(19) BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

DEUTSCHES PATENT- UND MARKENAMT

(12) **Offenlegungsschrift**

(10) **DE 102 24 011 A 1**

(51) Int. Cl.[7]: **G 06 T 17/00**
G 06 T 5/00

(21) Aktenzeichen: 102 24 011.6
(22) Anmeldetag: 29. 5. 2002
(43) Offenlegungstag: 24. 12. 2003

DE 102 24 011 A 1

(71) Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Hornegger, Joachim, Dr., 91083 Baiersdorf, DE; Reiss, Joachim, Dr., 91083 Baiersdorf, DE; Schnörr, Christoph, Prof., 68526 Ladenburg, DE

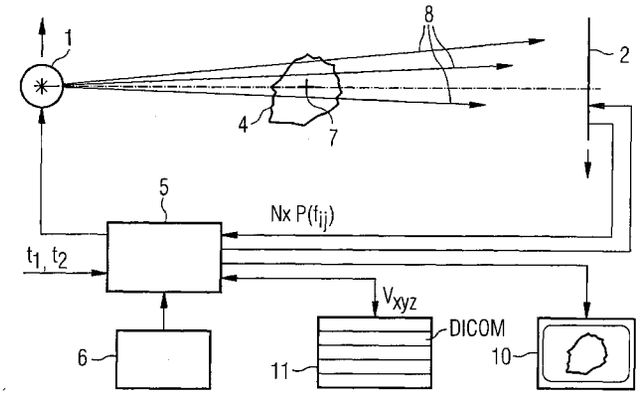
(56) Entgegenhaltungen:
DE 198 43 812 A1
TAM, K.C.: Reducing the fan-beam scanning angular
range. Phys.Med.Biol., 1988, Vol. 33, No. 8, S. 955-967;

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Rechnergestütztes Rekonstruktionsverfahren für ein dreidimensionales Objekt

(57) Einem Rechner (5) werden mindestens drei 2-D-Projektionen (P) eines Objekts (4) zugeführt, die um Differenzwinkel (β) gegeneinander versetzt sind. Flächenelementen (3) der Projektionsfläche (2) ist je eine Position (ij) in der Projektionsfläche (2) und pro Projektion (P) je ein Flächendatenwert ($f_{ij}$) zugeordnet. Vom Rechner (5) werden anhand der zugeführten Projektionen (P) binäre Volumendatenwerte ($V_{xyz}$) für eine Vielzahl von Volumenelementen (9) ermittelt, denen je eine Position (xyz) im Raum zugeordnet ist, so dass diese in ihrer Gesamtheit ein 3-D-Abbild des Objekts (4) repräsentieren.




DE 102 24 011 A 1

Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ein rechnergestütztes Rekonstruktionsverfahren für ein dreidimensionales Objekt,

– wobei einem Auswerterechner eine Anzahl von mindestens drei zweidimensionalen Projektionen des Objekts zugeführt wird, die um Differenzwinkel gegeneinander versetzt sind,
– wobei die Differenzwinkel in einer gemeinsamen Schwenkebene liegen,
– wobei den Flächenelementen je eine Position in der Projektionsfläche und pro Projektion je ein Flächendatenwert zugeordnet ist,
– wobei vom Auswerterechner anhand der zugeführten zweidimensionalen Projektionen Volumendatenwerte für eine Vielzahl von Volumenelementen, denen je eine Position im Raum zugeordnet ist, ermittelt werden, so dass die Volumenelemente in ihrer Gesamtheit ein dreidimensionales Abbild des Objekts repräsentieren.

**[0002]** Derartige Verfahren sind für sogenannte C-Bogen-Röntgenanlagen allgemein bekannt. Bei ihnen werden die Strahlquelle und die Projektionsfläche synchron und gleichsinnig über mindestens 180° verschwenkt und dabei 44 bis 400 Röntgenaufnahmen aufgenommen. Die Rekonstruktion erfolgt dann mittels des Rückprojektionsalgorithmus nach Feldkamp.

**[0003]** Beim Rückprojektionsalgorithmus nach Feldkamp ist ein Verschwenken um mindestens 180° zwingend erforderlich. Die C-Bogen-Röntgenanlagen, die eine derartige Verschwenkung um 180° und mehr ermöglichen, sind aber relativ kostenintensiv. Es existieren daher eine Vielzahl von Anlagen, bei denen nur eine Verschwenkung um einen kleineren Winkel als 180° möglich ist. Bei derartigen Anlagen kann im Stand der Technik keine 3D-Rekonstruktion des Objekts erfolgen.

**[0004]** Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, ein rechnergestütztes Rekonstruktionsverfahren zu schaffen, das für eine Vielzahl von Anwendungsfällen eine 3D-Rekonstruktion des Objekts ermöglicht, auch wenn die Strahlquelle und die Projektionsfläche um einen kleineren Winkel als 180° verschwenkt werden.

