-Neurofeedback.

## Keywords

EEG, Neurofeedback, Brain-Computer Interface, Cognitive Function

---

# 脑电神经反馈综述

陈梓俊

西南大学心理学部, 重庆  
Email: 396958249@qq.com

收稿日期: 2020年3月13日; 录用日期: 2020年4月16日; 发布日期: 2020年4月23日

---

## 摘要

脑电神经反馈是一种基于脑电图的无创大脑刺激形式, 通过脑机接口把从个体大脑中提取的电生理活动特征以实时反馈刺激的形式呈现给个体, 使个体在反馈刺激的强化作用下学习自我调节大脑活动。脑电

神经反馈能够应用于异常精神障碍的辅助治疗，健康个体认知功能表现的提升以及作为实验条件探究电生理特征与认知功能的交互作用。本研究从反馈系统的组成部分、实验设计的要素、训练效果评估以及机制作用等四个方面对脑电神经反馈进行综述，使读者对脑电神经反馈有一个清晰的认知。

## 关键词

脑电技术，神经反馈 脑机接口，认知功能

Copyright © 2020 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

## 1. 引言

神经反馈(Neurofeedback, NFB)是生物反馈应用大脑活动作为训练指标的一种形式，通过脑机接口把大脑活动作为反馈信号呈现给个体，让个体在这个过程中学习大脑信号自我调节而改变认知与行为的基础神经机制的在线反馈心理生理过程(Sitaram et al., 2016; Stefanie et al., 2017)。Miller 最早提出了生物反馈的训练方式，通过给予反馈信号强化内脏或者腺体活动朝向一定方向的活动，把这种强化学习的过程称为“内脏学习”(Miller, 1969)。20 世纪 60 年代末，随着大脑感觉运动皮层自发电生理活动(Sensorimotor rhythm, SMR)的发现以及脑生理信号采集技术的迅速发展，以大脑活动作为靶信号的生物反馈形式即神经反馈也随之出现。根据大脑活动信号的种类，神经反馈可以分为基于电生理学的神经反馈以及基于血流动力学的神经反馈(Sitaram et al., 2016)，基于电生理学方法的神经反馈，根据提取电生理活动指标的方法与技术手段可以分为基于脑电图(EEG)的神经反馈、基于脑磁图(Magnetoencephalography, MEG)以及基于脑皮层电图(Electrocorticography, ECoG)的神经反馈方式。而基于血流动力学方法的神经反馈，可以分为基于功能磁共振成像(functional magnetic resonance imaging, fMRI)的神经反馈以及基于近红外光谱成像的神经反馈(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)，除了单一技术手段的神经反馈方式，还有结合高分辨率的血流动力学成像技术和高时间分辨率的电生理成像技术的混合神经反馈方式(EEG-fMRI, Zotev et al., 2014; Keynan et al., 2016; EEG-fNIRS, Fazli et al., 2012)。基于脑电图的神经反馈是历史最为悠久应用最为广泛的神经反馈方式。第一次基于脑电的神经反馈是 Wyrwicka 和 Sterman (Wyrwicka & Sterman, 1968)以猫作为对象而进行的。他们提取了猫在大脑感觉运动皮层上 12~20 Hz 的自发脑电活动，把这些脑电活动中的慢波纺锤波活动与进食器的牛奶量进行联结，在多次训练后增加了训练猫感觉运动皮层节律的出现频率，表现为具有规律的时间模式，并且有效地抑制了猫的癫痫发作。基于这个结果，Sterman 把感觉运动皮层节律活动的神经反馈方案应用于癫痫病人的治疗中，在训练中 Sterman 发现感觉运动皮层节律的上调能够抑制感觉运动脑区的皮层兴奋性，改善了丘脑皮层中躯体感觉以及躯体运动通路对于兴奋性的控制，从而减轻癫痫患者的症状(Sterman, 1973; Sterman, Macdonald, & Stone, 1974)。癫痫辅助治疗取得的效果，使得脑电神经反馈开始被广泛应用于异常大脑神经活动相关的精神障碍治疗中以及健康个体巅峰表现的提高上，临床上的应用包括注意缺陷多动障碍(attention deficit hyperactivity disorder, ADHD) (Lubar & Lubar, 1984; Fuchs et al., 2003; Arns et al., 2009; Arns, Heinrich, & Strehl, 2014)、自闭症 (Coben, 2007; Kouijzer et al., 2009)、学习障碍(Fernández et al., 2003)等。而在提高健康人认知能力表现的应用上，脑电神经反馈在短时记忆长时情境绑定(Keizer, Verment, & Hommel, 2010)、语义工作记忆(Zoefel

et al., 2011)、音乐创造性(Gruzelier, 2014a)等都发挥了作用。本文将会介绍脑电神经反馈系统的组成部分、实验方案设置、训练效果评价以及作用机制理论四个方面,对脑电神经反馈进行一个完整的综述。

## 2. 脑电神经反馈系统的组成部分

脑电神经反馈根据其作用的环路机制形式分为两种(Ros et al., 2014)。第一种是开环(Open-looped)的神经反馈形式,在开环模式的脑电神经反馈中,从个体中提取的大脑电生理活动信号会通过脑机接口(Brain-computer interface)传入计算机进行识别而作为指令,计算机能够根据信号的变化产生不同的指令模式协助个体独立于身体的输出模式与环境产生交互作用(Millan et al., 2009)。在开环的脑电神经反馈中,个体通过由目标脑电活动信号操纵的指令输出是否能够成功执行个体所需要的任务而获得反馈的效果,而这种反馈效果是直接作用于环境而不是个体本身的,因此开环的脑电神经反馈形式常用于辅助身体活动障碍患者进行运动的机械臂、轮椅等工具的控制中。而在研究上比较常用的脑电神经反馈形式是另一种,闭环(Closed-loop)的脑电神经反馈模式。与开环神经反馈模式不同,在闭环神经反馈中,从个体中提取的大脑电生理活动信号会以实时变化的刺激形式呈现给个体,个体能够根据刺激的变化获取对目标电生理信号活动的实时反馈,在这个过程中产生新的活动信号,形成闭合的环路。在闭环脑电神经反馈模式中,包括五个最主要的组成部分(Stefanie et al., 2017),分别是数据获取部分(Data acquisition)、在线数据预处理部分(Online data-preprocessing)、在线特征提取部分(Online feature-extraction)、在线反馈生成部分(Online feedback-generation)以及训练者本身(Learner),其中数据获取部分属于硬件系统,在线数据预处理部分、在线特征提取部分以及在线反馈生成部分是软件系统。

