

1.1.1. Physiologische Grundlagen und Neurofeedback Verfahren

Das 10–20-System ist ein international standardisiertes Verfahren zur Platzierung von EEG-Elektroden auf der Kopfoberfläche. Die Bezeichnung „10–20“ bezieht sich auf die prozentualen Abstände zwischen den Elektroden in Bezug auf die Gesamtdistanz zwischen anatomischen Referenzpunkten des Schädels (Nasion, Inion, Präaurikulärpunkte). Die ungeraden Zahlen bezeichnen die linke, die geraden Zahlen die rechte Hemisphäre, „z“ steht für die Mittellinie (z. B. Cz). Im Neurofeedback werden diese Punkte gezielt genutzt, um regionale neuronale Aktivitätsmuster abzuleiten und zu trainieren (z. B. SMR-Training über C4 oder Alpha-Training über Pz).

Das Elektroenzephalogramm (EEG) misst die elektrische Aktivität des Gehirns, die durch die summierte Aktivität postsynaptischer Potenziale in den Pyramidenzellen des Kortex entsteht. Diese Aktivität wird in Form von Frequenzbändern dargestellt, die mit bestimmten Bewusstseinszuständen und mentalen Prozessen korrelieren: Im Neurofeedback wird die Amplitude (Höhe) dieser Frequenzen in Echtzeit gemessen und dem Trainierenden rückgemeldet, um Selbstregulation neuronaler Aktivität zu ermöglichen.

Ein konventionelles EEG wird primär in der klinischen Diagnostik verwendet (z. B. bei Epilepsie, Bewusstseinsstörungen). Es ermöglicht die visuelle Beurteilung von Wellenformen, Frequenzbereichen und pathologischen Mustern (z. B. Spikes, Sharp Waves). Die Bewertung erfolgt qualitativ durch Neurologen. Das quantitative EEG (qEEG) hingegen erlaubt eine mathematische und statistische Auswertung der EEG-Signale. Dabei werden die Amplitudenhöhen und Leistungsverteilungen einzelner Frequenzbänder für jeden Elektrodenpunkt berechnet und häufig mit Normdatenbanken verglichen.

Derzeit existiert eine Vielzahl unterschiedlicher Neurofeedback-Ansätze, die sich hinsichtlich ihrer technischen Grundlage und ihres neurophysiologischen Zielparameters unterscheiden. Neben bildgebungsbasierten Verfahren wie der funktionellen Magnetresonanztomografie (fMRT) oder der funktionellen Nahinfrarotspektroskopie (fNIRS), die auf Veränderungen der zerebralen Durchblutung und Sauerstoffsättigung reagieren, gibt es auch Verfahren, die auf thermischen oder hämodynamischen Parametern beruhen. Diese Systeme ermöglichen die gezielte Regulation neuronaler Aktivität über indirekte physiologische Marker.

Im Rahmen dieser Arbeit wird jedoch ausschließlich auf EEG-basierte Neurofeedbackverfahren eingegangen. Diese Verfahren erfassen elektrische Aktivitätsmuster des Gehirns und ermöglichen eine unmittelbare Rückmeldung über die neuronale Regulation, ohne dass hämodynamische oder thermische Messungen einbezogen werden. EEG-Neurofeedback oder EEG-Biofeedback ist im Vergleich zu bildgebenden Verfahren kostengünstiger, praxistauglicher und in der Heimanwendung umsetzbar, was es besonders für präventive und edukative Anwendungen geeignet macht.

Zu den gängigen EEG-basierten Verfahren zählen:

- das Frequenzbandtraining
- das datenbankorientierte Z-Wert-Verfahren (Z-Score-Training)
- das Slow Cortical Potential (SCP)-Training
- das Infra-Low-Frequency-(ILF)- oder Infra-slow-Fluctuation-(ISF)-Training

