

# Untersuchungen des Schallfeldes in einem MR-Tomographen unter dem Aspekt einer aktiven Lärminderung

L. Bendfeldt, D. Krahe

Bergische Universität Wuppertal, krahe@uni-wuppertal.de

## Einleitung

Bei dem Betrieb eines MR-Tomographen (MRT) /1/ entsteht mit der Erzeugung magnetischer Wechselfelder starker Lärm. Dieser Lärm stellt nicht nur eine Belastung für den Patienten dar, er verhindert zudem, dass akustisch stimulierte Reize im Gehirn durch eine Tomographie verfolgt und untersucht werden können, da die durch den Lärm ausgelösten Reize die stimulierten in der Regel überdecken.

In einem Projekt im Rahmen einer Kooperation zwischen der Universität Wuppertal und den Uni-Kliniken Bonn wird u.a. die Möglichkeit der Verringerung des Lärmpegels durch eine aktive Lärminderung /2/ untersucht, bei der durch die Erzeugung eines Gegenfeldes der Pegel im Kopfbereich des Patienten gemindert wird. Ein erster Schritt hierzu ist die Analyse des Schallfeldes innerhalb des Tomographen, die Aufschluss darüber geben soll, inwieweit ein reproduzierbares Schallfeld vorliegt und ob aus akustischer und signaltheoretischer Sicht überhaupt ein Gegenfeld generierbar ist. Dazu wurden zunächst Betriebsgeräusche an verschiedenen, gerasterten Punkten innerhalb des Tomographen aufgenommen. Schon die Aufnahmen waren mit besonderen Anforderungen verbunden, da die im MRT auftretenden, starken Magnetfelder den Einsatz konventioneller Mikrofone unmöglich machten. Ermöglicht wurden die Aufnahmen durch den Einsatz optischer Mikrofone, die als Prototypen von der Fa. Sennheiser zur Verfügung gestellt wurden. Anschließend wurden die Aufnahmen analysiert und daraus rechnerisch ein Schallfeld modelliert. Über diese Ergebnisse und die Konsequenzen für eine aktive Lärminderung wird berichtet.

## Spektralanalyse der Betriebsgeräusche

Prinzipiell können unendlich viele u.U. sehr verschiedenartige Sequenzen vom MRT generiert werden. Teilweise bestehen diese Sequenzen aus einem stationären Geräusch, teilweise aus einzelnen Impulsen. Die analysierten Sequenzen sind für den medizinischen Betrieb typisch. Alle Messungen wurden mit einer leeren Tomographenröhre durchgeführt, die Beeinflussung des Schallfeldes durch den Patienten wurde daher nicht berücksichtigt.

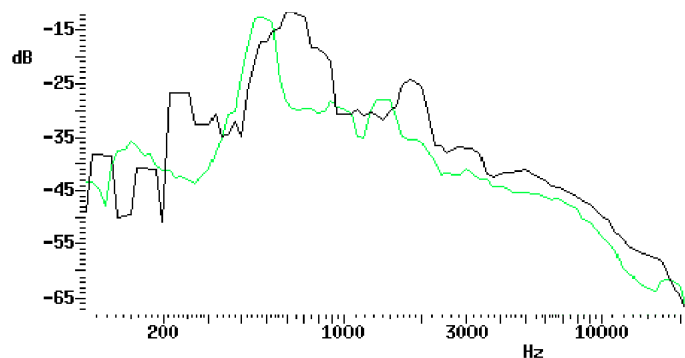


Abb. 1 Terzspektrum „3D-Perfusion“ (schwarz)  
„Diffusion Multi Shot“ (grau)

Die Spektralanalyse verschiedener Tomographensequenzen weist darauf hin, dass bedeutende Anteile vor allem unterhalb von 1 kHz zu finden sind, bei der in Abb. 1 in schwarz dargestellten Sequenz „3D-Perfusion“ dominieren Frequenzen im Bereich von 450 Hz bis 800 Hz, bei der in Abb. 1 in grau dargestellten Sequenz „Diffusion Multi Shot“ ist der Bereich von 400 Hz bis 600 Hz am deutlichsten ausgeprägt. Höhere Spektralanteile sind bei allen betrachteten Sequenzen vergleichsweise gering vorhanden.