**[0005]** Die Aufgabe wird dadurch gelöst, dass die Volumendatenwerte binär sind.

**[0006]** Das Binarisieren der Volumendatenwerte stellt zwar eine Näherung dar. Die Näherung ist aber akzeptabel, da in vielen Anwendungsfällen Hochkontrastobjekte untersucht werden. Beispielsweise sind bei der Angiographie die interessierenden Gefäße mit einem Kontrastmittel gefüllt oder stellen Knochen bereits selbst solche Hochkontrastobjekte dar.

**[0007]** Das erfindungsgemäße Rekonstruktionsverfahren ist selbstverständlich auch anwendbar, wenn ein Verschwenken um 180° oder mehr erfolgt. Ein Verschwenken um 180° oder mehr ist aber nicht mehr zwingend erforderlich. Die Summe der Differenzwinkel kann also auch kleiner als 180° sein. Insbesondere ist es möglich, dass sie lediglich 60 bis 120° beträgt.

**[0008]** Die Projektionen sind bezüglich der Rotationsachse innerhalb des Verschwenkbereichs vorzugsweise gleichmäßig verteilt. Sie können Parallelprojektionen sein. Vorzugsweise aber sind sie perspektivische Projektionen.

**[0009]** Aufgrund des vereinfachten Rekonstruktionsverfahrens ist es nunmehr möglich, dass die Anzahl der Projektionen kleiner als 40, insbesondere kleiner als 20, z. B. kleiner als 10, ist. Aufgrund des erfindungsgemäßen Rekonstruktionsverfahrens ist es also möglich, einen Patienten einer deutlich niedrigeren Strahlenbelastung auszusetzen als bei den Rekonstruktionsverfahren des Standes der Technik.

**[0010]** Die Volumendatenwerte repräsentieren eine Grundtransparenz und eine Minimaltransparenz des Objekts. Es ist möglich, dass die Grundtransparenz und/oder die Minimaltransparenz vom Auswerterechner zusammen mit den Volumendatenwerten ermittelt werden. Alternativ ist selbstverständlich auch möglich, die Grundtransparenz und/oder die Minimaltransparenz dem Auswerterechner vorzugeben.

**[0011]** Wenn die ermittelten Volumendatenwerte vom Auswerterechner in einem Massenspeicher derart hinterlegt werden, dass die Volumendatenwerte von Volumenelementen, deren Positionen im Raum in einer gemeinsamen Ebene liegen, zusammen abgespeichert werden, ergibt sich ein besonders einfacher Zugriff auf einzelne Schichten des Volumens.

**[0012]** Wenn die ermittelten Volumendatenwerte vom Auswerterechner im DICOM-Format in einem Massenspeicher hinterlegt werden, findet ein weit verbreitetes Speicherformat Anwendung.

**[0013]** Aufgrund des Umstands, dass die Volumendatenwerte nur zwei verschiedene Werte annehmen können, ist es möglich, zunächst diejenigen Volumendatenwerte zu bestimmen, welche mit Sicherheit die Grundtransparenz des Objekt repräsentieren, und danach durch Ausprobieren der verbleibenden Möglichkeiten (Trial and Error) zu ermitteln, welche Werte die verbleibenden Volumendatenwerte tatsächlich annehmen. Einfacher und schneller ist es aber, wenn zur Ermittlung der Volumendatenwerte ein Verfahren der diskreten Tomographie angewendet wird.

**[0014]** Weitere Vorteile und Einzelheiten ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels in Verbindung mit den Zeichnungen. Dabei zeigen in Prinzipdarstellung

**[0015]** **Fig.** 1 eine bildgebende medizinische Anlage,

**[0016]** **Fig.** 2 eine Draufsicht auf eine Schwenkebene,

**[0017]** **Fig.** 3 eine erläuternde Darstellung einer Projektion und

**[0018]** **Fig.** 4 ein Ablaufdiagramm.

**[0019]** Gemäß **Fig.** 1 weist eine bildgebende medizinische Anlage, beispielsweise eine Röntgenanlage, eine Strahlquelle **1** (hier eine Röntgenröhre **1**) und eine Projektionsfläche **2** auf. Die Projektionsfläche **2** weist – siehe **Fig.** 3 – eine Vielzahl von Flächenelementen **3** auf. Zwischen der Strahlquelle **1** und der Projektionsfläche **2** ist ein zu untersuchendes dreidimensionales Objekt **4** angeordnet, das mittels der Strahlquelle **1** durchstrahlbar ist.

