



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 58 835 A1 2004.08.19**

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 58 835.3**
 (22) Anmeldetag: **16.12.2003**
 (43) Offenlegungstag: **19.08.2004**

(51) Int Cl.7: **H04N 5/32**
G06T 5/00

(30) Unionspriorität:
323801 18.12.2002 US

(74) Vertreter:
Voigt, R., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 65239 Hochheim

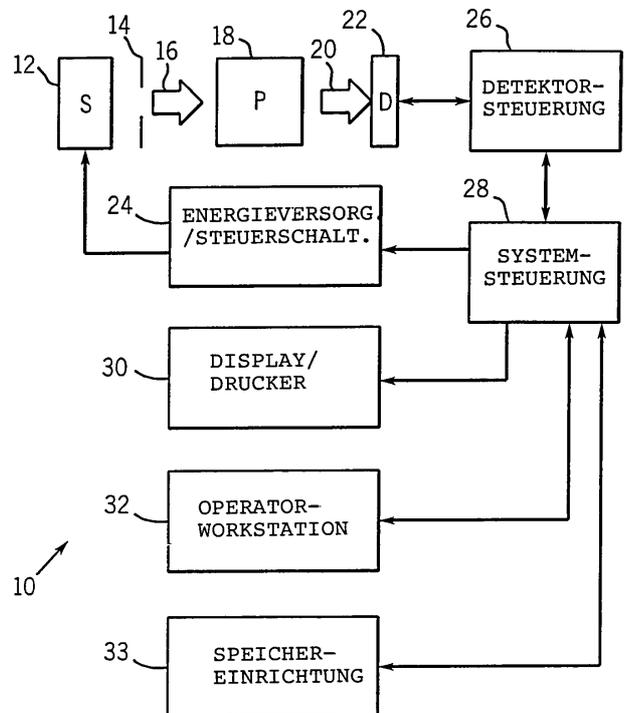
(71) Anmelder:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(72) Erfinder:
Dhawale, Paritosh Jayant, Brokksfield, Wis., US;
Albagli, Douglas, Clifton Park, N.Y., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Einrichtung zum Verkleinern von spektral empfindlichen Artefakten**

(57) Zusammenfassung: Es werden Verfahren und Einrichtungen angegeben zum Reduzieren oder Eliminieren von spektral-empfindlichen Artefakten in einem Röntgenbild. Insbesondere wird eine Technik angegeben, mit der eine Verstärkungs-Korrekturmap, die für einen Detektor bei einem Röntgenspektrum abgeleitet ist, adaptiert bzw. angepasst werden kann, um Bilder aufzunehmen, die von dem Detektor bei einem unterschiedlichen Röntgenspektrum gewonnen sind. Die Technik trägt physikalischen Änderungen in dem Detektor Rechnung, die spektral-empfindliche Artefakte erzeugen können, und auch bestimmten Bildgewinnungsbedingungen. Es wird auch eine Technik angegeben zum Korrigieren von Randartefakten in einem gewonnenen Bild, indem eine mittlere Signalintensität in Spalten oder Reihen des Bildes gemessen und Korrekturfaktoren für die entsprechenden Randspalten oder Reihen abgeleitet werden auf der Basis der linearen Trends der mittleren Signalintensitäten. Weiterhin wird eine Technik angegeben zum Speichern von Detektorattributen während des Kalibrierungsprozesses während der Fertigung und um auf diese während des Systembetriebs zuzugreifen, so dass ein geeigneter Verstärkungs-Korrekturfaktor auf der Basis des Spektrums und der Betriebsbedingungen verwendet wird.



Beschreibung

Hintergrund der Erfindung

[0001] Die Erfindung bezieht sich allgemein auf das Gebiet der medizinischen Bildgebung und insbesondere auf das Gebiet von digitaler Röntgen-Bildgebung. Bei der Röntgen-Bildgebung können zwei Korrekturschritte an Rohbildern ausgeführt werden, nämlich Offset-Versetzungskorrektur und Verstärkungs-Kalibrierung. Die Verstärkungs-Kalibrierung kompensiert Verstärkungs-Ungleichförmigkeiten in dem digitalen Detektor, die bei Verwendung einer Verstärkungs-Kalibrierungsmap bzw. -karte in einem Offset-korrigierten Rohbild vorhanden sein können. Genauer gesagt, bezieht sich die Erfindung auf ein Verfahren zum Anpassen einer Verstärkungs-Kalibrierungsmap in einem Röntgenbild, um Artefakte zu reduzieren oder zu eliminieren, insbesondere solche, die in der bildlichen Darstellung von einem ebenen Objekt sichtbar sind.

Stand der Technik

[0002] Digitale Röntgen-Bildgebungssysteme breiten sich zunehmend aus zum Erzeugen digitaler Daten, die zu nutzbaren radiographischen Bildern rekonstruiert werden können. In gegenwärtigen digitalen Röntgen-Bildgebungssystemen wird Strahlung aus einer Quelle in Richtung auf ein Subjekt gerichtet, üblicherweise ein Patient in einer medizinischen Untersuchungsanwendung. Ein Teil von der Strahlung tritt durch den Patienten hindurch und trifft auf einen Detektor. Die Oberfläche von dem Detektor wandelt die Strahlung in Lichtphotonen um, die abgetastet werden. Der Detektor ist in einer Matrix bzw. ein Feld von diskreten Bildelementen oder Pixeln unterteilt und kodiert Ausgangssignale auf der Basis der Menge oder Intensität der auf jeden Pixelbereich auftreffenden Strahlung. Da die Strahlungsintensität geändert wird, wenn die Strahlung durch den Patienten hindurchtritt, liefern die Bilder, die auf der Basis der Ausgangssignale rekonstruiert werden, eine Projektion von den Geweben des Patienten, ähnliche denjenigen, die durch übliche photographische Filmtechniken erhältlich sind.

[0003] Digitale Röntgen-Bildgebungssysteme sind besonders brauchbar aufgrund ihrer Fähigkeit, digitale Daten zu sammeln die zu Bildern rekonstruiert werden können, die von Radiologen und untersuchenden Ärzten benötigt werden und die digital gespeichert oder archiviert werden, bis sie gebraucht werden. Die durch direkte digitale Röntgensysteme erzeugten digitalen Daten können verarbeitet und verbessert, gespeichert, über Netzwerke übertragen und verwendet werden, um Bilder zu rekonstruieren, die auf Monitoren oder anderen Bildschirmaufzeichnungsdisplays an jedem gewünschten Ort bildlich dargestellt werden können.

[0004] In das erzeugte Röntgenbild können auf-

grund verschiedener Faktoren in der Bildgebungskette Artefakte eingeführt werden. Diese Faktoren umfassen Ungleichförmigkeit in der Szintillatordicke, Änderungen in der Ausleseelektronik, Röntgenflussverteilung und Inhomogenitäten in dem Überdeckungsmaterial, das über dem Szintillator liegt. Um Bildartefakte zu korrigieren, die aus diesen verschiedenen Faktoren entstehen, kann ein Verstärkungs-Kalibrierungsverfahren ausgeführt werden, das eine Verstärkungs-Kompensationsmap bzw. -karte verwendet. Da einige dieser Faktoren, wie beispielsweise Kontraständerungen und Artefakte, die mit der Szintillatordicke und Inhomogenitäten des Deckmaterials in Beziehung stehen, stark abhängig sind von dem auf den Detektor auftreffenden Röntgenspektrum, kann die Verstärkungs-Kompensationsmap eine Funktion des auf den Detektor auftreffenden Röntgenspektrums sein.

[0005] Die Verstärkungs-Kalibration wird üblicherweise während der Installation oder Systemwartung ausgeführt. Die Kalibration, wenn sie Variablen in dem System voll Rechnung trägt, würde auf einer Anzahl von Zuständen oder Kombinationen von Einstellungen basieren, wie beispielsweise den Quelleneinstellungen, Strahlungsfiltreinstellungen, Dicke und Zusammensetzung von dem schwächenden Objekt usw., die die Spektren der zur Erzeugung von Bildern verwendeten Strahlung beeinflussen. Die verfügbare Zeitdauer zum Ausführen dieser Kalibration ist jedoch üblicherweise begrenzt, und im Interesse der Zeit wird der digitale Detektor üblicherweise nur bei begrenzten Gewinnungsbedingungen kalibriert, üblicherweise zwei in dem speziellen Fall der digitalen Mammographie. Eine dieser begrenzten Anzahl von Kalibrationmaps wird dann auf jedes Bild angewendet, das bei dem während der tatsächlichen Verwendung interessierenden Untersuchungsspektrum gewonnen wird. Zusätzlich sorgt der Patient oder ein anderes abgebildetes Objekt für eine gewisse begrenzte Filtration der Spektren, die von der Dicke und Zusammensetzung des abgebildeten Bereiches abhängt. Die Verwendung von einer begrenzte Anzahl von Verstärkungs-Kalibrierungsmaps in Kombination mit dem breiten Bereich von Spektren, der in routinemäßigen Bildgebungssituationen tatsächlich vorhanden sind, erzeugt häufig sichtbare Artefakte, insbesondere in Bezug auf solche Faktoren, die sich in einer Spektrum-abhängigen Art und Weise ändern.