第一个部分是数据获取部分,即脑电信号采集系统。在脑电神经反馈中,完整的脑电信号采集系统是必须的,采集脑电信号需要考采集系统以及其配套的分析软件系统能否支持实时在线的数据处理,常见的脑电神经反馈软件处理包包括 BetterFly、BioEra、BioExplorer、BioTrace、BrainBay、OpenVIBE 等等,不同反馈软件包具有不同的硬件设备支持,如 BioExplorer 支持的采集设备包括 Brainmaster、BrainQuiry、NeuroAmp 等,BioTrace 则是只能适用于 NeXus 的采集系统。传统的脑电信号采集设备不具有便携性,便携式的无线脑电采集系统开始作为另一种采集信号设备的选择应用于神经反馈中(De Vos et al., 2014)。在确认了信号采集系统后,则需要根据量化的大脑特征选择对应的电极位置以及电极数量(Jacek et al., 2016),由于脑电采集信号较低的空间分辨率,以及不同被试之间脑结构以及脑功能的差异导致提取信号的偏差,需要在选择目标信号采集之前进行源头定位以及预实验测来获取准确的信号来源(Song et al., 2015)。

第二个部分是在线数据预处理部分。这个部分是软件系统的第一个部分,它负责接收来自信号采集系统的原始信号,并且进行在线的预处理。预处理的主要目的是为了检测以及拒绝原始信号中具有较大影响的伪迹,包括眼球活动的伪迹、眨眼伪迹、肌肉活动伪迹、心跳活动的伪迹以及信号采集过程中产生的伪迹等。由于需要保证反馈的实时性,因此对于这些伪迹的处理方式通常是在线检测以及在线拒绝。在开源的脑电神经反馈软件系统 OpenVibe 中,对于眼球活动伪迹的检测通过提前对一段包含眼动伪迹的原始信号进行训练,通过回归原理把眼电伪迹信号分类出来生成一个特征矩阵,在神经反馈过程中直接把该矩阵应用于训练过程中提取的原始信号去除其中的眼电伪迹(Schlogl et al., 2007)。除了伪迹去除以外,常见的在线预处理方式还包括对原始信号进行滤波、电极重新参考以及降低采样率等。对于预处理方式的选择取决于目标信号特征的提取方式。

第三个部分是在线特征提取部分,这一部分是需要从已经预处理好的原始数据中任务所需的特征。这个特征代表了任务中想要调节的大脑活动的模式(Sitaram et al., 2016)。在临床的脑电神经反馈应用上,以区分患者与健康对照组个体大脑活动的表征形式作为特征指标,在认知功能提高的脑电神经反馈应用

上, 特征的选择则是基于与认知功能直接相关的指标。常见特征是脑电振荡活动的特定频段, 这些特定频段的振荡活动被认为是不同大脑神经元群落之间参与到特定的认知功能而进行信息沟通的渠道(Von Stein, Chiang, & Konig, 2000; Helfrich & Knight, 2016), 能从一个或者多个电极通道中进行提取。常见的振荡指标包括早期用于癫痫病人治疗的感觉运动节律(SMR)、慢皮层电位(Slow Cortical Potential, SCP)、theta 频段等。SMR 神经反馈训练被发现不仅能够改善癫痫患者的表现, 还能够用于治疗注意缺陷多动障碍(Attention Deficit Hyperactivity Disorder) (Arns, Feddema, & Kenemans, 2014)以及提高正常个体注意力加工表现(Vernon et al., 2003)等不同情况中。也可以使用不同频段混合计算的指标作为训练特征, 这种不同频段的结合是基于这些频段活动在对应认知功能上的交互作用而选择的。感觉运动节律以及下行 beta 节律振荡活动(15~18 Hz)的结合训练能够改善 ADHD 患者的症状, 应用于健康被试则有助于提高注意力维持的能力(Egner & Gruzelier, 2001, 2004)。振荡活动峰值所在的频率也被用作单通道脑电活动的特征, 使用得较多的频率特征是 alpha 频段(8~13 Hz)。Alpha 活动峰值所在频率在不同年龄段中呈现倒 U 型的趋势, 与认知加工水平呈正相关, 研究者把上调 Alpha 峰值活动所在频率的 PAF 神经反馈用于老年人认知功能的恢复上(Angelakis et al., 2007)。衡量两个通道之间电生理信号同步性的连接性特征也被广泛使用, 常用于脑电神经反馈的连接性特征包括衡量振幅和相位同步性的相干值(Coherence, Mottaz et al., 2015)、衡量相位同步性的相位锁定值(Phase-Locked Value, PLV, Brunner et al., 2006)、用于弥补振荡活动特征中复杂性(Complexity)的非线性分形维度特征(Nonlinear Fractal Dimension, Wang, Sourina, & Nguyen, 2011)等, 与单通道的特征相比, 通道间的同步性特征能够更直观地反映不同神经群落在参与认知功能时的交互作用(Fries, 2005)。在没有先验选择特征的情况下, 随着机器学习技术的发展, 在线特征提取系统能够在反馈训练开始之前使用机器学习的分类算法找出合适的训练特征。在开源软件系统 OpenVIBE 中, 能够采取线性判别分析(Linear Discriminant Analysis, LDA)、支持向量机(Support Vector Machine, SVM)、多层感知器(Multiply Layer Perceptor, MLP)等多种算法对原始的脑电信号进行分类训练, 从而找到合适的特征。

