(19) Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 041 826 B4** 2018.02.01

(12) # Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 041 826.6**
(22) Anmeldetag: **03.09.2007**
(43) Offenlegungstag: **05.03.2009**
(45) Veröffentlichungstag der Patenterteilung: **01.02.2018**

(51) Int Cl.: ***A61B 5/055*** (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)
G01R 33/58 (2006.01)
G01R 33/567 (2006.01)
G01R 33/561 (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, 91052 Erlangen, DE

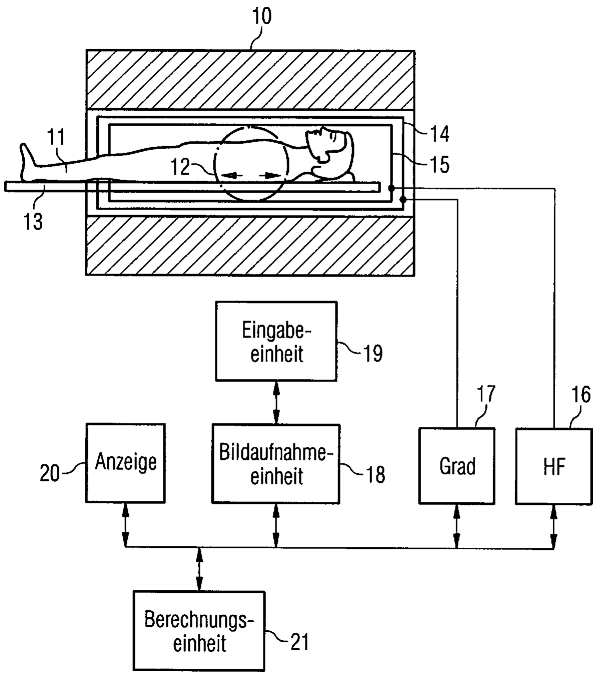
(72) Erfinder:
Stemmer, Alto, 91183 Abenberg, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

US	**68 01 800**	**B2**
US	**2002 / 0 032 376**	**A1**
US	**61 44 201**	**A**

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Optimierung von angiographischen MR-Bildern**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Optimierung von angiographischen Magnetresonanzbildern eines Untersuchungsobjekts, wobei bei den angiographischen Magnetresonanzbildern Arterien getrennt von den Venen darstellbar sind, mit den folgenden Schritten:
– Aufnehmen von mehreren MR-Übersichtsbilder, wobei mindestens ein Bildgebungsparameter bei den Aufnahmen der MR-Übersichtsbilder variiert wird,
– automatisches Berechnen eines optimierten Bildgebungsparameters anhand eines Qualitätskriteriums, wobei mehrere MR-Übersichtsbilder paarweise voneinander subtrahiert werden zur Erzeugung von Differenzbildern, wobei das Qualitätskriterium auf Grundlage der Differenzbilder berechnet wird, wobei der Bildgebungsparameter dahingehend optimiert wird, dass zur Trennung der Arterien und der Venen die angiographischen Magnetresonanzbilder während zwei verschiedener Phasen des Herzzyklus bzw. des Blutkreislaufes aufgenommen werden, wobei der Herzzyklus bzw. der Blutkreislauf überwacht wird, wobei der optimierte Bildgebungsparameter eine Triggerverzögerung TD ist, und eine optimierte Triggerverzögerung TD_{Sys} für die Aufnahme der angiographischen MR-Bilder während der ersten Phase und eine optimierte Triggerverzögerung TD_{Dia} für die Aufnahme der angiographischen MR-Bilder während der zweiten Phase berechnet wird, und
– Bereitstellen des optimierten Bildgebungsparameters für die Aufnahme der angiographischen Magnetresonanzbilder, bei denen Arterien getrennt von den Venen darstellbar sind.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Optimierung von angiographischen Magnetresonanzbildern eines Untersuchungsobjekts und eine Magnetresonanzanlage hierfür. Die Erfindung findet insbesondere Anwendung bei der Erstellung von peripheren MR-Angiographien, bei denen die Angiographiebilder ohne Einsetzen eines Kontrasmittels erzeugt werden. Eine Möglichkeit zur Erstellung von Magnetresonanzangiographien ohne Einsatz von Kontrastmitteln ist die Verwendung von schnellen Spinechobildgebungssequenzen, wobei beispielsweise eine dreidimensionale Turbospinechobildgebungssequenz mit der so genannten Half-Fourier-Technik kombiniert wird. Bei der Half-Fourier-Technik wird eine Hälfte des Fourier- oder k-Raums nicht komplett mit Messdaten gefüllt und die nicht akquirierten Daten während der Rekonstruktion durch Symmetrieforderungen an die Daten berechnet. Bei derartigen Half-Fourier-Turbospinecho-Bildgebungssequenzen werden, bei geeigneter Parametrisierung der Sequenz, Blutgefäße hell dargestellt, wenn die Datenaufnahme bei einem langsamen Blutfluss erfolgt. Blutgefäße erscheinen dagegen dunkel, wenn der Blutfluss während der Signalaufnahme schnell war.

[0002] Ein besonderes Anliegen bei Magnetresonanzangiographien ohne Einsatz von Kontrastmittel ist die Trennung der Arterien von den Venen bei der Darstellung der Blutgefäße im MR-Bild. Hierzu ist es möglich, die Datenaufnahme mit dem Herzzyklus (und damit dem Blutkreislauf) zu synchronisieren, beispielsweise mit Hilfe einer EKG-Triggerung und die MR-Daten EKG-getriggert aufzunehmen. Hierbei wird ein erster Datensatz während einer Herzphase aufgenommen, bei der der Blutfluss in den Arterien und Venen des Untersuchungsbereiches langsam ist, was dazu führt, dass sowohl die Arterien als auch die Venen im Bild hell dargestellt sind. Wenn es nun gelingt, einen zweiten Datensatz während eines zweiten Phase des Herzzyklusses aufzunehmen, bei der der Blutfluss in den Arterien des Untersuchungsbereiches schnell und in den Venen langsam ist, so erscheinen die Arterien im zugehörigen Angiographiebild dunkel und die Venen hell. Im Folgenden wird die erste Phase im Blutkreislauf, bei der der Blutfluss in Arterien und Venen des Untersuchungsbereiches langsam ist, diastolische Phase (oder Diastole) genannt, und die zweite Phase im Blutkreislauf, bei der der Blutfluss in den Arterien des Untersuchungsbereiches schnell und in den Venen langsam ist, systolische Phase (oder Systole) genannt. Wegen der Zeit, die das Blut vom Herzen in den Untersuchungsbereich benötigt, tritt die so definierte Systole im Allgemeinen zeitverzögert gegenüber der Kontraktion der unteren Kammer des Herzmuskels auf, die gemeinhin als Systole bezeichnet wird. Entsprechendes gilt für die Diastole. Es ist nun wünschenswert, die Arterieninformation von der Veneninformation zu trennen. Aus den während der Systole aufgenommenen Angiographiebildern sollte es möglich sein, die Venen zu identifizieren, da die Arterien im Bild dunkel erscheinen und die Venen hell. Zur Identifizierung der Arterien ist es notwendig, die MR-Daten die während der Diastole aufgenommen wurden von den MR-Daten die während der Systole aufgenommen wurden zu subtrahieren.

[0003] US 6,144,201 beschreibt ein Verfahren zur EKG-getriggerten Bildgebung, bei dem Vorbereitungsmessungen mit verschiedenen Verzögerungszeiten durchgeführt werden und anhand der sich ergebenden Bilder die optimale Verzögerungszeit semiautomatisch berechnet wird.

[0004] Zur Unterdrückung des Signalanteils des umliegenden nicht fließenden Gewebes ist es möglich, vor der eigentlichen Bildaufnahme einen 180°-Puls (Inversion Recovery Puls) vor der eigentlichen Signalanregung zu verwenden. Für aussagekräftige MR-Angiographiebilder und zur Trennung der Arterien von den Venen ist es von Bedeutung, genau die Diastole und die Systole im Herzzyklus zu finden und dann zu diesen beiden Zeitpunkten MR-Angiographiebilder aufzunehmen. Im Zusammenhang mit der vorliegenden Erfindung wird hierbei von Zeitpunkten gesprochen, wobei klar ist, dass weder die Bildaufnahme in einem infinitesimal geringen Zeitraum möglich ist noch die Systole und die Diastole ein infinitesimal kleiner Zeitraum ist. In US 6,801,800 B2 und Mitsue Miyazaki et al. „Non-Contrast-Enhanced MR Angiography using 3D ECG-Synchronized Half-Fourier Fast Spin Echo", Journal of Magnetic Resonance Imaging 12: 776–783, 2000 wird beschrieben, eine EKG-getriggerte Präparationsaufnahme zu unterschiedlichen Zeitpunkten des Herzzyklusses aufzunehmen, wobei die unterschiedlichen EKG-getriggerten Aufnahmen der Bedienperson angezeigt werden. Die Bedienperson muss nun die Bilder begutachten und ein erstes Bild finden, in dem die Arterien und Venen dargestellt sind, sowie ein zweites Bild, in dem die Arterien unterdrückt sind. Die Bedienperson muss dann die Triggerverzögerungen, die zu den ausgewählten Bildern gehören, übernehmen, um die MR-Angiographie durchzuführen. Dieses Vorgehen ist sehr zeitaufwändig und sehr fehleranfällig. Ferner ist für die Auswahl der richtigen Präparierungsbilder ein speziell geschultes und fachkundiges Personal notwendig.

[0005] Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, nicht kontrastmittelverstärkte MR-Angiographien insofern zu vereinfachen, dass die richtigen Bildgebungsparameter auf einfachere und schnellere Weise

bestimmt werden können. Diese Aufgabe wird mit Hilfe der Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. In den abhängigen Ansprüchen sind bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung beschrieben.

