



(10) DE 102 01 321 B4 2011.02.24

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **102 01 321.7**  
(22) Anmeldetag: **15.01.2002**  
(43) Offenlegungstag: **31.07.2003**  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **24.02.2011**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **H05G 1/64** (2006.01)  
**G01N 23/04** (2006.01)  
**H03H 21/00** (2006.01)  
**H03H 17/02** (2006.01)  
**A61B 6/03** (2006.01)

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

(73) Patentinhaber:  
**Siemens AG, 80333 München, DE**

(72) Erfinder:  
**Heismann, Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE;**  
**Schlund, Erhard, 91090 Effeltrich, DE; Stierstorfer,**  
**Karl, Dr., 91052 Erlangen, DE**

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

<b>DE</b>	<b>198 54 471</b>	<b>A1</b>
<b>US</b>	<b>50 12 498</b>	<b>A</b>
<b>US</b>	<b>47 73 086</b>	<b>A</b>

(54) Bezeichnung: **Computertomographie-Gerät und Verfahren mit aktiver Anpassung der Mess-Elektronik**

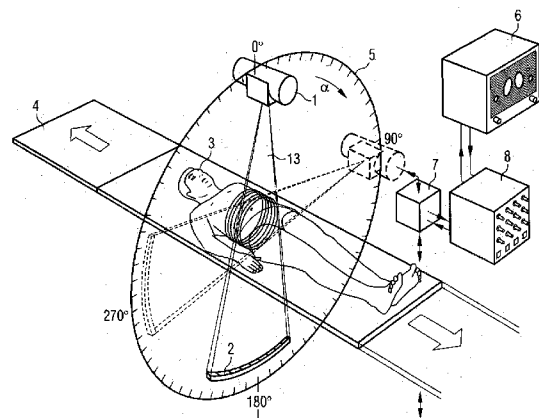
(57) Hauptanspruch: Computertomographie-Gerät aufweisend

eine Röntgenröhre (1) zum Durchstrahlen eines zu untersuchenden Objektes (3) mit Röntgenstrahlung und einen Strahleneempfänger (2) zum Messen der durch das Objekt (3) transmittierten Röntgenstrahlung und zum Ausgeben von Messsignalen,

eine Benutzerschnittstelle (6), über die mehrere die Messung charakterisierende Standardeinstellungen des Gerätes in Form von unterschiedlichen Auswerte- und Aufnahmeparametern einstellbar sind,

eine Mess-Elektronik (7), die eine konfigurierbare Filter-Elektronik zum Filtern und Aufbereiten der Messsignale enthält, sowie

einen Systemrechner (8) zum Konfigurieren der Filter-Elektronik unter Berücksichtigung von vor der Messung über die Benutzerschnittstelle (6) eingestellten Standardeinstellungen und zur Auswertung der Messergebnisse.



**Beschreibung**

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ein Computertomographie-Gerät (CT-Gerät) das eine Benutzerschnittstelle aufweist über die die CT-Messung charakterisierende Standardeinstellungen vorgenommen werden können. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein Verfahren sowie ein Computertomographie-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens, bei dem das Frequenzverhalten der Filter-Elektronik der Konfiguration der Standardeinstellungen durch den Systemrechner angepasst wird.

**[0002]** Ein Computertomographie-Gerät, dessen Mess-Elektronik mittels eines Systemrechners konfigurierbare Integratoren zum Herausfiltern von Störungen aus Messsignalen enthält, ist aus der US 5 012 498 bekannt.

**[0003]** Aus der US 4 773 086 ist es bekannt die Filter-Elektronik eines Computertomographie-Geräts durch Auswahl eines Filters aus mehreren vorhandenen Filtern zu konfigurieren.

**[0004]** Die Konfiguration der Filter-Elektronik durch Berechnung der Filterkoeffizienten ist aus der DE 198 54 471 A1 bekannt.

**[0005]** Mit modernen medizinischen Diagnoseverfahren, wie beispielsweise der Röntgen-Computertomographie (CT), können Bilddaten eines untersuchten Messobjektes gewonnen werden. In der Regel handelt es sich bei dem untersuchten Messobjekt um einen Patienten.

**[0006]** Die Röntgen-Computertomographie – im nachfolgenden kurz mit CT bezeichnet – ist ein spezielles Röntgen-Aufnahmeverfahren, das sich im Bildaufbau grundsätzlich von dem klassischen Röntgen-Schichtaufnahmeverfahren unterscheidet. Bei CT-Aufnahmen erhält man Transversal-Schnittbilder, also Abbildungen von Körperschichten, die im wesentlichen senkrecht zur Körperachse orientiert sind. Die im Bild dargestellte gewebespezifische physikalische Größe ist die Verteilung des Schwächungswertes von Röntgenstrahlung  $\mu(x,y)$  in der Schnittebene. Das CT-Bild erhält man durch Rekonstruktion der vom verwendeten Meßsystem gelieferten eindimensionalen Projektionen der zweidimensionalen Verteilung von  $\mu(x,y)$  aus zahlreichen verschiedenen Blickwinkeln.

