

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur schnellen orts aufgelösten Bestimmung eines Magnetresonanz-Relaxationsparameters in einem Untersuchungsgebiet, wie z. B. der longitudinalen Relaxationskonstanten T1 und der transversalen Relaxationskonstanten T2.

[0002] Die medizinische Magnetresonanzbildgebung eignet sich in der Diagnostik wegen des hohen Weichteilkontrasts besonders zur Abbildung von verschiedenem Gewebe oder auch zur bildlichen Darstellung des Zustandes von Gewebe. Die orts aufgelöste Bestimmung der Werte von Magnetresonanz-Relaxationsparametern, wie die longitudinale Relaxationskonstante T1 oder die transversale Relaxationskonstante T2, haben in der medizinischen Magnetresonanstechnik zusätzlich eine große Bedeutung, da damit unterschiedliches Gewebe oder auch krankhafte Gewebeveränderungen diagnostiziert werden können. Die orts aufgelöst und quantitativ bestimmten Relaxationsparameter werden in Form von Parameterkarten dargestellt und sind so ein anschauliches Hilfsmittel bei der Diagnose.

[0003] Insbesondere bei der Diagnose von Erkrankungen des Herzwesens gewinnen quantitative Verfahren zur Bestimmung der Relaxationsparameter zunehmendes Gewicht. Bedeutung hat in diesem Zusammenhang die quantitative Bestimmung der longitudinalen Relaxationskonstante T1 erlangt.

[0004] Allerdings stellt die Bestimmung der T1-Konstante von Herzwesens bedingt durch die Herz- und Atembewegung eine große Herausforderung dar. Das wird noch zusätzlich erschwert bei langen T1-Relaxationskonstanten, wie sie typischerweise vor der Gabe eines Kontrastmittels im Herzwesens vorliegen. Abhängig von der Datenakquisitionstechnik stellen auch ungleichmäßige Herz- und Atemzyklen eine weitere Erschwernis bei der Bestimmung der T1-Konstante dar. Dies deshalb, weil für eine genaue Quantifizierung der T1-Konstanten die longitudinale Magnetisierung bekannt sein muss. Ist die Repetitionszeit zu kurz, ist vor einer erneuten Anregung die Längsmagnetisierung nicht vollständig in ihre Ausgangslage zurückgekehrt. Die effektive Repetitionszeit, die wiederum bei herzfrequenzgetriggelter Datenaufnahme durch die Herzfrequenz mit bestimmt wird, muss dann zusätzlich berücksichtigt werden.

[0005] Bekannte Verfahren zur T1-Quantifizierung bei Herzwesens erfassen die Magnetresonanzdaten in einer Atemhaltephase über mehrere Herzperioden. Dabei werden mehrere, vom Herzschlag getriggerte Inversionspulse in das abzubildende Gebiet eingestrahlt, denen jeweils Akquisitions- und Erholungsphasen der longitudinalen Magnetisierung folgen.

[0006] In der Veröffentlichung von Daniel R. Messroghli et al., „Modified Look-Locker Inversion Recovery (MOLLI) for High-Resolution T1 Mapping of the Heart“, erschienen in Magnetic Resonance in Medicine 52: 141–146 (2004), ist ein Verfahren beschrieben, bei dem ein spezielles ineinander verschachteltes Akquisitionsschema angewendet wird, um Magnetresonanzdaten mit verschiedenen Inversionszeiten zu erhalten. Das Akquisitionsschema wird vom Herzschlag getriggert, so dass die Daten immer aus derselben Herzphase, also aus demselben Bewegungszustand des Herzens, erhalten werden.

[0007] Während durch das spezielle Daten-Akquisitionsschema bei MOLLI von der Herzbewegung herrührende Bewegungsartefakte weitgehend vermieden werden können, entstehen noch Bewegungsartefakte, wenn der zu untersuchende Patient während der Daten-Akquisition nicht vollständig die Atmung anhält. Die Bewegungsartefakte verhindern eine genaue Bestimmung der T1-Konstanten, da dazu aus demselben Voxel (als Bilddatum „Pixel“) mindestens zwei Messwerte zu verschiedenen Zeiten während der Relaxation aufgenommen werden müssen.

