(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 602 07 592 T2** 2006.07.27

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 429 656 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **602 07 592.0**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US02/30346**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **02 775 976.0**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2003/028800**
(86) PCT-Anmeldetag: **24.09.2002**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **10.04.2003**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **23.06.2004**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **23.11.2005**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **27.07.2006**

(51) Int Cl.[8]: ***A61B 5/055*** (2006.01)
A61B 8/12 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
967773 **28.09.2001** **US**

(73) Patentinhaber:
Boston Scientific Limited, A Corporation Duly Organized under the Lawsof Ireland, Barbados, West Indies, BB

(74) Vertreter:
Weickmann & Weickmann, 81679 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR

(72) Erfinder:
SMITH, Raymond, Scott, Chaska, US

(54) Bezeichnung: **VORRICHTUNG FÜR DIE ELASTOGRAPHIE MITTELS MAGNETRESONANZBILDGEBUNG**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

Bereich der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft allgemein die Magnetresonanzbildgebung (MRI) und insbesondere Systeme und Verfahren zum Erzeugen eines MRI-Elastographen eines Bereichs in einem Körper unter Verwendung eines Akustikwandlers.

Hintergrund

[0002] Ein Wasserstoffatom, welches ein einzelnes Proton in seinem Kern aufweist, zeigt einen Kernspin, der einen kleinen Magnetmomentvektorerzeugt. In Anwesenheit eines Magnetfeldes tendiert der Magnetmomentvektor des Wasserstoffatoms dazu, sich in Richtung des Magnetfeldes auszurichten. Darüber hinaus zeigt der Kernspin des Wasserstoffatoms eine Resonanzfrequenz, welche eine Funktion der Magnetfelddichte ist und bei ungefähr 42,85 MHz pro Tesla liegt.

[0003] Die magnetischen Eigenschaften des Wasserstoffatoms werden bei der Magnetresonanzbildgebung (MRI) genutzt, um ein Bild des Inneren eines menschlichen Körpers zu erzeugen. Die MRI bildet das Innere des Körpers ab, indem die Wasserstoffatomdichte an verschiedenen Positionen im Körper gemessen wird. Da unterschiedliche Gewebe im Körper unterschiedliche Wasserstoffatomdichten aufweisen, kann die MRI die Wasserstoffatomdichte-Messung in ein Bild des Körpers umwandeln.

[0004] Die MRI wird bei einem als magnetische Resonanzelastographie (MRE) bezeichneten medizinischen Bildgebungsverfahren genutzt, um die relative Festigkeit verschiedener Bereiche im Körper abzubilden. MRE geht auf die Bedeutung des Abtastens in der Diagnose verschiedener Krebsarten und Tumoren zurück. Ärzte nutzen typischerweise das Abtasten, um einen Tumor im Körper zu entdecken, indem sie den Unterschied in der Festigkeit zwischen dem Tumor und dem umgebenden gesunden Gewebe beurteilen.

[0005] Um die relative Festigkeit verschiedener Bereiche im menschlichen Körper unter Verwendung der MRE abzubilden, wird eine akustische Welle auf den Körper angewendet. Die akustische Welle erzeugt Transversalwellen, welche sich durch den Körper verbreiten. Die MRI wird verwendet, um die Transversalwellen bei ihrer Verbreitung durch den Körper abzubilden. Die Wellelänge der Transversalwellen hängt von der Festigkeit des Körpergewebes ab, durch welche sie sich verbreiten. Die Wellenlänge ist in weicherem, leichter verformbarem Körpergewebe kürzer und ist in härterem Körpergewebe länger. Mehrere MRI-Bilder der Transversalwellen werden zu verschiedenen Erfassungszeiten aufgenommen. Die MRI-Wellenabbildungen werden dann bearbeitet, um ein Elastographiebild zu erzeugen, welches ein Bild der relativen Festigkeit verschiedener Bereiche im Körper darstellt. Das Elastographiebild sieht einen starken Kontrast zwischen weichem und hartem Körpergewebe vor. Dies kann insbesondere für die Erkennung von Tumoren nützlich sein, welche in der Regel fester sind als das umgebende Gewebe.

[0006] Trotz der Fortschritte in der Medizintechnik sind weitere Verbesserungen bei der Abbildung von Geweben im menschlichen Körper erforderlich.

[0007] US-A-5897495 offenbart eine Körpersonde mit einem Ultraschallumwandler und einer MRI-Empfangsspule zur Verwendung bei der Behandlung von Tumoren, Steinen, etc. durch die Anwendung intensiver Ultraschallwellen.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0008] Die vorliegende Erfindung betrifft ein System, wie beispielsweise einen Elastographen, zum Erzeugen eines MRI-Bildes eines Bereiches in einem Körper unter Verwendung eines Akustikwandlers. Die Erfindung ist in Anspruch 1 erläutert.