**[0007]** Die Projektionsdaten ermitteln sich aus der Intensität  $I$  eines Röntgenstrahls nach seinem Weg durch die abzubildende Schicht und seiner ursprünglichen Intensität  $I_0$  an der Röntgenquelle gemäß dem Absorptionsgesetz

$$\ln \frac{I}{I_0} = - \int_L \mu(x, y) dl \quad (1)$$

**[0008]** Der Integrationsweg  $L$  repräsentiert die Bahn des betrachteten Röntgenstrahls durch die zweidimensionale Schwächungsverteilung  $\mu(x,y)$ . Eine Bildprojektion setzt sich dann aus den mit den Röntgenstrahlen einer Blickrichtung gewonnenen Messwerten der Linienintegrale durch die Objektschicht zusammen.

**[0009]** Man erhält die aus verschiedensten Richtungen stammenden Projektionen – charakterisiert durch den Projektionswinkel  $\alpha$  – durch ein kombiniertes Röntgenröhren-Detektor-System, das in der Schichtebene um das Objekt rotiert. Die derzeit gebräuchlichsten Geräte sind sogenannte „Fächerstrahlgeräte“ bei denen Röhre und ein Array aus Detektoren (eine lineare oder teilkreisförmige Anordnung von Detektoren) in der Schichtebene gemeinsam um ein Drehzentrum, welches auch Mitte des kreisförmigen Messfeldes ist rotieren. Die mit sehr langen Messzeiten behafteten „Parallelstrahlgeräte“ werden hier nicht erläutert. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass eine Transformation von Fächer- auf Parallelprojektionen und umgekehrt möglich ist, so dass die vorliegende Erfindung, die anhand eines Fächerstrahlgerätes erklärt werden soll, ohne Einschränkung auch für Parallelstrahlgeräte anwendbar ist.

**[0010]** In Fig. 1 ist schematisch ein Computer-Tomographiegerät für ein Fächerstrahlverfahren dargestellt. Bei diesem Gerät rotieren Röntgen-Röhre **1** und Strahlenempfänger **2** (Detektoren) gemeinsam um eine Drehmitte, die auch Mitte des kreisförmigen Messfeldes **5** ist, und in der sich der zu untersuchende Patient **3** auf einer Patientenliege **4** befindet. Um verschiedene parallele Ebenen des Patienten **3** untersuchen zu können, kann die Patientenliege entlang der Körperlängsachse verschoben werden. Der Vorschub der Patientenliege wird allgemein als „Pitch“ bezeichnet. Wie man aus der Zeichnung erkennen kann, ergeben sich bei CT-Aufnahmen Transversalschnittbilder, also Abbildungen von Körperschichten, die im wesentlichen senkrecht zur Körperachse orientiert sind. Diese Schichtdarstellungsmethode stellt die Verteilung des Schwächungswertes  $\mu_z(x,y)$  selbst dar ( $z$  ist die Position auf der Körperlängsachse). Die Computer-Tomographie (im folgenden CT

genannt) benötigt Projektionen unter sehr vielen Winkeln  $\alpha$ . Zur Erzeugung einer Schichtaufnahme wird der von der Röntgenröhre **1** emittierte Strahlenkegel so ausgeblendet, dass ein ebener Strahlenfächer entsteht, der eindimensionale Zentralprojektionen der durchstrahlten Schicht entwirft. Zur exakten Rekonstruktion der Verteilung der Schwächungswerte  $\mu_z(x,y)$  muss dieser Strahlenfächer senkrecht auf der Drehachse stehen und außerdem so weit gespreizt sein, dass er aus jeder Projektionsrichtung  $\alpha$  die anvisierte Schicht des Messobjektes vollständig überdeckt. Dieser das Objekt durchdringende Strahlenfächer wird von Detektoren, die auf einem Kreissegment linear angeordnet sind, aufgefangen. Bei handelsüblichen Geräten sind dies bis zu 1000 Detektoren. Der einzelne Detektor reagiert auf die eintreffenden Strahlen mit elektrischen Signalen, deren Amplitude proportional zur Intensität dieser Strahlen ist.

**[0011]** Jedes einzelne zu einer Projektion  $\alpha$  gehörige Detektorsignal wird jeweils von einer Messelektronik **7** aufgenommen und an einen Computer (Systemrechner) **8** weitergeleitet. Mit dem Computer **8** lassen sich die gemessenen Daten nun in geeigneter Weise verarbeiten und zunächst in Form eines Sinogramms (in dem die Projektion  $\alpha$  als Funktion der Messwerte des entsprechenden Kanals  $\beta$  aufgetragen wird) in sogenannten Gordon-Einheiten, schließlich aber in Form eines natürlichen Röntgenbildes in Hounsfield-Einheiten an einem Monitor **6** visualisieren.

**[0012]** Nach dem Stand der Technik muss die das CT-Gerät bedienende Person (im allgemeinen der Arzt) am CT-Gerät Einstellungen vornehmen, um eine gewünschte Bildqualität, die unter anderem auch durch den Kontrast bzw. dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis charakterisiert ist, zu erreichen.

