



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 13 311 T2 2004.10.14**

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 046 134 B1**

(51) Int Cl.⁷: **G06T 5/40**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 13 311.4**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/EP99/07029**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 948 824.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 00/23945**

(86) PCT-Anmeldetag: **22.09.1999**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **27.04.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **25.10.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **03.12.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **14.10.2004**

(30) Unionspriorität:

98203515 19.10.1998 EP

(74) Vertreter:

Meyer, M., Dipl.-Ing., Pat.-Ass., 52076 Aachen

(73) Patentinhaber:

Koninklijke Philips Electronics N.V., Eindhoven, NL; Philips Intellectual Property & Standards GmbH, 20099 Hamburg, DE

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB, NL

(72) Erfinder:

AACH, Til, NL-5656 AA Eindhoven, NL; KUNZ, W., Dietmar, NL-5656 AA Eindhoven, NL

(54) Bezeichnung: **RÖNTGENUNTERSUCHUNGSVORRICHTUNG MIT REGELUNG DER STRAHLENDOSIS**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Röntgenuntersuchungsgerät mit

- einer Röntgenquelle zum Erzeugen von Röntgenbildern und
- einem Bildanalysesystem
- zum lokalen Ableiten von zeitlichen Helligkeitsschwankungen in einem Röntgenbild aus den genannten Röntgenbildern und
- zum Ableiten eines globalen Dosisregelsignals in Abhängigkeit von den genannten Helligkeitsschwankungen, um die Röntgenquelle zu steuern.

[0002] Ein derartiges Röntgenuntersuchungsgerät ist aus der deutschen Offenlegungsschrift DE 43 28 784 bekannt.

[0003] Der Bildprozessor des bekannten Röntgenuntersuchungsgerätes ist ein zeitliches rekursives Filter, das das verarbeitete Bild als zeitlich gefiltertes Bild aus dem Röntgenbild ableitet. Das bekannte Röntgenuntersuchungsgerät umfasst ein Bildanalysesystem mit einem Bewegungsdetektionsmodul zum Ableiten von Helligkeitsschwankungen in dem verarbeiteten Bild, die auf Bewegung in dem verarbeiteten Bild zurückzuführen sind. Insbesondere berechnet das Bewegungsdetektionsmodul diese Helligkeitsschwankungen als Unterschiede zwischen Helligkeitswerten bei aufeinander folgenden Zeitpunkten und in der gleichen räumlichen Position in dem verarbeiteten Bild. Eine Menge an Bewegung in dem Röntgenbild wird aus solchen Unterschieden zwischen Helligkeitswerten mit Hilfe von Fuzzy-Logik-Regeln geschätzt. Die Bewegung in dem verarbeiteten Bild ist eine Bewegung in dem zeitlich gefilterten Bild. Die Röntgenquelle des bekannten Röntgenuntersuchungsgerätes wird auf Basis der Menge an Bewegung eingestellt, wie sie aus den Unterschieden zwischen den Helligkeitswerten geschätzt worden ist. Insbesondere wird die Röntgenquelle so eingestellt, dass sie eine hohe Röntgendosis erzeugt, wenn die Menge an Bewegung groß ist, und eine niedrige Röntgendosis, wenn die Menge an Bewegung klein ist.

[0004] Das bekannte Röntgenuntersuchungsgerät nutzt eine ziemlich rohe Schätzung der Menge an Bewegung. Infolgedessen wird die Röntgenquelle bei dem bekannten Röntgenuntersuchungsgerät ziemlich ungenau eingestellt.

[0005] US-A-5 119 409 lehrt eine Einstellung der Helligkeit über das Dosisregelsignal in einem gepulsten Röntgensystem. Wenn die Gesamthelligkeit in dem derzeitigen Bild zuvor bestimmte Grenzen überschreitet, wird die Dosis für das folgende Bild geändert. Zeitliche Veränderungen der Helligkeit von Pixeln von aufeinander folgenden Röntgenbildern werden auch detektiert, um herauszufinden, ob Bewegung auftritt. Wenn sich die Helligkeit einer genügenden Anzahl Pixel von einem Bild zum Folgenden ändert, wird die Impulsrate, d. h. die Aktualisierungszeit zwischen aufeinander folgenden Bildern verändert, um eine Echtzeitabbildung zu realisieren.

[0006] EP-A-0 779 770 lehrt eine unabhängige Einstellung der Helligkeitsregelung mittels Röntgendosisregelung, Regelung des dynamischen Videobereichs und Display-Amplitudenregelung. Röntgendosisregelung beruht auf der Spitzen- und Mittelhelligkeit des derzeitigen Bildes.

[0007] Der Erfindung liegt als Aufgabe zugrunde, ein Röntgenuntersuchungsgerät zu verschaffen, das eine genauere Einstellung der Röntgenquelle bewirken kann. Eine besondere Aufgabe der Erfindung ist, ein Röntgenuntersuchungsgerät zu verschaffen, mit dem eine genaue Einstellung der Röntgenquelle erreicht werden kann, wobei die Menge an Bewegung in dem Röntgenbild für die Einstellung der Röntgenquelle genauer berücksichtigt wird.

[0008] Diese Aufgabe wird durch ein erfindungsgemäßes Röntgenuntersuchungsgerät gelöst, das durch die angefügten Ansprüche definiert wird.

