



(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2008 057 294.2**  
 (22) Anmeldetag: **14.11.2008**  
 (43) Offenlegungstag: **20.05.2010**  
 (45) Veröffentlichungstag  
 der Patenterteilung: **07.10.2010**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **G01R 33/50** (2006.01)  
**A61B 5/055** (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:  
**Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München, DE**

(72) Erfinder:  
**Hughes, Timothy, Dr., 91056 Erlangen, DE; Jellus, Vladimir, Dr., 91054 Erlangen, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
 gezogene Druckschriften:

**US 2007/02 47 153 A1**  
**US 61 47 492 A**

**W. Zhang et al.: Separation of water and fat MR images in a single scan at .35 T using "sandwich echoes". J. Magn. Reson. Imaging 6 (1996), S. 909-917**

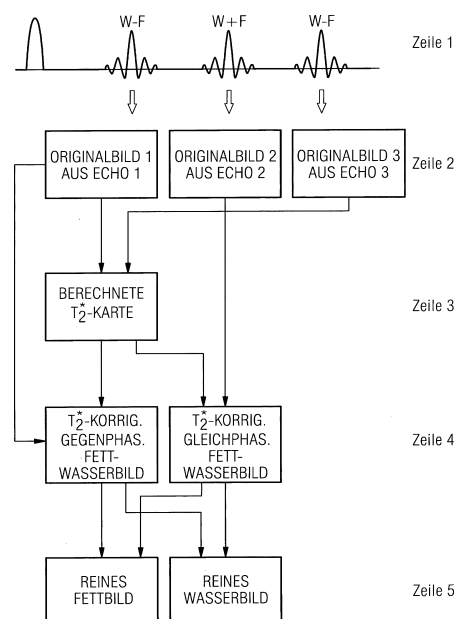
**W. Lu et al.: Water-fat separation with bipolar multiecho sequences. Magn. Reson. Med. 60 (2008), S. 198-209**

**J. Ma et al.: Fast spin-echo triple-echo dixon (FTED) technique for efficient T2-weighted water and fat imaging. Magn. Reson. Med. 58 (2007), S. 103-109**

**Q.S. Xiang: Two-point water-fat imaging with partially-opposed-phase (POP) acquisition: an asymmetric Dixon method. Magn. Reson. Med. 56 (2006), S. 572-584**

(54) Bezeichnung: **Trennung von Fett- und Wasserbildern nach dem Zwei-Punkt-Dixon-Verfahren unter Berücksichtigung des T<sup>2</sup>-Zerfalls**

(57) **Hauptanspruch:** Verfahren zur Trennung von Fett- und Wasserbildern nach dem Zwei-Punkt-Dixon-Verfahren unter Berücksichtigung des T<sub>2</sub><sup>-</sup>Zerfalls, gekennzeichnet durch folgende Schritte:  
 S1: Akquirieren dreier Fett-Wasser-Bilder nach den Echo-Zeiten TE1, TE2 und TE3 nach dem HF-Anregungspuls derart, dass Fett und Wasser im ersten und dritten Fett-Wasser-Bild gleichphasig und im zweiten Bild gegenphasig sind,  
 S2: Berechnen einer T<sub>2</sub><sup>-</sup>-Karte aus den beiden gleichphasigen Bildern,  
 S3: Korrigieren des T<sub>2</sub><sup>-</sup>-Einflusses in einem der beiden gleichphasigen sowie in dem gegenphasigen Fett-Wasser-Bild,  
 S4: Rekonstruieren eines reinen T<sub>2</sub><sup>-</sup>-korrigierten Fett-Bildes sowie eines reinen T<sub>2</sub><sup>-</sup>-korrigierten Wasser-Bildes nach dem Zwei-Punkt-Dixon-Verfahren auf Basis der in Schritt S3 T<sub>2</sub><sup>-</sup>-korrigierten gleichphasigen und gegenphasigen Fett-Wasser-Bilder.



## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie, MRTI), wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein Verfahren sowie ein Kernspintomographiegerät zum Durchführen dieses Verfahrens, bei dem eine  $T_2^*$ -Karte erstellt wird, mit der gleichphasige sowie gegenphasige Fett- und Wasserbilder im Zweipunkt-Dixon-Verfahren korrigiert werden, wodurch die Qualität reiner Fett- und reiner Wasserbilder deutlich verbessert wird.

**[0002]** Die Kernspintomographie ist ein Schnittbildverfahren für die medizinische Diagnostik, das sich in erster Linie durch ein hohes Kontrastaufklärungsvermögen auszeichnet. Aufgrund der hervorragenden Darstellbarkeit des Weichgewebes hat sich die Kernspintomographie zu einem der Röntgen-Computertomographie oftmals überlegenen Verfahren entwickelt. Die Kernspintomographie basiert heute auf der Anwendung von Spinecho- und Gradientenecho-Sequenzen, die bei Messzeiten in der Größenordnung von Minuten eine exzellente Bildqualität ermöglichen.

**[0003]** Eine Herausforderung in der Magnetresonanz-Bildgebung stellt Fett- und Wasser-Gewebe eines Patienten dar. Aufgrund des Einflusses der chemischen Verschiebung entstehen einerseits an den Grenzschichten zwischen Fett und Wasser Artefakte, die es zu beseitigen gilt, andererseits stellt das Fettsignal wertvolle Information dar (z. B. Fettgehalt in der Leber), welche maximiert bzw. optimiert werden soll.

**[0004]** Mit chemischer Verschiebung bezeichnet man die Eigenschaft, dass sich die Resonanzfrequenz abhängig von der Art der chemischen Bindung, in der sich ein signalgebender Kern befindet, proportional zur Feldstärke geringfügig verschiebt. Aufgrund ihrer Konzentration im menschlichen Körper tragen hauptsächlich Wasserstoffkerne des freien Wassers und des Fettes zum Bild bei. Deren relative Resonanzfrequenzdifferenz beträgt etwa 3 ppm (parts per million). Dadurch kommt es bei der Verwendung von Spin-Echo- sowie Gradienten-Echo-Sequenzen zu einer Modulation der Signalintensität in Abhängigkeit von der Echozeit TE.

**[0005]** In der Originalveröffentlichung von W. T. Dixon wurde eine Methode vorgestellt, die mit zwei Echos (Gradienten- oder Spinechos) eine Trennung der Fett- und Wasserbilder erreicht. Diese soll im Folgenden kurz beschrieben werden.

**[0006]** Unmittelbar nach Einstrahlen eines Hochfrequenz-Anregungs-Impulses (im Falle einer Spinechosequenz üblicherweise mit einem Flipwinkel von  $90^\circ$ , bei einer Gradientenechosequenz typischerweise mit viel kleinerem Flipwinkel) zeigen der Magnetisierungsvektor der Wasser-Protonen  $M_w$  und der Magnetisierungsvektor der Fett-Protonen  $M_f$  in dieselbe Richtung. Dieser Zustand hält jedoch nicht an, da die Wasser-Protonen im homogenen Magnetfeld 3 bis 4 ppm schneller präzessieren als die Fett-Protonen. Im Laborsystem ([Fig. 2](#)) sieht man, wie die Magnetisierung der Wasser-Protonen und die der Fett-Protonen mit der Zeit dispergiert. Diese Differenz beträgt ca. 50 Hz bei 0,35 T. Wie in [Fig. 3](#) dargestellt, ist die Gesamtmagnetisierung  $M_T$  die Vektorsumme aus Wasser- und Fettmagnetisierung. Diese Figur bezieht sich auf ein Bezugssystem, das mit der Frequenz der Wasserprotonen rotiert.

