



BUNDESPATENTGERICHT

19 W (pat) 28/17

Verkündet am
31. Mai 2017

(Aktenzeichen)

...

BESCHLUSS

In der Beschwerdesache

...

betreffend die Patentanmeldung 10 2010 027 312.0

hat der 19. Senat (Technischer Beschwerdesenat) des Bundespatentgerichts auf die mündliche Verhandlung vom 31. Mai 2017 unter Mitwirkung des Vorsitzenden Richters Dipl.-Ing. Kleinschmidt, der Richterin Kirschneck sowie der Richter Dipl.-Phys. Dipl.-Wirtsch.-Phys. Arnoldi und Dipl.-Phys. Dr. Haupt

beschlossen:

Die Beschwerde der Anmelderin wird zurückgewiesen.

Gründe

I.

Das Deutsche Patent- und Markenamt – Prüfungsstelle für Klasse G 01 R – hat die am 16. Juli 2010 eingereichte Anmeldung mit Beschluss vom 21. Dezember 2012 in den Fassungen nach Haupt- und Hilfsantrag 1 zurückgewiesen und auf die Anmeldung in der Fassung nach Hilfsantrag 2 das Patent 10 2010 027 312 mit der Bezeichnung „Verfahren zur Erstellung von MR-Bildern sowie entsprechend ausgestaltete Magnetresonanzanlage“ erteilt.

In der Begründung des Beschlusses ist sinngemäß ausgeführt, die Fassung des Patentanspruchs 1 nach Hauptantrag sei unzulässig, da diese dem Fachmann lediglich die der Erfindung zugrunde liegende konkrete Aufgabe vermittele. Die technischen Mittel, mit denen diese Aufgabe gelöst werden solle, seien als wesentliche Merkmale im Patentanspruch 1 gemäß Hauptantrag nicht enthalten (§ 9 Abs. 4 PatV). In der Fassung nach dem Hilfsantrag 1 sei der Gegenstand der Anmeldung unzulässig erweitert (§ 38 PatG).

Gegen diesen Beschluss richtet sich die Beschwerde der Anmelderin vom 24. Januar 2013.

Sie beantragt,

den Beschluss der Prüfungsstelle für Klasse G 01 R des Deutschen Patent- und Markenamts vom 21. Dezember 2012 aufzuheben und das nachgesuchte Patent gemäß Hauptantrag vom 10. Februar 2012 aufgrund folgender Unterlagen zu erteilen:

Patentansprüche 1 bis 16 gemäß Hauptantrag vom 10. Februar 2012,

Beschreibung,

Seiten 1, 1a, 5 und 9 gemäß Hauptantrag vom 10. Februar 2012,

Seiten 2 bis 4, 6 bis 8, 10 bis 25 vom Anmeldetag 16. Juli 2010,

7 Blatt Zeichnungen,

Figuren 1 bis 4 vom 6. Oktober 2011,

Figuren 5 bis 10 vom Anmeldetag 16. Juli 2010.

Die unabhängigen Patentansprüche 1, 13, 15 und 16 gemäß Hauptantrag vom 10. Februar 2012 lauten:

1. Verfahren zur Erstellung von MR-Bildern eines vorbestimmten Bildgebungsvolumens (30) innerhalb eines Untersuchungsobjekts (O) mittels einer Magnetresonanzanlage (5), folgende Schritte umfassend:
Lokalisieren eines Zuflusses (24), welcher das Bildgebungsvolumen (30) versorgt,
Ausbilden eines speziellen Volumens (26), welches das vorbestimmte Bildgebungsvolumen (30) zumindest teilweise umfasst und welches derart an den Zufluss (24) angepasst wird, dass das spezielle Volumen (26) bei dem Zufluss (24) eine Aussparung in dem speziellen Volumen (26) aufweist, durch welche zumindest ein Teilabschnitt des Zuflusses (24) von dem speziellen Volumen (26) ausgenommen wird,
Sättigen oder Invertieren der Magnetisierung des speziellen Volumens (26) mittels der Magnetresonanzanlage (5),
Erfassen von Messsignalen aus dem Bildgebungsvolumen (30), und
Erstellen der MR-Bilder des Bildgebungsvolumens (30) mittels der Messsignale.

