

Interner Verteilerschlüssel:

- (A) [] Veröffentlichung im ABl.
(B) [] An Vorsitzende und Mitglieder
(C) [X] An Vorsitzende

E N T S C H E I D U N G
vom 29. Juni 1994

Beschwerde-Aktenzeichen: T 0180/92 - 3.4.2
Anmeldenummer: 86101597.2
Veröffentlichungsnummer: 0191431
IPC: G01N 24/08
Verfahrenssprache: DE

Bezeichnung der Erfindung:

Verfahren und Einrichtung zur schnellen Akquisition von
Spinresonanzdaten für eine orts aufgelöste Untersuchung eines
Objekts

Patentinhaber:

Max-Planck-Gesellschaft zur Förderung der Wissenschaften e.V.

Einsprechender:

- 01) N.V. Philips' Gloeilampenfabrieken
- 02) GENERAL ELECTRIC COMPANY
- 03) Siemens AG

Stichwort:

-

Relevante Rechtsnormen:

EPÜ Art. 100(a), 52, 54, 56

Schlagwort:

"Neuheit (bejaht)"
"Erfinderische Tätigkeit (bejaht)"

Zitierte Entscheidungen:

-

Orientierungssatz:

-



Aktenzeichen: T 0180/92 - 3.4.2

E N T S C H E I D U N G
der Technischen Beschwerdekammer 3.4.2
vom 29. Juni 1994

Beschwerdeführer:
(Einsprechender 02)

GENERAL ELECTRIC COMPANY
1 River Road
Schenectady 12151
US - New York (US)

Vertreter:

Altenburg, Udo, Dipl.-Phys.
Patent- und Rechtsanwälte
Bardehle . Pagenberg . Dost . Altenburg .
Frohwitter . Geissler & Partner
Galileiplatz 1
D - 81679 München (DE)

Beschwerdegegner:
(Patentinhaber)

Max-Planck-Gesellschaft zur Förderung
der Wissenschaften e.V.
Bunsenstraße 10
D - 37073 Göttingen (DE)

Vertreter:

Köster, Hans-Hermann, Dipl.-Ing.
Patentanwälte Dipl.-Ing. Hans Köster
Dipl.-Ing., Dipl.-Wirtsch.-Ing. Hilmar Hanke
Leopoldstraße 77
D - 80802 München (DE)

Weiterer Verfahrens-
beteiligter:
(Einsprechender 01)

N.V. Philips' Gloeilampenfabrieken
Groenewoudseweg 1
NL - 5621 BA Eindhoven (NL)

Vertreter:

Zwaan, Andries Willem
INTERNATIONAAL OCTROOIBUREAU B.V.,
Prof. Holstlaan 6
NL - 5656 AA Eindhoven (NL)

Weiterer Verfahrens- Siemens AG
beteiligter: Postfach 22 16 34
(Einsprechender 03) D - 80506 München (DE)

Vertreter: -

Angefochtene Entscheidung: Entscheidung der Einspruchsabteilung des Europäischen Patentamts vom 8. November 1991, abgesandt am 10. Januar 1992 mit der die Einsprüche gegen das europäische Patent Nr. 0191431 aufgrund des Artikels 102 (2) EPÜ zurückgewiesen worden sind.

Zusammensetzung der Kammer:

Vorsitzender: E. Turrini
Mitglieder: W. W. G. Hofmann
M. Lewenton

Sachverhalt und Anträge

I. Die Beschwerdeführer I, II und III (Einsprechenden I, II und III) haben gegen die Entscheidung der Einspruchsabteilung über die Zurückweisung der Einsprüche gegen das Patent Nr. 0 191 431 Beschwerde eingelegt.

Mit dem Einspruch I waren die Ansprüche 1 bis 10 und 13 bis 22 im Hinblick auf Artikel 100 (a) EPÜ in Verbindung mit den Artikeln 52 (1), 54 und 56 EPÜ angegriffen worden.

Mit den Einsprüchen II und III war das gesamte Patent im Hinblick auf Artikel 100 (a) EPÜ in Verbindung mit den Artikeln 52 (1), 54 und 56 EPÜ (Einspruch II) bzw. den Artikeln 52 bis 57 EPÜ (Einspruch III) angegriffen worden.

Die Einspruchsabteilung war der Auffassung, daß die in Artikel 100 (a) EPÜ genannten Einspruchsgründe der Aufrechterhaltung des Patents in unveränderter Form nicht entgegenstünden.

Sie hat folgende Entgegnungen berücksichtigt:

- (D1) Spektrum der Wissenschaft, Juli 7/1982,
I.L. Pykett, Kernspintomographie: Röntgenbilder
ohne Röntgenstrahlen, Seiten 40 bis 55,
- (D2) P. Mansfield et al, NMR Imaging in Biomedicine,
Supplement 2, Academic Press, New York, 1982,
Seiten 20, 21, 122, 133 bis 135, 156 bis 158, 194,
199, 275 bis 289,
- (D3) Journal of Magnetic Resonance, Bd. 29, 1978,
P. Mansfield et al, Biological and Medical Imaging
by NMR, Seiten 355 bis 373,

- (D4) US-A-4 115 730,
- (D5) US-A-4 165 479,
- (D6) EP-A1-0 184 840,
- (D7) Journal of Applied Physics, Bd. 47, Nr. 8,
August 1976, W.S. Hinshaw, Image formation by
nuclear magnetic resonance: The sensitive-point
method, Seiten 3709 bis 3721,
- (D8) Physical Review, Bd. 112, Nr. 5, 1958, H.Y. Carr,
Steady-State Free Precession in Nuclear Magnetic
Resonance, Seiten 1693 bis 1701,
- (D9) Phys. in Med. & Bio., Bd. 25, 1980, W.A. Edelstein
et al, Spin warp NMR imaging and applications to
human whole-body imaging, Seiten 751 bis 756,
- (D10) US-B1-4 506 222,
- (D11) WO-A1-81/02789,
- (D12) EP-B1-0 103 397,
- (D13) EP-A2-0 121 312,
- (D14) EP-A2-0 137 420,
- (D15) US-A-4 318 043,
- (D16) I.E.E.E. Spectrum, Bd. 20, Nr. 2, 1983,
P.A. Bottomley, Nuclear magnetic resonance: beyond
physical imaging, Seiten 32 bis 38,

- (D17) Proceedings of the I.E.E.E., Bd. 70, Nr. 10, 1982, Z.H. Cho et al, Fourier Transform Nuclear Magnetic Resonance Tomographic Imaging, Seiten 1152 bis 1173,

- (D18) Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine, herausgegeben von L. Kaufman et al, IGAKU-SHOIN, New York, 1981, Seiten 101 bis 105, 236, 237,

- (D19) K.F. King: Signal-to-noise Ratios in Nuclear Magnetic Resonance Imaging, Thesis at the Univ. of Wisconsin-Madison, USA, 1983,

- (D20) J. Phys. E.: Sci. Instr., Bd. 13, 1980, J.M.S. Hutchison et al, A whole-body NMR imaging machine, Seiten 947 bis 955,

- (D21) Journal of Magnetic Resonance, Bd. 25, 1977, R.K. Gupta, A New Look at the Method of Variable Nutation Angle for the Measurement of Spin-Lattice Relaxation Times Using Fourier Transform NMR, Seiten 231 bis 235,

- (D22) D.G. Gadian, Nuclear magnetic resonance and its applications to living systems, Clarendon Press, Oxford, 1982, Seiten 70 bis 77, 139 bis 141,

- (D23) The Review of Scientific Instruments, Bd. 37, Nr. 1, 1966, R.R. Ernst et al, Application of Fourier Transform Spectroscopy to Magnetic Resonance, Seiten 93 bis 102,

- (D24) Journal of Computer Assisted Tomography, Bd. 7, Nr. 3, 1983, W.A. Edelstein et al, Signal, Noise, and Contrast in Nuclear Magnetic Resonance (NMR) Imaging, Seiten 391 bis 401,

- (D25) EP-A3-0 135 847,
- (D26) EP-A3-0 091 008,
- (D27) GB-A-2 113 850,
- (D28) US-A-4 484 138,
- (D29) Fukushima et al, Experimental Pulse NMR,
Addison-Wesley, 1981, Seiten 164 bis 196,
- (D30) EP-B1-0 046 782,
- (D31) DE-A1-3 301 287,
- (D32) Radiology, Bd. 152, Nr. 1, 1984, M.T. Modic et al,
Magnetic Resonance Imaging of Intervertebral Disk
Disease, Seiten 103 bis 111,
- (D33) EP-B1-0 076 054,
- (D34) NMR Imaging, Proceedings of an international
symposium of nuclear magnetic resonance imaging,
Winston-Salem (USA), 1. bis 3. Oktober 1981,
J.M.S. Hutchison, NMR scanning: the spin warp
method, Seiten 77 bis 80,
- (D35) NMR Imaging, Proceedings of an international
symposium of nuclear magnetic resonance imaging,
Winston-Salem (USA), 1. bis 3. Oktober 1981,
W.A. Edelstein et al, NMR imaging at 5.1 MHz: work
in progress, Seiten 139 bis 145,
- (D36) MR '85, Internationales Kernspintomographie
Symposium, Garmisch-Partenkirchen (D), 24. bis
27. Januar 1985, F. Gudden, Perspektiven der
Kernspintomographie, Seiten 46 bis 51,

- (D37) General Electric, Anzeige in "Radiology",
Februar 1986,
- (D38) Physics Today, Januar 1987, P.A. Bottomley,
Nuclear Magnetic Resonance Spin-Offs, Seiten 53,
54,
- (D39) Society of Magnetic Resonance in Medicine, 6.th
Annual Meeting, 17. bis 21. August 1987,
New York (USA), J.B. Ra et al, Contrast
Enhancement of T_2 Weighted Image Using Non-90°
Flip Angle, Seite 366,
- (D40) Magnetic Resonance Imaging, Bd. 6, Nr. 4, 1988,
J.A. Tkach et al: A comparison of fast spin echo
and gradient field echo sequences, Seiten 373 bis
388,
- (D41) W.G. Bradley et al, Summary of 6th Annual Meeting
of the Society of Magnetic Resonance in Medicine,
17. bis 21. August 1987, New York, AJR: 150,
Juni 1988, Seiten 1452 bis 1458,
- (D42) Biomedical Magnetic Resonance Imaging,
herausgegeben von F.W. Wehrli et al,
VCH Publishers, New York, 1988, Seiten 25 bis 27,
44 bis 47, 82 bis 93, 112 bis 114,
- (D43) Magnetic Resonance Quarterly, Bd. 6, Nr. 3, 1990,
F.W. Wehrli, Fast-Scan Magnetic Resonance:
Principles and Applications, Seiten 165 bis 202,
207 bis 237,
- (D44) SMRM Pulse, Bd. 2, Nr. 3, August 1991, Seiten 1
bis 3,

