

Ein Framework zur Echtzeit-Adaptierung von Virtual Reality-Paradigmen in Neurofeedback-Experimenten

Charles Mueller, Sebastian Baecke, Ralf Luetzkendorf, Johannes Bernarding

Institut für Biometrie und Medizinische Informatik, Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität, Leipziger Straße 44, 39120 Magdeburg
charles.mueller79@gmail.com
johannes.berarding@med.ovgu.de

Abstract: Aktuell wird als eine vielversprechende Therapiemethode das sogenannte Neuro-feedback für verschiedene Angst-, Zwangs- oder Suchtstörungen diskutiert. Dabei wird dem Probanden noch während einer Messung die neuronale Aktivierung aus bestimmten Regionen seines Gehirns präsentiert, welche er dann selbständig und in Echtzeit regulieren soll. In der vorliegenden Arbeit wird erstmalig ein Rahmenkonzept zur Echtzeit-Adaption einer komplexen Virtual Reality (VR)-Umgebung vorgestellt. Die Analyse der neuronalen Aktivierung sowie das Neurofeedback wurden dabei mittels funktioneller Magnetresonanztomographie (fMRT) realisiert. Das entwickelte Adaptionskonzept nutzt die in Echtzeit analysierten Hirnaktivierungen und führt abhängig von der Ausprägung der Hirnaktivierung eine automatische Anpassung der VR-Umgebung zur Laufzeit durch. Die komplexen Interaktionsmöglichkeiten des Probanden mit der VR bleiben während dieser Anpassung erhalten. Zur sicheren Evaluation des Frameworks unter kontrollierten Bedingungen wurden der gesamte Prozessablauf und das Entscheidungskriterium auf ein simuliertes Echtzeit-fMRT-Experiment mit realen fMRT-Daten von 12 Probanden angewandt und analysiert. Die Ergebnisse zeigen die erfolgreiche Echtzeit-Adaptierung einer komplexen VR-Umgebung abhängig von den Hirnaktivierungen des Probanden.

1 Einleitung

Der Einsatz von Virtuellen Realitäten gewinnt auf dem Gebiet der kognitiven Neurowissenschaften zunehmend an Bedeutung. Eine neuere Anwendungsform stellt die Kombination von Virtuellen Umgebungen mit Neurofeedback-Techniken dar. Das Grundprinzip des Neurofeedback basiert auf der Selbstregulierung lokaler Hirnaktivitäten. Das heißt, Probanden lernen mit Hilfe eines sogenannten Neurofeedback-Signals und durch gezielte operante Konditionierung die Regulierung ihrer eigenen neuronalen Aktivierung in einer bestimmten Hirnregion [WSJ07]. Diese Regulierung erfolgt per Definition in Echtzeit und kann mit entsprechenden technischen Mitteln für Studien genutzt werden. So erhalten Probanden Versuchsaufgaben, bei denen sie entweder die neuronale Aktivierung steigern oder senken sollen und damit insgesamt eine stärkere Kontrolle über ihre Aktivierung gewinnen. Die Wirksamkeit des Neurofeedback-Trainings konnte bereits in diversen Therapiestudien zur Aufmerksamkeitsdefizit-/Hyperaktivitätsstörung (ADHS) bei Kindern mittels Elektroenzephalographie nachgewiesen werden [HGS07][LGH07].

Eine weitere Neurofeedback-Studie zeigte die schrittweise Reduktion von Schmerzempfindungen mittels Echtzeit-fMRT [De05]. Als visuelle Anzeige und Repräsentation der neuronalen Aktivität diente hier eine animierte Flamme, die sich abhängig von der Stärke der Aktivität entweder vergrößerte oder verkleinerte. Eine andere Studie nutzte das Neurofeedback-Signal aus der rechten anterioren Insula, welche eine wichtige Hirnregion in kognitiven und emotionalen Netzwerken darstellt, und verwendete zur Anzeige ein sogenanntes virtuelles Thermometer [CVS07]. Ein neuer und zudem technisch anspruchsvoller Ansatz, der erstmalig im Rahmen des vorgestellten Projektes entwickelt wurde, ist die Einbindung von Neurofeedback-Techniken zur Anpassung von komplexen 3D-Umgebungen bzw. 3D-Geometrien. Hier müssen reguläre Neurofeedback-Techniken, welche auf die statische und im Ablauf vordefinierte Stimuluspräsentation ausgelegt sind, auf die Adaption von VR-Stimuli angepasst werden [TMB11]. Die neurophysiologischen Unterschiede zwischen den Probanden spielen dabei eine wichtige Rolle, da sie für die Kalibrierung der Adaption berücksichtigt werden müssen. Für das Neurofeedback bedeutet dies, dass sich die Lokalisation und die Charakteristiken der neuronalen Aktivierung, wie z.B. die Ausdehnung der neuronalen Aktivierung, die gemittelte Signalstärke der Aktivierung und die Signaländerungen von Ruhe-Phasen zu Aktiv-Phasen, für jede einzelne Versuchsperson unterscheiden. Hinzukommt, dass Versuchspersonen meist über einen längeren Zeitraum und in mehreren Sitzungen ein Neurofeedback-Training durchführen. Treten im Training des Probanden Über- oder Unterforderungen auf, so ist auch eine zeitnahe Adaption der Stimuluspräsentation zur Optimierung des Trainings nur eingeschränkt möglich. Im Verlauf des Neurofeedback-Trainings kann dieser Effekt beispielsweise zu einer Stagnation der Trainingserfolge führen [RB06]. Diesem Effekt könnte entgegengewirkt werden, wenn sich die VR-Umgebung so verändert, dass der Proband die volle Reizantwort in seinem kognitiven System entwickelt. Dies erfordert ein Konzept zur zeitnahen Anpassung der VR-Stimuluspräsentation ausgehend vom aktuellen Neurofeedback-Signal [MLT11]. Basierend auf dem Neurofeedback-Prinzip können so selektive Informationen aus dem Neurofeedback-Signal herausgefiltert und anschließend zur verbesserten Interaktion des Probanden mit der virtuellen Umgebung verwendet werden. Dieser Ansatz setzt ein Adaptionkonzept mit zugehörigem Anpassungsalgorithmus voraus, dessen Entwicklung und Umsetzung im Folgenden beschrieben wird.