1.1.2. Frequenzbandtraining

Beim Frequenzbandtraining lernen Teilnehmende, bestimmte Gehirnwellen gezielt zu verstärken oder zu hemmen. Trainer:innen oder Therapeut:innen können die zu trainierenden EEG-Frequenzbänder individuell anpassen – etwa Alpha-Wellen zur Förderung von Entspannung, Beta-Wellen zur Steigerung der Aufmerksamkeit oder die Reduktion von Theta- und Delta-Aktivität bei erhöhter Schläfrigkeit. Ein zentraler Vorteil dieses Verfahrens ist seine Individualisierbarkeit: Das Trainingsprotokoll wird so eingestellt, dass die Person etwa 80 % der Zeit positives Feedback erhält. Dadurch wird ein Lernprozess unterstützt, bei dem das Gehirn schrittweise ein Gefühl für den gewünschten Aktivierungszustand entwickelt. Kurze Phasen ohne Belohnung dienen als Rückmeldung, wenn die Regulation vorübergehend weniger effektiv ist, und helfen, die Selbstwahrnehmung weiter zu verfeinern.

In der Praxis bedeutet das: Das Trainingssystem misst in Echtzeit die elektrische Aktivität des Gehirns und vergleicht sie mit den individuell festgelegten Zielwerten. Wenn die Aktivität in einem Frequenzbereich liegt, der verstärkt werden soll (z. B. Alpha-Wellen zur Entspannung oder SMR-Wellen zur Aufmerksamkeitsstabilisierung), wird ein positives Feedback gegeben – etwa durch das Weiterlaufen eines Films, eine aufleuchtende Farbe oder einen angenehmen Ton. Befindet sich die Aktivität hingegen in einem Bereich, der gehemmt werden soll (z. B. übermäßige Theta- oder Delta-Aktivität), stoppt die Rückmeldung oder wird gedämpft. Das Feedback-Verhältnis wird meist so eingestellt, dass die trainierende Person in etwa 80 % der Zeit belohnt wird. Dieses Verhältnis hat sich als optimal erwiesen, um den Lernprozess zu fördern, ohne Überforderung oder Frustration zu erzeugen. Kurzzeitige Phasen ohne Belohnung sind erwünscht: Sie signalisieren, dass das aktuelle Aktivitätsmuster von der Zielvorgabe abweicht, und unterstützen so die Feinabstimmung der Selbstregulation. In Phasen, in denen der gewünschte Zustand besonders stabil erreicht wird, kann die Belohnungsrate leicht erhöht werden, um das Gefühl von Kontrolle und Kompetenz zu verstärken. Damit entsteht ein dynamischer Lernprozess, bei dem das Gehirn zunehmend lernt, optimale Aktivitätszustände selbständig herzustellen und aufrechtzuerhalten.

Frequenz-band	Frequenz-bereich [Hz]	Typische Funktion	Bei zu wenig (qEEG)	Bei zu viel (qEEG)
Delta	0,5–4	Tiefer Schlaf, körperliche Regeneration	Gestörter Tiefschlaf, reduzierte körperliche Regeneration	Tagesmüdigkeit, kognitive Verlangsamung, Konzentrations-schwäche
Theta	4–8	Übergangsschlaf/ Schläfrigkeit, Kreativität, Gedächtniskodierung (Hippocampus)	Schwächere Gedächtniskodierung, geringere Kreativität	Unaufmerksamkeit, Tagträumen, verlangsamte Verarbeitung
Alpha	8–12	Entspannte Wachheit, sensorische Filterung	Hypervigilanz/ Anspannung, erhöhte Reizoffenheit, Erschöpfung	Unterarousal, Antriebsminderung, Tages-schläfrigkeit
Low Beta	12–15	Ruhige fokussierte Aufmerksamkeit, motorische Inhibition (stabile Körperruhe)	Hyperaktivität/ innere Unruhe, Einschlafstörungen, impulsives Verhalten.	Überkontrolle, verminderte kognitive Flexibilität
Beta	15–20	Aktives Denken, fokussierte Aufmerksamkeit, Problemlösen	Verlangsamtes Denken, reduzierte Zielgerichtetheit/ Aufmerksamkeit	Anspannung, Grübeln, Angstneigung

1.1.3. Z-Werte-Training

Beim Z-Werte-Training wird die EEG-Aktivität an allen Ableitungspunkten nach dem 10/20-System mit Normdatenbanken verglichen (z. B. ANI, Neuroguide, QEEG Pro). Es werden Parameter wie absolute und relative Power, Kohärenz, Phase und Asymmetrie analysiert (Thatcher et al., 2005; Thatcher et al., 2003).

