



(10) **DE 10 2008 019 862 B4** 2012.10.31

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2008 019 862.5**
(22) Anmeldetag: **17.04.2008**
(43) Offenlegungstag: **22.10.2009**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **31.10.2012**

(51) Int Cl.: **A61B 5/055 (2006.01)**
G01R 33/28 (2006.01)
G01R 33/565 (2006.01)
G01S 13/88 (2006.01)

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

(73) Patentinhaber:
**Bundesrepublik Deutschland, vertr.d.d.
Bundesministerium für Wirtschaft und
Technologie, d.vertr.d.d. Präsidenten der
Physikalisch-Technischen Bundesanstalt, 38116,
Braunschweig, DE; Technische Universität
Ilmenau, 98693, Ilmenau, DE**

(74) Vertreter:
**GRAMM, LINS & PARTNER GbR, 38122,
Braunschweig, DE**

(72) Erfinder:
**Seifert, Frank, Dr., 16540, Hohen Neuendorf, DE;
Thiel, Florian, Dr., 14612, Falkensee, DE; Sachs,
Jürgen, Dr., 98711, Schmiedefeld, DE; Hein,
Matthias A. Prof. Dr., 98693, Martinroda, DE**

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

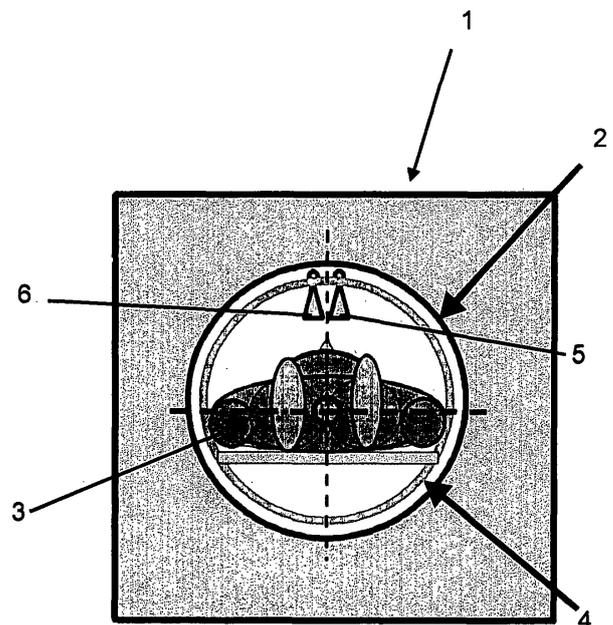
WO 2007/ 063 516 A2

**CHIA, M.Y.W.; LEONG, S.W; et. al.: Through-
wall UWB radar operating within FCC's mask
for sensing heart beat and breathing rate. In:
Microwave Conference, Vol. 3, 4 - 6 Oktober 2005,
k. A. (4 Seiten).**

**ZITO, D.; PEPE, D.; et al.: Wearable System-
on-a-Chip Pulse Radar Sensors for the Health
Care: System Overview. In: AINAW '07. 21
st International Conference on Advanced
Information Networking and Applications
Workshops, Vol. 2, 21 - 23 Mai 2007, S.766 - 769.**

(54) Bezeichnung: **Magnetresonanzgerät und Verfahren zum Betrieb eines Magnetresonanzgeräts**

(57) Hauptanspruch: Magnetresonanzgerät mit einem Gehäuse (1), das Magnetspulen zur Erzeugung der für eine Magnetresonanzbildung benötigten Magnetfelder und eine Öffnung (2) zur Aufnahme wenigstens eines Teils des Körpers eines Patienten (3) aufweist, mit einer Detektions- und Auswertungseinrichtung zur bildgebenden Wiedergabe und mit einer Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) zur Erfassung einer Bewegung in einem zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) während der Magnetresonanz-Bildgebung, dadurch gekennzeichnet, dass die Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) innerhalb des Gehäuses angeordnet ist, dass von der Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) ausgesandte ultrabreitbandige Radarsignale in Form von kurzen Radarimpulsen auf den zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) gerichtet sind und dass in der Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) eine Auswertungseinrichtung Impulse dadurch generiert, dass die ausgesandten Radarimpulse mit von einem reflektierenden Gewebeübergang in dem zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) reflektierten Radarsignalen durch eine Autokorrelationsfunktion oder Kreuzkorrelationsfunktion verglichen werden und dass eine...



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Magnetresonanzgerät mit einem Gehäuse, das Magnetspulen zur Erzeugung der für eine Magnetresonanzbildung benötigten Magnetfelder und eine Öffnung zur Aufnahme wenigstens eines Teils des Körpers eines Patienten aufweist, mit einer Detektions- und Auswertungseinrichtung zur bildgebenden Wiedergabe und mit einer Radarsende- und -empfangseinrichtung zur Erfassung einer Bewegung in einem zu untersuchenden Teil des Körpers während der Magnetresonanz-Bildgebung.

[0002] Die Erfindung betrifft ferner ein Verfahren zum Betrieb eines Magnetresonanzgeräts, mit dem eine Magnetresonanz-Bilderfassung eines zu untersuchenden Teils des Körpers eines Patienten vorgenommen wird, wobei während der Magnetresonanz-Bildgebung mit einer Radarsende- und -empfangseinrichtung die Bewegung in einem zu untersuchenden Teil des Körpers erfasst wird.

[0003] Magnetresonanzgeräte dieser Art werden seit längerer Zeit zur nichtinvasiven medizinischen Diagnostik mit nicht ionisierender Strahlung eingesetzt. Die Bildgebung mit Magnetresonanzgeräten, insbesondere Magnetresonanztomographen (Kernspintomographen), ermöglicht die Erkennung von Krankheitsherden, die mit anderen bildgebenden Verfahren, beispielsweise der Röntgendiagnostik, nicht erfassbar sind. Insbesondere ist es möglich, Diagnosen in Weichgeweben, beispielsweise im Gehirn oder in Drüsengeweben, krankhafte Veränderungen, insbesondere Tumore, festzustellen.

