



(19)  
**Bundesrepublik Deutschland**  
**Deutsches Patent- und Markenamt**

(10) **DE 10 2004 022 039 A1 2004.12.09**

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 022 039.5**

(22) Anmeldetag: **03.05.2004**

(43) Offenlegungstag: **09.12.2004**

(51) Int Cl.7: **G01T 7/00**  
**G01T 1/29**

(30) Unionspriorität:  
**10/249859 13.05.2003 US**

(74) Vertreter:  
**Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen**

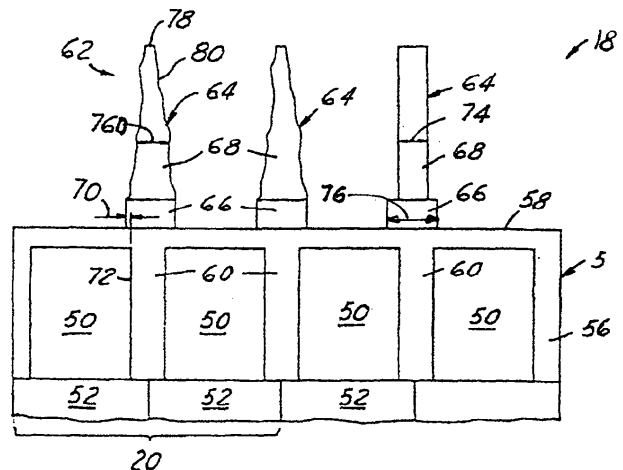
(71) Anmelder:  
**GE Medical Systems Global Technology  
 Company, LLC, Waukesha, Wis., US**

(72) Erfinder:  
**Ratzmann, Paul Michael, Germantown, Wis., US;  
 Kappel, Mark A., Cambridge, Wis., US**

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

(54) Bezeichnung: **Kollimatoranordnung für ein Computertomographie-System**

(57) Zusammenfassung: Eine Detektoranordnung (18) für ein bildgebendes System (20) ist mit einer Anzahl Szintillatorelemente (50) versehen, die in einem Szintillatorpack (56) angeordnet sind. Der Szintillatorpack (56) bildet eine Szintillatorpackoberfläche (58) und eine Anzahl Szintillatorpackwände (60) aus, die zwischen den mehreren Szintillatorelementen (50) angeordnet sind. Eine Anzahl Kollimatorelemente (64) sind auf der Szintillatorpackoberfläche (58) angebracht. Jedes der mehreren Kollimatorelemente (50) besteht aus einer stapellaminieren Basis (66), die auf der Szintillatorpackoberfläche (58) angeordnet ist und einer gegossenen oberen Wand (68), die auf der stapellaminieren Basis (66) ausgebildet ist.



**Beschreibung**

Technisches Gebiet

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft allgemein eine Computertomographie-Einrichtung und mehr im Einzelnen eine Kollimator- und Szintillatoranordnung mit günstigeren Herstellungskosten und erhöhter Genauigkeit.

## Hintergrund der Erfindung

**[0002]** Die Computertomographie wird für eine große Vielfalt von bildgebenden Anwendungen eingesetzt. Eine Kategorie dieser Anwendungen ist die medizinische Bildgabe. Wenngleich bekannt ist, dass die Computertomographie in der Medizintechnik eine große Vielfalt von Ausführungsformen aufweisen kann, so beruht sie doch allgemein darauf, dass niederenergetische Strahlen eine Körperstruktur durchdringen. Diese niederenergetischen Strahlen werden sodann empfangen und zur Erzeugung eines häufig dreidimensionalen Bildes der Körperstruktur verarbeitet, das von Ärzten als Diagnosehilfe analysiert werden kann.

**[0003]** Der Empfang der niederenergetischen Strahlen wie Gammastrahlen erfolgt häufig unter Verwendung einer als Szintillationskamera bezeichneten Vorrichtung. Die Szintillationskamera weist typischerweise eine Anzahl Strukturelemente auf, die zusammenwirken, um die auftreffenden Energiestrahlen nach dem Durchgang durch die Körperstruktur zu empfangen und weiter zu verarbeiten. Ein Kollimator ist ein in einer Szintillationskamera häufig anzutreffendes Element, das dazu verwendet wird, die Richtung der Protonen bei deren Annäherung an das Szintillationselement einzuzugrenzen. Der Kollimator wird üblicherweise dazu eingesetzt, die Vergrößerung eines zu betrachtenden Objektes zu erhöhen oder die Auflösung oder das Betrachtungsfeld zu steuern. Sein hauptsächlichster Zweck besteht aber darin, die auf das Szintillationselement auftreffenden Protonen zu steuern.

