

## **5. Methode und Probanden**

### **5.1. Grundlagen der funktionellen Magnetresonanztomographie (fMRT)**

In der funktionellen Kernspintomographie (fMRT) wird zur Abbildung aktivierter Gehirnareale der Effekt genutzt, dass der regionale cerebrale Blutfluss und das Blutvolumen in Hirnarealen mit erhöhter neuronaler Aktivität ansteigen (Fox, 1986). Im aktivierten Areal steigt der oxydative Metabolismus im Vergleich zum deutlich erhöhtem Blutfluss nur gering an, so dass die Ausschöpfung des Sauerstoffs im Kapillarnetz abnimmt und der Anteil an oxygeniertem Hämoglobin in den Kapillaren und den nachgeschalteten drainierenden Gefäßen zunimmt. Damit ist eine Änderung der magnetischen Eigenschaften des Blutes verbunden. Das desoxygenierte Hämoglobin dient als eine paramagnetische Substanz, die als intrinsisches Kontrastmittel genutzt werden kann. Während der funktionellen Messung wird eine Suszeptibilitätsänderung zwischen dem desoxygenierten Hämoglobin und dem umgebenden Hirnareal bestimmt. Eine Signalveränderung venöser kortikaler Gefäße und der angrenzenden Umgebung wurde von Ogawa (1990) im Tierversuch beschrieben und in der folgenden Zeit als BOLD-Effekt (Blood Oxygenation Level Dependent) bezeichnet. Diesen BOLD-Effekt nutzend wurden im Gehirn des Menschen, während sensomotorischer Stimulation, Signalveränderungen in den entsprechenden kortikalen Arealen gezeigt (Belliveau, 1991; Kwong, 1992; Frahm, 1992; Ogawa, 1992, 1993).

Die fMRT ist im Gegensatz zur Positronen-Emmissions-Tomographie (PET) eine nicht-invasive Methode und erreicht eine relativ hohe räumliche Auflösung von ca.  $0,5 \text{ cm}^3$ . Ein weiterer Vorteil liegt darin, dass die fMRT an den meisten konventionellen Kernspintomographen mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla ohne großen zeitlichen und technischen Aufwand durchgeführt werden kann.

### **5.2. Parameter der fMRT-Messung**

Die magnetresonanztomographischen Untersuchungen erfolgten an einem 1,5 Tesla Kernspintomographen „Vision“ der Firma Siemens AG, Erlangen, Baujahr 1995 in der Ra-

diologischen Klinik des UKBF. Die funktionellen Messungen wurden in Zusammenarbeit mit Dr. med. A. Schilling, Radiologische Klinik des UKBF, durchgeführt. Es wurde eine handelsübliche Kopfspule verwendet. Zu Beginn jeder Messung wurde eine Feinabstimmung des Magnetfeldes (Shim) zur Minimierung von Inhomogenitäten des Magnetfeldes vorgenommen. Die Qualität des Shim wird als Frequenz angegeben, in der Versuchsreihe lagen die „Shim“-Qualitäten zwischen 10 und 13 Hz. Im Anschluss wurden zur anatomischen Orientierung T1-gewichtet Spinechosequenzen des Gehirns angefertigt, anhand derer die Schichtauswahl getroffen wurde.

Die für die fMRT Untersuchung eingesetzte Gradientenechosequenz (FLASH) ermöglichte nicht, das gesamte Gehirn abzubilden, so dass die für die Untersuchung relevanten Schichten vorab festgelegt wurden. Die untersuchten Schichten sollten Areale in relativer Nähe zur motorischen Zentralregion darstellen. Bei der Verarbeitung visueller Reize wird eine Beteiligung der Sehbahn vorausgesetzt, so dass auf eine Mitabbildung der Occipitalregion verzichtet wurde. Es wurden vier axiale Schichten mit einer fünf Millimeter Schichtdicke gemessen. Die Schichtführung ist in Abbildung 6 dargestellt.



