



BUNDESPATENTGERICHT

17 W (pat) 9/16

(Aktenzeichen)

Verkündet am
10. Juli 2018

...

BESCHLUSS

In der Beschwerdesache

betreffend die Patentanmeldung 10 2005 044 653.1

...

hat der 17. Senat (Technischer Beschwerdesenat) des Bundespatentgerichts auf die mündliche Verhandlung vom 10. Juli 2018 unter Mitwirkung des Vorsitzenden Richters Dipl.-Phys. Dr. Morawek, der Richterinnen Eder und Dipl.-Phys. Dr. Thum-Rung sowie des Richters Dipl.-Phys. Dr. Forkel

beschlossen:

Die Beschwerde wird zurückgewiesen.

Gründe

I.

Die vorliegende Patentanmeldung wurde am 19. September 2005 beim Deutschen Patent- und Markenamt eingereicht. Sie trägt die Bezeichnung

„Verfahren und Vorrichtung zur Rekonstruktion eines dreidimensionalen Bildvolumens aus zweidimensionalen Projektionsbildern“.

Die Prüfungsstelle für Klasse G06T des Deutschen Patent- und Markenamts hat in der Anhörung am 24. November 2015 die Anmeldung zurückgewiesen, da der Patentanspruch 1 unter Berücksichtigung nur derjenigen Merkmale, die die Lösung eines technischen Problems mit technischen Mitteln bestimmen, nicht auf einer erfinderischen Tätigkeit beruhe.

Gegen den Beschluss wendet sich die am 8. Januar 2016 eingegangene Beschwerde der Anmelderin.

Die Beschwerdeführerin beantragt,

den angegriffenen Beschluss aufzuheben und das nachgesuchte Patent mit folgenden Unterlagen zu erteilen:

- gemäß Hauptantrag mit
Patentansprüchen 1 bis 9, überreicht in der mündlichen Verhandlung,
Beschreibung Seiten 1 bis 10 und
2 Blatt Zeichnungen mit Figuren 1 bis 4, jeweils vom Anmeldetag;

- gemäß Hilfsantrag 1 mit
Patentansprüchen 1 bis 8, überreicht in der mündlichen Verhandlung,
noch anzupassender Beschreibung und Zeichnungen mit Figuren wie Hauptantrag;

- gemäß Hilfsantrag 2 mit
Patentansprüchen 1 bis 8, überreicht in der mündlichen Verhandlung,
im Übrigen wie Hilfsantrag 1;

- gemäß Hilfsantrag 3 mit
Patentansprüchen 1 bis 7, überreicht in der mündlichen Verhandlung,
im Übrigen wie Hilfsantrag 1.

Im Verfahren sind folgende Druckschriften genannt worden:

D1: Wiesent, K. et al: Enhanced 3-D-Reconstruction Algorithm for C-Arm Systems Suitable for Interventional Procedures. IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 19, No. 5, May 2000, Seiten 391 – 403

D2: DE 100 30 633 A1

D3: US 2004/0179643 A1.

Vom Senat wurde zusätzlich die Druckschrift

D4: US 6 477 221 B1

eingeführt.

Der geltende, mit einer möglichen Gliederung versehene Patentanspruch 1 gemäß Hauptantrag lautet:

„Verfahren zur Rekonstruktion eines dreidimensionalen Bildvolumens (12)

- a) aus zweidimensionalen Projektionsbildern (20) eines Objekts, die durch Rotation eines Aufnahmesystems (3, 4) um das Objekt (5) aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wurden,
- b) wobei zumindest ein Projektionsbild (20) derart modifiziert wird, dass es einem Projektionsbild (24) entspricht, welches mit einem virtuellen Detektor (22) aufgenommen wurde, dessen Spalten parallel zur Rotationsachse (18) des Aufnahmesystems ausgerichtet sind
- c) und bei welchem die Grauwerte der Voxel des Bildvolumens (12) durch Rückprojektion der Projektionsbilder (20) berechnet werden,

dadurch gekennzeichnet,

- d) dass die z-Richtung des Koordinatensystems des Bildvolumens (12) parallel zur Rotationsachse (18) des Aufnahmesystems verläuft, und
- e) dass bei der Rückprojektion für jedes modifizierte Projektionsbild (24) die Voxel des Bildvolumens (12) in der x-, y- und z-