**[0007]** Die [Fig. 4](#) zeigt, dass die Gesamtmagnetisierung  $M_T$  anfänglich, wenn die Wasser- und die Fettmagnetisierung in dieselbe Richtung zeigen, ein Maximum aufweist, jedoch bald, wenn die Wasser- und die Fettmagnetisierung antiparallel sind, ein Minimum durchläuft.

**[0008]** Das erste Minimum tritt auf, wenn

$$t = \frac{1}{2(\nu_w - \nu_f)} = a \quad \circ$$

**[0009]** Dabei ist t die Zeit,  $\nu_f$  die Fett- und  $\nu_w$  die Wasserprotonenfrequenz. Die Zeit a ist von großer Bedeutung, da die Aufnahme einer Bildgebungssequenz zur Zeit  $t = a$  ein Bild liefert, in dem die Helligkeit der Pixel von der Differenz zwischen Fett- und Wassermagnetisierung abhängt. Eine Aufnahme bei  $t = 2a$  (bei  $t = 0$  kann noch kein Echo akquiriert werden, da sich dieses während  $t = 2a$  erst bilden muss; bei  $t = 3a$  ist die Fett-Wasser-Magnetisierung antiparallel), also wenn Fett- und Wassermagnetisierung parallel ausgerichtet sind, ergibt ein Bild, in dem die Summe aus Fett- und Wassermagnetisierung dargestellt ist.

**[0010]** Von entscheidender Bedeutung ist nun die Summe und die Differenz der beiden Bilder: die Summe ergibt ein Wasserbild, die Differenz ein Fettbild. Es sei bemerkt, dass zum Zeitpunkt der Messung beide Bilder noch eine zusätzliche systembedingte Phase aufweisen. Die Korrektur dieser Phase ist notwendig, soll aber

im Rahmen dieser Anmeldung nicht näher erläutert werden.

**[0011]** Die eben vorgestellte Methode hat allerdings einen großen Nachteil: Sie berücksichtigt nicht, dass beide Echos (Gradienten-Echo oder Spin-Echo) durch unterschiedliche Zerfallsprozesse (Relaxationsprozesse) beeinträchtigt werden:

das Gradienten-Echo typischerweise durch die durch  $T_2^*$  charakterisierte, unterschiedlich ortsabhängige Relaxation der Quermagnetisierung; das Spin-Echo typischerweise durch den reinen  $T_2$ -Zerfall (also ohne Berücksichtigung der lokalen  $B_0$ -Feld-Inhomogenitäten). Tatsächlich vorhandene Inhomogenitäten durch relativ starke  $T_2^*$ - bzw.  $T_2$ -charakterisierte Relaxationsprozesse führen dazu, dass die Komponenten nicht zweifelsfrei getrennt werden können. Im weiteren Verlauf werden ohne Beschränkung der Allgemeinheit im Wesentlichen  $T_2^*$ -sensitive Gradienten-Echo-Techniken betrachtet.

**[0012]** An der Lösung dieses Problems wird zur Zeit eifrig geforscht.

**[0013]** In US 6 147 492 ist ein Magnetresonanztomographie-Verfahren offenbart, welches zur Fett-Wasser-Trennung in MRT-Bildern Sequenzen verwendet, in denen nach jeder HF-Anregung vier Echos erzeugt werden müssen.

**[0014]** In W. Zhang et al., „Separation of water and fat MR images in a single scan at 3.5 T using 'sandwich' echoes”, J. Magn. Reson. Imaging 6 (1996), S. 909–917 ist ein Wasser-Fett-Trennungsverfahren in der MR-Bildgebung offenbart, welches insbesondere die statischen Grundfeldinhomogenitäten berücksichtigt. Dabei ist der HF-Anregungspuls in zwei Gradientenechos eingebettet.

**[0015]** In W. Lu et al., „Water-Fat Separation with Bipolar Multiecho Sequences”, Magn. Reson. Med. 60 (2008), S. 198–209 ist ein Wasser-Fett-Trennungsverfahren in der MR-Bildgebung offenbart, welches versucht, Probleme wie sie bei der Bildgebung mit alternierenden Auslesegradienten entstehen (Verzögerungseffekte, Fehlzuordnungen, etc.), zu umgehen.

**[0016]** In J. Ma et al., „Fast spin-echo triple-echo dixon (fTED) technique for efficient T2-weighted water and fat imaging”, Magn. Reson. Med. 58 (2007), S. 103–109 ist ein Dreifachechobasiertes Wasser-Fett-Trennungsverfahren nach Dixon offenbart, welches versucht, Probleme die bei der Fett-Wasser-Trennung unter Anwendung von Fast-Spin-Echo-Sequenzen entstehen (z. B. hohe Anzahl von Scan-Durchläufen und damit verbundener langer Akquisitionszeit) zu lösen bzw. zu umgehen.

**[0017]** In Q. S. Xiang, „Two-point water-fat imaging with partially opposed-phase (POP) acquisition: an asymmetric Dixon method”, Magn. Reson. Med. 56 (2006), S. 572–584 wird ein neues Zwei-Punkt-Verfahren zur Fett-Wasser-Trennung vorgestellt. Dem Verfahren steht aufgrund einer besonderen asymmetrischen Abtastung mehr wertvolle Phaseninformation zur Verfügung als dies bei bisherigen Verfahren der Fall war.

**[0018]** In US 2007/0247153 A1 ist ein Magnetresonanztomographie-Verfahren offenbart bei dem in sogenannten Zyklen für jeden Zyklus eine Vielzahl von Echos erhalten wird. Diese Echos dienen als Grundlage zur Berechnung von MR-Zerfallskarten aus welchen schließlich Bilder unterschiedlicher Spin-Spezien (z. B. Fett und Wasser) generiert werden.

**[0019]** Alle derzeitigen Lösungsansätze basieren auf der Messung zusätzlicher Echos, üblicherweise mehr als drei (es können bis zu elf Echos gemessen werden). Dies hat jedoch einerseits den Nachteil einer wesentlichen Verlängerung der Messzeit, die insbesondere für die meisten klinischen Anwendungen nichtakzeptabel ist; andererseits wird auch die Bildauflösung drastisch reduziert.

**[0020]** Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, ein Verfahren und ein Kernspintomographiegerät zum Durchführen eines solchen Verfahrens bereitzustellen, welche auf einfache Weise die Akquirierung reiner Fett- und Wasserbilder unter Berücksichtigung der  $T_2^*$ -Relaxation ermöglichen.

**[0021]** Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter.

**[0022]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Trennung von Fett- und Wasserbildern nach dem Zwei-Punkt-Dixon-Verfahren unter Berücksichtigung des  $T_2^*$ -Zerfalls und ist gekennzeichnet durch folgende Schritte:

**[0023]** S1: Akquirieren dreier Fett-Wasser-Bilder nach den Echo-Zeiten TE1, TE2 und TE3 nach dem HF-Anregungspuls derart, dass Fett und Wasser im ersten und dritten Fett-Wasser-Bild gleichphasig und im zweiten Bild gegenphasig sind,

**[0024]** S2: Berechnen einer  $T_2^*$ -Karte aus den beiden gleichphasigen Bildern,

**[0025]** S3: Korrigieren des  $T_2^*$ -Einflusses in einem der beiden gleichphasigen sowie in dem gegenphasigen Fett-Wasser-Bild,

**[0026]** S4: Rekonstruieren eines reinen  $T_2^*$ -korrigierten Fett-Bildes sowie eines reinen  $T_2^*$ -korrigierten Wasser-Bildes nach dem Zwei-Punkt-Dixon-Verfahren auf Basis der in Schritt S3  $T_2^*$ -korrigierten gleichphasigen und gegenphasigen Fett-Wasser-Bilder.