[0006] Gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung wird ein Verfahren zur Optimierung von angiographischen Magnetresonanzbildern bereitgestellt, bei dem Venen und Arterien getrennt darstellbar sind, wobei in einem ersten Schritt mehrere MR-Übersichtsbilder aufgenommen werden, wobei mindestens ein Bildgebungsparameter bei den Aufnahmen der MR-Übersichtsbilder variiert wird. Anschließend wird anhand eines Qualitätskriteriums automatisch mindestens ein optimierter Bildgebungsparameter berechnet und der optimierte/die optimierten Bildgebungsparameter wird/werden für die Aufnahme der angiographischen Magnetresonanzbilder bereitgestellt, bei denen Arterien von den Venen getrennt darstellbar sind. Bei dem Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung muss die Bedienperson nicht mehr MR-Übersichtsbilder studieren, um den/die Bildgebungsparameter zu bestimmen, mit dem/denen sich Arterien und Venen trennen lassen. Die Bedienperson wird somit entlastet, es ist nicht notwendig, das Personal speziell für dieses Angiographieverfahren zu schulen und die Verweilzeit einer Untersuchungsperson in der Magnetresonanzanlage wird verkürzt, da eine automatische Bestimmung eines optimierten Bildgebungsparameters deutlich schneller und weniger fehleranfällig ist als eine manuelle Bestimmung durch Sichtung mehrere MR-Bilder.

[0007] Gemäß der Erfindung wird der Bildgebungsparameter dahingehend optimiert, dass zur Trennung der Arterien und der Venen die angiographischen Magnetresonanzbilder während zwei verschiedenen Phasen des Herzzyklus aufgenommen werden. Im vorhergehenden Fall ist mit Herzzyklus der Blutkreislauf gemeint, da die Blutflussgeschwindigkeit der entscheidende Parameter ist. Wie oben erwähnt, ist es vorteilhaft, MR-Angiographiebilder während zwei Zeitpunkte des Herzzyklus aufzunehmen, da bei richtiger Wahl des Zeitpunkts ein Signalunterschied zwischen Venen und Arterien erreicht werden kann. Hierfür werden vorzugsweise die MR-Übersichtsbilder während verschiedener Zeitpunkte des Herzzyklus aufgenommen. Ebenso wird weiterhin der Herzzyklus überwacht, wobei eine Möglichkeit für den optimierten Bildgebungsparameter eine Triggerverzögerung TD (Trigger Delay) ist.

[0008] Gemäß der Erfindung wird eine optimierte Triggerverzögerung TD_{Sys} für die Aufnahme der angiographischen MR-Bildwerte der Systole und eine optimierte Triggerverzögerung TD_{Dias} für die Aufnahme der angiographischen MR-Bilder während der Diastole berechnet. Durch eine optimierte Triggerverzögerung kann die Bildgebung derart gesteuert werden, dass einmal die Arterien und Venen im Bild beide hell dargestellt werden, während ein andermal nur die Venen hell dargestellt werden, so dass durch Differenzbildung Bilder erhalten werden die im Wesentlichen nur Arterien darstellen.

[0009] Bei der Variation des Bildgebungsparameters bei der Aufnahme der verschiedenen MR-Übersichtsbilder kann die Triggerverzögerung zwischen einem maximalen und einem minimalen Wert variiert werden, um die verschiedenen MR-Übersichtsbilder zu generieren. Vorzugsweise wird die Triggerverzögerung derart variiert, dass der gesamte Herzzyklus mit MR-Übersichtsbildern abgedeckt wird.

[0010] Wie eingangs erwähnt kann zur nicht kontrastmittelverstärkten MR-Angiographie eine schnelle dreidimensionale Turbospinechosequenz mit Half-Fourier Technik kombiniert eingesetzt werden. Hier ist mit dreidimensionaler Bildgebungssequenz nicht die sukzessive Anregung von mehreren zweidimensionalen Schichten mit einer gewissen Dicke gemeint, sondern im Sinne der vorliegenden Erfindung ist unter einer dreidimensionalen Bildgebungssequenz die Anregung der Kernspins in einem größeren Volumen gemeint, wobei die Auflösung in der dritten Dimension durch einen weiteren Phasenkodiergradienten erfolgt, wie es üblicherweise bei 3D-Aufnahmentechniken der Fall ist. Bei einer schnellen Half-Fourier-Turbospinechosequenz werden üblicherweise alle Phasenkodierlinien einer Phasenkodierrichtung entlang eines einzigen Echozuges gemessen, während das Moment des Phasenkodiergradienten in die andere Phasenkodierrichtung für alle Echos dieses Echozuges konstant ist. Die Echozüge werden dann für unterschiedliche Momente des anderen Phasenkodiergradienten wiederholt.

[0011] Die MR-Übersichtsbilder sollten mit kurzer Aufnahmezeit aufgenommen werden können und die zur Aufnahme der MR-Übersichtsbilder verwendete Sequenz sollte möglichst die gleiche Flusssensitivität besitzen wie die Sequenz, die zur Aufnahme der angiographischen 3D-MR-Daten verwendet wird. Eine Möglichkeit, diese Anforderungen zu erfüllen, besteht erfindungsgemäß darin, eine Bildgebungssequenz zur Erzeugung der MR-Übersichtsbilder zu verwenden, die im Wesentlichen der Bildgebungssequenz entspricht, die für die angiographische 3D-MR-Messung verwendet wird, wobei für die MR-Übersichtsbilder ein Phasenkodiergradient in eine der beiden Phasenkodierrichtungen der dreidimensionalen Bildgebungssequenz ausgeschaltet wird. Bei Verwendung einer schnellen Turbospinechosequenz wird z. B. zur Aufnahme eines MR-Übersichtbildes des jeweils der Echozug der 3D-Sequenz geschaltet bei der der Phasenkodiergradient in Schichtrichtung Null

ist. Zwischen verschiedenen MR-Übersichtsbildern wird der zu optimierende Bildgebungsparameter variiert. Durch die Verwendung einer dreidimensionalen Bildgebungssequenz mit ausgeschalteter Phasenkodierung in einer Richtung wird das angeregte Untersuchungsvolumen auf ein zweidimensionales MR-Bild projiziert.

[0012] Die Verwendung des dreidimensionalen Anregungsvolumens, von dem die Angiographieaufnahmen aufgenommen werden sollen, zur Erstellung eines zweidimensionalen Übersichtsbildes ist ein wichtiger Schritt für die weitergehende Automatisierung des Verfahrens, da ein Extra-Positionierungsschritt zur Positionierung des Anregungsvolumens für die Übersichtsbilder entfällt. Bei der Anregung einer dünneren Schicht, wie es üblicherweise bei einer zweidimensionalen Messung der Fall ist, müsste zuerst durch das Bedienpersonal sichergestellt werden, dass das darzustellende Gefäß überhaupt in dem angeregten Volumen enthalten ist. Die Verwendung der dreidimensionalen Bildgebungssequenz mit ausgeschalteter Phasenkodierung in einer Richtung hat weiterhin den Vorteil, dass für die Bilder, die für die Bestimmung des Qualitätskriteriums verwendet werden, das gleiche Sequenzschema und damit die gleiche Flusssensitivität verwendet wird, wie für die nachfolgende eigentliche Angiographiemessung. Eine 2D-Turbospinechosequenz schaltet z. B. im Allgemeinen einige Gradienten, die benötigt werden, um nicht gewolltes Signal von nicht perfekten Refokusierungspulsen zu unterdrücken, anders als eine 3D-Turbospinechosequenz. Damit besitzt sie auch eine andere Flusssensitivität.

[0013] Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung können die mehreren MR-Übersichtsbilder nun paarweise voneinander subtrahiert werden, um Differenzbilder zu erzeugen. Diese Differenzbilder können dann als Grundlage für die Berechnung des Qualitätskriteriums verwendet werden. Anhand der Differenzbilder kann erkannt werden, ob in den Übersichtsbildern die systolische und die diastolische Herzphase getroffen wurde, da in diesem Fall in dem Differenzbild nur die Arterien sichtbar sein müssten, da die Venen in beiden Bildern den gleichen Signalanteil haben, während sich der Signalanteil der Arterien in der systolischen Phase und der diastolischen Phase verändert, wie eingangs erwähnt wurde.

[0014] Gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung können die MR-Übersichtsbilder oder die Differenzbilder maskiert bzw. gefiltert werden. Ziel der Maskierung bzw. Filterung ist es Bildpunkte in Übersichtsbildern oder Differenzbildern außerhalb eines vorbestimmten Bereichs nicht bzw. geringer zu berücksichtigen. Bei koronarer Orientierung der MR-Bilder sind z. B. die Signalintensitäten in Richtung der Körperachse am oberen und unteren Rand des MR-Bildes üblicherweise Verzerrungen unterworfen. Dies ist eine Folge der Inhomogenität des B_0-Feldes in diesem Bereich. Diese Verzerrungen können zu Fehlern bei der Bestimmung des Qualitätskriteriums führen. Dies wird durch die Maskierung dieser Bereiche verhindert.

[0015] Bei der Bestimmung des Qualitätskriteriums werden die Differenzbilder vorzugsweise pixelweise untersucht, wobei beispielsweise jeder Bildpunkt entweder als Arterie, Hintergrund oder als undefiniert klassifiziert werden kann. Dies ist durch die Verwendung von Segmentierungsalgorithmen und optional durch Vorkenntnisse über die Lage und Form der Arterie möglich.

[0016] Falls sich nun bei der Berechnung ergibt, dass die Anzahl der Bildpunkte, die als Arterie klassifiziert werden, größer ist als die Anzahl der Hintergrundbildpunkte, so werden diese Differenzbilder verworfen bzw. das Qualitätskriterium wird auf Null gesetzt bzw. erhält einen niedrigeren Wert.