Richtung in drei Schleifen abgetastet werden und jeweils die Projektion des Voxels auf das Projektionsbild (24) berechnet und der entsprechende Grauwert des Projektionsbildes (24) zum Grauwert des Voxels akkumuliert wird, wobei

- f) die z-Richtung in der innersten Schleife abgetastet wird und dabei jeweils die vertikale Bildkoordinate (v) des Projektionsbildes durch Addition eines für die x- und y-Koordinaten dieser Schleife konstanten Inkrements (Δv) berechnet wird,
- g) und dass das modifizierte Projektionsbild (24) während der Rückprojektion in einem Datenspeicher gespeichert ist, der so eingerichtet ist, dass vertikal benachbarte Pixel aufeinander folgen.“

Demgegenüber ist im Patentanspruch 1 des Hilfsantrags 1 vor dem Merkmal d) eingefügt:

- h) dass das modifizierte Projektionsbild (24) durch Anwendung einer projektiven Transformation (Homographie) aus dem ursprünglichen Projektionsbild (20) gewonnen wird,

Ausgehend vom Patentanspruch 1 des Hauptantrags ist im Patentanspruch 1 des Hilfsantrags 2 nach dem Merkmal f) eingefügt:

- i) dass bei der Akkumulation des Grauwerts des Projektionsbildes (24) jeweils der nächstliegende Pixel des Projektionsbildes verwendet wird,

Der Patentanspruch 1 des Hilfsantrags 3 geht aus vom Patentanspruch 1 des Hauptantrags und enthält zusätzlich sowohl das Merkmal h) als auch das Merkmal i).

Zu den übrigen Patentansprüchen und den weiteren Einzelheiten wird auf die Akte verwiesen.

II.

Die Beschwerde ist frist- und formgerecht eingereicht und auch sonst zulässig. Sie konnte jedoch keinen Erfolg haben, da der Gegenstand des Patentanspruchs 1 nach Hauptantrag und der jeweilige Gegenstand des Patentanspruchs 1 nach Hilfsantrag 1, 2 und 3 nicht auf erfinderischer Tätigkeit beruhen (§ 1 Abs. 1 in Verbindung mit § 4 Satz 1 PatG).

1. Die Patentanmeldung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Rekonstruktion eines dreidimensionalen Bildvolumens aus zweidimensionalen Projektionsbildern, sowie ein digitales Speichermedium mit einem Programmcode zur Durchführung des Verfahrens. Insbesondere ist die Erfindung auf ein Verfahren bzw. eine Vorrichtung gerichtet, bei welchem die Projektionsbilder durch Rotation eines Aufnahmesystems um ein Objekt aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen werden, wobei die Voxel des Bildvolumens durch Rückprojektion der Projektionsbilder berechnet werden (Offenlegungsschrift Abs. [0001]).

In der Radiologie besteht oft das Bedürfnis, für die Diagnose, die Therapieplanung und während interventioneller Eingriffe aus zweidimensionalen (2-D) Bildern ein dreidimensionales (3-D) Bild zu rekonstruieren. Insbesondere bei C-Arm-Röntgensystemen, bei welchen Röntgenröhre und -detektor an einem frei um den Patienten verfahrbaren C-Arm befestigt sind, möchte man oft aus den so erhaltenen zweidimensionalen Röntgenbildern bzw. Projektionsbildern ein dreidimensionales Bildvolumen rekonstruieren. Probleme entstehen durch die komplexe Projektionsgeometrie mit konusförmigem Strahl sowie durch die mechanische Instabilität von

C-Arm-Systemen, die sich nicht exakt auf einer Kreisbahn um das Objekt bewegen, sondern zum Beispiel leichte Schwingungen ausführen (Offenlegungsschrift Abs. [0002]).