[0009] Gemäß der Erfindung wird auf Basis der Verteilung von Helligkeitsschwankungen bestimmt, in welchem Ausmaß das Röntgenbild durch Rauschen und Bewegung in dem Röntgenbild beeinflusst wird. Lokale Information, wie lokale Helligkeitsschwankungen, wird in einem Dosisregelsignal zusammengefasst, das eine genaue und globale, d. h. umfassende Darstellung der Menge an Bewegung in dem Röntgenbild ist. Es hat sich gezeigt, dass Helligkeitsschwankungen aufgrund von lokalen Bildverfälschungen und Helligkeitsschwankungen aufgrund von Veränderungen in signifikanten Gebieten des Röntgenbildes unterschiedliche Verteilungen von Helligkeitsschwankungen bewirken. Die Verteilung von Helligkeitsschwankungen erlaubt es, Verfälschungen des Röntgenbildes, die die Diagnosequalität nicht wesentlich beeinflussen, von Bildverfälschungen

zu unterscheiden, die die Diagnosequalität des Röntgenbildes verschlechtern. Die Diagnosequalität des Bildes ist hoch, wenn kleine Details mit geringem Kontrast in dem Bild deutlich sichtbar sind.

[0010] Das Dosisregelsignal steuert die Röntgenquelle, insbesondere steuert das Dosisregelsignal eine Hochspannungsversorgung für die Röntgenquelle. Auf Basis des Dosis Signals wird die Röntgenquelle so eingestellt, dass die Röntgendosis niedrig gehalten wird, wenn nur nicht signifikante Bildverfälschungen auftreten, und die Röntgendosis wird auf einen höheren Wert eingestellt, wenn signifikante Teile des Röntgenbildes beeinflusst werden. Die nichtsignifikanten Verfälschungen beeinflussen die Diagnosequalität des Röntgenbildes kaum, während signifikante Verfälschungen die Diagnosequalität ernsthaft verschlechtern. Besonders wenn es bei einer niedrigen Röntgendosis vorkommt, dass nur nichtsignifikante Bildverfälschungen in dem Röntgenbild auftreten, werden solche isolierten Bildverfälschungen vorzugsweise durch Filterung des Röntgenbildes verringert. Solche isolierten Bildverfälschungen, infolge von Röntgenquantenrauschen, werden vorzugsweise durch Filterung verringert, statt sie zu vermeiden indem eine höhere Röntgendosis verwendet wird. Nichtsignifikante Bildverfälschungen werden beispielsweise durch zweifelhafte isolierte Helligkeitsschwankungen verursacht oder durch kleine Helligkeitsschwankungen. Signifikante Bildveränderungen werden beispielsweise durch Bewegung in dem Röntgenbild verursacht, wobei solche Bewegung auf einen sich bewegenden Katheter, das Schlagen des Herzens des Patienten oder die Atembewegung des Patienten zurückgeführt werden kann. In Gebieten, wo eine solche signifikante Änderung auftritt, können Bildverfälschungen infolge von beispielsweise Röntgenquantenrauschen nicht durch rekursive Filterung entfernt werden. Wenn nämlich rekursive Filterung auf Abschnitte im Röntgenbild angewendet wird, die eine signifikante Menge an Bewegung enthalten, wird eine Reihe von Nachbildern des bewegenden Abschnitts erzeugt. Eine solche Serie von Nachbildern ergibt den Eindruck, dass der bewegende Abschnitt einen Schweif von Nachbildern aufweist.

[0011] Die Röntgendosis kann eingestellt werden, indem die Energie und/oder die Intensität der von der Röntgenquelle ausgesendeten Röntgenstrahlen eingestellt wird.

[0012] Diese und andere Aspekte der Erfindung sollen anhand der in den abhängigen Ansprüchen definierten Ausführungsformen erläutert werden.

[0013] Bei einer bevorzugten Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Röntgenuntersuchungsgerätes wird die Verteilung von Helligkeitsschwankungen lieber aus einem verarbeiteten Bild abgeleitet als direkt aus dem Röntgenbild. Die Bildverarbeitung kann rekursive zeitliche Filterung oder räumliche Filterung der Helligkeitswerte des Röntgenbildes beinhalten. Insbesondere beinhaltet die Bildverarbeitung adaptive rekursive zeitliche Filterung, die in Abhängigkeit von einer Menge an Bewegung in dem Röntgenbild eingestellt wird. Die Röntgendosis wird auf Basis des verarbeiteten Bildes geregelt, weil das Dosisregelsignal aus einer Verteilung von Helligkeitsschwankungen in dem verarbeiteten Bild abgeleitet wird. So wird erreicht, dass Schwankungen oder Änderungen in der Bildqualität infolge der Verarbeitung für die Einstellung der Röntgendosis berücksichtigt werden. Genaue Einstellung der Röntgendosis wird erreicht; die Röntgendosis ist besonders geeignet, um ein verarbeitetes Bild mit hoher Diagnosequalität zu realisieren, und es wird eine verhältnismäßig geringe Röntgendosis verwendet. Das verarbeitete Bild wird wiedergegeben und als technische Hilfe zum Erstellen einer Diagnose verwendet.

[0014] Bei einer weiteren bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Röntgenuntersuchungsgerätes werden die Helligkeitsschwankungen aus einem Vergleich zwischen früheren Helligkeitswerten des verarbeiteten Bildes und derzeitigen Helligkeitswerten des Röntgenbildes abgeleitet. Unterschiede zwischen entsprechenden früheren Helligkeitswerten des verarbeiteten, d. h. gefilterten Bildes und derzeitigen Helligkeitswerten des Röntgenbildes stellen besonders hauptsächliche Veränderungen in dem Röntgenbild infolge von Bewegung dar, wenn solche Unterschiede groß sind. Unterschiede geringer Größe sind jedoch im Wesentlichen auf kleine durch Röntgenrauschen verursachte Veränderungen zurückzuführen. Insbesondere erstreckt sich eine Bewegung in dem Bild normalerweise über eine ziemlich große Anzahl von Pixeln und führt somit zu Helligkeitsschwankungen von etwa der gleichen Größenordnung in vielen Pixeln, während isolierte Helligkeitsschwankungen wahrscheinlich auf Rauschen zurückzuführen sind.