[0009] Bei einem unter Berücksichtigung der Erfindung gebauten System, umfasst ein Katheter ein flexibles, längliches Element, welches dafür ausgelegt ist, in ein Blutgefäß eingeführt zu werden. Alternativ kann der Katheter für das Einführen in Körperöffnungen ausgelegt sein, einschließlich jener, welche durch laparoskopische Chirurgie erfolgt sind. Bei dieser alternativen Anordnung soll der Katheter Körpergewebe in der Nachbarschaft von Blutgefäßen abbilden. Der Katheter umfasst ferner wenigstens einen Akustikwandler, welcher in der Nähe eines distalen Endes des länglichen Elements positioniert ist, und wenigstens eine RF-Spule, welche neben dem Akustikwandler positioniert ist. Der Katheter kann zusammen mit einem MRI-System, wie beispielsweise jenem in Fig. 1, verwendet werden, um ein Elastographiebild des Blutgefäßes oder anderer Körpergewebe in der Nähe des Blutgefäßes zu erzeugen. Um das Elastographiebild zu erzeugen, wird das längliche Element des Katheters in das Blutgefäß eines Patienten eingeführt. Der Akustikwandler des Katheters ist in einem gewünschten Bereich im Blutgefäß positioniert. Auch ist der Patient im Magnetbereich des MRI-Systems platziert, sodass das Blutgefäß im Bereich des Magneten des MRI-Systems positioniert ist. Der Akustikwandler emittiert Akustikwellen in das Blutgefäß, welche Transversalwellen erzeugen können, die sich durch das Blutgefäß und das umgebende Gewebe verbreiten. MRI-Bilder dieser sich durch das Blutgefäß und das umgebende Gewebe verbreitenden Transversalwellen werden dann aufgenommen. Um diese MRI-Bilder aufzunehmen, überträgt die RF-Körper-Spule(n) des MRI-Systems magneti-

sche Impulse, um zu bewirken, dass das Blutgefäß und das umgebende Gewebe RF-Signale emittieren. Die RF-Spule des Katheters erkennt die emittierten RF-Signale und gibt die detektierten RF-Signale an einen MRI-Empfänger weiter. Der MRI-Empfänger verarbeitet die detektierten RF-Signale, um MRI-Bilder der sich durch das Blutgefäß und das umgebende Gewebe verbreitenden Transversalwellen zu erzeugen. Beispielsweise können mehrere MRI-Bilder der Transversalwellen zu unterschiedlichen Erfassungs- oder Probenzeiten aufgenommen werden. Die MRI-Wellen-Bilder werden durch den MRI-Empfänger bearbeitet, um ein Elastographiebild zu erzeugen, welches, wie gewünscht, die relative Festigkeit des Blutgefäßes und des umgebenden Gewebes zeigen kann.

[0010] Andere Systeme, Methoden, Merkmale und Vorteile der Erfindung werden für Fachleute bei der Betrachtung der folgenden Figuren und der detaillierten Beschreibung deutlich.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0011] Die Komponenten in den Figuren sind nicht notwendigerweise maßstabgetreu; die Betonung liegt stattdessen auf der Erläuterung der Grundsätze der Erfindung. Darüber hinaus bezeichnen gleiche Bezugszeichen in den Figuren entsprechende Teile in den unterschiedlichen Ansichten.

[0012] Fig. 1 zeigt ein Magnetresonanzbildgebungs (MRI)-System nach dem Stand der Technik.

[0013] Fig. 2 ist eine perspektivische Ansicht einer beispielhaften Ausführungsform eines Katheters für die Verwendung mit einem MRI-System.

[0014] Fig. 3 ist eine Querschnittsansicht einer beispielhaften Ausführungsform eines Akustikwandlers für einen Katheter zur Verwendung mit einem MRI-System.

[0015] Fig. 4 ist ein Blockdiagramm, welches externe Systeme darstellt, die an einen Akustikwandler und eine Radiofrequenz (RF)-Spule des Katheters zur Verwendung mit einem im MRI-System gekoppelt sind.

[0016] Fig. 5 ist eine perspektivische Ansicht einer beispielhaften Ausführungsform einer gegenüberliegenden Magnet-RF-Spule für einen Katheter.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0017] Fig. 1 zeigt eine Übersicht eines herkömmlichen MRI-Systems **10**, umfassend einen Magneten **15**, Gradientenspulen **20** und eine Radiofrequenz-(RF)-Körper-Spule **25**.

[0018] Der Magnet **15** ist typischerweise aus einem Superleitermaterial mit einer magnetischen Feldstärke von ungefähr 1,5 Tesla gebildet. Das MRI-System **10** umfasst ferner Gradientenverstärker **30**, einen RF-Spulenverstärker **35**, einen Computer **40** zum Steuern des MRI-Systems **10** und eine Anzeige **45** zum Darstellen der MRI-Bilder.

[0019] Die Gradientenverstärker **30** sind zwischen den Computer **40** und die Gradientenspulen **20** gekoppelt und werden verwendet, um Steuersignale von dem Computer **40** zu den Gradientenspulen **25** zu verstärken. Die RF-Spulenverstärker **35** sind zwischen den Computer **40** und die RF-Körper-Spule **25** gekoppelt und werden verwendet, um Signale von dem Computer **40** zu der RF-Körper-Spule **20** zu verstärken.

[0020] Für die Bildgebung in einem menschlichen Körper unter Verwendung des MRI-Systems **10** wird ein Patient **50** auf einem Tisch **55** platziert, welcher zu einer Position in dem Magneten **15** und der RF-Körper-Spule **25** verschoben werden kann. Das MRI-System **10** ist in der Lage, ein Volumen des in dem Magneten **15** und der RF-Körper-Spule **25** befindlichen Körpers des Patienten bildlich darzustellen. Die Gradientenspulen **20** wenden einen linearen Magnetfeldgradienten auf das Magnetfeld des Magneten **15** an. Der Computer **40** steuert die Neigung und/oder Richtung des von den Gradientenspulen **20** angewendeten Magnetfeldgradienten. Der Magnetfeldgradient bewirkt, dass Wasserstoffatome an verschiedenen Positionen im menschlichen Körper geringfügig unterschiedliche Resonanzfrequenzen zeigen. Der Computer **40** übermittelt dann über die RF-Spulenverstärker **35** ein Impulssignal zu der RF-Körper-Spule **25**. Das Impulssignal bewirkt, dass die RF-Körper-Spule **25** einen magnetischen Impuls durch den Körper in einer Richtung überträgt, die die Magnetmomentvektoren der Wasserstoffatome von dem Magnetfeld des Magneten **15** weg dreht, wodurch die Wasserstoffatome zu einem höheren energetischen Zustand angeregt werden.

