



(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2009 055 960.4**
(22) Anmeldetag: **27.11.2009**
(43) Offenlegungstag: **01.06.2011**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **14.01.2021**

(51) Int Cl.: **A61B 5/055** (2006.01)
A61B 5/113 (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01)
G01R 33/561 (2006.01)
G01R 33/567 (2006.01)

Innerhalb von neun 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).

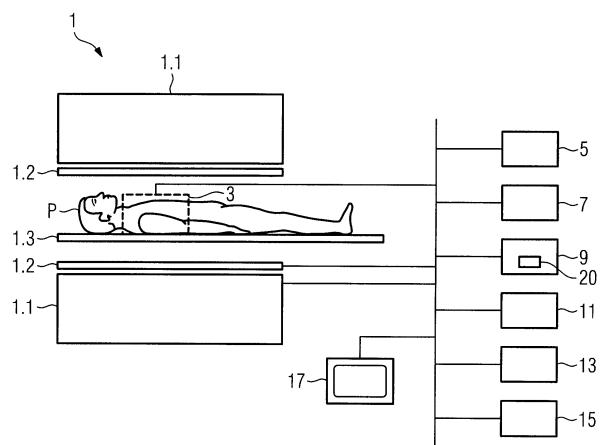
(73) Patentinhaber: Siemens Healthcare GmbH, München, DE	(56) Ermittelter Stand der Technik:		
	DE	10 2005 034 686	A1
	US	2008 / 0 211 497	A1
(72) Erfinder: Stemmer, Alto, 91054 Erlangen, DE	US	2009 / 0 018 433	A1
	EP	1 055 935	A2

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Akquisition von Messdaten eines atmenden Untersuchungsobjekts mittels Magnetresonanztechnik und zugehöriges Computerprogramm**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Akquisition von Messdaten eines atmenden Untersuchungsobjekts mittels Magnetresonanztechnik umfassend die Schritte:

- Technologie mit umfassende die Schritte:

 - a) Erfassen des physiologischen Atemsignals (200) des Untersuchungsobjekts mit einer Atemsignalerfassungseinheit (5);
 - b) Auswerten des erfassten Atemsignals in einer Auswerteeinheit (7);
 - c) Berechnen mindestens eines die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussenden Parameters auf Grundlage des ausgewerteten Atemsignals in einer Recheneinheit (9);
 - d) Erfassen eines aktuellen physiologischen Atemsignals mit der Atemsignalerfassungseinheit (5);
 - e) Vergleich der zuletzt erfassten Atemsignale mit mindestens einer Triggerbedingung;
 - f) Bei Erfülltsein der Triggerbedingung(en) aus Schritt e), Auslösen der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz unter Verwendung des berechneten Parameters mittels einer Steuereinheit (11);
 - g) Wiederholen der Schritte d) bis f) bis alle gewünschten Messdaten akquiriert wurden, wobei der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter eine Dauer der Akquisition (AD, AD1, AD2, AD2', AD3) von Messdaten nach einem Auslösen der Akquisition von Messdaten beeinflusst/mitbestimmt.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Akquisition von Messdaten eines atmenden Untersuchungsobjekts mittels Magnetresonanztechnik und ein zugehöriges Computerprogramm.

[0002] Die Magnetresonanztechnik (im Folgenden steht die Abkürzung MR für Magnetresonanz) ist eine bekannte Technik, mit der z.B. Bilder vom Inneren eines Untersuchungsobjektes erzeugt werden können. Vereinfacht ausgedrückt, wird bei einer MR-Untersuchung, einer bzw. mehrerer MR-Messungen, das Untersuchungsobjekt in einem MR-Gerät in einem vergleichsweise starken statischen, meist homogenen Grundmagnetfeld (Feldstärken von 0,2 Tesla bis 7 Tesla und mehr) positioniert, so dass sich dessen Kernspins entlang des Grundmagnetfeldes orientieren. Zum Auslösen von Kernspinresonanzen werden hochfrequente Anregungspulse in das Untersuchungsobjekt eingestrahlt, die ausgelösten Kernspinresonanzen gemessen und auf deren Basis z.B. MR-Bilder rekonstruiert. Zur Ortskodierung der Messdaten werden dem Grundmagnetfeld schnell geschaltete magnetische Gradientenfelder überlagert. Die aufgezeichneten Messdaten werden digitalisiert und als komplexe Zahlenwerte in einer k-Raum-Matrix abgelegt. Aus der mit Werten belegten k-Raum-Matrix ist mittels einer mehrdimensionalen FourierTransformation ein zugehöriges MR-Bild rekonstruierbar.

[0003] Die Atembewegung eines Patienten, der mittels MR untersucht werden soll, kann in der Magnetresonanzbildgebung (engl. „magnetic resonance imaging“ - MRI) vor allem bei einer Untersuchung der Organe des Thorax und des Abdomen, also von durch die Atembewegung des Patienten beeinflussten Untersuchungsbereichen, zu sogenannten Geistern (engl. „ghosting“), zu Unschärfe (engl. „blurring“) und/oder zu Intensitätsverlust in den erzeugten Bildern, sowie zu Registrierungsfehlern zwischen erzeugten Bildern führen. Diese Artefakte können eine Befundung auf Basis dieser Bilder, z.B. durch einen Arzt, erschweren und können dazu führen, dass z.B. Läsionen übersehen werden.

[0004] Es existieren bereits zahlreiche Techniken, um aus einer Atembewegung resultierende Artefakte zu reduzieren. Zwei Gruppen dieser Techniken sind das sogenannte Atemgating einerseits und die sogenannte Atemtriggerung andererseits, wobei die beiden Begriffe nicht immer sauber getrennt werden.

[0005] Unter Atemgating wird hier eine MR-Messung verstanden, während der die Atmung des Patienten erfasst wird und den akquirierten Messdaten zugeordnet wird, wobei aber die Wiederholrate der MR-Messung (insbesondere deren TR, also die Zeit zwischen der sukzessiven Anregung einer Schicht) unabhängig von der Atmung des Patienten ist. Die Wie-

derholrate ist vielmehr durch einen Parameter gesteuert oder auch durch ein weiteres anderes physiologisches Signal, z.B. ein EKG. Die Ateminformation wird dann z.B. dazu genutzt, einzelne gemessene Messdaten(pakete), die z.B. während starker Atembewegung akquiriert wurden, wiederholt zu akquirieren bis sie in einer ruhigeren Phase der Atmung erfasst wurden. Eine andere Nutzung der Ateminformation kann darin liegen, vorausschauend besonders bewegungsempfindliche oder den Bildeindruck bestimmende k-Raum-Zeilen in einer ausgezeichneten (ruhigen) Atemphase oder einer dieser korrespondierender DiaphragmaPosition zu akquirieren (so genanntes „ROPE-respiratory ordered phase encoding“).

[0006] Unter Atemtriggerung wird hier eine Technik verstanden, die eine, z.B. bildgebende, MR-Messung mit der Atmung des frei atmenden Patienten synchronisiert, und versucht, festgelegte Pakete von Messdaten nur während einer ausgezeichneten Phase des Atemzyklus zu akquirieren. Die ausgezeichnete Phase ist zumeist die relativ ruhige Phase des Atemzyklus am Ende der Expiration (engl. „end expiration“). Die Aufnahme der Messdaten wird also durch die Phase des Atemzyklus getriggert.

[0007] Wird hierbei eine bestimmte Schicht nur einmal pro Trigger angeregt, so ist die effektive Wiederholrate (TR) der Messsequenz ein ganzzahliges Vielfaches ($v=1\dots k$) des mittleren Atemzyklus des Patienten.

[0008] Atemgating und Atemtriggering werden z.B. in dem Artikel „Comparison of Respiratory Triggering and Gating Techniques for the Removal of Respiratory Artifacts in MR Imaging“ von Lewis et al., Radiology 1986; 160:803-310, beschrieben.

[0009] Weiterhin gibt es sogenannte Atemhalte-Techniken, bei denen der Patient für die Dauer der Akquisition der Messdaten seinen Atem anhalten muss, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Ein Beispiel einer mehrfach Atemhalte-Technik ist in dem Artikel von Wang et al.: „Navigator-Echo-based Real-Time Respiratory Gating and Triggering for Reduction of Respiratory Effects in Three-dimensional Coronary MR Angiography“, Radiology 1996; 198:55-60, beschrieben.

[0010] Im Folgenden soll näher auf die Atemtriggerung eingegangen werden. Wie gesagt, versucht die Atemtriggerung eine MR-Messung mit dem Atemzyklus eines frei atmenden Patienten zu synchronisieren und die MR-Messung auf die relativ ruhige Phase des Atemzyklus am Ende der Expiration zu beschränken. Dazu wird die Atmung des Patienten als physiologisches Signal, z.B. mit einem pneumatischen Sensor, erfasst. Nach einer anfänglichen Lernphase des Triggeralgorithmus wird vom

Triggeralgorithmus ein „Trigger“ erzeugt, sobald der Triggeralgorithmus ein vorbestimmtes Ereignis detektiert. Ausgelöst durch einen solchen „Trigger“, wird eine MR-Sequenz ausgeführt, die einen wiederum vorbestimmten Teil der Messdaten von einer oder mehreren Schichten akquiriert. Nachdem dieses vorbestimmte Messdatenpaket akquiriert ist, stoppt die Akquisition der Messdaten automatisch bis der Triggeralgorithmus den nächsten Trigger generiert. Daraufhin wird das zweite Messdatenpaket akquiriert.

[0011] Dieser Ablauf wird solange fortgeführt bis alle Messdaten von allen Schichten akquiriert sind. Das vorbestimmte Ereignis, dessen Detektion den Trigger generiert, findet z.B. statt, wenn das zuletzt gemessene physiologische Signal eine von einer Bedienperson der MR-Anlage festgelegte Schwelle zwischen dem (über mehrere Atemzyklen gemittelten) physiologischen Signal während maximaler Inspiration und dem gemittelten physiologischen Signal während maximaler Exspiration durchschreitet. In der Regel werden Trigger nur während der Ausatmung erzeugt. Damit die Akquisition der Messdaten auf die relativ ruhige Phase des Atemzyklus am Ende der Exspiration beschränkt werden kann, muss einerseits eine geeignete Schwelle gewählt werden, und es muss andererseits die Akquisitionsdauer des vorbestimmten Messdatenpaketes kurz gegenüber dem individuellen Atemzyklus des Patienten sein.

[0012] Der Atemzyklus des Patienten beträgt typisch zwischen 3 und 6 Sekunden, unterliegt aber starken individuellen (und auch krankheitsbedingten) Schwankungen. Die Akquisitionsdauer des Messdatenpakets hängt von einer Vielzahl von Parametern der zur Akquisition verwendeten Pulssequenz ab. Insbesondere bei einer sogenannten Mehrschichtmessung, bei der innerhalb eines Messdatenpakets Messdaten von mehreren Schichten akquiriert werden, z.B. von der Zahl der Schichten von denen Messdaten nach einem Trigger akquiriert werden. Eine sehr kurze Akquisitionsdauer pro Messdatenpaket relativ zum Atemzyklus des Patienten verringert dabei die Effizienz (d.h. verlängert die gesamte Untersuchungsdauer), da mit abnehmender Menge von Messdaten pro Atemzyklus bzw. mit der Abnehmenden Zahl der Schichten von denen Messdaten pro Atemzyklus akquiriert werden, die Zahl der Atemzyklen steigt, die gebraucht werden, um alle Messdatenpakete von allen Schichten zu akquirieren.

[0013] Überschreitet die Akquisitionsdauer pro Messdatenpaket dagegen die Dauer der relativ ruhigen Phase am Ende der Exspiration, so erfolgt die Akquisition der Messdaten auch während der anschließenden Inspiration. Dies kann wiederum zu Atemartefakten bzw. Missregistrierung zwischen Schichten führen.

[0014] Erreicht die Akquisitionsdauer pro Messdatenpaket die Dauer des Atemzyklus oder liegt sie sogar darüber, kann außerdem nicht in jedem Atemintervall ein Trigger erzeugt werden, sondern z.B. nur in jedem zweiten Atemintervall. Dies erhöht wieder die gesamte Untersuchungsdauer und verringert somit die Effizienz der Messung.

[0015] Im Stand der Technik ist es Aufgabe einer Bedienperson einer MR-Anlage einerseits Parameter der bildgebenden MR-Sequenz einer Untersuchung an den individuellen Atemzyklus eines zu untersuchenden Patienten anzupassen und andererseits weitere Parameter einzugeben, die das Ereignis beschreiben, das einen Trigger auslösen soll.

[0016] Beispielsweise ist es bei MR-Anlagen der Firma Siemens bekannt, dass eine Bedienperson, zuerst abhängig von einem ermittelten Atemzyklus des Patienten ein sogenanntes Akquisitionsfenster festlegt. Das Akquisitionsfenster ist ein Zeitintervall, das die Akquisitionsdauer von Messdaten pro Trigger nach oben begrenzt. Werte von Parametern einer zu verwendenden MR-Sequenz, wie Zahl der Schichten, Wiederholrate TR, Turbo-Faktor, u.s.w. werden dann derart begrenzt, dass die Akquisitionsdauer pro Trigger das Akquisitionsfenster nicht überschreitet. Das Ereignis, das den Trigger auslöst, wird auf Siemens MR-Anlagen z.B. durch einen Parameter, der einen prozentualen Schwellwert zwischen dem zuvor berechneten mittleren Signal während maximaler Inspiration und dem ebenfalls zuvor berechneten mittleren Signal während maximaler Exspiration beschrieben. Unterschreitet ein zuletzt gemessenes physiologisches Signal (Atemsignal) diesen Wert, wird ein Trigger ausgelöst. Das Setzen des Akquisitionsfenseters wird beispielsweise in der Application Brochure für Body Imaging der Siemens AG in dem Kapitel „Application: Respiratory gating“, Seite 110-113 beschrieben. Es sei bemerkt, dass es sich bei dem dort mit „Gating“ bezeichneten Verfahren, nach der oben gegebenen Definition um ein „Triggering“ handelt.