[0015] Bei einer weiteren bevorzugten Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Röntgenuntersuchungsgerätes wird die Verteilung von Helligkeitsschwankungen auf Basis einer Bewegungsgröße gebildet, die eine Funktion der Helligkeitsschwankungen ist. Somit wird die Verteilung faktisch aus Werten der Bewegungsgröße gebildet. Die Bewegungsgröße ist eine abnehmende Funktion der Helligkeitsschwankungen. Vorzugsweise hat die Bewegungsgröße eine verlaufende Schwelle, da für relativ große Helligkeitsschwankungen die Größe der Bewegungsgröße gering ist, und für kleine Helligkeitsschwankungen ist die Bewegungsgröße groß. Für entweder sehr kleine oder sehr große Helligkeitsschwankungen variiert die Bewegungsgröße nur sehr wenig

als Funktion der Helligkeitsschwankungen; in einem Zwischenbereich zwischen kleinen und großen Helligkeitsschwankungen gibt es einen Übergangsbereich, in dem die Bewegungsgröße graduell variiert. Der Zwischenbereich der Helligkeitsschwankungen trennt kleine Helligkeitsschwankungen, die hauptsächlich auf Röntgenquantenrauschen zurückzuführen sind, graduell von großen Helligkeitsschwankungen, die hauptsächlich auf Bewegung in dem Röntgenbild zurückzuführen sind. Es hat sich gezeigt, dass der Übergangsbereich und andere Details der Bewegungsgröße ungefähr auf empirische Weise gewählt werden können. Die Verteilung von Helligkeitsschwankungen auf Basis der Bewegungsgröße repräsentiert genau die Menge an Bewegung relativ zur Menge an Rauschen in dem Röntgenbild. Hierzu ist die Bewegungsgröße vorzugsweise eine Funktion der Helligkeitsschwankungen infolge von Bewegung relativ zu den Helligkeitsschwankungen aufgrund von Rauschen in dem Röntgenbild. Besonders die Verteilung von Helligkeitsschwankungen auf Basis der Bewegungsgröße, d. h. die Verteilung der Werte der Bewegungsgröße verschafft eine genaue Angabe des Effektes von Bildverfälschungen auf die Diagnosequalität des Röntgenbildes. Auf Basis der Verteilung der Werte der Bewegungsgröße wird insbesondere das Vorhandensein von wesentlichen Bildverfälschungen aufgrund von Bewegung von kleinen oder isolierten Verfälschungen unterschieden, die die Diagnosequalität nicht beeinflussen oder durch Filtern des Röntgenbildes verringert werden können. Vorzugsweise werden diese Helligkeitsschwankungen aus dem verarbeiteten Bild abgeleitet, insbesondere aus einem adaptiv rekursiv zeitlich gefilterten Bild. Die rekursive Filterung wird vorzugsweise durch die Bewegungsgröße gesteuert, um eine umso stärkere Filterung zu erhalten, je weniger Bewegung es in dem Röntgenbild gibt.

[0016] Weil die Bewegungsgröße eine abnehmende Funktion der Helligkeitsschwankungen aufgrund von Bewegung ist, wird vermieden, dass große Helligkeitsschwankungen unabsichtlich vernachlässigt werden. Jede große Helligkeitsschwankung infolge von Bewegung führt zu Werten der Bewegungsgröße, die nahe bei null liegen, sodass solche großen Helligkeitsschwankungen bei kleinen Werten der Bewegungsgröße zu einer wesentlichen Komponente der Verteilung der Helligkeitsschwankungen aufgrund von Bewegung führen. Wenn daher die kleinen Werte der Helligkeitsschwankungen in adäquater Weise berücksichtigt werden, z. B. indem alle Werte der Helligkeitsschwankungen unter einem zuvor gewählten oberen Grenzwert betrachtet werden, können selbst sehr große Helligkeitsschwankungen infolge von Bewegung kaum übersehen werden.

[0017] Vorzugsweise wird das Dosisregelsignal aus einem Histogramm der Werte der Bewegungsgröße abgeleitet. Ein solches Histogramm repräsentiert die Verteilung der Werte der Bewegungsgröße, d. h. die Verteilung, die auf der Bewegungsgröße der Helligkeitsschwankungen beruht. Das Histogramm von Werten der Bewegungsgröße umfasst die Frequenz des Auftretens von Werten der Bewegungsgröße. Das Histogramm wird gebildet, in dem die Werte der Bewegungsgröße in zuvor bestimmten Intervallen gesammelt werden, die üblicherweise als „Bins“ bezeichnet werden. Das Histogramm repräsentiert die jeweilige Anzahl von Werten der Bewegungsgröße in den jeweiligen Bins.

