



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 696 29 445 T2 2004.07.01**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 780 791 B1**

(51) Int Cl.⁷: **G06T 5/40**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **696 29 445.1**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **96 203 450.0**

(96) Europäischer Anmeldetag: **05.12.1996**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **25.06.1997**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **13.08.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **01.07.2004**

(30) Unionspriorität:

577756 22.12.1995 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB

(73) Patentinhaber:

Eastman Kodak Co., Rochester, N.Y., US

(72) Erfinder:

Lee, Hsien-Che, Rochester, New York 14650-2201, US; Barski, Lori Lynn, Rochester, New York 14650-2201, US; Senn, Robert Allen, Rochester, New York 14650-2201, US

(74) Vertreter:

WAGNER & GEYER Partnerschaft Patent- und Rechtsanwälte, 80538 München

(54) Bezeichnung: **Automatische Tonskalenabstimmung mittels Bildaktivitätsmessungen**

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 vorliegende Erfindung betrifft ein automatisches Tonskalenabstimmungsverfahren für digitale Bilder im Allgemeinen und für berechnete radiografische Bilder im Besonderen. Aufgabe der Tonskalenabstimmung ist es, ein Eingabebild auf einem Ausgabemedium für die Sichtprüfung oder Untersuchung zu erzeugen.

[0002] Die Computerradiografie verwendet Speicherleuchtstoffe zur Aufzeichnung des Strahlungsbildes aus der Röntgenübertragung. Das gespeicherte Bild wird dann durch lichtstimulierte Emission ausgelesen, die durch einen Fotovervielfacher verstärkt, in die gewünschten Signaleinheiten (beispielsweise logarithmische Belichtung) umgesetzt und in digitalen Ziffern, so genannten Codewerten, quantifiziert wird. Die Codewerte können mit einer bestimmten Zahl von Bits aufgezeichnet werden. Für ein digitales 12-Bit-Bild erstrecken sich die Codewerte von 0 bis 4095. Diese Codewerte werden dann durch Computer manipuliert und durch eine Tonskalenkurve auf einer Ausgabeanzeige abgebildet, beispielsweise einen Kathodenstrahlröhrenbildschirm oder einen fotografischen Film.

[0003] Die Computerradiografie unter Verwendung von Speicherleuchtstoffen bietet im Vergleich zu den konventionellen Schirm-/Filmsystemen ($40 : 1$) einen sehr breiten Belichtungsspielraum ($10.000 : 1$). Das bedeutet, dass bei der Computerradiografie Belichtungsfehler zum Zeitpunkt der Bildmessung und Bildaufzeichnung weniger gravierend sind (jedoch nicht zum Zeitpunkt der Bilddarstellung, wie später erläutert wird). Zudem bedeutet das, dass die Tonskalenabstimmung in der Computerradiografie speziell auf eine optimale Wiedergabe jedes individuellen Bildes zugeschnitten werden kann. Die meisten Ausgabemedien, wie fotografischer Film und Kathodenstrahlröhre (CRT) bieten jedoch keinen dynamischen Bereich, der groß genug wäre, um die Informationsbandbreite von $10.000 : 1$ bei einwandfreiem visuellem Kontrast darzustellen. Es ist daher notwendig, den verfügbaren dynamischen Ausgabebereich sorgfältig zuzuweisen, um den klinisch wichtigen Teil der Eingabecodewerte darzustellen. Für einige Anwendungen kann der betreffende Bereich des Eingabebildes den Bereich der Ausgabemedien übersteigen, und der Kontrast muss in Teilen des Bildes abgestimmt werden. US-A-4,302,672 beschreibt ein Verfahren zur Erstellung einer derartigen, abgestimmten Tonskalenkurve. Dieses Verfahren verwendet jedoch Täler und Spitzen des Codewert-Histogramms, um die kritischen Punkte zwischen Wirbelsäule, Herzen und Lunge zu identifizieren. Die Ergebnisse sind nicht sehr zuverlässig, weil diese Täler und Spitzen nicht immer deutlich erkennbar sind. Das Verfahren lässt sich zudem nicht allgemein auf andere Untersuchungen anwenden, bei denen es sich nicht um Brustbilder handelt.