**[0004]** Das Szintillationselement ist seinerseits ein Material, das die Fähigkeit hat, die Protonen zu absorbieren und deren Energie in Licht umzuwandeln. Damit können die von der Szintillationskamera empfangenen niederenergetischen Strahlen in eine brauchbare Information umgewandelt werden. Die Szintillationselemente können in einer großen Vielfalt von Ausführungsformen vorliegen und können dazu eingerichtet sein, auch eine große Vielzahl auftreffender Strahlen zu empfangen. Das von dem Szintillationselement erzeugte Licht wird in der Regel mittels einer Vorrichtung, wie einer lichtempfindlichen Fotodiode, verarbeitet, die das Licht von dem Szintillationselement in ein verstärktes elektronisches Signal umsetzt. Auf diese Weise kann die Information von

der Szintillationskamera durch elektronische Module leicht übermittelt, umgesetzt und so verarbeitet werden, dass sie von Ärzten leicht betrachtet und gehandhabt werden kann.

**[0005]** Die geläufigen Herstellungsmethoden zur Erzeugung von Szintillationskameras und deren Kollimatorkomponenten sind häufig sehr anspruchsvoll. Die Kollimatorkomponenten bestehen oft aus einer Matrix von Wolframplatten in der Z-Richtung und Drähten in der X-Richtung. Die Elemente müssen auf den Szintillator- und den Röntgenstrahl-Brennpunkt ausgerichtet sein. Die Höhe der Kollimatorelemente in der Y-Richtung ist kritisch für die Streuungsunterdrückung. Aus diesem Szenario ergeben sich die folgenden Probleme: Es tritt häufig eine Plattenbiegung in der Z-Richtung auf. Die Ausrichtung des Packs auf den Kollimator sowohl in der X- als auch in der Z-Richtung kann schwierig sein. Die Fokalausrichtung der Platten kann schwierig und kostenaufwändig sein. Herstellungsfehler können zu einer unerwünschten Empfindlichkeit gegen Bewegungen des Brennpunkts führen.

**[0006]** Die Platten-/Drahtkonstruktion, die die vorstehende Problematik beinhaltet, hat deshalb die Entwicklung von neuen Herstellungstechnologien ausgelöst. Das Gießen von Kollimatoranordnungen verspricht geringe Kosten und große Gusshöhen. Das Gießen liefert diese Ergebnisse aber häufig auf Kosten der Abmessungsgenauigkeit von der Ober- zur Unterseite des Gussteils. Alternativ können auch Stapellaminierungen (stack laminations) verwendet werden, weil diese die notwendige Abmessungsgenauigkeit bringen können. Stapellaminierungen können aber einen unerwünschten Kostenaufwand mit sich bringen zusätzlich dazu, dass sie Beschränkungen hinsichtlich der Stapelhöhe unterliegen. Jede Vorgangsweise kann somit Eigentümlichkeiten mit sich bringen, die ihrem Einsatz bei der Kollimatorherstellung entgegen wirken.

**[0007]** Es besteht deshalb in beträchtlichem Maße der Wunsch eine Kollimatoranordnung zu haben, die die Kosten- und Dimensionierungsvorteile gegossener Kollimatoren aufweist, ohne an den Nachteilen hinsichtlich der Abmessungsgenauigkeit zu leiden. In ähnlicher Weise besteht in hohem Maße der Wunsch, eine Kollimatoranordnung zu schaffen, die die Abmessungsgenauigkeit von Stapel (Schicht-)kollimatoren ausnutzt, ohne an den Beschränkungen hinsichtlich des Kostenaufwandes und der Höhe zu leiden wie sie bei der Stapelherstellung auftreten.