[0017] Das Qualitätskriterium ist ein Maß dafür, wie gut die Arterien in den Differenzbildern zu erkennen sind. Eine Möglichkeit, das Qualitätskriterium zu bestimmen, ist die Bestimmung eines mittleren Signalunterschieds zwischen Bildpunkten, welche als Arterie klassifiziert werden und Bildpunkten, welche als Hintergrund klassifiziert werden. Ist der mittlere Signalunterschied zwischen Arterie und Hintergrund beispielsweise groß, so kann darauf geschlossen werden, dass das Differenzbild von guter Qualität ist, d. h. die Arterie im Differenzbild gut zu erkennen ist. Jedem Differenzbild ist über die MR-Übersichtsbilder, aus denen es erzeugt wurde, ein Wertepaar des zu optimierenden Bildgebungsparameters zugeordnet. Als Ergebnis der Optimierung wird nun das Wertepaar verwendet, das dem Differenzbild zugeordnet ist, das das Qualitätskriterium maximiert. Wurde z. B. bei der Aufnahme der MR-Übersichtsbilder die Triggerverzögerung als Bildgebungsparameter variiert, so sind jedem Differenzbild zwei Verzögerungszeiten zugeordnet. Das Differenzbild, das das Qualitätskriterium maximiert, bestimmt nun die beiden gesuchten Triggerverzögerungen TD_{Sys} und TD_{Dias}. TD_{Dias} wird gleich der Triggerverzögerung seines Minuenden gesetzt und TD_{Sys} wird gleich der Triggerverzögerung seines Subtrahenden gesetzt.

[0018] In einer Ausführungsform ist es möglich, den Herzzyklus mit einer Triggerverzögerungsänderung ΔTD schrittweise abzutasten, so dass innerhalb eines R Zackenabstands der Herzzyklus mit unterschiedlichen Triggerverzögerungen untersucht wird, die sich jeweils um ΔTD unterscheiden. In einer anderen Ausführungsform ist es jedoch auch möglich, einen ersten Optimierungsdurchlauf durchzuführen, bei dem die Triggerverzöge-

rung TD in größeren Schritten variiert wird und hieraus erste grobe Triggerverzögerungen TD_{Sys} und TD_{Dia} berechnet werden, während in einem zweiten Optimierungsdurchlauf die Triggerverzögerungen in kleineren Schritten und in einem kleineren Suchbereich variiert werden, um die im ersten Durchlauf bestimmten Triggerverzögerungen TD_{Sys} und TD_{Dia} noch näher zu bestimmen. Durch die zweiteilige Optimierung kann insgesamt die Aufnahmezeit zum Aufnehmen der Übersichtsbilder verkürzt werden, da insgesamt weniger Übersichtsbilder aufgenommen werden müssen im Vergleich zu der Ausführungsform, bei der der Herzzyklus in kleinen Triggerverzögerungsschritten in einem Durchlauf untersucht wird. Im Stand der Technik würde ein entsprechendes zweistufiges Verfahren im Allgemeinen nicht zu einer Verkürzung der Gesamtuntersuchungsdauer führen, da die zusätzliche Zeit, die die Bedienperson zum Sichten der Bilder nach dem ersten Schritt und zur Bestimmung der Bildgebungsparameter für den zweiten Schritt benötigt, im Allgemeinen länger sein wird als die durch die geringere Gesamtzahl der Übersichtsbilder eingesparte Messzeit.

[0019] Gemäß einer weiteren Ausführungsform ist es auch möglich, auf die erzeugten Subtraktionsbilder einen Gefäßverstärkungsfilter anzuwenden, um z. B. die Segmentierung zu erleichtern. Dieser Gefäßverstärkungsfilter muss jedoch nicht notwendigerweise angewandt werden. Häufig können die Arterien auch in den ungefilterten Differnzbildern hinreichend genau identifiziert werden.

[0020] Nachdem mit Hilfe des Qualitätskriteriums das Differenzbild bzw. die beiden Übersichtsbilder identifiziert wurden, die zu einem optimalen Kontrast der Gefäße geführt haben, können die berechneten Bildgebungsparameter, im vorliegenden Fall die Triggerverzögerungen TD_{Sys} und TD_{Dia} der Bedienperson der MR-Anlage angezeigt werden. Diese kann die angezeigten Werte auf Plausibilität überprüfen und dann bei der nachfolgenden dreidimensionalen MR-Angiographiemessung einsetzen. Soll die Benutzerinteraktion weiter minimiert werden, ist es auch möglich, nach der Optimierung die berechneten Triggerverzögerungen direkt an die Bildaufnahmeeinheit weiterzuleiten, die dann die Angiographiemessungen mit den berechneten Triggerverzögerungen vornimmt.

[0021] Die Erfindung betrifft weiterhin eine Magnetresonanzanlage zur Optimierung von angiographischen MR-Bildern eines Untersuchungsobjekts, wobei auf den MR-Bildern Arterien getrennt von den Venen darstellbar sein sollen. Die MR-Anlage weist vorzugsweise eine Bildaufnahmeeinheit zur Aufnahme mehrere Übersichtsbilder auf, wobei bei der Aufnahme ein Bildgebungsparameter wie beispielsweise die Triggerverzögerung variiert wird. Weiterhin ist eine Berechnungseinheit vorgesehen, die den Bildgebungsparameter anhand eines Qualitätskriteriums optimiert, wobei eine Ausgabeeinheit den optimierten Bildgebungsparameter ausgibt. Der optimierte Bildgebungsparameter wird entweder auf einer Anzeigeeinheit angezeigt oder direkt an die Bilderzeugungseinheit übergeben, die den optimierten Bildgebungsparameter übernimmt und eine angiographische MR-Messung mit diesem optimierten Wert startet.

[0022] Die Erfindung betrifft weiterhin ein Computerprogramm, welches bei Ausführung in einem Rechnersystem das Verfahren ausführt, wie es oben beschrieben wird. Ebenso betrifft die Erfindung einen elektronisch lesbaren Datenträger mit Steuerinformationen, welcher bei Verwendung des Datenträgers in einem Rechnersystem das oben beschriebene Verfahren durchführen.

[0023] Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die beiliegenden Zeichnungen näher erläutert. Hierbei zeigen:

[0024] **Fig.** 1 schematisch eine Magnetresonanzanlage zur Optimierung einer angiographischen Messung gemäß der Erfindung,

[0025] **Fig.** 2 schematisch einen Teil der Bildgebungssequenz mit gleichzeitiger Überwachung des Herzzyklus,

[0026] **Fig.** 3 ein Flussdiagramm mit den Schritten zur Parameteroptimierung in einer MR-Angiographiemessung, und

[0027] **Fig.** 4 ein Flussdiagramm mit weiteren Schritten zur parameteroptimierten Erstellung von MR-Angiographien.

[0028] In **Fig.** 1 ist schematisch eine MR-Anlage dargestellt, mit der ein Bildgebungsparameter auf einfache Weise vor Durchführung einer Angiographiemessung optimiert werden kann. Eine derartige MR-Anlage weist einen Magneten **10** zur Erzeugung eines Polaristionsfeldes B_0 auf. Ein Untersuchungsobjekt, hier eine Untersuchungsperson **11**, wird auf einer Liege **13** in den Magneten geschoben, wie es schematisch durch die Pfeile

12 dargestellt ist. Die MR-Anlage weist weiterhin ein Gradientensystem **14** zur Erzeugung von Magnetfeldgradienten auf, die für die Bildgebung und Ortskodierung verwendet werden. Zur Anregung der sich im Hauptmagnetfeld ergebenden Polarisation ist eine Hochfrequenzspulenanordnung **15** vorgesehen, die ein Hochfrequenzfeld in die untersuchte Person **11** einstrahlt, um die Magnetisierung aus der Gleichgewichtslage auszulenken. Zur Steuerung der Magnetfeldgradienten ist eine Gradienteneinheit **17** vorgesehen, und zur Steuerung der eingestrahlten HF-Pulse ist eine HF-Einheit **16** vorgesehen. Eine Bildaufnahmeeinheit **18** steuert zentral die Magnetresonanzanlage, die Auswahl der Bildgebungssequenzen erfolgt ebenfalls in der Bildaufnahmeeinheit. Über eine Eingabeeinheit **19** kann die Bedienperson ein Sequenzprotokoll auswählen und Bildgebungsparameter eingeben und abändern, die auf einer Anzeige **20** angezeigt werden.

[0029] Die allgemeine Funktionsweise einer MR-Anlage ist dem Fachmann bekannt, so dass auf eine detaillierte Beschreibung der allgemeinen Komponenten verzichtet wird. Die MR-Anlage weist weiterhin eine Berechnungseinheit **21** auf, in der ein Bildgebungsparameter automatisch berechnet und optimiert werden kann.

[0030] Die in **Fig.** 1 dargestellte MR-Anlage kann zur Erzeugung von Angiographiebildern mit magnetischer Kernresonanz verwendet werden. Bei der vorliegenden Erfindung handelt es sich vorzugsweise um nicht kontrastmittelverstärkte Angiographieaufnahmen. Derartige Angiographieaufnahmen können mit einer Bildgebungssequenz aufgenommen werden, beispielsweise einer Half-Fourier-Turbospinechosequenz, bei der alle Phasenkodierlinien in einer Phasenkodierrichtung, beispielsweise k_y, während eines Echozuges aufgenommen werden, während bei diesen dreidimensionalen Bildgebungssequenzen die Amplitude des Phasenkodiergradienten in der anderen Phasenkodierrichtung (zum Beispiel k_z) der gleiche ist für alle Echos dieses Echozuges. Die Echozüge mit dem 90°-Anregungspuls und den Refokussierungspulsen werden dann für verschiedene Werte des Phasenkodiergradienten in der zweiten Phasenkodierrichtung (hier k_z) wiederholt. Um die Arterien von den Venen in der nicht kontrasmittelverstärkten MR-Angiographie trennen zu können, ist es gemäß einer Ausführungsform der Erfindung notwendig, die Gefäße während der Systole und während der Diastole des Herzzyklus aufzunehmen. Bei der Diastole, der Erholungsphase des Herzens, ist die Blutgeschwindigkeit in den Arterien und Venen langsam, während die Blutflussgeschwindigkeit während der Systole, der Kontraktion des Herzmuskels, in den Arterien schnell ist und in den Venen langsam. Eine derartige Bildgebungssequenz kann üblicherweise mit Überwachung der Herztätigkeit mit Hilfe eines EKGs (Elektrokardiogramm) aufgenommen werden. Vor der Schaltung des Echozuges wird zur Unterdrückung des Hintergrunds und des Fettsignals üblicherweise ein 180°-Inversionspuls verwendet, der zeitlich so geschalten wird, dass die Hintergrundsignale bei der eigentlichen Signalaufnahme einen möglichst geringen Signalanteil haben.