- **Power** beschreibt die Stärke bzw. Energie der elektrischen Aktivität innerhalb eines bestimmten Frequenzbandes (z. B. Theta, Alpha, Beta). Sie wird in μV^2 gemessen und spiegelt wider, wie aktiv ein bestimmtes Hirnareal in einem Frequenzbereich ist (Niedermeyer & da Silva, 2004).
- **Kohärenz** bezeichnet das Maß der funktionellen Konnektivität zwischen zwei Elektrodenpositionen. Sie gibt an, wie stark zwei Gehirnregionen synchron in einer bestimmten Frequenz schwingen. Eine hohe Kohärenz kann auf übermäßige Kopplung, eine niedrige Kohärenz auf mangelnde Integration hindeuten (Thatcher et al., 2005; Thatcher et al., 2003).
- **Phase** beschreibt die zeitliche Verschiebung der Schwingungen zwischen zwei Elektroden. Ein stabiler Phasenunterschied kann auf geordnete Kommunikation hinweisen, während variable Phasenbeziehungen eine gestörte Informationsübertragung anzeigen können (Srinivasan et al., 2007).
- **Asymmetrie** bezieht sich auf Unterschiede in der Power zwischen homologen Arealen der beiden Hemisphären. Zum Beispiel wird eine erhöhte linke frontale Aktivität häufig mit positiver Stimmung und Annäherungsverhalten, eine rechte Dominanz eher mit Rückzugsverhalten in Verbindung gebracht (Davidson, 1998).

Diese aus dem Roh-EEG errechneten Werte werden nun während des Z-Wert-Trainings kontinuierlich mit Hilfe einer Normdatenbank in Z-Werte umgerechnet, d.h. es wird die Abweichung zum altersbezogenen Mittelwert ausgedrückt in Standardabweichungen (Z-Wert) dargestellt. Die Rückmeldung beim EEG-Biofeedback erfolgt, wenn sich der Klient innerhalb eines festgelegten Normbereichs befindet. Die Grundlage bilden Z-Werte, die angeben, wie stark ein individueller Messwert von der Norm abweicht. Ein Z-Wert von 0 entspricht genau dem Mittelwert der Normstichprobe, während $Z = \pm 1$ eine Abweichung um eine Standardabweichung (SD) bedeutet. Etwa 68 % aller Werte liegen innerhalb von ± 1 SD, 95 % innerhalb von ± 2 SD und 99,7 % innerhalb von ± 3 SD (entsprechend einer Normalverteilungskurve). Im Training wird meist ein Zielbereich zwischen $Z = \pm 1$ oder $\pm 1,5$ definiert, sodass Rückmeldung nur erfolgt, wenn sich die aktuelle Gehirnaktivität innerhalb dieses Normbereichs bewegt. Dadurch entsteht eine präzise und individualisierte Form des Feedbacks (Thatcher et al., 2005; Thatcher et al., 2003; Hammond, 2016).

Ein zentrales ethisches Problem bei der Nutzung von quantitativen EEG-Datenbanken wie BrainDx besteht in der fehlenden Transparenz hinsichtlich aller Einschluss- und Ausschlusskriterien, auf deren Basis „Normdaten“ erhoben und verglichen werden. BrainDx, entwickelt am Neurofeedback-Institut des NYU Medical Center, basiert auf EEG-Daten aus den 1970er- und 1980er-Jahren und enthält lediglich Normdaten von etwa 464 Probanden im Alter ab sechs Jahren. Dabei werden ausschließlich die Hauptfrequenzbänder Delta, Theta, Alpha und Beta analysiert (BrainMaster Technologies, 2020; Integrate Brain Health, 2025). Eine gewisse Intransparenz birgt das Risiko, dass individuelle Abweichungen fälschlich als pathologisch interpretiert werden – mit möglichen negativen Auswirkungen auf Diagnostik und Rückmeldung. Dies wirft ethische Fragen hinsichtlich Validität, Diskriminierung, Aufklärungspflicht und klinischer Verantwortung auf (La Vaque et al., 2002).