**[0013]** Zum jetzigen Zeitpunkt sind diese Einstell-Möglichkeiten sehr elementar. Einstellbar sind Stromstärke, Spannung, aufzunehmender Bereich des Patienten, Schichtdicke, Pitch, usw. Es kann auch eingestellt werden, ob das CT-Gerät im Springfokus bzw. mit Hochauflösungskamm betrieben wird. Beide Betriebsarten werden später näher erläutert.

**[0014]** Nachteilig ist hierbei, dass das Frequenzverhalten der Mess-Elektronik nicht an die gewählten Einstellungen angepasst werden kann, wodurch nicht der gesamte Informationsgehalt des CT-Signals interpretiert werden kann. Um trotzdem eine näherungsweise gewünschte Bildqualität zu erhalten, werden die gewonnenen Signale nach der Messung durch zusätzliche Tief- bzw. Hochpässe bearbeitet. Wie gesagt ist dies nur näherungsweise möglich, da die zur Nachbearbeitung zu Verfügung stehende Elektronik hardwaremäßig vorgegeben ist und keinerlei Spielraum erlaubt.

**[0015]** Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher ein Computertomographie-Gerät bereitzustellen, bei dem der Informationsgehalt des CT-Messsignals besser genutzt wird.

**[0016]** Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter. Dabei kann durch die Anpassung der Mess-Elektronik an die CT-Gerätekonfiguration insbesondere die Dosis der Röntgenstrahlung bei gleichbleibender Bildqualität verringert werden.

**[0017]** Erfindungsgemäß wird also ein Computertomographie-Gerät (CT-Gerät) vorgeschlagen, aufweisend eine Röntgenröhre zum Durchstrahlen eines zu untersuchenden Objektes mit Röntgenstrahlung und einen Strahlenempfänger zum Messen der durch das Objekt transmittierten Röntgenstrahlung und zum Ausgeben von Messsignalen. Außerdem weist das CT-Gerät eine Benutzerschnittstelle auf, über die mehrere die Messung charakterisierende Standardeinstellungen des Gerätes in Form von unterschiedlichen Auswerte- und Aufnahmeparametern einstellbar sind. Darüber hinaus enthält das erfindungsgemäße CT-Gerät eine Mess-Elektronik die eine konfigurierbare Filter-Elektronik zum Filtern und Aufbereiten der Messsignale enthält, sowie einen Systemrechner zum Konfigurieren der Filter-Elektronik unter Berücksichtigung von vor der Messung über die Benutzerschnittstelle eingestellten Standardeinstellungen und zur Auswertung der Messergebnisse.

**[0018]** In einer ersten Ausführung der Erfindung erfolgt die Konfiguration der Filter-Elektronik durch eine Auswahl eines Filters aus mehreren in der Filter-Elektronik vorhandenen Filtern.

**[0019]** In einer zweiten Ausführung der Erfindung erfolgt die Konfiguration der Filter-Elektronik durch die Berechnung von Filterkoeffizienten, wobei durch diese Filterkoeffizienten das Filterverhalten der Filter-Elektronik bestimmt wird.

**[0020]** Unter den bereits oben erwähnten Standardeinstellungen lassen sich erfindungsgemäß eine oder

mehrere der folgenden Einstellungen vornehmen:

- Messung erfolgt im Springfokus-Betrieb oder nicht,
- Messung erfolgt mit einem Hochauflösungskamm oder nicht,
- Bezeichnung der zu vermessenden Körperregion,
- Einstellung des Faltungskerns.

**[0021]** Erfindungsgemäß wird ferner ein Verfahren zur Computertomographie-Bildgebung vorgeschlagen, welches folgende Schritte aufweist:

- Einstellen mindestens einer die Messung charakterisierenden Standardeinstellung über eine Benutzerschnittstelle des CT-Gerätes,
- automatisches Konfigurieren der CT-Filter-Elektronik unter Berücksichtigung der vor der Messung vorgenommenen Standardeinstellungen durch einen CT-Systemrechner,
- Durchstrahlen des zu untersuchenden Objektes mit aus der Röntgenröhre austretender Röntgenstrahlung,
- Messen bzw. Auswerten der CT-Signale mit dem Detektor sowie der konfigurierten CT-Mess-Elektronik.

**[0022]** Dabei erfolgt das automatische Konfigurieren der CT-Filter-Elektronik in einer ersten Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens durch das Auswählen eines Filters aus mehreren in der CT-Filter-Elektronik vorhandenen Filtern.

**[0023]** In einer zweiten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens erfolgt das automatische Konfigurieren der CT-Filter Elektronik durch die Berechnung von Filterkoeffizienten, wobei durch diese Filterkoeffizienten das Filterverhalten der Filter-Elektronik bestimmt wird.

**[0024]** Vorteilhafterweise können unter den die Messung charakterisierenden Standardeinstellungen eine oder mehrere der folgenden Einstellungen vorgenommen werden:

- Aktivierung oder Deaktivierung eines Springfokusbetriebes,
- Aktivierung oder Deaktivierung eines Hochauflösungskammes,
- Bezeichnung der betroffenen Körperregion,
- Wahl des Faltungskerns.