[0008] Ein Verfahren zur Bewegungskorrektur von MOLLI-akquirierten Daten beim T1-Mapping von Herzwesens wurde von Hui Xue et al. in der Veröffentlichung „Motion Correction for Myocardial T1 Mapping Using Image Registration with Synthetic Image Estimation“, erschienen online bei Magnetic Resonance in Medicine am 29 August 2011, beschrieben. Die dort beschriebene Bewegungskorrektur basiert auf der Schätzung von synthetischen Bildern, die einen ähnlichen Kontrast wie die ursprünglich akquirierten Bilder aufweisen. Dabei wird der sich aufgrund der Relaxation und der Bewegung sich ändernde Bildkontrast als gemeinsames Schätzproblem formuliert. Mittels eines iterativen Verfahrens und einer initialen T1-Schätzung (T1-Startwert) wird dann eine Folge von bewegungskorrigierten synthetischen Inversion Recovery (IR)-Bildern erzeugt. Mit dem anfänglichen Schätzwert von T1 werden synthetische Bilder für jede Inversionszeit berechnet. Die synthetischen Bilder sind dann alle bei einer bestimmten Atemposition und haben einen ähnlichen Kontrast wie die ursprünglichen gemessenen Bilder. Sie sind damit für eine intensitätsbasierte Bildregistrierung geeignet. Dieses Verfahren wird zur Korrektur von Atembewegung beschrieben.

[0009] Die bisher bekannten Verfahren zur orts aufgelösten Bestimmung von Relaxationsparametern, insbesondere am schlagenden Herzen, erfolgt über mehrere Herzschläge und benötigen damit eine relativ lange Messzeit.

[0010] Die Schrift: Shi X. et al., „Single-shot T1 mapping using simultaneous acquisitions of spin- and stimulated-echo-planar imaging (2D ss-SESTEPI)“ Ma-

gn Reson Med. 64, 734–42, 2010, offenbart ein Verfahren zur Korrektur der Amplitude von RF-Inhomogenitäten.

[0011] Die Schrift: Xue H. et al., "Motion correction for myocardial T1 mapping using image registration with synthetic image estimation", Magn Reson Med. 67, 1644–55, 2012, offenbart ein Verfahren zur Bewegungskorrektur, das auf einer Schätzung von synthetischen Bildern mit einer Kontraständerung ähnlich zu aufgezeichneten Bildern basiert.

[0012] Der Erfindung liegt nun die Aufgabe zugrunde, ein schnelles Verfahren zur orts aufgelösten Bestimmung eines Relaxationsparameters in einem Untersuchungsgebiet anzugeben.

[0013] Die vorstehende Aufgabe wird erfindungsgemäß durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst. Danach wird in ein Untersuchungsgebiet ein Inversionspuls eingestrahlt. Während der Relaxation der longitudinalen Magnetisierung werden zu mindestens zwei verschiedenen Inversionszeiten mittels einer schnellen Magnetresonanzsequenz, die als Gradientenechosequenz ausgebildet ist, orts-kodierte Magnetresonanzsignale akquiriert, wobei die Akquisition der Magnetresonanzsignale innerhalb eines Herzzyklus (Tcard) erfolgt. Aus den Magnetresonanzsignalen wird zu jeder dieser mindestens zwei verschiedenen Inversionszeiten ein Bilddatensatz rekonstruiert. Die rekonstruierten Bilddatensätze werden zueinander elastisch registriert und aus den registrierten Bilddatensätzen wird ortsrichtig der Relaxationsparameter bestimmt.

[0014] Der Erfindung liegt die überraschende Erkenntnis zugrunde, dass trotz großer Verformungen innerhalb des Untersuchungsgebiets eine Bewegungskorrektur noch ausreichend genau durchführbar ist, um an einzelnen Orten innerhalb des Untersuchungsgebiets die Werte eines Magnetresonanz-Relaxationsparameters bestimmen zu können.

[0015] Der Inversionspuls kippt die Gleichgewichtsmagnetisierung in die entgegengesetzte Richtung. Damit steht während der Relaxation ein großer Dynamikbereich für die nachfolgende Erfassung der Magnetresonanzsignale zur Verfügung.

[0016] Die vorliegende Erfindung erlaubt es, die Magnetresonanzdaten oder auch Bilder quasi kontinuierlich über den Herzzyklus aufzunehmen. Eine spezielle Positionierung der Akquisition in einer bestimmten Herzphase wie bei MOLLI wird obsolet. Die so akquirierten Magnetresonanzdaten werden dann weiter einer Nachverarbeitung unterzogen werden, indem die Herzbewegung durch eine nachfolgende Registrierung der bei verschiedenen Inversionszeiten gewonnenen Bilddaten korrigiert wird.

[0017] Weiterhin vorteilhaft ist die Anwendung von beschleunigten Bildgebungstechniken, wie z. B. eine iterative Rekonstruktion, parallele Bildgebung, radiale Abtastung usw. in sogenannten Single-Shot-Bildgebungstechniken. Damit ist es ebenfalls möglich, Bewegungsartefakte aufgrund einer variablen Herzrate während der Bildgebung zu kompensieren.

[0018] Bei der Herzbildgebung ist besonders das sogenannte T1-Mapping für die Diagnose wertvoll. Die longitudinale Relaxationszeit T1 stellt in der Late-Gadolinium-Enhancement-Technik ein Maß für Schäden des Herzgewebes dar.