[0031] In **Fig.** 2 ist schematisch ein Ausschnitt aus der Bildgebungssequenz dargestellt, wobei die Herzaktivität durch die beiden R-Zacken **25** des EKGs dargestellt ist. Nach der Detektion der R-Zacke im EKG wird die Bildgebungssequenz mit einer Triggerverzögerung TD ausgelöst. Der Anfang ist ein 180°-Inversionspuls **26**, wobei nach diesem Inversionspuls **26** nach der Zeitspanne TI die eigentliche Bildgebungssequenz **27** erfolgt. Diese schematisch dargestellte Bildgebungssequenz **27** stellt nur einen Teil der gesamten 3D-Bildgebungssequenz dar, wobei nur so viele Echozüge ausgelesen werden, wie es der Herzrhythmus zulässt, bevor die restlichen MR-Signale nach einer nächsten R-Zacke aufgenommen werden. RR ist der R-Zackenabstand. Es ist auch möglich, dass nur ein Echozug in einem RR-Intervall ausgelesen wird, wobei es notwendig sein kann, nur in jedem n-ten (n = 2,3) RR-Intervall Bilddaten aufzunehmen, um ein Zusammenbrechen des Signals zu vermeiden.

[0032] Für optimierte MR-Angiographiebilder ist es wünschenswert, den Zeitpunkt der Systole und der Diastole in dem RR-Intervall bei der Signalaufnahme zu treffen. Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung wird nun die Verzögerung TD bei der Aufnahme von Übersichtsbildern variiert, um dann automatisch eine optimierte Triggerverzögerung für die Systole TD_{Sys} und eine optimierte Triggerverzögerung für die Diastole TD_{Dia} berechnen zu können.

[0033] Dieses Optimierungsverfahren wird näher im Zusammenhang mit **Fig.** 3 und **Fig.** 4 beschrieben.

[0034] Nach dem Start des Verfahrens in Schritt **30** werden in Schritt **31** verschiedene Übersichtsbilder mit verschiedenen Triggerverzögerungen TD erzeugt. Die Anzahl der Übersichtsbilder N wird hierbei an die Herzrate der untersuchten Person angepasst, so dass insgesamt der gesamte Herzzyklus abgedeckt ist. Die unterschiedlichen Triggerverzögerungen TD unterscheiden sich hierbei um ΔTD. Wie aus **Fig.** 2 leicht zu erkennen ist, müssen somit so viele Übersichtsbilder erzeugt werden, damit folgende Bedingung erfüllt ist

$$N \times \Delta TD \geq T_{RR}. \quad (1)$$

[0035] T_{RR} ist hier der mittlere zeitliche Abstand zwischen zwei R-Zacken. ΔTD kann hier beispielsweise zwischen 50 und 100 ms gewählt werden. Die Übersichtsbilder werden mit einer dreidimensionalen Half-Fourier-Turbospinechobildgebungssequenz aufgenommen, wobei der Phasenkodiergradient in die zweite Phasenkodierrichtung auf Null gesetzt wird. Dann wird das gesamte angeregte Volumen auf ein zweidimensionales Bild projiziert, womit bei richtiger Positionierung sichergestellt wird, dass die darzustellenden Gefäße auf jeden Fall in den Übersichtsbilder enthalten sind. Weiterhin wird ein Repositionierungsschritt extra für die Aufnahme der Übersichtsbilder vermieden. Die erzeugten Übersichtsbilder werden, wie später im Zusammenhang mit **Fig.** 4 näher erläutert wird, anhand eines Qualitätskriteriums näher untersucht und es werden die optimalen Triggerverzögerungen TD_{Dia} und TD_{Sys} berechnet (Schritt **32**). Diese berechneten Triggerverzögerungen des 3D-Volumens können nun der Bedienperson auf dem Anzeigegerät **20** angezeigt werden (beispielsweise TD_{Dia} = 400 ms und TD_{Sys} = 650 ms). Die Bedienperson kann dann diese optimierten Bildgebungsparameter über die Eingabeeinheit **19** in die Bildgebungssequenz eingeben, damit anschließend die dreidimensionalen MR-Angiographiebilder mit den optimierten systolischen und diastolischen Triggerverzögerungen aufgenommen werden können (Schritt **33**, Schritt **34**). Ist eine Interaktion mit der Bedienperson nicht erwünscht oder soll der Messablauf weiter optimiert werden, ist es auch möglich, die berechneten optimierten Triggerverzögerungen direkt an die Bildaufnahmeeinheit **18** weiterzugeben, die dann automatisch die dreidimensionalen MR-Angiographiemessungen durchführt. Nachdem die MR-Angiographiemessungen durchgeführt wurden, können in einem Schritt **35** die venösen Gefäße in einem MR-Angiographiebild dargestellt werden und/oder in einem Schritt **36** die Arterien. Das Verfahren endet in Schritt **37**. Das erfindungsgemäße Verfahren hat den Vorteil, dass eine Bedienperson die aufgenommenen Übersichtsbilder bei den verschiedenen Triggerverzögerungen nicht mehr studieren muss, um die optimierten Triggerverzögerungen zu erhalten.

[0036] In **Fig.** 4 ist das erfindungsgemäße Verfahren noch einmal genauer dargestellt. Nach einem Start in Schritt **41** werden Übersichtsbilder erzeugt, d. h. ein zweidimensionales Projektionsbild des aufgenommenen dreidimensionalen Volumens, wobei jedes Übersichtsbild $I_i(x, y)$ Signal von ruhendem Gewebe und von fließenden Gewebeanteilen aufweist. Der Index i bezeichnet die Anzahl der Übersichtsbilder, wobei i von 1 bis N läuft. In diesen Übersichtsbildern ist der Signalanteil des Gewebes, das die Gefäße umgibt, das so genannte Hintergrundsignal, hoch und das Gefäß ist nur schwer zu erkennen.

[0037] Üblicherweise ist das Hintergrundsignal sogar relativ stark, da mit einer Schichtdicke von mehreren Zentimetern viel Gewebe zum Signalhintergrund beiträgt. Der Spaltenindex x mit $1 \le x \le N_x$ und der Zeilenindex y mit $1 \le y \le N_y$ bezeichnet die räumliche Position eines Bildpunktes, wobei die x-Achse entlang der Auslesерichtung und die y-Achse entlang des ersten Phasenkodiergradienten verläuft. Die Triggerverzögerung, die mit jedem Übersichtsbild $I_i(x, y)$ verbunden ist, lautet wie folgt:

$$TD_i = TD_l + (i - 1) \times \Delta TD \tag{2}$$

[0038] TD_l ist die Triggerverzögerung des ersten Übersichtsbildes, die üblicherweise auf Null gesetzt werden kann. Nachdem alle Übersichtsbilder im Schritt **42** erzeugt wurden, können die Bilder in einem Schritt **43** maskiert werden, was bedeutet, dass die Werte eines Bildpunkts außerhalb eines Fensters auf Null gesetzt werden. Falls x_w, y_w das Zentrum des Fensters, w_x die Länge des Fensters in Spaltenrichtung und w_y die Länge des Fensters in Zeilenrichtung ist, so lauten die Bildpunktwerte nach der Maskierung wie folgt

$$I_i(x,y) = \begin{cases} I_i(x,y) & x_w - \frac{W_x}{2} \le x < x_w + \frac{W_x}{2}, \quad y_w - \frac{W_y}{2} \le y < y_w + \frac{W_y}{2} \\ 0 & sonst \end{cases} \tag{3}$$

[0039] In einem nächsten Schritt **44** wird dann jedes maskierte Übersichtsbild von jedem anderen Übersichtsbild abgezogen

$$S_{i,j}(x, y) = I_i(x, y) - I_j(x, y),\ i = 1, ..., N,\ j = 1, ... N,\ i \neq j \tag{4}$$

[0040] Dies führt zu insgesamt N(N – 1) neuen Bildern, den so genannten Differenzbildern oder Subtraktionsbildern. In einem Schritt **45** kann dann optional ein Gefäßfilter auf die erzeugten Differenzbilder angewandt werden, doch ist dieser Gefäßfilter nicht zwingend notwendig. In einem Schritt **46** wird für jedes erzeugte Subtraktionsbild ein Qualitätskriterium $Q_{i,j}$ berechnet, wobei das Qualitätskriterium $Q_{i,j}$ die Darstellung der Arterien in den Subtraktionsbildern $S_{i,j}(x, y)$ wiedergibt (Schritt **46**). In einem Schritt **47** wird nun das Subtraktionsbild bestimmt, das das Qualitätskriterium maximiert. Dies bedeutet, es wird das Subtraktionsbild mit dem höchsten Qualitätskriterium Q ausgewählt. Wenn nun das Differenzbild mit der besten Qualität, d. h. mit der nach

dem Qualitätskriterium besten Darstellung der Arterien, bestimmt worden ist, so kann in einem Schritt **48** das Übersichtsbilderpaar bestimmt werden, das zu dem Differenzbild geführt hat, das die beste Qualität hatte. Mit Kenntnis der beiden Übersichtsbilder ist es nun möglich, im Schritt **49** die zugehörigen Triggerverzögerungen TD_{Sys} und TD_{Dia} zu bestimmen, die zu den jeweiligen Übersichtsbildern gehören. Diese optimierte Triggerverzögerungen können in Schritt **50** anschließend für die MR-Aufnahme der Angiographie verwendet werden, bevor das Verfahren in Schritt **51** endet.