**Abbildung 6: MRT-Schichtführung**

Für die Erhebung der funktionellen Daten mussten die verschiedenen Parameter des Kernspintomographen und die verwendete Gradientenechosequenz so programmiert werden, dass innerhalb der Darbietungszeit von Tunnelfahrt und Standbild eine ausreichende Anzahl

von funktionellen MRT-Bildern erhoben und den beiden Bedingungen zugeordnet werden konnten. Dabei wurden folgende Variablen berücksichtigt: die Größe des Gewebeausschnitts (field of view, FOV), die Matrix des MRT-Bildes und die Größe der Bildsegmente (Pixel). Weiterhin wurden für die Erstellung der funktionellen Bilder die Repetitionszeit (TR), die Echozeit (TE) und die Anzahl und Dicke der Schichten definiert.

Für die fMRT Messung wurde eine T2\*-gewichtete Gradientenecho-Sequenz, eine 2D-FLASH-Sequenz (fast low angle shot), ausgewählt. Bei der T2\*-gewichtete Gradientenecho-Sequenz wird jede Zeile einer Matrix einzeln gelesen, wobei für jede Zeile die Anregung durch einen Radiofrequenzimpuls erforderlich ist. Die Größe des untersuchten Bildausschnittes (field of view, FOV) wurde mit 230 mm festgelegt. Die Matrix, die die Größe der Auflösung innerhalb des fMRT-Bildes angab, enthielt 34 x 64 Datenpunkte. Die Größe eines Pixels betrug im durchgeführten Experiment  $4 \times 4 \text{ mm}^2$ . Die räumliche Auflösung eines Volumenelements (Voxel) ergab sich, indem die Kantenlänge eines Pixel mit der Schichtdicke multipliziert wurde. Die räumliche Auflösung entsprach in der durchgeführten fMRT-Studie  $4 \times 4 \times 5 \text{ mm}^3$ . Die Repetitionszeit (TR) betrug 360 ms. Die Echozeit (TE) wurde mit 56 Millisekunden (ms) festgelegt, da zwischen 30 und 60 ms die relative Signaländerung am größten ist. Diese Zeit stellte bei der fMRT-Messung einen Kompromiss zwischen der Empfindlichkeit auf Oxygenierungsunterschiede und ungewollten Suszeptibilitätsartefakten dar. Schnelle Sequenzen wie die FLASH-Sequenz verwenden einen kleinen Auslenkwinkel (Flipwinkel), so dass die Relaxationszeit verkürzt werden konnte. In der vorliegenden Arbeit wurde ein Flipwinkel von  $30^\circ$  gewählt. Die Messzeit betrug 15 Sekunden pro fMRT-Schichtbild.

Insgesamt erfolgte die Messung mit einer T2\* gewichteten Gradientenechosequenz mit TR 360 ms, TE 56 ms und einer Schichtdicke von 5 mm.

## **5.3. Parameter des Tunnel-Paradigmas**

### **5.3.1. Standardversion**

Nach den von unserer Arbeitsgruppe, unter der Leitung von Dr. Thomas Hoell und Frank Oltmanns, festgelegten Kriterien (Kapitel 4 „Entwicklung des Paradigmas“) wurde das Tun-

nel-Paradigma von der Firma TRIAPOLIS in St. Gallen (Schweiz) und der Firma K7, in Berlin, erstellt und uns zur Verfügung gestellt. Konstruiert wurde der Tunnel mit der Software Lightwave 5.0 von New Tek. Alle Bilder wurden von unserer Arbeitsgruppe auf einen AMIGA 4000 mit einer Video Hard Disk (PAR) überspielt. Die Computeranimation des Tunnel-Paradigmas war aus 15.000 Bildern zusammengesetzt. Die Simulation wurde im Anschluss auf ein VHS-Videoband überspielt, welches eine Auflösung von 625 Zeilen aufwies, so dass 25 Bilder pro Sekunde präsentiert werden konnten.