[0019] Bei einer schnellen Messung ist es möglich, die Magnetresonanzdaten nicht segmentiert, d. h. zusammengesetzt über mehrere Herzschläge, sondern am Stück in nur einem Herzschlag zu akquirieren. Bei dieser weiteren vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung werden aufeinanderfolgend zu jedem Herzzyklus Magnetresonanz-Relaxationsparameter-Karten erzeugt, die dann in Folge als „realtime T1-Mapping“ angezeigt werden. Falls längere T1-Konstanten im Untersuchungsgebiet vorhanden sind, genügen einige wenige Herzzyklen.

[0020] Vorteilhaft ist weiterhin, dass der Startpunkt des Daten-Akquisitionsfensters innerhalb des Herzzyklus in die Phase nur geringer Herzbewegung gelegt werden kann. Damit landen vor allem die wichtigen Magnetresonanzdaten kurzen Inversionszeiten in die Diastole und sind so gering wie möglich von der Herzbewegung beeinträchtigt. Zusätzlich können auch Magnetresonanzdaten, die aufgrund einer unvollkommenen Bewegungskorrektur als fehlerhaft angesehen werden, bei der Weiterverarbeitung ignoriert werden. Das Kriterium hierfür kann sowohl aus der Herzphaseninformation wie auch aus dem Bewegungskorrekturverfahren selbst herrühren.

[0021] Erweiterte Diagnosemöglichkeiten ergeben sich bei einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung, bei der die Bilddatensätze für jede Herzphase individuell zueinander registriert werden und dass für jede Herzphase ortsrichtig Werte des Magnetresonanz-Relaxationsparameters bestimmt werden. Damit liegt für jede Herzphase eine T1-Karte vor. Diese „schlagende T1-Karte“ zeigt die zeitliche Änderung der T1-Karte in Form einer Cine-Darstellung mit dem Kontrast der Referenz-T1-Karte. Diese Cine-Darstellung kann einer stationären T1-Karte bezüglich des Informationsgehalts überlegen sein, beispielsweise wenn es darum geht, die T1-Werte von Pixeln am Rand der Herzwand zu interpretieren, die aufgrund der sich ändernden Wanddicke und der Bewegung über den Herzzyklus unterschiedlich durch Partialvolumeneffekte kontaminiert sein können.

[0022] Bei einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung wird die orts aufgelöste Relaxationskonstante

aus der „Registrierung-Herzphase“ und die Information über die Herzbewegung aus dem Registrierungsschritt – also quasi eine Invertierung der Berechnungsvorschrift, wie man von den einzelnen gemessenen Bewegungszuständen zu der „Registrierungs-Herzphase“ gelangt – verwendet, um eine Folge von überlagerten T1-Karten mit der Anatomie des schlagenden Herzens zu erzeugen. Unter „Registrierungs-Herzphase“ soll der Bewegungszustand des Herzens gemeint sein, auf den alle anderen Herzphasen mittels der Bewegungskorrektur gebracht wurden.

[0023] Ein weiteres Ergebnis der Registrierung der Daten der verschiedenen Herzphasen ist die Bereitstellung von einzelnen synthetischen TI-Bildern von praktisch jeder beliebigen Herzphase, z. B. eine Gegenüberstellung der TI-Bilder von Systole und Diastole. Die dahinter stehende Überlegung besteht darin, dass Bilder bei einer bestimmten Inversionszeit TI vorteilhaft zur Beurteilung von Pathologien sein können, wie z. B. der Nulldurchgang der Magnetisierung des Blutes beim Late Gadolinium Enhancement Verfahren, und dass somit durch das Verfahren die Möglichkeit besteht, diesen Kontrast quasi synthetisch über den ganzen Herzzyklus zu generieren, ohne ihn direkt gemessen zu haben.

[0024] Allgemein weichen die mittels einer TrueFISP-Sequenz gewonnenen und quantifizierten Werte von den tatsächlichen Werten der freien Relaxation ab. Die TrueFISP-Sequenz weist einen von T1 und T2 abhängigen Mischkontrast auf. Der so bestimmte Mischkontrast kann z. B. nach dem von Peter Schmitt et al. in dem Artikel „Inversion Recovery TrueFISP: Quantification of T1, T2, and Spin Density“ beschriebenen Verfahren korrigiert werden. Der Artikel ist in Magnetic Resonance in Medicine 51: 661–667 (2004) erschienen. In dem Artikel wird gezeigt, dass sich aus dem Mischkontrast sowohl die reine T1- wie auch die reine T2-Konstante bestimmen lassen. Damit lassen sich auch T2-Karten, also orts aufgelöste T2-Werte, bestimmen und zur Darstellung bringen. Auch können aus den Magnetresonanzdaten reine Protonendichte-Karten erstellt werden.

