

**Bildgebungsverfahren**

# Schnappschusstechniken in der Kernspintomographie (Nobel-Vortrag)\*\*

Peter Mansfield\*

**Stichwörter:**

Bildgebungsverfahren · Kernspintomographie · NMR-Spektroskopie · Nobel-Vortrag

## 1. Einleitung

Für uns in Nottingham begann das Unternehmen Kernspintomographie (magnetic resonance imaging, MRI) im Frühsommer 1972. Während einer Diskussion mit einem meiner Doktoranden, Peter Grannell, und meinem Postdoc Dr. Allan Garroway über Mehrfachpulsexperimente zur Linienverschmälerung in Festkörpern, kam mir die Idee, die Linienverschmälerungstechnik zur Ausschaltung von Dipolwechselwirkungen in einem Material wie  $\text{CaF}_2$  anzuwenden und gleichzeitig einen externen linearen Gradienten an die Probe anzulegen, der die Linien verbreitern und die atomare oder molekulare Struktur der Probe erkennen lassen würde.

Es stellte sich jedoch bald heraus, dass selbst bei den erreichbaren Linienbreiten von etwa 1 Hz für  $\text{CaF}_2$  (entsprechend einem Verschmälerungsfaktor von  $3 \times 10^4$ ) die Linien noch immer zu breit waren, als dass mit praktikablen externen Gradienten die atomare Struktur eines  $\text{CaF}_2$ -Einkristalls hätte gelöst werden können. Trotz dieses Rückschlags setzten wir – Peter Grannell und ich – unsere Arbeiten fort, wobei wir nun künstliche eindimensionale Gitter aus mehreren dünnen Campher-Plättchen verwendeten. Die Forschungen resultierten in einem Beitrag, den wir 1973 auf dem First Specialized Colloque Ampère in Krakau vorstellten,<sup>[1]</sup> eine vollständige Veröffentlichung erschien kurz darauf.<sup>[2]</sup> In diesen Veröffentlichungen legten wir besonderen Wert auf den verwendeten Fourier-Transformations-Ansatz, obgleich die Aufnahmen der Campher-Stapel eindimensional waren. Es war ganz offensichtlich, dass wir unsere Aufgabe durch die Entscheidung, mit Festkörpern zu arbeiten, erschwert hatten. Die Überlegungen gingen daher hin zu flüssigkeitsähnlichen Spinsystemen, die keine Linienverschmälerungstechniken erfordern würden.

Die bis dahin verwendeten Bildgebungsverfahren waren im Wesentlichen ein- oder zweidimensional. Der nächste Schritt bestand darin, einen dünnen Querschnitt innerhalb eines Materials festzulegen, der ohne Störung durch benachbarte Querschnitte abgebildet werden konnte. Erreicht wurde dies durch eine als „gezielte Bestrahlung“ bezeichnete Technik.<sup>[3]</sup>

Eine der Hauptschwierigkeiten der Magnetresonanzbildung zu diesem Zeitpunkt war die Dauer der Datenerfassung. So benötigte man 10–20 min für die Aufnahme eines Bildes mit  $64 \times 64$  Pixeln durch zeilenweises Abtasten.<sup>[4]</sup>

Der Durchbruch kam 1977 mit der Einführung der Echo-Planar-Bildgebung (EPI).<sup>[5]</sup> Mithilfe dieser Schnappschusstechnik konnten im Prinzip vollständige zweidimensionale Tomogramme in extrem kurzer Zeit (20–50 ms) erhalten werden. Zuvor hatte es allerdings einer weiteren Entwicklung bedurft, nämlich der Einführung der aktiven magnetischen Abschirmung.<sup>[6,7]</sup> Es war festgestellt worden, dass gewöhnliche magnetische Gradientenspulen, die zur Festlegung der Querschnittsdicken und der Bildachsen notwendig waren, stark mit den Metallbauteilen des Kryostaten des supraleitenden Magneten wechselwirkten. Zeitabhängige Ströme, die in diese Strukturen induziert wurden, klangen mit einer speziellen, unabhängigen Zeitkonstante ab und verliehen dem ansonsten statischen Magnetfeld eine unerwünschte und nicht vorhersagbare Zeitabhängigkeit.

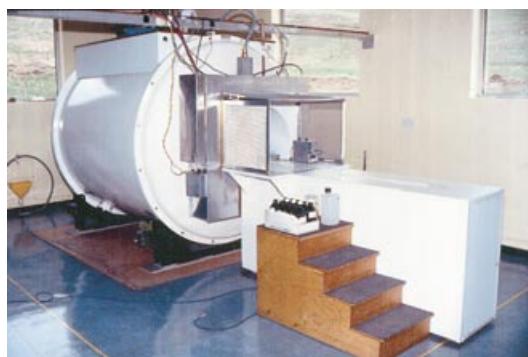
Durch aktives Abschirmen der Gradientenspulen werden alle störenden Zeitabhängigkeit und außerdem alle unerwünschten reflektierten statischen Magnetfelder ausgeschlossen. Die magnetische Abschirmung erzeugt natürlich selbst Magnetfelder, die das Gradientenfeld beeinflussen, diese sind aber genau definiert. Magnetisch abgeschirmte Gradientenspulen sind heute eine wichtige Komponente in praktisch allen marktgängigen MRI-Scannern.

## 2. Die Apparatur

Abbildung 1 zeigt einen selbstentwickelten 0.5-T-Ganzkörpertomographen. In Abbildung 2 ist die doppelt abgeschirmte Gradientenspule zu sehen, die in den Tomographen eingesetzt wird. Bei einer doppelt abgeschirmten Gradientenspule, in der die Primärspule aus einer einzelnen Stromschleife besteht, erzeugt die nichtabgeschirmte Schleife, durch die ein Strom  $I$  fließt, magnetische Flusslinien, die

[\*] Sir P. Mansfield  
Magnetic Resonance Centre  
Department of Physics and Astronomy  
University of Nottingham  
Nottingham, NG7 2RD (Großbritannien)  
Fax: (+44) 115-951-5166  
E-mail: pamela.davies@nottingham.ac.uk

[\*\*] Copyright© The Nobel Foundation 2003. Wir danken der Nobel-Stiftung, Stockholm, für die Genehmigung zum Druck einer deutschen Fassung des Vortrags.



**Abbildung 1.** Selbstentwickelter Tomograph mit supraleitendem 0.5-T-Magnet.



**Abbildung 2.** Die doppelt abgeschirmte Gradientenspule, die in den in Abbildung 1 gezeigten supraleitenden Magneten eingeschoben wird.

eine Serie von elliptischen Magnetfeldschleifen mit ausgelenkten Mittelpunkten bilden.<sup>[7]</sup> Wird die Stromschleife oder Primärspule nun durch Doppelabschirmung magnetisch abgeschirmt, dann gleichen die magnetischen Feldlinien innerhalb der inneren Abschirmung den Feldlinien, die die Primärspule im freien Raum erzeugt. Zwischen den Abschirmungen ist der magnetische Fluss aber abgeschlossen, und das Feld invertiert. Das Magnetfeld im Zentrum der Spulenanordnung hat die gleiche Form und Größe wie das der nichtabgeschirmten Spule – anders ausgedrückt: Das Mag-

netfeld  $B$  in einer Stromschleife verhält sich so, wie man es von einer nichtabgeschirmten Schleife erwartet. Außerhalb der äußeren Abschirmung ist  $B=0$ . Wenn die innere Abschirmung entfernt wird, ist der magnetische Fluss nicht länger abgeschlossen, und auch außerhalb der äußeren Abschirmung tritt ein Magnetfeld auf.