**[0025]** Es wird weiterhin ein Computersoftware-Produkt vorgeschlagen, das, wenn es auf einer mit einem Computertomographie-Gerät verbundenen Recheneinrichtung läuft auf Basis von die Messung charakterisierenden Standardeinstellungs-Vorgaben eine Filterfunktion berechnet, durch die eine entsprechend angepasste Konfiguration der Filter-Elektronik erfolgt, so dass eine gewünschte Bildqualität erreicht wird.

**[0026]** Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden im Folgenden anhand von Ausführungsbeispielen beziehungsweise auf die begleitenden Abbildungen näher erläutert.

**[0027]** Fig. 1 zeigt schematisch ein Computertomographie-Gerät gemäß der vorliegenden Erfindung,

**[0028]** Fig. 2 zeigt schematisch ein Flussdiagramm gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung,

**[0029]** Fig. 3 zeigt schematisch ein Flussdiagramm gemäß einem zweiten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung,

**[0030]** In Fig. 2 ist schematisch ein Flussdiagramm gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dargestellt. In Schritt S1 nimmt der Benutzer, im allgemeinen der Arzt, über eine Benutzerschnittstelle eine Einstellung mehrerer vorgegebener Standardeinstellungen des CT-Gerätes vor. Diese Benutzerschnittstelle ist beispielsweise durch einen Monitor **6** und/oder eine Tastatur des in Fig. 1 dargestellten CT-Gerätes gegeben. Möglich ist beispielsweise in einem Schritt S1.1 die Wahl, ob die CT-Messung im Springfokus-Betrieb erfolgen soll oder nicht. In einem weiteren Schritt S1.2 steht der Benutzer vor der Entscheidung ob die Messung mit Hochauflösungskamm erfolgen soll oder nicht. Im darauffolgenden Schritt S1.3 gibt der Benutzer die zu messende Körperregion ein. In einem vierten Schritt S1.4 hat der Benutzer die Möglichkeit das gewünschte Schärfe-Kontrast-Verhältnis durch Wahl des entsprechenden Faltungskerns einzustellen.

**[0031]** Die in Schritt S1 aufgeführten Unterschritte S1.1 bis S1.4 sind nur einige Beispiele möglicher Standardeinstellungen des CT-Gerätes um eine Messung mit einer bestimmten Konfiguration des CT-Gerätes durchzuführen. Mit „Konfiguration“ ist erfindungsgemäß sowohl eine mechanische bzw. technische Präparierung des

CT-Gerätes durch Wahl vorgegebener Aufnahmeparameter (Springfokus, Hochauflösungskamm) als auch eine nicht-mechanische Präparierung durch Wahl vorgegebener Auswerteparameter (Körperregion, Faltungskern) gemeint.

**[0032]** Aktivierung des Springfokus gemäß S1.1 bedeutet, dass der Fokus auf der in der Röntgenröhre integrierten Anode gegen die Bewegungsrichtung der Röhre verfahren wird und somit während der Zeit zweier aufeinanderfolgender Messungen im Bezugssystem des Raumes ortsfest gehalten wird. Danach springt der Fokus elektromagnetisch gesteuert auf seine Ausgangsposition auf der Anode zurück und der Vorgang wiederholt sich. Da sich der Detektor kontinuierlich weiterbewegt ergeben sich durch dieses Verfahren für jede Fokusposition im Bezugssystem des Raumes zwei gemessene, ineinander versetzte Projektionen. Damit verdoppelt sich die Abtastrate wodurch die Ortsauflösung erhöht werden kann.

**[0033]** Bei Aktivierung des Hochauflösungskammes gemäß S1.2 werden dünne Lamellen eines stark absorbierenden Materials, die als solche gewissermaßen die Zähne eines Kammes darstellen, so über dem Detektor positioniert, dass sie jeweils die Stoßstelle zwischen zwei Detektorelementen überdecken. Abhängig von ihrer Breite reduzieren sie die Detektorapparatur, wodurch eine höhere Ortsauflösung erreicht werden kann. Allerdings wird dadurch auch die Dosiseffizienz des Gesamtsystems reduziert, weshalb ein solcher Hochauflösungskamm nur für Hochkontrastaufnahmen eingesetzt wird.

**[0034]** Trifft der Benutzer gemäß Schritt S1.3 eine Festlegung in Bezug auf eine zu vermessende Körperregion (z. B. Schädel, Weichteilgewebe, usw.), so wird der Frequenzgehalt des zu messenden CT-Signals festgelegt. Bei Schädelaufnahmen beispielsweise werden mehr hochfrequente Komponenten im CT-Signal berücksichtigt, was zu einer besseren räumlichen Auflösung des Bildes führt, allerdings bei gleichzeitig höherem Bildrauschen. Umgekehrt werden bei der Aufnahme von Weichteilzonen hauptsächlich niederfrequente Komponenten berücksichtigt, was zwar die Auflösung verringert, aber gleichzeitig das Bildrauschen senkt. Dieses Wechselspiel zwischen Auflösung und Bildrauschen kann ebenso gemäß Schritt S1.4 durch die Wahl des Faltungskerns beeinflusst werden.