Frühere Praxisvergleiche der qEEG Auswertungen und Literaturbeobachtungen deuten jedoch darauf hin, dass unterschiedliche qEEG-Datenbanken (BrainDX, QEEGpro, ANI) in der Regel zu vergleichbaren Interpretationen führen. Dies spricht dafür, dass die gängigen Datenbanken – trotz methodischer Unterschiede – eine hinreichend konsistente Abbildung typischer neurophysiologischer Muster innerhalb bestimmter Altersgruppen ermöglichen (Thatcher et al., 2003; Thatcher et al., 2005). Vor diesem Hintergrund können qEEG-Datenbanken als ergänzende Interpretationshilfe bei der Entwicklung individualisierter Neurofeedback-Protokolle dienen. Ein Datenbank-orientiertes-Verfahren, ein so genanntes ZWerte-Training sollte aber niemals ohne ausgebildeten Neurofeedbacktherapeuten durchgeführt werden, da Abweichungen immer mit der Symptomatik verglichen werden müssen. Eine breite Dissemination des Verfahrens im Rahmen indizierter Prävention ist aus diesem Grund ethisch fragwürdig.

1.1.4. SCP-Training (Slow Cortical Potentials)

Das Training langsamer kortikaler Potentiale (Slow Cortical Potentials, SCP) ist ein spezifisches Neurofeedbackverfahren, das auf der Rückmeldung und gezielten Beeinflussung langsamer elektrischer Potentialverschiebungen (sogenannter Baseline-Shifts) im EEG basiert. Diese langsamen Potentiale (im Bereich von unter 0,5 Hz) spiegeln Aktivierungs- und Deaktivierungsprozesse im Kortex wider, also Prozesse, die mit der Vorbereitung von Aufmerksamkeit, Reaktionsbereitschaft oder kognitiver Inhibition zusammenhängen (Arns et al., 2009). Das Ziel des SCP-Trainings besteht darin, die Fähigkeit der Nutzer:innen zu verbessern, zwischen Phasen erhöhter kortikaler Aktivierung (Negativverschiebung) und kortikaler Deaktivierung (Positivverschiebung) willentlich zu wechseln. Diese Fähigkeit ist essenziell für eine adaptive Selbstregulation, insbesondere in Situationen, in denen gezielte Aufmerksamkeit, Handlungskontrolle oder emotionale Stabilität gefordert sind.

Klinisch ist SCP-Training vor allem in der Behandlung von Aufmerksamkeitsdefizit-/Hyperaktivitätsstörung (ADHS) und Epilepsie erprobt und gut untersucht. In Studien von Strehl (2020) zeigte sich, dass Kinder mit ADHS durch SCP-Training eine signifikante Verbesserung der Selbstregulation und der Aufmerksamkeitsleistung erreichten. Gleichzeitig konnten neurophysiologische Veränderungen nachgewiesen werden, die auf eine erhöhte Fähigkeit zur kortikalen Kontrolle hindeuten. Auch bei Epilepsie-Patient:innen wurde gezeigt, dass SCP-Training die Anzahl epileptischer Anfälle reduzieren kann, da durch die Verbesserung der kortikalen Stabilität eine geringere Anfallsbereitschaft erreicht wird. Im Kontext der indizierten Prävention – also der gezielten Vorbeugung bei Personen mit erhöhtem Risiko, aber ohne manifeste Diagnose – bietet SCP-Training ein interessantes Potenzial. Denn gerade bei Symptomen wie innerer Unruhe, Konzentrationsproblemen oder emotionaler Dysregulation, die häufig erste Vorboten psychischer oder neurologischer Erkrankungen darstellen, könnte ein Training der kortikalen Selbstregulation präventiv wirksam sein.

Allerdings sind die Anforderungen an die Durchführung des SCP-Trainings hoch. Es handelt sich um ein technisch anspruchsvolles Verfahren, das den Einsatz von mehrkanaligem EEG sowie eine aufwändige Artefaktkontrolle (z. B. zur Unterdrückung von Augenbewegungsartefakten) erfordert. Hinzu kommt, dass die Interpretation der SCP-Signale und die Anpassung des Trainingsprotokolls ein hohes Maß an Expertise voraussetzen. Aus diesem Grund wird SCP-Training bislang nahezu ausschließlich im klinischen Setting unter fachlicher Anleitung durchgeführt. Für den Einsatz im Rahmen niedrigschwelliger, präventiver Programme – etwa im Bereich digital unterstützter Gesundheitsbildung – ist SCP-Training aufgrund des Aufwands und der nötigen technischen Infrastruktur bislang nicht praktikabel. Auch aus ethischer Sicht ist ein Einsatz ohne individuelle Diagnostik und therapeutische Begleitung problematisch, da die Rückmeldung kortikaler Aktivierungsprozesse potenziell tiefgreifende Auswirkungen auf die neuronale Regulation haben kann.