13. Magnetresonanzanlage zur Erstellung von MR-Bildern eines vorbestimmten Bildgebungsvolumens (30) innerhalb eines Untersuchungsobjekts (O),

wobei die Magnetresonanzanlage (5) einen Grundfeldmagneten (1), ein Gradientenfeldsystem (3), mindestens eine HF-Antenne (4) und eine Steuereinrichtung (10) zur Ansteuerung des Gradientenfeldsystems (3) und der mindestens einen HF-Antenne (4), zum Empfang von von der mindestens einen HF-Antenne (4) aufgenommenen Messsignalen und zur Auswertung der Messsignale und zur Erstellung der MR-Bilder umfasst, und

wobei die Magnetresonanzanlage (5) derart ausgestaltet ist, dass mittels der Magnetresonanzanlage (5) ein Zufluss (24), welcher das vorbestimmte Bildgebungsvolumen (30) versorgt, lokalisierbar ist, dass mittels der Magnetresonanzanlage (5) ein spezielles Volumen (26), welches das vorbestimmte Bildgebungsvolumen (30) zumindest teilweise umfasst, ausbildbar ist, welches derart an den Zufluss (24) angepasst ist, dass das spezielle Volumen (26) bei dem Zufluss (24) einen Einschnitt in das spezielle Volumen (26) aufweist, durch welchen zumindest ein Teilabschnitt des Zuflusses (24) von dem speziellen Volumen (26) ausgenommen ist,

dass die Magnetresonanzanlage (5) das spezielle Volumen (26) sättigt oder invertiert,

dass die Magnetresonanzanlage (5) die Messsignale aus dem Bildgebungsvolumen (26) erfasst, und

dass die Magnetresonanzanlage (5) die MR-Bilder des Bildgebungsvolumens (30) abhängig von den Messsignalen erstellt.

15. Computerprogrammprodukt, welches ein Programm umfasst und direkt in einen Speicher einer programmierbaren Steuereinrichtung (10) einer Magnetresonanzanlage (5) ladbar ist, mit Programm-Mitteln, um alle Schritte des Verfahrens nach einem der Ansprü-

che 1-12 auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung (10) der Magnetresonanzanlage (5) ausgeführt wird.

16. Elektronisch lesbare Datenträger mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen, welche derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers (21) in einer Steuereinrichtung (10) einer Magnetresonanzanlage (5) das Verfahren nach einem der Ansprüche 1-12 durchführen.

Wegen weiterer Einzelheiten wird auf den Akteninhalt verwiesen.

II.

Die statthafte und auch sonst zulässige Beschwerde, die sich zuletzt noch gegen die Zurückweisung der Anmeldung in der Fassung nach Hauptantrag vom 10. Februar 2012 richtet, hat im Ergebnis keinen Erfolg.

1. Die Anmeldung betrifft das Gebiet der Magnetresonanz (MR)-Tomographie, insbesondere die MR-Angiographie.

In der Erfindungsbeschreibung wird erläutert, dass es bei der ohne Kontrastmittel arbeitenden MR-Angiographie bekannt sei, mit einem so genannten Spin-Labeling (einer Markierung der Kernspins) zu arbeiten. Dazu werde in der Regel ein schichtförmiges Volumen, d. h. ein in einer einzigen räumlichen Dimension begrenztes Volumen, welches die interessierenden Gefäße enthalte, mit Hilfe eines schichtselektiven Inversionsbands markiert und bei Einsatz eines herkömmlichen frequenzselektiven Hochfrequenz (HF)-Pulses zusammen mit einem konstanten Magnetfeldgradienten angeregt. Die Messsignale würden nach einer Inversionszeit (TI, Inversion Time) erfasst und in MR-Angiographie-Bilder umgesetzt. Die Spins innerhalb des Volumens ergäben idealerweise kein Signal oder zumindest

nur ein schwaches Signal, während von außerhalb des Volumens in die Gefäße einströmende Flüssigkeiten, z. B. Blut, eine im Vergleich hohe Signalstärke erzeugen würden (Beschreibung, Seite 1a, Zeilen 7 bis 31).

Bei Patienten mit einer geringen Herzleistung oder bei Bereichen mit einem langsamen Blutfluss sei es jedoch schwierig, den interessierenden Gefäßbaum, insbesondere bei einer kurzen Inversionszeit, ausreichend mit frischem ungesättigtem einströmendem Blut zu füllen. Dadurch blieben diejenigen Teile des Gefäßbaums, welche von dem frischen ungesättigten einströmenden Blut nicht erreicht werden, nachteiligerweise in den entstehenden Bildern dunkel. Dasjenige Blut, welches aus dem invertierten schichtförmigen Volumen in den Gefäßbaum einströme, erzeuge aufgrund der vorangegangenen Invertierung seiner Spins kein bzw. nahezu kein Signal und verkürze damit die Länge des innerhalb der Bildern sichtbaren Anteils des Gefäßbaums (Beschreibung, Seite 2, Zeilen 9 bis 21).