2 Stimulus-Adaptionkonzept

2.1 Prozessabläufe

Wesentlicher Kern des Konzeptes ist eine zeitnahe und automatische Adaption von Stimuli, welche anhand der Signalanalyse des eingehenden Neurofeedback-Signals gesteuert wird. Unabhängig von der Art der Datenakquisition beruhen sämtliche Prozessabläufe eines Neurofeedback-Systems auf der Kommunikation und dem Datenaustausch von drei Kernkomponenten [CI06]. Basierend auf dieser Prozess- und Kommunikationskette wurde ein MRT-Neurofeedback-System zur Anpassung von VR-Stimuli modelliert und eingebunden (Abbildung 1). Die erste Komponente dieses Neurofeedback-Systems ist die sogenannte Input-Komponente oder Datenakquise (1). Sie zeichnet induzierte Si-

gnaländerungen auf und entfernt oder kompensiert störende Signalanteile. Anschließend werden alle aufgezeichneten Daten für den Lesezugriff der Datenauswertung bereitgestellt. In der MRT-Infrastruktur ist dies meist ein freigegebener Ordner auf dem Host-Rechner (1a). Die zweite Komponente ist die Echtzeit-Datenauswertung (2). Hier werden innerhalb weniger Sekunden die bereitgestellten Daten aus der Datenakquise eingelesen und mit Hilfe von statistischen Auswerteroutinen in Echtzeit analysiert. Das so gewonnene Neurofeedback-Signal wird anschließend an die Output-Komponente bzw. Stimuluspräsentation übertragen und dem Probanden präsentiert (3). Die Realisierung des Gesamtsystems wird anhand des in Abschnitt 3 beschriebenen Experimentes beispielhaft dargestellt und untersucht.

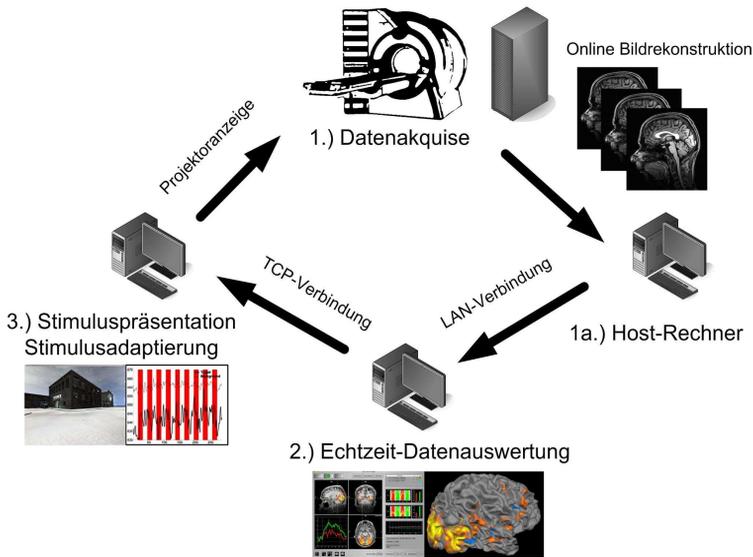


Abbildung 1: Prozessabläufe eines MRT-Neurofeedback-Systems. Die Datenakquise (1) misst die neuronale Aktivierung des Probanden und stellt die Informationen der Echtzeit-Datenauswertung (2) zur Verfügung. Die Datenauswertung analysiert sämtliche Daten innerhalb weniger Sekunden und transportiert die Ergebnisse zur Stimuluspräsentation (3). Im vorliegenden Projekt wurde die die Stimuluspräsentation mit einem Algorithmus zur Adaptierung von Stimuli erweitert.