**[0027]** Die Magnetisierungsvektoren von Wasser (W) und von Fett (F) sind vorteilhafterweise parallel und zeigen entweder in die gleiche Richtung ( $W + F$ ) oder in die entgegengesetzte Richtung ( $W - F$ ). Der Einfluss der zuvor erwähnten systembedingten Phase sei im weiteren Verlauf der mathematischen Herleitung vernachlässigt).

**[0028]** Das Berechnen der  $T_2^*$ -Karte aus den beiden gleichphasigen Bildern erfolgt bevorzugt durch die Gleichung

$$T_2^* = \frac{TE3 - TE1}{\ln(S_1) - \ln(S_3)} ,$$

wobei

$$S_i(x, y) = (W(x, y) \pm F(x, y)) \cdot e^{-\frac{TEi}{T_2^*(x, y)}}$$

das gemessene MR-Signal für das Voxel  $(x, y)$  aus dem  $i$ -ten Echo darstellt und  $i = 1, 2, 3$ .

**[0029]** Ferner erfolgt das Korrigieren des  $T_2^*$ -Einflusses in einem der beiden gleichphasigen ( $i = 1, 3$ ) sowie in dem gegenphasigen ( $i = 2$ ) Fett-Wasser-Bild unter Verwendung der Gleichung

$$S_i' = S_i \cdot e^{\frac{TEi}{T_2^*}} = W \pm F$$

mit „ $W + F$ “ für  $i = 1, 3$  und „ $W - F$ “ für  $i = 2$ .

**[0030]** Ebenso vorteilhaft stellen die akquirierten Echos je nach gewählter MR-Bildgebungssequenz Spinchos oder Gradientenechos dar, wobei bei Spinchos  $T_2^*$  durch  $T_2$  zu ersetzen ist.

**[0031]** Die vorliegende Erfindung betrifft ferner ein Computerprogramm mit Programmcode-Mitteln, um alle Schritte gemäß einem der Ansprüche 1 bis 5 durchführen zu können, wenn das Programm auf einem maschinenlesbaren Datenträger gespeichert ist.

**[0032]** Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden nun anhand von Ausführungsbeispielen bezugnehmend auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

**[0033]** [Fig. 1](#) zeigt schematisch ein Kernspintomographiegerät.

**[0034]** [Fig. 2](#) stellt die transversalen Magnetisierungskomponenten von Fett und Wasser nach einem  $90^\circ$ -Impuls im Laborsystem dar.

**[0035]** [Fig. 3](#) zeigt die Situation im rotierenden Bezugssystem.

**[0036]** [Fig. 4](#) zeigt die gemessene Magnetisierung von Wasser, Fett sowie der Überlagerung beider Signale.

**[0037]** [Fig. 5](#) zeigt eine Gradienten-Echo-Sequenz.

**[0038]** [Fig. 6](#) zeigt eine Spin-Echo-Sequenz.

**[0039]** [Fig. 7](#) zeigt, wie nach einem HF-Anregungspuls nacheinander drei Echos akquiriert werden, wobei der Gesamt-Signalverlauf mit einer  $T_2^*$ -charakterisierten Exponentialfunktion moduliert ist.

**[0040]** [Fig. 8](#) zeigt ein vereinfachtes Flussdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens, und

**[0041]** [Fig. 9](#) ein Datenflussdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens.

**[0042]** [Fig. 1](#) zeigt eine schematische Darstellung eines Kernspintomographiegerätes zur Erzeugung eines Kernspinbildes eines Objektes gemäß der vorliegenden Erfindung. Der Aufbau des Kernspintomographiegerätes entspricht dabei dem Aufbau eines herkömmlichen Tomographiegerätes. Ein Grundfeldmagnet **1** erzeugt ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisierung bzw. Ausrichtung der Kernspins im Untersuchungsbereich eines Objektes, wie z. B. eines zu untersuchenden Teils eines menschlichen Körpers. Die für die Kernspinresonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfeldes ist in einem kugelförmigen Messvolumen **M** definiert, in das die zu untersuchenden Teile des menschlichen Körpers eingebracht werden. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle sogenannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen **2** eliminiert, die durch eine Shim-Stromversorgung **15** angesteuert werden. Die Shim-Stromversorgung **15** ist mit dem Anlagenrechner verbunden und wird von diesem angesteuert.

**[0043]** In den Grundfeldmagneten **1** ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem **3** eingesetzt, das aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker **14** mit Strom zur Erzeugung eines linearen Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems **3** erzeugt dabei einen Gradienten  $G_x$  in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten  $G_y$  in y-Richtung und die dritte Teilwicklung einen Gradienten  $G_z$  in z-Richtung. Jeder Verstärker **14** umfasst einen Digital-Analog-Wandler, der von einer Sequenzsteuerung **18** zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

**[0044]** Innerhalb des Gradientenfeldsystems **3** befindet sich eine Hochfrequenzantenne **4**, die die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker **30** abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objektes bzw. des zu untersuchenden Bereiches des Objektes umsetzt. Von der Hochfrequenzantenne **4** wird auch das von den präzedierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d. h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinechosignale, in eine Spannung umgesetzt, die über einen Verstärker **7** einem Hochfrequenz-Empfangskanal **8** eines Hochfrequenzsystems **22** zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem **22** umfasst weiterhin einen Sendekanal **9**, in dem die Hochfrequenzpulse für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagenrechner **20** vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung **18** digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginäranteil über jeweils einen Eingang **12** einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem **22** und von diesem einem Sendekanal **9** zugeführt. Im Sendekanal **9** werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz der Resonanzfrequenz der Kernspins im Messvolumen entspricht.

**[0045]** Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-Empfangsweiche **6**. Die Hochfrequenzantenne **4** strahlt die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in das Messvolumen **M** ein und tastet resultierende Echosignale ab. Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im Empfangskanal **8** des Hochfrequenzsystems **22** phasenempfindlich demoduliert und über einen jeweiligen Analog-Digital-Wandler in Realteil und Imaginärteil des Messsignals umgesetzt. Durch einen Bildrechner **17** wird aus den dergestalt gewonnenen Messdaten ein Bild rekonstruiert. Die Verwaltung der Messdaten, der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner **20**. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung **18** die Erzeugung der jeweils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung **18** dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aussenden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phase und Amplitude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis für das Hochfrequenzsystem **22** und die Sequenzsteuerung **18** wird von einem Synthesizer **19** zur Verfügung gestellt. Die Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines Kernspinbildes sowie die Darstellung des erzeugten Kernspinbildes erfolgt über ein Terminal **21**, das eine Tastatur sowie einen oder mehrere Bildschirme umfasst.

**[0046]** [Fig. 2](#) stellt die transversalen Magnetisierungskomponenten von Fett und Wasser nach einem  $90^\circ$ -Im-

puls im Laborsystem dar. Das Volumenelement enthält sowohl das Wasser-, als auch das Fettsignal.  $M_w$  ist die Magnetisierung des Wassers;  $M_f$  ist die Magnetisierung des Fettes;  $\omega_w$  und  $\omega_f$  sind die Larmorfrequenzen der Wasser- bzw. Fettprotonen ( $\omega = 2\pi\nu$ ).

[0047] **Fig. 3** zeigt die Situation im rotierenden Bezugssystem: In der oberen Zeichnung ist die Gesamtmagnetisierung von Wasser größer als die von Fett  $|M_w| > |M_f|$ . In der unteren Zeichnung ist die Gesamtmagnetisierung von Fett größer als die von Wasser  $|M_f| > |M_w|$ .

[0048] Die in **Fig. 3** dargestellte Veränderung der Gesamtmagnetisierung  $M_T$  führt zu einer periodischen Änderung des gemessenen Gesamtkernresonanzsignals.

[0049] **Fig. 4** zeigt die gemessene Magnetisierung von Wasser bzw. Fett sowie das Gesamtkernresonanzsignal durch Überlagerung beider Signale.

