

## **A Rationale and Model for Infra-Low Frequency (ILF) Neurofeedback Training**

**Keywords:** Neurofeedback, Infra-low frequency, resting state networks, EEG, Default Mode, Salience network, Sensorimotor rhythm

## **Rationale und Modell für das Infra-Low-Frequency (ILF) Neurofeedback Training**

**Schlüsselwörter:** Neurofeedback, Infra-Low-Frequenzen, Ruhenetzwerke, EEG, Default Mode Netzwerk, Salience Netzwerk, Sensomotorischer Rhythmus

**Siegfried Othmer, Ph.D. und Susan F. Othmer**

**The EEG Institute, 6400 Canoga Ave, #210, Woodland Hills, CA 91367**

**(818) 456-5975; [www.eeginstitute.com](http://www.eeginstitute.com)**

### **Summary:**

We are in the midst of a scientific quest to understand the underpinnings of human behavior in the organization of our neural networks. The impact of our improved understanding is being felt both at the conceptual and the clinical level. Commonly, however, clinical developments precede an understanding of mechanisms. Such as been the case of neurofeedback, the roots of which go back some forty years. It is appropriate to assess that therapeutic approach in the light of current models of neuro-regulation.

This article focuses on the relatively recent development of feedback on the dynamics of our slow cortical potentials, a therapeutic method that has shown itself to be highly effective in addressing even severe psychopathologies. This development needs to be seen in the context of prior history of neurofeedback. It also needs to be illuminated by the latest findings on the structural and functional organization of our core regulatory networks.

### **Zusammenfassung:**

Die heutige Wissenschaft ist bestrebt, die Grundlagen des menschlichen Verhaltens mittels der Organisation unserer neuronalen Netzwerke zu erklären. Das immer bessere Verständnis dieser neuronalen Netzwerke hat sowohl klinische, als auch konzeptionelle Konsequenzen. In der Regel geht dem Verstehen der Mechanismen die klinische Entwicklung voraus. So auch beim Neurofeedback, dessen Ursprung schon um die etwa 40 Jahre zurückliegt. Daher macht es Sinn, diesen therapeutischen Ansatz auch vor dem Hintergrund der aktuellen Modelle der Neuroregulation zu beleuchten.

Dieser Artikel konzentriert sich vor allem auf die relativ neuen Entwicklungen der sehr langsamen kortikalen Potentiale. Dieser moderne therapeutische Neurofeedback Ansatz hat sich vor allem bei schwerwiegenden Psychopathologien als besonders effektiv erwiesen. Die Methode hat sich aus früheren Neurofeedbackmethoden heraus entwickelt, daher ist sie am besten im Zusammen mit diesen zu verstehen. Zum Verständnis der neurophysiologischen Mechanismen, müssen jedoch die neusten Forschungsergebnisse über die funktionelle Regulation der wichtigsten neuronalen Netzwerke mit herangezogen werden.

## **Die historische Entwicklung des Infra-Low Frequency Neurofeedback**

In den letzten 7 Jahren, seit der Entdeckung der „Infra-Low-Frequency“ (ILF) Bereiche des EEG Spektrums, ist das ILF-Neurofeedback zu einer Methode gereift, die sich bei vielen mentalen Störungen einsetzen lässt. Die eindrucksvollen klinischen Ergebnisse die damit erzielt werden, werfen natürlich die Frage auf, welche Mechanismen die offensichtliche Wirksamkeit dieser Methode erklären könnten. Diese Fragestellung soll im vorliegenden Artikel angegangen werden.

Die Diskussion beginnt am besten mit der Entwicklung des ILF-Trainings unter der Berücksichtigung der Methoden, aus dem es hervorgegangen ist: Das waren zum einen, die existierenden Frequenzband Trainingsstrategien, dann die Verstärkung der langsamen kortikalen Potentiale (SCP für slow cortical potentials) und nicht zuletzt, das traditionelle Biofeedback, das v.a. die peripheren physiologischen Signale zum Feedback nutzt.

### **Klassisches Frequenzbandtraining**

Das ILF-Verfahren entwickelte sich direkt aus dem klassischen frequenzbandbasierten Neurofeedback, das seit den frühen 70er Jahren existiert. Die hauptsächlichen Trainingsziele waren die Ruherhythmen unserer sensorischen Systeme: 10 Hz im visuellen System, der berühmte Alpha Rhythmus (1) und 13 Hz im motorischen System, der so genannte Sensomotorische Rhythmus oder SMR (2). Das unmittelbare Ziel war die Beruhigung des Erregungslevels (Arousal) durch Alpha Training und die Reduzierung der motorischen Erregbarkeit (Excitability) durch SMR Training.

Das Trainingsverfahren beruht auf den Prinzipien der operanten Konditionierung. In einem gewählten Trainingsband werden Schwellenwerte gesetzt und sobald die Amplituden im jeweiligen Frequenzband die Schwelle überschreiten, wird mit einem sogenannten „Reward“ belohnt. Belohnung war z.B. die Darstellung der Amplitude eines Frequenzbandes als beweglicher Balken, der dann mit Zunahme der Amplitude größer wurde. Das Überschreiten des Schwellwertes wurde zusätzlich mit einem angenehmen Ton signalisiert. Der Ton wird dann regelmässig wiederholt, solange das Gehirn in diesem Zustand verweilt. Später wurden mit diesem Feedback auch verschiedene andere Computeranimationen gesteuert. In breiten, sogenannten „Inhibit-Bändern“, werden Schwellenwerte im Echtzeit EEG gesetzt, deren Überschreiten zum Entzug der Belohnung führt. Das Gehirn wird so darauf hingewiesen, wenn es in die Fehlregulierung abgleitet.