Aufgabenstellung

[0006] Diese Abweichungen und Mängel in den Verstärkungs-Korrektionsmaps sind besonders bemerkbar oder augenscheinlich, wenn das abgebildete Objekt oder der Bereich relativ zu dem Detektor eben ist, wie beispielsweise in Mammographiesystemen. Bei der Mammographie und auch gewissen anderen Untersuchungssituationen erstreckt sich die für die Untersuchung interessierende Bildfläche bis zum Rand des Detektors. Aufgrund von Ungleichförmigkeiten

am Rand des Detektors kann jedoch die Verstärkungs-Korrektur nahe dem Rand beeinträchtigt werden, was Anlass zu starken Spektrum-empfindlichen Artefakten am Rand gibt. Insbesondere kann es einen Abfall der Dicke des Szintillatormaterials, üblicherweise Cäsiumjodid (CsI), geben, was spektral empfindliche Kontraständerungen oder Artefakte zur Folge haben kann. In derartigen Fällen kann die Verwendung von einer begrenzten Anzahl von Verstärkungs-Korrekturmaps, die jeweils an diskreten Betriebspunkten gewonnen sind, unangemessen sein, um die Verstärkung nahe dem Detektorrand aufgrund der Änderung in der Szintillatordicke und der Spektral empfindlichen Natur dieser Artefakte richtig zu korrigieren.

[0007] Zusätzlich können die Spektrum-abhängigen Änderungen in der Verstärkung dazu führen, dass ansonsten akzeptable Detektoren während der Qualitätsprüfung zurückgewiesen werden, wenn ein Testbild an einem anderen Spektrum als denjenigen gewonnen wird, die zur Kalibration verwendet wurden. Insbesondere können Detektorprüfung und Qualitätsprüfung für Mammographie-Systeme oder für andere Systeme, wo eine gute Performance bis zum Rand des Detektors gewünscht wird, Detektoren zurückweisen, die ansonsten unter diesen Umständen akzeptabel sind. Insbesondere können, obwohl derartige Änderungen die Qualität der meisten Bilder nicht beeinflussen müssen, sie trotzdem einen Restfehler nach der Verstärkungskorrektur bewirken, der höher als zulässig ist, um die Bildqualitäts-Spezifikationen zu erfüllen. Darüber hinaus kann eine Kalibration bei anderen Röntgen-Spektren als der Qualitätsprüfung oder den Untersuchungsspektren zu einem Detektorversagen führen, obwohl eine richtige Verstärkungs-Kalibration an diesen Spektren einen akzeptablen Detektor zur Folge haben würde. Schlechte Detektorausbeuten aus den Fertigungsverfahren entstehen sogar, obwohl eine richtige Kalibration diese Ausbeuten verbessern würde. Deshalb ist eine Technik wünschenswert zum Bereitstellen einer Verstärkungs-Korrektur in einer zeiteffizienten Art und Weise und die die Artefakt-freie Bildgebung von einem ebenen Gebiet für alle möglichen Gewinnungsbedingungen gestattet.

Kurzbeschreibung der Erfindung

[0008] Die vorliegende Erfindung stellt eine neuartige Lösung bereit zum Minimieren oder Eliminieren von Bildartefakten, die aus spezifischen Änderungen des Detektors resultieren, die Spektrum-empfindliche Verstärkungsantworten erzeugen. Genauer gesagt, Änderungen in der Szintillatordicke, insbesondere um den Rand des Detektors herum, können spektral empfindliche Verstärkungsantworten erzeugen. Zusätzlich können während der Abscheidung des Szintillators Feststoffteilchen von CsI abgeschieden werden, die ebenfalls abrupte Änderungen in den Verstärkungs-Kalibrationsmaps einführen können, die

vom Spektrum abhängig sind. Die vorliegende Technik ist auf diese Spektrum-spezifischen Ungleichförmigkeiten gerichtet, um für eine Verstärkungskorrektur über dem gesamten Bild, einschließlich der Bildränder und CsI Feststoffe, zu sorgen.

[0009] Gemäß einem Aspekt der Erfindung wird ein Verfahren bereitgestellt zum Erzeugen einer angepassten bzw. adaptierten Verstärkungs-Korrekturmap bzw. -karte bereitgestellt. Es wird eine Verstärkungs-Korrekturmap für einen Detektor erhalten, die von einem ersten Röntgenspektrum abgeleitet ist. Die Verstärkungs-Korrekturmap wird auf der Basis von einem mathematischen Modell angepasst bzw. adaptiert. Eine Eingabe, die einen Gewinnungszustand und/oder ein Detektorattribut enthält, wird für das Modell bereitgestellt, und es entsteht eine adaptierte Verstärkungs-Korrekturmap. Die adaptierte Verstärkungs-Korrekturmap korrigiert die Verstärkung in einem Bild, das durch den Detektor an einem zweiten Röntgenspektrum erzeugt wird.

[0010] Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung wird ein Verfahren bereitgestellt zum Erzeugen eines Verstärkungs-korrigierten Bildes. Es wird ein Bild von einem ersten Röntgendetektor von einem ersten Röntgenspektrum gewonnen. Eine Verstärkungs-Korrekturmap, die von einem zweiten Röntgenspektrum abgeleitet wurde, wird auf das Bild angewendet, um ein Verstärkungs-adaptiertes Bild zu erzeugen. Es werden ein oder mehrere entsprechende Korrekturfaktoren auf eine Anzahl von Pixeln angewendet, die eines von einer Randreihe und einer Randspalte von dem Verstärkungs-adaptierten Bild aufweisen, um ein bezüglich der Verstärkung korrigiertes Bild zu formen.

[0011] Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung wird ein Verfahren bereitgestellt zum Ermitteln von Verstärkungs-Korrekturfaktoren für einen Bildrand. Es wird ein Röntgenbild unter Verwendung eines Detektors, der gegenüber einem Röntgenspektrum ausgesetzt wird, und eines interessierenden Objektes gewonnen. Es werden zwei oder mehr Messungen von der zentralen Tendenz der Pixelintensität für eine der nicht am Rand befindlichen Spalten und nicht am Rand befindlichen Reihen von dem Röntgenbild ermittelt. Es wird ein Trend für die Messungen der zentralen Tendenz berechnet. Es werden ein oder mehrere Korrekturfaktoren berechnet, die auf dem Trend für eine der Randspalten bzw. Randreihen von dem Röntgenbild basieren.

[0012] Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung wird ein Röntgensystem bereitgestellt, das eine Röntgenquelle, die zum Emittieren von mehreren Röntgenspektren konfiguriert ist, und einen Röntgendetektor aufweist, der zum Detektieren von durch die Röntgenquelle emittierten Röntgenstrahlen konfiguriert ist. Zusätzlich enthält das System eine Detektorsteuerung, die operativ mit dem Röntgendetektor verbunden ist, und eine Systemsteuerung, die operativ mit der Detektorsteuerung verbunden ist. Die Detektorsteuerung und/oder die Systemsteuerung sind

konfiguriert, um einen Gewinnungszustand und/oder ein Detektorattribut an ein mathematisches Modell zu liefern und eine adaptierte Verstärkungs-Korrekturmap zu generieren, indem das mathematische Modell auf die Verstärkungs-Korrekturmap angewendet wird, die von einem ersten Röntgenspektrum gewonnen ist. Die adaptierte Korrekturmap ist eingerichtet, um die Verstärkung in einem Bild zu korrigieren, das von einem zweiten Röntgenspektrum gewonnen ist.

[0013] Gemäß einem anderen Aspekt der Erfindung wird ein Röntgensystem bereitgestellt, das eine Röntgenquelle, die zum Emittieren von mehreren Röntgenspektren konfiguriert ist und einen Röntgendetektor aufweist, der zum Detektieren von durch die Röntgenquelle emittierten Röntgenstrahlen konfiguriert ist. Zusätzlich weist das System eine Detektorsteuerung, die operativ mit dem Röntgendetektor verbunden ist, und eine Systemsteuerung auf, die operativ mit der Detektorsteuerung verbunden ist. Die Detektorsteuerung und/oder die Systemsteuerung sind konfiguriert, um einen oder mehrere Korrekturfaktoren auf eine Anzahl von Pixeln anzuwenden, die einen Randbereich von einem Röntgenbild aufweisen, um ein bezüglich der Verstärkung korrigiertes Bild zu formen.

[0014] Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung wird ein fühlbares (tangierbares) Medium zum Erzeugen eines Verstärkungs-korrigierten Bildes bereitgestellt, das eine Routine enthält zum Gewinnen eines Bildes aus einem Röntgendetektor von einem ersten Röntgenspektrum. Das fühlbare Medium enthält ferner eine Routine zum Anwenden einer Verstärkungs-Korrekturmap, die von einem zweiten Röntgenspektrum abgeleitet ist, auf das Bild, um ein bezüglich der Verstärkung eingestelltes Bild zu erzeugen. Zusätzlich weist das fühlbare Medium eine Routine auf zum Anwenden von einem oder mehreren entsprechenden Randkorrekturfaktoren auf eine Anzahl von Pixeln, die einen oder mehrere Ränder von dem Verstärkungseingestellten Bild aufweisen, um ein bezüglich der Verstärkung korrigiertes Bild zu formen.