1.1.5. Infra-Low-Frequency (ILF) Neurofeedback

Dieses Verfahren trainiert Frequenzen unter 0,1 Hz. Die Datenlage ist hier noch dünn, viele Parameter sind in Studien nicht veröffentlicht. Obwohl Therapeuten von positiven klinischen Effekten berichten, ist die Evidenzlage derzeit uneinheitlich (Othmer & Othmer, 2016, Smith 2013), es gibt zwei „Therapeutenschulen“, nämlich Othmer („ILF-Training“) und Smith („ISF-Training“). Beide Schulen nutzen Algorithmen, die gemeinsam haben, dass sehr langsame Frequenzbänder (deutlich unter 0,1 Hz) trainiert, d.h. mit Reward verstärkt werden.

Im Folgenden spreche ich ausschließlich vom Verfahren nach Mark L. Smith (ISF). Das infralowfrequente Neurofeedback (ISF-NF), oft auch als „Infra-Slow Frequency Training“ bezeichnet, ist ein noch relativ junges Verfahren innerhalb der Neurofeedbackmethoden. Es trainiert neuronale Aktivität in einem Frequenzbereich von unter 0,1 Hz, meist zwischen 0,0001 und 0,01 Hz, und zielt damit auf ultra-langsame Oszillationen ab, die in der klassischen EEG-Analyse häufig keine Beachtung finden. Beide Methoden (Othmer und Smith) beruhen auf der Hypothese, dass infralangsame Frequenzen neuronale Regelkreise ansprechen, die möglicherweise durch gliale Zellaktivität beeinflusst werden. Diese These basiert auf bisherigen Beobachtungen, wurde aber bisher nicht unabhängig wissenschaftlich verifiziert, und der genaue Wirkmechanismus ist bis heute nicht vollständig geklärt. In vielen Publikationen und Schulungsmaterialien werden nur allgemeine Hypothesen zur Wirksamkeit formuliert.

Nach der Erfassung des Rohsignals über Silber/Silberchlorid-Elektroden erfolgt die Signalaufbereitung in mehreren Verarbeitungsschritten. Das elektroenzephalographische Signal wird mit einem gleichstromgekoppelten (DC-coupled) Verstärker digitalisiert, um auch extrem langsame Potentialverschiebungen unterhalb von 0,1 Hz erfassen zu können. Diese Komponente wäre bei herkömmlichen, wechselstromgekoppelten (AC) Verstärkern durch den dort implementierten Hochpassfilter (typischerweise bei 0,5 Hz) unterdrückt. Die Verwendung eines DC-gekoppelten Systems ermöglicht somit die simultane Aufzeichnung von langsamen Gleichstromverschiebungen (DC-Potentialen) im Millivoltbereich und schnelleren Wechselstromanteilen (AC) im Mikrovoltbereich (G. Handwerker, persönliche Kommunikation, 2025).

In einem weiteren Schritt wird das digitalisierte Signal bandgefiltert, um den interessierenden Frequenzbereich der infra-langsamten Fluktuationen (ISF) zwischen etwa 0,01 Hz und 0,1 Hz zu isolieren. Gleichzeitig werden die tonischen Gleichstromverschiebungen (DC-Shifts) analysiert, die mit den Amplituden der ISF-Komponente funktionell gekoppelt sind. Diese Trennung erlaubt es, sowohl großflächige, langsame Änderungen der kortikalen Erregbarkeit als auch kleinste rhythmische Amplitudenschwankungen im Submikrovoltbereich zu erfassen.

Die softwaregestützte Analyse erfolgt in Echtzeit und basiert auf der kontinuierlichen Erfassung und Quantifizierung dieser minimalen Amplitudenänderungen. Für die Feedbacksteuerung werden algorithmisch adaptiv definierte Schwellenwerte verwendet, die auf gleitenden Mittelwerten über kurze Zeitfenster (typischerweise ein bis zwei Sekunden) beruhen. Überschreiten oder unterschreiten die ISF-Amplituden diese Schwellen in eine als „erwünscht“ definierte Richtung, wird ein sogenanntes Reward-Ereignis generiert, das anschließend die Rückmeldung an den Probanden auslöst. Vermutlich richtet sich das Zielkriterium nach der Fluktuation des DC-Signals, da AC- und DC Signal in der Phase gekoppelt sind (G. Handwerker, persönliche Kommunikation, 2025).