Das Alpha-Training wurde vorwiegend bei Angststörungen und Abhängigkeitserkrankungen eingesetzt (3, 4, 5). Das SMR Training fand in der Epilepsie- (6) und der ADHS-Behandlung (7) Anwendung. In

diesem Sinne ergab sich über die Zeit eine Divergenz, in der das Alpha-Training (8-12 Hz) mehr mit grundlegenden psychologischen Komponenten in Verbindung gebracht wurde und das Beta-Training (15-18 Hz)/SMR (12-15 Hz) eher der physiologischen Regulierung diene.

### Wissenschaftliche Nachweise der Wirksamkeit

Wie oben bereits erwähnt, ist Neurofeedback vor allem aus der klinischen Arbeit heraus erwachsen. Gleichwohl gibt es eine ganze Menge an wissenschaftlichen Arbeiten zum Thema Neurofeedback, deren Anzahl über die letzten Jahre exponentiell angestiegen (siehe Abbildung 1) ist. Die meisten Artikel zur Wirksamkeit von Neurofeedback, inklusive Metanalysen, die die Wirksamkeit der Methode bestätigen, gibt es zu Epilepsie (8) und ADHS (9). Außerdem dokumentieren einige kontrollierte Studien die verbesserte Wirkung von Abhängigkeitsbehandlungen, sofern Neurofeedback ergänzend eingesetzt wird (5,10). Noch wenige, aber vielversprechende Arbeiten gibt es u.a. zu Migräne (11, 12, 13), Tinnitus (14), Schlafstörungen(15), Ticstörungen (16), Störungen des autistischen Spektrums (17), Hirnschädigungen (18) und Angststörungen (3).

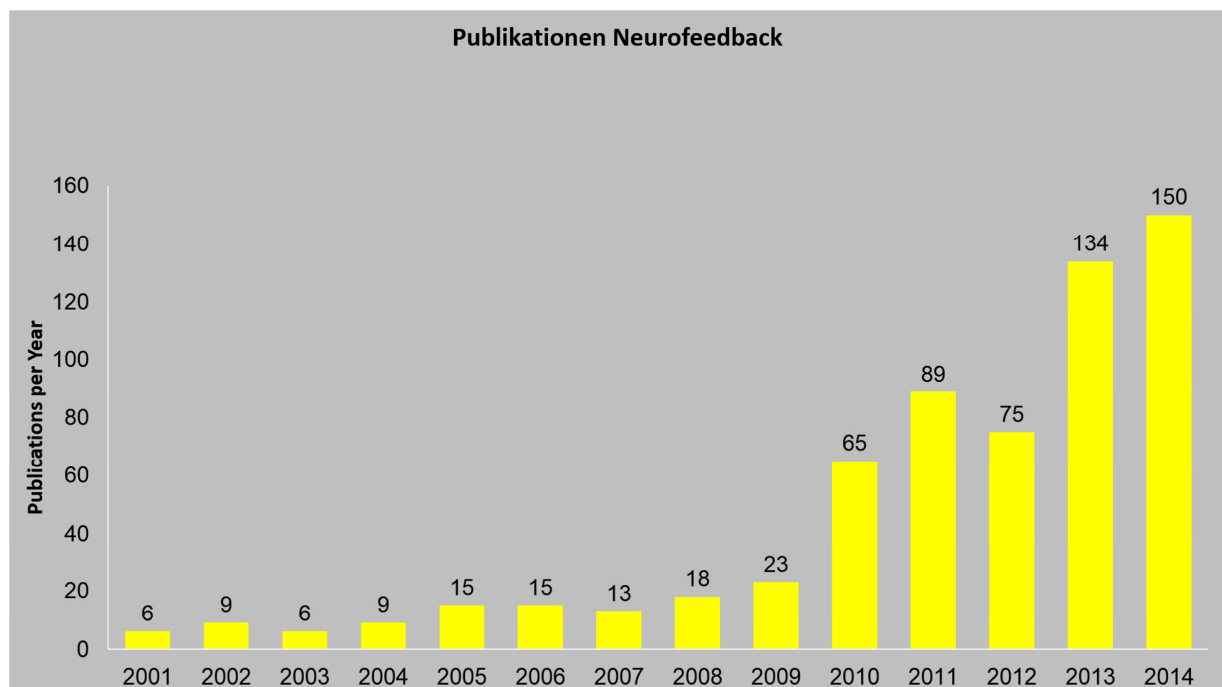


Abbildung 1: Bei Pubmed gelistete Publikation über Neurofeedback die ab 2001 pro Jahr erschienen sind. Copyright EEGInfo

### SCP-Neurofeedback: Training der langsamen kortikalen Potentiale

Als die Grenze zum Infra-Low-Frequenz Bereich erstmals von Seiten des Frequenzbandtrainings durchbrochen wurde, geschah dies im Bewusstsein der jahrelangen Forschungsarbeiten der Arbeitsgruppe um Niels Birbaumer (19,20) der Universität Tübingen über das Neurofeedback Training der langsamen kortikalen Potentiale (SCPs für Slow Cortical Potentials). Schon in diesen Arbeiten war der Nutzen des Neurofeedbacktrainings allein durch die Informationen, die von den langsamen Potentialen abgeleitet wurden, etabliert. Mehr noch: die klinischen Ergebnisse korrespondierten mit

denen des Frequenzbandtrainings, sowohl bei der Behandlung epileptischer Anfälle (6, 21), ADHS (7, 22) und Migräne (11,12). Mit zwei radikal unterschiedlichen Methoden, wurden also ähnliche Ziele erreicht.

Obwohl der zum Feedback genutzte „Frequenzbereich“ in beiden Methoden (SCP und ILF) sehr ähnlich ist, ist das Vorgehen jedoch sehr verschieden. Während es sich beim Frequenzbandtraining um ein kontinuierliches Training über 20-30 Minuten handelt, bei dem jeweils das über- oder unterschreiten von Amplituden in ausgewählten Frequenzbändern belohnt wird, wurden für das Feedback der SCPS Zeitintervalle gewählt, zu deren Beginn der Patient jeweils die bewusste Aufgabe erhält, das momentane Gleichspannungssignal für die nächsten 8 Sekunden direkt zu positiveren, bzw. negativeren. Dabei wird die bilaterale Kontrolle des Signals angestrebt um die Selbstkontrolle der Aktivierung und der Deaktivierung der neuronalen Erregbarkeit zu trainieren(23). Der Baselinelevel der SCPs ist in diesem Prozess nicht relevant. Es wird jeweils zu Beginn jedes 8 Sekunden Abschnitts vom vorhandenen Level ausgegangen.