2.2 Adaptionalgorithmus/Framework zur dynamischen VR-Adaption

Um die Varianz in der neurophysiologischen Reizantwort verschiedener Probanden zu berücksichtigen, wurde ein zweistufiger Adaptionalgorithmus entworfen. Dabei wird zunächst eine Kalibrierungsmessung durchgeführt, bei der Referenzwerte für die neuronale Aktivierung des jeweiligen Probanden ermittelt werden. Im zweiten Schritt erfolgt dann die eigentliche Hauptmessung mit der Echtzeit-Auswertung der Hirnaktivierung und der Adaption der VR-Stimuli. Für die Referenzwertbestimmung und die spätere

Adaption sollten das experimentelle Design der Kalibrierungsmessung und der Hauptmessung übereinstimmen.

2.2.1 Extraktion der Referenzwerte

In der Kalibrierungsmessung bzw. dem Vorexperiment werden zunächst die relevanten Hirnregionen für das spätere Neurofeedback-Training als region of interest (ROI) definiert. Nach dem Start der Messung erfolgen die Akquise und die kontinuierliche Übertragung der Datensätze zur Echtzeit-Datenauswertung. Für die Echtzeit-Datenauswertung von fMRT-Datensätzen wurde auf ein rekursives Allgemeines Lineares Modell (englisch: General Linear Model, GLM) zurückgegriffen, welches auch im Turbo Brain-Voyager (TBV) angewendet wird. Das GLM kann in folgender Form dargestellt werden:

$$\vec{y} = X \vec{\beta} + \vec{\varepsilon} . \quad (1)$$

Bei einem regulären GLM wird ein gemessener Datensatz an ein lineares Modell, das aus den Regressoren gebildet wird, angepasst [SPM12]. Der Vektor \vec{y} steht für die Zeitreihe eines Voxel über die Dauer einer Messung. Der Wert X repräsentiert die experimentabhängige Design-Matrix mit den Regressoren und enthält damit alle Informationen zu den Stimuli. Der Vektor $\vec{\varepsilon}$ symbolisiert die residualen Fehler. Um das GLM für die Echtzeit-Auswertung und für Neurofeedback-Studien nutzbar zu machen, wurde auf den Ansatz des TBV zur Berechnung der $\vec{\beta}$ -Werte zurückgegriffen. In seiner ursprünglichen Form werden die $\vec{\beta}$ -Werte über die Methode der kleinsten Quadrate berechnet, welche die gesamte Zeitserie der fMRT-Daten nutzt:

$$\vec{\beta} = (X' X)^{-1} X' \vec{y} . \quad (2)$$

Diese Methode wurde im TBV durch einen rekursiven Ansatz der kleinsten Quadrate-Methode ersetzt und erlaubt dadurch die Berechnung der aktuellen $\vec{\beta}$ -Werte ohne Kenntnis der gesamten Zeitreihe [Po99]. In der neuen rekursiven Form aktualisiert der Algorithmus die aktuellen $\vec{\beta}$ -Werte ($\vec{\beta}_{t+1}$) ausgehend von der letzten Berechnung ($\vec{\beta}_t$) und unter Einbeziehung der zu diesem Zeitpunkt neu hinzugekommenen Design-Matrix Werte (x_{t+1}):

$$\vec{\beta}_{t+1} = \vec{\beta}_t + (X'_t X_t)^{-1} x_{t+1} \frac{(\vec{y}_{t+1} - x_{t+1} \vec{\beta}_t)}{f_t} . \quad (3)$$

Zusätzlich dazu unterstützt der TBV den Export der neuronalen Aktivitätsänderungen in Form von Grauwerten. Die Grauwertänderung eines MRT-Bildes über die Zeit kann dabei Aufschluss über die neuronale Aktivität eines Probanden liefern. Der TBV erlaubt auf Grundlage dieser Funktion die Mittelung von Grauwert-Clustern innerhalb einer festgelegten Hirnregion (ROI). In einem Vorexperiment werden daher zunächst entsprechende ROI definiert. Als wichtige Teilfunktionalität des Frameworks dient ein eigens entwickeltes TCP-Protokoll, welches die gemittelten Grauwerte dieser ROI vom TBV zur VR-Stimuluspräsentation überträgt. Eine gleichzeitige Auswahl von mehreren ROI

wird unterstützt. Ankommende Grauwerte werden empfangen und in einem Datenkonstrukt A abgespeichert:

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & \cdots & a_{1m} \\ \vdots & & \vdots \\ a_{n1} & \cdots & a_{mn} \end{bmatrix}. \quad (4)$$

Das Datenkonstrukt A wird dabei durch m (Anzahl der selektierten ROI) und n (Anzahl der Messpunkte) definiert. Informationen über die Experimentstruktur und den Experimenttyp erhält der Algorithmus über die Informationsextraktion der Design-Matrix. Bei der Verarbeitung der Zeitreihen unterscheidet dieser zudem zwischen einer Signalauswertung für Block- und ereigniskorrelierte Experimentdesigns. Wurden alle Grauwerte für die Messpunkte n_S eines Stimulus S empfangen, so erfolgt die Berechnung des arithmetischen Mittels aller Grauwerte dieser Messpunkte. Dies wird für alle Stimuli S fortgesetzt, bis sämtliche Grauwerte der Vormessung empfangen wurden:

$$\bar{S}_{arithm} = \frac{1}{n_S} \sum_{i=1}^{n_S} Grauwert_i. \quad (5)$$

Da in Block-Design Experimenten ein einzelner Block immer wieder wiederholt wird, wurde für diesen Experimenttyp eine zusätzliche Optimierung eingeführt. So werden zur Verbesserung der Referenzwerte die arithmetischen Mittel aller korrespondierenden Stimuli zusammengefasst und zur Berechnung des globalen arithmetischen Mittels für jeden Stimulus verwendet. Für ereigniskorrelierte Experimentdesigns ist per Definition eine solche Annahme nicht möglich.