- (D45) Radiology, Bd. 180, Nr. 3, September 1991,
R.C. Semelka et al, T1-weighted Sequences for MR
Imaging of the Liver: Comparison of Three
Techniques for Single-Breath, Whole-Volume
Acquisition at 1.0 and 1.5 T, Seiten 629 bis 635,
- (D46) Phys. Med. Bio],., Bd. 26, Nr. 5, 1981, C.-M. Lai
et al, True three-dimensional image reconstruction
by nuclear magnetic resonance zeugmatography,
Seiten 851 bis 856,
- (D47) EP-A1-0 205 223,
- (D48) EP-B1-0 224 005,
- (D49) Society of Magnetic Resonance in Medicine, Second
Annual Meeting, 16. bis 19. August 1983,
San Francisco, J.M.S. Hutchison, Quick-look
imaging by the spin warp method, Seiten 177, 178,
- (D50) Journal of Magnetic Resonance, Bd. 33, 1979,
P. Brunner et al, Sensitivity and Performance Time
in NMR Imaging, Seiten 83 bis 106.

II. Im Beschwerdeverfahren wurden unter anderem die folgenden
weiteren Entgegenhaltungen von der Kammer berücksichtigt:

- (D51) DE-A1-3 637 998,
- (D52) US-Re. 33 279,
- (D53) General Electric, NMR, A perspective on imaging,
1982,
- (D54) International Patent Classification, 4th Edition,
1984, Vol. 7, Section C, Seite 36,

(D55) Society of Magnetic Resonance in Medicine, 3rd annual meeting of 1984, G. Brandt, Tissue Heating by Radiofrequency Magnetic Fields During Magnetic Resonance Imaging, Seiten 84, 85,

(D56) Magnetic Resonance in Medicine, Bd. 1, 1984, Glossary of NMR Terms, Seiten 414 bis 433.

III. Mit Schriftsätzen vom 9. Juni 1992 bzw. 19. Mai 1992 haben die Beschwerdeführer I bzw. III die Beschwerde zurückgenommen.

IV. Der Beschwerdeführer II beantragt, die angefochtene Entscheidung aufzuheben und das Patent zu widerrufen.

V. Der Beschwerdegegner beantragt, die Beschwerde zurückzuweisen und, hilfsweise, die auf Seiten 28 und 29 des Schriftsatzes vom 8. Juni 1994 gestellten Fragen 1 bis 6 der Großen Beschwerdekammer vorzulegen.

VI. Die Fassung des erteilten **Anspruchs 1** lautet wie folgt:

"Verfahren zum Betrieb eines Spinresonanzgerätes zur schnellen Aquisition (lies "Akquisition") von Spinresonanzdaten für eine orts aufgelöste Untersuchung eines Bereiches eines Objekts, der atomare Spins enthält, die eine vorgegebene Spin-Gitterrelaxationszeit T_1 , eine vorgegebene Spin-Spin-Relaxationszeit T_2 und eine vorgegebene effektive Spin-Spin-Relaxationszeit T_2^* aufweisen, mit den Verfahrensschritten

a) der Objektbereich wird in einem homogenen Magnetfeld (lies "Magnetfeld") (B_0) angeordnet, das die Spins in eine vorgegebene Richtung (Z-Richtung) ausrichtet,

- b) auf den Objektbereich wird ein Hochfrequenzpuls (RF) zur Einwirkung gebracht, der die Spins um einem (lies "einen") vorgegebenen Flipwinkel aus der vorgegebenen Richtung herausdreht,
- c) auf den Objektbereich wird mindestens ein Codierungs-Magnetfeldgradient (G-Slice, G-Phase) zur Einwirkung gebracht,
- d) nach Ende des Hochfrequenzpulses (RF) wird mindestens einmal
 - aa) mindestens ein Lesegradient (G-Read) mit vorgegebener Polarität für eine vorgegebene Einwirkungsdauer auf den Objektbereich zur Einwirkung gebracht;
 - bb) jeder Lesegradient zum Erzeugen eines Gradientenecho-Signales in der Polarität umgeschaltet;
 - cc) jeder umgeschaltete Lesegradient für eine gewünschte Lesedauer aufrechterhalten;
 - dd) jeder Codierungsgradient (G-Slice; G-Phase) vor Beginn des Detektierens des Gradientenechosignales (Verfahrensschritt ee) abgeschaltet;
 - ee) das durch das Umschalten erzeugte Gradientenecho-Signal detektiert;
- e) jeder Lesegradient wird abgeschaltet und
- f) eine vorgegebene Zeitspanne nach der Lesegradient-Abschaltung werden die Verfahrensschritte b) bis e) wiederholt,

wobei insgesamt höchstens drei Magnetfeldgradienten, die im wesentlichen aufeinander senkrecht stehen, verwendet werden, dadurch gekennzeichnet, daß

- g) der Flipwinkel des Hochfrequenzpulses (RF) kleiner als 75 Grad ist und
- h) die vorgegebene Zeitspanne zwischen der Lesegradient-Abschaltung (Verfahrensschritt e) und dem Anlegen des nächsten Hochfrequenzpulses (RF) wesentlich kleiner als die Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 ist."

Die Ansprüche 2 bis 12 sind vom Anspruch 1 abhängig.

Die Fassung des erteilten **Anspruchs 13** lautet wie folgt:

"Spinresonanzgerät zur ortsaufgelösten Untersuchung eines Bereiches eines Objekts, der atomare Spins enthält, die eine vorgegebene Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 , eine vorgegebene Spin-Spin-Relaxationszeit T_2 und eine vorgegebene effektive Spin-Spin-Relaxationszeit T_2^* aufweisen, mit

- A) einer Einrichtung (16, 25) zum Erzeugen eines homogenen Magnetfeldes (B_0) im Objektbereich, das die Spins in eine vorgegebene Richtung (Z-Richtung) ausrichtet,
- B) einer Einrichtung (24, 30) zum Erzeugen von Hochfrequenzpulsen (HF) (lies "(RF)"), die auf den Objektbereich einwirken und die Spins jeweils um einen vorgegebenen Flipwinkel aus der vorgegebenen Richtung herausdrehen,
- C) Einrichtungen (18, 20, 22, 28) zum Erzeugen von drei Gradienten-Magnetfeldern im Objektbereich, die im wesentlichen senkrecht zueinander verlaufen,

- D) einer Einrichtung zum Empfang eines durch Spinresonanz erzeugten Signales, und
- E) einer Steuereinrichtung (14) zum Steuern der die Hochfrequenzpulse erzeugenden Einrichtung (24, 30) und der die Gradienten-Magnetfelder erzeugenden Einrichtungen (18, 20, 22, 28) die so ausgebildet ist, daß während eines Zyklus zum Erzeugen von Spinresonanzdatensignalen
 - a) auf den Objektbereich ein Hochfrequenzpuls (RF) zur Einwirkung gebracht wird, der die Spins um einen vorgegebenen Flipwinkel aus der vorgegebenen Richtung herausdreht;
 - b) auf den Objektbereich mindestens ein Codierungs-Magnetfeldgradient (G-Slice, G-Phase) zur Einwirkung gebracht wird,
 - c) nach Ende des Hochfrequenzpulses (RF) mindestens einmal
 - aa) mindestens ein Lesegradient (R-Read) (lies "(G-Read)") vorgegebener Polarität für eine vorgegebene Einwirkungsdauer auf den Objektbereich zur Einwirkung gebracht wird;
 - bb) jeder Lesegradient zum Erzeugen eines Gradientenecho-Signales in der Polarität umgeschaltet wird;
 - cc) jeder umgeschaltete Lesegradient für eine gewünschte Lesedauer aufrechterhalten wird;

- dd) jeder Codierungsgradient (G-Slice; G-Phase) vor Beginn des Detektierens des Gradientenechosignales (Verfahrensschritt ee) abgeschaltet wird;
 - ee) das durch das Umschalten erzeugte Gradientenecho-Signal mittels der Empfangseinrichtung detektiert wird;
 - d) jeder Lesegradient abgeschaltet wird und
 - e) eine vorgegebene Zeitspanne nach der Lesegradient-Abschaltung die Verfahrensschritte a) bis d) wiederholt werden,
- dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung so ausgebildet ist, daß
- f) der Flipwinkel des Hochfrequenzpulses (RF) kleiner als 75 Grad ist und
 - g) die vorgegebene Zeitspanne zwischen der Lesegradient-Abschaltung (Verfahrensschritt d) und dem Anlegen des nächsten Hochfrequenzpulses (RF) wesentlich kleiner als die Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 ist."

Die Ansprüche 14 bis 24 sind vom Anspruch 13 abhängig, wobei offensichtlich die Bezeichnung "Einrichtung" als "Gerät" zu lesen ist.

VII. Der Beschwerdeführer II hat insbesondere folgendes vorgetragen:

Die Bildgebung mittels Kernspinresonanz bestehe im wesentlichen aus vier Schritten:

- der Anregung (θ° -Puls, insbesondere $\theta^\circ=90^\circ$),
- der räumlichen Codierung mittels Gradienten (Projektions-Rekonstruktion, Fourier-Transformation, Spin-Warp-Verfahren usw.),
- dem Detektieren des NMR-Signals (FID, Spinecho, Gradientenecho),
- der Schaffung der Bildes (vgl. z. B. D17),

wobei das angefochtene Patent den vierten Schritt nicht betreffe.