[0018] Vorzugsweise wird ein Bewegungsanzeigewert aus dem Histogramm der Werte der Bewegungsgröße abgeleitet. Der Bewegungsanzeigewert ist genau repräsentativ für das Ausmaß wesentlicher Verfälschung des Röntgenbildes, die die Diagnosequalität des Röntgenbildes beeinflusst. Der Bewegungsanzeigewert erweist sich nämlich als ein genauer Schwellenwert, der irrelevante Helligkeitsschwankungen von wesentlichen Bildverfälschungen trennt. Insbesondere wird der Bewegungsanzeigewert aus einem oder mehreren unteren Perzentilen des Histogramms der Werte der Bewegungsgröße abgeleitet. Es zeigt sich, dass in der Praxis die Bildverfälschungen, die dem unteren 5%-Perzentil entsprechen, zweifelhafte Helligkeitsschwankungen sind, die die Diagnosequalität des Röntgenbildes kaum beeinflussen. Helligkeitsschwankungen dagegen, die dem unteren 10%-Perzentil entsprechen, verschlechtern bereits deutlich die Gesamtdiagnosequalität des Röntgenbildes. Somit werden besonders genaue Ergebnisse erhalten, wenn der Bewegungsanzeigewert aus den unteren 5%- und dem unteren 10%-Perzentil des Histogramms von Werten der Bewegungsgröße abgeleitet wird. Das Dosisregelsignal beruht auf dem Bewegungsanzeigewert, sodass die Röntgendosis, d. h. die Energie und/oder Intensität der Röntgenstrahlen erhöht wird, wenn eine wesentliche Menge an Bewegung in dem Bild vorhanden ist, und die Röntgendosis wird nicht erhöht, wenn eventuelle Bildverfälschungen die Diagnosequalität des Röntgenbildes nicht beeinflussen oder solche Bildverfälschungen durch Filtern des Röntgenbildes wirksam reduziert werden können.

[0019] Vorzugsweise wird der Rauschpegel in gesonderten Pixeln in dem verarbeiteten Bild aus der tatsächlichen Röntgendosis, dem Rauschpegel von früheren Helligkeitswerten des verarbeiteten Bildes und dem Wert der Bewegungsgröße in dem relevanten Pixel berechnet. Die Rauschgröße ist vorzugsweise eine abnehmende Funktion des Rauschpegels, sodass vermieden wird, dass große Helligkeitsschwankungen infolge von Rauschen unabsichtlich vernachlässigt werden. Die Verteilung der Rauschgröße wird aus den Werten der Rauschgröße in den gesonderten Pixeln in dem verarbeiteten Bild gebildet. Die Berechnung des Rauschpegels in Pixeln in dem verarbeiteten Bild beruht auf der Beziehung zwischen dem Röntgenbild und dem verar-

beiteten Bild, insbesondere wie sie durch die rekursive zeitliche Filterung gebildet ist, die durch die Bewegungsgröße gesteuert wird. Wegen der Poisson-Natur des Röntgenquantenrauschens wird der Rauschpegel der derzeitigen Helligkeitswerte des Röntgenbildes genau aus der tatsächlichen Röntgendosis geschätzt, d. h.

[0020] aus der tatsächlichen Einstellung der Röntgenquelle. Die Verteilung der Rauschgröße ergibt, ob Helligkeitsschwankungen infolge von Rauschen Bildverfälschungen verursachen, die nicht signifikant sind oder ob die Bildverfälschungen signifikante Verschlechterung der Diagnosequalität des Röntgenbildes bewirken.

[0021] Vorzugsweise wird der Rauschpegel durch einen Rauschanzeigewert repräsentiert, der aus dem Histogramm von Helligkeitsschwankungen infolge von Rauschen abgeleitet wird, besonders aus dem unteren 5%- und dem unteren 10%-Perzentil des Histogramms von Helligkeitsschwankungen. Insbesondere das untere 5%-Perzentil des Histogramms scheint nicht signifikante Bildverfälschungen zu enthalten und das untere 10%-Perzentil des Histogramms Bildverfälschungen, die groß genug sind, um die Diagnosequalität zu verschlechtern. Somit wird vorzugsweise ein Rauschanzeigewert aus den unteren Perzentilen des Histogramms der Rauschgröße abgeleitet. Der Rauschanzeigewert bildet eine geeignete Schwelle, die nicht signifikante Bildverfälschungen von Verschlechterungen der Diagnosequalität unterscheidet.

[0022] Weiterhin werden die Rauschanzeigewerte und die Bewegungsanzeigewerte als Mittelwerte der unteren 5%- und unteren 10%-Perzentile der Histogramme der Rauschgröße bzw. des Histogramms der Bewegungsgröße abgeleitet. Auf diese Weise werden für die Rausch- und Bewegungsanzeigewerte stabile Ergebnisse erhalten, sodass plötzliche Veränderungen des aus den Rausch- und Bewegungsanzeigewerten abgeleiteten Dosisregelsignals vermieden werden.

[0023] Bei einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Röntgenuntersuchungsgerätes wird der Rauschpegel zukünftiger Helligkeitswerte des Röntgenbildes aus dem derzeitigen Rauschpegel des verarbeiteten Bildes abgeleitet und aus der Menge an Bewegung, wie sie durch die Bewegungsgröße repräsentiert wird, insbesondere durch den Bewegungsanzeigewert. Der Rauschpegel wird genau durch den Rauschanzeigewert repräsentiert.

[0024] In der Praxis wird das Bild während einer Zeitdauer gebildet. Während dieser Zeitdauer kann Rauschen und/oder Bewegung in dem Bild auftreten, sodass der Signalpegel des Bildsignals sich zeitlich ändert. Die Helligkeitswerte des Bildes, wie das Röntgenbild und des verarbeiteten Bildes werden in der Praxis häufig durch Signalpegel eines Bildsignals repräsentiert. Insbesondere ist das Bildsignal ein elektronisches Videosignal. Die Helligkeitsschwankungen werden durch Unterschiede zwischen entsprechenden Signalpegeln des Bildsignals bei aufeinander folgenden Zeitpunkten repräsentiert. Auch kann das Bild bei aufeinander folgenden Zeitpunkten während der genannten Zeitdauer als eine Serie aufeinander folgender Bilder betrachtet werden und analog das Bildsignal bei den genannten Zeitpunkten als aufeinander folgende Bildsignale. Helligkeitsschwankungen werden dann durch Unterschiede von entsprechenden Signalpegeln von aufeinander folgenden Bildsignalen repräsentiert. Weiterhin stimmen Signalpegel des Bildsignals bei aufeinander folgenden Zeitpunkten oder von aufeinander folgenden Bildsignalen überein, wenn sie sich auf nahezu die gleiche Position in dem Bild beziehen.