## Zusammenfassung der Erfindung

**[0008]** Eine Detektoranordnung für ein bildgebendes System wurde geschaffen, die eine Anzahl Szintillatorelemente aufweist, die in einem Szintillator-

pack angeordnet sind. Der Szintillatorpack bildet eine Szintillatorpackoberfläche und eine Anzahl von Szintillatorpackwänden aus, die zwischen den mehreren Szintillationselementen angeordnet sind. Auf der Szintillatorpackoberseite sind eine Anzahl Kollimatorelemente angebracht. Jedes dieser Kollimatorelemente besteht aus einer stapelförmigen Basis in Schichtaufbau, die auf der Szintillatorpackoberseite angebracht ist und einer auf der laminierten Stapelbasis ausgebildeten, gegossenen oberen Wand.

**[0009]** Andere Merkmale der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der Betrachtung anhand der detaillierten Beschreibung der bevorzugten Ausführungsform im Zusammenhang mit der beigefügten Zeichnung und den anschließenden Patentansprüchen.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnung

**[0010]** Fig. 1 ist eine Darstellung eines bildgebenden Computertomographiesystems zur Verwendung bei der vorliegenden Erfindung;

**[0011]** Fig. 2 ist ein schematisches Blockdiagramm des in Fig. 1 veranschaulichten bildgebenden Computertomographiesystems; und

**[0012]** Fig. 3 ist eine Darstellung einer Detektoranordnung gemäß der vorliegenden Erfindung.

#### Beschreibung der bevorzugten Ausführungsform(en)

**[0013]** Es wird zunächst auf Fig. 1 Bezug genommen, die eine Darstellung eines bildgebenden Computertomographie(CT)-Systems zur Verwendung mit der erfindungsgemäßen Detektoranordnung **18** wiedergibt. Wenngleich hier ein spezielles CT-bildgebendes System **10** veranschaulicht ist, so ist doch darauf hinzuweisen, dass die erfindungsgemäße Detektoranordnung **18** bei einer Vielzahl von bildgebenden Systemen eingesetzt werden kann. Das CT-bildgebende System **10** beinhaltet eine Scannereinrichtung **12**, die hier als eine Gantry-Einrichtung veranschaulicht ist. Die Scannereinrichtung **12** weist eine Röntgenstrahlquelle **14** auf, die Röntgenstrahlen **16** auf eine der Röntgenstrahlquelle **14** gegenüberliegende Detektoranordnung **18** projiziert. Die Detektoranordnung **18** beinhaltet eine Anzahl Detektorelemente **20**, die so zusammenwirken, dass sie die durch ein Objekt, wie einen medizinischen Patienten **22**, durchgehenden projizierten Röntgenstrahlen **16** erfasst. Jedes der vielen Detektorelemente **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahls und damit die Abschwächung des Strahls **16** beim Durchgang durch das Objekt des Patienten **22** wiedergibt. Üblicherweise wird während eines Scans zur Akquisition von Röntgenprojektionsdaten die Scannereinrichtung **12** um ein Rotationszentrum **24** in Umlauf versetzt. Bei einer in Fig. 2 dar-

gestellten Ausführungsform sind die Detektorelemente **20** in einer Reihe derart angeordnet, dass während eines Scans Projektionsdaten akquiriert werden, die einem einzigen Bildschnitt (slice) entsprechen. Bei anderen Ausführungsformen können die Detektorelemente **20** in einer Vielzahl paralleler Reihen angeordnet sein, so dass während eines Scans gleichzeitig Projektionsdaten akquiriert werden können, die einer Mehrzahl paralleler Schnittbilder (slices) entsprechen.

**[0014]** Die Umlaufbewegung der Scannereinrichtung **12** und die Funktion der Röntgenstrahlquelle **14** sind vorzugsweise durch einen Steuermechanismus **26** gesteuert. Der Steuermechanismus **26** beinhaltet vorzugsweise eine Röntgenstrahlsteuereinrichtung **29**, die der Röntgenstrahlquelle **14** Energie und Taktsignale zuleitet und eine Scannermotor-Steuereinrichtung **30**, die die Umlaufgeschwindigkeit und die jeweilige Stellung der Scannereinrichtung **12** steuert. Ein Datenakquisitionssystem (DAS) **32** in dem Steuermechanismus **26** erfasst Analogdaten von Detektorelementen **20** und setzt diese Daten in Digitalsignale für die nachfolgende Verarbeitung um. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung **34** empfängt die abgefragten und digitalisierten Röntgenstrahlstrahlen von dem DAS **32** und führt eine Hochgeschwindigkeitsrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als Eingabegröße einem Computer **36** zugeführt, der das Bild in einer Großspeicher-Einrichtung **38** speichert.