[0017] Der Ansatz bei einem Philips MR_System ist sehr ähnlich wie bei der Firma Siemens. Dort wird ebenfalls von einer Bedienperson abhängig von einem ermittelten Atemzyklus des Patienten ein sogenanntes Akquisitionsfenster festlegt. Dies ist z.B. im Kapitel 2.24.2 „Respiratory triggering“, auf den Seiten 2-46 bis 2-48 oben im „Application Guide, Volume 2, Intera, Achieva, Panorama 1.0T, Release 1.5“ beschrieben.

[0018] Bei einem MR-System der Firma GE sind als Parameter zur Durchführung einer atemgetriggerten Messung unter anderem ebenfalls ein Akquisitionsfenster, aber auch eine Triggerposition zu setzen. Genaueres ist z.B. im Kapitel „Respiratory Gating and Triggering Parameters“ auf den Seiten 45-32 bis 45-

34 im „MR 1.5 Signa® EXCITE™ 11.0 Learning and Reference Guide“ der Firma GE beschrieben.

[0019] Alle führenden Hersteller unterstützen die Bedienperson bei der eben beschriebenen Aufgabe dadurch, dass sie das gemessene physiologische Signal als Funktion der Zeit visualisieren und den mittleren Atemzyklus des Patienten berechnen und anzeigen. Der mittlere Atemzyklus ist dabei z. B. definiert als der mittlere zeitliche Abstand zwischen zwei aufeinanderfolgenden Extrema des physiologischen Signals während maximaler Inspiration.

[0020] Zur Erfassung des physiologischen Atemsignals eines Patienten, anhand dessen z.B. eine MR-Messung getriggert werden soll, werden beispielsweise sogenannte Atemgürtel oder -kissen eingesetzt, die dem Patienten angelegt werden und das durch die Atmung verursachte Heben und Senken seines Brustkorbs, z.B. mittels pneumatischer Sensoren, detektieren.

[0021] Eine weitere Möglichkeit der Detektion des Atemsignals sind sogenannte Navigatoren. Hierbei handelt es sich um MR-Signale, die neben den eigentlichen MR-Signalen für die gewünschte MR-Untersuchung, z.B. eine bildgebende oder eine spektroskopische Untersuchung, mittels des verwendeten MR-Geräts erzeugt und detektiert werden. Ein Navigator ist in der Regel eine kurze Sequenz die z.B. MR-Signale vom Diaphragma (Zwerchfell) akquiriert, aus dem z.B. die Position des Diaphragmas des Patienten zum Zeitpunkt der Navigatorakquisition extrahiert werden kann und somit ein einem Zustand der Atembewegung zum Zeitpunkt der Navigatorakquisition entsprechendes physiologisches Signal. Die Navigatorsequenz wird mit der bildgebenden Sequenz verschachtelt und die mit der Navigatormessung ermittelte Atemphase oder Position wird den unmittelbar darauf akquirierten anatomischen MR-Daten zugewiesen. Dies gilt für spektroskopische Untersuchungen analog.

[0022] Bei dem Einsatz von Navigatoren zur Atemtriggerung ergibt sich jedoch das Problem, dass der Atemzyklus des Patienten während der Messvorbereitung im Allgemeinen noch nicht bekannt ist, da die Atmung des Patienten erst während der MR-Messung erfasst wird. Somit ist es für eine Bedienperson unmöglich z.B. die bildgebenden Parameter der MR-Sequenz an den individuellen Atemzyklus des Patienten anzupassen oder die Parameter, die das gewünschte Triggerereignis beschreiben, vor Beginn der MR-Messung optimal zu setzen.

[0023] In Implementierungen von Atemtriggerung mit Navigatoren auf MR-Systemen der Siemens AG ist deshalb die Möglichkeit gegeben, die Akquisitionsdauer pro Trigger der Bedienperson während einer Lernphase zusammen mit dem detektierten physio-

logischen Atemsignal graphisch zu visualisieren. Dadurch hat die Bedienperson die Möglichkeit, die MR-Messung bei ungeeigneter Parametrisierung frühzeitig abzubrechen und entsprechend anzupassen. Dies ist in der bereits genannten Application Brochure für Body Imaging der Siemens AG in dem Kapitel „Measurement during normal breathing - Navigator gating with 2-D PACE (I-IV)“, auf den Seiten 20-27 beschrieben. Um dieses Vorgehen richtig umzusetzen ist jedoch eine gute Schulung der Bedienperson erforderlich, damit sie ausreichende Kenntnis über die Zusammenhänge der Parametrisierung und des Atemzyklus hat.

[0024] Des Weiteren wird auf Siemens MR-Systemen mit einem sogenannten „Scout mode“ die Möglichkeit gegeben, eine kurze MR-Messung durchzuführen, bei der nur die Navigatorsequenz ausgespielt wird. Während dieser reinen Navigator-Messung wird das physiologische Atemsignal visualisiert. Sobald eine komplette Atemperiode erfasst wurde wird der Atemzyklus berechnet und angezeigt. Damit wäre der Atemzyklus des Patienten während der Vorbereitung der auf die „Scout mode“ folgenden z.B. bildgebenen Sequenz wiederum bekannt und kann von der Bedienperson bei der Festsetzung der Parameter der bildgebenen Sequenz genutzt werden. Dies ist beispielsweise in der bereits genannten Application Brochure für Body Imaging der Siemens AG in dem Kapitel „Application Navigator Gating - Optional measurement parameters (II)“ auf Seite **108** beschrieben.

[0025] In der US2008/0211497A1 wird ein Verfahren beschrieben, welches in einem Prescan eine Navigator-Sequenz nutzt, um Information über eine Atembewegung eines Körpers zu gewinnen und anzuzeigen.

[0026] Aus der US2009/0018433 A1 ist ein Verfahren mit einer akustischen Steuereinheit, welche mit einem Atemsignal synchronisiert wird, und einer Bildakquisitionseinheit bekannt.

[0027] Die DE102005034686A1 beschreibt ein Verfahren zur Messung eines Magnetresonanzbildes, bei welchem nach Erreichen einer Triggerbedingung eine Teilmessung zur Erzeugung von Messdaten durchgeführt wird.

[0028] Die EP1055935A2 offenbart ein Verfahren für eine dreidimensionale atem-gegatete Akquisition von Messdaten in unterschiedlichen Slabs.

[0029] Ohne eine Anpassung der Parameter der MR-Messung, also der Parameter, die die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz festlegen, können meist nur unbefriedigende Ergebnisse erzielt werden. Besonders bei Patienten, bei denen zur Abdeckung des zu untersuchenden Organs Messdaten aus vielen Schichten benötigt werden, führt dies häufig dazu, dass die Akquisitionsdau-

er pro Trigger wesentlich länger als der Atemzyklus ist. Wie oben erklärt führt dies zu artefaktbehafteten Bildern und langen Untersuchungszeiten.

[0030] Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung ein Verfahren und ein Computerprogramm anzugeben, die bei atemgetriggerten MR-Untersuchungen Bewegungsartefakte verringern, eine Messvorbereitung vereinfachen und eine Gesamtdauer der MR-Untersuchung möglichst minimal halten.

[0031] Die Aufgabe wird jeweils gelöst durch ein Verfahren gemäß Anspruch 1 und ein Computerprogramm gemäß Anspruch 20.

[0032] Das erfindungsgemäße Verfahren zur Akquisition von Messdaten eines atmenden Untersuchungsobjekts mittels Magnetresonanztechnik umfasst hierbei folgende Schritte:

- a) Erfassen des physiologischen Atemsignals des Untersuchungsobjekts mit einer Atemsignal erfassungseinheit;
- b) Auswerten des erfassten Atemsignals in einer Auswerteeinheit;
- c) Berechnen mindestens eines die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussenden Parameters auf Grundlage des ausgewerteten Atemsignals in einer Recheneinheit;
- d) Erfassen eines aktuellen physiologischen Atemsignals mit der Atemsignalerfassungseinheit;
- e) Vergleichen der zuletzt erfassten Atemsignale mit mindestens einer Triggerbedingung;
- f) Bei Erfüllt sein der Triggerbedingungen aus Schritt e), Auslösen der Akquisition von Messdaten unter Verwendung des berechneten Parameters mittels einer Steuereinheit;
- g) Wiederholen der Schritte d) bis f) bis alle gewünschten Messdaten akquiriert wurden;
- h) Speichern und/oder Verarbeiten der akquirierten Messdaten in einer Speicher- und/oder Verarbeitungseinheit, wobei der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter eine Dauer der Akquisition von Messdaten nach einem Auslösen der Akquisition von Messdaten beeinflusst/mitbestimmt.

[0033] Nach dem Auswerten des erfassten Atemsignals wird somit automatisch mindestens ein Parameter einer folgenden Akquisition von Messdaten bestimmt, ohne dass eine Eingabe eines Benutzers oder Bedieners des verwendeten MR-Geräts erforderlich wäre. Die in Schritt f) akquirierten Messdaten sind üblicherweise spektroskopische oder bild-

gebende Messdaten, die als Ergebnis der MR-Untersuchung erhalten werden sollen. Somit wird eine zur Vorbereitung einer MR-Untersuchung erforderliche Vorbereitungszeit verkürzt. Gleichzeitig wird eine bei einer Eingabe einer Bedienperson mögliche Fehlbedienung vermieden. Dabei ist der mindestens eine Parameter auf das individuelle Atemsignal des zu untersuchenden Patienten abgestimmt, wodurch Artefakte vermieden werden und die Gesamtdauer der MR-Untersuchung optimiert wird. Eine Schulung von Bedienpersonal kann entfallen. Auch ein ansonsten optionaler separater durchzuführender „Scout mode“, wie oben beschrieben, zur Überprüfung einer verwendeten Navigatorsequenz oder zum Ermitteln eines mittleren Atemzyklus kann entfallen.

[0034] Die Dauer der Akquisition von Messdaten nach einem Auslösen der Akquisition von Messdaten, also nach einem Trigger, im Vergleich mit einem Zyklus des periodischen Atemsignals beeinflusst die Qualität der akquirierten Messdaten deutlich.

[0035] In einem Ausführungsbeispiel ist der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter eine maximale Anzahl von Schichten von denen Daten jeweils nach einem Trigger erfasst werden. Beispielsweise kann in einer Mehrschichtmessung die gegebene Anzahl von zu messenden Schichten in Gruppen aufgeteilt werden, derart, dass maximale Zahl von Schichten pro Gruppe die maximale Anzahl von Schichten pro Trigger nicht überschreitet. Nach einem Trigger werden dann jeweils nur Daten von Schichten, die einer Gruppe zugeordnet sind, erfasst. Auf diese Weise kann die Dauer der Akquisition von Messdaten nach einem Trigger einfach über die maximale Anzahl der in einer Gruppe befindlichen Schichten der zu untersuchenden Schichten gesteuert werden. Versucht man dabei jeder Gruppe annähernd gleich viele Schichten zuzuordnen so kann gleichwertig auch die Anzahl von Gruppen, in die die zu messenden Schichten eingeteilt werden, als der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter betrachtet werden.

[0036] In einem Ausführungsbeispiel ist der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter eine Anzahl an Echos des für die Akquisition von Messdaten verwendeten Echozugs. Die Anzahl von Echos in einem Echozug hat direkten Einfluss auf die Dauer des Echozugs und damit auf die Dauer der Akquisition von Messdaten nach einem Auslösen einer Akquisition von Messdaten.

[0037] In einem Ausführungsbeispiel wird in einem weiteren Schritt auf Grundlage des ausgewerteten Atemsignals mindestens eine Triggerbedingung berechnet. Insbesondere wird das Atemsignal dahinge-

hend ausgewertet, dass ein Wert des Atemsignals bestimmt wird, bei Erreichen desselben eine Triggerbedingung erfüllt ist.

[0038] Das erfindungsgemäße Computerprogramm implementiert ein beschriebenes Verfahren auf einer Recheneinheit, die mit einem Magnetresonanzgerät verbunden ist, wenn es auf der Recheneinheit ausgeführt wird.

[0039] Die bezüglich des Verfahrens beschriebenen Vorteile gelten für das Computerprogramm analog.

[0040] Weitere Vorteile und Einzelheiten der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Figuren. Die aufgeführten Beispiele stellen keine Beschränkung der Erfindung dar. Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Skizze eines MR-Geräts, auf dem das Verfahren durchgeführt werden kann,

Fig. 2 eine schematische Darstellung eines Beispiels einer atemgetriggerten MR-Untersuchung,

Fig. 3 eine Veranschaulichung wie sich die Einteilung der zu messenden Schichten in Gruppen auf die Akquisitionsdauer per Trigger und auf die Untersuchungsdauer auswirkt,

Fig. 4 schematisch ein Echozug einer Turbo-Spin-Echo-Sequenz aus dem Stand der Technik und

Fig. 5 schematisch ein Echozug einer Turbo-Spin-Echo-Sequenz nach Anpassung eines Parameters an eine individuelle Atmung,

Fig. 6 ein schematisches Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens.

[0041] **Fig. 1** zeigt eine schematische Skizze eines MR-Geräts **1**, auf dem das erfindungsgemäße Verfahren durchgeführt werden kann. Das MR-Gerät **1** ist anhand seines Hauptmagneten **1.1** und einer Gradienten- und HF-Spuleneinheit **1.2** dargestellt, mit denen in einem zu untersuchenden Untersuchungsobjektes, beispielsweise eines Patienten, MR-Signale erzeugt und als Messdaten akquiriert werden können. Weitere Komponenten eines MR-Geräts und deren Wirkungsweise sind bekannt und werden der Übersichtlichkeit halber nicht dargestellt oder näher erläutert.