### 3. Echo-Planar-Bildgebung (EPI)

#### 3.1. Bildgebungssequenz

Die mathematische Beziehung zwischen dem Realraum (r-Raum) und dem reziproken Raum (k-Raum) wurde erstmals 1750 durch den französischen Mathematiker Joseph Fourier beschrieben. Die allgemeine Form dieser Fourier-Transformation (FT) entspricht Gleichung (1), in der  $\mathbf{k}$  durch Gleichung (2) definiert ist.

$$S(\mathbf{k}) = \int d\mathbf{r} \rho(\mathbf{r}) \exp(i \mathbf{k} \cdot \mathbf{r}) \quad (1)$$

$$\mathbf{k} = \int_0^t \gamma \delta \mathbf{G}(t') / \delta t' dt' \quad (2)$$

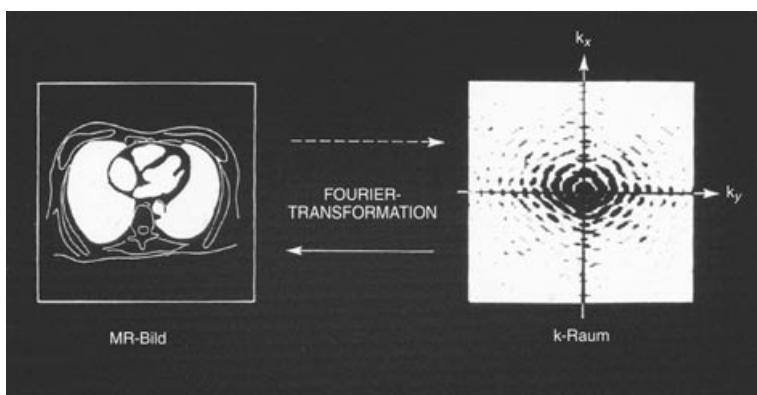
$\mathbf{k}$  und  $\mathbf{r}$  können ein-, zwei- oder dreidimensional sein. Die Dichte  $\rho(\mathbf{r})$  beschreibt das Bild im Realraum,  $S(\mathbf{k})$  das im k-Raum. In unserem Fall ist  $\mathbf{G}(t)$  ein externer zeitabhängiger magnetischer Gradient,  $\gamma$  das gyromagnetische Verhältnis (eine Konstante für jede Kernspinspezies) und  $t$  die Evolutionszeit.

Die in Gleichung (1) dargestellte Fourier-Transformation führt eine reversible Transformation vom k-Raum in den r-Raum aus, die in Abbildung 3 veranschaulicht wird. Das zweidimensionale Bild im k-Raum wird aus einer Serie von eindimensionalen freien Induktionszerfällen (free induction decays, FIDs) zusammengesetzt und entspricht dem Beugungsmuster des Objekts. Die Rücktransformation des Bildes aus dem k-Raum erzeugt das Bild im r-Raum, im vorliegenden Beispiel einen Transversalschnitt durch das Mediastinum mit Herzmasse und Lungenfeldern.

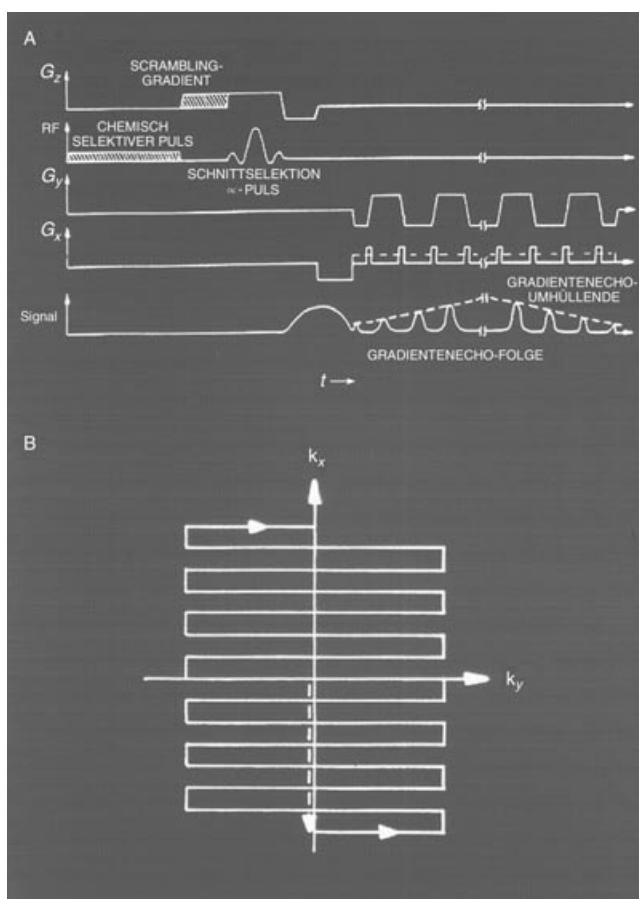
Mit der in Abbildung 4 dargestellten Pulssequenz wird die Abbildung im reziproken Raum in einem Einzelexperiment erhalten. Die Sequenz besteht im Wesentlichen aus einer Spinpräparationsphase mit einem anschließenden Puls zur Selektion des Transversalschnitts. Dies erzeugt ein aktives magnetisches Signal (einen FID), das in Gegenwart der räumlich codierenden Gradienten  $G_x$  und  $G_y$  abklingt. Bei der Echo-Planar-Bildgebung werden  $G_y$  in Form einer Rechteck- oder Trapezwelle und  $G_x$  in Form eines langen Tiefniveau-pulses oder einer Folge kurzer Signale („blips“) angelegt. In jedem Fall müssen die Flächen unter dem langen Tiefniveau-puls und der Signalfolge gleich sein. Diese Gradientenwellenformen bewirken, dass der auf die Selektion des Querschnitts folgende FID in eine Serie von Spinechos dephasiert und rephasiert. Die Amplitude dieser Spinechos ist zunächst niedrig, wächst dann zu einem Maximum und zerfällt schließlich, vorausgesetzt, unmittelbar vor der Blip- oder Tiefniveau-



Sir Peter Mansfield wurde am 9. Oktober 1933 geboren. Er promovierte in Physik bei Prof. J. G. Powles an der University of London (1962). Von 1962 bis 1964 forschte er unter Anleitung von Prof. C. P. Slichter an der University of Illinois (USA), anschließend wurde er Lecturer (1964) und Senior Lecturer (1968) an der University of Nottingham (Department of Physics). Nach einem Aufenthalt als Gastwissenschaftler am Max-Planck-Institut für Medizinische Forschung in Heidelberg (1972–1973) wurde er 1979 zum Professor am Department of Physics der University of Nottingham berufen. In seiner Laufbahn erhielt er eine Vielzahl nationaler und internationaler Auszeichnungen und Medaillen. Er ist seit 1987 Fellow of the Royal Society und seit 1993 Ehrenmitglied des British Institute of Radiology. Sir Peter wurde 1993 zum Ritter geschlagen.



**Abbildung 3.** MRI-Bilder und ihre Entsprechungen im k-Raum werden durch FT ineinander umgewandelt: Diagramm eines Transversalschnitts durch das Mediastinum, der die beiden Lungenfelder und Herzmasse zeigt (links). Dargestellt ist die Fourier-Transformation dieser Realraumabbildung in die Abbildung im reziproken Raum. (Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [28].)



**Abbildung 4.** Oben: MBEST-Pulssequenz. Unten: Trajektorie im k-Raum. (Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [9].)