Bezüglich der Beurteilung der Patentfähigkeit der beanspruchten Erfindung sei folgendes zu bemerken:

- Zum Prioritätstag des Streitpatents seien die vorhandenen Rechner, und nicht die Zeit T_1 , entscheidend für die Schnelligkeit gewesen, mit der die ersten drei Schritte wiederholt werden könnten;
- Zu diesem Zeitpunkt seien ferner die Codierung gemäß dem Spin-Warp-Verfahren sowie die Verwendung des Echo-Signals die üblichen Lösungen gewesen;
- In der Fachwelt habe es kein Vorurteil gegen das Gradientenecho gegeben. Die Empfindlichkeit gegenüber Inhomogenitäten des Magnetfeldes sei ein bekannter Nachteil bei der Verwendung von Gradientenechos. Im Jahr 1985 habe es jedoch entscheidende Fortschritte in der Technologie der Magnete gegeben (z. B. sogenannte "shim"-Magnete);
- Einen klaren Unterschied zwischen "langsamen" und "schnellen" Verfahren habe es 1985 nicht gegeben;

- Der Fachmann auf dem Gebiet der Kernspinresonanz sei von überdurchschnittlicher Qualifikation.

Unter Berücksichtigung dieser Tatsachen sei der Gegenstand der Ansprüche 1 und 13 nicht neu gegenüber D24 und D49.

Als nächstliegender Stand der Technik könne auch die Druckschrift D9 angesehen werden, der gegenüber der Gegenstand der Ansprüche 1 und 13 nicht erfinderisch sei.

VIII. Der Beschwerdegegner hat insbesondere folgendes vorgetragen:

Die Erfindung bestehe aus der Kombination folgender Merkmale:

- Ein aus Teil-Experimenten bestehendes Verfahren;
- Verwendung eines einzigen Hochfrequenzpulses pro Teil-Experiment, wobei der Flipwinkel kleiner als 75° sei;
- Erzeugung eines Gradientenechos; und
- Kurze Repetitionszeit der Teil-Experimente, die zu einer schnellen Akquisitionszeit der Spinresonanzdaten führe.

Dadurch werde ein neuer Zustand geschaffen, bei dem immer eine longitudinale Restmagnetisierung zur Verfügung stehe, die die Anlegung des Hochfrequenzpulses für das nächste Teil-Experiment möglich mache, ohne die Rückkehr der longitudinalen Magnetisierung jeweils abwarten oder künstlich herbeitreiben zu müssen. Auf diese Weise sei es gelungen, die Vorteile hohen räumlichen Auflösungs-

vermögens und guten Signal/Rausch-Verhältnisses zu bewahren und gleichzeitig eine sehr kurze Meßzeit zu erzielen. Keiner der entgegengehaltenen Druckschriften sei die o. g. Kombination zu entnehmen.

Als nächstliegender Stand der Technik seien die Druckschriften D13, D3 oder D9 anzusehen, denen gegenüber der Gegenstand der Ansprüche 1 und 13 jedoch neu und erfinderisch sei.

Entscheidungsgründe

1. Die Beschwerde ist zulässig.
2. *Entgegenhaltungen*
 - 2.1 Die Entgegenhaltungen D6, D10, D14, D25, D37, D38, D39, D40, D41, D42, D43, D44, D45, D47, D48, D51 und D52 wurden nicht vor dem Prioritätstag des Streitpatents veröffentlicht. Somit gehören sie nicht zum Stand der Technik gemäß Artikel 54 (2) EPÜ.
 - 2.2 Hiervon sind die Entgegenhaltungen D47 und D48 eine europäische Patentanmeldung und ein europäisches Patent, deren Prioritätstage nach dem Prioritätstag des Streitpatents liegen. Deshalb gehören D47 und die dem Patent D48 zugrundeliegende Anmeldung auch nicht zum Stand der Technik gemäß Artikel 54 (3) EPÜ.
 - 2.3 Die Entgegenhaltungen D6 (für alle im Streitpatent benannten Vertragsstaaten), D14 (für CH, DE, FR, GB, IT, LI, NL und SE) und D25 (für dieselben Vertragsstaaten wie für D14) dagegen gehören zum Stand der Technik im Sinne von Artikel 54 (3) EPÜ.

2.4 Zum Zweck der Beurteilung der Patentfähigkeit des im Streitpatent beanspruchten Gegenstandes können die übrigen, zum Stand der Technik gemäß Artikel 54 (2) EPÜ gehörenden Entgegenhaltungen gemäß ihrem Inhalt entsprechend dem folgenden Schema geordnet werden, wobei für jede Gruppe typische, nicht jedoch notwendigerweise alle in Frage kommenden Entgegenhaltungen erwähnt werden:

(i) **Impulsfolge**

(i.1) **Spektroskopie:** D8, D21, D23, D27, D29, D31

(i.2) **Bildgebung**

(i.2.1) **"schnelle" Verfahren:** D15, D49

(i.2.1.1) **DEFT:** D13, D7 (vgl. S. 3712)

(i.2.1.2) **EPI:** D3 (vgl. Fig. 9), D5 (vgl. Fig. 2), D33 (Weiterentwicklung)

(i.2.2) **"langsame" Verfahren**

(i.2.2.1) **Projektions-Rekonstruktion:** D2 (vgl. Abs. 4.5.4)

(i.2.2.2) **Fourier-Transformation:** D17

(i.2.2.3) **Spin-Warp:** D9, D16 (vgl. Fig. 4), D34, D12 (Variante);

(ii) **NMR-Signal**

(ii.1) **Spinecho:** D15 (vgl. Fig. 4), D17 (vgl. Fig. 8), D24 (vgl. Fig. 9), D26 (vgl. Fig. 4), D28, D56 (vgl. S. 428), D19 (vgl. Fig. 13)

(ii.2) Gradientenecho: D9, D11, D12, D17
(vgl. Fig. 19), D20
(vgl. Fig. 1), D26
(vgl. Fig. 2), D56
(vgl. S. 428), D19
(vgl. Fig. 11);

(iii) **Flipwinkel**

(iii.1) 90°: D9
(iii.2) kleiner als 90°: D22 (vgl. Abs.
7.2.2), D24 (vgl.
Appendix), D32, D33
(Sp. 7, Z. 60 bis
Sp. 8, Z. 20).

3. *Neuheit*

3.1 *Auslegung der Ansprüche 1 und 13*

Das Verfahren gemäß Anspruch 1 besteht aus einer Reihe von Teil-Experimenten, die jeweils durch die Schritte (b) bis (e) definiert sind (vgl. auch den Schritt (f)). In jedem Teil-Experiment wird ein Hochfrequenzpuls mit einem kleinen Flipwinkel ($<75^\circ$) zur Einwirkung gebracht (vgl. Schritte (b) und (g)). Rein sprachlich betrachtet schließt der Ausdruck "ein Hochfrequenzpuls" zwar nicht eindeutig aus, daß noch weitere, unerwähnte Hochfrequenzpulse angewendet werden. Gemäß dem Gesamtzusammenhang des in Anspruch 1 definierten Verfahrens ist es jedoch eindeutig, daß keine zusätzlichen Hochfrequenzpulse in Frage kommen, denn sonst ließe sich weder die Bezugnahme auf den "nächsten Hochfrequenzpuls" (vgl. Schritt (h)), mit dem der Hochfrequenzpuls mit kleinem Flipwinkel gemeint ist, noch überhaupt sinnvollerweise die Angabe eines Flipwinkelwertes für die Hochfrequenzeinwirkung verstehen. Nur in diesem Sinne ist Anspruch 1 auch von der Beschreibung des Streitpatents gestützt (vgl. z. B. Spalte 3, Zeilen 13 bis 27 und Spalte 5, Zeilen 5 bis 35,

wo von dem Gleichgewichtszustand der Längsmagnetisierung mit nur jeweils einem signalerzeugenden Puls bzw. von der hierdurch geringen Hochfrequenzbelastung die Rede ist); und so wurde Anspruch 1 auch von den Beschwerdeführern verstanden.

Die abhängigen Ansprüche 11 und 12 (bzw. 23 und 24) stehen, obwohl sie von zusätzlichen Hochfrequenzpulsen sprechen, zu dieser Interpretation nicht in Widerspruch, da diese Pulse (wie insbesondere in der Beschreibung, Spalte 17, Zeile 59 bis Spalte 18, Zeile 40 näher dargestellt) nicht innerhalb einer Sequenz von Teil-Experimenten angewendet werden, sondern höchstens - sehr selten im Vergleich zur Zahl der Teil-Experimente - zwischen einzelnen Sequenzen. Sie berühren somit den Sequenzablauf gemäß Anspruch 1 nicht.

Entsprechendes gilt für den Anspruch 13, bei dem der durch eine Steuereinrichtung gesteuerte Arbeitsablauf des Gerätes ebenso wie in Anspruch 1 definiert ist.

3.2 *Neuheit gegenüber dem Stand der Technik im Sinne von Artikel 54 (3) EPÜ*

3.2.1 Aus D6 ist ein Verfahren zur orts aufgelösten Untersuchung einer Probe mittels magnetischer Resonanz bekannt, bei dem die Probe einem konstanten Magnetfeld und einer variablen Kombination von drei im wesentlichen aufeinander senkrecht stehenden Gradienten-Magnetfeldern ausgesetzt wird. Das Verfahren besteht aus einer Reihe von Teil-Experimenten, von denen jedes eine Folge von mindestens drei Pulsen mit Flipwinkeln ungleich $m\pi$ aufweist, wobei m eine ganze Zahl ist (vgl. Ansprüche 1, 9 bis 14 und Spalte 2, Zeilen 15 bis 21).

Demgegenüber wird für jedes Teil-Experiment des Verfahrens gemäß Anspruch 1 des Streitpatents ein einziger Hochfrequenzpuls mit einem kleinen Flipwinkel ($< 75^\circ$) benutzt.

- 3.2.2 Aus D14 ist ein Verfahren zur schnellen Akquisition von Spinresonanzdaten bekannt, bei dem jedes Teil-Experiment folgende Pulssequenz aufweist: ein Hochfrequenzpuls, dessen Flipwinkel kleiner als 90° ist, wird auf einen Objektbereich zur Einwirkung gebracht, ein "Spinecho" wird mittels Umkehrung der transversalen Relaxation, insbesondere mittels eines 180° -Pulses, erzeugt, und ein 180° -Puls wird angelegt, um den Gleichgewichtszustand der Längsmagnetisierung wieder herzustellen (vgl. Ansprüche 1 bis 3 und Figuren 2 bis 4).

Demgegenüber wird für jedes Teil-Experiment des Verfahrens gemäß Anspruch 1 des Streitpatents ein einziger Hochfrequenzpuls benutzt und ein Gradientenecho erzeugt.