Um dieses Problem zu minimieren, werde beispielsweise nach dem Stand der Technik die Grenzfläche der Inversionsschicht in der Richtung, aus welcher das Blut einströme, möglichst dicht an den zu untersuchenden Gefäßbaum gelegt. Dennoch sei das Problem insbesondere bei einer Untersuchung der Nierenarterien mit Hilfe der MR-Angiographie, wobei das schichtförmige Inversionsvolumen beide Nieren zu umfassen habe, bisweilen störend. Da beide Nieren in dem schichtförmigen Inversionsvolumen lägen, trete zwangsläufig eine Situation auf, dass eine erhebliche Menge des arteriellen Blutes in der Aorta quasi „verschwendet“ werde, da sich dieses Blut innerhalb des Inversionsvolumens befinde (Beschreibung, Seite 2, Zeilen 33 bis Seite 3, Zeile 9).

Während der Gefäßbaum 23 bei einem Patienten mit normaler Herzleistung zumindest bei einer Inversionszeit von 1.500 ms deutlich sichtbar sei, könne dies bei einem Patienten mit geringer Herzleistung nach dem Stand der Technik nicht der Fall sein. Um die Sichtbarkeit möglichst des gesamten Gefäßbaums bis zu den peripheren Verzweigungen auch bei Patienten mit einer geringen Herzleistung zu

gewährleisten, werde nach dem Stand der Technik neben der oben beschriebenen Anordnung der Grenzfläche der Inversionsschicht möglichst dicht an dem zu untersuchenden Gefäßbaum mit einer möglichst großen Inversionszeit gearbeitet. Dieses Vorgehen weise aber Nachteile auf. Zum einen komme es auch bei langen Inversionszeiten bei einer entsprechend geringen Herzleistung häufig vor, dass zumindest die peripheren Verzweigungen auf den Bildern nicht sichtbar seien. Darüber hinaus führe eine Verlängerung der Inversionszeit zwangsläufig zu einer langen Pulssequenz-Wiederholungszeit (TR, Time to Repetition), um eine ausreichende Eliminierung der Hintergrundsignale zu gewährleisten. Aber auch bei einer sehr langen Wiederholungszeit (TR) könnten die Hintergrundsignale bei einer langen Inversionszeit nicht mehr optimal unterdrückt werden, so dass die Qualität der erstellten Bilder leide (Beschreibung, Seite 4, Zeile 12 bis Seite 5, Zeile 4).

Daher sei es die Aufgabe der Erfindung, die Qualität von MR-Bildern, insbesondere von MR-Angiographie-Bildern und insbesondere bei Patienten mit einer geringen Herzleistung, gegenüber dem Stand der Technik zu verbessern (Beschreibung, Seite 5, Zeilen 6 bis 9).

Zur Lösung dieser Aufgabe schlägt die Anmeldung im Anspruch 1 ein Verfahren mit folgenden Merkmalen vor.

Verfahren

- M1 zur Erstellung von MR-Bildern eines vorbestimmten Bildgebungsvolumens (30) innerhalb eines Untersuchungsobjekts (O)
- M2 mittels einer Magnetresonananzanlage (5),
folgende Schritte umfassend:
- M3 Lokalisieren eines Zuflusses (24), welcher das Bildgebungsvolumen (30) versorgt,
- M4 Ausbilden eines speziellen Volumens (26), welches das vorbestimmte Bildgebungsvolumen (30) zumindest teilweise umfasst

- M5 und welches derart an den Zufluss (24) angepasst wird, dass das spezielle Volumen (26) bei dem Zufluss (24) eine Aussparung in dem speziellen Volumen (26) aufweist, durch welche zumindest ein Teilabschnitt des Zuflusses (24) von dem speziellen Volumen (26) ausgenommen wird,
- M6 Sättigen oder Invertieren der Magnetisierung des speziellen Volumens (26) mittels der Magnetresonanztanlage (5),
- M7 Erfassen von Messsignalen aus dem Bildgebungsvolumen (30),
und
- M8 Erstellen der MR-Bilder des Bildgebungsvolumens (30) mittels der Messsignale.

