



# BUNDESPATENTGERICHT

17 W (pat) 35/06

---

(Aktenzeichen)

Verkündet am  
14. September 2010

...

## BESCHLUSS

In der Beschwerdesache

**betreffend die Patentanmeldung 198 54 438.3-53**

...

hat der 17. Senat (Technischer Beschwerdesenat) des Bundespatentgerichts auf die mündliche Verhandlung vom 14. September 2010 unter Mitwirkung des Vorsitzenden Richters Dipl.-Phys. Dr. Fritsch, des Richters Dipl.-Ing. Prasch sowie der Richterinnen Eder und Dipl.-Phys. Dr. Thum-Rung

beschlossen:

Auf die Beschwerde der Anmelderin wird der Beschluss der Prüfungsstelle für Klasse G 06 T des Deutschen Patent- und Markenamts vom 13. Dezember 2005 aufgehoben und das Patent mit folgenden Unterlagen erteilt:

Patentansprüche 1 bis 10 und  
Beschreibung Seiten 5 und 6, jeweils überreicht in der mündlichen Verhandlung,  
Beschreibung Seiten 1 bis 4, 6a vom 24. November 1999,  
Beschreibung Seiten 7 bis 20 und  
6 Blatt Zeichnungen mit 6 Figuren, jeweils vom Anmeldetag.

## **Gründe**

### **I.**

Die vorliegende Patentanmeldung ist am 25. November 1998 beim Deutschen Patent- und Markenamt unter der Bezeichnung

„Verfahren zur Bildrekonstruktion für einen Computertomographen“

eingereicht worden.

Die Prüfungsstelle für Klasse G06T hat durch Beschluss vom 13. Dezember 2005 die Anmeldung zurückgewiesen, da der geltende Patentanspruch 1 mangels Neuheit seines Gegenstandes nicht gewährbar sei.

Gegen diesen Beschluss wendet sich die Beschwerde der Anmelderin.

Die Beschwerdeführerin beantragt,

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

Patentansprüche 1 bis 10 und  
Beschreibung Seiten 5 und 6, jeweils überreicht in der mündlichen  
Verhandlung,  
Beschreibung Seiten 1 bis 4, 6a vom 24. November 1999,  
Beschreibung Seiten 7 bis 20 und  
6 Blatt Zeichnungen mit 6 Figuren, jeweils vom Anmeldetag.

Im Prüfungsverfahren vor dem Deutschen Patent- und Markenamt ist folgende Druckschrift genannt worden:

D1: EP 0 426 464 A2.

Der geltende Patentanspruch 1 lautet (Gliederung wurde eingefügt):

- „a) Verfahren zur Bildrekonstruktion für einen Computertomographen,
- b) aus mit Hilfe einer um eine Systemachse um ein ein Untersuchungsobjekt aufnehmendes Meßfeld bewegbaren Strahlungsquelle in Fächergeometrie gemessenen, durch ihren Projektionswinkel  $\alpha$  und ihren Fächerwinkel  $\beta$  gekennzeichneten Meßwerten  $S(\beta, \alpha)$ ,
- c) bei dem für alle Meßwerte  $S(\beta, \alpha)$  des jeweils gleichen Fächerwinkels  $\beta$  der für den jeweiligen Fächerwinkel  $\beta$  minimal mögliche Projektionswinkelbereich  $\alpha_g(\beta)$  verwendet wird,

ci) wobei der minimal mögliche Projektionswinkelbereich  $\alpha_g(\beta)$  durch die Gleichung

$$\alpha_g(\beta) = \pi - 2\beta$$

gegeben ist,

d) welches Verfahren außerdem einen der folgenden Verfahrensschritte umfaßt:

e) das Untersuchungsobjekt wird vor der Aufnahme der Meßwerte derart in dem Meßfeld positioniert, daß ein diagnostisch relevanter Bereich des Untersuchungsobjekts in einem Bereich des Meßfeldes liegt, in dem eine gewünschte, höhere Zeitauflösung vorliegt als in anderen Bereichen des Meßfeldes,

f) es werden Meßwerte für solche Projektionswinkel aufgenommen, daß in demjenigen Bereich des Meßfelds, in dem sich ein diagnostisch relevanter Bereich des Untersuchungsobjekts befindet, eine gewünschte, höhere Zeitauflösung erreicht wird als in anderen Bereichen des Meßfeldes,

g) es werden mehr Meßwerte aufgenommen, als zur Bildrekonstruktion eines diagnostisch relevanten Bereichs des Untersuchungsobjekts an sich erforderlich sind, und die Bildrekonstruktion erfolgt auf Basis von derart ausgewählten Meßwerten, daß in demjenigen Bereich des Meßfelds, in dem sich der diagnostisch relevante Bereich befindet, eine gewünschte, höhere Zeitauflösung erreicht wird als in anderen Bereichen des Meßfeldes.“

Gemäß Seite 5 Absatz 3 der geltenden Beschreibung soll der Anmeldung die Aufgabe zugrunde liegen, ein Verfahren zur Bildrekonstruktion für einen Computertomographen anzugeben, das eine Darstellung eines diagnostisch relevanten Bereiches eines Untersuchungsobjekts mit verbesserter Zeitauflösung ermöglicht.