**[0035]** Die vorliegende Erfindung nun besteht darin, die durch Wahl der Aufnahme- und Auswerteparameter getroffene Konfiguration des CT-Gerätes in Elektronik-Parameter zu übersetzen, durch welche automatisch die gesamte Mess-Elektronik optimal konfiguriert wird. Letztendlich bedeutet dies eine optimale Anpassung des Frequenzverhaltens der Mess-Elektronik an das konfigurierte CT-System und zwar bereits während der Messung.

**[0036]** Gemäß dem ersten Ausführungsbeispiel der Erfindung, wie es in Form einer Schrittfolge in [Fig. 2](#) dargestellt ist, umfasst die beispielsweise in [Fig. 1](#) dargestellte Mess-Elektronik **7** eine Reihe von Filtern (Filter 1 bis Filter N). Der Analog-Digital-Teil, den die Mess-Elektronik **7** außerdem aufweist, ist nicht dargestellt. Die Filter-Elektronik dient zum Filtern und Aufbereiten des vom Strahlenempfänger **2** (Detektor) ausgegebenen und von dem Analog-Digital-Teil der Mess-Elektronik digitalisierten Messsignals. Dabei entspricht jedes Filter einer definierten Konfiguration des CT-Gerätes, wie sie in Schritt S1 vorgenommen wurde. Jedes Filter ist der ihm zugeordneten Konfiguration des CT-Gerätes derart angepasst, dass es eine optimale bzw. gewünschte Bildqualität liefert.

**[0037]** Die Übersetzung erfolgt nun gemäß Schritt S2 durch den in [Fig. 1](#) dargestellten CT-Systemrechner **8**, der die in Schritt S1 eingestellte Konfiguration erkennt und diese dem entsprechenden Filter zuordnet. In Schritt S3 wird dann die Messung mit dem ausgewählten Filter durchgeführt.

**[0038]** In [Fig. 3](#) ist eine Modifikation des Verfahrens aus [Fig. 2](#) dargestellt. Wie in Schritt S1 des in [Fig. 2](#) dargestellten Verfahrens wird gemäß Schritt S4 das CT-Gerät konfiguriert. Im Unterschied zu [Fig. 2](#) umfasst jedoch die Mess-Elektronik **7** keine Reihe von Filtern, sondern eine komplexe adaptive Elektronik, die durch entsprechende Koeffizienten konfiguriert wird und dadurch ein entsprechend gewünschtes optimales, an die CT-Geräte-Konfiguration angepasstes Elektronik-Filterverhalten aufweist.

**[0039]** Die erwähnten Koeffizienten werden gemäß Schritt S5 durch den CT-Systemrechner **8** berechnet und beispielsweise in Form einer Tabelle der Mess-Elektronik **7** zugeführt. Eine derartige Tabelle kann 512, 1024 oder mehr Werte aufweisen. Auf Basis der berechneten Koeffizienten führt die Mess-Elektronik **7** gemäß Schritt **56** eine CT-Messung dergestalt durch, dass beispielsweise Alias-Fehisigriale und Rauschanteile im eigentlichen Nutzband des gemessenen CT-Signals optimal herausgefiltert werden.

**[0040]** Das wesentliche einer adaptiven Mess-Elektronik, wie sie in der vorliegenden Erfindung Anwendung

finden soll, besteht in einem konfigurierbaren Analog-Digital-Wandler (AD-Wandler), bei dem eine Filterung einen Teil des Wandlerkonzeptes darstellt. Die Art und Weise der Filterung kann bei einem solchen AD-Wandler durch Eingabe definierter Filter-Koeffizienten explizit festgelegt werden. Die Auswahl bzw. Berechnung der Koeffizienten richtet sich nach dem gewünschten Frequenzgang den der AD-Wandler im Rahmen seiner Filter-Eigenschaft aufweisen soll. Dabei ist der Frequenzgang zum einen von der Integrationszeit des AD-Wandlers abhängig, durch die das CT-Signal gemäß dem Nyquist-Theorem bandbegrenzt wird. Zum andern muss die Konfiguration des CT-Gerätes berücksichtigt werden.

**[0041]** So werden beispielsweise bei einer Integrationszeit von  $\tau = 200 \mu\text{s}$  Frequenzkomponenten bis maximal  $0,5 \cdot 1/200 \mu\text{s} = 2,5 \text{ kHz}$  abgetastet. Frequenzkomponenten oberhalb von 2,5 kHz unterliegen hingegen dem Aliasing und sind aus dem Signal herauszufiltern.