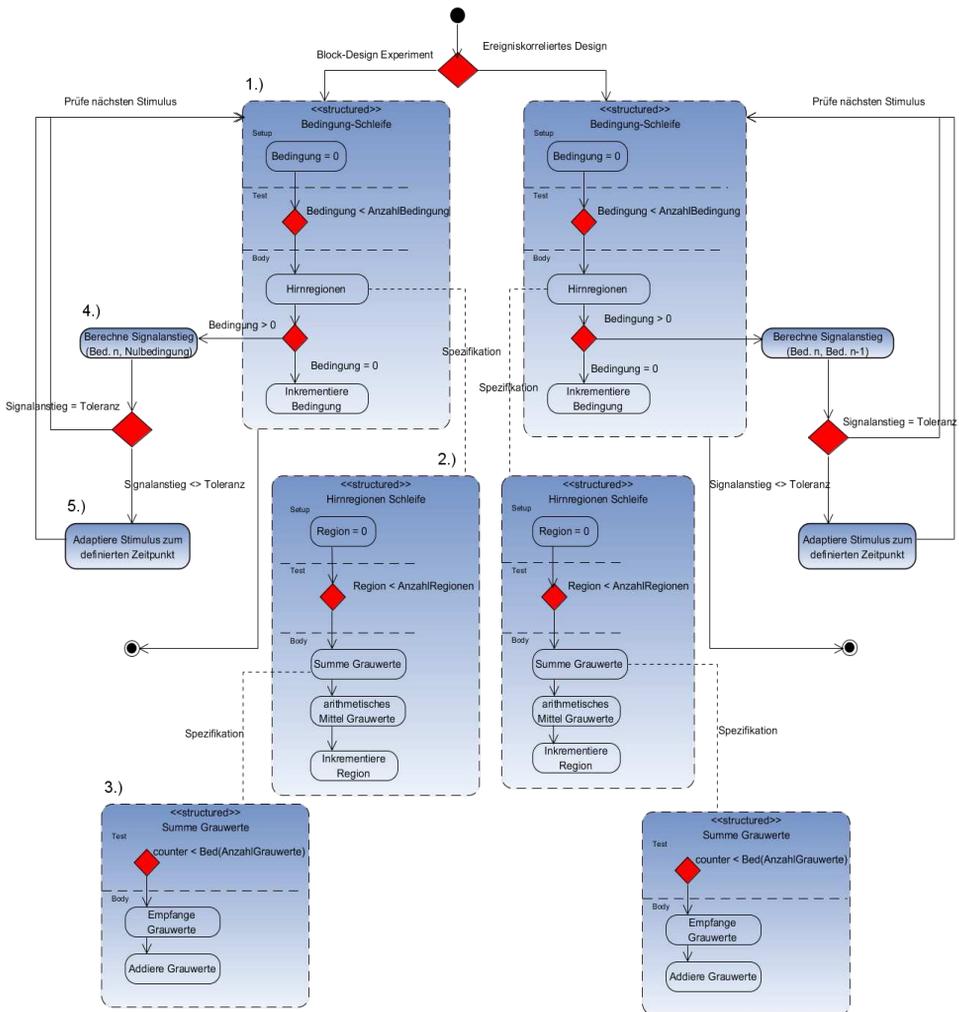
Der letzte Schritt bei der Referenzwertextraktion ist die Berechnung und Abspeicherung des prozentualen Signalunterschieds p_n zwischen dem arithmetischen Mittel des Vorgängerstimulus S_{n-1} und dem arithmetischen Mittel des Nachfolgerstimulus S_n (ereigniskorreliertes Experimentdesign):

$$p_n(\bar{S}_n, \bar{S}_{n-1}) = 100 \left(\frac{\bar{S}_n}{\bar{S}_{n-1}} - 1 \right) \quad (6)$$

bzw. dem arithmetischen Mittel des aktuellen Stimulus S_n und dem arithmetischen Mittel der Nullbedingung (Ruhe-Phase) für Block-Design Experimente:

$$p_n(\bar{S}_n, \bar{S}_{Nullbedingung}) = 100 \left(\frac{\bar{S}_n}{\bar{S}_{Nullbedingung}} - 1 \right). \quad (7)$$

Abbildung 2: Der Algorithmus zur Stimulusadaption im Aktivitätsdiagramm. Der Algorithmus berechnet sämtliche Referenzwerte in der Vormessung und wendet diese in der



Hauptmessung an. Alle empfangenen Werte werden anschließend zur Signalanalyse (Punkt 1 - 4) und zur Anpassung des Stimulus in Punkt 5 herangezogen.