[0004] Insgesamt gibt es in radiografischen Bildern

fünf Klassen von "Objekten": (1) Vordergrund (Kollimatorblenden, die dazu dienen, Teile des Körpers gegen unerwünschte Röntgenstrahlung zu schützen), der normalerweise sehr niedrig bis niedrig belichteten Bereichen entspricht; (2) künstliche Objekte (wie Schrittmacher, Tuben und Elektroden); (3) Weichteilgewebe (wie Muskeln, Blutgefäße und Eingeweide), die normalerweise, je nach Dicke, einer niedrigen (z. B. Mediastinum) bis hohen (z. B. Lunge) Belichtung entspricht; (4) Knochen, die sehr niedrigen bis niedrigen Belichtungen entsprechen (überlagern sich häufig mit dem Vordergrund); und (5) Hintergrund, der den sehr hohen Belichtungen entspricht. Diese fünf Klassen von Objekten sind sehr schwer nur anhand der Codewerte zu unterscheiden, da es beträchtliche Überlagerungen gibt (beispielsweise zwischen Knochen und Kollimatorblenden).

[0005] Die beiden Grundprobleme bei der Tonskalenabstimmung für die Computerradiografie bestehen darin: (1) zu bestimmen, welcher Unterbereich der Eingabecodewerte für die klinische Auswertung am wichtigsten ist, und (2) eine derartige Tonskalenübertragungskurve zu erstellen, dass die in Schritt (1) ermittelten wichtigen Unterbereiche der Codewerte mit einwandfreiem Kontrast und mit einwandfreier Helligkeit (Dichte) auf dem Ausgabemedium wiedergegeben werden können. Beispielsweise können sich die digitalen Codewerte eines eingegebenen Brustströntgenbildes von 500 bis 3000 erstrecken (in Einheiten von $0,001 \log$ Belichtungen), während sich der Codewertbereich der Lunge, der der wichtigste Bereich des Bildes ist, nur von 1800 bis 2600 erstreckt. Wenn man versucht, den gesamten Bereich der Eingabecodewerte (von 500 bis 3000) auf den verfügbaren Filmdichtebereich bei gleichem Kontrast für alle Eingabecodewerte abzustimmen, wird ein Brustbild mit inakzeptabel niedrigem Kontrast erzeugt. Es ist daher sehr wichtig, über einen automatischen Algorithmus zu verfügen, der den relevanten Unterbereich der Eingabecodewerte (1800 bis 2600) erkennt und auswählt, welcher auf dem Ausgabemedium mit richtigem visuellem Kontrast und richtiger Helligkeit angezeigt werden soll. Der Prozess der Auswahl des relevanten Unterbereichs von Codewerten und der Konstruktion der richtigen Funktion zur Abbildung des Eingabecodewerts auf die Ausgabemedien wird als Tonskalenabstimmung bezeichnet.

[0006] Das erste Problem bei der Auswahl des relevanten Codewertunterbereichs ging man bislang so an, dass man das Histogramm der Eingabecodewerte entweder im Belichtungsraum oder im \log Belichtungsraum verwendete. (Zur Differenzierung von dem in der vorliegenden Erfindung verwendeten Bildaktivitätshistogramm wird dieses Histogramm nachfolgend als Codewert-Histogramm bezeichnet.) US-A-4,914,295 beschreibt ein Verfahren zum Ausschließen des irrelevanten Hintergrundbereichs in einem Bild durch Ermitteln einer Spitze in dem Codewert-Histogramm in Nähe des maximalen Eingabe-

codewers. Dieses Verfahren erfordert die vorherige Filterung, um den durch die Kollimatorblenden abgedeckten Bildbereich zu entfernen. Es erfordert zudem eine anders vorkonstruierte Tonskalenkurve entsprechend der von dem Bediener eingegebenen Untersuchungsart. US-A-5,046,118 beschreibt ein Verfahren zur Analyse des Codewerthistogramms anhand einer Entropiemessung. US-A-5,268,967 beschreibt ein Verfahren zur Verwendung der Kantendichte zwecks Segmentierung eines Bildes in Vordergrund, Hintergrund und Körperbereiche. Es beruht zudem auf der vorherigen Kenntnis des zu untersuchenden Körperteils.