第四个部分是在线反馈生成系统。获取了进行训练的特征后, 需要根据特征的变化在线转化为个体感官的刺激。刺激的选择包括感官阈限以上以及感官阈限以下两种方式, 有研究认为与无意识的刺激相比, 有意识的刺激能够引起更为广泛而连贯并且具有刺激特异性的大脑活动(Doesburg et al., 2009; Panagiotaropoulos et al., 2012)。有意识的反馈刺激包括视觉刺激、听觉刺激、触觉刺激以及多种方法组合的刺激等, Vukelic 和 Gharabaghi (Vukelic & Gharabaghi, 2015)对比了视觉刺激的神经反馈机制和躯体感觉刺激神经反馈相干振荡的连接性网络, 发现了躯体感觉刺激的形式更能使得大脑活动意识控制的水平增加。Hinterberger 等研究者(Hinterberger et al., 2004)对比完全瘫痪被试对于不同反馈刺激的表现, 发现视觉反馈刺激的在神经反馈中自我调节慢皮层电位的效果优于听觉反馈刺激的训练效果。触觉刺激信号也被广泛使用由于触觉刺激能够避免出现前庭器官的刺激效应, 这种效应可能是由于听觉反馈引起的, Basta 等研究者(Basta et al., 2011)认为触觉神经反馈能够避免感觉输入的交叉作用而引起的感觉冲突, 能够协助视听觉感官能力退化的老年人更好地参与神经反馈训练。除了对比不同感觉刺激的优缺点而进行刺激选择以外, 特定的训练特征需要使用与之对应的特定感觉刺激方式进行。最为常见的是 theta/alpha 频段活动的特征, Gruzelier 等研究者(Gruzelier, 2014b)通过对健康儿童使用 theta/alpha 特征进行闭眼听觉刺激的神经反馈训练以提高创造能力, 研究者发现 theta/alpha 节律的协同活动能够提高放松水平以及减少交流, 这种协同活动是需要闭眼状态的遐想以及朦胧状态起作用的, 因此听觉刺激是 theta/alpha 神经反馈训练的常见刺激形式。

最后一个部分是训练者本身。并不一定每个参与神经反馈的个体都能够学会如何对自己的大脑活动进行自我调节, 动机因素以及在神经反馈训练中使用的心理策略是影响个体在训练中能否取得成功的主



要因素。Hofmann 等研究者(Hofmann, Schmeichel, & Baddeley, 2012)认为在神经反馈中, 被试需要有足够成就动力来克服实际与潜在表现之间的差距来克服在神经反馈训练过程中遇到障碍的水平才可以在神经反馈训练中获得有效的训练效果, 但是过高的成就动机则会对反馈的效果呈现反向的作用, Matthias 等研究者(Matthias et al., 2013)通过对健康被试以神经反馈的形式训练感觉运动节律的时候发现被试控制信念的水平与调节感觉运动皮层节律的能力呈现负相关, 认为内在动机过大可能会导致认知超载而对训练产生负面影响。除此以外, 在神经反馈任务的设计中, 有趣而让人愉快的任务会促进内在动力的提升, 而重复试次则会降低内在动力, 因此需要主试协助被试在反馈训练过程中保持适度的动机(Ute, 2014)。在神经反馈训练中, 心理策略指被试在自我调节过程中用于调节目标特征而使得正性反馈信号持续出现的一些方法, 其选择取决于神经反馈训练的特征以及特征反映的认知功能, 在 theta/alpha 频段的神经反馈中被试只需要在训练过程中保持放松以及专注。相反, 研究者通过对比在神经反馈中成功自我调节的被试与失败的被试发现, 成功的被试偏向于自己在训练过程中探索出符合自身的策略(Neumann, 2001)。Kober 等研究者(Kober et al., 2013)在训练健康被试调节慢皮层电位时发现没有遵循特定策略的被试在训练中反而获得更好的训练效果。这些结果都表明在神经反馈训练中, 给予被试足够的时间去摸索适合自身大脑活动调节的作用是重要的。但是 Heinrich 等研究者(Heinrich et al., 2004)则认为完全让个体在神经反馈训练中摸索合适的策略是不合适的, 它们发现调节活动会随着训练推进而对初始策略失去依赖, 从而获得调节活动自动化的效果。

### 3. 脑电神经反馈实验方案的设置

脑电神经反馈的实验方案设计从实验分组的角度可以区分为三种不同的设计方案, 分别是单盲实验设计(被试不知道自己的分组), 双盲实验设计(被试和主试都不知道自己的分组)以及三盲实验设计(通过第三方评估实验效果), 而每一种设计方案都涉及实验分组、前后测任务设置以及训练 session 的设置等三个方面。第一方面是实验分组。在脑电神经反馈实验中, 至少一个实验组是必须的, 用于接受与研究目的特征的训练。有一些研究会使用多个实验组, 对比不同特征在训练相同的认知功能时表现的差异, Egner 以及 Gruzelier (Egner & Gruzelier, 2004)分别设置了感觉运动皮层节律实验组以及下行 beta 频段节律实验组, 对比两组之间对于注意力维持任务以及听觉 p300b 成分的训练效果是否产生差异。而至少一个积极控制组的存在也是必须的。在脑电神经反馈实验中, 积极控制组的存在不仅能够确保对于重复相关效应的影响, 也可以控制由整体设置导致而非目标特征特异性影响的效应。实验组与积极控制组的对比的结果能够证明训练特异性的效果。积极控制组的设置具有三种不同的形式, 第一种是使用来自实验组被试的反馈信号重复呈现给积极控制组的被试(Enriquez-Geppert et al., 2013), 也称为假反馈分组。在这种形式的积极反馈组设置中, 需要注意对于积极控制组被试伪迹的监测与重复呈现的反馈信号进行匹配, 以避免积极控制组被试产生对当前反馈信号的干扰作用以及对反馈信号的真实怀疑。第二种积极控制组的设计方式则是使用训练与实际训练目标无关的特征, Reiner 等研究者(Reiner, Rozengurt, & Barnea, 2014)把与工作记忆巩固相关的额叶 theta 频段活动作为实验组的训练特征, 而把与工作记忆巩固无关的 beta 节律作为积极控制组的训练, 通过对比两组在工作记忆巩固中的表现获得 theta 频段训练对于工作记忆巩固的特异性作用, 与假反馈组相比, 训练无关特征的积极控制组更能够组织对于特定频段自我调节的有效学习。除此以外, 也有研究把多种无关特征混合在一起在积极控制组的不同 session 中分别进行期中的训练, 以产生训练的偶然性(Stefanie et al., 2017)。第三种积极控制组的分组方式则是对目标特征进行反向调节(Van Schie et al., 2014)。在反向控制组中, 积极控制组需要把与实验组一致的特征进行反向自我调节的时候才可以获得正反馈的刺激, 而这种方式由于涉及相同的训练特征, 因此使用得比较少。