[0021] Lässt der Magnetimpuls nach, kehren die Wasserstoffatome in einen als freier Induktionsabfall (Free Induction Decay, FID) bezeichneten Vorgang zu einem niedrigeren energetischen Zustand zurück. Während des FID emittieren die Wasserstoffatome RF-Signale auf ihren Resonanzfrequenzen. Aufgrund des angewendeten Magnetfeldgradienten der Gradientenspulen **20** emittieren die Wasserstoffatome an unterschiedlichen Positionen im Körper RF-Signale mit geringfügig unterschiedlichen Resonanzfrequenzen. Die RF-Körper-Spule **25** erkennt die emittierten RF-Signale und gibt die detektierten RF-Signale an den Computer **40** weiter. Der Computer **40** bearbeitet die detektierten RF-Signale, um ein Bild des Körperinneren zu erzeugen, welches auf der Anzeige **45** angezeigt wird. Der Computer **40** ist in

der Lage zu bestimmen, an welcher Position jedes erkannte RF-Signale emittiert wurde, indem ein Zusammenhang zwischen der Resonanzfrequenz des RF-Signals und Informationen über den angewendeten Magnetfeldgradienten hergestellt wird. Das MRI-System **10** erfasst zum Erzeugen eines MRI-Bildes typischerweise mehrere Messungen an unterschiedlichen Magnetfeldgradienten.

[0022] Um einen bestimmten Bereich im menschlichen Körper besser abbilden zu können, kann eine Kleinflächen-RF-Spule (nicht dargestellt) zusammen mit dem MRI-System **10** in Fig. 1 verwendet werden. Bei dieser Anordnung ist die Kleinflächen-RF-Spule in der Nähe eines bestimmten Bereichs im menschlichen Körper positioniert. Die RF-Körper-Spule **25** überträgt dann einen magnetischen Impuls durch den bestimmten Bereich des Körpers, um zu bewirken, dass der bestimmte Bereich RF-Signale emittiert. Die RF-Körper-Spule **25** kann, falls gewünscht, auch in der Lage sein, RF-Signale zu empfangen. Die Kleinflächen-RF-Spule erkennt die emittierten RF-Signale in dem bestimmten Bereich. Ein Vorteil der Verwendung einer Kleinflächen-RF-Spule zur Erkennung der emittierten RF-Signale besteht darin, dass typischerweise ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) besteht, als bei der RF-Körper-Spule **25**.

[0023] Fig. 2 zeigt eine perspektivische Ansicht einer beispielhaften Ausführung eines Katheters **210** zur Verwendung mit einem MRI-System. Der Katheter **210** umfasst ein flexibles längliches Element **215**. Das längliche Element **215** ist vorzugsweise aus einem flexiblen Material einschließlich, aber nicht beschränkt auf, Nylon, Polyurethan, Polyethylen und Ähnliches, gefertigt. Das längliche Element **215** kann eine Länge von 100 Zentimetern oder mehr aufweisen und umfasst ein in Längsrichtung hindurch verlaufendes längliches Lumen **220**. Ein Führungsdraht **217** ist vorgesehen, um den Katheter **210** entlang der Bahn eines Blutgefäßes zu führen. Der Führungsdraht **217** kann an das distale Ende des länglichen Elements **215** gekoppelt sein oder durch das längliche Lumen **220** oder ein anderes Lumen verlaufen.

[0024] Der Katheter **210** umfasst ebenfalls einen Akustikwandler **225**, z.B. einen Ultraschallwandler, welcher in der Nähe des distalen Endes des länglichen Elements **215** angeordnet ist, um Akustikwellen zu übermitteln. Ein Polymer (nicht gezeigt) umgibt vorzugsweise den Akustikwandler **225**, um eine akustische Abgleichsschicht zwischen dem Wandler **225** und Körperfluids, wie beispielsweise denjenigen in einem Blutgefäß, vorzusehen. Der Katheter **210** umfasst ferner eine Radiofrequenz (RF)-Spule **230**, welche vorzugsweise um das längliche Element **215** neben dem Akustikwandler **225** gewunden ist. Die RF-Spule **230** kann beispielsweise aus Kupferdraht gebildet sein. Zusätzlich kann die RF-Spule **265** mit einer Schutzschicht (nicht gezeigt) bedeckt sein, wie beispielsweise mit einem Polymer, welches verwendet ist, um den Wandler **225** zu umhüllen. Leitungen **255**, **260**, **265**, **270** oder ein Koaxialkabel sind vorgesehen und verlaufen durch das Lumen **220** des länglichen Elements. Jedes Ende der RF-Spule **230** ist an eine der Leitungen oder das Koaxialkabel gekoppelt. Natürlich können einzelne Merkmale des Katheters **210** nach Wunsch verändert werden. Technisch bekannte Merkmale können hinzugefügt werden, ohne vom Rahmen der Erfindung abzuweichen. Beispielsweise kann der Katheter ein einzelnes Lumen oder mehrere Lumen, einen inflatierbaren Ballon oder eine andere, an einen Katheter gekoppelte Vorrichtung, einen einzelnen Wandler oder mehrere Wandler oder einen rotierenden oder festen Wandler **225** umfassen. Die Leitungen des Katheters können in die Katheterwände eingebettet oder in einem separaten Lumen angeordnet sein.