Ein Einzelbild des „Tunnels“ bestand aus 6 849 Polygonen. Bei der Textur des Tunnel-Videos handelte es sich um „fraktale Wolken“, die mit verschiedenen Werten versehen wurden und dadurch dem Tunnel eine flockenartige Oberfläche verliehen. Der räumliche Effekt wurde erzielt, indem sich die Textur zum Zentrum hin verkleinerte und somit der Eindruck einer realen Fahrt durch einen Tunnel vermittelt wurde. Der Durchmesser des Tunnels betrug bei der Darstellung auf dem Monitor 112 Millimeter. Die Sicht bzw. Brennweite der Kamera wurde mit 11.3 Millimeter eingestellt. Dabei simulierte die Software eine 35 Millimeter Format Kamera, die auch für die Kinofilmproduktion verwendet wird. Umgerechnet ergaben 11.3 Millimeter Brennweite  $83.12^\circ$  Sicht in der Horizontalen und  $67.38^\circ$  in der Vertikalen. Der Tunnel vermittelte bei der Präsentation über die Faseroptik einen subjektiven Eindruck von einer Umgebung mit einer Fläche von zwei mal drei Metern.

### **5.3.2. Langsame Version**

Im Rahmen der ergänzenden Versuche zur Entwicklung des Tunnel-Paradigmas (siehe Kapitel 4.3.1.), wurde eine zusätzliche, langsame Version des Tunnel-Paradigmas angefertigt. Dafür wurde die eigentliche „schnelle“ Tunnelfahrt in der Videoabteilung des Universitätsklinikums Benjamin Franklin von Herrn Arndt in eine langsame Version umgearbeitet. Die schnelle Version des Tunnels wurde um den Faktor 27.3 % verlangsamt. Bei der langsamen Version des Tunnels wird den Probanden der Eindruck vermittelt, sie würden mit einer langsamen Geschwindigkeit durch einen kurvenreichen Tunnel schreiten.

## 5.4. Stimulationsprotokoll

Für die Erstellung der fMRT Bildern wurde ein Stimulationsprotokoll nach dem so genannten „Blockdesign“ festgelegt. Die Aktivierungs- und Ruhebedingung werden bei dieser Form von Stimulationsabfolge als Blöcke bezeichnet. Die Präsentation der beiden Bedingungen erfolgte für 390 Sekunden abwechselnd in unterschiedlich langen Zeitintervallen von jeweils 15, 30, 45 und 60 Sekunden. Das Paradigma und die Ruhebedingung wurden insgesamt gleich lang gezeigt. Das Stimulationsprotokoll ist in Abbildung 7 dargestellt.

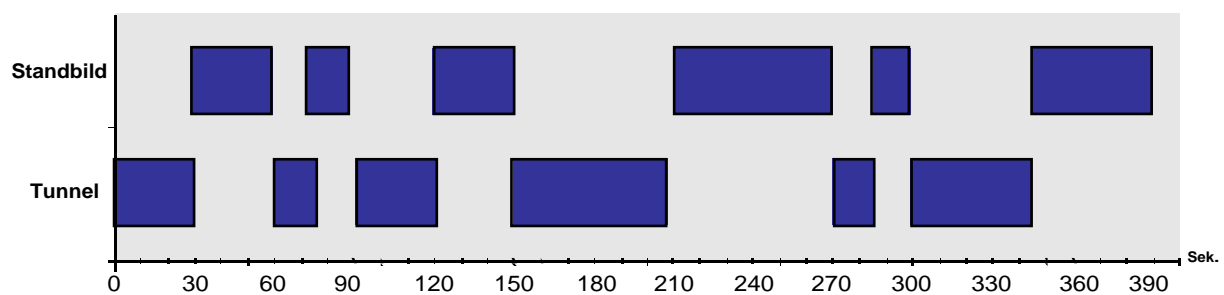


Abbildung 7: Stimulationsprotokoll

Eine solche Stimulationsabfolge sollte den Versuchspersonen ermöglichen, dem Experiment während der Gesamtdauer der Untersuchung aufmerksam zu folgen, weil in verschiedenen funktionellen Kernspinstudien (Belleman, 1995; Kleinschmidt, 1995) nachgewiesen wurde, dass bei abnehmender Konzentration der Probanden die zu untersuchenden Areale nicht aktiviert werden konnten. Zur Vermeidung von Pseudokorrelationen, die aus Interferenzen wie Atmung, Herzschlag und kernspineigenen Rhythmen hervorgerufen werden, folgte die zeitliche Einteilung einem asymmetrischen Aufbau.