**[0015]** Der Computer **36** kann auch von einem Bediener über eine Konsole **40**, die ein Tastenfeld aufweist oder über eine ähnliche Eingabevorrichtung Befehle und Scanparameter empfangen. Ein zugeordnetes Display **42** ermöglicht es dem Bediener, das rekonstruierte Bild und andere Daten von dem Computer **36** zu betrachten. Die von dem Bediener eingegebenen Befehle und Parameter werden von dem Computer **36** dazu verwendet, Steuersignale und Informationen an das DAS **32**, die Röntgenstrahlsteuereinrichtung **28** und die Scannermotorsteuereinrichtung **30** zu geben. Außerdem betätigt der Computer **36** eine Steuereinrichtung **44** für einen Liegenmotor, die eine motorbetätigte Liege **46** steuert, um den Patienten **22** in der Scannereinrichtung **12** zu positionieren. Die Liege **46** bewegt insbesondere Teile des Patienten **22** durch die Scanneröffnung **48**.

**[0016]** Jedes der Detektorelemente **20** der Detektoranordnung **18** erzeugt ein getrenntes elektrische Signal, das einen Messwert der Strahlabschwächung an dem Ort des Detektors darstellt. Wie in Fig. 3 veranschaulicht, beinhaltet die Detektoranordnung **18** eine Anzahl Szintillatortorelemente **50**, von denen jedes jeweils einem Detektorelement **20** zugeordnet ist. Die Szintillatortorelemente **50** sind an sich bekannte Einrichtungen, die beim Auftreffen von Röntgenstrahlen wenigstens einen Teil der Energie der Röntgenstrahl-

len in Licht umsetzen, das von den Detektorelementen **20**, üblicherweise Fotodetektoren **52** erfasst werden kann. Die Fotodetektoren **52**, wie Fotodioden oder Fotozellen, sind gebräuchlicherweise an die jeweilige Rückseite der Szintillatorelemente **50** optisch angekoppelt und werden dazu benutzt, elektrische Signale zu erzeugen, die für die Lichtabgabe der Szintillatorelemente **50** kennzeichnend sind. Die Abschwächungsmesswerte aller Detektorelemente **20** der Detektoranordnung **18** werden jeweils getrennt akquiriert, um ein Übertragungsprofil zu erzeugen. Zu bemerken ist, dass **Fig. 3** einen Querschnitt der Detektoranordnung **18** veranschaulicht und sowohl lineare als auch multidimensionale Arrays von Detektoren wiedergeben soll.

**[0017]** Die Szintillatorelemente **50** sind vorzugsweise in einer Szintillatoranordnung **54** enthalten, die einen Szintillatorpack **56** aufweist. Wenngleich der Szintillatorpack **56** in verschiedenster Weise aufgebaut sein kann, beinhaltet eine Ausführungsform die Verwendung eines gegossenen Szintillatorpacks, der eine Reflektormischung enthält. Wenn auch vielfältige Szintillatorpack 56-Mischungen in Betracht gezogen werden, so beinhaltet eine Ausführungsform die Verwendung eines gießfähigen Materials wie eines Epoxidharzes und eines Füllmaterials. Das Füllmaterial kann ein reflektierendes Material umfassen, das in der Lage ist, in dem Szintillatorpack **56** Licht wirkungsvoll zu streuen und zu reflektieren. Das reflektierende Material ist so vergossen oder geformt, dass es eine Szintillatorpackoberfläche **58** und eine Anzahl Szintillatorpackwände **60** ausbildet. Jede der Szintillatorpackwände **60** ist jemals zwischen zwei der mehreren Szintillatorelemente **50** angeordnet.