[0025] Fig. 3 zeigt eine Querschnittsansicht einer beispielhaften Ausführungsform des Akustikwandlers **225** entlang einer Ebene orthogonal zu der Achse des länglichen Elements **215**. Bei dieser beispielhaften Ausführungsform umfasst der Akustikwandler **225** eine innere, zylindrische Leitungsschicht **245**, welche das längliche Element **215** umgibt, eine piezoelektrische Kristallschicht **240**, welche die innere Leitungsschicht **245** umgibt, und eine äußere, zylindrische Leitungsschicht **235**, welche die piezoelektrische Kristallschicht **240** umgibt. Die innere und äußere Leitungsschicht **245**, **235** können jeweils einige Mikrons dick sein, z.B. 2 Mikrons, und können jeweils aus Aluminium gebildet sein. Die innere und äußere Leitungsschicht **245**, **235** sind jeweils an eine Leitung **260**, **255** oder an ein durch das Lumen **220** des länglichen Elements verlaufendes Koaxialkabel gekoppelt. Die Konstruktion des oben beschriebenen Akustikwandlers **225** ist technisch bekannt und wird typischerweise verwendet, um Ultraschallwandler zum Passivieren von Plaques in Blutgefäßen und Erleichtern der Diffusion von Medikamenten in Blutgefäße zu konstruieren. Solche Ultraschallwandler können auch in der Ballonangioplastie verwendet werden, um Obstruktionen in Blutgefäßen zu entfernen. Natürlich können auch andere Typen von Wandlern verwendet werden, beispielsweise solche, die mit einem Kondensator, einer magnetischen Induktionsspule oder einer optoakustischen Vorrichtung gebildet sind, wie technisch bekannt ist.

[0026] Fig. 4 ist ein Blockdiagramm, welches Beispiele für externe Systeme zeigt, die an den Akustikwandler **225** und die RF-Spule **230** gekoppelt werden können. Der Akustikwandler **230** ist durch die Leitungen **255**, **260** an einen Transmitter **410** und einen Tiefpassfilter **420** gekoppelt. Der Transmitter **410** überträgt ein pulsierendes Erregungssignal durch den Tiefpassfilter **420** zu dem Akustikwandler **225**. Der Tiefpassfilter **420** ist gebildet, um Signale innerhalb des Frequenzbereichs des Erregungssignals

weiterzuleiten. Das Erregungssignal des Transmitters **410** moduliert die piezoelektrische Kristallschicht **240**, was bewirkt, dass der Akustikwandler **225** Akustikwellen emittiert. Typischerweise sind die Dicke der piezoelektrischen Kristallschicht **240** und die Frequenz des Erregungssignals gewählt, um eine gewünschte Akustikfrequenz der Akustikwellen zu erreichen. Die Akustikfrequenz der Welle kann nach Wunsch verändert werden.

[0027] Die RF-Spule **230** ist durch die Leitungen **265**, **270** an einen MRI-Empfänger **430** und einen Hochpassfilter **440** gekoppelt. Die RF-Spule **230** erkennt RF-Signale in der Nachbarschaft des Akustikwandlers **225**. Die detektierten RF-Signale werden durch den Hochpassfilter **440** an den MRI-Empfänger **430** ausgegeben. Der Hochpassfilter **440** ist gebildet, um Signale über einer Frequenz von beispielsweise einigen Dutzend Megahertz, z.B. 64 MHz, an den MRI-Empfänger **430** weiterzuleiten. Das MRI-System verwendet die detektierten RF-Signale, um ein MRI-Bild eines den Akustikwandler **225** umgebenden Bereichs zu erzeugen.

[0028] Der Katheter **210** kann zusammen mit einem MRI-System, wie beispielsweise dem MRI-System **10** in Fig. 1 verwendet werden, um einen Elastographen eines Blutgefäßes oder umgebenden Gewebes zu erzeugen. Bei einem solchen Verfahren wird das längliche Element **215** des Katheters **210** in das Blutgefäß eines Patienten eingeführt. Der Akustikwandler **225** wird dann in einem gewünschten Bereich eines Blutgefäßes positioniert. Auch wird der Patient innerhalb des Magneten **15** des MRI-Systems **10** derart platziert, dass das Blutgefäß innerhalb des Magneten **15** des MRI-Systems **10** platziert ist. Der Transmitter **410** übermittelt ein Erregungssignal an den Akustikwandler **225**, welches bewirkt, dass der Akustikwandler **225** Akustikwellen einer vorbestimmten Frequenz in das Blutgefäß emittiert. Die Akustikwellen können eine Frequenz von beispielsweise einigen Dutzend kHz, z.B. 20 kHz, aufweisen. Die Akustikwellen können Transversalwellen erzeugen, welche sich durch das Blutgefäß und das umgebende Gewebe verbreiten. Alternativ kann der Katheter für das Einführen in Körperöffnungen ausgelegt sein, einschließlich natürlicher Öffnungen und jener, die durch laparoskopische Chirurgie erzeugt wurden. Bei dieser alternativen Konfiguration ist der Katheter dafür bestimmt, Körpergewebe neben Blutgefäßen abzubilden.

[0029] Die RF-Körper-Spule **25** des MRI-Systems **10** übermittelt magnetische Impulse an den menschlichen Körper, um zu bewirken, dass das Blutgefäß und das umgebende Gewebe RF-Signale emittieren. Die RF-Spule **230** des Katheters **210** detektiert die emittierten RF-Signale und gibt die detektierten RF-Signale an den MRI-Empfänger **430** aus. Der MRI-Empfänger **430** bearbeitet die detektierten RF-Signale, um ein MRI-Bild der durch das Blutgefäß und/oder das umgebende Gewebe verbreiteten Transversalwellen zu erzeugen. Mehrere MRI-Bilder der Transversalwellen können zu unterschiedlichen Erfassungs- oder Probezeiten erfasst werden. Die MRI-Wellenbilder werden durch den MRI-Empfänger **430** bearbeitet, um einen Elastographen zu erzeugen, der beispielsweise die relative Festigkeit des Blutgefäßes und des umgebenden Gewebes zeigt.