2. Vor diesem Hintergrund legt der Senat seiner Entscheidung als Fachmann einen Diplom-Physiker mit mehrjähriger beruflicher Erfahrung bei der Entwicklung von Magnetresonanztanlagen zu Grunde. Wenn es um die an eine Magnetresonanztanlage zu stellenden technischen Anforderungen geht, orientiert sich der Fachmann auch an den Vorgaben und Anforderungen aus der Praxis und berücksichtigt insbesondere die Erfahrungen und Wünsche von Radiologen, welche MR-Angiographien durchführen.

3. Die erklärungsbedürftigen Angaben im Anspruch 1 versteht der Fachmann wie folgt:

Das **spezielle Volumen (26)** (Merkmal M4) beinhaltet das Gewebe und die Gewebsflüssigkeit (z. B. Blut) im Untersuchungsobjekt (O), deren Magnetisierung invertiert oder gesättigt werden soll (vgl. Merkmal M6) und welche somit ein möglichst schwaches Messsignal im Bildgebungsvolumen erzeugen. Hingegen erzeugen von außerhalb des speziellen Volumens in das Bildgebungsvolumen einströmende Flüssigkeiten eine im Vergleich hohe Signalstärke (vgl. Seite 1a, Zeilen 27 bis 31). Das spezielle Volumen (26) kann als Inversions- oder Sättigungsvolumen bezeichnet werden. Die physikalischen Unterschiede zwischen Inversion und Sättigung

tigung der Magnetisierung spielen für das Verfahren nach Anspruch 1 keine Rolle (vgl. Anspruch 1, Merkmal M6). Nach den Ausführungen in der Beschreibungseinleitung ist das spezielle Volumen im Stand der Technik in der Regel ein schicht- bzw. quaderförmiges Volumen. Aus geometrischer Sicht weist dieses schichtförmige Volumen zwei plane, ungekrümmte, zueinander parallele Ebenen als Grenzflächen auf (vgl. Seite 1a, Zeilen 13 bis 15 und Figur 2a).

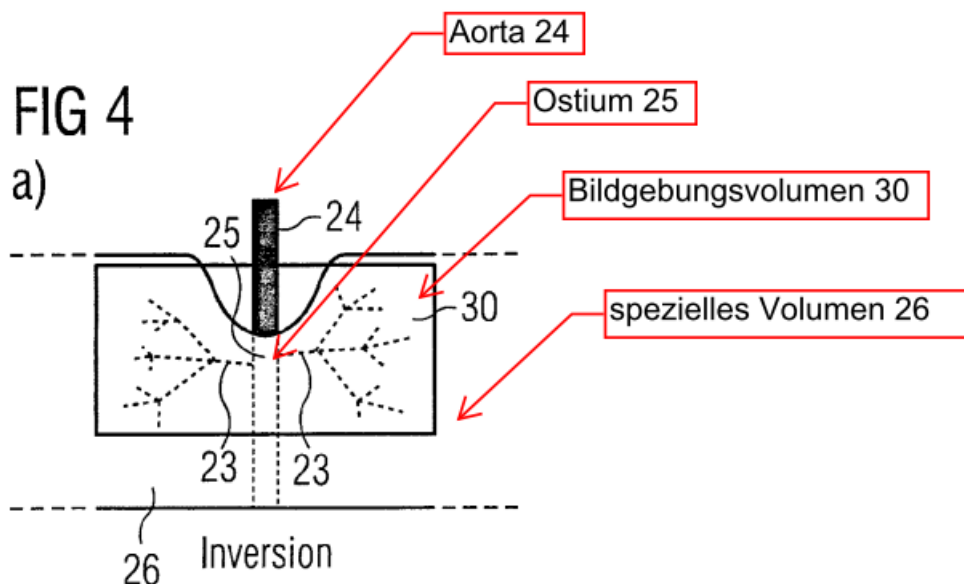
Das spezielle Volumen (26) soll **bei einem Zufluss (24) eine Aussparung in dem speziellen Volumen (26)** aufweisen, durch welche zumindest ein Teilabschnitt des Zuflusses (24) von dem speziellen Volumen (26) ausgenommen wird (vgl. Merkmal M5).