- 3.2.3 Aus D25 ist ein Verfahren zur Akquisition von Spinresonanzdaten bekannt, bei dem jedes Teil-Experiment einen selektiven Hochfrequenzpuls, dessen Flipwinkel kleiner als 90° , insbesondere 30° bis 50° , ist, und eine Carr-Purcell-Meiboom-Gill Sequenz enthält (vgl. Ansprüche 1, 4, 5, Seite 12, Zeilen 17 bis 22, und Figur 5A).

Demgegenüber wird für jedes Teil-Experiment des Verfahrens gemäß Anspruch 1 des Streitpatents ein einziger Hochfrequenzpuls benutzt und ein Gradientenecho erzeugt.

- 3.2.4 Somit stehen die älteren Anmeldungen D6, D14 und D25 dem Gegenstand des Anspruchs 1 des Streitpatents nicht neuheitsschädlich entgegen (vgl. Artikel 54 (3) EPÜ).

Derselbe Schluß gilt entsprechend für den Anspruch 13 des Streitpatents, der im wesentlichen die gleichen Merkmale wie Anspruch 1 aufweist.

3.3 *Neuheit gegenüber dem Stand der Technik im Sinne von Artikel 54 (2) EPÜ*

3.3.1 Im Stand der Technik ist das sogenannte **Spin-Warp-Verfahren** bekannt (vgl. Punkt i.2.2.3 im obigen Absatz 2.4, insbesondere D9). Es handelt sich dabei um ein Verfahren zum Betrieb eines Spinresonanzgerätes zur Akquisition von Spinresonanzdaten für eine orts aufgelöste Untersuchung eines Bereiches eines Objekts, der atomare Spins enthält, die vorgegebene Relaxationszeiten T_1 , T_2 und T_2^* aufweisen. Abgesehen von der sogenannten "adiabatic fast passage" weist das Verfahren folgende Schritte auf (vgl. Figur 1 in D9):

- a) der Objektbereich wird in einem homogenen Magnetfeld angeordnet, das die Spins in eine vorgegebene Richtung ausrichtet,
- b) auf den Objektbereich wird ein selektiver 90° -Hochfrequenzpuls gleichzeitig mit einem Magnetfeldgradienten G_y (oder G_{slice}) zur Einwirkung gebracht, der die Spins einer gewählten Schicht aus der vorgegebenen Richtung herausdreht,
- c) auf den Objektbereich wird ein Codierungs-Magnetfeldgradient G_z (oder G_{phase}) zur Einwirkung gebracht,

- d) nach Ende des Hochfrequenzpulses wird
 - aa) ein Lesegradient G_x (oder G_{read}) mit vorgegebener Polarität für eine vorgegebene Einwirkungsdauer auf den Objektbereich zur Einwirkung gebracht,
 - bb) der Lesegradient zum Erzeugen eines Gradientenecho-Signales in der Polarität umgeschaltet,
 - cc) der umgeschaltete Lesegradient für eine gewünschte Lesedauer aufrechterhalten,
 - dd) die Codierungsgradienten G_y und G_z vor Beginn des Detektierens des Gradientenechosignales (Verfahrensschritt ee) abgeschaltet,
 - ee) das durch das Umschalten des Lesegradienten erzeugte Gradientenecho-Signal detektiert,
- e) der Lesegradient wird abgeschaltet und
- f) eine vorgegebene Zeitspanne nach der Lesegradient-Abschaltung werden die Verfahrensschritte b) bis e) wiederholt, wobei die drei Magnetfeldgradienten G_x , G_y und G_z im wesentlichen aufeinander senkrecht stehen.

Die vorgegebene Zeitspanne vor dem Anlegen des nächsten Hochfrequenzpulses ist nicht kurz im Vergleich zu T_1 , so daß das Spin-Warp-Verfahren nicht zu den "schnellen" Akquisitionsverfahren gehört.

Von dem aus D9 (vgl. insbesondere Figur 1) bekannten Spin-Warp-Verfahren unterscheidet sich der Gegenstand des Anspruchs 1 des Streitpatents dadurch, daß

- der Flipwinkel des Hochfrequenzpulses kleiner als 75° ist und
- die vorgegebene Zeitspanne zwischen der Lesegradient-Abschaltung und dem Anlegen des nächsten Hochfrequenzpulses wesentlich kleiner als die Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 ist; somit erfolgt eine schnelle Akquisition der Spinresonanzdaten.

3.3.2 D24 (vgl. die Zusammenfassung) befaßt sich mit der theoretischen Berechnung des Signal/Rausch-Verhältnisses bezüglich T_1 -Diskriminierung bei bildgebenden Verfahren mittels Kernspinresonanz für verschiedene, in Figur 1 dargestellte Impulssequenzen. Insbesondere wird der Einfluß der Wahl der Zeitabstände T_A , T_B und T_C zwischen den einzelnen Pulsen auf die Optimierung des Signal/Rausch-Verhältnisses untersucht. Der Zweck besteht darin, Gewebe mit derselben Protonendichte, jedoch verschiedenen T_1 -Werten zu unterscheiden. Die Berechnungen gelten unter den Voraussetzungen, daß

- eine selektive Schichtanregung durch einen Hochfrequenzpuls mit der Hüllkurve $\sin(bt)/t$ erfolgt und
- im Fall $T_R \leq T_2$ (wobei T_R die Wiederholungszeit der Pulsesequenz ist) sogenannte "spoiler gradient pulses" zwischen den Pulsesequenzen verwendet werden, um das Signal von T_2 -Einflüssen unabhängig zu machen.

Die den theoretischen Berechnungen zugrunde gelegten Impulssequenzen in Figur 1 führen nicht zu der Erzeugung von Signalechos. Die in den Figuren 11 und 12

dargestellten experimentellen Ergebnisse stützen sich dagegen auf die Sequenz in Figur 9, die einem Spin-Warp-Verfahren mit einem durch einen 180° -Impuls hervorgerufenen Spinecho entspricht. Diese bildgebende Pulssequenz in Verbindung mit den oben genannten Voraussetzungen stellt insbesondere ein Verfahren dar zum Betrieb eines Spinresonanzgerätes zur Akquisition von Spinresonanzdaten für eine orts aufgelöste Untersuchung eines Bereiches eines Objekts, der atomare Spins enthält, die vorgegebene Relaxationszeiten T_1 , T_2 und T_2^* aufweisen. Das Verfahren weist folgende Verfahrensschritte auf:

- a) der Objektbereich wird in einem homogenen Magnetfeld angeordnet, das die Spins in eine vorgegebene Richtung ausrichtet,
- b) auf den Objektbereich wird ein selektiver 90° -Hochfrequenzpuls mit Hüllkurve $\sin(bt)/t$ gleichzeitig mit einem Magnetfeldgradienten G_z (oder G_{slice}) zur Einwirkung gebracht, der die Spins einer gewählten Schicht aus der vorgegebenen Richtung herausdreht,
- c) auf den Objektbereich wird ein Codierungs-Magnetfeldgradient G_y (oder G_{phase}) zur Einwirkung gebracht,
- d) nach Ende des Hochfrequenzpulses wird
 - aa) ein nicht-selektiver 180° -Puls zum Erzeugen eines Spinecho-Signales angelegt,
 - bb) ein Lesegradient G_x (oder G_{read}) mit vorgegebener Polarität für eine vorgegebene Einwirkungsdauer auf den Objektbereich zur Einwirkung gebracht,

- cc) die Codierungsgradienten G_y und G_z vor Beginn des Detektierens des Spinechosignales (Verfahrensschritt dd) abgeschaltet,
- dd) das erzeugte Spinecho-Signal detektiert,
- e) der Lesegradient wird abgeschaltet,
- f) ein "Spoiler"-Gradient G_{spoiler} wird in der Y-Richtung angelegt,
- g) eine vorgegebene Zeitspanne nach der Lesegradient-Abschaltung werden die Verfahrensschritte b) bis f) wiederholt, wobei die drei Magnetfeldgradienten G_x , G_y und G_z im wesentlichen aufeinander senkrecht stehen.

Bezüglich des Offenbarungsinhalts von D24 bedürfen folgende Punkte noch einer Erläuterung: Gradientenecho, kleiner Flipwinkel, schnelles Verfahren.

In D24 ist kein Hinweis zu finden, das in der Pulssequenz in Figur 9 dargestellte Spinecho durch ein Gradientenecho zu ersetzen. Der Beschwerdeführer II vertritt in seiner Beschwerdebeurteilung vom 20. Mai 1992 (vgl. Seite 29, letzter Absatz) die gegenteilige Auffassung im wesentlichen mit folgenden Argumenten:

- Die Gleichungen (A1) und (A2) des Anhangs seien nur für den Fall eines Gradientenechos sinnvoll;
- Ein Gradientenecho sei einem Spinecho technisch äquivalent;
- In D24 würden Veröffentlichungen zitiert, die sich auf Sequenzen mit Gradientenechos bezögen.

Was das erste Argument anbelangt, bezieht sich die Gleichung (A1) auf die theoretische, in Figur 1a dargestellte "saturation recovery"-Pulssequenz für den Fall, daß die Pulse einen von 90° abweichenden Flipwinkel Θ° aufweisen. Sie stellt nach Auffassung der Kammer lediglich eine auf die Gleichung (16) zurückgehende prinzipielle Darstellung des grundsätzlich zu erwartenden Signals dar, in der - wie auch noch bei Gleichung (16) - die durch spezielle Effekte wie die Frage der eventuellen Echoerzeugung hervorgerufenen Modifikationen nicht berücksichtigt sind. Eine implizite Angabe zur Art der Echoerzeugung (wobei die Interpretation mit Gradientenecho auch noch zu Figur 9 im Widerspruch stünde) kann den Gleichungen (A1) und (A2) somit nicht entnommen werden.

Zu dem zweiten Argument ist zu bemerken, daß - selbst wenn entgegen der Auffassung der Kammer eine Äquivalenz gegeben wäre - entsprechend der geltenden Praxis des EPA bei der Prüfung auf Neuheit die Lehre eines Dokuments nicht so auszulegen wäre, daß sie allgemein bekannte Äquivalente, die im Dokument nicht ausdrücklich offenbart sind, einschließt.