### **Peripheries Biofeedback:**

Das ILF-Training entwickelte sich ebenfalls im Bewusstsein des ganzen Repertoires des traditionellen Biofeedbacks. Für das periphere Biofeedback werden v. a. periphere Körpersignale wie z.B. der Hautleitwert, die Handtemperatur, die Muskelspannung oder die Herzratenvariabilität zurückgemeldet, um das Gehirn zur besseren Regulation zu trainieren. Das unmittelbare Ziel dieser Methoden ist es, das autonome Nervensystem zur besseren Regulation zu führen. Als positiver Nebeneffekt kann dies auch zur besseren Regulation des allgemeinen Erregungslevels und der Emotionen führen. Das wiederum hat positive Auswirkungen auf verschiedene Schmerzsyndrome, Angststörungen, Depressionen und Schlafstörungen.

### **Selbstregulation durch verschiedene Techniken:**

Folgende Schlüsselfragen konnten bereits mit den oben beschriebenen Vorreitertechnologien beantwortet werden.

- Das traditionelle Biofeedback hat inzwischen gezeigt, dass nachhaltige Verbesserungen der Selbstregulation erreicht werden können (24). Das bedeutet, dass durch die Verstärkung bestimmter biologischer Signale, Lernprozesse stattgefunden haben müssen.

- Vom Frequenzbandtraining ist bereits bekannt, dass spezifische exekutive Funktionen, Aufmerksamkeitsmechanismen und motorische Kontrolle gewinnbringend und nachhaltig trainiert werden können. 2005 wurde diesem Thema eine ganze Ausgabe des amerikanischen Journals „Journal Child and Adolescent Psychiatric Clinics,“ gewidmet (25). Die Effekte wurden jeweils mit sehr frequenzspezifischem Training erreicht, was bedeutet, dass offensichtlich verschiedene neuronale Netze an den Prozessen beteiligt waren.

- Und schließlich demonstriert das Training der langsamen kortikalen Potentiale, dass neuronale Netzwerke, durch Verstärkung von Signalen, die ausschließlich von den langsamen Frequenzanteilen abgeleitet werden, zur Reorganisation angeregt werden können.

## **ILF Neurofeedback**

Der oben beschriebene Sachverhalt berücksichtigt bisher jedoch noch nicht die Entstehung des ILF-Trainings. Im Grunde ist die neue ILF-Methode ein direkter Abkömmling des traditionellen, frequenzbasierten Trainings das ursprünglich mit fixen Frequenzbändern arbeitete. Die neuen Entwicklungen sind auf 3 Schlüsselpunkte zurückzuführen: Erstens wird das Feedback auf die Echtzeitdynamik des Signals gegeben und nicht mehr nur auf das Überschreiten eines Schwellwertes. Das bedeutet, dass in einer Feedbackanimation z.B. die Geschwindigkeit eines Fahrzeuges (Auto, Rakete, Jetski) o. ä. proportional zur Amplitude des Signals zu- oder abnimmt und nicht erst nach überschreiten einer Schwelle losfährt. Durch diese dynamische Anpassung wirkt das Training sehr viel sensitiver auf das Erregungsniveau des Patienten, d.h. Zustandsänderungen sind von diesem deutlicher zu erleben. Zweitens wird mit bipolaren Ableitungen gearbeitet, was bedeutet, dass das Training auf der Zusammenarbeit zweier kortikaler Areale beruht. Dieser Ansatz stellt die Netzwerkdynamik in den Vordergrund.

Diese beiden Besonderheiten bereiteten den Grund für den dritten und wichtigsten Punkt: die individuelle Anpassung der Belohnungsfrequenz in jeder Trainingssitzung. Für jeden Patienten wird ständig in einer Art Feintuning, die Optimierung der Belohnungsfrequenz angestrebt. Beim Verändern der Belohnungsfrequenz lassen sich beim Patienten häufig direkt in der Sitzung Zustandsänderungen in Abhängigkeit der Frequenzänderung beobachten. Dies macht sich im Erregungsniveau, im Aufmerksamkeitsgrad und häufig auch in der emotionalen Stimmung erkennbar. In der Regel findet man während einer Sitzung die optimale Belohnungsfrequenz für den bestreguliertesten Zustand, um die Symptome zu lindern oder ganz verschwinden zu lassen. In manchen Fällen ist die optimale Frequenz jedoch nicht direkt in der Sitzung erkennbar und man muss sich deshalb an den Symptomveränderungen nach der Sitzung orientieren, um die Trainings Frequenz zu optimieren.

## **Paradigmenwechsel**

### **Konzeptionelle Barrieren**

Durch die neue Optimierungsstrategie wurde es möglich, die Trainingseffekte über ein viel breiteres Frequenzspektrum zu evaluieren. Mit der Zeit führte das unvermeidlich dazu, dass die schwierigeren Patienten tendenziell die besten klinischen Effekte durch individuell optimiertes Training in den niedrigen Frequenzen erzielten. Aus diesem Grund wurde in den folgenden Jahren der Trainingsfokus darauf gelegt und das Training hin zu den langsameren Frequenzen weiter analysiert. Dies geschah vor allem in den Jahren zwischen 2003-2006. Zu dieser Zeit wurde das Training bis in den Bandbereich von 0-3 Hz ausgeweitet.