$G_x$ -Sequenz wurde ein phasenverschiebender Gradientenpuls ausgeführt.

Ebenfalls in Abbildung 4 ist die Trajektorie im k-Raum dargestellt. Diese beginnt bei  $k_x = k_y = 0$ . Der oben beschriebene Vorpuls lenkt die Trajektorie von 0 nach  $-k_{x,\max}$  aus; von diesem Punkt bewegt sich die Ortskurve von  $k_y = 0$  nach rechts zu  $k_{y,\max}$ . Von diesem Punkt wird die Trajektorie mit

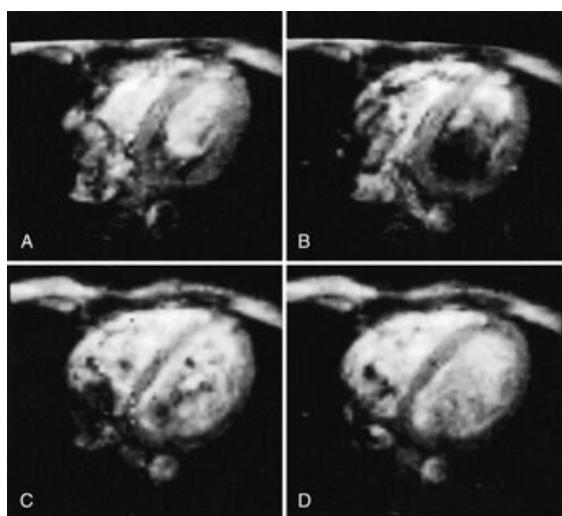
dem ersten positiven Echozeichen nach oben ausgelenkt. Die transversale Rasterung verläuft nun von rechts nach links, wobei der vollständige  $k_x$ -Bereich von  $k_{y,\max}$  nach  $-k_{y,\max}$  abgetastet wird. Auf diese Weise wird die gesamte  $k$ -Ebene gerastert. Während dieser Prozedur wird das Signal permanent ausgelesen. Dies ist der erste Schritt bei der Erzeugung des Bildes im k-Raum, wie es in Abbildung 3 dargestellt ist. Die verbleibende Operation ist eine Editier-Funktion, die die Reihenfolge der Daten in alternierenden Zeilen im k-Raum-Bild umkehrt. An diesem Punkt kann zwischen zwei Möglichkeiten zur Erzeugung des Bildes im Realraum gewählt werden. Im einen Fall wird eine zweidimensionale FT der Karte im k-Raum ausgeführt. Dies erfordert im Allgemeinen einen hohen Zeitaufwand für die Datenbearbeitung zusätzlich zur zweidimensionalen FT. Die alternative Vorgehensweise besteht darin, die jeweils ersten und letzten Punkte der umgeordneten Zeilen im k-Raum zu verwenden und, bildlich gesprochen, das gesamte Datenfeld wie an einer Perlenschnur herauszuziehen, wobei ein eindimensionales Datenfeld gebildet wird. Die gesamte Strippe kann nun durch eine weniger zeitaufwändige eindimensionale FT transformiert werden.

### 3.2. Zweidimensionale 0.5-T-Tomographie: allgemeine Ergebnisse

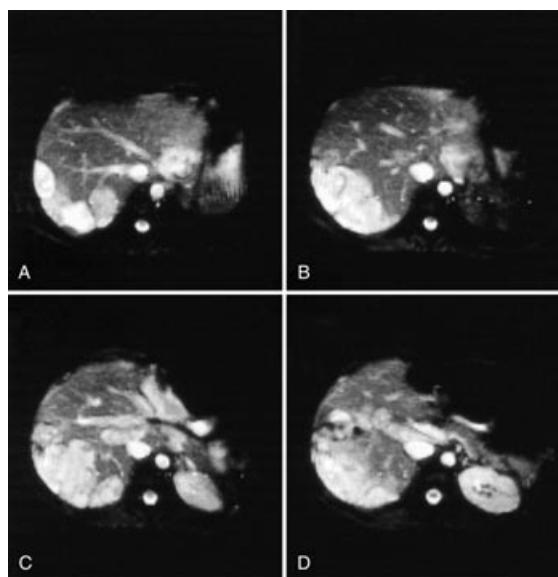
Die oben beschriebene EPI-Sequenz wurde in den frühen 80er Jahren bis in die 90er Jahre zur Tomographie bei einer Reihe von Patienten und Probanden eingesetzt. Ganzkörperscans können mithilfe von 64 Querschnitten erhalten werden, beginnend im oberen Thorax und dann rumpfabwärts in 5-mm-Schritten durch das Mediastinum, die Leber, die Nieren in den unteren Abdominalbereich bis unterhalb der Blase. Es sind Beispiele für eine schnelle Untersuchung, da der gesamte Bildgebungsprozess nur etwa eine Minute dauert.

Abbildung 5 zeigt vier EPI-Schnappschüsse des Herzens, die mithilfe einer Oberflächenspule an der Brustwand erhalten wurden.<sup>[8]</sup> Die Bilder wurden in unterschiedlichen Phasen des Herzyklus aufgenommen. Die Abbildungen 5 A und 5 B entsprechen unterschiedlichen Phasen während der Systole, das heißt im kontrahierten und pumpenden Zustand. In Abbildung 5 B erkennt man einen Signalverlust (schwarz) durch Verwirbelungen in der linken Herzkammer. Die Abbildungen 5 C und 5 D wurden während der Erschlaffungsphase (Diastole) aufgenommen. Bei sämtlichen Aufnahmen ergibt der Herzmuskel ein weniger intensives Signal, was die Unterscheidung von Muskelgewebe und Blut ermöglicht.

Abbildung 6 zeigt vier Querschnitte durch die Leber eines Patienten mit einer Serie von Läsionen durch Hydatidzytiden.<sup>[9]</sup> Diese sind als helle Regionen innerhalb des dunkleren Lebergewebes zu erkennen. Bei einer am selben Patienten angewendeten Tomographievariante mit der Inversion-Recovery(IR)-EPI-Sequenz wird in der Präparationsphase ein Startpuls eingesetzt, der eine Spinumkehr erzeugt. Nach einer



**Abbildung 5.** EPI-Schnappschüsse des Herzens, erhalten mithilfe einer Oberflächenspule. A) Ein Schnitt während der Systole zeigt die Verdickung der Muskulatur der linken Herzkammerwand. B) Schnelle Füllung der Herzkammer während der Spätsystole. C, D) Schnitte während der Diastole, in der die dünneren Herzkammerwände zu erkennen sind. Die räumliche Auflösung dieser Bilder liegt unter 2 mm. (Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [8].)



**Abbildung 6.** Vier MBEST-Schnappschüsse (128 ms Erfassungszeit) einer Leber mit Hydatidzysten. Die Bilder basieren auf 128x128-Pixel-Datensätzen, die Auflösung in der Bildebene beträgt ca. 2.3 mm. (Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [9].)