[0041] Durch die Subtraktion in Schritt **44** werden die Hintergrundsignalanteile vermindert, da das Signal bei nicht bewegtem Gewebe für die verschiedenen Triggerverzögerungen üblicherweise gleich ist. Bei dieser Differenzbildung wird jedes Bild von jedem anderen Bild abgezogen, was bedeutet, dass jedes Bild ein möglicher Kandidat für das optimale diastolische Bild ist und jedes Bild ein potentieller Kandidat für das optimale systolische Bild ist. Nach dem Subtraktionsschritt **44** gibt es allgemein drei Kategorien von Subtraktionsbildern: Wenn die Flussgeschwindigkeit in den Arterien die Gleiche in beiden Kandidaten ist, so enthält das Differenzbild üblicherweise im Wesentlichen nur Rauschen. Wenn die Flussgeschwindigkeit in dem diastolischen Kandidaten signifikant höher als bei dem systolischen Kandidaten ist, so erscheinen die Arterien gegenüber dem Hintergrund dunkel. Wenn die Flussgeschwindigkeit in dem systolischen Kandidaten signifikant höher ist als in dem diastolischen Kandidatenbild, so erscheinen die Arterien hell im Vergleich zum Hintergrund und die Venen dunkel, da sich die Venengeschwindigkeit zwischen Systole und Diastole im Wesentlichen nicht ändert. Die zuletzt erwähnte Kategorie ist die gewünschte Kategorie.

[0042] Für die Berechnung des Qualitätskriteriums wird in einem Schritt für jeden Bildpunkt eines Differenzbildes $S_{i,j}(x, y)$ festgelegt, ob es sich um einen Arterienbildpunkt, einen Hintergrundbildpunkt oder einen undefinierten Bildpunkt handelt. Das Qualitätskriterium des Differenzbildes wird dann gleich der Differenz zwischen der mittleren Signalintensität der Arterienbildpunkte und der mittleren Intensität der Hintergrundbildpunkte gesetzt. Um eine Ambivalenz bei der Reihenfolge der Kandidaten zu vermeiden, werden Kandidatenpaare, bei denen die Anzahl der Arterienbildpunkte größer als die Anzahl der Hintergrundbildpunkte ist, ausgeschlossen. Falls $M_{i,j}(x, y)$ ein Maskenbild ist, das zu einem Differenzbild $S_{i,j}(x, y)$ gehört, so kann für das Maskenbild der Arterienbildpunkt N_{artery} zu 1 gesetzt werden, der Hintergrundbildpunkt $N_{background}$ zu –1 und die undefinierten Bildpunkte als 0. In diesem Fall lautet dann das Qualitätskriterium wie folgt

$$Q_{i,j} = \begin{cases} \dfrac{\sum_{y=1}^{N_y}\sum_{x=1}^{N_x}\delta[M_{i,j}(x,y)-1]\,S_{i,j}(x,y)}{N_{artery}(i,j)} - \dfrac{\sum_{y=1}^{N_y}\sum_{x=1}^{N_x}\delta[M_{i,j}(x,y)+1]\,S_{i,j}(x,y)}{N_{background}(i,j)} & N_{artery}(i,j) < N_{background}(i,j) \\ 0 & sonst \end{cases} \quad (5)$$

[0043] Hierbei ist

$$\delta[n] = \begin{cases} 1 & n = 0 \\ 0 & sonst \end{cases} \quad (6)$$

die Kronecker-Deltafunktion.

$$N_{artery}(i,j) = \sum_{y=1}^{N_y}\sum_{x=1}^{N_x}\delta[M_{i,j}(x,y)-1] \quad (7)$$

ist die Anzahl der Bildpunkte $S_{i,j}(x, y)$, die als Arterie klassifiziert wurden, und

$$N_{background}(i,j) = \sum_{y=1}^{N_y}\sum_{x=1}^{N_x}\delta[M_{i,j}(x,y)+1] \quad (8)$$

ist die Anzahl der Bildpunkte $S_{i,j}(x, y)$, die als Hintergrund klassifiziert wurden.

[0044] Nachfolgend wird ein Verfahren zur Segmentierung der Differenzbilder näher erläutert. Segmentierung bezeichnet dabei die Klassifizierung der Bildpunkte als Arterienbildpunkt, als Hintergrundbildpunkt oder als undefinierten Bildpunkt. Bei der Einteilung der Bildpunkte eines Differenzbildes kann eine Technik verwendet

werden, die als Hysterese-Schwellwertverfahren bekannt ist. Dies ist ein Segmentierungsalgorithmus, der auf der Tatsache beruht, dass Bildpunkte, die zu einer Arterie gehören, miteinander verbunden sind. Die Eingabe für den Segmentierungsalgorithmus sind zwei Schwellwerte $Thresh_{low}$ und $Thresh_{high}$ mit $Thresh_{low} < Thresh_{high}$. Der Algorithmus durchsucht alle Bildpunkte innerhalb des Differenzbildes. Jeder Bildpunkt mit einem Signalintensität größer oder gleich $Thresh_{high}$, der noch nicht klassifiziert wurde, wird als Saatpunkt (engl. seed) für eine Arterie behandelt. Alle Saatpunkte und alle Punkte mit einem Intensitätswert gleich oder größer als $Thresh_{low}$, die mit dem Saatbildpunkt direkt oder über andere Bildpunkte mit einem Wert größer oder gleich $Thresh_{low}$ verbunden sind, werden ebenso als Arterienbildpunkte klassifiziert. Weiterhin ist es möglich, einen zweiten Durchlauf des Segmentierungsalgorithmus durchzuführen, bei dem alle Bildpunkte, die beim ersten Durchlauf nicht klassifiziert wurden und die einen Nennabstand kleiner als einen minimalen Abstand $DIST_{min}$ von einem Bildpunkt haben, der als Arterienbildpunkt im ersten Durchlauf klassifiziert wurde, als undefiniert klassifiziert werden. Dieser zweite Durchlauf wird durchgeführt, um die Abhängigkeit zwischen den aktuellen Werten der Schwellenwertparameter und dem Wert des Qualitätskriteriums zu vermindern. Abschließend werden alle Bildpunkte, die weder als Arterienbildpunkte noch als undefinierte Bildpunkte klassifiziert wurden, als Hintergrundbildpunkte klassifiziert. Weiterhin müssen die Parameter $Thresh_{low}$, $Thresh_{high}$ und $DIST_{min}$ festgelegt werden. Feste Erfahrungswerte können im Allgemeinen nicht verwendet werden da die Pixelwerte von den verwendeten Empfangsspulen, der Position der Spulen am Patienten und von vielen anderen Faktoren abhängen. Folgendes Vorwissen über die Arterien kann beispielsweise verwendet werden, um die Schwellenwertparameter zu berechnen:

1. Ob die Hauptarterienrichtung entlang der x-Richtung oder entlang der y-Richtung verläuft.
2. Es kann eine grobe Abschätzung der minimalen Dicke einer Hauptarterie in Einheiten von Bildpunkten senkrecht zur Hauptarterienrichtung festgelegt werden: TH_{artery}.
3. Weiterhin kann eine Vorkenntnis über die Anzahl der Hauptarterien in dem Bild N_{artery} verwendet werden.
4. Die ungefähre Länge der Hauptarterie in dem Bild in Einheiten der Pixelgröße in Richtung der Hauptarterie L_{artery} kann als Vorkenntnis festgelegt werden.

[0045] Falls die Hauptarterienrichtung entlang der y-Achse liegt, kann folgender Algorithmus verwendet werden, um die Schwellenwertparameter zu berechnen.

[0046] Es wird für einen Array i_{artery} Speicherplatz zugewiesen, indem W_y ganze Zahlen gespeichert werden können und es wird eine Integer-Variable I_{max} mit dem minimalen ganzzahligen Wert initialisiert, der durch die Recheneinheit dargestellt werden kann.

[0047] Für jede Zeile y des Bildfensters gilt es, die N_{artery} x TH_{artery} Bildpunkte maximaler Intensität zu finden. Es wird der kleinste dieser Werte verwendet und bei einer Position

$$y - (y_w - (W_y/2)_{int}) \tag{7}$$

des Array i_{artery} gespeichert. int bedeutet hier, dass der Wert in der Klammer zur nächsten ganzen Zahl abgerundet wird. Anschließend wird der größte dieser Werte mit I_{max} verglichen.

[0048] Wenn er größer als I_{max} ist, wird der Wert von I_{max} durch den größten Wert der untersuchten Zeile ersetzt.

[0049] Nachdem alle Zeilen des Bildfensters bearbeitet wurden, werden die Werte in den Array in aufsteigender Reihenfolge sortiert, so dass i_{artery}

$$i_{artery}[y_1] \leq i_{artery}[y_2] \tag{8}$$

[0050] Anschließend wird festgesetzt

$$\begin{aligned} Thres_{low} &= i_{artery}[W_y - L_{artery}] \\ Thres_{high} &= (Thres_{low} + I_{max})/2 \\ DIST_{min} &= TH_{artery} \end{aligned} \tag{9}$$

[0051] Wenn die Hauptarterienrichtung entlang der x-Achse liegt, wird eine ähnliche Bearbeitungsroutine verwendet, wobei der Zeilenindex y durch den Spaltenindex x ersetzt wird und die Fenstergröße W_y, durch die Fenstergröße W_x ersetzt wird. Weiterhin wird das Bildfenster im zweiten Schritt spaltenweise abgearbeitet.