## Prädiktbarkeit der Signale

Die Untersuchung der Autokorrelationsfunktion (AKF) der verschiedenen Signale gibt Aufschluss über die Periodizität bzw. die Prädiktbarkeit der einzelnen Sequenzen.

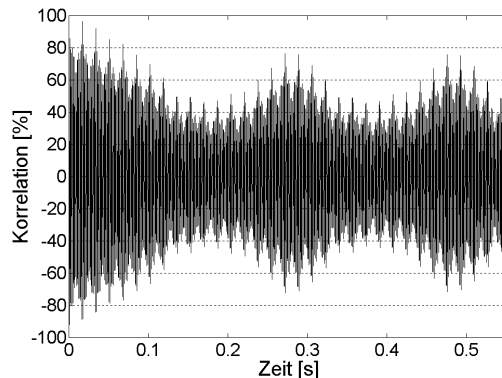


Abb. 2 Autokorrelationsfunktion „3D-Perfusion“

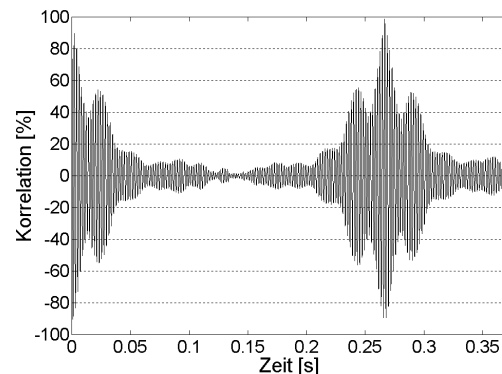


Abb. 3 Autokorrelationsfunktion „Diffusion Multi Shot“

In den Grafiken ist der Verlauf der AKF über der Zeit  $t$  normiert auf den Wert bei  $t=0$  s dargestellt. Bei der in Abb. 2 dargestellten Sequenz „3D-Perfusion“ erreicht die AKF bei  $t=0,27$  s immerhin ca. 80 %, bei der in Abb. 3 dargestellten Sequenz „Diffusion Multi Shot“ erreicht sie bei  $t=0,26$  s sogar nahezu 100 % des Maximalwertes. Dieser Effekt tritt bei sämtlichen untersuchten Sequenzen auf. Es ist hervorzuheben, dass selbst nach einigen Sekunden sich die Struktur der Signale fast überhaupt nicht verändert, die AKF also für  $t$  im Sekundenbereich ebenfalls große Werte annimmt. Weiterhin ist bemerkenswert, dass beim mehrmaligen Durchlaufen einer Sequenz jeweils ein nahezu identisches Schallereignis produziert wird.

## Messungen räumlicher Eigenschaften

Innerhalb der Tomographenröhre wurde an verschiedenen Messpunkten die durch die Sequenz „3D-Perfusion“ erzeugten Schallereignisse aufgenommen.

In  $x$ - und  $y$ -Richtung liegen die Messpunkte in einem Abstand von 5 cm, in  $z$ -Richtung in einem Abstand von 10 cm vor, insgesamt wurde ca.  $\frac{1}{4}$  des Röhrevolumens durchgemessen.