[0015] Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung wird ein Röntgensystem bereitgestellt, das eine Röntgenquelle, die zum Emittieren mehrerer Röntgenspektren konfiguriert ist, und einen Röntgendetektor aufweist, der zum Detektieren von durch die Röntgenquelle emittierten Röntgenstrahlen konfiguriert ist. Zusätzlich enthält das System eine Detektorsteuerung, die mit dem Röntgendetektor operativ verbunden ist, und eine Systemsteuerung, die mit der Detektorsteuerung operativ verbunden ist. Die Detektorsteuerung und/oder die Systemsteuerung weist eine Einrichtung zum Einstellen einer Verstärkungs-Korrekturmap bzw. -karte auf, um eine eingestellte Verstärkungs-Korrekturmap zu bilden, die die Verstärkung in einem durch den Detektor generierten Bild korrigiert.

[0016] Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung wird ein Röntgensystem bereitgestellt, das eine

Röntgenquelle, die zum Emittieren einer Anzahl von Röntgenspektren konfiguriert ist, und einen Röntgendetektor aufweist, der zum Detektieren von durch die Röntgenquelle emittierten Strahlen konfiguriert ist. Zusätzlich enthält das System eine Detektorsteuerung, die operativ mit dem Röntgendetektor verbunden ist, und eine Systemsteuerung, die operativ mit der Detektorsteuerung verbunden ist. Das System enthält auch eine Einrichtung zum Korrigieren der Verstärkung in einem gewonnenen Röntgenbild auf der Basis von wenigstens einem oder mehreren Detektorattributen, einem oder mehreren Gewinnungszuständen und einem oder mehreren mathematischen Modellen.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0017] **Fig. 1** ist eine schematische Übersicht von einem digitalen Röntgen-Bildgebungssystem, in dem die vorliegende Technik bzw. Erfindung enthalten ist;

[0018] **Fig. 2** ist eine schematische Darstellung von einem gewissen Teil der funktionalen Schaltungsanordnung zum Erzeugen von Bilddaten in einem Detektor des Systems gemäß **Fig. 1**, um Bilddaten zur Rekonstruktion zu erzeugen;

[0019] **Fig. 3** ist ein Teilschnittbild, das als Beispiel eine Detektorstruktur zum Erzeugen der Bilddaten darstellt;

[0020] **Fig. 4** ist ein Schnittbild, das die Änderung in der Szintillatorhöhe darstellt, die sich nahe dem Rand von einem Detektor befindet;

[0021] **Fig. 5** ist ein Fließbild von einem Ausführungsbeispiel der Erfindung, bei dem eine adaptierte Verstärkungs-Korrekturmap verwendet wird; und

[0022] **Fig. 6** ist ein Fließbild von einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung, bei dem Spaltenkorrekturfaktoren abgeleitet werden.

Ausführungsbeispiel

[0023] **Fig. 1** stellt schematisch ein Bildgebungssystem zum Gewinnen und Verarbeiten von diskreten Pixelbilddaten dar. In dem dargestellten Ausführungsbeispiel ist das System **10** ein digitales Röntgensystem, das sowohl zum Gewinnen von ursprünglichen Bilddaten als auch zum Verarbeiten der Bilddaten für eine bildliche Darstellung gemäß der Erfindung ausgestaltet ist. In dem in **Fig. 1** dargestellten Ausführungsbeispiel enthält das Bildgebungssystem **10** eine Röntgenstrahlungsquelle **12**, die neben einem Kollimator **14** angeordnet ist. Die Quelle **12** enthält ein Ziel (Target), das mit Elektronen bombardiert wird und als Antwort darauf einen Strom von Strahlung **16** erzeugt, die aus Röntgenphotonen besteht. Zusätzlich kann die Quelle **12** ein Spektralfilter enthalten, das das Spektrum der Röntgenstrahlung begrenzt, die den Strom der Strahlung **16** bildet. Bei Mammographie-Anwendungen kann das Ziel aus Molybdän, Rhodium oder Wolfram zusammengesetzt sein, während das Spektralfilter aus Aluminium,

Molybdän oder Rhodium zusammengesetzt sein kann. Die Zusammensetzung von sowohl dem Ziel auch dem Spektralfilter und auch die Beschleunigungsspannung, die an das Elektronenbündel angelegt wird, bestimmen das Röntgenspektrum, das von der Quelle **12** emittiert wird. Das Spektrum kann ferner dadurch modifiziert werden, dass die Bahn geschwächt wird, die die Röntgenstrahlen durchqueren.

[0024] Der Kollimator **14** gestattet, dass der Strahlungsstrom **16** in einen Bereich gelangt, in dem ein Subjekt, wie beispielsweise ein menschlicher Patient **18**, angeordnet ist. Ein Teil von der Strahlung **20** tritt durch das Subjekt hindurch oder verläuft dieses herum und trifft auf einen digitalen Röntgendetektor auf, der allgemein mit der Bezugszahl **22** bezeichnet ist. Wie nachfolgend näher beschrieben wird, wandelt der Detektor **22** die Röntgenphotonen, die er auf seiner Oberfläche empfängt, in eine kleinere Energie aufweisende Photonen um und anschließend in elektrische Signale, die gewonnen und verarbeitet werden, um ein Bild von den Merkmalen innerhalb des Subjektes zu rekonstruieren.

[0025] Die Quelle **12** wird durch eine Energieversorgung/Steuerschaltung **24** gesteuert, die sowohl Leistungs- als auch Steuersignale für Untersuchungssequenzen liefert. Darüber hinaus ist der Detektor **22** mit einer Detektorsteuerung **26** verbunden, die Befehle zur Gewinnung der in dem Detektor erzeugten Signale gibt. Die Detektorsteuerung **26** kann auch verschiedene Signalverarbeitungs- und Filterfunktionen ausführen, wie beispielsweise zur Anfangseinstellung von dynamischen Bereichen, Verschachtelung von digitalen Bilddaten usw. Sowohl die Energieversorgung/Steuerschaltung **24** als auch die Detektorsteuerung **26** sprechen auf Signale von einer Systemsteuerung **28** an. Im Allgemeinen gibt die Systemsteuerung **28** Befehle für den Betrieb des Bildgebungssystems, um Untersuchungsprotokolle auszuführen und gewonnene Bilddaten zu verarbeiten. In dem vorliegenden Kontext enthält die Systemsteuerung **28** auch eine Signalverarbeitungsschaltung, die üblicherweise auf einem Allgemeinzweck- oder anwendungsspezifischen digitalen Computer basiert, eine zugeordnete Speicherschaltung **33** zum Speichern von Programmen und Routinen, die von dem Computer ausgeführt werden, und auch Konfigurations-Parametern und Bilddaten, Interfaceschaltungen und so weiter. Die Speicherschaltung **33** kann auch verschiedene magnetische, optische oder andere allgemeine Speichermedien enthalten.

[0026] In dem in **Fig. 1** dargestellten Ausführungsbeispiel ist die Systemsteuerung **28** mit wenigstens einer Ausgabevorrichtung verbunden, wie beispielsweise einem Display oder einem Drucker, wie es durch die Bezugszahl **30** angegeben ist. Die Ausgabevorrichtung kann Standard- oder Spezialzweck-Computer-Monitore und zugeordnete Verarbeitungsschaltungen enthalten. Ferner können ein oder mehrere Operator-Workstations **32** mit dem System verbunden sein zum Ausgeben von System-

parametern, Anfordern von Untersuchungen, Betrachten von Bildern usw. Im Allgemeinen können die Displays, Drucker, Workstations, Speicherschaltungen und ähnliche Vorrichtungen, die in dem System vorhanden sind, lokal mit den Datengewinnungskomponenten sein oder sie können entfernt von diesen Komponenten sein, wie beispielsweise irgendwo in einer Institution oder einem Hospital oder an einem vollständig anderen Ort, der mit dem Bildgewinnungssystem über ein oder mehrere konfigurierbare Netzwerke verbunden ist, wie beispielsweise das Internet, virtuelle private Netzwerke usw.

[0027] **Fig. 2** ist eine schematische Darstellung von funktionalen Komponenten des digitalen Detektors **22**. **Fig. 2** stellt auch eine Bildgebungs-Detektorsteuerung oder IDC **34** dar, die üblicherweise in der Detektorsteuerung **26** konfiguriert ist. Die IDC **34** enthält eine CPU oder einen digitalen Signalprozessor und auch Speicherschaltungen zum Befehlen einer Gewinnung von abgetasteten Signalen aus dem Detektor. Die IDC **34** ist über Zweiwege-Glasfaserleiter mit der Detektorsteuerung **36** in dem Detektor **22** verbunden. Die IDC **34** tauscht dadurch während des Betriebs Befehlssignale für Bilddaten innerhalb des Detektors aus. Speicherschaltungen, die entweder in dem Detektor **22** oder der IDC **34** resident sind, speichern Daten, auf die anschließend zugegriffen werden kann. Beispielsweise können die Daten während der Fertigung des Detektors **22** und seiner damit in Beziehung stehenden Schaltungsanordnung an die residenten Speicherschaltungen geliefert werden, oder die Daten können nach der Fertigung oder Installation in die Speicherschaltungen runtergeladen werden.