Der **Zufluss (24)** ist im Anspruch 1 lediglich dadurch definiert, dass er das Bildgebungsvolumen versorgt (vgl. Merkmal M3). Der Fachmann versteht, dass der Zufluss (24) das Gewebe im Bildgebungsvolumen mit Flüssigkeit (z. B. Blut) versorgt. In der Anmeldung wird dieser Zufluss in Verbindung gebracht mit

- dem arteriellen Blutzufuhr (vgl. Seite 2, Zeile 31),
- insbesondere einem Abschnitt der Aorta 29 (vgl. Seite 3, Zeile 21),
- dem Ostium 25, d. h. der Stelle, an welcher der Gefäßbaum 23 der Niere von der Aorta abzweigt (vgl. Seite 4, Zeile 7) und
- dem venösen Blutzufuhr 33 (vgl. Seite 3, Zeile 35).

Den Begriff der **Aussparung** im Merkmal M5 des Anspruchs 1 wird der Fachmann mangels Definition in der Anmeldung und insbesondere mangels Vorgaben im Anspruch 1 zur Gestalt des speziellen Volumens 26 in seiner üblichen breiten Wortbedeutung verstehen: als Raum in einem Objekt, der für einen bestimmten Zweck freigehalten wird. In der Beschreibungseinleitung ist zwar an einigen Stellen von einem Einschnitt oder einer Aussparung die Rede (vgl. Seite 5, Zeile 38, Seite 6, Zeilen 3 und 4) und in einem Ausführungsbeispiel von einem Trichter oder Graben (vgl. Seite 11, Zeile 27). Diese Varianten können jedoch den Bedeutungsinhalt des

Begriffes „Ausparung“ im Anspruch 1 nicht beschränken, denn nach den Ausführungen in der Beschreibungseinleitung soll das spezielle Volumen lediglich beispielsweise (insbesondere) mit einer lokal konkaven Form, d. h. mit einer zumindest an einer Stelle nach innen gekrümmten Begrenzung, ausgebildet sein (Seite 11, Zeilen 22 bis 25). Bei Bildgebung im Bereich der Nierenarterien ist die Anweisung im Merkmal M5 jedenfalls bereits dann erfüllt, falls das spezielle Volumen 26 zwar den Gefäßbaum 23 im Bereich der Nieren umfasst, der Bereich der Aorta 24 bis oberhalb des Ostiums 25 jedoch frei bleibt (vgl. Figur 4a).



Figur 4a der Anmeldung mit Ergänzungen des Senats

4. Entgegen der Auffassung der Prüfungsstelle ist der Patentanspruch 1 gemäß Hauptantrag vom 10. Februar 2012 zulässig.

In dem Anspruch ist angegeben, was als patentfähig unter Schutz gestellt werden soll (§ 34 Abs. 1 Nr. 3 und § 9 Abs. 4 PatV).

Die Angaben im Anspruch 1 erschöpfen sich weder in einer Umschreibung der gestellten Aufgabe, die Qualität von MR-Bildern gegenüber dem Stand der Technik

zu verbessern (vgl. Beschreibung, Seite 5, Zeilen 6 bis 9), noch ist es erforderlich, dass der Anspruch 1 alle zur Ausführung der Erfindung notwendigen Angaben enthält. Vielmehr genügt es, wenn dem Fachmann mit dem Anspruch ein generelles Lösungsschema an die Hand gegeben wird, und er insoweit notwendige Einzelangaben der allgemeinen Beschreibung oder den Ausführungsbeispielen entnehmen kann (BGH, Urteil vom 8. Juni 2010 – X ZR 71/08, juris, Tz. 39 und Orientierungssatz 2).

5. Die Zurückweisung des Hauptantrags erweist sich jedoch aus einem anderen Grund als im Ergebnis zutreffend.

Der Gegenstand des Patentanspruchs 1 gemäß Hauptantrag vom 10. Februar 2012 erweist sich nicht als patentfähig (§ 3 PatG).