Schließlich wurde es nötig sich in den Frequenzbereich unter 0,1 Hz, den Infra-Low Bereich, vorzuwagen, was ab 2006 technisch möglich wurde. Die Einschränkungen in der Entwicklung waren offen gesagt konzeptioneller Natur. In den langsamen Frequenzen stand amplitudenbasiertes Training außer Frage. Die Alternative war, dem Gehirn einfach den Verlauf des Echtzeit Signals zurückzumelden (Abbildung 2). Der Patient beobachtete nun also sozusagen das Auf und Ab der quasi-periodischen Welle, wie die Wellen des Ozeans, die an den Strand rollen. Das bedeutete aber auch jede Art von Schwellwert

aufzugeben und das hieß gleichzeitig, dem Gehirn keine Hinweise zur Richtung der gewünschten Veränderung zu geben. Mit diesem Übergang musste das Model der traditionellen operanten Konditionierung aufgegeben werden. Dies war die konzeptionelle Barriere.

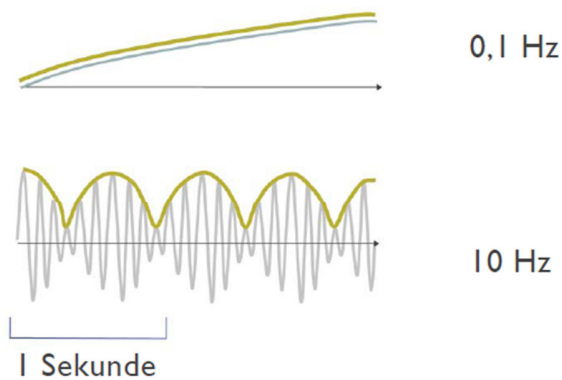


Abbildung 2: Amplituden und Signalpegel im ILF-Training (oben) und im klassischen Frequenzbandtraining (unten). Das Originalsignal ist in grau dargestellt und das Signal zur Feedbacksteuerung in grün. (26). Copyright: EEGInfo

### Schwellenwerte überflüssig?

Es wurde sofort deutlich, dass das Gehirn sehr schnell und spezifisch auf die Information anspricht, die ihm aus dem Bereich der ILF zurückgemeldet wird. Offensichtlich benötigt das Gehirn keine Schwellenwerte als Anleitung für den Prozess. Es braucht einfach nur genügend Informationen aus dem Feedbacksignal. Mit dem Gehirn als Beobachter für den gesamten Zeitverlauf des langsamen Signals wurden die Trainingseffekte noch frequenzspezifischer, als wir das bisher von den höheren Frequenzen kannten. D.h. minimale Veränderungen in den Zielfrequenzen werden von den Patienten schneller und deutlicher wahrgenommen. Folglich kann angenommen werden, dass die Beobachtung der eigenen langsamen Potentiale zuverlässig zum Trainingseffekt führt. Aus der klinischen Perspektive bleibt das Vorgehen im Training im Wesentlichen erhalten. Allerdings sind die klinischen Ergebnisse in vielerlei Hinsicht sehr viel befriedigender, da sie schneller und konsistenter auftreten.

### Klinische Effektivität als Wegweiser

Mit der Zeit führte uns die Optimierungsstrategie zu den extrem niedrigen Frequenzen von 0,1 bis 1 mHz, im Bereich unserer grundlegenden ultradianen Rhythmen. Die Beobachtung, dass sich die klinischen Ergebnisse in den niedrigen Frequenzbereichen stetig verbessern, war für uns der Antrieb immer weiter in den Infra-Low Bereich vorzudringen. Zudem konnte Patienten geholfen werden, die auf das Training der klassischen Frequenzbänder kaum oder gar nicht reagierten.

Und genau darin liegt das Rätsel. Wie können die niedrigen Frequenzen zu besseren und schnelleren Ergebnissen führen? Betrachten wir den ganzen Regelkreis in den der Patient mit den Informationen über sein EEG involviert ist: vom Standpunkt der Informationstheorie aus vermitteln wir weniger Information pro Zeiteinheit, wenn wir unsere Aufmerksamkeit den niedrigen Frequenzen widmen. Auf der anderen Seite beobachten wir, dass die Reaktionen der Patienten schneller sind als je zuvor und zwar im Bereich zwischen drei bis fünf Minuten. Außerdem ist das Training noch frequenzspezifischer als irgendwo sonst im EEG-Spektrum.

## **Das Gehirn erlebt sich selbst in einem neuen Regelkreis**

Die schnelle Reaktionsfähigkeit, besonders im Zusammenhang mit der klaren Abhängigkeit von der Frequenz, scheint zunächst inkonsistent wenn wir uns nur auf die extrem langsamen Signale fokussieren. Vor allem ist es kaum zu glauben, dass das Gehirn den Unterschied zwischen zwei nahegelegenen Frequenzen (z.B. 0,9 und 1,0 mHz) recht leicht und ziemlich schnell (in den besagten drei bis fünf Minuten) wahrnimmt. Ein externer Beobachter müsste das Signal über einen längeren Zeitraum betrachten, um zwischen so nah beieinander gelegenen Frequenzen zu unterscheiden. Noch dazu müsste es für die Unterscheidung ein klares Sinussignal sein, was im langsamen EEG nicht der Fall ist.

Der einzige Weg diesen ganzen Prozess zu verstehen ist, ihn von dem Standpunkt zu sehen, dass das Gehirn als erlebende Einheit direkt in den Prozess involviert ist. Das Signal ist für das Gehirn deshalb so interessant, weil es von ihm selbst erzeugt wird. Glücklicherweise erkennt das Gehirn dies selbst dann noch, wenn das Signal sehr langsam ist. Ist die Verbindung zu sich selbst erst einmal erkannt, übernimmt das Gehirn die Zuständigkeit und versucht es zu lenken. Das ist ein natürlicher Prozess analog z. B. zum Fahrrad- oder Autofahren. Das Gehirn übernimmt automatisch den Lenker oder das Lenkrad, selbst wenn die Gedanken des Fahrers auf etwas ganz anderes gerichtet sind. Das Gehirn nimmt diesen zusätzlichen Regelkreis in seinem Repertoire der kontinuierlichen Zuständigkeiten auf.