[0028] Die Steuerschaltung des Detektors empfängt Gleichspannung aus einer Energiequelle, die durch die Bezugszahl **38** dargestellt ist. Die Steuerschaltung **36** des Detektors ist konfiguriert, um Timing- bzw. Zeitsteuer- und Steuersignale für Reihen- und Spaltentreiber abzugeben, die dazu verwendet werden, während der Datengewinnungsphasen des Betriebs des System Signal zu übertragen. Die Schaltungsanordnung **36** wendet deshalb Energie- und Steuersignale an eine Referenz/Regelschaltung **40** und empfängt digitale Bildpixeldaten von der Schaltungsanordnung **40**.

[0029] In einem gegenwärtig bevorzugten dargestellten Ausführungsbeispiel besteht der Detektor **22** aus einem Szintillator, der Röntgenphotonen, die während der Untersuchungen auf der Detektoroberfläche empfangen werden, in eine kleinere Energie aufweisende (Licht) Photonen. Eine Array bzw. ein Feld von Photodetektoren wandelt dann die Lichtphotonen in elektrische Signale um, die für die Anzahl von Photonen oder die Strahlungsintensität repräsentativ sind, die auf die einzelnen Pixelbereiche der Detektorfläche auftreffen. Eine Auslese-Elektronik wandelt die entstehenden analogen Signale in digitale Werte um, die verarbeitet, gespeichert und, nach einer Rekonstruktion des Bildes, dargestellt

werden können, wie beispielsweise in einem Display **30** oder einer Workstation **32**. In einem Ausführungsbeispiel ist das Feld von Photodetektor auf einer einzigen Basis aus amorphem Silizium gebildet. Die Elemente der Array bzw. des Feldes sind in Reihen und Spalten organisiert, wobei jedes Element aus einer Photodiode und einem Dünnschicht-Transistor besteht. Die Kathode von jeder Diode ist mit der Source des Transistors verbunden und die Anoden von allen Dioden sind mit einer negativen Vorspannung verbunden. Die Gates der Transistoren in jeder Reihe sind miteinander verbunden, und die Reihen-Elektroden sind mit der Abtastelektronik verbunden. Die Drains der Transistoren in einer Spalte sind miteinander verbunden, und eine Elektrode von jeder Spalte ist mit der Auslese-Elektronik verbunden.

[0030] In dem bestimmten, in **Fig. 2** dargestellten Ausführungsbeispiel enthält ein Reihenbus **42** eine Anzahl von Leitern zum Einschalten bzw. Öffnen des Auslesens aus verschiedenen Spalten des Detektors und auch zum Ausschalten von Reihen und Anlegen einer Ladungs-Kompensationsspannung an gewählte Reihen, wo es gewünscht wird. Ein Spaltenbus **44** enthält zusätzliche Leiter zum Befehlen einer Auslesung aus den Spalten, während die Reihen sequentiell eingeschaltet bzw. geöffnet werden. Der Reihenbus **42** ist mit einer Reihe von Reihentreibern **46** verbunden, die jeweils ein Einschalten bzw. Öffnen von einer Serie von Reihen in dem Detektor befehlen. In ähnlicher Weise ist die Auslese-Elektronik **48** mit dem Spaltenbus **44** verbunden, um ein Auslesen von allen Spalten des Detektors zu befehlen.

[0031] In dem dargestellten Ausführungsbeispiel sind die Reihentreiber **46** und die Auslese-Elektronik **48** mit einer Detektorplatte **50** verbunden, die in mehrere Abschnitte **52** unterteilt sein kann. Jeder Abschnitt **52** ist mit einem der Reihentreiber **46** verbunden und enthält eine Anzahl von Reihen. In ähnlicher Weise ist jeder Spaltentreiber **48** mit einer Reihe von Spalten verbunden. Die oben erwähnte Photodioden- und Dünnschicht-Transistoranordnung bildet dadurch eine Serie von Pixeln oder diskreten Pixelelementen **54**, die in Reihen **56** und Spalten **58** angeordnet sind. Die Reihen und Spalten bilden eine Bildmatrix **60**, die eine Höhe **62** und eine Breite **64** hat.

[0032] Wie in **Fig. 2** dargestellt ist, wird jedes Pixel **54** im Allgemeinen durch eine Reihen- und Spaltenkreuzung gebildet, wo eine Spalten-Elektrode **68** eine Reihen-Elektrode **70** kreuzt. Wie oben erwähnt ist, ist an jeder Kreuzungsstelle für jedes Pixel ein Dünnschicht-Transistor **72** vorgesehen, wie auch eine Photodiode **74**. Wenn jede Reihe durch Reihentreiber **46** angesteuert bzw. eingeschaltet wird, kann auf Signal von jeder Photodiode über die Auslese-Elektronik **48** zugegriffen und in digitale Signale umgewandelt werden für eine anschließende Verarbeitung und Bildrekonstruktion.

[0033] **Fig. 3** stellt allgemein ein Beispiel von einer physikalischen Anordnung der Komponenten dar, die in **Fig. 2** schematisch dargestellt sind. Wie in **Fig. 3**

gezeigt ist, kann der Detektor ein Glassubstrat **76** enthalten, auf dem die unten beschriebenen Komponenten angeordnet sind. Die Spalten-Elektroden **78** und Reihen-Elektroden **70** sind auf dem Substrat ausgebildet, und es wird ein flaches Plattenfeld **78** aus amorphem Silizium gebildet, das die oben beschriebenen Dünnschicht-Transistoren und Photodioden enthält. Über dem Feld **78** aus amorphem Silizium ist ein Szintillator **80** ausgebildet zum Empfangen von Strahlung während der Untersequenzen, wie es oben beschrieben wurde. Kontaktfinger **82** sind ausgebildet zum Kommunizieren von Signalen zu und von den Spalten- und Reihen-Elektroden, und Kontaktleiter **84** sind ausgebildet zum Kommunizieren der Signale zwischen den Kontaktfingern und einer externen Schaltungsanordnung.

[0034] Der Szintillator **80** wird üblicherweise von Cäsiumjodid (CsI)-Kristallen gebildet, die auf das Feld **78** aus amorphem Silizium und das Glassubstrat **76** durch Dampfabscheidungstechniken aufgewachsen werden. Üblicherweise beträgt die gewünschte Dicke der CsI Schicht 50–350 µm bei Mammographie-Anwendungen und kann sogar 700 Mikron betragen bei Durchleuchtungs- oder radiographischen Anwendungen. Das Abscheidungsverfahren kann zur Folge haben, dass die Dicke des Szintillators **80** sich abschrägt, wenn sie sich den Rändern des Substrates **76** nähert, wie es in **Fig. 4** gezeigt ist. Der abgeschrägte Rand **90** kann eine veränderliche Dicke haben und endet im Allgemeinen an einem Epoxid-damm **92**, der um die Ränder des Substrats **76** herum angeordnet ist.

[0035] Der abgeschrägte Rand **90** und andere Ungleichförmigkeiten in dem Detektor oder seinen Schichten hat eine Verstärkungsantwort in dem Detektor **22** zur Folge. Diese Verstärkungsantwort variiert an verschiedenen Stellen auf dem Detektor **22**, selbst wenn der Röntgenfluss gleichförmig auf den Detektor auftrifft und bei einem gegebenen Spektrum ist, weil die Verstärkung eine Funktion von nicht nur dem Röntgenspektrum und der Gleichförmigkeit ist, sondern auch von der Dicke des Szintillators **80**. Die Verstärkungs-Kalibrierung wird bei einem bestimmten Röntgenspektrum ausgeführt, um eine Verstärkungskorrekturmap bzw. -karte bei diesem Spektrum abzuleiten. Die Verstärkungs-Korrekturmap kann auf ein Bild auf einer Pixel-für-Pixel-Basis angewendet werden, um die Verstärkungsantwort zu korrigieren, solange das Röntgenspektrum während der Bildgewinnung das gleiche ist wie dasjenige, als die Verstärkungs-Kalibration ausgeführt wurde.

[0036] Wenn sich jedoch das Röntgenspektrum, das während der Bildgewinnung auf den Detektor auftrifft, von demjenigen unterscheidet, das während der Verstärkungs-Kalibration verwendet wurde, werden der abgeschrägte Bereich **90** und andere Ungleichförmigkeiten eine Verstärkungsantwort generieren, die durch die Verstärkungs-Kalibrationsmap nicht richtig korrigiert ist, d.h. der Verstärkungs-Korrekturprozess lässt Restfehler zurück aufgrund des

Fehlens einer Entsprechung zwischen der Kalibrationsmap und der Verstärkungsänderung, die während der Gewinnung beobachtet wird. Diese unrichtig korrigierte Verstärkungsantwort kann sich in Änderungen in dem Bildkontrast zeigen, die als Bildartefakte sichtbar sein können. Abrupte Änderungen in der Csl Dicke in dem Untersuchungsbereich können diese restlichen Fehler erzeugen und die Erscheinung von einer anatomischen Struktur hervorrufen, die Interpretationsfehler zur Folge hat. Insbesondere kann der Rand des Detektors **22** aufgrund des Abscheidungsverfahrens zu derartigen abrupten Änderungen in der Csl Dicke neigen, die Bildartefakte zur Folge haben, die die Interpretation in der Mammographie und anderen Anwendungen behindern können, bei denen sich die gewünschte Bildfläche bis zu dem Detektorrand erstreckt.