[0025] Ein weiterer Vorteil bei der Anwendung der vorliegenden Erfindung ist dadurch gegeben, dass sich aus den orts aufgelösten T1-Werten wiederum die Inversionszeit berechnen lässt, bei der gesundes Gewebe das kleinste Signal abgibt. Diese Inversionszeit, die auch als optimale Inversionszeit bezeichnet wird, ist wichtig im Zusammenhang mit der Late-Gadolinium-Enhancement-Technik (LGE-Technik). Die Inversionszeit ergibt sich aus dem Nulldurchgang der Längsmagnetisierung bei der Relaxation. Damit kann auf die sonst verwendete TI-Scout-Messung, die üblicherweise als segmentierte Inversion Recovery Cine-Sequenz ausgebildet ist, verzichtet werden.

[0026] Weitere Vorteile und Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich aus den nachfolgend anhand von drei Figuren beschriebenen Ausführungsbeispielen der Erfindung. Es zeigen:

[0027] [Fig. 1](#) in einer Übersichtsdarstellung die wesentlichen Funktionseinheiten eines diagnostischen Magnetresonanzenzgeräts zur Ausführung der Erfindung,

[0028] [Fig. 2](#) eine Ausführungsform eines Sequenzschemas,

[0029] [Fig. 3](#) eine Übersicht zur Erläuterung der elastischen Registrierung.

[0030] In [Fig. 1](#) ist schematisch ein diagnostisches Magnetresonanzenzgerät gezeigt, mit dem Magnetresonanz-Relaxationsparameter-Karten erzeugt werden können. Magnetresonanz-Relaxationsparameter-Karten zeigen ortsrichtig die regionale Verteilung der Werte einer Magnetresonanz-Relaxationskonstanten einem Untersuchungsgebiet. Bei sogenannten Late-Gadolinium-Enhancement-Untersuchungen (LGE-Untersuchungen) am Herzen interessiert vor allem die regionale Verteilung der longitudinalen Relaxationskonstante T1.

[0031] Das Magnetresonanzenzgerät weist einen Magneten **10** zur Erzeugung eines Polarisationsfelds B_0 auf, wobei eine auf einer Liege **11** gelagerte Untersuchungsperson **12** in das Zentrum des Magneten **10** gefahren wird, um dort ortskodierte Magnetresonanzsignale aus einem Untersuchungsgebiet aufzunehmen. Durch Einstrahlen von Hochfrequenz-Pulsfolgen und Schalten von Magnetfeldgradienten kann die durch das Polarisationsfeld B_0 erzeugte Magnetisierung gekippt werden. Die gekippte Magnetisierung induziert in nicht gezeigten Empfangsspulen Magnetresonanzsignale. Die allgemeine Funktionsweise zur Erstellung von Magnetresonanzsignalen mit verschiedenen Akquisitionsssequenzen ist dem Fachmann im Grundsatz bekannt, so dass auf eine detaillierte Erklärung der einzelnen Gerätekomponten verzichtet wird.

[0032] Das Magnetresonanzenzgerät weist weiterhin eine zentrale Steuereinheit **13** auf, die zur Steuerung des Magnetresonanzenzgeräts verwendet wird und die eine Hochfrequenzsteuereinheit **14**, eine Magnetfeldgradientensteuereinheit **15** und eine Sequenzsteuereinheit **16** aufweist. Die Sequenzsteuereinheit steuert die Abfolge der eingestrahnten Hochfrequenzpulse und das Schalten der Magnetfeldgradienten in Abhängigkeit von dem gewünschten Signalkontrast und der eingestellten Akquisitionsssequenz. Ein Bildrechner **17** berechnet aus den detektierten Magnetresonanzsignalen, wie allgemein bekannt ist, Magnetresonanzbilder oder auch orts aufgelöst verschiedene Charakteristika des untersuchten Objekts, wie z.

B. eine regionale Verteilung der T1-Relaxationskonstante. Die anatomischen Informationen oder auch die Charakteristika werden ortsrichtig auf einer Anzeigeeinheit **18** des Magnetresonanztgeräts angezeigt. Dabei kann das Magnetresonanztgerät über eine Bedieneinheit **19** von einer Bedienperson gesteuert werden.

[0033] Die T1-Relaxationskonstante kennzeichnet die Relaxation der longitudinalen Magnetisierung nach einer Auslenkung durch eine entsprechende Hochfrequenzanregung. Erfolgt die Hochfrequenzanregung derart, dass die longitudinale Magnetisierung in die zur Gleichgewichtsmagnetisierung entgegengesetzte Lage gekippt wird, spricht man von einem Inversionspuls oder auch von einem 180°-Puls. Mit dem Inversionspuls erfolgt eine Präparation der Magnetisierung für eine nachfolgende Bildgebungssequenz.