Zusammengefasst dauerte die Präsentation des Paradigmas sechs Minuten und 30 Sekunden. Jedem Probanden wurden zwei Durchgänge kurz hintereinander gezeigt, so dass sich die Gesamtdauer der Darbietung auf ca. 13 Minuten belief.

## 5.5. Auswahl der Probanden

20 Versuchspersonen nahmen im Zeitraum vom Juni 1996 bis Oktober 1997 an der Untersuchung in den Räumen der Radiologischen Klinik des Universitätsklinikums Benjamin Franklin teil, davon acht Frauen und 12 Männer. Die Probanden waren zwischen 19 und 38 Jahre

alt, das Durchschnittsalter betrug 27,62 Jahre. 17 Probanden bezeichneten sich selber als Rechtshänder, drei Probanden waren Linkshänder. Die Angaben zur Händigkeit wurden im Aufklärungsgespräch vor Beginn der Untersuchung erfragt.

Für die Untersuchung wurden nur Probanden gewählt, die bei einer Befragung keine Bedenken gegen eine kernspintomographische Untersuchung äußerten. Bei keinem Probanden war eine neurologische Erkrankung aus der Anamnese bekannt. Probanden, die über Klaustrophobie berichteten, wurden von der Untersuchung ausgeschlossen.

In die Auswertung der Ergebnisse wurden die Daten von 19 Probanden aufgenommen. Bei einer Versuchsperson musste wegen vorher nicht bekannter Klaustrophobie der Versuch vorzeitig abgebrochen und von der Auswertung ausgeschlossen werden.

## **5.6. Aufklärung und Instruktion der Probanden**

Die Probanden erhielten bei einem Vorgespräch vor der Durchführung der Untersuchung einen Aufklärungsbogen (siehe Anhang) über die Methode der Kernspintomographie und die möglichen Untersuchungsrisiken. Die unterschriebenen Einverständniserklärungen wurden zusammen mit den detaillierten Versuchsprotokollen archiviert. Die Versuchspersonen wurden darüber aufgeklärt, dass die Untersuchung freiwillig erfolge und ausschließlich wissenschaftlichen Charakter habe. Des Weiteren wurden die Versuchspersonen darüber orientiert, dass sie den Versuch jederzeit abbrechen könnten und dass sich während der gesamten Versuchsdauer ein Untersuchungsleiter im Untersuchungsraum befinden würde.

Der Proband wurde instruiert, sich während der gesamten Untersuchungszeit von zweimal sechs Minuten und dreißig Sekunden körperlich zu entspannen, sich nicht zu bewegen, nicht zu sprechen und flach zu atmen, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Des Weiteren wurden die Probanden angewiesen, das Paradigma auf sich wirken zu lassen und der Tunnelfahrt konzentriert zu folgen.

## **5.7. Versuchsaufbau**

Das Tunnel-Paradigma wurde von einem Videogerät (Marke Orion N 500 EV) über einen Farbmonitor (Marke: Roadstar CTV-55555; Bilddiagonale 13 cm) auf ein speziell entwickeltes Brillensystem übertragen. Das optische Fasersystem MR-EYE (Abbildungen 8a und

8b) bestand aus einem Paar optischer Linsen, die vor dem Computermonitor am Fußende des Probanden montiert wurden (Hoell, 1999). Von dort übertrug ein zweisträngiges Glasfaserkabel das Bildmaterial zum Brillensystem. Die 10 000 Fasern eines Faserbündels hatten eine Länge von fünf Metern und einen Durchmesser von 0,3 mm. Das Brillensystem bestand aus Glas und Plastik, so dass keine Interferenz mit dem Magnetfeld hervorgerufen wurde. Da das Brillensystem über eine spezielle Vorrichtung im Bereich der Kopfspule des Kernspintomographen direkt über den Augen des Probanden eingepasst wurde, konnten während der Messung subjektive Ablenkungen, wie Druckschmerz durch das System, vermieden werden. Auf diese Weise wurden Bewegungsartefakte vermindert. Eine verstellbare Okkularlinse ermöglichte die individuelle Einstellung des Augenabstandes und die Anpassung an die Sehschärfe der Probanden.