Der vom Senat mit Ladungszusatz eingeführte Aufsatz

E8 Jeffrey H. Maki et al.: Steady-State Free Precession MRA of the Renal Arteries: Breath-hold and Navigator-Gated Techniques vs. CE-MRA. In: JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 26:966–973 (2007)

stellt einen geeigneten Ausgangspunkt für den Fachmann dar, welcher vor der Aufgabe steht, die die Qualität von MR-Angiographien zu verbessern. Dieser Aufsatz beschreibt eine Vergleichsstudie zur MR-Angiographie ohne Kontrastmittel („noncontrast Steady State Free Precession (SSFP) MR angiography (MRA)“) bei Patienten mit einer Verengung der Nierenarterien (renal artery stenosis (RAS)), vgl. Seite 966, linke Spalte, Abschnitt „Purpose“. Zwanzig Patienten wurden jeweils drei Varianten der kontrastmittellosen („two breath-hold and one navigator-gated SSFP MRA sequences“) und einer Variante der kontrastverstärkten MR-Angiographie unterzogen („contrast-enhanced MRA (CE-MRA)“), vgl. Seite 966, linke Spalte, Abschnitt „Material and Methods“.

Bei den kontrastmittellosen MR-Verfahren wurde ein wasserselektiver Sättigungsimpuls eingesetzt („water-selective binomial excitation pulse“), um unerwünschte Signale von venösem Blut („to suppress IVC and renal venous signal“; IVC = inferior vena cava, untere Hohlvene) und Fett zu eliminieren („to eliminate signal from fat“). Die Sättigung der Magnetisierung erfolgte dabei in drei als Sättigungsbänder („saturation bands“) bezeichneten räumlichen Bereichen unterhalb und im Bereich der Nieren („saturation bands placed inferiorly and over the kidneys“, vgl. Seite 967, rechte Spalte, erster Absatz, Zeilen 10 bis 15. Die Figur 1 des Aufsatzes E8 zeigt die Lage der Sättigungsbänder („shaded volumes represent saturation bands“) und die Lage des Bildgebungsbereichs („imaging slab (nonshaded volume)“). Zwei Sättigungsbänder lagen demnach im Bereich der Nieren und das dritte Sättigungsband unterhalb des Bildgebungsbereichs. Der Bereich des Ursprungs der Nierenarterien („renal artery origins (arrows)“), also ein Zufluss in der Sprache der Anmeldung, blieb frei und wurde nicht gesättigt.

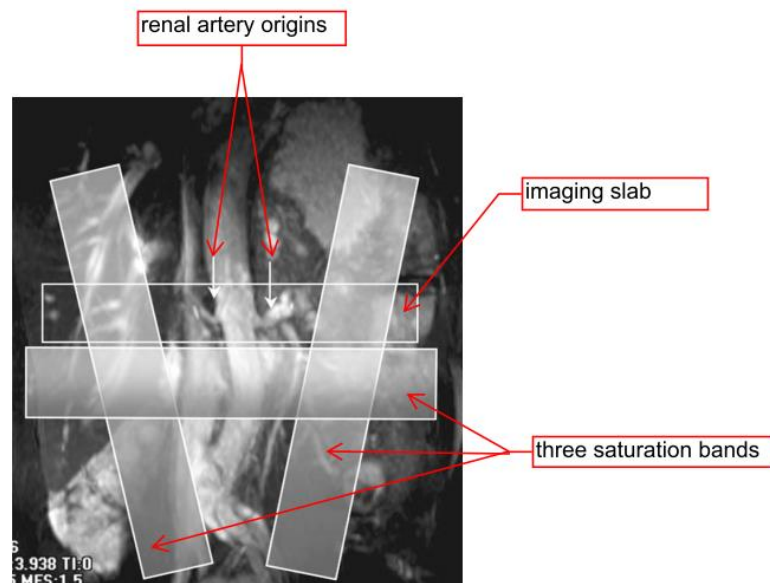


Figure 1. Coronal SSFP scout for localization of the renal arteries showing general setup for 3D SSFP sequences. Shaded volumes represent saturation bands, overlying each kidney and inferior to imaging slab. Renal artery origins (arrows) must be identified to ensure proper placement of imaging slab (nonshaded volume).