[0050] Gemäß der vorliegenden Erfindung kann das Kernspintomographiegerät mit einer Gradientenechosequenz oder mit einer Spinechosequenz betrieben werden. **Fig. 3** und **Fig. 4** dienen einer kurzen Erläuterung und stellen allgemeine Echosequenzen dar, die bei einer Zwei- oder Mehrpunkt-Dixon-Technik entsprechend modifiziert werden müssen.

[0051] Wie in **Fig. 5** dargestellt, findet bei der Gradientenechosequenz eine Rephasierung bezüglich eines Schichtselektionsgradienten  $G_s$  und eine Vordephasierung bezüglich eines Auslesegradienten  $G_r$  statt. Durch diese Gradientenschaltung wird die durch die Gradienten hervorgerufene Dephasierung der Quermagnetisierung kompensiert, so dass ein Echosignal entsteht, das als Gradientenecho bezeichnet wird. Die Grundidee ist also, dass die transversale Magnetisierung nach der Signalauslese wiederhergestellt wird und für den nächsten Sequenzdurchgang genutzt werden kann. Das Echosignal wird in der Gradientenechosequenz ausschließlich durch Gradientenumkehrung des Frequenzkodiergradienten generiert.

[0052] Die Spinechosequenz ist in **Fig. 6** dargestellt. Bei der Spinechosequenz folgt dem  $90^\circ$ -Anregungsimpuls eine dephasierende Frequenzkodier- bzw. Auslesegradientenschaltung ( $G_r$ ). Nach Abschalten des Gradienten ( $G_r$ ) bleibt eine Phasenverschiebung bestehen. Ein nachfolgender  $180^\circ$ -Hochfrequenzimpuls bewirkt eine Invertierung der Phasenverschiebung. Wird der Gradient ( $G_r$ ) nochmals in gleicher Weise wie zuvor eingeschaltet, wirkt er rephasierend. So wird die Phasenverschiebung betragsmäßig wieder reduziert. Zum Zeitpunkt der vollständigen Rephasierung ist die Refokussierung der Kernspins zum Spinecho vollzogen.

[0053] In beiden Techniken ist die Repetitionszeit  $T_R$  die Zeit, nach der ein HF-Anregungsimpuls dem anderen folgt. Nach der Zeit  $T_E$  erfolgt das Echosignal und kann mittels Auslesegradient  $G_r$  akquiriert werden.

[0054] Bei der Phasencodierung wird vor der Akquisition des Signals für eine feste Zeit ein Gradientenfeld eingeschaltet, dessen Stärke bei jedem Sequenzdurchgang schrittweise um einen Betrag  $\Delta G_p$  erniedrigt ( $\downarrow$ ) bzw. erhöht ( $\uparrow$ ) wird.

[0055] An dieser Stelle ist anzumerken, dass die Systemfrequenz in der Regel auf Wasser abgestimmt ist, sodass die Wasserspins im rotierenden Bezugssystem nicht präzedieren würden, d. h. "on-resonant" wären (vorausgesetzt, das Grundfeld  $B_0$  wäre absolut homogen). Der Präzessionswinkel  $\beta_w$  von Wasser wäre Null,  $\beta_w = 0$ . Das andere Spinkollektiv, Fett, würde im rotierenden Bezugssystem des Wassers so präzedieren, daß es nach einer Zeit  $AT_E$  um den Winkel  $\beta_f = 180^\circ$  und somit antiparallel zum Spinkollektiv des Wassers, nach der Zeit  $2\Delta TE$  um  $\beta_f = 360^\circ$ , das heißt parallel zum Spinkollektiv des Wassers, ausgerichtet wäre.

[0056] Tatsächlich ist auch die  $T_2^*$ -Relaxation nicht in jedem Punkt der abzubildenden Fett-Wasser-Bilder ( $W - F$  bzw.  $W + F$ ) gleich groß. Aus diesem Grund wird erfindungsgemäß für jedes Fett-Wasser-Bild der gleichen Phase (also entweder aus zwei  $W - F$  Bildern oder aus zwei  $W + F$  Bildern) eine  $T_2^*$ -Karte erstellt. Mit dieser  $T_2^*$ -Karte kann dann sowohl das  $W - F$  Bild als auch das  $W + F$  Bild  $T_2^*$ -korrigiert werden, wodurch nach der Zwei-Punkt-Dixon-Rekonstruktion auf Basis dieser Bilder sauber getrennte, jeweils  $T_2^*$ -korrigierte Fett- und Wasser-Bilder erzeugt werden können.

[0057] Im Folgenden soll gezeigt werden, wie mathematisch aus den akquirierten Fett-Wasser-Bildern (entweder aus zwei  $W - F$  Bildern und einem  $W + F$  Bild oder aber aus zwei  $W + F$  Bildern und einem  $W - F$  Bild) eine  $T_2^*$ -Karte und damit letztlich ein  $T_2^*$ -korrigiertes  $W + F$  Bild sowie ein ebenso  $T_2^*$ -korrigiertes  $W - F$  Bild berechnet werden kann.

**[0058]** Nach dem  $\alpha$ -HF-Anregungspuls (z. B.  $\alpha = 90^\circ$ ) wird nach der Zeit TE1 das Echo1 (MR-Signal 1), nach der Zeit TE2 das Echo2 (MR-Signal 2) sowie nach der Zeit TE3 das Echo3 (MR-Signal 3) akquiriert. Der Signalverlauf der drei Echos ist mit einer  $T_2^*$ -charakterisierten Exponentialfunktion moduliert (siehe [Fig. 7](#)):

$$e^{-\frac{t}{T_2^*}}$$

**[0059]** Nach der Bildrekonstruktion erhält man für jedes Pixel  $(x, y)$  (im 3D-Volumen für jedes Voxel  $(x, y, z)$ ) zu den Zeiten TE1, TE2 sowie TE3 nach jedem HF-Puls der applizierten MRT-Sequenz das MR-Signal

$$S_1(x, y) = (W(x, y) + F(x, y)) \cdot e^{-\frac{TE1}{T_2^*(x, y)}} \quad (1)$$

$$S_2(x, y) = (W(x, y) - F(x, y)) \cdot e^{-\frac{TE2}{T_2^*(x, y)}} \quad (2)$$

$$S_3(x, y) = (W(x, y) + F(x, y)) \cdot e^{-\frac{TE3}{T_2^*(x, y)}} \quad (3)$$

**[0060]** Dabei ist  $S_i(x, y)$  das gemessene MR-Signal für das Voxel  $(x, y)$  bzw.  $(x, y, z)$  aus dem  $i$ -ten Echo.  $W(x, y)$  stellt das Wasser-Signal dar,  $F(x, y)$  repräsentiert das Fett-Signal. Ohne Beschränkung der Allgemeinheit sind – wie man sieht – im ersten und dritten Echo Fett und Wasser in Phase ( $W + F$ ), im zweiten Echo jedoch gegenphasig ( $W - F$ ). Die systembedingte Phase ist auch hier wieder vernachlässigt.

**[0061]** Aus den Gleichungen (1) und (3) kann nun eine Beziehung gewonnen werden zur Pixel-basierten Berechnung der gewünschten  $T_2^*$ -Karte. Obwohl  $S_i$ ,  $W$ ,  $F$  sowie  $T_2^*$  stets Funktionen der Koordinaten  $(x, y)$  bzw.  $(x, y, z)$  sind, werden letztere der besseren Übersichtlichkeit wegen weggelassen. Durch Logarithmierung der Gleichungen (1) und (3) ( $\ln(S_i)$  sei der Logarithmus Naturalis) können folgende Gleichungen (4) und (5) gewonnen werden

$$\ln(S_1) = \ln(W + F) + \left( -\frac{TE1}{T_2^*} \right) \quad (4)$$

$$\ln(S_3) = \ln(W + F) + \left( -\frac{TE3}{T_2^*} \right) \quad (5)$$

**[0062]** Durch Subtrahieren der Gleichung (5) von Gleichung (4) erhält man Gleichung (6)

$$T_2^* = \frac{TE3 - TE1}{\ln(S_1) - \ln(S_3)} \quad (6)$$

mit deren Hilfe Pixel für Pixel eine aktuelle, auf den Messungen  $S_1$  und  $S_3$  basierende,  $T_2^*$ -Karte erstellt werden kann.