Durch diese kontinuierliche, hochsensitive Verarbeitung können selbst kleinste, spontan auftretende Veränderungen in der infra-langsamten Aktivität detektiert und in Echtzeit in Feedbacksignale übersetzt werden. Damit bildet die Signalaufbereitung die zentrale technische Grundlage des ISF-Trainings, bei dem das Gehirn implizit auf die Stabilisierung bestimmter Aktivitätsmuster im sehr

niedrigen Frequenzbereich konditioniert wird. Die im Signalverarbeitungsprozess erkannten Veränderungen der infra-langsam Aktivität werden in echtzeitbasiertes akustisches Feedback übersetzt. Dabei hört der Proband einen kontinuierlichen Brummtönen, dessen Tonhöhe zwischen zwei Frequenzen variiert, je nachdem, ob die aktuelle Amplitudenänderung der ISF-Aktivität in die erwünschte oder in die entgegengesetzte Richtung verläuft. Eine optimale Modulation ist daran zu erkennen, dass die beiden Töne in regelmäßigem Wechsel auftreten, was eine dynamische, stabile Selbstregulation des Signals anzeigt.

Dieses Feedbackprinzip dient der operanten Konditionierung: Das Gehirn erhält eine unmittelbare Rückmeldung über minimale Veränderungen seiner eigenen Aktivität, ohne dass der Proband diese bewusst steuert. Durch wiederholte Rückkopplung lernt das zentrale Nervensystem, Zustände aufrechtzuerhalten, die mit einer stabileren kortikalen Erregbarkeit und erhöhter Netzwerk-Kohärenz einhergehen. In der praktischen Anwendung zeigt sich dies häufig in intra-sitzungsbezogenen Entspannungsreaktionen wie reduzierter physiologischer Erregung, verbesserter Atmung und subjektiv erhöhter Ruhe. Langfristig wird eine Stärkung der autonomen Selbstregulation angenommen, die sich positiv auf Affekt-, Aufmerksamkeits- und Schlafsteuerung auswirken kann (Smith 2013, G. Handwerker, persönliche Kommunikation, 2025).

Problematisch ist, dass zentrale technische Parameter, zugrundeliegende Algorithmen und die genaue Methodik nicht offengelegt werden. Dieser aus urheberrechtsgründen nicht vollständig offengelegte Algorithmus wirft ethisch Bedenken auf, insbesondere im Hinblick auf die Aufklärungspflicht gegenüber Trainierenden.