[0042] Ein Patient P ist auf einer Patientenlagerungsvorrichtung **1.3**, auf der er in den Untersuchungsbereich des MR-Geräts **1** und wieder aus diesem heraus gefahren werden kann, gelagert. Zur Detektion seines physiologischen Atemsignals wurde dem Patienten z.B. eine Atemsignaldetektionseinheit **3** in Form eines Atemgürtels oder eines Atemkissens

angelegt. Alternativ kann das Atemsignal des Patienten P auch mittels sogenannter Navigatoren direkt mittels des MR-Geräts **1** detektiert werden, wobei auf weitere Hardware verzichtet werden, und der Patient ohne weitere einschränkende Geräte an seinem Körper auf der Patientenlagerungsvorrichtung **1.3** liegen kann. In beiden Fällen wird das detektierte physiologische Atemsignal des Patienten P an eine Atemsignalerfassungseinheit **5** geleitet und dort erfasst. Das erfasste Atemsignal wird weiter zu einer Auswerteeinheit **7** geleitet, in der es ausgewertet werden kann. Das Auswerten des erfassten Atemsignals umfasst beispielsweise ein Ermitteln von lokalen Extrema in dem erfassten Atemsignal und/oder ein Ermitteln von einer Dauer eines Zyklus in dem erfassten Atemsignal.

[0043] Eine Recheneinheit **9** kann auf das ausgewertete Atemsignal zugreifen und beispielsweise auf Grundlage des ausgewerteten Atemsignals mindestens einen die Art der Akquisition von Messdaten beeinflussenden Parameter berechnen.

[0044] Für eine atemgetriggerte MR-Messung kann auch ein aktuelles physiologisches Atemsignal des Patienten mit der Atemsignalerfassungseinheit **5** erfasst werden und beispielsweise in der Recheneinheit **9** mit mindestens einer Triggerbedingung verglichen werden. Bei Erfüllt sein der mindestens einen Triggerbedingung wird dann mittels einer Steuereinheit eine Akquisition von Messdaten unter Verwendung des Berechneten Parameters ausgelöst (getriggert). Die Erfassung des aktuellen physiologischen Atemsignals, das Vergleichen desselben mit der mindestens einen Triggerbedingung und die Akquisition von Messdaten bei Erfüllen der mindestens einen Triggerbedingung werden hierbei solange wiederholt, bis alle gewünschten Messdaten, beispielsweise Messdaten, die ein zu untersuchendes Organ vollständig wiedergeben, akquiriert wurden.

[0045] Die akquirierten Messdaten können nun in einer Speichereinheit **13** gespeichert und/oder in einer Verarbeitungseinheit **15** verarbeitet, beispielsweise zu Bilddaten umgerechnet, werden.

[0046] Die Atemsignalerfassungseinheit **5**, die Auswerteeinheit **7**, die Recheneinheit **9**, die Steuereinheit **11** und die Verarbeitungseinheit **15** können hierbei Daten auf der Speichereinheit **13** speichern und wieder abrufen.

[0047] Die hier gewählte Aufteilung der verschiedenen Einheiten ist nicht nötigerweise als physikalische Aufteilung, sondern in erster Linie rein anschaulich in Sinneinheiten zu verstehen. Alle genannten Einheiten können in einer einzigen physikalischen Einheit zusammengefasst oder auf eine sonstige beliebige Weise aufgeteilt oder auch verschachtelt sein.

[0048] An einer Anzeigeeinheit **17** können z.B. das erfasste Atemsignal, ein aktuelles Atemsignal, Bilddaten und/oder sonstige die MR-Untersuchung betreffende Daten angezeigt werden.

[0049] Auf der Recheneinheit **7** kann ein Computerprogramm **20** ausgeführt werden, welches ein erfindungsgemäßes Verfahren auf der Recheneinheit **7** implementiert, wenn es auf der Recheneinheit **7** ausgeführt wird.

[0050] Bei der Durchführung eines erfindungsgemäßes Verfahrens zur Akquisition von Messdaten eines atmenden Untersuchungsobjekts mit dem MR-Gerät **1** wird beispielsweise zunächst mehrere Atemzyklen lang das physiologische Atemsignal erfasst und sodann ausgewertet, bevor andere MR-Messdaten, z.B. bildgebende oder auch spektroskopische, akquiriert werden. Diese Phase kann man als Lernphase bezeichnen, da hier das individuelle Atemsignal des zu untersuchenden Untersuchungsobjektes „gelernt“ wird. Diese Lernphase sollte nicht allzu lange gewählt werden, da sich ansonsten die Gesamtdauer der MR-Untersuchung entsprechend verlängert. Sie sollte jedoch auch nicht zu kurz gewählt werden, damit das individuelle Atemsignal richtig gelernt werden kann. So ist es z.B. wenn die Dauer eines Atemzyklus bestimmt werden soll, zumeist nötig das physiologische Atemsignal in der Lernphase über mindestens einen vollen Atemzyklus lang zu erfassen. Da das Atemsignal eines atmenden Untersuchungsobjektes jedoch nicht streng periodisch ist, sondern gewissen Schwankungen unterworfen ist, ist es von Vorteil das physiologische Atemsignal sogar über mehrere Atemzyklen lang zu erfassen, um die Schwankungen berücksichtigen zu können. Dies gilt vor allem, da Patienten oft am Anfang einer Untersuchung aufgeregt sind, und infolgedessen schneller atmen. Es wird daher eine Lernphase der Länge von ca. 5 Atemzyklen empfohlen.

[0051] **Fig. 2** zeigt eine schematische Darstellung eines Beispiels einer atemgetriggerten MR-Untersuchung, wobei der zeitliche Verlauf einer zur Datenakquisition verwendeten Sequenz dargestellt ist. Das Atemsignal wird in diesem Beispiel mittels Navigatoren erfasst. Zu Beginn der Sequenz wird die Navigatorsequenz, ohne Unterbrechung durch eine bildgebende oder spektroskopische Sequenz, mit konstantem zeitlichen Abstand Scout-TR wiederholt („Navigators“), bis eine ausreichende Anzahl an physiologischen Datenpunkten erfasst wurde (genaueres hierzu wird weiter unten z.B. in Bezug auf **Fig. 6** beschrieben). Diese Phase ist die bereits erwähnte Lernphase („LP“).

[0052] Nach der Lernphase „LP“ beginnt eine z.B. bildgebende Phase der MR-Untersuchung. In dieser Phase wird die Navigatorsequenz zunächst ebenfalls mit konstantem zeitlichen Abstand („Scout-TR“) wie-

derholt („Navigators“), und so ein aktuelles physiologisches Atemsignal erfasst. Ergebnis jeder Navigatormessung ist je ein physiologischer Datenpunkt, z.B. eine Diaphragmaposition. Die Serie der zuletzt erfassten physiologischen Datenpunkte lässt Rückschlüsse auf die aktuelle Phase der Atmung zu. Die Serie der erfassten Datenpunkte ist hier der Anschaulichkeit halber als durchgezogene Linie **200** dargestellt. Tatsächlich wird im zeitlichen Abstand eines „Scout-TR“ je nur ein physiologischer Datenpunkt pro Navigator erfasst. Zu Zeiten, zu denen keine Navigatorsequenz ausgeführt wird, ist demzufolge auch kein physiologisches Signal vorhanden. Trotzdem ist es hier zum besseren Verständnis als durchgängiges Signal **200** dargestellt. Sobald eine gegebene Triggerbedingung erfüllt ist („Resp. Trigger“), werden zunächst keine weiteren Navigatorsequenzen ausgeführt. Stattdessen wird im in **Fig. 2** dargestellten Beispiel die bildgebende Sequenz ausgeführt („anatomical sequence bloc 1“), d.h. eine Akquisition von hier z.B. bildgebenden Messdaten wird ausgelöst und ein erstes Paket an Messdaten akquiriert. Das Auslösen der Akquisition der Messdaten wird im Folgenden kurz als Triggerereignis bezeichnet.

[0053] Dieser Vorgang der Akquisition an Messdaten geschieht über ein zuvor festgelegtes Zeitintervall („Akquisitionsdauer“, „AD“). Nach der Akquisition kann eine gewisse, meist relativ kurze, Füllzeit „R“ eingefügt werden (z.B. von ca. 400ms Länge). Diese Füllzeit „R“ kann beispielsweise dazu dienen, dass eine Störung der Magnetisierung in dem Untersuchungsobjekt, die durch die bildgebende Sequenz hervorgerufen wurde, zumindest teilweise abklingt. Dies ist von Vorteil, da eine gestörte Magnetisierung die Navigatormessung negativ beeinflussen kann. Danach setzt die Wiederholung von Navigatorsequenzen von neuem ein bis die Triggerbedingung, in der Regel, während des nächsten Atemzyklus des Patienten ein zweites Mal erfüllt wird. Nach dem so ausgelösten zweiten Trigger akquiriert die bildgebende Sequenz das zweite Paket von Messdaten („anatomical sequence bloc 2“). Dieser Ablauf wird so lange wiederholt, bis alle Bilddaten akquiriert sind.

[0054] Ein Trigger wird generiert, d.h. die Akquisition von Messdaten wird ausgelöst, wenn die Triggerbedingung erfüllt ist. Dabei kann die Triggerbedingung mehrere Bedingungen umfassen, die alle erfüllt sein müssen. Eine Bedingung kann z.B. sein, dass der Patient ausatmet. Mit der hier verwendeten Vorzeichenkonvention bedeutet dies, dass die Folge der gemessenen physiologischen Datenpunkte ansteigend ist. Eine weitere Triggerbedingung kann z.B. sein, dass das gemessene physiologische Atemsignal in ein zuvor festgelegtes Akzeptanzfenster **201** fällt. In einem Ausführungsbeispiel wird die Position des Akzeptanzfensters am Ende der initialen Lernphase LP automatisch auf Grundlage des ausgewerteten Atemsignals bestimmt.

[0055] Fig. 3 veranschaulicht an einem Beispiel die Auswirkung eines die Art der Akquisition beeinflusenden Parameters.

[0056] Um einen gesamten Untersuchungsbereich mit einer 2D Sequenz abzudecken, d.h. um alle zur Darstellung des gewünschten Untersuchungsbereichs nötigen Messdaten zu akquirieren, müssen in der Regel die Messdaten in zahlreichen Schichten, in die der Untersuchungsbereich unterteilt wird, akquiriert werden. Die genaue Anzahl der Schichten hängt dabei von der Größe des Untersuchungsbereiches, der Schichtdicke und dem Abstand der einzelnen Schichten voneinander ab. Typischerweise werden z.B. 20 bis 40 Schichten benötigt, um z.B. die Organe des Abdomen abzudecken und so dann dreidimensional darstellen zu können. Da atemgetriggerten MR-Techniken die effektive Repetitionszeit (engl. „repetition time“ TR) einer zur Akquisition der Messdaten verwendeten Sequenz durch den Atemzyklus des Patienten (typischerweise ca. 4-6s) vorgeben ist, wird sie bevorzugt bei Sequenztechniken mit einer vergleichsweise langen Repetitionszeit eingesetzt. Bei diesen Sequenztechniken wird wiederum bevorzugt ein sogenanntes verschachteltes (engl. „interleaved“) Akquisitionsschema eingesetzt. Dabei werden zunächst entsprechende Messdaten von verschiedenen Schichten akquiriert, bevor die Anregung einer bestimmten Schicht zur Akquisition eines nächsten Pakets von Messdaten wiederholt wird. Alternativ zu der verschachtelten Akquisition kann ein sogenanntes sequentielles Datenakquisitionsschema eingesetzt werden, bei dem alle Messdaten einer Schicht vollständig akquiriert werden, bevor mit der Akquisition der Messdaten einer weiteren Schicht begonnen wird. Das sequentielle 2D Verfahren wird in der Regel nur dann im Zusammenhang mit einer Atemtriggerung eingesetzt, wenn die Akquisition so schnell ist, dass alle Daten einer Schicht nach einem Atemtrigger akquiriert werden können. In diesem Fall dient die Atemtriggerung der Vermeidung von Registrierungsfehlern zwischen Schichten.

[0057] In Fig. 3 ist nun eine Möglichkeit veranschaulicht, die Akquisitionsdauer („AD“) einer verschachtelten Mehrschichtmessung (hier beispielhaft mit neun Schichten insgesamt) an einen individuellen Atemzyklus eines Patienten anzupassen.

[0058] In der oberen Reihe von Fig. 3 ist das verschachtelte Akquisitionsschema für die neun Schichten dargestellt. Nach jedem Trigger werden die neun Schichten nacheinander angeregt und jeweils Messdaten akquiriert. Zur Verringerung des Übersprechens (engl. „cross talk“) von benachbarten Schichten kann man dabei wie dargestellt z.B. zunächst erst alle Schichten mit ungeraden Schichtindex und anschließend in einem zweiten Durchlauf alle Schichten mit geraden Schichtindex erfassen. Dabei sei angenommen dass die Schichten entsprechend ihrer

räumlichen Position indexiert sind. Unter Übersprechen versteht man die Tatsache, dass jeder Hochfrequenzpuls wegen seiner endlichen Dauer unvermeidbar auch Regionen außerhalb der Schicht anregt. Diese implizite Anregung beeinflusst in erster Linie die nächsten Nachbarn. Mit den zwei Durchläufen erreicht man, dass diese implizite Anregung einer Schicht mit geradem Schichtindex durch ihre nächsten Nachbarn (mit ungeraden Schichtindex) zum Zeitpunkt ihrer Anregung (also während des zweiten Durchlaufs) zumindest teilweise abgeklungen ist. Zur Vollständigen Erfassung der Daten einer Schicht seien n Anregungen nötig. Die MR-Untersuchung ist somit nach n Triggerereignissen, also in der Regel nach n Atemzyklen abgeschlossen. Die Akquisitionsdauer AD_1 pro Triggerereignis, die zur Vermeidung von Artefakten z.B. deutlich kürzer als ein Atemzyklus sein sollte, beträgt hier neunmal die Akquisitionsdauer pro Schichtanregung AD_s ($AD_1=9*AD_s$).