**[0063]** Mit der  $T_2^*$ -Karte wiederum können die  $S_1$ - und  $S_2$ -Messungen  $T_2^*$ -korrigiert werden, wodurch  $T_2^*$ -korrigierte Fett-Wasser-Bilder  $S_1'$  und  $S_2'$  erhalten werden, die letztendlich eine Zweipunkt-Dixon-Rekonstruktion von reinen  $T_2^*$ -korrigierten Fett-Bildern und Wasser-Bildern erlauben:

$$S_1' = S_1 \cdot e^{\frac{TE1}{T_2^*}} = W + F \quad (7)$$

$$S_2' = S_2 \cdot e^{\frac{TE2}{T_2^*}} = W - F \quad (8)$$

**[0064]** Die Subtraktion der Gleichung (8) von Gleichung (7) führt zu einem reinen  $T_2^*$ -korrigierten Fett-Bild ( $2F$ ), die Addition der Gleichung (8) mit Gleichung (7) führt (nach der Korrektur der systembedingten Phase) zu einem reinen  $T_2^*$ -korrigierten Wasserbild ( $2W$ )

**[0065]** In [Fig. 8](#) ist ein vereinfachtes Flussdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens dargestellt. Im Schritt S1 erfolgt eine Spinecho-Messung oder eine Gradientenecho-Messung mit der Akquirierung jeweils dreier Echos wodurch drei unterschiedliche Fett-Wasser-Bilder erzeugt werden. Dabei weisen das erste und

das dritte Bild eine gemeinsame Phase auf (was bedeutet, dass in diesen Bildern Fett und Wasser gleichphasig sind, siehe Erläuterung zu den Gleichungen (1), (2) und (3)). In Schritt S2 wird aus den beiden gleichphasigen Bildern der drei Fett-Wasser-Bilder eine  $T_2^*$ -Karte berechnet. In Schritt S3 wird der  $T_2^*$ -Einfluss in zwei gegenphasigen Fett-Wasser-Bildern korrigiert. In Schritt S4 wird schließlich eine Bildrekonstruktion nach dem Zwei-Punkt-Dixon-Verfahren auf Basis der  $T_2^*$ -korrigierten Fett-Wasser-Bilder durchgeführt.

**[0066]** Zur weiteren Illustration ist in [Fig. 9](#) ein Datenflussdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens dargestellt:

In Zeile 1 ist gezeigt, wie nach einem HF-Anregungspuls nacheinander drei Echos akquiriert werden. In diesem Fall ist es zuerst ein gegenphasiges Fett-Wasser-Bild ( $W - F$ ), dann ein gleichphasiges ( $W + F$ ) und schließlich wieder ein gegenphasiges ( $W - F$ ). Genausogut könnte es ebenso zuerst ein gleichphasiges Fett-Wasser-Bild ( $W + F$ ), dann ein gegenphasiges ( $W - F$ ) und schließlich wieder ein gleichphasiges ( $W + F$ ) sein. In Zeile 2 sind die drei Originalbilder abgebildet, die nach Vollendung der gesamten Bildsequenz aus den drei Echos erzeugt werden können. Zeile 3 zeigt die  $T_2^*$ -Karte, die aus den beiden gegenphasigen Fett-Wasser-Bildern ( $W - F$ ) berechnet wird. Zeile 4 zeigt, wie mit der  $T_2^*$ -Karte aus einem gegenphasigen und aus einem gleichphasigen Fett-Wasser-Bild jeweils wieder ein diesmal  $T_2^*$ -korrigiertes gegenphasiges und gleichphasiges Fett-Wasser-Bild gebildet wird. In Zeile 5 ist letztlich dargestellt, wie aus beiden  $T_2^*$ -korrigierten Fett-Wasser-Bildern durch das Zwei-Punkt-Dixon-Verfahren ein reines Fett-Bild (2F) und ein reines Wasser-Bild (2W) rekonstruiert wird.

**[0067]** Es ist anzumerken, dass das erfindungsgemäße Verfahren keine exakte Lösung der  $T_2^*$ -Korrektur darstellt. In Wirklichkeit besteht ein Pixel oder Voxel aus unterschiedlichen Wasser- und Fett-Anteilen, die jeweils auch unterschiedliche  $T_2^*$ -Relaxationszeiten aufweisen. Zudem ist die  $T_2^*$ -Berechnung aus lediglich zwei Messpunkten nicht exakt. Nichtsdestotrotz erhöht das erfindungsgemäße Verfahren den klinischen diagnostischen Wert rekonstruierter separierter Fett-Wasser-Bilder, da es dazu beiträgt, die Unterscheidungsfähigkeit an der Grenze von Fett-Wasser-Bereichen, insbesondere bedingt durch unterschiedlichen  $T_2^*$ -Einfluss, zu erleichtern und damit zu verbessern.

### Patentansprüche

1. Verfahren zur Trennung von Fett- und Wasserbildern nach dem Zwei-Punkt-Dixon-Verfahren unter Berücksichtigung des  $T_2^*$ -Zerfalls, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

S1: Akquirieren dreier Fett-Wasser-Bilder nach den Echo-Zeiten TE1, TE2 und TE3 nach dem HF-Anregungspuls derart,

dass Fett und Wasser im ersten und dritten Fett-Wasser-Bild gleichphasig und im zweiten Bild gegenphasig sind,

S2: Berechnen einer  $T_2^*$ -Karte aus den beiden gleichphasigen Bildern,

S3: Korrigieren des  $T_2^*$ -Einflusses in einem der beiden gleichphasigen sowie in dem gegenphasigen Fett-Wasser-Bild,

S4: Rekonstruieren eines reinen  $T_2^*$ -korrigierten Fett-Bildes sowie eines reinen  $T_2^*$ -korrigierten Wasser-Bildes nach dem Zwei-Punkt-Dixon-Verfahren auf Basis der in Schritt S3  $T_2^*$ -korrigierten gleichphasigen und gegenphasigen Fett-Wasser-Bilder.

2. Verfahren nach Anspruch 2,

dadurch gekennzeichnet,

dass das Berechnen der  $T_2^*$ -Karte aus den beiden gleichphasigen Bildern unter Verwendung der Gleichung

$$T_2^* = \frac{TE3 - TE1}{\ln(S_1) - \ln(S_3)}$$

erfolgt, wobei

$$S_i(x, y) = (W(x, y) \pm F(x, y)) \cdot e^{-\frac{TE_i}{T_2^*(x, y)}}$$

das gemessene MR-Signal für das Voxel  $(x, y)$  aus dem  $i$ -ten Echo darstellt und  $i = 1, 2, 3$ .

3. Verfahren nach Anspruch 3,

dadurch gekennzeichnet,

dass das Korrigieren des  $T_2^*$ -Einflusses in einem der beiden gleichphasigen ( $i = 1, 3$ ) sowie in dem gegenpha-



signen ( $i = 2$ ) Fett-Wasser-Bild unter Verwendung der Gleichung

$$S'_i = S_i \cdot e^{\frac{TEi}{T_2}} = W \pm F$$

erfolgt, mit „W + F“ für  $i = 1, 3$  und „W – F“ für  $i = 2$ .