前后测任务设定指的是在神经反馈训练前后设置相同的任务范式, 这些任务是能够测量在训练目的

的实验范式。训练特征在功能上的非特异性,对特征训练是否产生迁移效果也作为前后测任务的设置中,因此常见的神经反馈前后测中都包含多个不同任务范式组成的任务池,Stefanie 等研究者(Stefanie et al., 2014)使用了四种不同类型的执行功能任务作为前后测用于衡量前额 theta 频段节律活动的训练效果,包括冲突监测任务、行为抑制任务、认知灵活性任务以及记忆更新任务,发现实验组在神经反馈训练提高的前额 theta 活动与主动控制的任务转换以及记忆更新任务的提高具有正相关,这表明前额 theta 的神经反馈训练产生了近迁移效应。前后测任务池的设置次数也是脑电神经反馈实验设计需要考虑的一个因素,常见的前测任务设置是在第一次神经反馈训练前进行,并且需要与第一次神经反馈训练至少相隔一天的时间,而后测任务设置则是在最后一次神经反馈训练后至少相隔一天进行。随着神经反馈训练的神经可塑性以及治疗效果能否在长时间保持作用质疑的提出,脑电神经反馈实验设计也需要在训练完成后 3 到 6 个月内加入一次跟踪的前后测任务,除此以外,也有实验设计在每一次神经反馈训练 session 之间的间隔设置测验任务池,从而能够通过每个训练 session 后测验任务表现的变化衡量神经反馈训练的效果,这种测试任务的设置是基于在神经反馈训练的 session 中会出现 session 内学习的情况,称为对训练的反应能力(Gruzelier, 2014b)。因此这些研究结果可以表明,在实验中检验神经反馈训练效果的测试设置是灵活的,研究者能够根据自身的需要对前后测的位置以及次数进行调节。

最后一个需要注意的问题是神经反馈训练中 session 的设置,session 的设置包括需要安排 session 的次数、每个 session 的持续时间、训练 session 中是否进行休息、训练 session 中基线的提取等不同的部分。训练 session 次数设置是基于相似实验范式的效应量大小而进行设置的,以及取决于实验目的的需要。研究表明被试在接受 4~6 个 session 的神经反馈训练后训练效果会达到渐近线的平稳阶段,而在随后的训练 session 中就会出现训练效果的停止增加(Ros et al., 2009; Gruzelier et al., 2010)由于训练疲劳或者过度学习。这些研究还认为患者在神经反馈中的学习曲线与健康被试的学习曲线不一致,在 ADHD 患者的研究中,ADHD 实验组的被试在最后三个或者五个 session 中保持了训练参数动态变化的稳定性。为了克服过度训练的问题并且找出应每个被试最优的训练 session 数目,有研究使用了个性化的 session 设置,对于每个被试,对每一次训练 session 后的结果进行分析,从而在最好训练效果的神经反馈 session 结束后,进行后测任务的测试(Harmelech, Friedman, & Malach, 2015)。第二个部分是每个训练 session 的持续时间以及间隔。对 session 持续时间的考虑是基于集中学习与分布学习的争论(Carpenter et al., 2012),相比于集中学习,分布式学习在教育环境中能够获得更好的学习效果,Ute (Ute, 2014)发现与连续反馈相比,离散性比例反馈在训练效果是最优的,强化学习的研究(Thompson, Iwata, & Hagopian, 2005)也表明持续性周期的强化能够促进训练的效果。但是对于每个 session 间隔最合理的间隔长度仍然没有一个明确的标准。在每个训练的 session 中,一般持续时间是 20~40 分钟,训练 session 时间的设置被试对于训练刺激的注意力保持程度,也取决于被试的健康状态以及接受训练 session 的时间,过长的训练 session 时间会导致被试认知资源的消耗以及注意力不集中。除此以外,在训练 session 中区分休息 block 以及反馈训练 block 是十分重要的。休息 block 的加入不仅能够使被试获得休息,还能够记录被试在每个训练 block 之后静息状态的基线活动,能够用于测量 session 的训练效果变化。综上所述,对于神经反馈训练 session 间隔设置应该具有一定的分散性,不应该在一天或者短时间内完成多个训练 session,而且需要保证被试有足够的时间对每一次训练后的效果进行练习以及评估,并且在每一个 session 内不应该设置太长的训练时间,需要训练时间通过休息 block 的方式分隔开。

#### 4. 脑电神经反馈的效果评价

对于脑电神经反馈,评价其训练效果最为直观的方式是把目标认知功能的测量指标在训练组(实验组和积极控制组)因素以及时间(前测与后测)之间进行重复测量方差分析,当实验组在后测中相比前测表现

的提升显著高于积极控制组前后测之间表现提升的程度，则可以证明对于该指标表现的神经反馈训练是有效的。但是仅仅通过实验组与控制组在前后测表现的变化是不够的，因为这种表现的提升可能并非神经反馈训练特异性所带来的大脑可塑性变化导致的效果。因此，神经反馈训练有效性的效果需要测量在神经反馈训练过程中大脑活动的变化。Dempster 和 Vernon (Dempster & Vernon, 2009)提出了三种测量神经反馈训练中脑活动改变的方法，第一种是针对于特征是具体频段振荡活动的训练，把振荡活动的振幅(amplitude)除以功率(power)的绝对值作为训练效果效果的指标；第二种方法则是针对所有特征的训练，通过计算积极反馈中所花时间除以训练过程时间的百分比，称为到达预期大脑状态所花费的时间，第三种方法则是前两者的结合，即达到理想状态所花费的时间乘以神经反馈过程中振幅的平均水平。除此以外，与每个训练 session 中基线值的对比也是衡量效果的重要指标。基线值是在每次训练 session 开始之前必须计算的训练特征值，作为神经反馈中大脑活动改变的参考值，与训练中生成反馈刺激的特征值不同，基线特征的采集需要被试处于放松平静等静息状态或者根据目的处于某一种特定的任务条件下，基线值的设定能够把神经反馈训练的特异性从一般大脑活动中区分出来。基线值的计算方式没有一种统一的标准，最为普遍的计算方式是在基线特征测量的时间间隔中取特征的平均值作为基线，有研究使用了间隔内具有特征值最大的时间点减去最小值的时间点再乘以 1.1 的值作为基线(Harmelech, Friedman, & Malach, 2015)，也有研究以训练前实验中与目标条件对应的另一个条件中特征均值作为基线(Ray et al., 2015)，Zoefel 等(Zoefel et al., 2011)则是使用了测量反馈目的的心理旋转任务中的特征作为基线。需要注意的是，基线的确定需要根据训练特征，特别是频段振荡活动的阶段性而进行设定(Sherlin et al., 2011)。把训练 session 的特征值减去或者除以基线值后，则可以把特征在训练 session 中的特异性变化提取出来。这个值可以在 session 内进行对比，即对比 session 中每一个训练 block 去除基线活动后的变化差异，也可以用于 session 之间训练效果的对比测量值，每个 session 的基线也可以用作 session 间训练效果的指标，用于测量训练是否对静息状态的特征活动具有提升。对于以某个具体频段振荡活动作为特征的神经反馈训练，其他频段的频谱值也作为特异性的指标，如果在训练过程中同时激活了目标特征以外的频段振荡活动，则表明训练具有非频段特异性，能够迁移到其他不同的频段中。这些指标在脑电神经反馈的应用上广泛使用，上述的各个指标中，以特征除去基线活动在 session 内以及 session 间的应用最多。