Figur 1 aus dem Aufsatz E8 mit Ergänzungen des Senats

Somit offenbart der Aufsatz E8 dem Fachmann ein Verfahren zur Erstellung von MR-Bildern (vgl. Seite 966, linke Spalte, zweiter Absatz: „SSFP MRA sequences“) eines vorbestimmten Bildgebungsvolumens (vgl. Bildunterschrift Figur 1: „... imaging slab (nonshaded volume)“) innerhalb eines Untersuchungsobjekts mittels einer Magnetresonanztanlage (vgl. Seite 967, linke Spalte, zweiter Absatz: „... on a Philips 1.5T Intera scanner ...“). Das Verfahren umfasst das Lokalisieren eines Zuflusses, welcher das Bildgebungsvolumen versorgt (vgl. Seite 967, linke Spalte, zweiter Absatz: „The renal arteries were first localized ...“). Die in Figur 1 ersichtlichen Sättigungsbänder bilden ein spezielles Volumen aus (vgl. Bildunterschrift Figur 1: „Shaded volumes represent saturation bands, ...“), welches das vorbestimmte Bildgebungsvolumen zumindest teilweise umfasst, denn die Sättigungsbänder überlappen teilweise den Bildgebungsbereich (vgl. Figur 1). Das spezielle Volumen ist derart an den Zufluss („renal artery origins“) angepasst, dass das spezielle Volumen bei dem Zufluss eine Aussparung aufweist, durch welche zumindest ein Teilabschnitt des Zuflusses von dem speziellen Volumen ausgenommen wird. Denn die in Figur 1 schattiert dargestellten Sättigungsbänder definieren ein Volumen mit einem freigehaltenen Bereich, in dem sich der in Figur 1 durch zwei Pfeile dargestellte Zufluss („renal arteria origins“) befindet. Dieser freigehaltene Bereich stellt eine Aussparung im Sinne der Anmeldung dar. Das Verfahren aus dem Aufsatz E8 umfasst weiterhin das Sättigen der Magnetisierung des speziellen Volumens mittels der Magnetresonanztanlage (vgl. Seite 967, rechte Spalte, erster Absatz: „All SSFP sequences used a water-selective binomial excitation pulse to eliminate signal from fat and were performed with saturation bands placed inferiorly and over the kidneys to suppress IVC and renal venous signal ...“), das Erfassen von Messsignalen aus dem Bildgebungsvolumen (Seite 967, rechte Spalte, erster Absatz: „scans“) und das Erstellen der MR-Bilder des Bildgebungsvolumens mittels der Messsignale (vgl. etwa das MR-Bild in Figur 2a).

Aus dem Aufsatz E8 ist somit ein Verfahren mit allen Merkmalen des Anspruchs 1 entnehmbar und der Gegenstand des Anspruchs 1 gilt gegenüber dem Stand der Technik nach dem Aufsatz E8 nicht als neu.

Die Einwände der Anmelderin haben aus den folgenden Gründen zu keiner anderen Beurteilung geführt:

Die Anmelderin macht sinngemäß geltend, die aus dem Aufsatz E8 entnehmbaren Sättigungsbänder würden drei separate (Teil-)Volumina bilden. Die Anweisung aus dem Teilmerkmal M4 des Anspruchs 1, ein (einziges) spezielles Volumen auszubilden, sei somit durch den Aufsatz E8 nicht vorweggenommen. Der Anspruch 1 enthält jedoch über die Vorgabe hinaus, eine Aussparung darin vorzusehen (vgl. Merkmal M5), keinerlei Anweisungen zur Gestalt oder zum Vorgang der Ausbildung des speziellen Volumens an sich. Insbesondere lässt der Anspruch 1 offen, auf welche Art und Weise der Fachmann das spezielle Volumen ausbilden soll, ob durch einen einzigen Sättigungsimpuls, etwa indem ein zeitlich variierender Gradienten-Verlauf und zugehöriger HF-Puls-Verlauf berechnet wird, welcher dann zur Sättigung oder Invertierung des speziellen Volumens eingesetzt wird (vgl. geltende Beschreibung, Seite 11, Zeilen 8 bis 17), oder etwa durch mehrere unmittelbar aufeinanderfolgende Impulse, die in verschiedenen Raumbereichen jeweils ein Teilvolumen ausbilden. Da die drei Sättigungsbänder sich gemäß Aufsatz E8 teilweise überlappen (vgl. E8, Figur 1), entsteht jedenfalls auch bei diesem Verfahren ein zusammenhängender, einziger Raumbereich, das spezielle Volumen.

Die Anmelderin macht weiter sinngemäß geltend, das Verfahren aus dem Aufsatz E8 erfülle nicht die Anweisung aus dem Teilmerkmal M5 des Anspruchs 1, wonach eine Aussparung in dem speziellen Volumen vorhanden sein müsse, denn jeder der nach dem Aufsatz E8 durch ein Sättigungsband geformten Raumbereiche sei für sich allein betrachtet quaderförmig und weise keinerlei Aussparung darin auf. Es trifft zu, dass die in Figur 1 des Aufsatzes E8 ersichtliche Aussparung im Bereich der Nierenarterien erst durch die besondere Anordnung der drei Sättigungsbänder entsteht. Mangels Vorgabe im Anspruch 1, durch welche (anderen) technischen Maßnahmen die Aussparung mittels der Magnetresonanztanlage ausgebildet werden soll, kann dies jedoch keinen Unterschied zwischen dem beanspruchten Gegenstand und dem Verfahren aus dem Aufsatz E8 begründen.