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die akquirierten Echos je nach gewählter MR-Bildgebungssequenz Spinechos oder Gradientenechos darstellen, wobei bei Spinchos  $T_2^*$  durch  $T_2$  zu ersetzen ist.

5. Computerprogramm mit Programmcode-Mitteln, um alle Schritte gemäß einem der Ansprüche 1 bis 5 durchführen zu können, wenn das Programm auf einem maschinenlesbaren Datenträger gespeichert ist.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

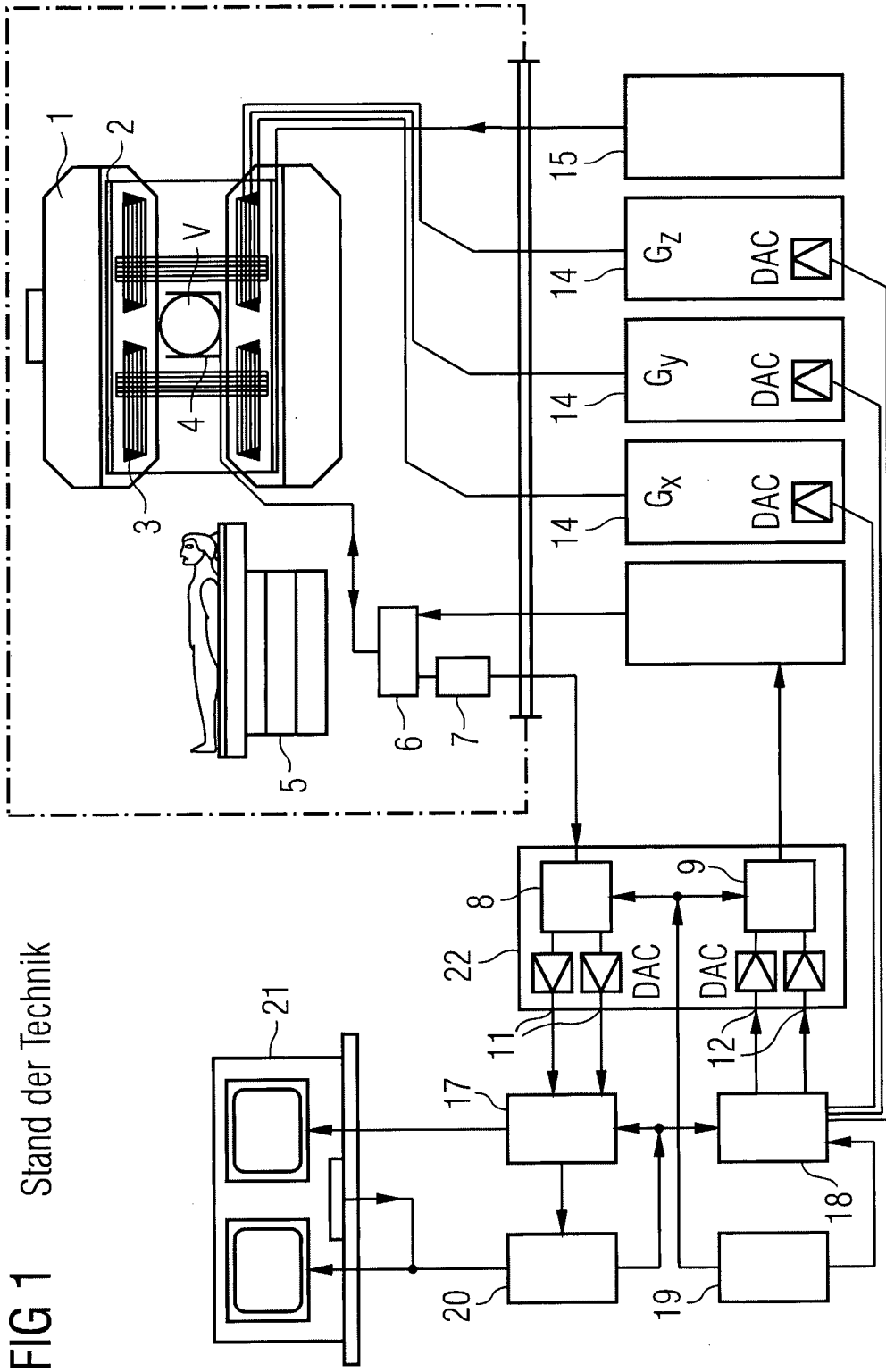


FIG 1 Stand der Technik

FIG 2 Stand der Technik

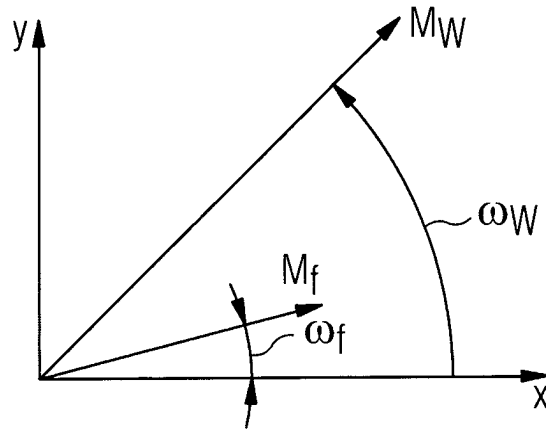


FIG 3 Stand der Technik

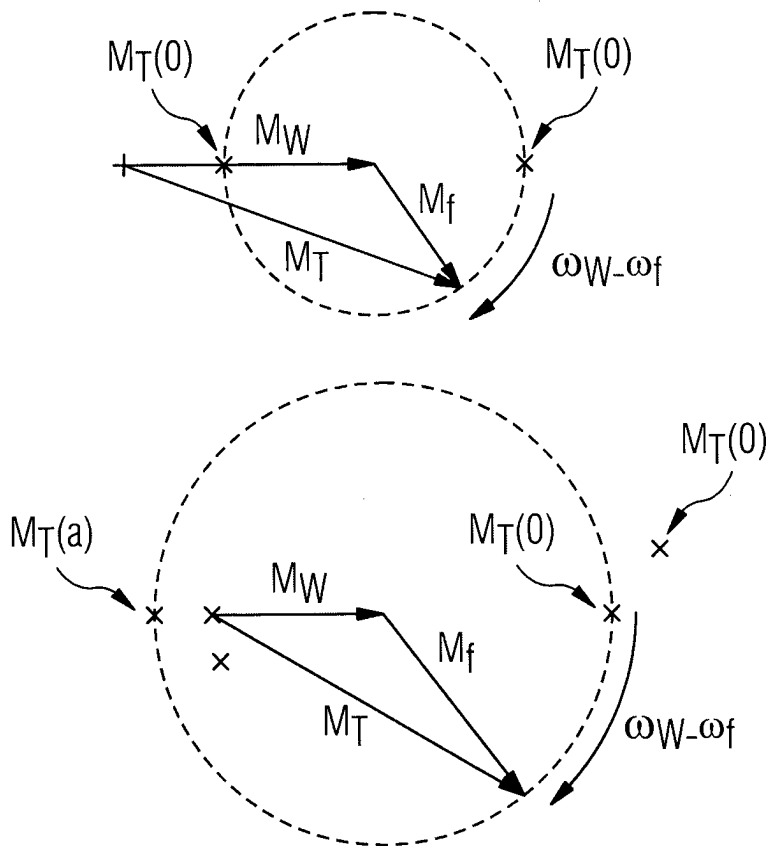
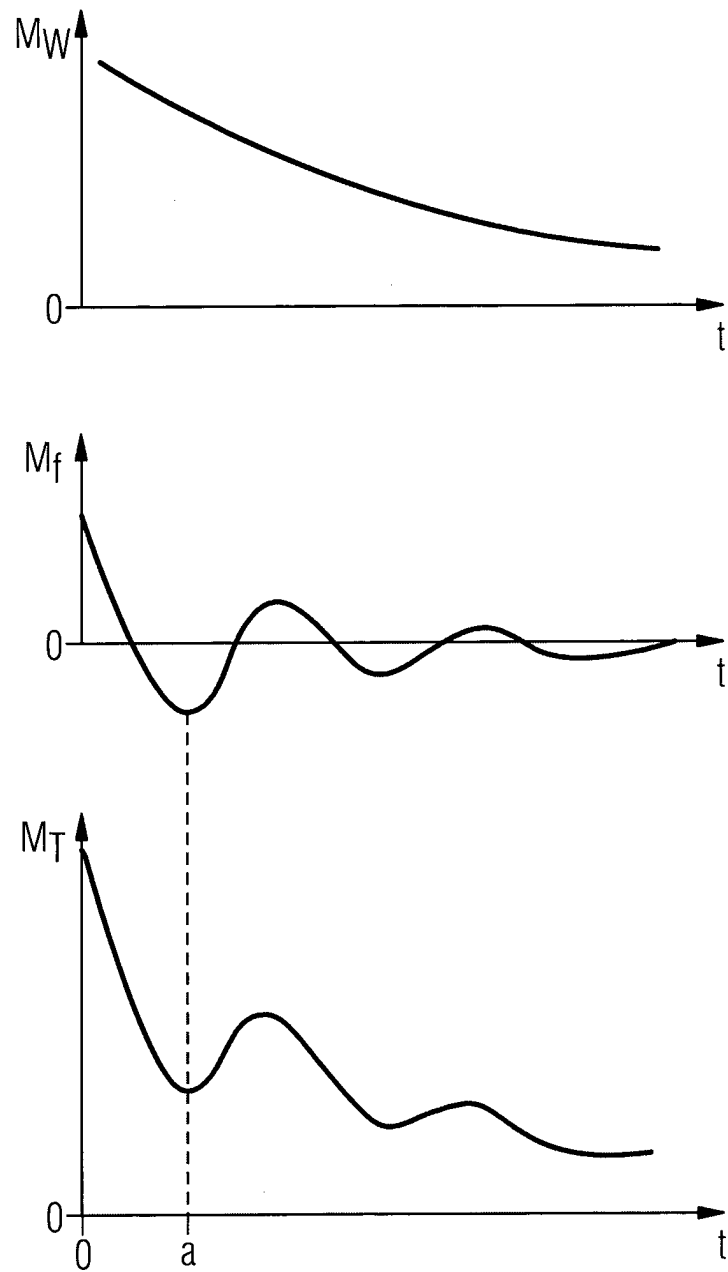


FIG 4 Stand der Technik



**FIG 5** Stand der Technik

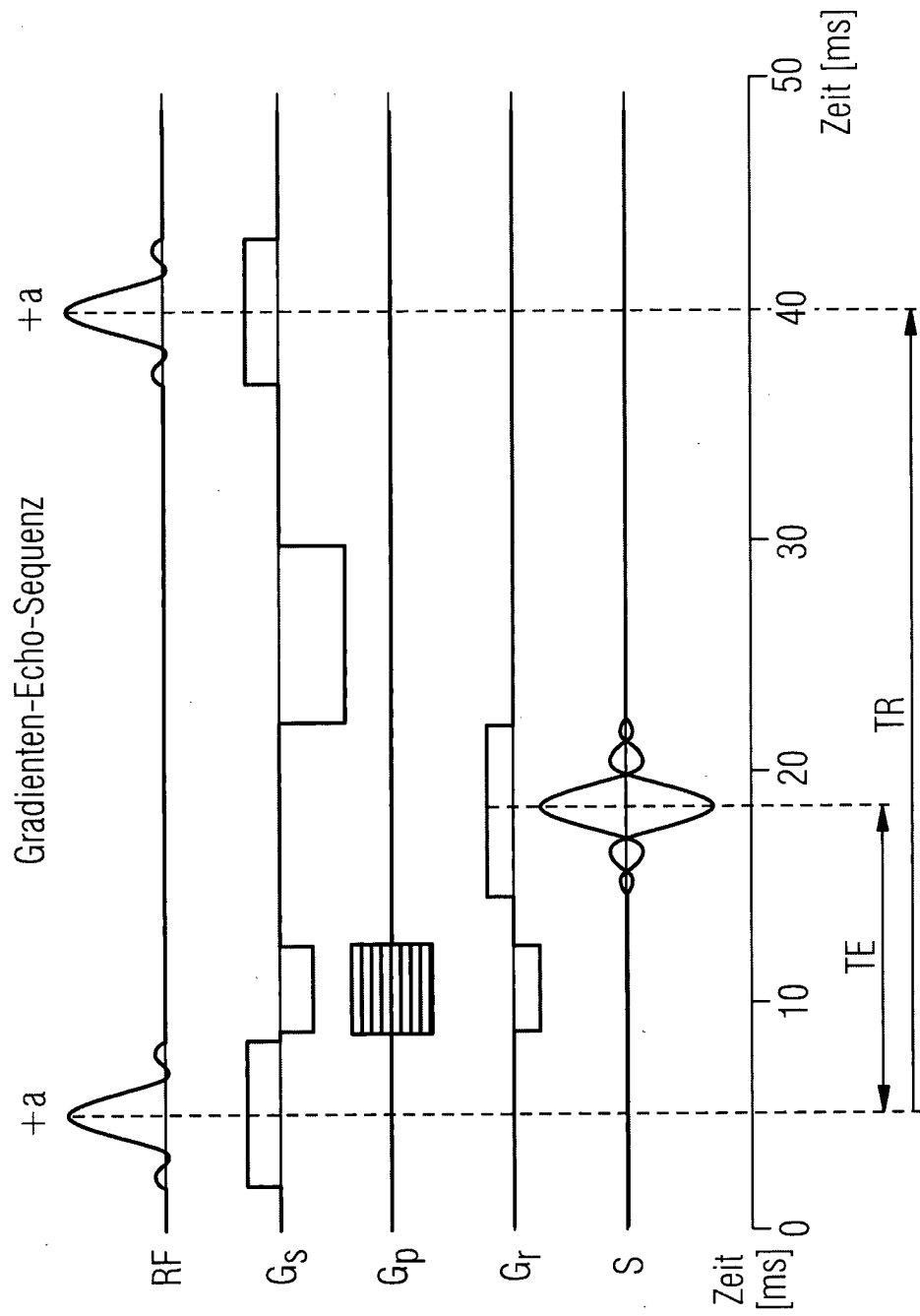
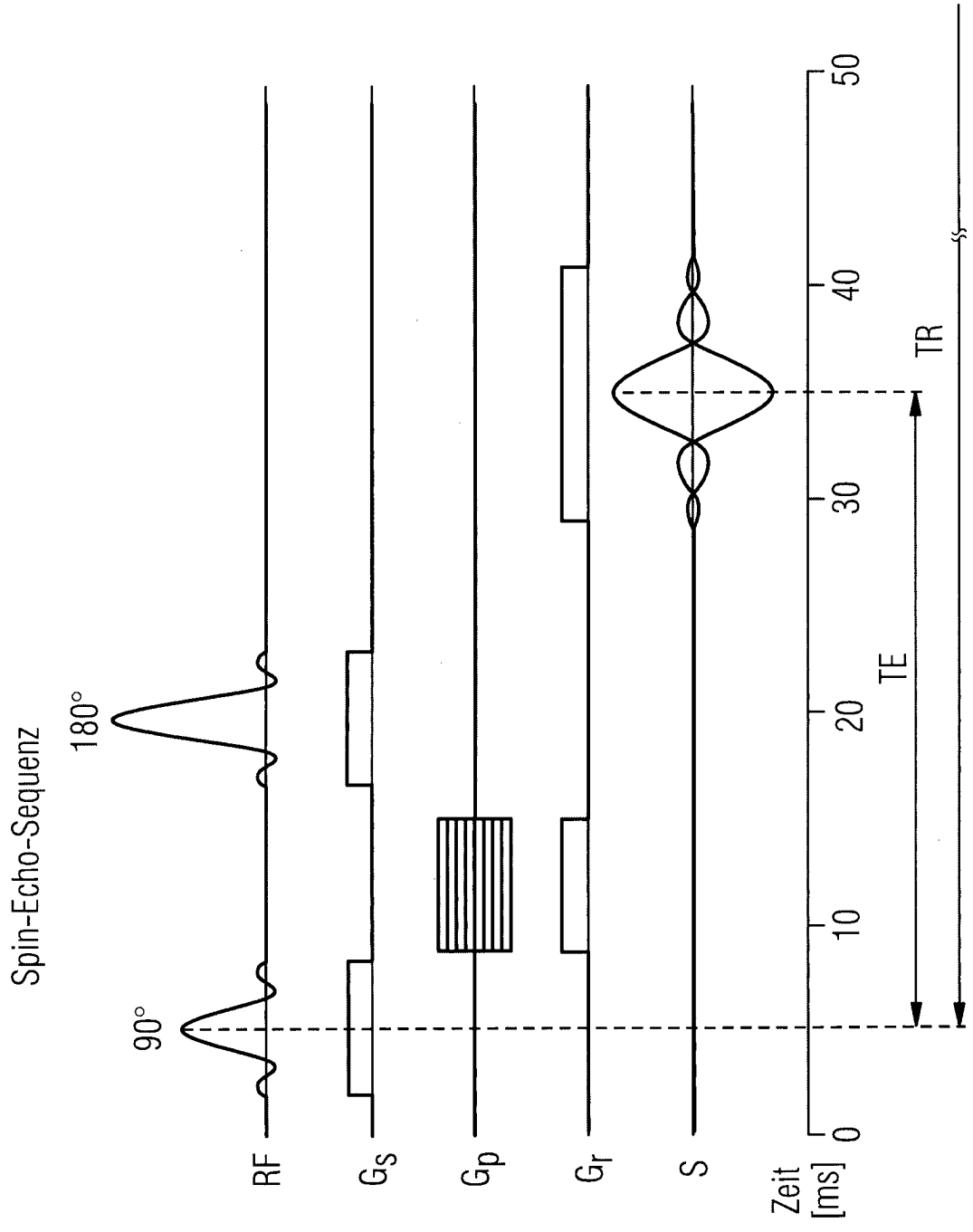