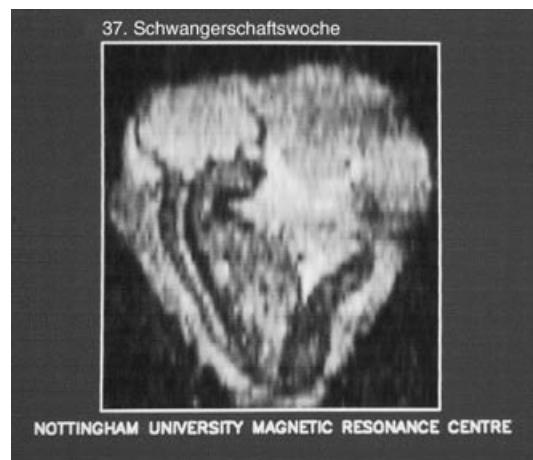
kurzen Verzögerungszeit TI (Inversionszeit) folgt die EPI-Sequenz. Bei  $TI=0$  erhalten wir die normalen Querschnitte wie in Abbildung 6. Durch Variieren von TI werden Komponenten des kurzen  $T_1$ -Signals effektiv entfernt, wodurch die Konturen des Normalgewebes deutlich abgezeichnet werden. Mit dieser Methode lassen sich klare Abgrenzungen zwischen den Läsionen und dem Normalgewebe erhalten. Durch Erhöhen von TI können Komponenten mit langer Relaxationszeit ausgeschaltet werden, wodurch die relativ schnell relaxierenden Hydatidzysten angezeigt werden.

### 3.3. 0.5-T-Tomographie an Föten

Eine wichtige Anwendung von EPI ist die Tomographie an Föten im dritten Trimester. Mit diesem Verfahren können Wachstumsstörungen des Fötus erkannt werden.<sup>[10-12]</sup>

Abbildung 7 zeigt den aus einem Satz von Einzelscans erhaltenen Sagittalschnitt durch einen Fötus in der 37. Schwangerschaftswoche (eine Coronalaunahme der Mutter). Deutlich zu erkennen sind der Kopf, das Gehirn, die Wirbelsäule und das rechte Bein des Fötus. Das dunklere Signal innerhalb der Fruchtblase stammt von der Plazenta, der hellere Bereich, der den Fötus umgibt, vom Fruchtwasser.

Ähnliche Tomogramme aus der 37. Schwangerschaftswoche mit Abbildung der Lungenfelder können zur Messung des Lungenvolumens herangezogen werden. Die gleiche Technik lässt sich auch zur Messung des subkutanen Fettgewebes nutzen, das den Fötus umgibt.



**Abbildung 7.** Sagittalschnitt eines Fötus im Mutterleib in der 37. Schwangerschaftswoche; die Aufnahme beruht auf einem dreidimensionalen Datensatz. Klar zu erkennen sind das Gehirn und die Wirbelsäule. Der dunklere Bereich auf der rechten Seite ist die Plazenta, der hellere Bereich zwischen der Plazenta und dem Fötus ist das Fruchtwasser.

Bei zwölf Neugeborenen wurde das Geburtsgewicht (1.5–3.5 kg) mit der durch EPI bestimmten Größe des Fötus verglichen.<sup>[11,12]</sup> Die Größe des Fötus wird aus einer Serie von zusammenhängenden EPI-Schnitten errechnet, die den gesamten Fötus erfassen. Die Querschnittsbilder des Fötus werden jeweils wie oben beschrieben erzeugt und dargestellt. Das Volumen eines Abschnitts ergibt sich aus dem abgebildeten Umfang multipliziert mit der Dicke des Abschnitts, das Gesamtvolumen ist die Summe aller Einzelabschnitte. Die Ergebnisse belegen eine gute lineare Korrelation zwischen Volumen und Gewicht der Föten.

### 3.4. 0.5-T-Tomographie in der Pädiatrie

Im Rahmen tomographischer Untersuchungen an Kindern mit zyanotischer Herzkrankheit<sup>[13-16]</sup> wurden Schnappschüsse von Querschnitten durch das Mediastinum eines Kindes mit normalem Herzen aufgenommen. Diese Aufnah-

men zeigen die Lungenfelder und die Herzmasse an der Herzbasis und abwärts durch die linke und rechte Herzkammer bis zur Herzspitze. Ebenfalls dargestellt ist das Klassifikationssystem für ein normales Herz. Zum Vergleich können die Tomogramme eines Kindes mit Truncus Arteriosus betrachtet werden. Hin zur Herzspitze sind deutlich die linke und rechte Herzkammer als dunkle Bereiche zusammen mit dem Ventrikelseptum auszumachen. Die linke und rechte Vorkammer sind als helle Bereiche abgebildet. Das Klassifikationsdiagramm zeigt eine Verwachsung der Pulmonalarterie und der Aorta zu einem Truncus Communis an.

### 3.5. 3.0-T-EPI

Eine Anzahl von Schnappschüssen verschiedener Objekte wurde bei 3.0 T aufgenommen,<sup>[17]</sup> einschließlich des Schnappschusses eines Phantoms mit  $256 \times 256$  Pixeln. Die Schnittdicke betrug 0.5 cm bei einer Erfassungszeit von ungefähr 90 ms. Weitere Beispiele umfassen das Tomogramm eines gesunden Probandengehirns, auf denen die Hinterhörner des Ventrikels sowie Teile der Vorderhörner gut zu erkennen sind.

## 4. Echo-Volumar-Bildgebung (EVI)

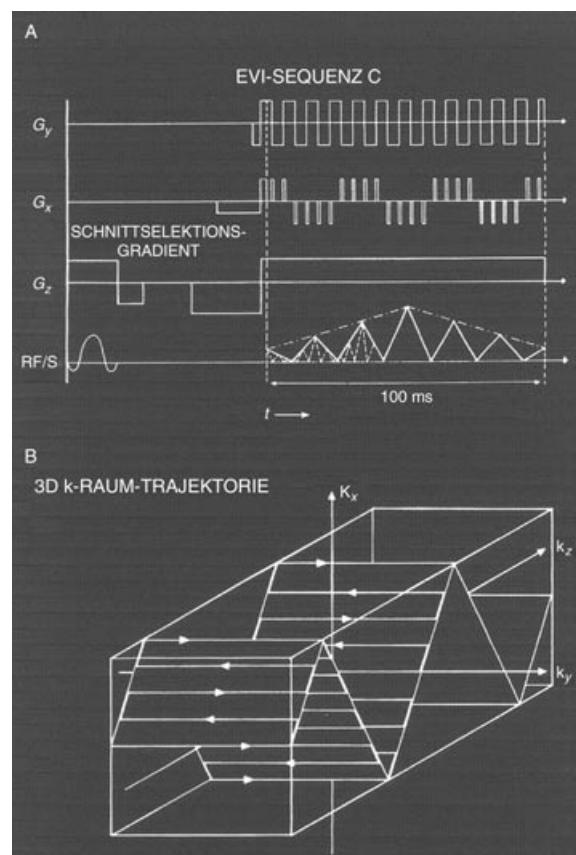
### 4.1. Bildgebungssequenz

Details der bei der EVI angewendeten Pulssequenz sind im oberen Teil von Abbildung 8 dargestellt.<sup>[18]</sup> Die obere Spur zeigt die Modulationswellenform des  $G_y$ -Gradienten. Die nächste modulierte Wellenform ist der Gradient  $G_x$ . Die dritte Wellenform,  $G_z$ , umfasst den Gradienten für die Schichtselektion, einen negativen positionierenden Vorpuls und einen langen Tiefniveaugradienten. In der unteren Spur sind der Schichtselektionspuls sowie die aus der Sequenz resultierenden modulierten Spinsignale dargestellt.

Die untere Hälfte von Abbildung 8 zeigt die zu dieser EVI-Sequenz gehörende Trajektorie im  $k$ -Raum. Wegen des positionierenden Vorpulses beginnt die Trajektorie bei  $k_x = k_y = 0$  und  $k_z = -k_{z,\max}$ . Die Trajektorie wandert nach rechts auf  $k_{y,\max}$  zu, pendelt dann zwischen  $\pm k_{y,\max}$ , bis die Spur den ersten Scheitelpunkt und  $k_{x,\max}$  erreicht. Die Trajektorie setzt ihre oszillierende Bewegung nun weiter fort, während sie bergab nach  $-k_{x,\max}$  wandert. Der gesamte Auf-ab-Prozess setzt sich während der Evolution von  $k_z$  entlang der  $z$ -Achse nach  $k_{z,\max}$  fort.