**[0018]** Die vorliegende Erfindung umfasst auch eine Kollimatoranordnung **62**, die mit dem Szintillatorpack **56** kommuniziert. Die Kollimatoranordnung **62** wird dazu verwendet, die auf die Szintillatorelemente **50** auftreffenden Röntgenstrahlen zu steuern. Die Kollimatoranordnung **62** besteht aus einer Anzahl Kollimatorelemente **64**, von denen jedes einem der Szintillatorpackwände **60** entspricht. Bekannte Kollimatorelemente haben häufig entweder Kostenvorteile oder Abmessungsgenauigkeit mit sich gebracht. Die vorliegenden Kollimatorelemente **64** schaffen eine einzigartige Kombination dieser Eigenschaften, indem sie eine stapellaminierte (stark laminated) Basis **66** und eine gegossene obere Wand **68** aufweisen. Die stapellaminierte Basis **66** ist vorzugsweise unmittelbar an die obere Fläche **56** des Szintillatorpacks angeklebt. Die stapellaminierte Basis **66** gewährleistet eine genaue Ausrichtung auf die Szintillatorpackwände **60**. Die Erhöhung der Genauigkeit gestattet es, die Wandüberlappung **70** zwischen dem Rand der stapellaminierten Basis **66** und dem Rand des Szintillatorelementes **62** zu minimieren. Dadurch wird die Überdeckung verbessert und damit die Ausgangseffizienz erhöht. Außerdem erlaubt die stapellaminierte

Basis **66** eine genaue Steuerung der Höhe des Kollimatorelements **64**, weil die Höhenabmessung der Laminierung leichter eingestellt werden kann, was eine verbesserte Abmessungsgenauigkeit ermöglicht.

**[0019]** Die Kollimatorelemente **64** verbinden die mit der stapellaminierten Basis **66** einhergehende Abmessungsgenauigkeit mit den kostenwirksamen Eigenschaften, die von der gegossenen oberen Wand **68** mit sich gebracht werden. Die gegossene obere Wand **68** ist vorzugsweise unmittelbar auf die stapellaminierte Basis **66** mit einer Gusswanddicke **74** aufgegossen, die kleiner ist als die Breite **76** der Stapellaminierung. Bei einer Ausführungsform ist in Betracht gezogen, dass die gegossene obere Wand **68** als ein dünnes Wandgebilde gegossen ist, das eine im Wesentlichen konstante Gussbreite **74** aufweist. Bei einer anderen Ausführungsform kann die gegossene obere Wand **68** mit einer angeschrägten (konischen) Gussbreite **76** gegossen sein, die zu der oberen Gusskante **78** hin abnimmt. Außerdem kann die angeschrägte Gussbreite **76** mit einer unregelmäßigen Oberfläche **80** so ausgebildet sein, dass sich die Anschrägung über die Länge der gegossenen oberen Wand **68** verändert. Die Kombination der stapellaminierten Basis **66** und der gegossenen oberen Wand **68** erzeugt eine Kollimatoranordnung **62**, die gegen Bewegung des Brennpunkts weniger empfindlich sein kann, die eine genaue Ausrichtung auf die Szintillationselemente **50** gewährleisten kann und die die Anforderungen hinsichtlich der fokalen Ausrichtung auf ein Minimum reduziert, während sie gleichzeitig die angestrebten Streuungsunterdrückungseigenschaften beibehält.

**[0020]** Wenngleich spezielle Ausführungsformen der Erfindung veranschaulicht und beschrieben wurden, so gibt es doch für den Fachmann zahlreiche Abwandlungen und alternative Ausführungsformen. Demgemäß ist die Erfindung lediglich durch den Schutzbereich der nachfolgenden Patentansprüche beschränkt.

### Patentansprüche

1. Detektoranordnung (**18**) für ein bildgebendes System (**10**) die aufweist:
  - eine Anzahl Szintillatorelemente (**50**), die in einem Szintillatorpack (**56**) angeordnet sind, wobei der Szintillatorpack (**56**) eine Szintillatorpackoberfläche (**58**) und eine Anzahl Szintillatorpackwände (**60**) ausbildet, die zwischen den mehreren Szintillatorelementen (**50**) angeordnet sind;
  - eine Anzahl Kollimatorelemente (**64**), die auf der Szintillatorpackoberfläche (**58**) angebracht sind, wobei jedes der mehreren Kollimatorelemente (**64**) aufweist:
  - eine stapellaminierte Basis, die auf der Szintillatorpackoberfläche (**58**) angebracht ist; und

– eine gegossene obere Wand (68), die auf der stapellaminierten Basis (66) ausgebildet ist.