Das dritte Argument gründet sich auf eine unbewiesene Behauptung. Aber selbst wenn Dokumente, die ein Gradientenecho erwähnen, in der Literaturliste von D24 zitiert wären, könnte deren Inhalt nicht automatisch als Teil der Offenbarung von D24 angesehen werden. Hierzu wäre erforderlich, daß das Zitat in D24 eindeutig festlegt, welches Merkmal gemäß dem zitierten Dokument gewählt werden soll (und auch das zitierte Dokument müßte diesbezüglich eindeutig sein). Dies ist jedoch bei D24 nicht der Fall.

Flipwinkel, die kleiner als 75° sind, werden in D24 nur bei der graphischen Darstellung der Gleichung (A2) aufgeführt (vgl. Figur 13). Grundlage der Gleichung (A2) ist die "saturation recovery"-Sequenz in der Figur 1a. In diesem Rahmen betrachtet, zeigt die Figur 13, daß der optimale Abstand zwischen den Pulsen kleiner und der Parameter Γ leicht größer wird, je kleiner der Flipwinkel wird. Die Analyse über die Auswirkungen der Anwendung von Flipwinkeln, die kleiner als 75° sind, bezieht sich jedoch ausschließlich auf die o. g. "saturation recovery"-Sequenz. Die Anwendung derartiger Flipwinkel in bezug auf den selektiven Puls der Sequenz in Figur 9 ist somit nicht offenbart. Die entgegengesetzte Auffassung des Beschwerdeführers II wäre nur berechtigt, wenn eine eindeutige und unzweifelhafte Verbindung zwischen den verschiedenen Teilen der Entgegenhaltung existieren würde, was jedoch nicht zutrifft.

Ziel von D24 ist nicht die Suche nach Möglichkeiten, die Akquisitionszeit bekannter Verfahren zu verkürzen. Laut der im Schreiben vom 8. Juni 1994 (vgl. Seite 24) zum Teil wiedergegebenen eidlichen Aussage eines der Verfasser des Dokuments, Herrn W. A. Edelstein, liegt es vielmehr darin, ausgehend von den Pulssequenzen in Figur 1 und im Hinblick auf den in Gleichung (2) definierten Kontrast/Rausch-Parameter Γ , dessen Definition pro Einheits-Meßzeit zu verstehen ist, den Zeitablauf während der vorgegebenen Meßzeit so einzuteilen, daß das beste Bild zustandekommt. Die Figuren 11 und 12 erwähnen Gesamtaufnahmezeiten von 17 bzw. $4 \frac{1}{2}$ min. D24 beinhaltet daher keine schnelle Bildgebung.

Aus diesen Gründen unterscheidet sich der Gegenstand des Anspruchs 1 des Streitpatents von dem aus D24 bekannten Bildgebungsverfahren, das am nächsten kommend in Figur 9 dargestellt ist, dadurch daß

- ein Hochfrequenzpuls benutzt wird, dessen Flipwinkel kleiner als 75° ist,
- ein Gradientenecho anstatt des Spinechos erzeugt wird,
- eine schnelle Akquisition der Spinresonanzdaten erfolgt, insbesondere die vorgegebene Zeitspanne zwischen der Lesegradien-Abschaltung und dem Anlegen des nächsten Hochfrequenzpulses wesentlich kleiner als die Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 ist.

3.3.3 D49 bezieht sich auf eine Bildgebungstechnik, der die "saturation recovery" Sequenz ($90^\circ-\tau-90^\circ$) zugrundeliegt. Diese Sequenz besteht hier insbesondere aus einer Serie von selektiven 90° -Anregungspulsen mit einer Gaußschen Hüllkurve. Das Impulsintervall beträgt 200 ms.

Im Absatz "Background and Theory" ist der Verweis auf die das Spin-Warp-Verfahren betreffende Druckschrift D34 ausdrücklich und ausschließlich auf die Schichtselektion bezogen, die somit das einzige Merkmal des besagten Spin-Warp-Verfahrens ist, das zu dem Offenbarungsinhalt von D49 gehört. Dies bedeutet insbesondere, daß D49 nicht offenbart, daß die Erzeugung und Detektion des Meßsignals wie beim Spin-Warp-Verfahren nach D34 erfolgen sollen.

Der Beschwerdeführer II macht in der Beschwerdebegründung vom 20. Mai 1992 (vgl. Seiten 39 und 40) geltend, daß bei einem selektiven 90° -Anregungspuls mit Gaußscher Hüllkurve die Spins nicht nur um 90° gedreht würden, sondern vielmehr um mehrere Flipwinkel gemäß einer Verteilungskurve, die in Figur 1A in der Anlage G der Beschwerdebegründung dargestellt sei. Betrachte man die Figur 1A zusammen mit der Signalkurve der Figur 1B in derselben Anlage G, der die Werte $T_R=200$ ms (vgl. D49) und $T_1= 550$ ms (dieser Wert sei typisch für Tumorgewebe)

zugrundegelegt seien, so sei ersichtlich, daß ein überwiegender Teil des Signals aus Spins stamme, bei denen der Flipwinkel kleiner als 90° sei.

Diese Darlegung führt jedoch nicht zu einem Wert von 75° oder einem Intervall $<75^\circ$. Darüber hinaus kann aber auch keinesfalls der Randbereich der Anregung als **ein Hochfrequenzimpuls** aufgefaßt werden, der die Spins **um einen vorgegebenen Flipwinkel**, nämlich kleiner als 75° , aus der vorgegebenen Richtung herausdreht. Die Kammer stimmt dem Beschwerdegegner zu (vgl. dessen Schreiben vom 28. September 1992, Absatz 3.4.2), daß die Einstellung der Frequenzcharakteristik eines Anregungspulses eine von der Einstellung des Flipwinkels unabhängige Maßnahme ist und sich die Bezeichnung eines Pulses bezüglich des Flipwinkels nach diesem primär eingestellten Flipwinkel richtet.

Das der Entgegenhaltung D49 zugrundeliegende Ziel besteht ferner darin, ein Bild so schnell wie möglich nach Beginn der Datenakquisition zu schaffen (vgl. Absatz "Purpose of Study"). Dies wird dadurch erreicht, daß die für die Bilddarstellung notwendige Rechenoperationen soweit wie möglich innerhalb der Datenakquisitionszeit durchgeführt werden (vgl. Absatz "The Method in Practice", 1. Satz). Im Gegensatz zu der beanspruchten Erfindung, bei der gemäß Anspruch 1 die Akquisition selbst schnell sein soll, wird in D49 die Akquisitionszeit als nutzbar zu dem Zweck der Bilddarstellung angesehen, so daß abweichend vom Schluß des Beschwerdeführers II im zweiten Punkt der Anlage H seiner Eingabe vom 17. Juni 1992 (vgl. den Ausdruck "rapid acquisition of MR signal") diese Zeit nicht unbedingt kurz sein muß.

Vom dem aus D49 bekannten Verfahren unterscheidet sich somit der Gegenstand des Anspruchs 1 des Streitpatents durch folgende Merkmale:

- Die Benutzung eines Hochfrequenzpulses (pro Teil-Experiment) mit einem Flipwinkel, der kleiner als 75° ist;
- Die Erzeugung eines Gradientenechos durch Umschaltung eines Lesegradienten;
- Die im Vergleich zur Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 wesentlich kleinere Zeitspanne zwischen der Lesegradient-Abschaltung und dem Anlegen des nächsten Hochfrequenzpulses.

3.3.4 Im Stand der Technik ist unter den "schnellen" Verfahren das sogenannte **DEFT-Verfahren** bekannt (vgl. Punkt i.2.1.1 im obigen Absatz 2.4, insbesondere D13). Es handelt sich dabei um ein Verfahren zum Betrieb eines Spinresonanzgerätes zur schnellen Akquisition von Spinresonanzdaten für eine orts aufgelöste Untersuchung eines Bereiches eines Objekts, der atomare Spins enthält, die vorgegebene Relaxationszeiten T_1 , T_2 und T_2^* aufweisen, mit folgenden Verfahrensschritten (vgl. Figur 3 in D13):

- a) der Objektbereich wird in einem homogenen Magnetfeld angeordnet, das die Spins in eine vorgegebene Richtung ausrichtet,
- b) auf den Objektbereich wird ein selektiver 90° -Hochfrequenzpuls gleichzeitig mit einem Magnetfeldgradient G_z (oder G_{slice}) zur Einwirkung gebracht, der die Spins einer bestimmten Schicht aus der vorgegebenen Richtung herausdreht,

- c) auf den Objektbereich wird ein Codierungs-Magnetfeldgradient 61 (G_y oder G_{phase}) zur Einwirkung gebracht,
- d) ein Lesegradient 60 (G_x oder G_{read}) wird mit vorgegebener Polarität für eine vorgegebene Einwirkungsdauer auf den Objektbereich zur Einwirkung gebracht, wobei
 - aa) der Lesegradient zum Erzeugen eines Gradientenecho-Signales 62 in der Polarität umgeschaltet wird,
 - bb) der umgeschaltete Lesegradient für eine gewünschte Lesedauer aufrechterhalten wird,
 - cc) die Gradienten 44 und 61 vor Beginn des Detektierens des Gradientenechosignales (Verfahrensschritt dd) abgeschaltet werden,
 - dd) das durch das Umschalten erzeugte Gradientenecho-Signal 62 detektiert wird,
- e) nach Abschaltung des Lesegradienten 60 wird ein 180° -Hochfrequenzpuls 41 gleichzeitig mit einem Magnetfeldgradient 45 (G_z) zur Einwirkung gebracht, der die Spins der vorher angeregten Schicht refokussiert, was zu der Erzeugung eines Spinechos 55 führt,
- f) hat das Spinecho 55 das Maximum erreicht, so wird ein selektiver 90° -Hochfrequenzpuls 42 gleichzeitig mit einem Magnetfeldgradient 46 (G_z) zur Einwirkung gebracht, der den ursprünglichen Gleichgewichtszustand der Magnetisierung in der angeregten Schicht wieder herstellt,

- h) nach der Herstellung des Gleichgewichtszustands werden die Verfahrensschritte b) bis f) wiederholt, ohne daß eine Erholungszeit des Systems in der Größenordnung von T_1 notwendig ist.

Von dem aus D13 bekannten DEFT-Verfahren unterscheidet sich der Gegenstand des Anspruchs 1 des Streitpatents dadurch, daß

- nur ein Hochfrequenzpuls pro Teil-Experiment zur Einwirkung gebracht wird und
- der Flipwinkel des Hochfrequenzpulses kleiner als 75° ist.