[0004] Die bildgebende Wiedergabe von Körperschnitten mittels der Magnetresonanztomographie erfordert üblicherweise eine Ruhstellung des Patienten während der Aufnahme.

[0005] Grundsätzlich könnte erwogen werden, auch dynamische Vorgänge am menschlichen Körper abzubilden. Insbesondere wäre es wünschenswert, eine hochauflösende Magnetresonanz-Bildgebung des menschlichen Herzens zu ermöglichen. Eine hochauflösende Darstellung der Koronararterien mittels einer Magnetresonanz-Bildgebung könnte eine Reihe von Problemen der konventionellen kontrastmittelgestützten Röntgenbildgebung während einer Katheteruntersuchung (Koronarangiographie) vermeiden, insbesondere die Strahlenbelastung und das Mortalitätsrisiko während des Eingriffs. Darüber hinaus könnte die Magnetresonanz-Bildgebung als alternative Bildgebungsmethode bei der Applikation von Herzkathetern eingesetzt werden, um beispielsweise Biopsien aus dem Herzmuskel zu ermöglichen, Stents zu setzen oder andere minimalinvasive Eingriffe am Herzen durchzuführen.

[0006] Für eine Herzuntersuchung mittels der Magnetresonanz-Bildgebung besteht das grundsätzliche Problem, dass sich einerseits das Herz aufgrund der Herztätigkeit bewegt und andererseits der Patient während der Untersuchung Atembewegungen durchführt. Insbesondere durch die Atembewegung kommt es zu Bewegungsartefakten, die die Auswertung des Magnetresonanzbildes stören bzw. unmöglich machen. Es ist daher üblich, die Aufnahmen für die Magnetresonanz-Bildgebung bei angehaltenem Atem des Patienten vorzunehmen, um die Atembewegung zu eliminieren. Für die Darstellung der Koronararterien ist dieses Verfahren jedoch nicht anwendbar, da die Bilddatenaufnahme mehrere Minuten dauern kann, während der Durchschnittspatient nur für Bruchteile von Minuten den Atem anhalten kann.

[0007] Um die Bewegungsartefakte durch die Herztätigkeit selbst zu unterbinden, werden die Magnetresonanz-Bilddatenerfassungen durch EKG-Signale (Elektrokardiogramm-Signale) getriggert aufgenommen. Diese Navigationstechnik für die Magnetresonanz-Bildgebung des Herzens ist nicht sehr präzise und bringt darüber hinaus den Nachteil mit sich, dass die EKG-Elektroden in Verbindung mit den vom Magnetresonanzsystem applizierten Hochfrequenzimpulsen eine Verbrennungsgefahr und mit dem geschalteten Gradientenfeldern aufgrund einer Nervenstimulation ein Sicherheitsrisiko darstellen.

[0008] WO 2007/063516 A2 offenbart ein Gerät zur berührungslosen Ferndetektion des Herzschlags dadurch, dass die durch den Herzschlag verursachte Bewegung der Brustwand berührungslos abgetastet wird. Dies ist optisch, aber auch mit elektromagnetischen Strahlen im Radarfrequenzbereich möglich. Ermittelt wird dabei ein zyklisches Signal des Herzschlags. Dieses Signal kann mit einer bildaufnehmenden Einrichtung, wie einem Magnetresonanzgerät, synchronisiert werden, indem die Steuerung des bildaufnehmenden Geräts mit einer Phase des aufgenommenen Herzschlags getriggert wird. Der Triggerzeitpunkt wird dabei dadurch bestimmt, dass ein charakteristischer Bereich des Herzschlags als Nullpunkt festgelegt wird und der Triggerzeitpunkt nach Ablauf einer vorgegebenen Zeit berechnet wird. Die vorgegebene Zeit kann dabei in Abhängigkeit von der festgestellten Pulsfrequenz variiert werden.

[0009] In dem Aufsatz „Wearable System-on-a-Chip Pulse Radar Sensors for Health Care: System Overview“ der Autoren Zito et al. ist es bekannt, ein tragbares Messgerät mit einem Ultrabreitband-Radarsender auszustatten, der auf die Herzwand oder die Brustwand gerichtet wird, um in Echtzeit die Pulsfrequenz und die Atemfrequenz zu detektieren. Die Auswertung der Signale erfolgt durch eine Kreuzkorrelation des ausgesandten Impulses mit dem empfangenen Impuls. Das System dient der Langzeitüberwa-

chung von Patienten. Eine Steuerung von anderen Geräten ist hierbei nicht vorgesehen.

[0010] Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Magnetresonanzgerät so auszubilden und zu betreiben, das Bewegungsartefakte vermieden oder korrigiert werden können und eine Steuerung des Magnetresonanzgeräts mit einer hohen Genauigkeit möglich ist.

[0011] Zur Lösung dieser Aufgabe ist erfindungsgemäß ein Magnetresonanzgerät der eingangs erwähnten Art dadurch gekennzeichnet, dass die Radarsende- und -empfangseinrichtung innerhalb des Gehäuses angeordnet ist, dass von der Radarsende- und -empfangseinrichtung ausgesandte ultrabreitbandige Radarsignale in Form von kurzen Radarimpulsen auf den zu untersuchenden Teil des Körpers gerichtet sind und dass in der Radarsende- und -empfangseinrichtung eine Auswertungseinrichtung Impulse dadurch generiert, dass die ausgesandten Radarimpulse mit von einem reflektierenden Gewebeübergang in dem zu untersuchenden Teil des Körpers reflektierten Radarsignalen durch eine Autokorrelationsfunktion oder Kreuzkorrelationsfunktion verglichen werden und dass eine mittlere Laufzeit (τ_1 , τ_2) für den reflektierten Impuls so eingestellt wird, dass sich die mittlere Laufzeit (τ_1 , τ_2) immer auf einer Flanke des in der Auswertungseinrichtung gebildeten Impulses befindet, wodurch eine gemessene Amplitude zu einem Zeitpunkt (τ_1 , τ_2) als Messwert für die Bestimmung der Position dient, um nur in einer gleichen Position des reflektierenden Gewebeübergangs in dem zu untersuchenden Teil des Körpers erfasste Magnetresonanzbilder zu verwerten.