2. Detektoranordnung (18) für ein bildgebendes System (10) nach Anspruch 1, bei dem die stapellaminierte Basis (66) eine Stapellaminierungsbreite (76) aufweist, die gegossene obere Wand (68) eine Gusswanddicke (74) aufweist und die Gusswanddicke (74) kleiner ist als die Stapellaminierungsbreite (76).

3. Detektoranordnung (18) für ein bildgebendes System (10) nach Anspruch 1, bei dem die gegossene obere Wand (68) eine angeschrägte (konische) Gussbreite (760) aufweist, die zu einer oberen Gusskante (78) hin abnimmt.

4. Detektoranordnung (18) für ein bildgebendes System (10) nach Anspruch 1, bei der die gegossene obere Wand (68) eine dünne Wand mit einer im Wesentlichen konstanten Gussbreite (74) aufweist.

5. Detektoranordnung (18) für ein bildgebendes System (10) nach Anspruch 1, bei der die stapellaminierte Basis (66) eine Stapellaminierungsbreite (76) aufweist und die stapellaminierte Basis (66) so angeordnet ist, dass sie mit einer der Szintillatorpackwände (60) zusammenfällt.

6. Detektoranordnung (18) für ein bildgebendes System (10) nach Anspruch 5, die außerdem aufweist:

– eine zwischen einer Seite der stapellaminierten Basis (66) und einer Seite eines der Szintillatorelemente (50) definierte Wandüberlappung (70), wobei die Wandüberlappung (70) durch die Stapellaminierungsbreite (76) auf ein Minimum reduziert ist.

7. Detektoranordnung (18) für ein bildgebendes System (10), die aufweist:

– eine Anzahl Szintillatorelemente (50), die in einem Szintillatorpack (56) angeordnet sind, wobei der Szintillatorpack (56) eine Szintillatorpackoberfläche (58) ausbildet;

– eine Anzahl Kollimatorelemente (64), die auf der Szintillatorpackoberfläche (58) angeordnet sind, wobei jedes der mehreren Kollimatorelemente (64) aufweist:

– eine stapellaminierte Basis (66), die auf der Szintillatorpackoberfläche (58) angebracht ist, wobei die stapellaminierte Basis (66) eine Stapellaminierungsbreite (76) aufweist; und

– eine auf der stapellaminierten Basis (66) ausgebildete gegossene obere Wand (69), wobei die gegossene obere Wand (68) eine Gusswanddicke (74) aufweist und die Gusswanddicke (74) kleiner ist als die Stapellaminierungsbreite (76).

8. Detektoranordnung (18) für ein bildgebendes System (10) nach Anspruch 6, bei der die gegossene

obere Wand (68) eine unregelmäßige Oberfläche (80) aufweist.

9. Verfahren zur Erzeugung einer Detektoranordnung (18) für ein bildgebendes System (10), das beinhaltet:

– Stapellaminieren einer Kollimatorbasis (66) auf einer Szintillatorpackoberfläche (58);

– Aufgießen einer oberen Kollimatorwand (66) auf die Kollimatorbasis (66).

10. Verfahren zur Erzeugung einer Detektoranordnung (18) nach Anspruch 8, das außerdem aufweist:

– Beeinflussen der Höhe eines Kollimatorelementes (64) durch Einstellen der Höhe der Kollimatorbasis (66).