3.3.5 Zu den bekannten "schnellen" Verfahren zählt ferner das sogenannte **EPI-Verfahren** (vgl. Punkt i.2.1.2 im obigen Absatz 2.4, insbesondere D3). Es handelt sich um ein Verfahren zum Betrieb eines Spinresonanzgerätes zur schnellen Akquisition von Spinresonanzdaten für eine orts aufgelöste Untersuchung eines Bereiches eines Objekts, der atomare Spins enthält, die vorgegebene Relaxationszeiten T_1 , T_2 und T_2^* aufweisen, mit folgenden Verfahrensschritten (vgl. Figur 9 in D3):

- a) der Objektbereich wird in einem homogenen Magnetfeld angeordnet, das die Spins in eine vorgegebene Richtung ausrichtet,
- b) auf den Objektbereich wird ein selektiver 90° -Hochfrequenzpuls gleichzeitig mit einem Magnetfeldgradient G_x (oder G_{slice}) zur Einwirkung gebracht, der die Spins einer bestimmten Schicht aus der vorgegebenen Richtung herausdreht,

- c) nach Ende des Hochfrequenzpulses werden auf den Objektbereich gleichzeitig ein Codierungs-Magnetfeldgradient G_y (oder G_{phase}), der mehrmals in schneller Folge zum Erzeugen einer Serie von Gradientenecho-Signalen umgeschaltet wird, sowie ein Lesegradient G_z (oder G_{read}) zur Einwirkung gebracht, wobei der Lesegradient mit vorgegebener Polarität für eine gewünschte Lesedauer aufrechterhalten wird,
- d) die durch das Umschalten des Gradienten G_{phase} erzeugten Gradientenecho-Signale werden detektiert,
- e) der Lesegradient wird abgeschaltet und
- f) nach der Lesegradient-Abschaltung werden die Verfahrensschritte b) bis e) wiederholt.

Bezüglich des Hochfrequenzpulses wird auf Seite 367 in D3 für den Fall der Bildgebung in drei Dimensionen ein nicht-selektiver Puls mit einem Flipwinkel von θ° in Erwägung gezogen. Jedoch fehlen nähere Angaben über mögliche Werte.

Von dem aus D3 bekannten EPI-Verfahren unterscheidet sich der Gegenstand des Anspruchs 1 des Streitpatents dadurch, daß

- Gradientenechos durch Umschaltung des Lesegradienten G_{read} (nicht des Phasengradienten G_{phase}) erzeugt werden, wobei der Codierungsgradient G_{phase} vor Beginn des Detektierens des Gradientenechos abgeschaltet wird und
- der Flipwinkel des Hochfrequenzpulses kleiner als 75° ist.

3.3.6 Somit stehen das Spin-Warp-Verfahren insbesondere nach D9, die Entgegenhaltungen D24 (vgl. insbesondere die Figur 9) und D49, das DEFT-Verfahren insbesondere nach D13 und das EPI-Verfahren insbesondere nach D3 dem Gegenstand des Anspruchs 1 des Streitpatents nicht neuheitsschädlich entgegen.

Die anderen zitierten Entgegenhaltungen kommen dem Verfahren des Anspruchs 1 nicht näher.

Der Gegenstand des Anspruchs 1 ist also neu im Sinne von Artikel 54 (2) EPÜ. Derselbe Schluß gilt entsprechend für den Anspruch 13 des Streitpatents, der im wesentlichen die gleichen Merkmale wie Anspruch 1 enthält.

4. *Erfinderische Tätigkeit*

4.1 Beanspruchte Erfindung

Betrachtet man die Unterschiede zwischen dem Verfahren gemäß Anspruch 1 des Streitpatents und jedem der oben im Absatz 3.3 erwähnten relevanten Bildgebungsverfahren des Standes der Technik, so fällt auf, daß ein gemeinsamer Unterschied darin besteht, den selektiven Hochfrequenzpuls derart zu wählen, daß der Flipwinkel kleiner als 75° ist. Diese Wahl ist in der Tat im Rahmen der vorliegenden Erfindung von besonderer Wichtigkeit. Die physikalische Bedeutung liegt darin, daß bei Anregungspulsen mit kleinen Flipwinkeln - in Quantenbild betrachtet - nur ein relativ kleiner Bruchteil der in eine vorgegebene Richtung, z. B. die Z-Richtung, ausgerichteten Spins in die orthogonale Ebene umgeklappt werden. Diese umgeklappten Spins werden dann durch geeignete Maßnahmen, z. B. Gradientenumschaltung, zur Erzeugung eines Signalechos verwendet. Da der überwiegende Teil der Spins in der Z-Richtung orientiert bleibt, kann nach Erfassung

des Echos sofort, d. h. ohne daß man eine Erholungsperiode in der Größenordnung von T_1 verstreichen lassen muß, ein neuer Anregungspuls zur Einwirkung gebracht werden.

Ein weiteres bedeutsames Merkmal liegt in der Erzeugung eines Gradientenechos durch Gradientenumschaltung. Die physikalische Bedeutung dieses Merkmals liegt darin, daß auf diese Weise eine Echoerzeugung erfolgt, ohne daß die nach Einwirkung des Anregungspulses mit kleinem Flipwinkel verbleibende Längsmagnetisierung gestört wird, was sonst ohne Erholungszeit des Systems zu einem Verschwinden des Signals führen würde.

Die o. g. Merkmale müssen ferner im Rahmen eines aus einer Serie von Teil-Experimenten mit jeweils einem einzigen Hochfrequenzpuls (vgl. obigen Absatz 3.1) bestehenden Verfahrens gesehen werden, wobei sie in diesem Rahmen zu einer kurzen Repetitionszeit der Teil-Experimente, d. h. zu einer schnellen Akquisitionszeit der Spinresonanzdaten, führen.

Dementsprechend lassen sich die wesentlichen Aspekte der Erfindung folgendermaßen zusammenfassen:

- Ein aus Teil-Experimenten bestehendes Verfahren;
- Verwendung eines einzigen Hochfrequenzpulses pro Teil-Experiment, dessen Flipwinkel kleiner als 75° ist;
- Erzeugung eines Gradientenechos und
- Kurze Repetitionszeit der Teil-Experimente, die zu einer schnellen Akquisitionszeit der Spinresonanzdaten führt.

4.2 Nächstkommender Stand der Technik

Als nächstliegender Stand der Technik ist derjenige zu bezeichnen, der sich auf ein Verfahren der beanspruchten Gattung bezieht und die geringsten funktionellen Änderungen erforderlich macht, um zum beanspruchten Verfahren zu gelangen. Angesichts der Fülle des zitierten, das Streitpatent von verschiedenen Seiten her tangierenden Standes der Technik würde es als eine unzulässige Vereinfachung erscheinen, sich hier nur auf einen einzigen gedachten Ausgangspunkt für die Erfindung festlegen zu wollen.

Da die "schnelle" Akquisition der Daten ein wesentliches Ziel der Erfindung ist (vgl. Absatz 4.1), erscheint es primär als durchaus sinnvoll, unter den bekannten "schnellen" Verfahren (vgl. Absatz 2.4) den nächstliegenden Stand der Technik zu suchen.

Unter diesen entspricht das DEFT-Verfahren (vgl. insbesondere D13) weitgehend der beanspruchten Gattung und zeigt relativ wenige Unterschiede gegenüber dem Gegenstand des Anspruchs 1. Es hat deshalb seine Berechtigung, hier den besten Ausgangspunkt für die Beurteilung der Erfindung hinsichtlich der erfinderischen Tätigkeit zu sehen. Bleibt man im Rahmen der schnellen Verfahren, so besteht eine mögliche Alternative in dem EPI-Verfahren (vgl. insbesondere D3). Die Auswahl dieser beiden Entgegenhaltungen entspricht der vom Beschwerdegegner in seinem Schreiben vom 8. Juni 1994 (vgl. Absatz 6.2.1) vertretenen Auffassung.

Eine weitere Alternative, die vom Beschwerdeführer II in seiner Beschwerdebegründung vom 20. Mai 1992 (vgl. Absatz "Closest prior art" auf Seiten 21 und 22) befürwortet

wurde, ist D49, wobei hier jedoch in Zweifel zu ziehen ist, ob eine schnelle Akquisition der Daten ins Auge gefaßt wird (vgl. obigen Absatz 3.3.3).

Verzichtet man bei der Feststellung des nächstkommenden Standes der Technik auf das Kriterium der schnellen Akquisition der Daten, so kommt auch das Verfahren gemäß der Entgegenhaltung D24 in Frage, demgegenüber nach der Auffassung des Beschwerdeführers II das Verfahren gemäß Anspruch 1 des Streitpatents nicht neu ist (vgl. die Beschwerdebeurteilung vom 20. Mai 1992, Seite 43 und 44), und das Spin-Warp-Verfahren, insbesondere gemäß D9 (vgl. die Schreiben des Beschwerdegegners vom 28. September 1992, Absätze 5.2 und 5.7, und vom 8. Juni 1994, Absatz 6.3).

In der folgenden Diskussion wird daher ausgehend von D13, D3, D49, D24 bzw. D9 die erfinderische Tätigkeit der beanspruchten Erfindung untersucht.

4.3 D13 als Ausgangspunkt

D13 (vgl. Figur 3) betrifft das DEFT-Verfahren zur schnellen Akquisition von Spinresonanzdaten für eine orts aufgelöste Untersuchung eines Objekts.

Ausgehend von D13 wird die dem Streitpatent zugrundeliegende Aufgabe darin gesehen, das bekannte Verfahren so zu verbessern, daß die Vorteile einer kurzen Meßzeit mit den Vorteilen eines hohen räumlichen Auflösungsvermögens und denen eines guten Signal/Rausch-Verhältnisses vereinigt werden (vgl. die Patentschrift, Spalte 1, Zeile 62 bis Spalte 2, Zeile 6 und das Schreiben vom 8. Juni 1994, Absatz 6.2.2).