Schließlich wendet die Anmelderin ein, der nach der Lehre aus dem Aufsatz E8 im Bereich der Nierenarterien von den Sättigungsbändern freigehaltene Bereich (vgl. Figur 1) sei keine Aussparung in Form eines Einschnitts, denn der freigehaltene Bereich weise im Gegensatz zu einem Einschnitt einen flachen Boden auf. Dieser Einwand greift aus den vorstehend zum Verständnis des Begriffes „Aussparung“ dargelegten Gründen nicht.

6. Hinsichtlich der dem Anspruch 1 nebengeordneten Ansprüche 13, 15 und 16 gelten die vorstehenden Gründe sinngemäß.

Somit war die Beschwerde der Anmelderin zurückzuweisen und es verbleibt bei der von der Prüfungsstelle aufgrund des Hilfsantrags Nr. 2 beschlossenen Erteilung des Patents Nummer 10 2010 027 312.

Rechtsmittelbelehrung

Gegen diesen Beschluss steht den an dem Beschwerdeverfahren Beteiligten das Rechtsmittel der **Rechtsbeschwerde** zu (§ 99 Abs. 2, § 100 Abs. 1, § 101 Abs. 1 PatG).

Nachdem der Beschwerdesenat in dem Beschluss die Einlegung der Rechtsbeschwerde nicht zugelassen hat, ist die Rechtsbeschwerde nur statthaft, wenn einer der nachfolgenden Verfahrensmängel durch substantiierten Vortrag gerügt wird (§ 100 Abs. 3 PatG):

1. Das beschließende Gericht war nicht vorschriftsmäßig besetzt.
2. Bei dem Beschluss hat ein Richter mitgewirkt, der von der Ausübung des Richteramtes kraft Gesetzes ausgeschlossen oder wegen Besorgnis der Befangenheit mit Erfolg abgelehnt war.
3. Einem Beteiligten war das rechtliche Gehör versagt.

4. Ein Beteiligter war im Verfahren nicht nach Vorschrift des Gesetzes vertreten, sofern er nicht der Führung des Verfahrens ausdrücklich oder stillschweigend zugestimmt hat.
5. Der Beschluss ist aufgrund einer mündlichen Verhandlung ergangen, bei der die Vorschriften über die Öffentlichkeit des Verfahrens verletzt worden sind.
6. Der Beschluss ist nicht mit Gründen versehen.

Die Rechtsbeschwerde ist innerhalb eines Monats nach Zustellung des Beschlusses beim Bundesgerichtshof, Herrenstraße 45a, 76133 Karlsruhe, schriftlich einzulegen (§ 102 Abs. 1 PatG).

Die Rechtsbeschwerde kann auch als elektronisches Dokument, das mit einer qualifizierten oder fortgeschrittenen elektronischen Signatur zu versehen ist, durch Übertragung in die elektronische Poststelle des Bundesgerichtshofes eingelegt werden (§ 125a Abs. 3 Nr. 1 PatG i. V. m. § 1, § 2 Abs. 1 Satz 1, Abs. 2, Abs. 2a, Anlage (zu § 1) Nr. 6 der Verordnung über den elektronischen Rechtsverkehr beim Bundesgerichtshof und Bundespatentgericht (BGH/BPatGERVV)). Die elektronische Poststelle ist über die auf der Internetseite des Bundesgerichtshofes www.bundesgerichtshof.de/erv.html bezeichneten Kommunikationswege erreichbar (§ 2 Abs. 1 Satz 2 Nr. 1 BGH/BPatGERVV). Dort sind auch die Einzelheiten zu den Betriebsvoraussetzungen bekanntgegeben (§ 3 BGH/BPatGERVV).

Die Rechtsbeschwerde muss durch einen beim Bundesgerichtshof zugelassenen Rechtsanwalt als Bevollmächtigten des Rechtsbeschwerdeführers eingelegt werden (§ 102 Abs. 5 Satz 1 PatG).

Kleinschmidt

Kirschneck

Arnoldi

Dr. Haupt

Ko