Zur Rekonstruktion von Strukturen mit niedrigem Röntgenkontrast (z. B. Weichteilen in medizinischen Daten) werden sehr viele Projektionsbilder benötigt, was den Berechnungsaufwand stark erhöht und daher negative Auswirkungen auf die Anwendbarkeit des Verfahrens haben kann. Während einer interventionellen Katheterbehandlung muss die Rekonstruktion beispielsweise möglichst innerhalb weniger Sekunden, maximal weniger Minuten, beendet sein (Offenlegungsschrift Abs. [0003])

Ein bekanntes Verfahren für eine derartige Rekonstruktion (Feldkamp-Algorithmus), angepasst an C-Arm-Systeme gemäß **D1** basiert auf Rückprojektion, d. h. für jedes Voxel im Bildvolumen werden die Grauwerte der Projektionsbilder an den entsprechenden Bildpunkten aufsummiert. Hierbei wird für jedes Projektionsbild das zu rekonstruierende Bildvolumen Voxel für Voxel durchgegangen, die Projektion des Voxels berechnet und der Grauwert des entsprechenden Pixels des Projektionsbildes zu dem Wert des Voxels addiert.

Dieses Verfahren setzt voraus, dass die Projektionsgeometrie des Aufnahmesystems für jede Aufnahmeposition separat durch ein Kalibrierverfahren vorab bestimmt wurde. Dabei werden beliebige Verformungen und dynamische Bewegungen des Aufnahmesystems berücksichtigt, wodurch im Allgemeinen die Hauptachsen des zu rekonstruierenden Volumens in den Projektionsbildern keine einheitliche Ausrichtung besitzen. Daher muss für jede Projektion im Allgemeinen angenommen werden, dass in keiner Richtung der Hauptachsen die Abstände benachbarter Voxel in der Projektion einheitlich sind (Offenlegungsschrift Abs. [0004], [0005]).

[0006] Für die bei C-Arm-Systemen auftretende allgemeine Projektionsgeometrie müssen für jedes Voxel mindestens drei Additionen und zwei Divisionen durchge-

führt werden, siehe z. B. Seite 395 des Artikels von K. Wiesent et al. in IEEE Transactions on Medical Imaging (**D1**). Bei dem dort angegebenen Algorithmus ergibt sich ein erheblicher Rechenaufwand. Außerdem ist ein wahlfreier Speicherzugriff auf die Projektionsdaten notwendig, der sich negativ auf die notwendigen Speichertransfers zwischen Hauptspeicher und Cache auswirkt (Offenlegungsschrift Abs. [0006], [0007]).

Der Patentanmeldung soll die Aufgabe zugrunde liegen, ein schnelles Rekonstruktionsverfahren sowie eine entsprechende Vorrichtung bereitzustellen, welches auch bei mechanisch instabilen Aufnahmesystemen verwendet werden kann (Offenlegungsschrift Abs. [0008]).

Die Lehre der Patentanmeldung, die insbesondere durch den jeweiligen Patentanspruch 1 des Hauptantrags bzw. der Hilfsanträge 1, 2 und 3 unter Schutz gestellt werden soll, umfasst das Folgende:

Aus zweidimensionalen Projektionsbildern eines Objekts, die durch Rotation eines Aufnahmesystems um das Objekt aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wurden, soll ein dreidimensionales Bildvolumen des Objekts rekonstruiert werden (Merkmal a)).

Zumindest eines (oder mehrere) der Projektionsbilder wird derart modifiziert (die durch Verformungen und dynamische Bewegungen entstandenen Abweichungen werden zumindest soweit herausgerechnet), dass es einem Projektionsbild entspricht, welches mit einem virtuellen Detektor aufgenommen wurde, dessen Spalten parallel zur Rotationsachse des Aufnahmesystems ausgerichtet sind (Merkmal b), Fig. 3). Diese Modifikation kann insbesondere durch Anwendung einer projektiven Transformation (Homographie) auf das ursprünglichen Projektionsbild (20) erfolgen (Merkmal h)).

Wenn benachbarte, äquidistante, auf einer Parallelen zur z-Achse gelegene Voxel auf den virtuellen Detektor projiziert werden, so sind damit die Projektionen eben

falls äquidistant, was die Berechnung der Rückprojektion vereinfacht (Abs. [0030], [0031], Fig. 4).

Letztendlich werden (wie üblich) die Grauwerte der Voxel des Bildvolumens durch Rückprojektion der Projektionsbilder berechnet (Merkmal c)).

Die Rückprojektion wird folgendermaßen durchgeführt:

Die Richtung der Rotationsachse des Aufnahmesystems wird als z-Richtung des räumlichen Koordinatensystems definiert (Merkmal d)).