[0030] Der resultierende Elastograph kann für die Erkennung von atherosklerotischen Plaques in dem Blutgefäß nützlich sein. Atherosklerotische Plaques sind durch ein Atherom mit einer großen Lipidansammlung, welches mit einer dünnen fibrösen Kappe bedeckt ist, gekennzeichnet. Da atherosklerotische Plaques dazu neigen, weicher zu sein als die umgebende Blutgefäßwand, kann der Elastograph einen scharten Kontrast zwischen den atherosklerotischen Plaques und der Blutgefäßwand zeigen und dadurch die Erkennung der atherosklerotischen Plaques erleichtern.

[0031] Fig. 5 zeigt eine beispielhafte Ausführungsform einer entgegenwirkenden Solenoid-RF-Spule **505** für einen Katheter. Die entgegengesetzte Solenoid-RF-Spule **505** umfasst eine erste Spule **510**, welche um das längliche Element **215** in einer Richtung gewunden ist und eine zweite Spule **520**, welche um das längliche Element **215** in der entgegengesetzten Richtung gewunden ist. Ist beispielsweise die erste Spule **510** nach links gewunden, dann ist die zweite Spule **520** nach rechts gewunden, oder umgekehrt. Bei diesem besonderen Beispiel sind die erste und die zweite Spule **510**, **520** beabstandet, sodass der Akustikwandler **225** zwischen der ersten und der zweiten Spule **510**, **520** an dem länglichen Element **215** platziert werden kann. Zur besseren Darstellung ist der Akustikwandler **225** in Fig. 5 nicht gezeigt, wobei darauf hingewiesen wird, dass der Akustikwandler **225** zwischen der ersten und der zweiten Spule **510**, **520** angeordnet ist.

[0032] Ein Ende der ersten Spule **510** ist an eine Leitung **530** oder ein durch das Lumen **220** des länglichen Elements verlaufendes Koaxialkabel gekoppelt. Das andere Ende der ersten Spule **510** ist an die zweite Spule **520** gekoppelt. Die Verbindung zwischen den zwei Spulen verläuft vorzugsweise durch das Lumen **220** des länglichen Elements, um eine Berührung mit der inneren Leitungsschicht **245** des Akustikwandlers **225** (in Fig. 5 nicht gezeigt) zu vermeiden. Das andere Ende der zweiten Spule **520** ist an eine Leitung **535** oder ein durch das Lumen **220** des länglichen Elements verlaufendes Koaxialkabel gekoppelt.

[0033] Die entgegengesetzte Solenoid-RF-Spule **505** ist für RF-Signale in dem Bereich zwischen der ersten und der zweiten Spule **510**, **520**, in dem der

Akustikwandler **225** angeordnet ist, empfänglich. Daher kann die entgegengesetzte Solenoid-RF-Spule **505** verwendet werden, um eine bessere Detektion von RF-Signalen in der Nachbarschaft des Akustikwandlers **225** zu ermöglichen.

[0034] Während verschiedene Ausführungsformen der Anwendung beschrieben worden sind, wird für Fachleute sichtbar, dass viele Ausführungsformen und Umsetzungen im Rahmen der vorliegenden Erfindung möglich sind. Beispielsweise werden Fachleute erkennen, dass eine Vielzahl von Akustikwandlern auf dem länglichen Element **215** des Katheters **210** platziert werden kann, um das von dem Katheter **210** emittierte Muster der Akustikwellen zu variieren. Weiterhin kann die Vielzahl von Akustikwandlern in einer fokussierten Anordnung oder Phasenanordnung verwendet werden.

Patentansprüche

1. MRI-Elastograph-System mit einem Katheter, welcher dazu geeignet ist, in den menschlichen Körper eingeführt zu werden, wobei der Katheter umfasst:
ein längliches Element (**215**);
einen an das längliche Element (**215**) gekoppelten Akustikwandler (**255**); und
einen Radiofrequenz (FR)-Signaldetektor (**230**) an dem länglichen Element (**215**) benachbart zu dem Akustikwandler (**225**),
wobei das System ferner einen MRI-Empfänger (**430**) umfasst, welcher angekoppelt ist, um Signale von dem RF-Signaldetektor (**230**) zu empfangen,
und **dadurch gekennzeichnet**, dass der Empfänger betreibbar ist, um die empfangenen Signale zu bearbeiten, um einen Elastographen zu erzeugen.

2. System nach Anspruch 1, wobei der Akustikwandler einen piezoelektrischen Kristall umfasst.

3. System nach Anspruch 1, wobei der Akustikwandler umfasst:
eine innere zylindrische Leitungsschicht (**245**), welche das längliche Element (**215**) umgibt;
eine piezoelektrische Kristallschicht (**240**), welche wenigstens einen Teil der inneren zylindrischen Leitungsschicht (**245**) umgibt; und
eine äußere zylindrische Schicht (**235**), welche die piezoelektrische Kristallschicht (**240**) umgibt.

4. System nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei der RF-Signaldetektor eine RF-Spule (**230**) umfasst.

5. System nach Anspruch 4, wobei die RF-Spule (**230**) um das längliche Element (**215**) gewunden ist.

6. System nach Anspruch 1, wobei das längliche Element (**215**) ein längliches Lumen (**220**) aufweist, welches in Längsrichtung dort hindurch verläuft.