Zu den Einzelheiten wird auf die Akte verwiesen.

## II.

Die Beschwerde ist frist- und formgerecht eingereicht. Sie hat Erfolg, da ein Patent mit den nunmehr geltenden Ansprüchen erteilt wird.

1. Die Patentanmeldung betrifft ein Verfahren zur Bildrekonstruktion für einen Computertomographen. Projektionsdaten werden mit einem Computertomographen aufgenommen, in dem ein Untersuchungsobjekt sich zwischen einer Strahlungsquelle und einer Detektoranordnung befindet. Das System Strahlungsquelle - Detektoranordnung wird mit konstanter Geschwindigkeit gedreht, wobei in jeder Drehstellung (mit zugehörigem Projektionswinkel  $\alpha$ ) mit Hilfe der Detektoranordnung Projektionsdaten unter verschiedenen Fächerwinkeln  $\beta$  (im Fächerwinkelbereich  $\beta_{fan}$ ) aufgenommen werden, vgl. Fig. 1. Aus diesen Projektionsdaten wird die Struktur des Untersuchungsobjekts rekonstruiert. Bewegt sich das Untersuchungsobjekt (z. B. ein schlagendes Herz) während der Aufnahme, so werden die rekonstruierten Objektdaten umso ungenauer, je länger der Zeitraum ist, in dem die zur Rekonstruktion verwendeten Daten aufgenommen wurden. Daher wird gemäß dem in der Anmeldung beschriebenen Stand der Technik nicht der gesamte  $2\pi$ -Projektionswinkelbereich, sondern lediglich ein maximal erforderlicher Projektionswinkelbereich  $\pi + \beta_{fan}$  (bzw. ein zur Reduktion von Artefakten um einen Übergangsbereich  $\beta_{trans}$  verlängerter Projektionswinkelbereich  $\pi + \beta_{fan} + \beta_{trans}$ ) aufgenommen und verwendet, vgl. in den Anmeldeunterlagen S. 2 Z. 30 bis 32 und S. 3 Z. 4 bis 21.

Gegenüber bekannten Verfahren soll durch die Erfindung die zeitliche Auflösung für einen diagnostisch relevanten Bereich verbessert werden.

Gemäß *Merkmal c)* werden für die Rekonstruktion eines (Querschnitts-)Bildes des Untersuchungsobjekts die Messwerte aus dem für den jeweiligen Fächerwinkel  $\beta$  minimal möglichen Projektionswinkelbereich verwendet. Dieser in *Merkmal ci)* definierte Projektionswinkelbereich ergibt sich aus folgenden Überlegungen: Betrachtet man einen bestimmten Objektpunkt und eine anfängliche Projektionsrichtung mit dem Fächerwinkel  $\beta$  durch diesen Punkt, so verläuft nach einer Drehung der Anordnung um einen zugehörigen Grenzwinkel  $\alpha_g(\beta) = \pi - 2\beta$  die Richtung des Strahls mit dem Fächerwinkel  $-\beta$  genau umgekehrt zur anfänglichen Projektionsrichtung  $\beta$  (was bei idealen, unveränderten Bedingungen theoretisch wieder den anfänglichen Messwert ergäbe). Somit sind für die Rekonstruktion des Untersuchungsobjekts (in einem Querschnitt) im Prinzip diejenigen Projektionsdaten überflüssig, welche über die jeweiligen Grenzwinkelbereiche  $\alpha_g(\beta) = \pi - 2\beta$  hinaus gemessen wurden, vgl. in den Anmeldeunterlagen S. 2 Z. 1 bis 28 und S. 10 Z. 22 bis 29.

Abhängig vom Projektionsstartwinkel und der Drehrichtung sind für bestimmte Messfeldbereiche die Grenzwinkel  $\alpha_g(\beta)$  und damit (bei Drehung mit konstanter Winkelgeschwindigkeit) das Zeitintervall für die Aufnahme der für die Rekonstruktion verwendeten Messdaten kleiner als für andere Messfeldbereiche, vgl. Fig. 4 und 6. Die für einen diagnostisch relevanten Objektbereich erreichbare Zeitauflösung bzw. das Aufnahmezeitintervall hängt dann davon ab, in welchem Bereich des Messfelds sich der interessierende Objektbereich befindet.