[0059] In der mittleren Reihe von Fig. 3 ist eine Möglichkeit gezeigt die Akquisitionsdauer pro Triggerereignis zu reduzieren, beispielsweise, wenn ein Atemzyklus in der Größenordnung der Akquisitionsdauer $AD_1=9*AD_s$ ist. Dazu werden die Schichten, wie in der mittleren Reihe der Fig. 3 gezeigt, in zwei Gruppen eingeteilt. Die erste Gruppe besteht z.B. aus allen Schichten mit ungeradem Schichtindex, die zweite Gruppe aus allen Schichten mit geradem Schichtindex. Zunächst werden hier die Messdaten der ersten Gruppe vollständig akquiriert, bevor mit der Akquisition der Messdaten der zweiten Gruppe begonnen wird. Für die Erfassung der Messdaten jeder Gruppe sind (bei ansonsten unveränderten Parametern der bildgebenden Sequenz) wiederum n Anregungen, also n Triggerereignisse nötig. Unter der Annahme von einem Triggerereignis pro Atemintervall verdoppelt sich somit die Gesamtmessdauer gegenüber der Darstellung in der oberen Reihe. Die Akquisitionsdauer AD_2 pro Triggerereignis ist aber mit fünfmal bzw. viermal Akquisitionsdauer pro Schichtanregung deutlich verkürzt $AD_2=5*AD_s$ bzw. $AD_2=4*AD_s$. Die maximale Zahl von Schichten pro Gruppe ist hier somit gleich fünf. Das beschriebene Aufteilungsschema der Schichten zu den einzelnen Gruppen hat wiederum den bereits genannten Vorteil der Verringerung des Übersprechens zwischen benachbarten Schichten und vermeidet weiterhin Kontrastunterschiede zwischen benachbarten Schichten, die in Folge unterschiedlichen Übersprechens auftreten können. Es kann aber bei Bedarf auch eine andere Art der Aufteilung gewählt werden.

[0060] Ist der die Akquisitionsdauer begrenzende Atemzyklus noch kürzer, können die Schichten z.B. auch in drei Gruppen aufgeteilt werden wie in der unteren Reihe der Fig. 3 zu sehen. Die Akquisitionsdauer AD_3 beträgt hier somit 3-mal die Akquisitionsdauer pro Schichtanregung AD_s ($AD_3=3*AD_s$). Die maximale Zahl von Schichten pro Gruppe ist hier somit

gleich drei. Eine Aufteilung der Schichten in drei oder allgemein C Gruppen erfolgt in einfacher Weise analog, d.h. jede dritte bzw. C-te Schicht wird jeweils einer Gruppe zugeordnet. In analoger Weise verkürzt sich mit der Zahl der Gruppen die Akquisitionsdauer pro Trigger und die Gesamtzahl der Triggerereignisse zur Erfassung aller Messdaten aller Schichten erhöht sich.

[0061] Eine große Zahl von Gruppen führt damit in der Regel zu wenigen verbleibenden Bewegungsartefakten, da die Datenakquisition (bei optimaler Wahl des Triggerzeitpunktes - in **Fig. 3** nicht dargestellt) auf eine besonders ruhige Phase des Atemzyklus beschränkt werden kann. Eine kleine Zahl von Gruppen verkürzt in der Regel die Untersuchungsdauer, sofern die Akquisitionsdauer pro Trigger deutlich kürzer als ein Atemzyklus ist. Die optimale Zahl an Gruppen hängt von der individuellen Atmung des Patienten ab. Im Stand der Technik wird sie von einer Bedienperson an den Atemzyklus des Patienten angepasst, mit den oben genannten Nachteilen. In der vorliegenden Erfindung wird sie automatisch vom System z.B. am Ende der Lernphase bestimmt.

[0062] Der die Art der Akquisition der Messdaten beeinflussende Parameter „Zahl der Gruppen“ hat den Vorteil, dass er unabhängig von der zugrundeliegenden Sequenztechnik erlaubt, die Akquisitionsdauer pro Trigger (AD) zu variieren. Dabei hat er in der Regel auch nur geringen Einfluss auf den Bildkontrast. Damit kann er automatisiert gewählt werden, ohne dass die damit erzielten Messdaten negativ beeinflusst werden könnten. Selbst eine Bestätigung eines automatisch ausgesuchten Parameters „Zahl der Gruppen“ durch eine Bedienperson kann somit entfallen.

[0063] Es gibt in der Regel viele weitere Parameter der bildgebenden oder auch einer spektroskopischen Sequenz, die die Akquisitionsdauer pro Schichtanregung und somit die Akquisitionsdauer pro Trigger (bei konstanter Zahl Schichten pro Gruppe bzw. Gruppen C) beeinflussen. Beispiele sind die Auslesebandbreite pro Pixel, die Echozuglänge bei einer Turbo-Spin-Echo-Sequenz (TSE) oder die Echozuglänge einer Echoplanar Sequenz (EPI). Diese Parameter bestimmen aber in der Regel auch direkt oder indirekt den Kontrast der rekonstruierten Bilder. In manchen Fällen, z.B. bei dem Parameter „Echozuglänge“ bei einer Single-Shot-Sequenz, kann auch die Auflösung der rekonstruierten Bilder beeinflusst werden. Kontrast und Auflösung sind aber für den diagnostischen Wert der aus den Messdaten rekonstruierten Bilder entscheidend. Daher wird eine implizite Änderung durch das System in der Regel nicht akzeptiert. Deshalb sind weitere, in der Regel spezifisch auf die jeweilige Sequenz abgestimmte Maßnahmen nötig, um eine Änderung des Kontrastes oder der Auflösung zu vermeiden. Dies soll im Folgenden in Bezug zu

den **Fig. 4** und **Fig. 5** am Beispiel einer Variation der Echozuglänge einer Turbo-Spin-Echo-Sequenz erläutert werden.

[0064] **Fig. 4** zeigt schematisch einen einzelnen Echozug einer Turbo-Spin-Echo-Sequenz, wie sie auch im Stand der Technik z.B. in der T2 gewichteten Bildgebung im Abdomen verwendet wird.

[0065] Ein Echozug besteht dabei aus einem Hochfrequenz-Anregungspuls (hier 90°) gefolgt von einer Folge von Hochfrequenz-Refokusierungspulsen (hier 180°) wie in der oberen Zeile „RF“ dargestellt. Nach jedem Refokussierungspuls wird, wie in der dritten Zeile „Echo“ dargestellt, im zeitlichen Abstand „ES“ ein Spin-Echo erzeugt und in dessen zeitlicher Umgebung je eine k-Raum-Zeile (k_x) ausgelesen und als Messdaten akquiriert. Dazu werden, wie in der Magnetresonanztechnik üblich, magnetische Gradientenfelder zur selektiven Schichtanregung, zur Ortskodierung des akquirierten Messsignals und zur Unterdrückung von ungewünschten Signalkomponenten in geeigneter Weise geschaltet. In **Fig. 4** sind der Übersichtlichkeit halber in der zweiten Zeile „PE“ schematisch nur die entsprechenden Phasenkodier-Gradienten und Phasenrefokussier-Gradienten dargestellt.

[0066] Im unteren Bereich der **Fig. 4** ist der mit Messdaten zu füllende k-Raum dargestellt. Im gezeigten Beispiel sind 35 k-Raum-Zeilen k_x (senkrechte durchgezogene und strichpunktete Linien) zu füllen. Mit jedem Echo eines Echozugs wird eine k-Raum-Zeile ausgelesen. In dem gezeigten Beispiel mit sieben Echos pro Echozug werden somit mit jedem Echozug Messdaten von sieben Zeilen akquiriert. Um den gewünschten k-Raum aus 35 k-Raum-Zeilen vollständig auszulesen, sind damit fünf der dargestellten Echozüge nötig. Dies entspricht fünf Triggerereignissen, da nach einem Triggerereignis je ein Echozug ausgelöst wird. Über Amplitude und Vorzeichen des Paares der jeweiligen Phasenkodier- und Phasenrefokussier-Gradienten erfolgt eine Zuordnung zwischen Echo und k-Raum Zeile. Diese Zuordnung unterliegt einer Reihe von Randbedingungen. Amplituden und Phasensprünge im k-Raum sollten minimal sein, um sogenannte Gibbssche Ringartefakte (engl. „Ringing artifact“) und Geisterartefakte zu vermeiden. Wegen des T2-Zerfalls entlang des Echozuges werden deshalb Echos von verschiedenen Echozügen mit gleichem Echoindex Echo #1 bis #7 in benachbarte k-Raum Zeilen eingesortiert. Somit ergeben sich sieben Segmente Segment #1 bis #7 im k-Raum mit je einer Zeile pro Echozug, also fünf Zeilen pro Segment. In der Darstellung ist zur Verdeutlichung der Segmente jeweils die erste Zeile eines Segments als durchgezogene Linie und die vier weiteren Zeilen desselben Segments als strichpunktete Linien dargestellt.

[0067] Um Amplitudensprünge zwischen den Segmenten zu minimieren können benachbarte Segmente mit aufeinanderfolgenden Echos innerhalb des Echozuges gefüllt werden. Aus dieser Zuordnung resultiert eine stufenförmige Phasen- und Amplitudenmodulation im k-Raum.

[0068] Die k-Raum Zeilen nahe dem k-Raum Zentrum bestimmen Kontrast und Bildeindruck. Im Beispiel werden diese jeweils vom vierten Echo der fünf Echozüge akquiriert. Die Echozeit des vierten Echos bestimmt also Kontrast und Bildeindruck der Sequenz. Man spricht von der effektiven Echozeit TE_{eff} . Diese ist in der Regel vom Benutzer einstellbar.

[0069] Wie gesagt, kann eine Akquisitionsdauer pro Trigger gesteuert werden, indem die Zahl der Echos eines Echozuges (auch Echozuglänge genannt) variiert wird. Eine Verkürzung des Echozuges (weniger Echos pro Echozug) geht dabei mit einer Erhöhung der Zahl der Echozüge bzw. Triggerereignisse einher, die zur vollständigen Akquisition der Messdaten nötig sind; eine Verlängerung der Echozuglänge (mehr Echos pro Echozug) geht in der Regel mit einer Verringerung der Zahl der zur vollständigen Akquisition der Messdaten nötigen Echozüge bzw. Triggerereignisse einher, wenn die Gesamtzahl der k-Raum-Zeilen, in welchen Messdaten akquiriert werden konstant gehalten wird. Die Gesamtzahl der k-Raum-Zeilen in denen Messdaten akquiriert werden sollte zumindest nicht verkleinert werden, um die erzielte Auflösung der Messdaten nicht zu verschlechtern.

[0070] Des Weiteren muss das k-Raum Zentrum weiterhin von Echos mit dem gleichen Echoindex (im Beispiel Echoindex #4) kodiert werden, um Kontrast und Bildeindruck beizubehalten. Um Artefakte zu vermeiden sollte zusätzlich ein möglichst glatter Amplituden- und Phasenverlauf im k-Raum beibehalten werden.

[0071] Fig. 5 zeigt nun schematisch einen Echozug einer Turbo-Spin-Echo-Sequenz nach Anpassung des Parameters „Anzahl der Echos pro Echozug“ an eine individuelle Atmung. Dabei ist ein Zuordnungsschema von k-Raum-Zeilen zu Echos von Echozügen dargestellt, das ebenfalls, wie in Fig. 4, Fig. 35 k-Raum-Zeilen abdeckt, und das dabei all die oben genannten Bedingungen jedoch mit einer verkürzten Echozuglänge (hier jetzt fünf Echos, Echo #1 bis #5, pro Echozug, statt wie in Fig. 4 sieben Echos pro Echozug) erfüllt.

[0072] Um die 35 k-Raum-Zeilen zu befüllen, sind hier somit sieben Echozüge bzw. sieben Triggerereignisse erforderlich. Der k-Raum ist in 10 Segmente Segment #1 bis #10 unterteilt. Die Segmente Segment #2 bis #6 bestehen jeweils aus vier k-Raum-Zeilen. Diese werden z.B. mit den Echos der ersten vier Echozüge gefüllt und zwar derart, dass eine Zei-

le des Segments #2 von einem Echo mit Index Echo #1 gefüllt wird, eine Zeile des Segments #3 mit einem Echo mit Index Echo #2, usw..

[0073] Das Segment #5 enthält das k-Raum Zentrum und wird von Echos mit Index Echo #4 gefüllt, um die effektive Echozeit TE_{eff} unverändert beizubehalten. Die verbleibenden Segmente Segment #1 und Segment #7 bis #10 werden mit den verbleibenden drei, der insgesamt sieben Echozügen gefüllt. Hierbei füllen Echos mit Index Echo #1 (zur leichteren Unterscheidung der Echos mit Index Echo #1 der ersten vier Echozüge leicht nach oben versetzt geschrieben) das Segment mit Index Segment #1. Die weitere Zuordnung von Echo Index zu Segment erfolgt von der k-Raum Peripherie nach Innen. Somit füllen Echos mit Index Echo #2 das k-Raum Segment #10, Echos mit Index Echo #3 füllen k-Raum Segment #9, usw.. Mit dieser Zuordnung vermeidet man Amplitudensprünge zwischen Segment #6 und #7, die in Fig. 5 beide mit späten Echos der Echozüge gefüllt werden. Analog werden Segment #1 und #2 beide mit frühen Echos der Echozüge gefüllt. Somit sind benachbarte Segmente jeweils mit Echos mit gleichen oder nur um eine Stelle abweichenden Echoindices gefüllt, wodurch Amplitudensprünge vermieden werden.

[0074] Fig. 6 zeigt nun ein schematisches Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens.