Bei der Rückprojektion für jedes modifizierte Projektionsbild werden die Voxel des Bildvolumens in den drei Raumrichtungen (x-, y- und z-Richtung) in drei Schleifen abgetastet, wobei jeweils die Projektion des Voxels auf das Projektionsbild (24) berechnet und der entsprechende Grauwert des Projektionsbildes (24) zum Grauwert des Voxels akkumuliert wird (Merkmal e)), wobei die z-Richtung in der innersten Schleife abgetastet wird und dabei jeweils die vertikale Bildkoordinate des Projektionsbildes durch Addition eines für die x- und y-Koordinaten dieser Schleife konstanten Inkrements (Δv) berechnet wird (Merkmal f)).

Somit wird eine voxelgetriebene Rückprojektion durchgeführt (siehe **D1** S. 395 re. Sp. oberes Drittel „voxel driven backprojection“), wobei für jedes Voxel des zu rekonstruierenden Volumens der Ort (zweidimensionale Koordinaten) auf dem virtuellen Detektor berechnet wird, an dem ein von der Quelle (3 in Fig. 1) ausgehender Strahl, der das Voxel passiert, auf den virtuellen Detektor trifft. Bei dieser Berechnung wird die oben erwähnte Äquidistanz der Projektionsorte von entlang der z-Richtung benachbarten Voxeln ausgenutzt, indem in der innersten Schleife jeweils die Projektionen der Voxel einer sich in z-Richtung erstreckenden Voxelspalte berechnet werden, was im virtuellen Projektionsbild zu einer entsprechenden vertikalen Spalte führt, auf der sich die Koordinaten benachbarter Punkte jeweils nur um einen konstanten Wert unterscheiden. Damit muss jeweils zur Ermittlung der nächsten Punktkoordinate nur ein für die gesamte vertikale Spalte konstanter Wert zur vertikalen Koordinate des vorhergehenden Punkts addiert werden. Die vertikale Richtung im virtuellen Projektionsbild ist offensichtlich als

parallel zur z-Richtung definiert, auch wenn dies im Anspruch nicht direkt angegeben ist; vgl. die v-Richtung in Fig. 4.

Der zu der jeweils berechneten Koordinate des virtuellen Projektionsbilds gehörige Projektionswert bzw. Grauwert wird für die Akkumulation bei der Rückprojektion verwendet; insbesondere wird jeweils der Grauwert desjenigen Pixels des Projektionsbildes verwendet, dessen Koordinaten den berechneten Koordinaten am nächsten liegen (Merkmal i)). Um auf diese Projektionswerte in der benötigten Reihenfolge (jeweils entlang vertikaler Spalten) schnell zugreifen zu können, ist das modifizierte Projektionsbild derart in einem Datenspeicher gespeichert, dass vertikal benachbarte Pixel aufeinander folgen (Merkmal g)).

Als Fachmann sieht der Senat hier einen Physiker oder Informatik-Ingenieur an mit mehrjähriger Erfahrung auf dem Gebiet der Verarbeitung digitaler radiologischer Bilddaten. Einem solchen Fachmann sind insbesondere die der Rekonstruktion eines dreidimensionalen Bildvolumens aus zweidimensionalen Projektionsbildern zugrunde liegende Projektionsgeometrie sowie die zugehörigen mathematischen Berechnungsmethoden geläufig.

2. Der Gegenstand des Anspruchs 1 nach Hauptantrag und ebenso der jeweilige Gegenstand des Anspruchs 1 nach Hilfsantrag 1, 2 und 3 sind nicht patentfähig, da sie nicht auf erfinderischer Tätigkeit beruhen.

Dies ergibt sich aus den im Verfahren genannten Druckschriften.