[0037] Beispielsweise werden bei der Mammographie aus praktischen Gründen, wie beispielsweise der erforderlichen Zeit, um eine Verstärkungs-Kalibration auszuführen, nur zwei Verstärkungs-Kalibrationen bei einem Röntgensystem ausgeführt. In diesen Fällen stehen nur zwei Verstärkungskorrekturmaps, die bei unterschiedlichen Röntgenspektren erhalten sind, zur Verstärkungskorrektur durch das System **10** zur Verfügung. Diese Verstärkungskorrekturmap, die unter Bedingungen gewonnen ist, die den tatsächlichen Bildgebungsbedingungen sehr nahe entsprechen, wird deshalb auf ein gewonnenes Bild angewendet, unabhängig davon, ob die Röntgenspektren bei der Bildgewinnung exakt dieser Verstärkungs-Kalibration entsprechen, wobei in einigen Fällen sichtbare Bildartefakte am Rand erzeugt werden. Zusätzlich filtert das abgebildete Objekt, wie beispielsweise der Brustkorb eines Patienten, das Röntgenspektrum um einen gewissen Betrag, der von der Dicke des abgebildeten Objektes und seiner Zusammensetzung abhängt. Deshalb ist eine Technik zum Ausführen einer Verstärkungs-Korrektur, wenn das Röntgenspektrum während der Bildgewinnung sich von denjenigen während der Verstärkungs-Kalibration unterscheidet, wünschenswert, um spektral empfindliche Artefakte aus dem gewonnenen Bild zu reduzieren oder zu eliminieren.

[0038] Gemäß einem bevorzugten Ausführungsbeispiel, das in **Fig. 5** gezeigt ist, wird eine Verstärkungs-Korrekturmap **94** unter Verwendung bekannter Faktoren und Modelle adaptiert bzw. angepasst. Die Verstärkungs-Korrekturmap **94** kann durch einen früheren Verstärkungs-Kalibrationsschritt an einem ersten Röntgenspektrum erzeugt werden. In dem Fall, dass mehr als eine Verstärkungs-Korrekturmap **94** im voraus erzeugt und zugänglich ist, kann die Verstärkungs-Korrekturmap **94**, die zur Adaption gewählt wird, auf der Basis von Ähnlichkeit von einer oder mehreren Gewinnungsbedingungen **100** gewählt werden. Beispielsweise kann die Verstärkungs-Korrekturmap **94** gewählt werden, die bei Gewinnungsbedingungen **100** abgeleitet ist, die die an das System angelegte Beschleunigungsspannung,

die Zusammensetzung des Ziels, die Zusammensetzung des Spektralfilters, die Dicke des Spektralfilters, die Dicke des schwächenden Objektes, die Zusammensetzung des schwächenden Objektes und andere bekannte Objektes in der Schwächungsbahn enthalten können, die den gegenwärtigen Gewinnungsbedingungen **100** ähnlich sind. Der Adaptionsschritt **96** verwendet ein mathematisches Modell **98**, das Faktoren, wie beispielsweise den Gewinnungsbedingungen **100** oder Detektorattributen **102** Rechnung tragen, um die adaptierte Verstärkungs-Korrekturmap **104** zu bilden. In der Praxis wird der Adaptionsschritt **96** durch entweder die Systemsteuerung **28** oder die Detektorsteuerung **26** des Systems **10** ausgeführt.

[0039] Die oben genannten Gewinnungsbedingungen **100** umfassen im Allgemeinen diejenigen Faktoren, die das tatsächliche Röntgenspektrum bestimmen, das auf den Detektor **22** auftrifft. In ähnlicher Weise umfassen die Detektorattribute **102** im Allgemeinen diejenigen Faktoren, die die veränderliche Spektrum-Empfindlichkeit des Detektors **22** bestimmen, und sie können Änderungen in der Szintillatordicke, der Zusammensetzung von irgendeinem Schutzabdeckungsmaterial, das über dem Szintillator liegt, und Inhomogenitäten in dem Schutzabdeckungsmaterialumfassen.

[0040] Die Detektorattribute **102** können während der Fertigung des Detektors **22** gesammelt werden oder sie können durch einen getrennten Kalibrationsprozess ermittelt werden. Die Detektorattribute **102** können auf dem System **10** gespeichert sein, wie beispielsweise in einem Speicher, der auf den Detektor **22** oder der Detektorsteuerung **26** resident ist, oder auf einem für das System **10** zugänglichen Medium, in einem Computer-lesbaren Format, wie beispielsweise einem Datencode, der auf einem magnetischen, optischen oder einem vom Netzwerk zugänglichen Medium gespeichert ist.

[0041] Das mathematische Modell **98** trägt Faktoren Rechnung, die die Gewinnungsbedingungen **100** und die Detektorattribute **102** aufweisen, so dass, wenn diese Faktoren während des Adaptionsschrittes **96** an das Modell geliefert werden, eine adaptierte Verstärkungs-Korrekturmap **104** für den Detektor **22** gebildet wird, die die Verstärkung bei den tatsächlichen Bildgebungsspektrum richtig korrigiert. Das mathematische Modell **98** kann empirisch oder theoretisch abgeleitet sein auf der Basis bekannter Relationen zwischen den das Röntgenspektrum bestimmenden Faktoren, der Szintillatordicke oder irgendwelchen anderen willkürlichen Gewinnungsbedingungen. Auf diese Weise kann eine adaptierte Verstärkungs-Korrekturmap **104** erzeugt werden, die für eine richtige Verstärkungs-Korrektur für den Detektor **22** bei dem Gewinnungs-Röntgenspektrum sorgt und nicht einfach bei den Kalibrationspektren. Die adaptierte Verstärkungs-Korrekturmap **104** kann dann auf ein Bild **106** angewendet werden, das unter den Gewinnungsbedingungen gewonnen ist, wie es am Schritt

108 angegeben ist, um ein bezüglich der Verstärkung korrigiertes Bild **110** zu erzeugen. Wie bei den Detektorattributen **102** können die mathematischen Modelle **98** in einer Computer-lesbaren Form auf dem System selbst oder auf einem zugänglichen Medium gespeichert sein.

[0042] Das mathematische Modell kann auch a-priori für eine Anzahl von Gewinnungsbedingungen laufen gelassen werden, wie beispielsweise solchen Gewinnungsbedingungen, die am häufigsten auf dem Gebiet verwendet werden, und die Ergebnisse können auf dem System **10** oder auf einem zugänglichen Medium gespeichert werden. Wenn ein entsprechendes mathematisches Modell a-priori gelaufen ist und das Ergebnis für das System zugänglich ist, ist es nicht notwendig, das mathematische Modell laufend zu berechnen.

[0043] Eine andere Technik zum Korrigieren von spektral-empfindlichen Artefakten aufgrund von Dickenänderungen des Szintillators verwendet das gewonnene Bild 106, wie es in **Fig. 6** gezeigt ist, um bekannte Trends am Rand des Detektors **22** zu korrigieren. Genauer gesagt, es werden Korrekturfaktoren **112**, die den Spalten oder Reihen nahe dem Rand von dem Detektor **22** entsprechen, unter Verwendung von Information aus anderen Spalten **58** oder Reihen **56** in dem gewonnenen Bild berechnet. Zu Darstellungszwecken ist die Berechnung eines Spalten-Korrekturfaktors **112** in **Fig. 6** für Randspalten gezeigt, obwohl es klar sein sollte, dass das gezeigte Verfahren auch auf Randreihen anwendbar ist.

[0044] Zunächst wird das gewonnene Bild **106** nominal korrigiert unter Verwendung einer Verstärkungs-Korrekturmap **94**, die auf dem System **10** resident ist, um ein bezüglich der Verstärkung eingestelltes Bild **114** zu erzeugen. Die mittlere Signalintensität innerhalb Spalten parallel zum Rand wird dann am Schritt 116 ermittelt für das Verstärkungs-eingestellte Bild **114**. Dann werden Trends, die üblicherweise in ihrer Natur linear sind, hinsichtlich der mittleren Signalintensität der Spalte am Schritt 118 analysiert, um Verstärkungs-Korrekturfaktoren **112** für jede Spalte nahe dem Rand des Detektors **22** abzuleiten. Die Ableitung dieser Verstärkungs-Korrekturfaktoren **112** kann durch einen Linienanpassungs-Algorithmus oder durch verschiedene andere mathematische Anpassungskriterien ausgeführt werden. Die abgeleiteten Verstärkungs-Korrekturfaktoren **112** können dann am Schritt 108 auf das Verstärkungseingestellte Bild **114** angewendet werden, um ein Verstärkungskorrigiertes Bild **110** zu erzeugen. Obwohl die mittlere Signalintensität innerhalb Spalten oder Reihen erörtert ist, kann jedes Maß von zentraler Tendenz, wie beispielsweise Mittel oder Modi, verwendet werden, und die Verwendung eines Mittelwertes ist nur eine Möglichkeit.