Während des gesamten Prozesses werden Daten gesammelt (in diesem Fall mit einer konstanten Geschwindigkeit). Da sich die Evolutionspfeile der  $k$ -Trajektorie periodisch umkehren, müssen die Daten vor der Fourier-Transformation neugeordnet werden, sodass sämtliche Pfeile in dieselbe Richtung zeigen. Durch diese eine erforderliche Neuordnung der  $k$ -Raum-Daten werden zwei leicht unterschiedliche Bilder erzeugt, die aber ohne Verlust an Klarheit zu einem Bild kombiniert werden können.

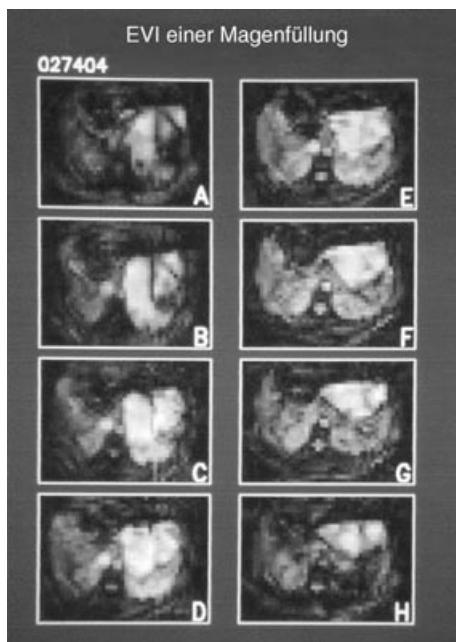
Bei anderen EVI-Sequenzen werden die für  $G_x$  angewendeten Blips durch eine Rechteckwellenmodulation von  $G_x$



**Abbildung 8.** A) Gradientenwellenformsequenz für (B).  $T_A$  = Gesamterfassungszeit,  $T_x$  = Einzelechoerfassungszeit,  $T_y$  = Einzelpulserfassungszeit. Punktige Linien für  $G_x$  und  $G_y$  markieren die alternativen Startphasen. B) Ein Gang einer viergängigen 3D-Trajektorie im  $k$ -Raum für EVI. (Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [18].)

ersetzt. Selbst  $G_z$  kann durch eine Sequenz von Blips ersetzt werden. Mehrpass-Aufnahmen angemessener Qualität werden durch Rechteckwellenmodulation von  $G_x$  bei nicht-moduliertem  $G_z$  erhalten, aber nur unter der Voraussetzung, dass die Zeilenzahl in einem Einzelbild groß ist. Vermeiden lassen sich diese Komplikationen durch Aufnahme von Einpass-Schnappschüssen, die durch Anwendung von  $G_x$ - und  $G_z$ -Gradienten-Blips anstelle der hier beschriebenen Rechteckwellenformen oder trapezoidal modulierten Wellenformen erhalten werden.

Als Ergebnis dieser Datenerfassung erhält man, in unserem Beispiel, acht simultane Aufnahmen. Jede Aufnahme besteht aus  $64 \times 64$  Pixeln. Jeder Pixel hat eine Auflösung von  $6 \times 4 \text{ mm}^2$  in der Ebene bei einer Dicke der Voxel von 10 mm. Die Gesamtzeit zur Datenerfassung für diese acht Aufnahmen beträgt 128 ms. Die ersten EVI-Bilder wurden bei 0.5 T an einem Probanden aufgenommen. Die EVI-Bildfolge in Abbildung 9 zeigt den Magen des Probanden während der Aufnahme von ungefähr 1 Liter Wasser.<sup>[18]</sup> Der Wasserspiegel ist in den Abbildungen 9E–H deutlich zu erkennen. Am selben Probanden wurde auch ein EVI-Schnappschuss eines Blasenquerschnitts aufgenommen. Die Bilder zeigen eine gut gefüllte Blase, zu erkennen an der ausgeprägten Rechteckform.<sup>[18]</sup>



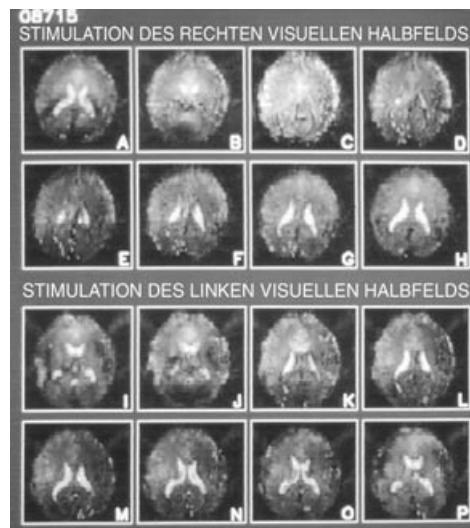
**Abbildung 9.** Ein EVI-Schnappschuss aus einer Bildfolge vom Magen eines Probanden, der 1 Liter Wasser zu sich nimmt. Der Datensatz setzt sich aus acht Ebenen von 8 cm dicken Schnitten durch den Magen zusammen. Der Wasserspiegel und der Gasraum im Magen sind in den Aufnahmen E–G angedeutet. Diese Aufnahmen decken sich ungefähr mit dem Antrum. Andere markante Umrisse in diesen Aufnahmen zeigen Nieren, Leber und Wirbelsäule. (Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [18].)

EVI-Experimente wurden auch bei 3.0 T ausgeführt. Die ersten Aufnahmen zeigen die Hirnkammern eines Probanden auf leicht unterschiedlichen Niveaus.<sup>[19]</sup> Die Aufnahmezeit der acht Querschnitte betrug 115 ms. In Abbildung 10 sind die Ergebnisse der ersten funktionellen Bildgebungsexperimente an einem gesunden Probanden dargestellt. Die obere Hälfte von Abbildung 10 zeigt acht Querschnitte durch das Gehirn eines Probanden, dessen rechtes visuelles Halbfeld stimuliert wurde. Die durch rote Punkte markierten Signaländerungen röhren hauptsächlich von der linken Seite des visuellen Cortex her. Der untere Teil der Abbildung 10 zeigt acht Querschnitte nach Stimulation des linken visuellen Halbfelds. In diesem Fall markieren die roten Punkte Signaländerungen, die hauptsächlich von der rechten Seite des visuellen Cortex herrühren.

## 5. Aktive akustische Kontrolle

### 5.1. Problemstellung

Eines der Probleme bei der Anwendung von EPI und EVI ist der hohe Lärmpegel der kurz gepulsten Gradientenspulen. Der Lärm stammt von Bewegungen der Spulenwicklungen; diese werden durch Lorentz-Kräfte verursacht, die bei den hohen Strömen innerhalb der Gradientenspulen auftreten. Die Lärmwicklung lässt sich auch dadurch nicht unterdrücken, dass die Drähte fest mit dem Spulenformer verbunden werden, da sich hierbei die Formeroberfläche leicht



**Abbildung 10.** Zwei komplette EVI-Schnappschüsse, bestehend aus je acht angrenzenden Querschnitten. A–H) Bildfolge mit funktionell aktiven Regionen (rot), entsprechend einer Stimulation des rechten visuellen Halbfelds. I–P) Bildfolge mit funktionell aktiven Regionen (rot), entsprechend einer Stimulation des linken visuellen Halbfelds. Die Aufnahmen H und P entsprechen den am weitesten caudal gelegenen Querschnitten. Jedes Bild besteht aus 64x64 Pixeln, die Schichtdicke beträgt jeweils 2.5 mm. (Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [19].)

verformt, was eine Kopplung mit der umgebenden Luft und das Auftreten unerwünschter Schallwellen verursacht.