Literaturverzeichnis

- Amnie, A. G. (2018). Emerging themes in coping with lifetime stress and implication for stress management education. *SAGE Open Medicine*, 6, 2050312118782545.
<https://doi.org/10.1177/2050312118782545>
- Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF). (2018). S3-Leitlinie ADHS bei Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen (Registernummer 028/045). Deutsche Gesellschaft für Kinder- und Jugendpsychiatrie, Psychosomatik und Psychotherapie (DGKJP). <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/ll/028-045.html>
- Arns, M., de Ridder, S., Strehl, U., Breteler, R., & Coenen, A. (2009). Efficacy of neurofeedback treatment in ADHD: The effects on inattention, impulsivity and hyperactivity: A meta-analysis. *Clinical EEG and Neuroscience*, 40(3), 180–189.
<https://doi.org/10.1177/155005940904000311>
- 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>
- Bee Medic. (n.d.). *NeuroAmp EEG Therapy Devices*. <https://www.beemedic.fr/einzelgeraete-therapie-fr/DE-A001196.aspx>
- BrainMaster. (n.d.). *BrainMaster Technologies – Neurofeedback Systems*. <https://brainmaster.com/>
- BrainMaster Technologies. (2020). BrainDx qEEG database overview. BrainMaster Technologies, Inc. <https://brainmaster.com>
- Davidson R. J. (1998). Anterior electrophysiological asymmetries, emotion, and depression: conceptual and methodological conundrums. *Psychophysiology*, 35(5), 607–614.
<https://doi.org/10.1017/s0048577298000134>
- Deutsche Gesellschaft für Ernährung e. V. (DGE). (2023). *DGE-Qualitätsstandard für die Verpflegung in Betrieben, Behörden und Hochschulen* (6. Aufl.).
[https://www.jobundfit.de/fileadmin/user_upload/medien/DGE-QST/DGE-Qualitaetsstandard Betriebe Behoerden Hochschulen.pdf](https://www.jobundfit.de/fileadmin/user_upload/medien/DGE-QST/DGE-Qualitaetsstandard_Betriebe_Behoerden_Hochschulen.pdf)
- Divergence Neuro. (o. J.). Divergence Neuro platform for mental health professionals.
<https://www.divergenceneuro.com>
- Europäische Kommission. (2024). Erasmus+ Programme Guide: Key Action 2 – Cooperation Partnerships. <https://erasmus-plus.ec.europa.eu/de/programme-guide/part-b/key-action-2/cooperation-partnerships>
- Finniss, D. G., Kaptchuk, T. J., Miller, F., & Benedetti, F. (2010). Biological, clinical, and ethical advances of placebo effects. *The Lancet*, 375(9715), 686–695.
[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(09\)61706-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(09)61706-2)
- GKV-Spitzenverband. (2023). *Leitfaden Prävention: Handlungsfelder und Kriterien gemäß § 20 Abs. 2 SGB V* [PDF].
<https://www.barmer.de/resource/blob/1024632/eeeb8c5bb55e84e8ba3285c00b374fb6/barmer-leitfaden-praevention-data.pdf>
- Godet, A., Fortier, A., Bannier, E., Coquery, N., & Val-Laillet, D. (2022). Interactions between emotions and eating behaviors: Main issues, neuroimaging contributions, and innovative preventive or corrective strategies. *Reviews in Endocrine and Metabolic Disorders*, 23(4), 807–831. <https://doi.org/10.1007/s11154-021-09700-x>
- Hammond, D. C. (2016, September 6). *What is neurofeedback?* *Journal of Neurotherapy*.
https://doi.org/10.1300/J184v10n04_04
- Hinkle, J. F. (2015). The Stress Gym: An online intervention to improve stress and depressive symptoms in adults. *Issues in Mental Health Nursing*, 36(11), 870–876.
<https://doi.org/10.3109/01612840.2015.1074768>
- von Hofe, I., Latza, U., Lönnfors, S., & Muckelbauer, R. (2017). *Online-Gesundheitsangebote zur Vorbeugung von stressassoziierten psychischen Beeinträchtigungen innerhalb betrieblicher Lebenswelten* [Online health services for the prevention of stress-associated psychological