[0034] **Fig. 2** zeigt ein Ausführungsbeispiel eines Pulsschemas entsprechend der vorliegenden Erfindung, wie es bei der Quantifizierung der Werte der T1-Relaxationskonstante zur Anwendung kommt. **Fig. 2** ist unterteilt in ein oberes und ein unteres Diagramm **20** bzw. **22**. Das untere Diagramm zeigt den Zeitverlauf der Herztätigkeit, charakterisiert durch den QRS Komplex **24**. Der Abstand zwischen den einzelnen QRS-Komplexen **24** charakterisiert eine Herzperiode oder einen Herzzyklus t_{card} . Das obere Diagramm **22** zeigt beispielhaft über der Zeit die Zeitpunkte der Akquisition von ortskodierten Magnetresonanzsignalen während der Relaxation der Längsmagnetisierung nach einer Anregung. Das Verfahren zur schnellen orts aufgelösten Bestimmung des Magnetresonanz-Relaxationsparameters T1 beginnt mit dem Einstrahlen eines 180°-Hochfrequenzpulses oder eines Inversionspulses **26** in das Untersuchungsgebiet, also vorliegend in eine abzubildende Schicht im Herzen. Dieser Zeitpunkt ist im oberen Diagramm **20** durch die Inversion der longitudinalen Gleichgewichts-Magnetisierung Mz_0 im Untersuchungsgebiet in die entgegengesetzte Richtung $-Mz_0$ zu erkennen. Die longitudinale Magnetisierung kehrt nach der Inversion mit der longitudinalen Relaxationskonstante T1 wieder in die Gleichgewichtslage zurück. Der Relaxationsprozess wird auch als Inversion Recovery bezeichnet und verläuft nach einer Exponentialfunktion, der Relaxationsverlauf ist im oberen Diagramm durch das Bezugszeichen **28** gekennzeichnet. Zur Inversionszeit T11 werden mit einer schnellen Bildgebungssequenz erste ortskodierte Magnetresonanzsignale akquiriert, aus denen dann ein erster Bilddatensatz der angeregten Schicht rekonstruiert wird. Als schnelle Bildgebungssequenz eignet sich vor allem eine Gradienten-Echo-Sequenz, beispielsweise eine single-shot TrueFISP-Sequenz. Bei einer Schichtdicke von 8 mm lässt sich so eine Auflösung von ca. $2 \times 2 \text{ mm}^2$ erzielen. Die Echozeit TE beträgt dann beispielsweise 1

ms und die Repetitionszeit beispielsweise 2,3 ms. Die schnelle Bildgebungssequenz wird dann zu den Inversionszeiten T12, T13, usw., bis T110 wiederholt. Zu jeder Inversionszeit T11 bis T110 werden aus den entsprechenden Magnetresonanzdaten Bilddatensätze rekonstruiert. Es liegen somit zehn Magnetresonanzbilder zu verschiedenen Herzphasen mit unterschiedlichem Kontrast aufgrund der unterschiedlichen longitudinalen Magnetisierung vor. In **Fig. 2** ist auch noch zu erkennen, dass Magnetresonanzsignale bei den Inversionszeiten T15 und T16 im Bereich starker Herzbewegung akquiriert werden. Diese Magnetresonanzsignale können verworfen werden, weil auch danach noch genügend Magnetresonanzdaten bzw. auch Bilddaten für die Quantifizierung der T1-Relaxationskonstante zur Verfügung stehen.

[0035] Der Inversionspuls kann mittels eines EKG-Signals getriggert gestartet werden. Die Verzögerungszeit TD ist durch einen Nutzer vorgebbar. Damit legt der Nutzer das Akquisitionsfenster, insbesondere den Startpunkt des Akquisitionsfensters, innerhalb des Herzzyklus fest. Vorteilhafterweise wird das Akquisitionsfenster so gelegt, dass die Akquisition der relevanten Daten in Phasen mit nur geringer Herzbewegung erfolgt.

[0036] Anstatt eines Inversionspulses **26**, wie obenstehend beschrieben, kann auch ein Sättigungspuls in das Untersuchungsgebiet eingestrahlt werden. Dann beginnt die Relaxation nach einem e-Funktionsverlauf nicht bei $-Mz_0$, sondern bei Null.