[0012] Zur Lösung der Aufgabe ist erfindungsgemäß ein Verfahren der eingangs erwähnten Art dadurch gekennzeichnet, dass die Radarsende- und -empfangseinrichtung innerhalb des Gehäuses angeordnet ist, dass von der Radarsende- und -empfangseinrichtung ausgesandte ultrabreitbandige Radarsignale in Form von kurzen Radarimpulsen auf den zu untersuchenden Teil des Körpers gerichtet sind und dass in der Radarsende- und -empfangseinrichtung eine Auswertungseinrichtung Impulse dadurch generiert, dass die ausgesandten Radarimpulse mit von einem reflektierenden Gewebeübergang in dem zu untersuchenden Teil des Körpers reflektierten Radarsignalen durch eine Autokorrelationsfunktion oder Kreuzkorrelationsfunktion verglichen werden und dass eine mittlere Laufzeit (τ_1 , τ_2) für den reflektierten Impuls so eingestellt wird, dass sich die mittlere Laufzeit (τ_1 , τ_2) immer auf einer Flanke des in der Auswertungseinrichtung gebildeten Impulses befindet, wodurch eine gemessene Amplitude zu einem Zeitpunkt (τ_1 , τ_2) als Messwert für die Bestimmung der Position dient, um nur in einer gleichen Position des reflektierenden Gewebeübergangs in dem zu untersuchenden Teil

des Körpers erfasste Magnetresonanzbilder zu verwerten.

[0013] Die vorliegende Erfindung sieht somit vor, die Magnetresonanz-Bildgebung mit einer Abstandsmessung mit einem Ultrabreitbandradar (UWB-Radar) zu kombinieren, wobei mit dem Ultrabreitbandradar insbesondere Positionsänderungen durch die Atembewegung oder durch die Herzbewegung detektierbar sind. Da die Radarsende- und -empfangseinrichtung eine definierte Position innerhalb des Gehäuses des Magnetresonanzgeräts einnimmt, ermöglicht eine Messung des sich ändernden Abstandes eines Körperteils bzw. von Gewebe innerhalb eines Körperteils eine Positionsbestimmung. Diese Positionsbestimmung kann dazu ausgenutzt werden, die Magnetresonanz-Bildgebung immer nur in einer gleichen Position, beispielsweise des Herzens im Herzschlagzyklus, oder der Brustwand im Atemzyklus, vorzunehmen oder bei einer alternativen Magnetresonanz-Bilderfassungsmethode eine nachträgliche Korrektur der dabei gewonnenen Bilddaten vorzunehmen.

[0014] Die Radarsende- und -empfangseinrichtung kann mit einer kombinierten Send- und -empfangsstufe aufgebaut sein und in diesem Fall eine einzige Antenne aufweisen. Ein einfacher Aufbau ergibt sich, wenn alternativ eine von der Sendestufe separate Empfangsstufe mit jeweils einer eigenen Antenne vorgesehen sind. Ferner ist es möglich, mehrere Radarsende- und -empfangseinrichtungen zu verwenden, um eine verbesserte und ggf. erweiterte Positionsbestimmung durchführen zu können.

[0015] Die Radarsende- und -empfangseinrichtung kann in dem Gehäuse des Magnetresonanzgeräts so aufgebaut sein, dass es mit dem hohen statischen Magnetfeld und den geschalteten Gradientenfeldern des Magnetresonanzgeräts kompatibel ist. Ferner muss bei der Ausbildung des UWB-Radars darauf geachtet werden, dass der Empfängereingang des UWB-Geräts nicht durch die Hochfrequenz- und Gradientenfelder des Magnetresonanzgeräts zerstört werden. Die wenigstens eine Antenne des UWB-Radargeräts kann hierfür aus einem Material (z. B. Kupfer) aufgebaut und in an sich bekannter Weise so ausgebildet sein, dass nur minimale Induktionsspannungen aufgrund der geschalteten Gradientenfelder auftreten.

[0016] Um mit dem UWB-Radar Messdaten mit der benötigten Genauigkeit (Positionsbestimmung mit einer Genauigkeit < 1 mm) zu erhalten, muss eine relativ hohe Abtastfrequenz gewählt werden. Der Frequenzbereich der UWB-Radarsignale ist zweckmäßigerweise auf 0 bis 11 GHz begrenzt. Die maximale Sendeleistung darf die zulässige Störstrahlung von Elektrogeräten (beispielsweise $-41,3$ dBm/MHz, wie durch FCC und ITU festgelegt) nicht überschrei-

ten, um eine Störung schmalbandiger Systeme auszuschließen. Für einen schmalbandigen Empfänger erscheint ein derartiges UWB-Signal dann wie Rauschen, sodass das UWB-Signal keinen Frequenzbeschränkungen ausgesetzt ist. Eine Erhöhung der Bandbreite bzw. der Abtastfrequenz empfiehlt sich nicht, weil oberhalb von 10 GHz eine erhöhte Dämpfung der Signale im Gewebe auftritt.

[0017] Unter Zugrundelegung einer Abtastfrequenz von 9 GHz ergibt sich eine maximale Laufzeitauflösung der Reflektionssignale von etwa 111 ps. Dies entspricht einer Bewegungsauflösung von etwa 1,7 cm, wenn $\epsilon_r = 1$ ist.