Mit diesem Perspektivenwechsel ergibt nun alles einen Sinn. Mit einem kleinen Wechsel in der zurückgemeldeten Frequenz, erlebt das Gehirn das Signal fast unverzüglich unterschiedlich und wird entsprechend unterschiedlich reagieren. Das kann tatsächlich sehr schnell passieren. Das Gehirn erkennt die Korrelation der beiden Realitäten. Die eine ist das externe Signal auf dem Bildschirm, die andere ist der interne Aktivierungszustand unter den Elektroden. Sobald sich die Frequenz, die extern wahrgenommen wird ändert, ändert das diese Korrelation und damit die Reaktion des Gehirns.

Die obige Beschreibung bezieht sich auf das Gehirn als anthropomorphen Begriff. Es bleibt also noch dieses Konzept in die Sprache der Neurophysiologie zu übersetzen. Es gibt weder eine funktionelle Einheit noch Ort im Gehirn, der den Beobachterpart für sich beanspruchen könnte. Es gibt dafür keinen Homunculus. Streng genommen ist die „Erfahrung oder das Erleben“ des Gehirns auf die Interaktion neuronaler Netzwerke zurückzuführen. Der Verlauf des Signals auf dem Feedback Bildschirm hat eine bestimmte neuronale Repräsentation und diese korreliert mit dem Auf und Ab der kortikalen Aktivierung eines spezifischen kortikalen Areals (unter der Ableitelektrode) oder genauer gesagt die relativen Aktivierungstrends zwischen zwei kortikalen Arealen (einer bipolaren EEG-Ableitung). Unsere neuronale Organisation ist auf Korrelationsanalyse und Mustererkennung ausgerichtet. Die Tatsache, dass ILF-Neurofeedback überhaupt funktioniert bestärkt die Grundannahme, dass unsere neuronalen

Netzwerke die außerordentliche Kapazität besitzen, solche Korrelationsaufgaben zu vollbringen. Eine solche Mustererkennung ist offenbar sogar unter den limitierenden Bedingungen eines sehr langsamen und wenig spektakulären Signals möglich.

Die Beobachtung, dass das ILF-Training so viel schneller, breiter und effektiver wirkt als das selbe Neurofeedbacktraining in den höheren EEG-Frequenzbändern, erfordert jedoch einer weiteren Erklärung. Man kann davon ausgehen, dass die Information, die in den Infra-Low Frequenzen zurückgemeldet wird für das Gehirn nützlicher ist, um die Selbstregulationsfähigkeit zu verbessern. Das ist insgesamt nicht überraschend, da es das Ziel ist, genau die Mechanismen zu trainieren, die die persistierenden Zustände organisieren. Das führt uns zu dem Schluss, dass das ILF-Neurofeedbacktraining die Reorganisation der funktionellen Konnektivität unserer Ruhe Netzwerke erleichtert.

## Ruhenetzwerke

Die Entdeckung der Ruhenetzwerke im Gehirn gelang auf Basis von Korrelationsstudien mit funktioneller Magnetresonanztomographie (fMRT). Ironischerweise wurde die Entdeckung dadurch ermöglicht, dass fMRT Signale nur langsame Frequenzinformationen darstellen. Theoretisch hätte die Entdeckung dieser Netzwerke auch im klassischen EEG Umfeld stattfinden können, was aber nicht der Fall war. Die niedrigen Frequenzmuster lassen sich am besten in den langsamen Frequenzen beobachten und möglicherweise sind es die Aktivitäten der Ruhenetzwerke, die mit dem ILF-Neurofeedback rückgemeldet werden.

Der Begriff Ruhenetzwerk ist historisch gut etabliert, aber eventuell eine unpassende Beschreibung. In der Literatur wird hauptsächlich vom „Default Mode“ Netzwerk gesprochen, in dem unser Gehirn verweilt, wenn es nicht von außen gefordert wird (27,28). Sobald externe Anforderungen bestehen, wechselt das Gehirn zu den sogenannten aufmerksamkeitsorientierten Netzwerken, wie z.B. dem dorsalen Aufmerksamkeitsnetzwerk und dem zentralen exekutiven Netzwerk. Das „Salience“ Netzwerk (29) vermittelt die Umschaltung zwischen dem „Default Mode“ Netzwerk und dem zentralen exekutiven Netzwerk. Zusammen bilden sie die Grundlage unserer wichtigsten neuronalen Netzwerke.

## „Default Mode“ Netzwerk und Elektrodenpositionierung im ILF-Neurofeedback

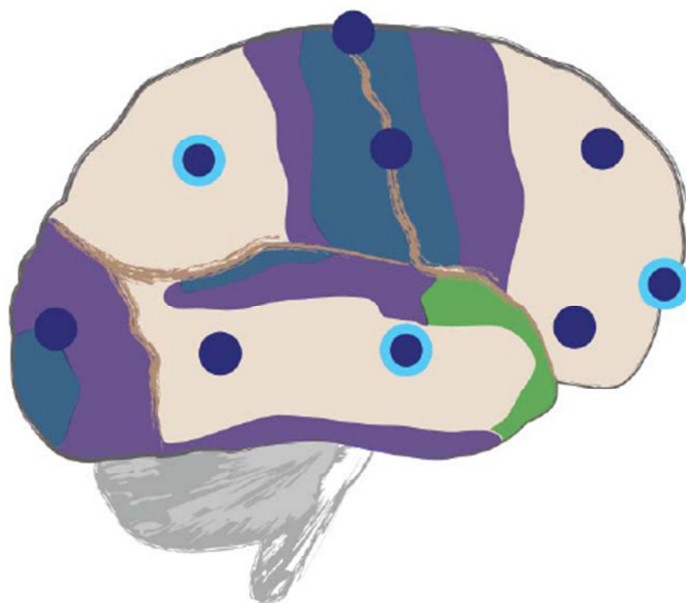
Häufig geht in der Diskussion unter, dass das Default Mode Netzwerk auch in aktiven Zuständen vergleichsweise aktiv ist. Daraus kann man schliessen, dass diese internen, funktionellen Verbindungen, die für das gesamte Unterfangen der Selbstregulation zuständig sind, fundamental wichtig sind. Interessanterweise sind alle für das ILF-Neurofeedback üblichen Elektrodenpositionierungen (Abbildung 3) wichtige Knotenpunkte im Default Mode Netzwerk, dem „Salience“ Netzwerk und dem Zentralen exekutiven Netzwerk.