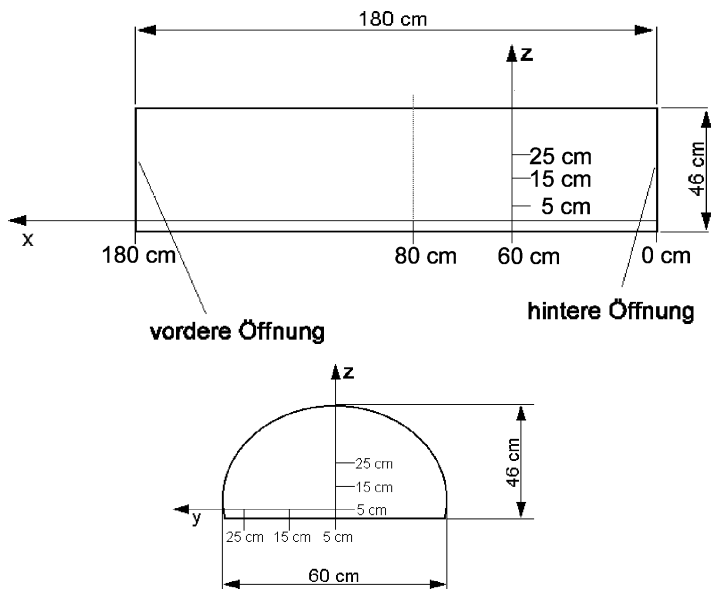
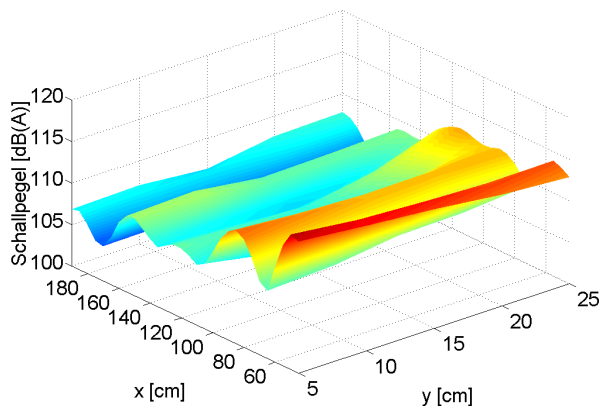


Abb. 4 Definition der Koordinatenachsen

Bei den häufig vorkommenden Kopfuntersuchungen befindet sich der Kopf des Patienten bei einer Position von  $x = 80$  cm.

### Schallpegelmessung

Das folgende Diagramm stellt die Pegelverteilung in der  $x$ - $y$ -Ebene mit  $z = 5$  cm dar.



Schallpegel  $x$ - $y$ -Ebene,  $z=5$  cm

Die Pegel liegen im Bereich von 102.8 dB(A) bis 116.3 dB(A) und erreichen damit eine Größe, die je nach Einwirkungsdauer durchaus im hörschädigenden Bereich liegt. Auffällig sind die periodischen Schwankungen entlang der  $x$ -Achse, dies ist ein Hinweis auf das Auftreten von stehenden Wellen.

### Analyse im Frequenzbereich

Die Spektralanalyse in Abhängigkeit des Ortes bietet einen Eindruck der räumlichen Verteilung der einzelnen spektralen Komponenten.

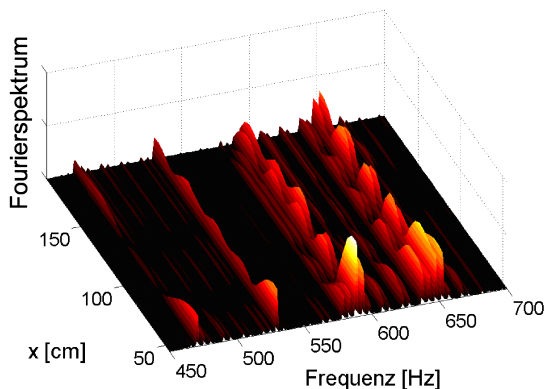


Abb. 5 Spektrum über  $x$ ,  $y = 15$  cm,  $z = 15$  cm, „3D-Perfusion“

Es ist zu erkennen, dass das Spektrum aufgrund der Periodizität der Sequenz nur einige diskrete Komponenten hat. Die Knoten und Bäuche dieser durch Reflexionen bei der vorderen bzw. hinteren Röhrenöffnung verursachten stehenden Wellen entlang der  $x$ -Achse sind gut zu erkennen. Da in den meisten Knotenpunkten die Amplitude nicht ganz auf Null abfällt, sind den stehenden Wellen fortlaufende Wellen überlagert.