Abbildung 8a und 8b: Faseroptik

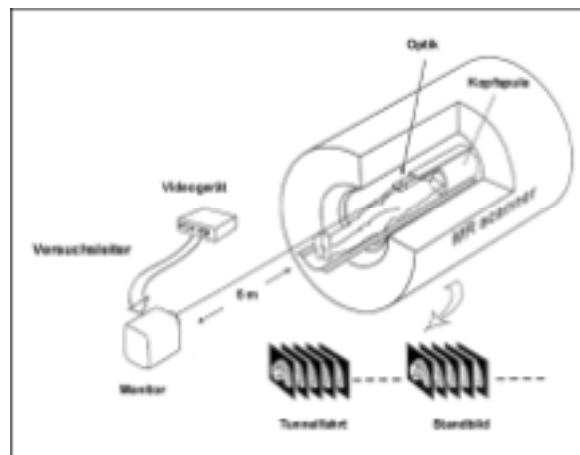


Abbildung 9: Versuchsaufbau

## **5.8. Versuchsablauf**

### **5.8.1. Hauptversuch**

Der Proband wurde auf die Liege des Kernspintomographen gelegt. Die Unterlage war so gewählt, dass ein ausreichender Komfort bestand, um unnötige Körperbewegungen zu vermeiden. Im Anschluss wurde die Kopfspule geschlossen und die optische Einheit an die Augenabstände des Probanden angepasst, so dass dieser ein binokular scharfes Bild erkennen konnte. Der Proband wurde mit dem Kopf exakt in die Mitte der Kernspinröhre gefahren. Danach erfolgte die Einstellung der Messparameter des Kernspintomographen.

Nach Anfertigung der anatomischen T1- gewichteten Spinechosequenzen begann die Durchführung des Experimentes. Der Proband wurde über die jeweiligen Schritte informiert. Der synchrone Ablauf der Sequenzfolge des Messprogramms und die Präsentation des Tunnel-Paradigmas wurde dadurch gewährleistet, dass aus dem Kontrollraum sowohl der Monitor des Kernspintomographen als auch der Monitor des Videoapparates einsehbar waren und beide Geräte somit gleichzeitig gestartet werden konnten.

Das Experiment wurde zweimal wiederholt. Die Gesamtmesszeit der Versuchsdurchführung betrug etwa 40 Minuten. Nach einer kurzen Pause mussten die Probanden einen Fragebogen (siehe Anhang) über das körperliche Befinden, die Konzentration und den Versuchsablauf ausfüllen, um zu dokumentieren, ob der Proband dem Experiment aufmerksam gefolgt war.

### **5.8.2. Langsame Tunnelversion**

Im Rahmen der Vorversuche wurde die Wahrnehmung von Eigenbewegung im Raum bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten des Tunnels untersucht. Fünf Versuchspersonen, zwei männliche und drei weibliche Probanden (Durchschnittsalter: 25.75 Jahre), wurden hintereinander jeweils einmal die schnelle Version und im Anschluss die langsame Version des Tunnels gezeigt. Das Stimulationsprotokoll entsprach dem des Hauptversuches. Als Ruhebedingung wurde das Standbild des Tunnels verwendet.



### **5.8.3. Elektrophysiologische Untersuchung**

Zwei männlichen Versuchspersonen, 26 und 31 Jahre alt, wurden Oberflächenelektroden über dem kaudalen Abschnitt des Musculus erector spinae und die Musculi gluteus medius und maximus angebracht. Die Probanden wurden außerhalb des Kernspintomographen in einem Untersuchungsraum auf eine Liege gelegt. Ihnen wurde das Tunnel-Paradigma, wie im Hauptversuch beschrieben, über das optische Fasersystem MR-EYE präsentiert. Während der Präsentation wurden fortlaufend über die Oberflächenelektroden elektrophysiologische Ableitungen gemessen. Die Messung erfolgte an dem Gerät Viking (Firma Nicolet Biomedical).