[0007] EP-A-O 653 726 beschreibt ein Verfahren zum Auffinden eines Histogrammbereichs von Interesse für eine verbesserte Tonskalenreproduktion digitaler radiografischer Bilder mit folgenden Schritten: pseudozufällige Abtastung eines digitalen radiografischen Bildes mit einer Probe, die eine geeignete Größe aufweist, um einen Bereich von Interesse zu entfernen, Verarbeiten jeder Probe anhand von Schraffuranalysetechniken zum Extrahieren einer Vielzahl von Schraffurmerkmalen, mittels Extraktion Klassifizieren der Probe mit zuvor beschulten Neuronalnetz-klassifizierern zur Bestimmung von deren Klasse, und Ansammeln von Pixelwerten, die zu den separaten Histogrammen für jede Klasse gehören, wobei das Histogramm zur Optimierung der Tonskalenwiedergabe verwendbar ist.

[0008] CVGIP Graphical Models and Image Processing, Band 54, Nr. 6,1 November 1992, Seite 497–506 Jia-Guu Leu "Image contrast enhancement based on the intensities of edge pixels" beschreibt eine Technik zur Modifikation eines Histogramms, die die Intensitätsverteilung von Kantenpixeln eines Bildes nutzt. Zunächst werden die Kantenpixel eines Bildes identifiziert. Dann wird das Intensitätshistogramm der Kantenpixel konstruiert. Eine Intensitätstransformationsfunktion wird von dem Kantenpixel-histogramm abgeleitet und an das gesamte Bild angelegt, um die Intensitätsdifferenz zwischen benachbarten homogenen Bereichen zu erhöhen und dadurch einen Bildkontrastwert zu erhöhen, während der Informationsverlustwert und der lokale Intensitätsschwankungswert niedrig bleiben.

[0009] Alle Verfahren nach dem Stand der Technik haben bislang versucht, die Tonskalenabstimmung eines Eingabebildes auf Basis der Analyse von dessen Codewert-Histogramm durchzuführen. Ein Codewert-Histogramm enthält nur die Informationen über die Anzahl von Pixeln bei verschiedenen Belichtungs- oder log. Belichtungswerten. Es sagt nichts darüber aus, welcher Codewert-Unterbereich das Bild des wichtigen Körperteils enthält. Die Analyse dieser Art von Histogramm wird daher stets unter verschiedenen Ad-hoc-Annahmen über die Bildinhalte durchgeführt. Wenn die Annahmen für ein Eingabebild nicht gültig sind, neigen diese Verfahren dazu, ein sehr inakzeptables Ausgabebild zu erzeugen.

[0010] Das zweite Problem, nämlich die Konstrukti-

on der richtigen Tonskalenkurve, ist in der Vergangenheit auf zwei verschiedene Weisen angegangen worden. US-A-4,641,267 beschreibt ein Verfahren zur Bereitstellung einer Menge von Referenztonskalenkurven (ca. 10), aus denen eine Auswahl getroffen werden kann, wobei für jede gewählte Referenzkurve eine leichte Abstimmung von Belichtung und Kontrast auf der Grundlage des Codewert-Histogramms erfolgt.