[0025] Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in der Zeichnung dargestellt und werden im Folgenden näher beschrieben. Es zeigt:

die einzige Figur eine schematische Darstellung eines erfindungsgemäßen Röntgenuntersuchungsgerätes.

[0026] Die Figur ist eine schematische Darstellung eines erfindungsgemäßen Röntgenuntersuchungsgerätes. Die Röntgenquelle bestrahlt einen Patienten **10**, der mit einem Röntgenstrahlenbündel **11** radiologisch untersucht wird. Infolge von lokalen Änderungen der Röntgenabsorption in dem Patienten **10** wird auf dem Eintrittsschirm **21** des Röntgendetektors **20** ein Röntgenbild gebildet. Bei dem in der Figur dargestellten Beispiel ist der Röntgendetektor eine Röntgenbildverstärkerfernsehkette. Der Eintrittsschirm **21** des Röntgenbildverstärkers **22** umfasst eine Konversionsschicht **23** und eine Photokathode **24**. Röntgenstrahlen, die auf die Konversionsschicht einfallen, erzeugen Niederenergiestrahlung wie z. B. blaues Licht oder ultraviolette Strahlung, für die die Photokathode empfindlich ist. Die Niederenergiestrahlung bewirkt, dass die Photokathode Elektronen emittiert. Der Röntgenbildverstärker enthält auch ein Austrittsfenster **25**, auf dem eine Leuchtstoffschicht **26** vorgesehen ist. Die Elektronen aus der Photokathode **24** werden durch ein elektronenoptisches System **19** zu der Leuchtstoffschicht geleitet, wobei das elektronenoptische System die Photokathode auf das Austrittsfenster **25** elektronenoptisch abbildet. Die Elektronen aus der Photokathode **24** erzeugen Licht oder Infrarotstrahlung in der Leuchtstoffschicht **26** und bilden so ein optisches Bild auf dem Austrittsfenster. Das Austrittsfenster **25** ist mit der Fernsehkamera **27** mittels einer Optokopplung **28** optisch gekoppelt. Diese Optokopplung

enthält beispielsweise ein Linsensystem oder eine Faserkopplung. Die Fernsehkamera **27** enthält einen Bildsensor **29**, die elektrische Ladungen aus dem Licht aus dem Austrittsfenster **25** ableitet. Der Bildsensor enthält ein Ausleseregister, um aus den elektrischen Ladungen ein elektrisches Bildsignal abzuleiten; dieses Signal wird einem einstellbaren Verstärker zugeführt. Der einstellbare Verstärker **30** gibt ein verstärktes Bildsignal an eine Weißkompressionsschaltung **40** ab. Die Weißkompressionsschaltung leitet aus dem verstärkten Bildsignal ein komprimiertes Bildsignal ab. Da die Signalpegel des verstärkten Bildsignals höher sind, sind sie stärker komprimiert. Vorzugsweise komprimiert die Weißkompressionsschaltung das verstärkte Bildsignal, in dem sie den Logarithmus der Signalpegel nimmt. Die Weißkompression wird kalibriert oder in solcher Weise eingestellt, dass der Dynamikbereich des komprimierten Bildsignals mit dem Eingangsbereich eines Analog/Digital-Umsetzers **41** übereinstimmt. Der Analog/Digital-Umsetzer **41** leitet aus dem komprimierten Bildsignal ein digitales Bildsignal (DIS) ab und führt das digitale Bildsignal dem Bildanalysesystem **2** zu. Bei einer alternativen Ausführungsform ist der Röntgendetektor ein Röntgenmatrixsensor, der aus dem Röntgenbild ein digitales Signal ableitet. Bei dieser Ausführungsform werden eine digitale Verstärkungseinstellungseinrichtung und eine digitale Weißkompressionseinheit verwendet, um das digitale Bildsignal zu bilden, das dem Bildanalysesystem zugeführt wird.

[0027] Das Bildanalysesystem **2** umfasst eine Bildverarbeitungseinheit **3**. Die Bildverarbeitungseinheit **3** ist ein rekursives zeitliches Filter **50**, das Rauschen in dem digitalen Bildsignal verringert. Das rekursive zeitliche Filter **50** filtert das digitale Bildsignal, in dem der Rauschpegel verringert wird, während die Bildinformation des digitalen Bildsignals in geeigneter Weise beibehalten wird. Das gefilterte Bildsignal (FIS) wird einer Puffereinheit **44** zugeführt, um das gefilterte Bildsignal für eine weitere Verarbeitung oder zum Ausdrucken als Paperkopie zugeführt. Das gefilterte Bildsignal (FIS) wird auch einem Digital/Analog-Umsetzer **42** zugeführt, der ein analoges gefiltertes Signal (aFIS) ableitet, das einem Monitor **43** zugeführt wird. Die Bildinformation des Röntgenbildes wird auf dem Monitor wiedergegeben.