**[0042]** Dies gilt nicht, wenn das CT-Gerät im Springfokus betrieben wird. Durch den Springfokus eines CT-Gerätes werden zusätzliche höherfrequente Anteile im CT-Signal generiert, die im Bereich von einigen kHz liegen. In Simulationen hat sich herausgestellt, dass die durch die Springfokusbewegung verursachte erste Harmonische vollständig durchgelassen, höherfrequente Anteile hingegen unterdrückt werden sollten. Die Springfokus-Frequenz ist halb so groß wie die Abtastfrequenz

$$f_{\text{Spring}} = \frac{1}{2} f_{\text{Abtast}}$$

im obigen Beispiel also 2,5 kHz. Die Frequenz der ersten Harmonischen liegt dann bei  $f_{\text{Abtast}} = 5 \text{ kHz}$ , ist also gleich der Abtastfrequenz. Allerdings richtet sich der optimale Frequenzgang (die optimale Filterfunktion) des AD-Wandlers auch nach der Form der Raum-Zeit-Abhängigkeit der Springfokusbewegung (z. B. trapez-, dreieck-, rechteck-förmig usw.).

**[0043]** Ein weiterer den Frequenzgang bestimmender Aspekt ist der eigentliche gewünschte Frequenzgehalt der CT-Signale. Soll beispielsweise eine hohe räumliche Auflösung der Bilddaten bei gleichzeitig tendenziell höherem Bildrauschen erreicht werden müssen hochfrequente Komponenten im CT-Signal mitgenommen werden. Sinnvoll ist dies z. B. bei konturenreichen Schädelaufnahmen. Schneidet man dagegen höherfrequente Anteile ab, so wird zwar die Auflösung verringert, gleichzeitig wird aber das Bildrauschen gesenkt. Dies ist beispielsweise bei der Aufnahme von Weichteilzonen von Interesse, bei denen ein niedriger Kontrast ausreichend ist.

**[0044]** Es liegt somit ein Wechselspiel zwischen Auflösung und Bildrauschen vor, dessen Verhältnis insbesondere durch den die CT-Bildrekonstruktion bestimmenden Faltungskern (Schärfe-Kontrast-Verhältnis) beispielsweise gemäß Schritt S1.4 festgelegt werden kann. Die Vorteile der in [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) dargestellten erfindungsgemäßen Verfahren lassen sich wie folgt zusammenfassen:

Durch die Anpassung der Mess-Elektronik insbesondere deren Filter-Verhalten an die jeweilige CT-Geräte-Konfiguration, kann der Informationsgehalt des CT-Messsignals besser genutzt werden. Dies bedeutet zum einen ein niedrigeres Bildrauschen zum andern aber – wie Simulationen zeigten auch eine damit verbundene Dosisreduktion in der Größenordnung von 16%.

**[0045]** Darüber hinaus kann durch einen weiteren CT-Gerätekonfigurations-Eingabemodus – beispielsweise in Form eines weiteren Schrittes S1.5 in den Verfahren beider [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) – die Bildqualität des Gerätes eines anderen Herstellers bzw. eines älteren Modells beliebig genau imitiert werden, um Kunden, die oft über Jahre und Jahrzehnte an einen bestimmten Rausch- und Schärfeeindruck gewöhnt sind, den Umgang mit dem erfindungsgemäßen CT-Gerät zu erleichtern

## Patentansprüche

1. Computertomographie-Gerät aufweisend  
 eine Röntgenröhre (1) zum Durchstrahlen eines zu untersuchenden Objektes (3) mit Röntgenstrahlung und einen Strahlenempfänger (2) zum Messen der durch das Objekt (3) transmittierten Röntgenstrahlung und zum Ausgeben von Messsignalen,  
 eine Benutzerschnittstelle (6), über die mehrere die Messung charakterisierende Standardeinstellungen des Gerätes in Form von unterschiedlichen Auswerte- und Aufnahmeparametern einstellbar sind,  
 eine Mess-Elektronik (7), die eine konfigurierbare Filter-Elektronik zum Filtern und Aufbereiten der Messsignale enthält, sowie  
 einen Systemrechner (8) zum Konfigurieren der Filter-Elektronik unter Berücksichtigung von vor der Messung über die Benutzerschnittstelle (6) eingestellten Standardeinstellungen und zur Auswertung der Messergebnis-

se.

2. Computertomographie-Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Konfiguration der Filter-Elektronik durch eine Auswahl eines Filters aus mehreren in der Filter-Elektronik vorhandenen Filtern erfolgt.

3. Computertomographie-Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Konfiguration der Filter-Elektronik durch die Berechnung von Filterkoeffizienten erfolgt, wobei durch diese Filterkoeffizienten das Filterverhalten der Filter-Elektronik bestimmt wird.

4. Computertomographie-Gerät nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass in einer ersten Standardeinstellung eingestellt wird, ob die Messung im Springfokus-Betrieb erfolgt oder nicht.

5. Computertomographie-Gerät nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass in einer zweiten Standardeinstellung eingestellt wird, ob die Messung mit einem Hochauflösungskamm erfolgt oder nicht.

6. Computertomographie-Gerät nach Anspruch 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass in einer dritten Standardeinstellung eingestellt wird, für welche Körperregion die Messung erfolgt.