[0011] Welche Tonskalenkurve verwendet wird, hängt praktisch nicht von einem einzelnen Bild ab, sondern weitestgehend von der Art der Untersuchung. Das hat den Vorteil, das für eine gegebene Art von Untersuchung eine durchgängige Darstellung der abschließend angezeigten Bilder erzielt wird. US-A-5,164,993 beschreibt ein weiteres Verfahren zur Konstruktion einer Tonskalenübertragungskurve auf Grundlage des Codewert-Histogramms, derart, dass die Ausgabedichte im Wesentlichen eine lineare Funktion der Eingabebelichtung ist. Die resultierende Tonskalenkurve hängt stark von dem Bild ab. Dadurch kann potenziell eine angepasste, optimale Tonskalenkurve für jedes einzelne Bild erzeugt werden. Beide Verfahren basieren jedoch auf dem Codewert-Histogramm und berücksichtigen nicht die Eigenschaften des menschlichen Auges für die Tonskalenkonstruktion; beide Verfahren erfordern zudem separate Vorverarbeitungsprozeduren, um die Bildbereiche zu beseitigen, die dem Hintergrund und den Kollimatorblenden entsprechen.

[0012] Eine gute Tonskalenkurve sollte die detaillierte Struktur des Eingabebildes leicht sichtbar machen. Bildbereiche, die modulierte Signale enthalten, sollten mit ausreichendem Kontrast wiedergegeben werden, und Bildbereiche, die eine geringe Signalmodulation aufweisen, können mit niedrigem Kontrast wiedergegeben werden. Signalmodulationen stellen Bildaktivitäten dar und sollten als eine Funktion von Codewerten gemessen werden.

[0013] Nach der vorliegenden Erfindung werden die zuvor genannten Probleme der Auswahl des wichtigen Codewert-Unterbereichs und der Konstruktion einer optimalen Tonskalenkurve gelöst, indem die Bildaktivität als eine Funktion von Codewerten gemessen wird. Im Allgemeinen wird ein Aktivitätshistogramm aus den Eingabebildsignalen berechnet, und der wichtige Codewert-Unterbereich wird identifiziert, indem die Form des Aktivitätshistogramms und des Codewert-Histogramms untersucht wird. Dann wird die Tonskalenkurve auf Basis der kritischen Punkte konstruiert, die auf dem Aktivitätshistogramm ermittelt worden sind, sowie anhand der Charakteristika der menschlichen Helligkeitswahrnehmung. Die resultierende Tonskalenabstimmung ist so beschaffen, dass wichtige Details des Körperteils gleich sichtbar über den gesamten Luminanzbereich des angezeigten Bildes wiedergegeben werden. Anstelle des Codewert-Histogramms berechnet die vorliegende Erfindung ein Maß, das sich auf die lokale Bildaktivität bezieht, und verwendet das Bildaktivitätshisto-

gramm, um den wichtigen Codewert-Unterbereich zu extrahieren, wo Signale moduliert werden. Die Codewerte, die eine starke Bildaktivität aufweisen, erhalten in der Tonübertragungskurve einen guten Kontrast. Diejenigen, die eine geringe Bildaktivität aufweisen, erhalten einen geringen Kontrast oder werden vollständig komprimiert.

[0014] Nach einem Merkmal der vorliegenden Erfindung, wie in Anspruch 1 dargelegt, wird ein Verfahren zur automatischen Tonwertskalenabstimmung für digitale Röntgenbilder (**12**) mit folgenden Schritten bereitgestellt:

Bereitstellen eines digitalen Röntgeneingabebildes;
Abschätzen des Bildrauschens als Funktion des Codewerts des Bildes;

Bestimmen des Codewertebereichs in dem Eingabebild;

Bestimmen der Ausrichtung, in der das Eingabebild zu verarbeiten ist;

Bestimmen eines Rahmens, der den betreffenden Bereich des Eingabebildes umfasst;

Berechnen des Bildaktivitätshistogramms des Eingabebildes;

Bestimmen von vier Punkten aus dem Bildaktivitätshistogramm;

Erstellen der Tonwertskalenkurve für das Eingabebild; und

Zuordnen des Eingabebildes durch die Tonwertskalenkurve zur Erzeugung eines Ausgabebildes mit guter Tonwertskala.

[0015] Die vorliegende Erfindung weist folgende Vorteile auf.