Tatsächlich wurde jede dieser Platzierungen empirisch durch die klinische Optimierungsprozedur ermittelt, ohne zur damaligen Zeit von den Kernknotenpunkten der Netzwerke zu wissen. In diesem Sinne kann die Übereinstimmung der Netzwerk-Knotenpunkte als unabhängige Validierung der empirisch ermittelten Elektrodenpositionierungen angesehen werden. Diese wurden jeweils



systematisch auf der Suche nach den besten klinischen Ergebnissen gefunden. Die interhemisphärische Platzierung T3-T4 (nach dem internationalen 10/20 System) dient der Stabilisierung und ist bei paroxysmaler Symptomatik wie z. B. bei Epilepsie, Migräne, Panikattacken, Asthma und bipolaren Störungen angezeigt. Im ILF-Training ist T3-T4 eine der wichtigsten Startplatzierungen für das Neurofeedbacktraining und korrespondiert mit den wichtigsten Verbindungen im Default Mode Netzwerk, zwischen dem linken und rechten Temporallappen (30). Für die Regulation des Arousal Levels, v. a. bei Patienten mit extrem hohem Erregungsniveau, wie z.B. Patienten des autistischen Spektrums oder traumatisierten Patienten, wird im ILF-Training am effektivsten mit der Positionierung T4-P4 gearbeitet. Diese Positionierungen korrespondieren mit den Schlüsselverbindungen im Default Mode Netzwerk mit dem rechten Temporal und dem inferioren Parietallappen. Eine emotionale Regulierung wird beim ILF-Training vor allem mit der Elektrodenpositionierung T4-Fp2 erreicht. Sie verbindet die rechte Insula mit der präfrontalen Region, welche Kernknotenpunkte im „Salience“ Netzwerk darstellen. T4-Fp2 ist außerdem der Nexus mit dem zentralen exekutiven Netzwerk.

## BASISPOSITIONEN MULTIMODALE ASSOZIATIVE BEREICHE



### **P3 & P4**

Inferior parietal

### **T3 & T4**

Temporal

### **Fp1 & Fp2**

Präfrontal

Abbildung 2: Basispositionierungen im ILF Neurofeedback. Die dunkelblauen Punkte stellen schematisch dar über welchen Bereichen die Ableitelektroden an der Schädeloberfläche angebracht werden. Die Bezeichnungen entsprechen dem internationalen 10/20 System. Die hellblau umrandeten Punkte stellen die Basispositionierungen dar (26). Copyright EEGInfo

Hierbei muss angemerkt werden, dass alle wichtigen Elektrodenpositionierungen im ILF-Training sich genau über den Regionen befinden, die auf funktionaler Organisationsebene den höchsten Level darstellen: die multimodalen Assoziationsareale. Es sind die, die in der Ontogenese als letztes entstehen und die unter Stress oder im Alterungsprozess als erstes an Funktion verlieren. Auch in der Phylogenese stehen diese Areale relativ am Ende und sie verleihen sich wahrscheinlich selbst die Möglichkeit zum adaptiven Lernen. Funktionelle Stabilität und Arousal-regulierung sind die vorrangigen Ziele des Neurofeedbacktrainings und sie beruhen im ILF-Training vor allem auf den oben genannten Elektrodenpositionierungen.

Um das Bild zu vervollständigen, gibt es in letzter Zeit immer mehr Veröffentlichungen, die psychiatrische Störungen durch signifikante Abweichungen in der funktionellen Konnektivität neuronaler Netzwerke charakterisieren (31,32). Die Liste enthält Autismus, Schizophrenie, Fronto-Temporale Demenz, ADHD und PTBS. Insgesamt zeigen die aktuellen Forschungen in die Richtung, Psychopathologien als Fehlregulierung intrinsischer Eigenschaften unserer wichtigsten regulierenden, neuronalen Netzwerke zu verstehen. ILF-Neurofeedbacktraining stellt eine effektive Methode dar, um dem Gehirn wieder eine angemessene Regulation zu ermöglichen. Prinzipiell könnte dies ebenso mit fMRT –Neurofeedback funktionieren, leider ist der klinische Zugang aber durch die hohen Kosten limitiert. Erste Forschungsarbeiten, die den Zusammenhang zwischen Neurofeedback und einer Regulierung der Ruhenetze zeigen, gibt es bereits über beide Ansätze EEG-Neurofeedback (33) und fMRT-Neurofeedback (34).

Schließlich ist noch darauf hinzuweisen, dass uns das klinische Vorgehen bei der Entwicklung dieses Verfahrens zu einer einfachen Beziehung der optimalen Trainingsfrequenz in der linken und rechten Hemisphäre geführt hat. Dieses Verhältnis ist in Abbildung 4 dargestellt. Diese Regeln gelten über das gesamte Frequenzspektrum von 0,1 mHz bis 40 Hz. Sie deuten also auf fundamentale Organisationsprinzipien der funktionellen Konnektivität.