[0075] Wird das Verfahren gestartet (Block 100), wird zunächst eine Erfassung des physiologischen Atemsignals eines zu untersuchenden atmenden Untersuchungsobjekts gestartet (Block 101). Beispielsweise wird mit dem Ausführen einer Navigatorsequenz begonnen oder das Signal eines Atemgürtel oder Atemkissen, dass dem Untersuchungsobjekt zuvor angelegt wurde, wird erfasst.

[0076] Zur besseren Verarbeitbarkeit wird in Block 102 das primär erfasste Signal in ein Wertepaar bestehend aus einem physiologischen Wert des Atemsignals und einem zugehörigen Zeitstempel, gewandelt. Beispielsweise wird in Block 102 aus den von einer Navigatorsequenz akquirierten Rohdaten ein physiologischer Datenpunkt, z.B. die Position des Diaphragmas, zusammen mit einem Zeitpunkt der Akquisition der Daten mittels der Navigatorsequenz extrahiert. Bei Verwendung eines Atemgürtels oder Atemkissens wird z.B. die zu einem bestimmten Zeitpunkt von einem Drucksensor ausgelesene Spannung, die proportional zur Kompression des Atemgürtels bzw. -kissens ist, in ein digital verarbeitbares physiologisches Signal gewandelt. Der dem physiologischen Signal zugeordnete Zeitstempel entspricht dem Zeitpunkt des Auslesens der Spannung.

[0077] Die extrahierte Folge von Datenpunkten (physiologisches Atemsignal mit dem zugehörigen Zeits-

tempel) wird z.B. in einem globalen Speicher **103** gespeichert. „Global“ soll in diesem Zusammenhang heißen, dass mehrere Einheiten, die zu verschiedenen Blöcken in dem Ablaufdiagramm zum Einsatz kommen, auf den Speicher **103** Zugriff haben.

[0078] In einer Abfrage **104** wird abgefragt, ob die Lernphase bereits beendet ist, d.h., ob bereits eine ausreichende Anzahl an Datenpunkten des physiologischen Atemsignals im Speicher **103** gespeichert sind. Eine ausreichende Anzahl an Datenpunkten kann beispielsweise, wie weiter unten genauer ausgeführt, über einen vorgegebenen Wert M einer minimalen Anzahl von zu erfassenden Atemzyklen bestimmt werden. Beim Start des Verfahrens (Block **100**) steht diese boolsche Variable auf „false“. D.h. nach der Erfassung des ersten Datenpunkts des physiologischen Atemsignals wird die Abfrage **104** mit Nein „N“ beantwortet.

[0079] Ist die Antwort auf Abfrage **104** gleich „N“, wird beispielsweise ein Auswerten des erfassten Atemsignals begonnen (Block **105**). Dazu greift z.B. eine Auswerteeinheit lesend auf den globalen Speicher zu und liest die bereits erfasste Folge von Datenpunkten aus, um beispielsweise lokale Extrema (Minima und Maxima) in dieser Folge zu ermitteln. Dies geschieht z.B. auf bekannte Weise, z.B. unter Berechnung von mindestens einer Ableitung der Folge gegen die Zeit. Ohne Beschränkung der Allgemeinheit sei hier folgende Vorzeichenkonvention vereinbart: Ein lokales Minimum entspricht einem Zustand maximaler Inspiration und ein lokales Maximum einem Zustand maximaler Exspiration.

[0080] Weiterhin können in Schritt **105** auch mindestens eine Dauer eines Zyklus in dem erfassten Atemsignal (ein Atemzyklus, auch Atemintervall genannt) ermittelt werden. Ein Atemzyklus ist hierbei z.B. definiert als das Zeitintervall von einem Zustand maximaler Inspiration zu dem nächsten Zustand maximaler Inspiration. Die Zahl der detektierten Atemintervalle ist somit gleich der Zahl der lokalen Minima minus Eins. Hiernach kann eine weitere Abfrage **106** erfolgen, die z.B. abfragt, ob bereits ein vorgegebener Wert M an z.B. lokalen Minima in der Folge der bereits erfassten physiologischen Datenpunkte ermittelt wurden. Solange die Zahl der detektierten Atemintervalle kleiner als der vorgegebene Wert M ist, wird die Abfrage **106** mit „N“ beantwortet, und die Untersuchung wird mit einer weiteren Erfassung des physiologischen Atemsignals, z.B. der Akquisition von Messdaten mittels einer nächsten Navigatorsequenz, fortgesetzt (Blöcke **101** und **102**).

[0081] Insbesondere bei einer Erfassung des physiologischen Atemsignals mittels Navigatoren sollte der zeitliche Abstand aufeinanderfolgender Navigatorsequenzen gleich sein, damit die Magnetisierung in dem Untersuchungsobjekt einen dynami-

schen Gleichgewichtszustand (engl. „Steady State“) erreichen kann. Dieser zeitliche Abstand, der dem „Scout-TR“ aus **Fig. 2** entspricht, sollte hierbei lang genug gewählt sein, damit in ihm sowohl eine Navigatorsequenz ausgeführt werden kann, sowie die mit der Navigatorsequenz akquirierten Messdaten prozessiert werden können.

[0082] Wird das (M+1)-te lokale Minimum, also der (M+1)-te Zustand maximaler Inspiration ermittelt, wird die Abfrage **106** mit Ja (engl. „Yes“) „Y“ beantwortet. Daraufhin kann das erfasste physiologische Signal weiter ausgewertet werden (Block **107**). Beispielsweise kann hier ein Median mehrerer in Block **105** ermittelter Dauern verschiedener Zyklen in dem erfassten Atemsignal ermittelt werden. Dies geschieht z.B. auf die folgende Weise:

Sei die Folge (T_1, \dots, T_{M+1}) die Folge der Zeitschritte der erfassten physiologischen Datenpunkte, die in der Folge der physiologischen Datenpunkte als lokale Minima identifiziert wurden. Hieraus wird zunächst die Folge $A = (a_1, \dots, a_M)$ berechnet. Das n-te Element der Folge A ist die Dauer des n-ten Zyklus in dem erfassten Atemsignal:

$$a_n = (T_{n+1} - T_n), \quad n = 1, \dots, M. \quad n = 1, \dots, M.$$

Die Folge A wird anschließend nach Länge der Atemzyklen sortiert. Diese neue Folge wird hier mit $B = (b_1, \dots, b_M)$ bezeichnet. B besitzt also die gleichen Elemente wie A jedoch gilt: $b_n \leq b_{n+1}$.

[0083] Der Median \tilde{b} der Dauern der Atemzyklen B ergibt sich dann wie folgt:

$$\tilde{b} = \begin{cases} b_{(N+1)/2} & N \text{ ungerade} \\ (b_{N/2} + b_{(N/2)})/2 & N \text{ gerade} \end{cases} \quad (1)$$

[0084] Alternativ könnte auch ein anderer statistischer Wert, der eine „durchschnittliche“ Dauer eines Atemzyklus (nicht als mathematischer Durchschnitt zu verstehen, sondern eher als „normale“ Dauer) wiedergibt, wie z.B. der Mittelwert der berechneten Dauern der Atemzyklen, berechnet werden. Hierbei könnte die Umsortierung der Folge A in die Folge B entfallen. Der Median hat aber gegenüber dem Mittelwert den Vorteil, dass er robuster gegenüber „Ausreißern“ ist, wobei unter „Ausreißern“ hier einzelne Dauern von Atemzyklen verstanden werden, die wesentlich länger oder wesentlich kürzer sind als die restlichen Atemintervalle. Daher wird im Folgenden stets von dem Median der Dauern der Atemzyklen gesprochen, ohne dass dies eine Beschränkung darstellen soll.

[0085] Auf Grundlage des ausgewerteten Atemsignals kann nun mindestens ein die Art der Akquisi-

tion von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussender Parameter berechnet werden (Block **108**). Dazu wird z.B. der bei der Auswertung des physiologischen Atemsignals ermittelte Median der Dauern der Atemzyklen an eine Recheneinheit übergeben und von dieser beispielsweise wie in Bezug auf **Fig. 3** bereits erläutert als Parameter eine Zahl an Gruppen C, in die eine für die Untersuchung nötige Zahl an Schichten aufgeteilt werden soll, berechnet.

[0086] Dies geschieht beispielsweise, indem die kleinste Zahl von Gruppen C gewählt wird, für die gilt, dass eine Akquisitionsdauer pro Trigger AD kleiner als ein prozentualer Anteil des Medians \tilde{b} der Dauern der erfassten Atemzyklen ist:

$$AD \leq (D / 100) * \tilde{b} \quad (2).$$

D.h. der Parameter C soll derart gewählt werden, dass die Akquisitionsdauer pro Trigger AD einen spezifizierten prozentualen Anteil des ermittelten individuellen Atemzyklus nicht überschreitet.

[0087] Die Berechnung des die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussenden Parameters umfasst also ein Berechnen eines prozentualen Anteils an einer bei der Auswertung des erfassten Atemsignals ermittelten Dauer eines Zyklus des erfassten Atemsignals $(D/100)*\tilde{b}$.

[0088] $(D/100)*\tilde{b}$ begrenzt somit die maximale Akquisitionsdauer pro Trigger AD. D ist dabei ein in der Regel patientenunabhängiger, d.h. nicht an eine individuelle Atmung des Patienten anzupassender, vorgegebener Wert zwischen **1** und **100**. Praktische Werte liegen typischerweise zwischen 25 und 50. Die Angabe des prozentualen Anteils als $(D/100)$ dient lediglich der Veranschaulichung, dass es sich um einen prozentualen Anteil handelt. Selbstverständlich kann auch ein Wert d vorgegeben werden, für den gilt: $d = (D/100)$.

[0089] Der Wert D wird z.B. von einer die Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz betreuenden Person vorgegeben. Alternativ kann D auch ein abhängig von einer für die Akquisition der Messdaten ausgewählten Akquisitionsart, z.B. einer gewählten Sequenz, gesetzter Erfahrungswert sein.

[0090] Bei Vorgabe durch eine die Akquisition der Messdaten betreuenden Person erlaubt der Wert D z.B. zwischen den gegenläufigen Vorteilen einer kurzen Untersuchungsdauer (Wert D groß) bzw. geringen verbleibenden Bewegungsartefakten (Wert D klein) zu wählen. Verwendet man dagegen einen Erfahrungswert der nicht vom Anwender modifiziert werden kann, so wird man ihn bevorzugter Weise abhängig von der zugrundeliegenden bildgebenden oder spektroskopischen Sequenz wählen. Beispiel-

weise kann bei einer relativ bewegungsunempfindlichen PROPELLER Sequenz ein größerer Wert gewählt werden als bei der bewegungsempfindlicheren kartesischen Variante derselben Sequenz.

[0091] Alternativ zu der Begrenzung der maximale Akquisitionsdauer pro Trigger AD durch einen derartig vorgegebenen prozentualen Anteil einer ermittelten Dauer eines Atemzyklus kann die maximale Akquisitionsdauer pro Trigger AD auch aus dem erfassten physiologischen Atemsignal heraus bestimmt werden. Beispielsweise indem ein maximales Zeitintervall bestimmt wird, in welchem eine maximale oder mittlere Variation des physiologischen Atemsignals einen fest gewählten Wert oder einen prozentualen Anteil einer maximalen oder mittleren Variation zwischen Werten mindestens einer Inspiration und Werten mindestens einer Exspiration in dem erfassten Atemsignal nicht überschreitet. Es wird also eine absolute oder eine zu der Variation des physiologischen Atemsignals relative Variation vorgegeben und ein maximales Zeitintervall gesucht dessen Variation die vorgegebene Variation nicht überschreitet. Je länger das Zeitintervall, desto größer die Variation in dem Zeitintervall. Das hier gesuchte maximale Zeitintervall gibt dann die maximale Akquisitionszeit pro Trigger an.

[0092] Die maximale Akquisitionsdauer pro Trigger AD ist hierbei, proportional zu der maximalen Zahl von Schichten pro Gruppe. Bei einer Zuordnung der zu messenden Schichten zu den Gruppen wie in Bezug auf **Fig. 3** beschrieben, hängt AD somit von der Anzahl an Gruppen C ab. AD ist hierbei maximal die Anzahl der Schichten S, aus denen Messdaten akquiriert werden sollen, geteilt durch die Anzahl an Gruppen C aufgerundet zur nächsten ganzen Zahl mal der Akquisitionsdauer pro Schichtanre-

gung $AD_s : AD \leq \left[\frac{S}{C} \right] * AD_S$, wobei $\lceil \cdot \rceil$ für die Aufrundungsfunktion steht. Der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter, hier die Anzahl an Gruppen C, ist also abhängig von dem patientenunabhängigen Wert D und dem patientenabhängigen Median der Dauer eines Atemzyklus.

[0093] Die Berechnung der Anzahl der Gruppen C, in die die erforderliche Anzahl an Schichten S aufgeteilt wird, umfasst nach der Ungleichung (2) einen Vergleich der Dauer der Akquisition der Messdaten aller Schichten in einer Gruppe mit der bei der Auswertung des erfassten Atemsignals ermittelten statistischen Dauer eines Zyklus des erfassten Atemsignals.

[0094] Kann die Ungleichung (2) für alle möglichen Werte von C nicht erfüllt werden, so wird die Zahl der Gruppen gleich der Zahl der Schichten gesetzt.

[0095] Die Art der Akquisition der Messdaten wird nun über eine Steuereinheit so gesteuert, dass die zur Akquisition der Messdaten verwendete Sequenz für die neue Gruppenzahl C präpariert wird bzw. eine bereits erfolgte Präparation an die neue Gruppenzahl angepasst wird. „Präparation“ umfasst hierbei alle Berechnungen, die vor dem eigentlichen Sequenzstart erfolgen können. Unter anderem also die Berechnung der Schichtanregungsreihenfolge, die Berechnung von Füllzeiten usw.