## 5. 脑电神经反馈的机制理论

对于脑电神经反馈是如果在大脑中实现对于大脑活动的自我调节，目前仍然缺乏一个统一的观点，在这些理论中，本文将会选择几个具有代表性的理论进行叙述。第一个是操作学习理论，操作学习理论是斯金纳基于经典条件理论的修改，也是生物反馈训练的基础理论。该理论认为只要偶然的反馈或者奖励强化了正确或者期望的大脑反应时，对于大脑活动的控制就会进行，在脑电神经反馈中，运用区别性的反馈刺激把不同的大脑活动进行区分，并且通过正反馈的形式不断强化大脑对于这种正反馈的反应(Beatty & Legewie, 1977; Fetz, 2007)。操作学习理论强调神经反馈过程中前额叶脑区以及纹状体通路对于不同反馈刺激的选择性参与作用，认为这个通路是神经反馈中自我调节活动得以成功的关键因素(Gruart et al., 2015)。第二个理论是双重加工理论(Dual Process Theory)。这个理论从被试摸索神经反馈调节策略的过程，结合前馈和反馈学习的过程来对神经反馈学习进行解释。在双重加工理论中，如果被试能够在摸索的过程能够找到有效控制反馈信号的策略，会继续对其进行强化加工使得对这个策略的使用成为自动化的过程，而对于一直没能找到合适策略的被试，只能通过加工反馈信号来引导大脑的学习，或者无法学习对信号的自我调节，因此造成了在神经反馈训练中的不同效果(Lacroix & Gowen, 1981)。在双重加工理论中，研究者认为对于无法找到有效策略的被试，需要通过在有明确指示以及没有明确指示下交替进行神经反馈训练。第三种理论是意识学习理论(Awareness Theory)，该理论认为神经反馈信号提供了被



试意识到的大脑活动的信息，这导致了对这些有效信号的自主控制。与操作性学习理论不同，意识学习理论强调了对强化物的意识才是强化偶然反应的重要因素，只有当个体意识到这些信号中包含大脑活动的信息时，才会把反馈信号作为强化物与大脑活动连接在一起(Keefe & Francis, 1978)。但是意识学习理论缺乏具体的脑活动机制，并且在后续的研究中被认为对于反馈信号的意识并不是控制大脑活动所必需的。第四种理论是全局工作空间理论(Global Workspace Theory)，这种理论认为脑电神经反馈中对于神经活动的学习控制是通过反馈信号作为刺激引起大脑汇总广泛而全面的分布而实现的(Ros et al., 2014)。全局工作空间理论是基于大脑是一个具有多重功能动态稳定性的一个系统，一旦大脑内部稳态的临界线被打破，大脑就能在多个相互排斥的状态之间进行临时交替。而在神经反馈中，认为反馈信号对于大脑的刺激是检索与反馈信号相联系的生理活动机制，受到反馈刺激后，大脑会通过全脑的广播机制寻找合适的局部适应反馈事件的单元。因此这个广播信号则是一个全局的信息，但是只有与反馈信号对应的神经活动所在的单元才可以对这个全局信号产生响应。这种理论还认为这种广播信号同样是以不同频段的振荡活动信号而进行发送的，产生反馈刺激生理活动对应的源头能够通过振荡活动中传递的信息而对这个信号做出响应。在响应的过程中，全局工作理论基于赫布学习的理论，认为能够对全局信号进行响应的活动会被一致性的突触捆绑在一起，从而使全发射局信号的神经元群落和响应信号的神经元群落形成相互连接的状态，在一定时间之后就会加强彼此的联系，从而使得这些神经元群里偶读连接更容易出现形成更为稳固的连接通路(Andreas et al., 2012)。而 Sitaram 等研究者(Sitaram et al., 2016)则综合了基于视觉反馈刺激的神经反馈研究，提出了神经反馈的三网络机制，分别是神经反馈控制网络、神经反馈学习网络以及神经反馈奖赏加工网络。神经反馈控制网络包括外侧枕叶皮层(lateral occipital cortex, LOC)、背外侧前额叶皮层(dorsolateral prefrontal cortex, DLPFC)、后顶叶皮层(posterior parietal cortex, PPC)以及丘脑(thalamus)。这些脑区在控制网络中负责不同的功能，外侧枕叶皮层作为视觉皮层所在的脑区以注意的方式对视觉刺激进行控制，而背外侧前额叶皮层以及后顶叶皮层则负责对执行策略进行控制，这种对任务的控制会受到丘脑的调节，丘脑通过调节皮层唤醒程度来调整背外侧前额叶以及后顶叶皮层对于任务的执行。神经反馈的奖赏加工网络则是由前脑岛皮层(anterior insular cortex, AIC)、前扣带回(anterior cingulate cortex, ACC)、腹侧纹状体(ventral striatum, VS)三个脑区组成，其中前扣带回以及前脑岛皮层都是凸显网络的成分，它们通过协同作用能够参与反馈与奖赏的有意识感知，对反馈信号的奖赏信息进行加工，而腹侧纹状体则是参与到无意识的奖赏与反馈加工中。而最后一部分则是神经反馈的学习网络，包括背侧纹状体(dorsal striatum, DS)，这个脑区被认为参与到反馈引起的学习机制活动中。综上所述，对于脑电神经反馈大脑活动的机制，有大量的理论以及元分析进行了论述，但是仍然无法得出具体的活动机制。