[0052] Für die in Schritt **43** durchgeführte Maskierung der Übersichtsbilder muss ein Bildfenster definiert werden. Dieses Bildfenster kann entweder graphisch von der Bedienperson während der Schichtpositionierung definiert werden. Vorzugsweise erfolgt die Definition des Bildfensters automatisch. Derartige Angiographiemessungen werden üblicherweise in den Extremitäten durchgeführt mit einer koronare Ausrichtung der Bilder und einem großen Gesichtsfeld (engl. field of view). An den Kanten des Bildes in Kopf-Fuß-Richtung ergeben sich üblicherweise größere Magnetfeldverzerrungen aufgrund der B_0-Feldinhomogenität in diesem Bereich. Diese Bereiche können den Segmentierungsalgorithmus zur Klassifizierung der Pixel stören, so dass diese gestörten Bildpunkte außerhalb des Bildfensters liegen sollten. Die folgende einfache automatische Festlegung des Bildfensters genügt dieser Anforderung im Allgemeinen:

$$W_x = \begin{cases} \frac{N_x}{2} & \text{falls die Spaltenrichtung entlang der z-Achse des Magneten zeigt} \\ N_x & \text{sonst} \end{cases}$$

und

$$W_y = \begin{cases} \frac{N_y}{2} & \text{falls die Zeilenrichtung entlang der z-Achse des Magneten zeigt} \\ N_y & \text{sonst} \end{cases}.$$

(10)

[0053] Eine weitere Möglichkeit ist die Verwendung eines Gefäßfilters, der gefäßähnliche Strukturen einer bestimmten Richtung und Größe im Bild verstärkt. Im Stand der Technik sind verschiedene derartige Gefäßfilter bekannt, wobei diese Gefäßfilter eingesetzt werden können, um die Gefäßsegmentierung zu verbessern.

[0054] Ein verbleibender Aspekt ist die Wahl der Parameter Hauptarterienrichtung, TD_{artery}, N_{artery} und L_{artery}. Einerseits ist es möglich, diese Parameter durch die Bedienperson wählen zu lassen. Gemäß einer anderen Ausführungsform werden diese Parameter jedoch automatisch ausgewählt, wobei die Bedienperson selbstverständlich die gewählten Parameter überschreiben kann. Bei peripheren Angiographien verläuft die Hauptarterienrichtung meistens in Fuß-Kopf-Richtung der Untersuchungsperson. Wenn der Auslesegradient in Kopf-Fuß-Richtung verläuft, so verläuft die Hauptarterienrichtung in Spaltenrichtung der Bilder, wenn die Kopf-Fuß-Richtung in Phasenkodierrichtung verläuft, so verläuft die Hauptarterienrichtung in Zeilenrichtung. Die minimale Arteriendicke kann beispielsweise zu 5 mm gesetzt werden. Der Wert TH_{artery} wird dann errechnet indem man 5 mm durch die Bildpunktgröße in der Richtung senkrecht zur Hauptarterienrichtung teilt. Befinden sie wie üblich beide Beine der untersuchten Person im Gesichtsfeld so kann man die Zahl der Hauptarterien N_{artery} auf 2 festgelegt werden, also eine für jedes Bein. Die Länge einer Arterie L_{artery} kann gleich der nicht maskierten Fensterlänge entlang der Hauptrichtung der Arterie gesetzt werden. Selbstverständlich ist auch eine andere Wahl der Parameter möglich. All diese Informationen können die automatische Bestimmung der Arterien in den Differenzbildern verbessern.

[0055] In einer anderen Ausführungsform der Erfindung ist es weiterhin möglich, die Zeit für die Aufnahme der Übersichtsbilder zu verkürzen. Die Anzahl der Übersichtsbilder, die aufgenommen wird, um einen Herzzyklus abzudecken, beträgt ungefähr $N = T_{RR}/\Delta TD$. Ein typisches RR-Intervall hat eine Länge von T_{RR} = 1000 ms, wenn 60 Herzschläge pro Minute zugrunde gelegt werden. Ein typischer Wert für ΔTD liegt bei ungefähr 50 ms. Bei einer Turbospinechobildgebung ist eine Messung nur bei jedem zweiten oder jedem dritten Herzschlag möglich, um ein annehmbares Signal zu erhalten. Die Gesamtdauer für die Aufnahme der Übersichtsbilder beträgt damit $T = N_{Trigger} \times N \times T_{RR}$, wobei $N_{Trigger}$ berücksichtigt, dass nur alle zwei ($N_{Trigger}$ = 2) oder drei ($N_{Trigger}$ = 3) Herzschläge Bilddaten akquiriert werden können. Die Aufnahmedauer bei 60 Herzschlägen pro Minute und Messung nach jedem zweiten Herzschlag beträgt damit: $T = N_{Trigger} \times N \times T = 2 \times 20 \times 1000$ ms = 40 sec.

[0056] Es ist nun möglich, diese Aufnahmezeit zu verkürzen durch ein mehrstufiges Abtastverfahren des Herzintervalls. In einer ersten Iteration wird der Abstand ΔTD erhöht, so dass in der ersten Iteration nur eine grobe Abtastung des RR-Intervalls erfolgt.

$$\Delta TD^{grob} = 2^{N_{Iterations}-1} \Delta TD^{fein}.$$

[0057] ΔTD^{fein} ist die Triggerverzögerungsänderung der letzten Iteration, die die zeitliche Auflösung bestimmt und $N_{iterations}$ ist die Anzahl der durchgeführten Iterationen. Das Ergebnis der ersten Iteration ist eine erste diastolische $TD^{(1)}_{Dia}$ und eine erste systolische Triggerverzögerung $TD^{(1)}_{Sys}$. Bei der zweiten und jeder weiteren

Iteration wird Verzögerung ΔTD gegenüber dem vorhergehenden Schritt halbiert. Die zuvor grob bestimmten Verzögerungen können nun im nächsten Schritt genauer bestimmt werden. Zur genaueren Bestimmung der diastolischen Triggerverzögerung werden folgende Verzögerungszeiten ausgeführt

$$TD_1^{(i)} = \begin{cases} TD_{Dia}^{(i-1)} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} \le TD_{Dia}^{(i-1)} \\ TD_{Dia}^{(i-1)} + T_{RR} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} > TD_{Dia}^{(i-1)} \end{cases} \quad (11)$$

$$TD_2^{(i)} = TD_{Dia}^{(i-1)} + \Delta TD^{(i)} \quad (12)$$

[0058] Für die systolischen Triggerverzögerungen lauten die Verzögerungszeiten wie folgt

$$TD_3^{(i)} = \begin{cases} TD_{Sys}^{(i-1)} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} \le TD_{Sys}^{(i-1)} \\ TD_{Sys}^{(i-1)} + T_{RR} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} > TD_{Sys}^{(i-1)} \end{cases} \quad (13)$$

$$TD_4^{(i)} = TD_{Sys}^{(i-1)} + \Delta TD^{(i)} \quad (14)$$

[0059] Die durch die vier neuen Triggerverzögerungen berechneten Übersichtsbilder werden maskiert, und es werden acht neue Differenzbilder berechnet. Für diese acht weiteren Differenzbilder kann anschließend das Qualitätskriterium berechnet werden, wobei die berechneten Kriterien mit dem Ergebnis der vorherigen Iteration verglichen werden kann. Das maximale Qualitätskriterium wird dann als Ergebnis des laufenden Iterationsschrittes gewählt. Der letzte Iterationsschritt bestimmt das Gesamtergebnis. Bei einem derartigen zweistufigen Verfahren wird beispielsweise im ersten Schritt die Triggerverzögerung ΔTD = 100 ms geändert, und in einem zweiten Schritt vier weitere Messungen um die gefundenen Triggerverzögerungen durchgeführt, so kann die gesamte Aufnahmezeit beispielsweise auf 28 Sekunden reduziert werden, während sie in einer einstufigen Iteration mit gleicher zeitlicher Auflösung ΔTD = 50 ms ungefähr 40 s beträgt.

[0060] In der vorliegenden Anmeldung wurde die Erfindung meist im Zusammenhang mit der Variation der Triggerverzögerung beschrieben, um eine optimale Triggerverzögerung zu erhalten. Die vorliegende Erfindung ist jedoch nicht auf die Optimierung einer Triggerverzögerung beschränkt. Es ist mit dem erfindungsgemäßen Verfahren auch möglich, andere Bildgebungsparameter automatisch zu optimieren. Beispielsweise kann die Flussempfindlichkeit der Sequenz auch durch Spoiler-Gradienten der Turbospinechosequenz oder zusätzliche Gradienten die in die Sequenz eingebaut werden können kontrolliert werden. Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren kann dann die Amplitude eines solchen Gradienten die zur besten Trennung von Arterien und Venen führt automatisiert gefunden werden. Die Optimierung dieser weiteren Parameter kann alleine oder zusammen mit der Optimierung der Triggerverzögerung oder nacheinander erfolgen. Bei einer aufeinander folgenden Optimierung kann in einem ersten Schritt einer der beiden Parameter optimiert werden, während in einem zweiten Schritt der andere Parameter optimiert wird.

[0061] Zusammenfassend ermöglicht die vorliegende Erfindung auf einfache Weise bei nicht kontrastverstärkter Angiographie die Darstellung der Venen getrennt von den Arterien. Die im Stand der Technik zeitaufwändige und schwierige Auswahl der Übersichtsbilder mit den optimierten Bildgebungsparametern der Arteriensignalintensität bei der Veränderung eines Bildgebungsparameters kann entfallen, da der Bildgebungsparameter automatisch optimiert wird. Hierdurch wird insgesamt der Messablauf beschleunigt, so dass die Verweilzeit der Untersuchungsperson im Magneten verkürzt werden kann. Weiterhin ist eine spezifische Schulung des Bedienpersonals nicht notwendig.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Optimierung von angiographischen Magnetresonanzbildern eines Untersuchungsobjekts, wobei bei den angiographischen Magnetresonanzbildern Arterien getrennt von den Venen darstellbar sind, mit den folgenden Schritten:
– Aufnehmen von mehreren MR-Übersichtsbilder, wobei mindestens ein Bildgebungsparameter bei den Aufnahmen der MR-Übersichtsbilder variiert wird,
– automatisches Berechnen eines optimierten Bildgebungsparameters anhand eines Qualitätskriteriums, wobei mehrere MR-Übersichtsbilder paarweise voneinander subtrahiert werden zur Erzeugung von Differenzbildern, wobei das Qualitätskriterium auf Grundlage der Differenzbilder berechnet wird, wobei der Bildgebungs-

parameter dahingehend optimiert wird, dass zur Trennung der Arterien und der Venen die angiographischen Magnetresonanzbilder während zwei verschiedener Phasen des Herzzyklus bzw. des Blutkreislaufes aufgenommen werden, wobei der Herzzyklus bzw. der Blutkreislauf überwacht wird, wobei der optimierte Bildgebungsparameter eine Triggerverzögerung TD ist, und eine optimierte Triggerverzögerung TD_{Sys} für die Aufnahme der angiographischen MR-Bilder während der ersten Phase und eine optimierte Triggerverzögerung TD_{Dia} für die Aufnahme der angiographischen MR-Bilder während der zweiten Phase berechnet wird, und
– Bereitstellen des optimierten Bildgebungsparameters für die Aufnahme der angiographischen Magnetresonanzbilder, bei denen Arterien getrennt von den Venen darstellbar sind.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet,** dass die MR-Übersichtsbilder während verschiedener Zeitpunkte des Herzzyklus bzw. des Blutkreislaufes aufgenommen werden.

3. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** dass die Bildgebungssequenz zur Erzeugung der MR-Übersichtsbilder im wesentlichen der Bildgebungssequenz für die angiographischen MR-Bilder entspricht, wobei für die MR-Übersichtsbilder ein Phasenkodiergradient in eine der beiden Phasenkodierrichtung der dreidimensionalen Bildgebungssequenz ausgeschaltet wird.

4. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** dass die Triggerverzögerung zwischen einem maximalen und einem minimalen Wert variiert wird, um die verschiedenen MR-Übersichtsbilder zu generieren.

5. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** dass die MR-Übersichtsbilder oder die Differenzbilder maskiert oder gefiltert werden, indem Bildpunkte in den Übersichtsbildern oder Differenzbildern außerhalb eines vorbestimmten Bereichs nicht oder geringer berücksichtigt werden.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 5, **dadurch gekennzeichnet,** dass die Bildpunkte in den Differenzbildern zumindest in eine der folgenden Kategorien eingeteilt wird: arterieller Gefäßbildpunkt, Hintergrundbildpunkt, undefinierter Bildpunkt.

7. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** dass bei der Berechnung des Qualitätskriteriums in den Differenzbildern ein Unterschied zwischen einem mittleren Signal von Bildpunkten, welche als arterielles Gefäß klassifiziert wurden, und einem mittleren Signal von Hintergrundbildpunkten verwendet wird.

8. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** dass die beiden Triggerverzögerungen TD_{Sys} und TD_{Dia} als Bildgebungsparameter bestimmt werden, als die Triggerverzögerung der beiden MR-Übersichtsbilder deren Differenzbild die Differenz zwischen mittleren Signal von arteriellen Gefäßbildpunkten und mittleren Signal von Hintergrundsbildpunkten maximiert.

9. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** dass die optimierten Bildgebungsparameter dem Benutzer angezeigt werden, damit dieser die optimierten Bildgebungsparameter bei der Einstellung von Bildgebungsparametern für die angiographischen MR-Bilder berücksichtigt.

10. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** dass die optimierten Bildgebungsparameter automatisch als Bildgebungsparameter für die Erstellung der angiographischen MR-Bilder verwendet werden.

11. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** dass in einem ersten Optimierungsdurchlauf die Triggerverzögerung TD in größeren Schritten variiert wird, während in einem zweiten Optimierungsdurchlauf die Triggerverzögerung TD in kleineren Schritten variiert wird.

12. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** dass ein Gefäßverstärkungsfilter auf die Differenzbilder angewandt wird.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 12, **dadurch gekennzeichnet,** dass bei der Berechnung des Qualitätskriteriums die Differenzbilder aussortiert werden, bei denen die Anzahl der Bildpunkte, die als arterielles Gefäße klassifiziert werden, größer ist als die Anzahl der Bildpunkte, die als Hintergrund klassifiziert werden.

14. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** dass für die Berechnung des Qualitätskriteriums durch Nachverarbeitung die Bildpunkte identifiziert werden, die Arterien darstellen.

15. Magnetresonanzanlage zur Optimierung von angiographischen MR-Bildern eines Untersuchungsobjekts, wobei bei den angiographischen Magnetresonanzbildern Arterien getrennt von den Venen darstellbar sind, die aufweist:
– eine Bildaufnahmeeinheit zur Aufnahme mehrerer MR-Übersichtsbilder, wobei bei der Aufnahme mindestens ein Bildgebungsparameter variiert wird,
– eine Berechnungseinheit, die den Bildgebungsparameter anhand eines Qualitätskriteriums optimiert, wobei mehrere MR-Übersichtsbilder paarweise voneinander subtrahiert werden zur Erzeugung von Differenzbildern, wobei das Qualitätskriterium auf Grundlage der Differenzbilder berechnet wird, wobei der Bildgebungsparameter dahingehend optimiert wird, dass zur Trennung der Arterien und der Venen die angiographischen Magnetresonanzbilder während zwei verschiedener Phasen des Herzzyklus bzw. des Blutkreislaufes aufgenommen werden, wobei der Herzzyklus bzw. der Blutkreislauf überwacht wird, wobei der optimierte Bildgebungsparameter eine Triggerverzögerung TD ist, und die Berechnungseinheit eine optimierte Triggerverzögerung TD_{Sys} für die Aufnahme der angiographischen MR-Bilder während der ersten Phase und eine optimierte Triggerverzögerung TD_{Dia} für die Aufnahme der angiographischen MR-Bilder während der zweiten Phase berechnet, und
– eine Ausgabeeinheit, die den optimierten Bildgebungsparameter ausgibt.

16. Magnetresonanzanlage nach Anspruch 15, **dadurch gekennzeichnet,** dass die Ausgabeeinheit den optimierten Bildgebungsparameter auf einer Anzeigeeinheit ausgibt.

17. Magnetresonanzanlage nach Anspruch 15, **dadurch gekennzeichnet,** dass die Ausgabeeinheit den optimierten Bildgebungsparameter an die Bilderzeugungseinheit übergibt, die automatisch ein angiographisches MR-Bild mit dem optimierten Bildgebungsparameter aufnimmt.

18. Computerprogramm, welches bei Ausführung in einem Rechnersystem (**20**) das Verfahren nach einem der Ansprüche 1–14 ausführt.

19. Elektronisch lesbarer Datenträger mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen, welche derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers (**27**) in einem Rechnersystem (**20**) das Verfahren nach einem der Ansprüche 1–14 durchführen.