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

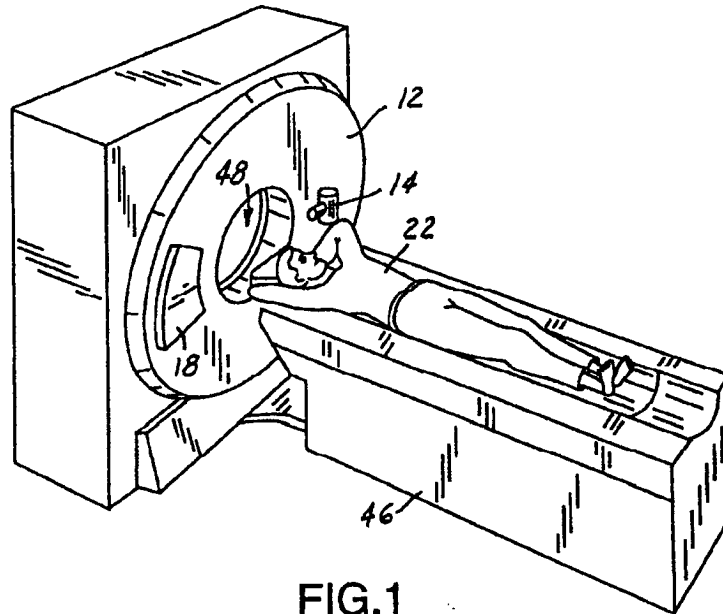


FIG.1

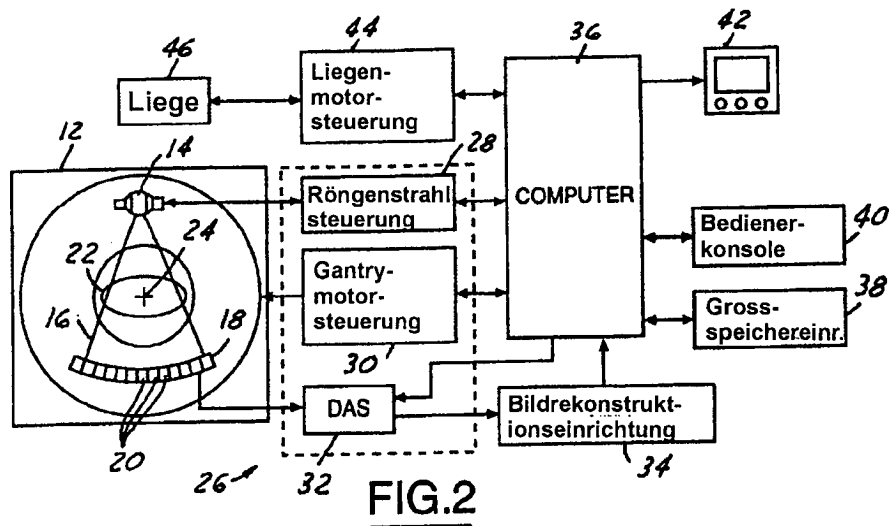


FIG.2

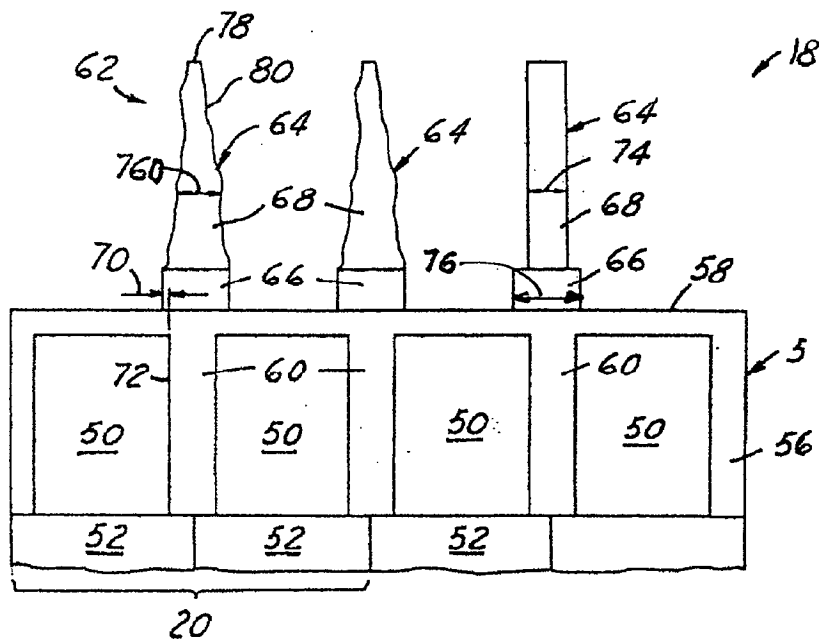


FIG.3