7. System nach Anspruch 6, wobei der RF-Signaldetektor eine RF-Spule (**230**) umfasst und der Katheter ferner zwei Leitungen (**260**, **265**) umfasst, welche durch das längliche Lumen verlaufen, wobei jede Leitung an ein Ende der RF-Spule (**230**) gekoppelt ist.

8. System nach Anspruch 1, wobei der RF-Signaldetektor ferner umfasst:
eine erste RF-Spule (**510**), welche in einer ersten Richtung gewunden ist; und
eine zweite RF-Spule (**520**), welche an die erste RF-Spule gekoppelt ist und in einer zweiten Richtung entgegengesetzt zu der ersten Richtung gewunden ist.

9. System nach Anspruch 8, wobei der Akustikwandler (**225**) zwischen der ersten RF-Spule (**510**) und der zweiten RF-Spule (**520**) angeordnet ist.

10. System nach Anspruch 1, wobei der Akustikwandler (**225**) an dem länglichen Element (**215**) angebracht ist.

11. System nach Anspruch 1, wobei der Akustikwandler (**225**) drehbar an das längliche Element (**215**) gekoppelt ist.

12. System nach Anspruch 11, welches ferner einen zweiten Akustikwandler umfasst.

13. System nach Anspruch 6, welches ferner einen durch das längliche Lumen (**220**) verlaufenden Führungsdraht (**217**) umfasst.

14. System nach Anspruch 6, welches ferner ein durch das längliche Element (**215**) verlaufendes zweites Lumen umfasst.

15. System nach Anspruch 1, wobei der Akustikwandler (**225**) einen Kondensator umfasst.

16. System nach Anspruch 1, wobei der Akustikwandler (**225**) eine Magnetspule umfasst.

17. System nach Anspruch 1, wobei der Akustikwandler (**225**) eine optoakustische Vorrichtung umfasst.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

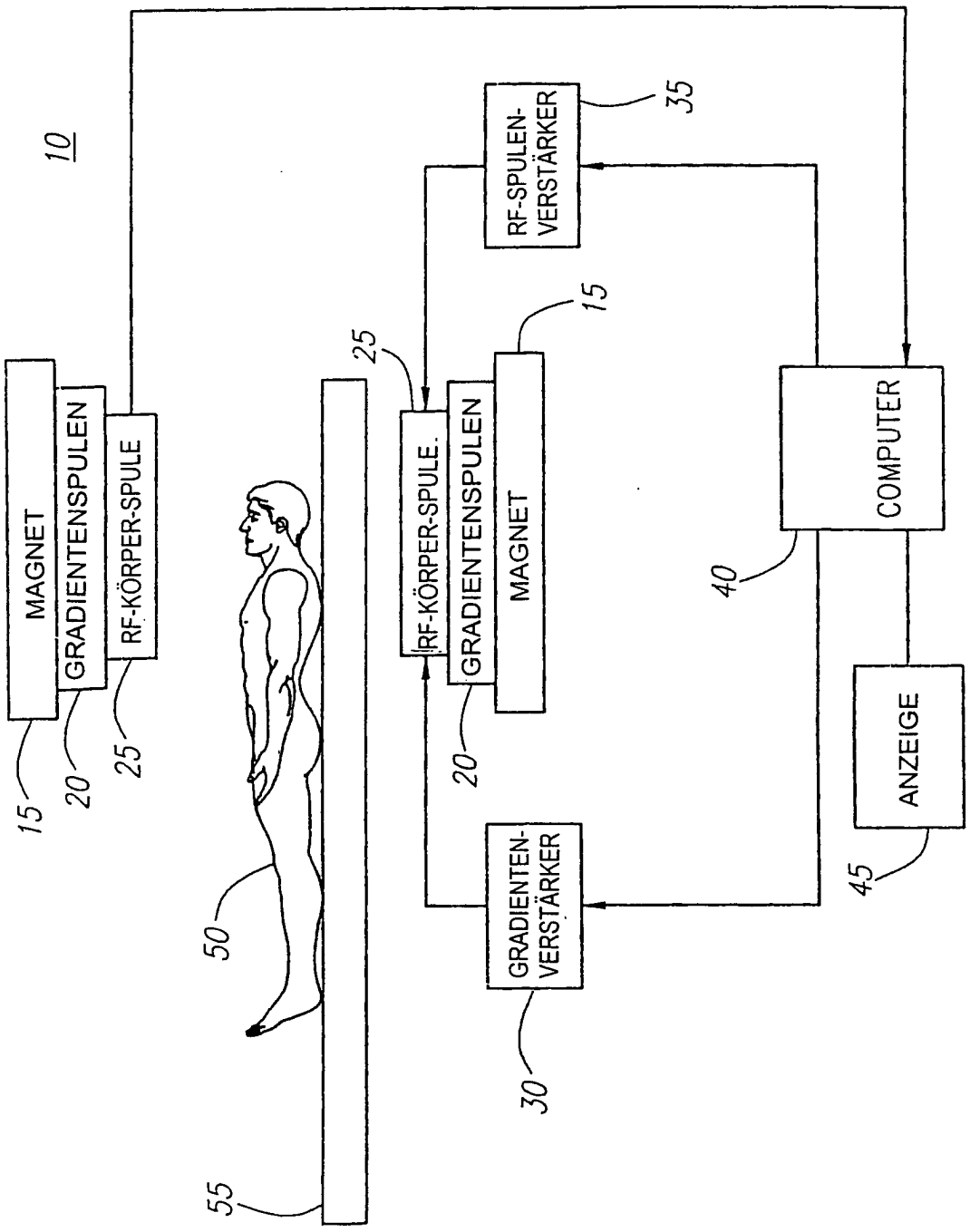


FIG. 1
(STAND DER TECHNIK)