2.2.2 Adaption der VR-Stimuli

Nach der Berechnung der Referenzwerte in der Vormessung durch Formel (6) bzw. (7) findet in der Hauptmessung die eigentliche Echtzeit-Adaption eines VR-Stimulus statt. Dabei baut der Algorithmus auf den berechneten prozentualen Signalunterschieden p_n aus der Kalibrierungsmessung auf und vergleicht diese mit den aktuellen prozentualen Signalunterschieden (siehe Abbildung 2). Sind die aktuellen Signalunterschiede größer oder kleiner als eine zuvor definierte Toleranzschwelle, erfolgt die Stimulusadaption zum nächsten definierten Zeitpunkt. Der wesentliche Unterschied zur Vormessung besteht darin, dass sämtliche Messwerte sofort nach dem Empfang über die TCP-Verbindung verarbeitet werden. Dies gestattet die Berechnung des Signalunterschieds zwischen zwei Stimuli in Echtzeit und ermöglicht die Anwendung des Entscheidungskriteriums zur Adaption eines Stimulus. Das Prinzip zur Berechnung der Signalunterschiede in der Hauptmessung arbeitet nach einem ähnlichen Prinzip wie in der Kalibrierungsmessung. Dabei werden zunächst alle gemessenen Grauwerte aus denen zum Neurofeedback angegebenen ROI (Punkt 2) über TCP empfangen sowie deren Summe errechnet (Punkt 3). Anschließend erfolgt die Berechnung des arithmetischen Mittels für den jeweiligen Stimulus und für alle ROI (Punkt 2). Wurde bei der Abfrage (Punkt 1) für mindestens einen

Vorgängerstimulus das arithmetische Mittel der Grauwerte bestimmt, kann die Berechnung des prozentualen Signalunterschieds zwischen zwei Stimuli erfolgen (Punkt 4). Aufgrund der Besonderheiten von Block-Designs und ereigniskorrelierten Designs unterscheiden sich hier die Berechnungsgrundlagen des Signalunterschieds. Eine Abfrage durch den Entscheidungsknoten in Formel (8) entscheidet schließlich über die Anpassung des Stimulus (Punkt 5). Dabei wird der aktuelle Signalunterschied p_A mit dem vom Benutzer definierten Toleranzwert und dem Signalunterschied p_n aus der Vormessung verglichen. Befindet sich der Wert des Signalunterschieds p_A nicht in dem durch den Toleranzwert t eingegrenzten Wertebereich, so gilt $f(p_A) = 1$ und eine Stimulusadaption zum nächsten definierten Zeitpunkt wird eingeleitet. Durch die benutzerdefinierten Toleranzwerteingabe wurde zudem eine Möglichkeit zur optionalen Einflussnahme des Experimentleiters auf die Stimulusadaption geschaffen. Die Funktion $f(p_A)$ des Entscheidungskriteriums lässt sich wie folgt beschreiben:

$$f(p_A) = \begin{cases} 0, & \text{falls } (p_n - t) \leq p_A \leq (p_n + t) \\ 1, & \text{sonst} \end{cases} \quad (8)$$

3 Evaluierung und Ergebnisse

Vor der Evaluierung des Adaptionskonzeptes wurden zunächst die entwickelten Prozessabläufe in eine MRT-Infrastruktur eingebunden und getestet. Die Datenakquise erfolgte an einem Ganzkörper-MRT (3T Trio, Software Version Numaris Syngo VA35, 8-Kanal-Kopfspule, Siemens Medical Systems, Erlangen). Eine modifizierte EPI-BOLD Messsequenz (TR=2000 ms, TE=30 ms, 34 Schichten, Voxelgröße: 3.0 mm isotrop) gewährleistete den sofortigen Export von MRT-Bilddaten zum Freigabeordner des Host-Rechners [WSJ07]. Die Echtzeit-Auswertung der Bilddaten erfolgte durch das rekursive GLM des Turbo BrainVoyager. Dieser war auf einem separaten Rechner (Pentium IV, 3.0 GHz, 2 GB RAM, Windows XP) installiert und lud sämtliche MRT-Bilddaten zur Analyse aus dem freigegebenen Ordner ein. Die Echtzeit-Übertragung von Auswertinformationen zur Präsentationskomponente wurde durch das integrierte TCP-Kommunikationsprotokoll gewährleistet [LMB11]. Die VR-Stimulusanwendung als Präsentationskomponente wurde am Institut für Biometrie und Medizinische Informatik, Universität Magdeburg, entwickelt [MLT11]. Die Anwendung besitzt eine integrierte Kommunikationsschnittstelle auf Basis des TCP-Protokolls und wurde aus Performanzgründen ebenfalls auf einem separaten Rechner (Pentium IV, 3.0GHz, 3 GB RAM, Windows XP) betrieben.