[0096] Wie in Bezug auf die **Fig. 4** und **Fig. 5** beschrieben, kann ein alternativer oder ein weiterer die Art der Akquisition der Messdaten beeinflussender Parameter auch eine Anzahl an Echos pro verwendetem Echozug sein. In diesem Fall gilt Ungleichung (2) weiter, jedoch ist hier die Akquisitionsdauer pro Schichtanregung AD_s von der Anzahl an Echos E pro verwendetem Echozug abhängig: $AD_s = E^*ES + K$, wobei ES für den Echoabstand und K für anfallende sequenzabhängige Zeiten, wie eine Dauer des verwendeten Anregungspulses, Dauer ES/2 zwischen Anregungspuls und erstem Refokussierungspuls und ggf. weiteren Zeiten, wie z.B. Dauern von möglichen Spoilergradienten etc. steht.

$$[0097] \text{ Es gilt weiterhin: } AD \leq \left[\frac{S}{C} \right] * AD_s.$$

[0098] Es können somit auch sowohl eine Anzahl an Gruppen C, als auch eine Anzahl an Echos E pro Echozug jeweils als einen die Art der Akquisition beeinflussenden Parameter berechnet werden.

[0099] Es kann auch nur der Parameter „Echos pro Echozug“ berechnet werden. Insbesondere setzt man dazu S=1. S=1 ist z.B. typisch für eine 3D Sequenz bei der in der Regel (aber nicht zwingend) der Untersuchungsbereich durch ein einziges Anregungsvolumen vollständig abgedeckt wird. Für S=1 kann ein in Bezug zu **Fig. 3** beschriebenes Verfahren nicht eingesetzt werden, da eine einzelne Schicht nicht in Gruppen aufgeteilt werden kann. Für MR-Untersuchungen mit S=1 gilt dann: AD ungefähr gleich E^*ES .

[0100] Nachdem über Ungleichung (2) und den die Art der Akquisition der Messdaten beeinflussenden Parameter die Akquisitionsdauer pro Trigger AD automatisch auf das individuelle Atemsignal abgestimmt gewählt wurde, kann weiterhin auf Grundlage des erfassten Atemsignals mindestens eine Triggerbedingung berechnet werden (Block **109**).

[0101] Beispielsweise kann als Triggerbedingung eine sogenannte Triggerposition TP berechnet werden. Die Triggerposition TP hat dieselbe Einheit wie das physiologische Atemsignal. Ein Trigger wird z.B. nur dann generiert, wenn eine Abweichung eines Datenpunktes eines zuletzt gemessenen aktuellen physiologischen Atemsignals von der Triggerposition TP gleich oder kleiner als ein vorgegebenes Akzeptanzfenster $[TP - \delta, \dots, TP + \delta]$ ist.

[0102] Die Berechnung der Triggerposition kann z.B. wie folgt erfolgen:

Sei $P = (p_1, \dots, p_L)$ die Folge der gemessenen physiologischen Datenpunkte. Ferner wurden in Block **105** M+1 Elemente dieser Folge P als Zustände maximaler Inspiration identifiziert. Sei $I = (i_1, \dots, i_{M+1})$ die Folge der Indices, die Zustände maximaler Inspiration adressiert. In Worten: p_{i_k} ($1 \leq k \leq M+1$) ist

der Wert des Datenpunkts des erfassten physiologischen Atemsignals während des k-ten Zustands maximaler Inspiration, der zum Zeitpunkt T_k erfasst wurde. Zwischen je zwei Zuständen maximaler Inspiration gibt es immer einen Zustand maximaler Expiration. Die entsprechenden Datenpunkte des erfassten physiologischen Atemsignals werden durch eine zweite Indexfolge $E = (e_1, \dots, e_N)$ adressiert. Des Weiteren kann z.B. eine Funktion t einem Signalpunkt seinen Zeitstempel zuordnen. Mit den bisher getroffenen Vereinbarungen gilt also:

$$T_k = t(p_{i_k}) < t(p_{e_k}) < t(p_{i_{k+1}}) = T_{k+1}, \quad k = 1, \dots, M \\ k = 1, \dots, M$$

[0103] Es kann nun zunächst für jedes der M Atemintervalle des erfassten Atemsignals eine Triggerposition TP_k wie folgt bestimmt werden:

In einer Ausführungsform wird die in Block **108** berechnete Akquisitionsdauer pro Trigger AD verwendet, um auf Grundlage der Akquisitionsdauer pro Trigger AD, und damit abhängig des die Art der Akquisition der Messdaten beeinflussenden Parameters, und auf Grundlage des erfassten Atemsignals die Triggerposition TP zu berechnen.

[0104] Sei also AD und ad die kleinste ganze Zahl für die gilt: $ad \geq AD / \text{Scout-TR}$.

Scout-TR ist dabei der konstante zeitliche Abstand zwischen zwei aufeinanderfolgenden physiologischen Datenpunkten: $\text{Scout-TR} = t(p_{i+1}) - t(p_i)$. ad entspricht damit der Anzahl aufeinanderfolgender Datenpunkte des erfassten physiologischen Atemsignals, die in einer Zeitspanne erfasst wurden, die die Akquisitionsdauer pro Trigger AD abdeckt.

[0105] Für die Datenpunkte mit Index j im Intervall $i_k \leq j \leq e_k$, die also zwischen einer maximalen Inspiration und einer maximalen Expiration und damit in einer Phase des Ausatmens liegen, kann nun die folgende Summe berechnet werden, die ein Maß für eine „Flachheit“ des Verlaufs der betreffenden Datenpunkte des erfassten Atemsignals ist:

$$\text{Sum}(j) = \sum_{i=j}^{j+\text{ad}} (p_i - p_{e_k})^2.$$

[0106] Sei j_{\min} der Index, der die Summe $\text{Sum}(j)$ minimiert, d.h. der Index des Datenpunktes, ab welchem über die folgenden ad Datenpunkte hinweg, der „flachste“ Verlauf vorliegt:

$$j_{\min} = \min_{j=i_k}^{e_k} \{\text{Sum}(j)\}$$

[0107] Die Triggerposition TP_k für das k-te Atemintervall wird nun gleich dem physiologischen Signalwert des Datenpunktes mit Index j_{\min} gesetzt, also: $TP_k = p_{j_{\min}}$.

[0108] Um eine stabilere Triggerposition TP zu erhalten, kann eine aktuelle Triggerposition TP nun als der Median der M Triggerpositionen TP_k gesetzt werden. Die Berechnung des Medians wurde weiter oben bereits am Beispiel des Medians von Dauern von Atemzyklen gezeigt. Für die Triggerposition wird der Median analog berechnet.

[0109] Die Triggerposition TP entspricht hier somit einem Wert des Atemsignals, bei Erreichen desselben, im Rahmen einer vorgegebenen Abweichung (Akzeptanzfenster) eine Triggerbedingung erfüllt ist.

[0110] Spätestens mit der Berechnung mindestens einer Triggerbedingung (Block **109**) ist die Lernphase abgeschlossen und die boolsche Variable der Abfrage **104** wird auf „true“ gesetzt (Block **110**). Die Messung befindet sich nun in der bildgebenden bzw. spektroskopischen Phase. Nach einem weiteren Durchlaufen der Blöcke **101** und **102**, bei welchem ein aktuelles physiologisches Atemsignal erfasst wird, wird daher die Abfrage **104** nun mit „Y“ beantwortet und eine Steuereinheit, die insbesondere eine Triggereinheit umfasst, vergleicht die zuletzt erfassten Atemsignale mit einer Triggerbedingung (Block **111**).

[0111] Das Ausspielen der Navigatorsequenz mit konstanten zeitlichen Abstand Scout-TR (Blöcke **101**) und die zugehörige Wandlung des erfassten Signals in ein physiologischen Datenpunkt (Block **102**) wird solange fortgesetzt bis in Block **111** ein erstes Erfüllt sein der Triggerbedingung festgestellt wird (Abfrage **112**: Triggerbedingung erfüllt Y/N?). Damit ein Triggerereignis generiert wird, müssen in einer Ausführungsform mindestens die folgenden zwei Bedingungen erfüllt sein:

- 1) Die Folge der zuletzt erfassten physiologischen Datenpunkte muss ansteigend sein, was mit der getroffenen Vorzeichenwahl einer Phase des Ausatmens entspricht.

2) Die Abweichung Δ des zuletzt gemessenen physiologischen Signalpunktes von der Triggerposition TP muss gleich oder kleiner als ein zuvor festgelegtes Akzeptanzfenster $[TP - \delta, \dots, TP + \delta]$ sein, d.h. $|\Delta| \leq \delta$.

[0112] Ist die Triggerbedingung erfüllt, wird eine Akquisition von Messdaten durch die Triggereinheit ausgelöst. D.h. ein Triggerereignis wird generiert und ein erstes Paket von bildgebenden bzw. spektroskopischen Messdaten wird unter Berücksichtigung des berechneten die Akquisition von Messdaten beeinflussenden Parameters während der Akquisitionsdauer pro Trigger AD akquiriert. Was hierbei unter einem Paket zu verstehen ist, hängt dabei von der zugrundeliegenden bildgebenden bzw. spektroskopischen Sequenz ab. Beispielsweise bei einer T2-gewichteten Turbo-Spin-Echosequenz kann ein Paket aus je einem Echozug pro Schicht der ersten Gruppe bestehen.

[0113] Nach Akquisition des ersten Paketes an Messdaten wird die Messung mit dem Ausspielen von weiteren Navigatorsequenzen fortgesetzt bis die Triggerbedingung ein zweites Mal erfüllt ist. Nach dem so ausgelösten zweiten Triggerereignis wird ein zweites Paket an Messdaten der bildgebenden bzw. spektroskopischen Sequenz akquiriert. Dieser Ablauf wird solange fortgesetzt bis alle Messdaten des gewünschten, zu untersuchenden Untersuchungsbereichs akquiriert sind (Abfrage **114**: alle Messdaten akquiriert Y/N?).

[0114] Insbesondere bei einer Erfassung des aktuellen Atemsignals mittels Navigatoren kann die Unterbrechung der Folge der Navigatoren (siehe auch „Navigators“ in Fig. 2) durch ein Triggerereignis den dynamischen Gleichgewichtszustand („steady state“) der Magnetisierung stören. Dies kann einen negativen Einfluss auf unmittelbar nach dem wieder Einsetzen der Navigatorsequenzen aus dem Navigatorignal extrahierte physiologische Atemsignale haben. Beispielsweise können Signaländerungen in solchen Navigatorsignalen auftreten, deren Ursache im transzendenten Zustand der Magnetisierung während des Wiedererlangen des Gleichgewichtszustandes liegt. Solche Signaländerungen können nicht von Signaländerungen in Folge der physiologischen Atembewegung unterschieden werden. Dies kann somit die erfassten aktuellen Atemsignale verfälschen und so zu falschen Triggerereignissen führen.

[0115] Diese Probleme können aber z.B. durch die folgenden Maßnahmen verringert werden.

[0116] Z.B. kann nach einem Triggerereignis und nach der Akquisition von Messdaten eine relativ zur Dauer eines Atemzyklus kurze Füllzeit eingefügt werden, bevor eine nächste Navigatorsequenz zur Erfassung eines physiologischen Datenpunktes ausge-

führt wird. Während der Füllzeit relaxiert die Magnetisierung in dem Untersuchungsobjekt teilweise. Ein Beispiel für eine solche Füllzeit ist in **Fig. 2** mit „R“ bezeichnet.

[0117] Weiterhin kann in einer Abfrage **116**, z.B. mittels eines Zählers, abgefragt werden, der wievielte Datenpunkt des aktuellen Atemsignals nach einem Triggerereignis gerade in Block **102** erfasst wird. Ist ein solcher Zähler eines Datenpunkts kleiner als ein vorgegebener Wert Z, kann der Datenpunkt verworfen werden, d.h. nicht im Speicher **103** gespeichert. Der vorgegebene Wert Z ist eine ganze Zahl, und sollte derart gewählt werden, dass z.B. einerseits der Gleichgewichtszustand bereits zumindest annähernd wieder erlangt worden sein kann, und andererseits nicht zu viele Datenpunkte verworfen werden, damit im folgenden Atemintervall ein Triggerereignis generiert werden kann. Ist beispielsweise Z=2, werden die jeweils beiden ersten Datenpunkte, die nach Wiedereinsetzen der Navigatoren nach einem Triggerereignis erfasste werden, verworfen.

[0118] Bei Erfassen des Atemsignals mit einem externen Sensor, wie einem Atemkissen oder Atemgurtel sind derartige Maßnahmen in der Regel nicht erforderlich, da das Signal dieser Sensoren in der Regel nicht durch die bildgebende bzw. spektroskopische Sequenz gestört wird.

[0119] In einem Ausführungsbeispiel kann weiterhin die folgende Triggerbedingung erfüllt sein müssen, um nach der Abfrage **112** ein Triggerereignis zu generieren:

- 3) Ist bereits ein erstes Triggerereignis eingetreten, muss seit dem letzten Triggerereignis eine vorgebbare Zeitspanne T_t vergangen sein. Die Zeitspanne T_t ist hierbei beispielsweise größer als ca. 60% des in Block **107** berechneten Medians des Atemzyklus.

[0120] In der Regel liegt mindestens die Dauer eines Atemzyklus zwischen zwei Triggerereignissen, da ein Triggerereignis in der Regel nur einmal pro Atemzyklus generiert wird. Zwei Triggerereignisse sollten somit nicht wesentlich näher beieinander liegen, als ein prozentualer Anteil des berechneten Medians des Atemzyklus, der als untere normale Schwankung einer Dauer des Atemzyklus fallend angesehen werden kann.

[0121] In einer weiteren Ausführungsform kann die oben beschriebene Berechnung der Triggerposition gegebenenfalls auch nach Abschluss der initialen Lernphase als neue Triggerposition TP' neu berechnet werden und für einen nächsten Vergleich eines aktuellen Atemsignals in Block **111** eine in der initialen Lernphase berechnete Triggerposition TP ersetzen.