[0028] Das Bildanalysesystem **2** enthält die Bewegungsdetektionseinheit **4** und die Rauschdetektionseinheit **5**, die die Menge an Bewegung bzw. Rauschen in dem digitalen Bildsignal (DIS) ableiten. Die Bewegungsdetektionseinheit **4** und die Rauschdetektionseinheit **5** steuern das zeitliche rekursive Filter; speziell wird das zeitliche rekursive Filter durch die Bewegungsdetektionseinheit und die Rauschdetektionseinheit **5** über eine Funktionseinheit **51** gesteuert, wie im Folgenden ausgeführt werden soll. Weiterhin leitet das Bildanalysesystem **2** das Dosisregel Signal ab, das zum Steuern eines Hochspannungsgenerators **50** für die Röntgenquelle **1** verwendet wird.

[0029] Das digitale Bildsignal DIS wird dem zeitlichen rekursiven Filter **50** zugeführt. Die Signalamplituden U_i des derzeitigen digitalen Bildsignals DIS werden mit den Signalamplituden des digitalen Bildsignals eines früheren Bildes oder mit anderen Worten des Bildes zu einem früheren Zeitpunkt, Y_{i-1} , kombiniert, gemäß

$$Y_i(x) = Y_{i-1}(x) + K_i(x)[U_i(x) - Y_{i-1}(x)], \quad (1)$$

wobei x die Position in dem Bild angibt und K_i ein Filterungskoeffizient ist. Die Indizes $i-1$ und i bezeichnen die aufeinander folgenden Zeitpunkte. Die Bewegungsdetektionseinheit **4** leitet die Menge an Bewegung in dem Bild aus den Signalpegeln des digitalen Bildsignals bei aufeinander folgenden Zeitpunkten ab. Die Bewegungsdetektionseinheit berechnet die Differenz $d_i(x) = U_i(x) - Y_{i-1}(x)$. Das digitale Bildsignal wird auch der Rauschdetektionseinheit zugeführt. Insbesondere ist die Rauschdetektionseinheit **5** ausgebildet, um statistische Varianzen und Standardabweichungen zu berechnen. Die Rauschdetektionseinheit **5** berechnet insbesondere die Varianzen der Signalpegel des digitalen Bildsignals und des gefilterten digitalen Bildsignals, d. h. die Rauschdetektionseinheit **5** berechnet

$$u_i^2(x) \equiv \text{Var } U_i(x),$$

$$\sigma_i^2(x) \equiv \text{Var } Y_i(x) \quad (2)$$

und die Varianz der Differenz $s_i^2(x) \equiv \text{Var } d_i(x) = \sigma_{i-1}^2(x) + u_i^2(x)$. Die Varianz $u_i^2(x)$ wird durch die Rauschdetektionseinheit aus der Röntgenintensität bei jeweiligen Positionen in dem Röntgenbild berechnet, wobei die Übertragungscharakteristik der Bildverstärkerfernsehkette und die Einstellung der Weißkompressionsschaltung verwendet werden. Die Varianz der früheren gefilterten digitalen Bildsignals $\sigma_{i-1}(x)$ repräsentiert den Rauschpegel des früheren gefilterten Bildes. Diese Varianz $\sigma_{i-1}(x)$ ist durch die Funktionseinheit bei der vorherigen Iteration gemäß der Formel (3) weiter unten berechnet worden. Es zeigt sich, dass $u_i^2(x)$ umgekehrt proportional zur Röntgendosis ist, die zum Bilden des Röntgenbildes verwendet worden ist. Daher ist es sinnvoll zu schreiben

$$u_i^2(x) = \frac{g[U_i(x)]}{D_i},$$

wobei die Funktion g die Intensitätsabhängigkeit des Rauschens aufgrund der Poisson-Natur repräsentiert, wenn das Röntgenquantenrauschen und die Funktion g auch die Modulationsübertragung der Röntgenbildverstärkerfernsehkette sowie die Weißkompression repräsentiert. Weiterhin wird für die Berechnung der Varianz der Differenz eine statistische Unabhängigkeit des Rauschens in aufeinander folgenden Bildern angenommen.

[0030] Eine funktionelle Einheit **51** berechnet die Bewegungsgröße aus der Differenz und ihrer Varianz, d. h.

$$\alpha_i(x) = \mu \left(\frac{d_i^2(x)}{s_i^2(x)} \right),$$

wobei u eine stetig abnehmende Funktion ist. Insbesondere hat die Funktion u eine allmähliche Schwelle. Das bedeutet, dass für hohe Werte, d. h. oberhalb einer gewissen zuvor eingestellten oberen Grenze ihres Arguments, die Funktion einen zuvor eingestellten Maximalwert hat und für niedrige Werte, d. h. unterhalb einer gewissen voreingestellten unteren Grenze ihres Arguments, die Funktion u einen zuvor eingestellten Minimalwert hat. Zwischen der unteren Grenze und der oberen Grenze nimmt die Funktion u allmählich vom Minimalwert zum Maximalwert zu. Vorzugsweise umfasst die Funktionseinheit **51** eine Nachschlagetabelle, in der die Funktion u eine Form einer Tabelle gespeichert ist, die Werte von $a_i(x)$ an Eingangswerte von $d_i(x)$ und $s_i(x)$ zuweist. Weiterhin berechnet die Funktionseinheit **51** den Filterkoeffizienten:

$$K_i(x) = 1 - \frac{\alpha_i(x) u_i^2(x)}{\sigma_{i-1}^2(x) + u_i^2(x)}, \quad (3)$$