1. Der wichtige Codewert-Unterbereich wird öfter richtig identifiziert, weil er auf der Bildaktivität beruht und nicht auf dem Codewert-Histogramm und Ad-hoc-Annahmen.
2. Der visuelle Kontrast und die Helligkeit des Ausgabebildes werden gemäß dem Bildaktivitätshistogramm und nicht nach dem Codewert-Histogramm besser wiedergegeben.
3. Die Aktivitätsmessung ist einfach und lässt sich mit hoher Geschwindigkeit ausführen.
4. Das Verfahren arbeitet ohne vorherige Information über das zu untersuchende Körperteil.
5. Weil die Tonskalenkurve auf der Bildaktivität beruht und nicht allein auf einem Codewert-Histogramm, verlangt sie keine starren Vorgaben für die Bildkomposition. Die passende Information wird automatisch aus dem Bildsignal selbst extrahiert, und die fertige Tonskalenübertragungskurve wird automatisch erstellt und für jedes Eingabebild angepasst.
6. Wenn Informationen über die Untersuchungsart vorhanden sind, werden diese Informationen verwendet, um die Tonskalenparameter fein abzustimmen. Wenn Informationen über die Untersuchungsart fehlen, zieht das erfindungsgemäße Verfahren lediglich das Bildsignal heran und erzeugt immer noch eine sehr gute Tonskala.

[0016] Die Erfindung wird im folgenden anhand in der Zeichnung dargestellter Ausführungsbeispiele näher erläutert.

Es zeigen

[0017] **Fig. 1** ein Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Tonskalenabstimmungsverfahrens.

[0018] **Fig. 2(a)–(d)** vier verschiedene Aktivitätsmessungen.

[0019] **Fig. 3** ein Blockdiagramm zur Darstellung eines Verfahrens zur Bestimmung links und rechts grenzender Punkte.

[0020] **Fig. 4** ein Blockdiagramm zur Bestimmung, in welcher Ausrichtung das Bild zu verarbeiten ist.

[0021] **Fig. 5** ein Blockdiagramm zur Darstellung einer "Extraktionsroutine".

[0022] **Fig. 6** ein Diagramm einer Finite-State-Maschine zur Identifizierung von Übergangsintervallen im Profil einer Bildlinie.

[0023] **Fig. 7** ein Blockdiagramm eines Verfahrens zur Grenzbestimmung.

[0024] **Fig. 8** eine grafische Ansicht von Codewerten gegenüber der räumlichen Position einer Linie eines digitalen radiografischen Bildes.

[0025] **Fig. 9** ein Blockdiagramm eines Verfahrens zur Bestimmung der ganz linken, linken, rechten und ganz rechten Punkte.

[0026] **Fig. 10** ein Blockdiagramm eines Verfahrens zum Auffinden der rechten und ganz rechten Punkte von der ganz rechten Spitze.

[0027] **Fig. 11** eine grafische Ansicht des Aktivitätshistogramms und des Codewert-Histogramms eines pädiatrischen Brustbildes.

[0028] **Fig. 12** eine schematische Ansicht der Art und Weise, wie der große Teil der visuell optimierten Tonskalenkurve erstellt wird.

[0029] **Fig. 13** ein Blockdiagramm zur Darstellung eines Verfahrens zur Erstellung der vollständigen Tonskalenkurve.

[0030] **Fig. 14** eine grafische Ansicht einer nach der vorliegenden Erfindung erstellten Tonskalenkurve.

[0031] **Fig. 15** ein Blockdiagramm eines Verfahrens zur Umkehrung der Polarität einer Tonskalenkurve zur Erstellung einer Backbone-Tonskalenkurve.

[0032] **Fig. 16** ein Blockdiagramm eines die vorliegende Erfindung umfassenden digitalen Abbildungssystems.