[0037] **Fig. 3** soll die weitere Bearbeitung der rekonstruierten Bilddatensätze **30** bis **39** zu den einzelnen Inversionszeiten T11 bis T110 erläutern. Neben dem unterschiedlichen Kontrast zwischen den einzelnen Bilddatensätzen **30** bis **39** gibt es auch Verformungen aufgrund der Herzbewegung, die vor einer pixelweisen Auswertung eine Bewegungskorrektur **50** mittels einer elastischen Registrierung der einzelnen Bilddatensätze **30** bis **39** erforderlich machen. Ein geeignetes Verfahren zur Bewegungskorrektur ist in der eingangs schon zitierten Veröffentlichung von Hui Xue et al. beschrieben. Dieses Verfahren erzeugt mit Hilfe von synthetischen Schätzbildern bewegungskorrigierte Bilder **40** bis **49**, indem ausgehend von einem anfänglichen Schätzwert von T1 für jedes Pixel über ein iteratives Verfahren eine Energiefunktion minimiert wird. Die Bewegungskorrektur **50** lässt sich auf eine vorgegebene Herzphase als Referenz anwenden. Beispielhaft sind hier alle Bilddatensätze **30** bis **39** auf die bei der Inversionszeit T11 vorhandenen Herzphase registriert. Damit stehen bewegungskorrigierte Bilddaten **40** bis **49** für die Quantifizierung der longitudinalen Relaxationskonstante T1 vor. Die Quantifizierung selbst erfolgt über ein Fit-Verfahren **51**, wobei von einem exponentiellen Funktionsverlauf ausgegangen wird, dessen Parameter Amplitude und Relaxationskonstante T1 so bestimmt werden, dass

der Fehler zu allen bewegungskorrigierten Bilddatensätzen **40** bis **49** minimal ist. Zur Quantifizierung der longitudinalen Relaxationskonstante T1 sind mindestens zwei verschiedene Bilddatensätze erforderlich, z. B. die bewegungskorrigierten Bilddatensätze **40** und **49**. Zur Fehlerminimierung empfiehlt sich jedoch die Quantifizierung aus mehr als zwei verschiedenen bewegungskorrigierten Bilddatensätzen.

[0038] Wendet man die Bewegungskorrektur auch auf andere Referenz-Herzphasen an, z. B. die Herzphasen zu den Inversionszeiten TI2, TI3, usw., können für diese Inversionszeiten PI1, TI2, TI3 usw. auch sogenannte Cine-Bilder erzeugt werden, mit denen die Herzbewegung in Art einer Bewegungsstudie anhand der Änderung der T1-Werte dargestellt werden kann.

[0039] Da alle relevanten Magnetresonanzsignale in einer Herzperiode akquiriert werden, ergibt sich auch die Möglichkeit, ein Real-Time T1 Mapping oder T1-Karten in Real-Time zu erstellen und zur Anzeige zu bringen.

[0040] Die Genauigkeit der nach dem vorstehenden Verfahren mittels einer TrueFISP-Sequenz bestimmten Relaxationsparameter kann noch verbessert werden, indem der Einfluss des angewendeten Flipwinkels, der Echozeit TE und der Repetitionszeit TR auf die Relaxation berücksichtigt wird. Ein geeignetes Korrekturverfahren ist in dem Artikel von Peter Schmitt et al. „Inversion Recovery TrueFISP: Quantification of T1, T2, and Spin Density“, erschienen in Magnetic Resonance in Medicine 51: 661–667 (2004), beschrieben.

[0041] Mit dem vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiel der Erfindung ist eine schnelle Datenakquisition möglich, die nur kurze Atem-Anhaltezeiten erforderlich macht. Das Verfahren ist auch so leistungsfähig, dass ggf. die Datenakquisition bei freier Atmung erfolgen kann. Da sich das Datenakquisitionsfenster im Wesentlichen nur über eine Herzperiode erstreckt, ist die Datenakquisition auch unempfindlich gegen Herzrhythmusstörungen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur schnellen orts aufgelösten Bestimmung eines Magnetresonanz-Relaxationsparameters in einem Untersuchungsgebiet mit den Schritten:

- Einstrahlen eines Inversionspulses (**26**) in das Untersuchungsgebiet,
- während der Relaxation der longitudinalen Magnetisierung Akquirieren von ortskodierten Magnetresonanzsignalen zu mindestens zwei verschiedenen Inversionszeiten (TI1, TI2, usw.) mittels einer schnellen Magnetresonanzsequenz, die als Gradientenechosequenz ausgebildet ist, wobei die Akquisition der

Magnetresonanzsignale innerhalb eines Herzzyklus (Tcard) erfolgt,

- zu jeder dieser mindestens zwei verschiedenen Inversionszeiten (TI1, TI2, usw.) Rekonstruieren eines Bilddatensatzes (**30**, **31**, **32**, usw.) aus den Magnetresonanzsignalen,
- elastische Registrierung (**50**) der mindestens zwei Bilddatensätze zueinander,
- aus den registrierten Bilddatensätzen (**40**, **41**, **42**, usw.) ortsrichtiges Bestimmen von Werten des Magnetresonanz-Relaxationsparameters.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Magnetresonanz-Relaxationsparameter die longitudinale Relaxationskonstante T1 ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Magnetresonanz-Relaxationsparameter die transversale Relaxationskonstante T2 ist.

4. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Gradientenecho-Sequenz eine TrueFISP-Sequenz ist.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Registrierung zu den mindestens zwei Bilddatensätzen mittels synthetischer Schätzbilddatensätze erfolgt, wobei die einzelnen synthetischen Schätzbilddatensätze mittels eines iterativen Verfahrens aus dem jeweiligen Bilddatensatz bestimmt wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass aufeinanderfolgend zu jedem Herzzyklus Magnetresonanz-Relaxationsparameter-Karten erzeugt werden, die dann in Folge als „realtime T1-Mapping“ angezeigt werden.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Bilddatensätze für jede dieser mindestens zwei verschiedenen Inversionszeiten zueinander registriert werden und dass für jede dieser mindestens zwei verschiedenen Inversionszeiten ortsrichtig Werte des Magnetresonanz-Relaxationsparameters bestimmt werden.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass zusätzlich synthetische Bilddatensätze für einzelne Herzphasen generiert werden, die einen vorgegebenen Zielkontrast wiedergeben.

9. Verfahren nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, dass zu einzelnen Inversionszeiten die Magnetresonanz-Parameter zusammen mit den entsprechenden Bilddatensätzen dargestellt werden.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass Magnetresonanz-Parameter

parameter überlagert mit den Bilddaten dargestellt werden.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass aus den ortsrichtig bestimmten Werten des Magnetresonanz-Relaxationsparameters eine Magnetresonanz-Relaxationsparameter-Karte erstellt wird.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

(Stand der Technik)