[0031] Die (lokalen) Filterkoeffizienten $K_i(x)$ werden zum Steuern des zeitlichen rekursiven Filters verwendet. Insbesondere wird eine umso geringere zeitliche rekursive Filterung ausgeführt, je größer die Unterschiede zwischen Signalpegeln, d. h. Helligkeitswerten, bei aufeinander folgenden Zeitpunkten sind. Mit anderen Worten, das Bild bei einem früheren Zeitpunkt wird für die Berechnung des gefilterten Bildsignals umso weniger berücksichtigt, je größer die Differenz zwischen den Bildern bei aufeinander folgenden Zeitpunkten ist. Weiterhin sei bemerkt, dass die Varianz des derzeitigen gefilterten Bildsignals aus (1) und (2) rekursiv bestimmt wird.

$$\sigma_i^2(x) = \frac{[1 - \alpha_i(x)] u_i^2(x) + \sigma_{i-1}^2(x)}{\sigma_{i-1}^2(x) + u_i^2(x)} u_i^2(x) \quad (4)$$

[0032] Somit wird der Rauschpegel des derzeitigen gefilterten Bildes aus dem derzeitigen digitalen Bildsignal und dem früheren gefilterten Bildsignal geschätzt. Die Berechnung der Varianz des derzeitigen gefilterten Bildes gemäß der Beziehung (4) wird durch die Funktionseinheit **51** ausgeführt. Die Funktionseinheit **51** berechnet auch eine Rauschgröße $v_i^2(x)$, die eine abnehmende Funktion der Varianz $\sigma_i^2(x)$ ist. Besonders genaue Ergebnisse für das Dosisregelsignal sind erhalten worden, indem das Verhältnis

$$v_i^2(x) = \frac{g[Y_i(x)]}{\sigma_i^2(x)}$$

verwendet worden ist.

[0033] Die Funktionseinheit **51** führt die berechneten Rausch- und Bewegungsgrößen sowie a und V einer Zählereinheit zu, die sowohl als Bewegungszählereinheit als auch als Rauschzählereinheit wirkt. Die Zählereinheit **6** leitet Histogramme der Rauschgröße und der Bewegungsgröße ab. Die Zählereinheit leitet Rausch- und Bewegungsanzeigewerte \hat{v}_i bzw. \hat{a}_i ab. Die Rausch- und Bewegungsanzeigewerte repräsentieren typischerweise ein Gebiet des Röntgenbildes, das einerseits groß genug ist, um diagnostisch relevant zu sein, und andererseits von geringster Qualität ist hinsichtlich Rauschen und Bewegung in dem Röntgenbild. Vorzugsweise werden die Rausch- und Bewegungsanzeigewerte als Mittelwert des Gebietes in den jeweiligen Histogrammen zwischen dem unteren 5%- und unteren 10%-Perzentil berechnet. Weiterhin ist das Bildanalysesystem **2** mit einem Rechner **52** versehen, der mit der Zählereinheit **6** gekoppelt ist. Der Berechner leitet das Dosisregelsignal DCS aus dem unteren 5%- und unteren 10%-Perzentil der Histogramme ab. Das Dosisregelsignal wird dem Hochspannungsgenerator **60** der Röntgenquelle zugeführt. Weiterhin leitet der Berechner **52** ein Kamerasteuersignal CCS ab, das einem Steuereingang des einstellbaren Verstärkers **30** zugeführt wird, um die Verstärkung des einstellbaren Verstärkers zu steuern.

[0034] Das Dosisregelsignal DCS und das Kamerasteuersignal CCS werden so eingestellt, dass die Kamerateverstärkung umgekehrt proportional zur zukünftigen Dosis ist. Weiterhin, wenn der Bewegungsanzeigewert sich von einem Zeitpunkt des Röntgenbildes zum folgenden Zeitpunkt nicht stark ändert (d. h. $a_{i+1} \gg a_i$) folgt aus (4), dass die zukünftige Dosis mit dem lokalen zukünftigen Wert der Rauschgröße zusammenhängt nach:

$$v_{i+1}^2(x) = \frac{v_i^2(x) + D_{i+1}}{[1 - \alpha_i(x)]v_i^2(x) + D_{i+1}} D_{i+1} \quad (5)$$

Das Dosisregelsignal DCS wird vorzugsweise so eingestellt, dass in nahezu dem gesamten Röntgenbild, d. h. eventuell außer vernachlässigbaren isolierten Teilen, ein zuvor bestimmter Rauschpegel nicht überschritten wird, vorausgesetzt, dass die in dem Röntgenbild beim zukünftigen Zeitpunkt auftretende (geschätzte) Bewegung ähnlich, im Vergleich zum derzeitigen Bild, der Bewegung ist, die zwischen dem derzeitigen Röntgenbild und dem früheren Röntgenbild aufgetreten ist. Somit wird für $v_i^2(x) = \hat{v}_i^2$ und $\alpha_i(x) = \hat{\alpha}_i$ die zukünftige Dosis D_{i+1} so eingestellt, dass $v_{i+1}^2(x) = T$, wobei T eine einstellbare Schwelle angibt, die den akzeptablen Rauschpegel für den nachfolgenden Zeitpunkt repräsentiert. Somit wird auf diese Weise die lokale Information, wie sie durch die lokalen Werte der Rausch- und Bewegungsgrößen repräsentiert wird, in einer Beziehung zwischen dem zukünftigen Dosiswert und der Rauschschwelle T zusammengefasst:

$$T = \frac{\hat{v}_i^2 + D_{i+1}}{(1 - \hat{\alpha}_i)\hat{v}_i^2 + D_{i+1}} D_{i+1} \quad (6)$$

[0035] Diese Beziehung ist faktisch eine quadratische Beziehung für die zukünftige Dosis D_{i+1} , parametrisiert durch den Schwellenwert T. Die zukünftige Dosis wird in einfacher Weise aus der Gleichung (6) abgeleitet:

$$D_{i+1} = \frac{1}{2} \left[(T - \hat{v}_i^2) + \sqrt{(T - \hat{v}_i^2)^2 + 4(1 - \hat{\alpha}_i)^2 T \hat{v}_i^2} \right] \quad (7)$$

[0036] Daher wird durch Einstellen eines Sollwertes für den zukünftigen Rauschanzeigewert der entsprechende zukünftige Dosiswert durch den Rechner 52 durch Berechnung des zukünftigen Dosiswertes D_{i+1} aus der Gleichung (7) berechnet.