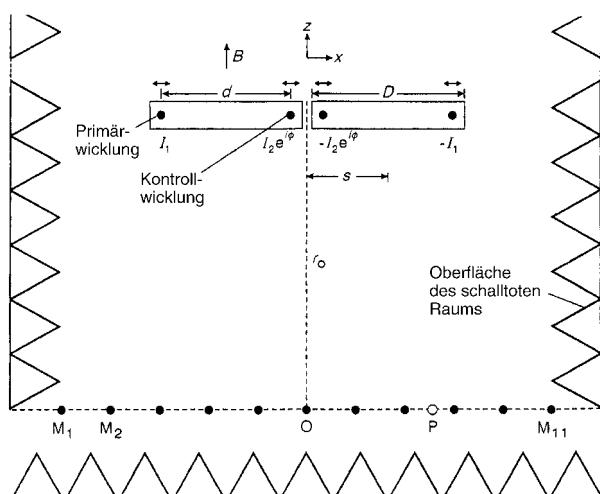
Typische Lärmpegel bei EVI können 140 dB übersteigen, der Sicherheitslärmpegel am Arbeitsplatz darf aber maximal 85 dB betragen.<sup>[20,21]</sup> Langfristig können sehr hohe Lärmpegel irreversible Hörschäden verursachen. Natürlich lassen sich Schutzvorkehrungen treffen, um die Auswirkungen des Lärms abzumildern, z.B. in Form eines Gehörschutzes für den Patienten. Dies ergibt eine Schutzwirkung von ca. 30 dB. Bei Kleinkindern sitzt dieser Gehörschutz allerdings oft schlecht, und bei der Untersuchung von Schwangeren kann der Fötus nicht zuverlässig geschützt werden.

Daher haben wir nach anderen Lösungen für dieses Problem gesucht. Unser gegenwärtiger Ansatz ist es, eine Lärmabstrahlung durch die Spulenanordnung gänzlich zu verhindern.

### 5.2. Rechteckige Gradientenspulen

In einem ersten Ansatz zur Beseitigung des Lärmproblems prüften wir die Anwendung einer relativ primitiven Spulenanordnung aus vier rechteckigen Platten oder Sektoren. Jeder Sektor führt einen Strom  $I_1$ . Zusätzlich gibt es eine Schleife als Kontrollwicklung. Der Strom durch die Kontrollwicklung ist  $I_2 e^{i\phi}$  ( $\phi$  ist die Phase von  $I_2$  relativ zu  $I_1$ ). Bislang ist nur ein Sektor gebaut und getestet worden.<sup>[22–25]</sup>

Der Testaufbau ist in Abbildung 11 dargestellt. Der einzelne Sektor befindet sich im Inneren einer schalltoten Kammer, die wiederum in einem 3.0-T-Magneten platziert ist. Linear angeordnete Mikrofone an einem Ende des Magneten erfassen die akustischen Signale.



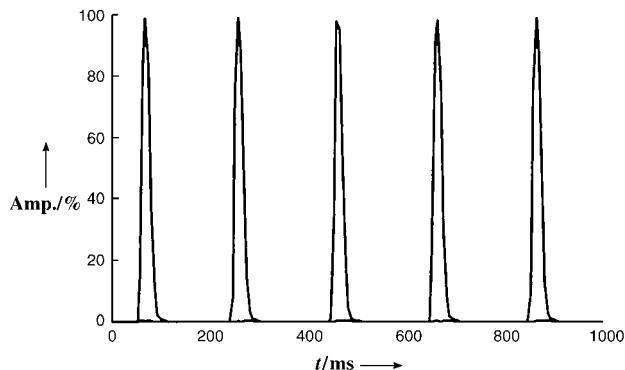
**Abbildung 11.** Diagramm einer Anordnung mit geteilter Platte in einer schalltoten Kammer senkrecht zum Hauptfeld  $B$  (nicht maßstabsgetreu). Jede Hälfte des Plattenpaars hat die Breite  $D=0.126$  m. In jeden der Blöcke sind zwei Leiterbahnen im Abstand  $d=0.1$  m eingeschlossen. Die Plattenzentren befinden sich im Abstand  $s=\pm 0.063$  m zum Ursprung der Anordnung. Das äußere Leitungspaar (die Primärwicklung) führt den Strom  $I_1$ , das innere Leitungspaar (die Kontrollwicklung) den Strom  $I_2 e^{i\phi}$ .  $\phi$  ist der relative Phasenunterschied der beiden Ströme. Die Mikrofone befinden sich parallel zur Platte in einer Linie durch den Punkt  $O$ . Der Punkt  $P$  kennzeichnet ein einzelnes Mikrofon. Abstand  $r_o=1.25$  m, Plattenlänge  $l=0.58$  m, Plattendicke = 0.012 m, Material: Epoxyglas GRE. Die Gesamtbreite des Plattenpaars beträgt 0.255 m, einschließlich einer Lücke von 0.003 m zwischen den Platten. Die Schallgeschwindigkeit wird dabei als  $2500 \text{ m s}^{-1}$  angenommen. (Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [25].)

Die akustische Leistung einer so angeordneten Sektorplatte wurde berechnet. Demnach produziert die Platte bei  $\phi=180^\circ$  volle akustische Leistung. Bei  $\phi \approx 0$  ist die Leistung beträchtlich vermindert.

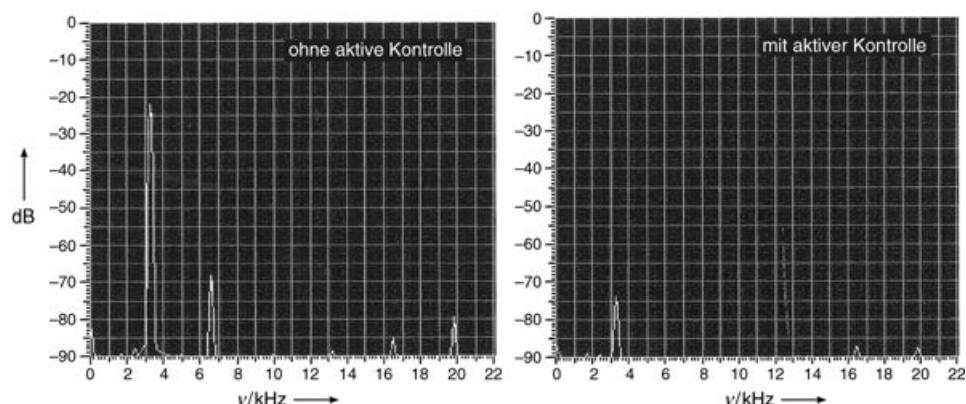
### 5.3. Ergebnisse

Ein speziell optimierter Puls, der einer EPI-Sequenz entspricht, wurde zur Überprüfung der akustischen Effizienz