**[0020]** Die bildgebende medizinische Anlage weist ferner einen Steuer- und Auswerterechner **5** auf, der mit der Strahlquelle **1** und der Projektionsfläche **2** steuerungs- und datentechnisch verbunden ist. Der Steuer- und Auswerterechner **5** ist mit einem Computerprogrammprodukt **6** programmiert, welches das Verhalten des Steuer- und Auswerterechners **5** bestimmt. Aufgrund der Programmierung mit dem Computerprogrammprodukt **6** führt der Steuer- und Auswerterechner **5** ein nachstehend näher beschriebenes Rekonstruktionsverfahren für das Objekt **4** aus.

**[0021]** Die Strahlquelle **1** und die Projektionsfläche **2** werden, wie in **Fig.** 1 durch entgegengesetzt gerichtete Pfeile bei der Strahlquelle **1** und der Projektionsfläche **2** angedeutet, vom Steuer- und Auswerterechner **5** bezüglich einer gemeinsamen Schwenkachse **7** synchron und gleichsinnig um einen Schwenkwinkel $\alpha$ verschwenkt. Das Verschwenken erfolgt also in einer Schwenkebene. Während des Verschwenkens um den Schwenkwinkel $\alpha$ wird – kontinuierlich

oder gepulst – die Strahlquelle **1** betrieben. Die Projektionsfläche **2** wird dadurch – zum Teil unter Durchstrahlung des Objekts **4** – von der Strahlquelle **1** mit Strahlung bestrahlt. So ermittelte zweidimensionale Projektionen P des Objekts **4** werden dem Steuer- und Auswerterechner **5** zugeführt. Sie sind um Differenzwinkel $\beta$ gegeneinander versetzt.

**[0022]** Die Summe der Differenzwinkel $\beta$ ergibt dabei den Schwenkwinkel $\alpha$.

**[0023]** Wie aus **Fig.** 2 ersichtlich ist, ist der Schwenkwinkel $\alpha$ kleiner als 180°. Er beträgt gemäß Ausführungsbeispiel nämlich nur 90°, liegt also insbesondere zwischen 60° und 120°. Innerhalb des Schwenkwinkels $\alpha$ ist der Differenzwinkel $\beta$ zwischen den einzelnen Projektionen P gemäß Ausführungsbeispiel stets der selbe. Die Differenzwinkel $\beta$ sind also untereinander gleich und – trivialerweise – kleiner als 90°. Sie könnten aber auch variieren. In **Fig.** 2 sind dabei nur die Stellungen der Strahlquelle **1** während der einzelnen Projektionen P eingezeichnet. Die Stellungen der Projektionsfläche **2** sind in **Fig.** 2 der Übersichtlichkeit halber nicht mit eingezeichnet.

**[0024]** Die Anzahl N von Projektionen P beträgt gemäß **Fig.** 2 sechs. Sie kann aber auch größer oder kleiner als sechs sein. Mindestens beträgt die Anzahl N drei. Nach oben ist die Anzahl N prinzipiell beliebig. Sie sollte aber, um die Strahlenbelastung des Objekts **4** minimal zu halten, kleiner als 40, insbesondere kleiner als 20, z. B. kleiner als 10, sein.

**[0025]** Wie besonders deutlich aus **Fig.** 3 ersichtlich ist, kann die Strahlquelle **1** im wesentlichen als punktförmig angenommen werden. Die Projektionen P sind somit perspektivische Projektionen P.

**[0026]** Gemäß **Fig.** 3 sind die Flächenelemente **3** in der Projektionsfläche **2** zweidimensional verteilt. Jedem Flächenelement **3** ist somit je eine Position ij in der Projektionsfläche **2** zugeordnet. Pro Projektion P liefert jedes Flächenelement **3** ferner einen Flächendatenwert $f_{ij}$. Der Flächendatenwert $f_{ij}$ ist abhängig von der Abschwächung von Projektionsstrahlen **8** durch das Objekt **4**. Die Flächendatenwerte $f_{ij}$ können daher zwischen einem Minimalwert und einem Maximalwert liegen.

**[0027]** Voraussetzungsgemäß ist das Objekt **4** ein Hochkontrastobjekt **4**. Beispielsweise stellt das Objekt **4** ein angiographisch zu erfassendes, mit einem Kontrastmittel gefülltes Gefäßsystem dar. Alternativ kann das Objekt **4** beispielsweise aus Knochen und den oder die Knochen umgebendem Gewebe bestehen. Jede Stelle des Hochkontrastobjekts **4** weist daher entweder eine Grundtransparenz $t_1$ oder eine Minimaltransparenz $t_2$ auf, je nachdem, ob die jeweilige Stelle im hochabsorbierenden oder im schwachabsorbierenden Bereich des Objekts **4** liegt.