[0045] In einem Ausführungsbeispiel werden Attribute des Detektors, wie beispielsweise Csl Dicke an jedem Pixel, während des Fertigungsverfahrens des Detektors **22** geschätzt. Diese Detektorattribute kön-

nen dann verwendet werden, um die Verstärkungs-Kalibrationsmap **94** durch einen spektral-empfindlichen Faktor zu adaptieren bzw. anzupassen. Eine Nachschlagetabelle, die von der Systemsteuerung **28** oder der Detektorsteuerung **26** zugänglich ist, kann die Detektorattribute oder eine vorbestimmte Adaption speichern, die für den Arbeitsraum der Gewinnung geeignet ist. Die Nachschlagetabelle kann in einem Speichermedium, wie beispielsweise einem Flash-Speicher, auf dem System **10**, wie beispielsweise auf dem Detektor **22** oder der Detektorsteuerung **26**, gespeichert werden oder auf irgendwelchen anderen magnetischen, optischen oder Netzwerk-zugänglichen Medien gespeichert sein. Von diesem gespeicherten Ort kann das System **10** auf die Detektorattribute zugreifen und die geeignete Verstärkungs-Korrekturmap **94** ableiten oder auf ein gewonnenes Bild 106 anwenden, um ein Verstärkungs-eingestelltes Bild **114** zur weiteren Bearbeitung zu erzeugen, wie es in **Fig. 6** gezeigt ist.

[0046] Obwohl die Erfindung für verschiedene Modifikationen und alternative Formen geeignet ist, sind spezielle Ausführungsbeispiele unter Bezugnahme auf die Zeichnungen gezeigt und im Detail beschrieben worden. Es sollte jedoch verständlich sein, dass die Erfindung nicht auf die besonderen offenbarten Ausführungsbeispiele einschließlich der speziellen Anwendung auf digitale Mammographie-Bildgebung beschränkt sein soll. Vielmehr soll die Erfindung alle Modifikationen, Äquivalente und Alternativen einschließen, die in den Erfindungsgedanken und den Schutzzumfang der Erfindung fallen, wie sie durch die beigefügten Ansprüche definiert ist.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erzeugen einer Verstärkungs-Korrekturmap (**104**), enthaltend:
Gewinnen einer Verstärkungs-Korrekturmap (**94**) für einen Detektor (**92**), die von einem ersten Röntgenspektrum abgeleitet wird, und
Adaptieren bzw. Anpassen (**96**) der Verstärkungs-Korrekturmap (**94**) auf der Basis eines mathematischen Modells (**98**), wobei das mathematische Modell (**98**) als Eingangsgröße einen Gewinnungszustand (**100**) und/oder ein Detektor-Attribut (**102**) derart erhält, dass eine adaptierte Verstärkungs-Korrekturmap (**104**) entsteht, wobei die adaptierte Verstärkungs-Korrekturmap (**104**) die Verstärkung in einem Bild (106) korrigiert, das durch den Detektor (**22**) bei einem zweiten Röntgenspektrum generiert wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Adaptieren (**96**) der Verstärkungs-Korrekturmap (**94**) erhält, dass ein oder mehrere Gewinnungszustände (**100**) geliefert werden, die eine Beschleunigungsspannung, die an ein Ziel bzw. Target in einer Röntgenquelle (**12**) angelegt wird, eine Zusammensetzung des Ziels, eine Zusammensetzung von einem Spektralfilter, das der Röntgenquelle (**12**) zugeordnet

ist, eine Dicke von dem Spektralfilter, eine Dicke von einem schwächenden Objekt und/oder eine Zusammensetzung des schwächenden Objektes enthält.

3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Adaptierung (96) der Verstärkungs-Korrekturmap (94) enthält, dass ein oder mehrere Detektorattribute (102) bereitgestellt werden, die eine Zusammensetzung von einer Schutzabdeckung, die über einem dem Detektor (22) zugeordneten Szintillator liegt, eine oder mehrere Inhomogenitäten in der Schutzabdeckung und/oder eine oder mehrere Änderungen in der Szintillatordicke aufweisen.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei auf einen Speicherplatz (33) zugegriffen werden, in dem der eine oder mehrere Detektorattribute (102) gespeichert sind.

5. Verfahren nach Anspruch 4, wobei das Zugreifen auf den Speicherplatz (33) enthält, dass auf ein magnetisches Medium und/oder ein optisches Medium zugegriffen wird.

6. Verfahren nach Anspruch 4, wobei das Zugreifen auf den Speicherplatz (33) enthält, dass auf ein Netzwerk, das von dem Speicherplatz zugänglich ist, und/oder einen residenten Speicherplatz zugegriffen wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei der residente Speicherplatz auf dem Detektor (22) angeordnet ist.

8. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Gewinnen der Verstärkungs-Korrekturmap (94) enthält, dass die Verstärkungs-Korrekturmap (94) aus zwei oder mehr verfügbaren Verstärkungs-Korrekturmaps ausgewählt wird auf der Basis von einer Beschleunigungsspannung, die in einer Röntgenquelle (12) an ein Ziel angelegt wird, von einer Zusammensetzung des Ziels, einer Zusammensetzung von einem Spektralfilter, das der Röntgenquelle (12) zugeordnet ist, einer Dicke des Spektralfilters, einer Dicke von einem schwächenden Objekt und/oder einer Zusammensetzung des schwächenden Objekts.

9. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die eingestellte Verstärkungs-Korrekturmap (104) auf ein Bild (106) angewendet wird (bei 108), das bei dem zweiten Röntgenspektrum gewonnen wird, um ein Verstärkungs-korrigiertes Bild (110) zu erzeugen.

10. Röntgen-Bildgebungssystem (10) enthaltend:
eine Röntgenquelle (12), die zum Emittieren einer Anzahl von Röntgenspektren konfiguriert ist,
einen Röntgendetektor (22), der zum Detektieren von Röntgenstrahlen, die von der Röntgenquelle (12) emittiert sind, konfiguriert ist,

eine Detektorsteuerung (26), die mit dem Röntgendetektor (22) operativ verbunden ist, und eine Systemsteuerung (28), die mit der Detektorsteuerung (26) operativ verbunden ist,
wobei die Detektorsteuerung (26) und/oder die Systemsteuerung (28) konfiguriert sind zum Liefern von einem Gewinnungszustand (100) und/oder eines Detektorattributs (102) an ein mathematisches Modell (98) und zum Erzeugen eines adaptierten Verstärkungs-Korrekturmap (104) durch Anlegen (96) des mathematischen Modells an eine Verstärkungs-Korrekturmap (94), die von einem ersten Röntgenspektrum gewonnen ist, wobei die adaptierte Korrekturmap (104) die Verstärkung in einem Bild (106) korrigiert, das von einem zweiten Röntgenspektrum gewonnen ist.

11. Röntgen-Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 10, wobei der Gewinnungszustand (100) eine Beschleunigungsspannung, die an ein Ziel in der Röntgenquelle (12) angelegt ist, eine Zusammensetzung des Ziels, eine Zusammensetzung von einem Spektralfilter, das der Röntgenquelle (12) zugeordnet ist, eine Dicke von dem Spektralfilter, eine Dicke von einem schwächenden Objekt und/oder eine Zusammensetzung von dem schwächenden Objekt enthält.

12. Röntgen-Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 10, wobei das Detektorattribut (102) eine Zusammensetzung von einer Schutzabdeckung, die über einem dem Detektor (22) zugeordneten Szintillator liegt, eine oder mehrere Inhomogenitäten in der Schutzabdeckung und/oder eine oder mehrere Änderungen in der Szintillatordicke aufweist.

13. Röntgen-Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 10, wobei ein Computer-lesbares Medium (33) vorgesehen ist, auf dem die Detektorattribute (102) und/oder das mathematische Modell (98) gespeichert sind.

14. Röntgen-Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 13, wobei das Computer-lesbare Medium (33) über eine Netzwerk-Verbindung zugänglich ist.