[0018] Die Bewegungsauflösung einer im Körper liegenden wasserreichen Schicht (z. B. der Herzwand mit $\epsilon_r \approx 50$; ϵ_r Dielektrizitätszahl des Gewebes) hängt von den dielektrischen Eigenschaften der sie umgebenden Schichten ab. Im günstigen Fall sind das dielektrische Materialien mit einem kleinen ϵ_r ($\epsilon_r \approx 1$) (so z. B. für Fettschichten und die Herzbeutelwand), weswegen mit einer Erhöhung der Bewegungsauflösung um maximal den Faktor $\sqrt{50}$ zu rechnen ist, wenn die während der Propagation des Signals durch die verschiedenen Gewebeschichten auftretenden Dämpfungs- und Dispersionseffekte vernachlässigt werden können.

[0019] Für eine Auflösung < 1 mm wäre eine Abtastfrequenz von über 150 GHz vorzusehen. Erfindungsgemäß kann mit einer Abtastfrequenz von < 10 GHz (beispielsweise 8,95 GHz) gearbeitet und dennoch eine Auflösung im Sub-Millimeter-Bereich erzielt werden, wenn die Abstandsbestimmung, auf einer Flanke des reflektierten Radarimpulses durch Ermittlung der Amplitude nach einer vorgegebenen Laufzeit, die auf der Flanke des reflektierten Radarimpulses liegt, vorgenommen wird. Auf diese Weise sind Bewegungen mit einer Amplitude von 1 mm sicher detektierbar.

[0020] Die Erfindung soll im Folgenden anhand der beigefügten Zeichnung näher erläutert werden. Es zeigen:

[0021] **Fig. 1** eine stirnseitige Frontansicht eines Magnetresonanzgeräts mit einer Öffnung für die Aufnahme eines Patienten;

[0022] **Fig. 2** einen Längsschnitt durch das Magnetresonanzgerät gemäß **Fig. 1** mit einem darin liegenden Patienten;

[0023] **Fig. 3** eine schematische Darstellung der Bewegungsamplitude einer Brustwand und eines Herzens, die mit einer Radarsende- und -empfangseinrichtung bestrahlt werden;

[0024] **Fig. 4** eine schematische Darstellung der durch die Reflektion an der Brustwand bzw. an der Herzbeutelwand entstehenden reflektierten Radarimpulse, wie sie von einer Empfangsstufe der Radarsende- und -empfangseinrichtung empfangen und ausgewertet werden;

[0025] **Fig. 5** eine Messkurve für eine Bewegungsamplitude von 1 mm;

[0026] **Fig. 6** eine vergleichende Darstellung einer als Referenzsignal dargestellten Testbewegung und deren Erfassung mit einem Magnetresonanzgerät und einem UWB-Radar gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0027] **Fig. 1** lässt einen üblichen Aufbau eines Magnetresonanzgeräts erkennen, dessen Gehäuse **1** in bekannter Weise eine stirnseitige Öffnung **2** aufweist, in die ein Patient **3** – je nach Untersuchungsaufgabe – ganz oder teilweise eingeschoben wird. Das Magnetresonanzgerät enthält in bekannter Weise hier nicht näher dargestellte Anregungs- und Detektionsspulen sowie eine Auswerteeinrichtung, die regelmäßig eine zweidimensionale Bilddarstellung eines entsprechend der Lage des Patienten **3** gebildeten Schnitts durch den Körper des Patienten **3** wiedergibt.

[0028] Erfindungsgemäß ist in der Öffnung **2** des Gehäuses **1** eine Antennenhalterung **4** vorgesehen, an der eine Sendeantenne **5** einer Sendestufe und eine Empfangsantenne **6** einer Empfangsstufe einer Radarsende- und -empfangseinrichtung befestigt sind.

[0029] **Fig. 2** verdeutlicht die Lage der Sendeantenne und Empfangsantenne **5**, **6**, die für eine Herzuntersuchung des Patienten **3** angeordnet sind.

[0030] **Fig. 2** verdeutlicht noch eine Besonderheit einer Magnetresonanz-Bildgebung, bei der eine Magnetresonanz-Sende- und -empfangsspule **7** zusätzlich verwendet wird, die auf den Brustkorb des Patienten gelegt ist. Auch bei dieser Anordnung ist die erfindungsgemäße Verwendung eines UWB-Radars möglich.

[0031] **Fig. 3** zeigt schematisch, dass die Radarsignale einer Radarsendeantenne **5** auf eine Brustwand **8** und ein Pericard (Herzbeutel) **9** eines Herzens **10** eines Patienten **3** gelangen. Eine Mittelstellung der entsprechenden Gewebe, Brustwand **8** und Pericard **9** ist in **Fig. 3** mit durchgezogenen Linien verdeutlicht. Gestrichelte Linien zeigen die Grenzamplituden für die Bewegung der Brustwand **8** beim Atmen und des Pericards **9** beim Herzschlag.

[0032] Entsprechend sind in **Fig. 4** ein erster Impuls **11** als an der Brustwand **8** reflektiertes Signal und ein zweiter Impuls **12** als am Pericard **9** reflektierter Impuls mit durch die Bewegungsamplituden vorgegebe-

nen Positionsverschiebungen in jeweils einer durchgezogenen Linie und zwei gestrichelten Linien dargestellt.