der Gradientensektoranordnung verwendet.<sup>[25]</sup> Die EPI-Puls-länge war ungefähr 10 ms. Eine Serie von EPI-Pulsen wurde im akustisch optimierten Modus (rot) sowie im nichtoptimierten Modus (blau) bei einer Geschwindigkeit von fünf Pulsen pro Sekunde an den Gradientensektor angelegt. Das Ergebnis eines Experiments mit fünf Pulsen von je 1 s Dauer ist in Abbildung 12 gezeigt. Das akustische Signal im optimierten Modus (rot) ist fast auf null reduziert. Ein Puls aus dem gleichen Datensatz wurde bei ein- und ausgeschalteter akustischer Kontrolle durch Fourier-Transformation in ein Frequenzspektrum des EPI-Pulses umgewandelt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 13 dargestellt. Bei ausgeschalteter akustischer Kontrolle entsteht ein Geräusch mit ungefähr  $-20$  dB, das sich hauptsächlich aus  $3.2$  kHz, der Grundtrögerfrequenz des EPI-Pulses, zusammensetzt. Daneben werden ein erster Oberton bei  $6.4$  kHz sowie höhere Obertöne gemessen. Im optimierten Modus ist die Hauptkomponente auf  $-70$  dB vermindert, ein erster Oberton wird gar nicht gemessen und die höheren Obertöne sind ebenfalls reduziert. Die Lärmreduktion bei der Grundfrequenz von  $3.2$  kHz beträgt  $50$  dB. Eine weitere Lärmreduktion bei Obertonfrequenzen ist ebenfalls zu erkennen.



**Abbildung 12.** Schallaufzeichnung vor (blau) und während der aktiven akustischen Kontrolle (rot) einer optimierten Gradientenpulssequenz bei fünf Pulsen pro Sekunde.



**Abbildung 13.** Logarithmische Spektren akustischer Pulse (gefilterter Einzelpuls, 22 m/s Kaiser 7) bei ausgeschalteter (links) und eingeschalteter aktiver Kontrolle (rechts). Die Lärmreduktion für die Grundkomponente (3.2 kHz) beträgt 50 dB (99.7%). (Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [25].)

## 6. Zusammenfassung

Die Grundlagen der ultraschnellen Schnappschuss-MRI wurden erörtert und Beispiele für Ergebnisse von EPI-Experimenten bei 0.5 T und 3.0 T vorgestellt. Ebenfalls beschrieben wurden Ergebnisse von Experimenten mit dreidimensionaler Schnappschuss-EVI. Beide Techniken erweisen sich als vielversprechende Bildgebungsverfahren in der Medizin. Es muss aber klar gesagt werden, dass bislang nur die EPI routinemäßig angewandt wird. Ihr Einsatz beschränkt sich häufig auf eine schnelle Untersuchung der interessierenden Körperzone des Patienten, das endgültige Bild wird dann meist mit langsameren Techniken erstellt.

Diese Vorgehensweise ist zum Teil historisch begründet: Die langsameren MRI-Techniken wurden durch die jeweiligen Herstellerfirmen entwickelt und technisch verfeinert. Dabei wurden die Vorteile der Hochgeschwindigkeitsmethoden außer Acht gelassen. Bei ähnlich intensiver Entwicklungsarbeit dürfte die EPI, und möglicherweise auch die EVI, bald nicht mehr nur eine Technik zur schnellen Untersuchung sein, sondern eine wertvolle diagnostische Methode.

Eine solche technische Entwicklung würde die Angstzustände mindern, die klaustrophobische Patienten heute angesichts eines drohenden halb- bis einstündigen Aufenthalts in einer MRI-Maschine befallen. Natürlich bringt die Hochgeschwindigkeitstomographie eigene Probleme mit sich, die gelöst werden müssen. Eines davon sind die hohen Geräuschpegel durch die für EPI und EVI erforderlichen schnellen Schaltungen der Magnetfeldgradienten. Einige Fortschritte zur Verbesserung dieser Situation sind erzielt worden, es bleibt aber noch zu zeigen, dass die aktive akustische Kontrolle in einem betriebstauglichen Gradientenspulensatz implementiert werden kann. Weitere Informationen liefern Lit. [26–31].

*Ich danke meinen ehemaligen akademischen Lehrern, Professor J. G. Powles, seinerzeit am Queen Mary College, University of London, und Professor C. P. Slichter, University of Illinois, Urbana (USA), die mich in der Kunst und der Praxis der NMR-Spektroskopie unterrichtet haben. Mein Dank geht auch an Professor R. Bowley und meine anderen Kollegen in Nottingham sowie an meine Studenten und Postdocs, die tatkräftig zur Entwicklung der MRI-Technik in Nottingham beigetragen haben. Ihre Namen sowie die Namen von Medizinerkollegen, deren Unterstützung und Mitarbeit zur Akzeptanz der MRI-Technik als diagnostische Methode beigetragen hat, sind in Tabelle 1 aufgelistet.*

*Ganz besonders danke ich den Technikern und dem Werkstättenpersonal am Magnetic Resonance Centre und am Department of Physics and Astronomy für ihre unermüdliche Unterstützung beim Aufbau und Test etlicher MRI-Prototypen.*

**Tabelle 1:** Ehemalige Studenten, Postdocs und Kollegen aus der Medizin.

Physik			
Dr. P. K. Grannell	Prof. A. A. Maudsley	Prof. P. G. Morris	Dr. I. L. Pykett
Prof. R. J. Ordidge	Dr. R. Rzedzian <sup>[a]</sup>	Dr. M. Doyle	Dr. D. N. Guilfoyle
Dr. S. J. Blackband	Dr. M. G. Cawley	Prof. R. W. Bowtell	Dr. A. M. Howseman
Dr. R. J. Coxon	Dr. M. K. Stehling	Dr. A. M. Blamire	Dr. P. Gibbs
Dr. P. R. Harvey	Dr. M. Symms	Dr. M. McJury	Dr. M. Clemence
Dr. B. Issa	Dr. P. Glover	Dr. A. Freeman	J. Hykin
Dr. A. Rodriguez	Dr. A. Peters	Dr. B. Boulby	Dr. M. Al-Mugheirey
Dr. J. Beaumont	Dr. M. Bencsik	B. Haywood <sup>[b]</sup>	Prof. R. Bowley
Postdocs			
Dr. B. Chapman <sup>[b]</sup>	Dr. A. N. Garroway	Dr. P. Gowland	Dr. J. C. Sharp
Prof. R. Turner	Dr. P. Tokarczuk	Prof. A. Jasinski	Dr. G. Planinsic
Dr. A. Snaar			
Medizin			
Dr. K. Morris	Prof. I. Johnson	Prof. R. Coupland	Prof. B. Worthington
Dr. P. Small	Dr. A. Crispin <sup>[a]</sup>	Dr. C. O'Callaghan	Mr. J. Firth
Prof. M. Symonds			

[a] Verstorben. [b] Besonderer Dank für die Unterstützung bei der Vorbereitung dieses Vortrags.