2.1 Zusätzlich zu der unten unter **2.2** näher erläuterten Druckschrift **D1** sind hierbei insbesondere die Druckschriften **D2** und **D4** relevant. Diese zeigen Folgendes:

D2 betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur dreidimensionalen Rekonstruktion von mit einem C-Arm-Gerät aufgenommenen Röntgenbildern, wobei die im realen Betrieb auftretende relative Bewegung der Röntgenquelle zur Detektorebene kompensiert wird, indem die Projektionsbilder auf eine virtuelle (ideale)

Detektorebene transformiert werden (Abstract, Sp. 1 Z. 44 bis Sp. 2 Z. 1, Sp. 3 Z. 18 bis 46, Anspruch 1; Fig. 2 bis 6); diese Bilder werden wie üblich rückprojiziert (Fig. 6). Die Verwindung eines Projektionsbildes auf eine virtuelle Detektorebene wird über eine planare Transformationsmatrix vorgenommen, welche mit allgemein bekannten Verfahren berechnet wird (Sp. 2 Z. 28 bis 54).

D4 betrifft ein Verfahren zur schnellen parallelen Konusstrahl-Rekonstruktion (cone beam reconstruction) für insbesondere medizinische Computertomographie (CT) – Daten mit Hilfe eines oder mehrerer Mikroprozessoren (Abstract, Sp. 1 Abs. 2 bis 4). Die Rekonstruktion kann auf preisgünstiger, allgemein verfügbarer Hardware durchgeführt werden; sie basiert auf dem Feldkamp-Algorithmus (Sp. 3 vorle. und le. Abs., insbesondere Z. 48). Hierbei werden im Zuge der Rückprojektion für jedes Projektionsbild die Voxel des Bildvolumens in drei Schleifen abgetastet (Sp. 7 Z. 43 bis 52), wobei im Stand der Technik in der innersten Schleife die Abtastung in x-Richtung erfolgt, die senkrecht zur z-Richtung der Rotationsachse verläuft (Fig. 3 rechts). Um den Rekonstruktionsprozess zu beschleunigen, lehrt **D4** demgegenüber, in der innersten Schleife die z-Richtung abzutasten und die Projektionsdaten jeweils in z- bzw. u-Richtung (vertikal) aufeinander folgend im Cache zu speichern, was jeweils einen schnellen Zugriff für die Berechnung einer z-Linie ermöglicht (Sp. 8 Z. 37 bis 43, Sp. 10 Z. 1 bis 12).

2.2 Ausgehend von dem aus der Druckschrift **D1** Bekannten waren das Verfahren des Anspruchs 1 gemäß Hauptantrag und ebenso die Verfahren des jeweiligen Anspruchs 1 gemäß den Hilfsanträgen 1, 2 und 3 für den Fachmann naheliegend.

Die von der Anmelderin selbst genannte Druckschrift **D1** zeigt ein Verfahren zur Rekonstruktion eines dreidimensionalen Bildvolumens aus zweidimensionalen Projektionsbildern eines Objekts, die durch Rotation eines Aufnahmesystems um das Objekt aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wurden (C-Arm System, vgl. Abstract und Fig. 4) – *Merkmale a*). Hierbei sollen Abweichun-

gen von der idealen Feldkamp-Geometrie berücksichtigt werden, wobei die jeweils aktuelle Geometrie gemessen wird (S. 392 re. Sp. Kap. B „FG2“ und „FG3“ mit PDS „pose determination system“). Diese Messungen werden in die Rekonstruktion eingerechnet. Hierfür sind in **D1** zwei alternative Möglichkeiten beschrieben: zum einen die Interpolation der gemessenen Projektionsdaten auf eine ideale Messgeometrie, die der perfekten Feldkamp-Geometrie entspricht (S. 394 li. Sp. Kap. E Nr. 1)); hierbei sind die Spalten des (virtuellen) Detektors (v-Richtung) parallel zur Rotationsachse des Aufnahmesystems (z-Richtung) ausgerichtet (S. 392 re. Sp. Kap. B. unter „FG1: Ideal Feldkamp Geometry“: „Detector rows/columns are orthogonal/parallel to axis of rotation“) – *Merkmale b), d)*. Die zweite, in **D1** näher ausgeführte Möglichkeit betrifft eine Modifizierung des Feldkamp-Algorithmus, wobei Information über die irreguläre Abtast-Geometrie innerhalb des Rückprojektionsschritts verwendet wird (S. 394 li. Sp. Kap. E Nr. 2) ff., S. 395 Kap. H). In diesem zweiten Fall wird ein voxelgetriebenes Rückprojektionsverfahren eingesetzt, wobei die Voxel des Bildvolumens in drei Raumrichtungen abgetastet werden und in der innersten Schleife (in der nicht die z-Richtung abgetastet wird) jeweils nicht nur Additionen, sondern auch Divisionen durchgeführt werden (vgl. den Pseudocode auf S. 395 re. Sp. unten), wie dies in der vorliegenden Anmeldung Abs. [0006] und [0007] als Stand der Technik beschrieben ist. In jedem Fall werden beim Feldkamp-Algorithmus die Grauwerte der Voxel durch Rückprojektion der Projektionsbilder berechnet – *Merkmal c)*.