[0033] Diese Impulse werden dadurch in der Auswertungseinrichtung generiert, dass der ausgesandte, sehr kurze Radarimpuls in die Empfangseinrichtung der Radarsende- und -empfangseinrichtung geleitet wird und dort mit dem durch die Empfangsantenne **6** empfangenen Radarsignalen durch eine Autokorrelationsfunktion bzw. Kreuzkorrelationsfunktion verglichen wird, wodurch der in **Fig. 4** dargestellte Impuls **11**, **12** als Peak der Autokorrelationsfunktion bzw. Kreuzkorrelationsfunktion entsteht. Als ultrabreitbandige Radarsignale können entsprechende Impulse, beispielsweise Gauß-Impulse, oder ein Pseudoräuschen verwendet werden.

[0034] Die Auswertung des Abstandes geschieht nun in einer vorteilhaften Weise dadurch, dass die Kenntnis des Abstandes der Brustwand **8** von Sendeantenne **5** und der Empfangsantenne **6** – und damit die damit verbundene Laufzeit τ_1 – bekannt ist, und dass eine Laufzeit τ_1 eingestellt wird, für die der reflektierte Impuls **11** innerhalb seiner Positionsvariation immer auf einer Flanke des Impulses **11** liegt. Die Auswertungseinrichtung tastet somit den reflektierten Impuls zum Zeitpunkt τ_1 ab und bestimmt dessen Amplitude $A(\tau_1, t_x)$. In **Fig. 4** sind die möglichen Amplituden zum Zeitpunkt des Einatmens (maximale Nähe der Brustwand **8** zur Sendeantenne **5** und Empfangsantenne **6**), in einer durch durchgezogene Linien charakterisierten mittleren Position, um zum Zeitpunkt des Ausatmens (maximaler Abstand der Brustwand **8** von der Sendeantenne **5** und Empfangsantenne **6**) verdeutlicht.

[0035] Durch die entsprechende Amplitudenbestimmung zum Zeitpunkt τ_1 kann die angestrebte Auflösungsvergrößerung erreicht werden.

[0036] In entsprechender Weise findet die Auswertung für den vom Pericard **9** reflektierten Impuls **12** zum Zeitpunkt τ_2 nach der gleichen Methode statt.

[0037] **Fig. 5** ist mit einem UWB-Radar in einem Abstand von 43 cm von einem Haut-Gewebe-Äquivalent ermittelt worden, das sich mit einer Sinusfunktion **13** mit einer Amplitude von 1 mm und einer Frequenz von 0,75 Hz bewegt hat.

[0038] Die dabei ermittelte Messkurve **14** lässt erkennen, dass die Bewegung von weniger als 1 mm mit dem UWB-Radar ermittelbar ist, wobei die Auswertungsmethode verwendet worden ist, wie sie anhand von **Fig. 4** erläutert worden ist.

[0039] **Fig. 6** zeigt eine Vergleichsdarstellung einer Sollfunktion (Referenz), die mit einem Magnetresonanzgerät (MR) und mit einem UWB-Radar (UWB)

aufgenommen worden ist. Die Messungen sind mit einem planaren, gewebeäquivalenten Phantom durchgeführt worden, das die passiven elektrischen Eigenschaften der Haut nachbildet. Das Phantom ist mit einem Schrittmotor in unterschiedlicher Weise bewegt worden. Zur Verdeutlichung sind die Kurven in ε -Richtung auseinandergezogen worden, da sie ohne diese Darstellung sehr stark übereinander verlaufen würden. Die Darstellung zeigt, dass die Bewegung eines Körperteils mit einer hinreichenden Auflösung mit einem UWB-Radar verfolgbar ist, sodass die vom UWB-Radar gemessenen Positionsdaten sowohl zum Triggern des Magnetresonanzgeräts als auch zur nachträglichen Korrektur der Bilddaten des Magnetresonanzgeräts verwendet werden können.

Patentansprüche

1. Magnetresonanzgerät mit einem Gehäuse (1), das Magnetspulen zur Erzeugung der für eine Magnetresonanzbildung benötigten Magnetfelder und eine Öffnung (2) zur Aufnahme wenigstens eines Teils des Körpers eines Patienten (3) aufweist, mit einer Detektions- und Auswertungseinrichtung zur bildgebenden Wiedergabe und mit einer Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) zur Erfassung einer Bewegung in einem zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) während der Magnetresonanz-Bildgebung, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) innerhalb des Gehäuses angeordnet ist, dass von der Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) ausgesandte ultrabreitbandige Radarsignale in Form von kurzen Radarimpulsen auf den zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) gerichtet sind und dass in der Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) eine Auswertungseinrichtung Impulse dadurch generiert, dass die ausgesandten Radarimpulse mit von einem reflektierenden Gewebeübergang in dem zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) reflektierten Radarsignalen durch eine Autokorrelationsfunktion oder Kreuzkorrelationsfunktion verglichen werden und dass eine mittlere Laufzeit (τ_1, τ_2) für den reflektierten Impuls so eingestellt wird, dass sich die mittlere Laufzeit (τ_1, τ_2) immer auf einer Flanke des in der Auswertungseinrichtung gebildeten Impulses befindet, wodurch eine gemessene Amplitude zu einem Zeitpunkt (τ_1, τ_2) als Messwert für die Bestimmung der Position dient, um nur in einer gleichen Position des reflektierenden Gewebeübergangs in dem zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) erfasste Magnetresonanzbilder zu verwenden.

2. Magnetresonanzgerät nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) eine Sendestufe und eine davon separate Empfangsstufe aufweist.

3. Magnetresonanzgerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanz-Bilderfassung durch die gemessene Position steuerbar ist.

4. Magnetresonanzgerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die in der Magnetresonanz-Bilderfassung gewonnenen Daten durch die gemessene Position korrigierbar sind.