Vor der eigentlichen Erprobung des Konzeptes in einem Probandenexperiment sollte zunächst die sichere Evaluierung unter kontrollierten Bedingungen stattfinden. Der TBV stellt dafür eine Simulationsfunktion bereit, welche den Ablauf eines zuvor durchgeführten Experiments mit realen fMRT-Daten erneut simulieren kann. Im Zentrum stand hier

Probanden	Kalibrierungsmessung (ROI 0)					Hauptmessung (Adaption ROI 0)			
	$\bar{S}_{Ruhe} \pm SD$	$\bar{S}_{VR} \pm SD$	$p_n(\bar{S}_{Ruhe}, \bar{S}_{VR})$	$p_n - t$	$p_n + t$	p_A 1. Adaption	p_A 2. Adaption	p_A 3. Adaption	p_A 4. Adaption
1	485,1 ± 3,1	491,1 ± 2,2	1,24	1,09	1,39	1,04 (3. Block)	0,93 (9. Block)	1,03 (12. Block)	
2	505,6 ± 2,7	512,8 ± 2,4	1,42	1,27	1,57	1,25 (11. Block)			
3	492,7 ± 2,5	499,2 ± 2,2	1,32	1,17	1,47	1,11 (1. Block)	1,49 (2. Block)		
4	471,5 ± 2,7	477 ± 1,7	1,17	1,02	1,32	0,87 (2. Block)	0,69 (8. Block)	0,99 (11. Block)	
5	492,4 ± 3,2	498,8 ± 2,2	1,3	1,15	1,45	0,82 (3. Block)	0,95 (11. Block)		
6	491,5 ± 2,9	497,8 ± 2,0	1,28	1,13	1,43	1,09 (2. Block)	1,12 (6. Block)	1,06 (10. Block)	1,02 (11. Block)
7	502,8 ± 2,7	509,9 ± 2,2	1,41	1,26	1,56	1,21 (1. Block)	1,02 (10. Block)	1,11 (11. Block)	
8	471,9 ± 2,8	477,5 ± 2,2	1,19	1,04	1,34	1,01 (3. Block)	1,36 (7. Block)		
9	484,1 ± 3,3	490 ± 2,4	1,22	1,07	1,37	1,05 (3. Block)	1,04 (6. Block)	1,01 (11. Block)	1,05 (12. Block)
10	501,2 ± 2,6	507,5 ± 2,1	1,25	1,1	1,4	1,42 (1. Block)	1,08 (11. Block)		
11	510,3 ± 2,4	517 ± 1,9	1,31	1,16	1,46	1,02 (2. Block)			
12	487,4 ± 2,9	493,7 ± 2,2	1,29	1,14	1,44	0,98 (3. Block)	1,23 (11. Block)		

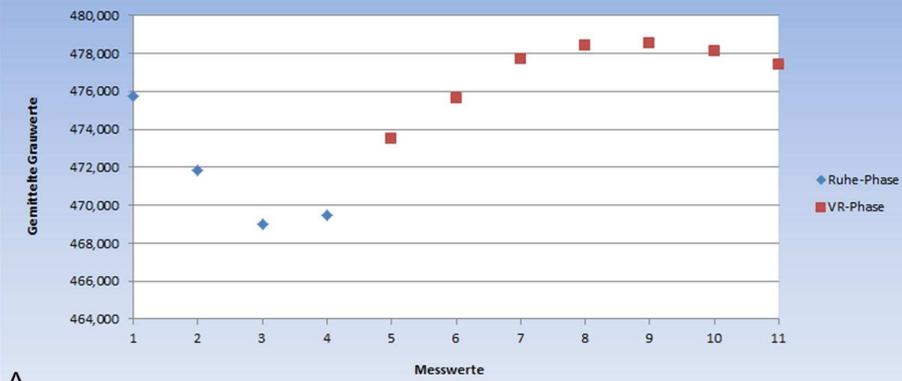
Tabelle 1: Berechnungsergebnisse gemäß Formel (5) bis (8) für ROI 0 aus Kalibrierungs- und Hauptmessung für alle gemessenen Probanden. Das Entscheidungskriterium greift auf die Werte aus der Kalibrierungsmessung zurück und analysiert die ermittelten Signaländerungen in der Hauptmessung. Überschreitungen des Wertebereichs führen zu einer Stimulusadaption im darauf folgenden Stimulusblock.

die Sicherheit und die Belastungsreduzierung für die Probanden. Das entwickelte Adaptionskonzept konnte mit Hilfe dieser Funktion sicher auf bereits vorhandene Daten einer fMRT-Studie mit 12 Probanden, bestehend aus einer Vor- und einer Hauptmessung, angewendet und evaluiert werden. Die Vor- und Hauptmessung besaßen ein identisches Block-Design und unterschieden sich nur in der Anzahl der Messpunkte.