Der Fachmann zog auch die in **D1** angegebene Alternative des Kapitels E) Nr. 1) in Betracht, in der die Projektionsdaten auf eine ideale Feldkamp-Geometrie umgerechnet werden. Aus der Druckschrift **D4** konnte er die Lehre entnehmen, die Rekonstruktion von Daten in einer Feldkamp-Geometrie unter anderem dadurch zu beschleunigen, dass bei der Drei Schleifen – Abtastung für die Rückprojektion (in der jeweils die Projektion eines Voxels auf das Projektionsbild berechnet und der entsprechende Grauwert des Projektsbilds zum entsprechenden Grauwert des Voxels akkumuliert wird) in der innersten Schleife die z-Richtung (Rotationsachsenrichtung) abgetastet wird und die Projektionsdaten jeweils in z- bzw. u-

Richtung (vertikal) aufeinander folgend im Cache gespeichert werden, was jeweils einen schnellen Zugriff für die Berechnung einer z-Spalte ermöglicht (**D4** Sp. 8 Z. 37 bis 43, Sp. 10 Z. 1 bis 12). Aufgrund der erzielbaren Erhöhung der Berechnungsgeschwindigkeit musste es dem Fachmann vorteilhaft erscheinen, diese Lehre in der eine ideale Feldkamp-Geometrie verwendenden Alternative der **D1** Kapitel E) Nr. 1) anzuwenden. Damit sind die Merkmale e) und g) nahegelegt.

Dass bei der z-Abtastung in der innersten Schleife die vertikalen Koordinaten der Pixel des Projektionsbildes sich jeweils nur durch ein für die x- und y-Koordinaten dieser Schleife konstantes Inkrement unterscheiden, das zur jeweils vorherigen vertikalen Koordinate addiert werden muss, ergibt sich aus der idealen Feldkamp-Geometrie, auf welche das Projektionsbild zuvor umgerechnet wurde, vgl. **D1** S. 394 li. Sp. Kap. E Nr. 1) i. V. m. Fig. 2 sowie S. 392 re. Sp. Kap. B. unter „FG1“ („regular (equidistant) sampling pattern“) – *Merkmal f*).

Damit beruht das Verfahren des Anspruchs 1 gemäß Hauptantrag nicht auf erfinderischer Tätigkeit.

Zudem lag es im Rahmen des Fachkönnens und -wissens eines hier anzunehmenden Fachmanns, die nötigen geometrischen Umformungen zur Rückrechnung einer verzerrten Geometrie auf eine ideale Feldkamp-Geometrie, insbesondere eine projektive Transformation bzw. Homographie vorzunehmen – *Merkmal h*). Rein beispielhaft wird hierzu auf die Druckschrift D2 hingewiesen, welche ein Verfahren und eine Vorrichtung zur dreidimensionalen Rekonstruktion von mit einem C-Arm-Gerät aufgenommenen Röntgenbildern mit Hilfe von Rückprojektion zeigt, wobei die im realen Betrieb auftretende relative Bewegung der Röntgenquelle zur Detektorebene kompensiert wird, indem die Projektionsbilder auf eine virtuelle (ideale) Detektorebene transformiert (verwunden) werden (Abstract, Sp. 1 Z. 44 bis Sp. 2 Z. 1, Sp. 3 Z. 18 bis 46, Anspruch 1; Fig. 2 bis 6); die hierbei zur Verwendung eines Projektionsbildes vorgenommenen mathematischen Operationen werden dort unter Hinweis auf mehrere Druckschriften als allgemein bekannt bezeichnet (**D2** Sp. 2 Z. 37 bis 54).

Somit war auch das Verfahren des Anspruchs 1 gemäß Hilfsantrag 1 für den Fachmann naheliegend.