5. Verfahren zum Betrieb eines Magnetresonanzgeräts, mit dem eine Magnetresonanz-Bilderfassung eines zu untersuchenden Teils (8, 9) des Körpers (3) eines Patienten vorgenommen wird, wobei während der Magnetresonanz-Bildgebung mit einer Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) die Bewegung in einem zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) erfasst wird, dadurch gekennzeichnet, dass die Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) innerhalb des Gehäuses des Magnetresonanzgeräts angeordnet wird, dass von der Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) ausgesandte ultrabreitbandige Radarsignale in Form von Radarimpulsen auf den zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) gerichtet werden und dass in der Radarsende- und -empfangseinrichtung (5, 6) eine Auswertungseinrichtung Impulse dadurch generiert, dass die ausgesandten Radarimpulse mit von einem reflektierenden Gewebeübergang in dem zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) reflektierten Radarsignalen durch eine Autokorrelationsfunktion oder Kreuzkorrelationsfunktion verglichen werden und dass eine mittlere Laufzeit (τ_1, τ_2) für den reflektierten Impuls so eingestellt wird, dass sich die mittlere Laufzeit (τ_1, τ_2) immer auf einer Flanke des in der Auswertungseinrichtung gebildeten Impulses befindet, wodurch eine gemessene Amplitude zu einem Zeitpunkt (τ_1, τ_2) als Messwert für die Bestimmung der Position dient, um nur in einer gleichen Position des reflektierenden Gewebeübergangs in dem zu untersuchenden Teil (8, 9) des Körpers (3) erfasste Magnetresonanzbilder zu verwerten.

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanz-Bilderfassung nur bei gleichen detektierten Positionen ausgelöst wird.

7. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanz-Bilddaten mit Informationen über eine detektierte geänderte Position korrigiert werden.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