15. Röntgen-Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 13, wobei das Computer-lesbare Medium (33) ein magnetisches Medium und/oder ein optisches Medium aufweist.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1

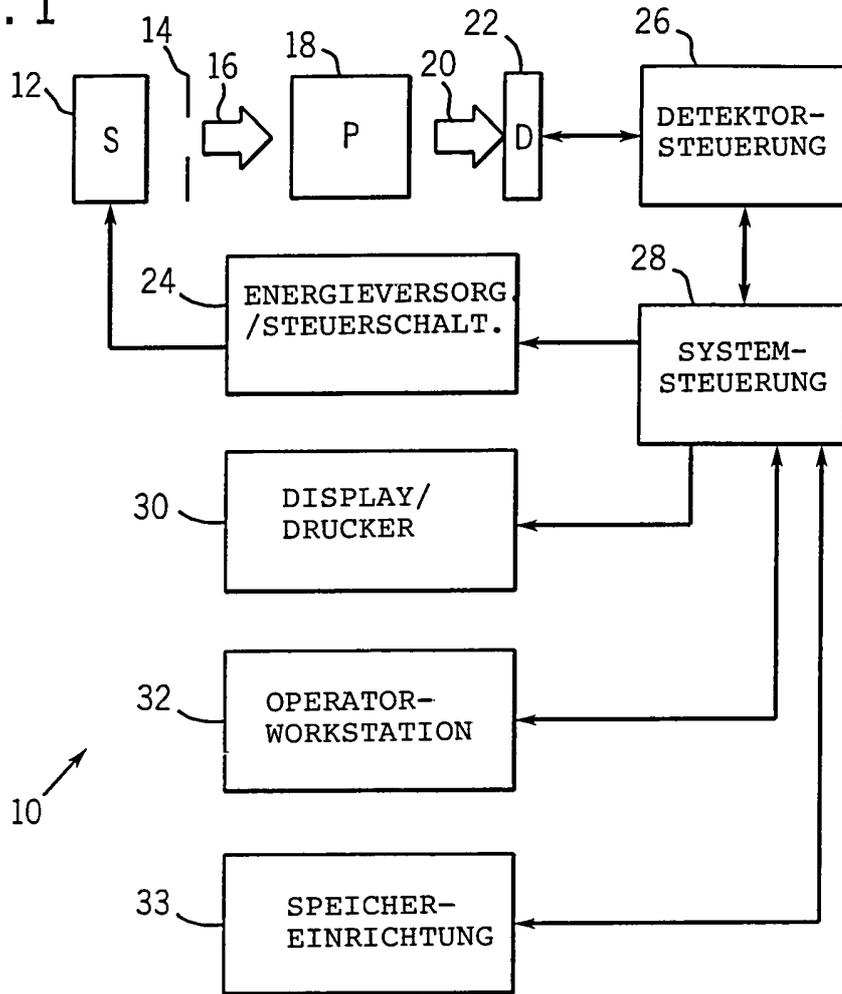