### **5.8.4. Kalorische Spülung**

Bei drei Probanden, eine weibliche und zwei männliche Personen (Durchschnittsalter: 27.5 Jahre), wurde eine kalorische Spülungen durchgeführt. Für die Messung wurde jeweils das rechte Ohr mit ca. 44° C warmen Wasser gespült. Der Versuchsaufbau war dem des Hauptversuchs angepasst. Der Proband befand sich während der kalorischen Spülung in der Röhre des Kernspintomographen. Die Spülung erfolgte in einem Intervall von 45 Sekunden. Die kernspintomographische Untersuchung begann jeweils am Ende des Spülungsintervalls. Als Ruhebedingung wurden spülungsfreie Intervalle gewählt. In dieser Untersuchung wurden ergänzend zu den funktionellen Bildern in axialer Schichtorientierung auch funktionelle Bilder in koronarer Schichtorientierung gemessen, um eine mögliche Aktivierung der Kerne des Nervus vestibulocochlearis nachzuweisen. Im Anschluss berichteten die Probanden, dass die kalorische Stimulation ein Schwindelgefühl ausgelöst hätte, das wenige Sekunden nach Beendigung der Spülung rückläufig gewesen sei.

### **5.8.5. Fingertapping**

Zehn Probanden führten ergänzend zum Hauptversuch das so genannte „Fingertapping“ durch. Das Paradigma „Fingertapping“ stellt eine Bewegung mit eigen gewählter, möglichst hoher Geschwindigkeit dar, bei der die Finger II bis V zum Daumen opponiert werden. Die vom Probanden einzusetzende Hand wurde vorab festgelegt und der Bewegungsablauf mit den Probanden geübt. Als Kontrollbedingung wurde ein „Nicht-Bewegen“ der Hand festgelegt. Es erfolgten alternierend Bewegungsphase gegen Ruhephase jeweils für 15 bzw. 30 Se-

kunden, wobei das Stimulationsprotokoll dem des Hauptversuchs entsprach (siehe Kapitel 5.4. und 5.8.1.).

## **5.9. Erstellung der funktionellen Bilder**

### **5.9.1. Statistische Auswertung**

Bei der statistischen Auswertung der Daten einer fMRT Untersuchung können die im Vergleich zur PET bessere räumliche Auflösung und das bessere Signal-zu-Rauschen Verhältnis genutzt werden, um Signalveränderungen individuell zu erfassen. In den Anfängen der fMRT erfolgte die Anfertigung von Aktivierungsbildern anhand der Subtraktionsmethode. Diese überbewertet jedoch zufällige Signalveränderungen und kann kleine Aktivierungen nicht erfassen, so dass zunächst parametrische Tests, wie der t-Test eingesetzt wurden. Dieser vergleicht den Mittelwert während Ruhe und Aktivität, vernachlässigt dabei aber die Zeitauflösung. Auf diese Weise wird aber der Zeitvorteil der fMRT Methode gegenüber der PET Methode nicht genutzt (Bucher, 1995).

Nichtparametrische Tests, wie der Kolmogorov-Smirnov-Test, sind für die Auswertung funktioneller Daten besser geeignet. Bei visueller Stimulation ergibt die Datenauswertung größere Aktivierungsareale und weniger Artefakte als der t-Test. Jedoch berücksichtigen auch die nichtparametrischen Tests nicht die Zeitverlaufskomponente.

In der vorgestellten Arbeit wurde daher für die Datenauswertung die Korrelationsanalyse nach Bandettini (1992, 1993) eingesetzt, die im folgenden Kapitel erläutert wird.

### **5.9.2. Korrelationsanalyse**

Zu Beginn der Datenauswertung wurden die Rohdaten einer fMRT- Untersuchung zunächst schichtweise in ein Bildformat konvertiert (DeYoe, 1994). Im Anschluss wurde eine Korrelationsanalyse (Bandettini, 1992, 1993) durchgeführt, bei der die stimulusgebundene Aktivität Pixel für Pixel mit einer Referenzfunktion verglichen wurde. Als Referenzfunktion wird bei der Korrelationsanalyse die Abfolge von Ruhe- und Aktivierungsbedingungen bezeichnet, die durch das Stimulationsprotokoll nach dem „An und Aus Prinzip“ festgelegt wird. Dabei ent-

spricht die Aktivierungsbedingung dem Wert 1 und die Ruhebedingung dem Wert 0 (Abbildung 10).