## 6. 总结

脑电神经反馈作为神经反馈的主要形式具有广泛的应用，不仅能够用于精神障碍患者的治疗以及退行性疾病的恢复中，还可以应用于提高健康个体的认知能力的巅峰表现。除此以外，由于其灵活而直接作用于大脑活动特征的机制，脑电神经反馈作为实验操纵条件用于研究特定神经活动对于认知功能或者行为表现的作用机制(Ole et al., 2011)。在未来的发展中，脑电神经反馈能够在特征的个体化上需要巨大的发展空间，与传统实验中实验组使用相同的训练特征不同，机器学习技术、脑电量化技术以及脑电溯源技术能够使得神经反馈训练脑电特征的提取更为灵活以及个性化，同时也有效地加强了对于眼电伪迹、肌电伪迹、全脑容积效应伪迹的控制。而结合其他脑成像技术的脑电神经反馈模式，也能够克服神经反馈模式中空间分辨率不足的问题，并且能够获得更为精确与高阶的特征指标。因此，脑电神经反馈在未来的认知神经科学研究中，仍然具有广阔的发展潜力以及空间。



## 参考文献

- Andreas, K., Florian, H., Marc-Oliver, G., Edgar, K., & Günther, P. (2012). Does Spike-Timing-Dependent Synaptic Plasticity Couple or Decouple Neurons Firing in Synchrony? *Frontiers in Computational Neuroscience*, 6, 55. <https://doi.org/10.3389/fncom.2012.00055>
- Angelakis, E., Stathopoulou, S., Frymiare, J. L., Green, D. L., & Kounios, J. (2007). EEG Neurofeedback: A Brief Overview and an Example of Peak Alpha Frequency Training for Cognitive Enhancement in the Elderly. *The Clinical Neuropsychologist*, 21, 110-129. <https://doi.org/10.1080/13854040600744839>
- Arns, M., De Ridder, S., Strehl, U., Breteler, M., & Coenen, A. (2009). Efficacy of Neurofeedback Treatment in ADHD: The Effects on Inattention, Impulsivity and Hyperactivity: A Meta-Analysis. *Clinical EEG & Neuroscience*, 40, 180-189. <https://doi.org/10.1177/155005940904000311>
- Arns, M., Feddema, I., & Kenemans, J. L. (2014). Differential Effects of Theta/Beta and SMR Neurofeedback in ADHD on Sleep Onset Latency. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8, 1019. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.01019>
- Arns, M., Heinrich, H., & Strehl, U. (2014). Evaluation of Neurofeedback in ADHD: The Long and Winding Road. *Biological Psychology*, 95, 108-115. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2013.11.013>
- Basta, D., Rossi-Izquierdo, M., Soto-Varela, Andrés, Greters, M. E., Bittar, R. S., Steinhagen-Thiessen, E. et al. (2011). Efficacy of a Vibrotactile Neurofeedback Training in Stance and Gait Conditions for the Treatment of Balance Deficits. *Otology & Neurotology*, 32, 1492-1499. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e31823827ec>
- Beatty, J., & Legewie, H. (1977). *Biofeedback and Behavior*. New York: Plenum Press. <https://doi.org/10.1007/978-1-4684-2526-0>
- Brunner, C., Scherer, R., Graimann, B., Supp, G., & Pfurtscheller, G. (2006). Online Control of a Brain-Computer Interface Using Phase Synchronization. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53, 2501-2506. <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.881775>
- Carpenter, S. K., Cepeda, N. J., Rohrer, D., Kang, S. H. K., & Pashler, H. (2012). Using Spacing to Enhance Diverse Forms of Learning: Review of Recent Research and Implications for Instruction. *Educational Psychology Review*, 24, 369-378. <https://doi.org/10.1007/s10648-012-9205-z>
- Coben, R. (2007). *Connectivity-Guided Neurofeedback for Autistic Spectrum Disorder*. Biofeedback. [https://doi.org/10.1300/J184v11n01\\_02](https://doi.org/10.1300/J184v11n01_02)
- De Vos, M., Kroesen, M., Emkes, R., & Debener, S. (2014). P300 Speller BCI with a Mobile EEG System: Comparison to a Traditional Amplifier. *Journal of Neural Engineering*, 11, Article ID: 036008. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/11/3/036008>
- Dempster, T., & Vernon, D. (2009). Identifying Indices of Learning for Alpha Neurofeedback Training. *Applied Psychophysiology & Biofeedback*, 34, 309-318. <https://doi.org/10.1007/s10484-009-9112-3>
- Doesburg, S. M., Green, J. J., McDonald, J. J., & Ward, L. M. (2009). Rhythms of Consciousness: Binocular Rivalry Reveals Large-Scale Oscillatory Network Dynamics Mediating Visual Perception. *PLoS ONE*, 4, e6142. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0006142>
- Egner, T., & Gruzelier, J. H. (2001). Learned Self-Regulation of EEG Frequency Components Affects Attention and Event-Related Brain Potentials in Humans. *Neuroreport*, 12, 4155-4159. <https://doi.org/10.1097/00001756-200112210-00058>
- Egner, T., & Gruzelier, J. H. (2004). Eeg Biofeedback of Low Beta Band Components: Frequency-Specific Effects on Variables of Attention and Event-Related Brain Potentials. *Clinical Neurophysiology*, 115, 131-139. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(03\)00353-5](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(03)00353-5)
- Enriquez-Geppert, S., Huster, R. J., & Herrmann, C. S. (2013). Boosting Brain Functions: Improving Executive Functions with Behavioral Training, Neurostimulation, and Neurofeedback. *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology*, 88, 1-16. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2013.02.001>
- Fazli, S., Mehnert, J., Steinbrink, J., Curio, G., Villringer, A., Klaus-Robert, M. et al. (2012). Enhanced Performance by A Hybrid NIRS-EEG Brain Computer Interface. *NeuroImage*, 59, 519-529. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.07.084>
- Fernández, T., Herrera, W., Harmony, T., Díaz-Comas, L., & Valdés, R. (2003). EEG and Behavioral Changes Following Neurofeedback Treatment in Learning Disabled Children. *Clinical EEG (Electroencephalography)*, 34, 145-152. <https://doi.org/10.1177/155005940303400308>
- Fetz, E. E. (2007). Volitional Control of Neural Activity: Implications for Brain-Computer Interfaces. *The Journal of Physiology*, 579, 571-579. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2006.127142>
- Fries, P. (2005). A Mechanism for Cognitive Dynamics: Neuronal Communication through Neuronal Coherence. *Trends in*