**[0028]** Das Objekt **4** wird durch eine Vielzahl von Volumenelementen **9** beschrieben, denen je eine Position xyz im Raum und ein Volumendatenwert $v_{xyz}$ zugeordnet ist. Die Volumendatenwerte $v_{xyz}$ sind dabei binär. Nehmen sie den Wert Null an, repräsentieren die entsprechenden Volumenelemente **9** Stellen des Objekts **4**, welche die Grundtransparenz $t_1$ aufweisen. Nehmen sie den Wert Eins an, repräsentieren sie Stellen des Objekts **4**, welche die Minimaltransparenz $t_2$ aufweisen.

**[0029]** Die Volumendatenwerte $v_{xyz}$ werden vom Steuer- und Auswerterechner **5** anhand der zugeführten zweidimensionalen Projektionen P für alle Volumenelemente **9** derart ermittelt, dass die Volumenelemente **9** in ihrer Gesamtheit ein dreidimensionales Abbild des Objekts **4** repräsentieren.

**[0030]** Die Ermittlung der Volumendatenwerte $v_{xyz}$ kann beispielsweise dadurch erfolgen, dass zunächst die Volumendatenwerte $v_{xyz}$ derjenigen Volumenelemente **9** ermittelt werden, welche mit Sicherheit die Grundtransparenz $t_1$ aufweisen. Dies wird im Regelfall der überwiegende Anteil der Volumenelemente **9** sein. Aufgrund des Umstands, dass die verbleibenden Volumenelemente **9** damit zahlenmäßig bereits erheblich reduziert sind und die Volumendatenwerte $v_{xyz}$ binär sind, also nur zwei Werte annehmen können, ist es dann mit zumutbarem Rechenaufwand möglich, durch Ausprobieren (trial and error) die Volumendatenwerte $v_{xyz}$ der verbleibenden Volumenelemente **9** zu ermitteln.

**[0031]** Schneller und sicherer ist es aber, wenn die Volumendatenwerte $v_{xyz}$ mittels eines Verfahrens der Diskreten Tomographie ermittelt werden. Derartige Verfahren sind beispielsweise aus Kuba, Herman, Discrete Tomography, Birkhäuser Verlag **1999**, bekannt und können ohne weiteres auch im vorliegenden Fall angewendet werden.

**[0032]** Es ist möglich, dem Steuer- und Auswerterechner **5** – direkt oder indirekt – die Grundtransparenz $t_1$ und/oder die Minimaltransparenz $t_2$ vorzugeben. Beispielsweise kann ein Benutzer vorgeben, welches Kontrastmittel bei der Angiographie verwendet wird, so dass der Steuer- und Auswerterechner **5** anhand einer rechnerintern abgespeicherten Tabelle die korrespondierenden Transparenzen $t_1$, $t_2$ ermitteln kann. Alternativ ist es – insbesondere bei Anwenden des Verfahrens der Diskreten Tomographie – auch möglich, dass der Steuer- und Auswerterechner **5** die Transparenzen $t_1$, $t_2$ zusammen mit den Volumendatenwerten $v_{xyz}$ selbst ermittelt.

**[0033]** Nach dem Ermitteln der Volumendatenwerte $v_{xyz}$ können auf einem Sichtgerät **10** korrespondierende Darstellungen des Objekts **4** angezeigt werden. Das Ermitteln der Darstellungen kann dabei auf bekannte Weise erfolgen, z. B. mittels der allgemein bekannten Volume Rendering Verfahren. Alternativ oder zusätzlich können die Volumendatenwerte $v_{xyz}$ auch in einem Massenspeicher **11** hinterlegt werden. Die Abspeicherung kann in beliebigen Formaten erfolgen. Vorzugsweise erfolgt sie aber im DICOM-Format.

**[0034]** Die Volumendatenwerte $v_{xyz}$ werden im Massenspeicher **11** vorzugsweise derart hinterlegt, dass die Volumendatenwerte $v_{xyz}$ von Volumenelementen **9**, deren Positionen xyz im Raum in einer gemeinsamen Ebene liegen, zusammen abgespeichert werden. Dies ist in **Fig.** 1 durch die schichtweise Aufteilung des Massenspeichers **11** angedeutet.

**[0035]** Die erfindungsgemäße Vorgehensweise wird nachstehend nochmals in Verbindung mit **Fig.** 4 kurz erläutert.

**[0036]** Gemäß **Fig.** 4 können, wie in einem Schritt **21** gestrichelt angedeutet, dem Steuer- und Auswerterechner **5** zunächst eine Grundtransparenz $t_1$ und eine Minimaltransparenz $t_2$ vorgegeben werden. Nach dem optionalen Vorgeben der Transparenzen $t_1$, $t_2$ werden in einem Schritt **22** die Strahlquelle **1** und die Projektionsfläche **2** in ihre Anfangspositionen verschwenkt. Unmittelbar danach in einem Schritt **23** ein Index n auf den Wert Null gesetzt.