Die Zeitauflösung für den diagnostisch relevanten Objektbereich kann somit dadurch erhöht werden,

- dass (bei vorgegebenem Projektionsstartwinkel und Drehrichtung) dieser Objektbereich geeignet im Messfeld platziert wird (*Merkmal e)*, oder

- dass der Bereich der Projektionswinkel für die Aufnahme (insbesondere der Projektionsstartwinkel) entsprechend dem Ort des diagnostisch relevanten Objektbereichs gewählt wird (*Merkmal f*), oder
- dass im Fall der Messwertaufnahme über einen größeren Winkelbereich als notwendig ein geeigneter (Winkel-)Bereich dieser Messwerte (insbesondere ein jeweils geeigneter Projektionsstartwinkel) entsprechend dem Ort des diagnostisch relevanten Objektbereichs für die Rekonstruktion ausgewählt wird (*Merkmal g*).

Als Fachmann sieht der Senat hier einen Physiker oder Mathematiker an, der Erfahrung auf dem Gebiet der Computertomographie, insbesondere in der Rekonstruktion von Bilddaten besitzt.

2. Das Patentbegehren ist zulässig.

Der geltende Anspruch 1 geht hervor aus den ursprünglichen Ansprüchen 1 und 6 bis 8.

Der geltende Anspruch 2 ergibt sich aus dem ursprünglichen Anspruch 2 sowie der ursprünglichen Beschreibung S. 11 le. Abs. bis S. 12 Z. 1.

Die geltenden Ansprüche 3 bis 5 und 6 bis 10 greifen die ursprünglichen Ansprüche 3 bis 5 und 9 bis 13 auf.

Die Ansprüche 1 bis 10 sind somit in den ursprünglich eingereichten Unterlagen offenbart.

Zusätzlich zur Änderung der Patentansprüche wurde die Beschreibung entsprechend angepasst und der im Verfahren genannte Stand der Technik dargelegt. Auch diese Änderungen sind zulässig.

3. Das Verfahren gemäß dem Anspruch 1 ist neu gegenüber dem belegten Stand der Technik und beruht auf einer erfinderischen Tätigkeit.

Die Druckschrift D1 betrifft ein Rekonstruktionsverfahren für die Computertomographie mit Spiralabtastung. Fig. 1 zeigt einen Computertomographen der dritten Generation, in dem ein System Quelle 10 - Detektorarray 18 rotiert, wobei Projektionswerte in Fächergeometrie gemessen werden - *Merkmale a), b)*. In z-Richtung (senkrecht zur Projektionsebene) sollen mehrere Querschnitte gemessen werden, wobei die Zeit für den Erhalt einer Serie von Querschnitten reduziert werden soll, vgl. S. 2 Z. 31 bis 35. Fig. 4 zeigt die Abtastgeometrie für einen Querschnitt. Gemäß dieser Figur i. V. m. S. 5 Z. 21 bis 32 verläuft der Projektionsstrahl bei einem Projektionswinkel  $\theta$  und einem Fächerwinkel  $\Phi$  umgekehrt wie der Projektionsstrahl beim Fächerwinkel  $-\Phi$  nach einer Drehung der Anordnung um  $\pi-2\Phi$ ; die zugehörigen Projektionswerte müssten theoretisch (bei Messung in derselben Querschnittsebene und unveränderten Bedingungen) gleich sein. Daher ist es ausreichend, Halbabtastungen („half scans“) durchzuführen mit einem Projektionswinkelbereich von  $\pi+2\Phi_{\max}$ , vgl. S. 5 Z. 41 bis 43; dies entspricht dem in der vorliegenden Anmeldung beschriebenen Stand der Technik mit  $2\Phi_{\max}=\beta_{\text{fan}}$ . Wie Fig. 5 (mit nach rechts aufgetragenem Fächerwinkel und nach oben aufgetragenem Projektionswinkel) und die Beschreibung auf S. 5 Z. 44 bis 53 zeigen, treten dennoch redundante Daten auf, etwa die dreieckigen Zonen 1 und 4, deren zugehörige Projektionsstrahlen in umgekehrter Richtung zueinander verlaufen, vgl. Fig. 4 (siehe hierzu in der vorliegenden Anmeldung Fig. 3 links). Bei der in D1 behandelten Spiralabtastung werden die Daten zweier aufeinander folgender „half scans“ auf eine zwischen den beiden Abtastkurven gelegene Schnittebene hin interpoliert, vgl. S. 5 Z. 54 bis 58. Die Zonen (5 bis 8 in Fig. 5) des zweiten „half scans“ auf der gegenüber liegenden Seite der vermessenen Schnittebene des Untersuchungsobjekts sind jeweils komplementär zu Zonen des ersten „half scans“, vgl. S. 6 Z. 16 bis 21. Beim ersten Ausführungsbeispiel werden alle Zonen 1 bis 8 in Fig. 5 für die Rekonstruktion benutzt und mit unterschiedlichen Gewichtungsfaktoren belegt, vgl. die Gleichungen auf S. 7 unten und S. 8 oben. Gemäß S. 8 Z. 31 bis 35 können auch andere Gewichtungsfaktoren verwendet werden; insbesondere können in einem zweiten Ausführungsbeispiel die Gewichtungsfaktoren derart gewählt werden, dass eine Zone innerhalb jedes Paares redundanter Daten in einem Satz komplementärer Da-