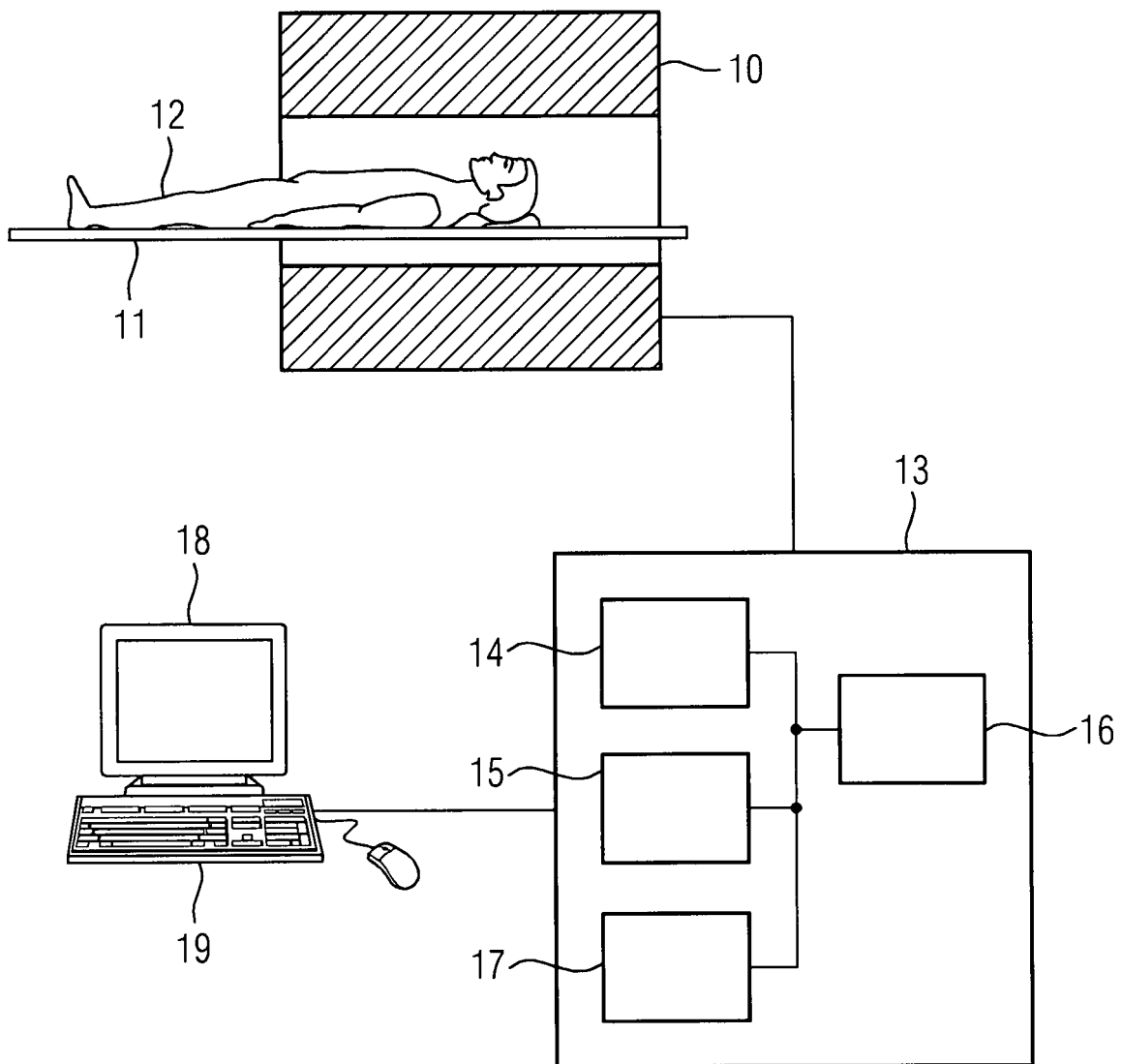


FIG 2

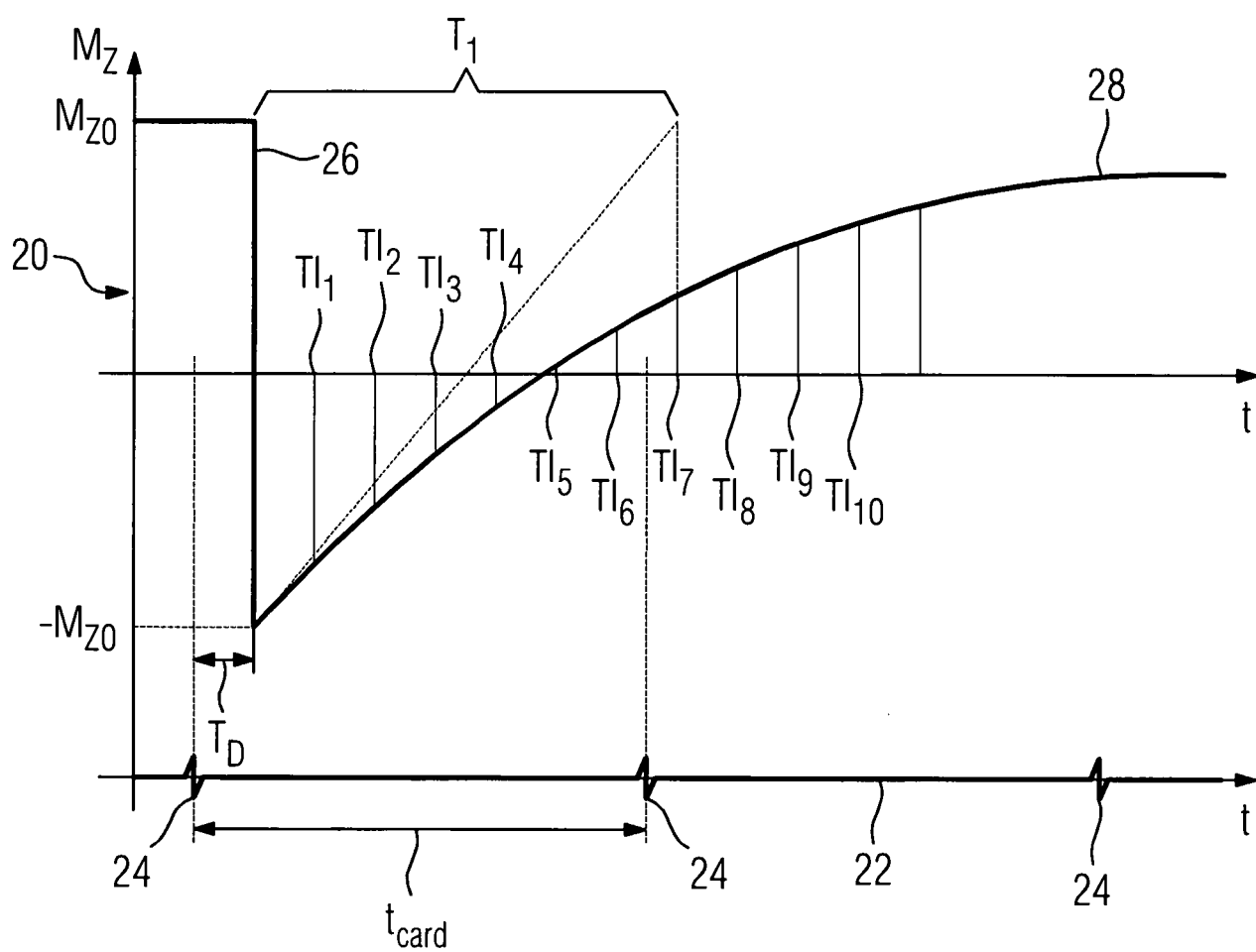


FIG 3