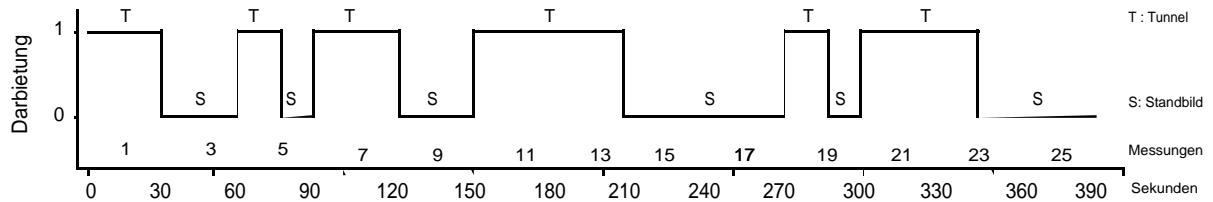


Abbildung 10: Referenzfunktion

Für jedes Pixel wurde anhand folgender Formel ein Korrelationskoeffizient  $r$  berechnet (Bantetini, 1993; Bucher, 1995):

$$r = \frac{\sum_{n=1}^N (f_i - m_f)(k_i - m_k)}{\left( \sum_{n=1}^N (f_i - m_f)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \left( \sum_{n=1}^N (k_i - m_k)^2 \right)^{\frac{1}{2}}}$$

- $f_i$  = *ite* Komponente des Vektors eines Pixels
- $m_f$  = Mittelwert der Komponenten des Vektors eines Pixels
- $k_i$  = *ite* Komponente des Referenzvektors
- $m_k$  = Mittelwert der Komponente des Referenzvektors

In den erstellten Korrelationskarten wurde jedes Pixel mit dem Wert des Korrelationskoeffizienten ( $r$ ) assoziiert, der ein Maß dafür bildet, wie der Zeitverlauf jedes Pixels mit dem Verlauf der Referenzfunktion korreliert. Zur Unterscheidung von aktivierten und nicht aktivierten Pixel wird ein Schwellenwert (threshold) für  $r$  festgelegt. Das Festlegen eines Schwellenwertes erreicht einerseits, dass das unerwünschte Rauschen verringert wird und andererseits, dass eine scheinbare Korrelation von Pixeln mit einem Signal, das durch Pulsartefakte oder Liquorfluss erzeugt wird, vermieden wird. Der Schwellenwert für die vorgestellten Daten betrug  $r > 0,6$ .

Pixel, die Korrelationswerte unter dem festgelegten Schwellenwert zeigten, wurden bei der Erstellung der funktionellen Bilder nicht berücksichtigt. Pixel, die über dem Schwellenwert lagen, wurden als aktiviert angesehen.

Den Werten der Korrelationskoeffizienten wurde eine Farbskala zugrunde gelegt, so dass jedes Pixel entsprechend seiner Korrelation mit der Amplitude der Referenzfunktion farbig dargestellt werden konnte. Die Korrelationskoeffizienten wurden farbcodiert von rot ( $r > 0,60$ ) nach gelb ( $r > 0,80$ ) in zehn Abstufungen mit Korrelationswerten von 0,02 abgebildet.



**Abbildung 11: Farbskala**

Die statistische Signifikanz der Signale, die durch die Korrelationskoeffizienten erfasst werden, lässt sich anhand folgender Formel (Bandettini, 1993) darstellen:

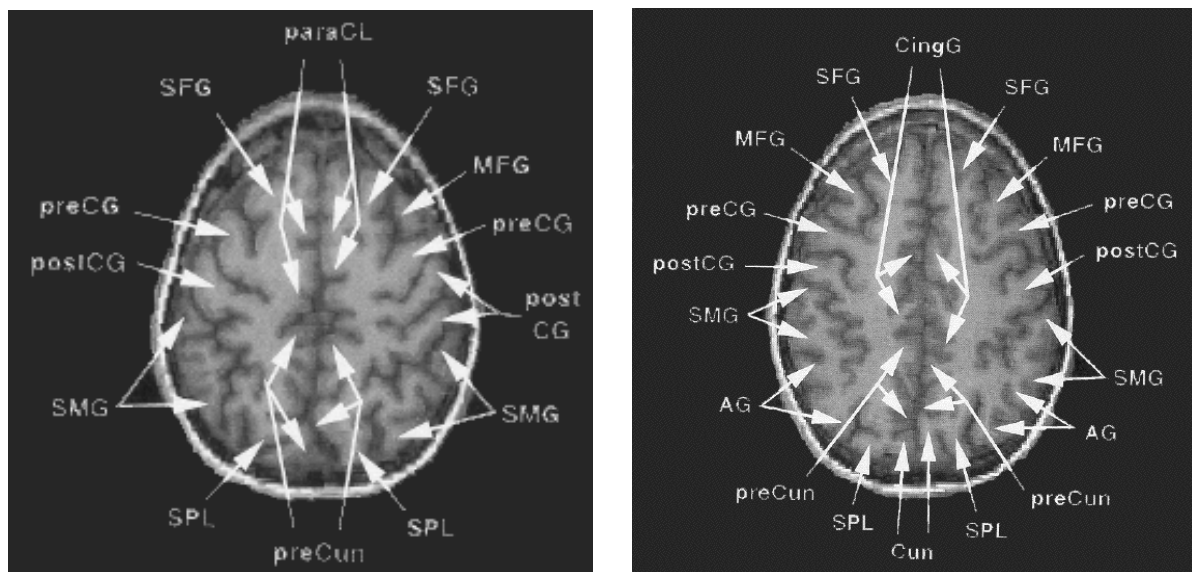
$$p = 1 - \frac{2}{\pi^{1/2}} \int_0^{r\sqrt{N/2}} e^{-r^2} dr$$

Der Umfang der Stichprobe betrug  $N = 26$  Messzeitpunkte. Bei einem Schwellenwert des Korrelationskoeffizienten von  $r = 0,6$  wurde die Signifikanz mit  $p < 0,00093$  bestimmt.

Die beschriebene statistische Auswertung wurde von dem Computerprogramm Brain Voyager Version 4.2 (Firma Rainer Goebbel) durchgeführt. Die Auswertung der Daten beinhaltete zunächst eine 2D-Bewegungskorrektur. Im Anschluss erfolgte eine räumliche und zeitliche Filterung, eine so genannte Interpolation, bei der die benachbarten Pixel miteinander verglichen wurden, so dass falsch positive Aktivierungen reduziert werden konnten. Dann erfolgte die Korrelationsanalyse mit einem Schwellenwert  $r > 0,60$ . Die Auswertung wurde für jeden individuellen Datensatz und für jede der vier untersuchten Schichten einzeln durchgeführt.

Auf diese Weise konnte gewährleistet werden, dass jede Einzeluntersuchung eine interne Vergleichsanalyse enthielt und bei jedem der Probanden die individuellen Aktivierungsareale bestimmt wurden. Diese Methode verzichtet auf den Vergleich mit anderen Personen bzw. mit einer Gruppe.

Zur Lokalisierung und Quantifizierung der räumlichen Ausdehnung der aktivierten Kortexareale wurden in der vorgestellten Arbeit alle aktivierten Pixel pro Schicht auf die entsprechenden, anatomischen T1-gewichteten Spinechosequenzen des jeweiligen Probanden projiziert, die in der gleichen Kopfposition wie die funktionellen Daten aufgenommen wurden. Für jede Versuchsperson wurden jeweils Aktivierungskarten der vier untersuchten Schichten erstellt. Um eine topographische Zuordnung der Aktivierungsareale zu gewährleisten, wurden allen vier Schichten bei jedem Probanden der Gyrus praecentralis, der Gyrus postcentralis, der Gyrus frontalis superior und der Gyrus frontalis medialis, sowie der superiore parietale Lobulus anhand des Atlas von Damasio (1995) zugeordnet.



**Abbildung 12a und 12b: Anatomische Zuordnung der Gyri**

In der Abbildung 12a und 12b (entnommen aus dem Atlas von Damasio (1995), Seiten 121, 122) gilt die folgende Nomenklatur:

SFG = Gyrus frontalis superioris, MFG= Gyrus frontalis medialis, preCG= Gyrus praecentralis, postCG= Gyrus postcentralis, SMG= Gyrus supramarginalis, ANG= Gyrus angularis, SPL= superiore parietale Lobulus, preCUN= Precuneus, CUN= Cuneus, CingG= Gyrus cinguli.