[0122] Dies geschieht beispielsweise wie folgt:

Eine Abfrage **117** überwacht, ob zwischen den zwei zuletzt detektierten Zuständen maximaler Inspiration ein Trigger generiert wurde. Alternativ kann die Abfrage **117** z.B. überwachen wie viel Zeit nach einem letzten Triggerereignis vergeht. Tritt nicht innerhalb von der Dauer eines Atemzyklus, ggf. unter Berücksichtigung normaler Schwankungen desselben, also z.B. innerhalb einer Dauer b_{max} , ein nächstes Triggerereignis ein, initiiert die Abfrage **117** eine Neuberechnung der Triggerposition in Block **109**. Dabei wird, wie am Ende der Lernphase, jedoch auf Grundlage z.B. der M zuletzt vollständig erfassten Atemzyklen, wie oben beschrieben, die neue Triggerposition TP' berechnet. Nach der ersten Initiierung der Neuberechnung erfolgt diese z.B. auf Grundlage der letzten M-1 Atemzyklen der Lernphase und des Atemzyklus während dem kein Trigger generiert wurde. Somit wird unter den angegebenen Bedingungen die Triggerbedingung „Triggerposition“ nach einer ersten Berechnung während der initialen Lernphase mindestens ein weiters mal erneut berechnet.

[0123] Der die Akquisition der Messdaten beeinflussende Parameter wird in einer vorteilhaften Ausführungsform nicht zusammen mit der Triggerposition angepasst, d.h. in obigem Beispiel wird die Akquisitionsdauer pro Trigger nicht neu berechnet. Dies hätte im Allgemeinen zur Folge, dass ein Teil der bereits akquirierten z.B. bildgebenden Messdaten verworfen werden müsste, da ein Ändern des die Akquisition der Messdaten beeinflussende Parameters während der Datenakquisition zu Artefakten oder Kontrastunterschieden führen kann.

[0124] In der alternativen Abfrage **117** ist b_{max} z.B. die um eine die normale Schwankung des Atemzyklus verlängerte Dauer des berechneten Median des Atemzyklus \tilde{b} , d. h. $b_{max} = (1 + k)\tilde{b}$, wobei k die unter einer normalen Schwankung des Atemsignals zulässige Verlängerung angibt.

[0125] Eine solche Neuberechnung der Triggerposition ist von Vorteil, wenn sich die Atmung des Patienten während der Untersuchung ändert. Beispielsweise atmen manche Patienten zu Beginn einer MR-Untersuchung schneller und/oder tiefer, z.B. weil sie aufgeregt sind. Eine schnellere Atmung führt zu einem kürzeren Atemzyklus. Bei gegebener Akquisitionszeit pro Trigger AD, wird somit AD länger im Vergleich zum Atemzyklus, wodurch die Triggerposition nach unten verschoben wird. Die Atmung kann sich auch verändern weil der Patient während der Untersuchung einschläft. Durch die Neuberechnung der Triggerposition kann dieser Änderung auch während der laufenden MR-Untersuchung Rechnung getragen werden, was die Ergebnisse der MR-Untersuchung

verbessert und die Gesamtdauer der MR-Untersuchung verkürzen kann.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Akquisition von Messdaten eines atmenden Untersuchungsobjekts mittels Magnetresonanztechnik umfassend die Schritte:

- a) Erfassen des physiologischen Atemsignals (200) des Untersuchungsobjekts mit einer Atemsignalerfassungseinheit (5);
- b) Auswerten des erfassten Atemsignals in einer Auswerteeinheit (7);
- c) Berechnen mindestens eines die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussenden Parameters auf Grundlage des ausgewerteten Atemsignals in einer Recheneinheit (9);
- d) Erfassen eines aktuellen physiologischen Atemsignals mit der Atemsignalerfassungseinheit (5);
- e) Vergleich der zuletzt erfassten Atemsignale mit mindestens einer Triggerbedingung;
- f) Bei Erfülltsein der Triggerbedingung(en) aus Schritt e), Auslösen der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz unter Verwendung des berechneten Parameters mittels einer Steuereinheit (11);
- g) Wiederholen der Schritte d) bis f) bis alle gewünschten Messdaten akquiriert wurden, wobei der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter eine Dauer der Akquisition (AD, AD1, AD2, AD2', AD3) von Messdaten nach einem Auslösen der Akquisition von Messdaten beeinflusst/mitbestimmt.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Berechnung des mindestens einen die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussenden Parameters ein Berechnen eines die Dauer der Akquisition (AD, AD1, AD2, AD2', AD3) von Messdaten pro Trigger begrenzenden, prozentualen Anteils an einer bei der Auswertung des erfassten Atemsignals (200) statistisch ermittelten Dauer eines Zyklus des erfassten Atemsignals (200) umfasst.

3. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter die maximale Zahl der Schichten aus einer gegebenen Anzahl von zu messenden Schichten bestimmt, von denen jeweils nach Erfülltsein der Triggerbedingung(en) Daten akquiriert werden.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei die Berechnung der maximalen Zahl der Schichten aus einer gegebenen Anzahl von zu messenden Schichten einen Vergleich der Dauer der Akquisition der Messdaten der maximalen Zahl der Schichten aus einer gegebenen Anzahl von zu messenden Schichten bestimmt, von denen jeweils nach Erfülltsein der Triggerbedingung(en) Daten akquiriert werden mit der bei der Aus-

wertung des erfassten Atemsignals ermittelten statistischen Dauer eines Zyklus des erfassten Atemsignals (200) umfasst.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter eine Anzahl an Echos des für die Akquisition von Messdaten verwendeten Echozugs ist.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter abhängig von einem vorgegebenen Wert D ist.

7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei der vorgegebene Wert D von einer die Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz betreuenden Person vorgegeben wird.

8. Verfahren nach Anspruch 6, wobei der vorgegebene Wert D abhängig von einer für die Akquisition der Messdaten ausgewählten Akquisitionsart ist.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei der mindestens eine die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussende Parameter abhängig von einem maximalen Zeitintervall des erfassten physiologischen Atemsignals (200) ist, in welchem eine maximale oder mittlere Variation des physiologischen Atemsignals (200) einen fest gewählten Wert oder einen prozentualen Anteil einer maximalen oder mittleren Variation zwischen Werten mindestens einer Inspiration und Werten mindestens einer Exspiration in dem erfassten Atemsignal (200) nicht überschreitet.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei in einem weiteren Schritt auf Grundlage des ausgewerteten Atemsignals (200) mindestens eine Triggerbedingung berechnet wird.

11. Verfahren nach Anspruch 10, wobei bei der Auswertung des Atemsignals (200) ein Wert des Atemsignals berechnet wird, bei Erreichen desselben eine Triggerbedingung erfüllt ist.

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei die Berechnung des Werts des Atemsignals eine Suche nach einem flachen Kurvenverlauf des Atemsignals (200) umfasst.

13. Verfahren nach Anspruch 12, wobei der flache Kurvenverlauf mindestens über eine Dauer der Akquisition (AD, AD1, AD2, AD2', AD3) von Messdaten nach einem Auslösen der Akquisition von Messdaten verläuft.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 und 13, wobei der Beginn des flachen Kurvenverlaufs in einer Phase des Ausatmens liegt.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 14, wobei die mindestens eine Triggerbedingung abhängig von dem mindestens einen die Art der Akquisition von Messdaten mittels Magnetresonanz beeinflussenden Parameter ist.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 15, wobei die mindestens eine Triggerbedingung nach einer ersten Berechnung mindestens ein weiteres Mal erneut berechnet wird.

17. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Auswerten des erfassten Atemsignals (200) ein Ermitteln von lokalen Extrema in dem erfassten Atemsignal (200) und/oder ein Ermitteln von einer Dauer eines Zyklus in dem erfassten Atemsignal (200) und/oder ein Ermitteln eines Medians oder Mittelwerts oder sonstigen statistischen Werts mehrerer ermittelter Dauern verschiedener Zyklen in dem erfassten Atemsignal (200) umfasst.

18. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine für das Auslösen der Akquisition von Messdaten unter Verwendung des berechneten Parameters zu erfüllende Triggerbedingung ist, dass das aktuelle erfasste Atemsignal (200) in einer Phase des Ausatmens liegt, und/oder dass das aktuelle erfasste Atemsignal (200) in einem Akzeptanzfenster (201) liegt, und/oder dass seit einem letzten Auslösen der Akquisition von Messdaten unter Verwendung des berechneten Parameters mindestens ein Zeitintervall zurück liegt, dessen Länge abhängig von der statistisch ermittelten Dauer eines Atemzyklus gewählt wird.

19. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei erfasste physiologische Atemsignale (200) als Datenpunkte gespeichert werden, wobei die Speicherung einer Bedingung unterliegen kann.

20. Computerprogramm zur Durchführung aller Verfahrensschritte nach einem der Ansprüche 1 bis 19, wenn das Programm auf einer Recheneinheit (9) ausgeführt wird, die mit einem Magnetresonanzgerät (1) verbunden ist.