Für die Berechnung der Referenzwerte wurden die fMRT-Daten der Vormessung (66 Messpunkte) verwendet. Die eigentliche VR-Stimulusadaption auf Basis der Referenzwerte erfolgte anschließend in der Hauptmessung (132 Messpunkte). Die Repetitionszeit TR von zwei Sekunden definierte den Abstand zwischen den einzelnen Messpunkten. Ein Block des Experimentdesigns bestand aus 11 Messpunkten, bei dem zu Beginn über vier Messpunkte ein schwarzer Bildschirm gezeigt wurde (Ruhe-Phase). Anschließend folgte für die nächsten sieben Messpunkte die VR-Phase, in welcher der Proband einen Avatar durch einen virtuellen Stadtteil mittels Taster-Steuerung bewegte (Stimulusphase, Abbildung 3B). Dieser Experimentblock wurde in der Vormessung 6-mal und in der Hauptmessung 12-mal wiederholt. Zur Evaluierung des Kommunikationsprotokolls wurden drei voneinander unabhängige und gleichgroße ROI definiert und zur Signalextraktion ausgewählt (Abbildung 3D). Die ROI wurden jeweils im rechten motorischen Kortex (ROI0), im linken primären auditorischen Kortex (ROI1) und im medialen präfrontalen Kortex (ROI2) definiert.

Die Berechnungsergebnisse für alle Probanden aus der Kalibrierungsmessung und der Hauptmessung sind in Tabelle 1 dargestellt. Zur Adaption des VR-Stimulus wurde aufgrund des Signalverlaufs im motorischen Kortex die Region ROI0 ausgewählt. In der Kalibrierungsmessung konnte der Algorithmus erfolgreich die Referenzwerte des jeweiligen Probanden extrahieren. Dazu wurde im Vorexperiment für jede ROI der gesamte Signalverlauf über alle Experimentblöcke zusammengefasst und gemittelt, siehe

Kalibrierungsmessung: $\bar{S}_{Ruhe} = 471,5$ $\bar{S}_{VR} = 477,0$ $p_n(\bar{S}_{VR}, \bar{S}_{Ruhe}) = 1,17\%$



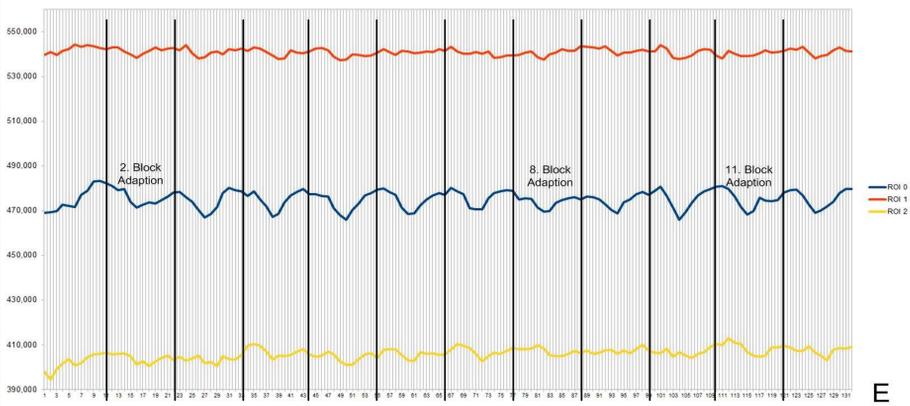
A



B

C

D



E

Abbildung 3: Signalverlauf in den drei Hirnregionen von Proband 04. Der gemittelte Signalverlauf aus der Kalibrierungsmessung (A) liefert sämtliche Referenzwerte. In der darauf folgenden Hauptmessung analysiert der Algorithmus den Signalverlauf (E) einer ausgewählten ROI (blaues Rechteck, D). Abhängig vom Entscheidungskriterium erfolgt eine Adaption des Stimulus (B) mit Schnee-Partikeleffekten (C) in Echtzeit. Die rote und gelbe Kurve zeigen den Signalverlauf in Regionen, die nicht zur Stimulusadaption herangezogen wurden.

Formel (5). Anschließend konnte der so gewonnene gemittelte Signalverlauf zur Berechnung einer repräsentativen Signaländerung von Ruhe-Phase zu VR-Phase in Formel (7)

verwendet werden. Exemplarisch dafür ist in Abbildung 3A der Signalverlauf des in Tabelle 1 farblich markierten Probanden 04 (ROI0) dargestellt. In der Hauptmessung konnten die berechneten Referenzwerte erfolgreich eingebunden und für das Entscheidungskriterium in Formel (8) genutzt werden. Zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse wurde der Toleranzwert t für alle Probanden mit 0,15 % definiert. Ausgehend vom Entscheidungskriterium wurde so für Proband 04 an drei Stellen des Signalverlaufs (ROI0) eine nicht im Wertebereich liegende Signaländerung detektiert (Abbildung 3E). Als Resultat wurde eine parallel zur Stimulusadaption arbeitende Prozesskette aufgerufen, welche zur VR-Phase des nachfolgenden Experimentblocks eine Anpassung der virtuellen Wetterverhältnisse (Schnee-Partikeleffekte) in Echtzeit vornahm (3C).