FIG. 3

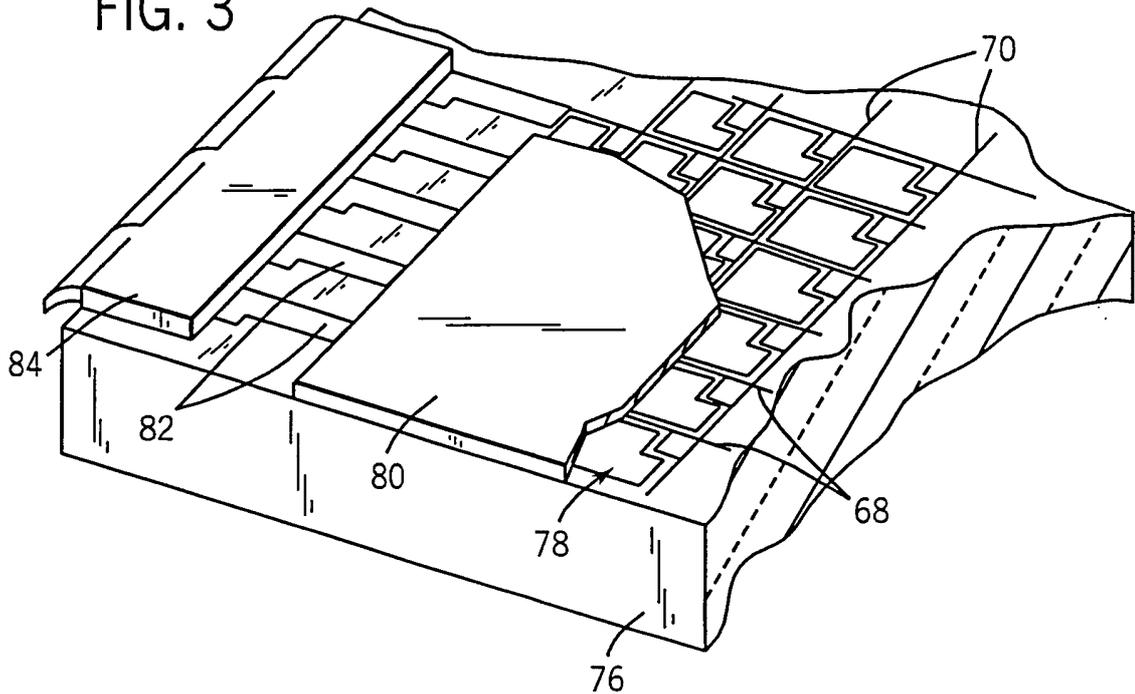


FIG. 2

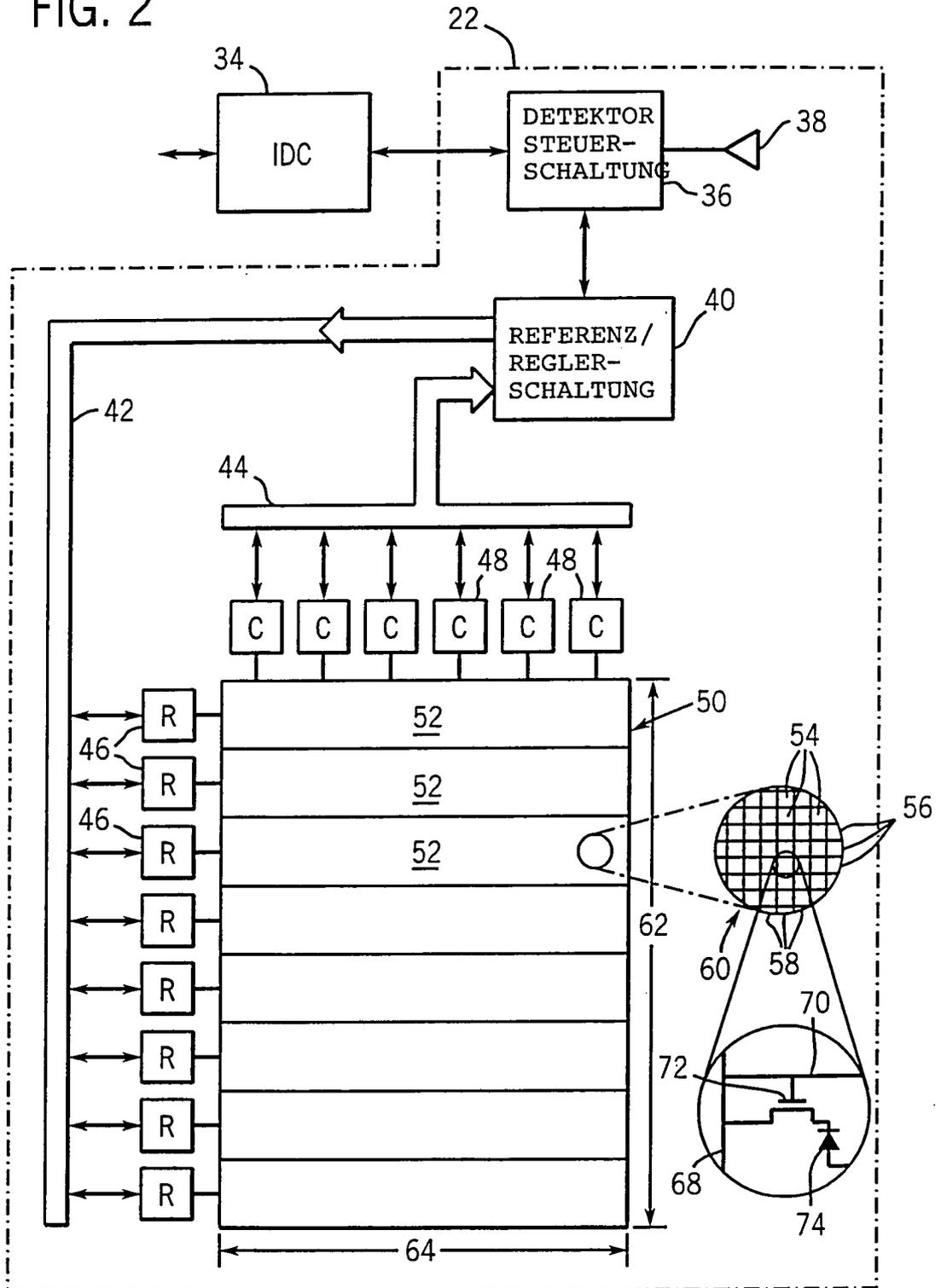


FIG. 4

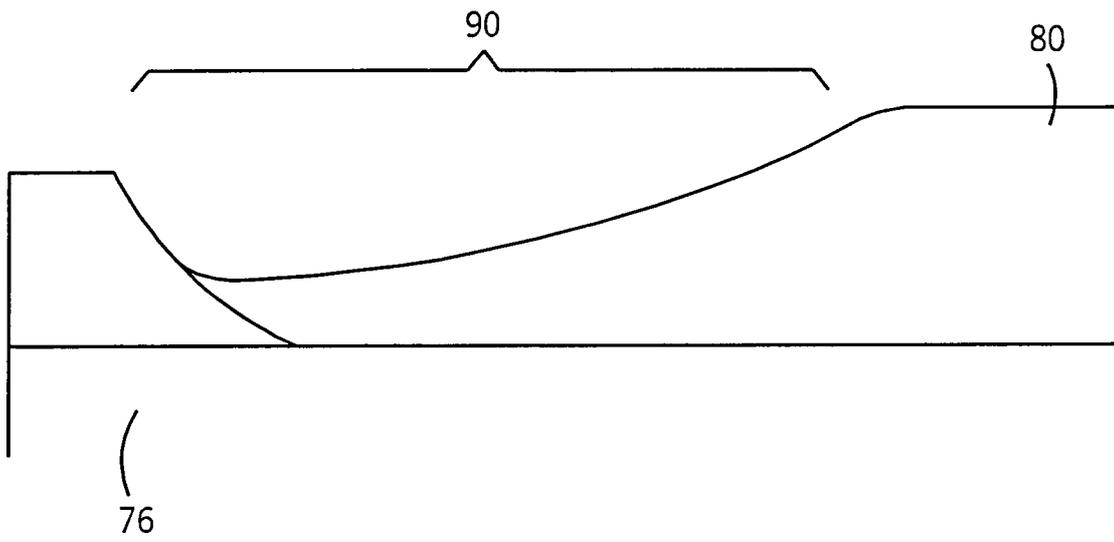
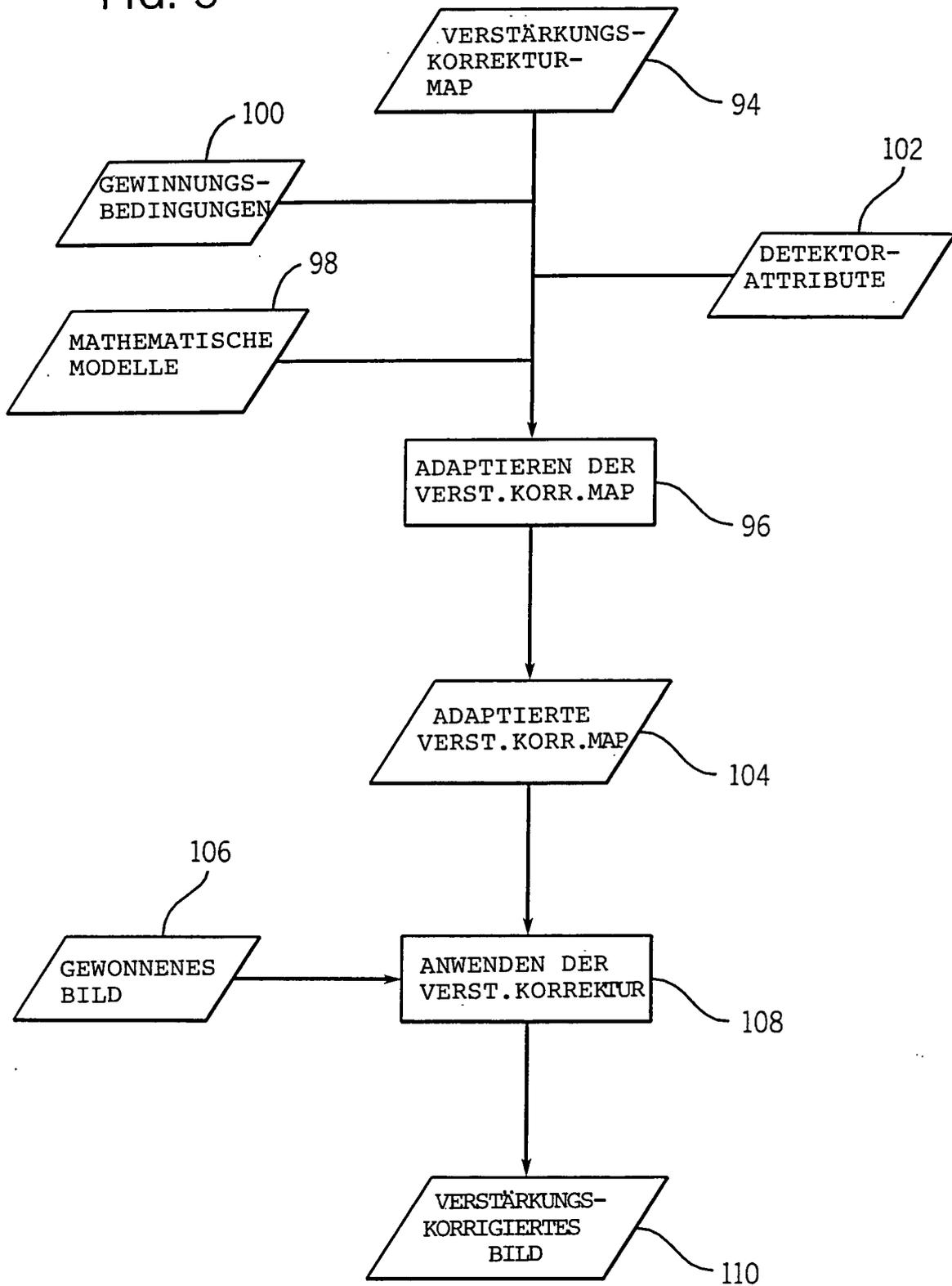


FIG. 5



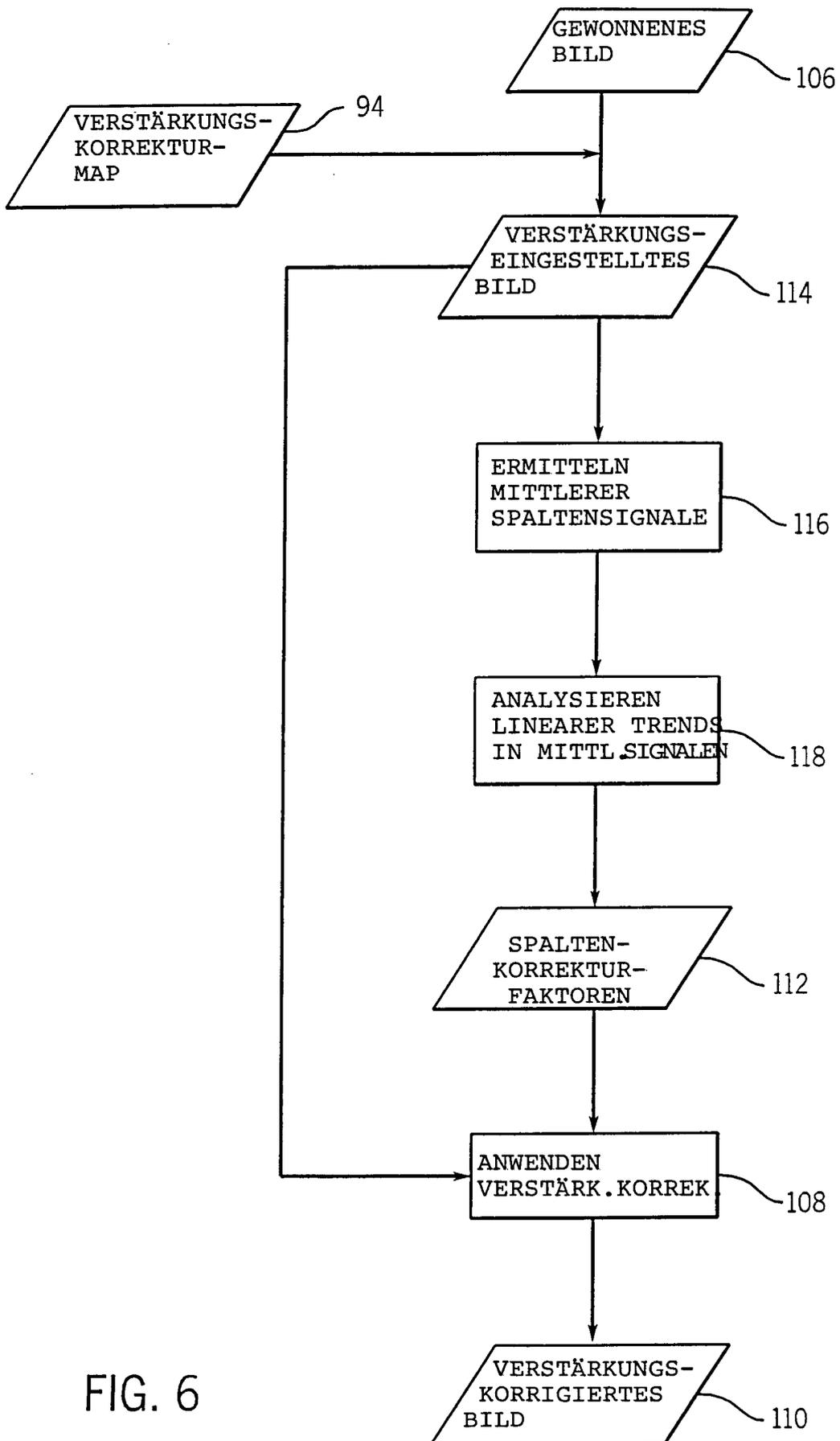


FIG. 6