Des Weiteren wird gemäß **D4** Sp. 10 Z. 1 bis bis 9 bei der Berechnung eines für die Akkumulation bei der Rückprojektion verwendeten Grauwerts zwischen vier benachbarten Punkten des Projektionsbildes interpoliert („four adjacent points (two in each of the adjacent u-lines) are used to interpolate the data for one voxel in the z-line“). Wie dem in der Bildverarbeitung bewanderten Fachmann geläufig war, erhöht eine Interpolation zwischen mehreren Bildpunkten die Genauigkeit der jeweiligen Berechnung (hier: Berechnung der Grauwerte der Voxel des Bildvolumens), während eine ebenfalls fachüblich bekannte Verwendung nur eines, nämlich des nächstgelegenen Pixels eine etwas geringere Genauigkeit liefert, jedoch eine schnellere Berechnung ermöglicht. Je nach seinen Prioritäten wählte der Fachmann aus diesen beiden ihm bekannten Möglichkeiten eine geeignete aus; kam es ihm vor allem auf eine hohe Geschwindigkeit der Berechnung an, was bei medizinischen Eingriffen oft erwünscht ist, so bot sich ihm die Verwendung des jeweils nächstgelegenen Pixels an. Für eine vom Fachmann routinemäßig vorgenommene Auswahl (hier: aus zwei bekannten Möglichkeiten) unter Abwägen der jeweiligen Vor- und Nachteile, wobei Nachteile um der Vorteile willen in Kauf genommen werden, ist aber kein erfinderisches Zutun erforderlich; vgl. BGH GRUR 2006, 930 – Mikrotom.

Damit war auch Merkmal i) naheliegend.

Somit beruht auch das Verfahren des Anspruchs 1 gemäß Hilfsantrag 2 nicht auf erfinderischer Tätigkeit.

Entsprechendes gilt für den Anspruch 1 gemäß Hilfsantrag 3, welcher die Merkmale h) und i) enthält. Jedes dieser Merkmale für sich war wie oben erläutert naheliegend. Ein kumulativer Effekt der beiden Maßnahmen „projektive Transformation“ und „Verwendung des nächstliegenden Pixels“, der über das von jeder dieser Einzelmaßnahmen Erwartbare hinausgeht, ist nicht ersichtlich.

Die Beschwerdeführerin bringt vor, der Fachmann hätte in **D1** die zweite, dort näher behandelte Methode (Modifikation des Feldkamp-Algorithmus (S. 394 li. Sp. Kap. E Nr. 2) ff.) bevorzugt, welche gemäß **D1** eine bessere räumliche Auflösung verspreche; die erste, nicht weiter ausgeführte Methode hätte er nicht berücksichtigt.

Zudem sei gemäß **D1** S. 394 li. Sp. Kap. E Möglichkeit 1) zur Umrechnung der Messdaten auf die ideale Feldkamp-Geometrie nur eine Interpolation vorgesehen, welche insbesondere in der in **D1** in diesem Zusammenhang zitierten Referenz [36] lediglich eine Verschiebung beinhalte, jedoch keine projektive Transformation.

Des Weiteren lehre **D4** eine Interpolation der Pixel des Projektionsbildes für die Akkumulation bei der Rückprojektion, also gerade nicht die Verwendung des nächstliegenden Pixels wie nunmehr (in den Hilfsanträgen 2 und 3) beansprucht. Im Zusammenhang mit der Speicherung vertikal benachbarter Pixel werde dadurch die der Anmeldung zugrunde liegende Aufgabe besonders gut gelöst.

Dieses Vorbringen konnte nicht zu einer anderen Beurteilung führen.

Der Fachmann, dem in **D1** prinzipiell zwei Alternativen (einerseits Rückrechnung auf die ideale Feldkamp-Geometrie, andererseits Modifikation des Feldkamp-Algorithmus) aufgezeigt werden, zog ohne Weiteres auch die erste dieser beiden Alternativen in Betracht. Zwar versprach die zweite Alternative eine geringfügig bessere Auflösung, jedoch konnte die erste Alternative möglicherweise andere Vorteile aufweisen, weshalb eine nähere Befassung mit dieser grundsätzlich aussichtsreich erscheinen musste.