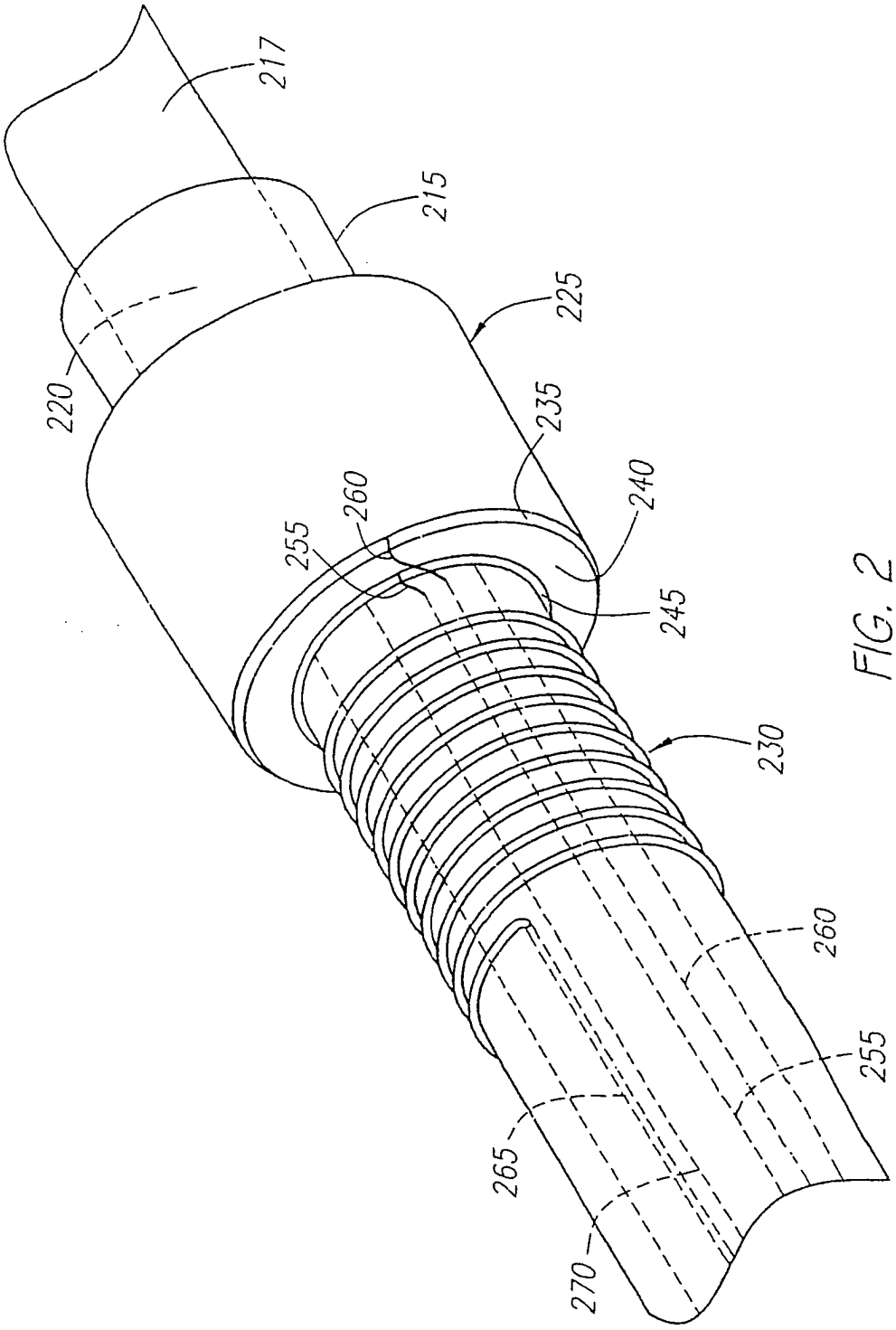


FIG. 2

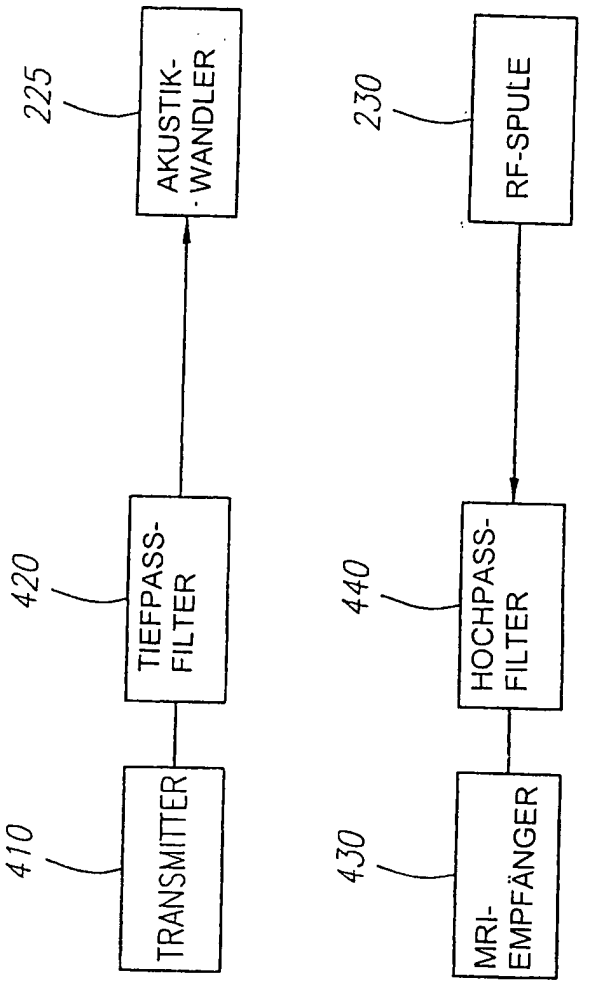

410
TRANSMITTER
420
TIEFPASS-FILTER
225
AKUSTIK-WANDLER
430
MRI-EMPFÄNGER