**[0037]** Sodann wird in einem Schritt **24** die Projektionsfläche **2** von der Strahlquelle **1** aus durch das Objekt **4** hindurch bestrahlt. Die so ermittelte Projektion P wird dem Steuer- und Auswerterechner **5** in einem Schritt **25** zugeführt. In einem Schritt **26** wird der Index n um Eins erhöht. In einem Schritt **27** wird überprüft, ob der Index n größer als die Anzahl N ist.

**[0038]** Ist der Index n noch nicht größer als die Anzahl N, werden in einem Schritt **28** die Strahlquelle **1** und die Projektionsfläche **2** um den – gemäß Ausführungsbeispiel konstanten – Differenzwinkel $\beta$ verschwenkt. Sodann wird zum Schritt **24** zurückgesprungen.

**[0039]** Wenn hingegen der Index n die Anzahl N erreicht hat, ermittelt der Steuer- und Auswerterechner **5** anhand der Flächendatenwerte $f_{ij}$ der Projektionen P die Volumendatenwerte $v_{xyz}$ der Volumenelemente **9**. Gegebenenfalls ermittelt er im Schritt **29** auch die Transparenzen $t_1$, $t_2$. Die ermittel-

ten Volumendatenwerte $v_{xyz}$ und die Transparenzen $t_1$, $t_2$ werden in einem Schritt **30** schichtweise im DICOM-Format im Massenspeicher **11** abgespeichert. In einem Schritt **31** erfolgen schließlich Darstellungen des rekonstruierten Objekts auf dem Sichtgerät **10**.

**[0040]** Aufgrund der Beschränkung auf Hochkontrastobjekte **4** sind somit mittels des erfindungsgemäßen Rekonstruktionsverfahrens dreidimensionale Rekonstruktionen des Objekts **4** möglich, obwohl nur eine sehr geringe Anzahl N von Projektionen P aufgenommen wurde und der Schwenkwinkel α kleiner als 180° ist.

## Patentansprüche

1. Rechnergestütztes Rekonstruktionsverfahren für ein dreidimensionales Objekt (**4**),
   - wobei einem Auswerterechner (**5**) eine Anzahl (N) von mindestens drei zweidimensionalen Projektionen (P) des Objekts (**4**) zugeführt wird, die um Differenzwinkel (β) gegeneinander versetzt sind,
   - wobei die Differenzwinkel (β) in einer gemeinsamen Schwenkebene liegen,
   - wobei den Flächenelementen (**3**) je eine Position (ij) in der Projektionsfläche (**2**) und pro Projektion (P) je ein Flächendatenwert ($f_{ij}$) zugeordnet ist,
   - wobei vom Auswerterechner (**5**) anhand der zugeführten zweidimensionalen Projektionen (P) binäre Volumendatenwerte ($v_{xyz}$) für eine Vielzahl von Volumenelementen (**9**), denen je eine Position (xyz) im Raum zugeordnet ist, ermittelt werden, so dass die Volumenelemente (**9**) in ihrer Gesamtheit ein dreidimensionales Abbild des Objekts (**4**) repräsentieren.

2. Rekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Differenzwinkel (β) kleiner als 90° sind.

3. Rekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Differenzwinkel (β) untereinander gleich sind.

4. Rekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Summe der Differenzwinkel (β) kleiner als 180° ist, insbesondere zwischen 60° und 120° liegt.

5. Rekonstruktionsverfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Projektionen (P) perspektivische Projektionen (P) sind.

6. Rekonstruktionsverfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Anzahl (N) der Projektionen (P) kleiner als 40, insbesondere kleiner als 20, z. B. kleiner als 10, ist.

7. Rekonstruktionsverfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Volumendatenwerte ($v_{xyz}$) eine Grundtransparenz ($t_1$) und eine Minimaltransparenz ($t_2$) des Objekts (**4**) repräsentieren und dass die Grundtransparenz ($t_1$) und/oder die Minimaltransparenz ($t_2$) vom Auswerterechner (**5**) zusammen mit den Volumendatenwerten ($v_{xyz}$) ermittelt werden.

8. Rekonstruktionsverfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Volumendatenwerte ($v_{xyz}$) eine Grundtransparenz ($t_1$) und eine Minimaltransparenz ($t_2$) des Objekts (**4**) repräsentieren und dass die Grundtransparenz ($t_1$) und/oder die Minimaltransparenz ($t_2$) dem Auswerterechner (**5**) vorgegeben werden.

9. Rekonstruktionsverfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die ermittelten Volumendatenwerte ($v_{xyz}$) vom Auswerterechner (**5**) in einem Massenspeicher (**11**) derart hinterlegt werden, dass die Volumendatenwerte ($v_{xyz}$) von Volumenelementen (**9**), deren Positionen (xyz) im Raum in einer gemeinsamen Ebene liegen, zusammen abgespeichert werden.

10. Rekonstruktionsverfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die ermittelten Volumendatenwerte ($v_{xyz}$) vom Auswerterechner (**5**) im DICOM-Format in einem Massenspeicher (**11**) hinterlegt werden.

11. Rekonstruktionsverfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zur Ermittlung der Volumendatenwerte ($v_{xyz}$) ein Verfahren der Diskreten Tomographie angewendet wird.

12. Rekonstruktionsverfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass es bei der Angiographie und/oder bei der Rekonstruktion eines aus Knochen und umgebendem Gewebe bestehenden Objekts (**4**) anwendet wird.

13. Computerprogrammprodukt zur Durchführung eines Rekonstruktionsverfahrens nach einem der obigen Ansprüche.

14. Mit einem Computerprogrammprodukt (**6**) nach Anspruch 13 programmierter Auswerterechner.

15. Bildgebende medizinische Anlage, insbesondere Röntgenanlage, mit einer Strahlquelle (**1**) und einer von der Strahlquelle (**1**) bestrahlbaren Projektionsfläche (**2**) mit einer Vielzahl von Flächenelementen (**3**), wobei die Projektionsfläche (**2**) mit einem Auswerterechner (**5**) nach Anspruch 14 datentechnisch verbunden ist.

16. Bildgebende medizinische Anlage nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Auswerterechner (**5**) als Steuer- und Auswerterechner (**5**) ausgebildet ist und dass die Strahlquelle (**1**) und die Projektionsfläche (**2**) mit dem Steuer- und Auswerterechner (**5**) steuerungstechnisch verbunden sind.

---

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

Nummer: DE 102 24 011 A1
Int. Cl.[7]: G 06 T 17/00
Offenlegungstag: 24. Dezember 2003