Zudem konnte der Fachmann dem im Zusammenhang mit der geometrischen Umformung zitierten Absatz in **D1** (S. 394 li. Sp. Kap. E Möglichkeit 1)) die allgemeine Lehre entnehmen, die Messdaten auf eine ideale Feldkamp-Geometrie hin umzuformen. Hierfür waren ihm aus seinem Fachwissen verschiedene Möglichkeiten geläufig, etwa eine projektive Transformation; vgl. hierzu das oben mit Hinweis auf **D2** Ausgeführte. Selbst wenn man der Anmelderin darin zustimmen

wollte, dass aus **D1** i. V. m. der dort zitierten Referenz [0036] nur eine Interpolation mit Verschiebung hervorgeht, so beschränkte sich der Fachmann jedenfalls nicht allein auf diese, sondern wählte aus den ihm bekannten Transformationsmöglichkeiten eine ihm geeignet erscheinende aus. Hierzu war keine erfinderische Tätigkeit erforderlich.

Des Weiteren ist der Beschwerdeführerin zwar darin zuzustimmen, dass nach der Lehre der **D4** zur Gewinnung eines Grauwerts für die Rückprojektion zwischen benachbarten Pixeln des Projektionsbildes interpoliert wird. Jedoch waren dem Fachmann, der in der Bildverarbeitung bewandert ist, wie oben erläutert sowohl die Möglichkeit der Interpolation zwischen Pixeln als auch die andere Möglichkeit der Verwendung des jeweils benachbarten Pixels mit ihren Vor- und Nachteilen geläufig; je nach seinen Vorgaben wählte er ohne Weiteres eine dieser beiden Möglichkeiten aus. **D4** beschreibt bereits, die Pixel *zweier* benachbarter Spalten, zwischen denen interpoliert wird („two adjacent u-lines“ in D4 Sp. 10 Z. 5 bis 11) sowie die sich ergebenden Interpolationswerte einer Spalte im Cache zu speichern, so dass bei der Berechnung ein schneller Zugriff möglich ist. Verwendet der Fachmann stattdessen jeweils nur das Nächstliegende Pixel, so ergibt sich entsprechend eine Speicherung der benachbarten Werte *einer* Spalte (vertikal benachbarte Pixel) im Cache.

Der Patentanspruch 1 gemäß Hauptantrag und ebenso der jeweilige Patentanspruch 1 gemäß den Hilfsanträgen 1, 2 und 3 sind nicht gewährbar.

3. Auch die übrigen Patentansprüche des Hauptantrags und der Hilfsanträge 1, 2 und 3 sind nicht gewährbar, da über einen Antrag nur einheitlich entschieden werden kann (BGH GRUR 1997, 120 – „Elektrisches Speicherheizgerät“).

Rechtsmittelbelehrung

Gegen diesen Beschluss steht den am Beschwerdeverfahren Beteiligten das Rechtsmittel der Rechtsbeschwerde zu. Da der Senat die Rechtsbeschwerde nicht zugelassen hat, ist sie nur statthaft, wenn gerügt wird, dass

das beschließende Gericht nicht vorschriftsmäßig besetzt war,
bei dem Beschluss ein Richter mitgewirkt hat, der von der Ausübung des Richteramtes kraft Gesetzes ausgeschlossen oder wegen Besorgnis der Befangenheit mit Erfolg abgelehnt war,
einem Beteiligten das rechtliche Gehör versagt war,
ein Beteiligter im Verfahren nicht nach Vorschrift des Gesetzes vertreten war, sofern er nicht der Führung des Verfahrens ausdrücklich oder stillschweigend zugestimmt hat,
der Beschluss aufgrund einer mündlichen Verhandlung ergangen ist, bei der die Vorschriften über die Öffentlichkeit des Verfahrens verletzt worden sind, oder
der Beschluss nicht mit Gründen versehen ist.

Die Rechtsbeschwerde ist innerhalb eines Monats nach Zustellung des Beschlusses beim Bundesgerichtshof, Herrenstr. 45 a, 76133 Karlsruhe, durch einen beim Bundesgerichtshof zugelassenen Rechtsanwalt als Bevollmächtigten schriftlich einzulegen.

Dr. Morawek

Eder

Dr. Thum-Rung

Dr. Forkel

Fi