Es folgen 3 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

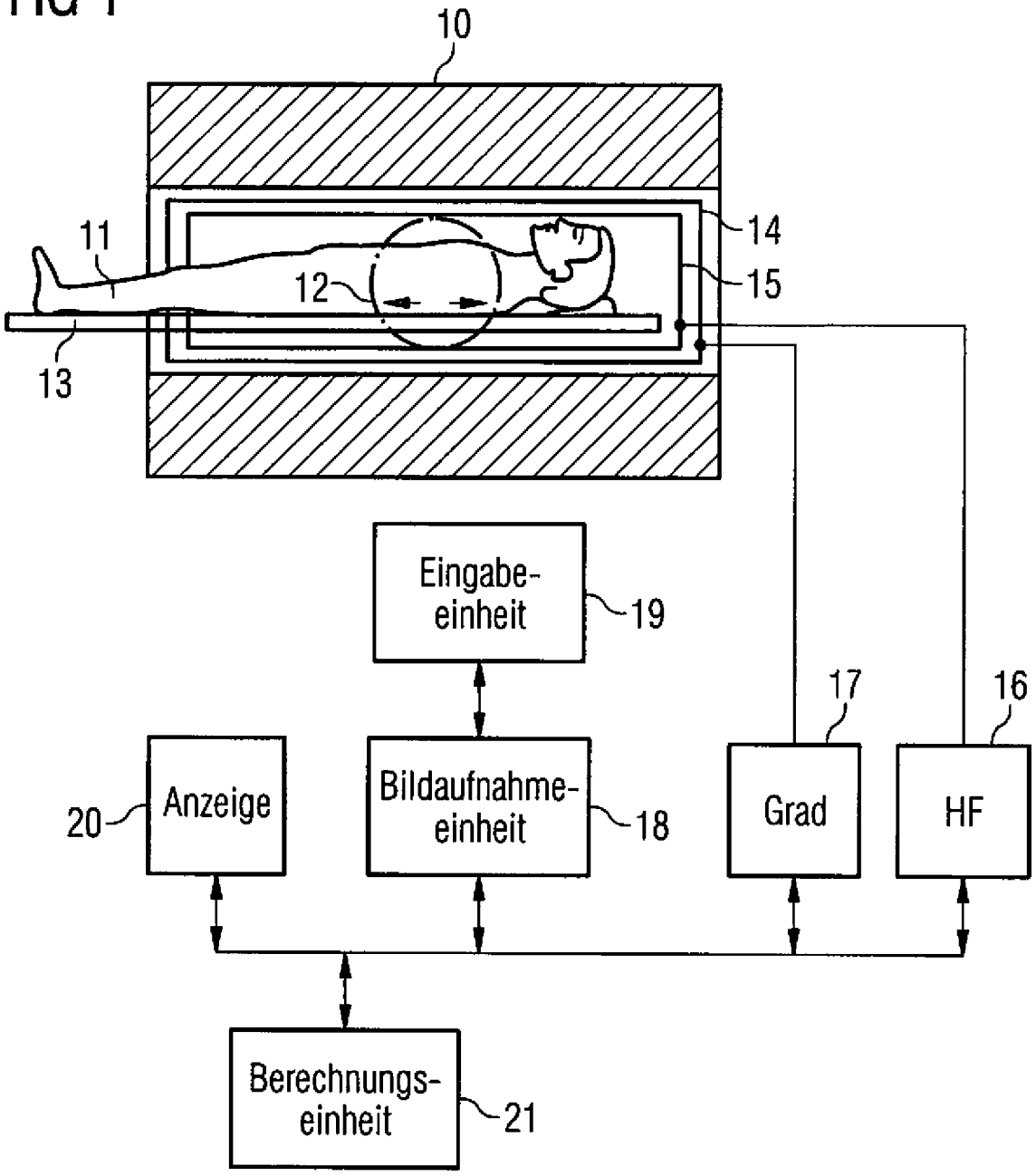


FIG 2

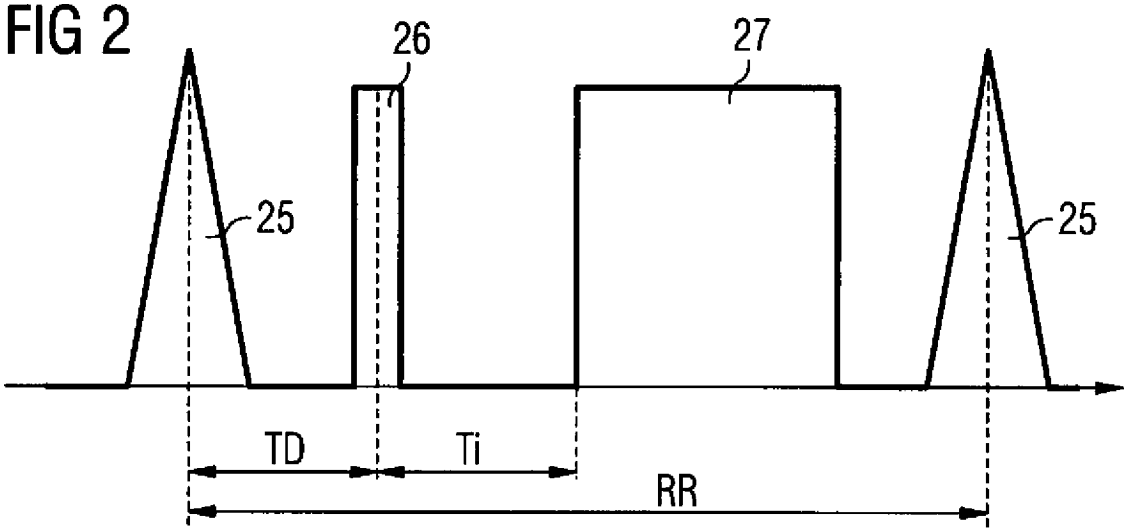

26
27
25
25
TD
Ti
RR

FIG 3

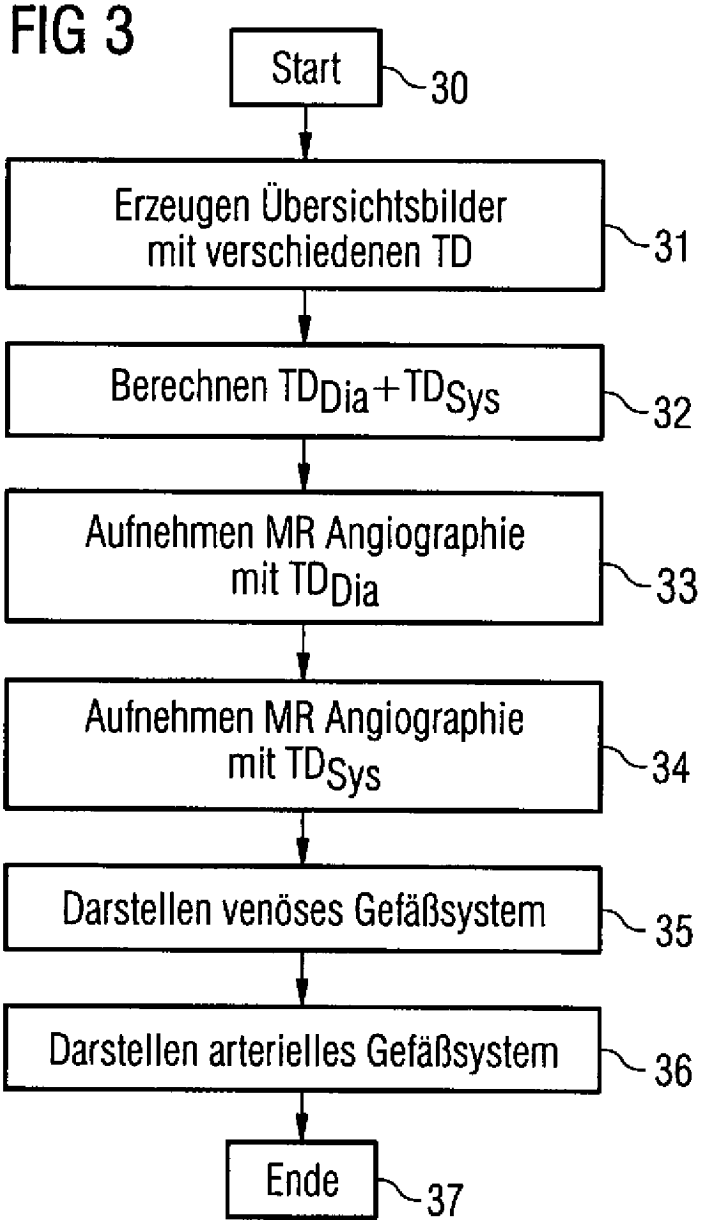
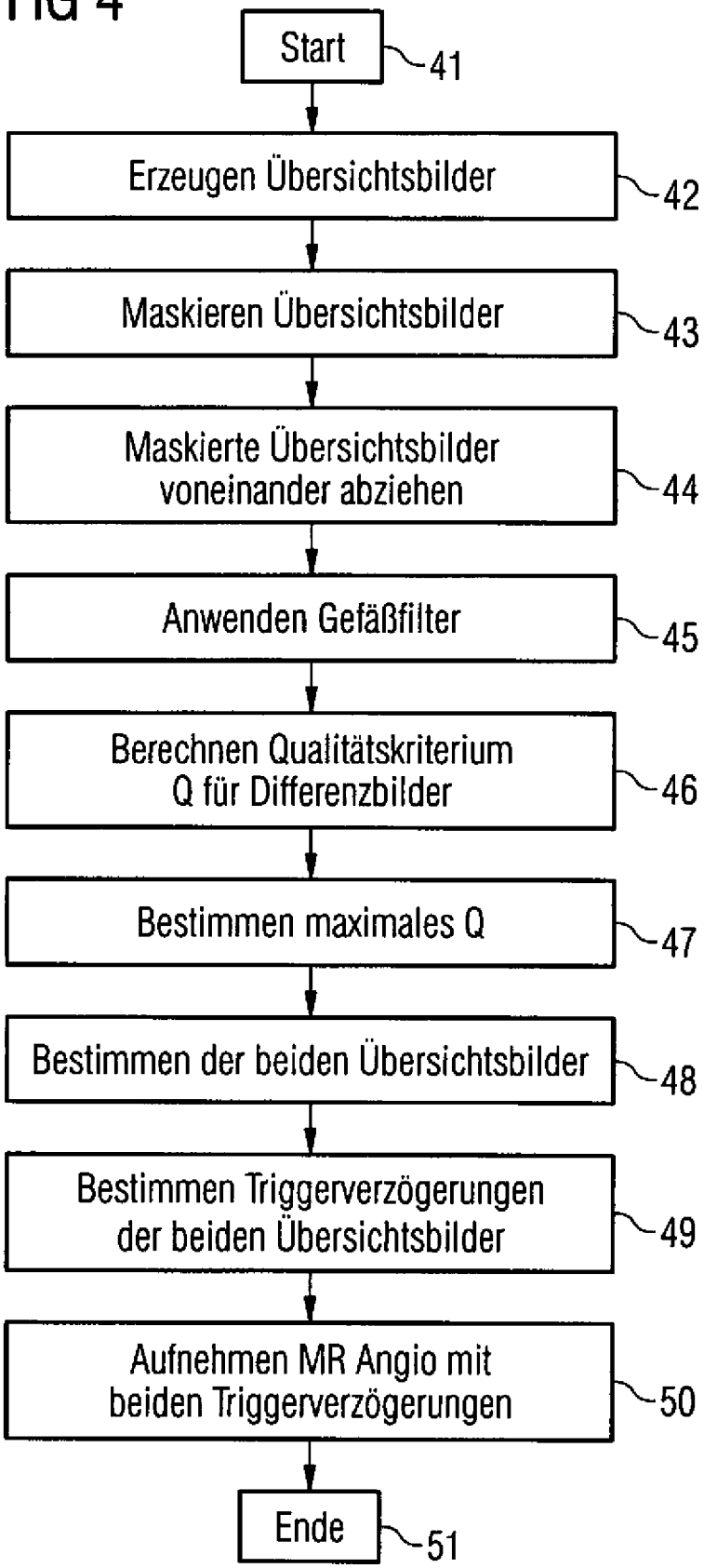

Start
30
Erzeugen Übersichtsbilder mit verschiedenen TD
31
Berechnen $TD_{Dia}+TD_{Sys}$
32
Aufnehmen MR Angiographie mit TD_{Dia}
33
Aufnehmen MR Angiographie mit TD_{Sys}
34
Darstellen venöses Gefäßsystem
35
Darstellen arterielles Gefäßsystem
36
Ende
37

FIG 4


Start
41
Erzeugen Übersichtsbilder
42
Maskieren Übersichtsbilder
43
Maskierte Übersichtsbilder voneinander abziehen
44
Anwenden Gefäßfilter
45
Berechnen Qualitätskriterium Q für Differenzbilder
46
Bestimmen maximales Q
47
Bestimmen der beiden Übersichtsbilder
48
Bestimmen Triggerverzögerungen der beiden Übersichtsbilder
49
Aufnehmen MR Angio mit beiden Triggerverzögerungen
50
Ende
51