### Ausbreitungsrichtung

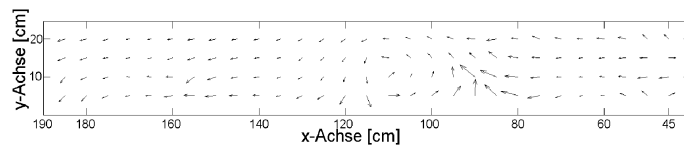


Abb. 6 Wellenausbreitung in der  $x$ - $y$  Ebene,  $z = 5$  cm

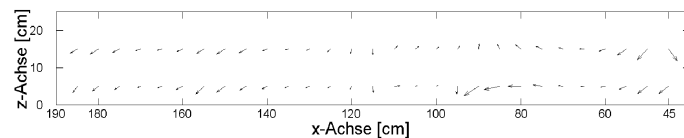


Abb. 7 Wellenausbreitung in der  $x$ - $z$  Ebene,  $y = 10$  cm

In Abb. 6 ist die Wellenausbreitung in der waagerechten  $x$ - $y$  Ebene dargestellt, in Abb. 7 die der senkrechten  $x$ - $z$  Ebene. Die Richtung der Pfeile stellt die Ausbreitungsrichtung der Welle dar, die Länge der Pfeile repräsentiert die Ausbreitungsgeschwindigkeit.

Die Ausbreitungskomponente in positiver  $x$ -Richtung ist in weiten Teilen deutlich vertreten, es ist eine Wellenbewegung durch die Röhre hindurch von hinten nach vorne zu beobachten. Auffällig ist der Bereich von  $x = 85$  cm bis  $x = 120$  cm, hier zeigt sich ein Wirbel. Möglicherweise schwingt in diesem Bereich die Verkleidung der Röhre in sich gegenphasig.

Die Komponenten in  $y$ -Richtung sind vergleichsweise gering, es ist lediglich ein leichter Anteil in negative  $y$ -Richtung, zur Mittelachse der Tomographenröhre vorhanden.

Die  $z$ -Komponente ist mit deutlicheren Anteilen vertreten, vor allem in Bereichen mit  $x > 120$  cm ist eine Ausbreitung nach unten vorhanden.

### Schlussfolgerung

Die spektrale Zusammensetzung der verschiedenen Tomographensequenzen und ihre Prädiktabilität bieten sehr gute Voraussetzungen für eine effektive aktive Lärminderung.

In der Tomographenröhre breiten sich neben ausgeprägten stehenden und fortlaufenden Wellen in  $x$ -Richtung (Längsachse) Querkomponenten in  $y$ - und  $z$ -Richtung aus. Allerdings ist noch zu untersuchen, wie diese Komponenten durch eine Person in der Röhre verändert werden.

Die Untersuchungen lassen aber schon ein strukturiertes Feld erkennen, so dass eine aktive Lärminderung zumindest einzelner leistungsstarker Komponenten erfolgsversprechend erscheint. Dies gilt umso mehr, wenn die Minderung nur in einem eng begrenzten Bereich (Kopf) wirken soll.

### Danksagung

Der Firma Sennheiser danken wir für die Bereitstellung der optischen Mikrofone. Den Uni-Kliniken Bonn danken wir für die Möglichkeit, bei ihnen Messungen am MRT durchzuführen.

### Literatur

- /1/ Stichnoth, Falko-Alexander: MR-Tomographie, technische Grundlagen und klinische Aspekte. Berlin: Blackwell-Wissenschafts-Verlag 1994
- /2/ Hansen, Colin H. / Snyder, Scott D.: Active Control of Noise and Vibration. London, England: Cambridge University Press 1997