7. Computertomographie-Gerät nach Anspruch 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass in einer vierten Standardeinstellung der Faltungskern eingestellt wird

8. Verfahren zur Computertomographie-Bildgebung, aufweisend folgende Schritte:

- Einstellen (S1; S4) mindestens einer die Messung charakterisierenden Standardeinstellung über eine Benutzerschnittstelle (6) des CT-Gerätes,
- automatisches Konfigurieren (S2; S5) der CT-Filter-Elektronik durch einen CT-Systemrechner (8) unter Berücksichtigung der vor der Messung vorgenommenen Standardeinstellungen,
- Durchstrahlen des zu untersuchenden Objektes (3) mit aus der Röntgenröhre (1) austretender Röntgenstrahlung,
- Messen bzw. Auswerten (S3; S6) der CT-Signale mit dem Detektor (2) sowie der konfigurierten CT-Filter-Elektronik (7).

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass das automatische Konfigurieren der CT-Filter-Elektronik durch das Auswählen eines Filters aus mehreren in der CT-Filter-Elektronik vorhandenen Filtern (S2) erfolgt.

10. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass das automatische Konfigurieren der CT-Filter-Elektronik durch die Berechnung von Filterkoeffizienten (S5) erfolgt, wobei durch diese Filterkoeffizienten das Filterverhalten der Filter-Elektronik bestimmt wird.

11. Verfahren nach Anspruch 8 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass unter den die Messung charakterisierenden Standardeinstellungen eine oder mehrere der folgenden Einstellungen vorgenommen werden kann:

- Aktivierung oder Deaktivierung eines Springfokus-Betriebes (S1.1),
- Aktivierung oder Deaktivierung eines Hochauflösungskammes (S1.2),
- Bezeichnung der betroffenen Körperregion (S1.3),
- Wahl des Faltungskerns (S1.4).

12. Computersoftware-Produkt, dadurch gekennzeichnet, dass es eine Filterfunktion berechnet, wenn es in eine mit einem Computertomographie-Gerät verbundene Recheneinrichtung geladen wird und auf dieser läuft, derart dass die Recheneinrichtung unter Berücksichtigung von vor einer mit dem Computertomographie-Gerät vorzunehmenden Messung über eine Benutzerschnittstelle eingestellten, die Messung charakterisierenden Standardeinstellungen die Filterfunktion des Computertomographie-Geräts berechnet, durch die eine entsprechend angepasste Konfiguration einer Filter-Elektronik des Computertomographie-Geräts erfolgt, so dass eine gewünschte Bildqualität erreicht wird.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