- Cognitive Sciences*, 9, 474-480. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2005.08.011>
- Fuchs, T., Birbaumer, N., Lutzenberger, W., Gruzelier, J. H., & Kaiser, J. (2003). Neurofeedback Treatment for Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder in Children: A Comparison with Methylphenidate. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 28, 1-12. <https://doi.org/10.1023/A:1022353731579>
- Gruart, A., Leal-Campanario, R., López-Ramos, J. C., & Delgado-García, J. M. (2015). Functional Basis of Associative Learning and Its Relationships with Long-Term Potentiation Evoked in the Involved Neural Circuits: Lessons from Studies in Behaving Mammals. *Neurobiology of Learning and Memory*, 124, 3-18. <https://doi.org/10.1016/j.nlm.2015.04.006>
- Gruzelier, J. H. (2014a). EEG-Neurofeedback for Optimising Performance. I: A Review of Cognitive and Affective Outcome in Healthy Participants. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 44, 124-141. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2013.09.015>
- Gruzelier, J. H. (2014b). Eeg-Neurofeedback for Optimising Performance. III: A Review of Methodological and Theoretical Considerations. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 44, 159-182. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2014.03.015>
- Gruzelier, J., Inoue, A., Smart, R., Steed, A., & Steffert, T. (2010). Acting Performance and Flow State Enhanced with Sensory-Motor Rhythm Neurofeedback Comparing Ecologically Valid Immersive VR and Training Screen Scenarios. *Neuroscience Letters*, 480, 112-116. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.06.019>
- Harmelech, T., Friedman, D., & Malach, R. (2015). Differential Magnetic Resonance Neurofeedback Modulations across Extrinsic (Visual) and Intrinsic (Default-Mode) Nodes of the Human Cortex. *Journal of Neuroscience*, 35, 2588-2595. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3098-14.2015>
- Heinrich, H., Gevensleben, H., Freisleder, F. J., Moll, G. H., & Rothenberger, A. (2004). Training of Slow Cortical Potentials in Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder: Evidence for Positive Behavioral and Neurophysiological Effects. *Biological Psychiatry*, 55, 772-775. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2003.11.013>
- Helfrich, R. F., & Knight, R. T. (2016). Oscillatory Dynamics of Prefrontal Cognitive Control. *Trends in Cognitive Sciences*, 20, 916-930. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2016.09.007>
- Hinterberger, T., Neumann, N., Pham, M., Andrea, K., Grether, A., Hofmayer, N. et al. (2004). A Multimodal Brain-Based Feedback and Communication System. *Experimental Brain Research*, 154, 521-526. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1690-3>
- Hofmann, W., Schmeichel, B. J., & Baddeley, A. D. (2012). Executive Functions and Self-Regulation. *Trends in Cognitive Sciences*, 16, 174-180. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2012.01.006>
- Jacek, R., Katarzyna, J., Katarzyna, P., Ewa, K., Ryszard, C., & Andrzej, W. (2016). The Do's and Don'ts of Neurofeedback Training: A Review of the Controlled Studies Using Healthy Adults. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10, 301. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00301>
- Keefe, & Francis, F. J. (1978). Biofeedback: Theory and Research. *Psychosomatic Medicine*, 40, 441-442. <https://doi.org/10.1097/00006842-197808000-00012>
- Keizer, A. W., Verment, R. S., & Hommel, B. (2010). Enhancing Cognitive Control through Neurofeedback: A Role of Gamma-Band Activity in Managing Episodic Retrieval. *NeuroImage*, 49, 3404-3413. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.11.023>
- Keynan, J. N., Meir-Hasson, Y., Gilam, G., Cohen, A., Jackont, G., Kinreich, S. et al. (2016). Limbic Activity Modulation Guided by fMRI-Inspired EEG Improves Implicit Emotion Regulation. *Biological Psychiatry*, 80, 490-496. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2015.12.024>
- Kober, S. E., Matthias, W., Manuel, N., Christa, N., & Guilherme, W. (2013). Learning to Modulate One's Own Brain Activity: The Effect of Spontaneous Mental Strategies. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 695. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00695>
- Kouijzer, M. E. J., Moor, J. M. H. D., Gerrits, B. J. L., Congedo, M., & Schie, H. T. V. (2009). Neurofeedback Improves Executive Functioning in Children with Autism Spectrum Disorders. *Research in Autism Spectrum Disorders*, 3, 145-162. <https://doi.org/10.1016/j.rasd.2008.05.001>
- Lacroix, J. M., & Gowen, A. (1981). The Acquisition of Autonomic Control through Biofeedback: Some Tests of Discrimination Theory. *Psychophysiology*, 18, 559-572. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1981.tb01826.x>
- Lubar, J. O., & Lubar, J. F. (1984). Electroencephalographic Biofeedback of SMR and Beta for Treatment of Attention Deficit Disorders in a Clinical Setting. *Biofeedback and Self-Regulation*, 9, 1-23. <https://doi.org/10.1007/BF00998842>
- Matthias, W., Erika, K. S., Manuel, N., Christa, N., & Guilherme, W. (2013). Control Beliefs Can Predict the Ability to up-Regulate Sensorimotor Rhythm during Neurofeedback Training. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 478. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00478>
- Millan, J. J. D. R., Galan, F., Vanhooydonck, D., Lew, E., Philips, J., & Nuttin, M. (2009). *Asynchronous Non-Invasive Brain-Actuated Control of an Intelligent Wheelchair*. International Conference of the IEEE Engineering in Medicine &