- impairments at the workplace]. *Das Gesundheitswesen*, 79(3), 144–152.
<https://doi.org/10.1055/s-0042-100618>
- IFEN Institut für Neurofeedback. (n.d.). *Fortbildungen und Ausbildungen im Neurofeedback*.
<https://www.neurofeedback-info.de/>
- Integrate Brain Health. (2025). *EEG/QEEG analysis*. Retrieved August 10, 2025, from
<https://www.integratebrainhealth.net/eeg/qeeg-analysis> and
<https://www.integratebrainhealth.net/neurofeedback>
- ISF Associates. (n.d.). *Infraslow Fluctuation Neurofeedback (ISF NF)*. <https://isfassociates.com/>
- Jiang, L. (2025). Ergebnisse der Studie Health@Work Neurofeedback – Projektbericht. Remote Health. <https://www.remote-health.de/ergebnisse-der-studie--healthwork-neurofeedback-projekt-2025-10-06.htm>
- Joy of Learning. (o. J.). Gesundheitsbildung, Lerntherapie & Entwicklungsförderung München e. V.
<https://www.joy-of-learning.de>
- Keynan, J. N., Cohen, A., Jackont, G., Green, N., Goldway, N., Davidov, A., Meir-Hasson, Y., Raz, G., Intrator, N., Fruchter, E., Ginat, K., Laska, E., Cavazza, M., & Hendler, T. (2019). Electrical fingerprint of the amygdala guides neurofeedback training for stress resilience. *Nature Human Behaviour*, 3(1), 63–73. <https://doi.org/10.1038/s41562-018-0484-3>
- Krause, F., Linden, D. E. J., & Hermans, E. J. (2024). Getting stress-related disorders under control: The untapped potential of neurofeedback. *Trends in Neurosciences*, 47(10), 766–776.
<https://doi.org/10.1016/j.tins.2024.08.007>
- La Vaque, T. J., Hammond, D. C., Trudeau, D., Monastra, V., Perry, J., Lehrer, P., Matheson, D., & Sherman, R. (2002). Template for developing guidelines for the evaluation of the clinical efficacy of psychophysiological interventions. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 27(4), 273–281. <https://doi.org/10.1023/A:1021061318355>
- Monninger, M., Pollok, T. M., Aggensteiner, P. M., Kaiser, A., Reinhard, I., Hermann, A., Meyer-Lindenberg, A., Brandeis, D., Banaschewski, T., & Holz, N. E. (2022). Coping under stress: Prefrontal control predicts stress burden during the COVID-19 crisis. *European Neuropsychopharmacology*, 56, 13–23. <https://doi.org/10.1016/j.euroneuro.2021.11.007>
- Myndlift. (o. J.). For mental health practitioners. <https://www.myndlift.com/for-mental-health-practitioners>
- Neurofeedback Advocacy Project. (n. d.). *About the Neurofeedback Advocacy Project*.
<https://www.neurofeedbackadvocacyproject.com/about-nfb>
- Niedermeyer, E., & da Silva, F. L. (2004). *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields* (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Othmer, S., & Othmer, S. (2016). *Infra-Low Frequency Neurofeedback for Optimum Performance*. The EEG Institute. <https://www.eeginfo.com/research/infra-low-frequency-neurofeedback-for-optimum-performance.jsp>
- Remote-Health.eu. (2025). Projektübersicht und Ergebnisse zu Neurofeedback in der Gesundheitsbildung. <https://www.remote-health.eu>
- Rogers, M. A., Lemmen, K., Kramer, R., Mann, J., & Chopra, V. (2017). Internet-Delivered Health Interventions That Work: Systematic Review of Meta-Analyses and Evaluation of Website Availability. *Journal of medical Internet research*, 19(3), e90.
<https://doi.org/10.2196/jmir.7111>
- Smith, M. (2013, Fall). *Infra-slow fluctuation training: On the down-low in neuro-modulation*. *NeuroConnections*, 42 ff. <https://isnr.org/neuroconnections>
- Srinivasan, R., Winter, W. R., Ding, J., & Nunez, P. L. (2007). EEG and MEG coherence: Measures of functional connectivity at distinct spatial scales of neocortical dynamics. *Journal of Neuroscience Methods*, 166(1), 41–52. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2007.06.026>
- Sterman, M. B. (2000). Basic concepts and clinical findings in the treatment of seizure disorders with EEG operant conditioning. *Clinical Electroencephalography*, 31(1), 45–55.
<https://doi.org/10.1177/155005940003100111>

- Strehl, U. (2020). *Neurofeedback: Theoretische Grundlagen - Praktisches Vorgehen - Wissenschaftliche Evidenz* (2., erweiterte und überarbeitete Aufl.). W. Kohlhammer Verlag.
- Stronger Brains. (o. J.). Science and education projects. <https://www.stronger-brains.com/projekter>
- Thatcher, R. W., North, D., & Biver, C. (2005). Evaluation and validity of a LORETA normative EEG database. *Clinical EEG and neuroscience*, 36(2), 116–122.
<https://doi.org/10.1177/155005940503600211>
- Thatcher, R., Walker, R.A., Biver, C., North, D.N., & Curtin, R. (2003). Quantitative EEG Normative Databases: Validation and Clinical Correlation. *Journal of Neurotherapy*, 7, 87-121.
- Ungar, P., Schindler, A. K., Polujanski, S., & Rotthoff, T. (2022). Online programs to strengthen the mental health of medical students: A systematic review of the literature. *Medical Education Online*, 27(1), 2082909. <https://doi.org/10.1080/10872981.2022.2082909>
- World Health Organization. (1986). *Ottawa Charter for Health Promotion*. World Health Organization. <https://www.who.int/publications/i/item/ottawa-charter-for-health-promotion>