4 Diskussion und Zusammenfassung

Mit dem vorgestellten Konzept wurde erstmalig eine Neurofeedback-Strategie zur Adaptionierung von virtuellen Umgebungen in fMRT-Studien vorgestellt. Für die Realisierung dieses getesteten Adaptionssystems wurde zunächst, von regulären Neurofeedback-Modellkonstrukten ausgehend, eine technische Infrastruktur etabliert. Anschließend wurden zur Verbesserung der Echtzeitverarbeitung sowie der komponentenübergreifenden Kommunikation eigens entwickelte TCP-Kommunikationsprotokolle integriert. Auf Grundlage dieser Erweiterung konnte ein echtzeitfähiger Adaptionalgorithmus zur automatischen Anpassung von Stimuli geschaffen werden. Das zweistufige Algorithmuskonzept analysiert im ersten Schritt sämtliche empfangenen Datenauswerteparameter und verwendet diese zur Berechnung von probandenspezifischen Referenzwerten. Im zweiten Schritt verarbeitet der Algorithmus, parallel zur laufenden Messung, die Werte der Echtzeit-Datenauswertung und vergleicht Signaländerungen zwischen Stimuli auf Basis eines Entscheidungskriteriums. Auf diese Weise erlaubt der Algorithmus die Erstellung von probandenspezifischen Trainingsprofilen und gewährleistet eine individuelle Anpassung des Neurofeedback-Trainings an die Versuchsperson. Nach Kenntnislage der Autoren wurde das vorliegende Konzept zur dynamischen Echtzeit-VR-Adaption erstmalig realisiert. Dieses Konzept stellt die Grundlage dar, um beispielsweise mittels virtuellen Charakteren neue Methoden zur Erforschung sozialer Interaktionen zu erschließen. Die Simulation eines VR-fMRT-Experiments mit Probandendaten aus 12 Kalibrierungs- und 12 Hauptmessungen zeigte die erfolgreiche Steuerung von VR-Elementen ausgehend von der Signalanalyse eines Neurofeedback-Signals. Auf Grundlage dieses Algorithmus konnte ein konkretes Anwendungsprinzip, die Adaptionierung von Wetterverhältnissen innerhalb einer VR, erfolgreich umgesetzt werden. Zur Stabilisierung der statistischen Analyse sollen für zukünftige Erweiterungen die β -Werte des rekursiven GLM zur Stimulusadaption verwendet werden. Des Weiteren sollen Signalverläufe aus multiplen ROI gleichzeitig zur Steuerung von VR-Elementen herangezogen und als Inputsignale für künstliche neuronale Netze dienen.

Literaturverzeichnis

- [CI06] Clausen, J.: Ethische Aspekte von Gehirn-Computer-Schnittstellen in motorischen Neuroprothesen. *International Review of Information Ethics* 5, 2006; 25–32.
- [CVS07] Caria, A.; Veit, R.; Sitaram, R.; Lotze, M.; Weiskopf, N.; Grodd, W.; Birbaumer, N.: Regulation of anterior insular cortex activity using real-time fMRI. *NeuroImage*, 35 (3), 2007; 1238–1246.
- [De05] DeCharms, R. C.: Control over brain activation and pain learned by using real-time functional MRI. *PNAS* 102 (51), 2005; 18626–18631.
- [HGS07] Heinrich, H.; Gevensleben, H.; Strehl, U.: Annotation: Neurofeedback - train your brain to train behaviour. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, 48 (1), 2007; 3-16.
- [LGH07] Leins, U.; Goth, G.; Hinterberger, T.; Klinger, C.; Rumpf, N.; Strehl, U.: Neurofeedback for children with ADHD: A comparison of SCP and Theta/Beta protocols. *Biofeedback and Self Regulation*, 32 (2), 2007; 73-88.
- [LMB11] Luehrs, M.; Mueller, C.; Bernarding, J.: A real-time fMRI communication interface for Turbo-BrainVoyager 3.0 using the TBV 3.0 plugin interface. *Proc. Hum Brain Mapp., Quebec-City, Canada, 2011; June 26-30.*
- [MLT11] Mueller, C., Luehrs, M., Thoms, A., Baecke, S., Bernarding, J.: A Qt based virtual environment stimulus application for rfMRI using an improved TCP/IP framework. *Proceedings of the Human Brain Mapping, Quebec-City, Canada, 2011; June 26-30.*
- [Po99] Pollock, D. S. G.: *A handbook of time-series analysis, signal processing and dynamics.* Academic, San Diego and Calif. and London; 1999.
- [RB06] Rief, W.; Birbaumer, N.: *Biofeedback: Grundlagen, Indikationen, Kommunikation, praktisches Vorgehen in der Therapie.* 2. Auflage. Schattauer, Stuttgart; 2006.
- [SPM12] SPM 2012 SPM8: SPM - Statistical Parametric Mapping, UCL.
<http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm>, 2008. – Abgerufen am 14.04.2012
- [TMB11] Thoms, A.; Mueller, C.; Bernarding, J.: A braincomputer interface for navigation through a virtual environment in real-time fMRI studies. *Proc. Hum Brain Mapp., Quebec-City, Canada, 2011; June 26-30.*
- [WSJ07] Weiskopf, N., Sitaram, R., Josephs, O., Veit, R., Scharnowski, F., Goebel, R., Birbaumer, N., Deichmann, R., Mathiak, K.: Real-time functional magnetic resonance imaging: methods and applications. *Magn Reson Imaging* 25 (6), 2007; 989–1003.