FIG 6 Stand der Technik



Stand der Technik

FIG 7

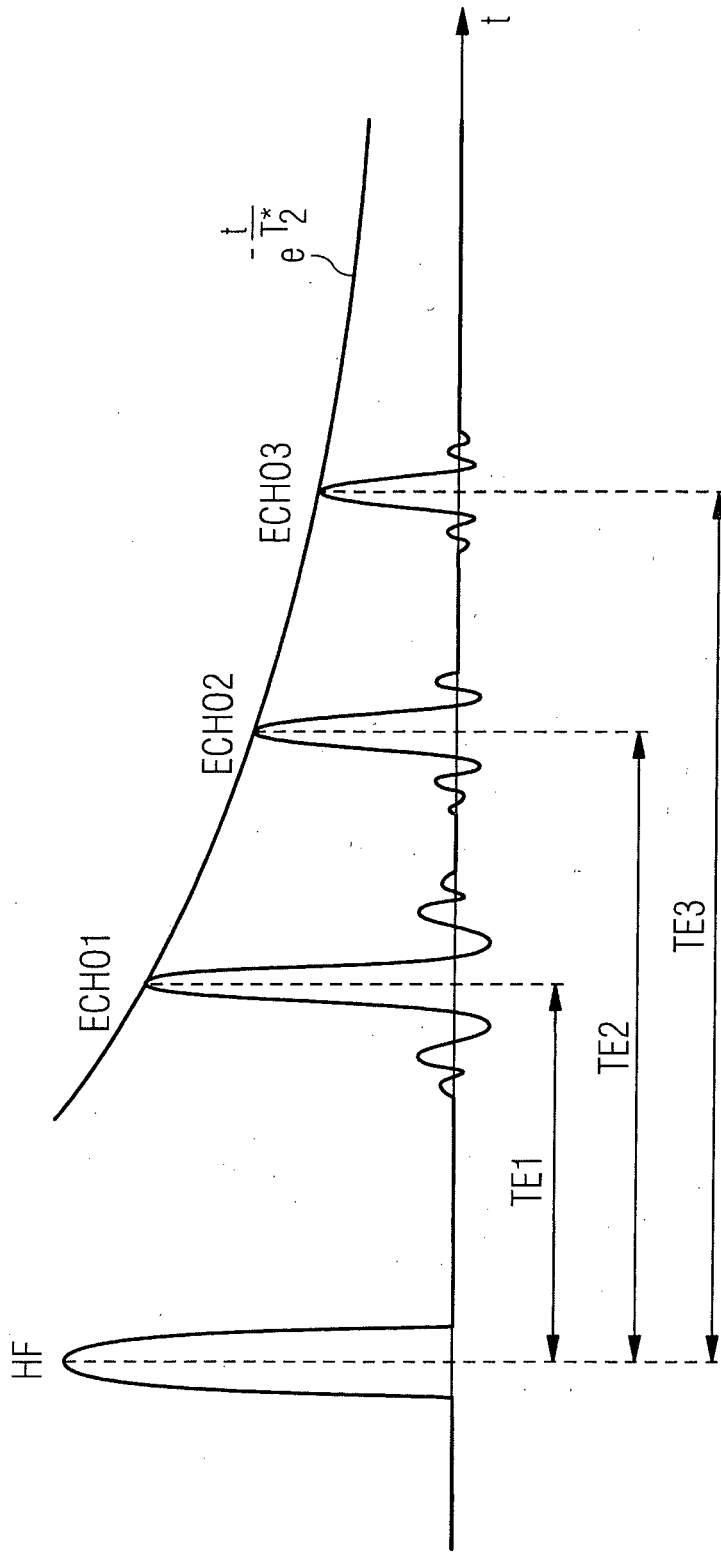


FIG 8

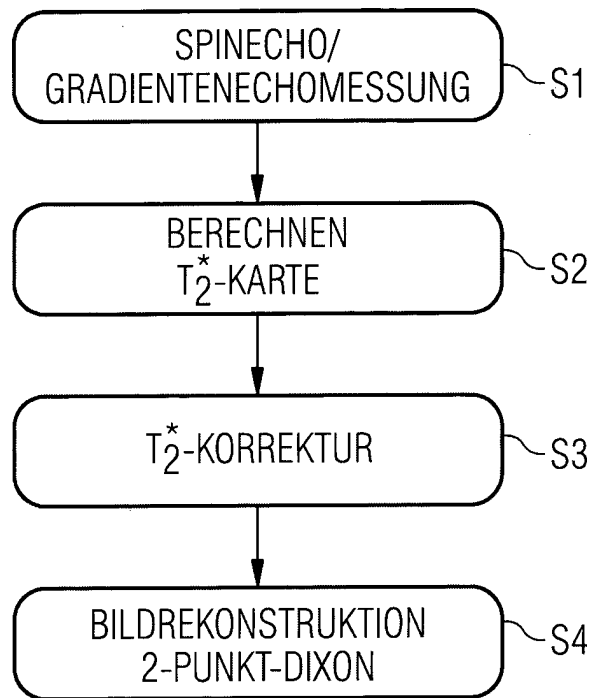




FIG 9