*Ich danke ebenso den in Tabelle 2 aufgelisteten Einrichtungen für die finanzielle Unterstützung. Ohne ihre großzügige und fortwährende Unterstützung gäbe es heute wohl kaum etwas zu feiern.*

**Tabelle 2:** Geldgeber und Einrichtungen, die uns Geräte zur Verfügung gestellt haben.

Medical Research Council	University of Nottingham Sir Colin Campbell
Department of Health and Social Security	British Heart Foundation
G. Hickson	Dr. N. Starke
J. Williams	Oxford Magnet Technology
British Technology Group	General Magnetic
I. Harvey	N. Davis
G. Blunt	R. Sutherland

*Mein tiefempfundener Dank gilt schließlich meinen Sekretäinnen, Mary Newsum-Smith, Lesley Key und Pamela Davies, die mich über die Jahre begleitet haben, für ihren unermüdlichen Einsatz beim Tippen der vielen Manuskripte, Berichte und des allgemeinen Schriftverkehrs.*

Eingegangen am 22. März 2004  
Online veröffentlicht am 21. September 2004  
Übersetzt von Dr. Frank Maaß, Weinheim

- [1] „Multi-pulse line narrowing experiments“: P. Mansfield, P. K. Grannell, A. N. Garroway, D. C. Stalker, *Proc. First Specialised Colloque Ampere*, Polen, **1973**.
- [2] „NMR ‘Diffraction’ in solids?“: P. Mansfield, P. K. Grannell, *J. Phys. C* **1973**, 6, L422–L426.
- [3] „Image formation in NMR by a selective irradiative process“: A. N. Garroway, P. K. Grannell, P. Mansfield, *J. Phys. C* **1974**, 7, L457–L462.

- [4] „Medical imaging by NMR“: P. Mansfield, A. A. Maudsley, *Br. J. Radiol.* **1977**, *50*, 188–194.
- [5] „Multi-planar imaging formation using NMR spin echoes“: P. Mansfield, *J. Phys. C* **1977**, *10*, L55–L58.
- [6] „Active magnetic screening of coils for static and time-dependent magnetic field generation in NMR imaging“: P. Mansfield, B. Chapman, *J. Phys. E* **1986**, *19*, 541–546.
- [7] „Double active magnetic screening of coils in NMR“: B. Chapman, P. Mansfield, *J. Phys. D* **1986**, *19*, L129–L131.
- [8] „Whole Body Echo-Planar MR Imaging at 0.5 T“: M. J. Stehling, A. M. Howseman, R. J. Ordidge, B. Chapman, R. Turner, R. Coxon, P. Glover, P. Mansfield, R. E. Coupland, *Radiology* **1989**, *170*, 257–263.
- [9] „Ultra-fast magnetic resonance scanning of the liver with echo-planar imaging“: M. K. Stehling, R. M. Charnley, A. M. Blamire, R. J. Ordidge, R. Coxon, P. Gibbs, J. D. Hardcastle, P. Mansfield, *Br. J. Radiol.* **1990**, *63*, 430–437.
- [10] „Estimation of lung volume in infants by echo planar imaging and total body plethysmography“: B. Chapman, C. O’Callaghan, R. J. Coxon, P. M. Glover, G. Jaroszkiewicz, A. M. Howseman, P. Mansfield, P. Small, A. D. Milner, R. E. Coupland, *Arch. Dis. Child.* **1990**, *65*, 168–170.
- [11] „Fetal weight estimation by echo-planar magnetic resonance imaging“: P. N. Baker, I. R. Johnson, P. A. Gowland, J. Hykin, P. R. Harvey, A. Freeman, V. Adams, B. S. Worthington, P. Mansfield, *Lancet* **1994**, *343*, 644–645.
- [12] „Obstetrics. Echo-planar magnetic resonance imaging in the estimation of fetal weight“: J. Hykin, P. Gowland, P. Mansfield, *Contemp. Rev. Obstet. Gynaecol.* **1994**, *6*, 173–177.
- [13] „Transectional echo planar imaging of the heart in cyanotic congenital heart disease“: A. Chrispin, P. Small, N. Rutter, R. E. Coupland, M. Doyle, B. Chapman, R. Coxon, D. Guilfoyle, M. Cawley, P. Mansfield, *Paediatr. Radiol.* **1986**, *16*, 293–297.
- [14] „Echo-planar imaging of normal and abnormal connections of the heart and great arteries“: A. Chrispin, P. Small, N. Rutter, R. E. Coupland, M. Doyle, B. Chapman, R. Coxon, D. Guilfoyle, M. Cawley, P. Mansfield, *Paediatr. Radiol.* **1986**, *16*, 289–292.
- [15] „EPI of the infant heart (1). Demonstration of connection between ventricle and artery by EPI construction“: P. Mansfield, P. Small, A. Chrispin, N. Rutter, R. E. Coupland, M. Doyle, B. Chapman, D. N. Guilfoyle, M. G. Cawley, *Paediatr. Radiol.* **1985**, *15*, 280.
- [16] „EPI of the infant heart (2). Demonstration of ventriculo/bulbar septation by EPI transection“: P. Mansfield, A. Chrispin, P. Small, N. Rutter, R. E. Coupland, M. Doyle, B. Chapman, D. N. Guilfoyle, M. G. Cawley, *Paediatr. Radiol.* **1985**, *15*, 280.
- [17] „Echo-Planar Imaging of the Brain at 3.0 T: First Normal Volunteer Results“: P. Mansfield, R. Coxon, P. Glover, *J. Comp. Ass. Tomogr.* **1994**, *18*, 339–343.
- [18] „Echo-Volumar Imaging (EVI) at 0.5 T: First Whole-Body Volunteer Studies“: P. R. Harvey, P. Mansfield, *Magn. Reson. Med.* **1996**, *35*, 80–88.
- [19] „Echo-Volumar Imaging (EVI) of the Brain at 3.0 T: First Normal Volunteer and Functional Imaging Results“: P. Mansfield, R. Coxon, J. Hykin, *J. Comp. Ass. Tomogr.* **1995**, *19*, 847–852.
- [20] National Radiological Protection Board, *Board statement on clinical magnetic resonance diagnostic procedures*, Documents of the NRPB, Vol. 2, No. 1., Chiltern, **1991**.
- [21] „Price RR The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: MR imaging safety considerations“: *Radiographics* **1999**, *19*, 1641–1651.
- [22] „Sound Generation in Gradient Coil Structures for MRI“: P. Mansfield, P. M. Glover, J. Beaumont, *Magn. Reson. Med.* **1998**, *39*, 539–550.
- [23] „Principles of Active Acoustic Control in Gradient Coil Design“: P. Mansfield, B. Haywood, *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.* **2000**, *10*, 147–151.
- [24] „Active Acoustic Control in Gradient Coils for MRI“: P. Mansfield, B. Haywood, R. Coxon, *Magn. Reson. Med.* **2001**, *46*, 807–818.
- [25] „Optimized Gradient Pulse for Use with EPI Employing Active Acoustic Control“: B. L. W. Chapman, B. Haywood, P. Mansfield, *Magn. Reson. Med.* **2003**, *50*, 931–935.
- [26] „Snapshot echo-planar imaging methods: current trends and future perspectives“: P. Mansfield, A. M. Blamire, R. Coxon, P. Gibbs, D. N. Guilfoyle, P. Harvey, M. Symms, *Philos. Trans. R. Soc. London Ser. A* **1990**, *333*, 495–506.
- [27] „Snapshot Imaging at 0.5 T Using Echo-Planar Techniques“: R. Ordidge, A. Howseman, R. Coxon, R. Turner, B. Chapman, P. Glover, M. Stehling, P. Mansfield, *Magn. Reson. Med.* **1989**, *10*, 227–240.
- [28] „Echo-Planar Imaging: Magnetic Resonance Imaging in a Fraction of a Second“: M. K. Stehling, R. Turner, P. Mansfield, *Science* **1991**, *254*, 43–50.
- [29] P. Mansfield, P. G. Morris, *NMR Imaging in Biomedicine*, Academic Press, New York, **1982**.
- [30] F. Schmitt, M. K. Stehling, R. Turner, *Echo-Planar Imaging: Theory, Technique and Application*, Springer, Heidelberg, **1998**.
- [31] P. G. Morris, *NMR Imaging in Medicine and Biology*, Clarendon, Oxford, **1986**.