FIG 1

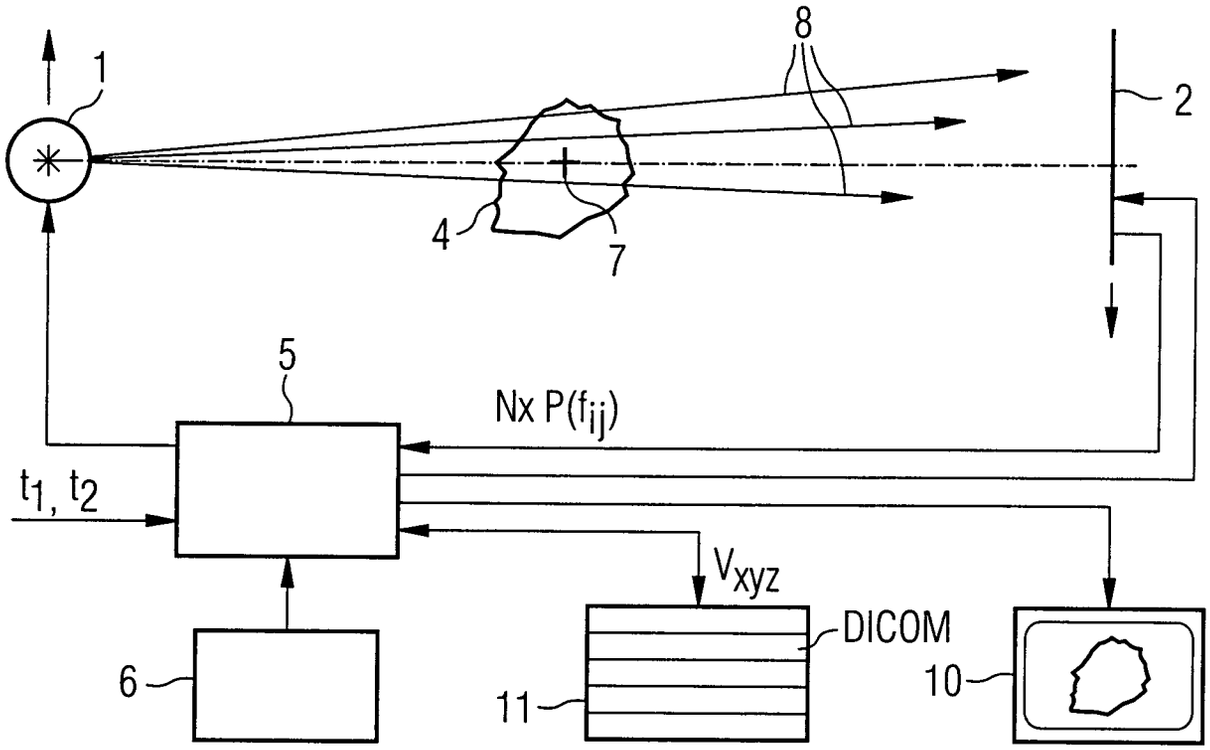
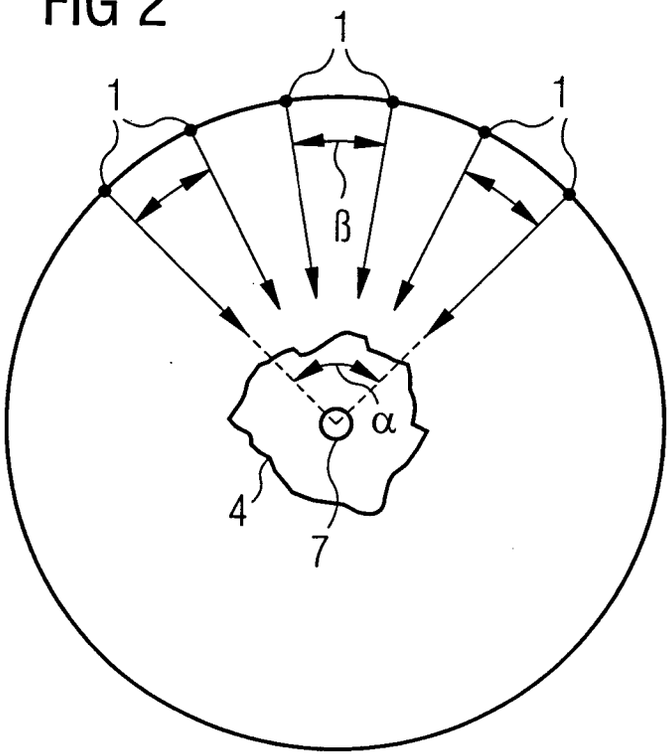
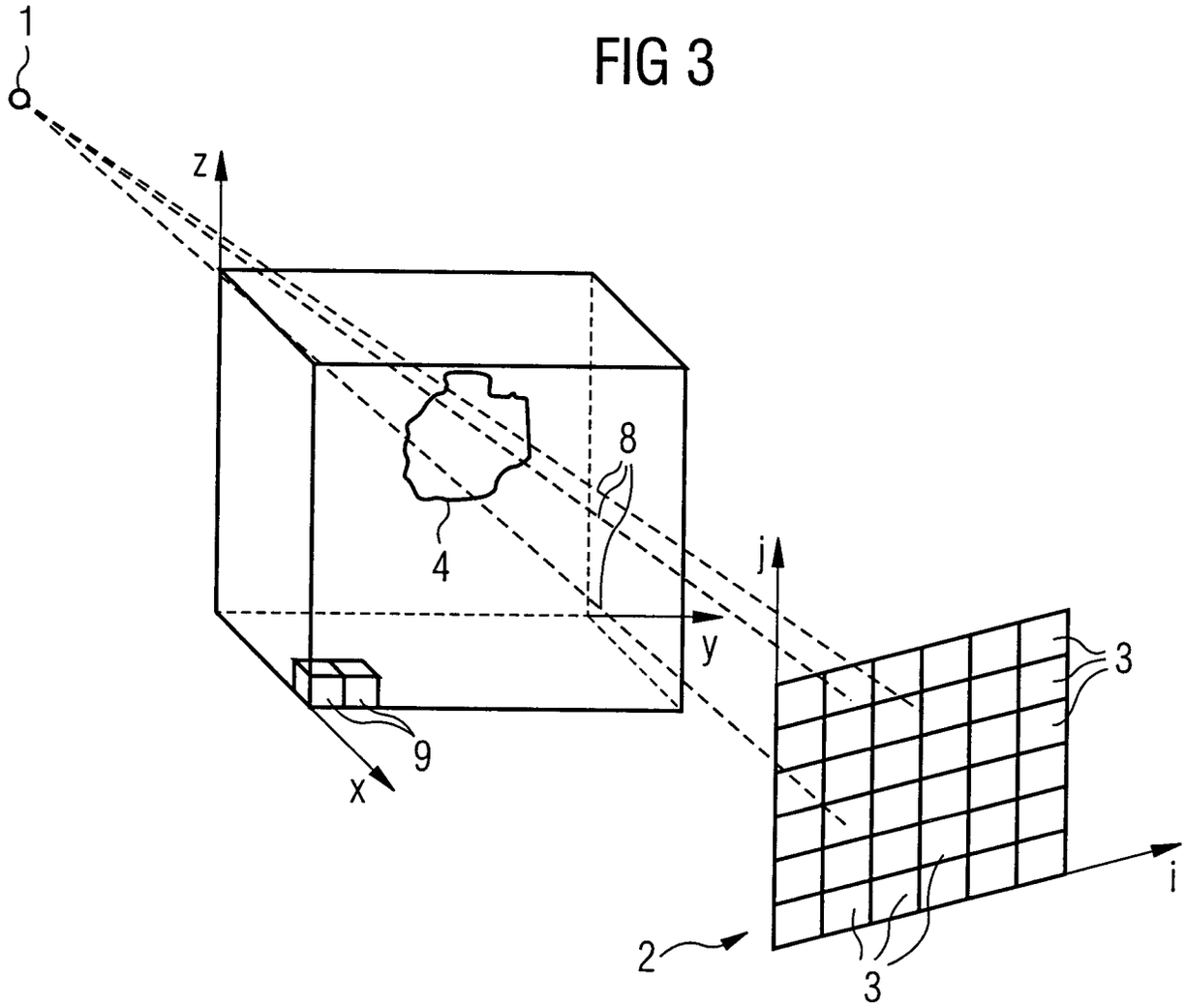