- Biology Society. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5332828>
- Miller, N. E. (1969). Learning of Visceral and Glandular Responses. *Science*, *163*, 434-445. <https://doi.org/10.1126/science.163.3866.434>
- Mottaz, A., Solcà, M., Magnin, C., Corbet, T., Schnider, A., & Guggisberg, A. G. (2015). Neurofeedback Training of Alpha-Band Coherence Enhances Motor Performance. *Clinical Neurophysiology*, *126*, 1754-1760. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.11.023>
- Neumann, N. (2001). *Gehirn-Computer-Schnittstelle: Einflussfaktoren der Selbstregulation Langsamer Kortikaler Hirnpotentiale*. Dissertation, Tübingen: Schwäbische Verlagsgesellschaft.
- Ole, J., Ali, B., Robert, O., Stefan, K., Avgis, H., Okazaki, Y. O. et al. (2011). Using Brain-Computer Interfaces and Brain-State Dependent Stimulation as Tools in Cognitive Neuroscience. *Frontiers in Psychology*, *2*, 100. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2011.00100>
- Panagiotaropoulos, T. I., Deco, G., Kapoor, V., & Logothetis, N. K. (2012). Neuronal Discharges and Gamma Oscillations Explicitly Reflect Visual Consciousness in the Lateral Prefrontal Cortex. *Neuron*, *74*, 924-935. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2012.04.013>
- Ray, A. M., Ranganatha, S., Mohit, R., Emanuele, P., Korhan, B., Cuntai, G. et al. (2015). A Subject-Independent Pattern-Based Brain-Computer Interface. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, *9*, 269. <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2015.00269>
- Reiner, M., Rozenfurt, R., & Barnea, A. (2014). Better than Sleep: Theta Neurofeedback Training Accelerates Memory Consolidation. *Biological Psychology*, *95*, 45-53. <https://doi.org/10.1186/1471-2202-10-87>
- Ros, T., J. Baars, B., Lanius, R. A., & Vuilleumier, P. (2014). Tuning Pathological Brain Oscillations with Neurofeedback: A Systems Neuroscience Framework. *Frontiers in Human Neuroscience*, *8*, 1008. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.01008>
- Ros, T., Moseley, M. J., Bloom, P. A., Benjamin, L., Parkinson, L. A., & Gruzelier, J. H. (2009). Optimizing Microsurgical Skills with EEG Neurofeedback. *BMC Neuroscience*, *10*, 87.
- Schlogl, A., Keinrath, C., Zimmermann, D. et al. (2007). A Fully Automated Correction Method of EOG Artifacts in EEG Recordings. *Clinical Neurophysiology*, *118*, 98-104. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2006.09.003>
- Sherlin, L. H., Arns, M., Lubar, J., Heinrich, H., Kerson, C., Strehl, U. et al. (2011). Neurofeedback and Basic Learning Theory: Implications for Research and Practice. *Journal of Neurotherapy*, *15*, 292-304. <https://doi.org/10.1080/10874208.2011.623089>
- Sitaram, R., Ros, T., Stoekel, L., Haller, S., Scharnowski, F., Lewis-Peacock, J. et al. (2016). Closed-Loop Brain Training: The Science of Neurofeedback. *Nature Reviews Neuroscience*, *18*, 86-100. <https://doi.org/10.1038/nrn.2016.164>
- Song, J., Davey, C., Poulsen, C., Luu, P., Turovets, S., Anderson, E. et al. (2015). EEG Source Localization: Sensor Density and Head Surface Coverage. *Journal of Neuroscience Methods*, *256*, 9-21. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2015.08.015>
- Stefanie, E. G., Huster René J., & Herrmann, C. S. (2017). Eeg-Neurofeedback as a Tool to Modulate Cognition and Behavior: A Review Tutorial. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*, 51. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00051>
- Stefanie, E. G., Huster, R. J., Christian, F., & Herrmann, C. S. (2014). Self-Regulation of Frontal-Midline Theta Facilitates Memory Updating and Mental Set Shifting. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, *8*, 420. <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2014.00420>
- Sterman, M. B. (1973). Neurophysiologic and Clinical Studies of Sensorimotor EEG Biofeedback Training: Some Effects on Epilepsy. *Seminars in Psychiatry*, *5*, 507.
- Sterman, M. B., Macdonald, L. R., & Stone, R. K. (1974). Biofeedback Training of the Sensorimotor Electroencephalogram Rhythm in Man: Effects on Epilepsy. *Epilepsia*, *15*, 395-416. <https://doi.org/10.1111/j.1528-1157.1974.tb04016.x>
- Thompson, R. H., Iwata, B. A., & Hagopian, L. (2005). A Review of Reinforcement Control Procedures. *Journal of Applied Behavior Analysis*, *38*, 257-278. <https://doi.org/10.1901/jaba.2005.176-03>
- Ute, S. (2014). What Learning Theories Can Teach Us in Designing Neurofeedback Treatments. *Frontiers in Human Neuroscience*, *8*, 894. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00894>
- Van Schie, H. T., Whitmarsh, S., Wouters, J., & Jensen, O. (2014). *Neurofeedback as an Experimental Technique: Controlled Theta Oscillations Modulate Reaction Times in a Sternberg Working Memory Task*. Conference Program and Abstracts SAN/NIHC 2014 Meeting.
- Vernon, D., Egner, T., Cooper, N., Compton, T., Neilands, C., Sheri, A. et al. (2003). The Effect of Training Distinct Neurofeedback Protocols on Aspects of Cognitive Performance. *International Journal of Psychophysiology*, *47*, 75-85. [https://doi.org/10.1016/S0167-8760\(02\)00091-0](https://doi.org/10.1016/S0167-8760(02)00091-0)
- Von Stein, A., Chiang, C., & Konig, P. (2000). Top-down Processing Mediated by Interareal Sync Hronization. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *97*, 14748-14753. <https://doi.org/10.1073/pnas.97.26.14748>



- Vukelic, M., & Gharabaghi, A. (2015). Oscillatory Entrainment of the Motor Cortical Network during Motor Imagery Is Modulated by the Feedback Modality. *NeuroImage*, *111*, 1-11. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.01.058>
- Wang, Q., Sourina, O., & Nguyen, M. K. (2011). Fractal Dimension Based Neurofeedback in Serious Games. *The Visual Computer*, *27*, 299-309. <https://doi.org/10.1007/s00371-011-0551-5>
- Wyrwicka, W., & Sterman, M. B. (1968). Instrumental Conditioning of Sensorimotor Cortex EEG Spindles in the Waking Cat. *Physiology & Behavior*, *3*, 703-707. [https://doi.org/10.1016/0031-9384\(68\)90139-X](https://doi.org/10.1016/0031-9384(68)90139-X)
- Zoefel, B., Huster, R. J., & Herrmann, C. S. (2011). Neurofeedback Training of the Upper Alpha Frequency Band in EEG Improves Cognitive Performance. *NeuroImage*, *54*, 1427-1431. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2010.08.078>
- Zotev, V., Phillips, R., Yuan, H., Misaki, M., & Bodurka, J. (2014). Self-Regulation of Human Brain Activity Using Simultaneous Real-Time fMRI and EEG Neurofeedback. *NeuroImage*, *85*, 985-995.