Patentansprüche

1. Röntgenuntersuchungsgerät mit

- einer Röntgenquelle (1) zum Erzeugen von Röntgenbildern und
 - einem Bildanalysesystem (2)
 - zum lokalen Ableiten von zeitlichen Helligkeitsschwankungen in einem Röntgenbild aus den genannten Röntgenbildern und
 - zum Ableiten eines globalen Dosisregelsignals in Abhängigkeit von den genannten Helligkeitsschwankungen, um die Röntgenquelle zu steuern,
- dadurch gekennzeichnet, dass**
- das Bildanalysesystem ausgebildet ist, um
 - eine Verteilung der Werte der genannten Helligkeitsschwankungen in dem genannten Röntgenbild abzuleiten und
 - das Dosisregelsignal aus der genannten Verteilung abzuleiten.

2. Röntgenuntersuchungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass

- ein Bildprozessor ein verarbeitetes Bild aus dem Röntgenbild ableitet,
- das Bildanalysesystem zum Ableiten der Helligkeitsschwankungen aus dem verarbeiteten Bild ausgebildet ist.

3. Röntgenuntersuchungsgerät nach Anspruch 2,

- dadurch gekennzeichnet, dass
- das Bildanalysesystem ausgebildet ist, um
 - die Helligkeitsschwankungen aus früheren verarbeiteten Helligkeitswerten des verarbeiteten Bildes und derzeitigen Helligkeitswerten des Röntgenbildes abzuleiten.

4. Röntgenuntersuchungsgerät nach Anspruch 1, 2 oder 3,

- dadurch gekennzeichnet, dass
- das Bildanalysesystem eine Recheneinheit enthält, um

- eine Bewegungsgröße als abnehmende Funktion der Helligkeitsschwankungen zu berechnen, und
- das Bildanalyseesystem eine Bewegungszähleinheit enthält, um
- die Verteilung von Helligkeitsschwankungen aus der genannten Bewegungsgröße abzuleiten.

5. Röntgenuntersuchungsgerät nach Anspruch 4,
dadurch gekennzeichnet, dass

- die Bewegungszähleinheit zum Ableiten eines Histogramms von Werten der Bewegungsgröße ausgebildet ist und
- die Bildanalyseeinheit einen Bewegungsrechner enthält, um einen Bewegungsanzeigewert aus dem Histogramm mit Werten der Bewegungsgröße abzuleiten, und
- das Bildanalyseesystem zum Ableiten des Dosisregelsignals aus dem Bewegungsanzeigewert ausgebildet ist.

6. Röntgenuntersuchungsgerät nach Anspruch 4 oder 5,
dadurch gekennzeichnet, dass

- die Recheneinheit ausgebildet ist, um
- einen Rauschpegel von Helligkeitswerten des verarbeiteten Bildes aus einem Rauschpegel von früheren Helligkeitswerten des verarbeiteten Bildes, der tatsächlichen Einstellung der Röntgenquelle und der Bewegungsgröße zu berechnen und um
- eine Rauschgröße als abnehmende Funktion des Rauschpegels von Helligkeitswerten des verarbeiteten Bildes zu berechnen, und
- das Bildanalyseesystem eine Rauschzähleinheit enthält, um
- die Verteilung von Helligkeitsschwankungen aus der genannten Rauschgröße abzuleiten.

7. Röntgenuntersuchungsgerät nach Anspruch 6,
dadurch gekennzeichnet, dass

- die Rauschzähleinheit zum Ableiten eines Histogramms von Werten der Rauschgröße ausgebildet ist und
- die Bildanalyseeinheit einen Rauschrechner enthält, um einen Rauschanzeigewert aus dem Histogramm von Werten der Rauschgröße zu berechnen, und
- die Bildanalyseeinheit zum Ableiten des Dosisregelsignals aus dem Rauschanzeigewert ausgebildet ist.

8. Röntgenuntersuchungsgerät nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet, dass

- der Bewegungsrechner ausgebildet ist, um den Bewegungsanzeigewert aus einem oder mehr unteren Perzentilen des Histogramms der Bewegungsgröße abzuleiten.

9. Röntgenuntersuchungsgerät nach Anspruch 7,
dadurch gekennzeichnet, dass

- der Rauschrechner ausgebildet ist, um den Rauschanzeigewert aus einem oder mehr unteren Perzentilen des Histogramms der Rauschgröße abzuleiten.

10. Röntgenuntersuchungsgerät nach Anspruch 9,
dadurch gekennzeichnet, dass

- die Bildanalyseeinheit einen Rauschschätzer enthält, zum Ableiten
- des Rauschpegels von zukünftigen Helligkeitspegeln des verarbeiteten Bildes aus dem Rauschanzeigewert und dem Bewegungsanzeigewert und
- eines zukünftigen Dosiswertes aus dem Rauschpegel der zukünftigen Helligkeitspegel des verarbeiteten Bildes, und
- die Bildanalyseeinheit zum Ableiten des Dosisregelsignals aus dem zukünftigen Dosiswert ausgebildet ist.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