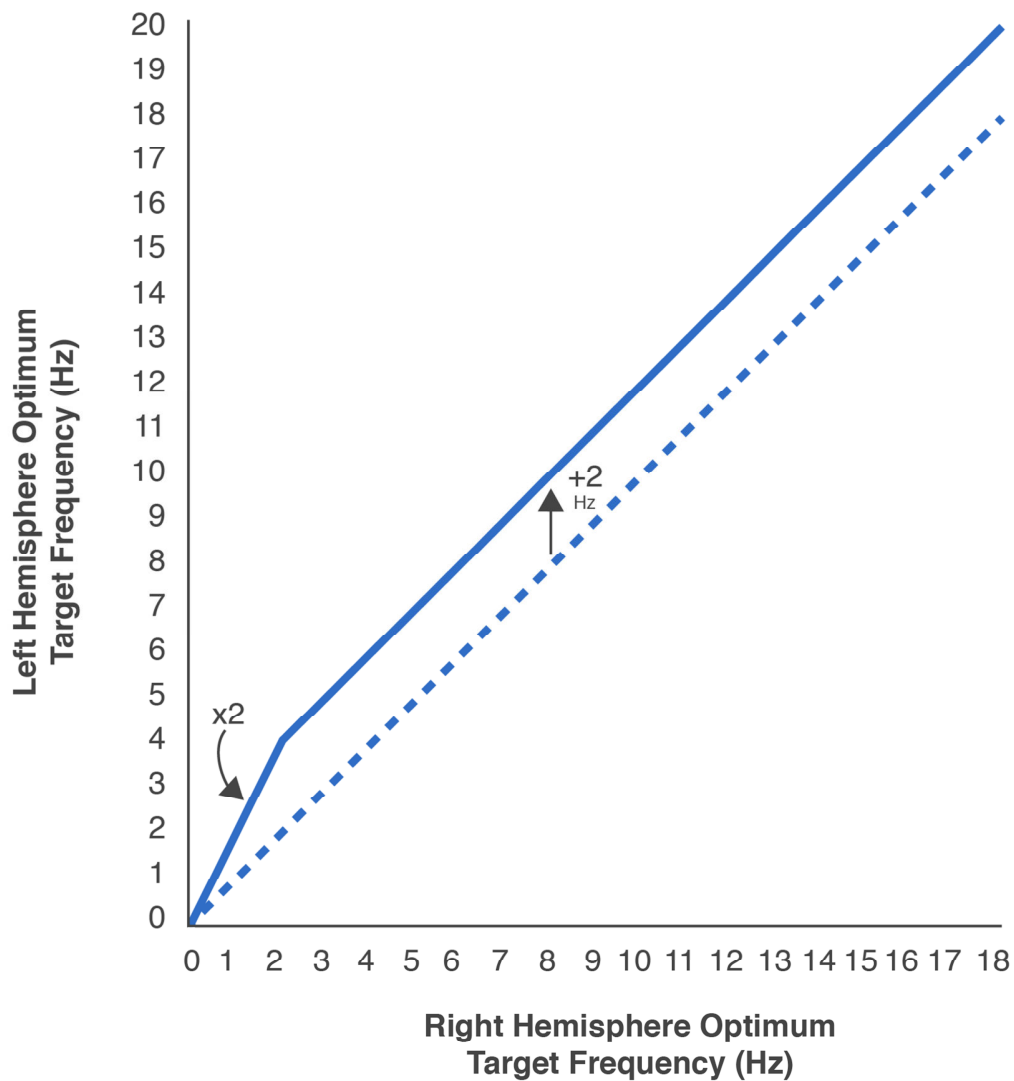


Abbildung 4: Beziehung der optimalen Trainingsfrequenzen für die rechte und die linke Hemisphäre. In den ILF Bereichen wird für das Training auf der linken Hemisphäre die Trainingsfrequenz von der rechten, bzw. der interhemisphärischen Positionierung verdoppelt. Bei höheren Trainingsfrequenzen ( $\geq 2$  Hz) werden für das Training auf der linken Seite 2 Hz addiert.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich hiermit einige grundlegende Mechanismen ergeben, welche die breite Anwendungsmöglichkeit von ILF-Training in der Behandlung von Psychopathologien und neurologischen Dysfunktionen erklären können. Alle diskutierten Therapien haben das

gemeinsame Ziel den Arousal Level zu regulieren, was in allgemeinerer Form als Entspannungstraining beschrieben wird. Das ILF-Training bietet die Möglichkeit, das Gehirn aktiv in diesen Prozess der funktionalen Normalisierung mit einzubeziehen.

**Fazit:** Neurofeedback bietet dem Neurologen und Psychiater eine zusätzliche, komplementäre Option zur Psychopharmakologie und antikonvulsiven Medikation. Bei erfolgreichem Neurofeedbacktraining ist zu erwarten, dass die Medikamente in der Dosierung drastisch reduziert werden können, was zu einer Minimierung von Nebenwirkungen führt. ILF-Neurofeedback ist eine junge, aber attraktive Option unter den verfügbaren Methoden. Für Neurowissenschaftler kann das ILF Feedback außerdem für Studien über neurokognitive Netzwerke sehr nützlich sein.