440
HOCHPASS-FILTER
230
RF-SPULE

FIG. 4

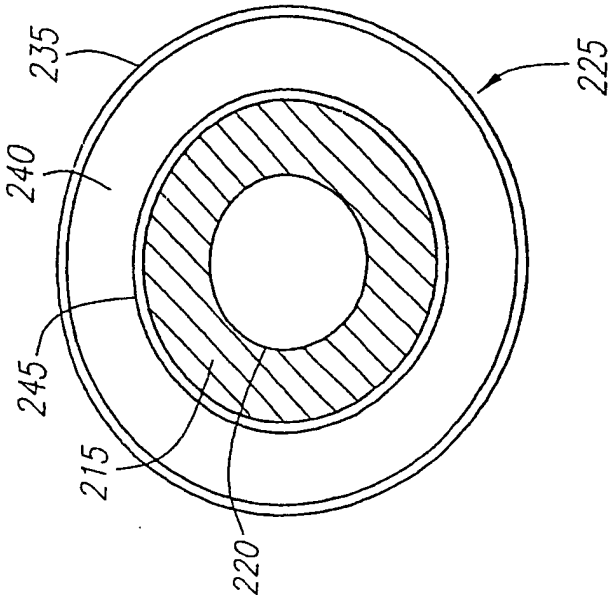

235
240
245
215
220
225

FIG. 3

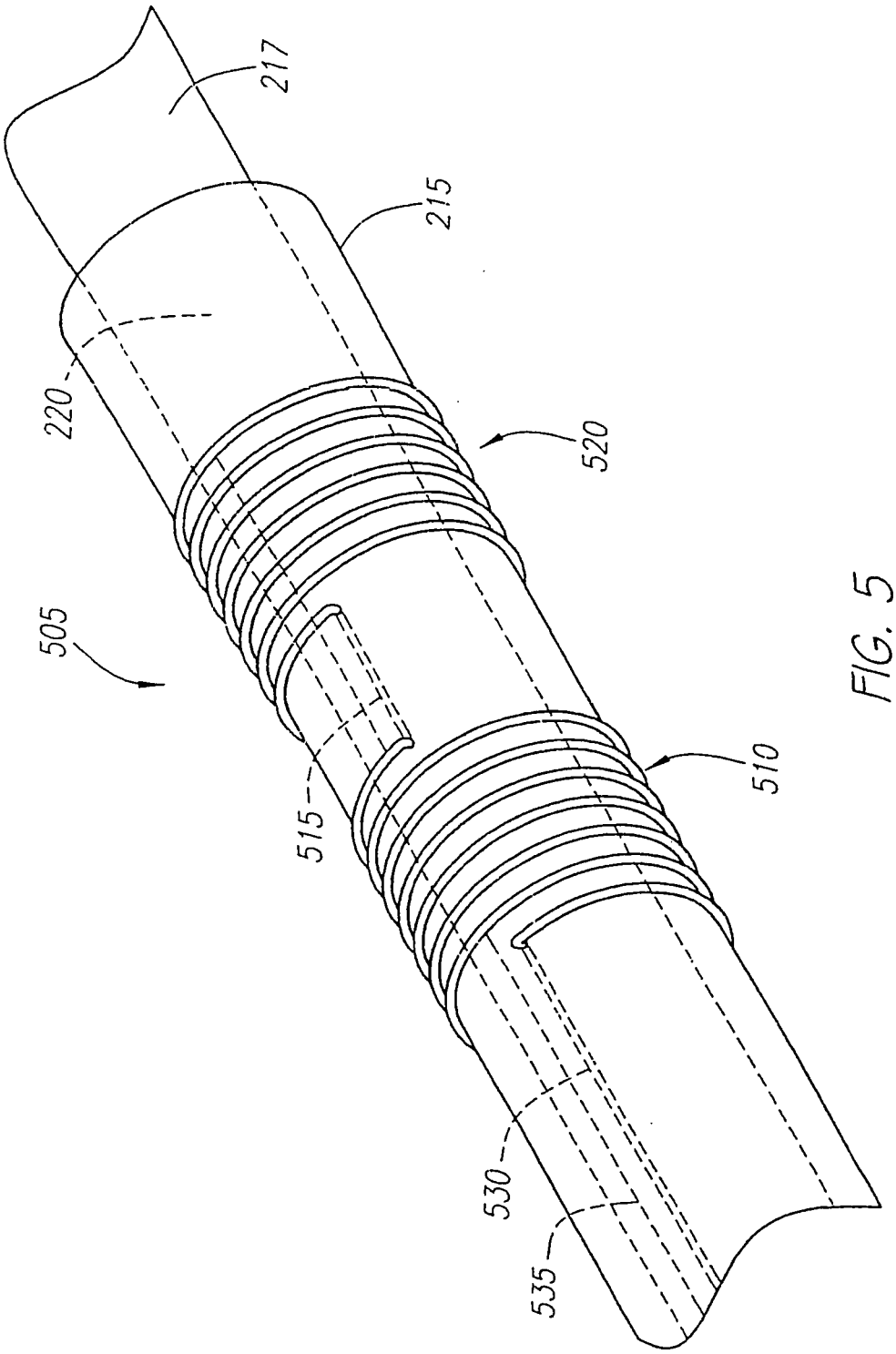


FIG. 5