ten das Gewicht „0“ erhält, d. h. die redundanten Daten werden nicht berücksichtigt. So werden für zwei aufeinander folgende „half scans“ die Zonen 1 und 8 eliminiert und nur die Zonen 2 bis 7 verwendet, d. h. für den ersten „half scan“ tragen nur die Zonen 2 bis 4 zur Rekonstruktion bei, für den zweiten „half scan“ die Zonen 5 bis 7. Auf S. 8 Z. 42 bis 48 ist eine reduzierte Aufnahmezeit für die Abtastung angesprochen (abhängig vom maximalen Fächerwinkel), die zur Reduktion von Bewegungsartefakten führen kann.

Ausgehend von diesem Hinweis mag es für den Fachmann nahegelegen haben, nach Möglichkeiten für eine weitere Reduktion der Aufnahmezeit und von Bewegungsartefakten zu suchen, etwa für die Rekonstruktion eines Querschnitts nicht die Daten zweier aufeinander folgender „half scans“ zu verwenden wie aus D1 bekannt, sondern nur die unbedingt erforderlichen, nicht redundanten Daten eines einzigen „half scans“ (z. B. die Zonen 2 bis 4 gemäß Fig. 5), da die Daten des zweiten, komplementären „half scans“ im Prinzip überflüssig sind, vgl. Fig. 4 mit Beschreibung - *Merkmal c*); die Ebene des rekonstruierten Querschnitts liegt dann im Bereich der Abtastkurve des verwendeten „half scans“. Eine solche Zonenkombination weist gemäß Fig. 5 für jeden Fächerwinkel  $\Phi$  den minimal möglichen Projektionswinkelbereich  $\pi - 2\Phi$  auf - *Merkmal ci*). Durch diese Auswahl der Messwerte ergibt sich zwangsläufig (ebenso wie in der vorliegenden Anmeldung) in unterschiedlichen Bereichen des Messfelds eine unterschiedliche Zeitauflösung, auch wenn dies in D1 nicht beschrieben ist.

Jedoch gab D1 dem Fachmann keinen Hinweis darauf, diese in D1 nicht beschriebene variierende Zeitauflösung zur weiteren Reduktion der Aufnahmezeit bzw. der Zeitauflösung des Verfahrens zu verwenden, indem der diagnostisch relevante Bereich einem Bereich mit gewünschter, höherer Zeitauflösung als in anderen Bereichen des Messfelds zugeordnet wird, wie dies gemäß dem Anspruch 1 durch geeignete Platzierung des Untersuchungsobjekts im Messbereich (*Merkmal e*), durch geeignete Wahl des zu messenden Projektionswinkelbereichs (*Merkmal f*)

oder durch geeignete Auswahl der für die Rekonstruktion verwendeten Messwerte aus einem größeren aufgenommenen Messwertbereich (*Merkmal g*) erreicht wird.

Die anmeldungsgemäße Lösung liegt auch außerhalb des Bereichs fachüblichen Handelns.

Den Verfahren gemäß Anspruch 1 kann somit Neuheit und erfinderische Tätigkeit nicht abgesprochen werden.

4. Der Anspruch 1 ist somit gewährbar.

Die Unteransprüche 2 bis 10 beinhalten zweckmäßige, nicht selbstverständliche Ausgestaltungen der Erfindung und sind in Verbindung mit dem Anspruch 1 ebenfalls gewährbar.

Auch die übrigen Voraussetzungen für eine Patenterteilung sind erfüllt.

Dr. Fritsch

Prasch

Eder

Dr. Thum-Rung

Fa