Es ist in diesem Zusammenhang zu bemerken, daß bisher bei bekannten schnellen Akquisitionsverfahren die Vorteile der kurzen Meßzeit mit begrenztem Signal/Rausch-Verhältnis und schlechter räumlicher Auflösung erkauft werden mußten. Darüber hinaus hat das schnelle DEFT-Verfahren den weiteren Nachteil einer extrem hohen HF-Belastung, weil pro Teil-Experiment drei Anregungspulse notwendig sind. Aus diesem Grunde darf die Repetitionszeit in der praktischen Anwendung nicht beliebig kurz gewählt werden.

Es ist zwar selbstverständlich, daß der Fachmann den Wunsch hat, die genannten Vorteile miteinander zu vereinen. In Anbetracht der entgegengesetzten Bedingungen, die hierbei zu erfüllen sind, erscheint diese Aufgabe jedoch als äußerst schwierig zu lösen. Wenn, wie im vorliegenden Fall, dennoch eine Lösung gefunden wird, so spricht dies für deren erfinderische Tätigkeit.

Zur Lösung der gestellten Aufgabe wird nun in dem Verfahren gemäß Anspruch 1 des Streitpatents die Verwendung eines einzigen Anregungspulses pro Teil-Experiment in Kombination mit der Wahl eines kleinen Flipwinkels ($<75^\circ$) vorgesehen (vgl. Absatz 3.3.4).

Diese Lösung weicht grundsätzlich von der im DEFT-Verfahren verfolgten Linie ab. Sie beruht auf einer Umorientierung, die von D13 nicht nahegelegt wird. In dem beanspruchten Verfahren verzichtet man im Gegensatz zu D13 darauf, den ursprünglichen Gleichgewichtszustand der Magnetisierung in der angeregten Schicht wieder herzustellen. Somit werden die Pulse gemäß den Schritten (e) und (f) des DEFT-Verfahrens überflüssig (vgl. oben Absatz 3.3.4). Der Verzicht auf die Wiederherstellung des Gleichgewichts wird dadurch ermöglicht, daß der einzige Anregungspuls eines jeden

Teil-Experiments einen kleinen Flipwinkel aufweist. Damit wird - wie bereits oben in Absatz 4.1 ausgedrückt - ein neuer Zustand geschaffen, bei dem eine Restmagnetisierung immer zur Verfügung steht, die die Anlegung des Hochfrequenzpulses für das nächste Teil-Experiment möglich macht, ohne die Rückkehr der longitudinalen Magnetisierung jeweils abwarten oder künstlich herbeitreiben zu müssen. Darüber hinaus bedeutet der Verzicht auf weitere Anregungspulse nach dem Θ° -Puls mit $\Theta^\circ < 75^\circ$ nicht nur die Verbesserung der Schnelligkeit, sondern auch den zusätzlichen Vorteil einer Einschränkung der Hochfrequenzbelastung, die bei der Bildgebung mittels Kernspinresonanz zu medizinischen Zwecken eine wesentliche Rolle spielt.

Bis zum Prioritätstag des Streitpatents wurde die Verminderung des Flipwinkels eines Hochfrequenzpulses stets unter dem Aspekt einer Verminderung der Signalstärke gesehen, da sich ja nur mit einem Flipwinkel von 90° eine maximale Abstrahlung der magnetischen Dipole ergibt. Damit ist die im Stand der Technik festzustellende grundsätzliche Tendenz der Fachwelt zu erklären, keine geringeren Flipwinkel als 90° zu verwenden.

Natürlich sind Flipwinkel $< 75^\circ$ nicht gänzlich unbekannt, wie die unter Punkt iii.2 im obigen Absatz 2.4 erwähnten Entgegenhaltungen des Standes der Technik zeigen. Sie liefern jedoch aus folgenden Gründen keine Anregung zu der erfindungsgemäßen Lösung:

- Kleine Flipwinkel werden in D24 und D22 im Rahmen von Überlegungen erwähnt, die als Ziel haben, in einer "saturation recovery"-Sequenz den Einfluß von Flipwinkel und Repetitionszeit auf das Signal/Rausch-Verhältnis für eine vorgegebene, entsprechend mehr oder weniger Wiederholungen umfassende Gesamt-Meßzeit

zu untersuchen (vgl. oben Absatz 3.3.2 und D22, Figur 7.5, die der Figur 13 in D24 entspricht, sowie Seite 139, insbesondere den Satz "... to calculate how the signal-to-noise ratio obtained in a given time varies with pulse angle and interval"). Die kürzere Repetitionszeit wird also nicht im Zusammenhang mit einer kürzeren Gesamt-Meßzeit gesehen. Somit stellt die Offenbarung von D24 und D22 bezüglich der kleinen Flipwinkel keine Lehre zu der Schaffung einer schnellen Akquisitionszeit dar.

- In D32 (vgl. Absatz "Disadvantages of MR" auf Seite 111) wird die Vermutung geäußert, daß bei der Analyse von Geweben mit erheblichem Unterschied der T_1 -Werte der Flipwinkel so eingestellt werden kann, daß der höchstmögliche Kontrast bei kurzer Repetitionszeit gemäß der Ernst-Gleichung erreicht wird. Im Falle des Signals aus der zerebrospinalen Flüssigkeit, die eine lange Zeit T_1 aufweist, kommt dann ein optimaler Wert von 68° in Frage. In D32 wird ein Zusammenhang zwischen kleinen Flipwinkeln und der Möglichkeit kürzerer Meßzeiten vermutet. Zu einer Kombination von D13 mit D32 ergibt sich hieraus jedoch keine Anregung, denn es bleibt offen, wie die Gradientenechosequenz nach D13 mit der Spinechosequenz nach D32 zu verbinden wäre. Darüber hinaus würde der Ersatz eines der mehreren Pulse des DEFT-Verfahrens durch einen 68° -Puls noch nicht zum Gegenstand des Anspruchs 1 führen.

- Gemäß dem aus D33 bekannten Verfahren (vgl. Anspruch 1), das eine Weiterentwicklung des EPI-Verfahrens darstellt, wird ein Magnetfeldgradient G_y so moduliert, daß seine Richtung periodisch umgekehrt wird. Als Ausführungsform wird ein sogenanntes "double-shot"-Experiment beschrieben, bei welchem einem ersten Experiment mit einem 90° -Anregungspuls

und einem modulierten Gradienten G_y , ein zweites Experiment mit einem zweiten 90° -Puls und einem Gradienten in der Y-Richtung folgt, dessen zeitlicher Verlauf gegenphasig zu dem ursprünglichen Gradienten G_y ist (vgl. Spalte 6, Zeile 44 bis Spalte 7, Zeile 10). Um ein gutes Bild zu erhalten, werden die Daten aus beiden Experimenten kombiniert (vgl. Spalte 7, Zeilen 46 bis 58). Bei sich bewegenden Objekten ist es vorteilhaft, daß das zweite Experiment ohne Verzögerung dem ersten folgt. Damit ein Magnetisierungsrest in der angeregten Schicht für die unverzögerte Durchführung des zweiten Experiments erhalten bleibt, ist es günstig, daß der 90° -Puls des ersten Experiments durch einen 45° -Puls ersetzt wird (vgl. Spalte 7, Zeile 60 bis Spalte 8, Zeile 8). Die sich daraus ergebende Lehre besteht somit darin, daß bei der Bilderzeugung mittels aufeinanderfolgender Experimente in ungünstigen Fällen (sich bewegenden Objekten) ein kleiner Flipwinkel die unmittelbare Durchführung des nächsten Experiments ermöglicht, wobei den verschiedenen Experimenten unterschiedliche Flipwinkel zukommen. Eine Kombination von D13 mit D33 bietet sich nicht an, denn das DEFT- und das EPI-Verfahren sind schon von ihrer Grundkonzeption her äußerst verschieden und der 45° -Puls bezieht sich auf einen nur für das Verfahren nach D33 spezifischen Fall. Darüber hinaus wird auch in D33 der Flipwinkel von 90° in dem normalen Fall von stationären Objekten eigentlich als die beste Lösung angesehen, die die Schnelligkeit der Datenakquisition nicht beeinträchtigt. Die o. g. Kombination würde auch - schon wegen der nicht einheitlich kleinen Flipwinkel - nicht direkt zum Gegenstand des Anspruchs 1 führen.

4.4 D3 als Ausgangspunkt

Das in D3 beschriebene EPI-Verfahren war am Prioritätstag des Streitpatents das schnellste bekannte Verfahren, wobei dieser Vorteil mit einem begrenzten Signal/Rausch-Verhältnis und einer schlechten räumlichen Auflösung erkauft wird.

Die oben im Absatz 4.3 angestellten Überlegungen zur Aufgabenstellung und deren Bedeutung hinsichtlich der erfinderischen Tätigkeit der Lösung gelten in gleicher Weise, wenn man vom EPI-Verfahren ausgeht.

Als zur Lösung der gestellten Aufgabe dienende Neuerung des Verfahrens gemäß Anspruch 1 des Streitpatents ist nunmehr die Verwendung eines Anregungspulses mit einem kleinen Flipwinkel ($<75^\circ$) sowie die Abschaltung des Codierungsgradienten G_{phase} vor Beginn des Detektierens des durch Umschaltung des Lesegradienten G_{read} erzeugten Gradientenechos anzusehen (vgl. oben Absatz 3.3.5).

Was Anregungen zur Verwendung des kleinen Flipwinkels anbelangt, kann - abgesehen von dem Hinweis auf Seite 367 in D3, der wegen des Fehlens von näheren Angaben über mögliche Werte relativ wertlos erscheint - auf die in diesem Zusammenhang angestellten Überlegungen im obigen Absatz 4.3 verwiesen werden, die weitgehend auch ausgehend von D3 gelten. Von Bedeutung ist insbesondere die Tatsache, daß die Kombination von D3 mit D24 (oder D22, oder D32) wegen der grundsätzlichen Unterschiede zwischen den entsprechenden Verfahren als nicht sinnvoll erscheinen mußte. Selbst wenn die Kombination dennoch versucht worden wäre, hätte sie nicht zum Gegenstand des Anspruchs 1 geführt.

Was D33 anbelangt, wäre die Möglichkeit einer Kombination mit D3 nicht ohne weiteres auszuschließen, denn beide Druckschriften betreffen das EPI-Verfahren. Auch in diesem Falle wären jedoch weitere, nicht naheliegende Schritte, insbesondere die Wahl eines unter 75° verbleibenden Flipwinkels, erforderlich, um zu dem Verfahren gemäß Anspruch 1 zu kommen. Darüber hinaus ist in D33 kein Hinweis darauf zu finden, die Codierungsgradienten entsprechend dem Verfahren des Anspruchs 1 zu gestalten.