## Literatur

1. Hardt JV, Kamiya J. Anxiety change through electroencephalographic alpha feedback seen only in high anxiety subjects. *Science* 1978; 201: 79-81.
2. Serman MB, Howe RD, Macdonald LR. Facilitation of spindle-burst sleep by conditioning of electroencephalographic activity while awake. *Science* 1970; 167: 1146-1148.
3. Moore NC. A review of EEG biofeedback treatment of anxiety disorders. *Clinical Electroencephalography* 2000; 31(1): 1-6.
4. Passini F, Watson CG, Dehnel L, Herder J, Watkins B. Alpha wave biofeedback training therapy in alcoholics. *Journal of Clinical Psychology* 1977; 33(1): 292-299.
5. Peniston E, Kulkosky P. Alcoholic personality and alpha-theta brainwave training. *Medical Psychotherapy* 1990; 3: 37-55.
6. Serman MB (2000). Basic concepts and clinical findings in the treatment of seizure disorders with EEG operant conditioning. *Clinical Electroencephalography* 2000; 1(1): 45-55.
7. Lubar JF, Swartwood MO, Swartwood JN, O'Donnell PH. Evaluation of the effectiveness of EEG neurofeedback training for ADHD in a clinical setting as measured by changes in T.O.V.A., scores, behavioral ratings, and WISC-R performance. *Biofeedback and Self-Regulation* 1995; 20(1): 83-99.
8. Tan G, Thornby J, Hammond DC, Strehl U, Canady B, Arnemann K, Kaiser DK. Meta-analysis of EEG biofeedback in treating epilepsy. *Clinical EEG & Neuroscience* 2009; 40(3): 173-179.
9. Arns M, de Ridder S, Strehl U, Breteler M, Coenen A. Efficacy of Neurofeedback Treatment in ADHD: the Effects on Inattention, Impulsivity and Hyperactivity: a Meta-Analysis, *Journal of Clinical EEG & Neuroscience* 2009; 40(3): 180-189.
10. Scott WC, Kaiser DA, Othmer S, Sideroff SI. Effects of an EEG Biofeedback Protocol on a Mixed Substance Abusing Population, *American Journal of Drug and Alcohol Abuse* 2005; 31: 455-469.
11. Siniatchkin M, Hierundar A, Kropp P, Kuhnert R, Gerber WD, Stephani U. Selfregulation of Slow-Cortical Potentials in Children with Migraine: An exploratory study. *Applied Psychophysiology and Biofeedback* 2000; 25(1): 12-32.
12. Walker JE. QEEG-guided Neurofeedback for recurrent migraine headaches. *Clinical EEG Neuroscience* 2011; 42: 59-61.
13. Stokes DA, Lappin MS. Neurofeedback and Biofeedback with 37 migraineurs: a clinical outcome study. *Behav Brain Funct* 2010; 6: 1-10.
14. Dohrmann K, Weisz N, Schlee W, Hartmann T, Elbert T. Neurofeedback for treating tinnitus. *Progress in brain research* 2007; 555: 473-485.
15. Hödlmoser K. Neurofeedback bei primärer Insomnie. In: Strehl U (Hrsg) *Neurofeedback, theoretische Grundlagen und praktisches Vorgehen, wissenschaftliche Evidenz*. Stuttgart: Kohlhammer 2013
16. Rothenberger A, Gevensleben H. Selbstregulation von Tics – Optimierung durch Neurofeedback. In: Strehl U (Hrsg) *Neurofeedback, theoretische Grundlagen und praktisches Vorgehen, wissenschaftliche Evidenz*. Stuttgart: Kohlhammer 2013

17. Holtmann M, Bölte S. Neurofeedback bei Autismus-Spektrum-Störungen. In: Strehl U (Hrsg) Neurofeedback, theoretische Grundlagen und praktisches Vorgehen, wissenschaftliche Evidenz. Stuttgart: Kohlhammer 2013
18. Pecherstorfer T, Fink A, Doppelmayr M. Neurofeedback and HRV Biofeedback after Stroke. Saarbrücken VDM Verlag 2009.
19. Birbaumer N, Elbert T, Canavan A, Rockstroh B. Slow potentials of the cerebral cortex and behavior. *Physiological Reviews* 1990; 70:1-41.
20. Birbaumer N. Slow Cortical Potentials: Plasticity, Operant Control and Behavior Effects. *Neuroscientist* 1999, 5 (2):74-78.
21. Kotchoubey B, Strehl U, Uhlmann C, Holzapfel S, König M, Froscher W, Blankenhorn V, Birbaumer N. Modification of slow cortical potentials in patients with refractory epilepsy: A controlled outcome study. *Epilepsia* 2001; 42(3) 406-416.
22. Strehl U, Leins U, Goth G, Klinger C, Hinterberger T, Birbaumer N. Self-regulation of slow cortical potentials: A new treatment for children with attention-deficit/hyperactivity disorder. *Pediatrics* 2006; 118: 1530-1540.
23. Elbert T. Slow Cortical Potentials Reflect the Regulation of Cortical Excitability. In: *Slow Potential Changes in the Human Brain*. McCallum CW (Hrsg). New York Plenum Press 1993.
24. Martin A, Rief W. *Wie wirksam ist Biofeedback?* Bern, Huber und Hogrefe 2009
25. Hirshberg LM, Chiu S, Frazier JA. Guest Editors Emerging Brain Based Interventions for Children and Adolescents: Overview and Clinical Perspective. *Child Adolesc Psychiatric Clin N Am* 2005; 14(1).
26. Othmer S. *Protocol Guide for Neurofeedback Clinicians*. 4<sup>th</sup> Edition. 2013 EEGInfo
27. Raichle ME, MacLeod AM, Snyder AZ, Powers WJ, Gusnard DA, Shulman GL. A default mode of brain function. *Proc Natl Acad Sci USA* 2001; 98: 676-682.
28. Raichle ME. The Restless Brain. *Brain Connectivity* 2010; 1(1): 3-12.
29. Sridharan D, Levitin DJ, and Menon V. A critical role for the right fronto-insular cortex in switching between central executive and default-mode networks. *Proc Natl Acad Sci USA* 2008; 150(34): 12569-12574 .
30. Buckner RL, Vincent JL. Untrest at rest: default activity and spontaneous networks correlations. *Neuroimage* 2007; 37: 1091-1096.
31. Menon V. Large-scale brain networks and psychopathology: a unifying triple network model. *Trends in Cognitive Sciences* 2011; 15(10): 483-506.
32. Otti A, Gündel H, Wohlschläger A, Zimmer C, Sorg C, Noll-Hussong M. „Default-mode“-Netzwerk des Gehirns. *Neurobiologie und klinische Bedeutung*. *Nervenarzt* 2012; 83:16–24.
33. Ros T, Théberge J, Frewen PA, Kluetsch R, Densmore M, Calhoun VD, Lanius RA. Mind over chatter: plastic up-regulation of the fMRI salience network directly after EEG Neurofeedback. *Neuroimage* 2013; 65:324-335.
34. Van De Ville D, Jhooti P, Haas T, Kopel R, Lovblad KO, Scheffler K, Haller S. Recovery of the default mode network after demanding neurofeedback training occurs in spatio-temporally segregated subnetworks. *Neuroimage* 2012; 63 (4): 1775-17781.