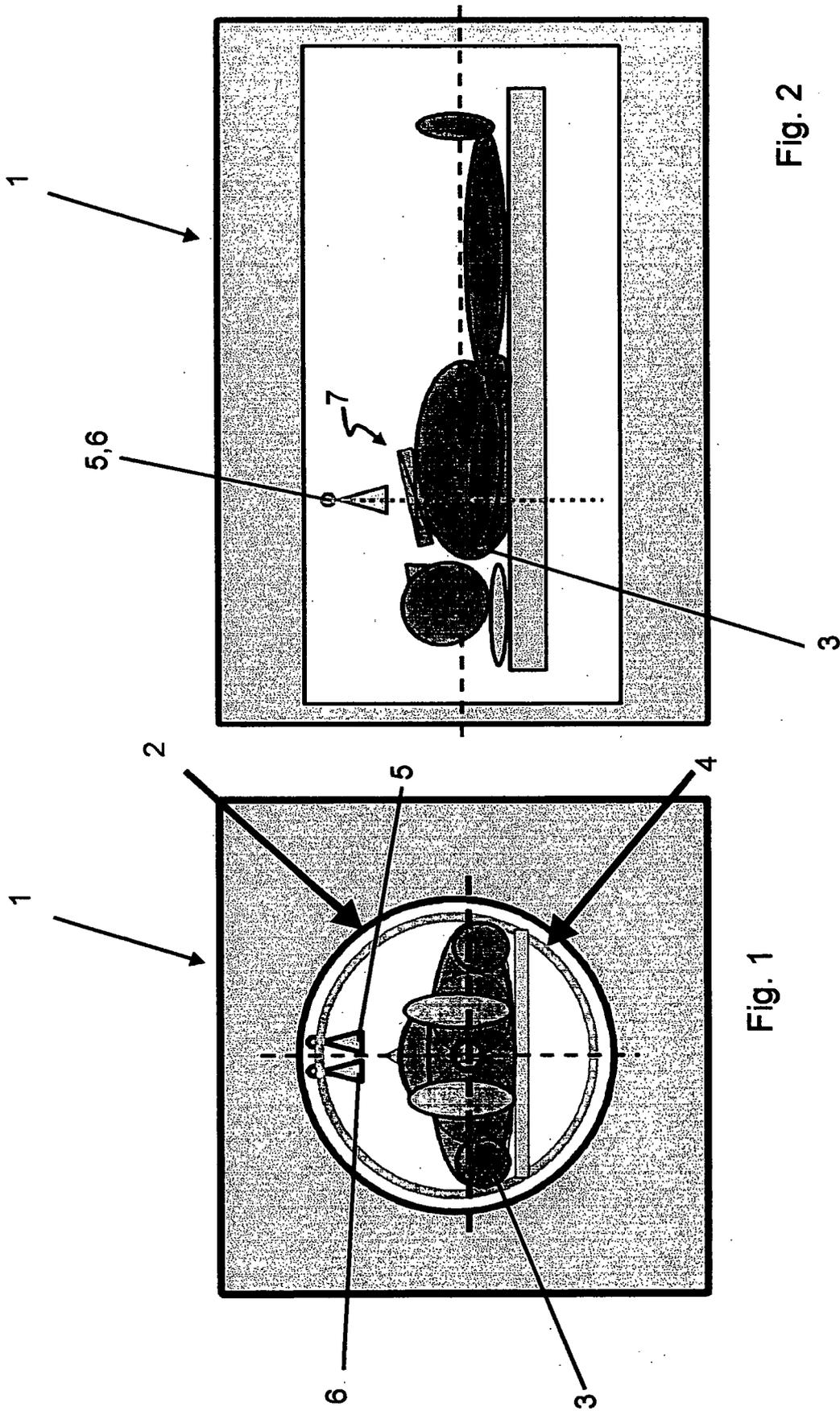


Fig. 2

Fig. 1

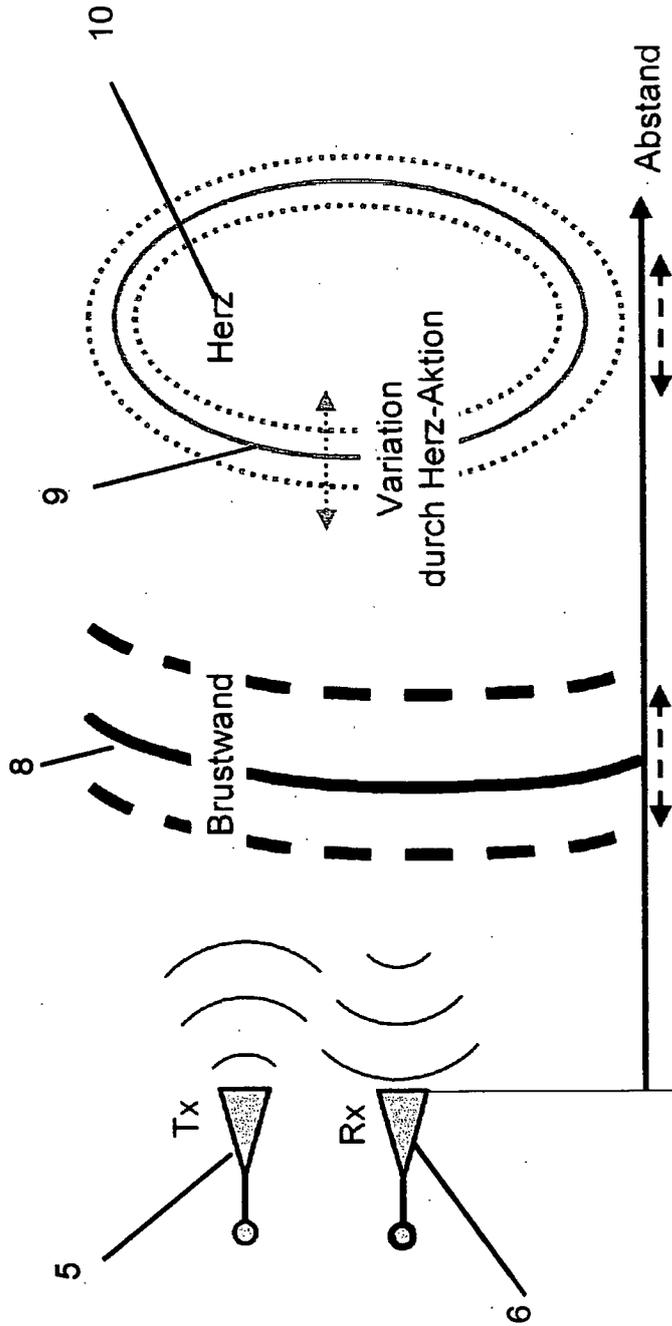


Fig. 3