4.5 D49 als Ausgangspunkt

Ausgehend von D49 wird die dem Streitpatent zugrundeliegende Aufgabe darin gesehen, das bekannte Verfahren so zu verbessern, daß sowohl eine kurze Meßzeit als auch ein hohes räumliches Auflösungsvermögen und ein gutes Signal/Rausch-Verhältnis erreicht werden (vgl. die Patentschrift, Spalte 1, Zeile 62 bis Spalte 2, Zeile 6 und das Schreiben des Beschwerdegegners vom 8. Juni 1994, Absatz 6.2.2).

Zur Lösung der gestellten Aufgabe wird nun in dem Verfahren gemäß Anspruch 1 des Streitpatents die Benutzung eines Hochfrequenzpulses (pro Teil-Experiment) mit einem Flipwinkel kleiner als 75° , die Erzeugung eines Gradientenechos durch Umschaltung eines Lesegradienten und die im Vergleich zur Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 wesentlich kleinere Zeitspanne zwischen der Lesegradienten-Abschaltung und dem Anlegen des nächsten Hochfrequenzpulses vorgesehen.

Was den kleinen Flipwinkel anbelangt, wird auf die in diesem Zusammenhang angestellten Überlegungen im obigen Absatz 4.3 verwiesen, die auch im Verhältnis zu D49 in weitgehend entsprechender Weise gelten.

Die Tatsache, daß in D49 auch noch jeder Hinweis auf ein Gradientenecho fehlt, macht es noch weniger naheliegend, mit Anregungen aus anderen Entgegenhaltungen zum Gegenstand des Anspruchs 1 zu kommen.

Bezüglich der schnellen Akquisitionszeit wird auf den obigen Absatz 3.3.3 hingewiesen, insbesondere darauf, daß in D49 die Akquisitionszeit als nutzbar zu dem Zweck der Bilddarstellung angesehen wird, so daß diese Zeit nicht unbedingt kurz sein muß.

4.6 D24 als Ausgangspunkt

Ausgehend von D24 (vgl. Figur 9) wird die dem Streitpatent zugrundeliegende Aufgabe wiederum darin gesehen, das bekannte Verfahren so zu verbessern, daß eine schnelle Akquisitionszeit erreicht wird, wobei die erwünschte kurze Meßzeit mit einem hohen räumlichen Auflösungsvermögen und einem guten Signal/Rausch-Verhältnis zu vereinigen ist.

Zur Lösung der gestellten Aufgabe wird nun in dem Verfahren gemäß Anspruch 1 des Streitpatents ein Anregungspuls mit einem kleinen Flipwinkel ($<75^\circ$) und die Erzeugung eines Gradientenecho-Signals mittels Umschaltung des Lesegradienten vorgesehen (vgl. oben Absatz 3.3.2). Durch die Kombination dieser Maßnahmen wird eine schnelle Akquisition der Spinresonanzdaten ermöglicht, und dementsprechend wird die vorzugebende Zeitspanne zwischen der Lesegradient-Abschaltung und dem Anlegen des nächsten Hochfrequenzpulses wesentlich kleiner als die Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 gewählt.

Ein Fachmann, der sich zum Prioritätstag des Streitpatents das Ziel einer schnellen Akquisitionszeit gesetzt hat, würde an die Lösungen der zwei vorbekannten schnellen Verfahren denken: die sehr schnelle Umschaltung

des phasencodierenden Gradienten entsprechend dem EPI-Verfahren (mit den Nachteilen von Induktionserscheinungen im Körper des Patienten bei medizinischen Anwendungen sowie begrenztem Signal/Rausch-Verhältnis und schlechter räumlicher Auflösung) oder den Einsatz von zusätzlichen Anregungspulsen zur Wiederherstellung des ursprünglichen Gleichgewichtszustands der Magnetisierung entsprechend dem DEFT-Verfahren (mit den Nachteilen einer extrem hohen HF-Belastung für biologisches Gewebe und möglicherweise einer ungenügenden Rückkehr ins Gleichgewicht).

Die Lösung gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren bedeutet jedoch eine Abkehr von diesen Prinzipien. Als neues Prinzip wird durch die Wahl eines kleinen Flipwinkels ein Zustand geschaffen, der eine Restmagnetisierung für das nächste Teil-Experiment ständig zur Verfügung hält. Diese Lösung wird vom Stand der Technik nicht nahegelegt. Dies gilt auch für den Anhang von D24 (vgl. Seite 400) selbst, der zwar in Figur 13 Kurven für Flipwinkel unter 75° zeigt, der aber in keinem Zusammenhang mit der bildnerzeugenden Pulssequenz gemäß Figur 9 (vielmehr nur mit der "saturation recovery"-Pulssequenz gemäß Figur 1a) steht (vgl. in diesem Zusammenhang und allgemein zu den kleinen Flipwinkeln die Ausführungen im obigen Absatz 4.3).

Die vorliegende Erfindung besteht auch ausgehend von D24 nicht nur aus der Wahl kleiner Flipwinkel, sondern vielmehr aus der Kombination dieses Merkmals mit der Erzeugung eines Gradientenechos bei einer kleinen Hochfrequenzleistung (vgl. die Patentschrift, Spalte 3, Zeilen 7 bis 12; zu der Tatsache, daß dem Anhang von D24 selbst kein Hinweis auf Gradientenechos zu entnehmen ist, vgl. obigen Absatz 3.3.2).

Wie bereits oben im Absatz 4.1 ausgeführt, besteht ein Zusammenhang zwischen der Art der Echoerzeugung und der durch Flipwinkelreduzierung ermöglichten Verkürzung der Bildaufnahmezeit. Kurze Repetitionszeiten bei kleinen Flipwinkeln sind nur bei Verwendung von Gradientenechos unmittelbar möglich. Im Falle von Spinechos ist dagegen eine Verkürzung der Repetitionszeit nur dann möglich, wenn man dafür sorgt, daß die zwangsläufig durch den echoerzeugenden 180°-Puls verursachte Invertierung der Längsmagnetisierung ins Negative rückgängig gemacht oder kompensiert wird. Dies geht nur, indem man die Impulssequenz erheblich verändert. Es zeigt sich also, daß die kleinen Flipwinkel mit dem Gradientenecho in Kombination zu sehen sind, und von einer Äquivalenz zwischen Spinecho und Gradientenecho im vorliegenden Zusammenhang nicht die Rede sein kann.

4.7 D9 als Ausgangspunkt

Es stellt sich auch ausgehend von dem u. a. in D9 dargestellten Spin-Warp-Verfahren wiederum die oben in Absatz 4.6 genannte Aufgabe.

Zur Lösung der gestellten Aufgabe wird demgegenüber in dem Verfahren gemäß Anspruch 1 des Streitpatents die Verwendung eines Anregungspulses mit einem kleinen Flipwinkel ($<75^\circ$) vorgesehen, wobei dieses Merkmal zu einer schnellen Akquisition der Spinresonanzdaten führt, indem es ermöglicht, wie ebenfalls in Anspruch 1 festgelegt, die Zeitspanne zwischen der Lesegradient-Abschaltung und dem Anlegen des nächsten Hochfrequenzpulses wesentlich kleiner als die Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 zu wählen.

Diese Aufgabenlösung ist ähnlich wie oben in den Absätzen 4.6 (vgl. Überlegungen über schnelle Akquisitionszeit) und 4.3 (vgl. Überlegungen über kleine Flipwinkel) zu würdigen.

- 4.8 Das Argument des Beschwerdeführers II, daß zum Prioritätstag des Streitpatents die vorhandenen Rechner, und nicht die Zeit T_1 , entscheidend für die Schnelligkeit des Verfahrens gewesen seien, und sich deshalb erst durch die spätere Weiterentwicklung der Rechner die eigentlichen Vorteile ergeben hätten, ist durch keinerlei Beweise gestützt und auch im übrigen nicht überzeugend, denn das erfindungsgemäße Verfahren wurde mit Hilfe von existierenden Rechnern entwickelt und erprobt und die Schnelligkeit des Verfahrens bereits in den Prioritätsunterlagen erkannt.

Ferner konnten zwar die Fortschritte in der Herstellung der Magnete die Verwendung von Gradientenechos, die empfindlich gegen Inhomogenitäten des Magnetfeldes sind, fördern. Sie konnten jedoch nicht die Anregung zur Gesamtkonzeption eines Verfahrens geben, wie es in dem Streitpatent vorgeschlagen wird.

- 4.9 Zusammenfassend läßt sich sagen, daß jedes in Anspruch 1 enthaltene Merkmal irgendwo im Stand der Technik beschrieben ist, daß aber bei einer komplizierten Technik wie der Kernspinresonanz-Bildgebung jede Übernahme eines solchen Merkmals, wie etwa eines Flipwinkels kleiner als 75° anstelle eines 90° -Flipwinkels oder eines Gradientenechos anstelle eines Spinechos, aus einem Zusammenhang in einen anderen mit einer solchen Zahl von in sich gekoppelten und nicht voll überblickbaren Konsequenzen verbunden ist, daß eine solche technisch erfolgreiche Kombination nicht als naheliegend anzusehen ist.

Bei dieser Sachlage ist es nicht erforderlich, auf den vom Beschwerdegegner als Beweisanzeichen angeführten wirtschaftlichen Erfolg des Verfahrens gemäß dem Streitpatent näher einzugehen.

- 4.10 Aus den vorstehend genannten Gründen beruht der Gegenstand des Anspruchs 1 des Streitpatents auf einer erfinderischen Tätigkeit im Sinne von Artikel 56 EPÜ. Dasselbe gilt entsprechend für den Anspruch 13.
5. Somit stehen die in Artikel 100 (a) EPÜ genannten Einspruchsgründe der Aufrechterhaltung des Patents in unveränderter Form nicht entgegen.
6. Da dem Hauptantrag des Beschwerdegegners stattgegeben wird, erübrigt sich die Behandlung des hilfsweise gestellten Antrags über die Vorlage an die Große Beschwerdekammer.

Entscheidungsformel

Aus diesen Gründen wird entschieden:

Die Beschwerde wird zurückgewiesen.

Der Geschäftsstellenbeamte:

Der Vorsitzende:

P. Martorana

E. Turrini