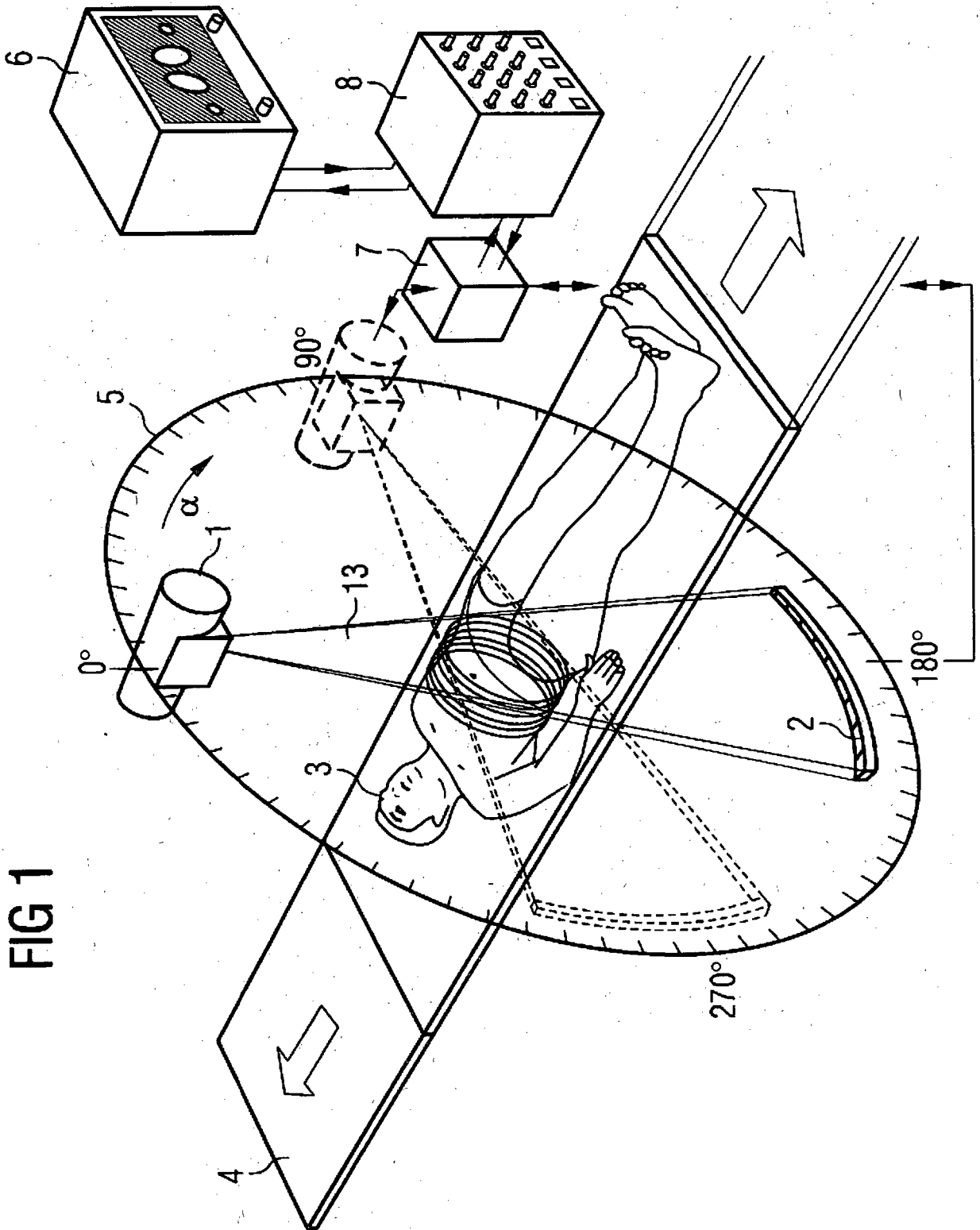


FIG 1



FIG 2

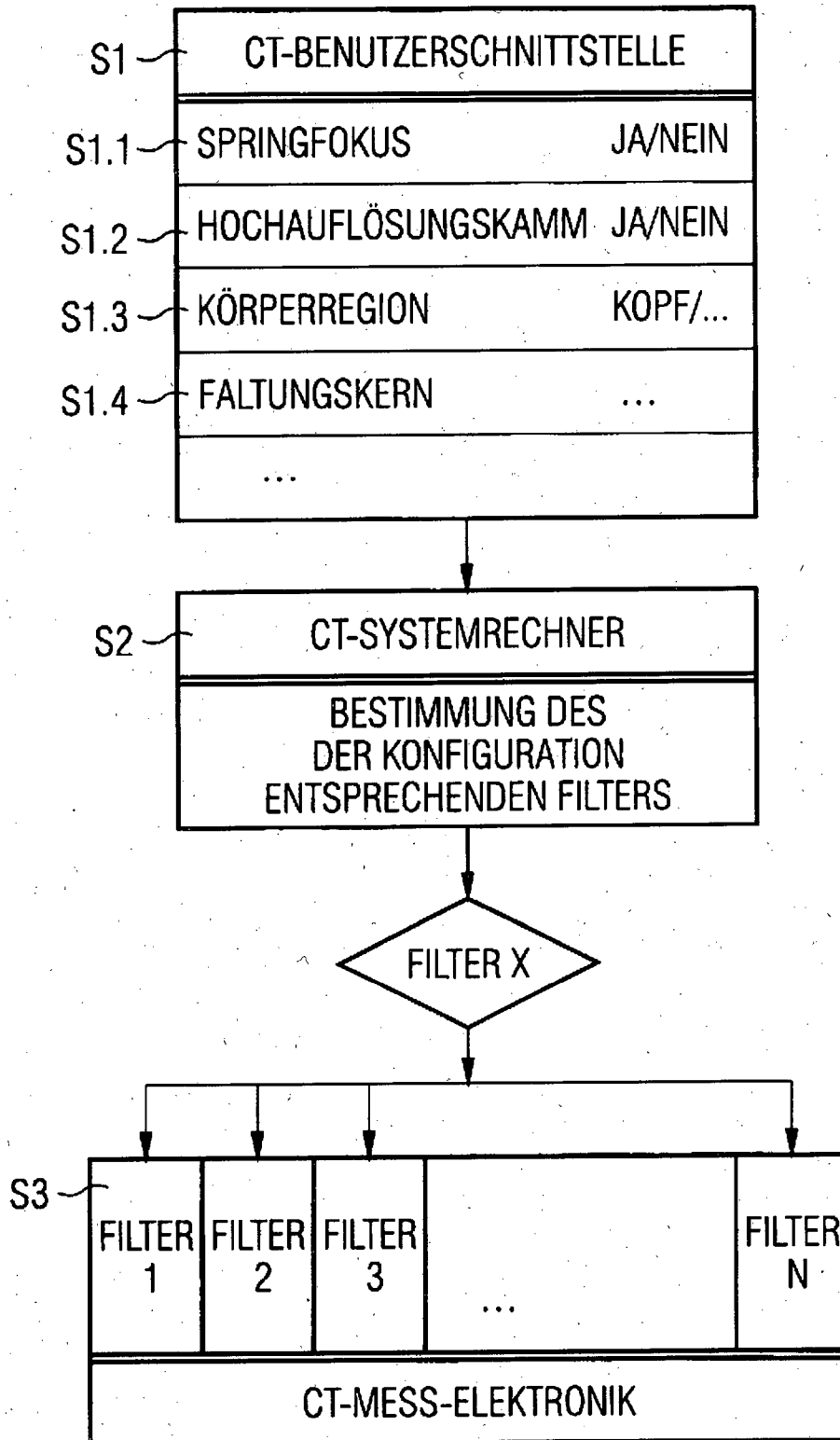


FIG 3