FIG 2



Nummer: **DE 102 24 011 A1**
Int. Cl.[7]: **G 06 T 17/00**
Offenlegungstag: 24. Dezember 2003

FIG 3



Nummer: DE 102 24 011 A1
Int. Cl.[7]: G 06 T 17/00
Offenlegungstag: 24. Dezember 2003

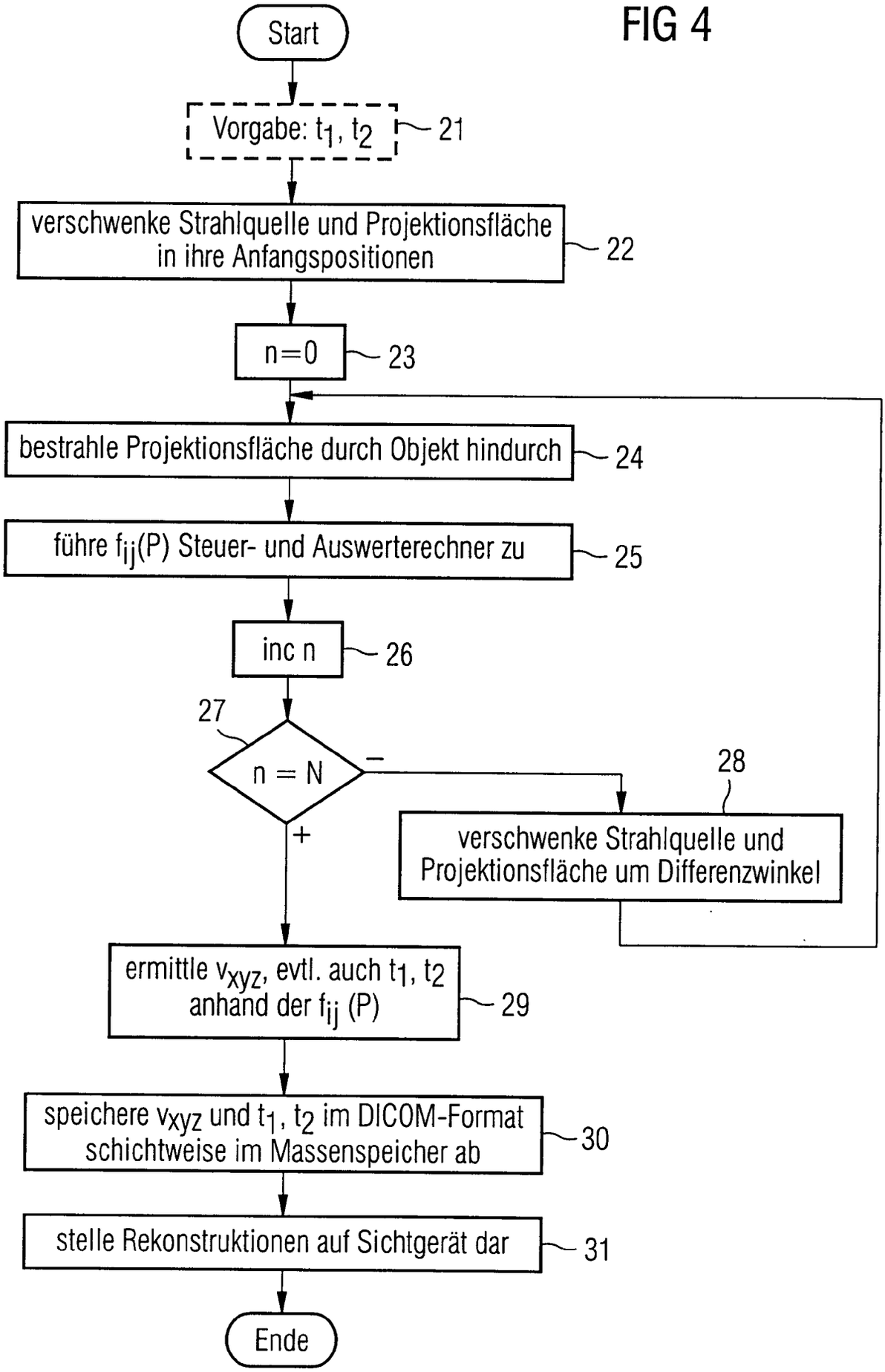



FIG 4