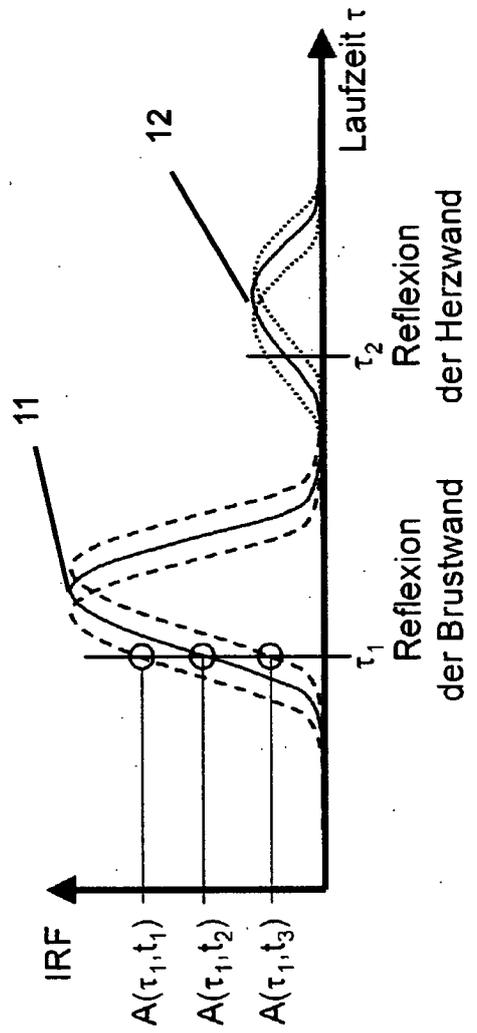


Fig. 4

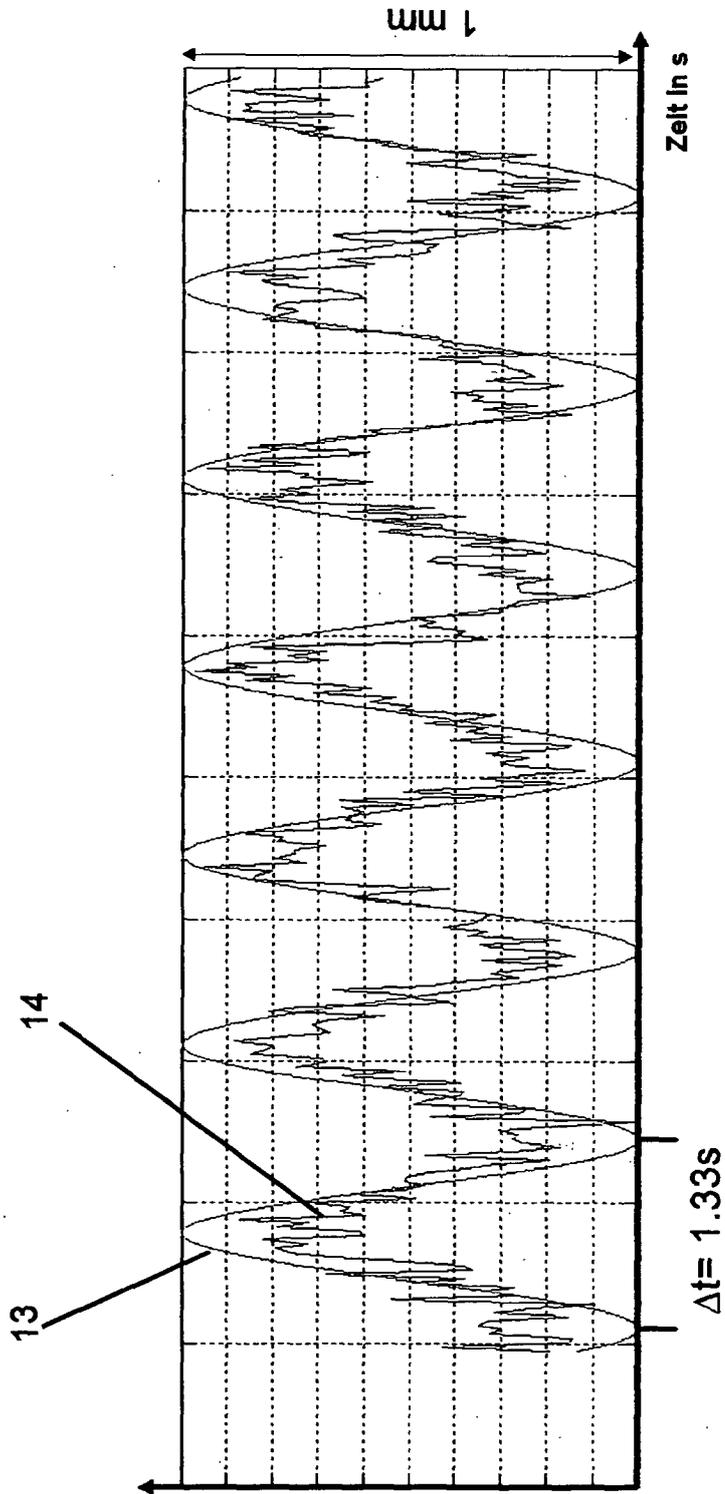


Fig. 5

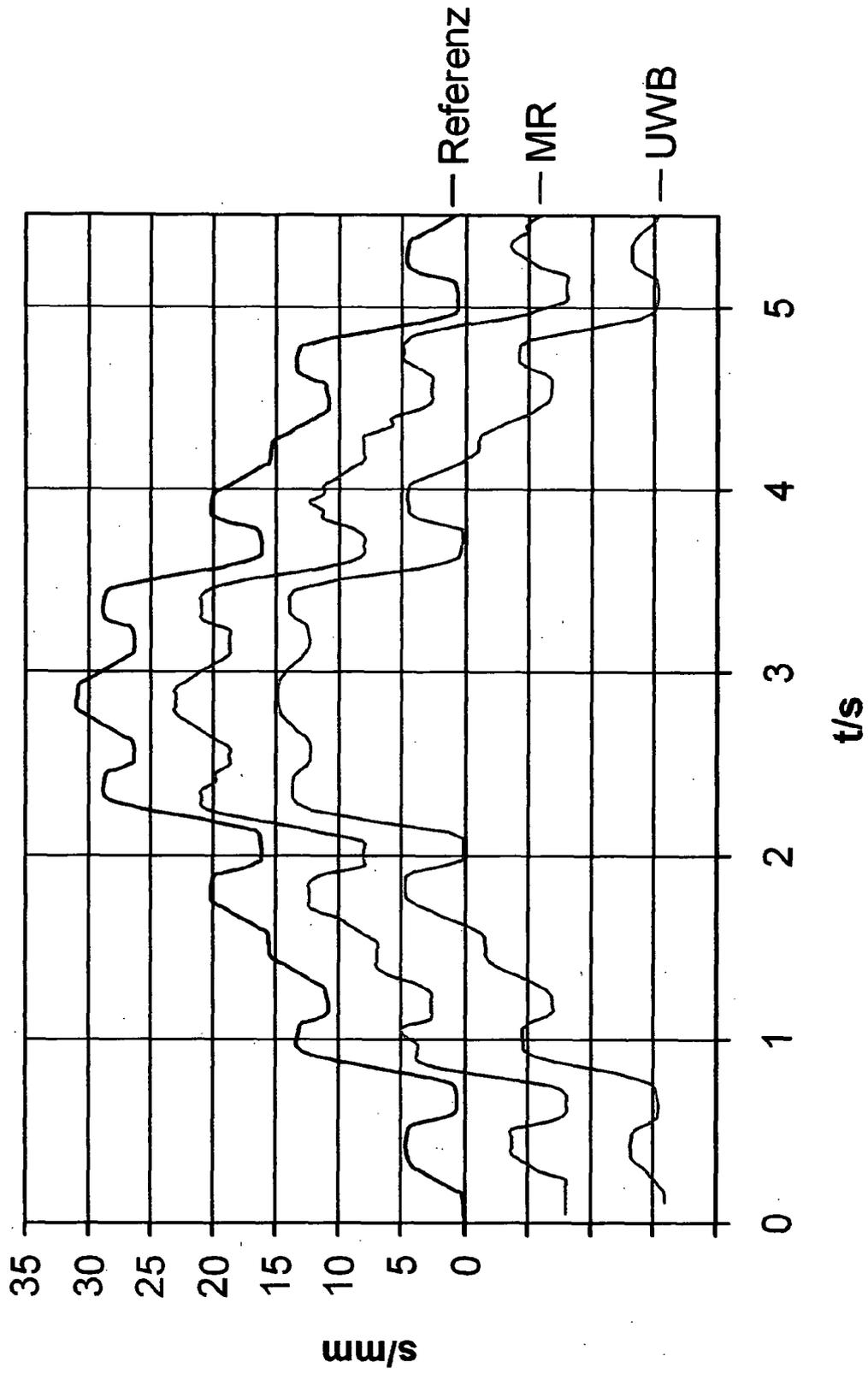


Fig. 6