Es folgen 6 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

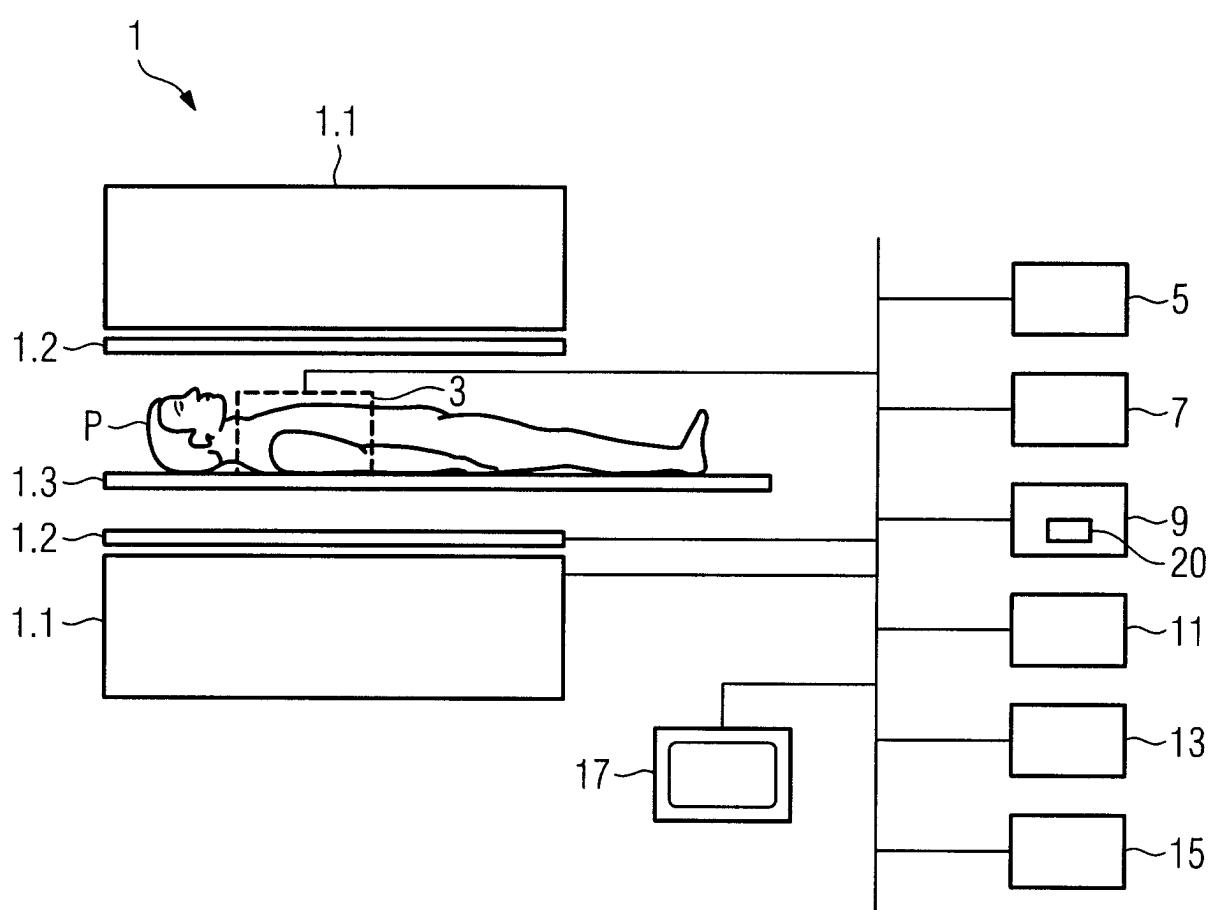


FIG 2

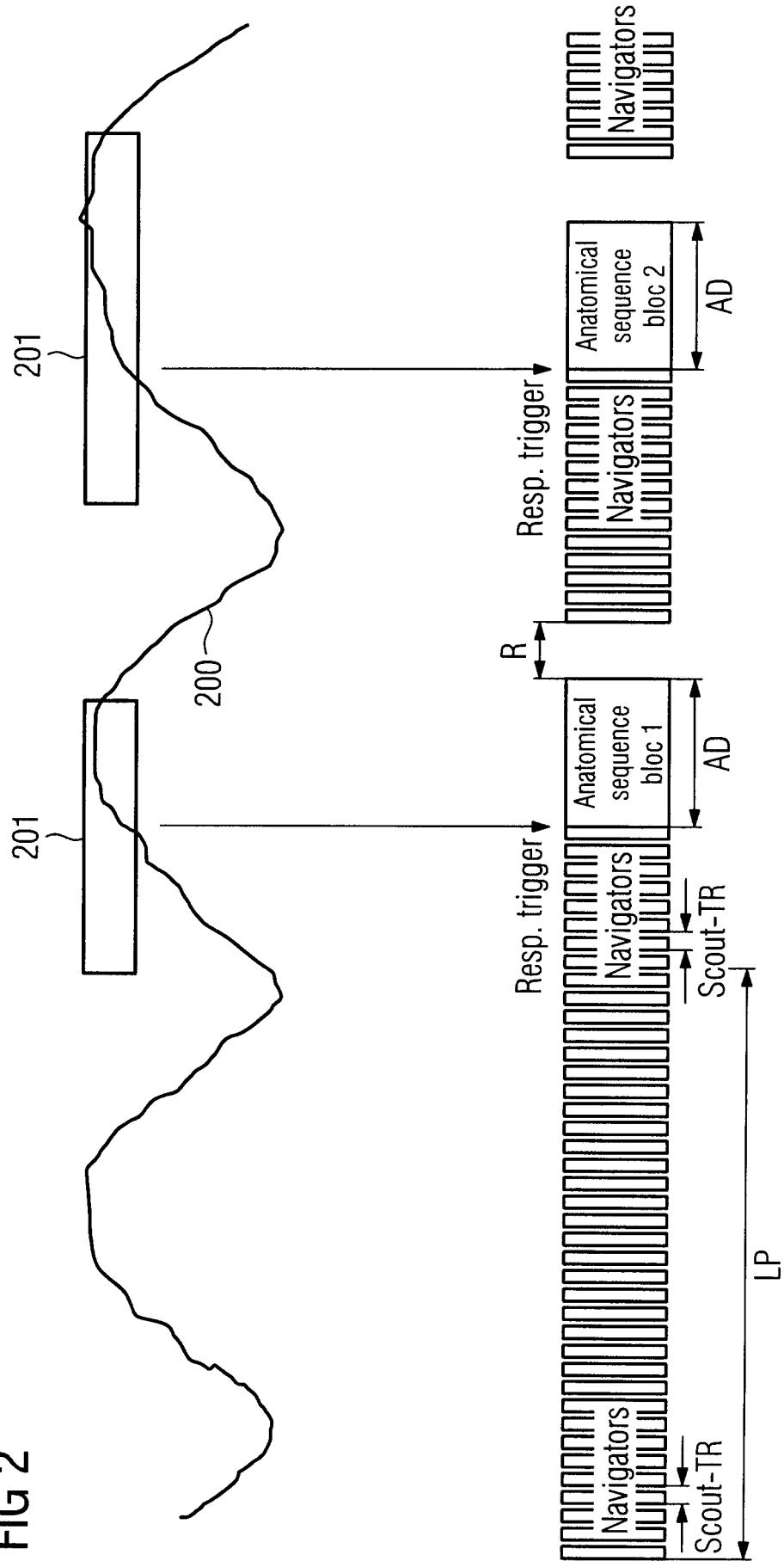


FIG 3

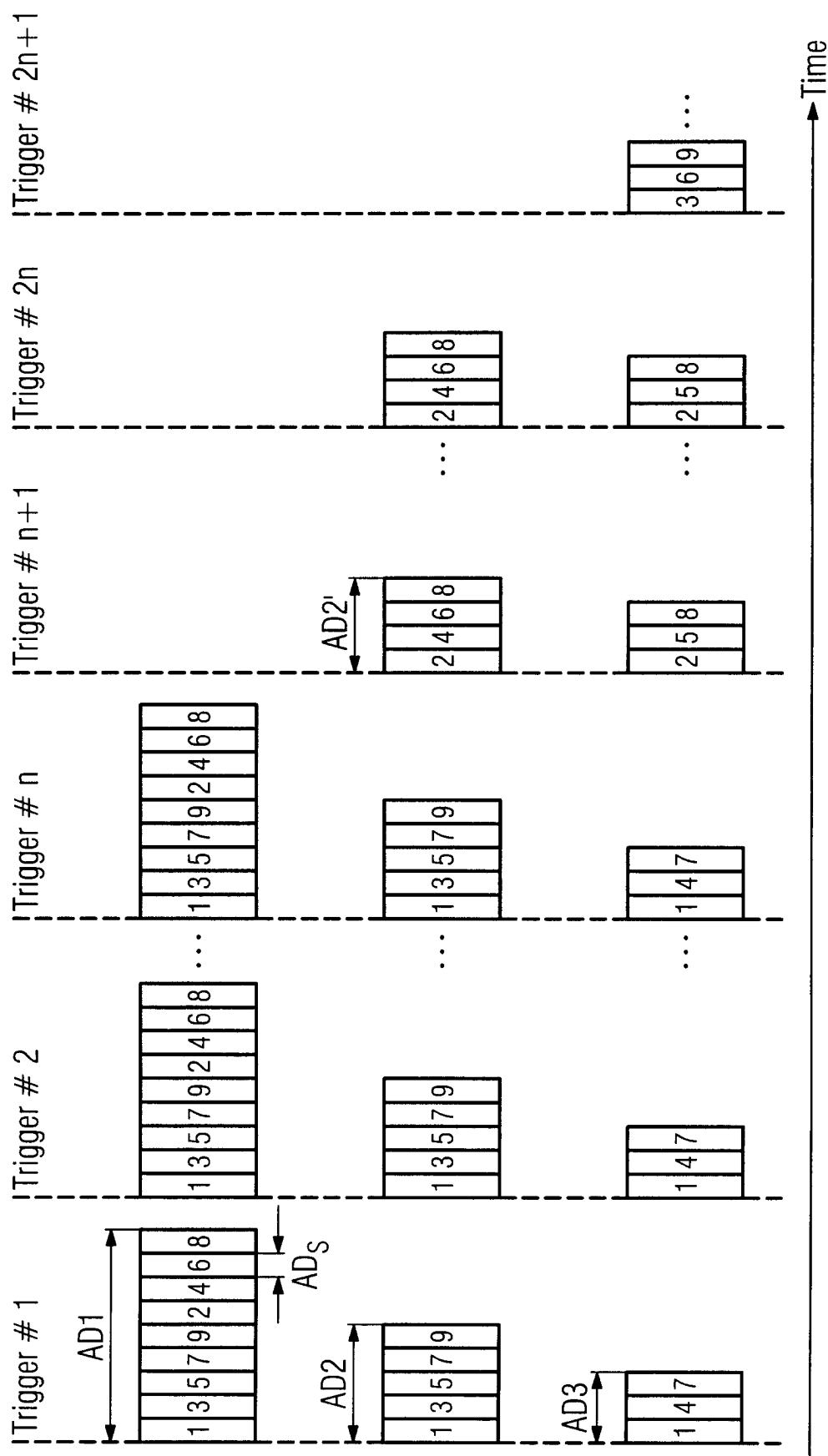


FIG 4

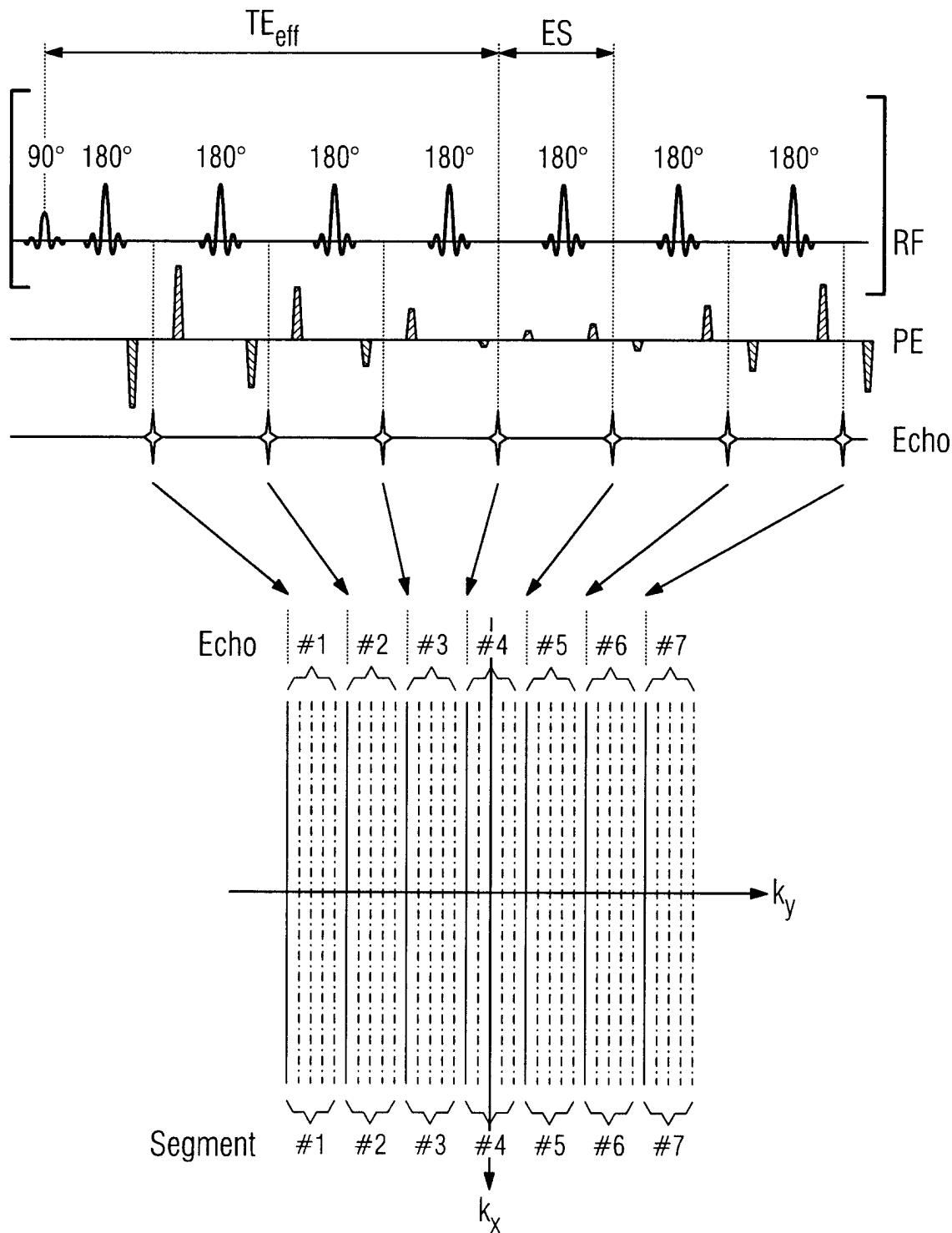


FIG 5

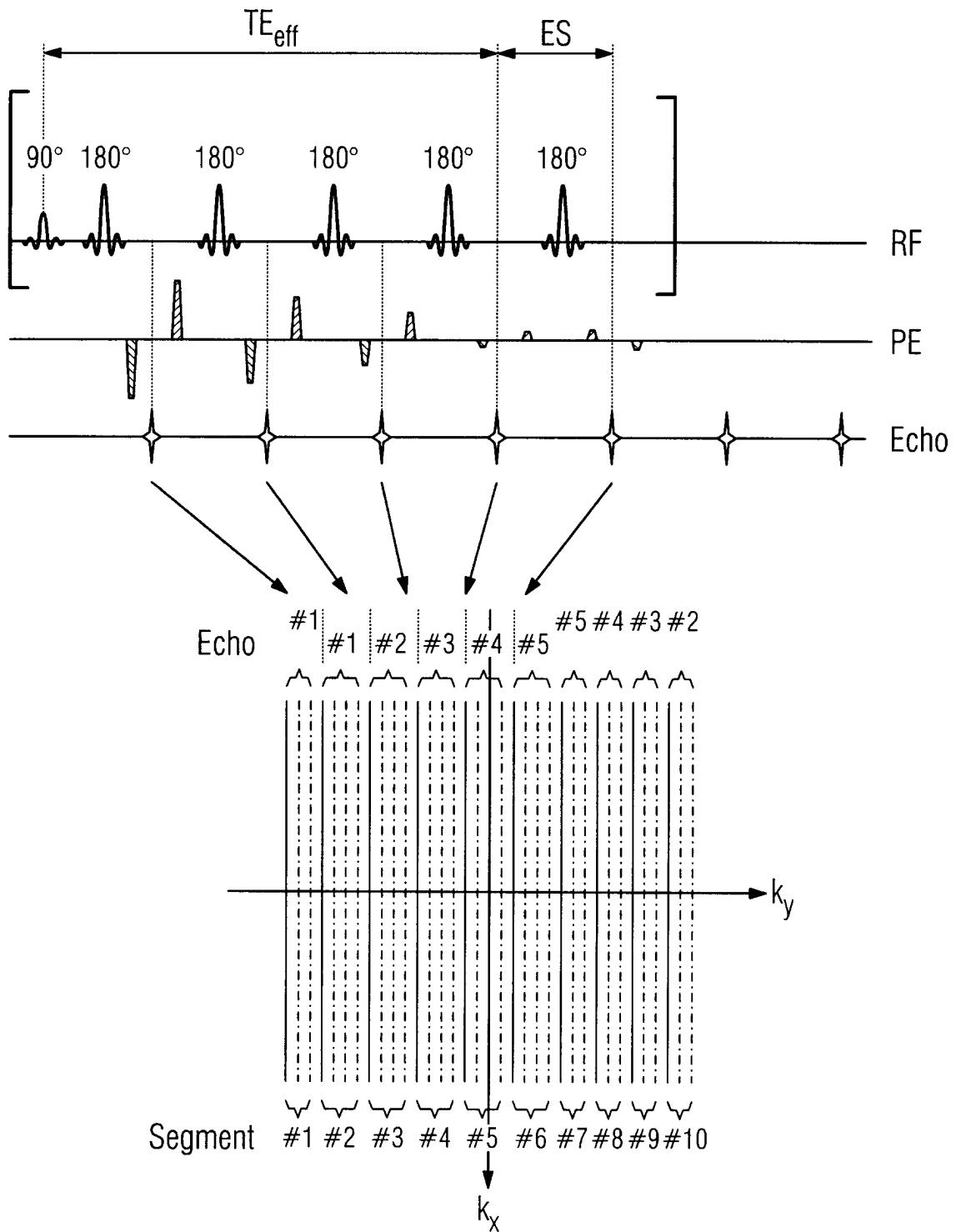


FIG 6