[0033] Obwohl das erfindungsgemäße Verfahren unter Bezug auf digitale radiografische Abbildungssysteme beschrieben wird, sei darauf hingewiesen, dass das Verfahren auch auf digitale Abbildungssysteme im Allgemeinen anwendbar ist. **Fig. 16** zeigt ein Blockdiagramm eines die vorliegende Erfindung umfassenden digitalen radiografischen Abbildungssystems. Das System **10** umfasst eine Quelle **12** an digitalen radiografischen Bildern. Das digitale radiografische Bild umfasst eine Matrix von $m \times n$ Pixeln mit m Pixeln je Linie und n Linien. Die Quelle **12** kann bei-

spielsweise ein Speicherleuchtstofflesegerät sein, das die im Speicherleuchtstoff gespeicherten Röntgenbilder in digitale radiografische Bilder umsetzt; ein Filmdigitalisierer, der ein auf Röntgenfilm befindliches radiografisches Bild digitalisiert; ein magnetisches oder optisches Archivspeichersystem zur Speicherung digitaler radiografischer Bilder; eine diagnostische Abbildungsmodalität (beispielsweise MRI, CT, PET, US) oder ein Übertragungskanal. Das digitale radiografische Bild aus Quelle **12** wird im temporären Speicher **14** gespeichert. Das erfindungsgemäße Verfahren wird von dem Bildprozessor **16** ausgeführt. Der Bildprozessor **16** kann ein Computer, eine Bildverarbeitungs-Leiterplatte oder eine andere Art von Bildprozessor sein, wie einschlägigen Fachleuten bekannt ist. Der Bildprozessor speichert die resultierende Tonskalenkurve in einer Tonskalen-Transformationstabelle (LUT) **18**. Das digitale radiografische Eingabebild wird durch die Transformationstabelle **18** derart umgesetzt, dass ein digitales radiografisches Ausgabebild mit dem wichtigen Codewert-Unterbereich und mit der optimalen Tonskala für diesen Unterbereich entsteht.

[0034] **Fig. 1** zeigt ein Blockdiagramm des erfindungsgemäßen Tonskalenabstimmungsverfahrens. Das aus Quelle **12** erfasste Strahlungsbild (beispielsweise durch Abtasten eines röntgenbelichteten Speicherleuchtstoffs) wird in digitale Codewerte umgesetzt, die log. Belichtungszeiten mal 1000 darstellen. Für das eingegebene, digitalisierte Bild werden **12** Bit verwendet. Der erste Schritt **30** bewertet das Bildrauschen als eine Funktion von Codewerten. Diese Rauschfunktion erzeugt für jeden Codewert ein Unsicherheitsmaß. Diese Unsicherheit wird als Rauschbereich bezeichnet. Der nächste Schritt **32** bestimmt die linke und rechte Grenze der Codeeingabewerte. In Schritt **34** wird die Verarbeitungsrichtung bestimmt. In Schritt **36** wird eine konvexe Grenzfläche ermittelt, die einen Teil des irrelevanten Vorder- oder Hintergrunds ausschließt. In Schritt **38** wird das Aktivitätshistogramm und das Codewert-Histogramm aus dem Bildbereich innerhalb der Grenzfläche berechnet. In Schritt **40** werden aus diesen beiden Histogrammen vier Punkte im Codewert-Eingabebereich geortet. Diese vier Punkte werden als ganz linker, linker, rechter und ganz rechter Punkt bezeichnet. Der Codewertbereich zwischen dem linken Punkt und dem rechten Punkt entspricht dem zu untersuchenden wichtigen Körperteil. Der ganz linke und ganz rechte Punkt stellen die Endpunkte der Bildaktivität dar. Im letzten Schritt **42** werden diese vier Punkte benutzt, um die fertige, visuell optimierte Tonskalenkurve für das eingegebene Bild zur Erstellung eines Ausgabebildes zu erzeugen.

[0035] Erfindungsgemäß wird der am meisten relevante Codewertbereich (Codeeingabewerte) in einem berechneten radiografischen Bild durch die Bildaktivitäten ermittelt. Mehrere Arten von Bildaktivitäten lassen sich als Funktion von Codewerten messen. Vier dieser Bildaktivitätsmaße werden in

Fig. 2a–2d gezeigt. Die ersten drei sind die Laplace-Bildaktivität (**Fig. 2(a)**), der Kantengradient (**Fig. 2(b)**) sowie der Codewert-Co-Auftritt (**Fig. 2(c)**). Diese sind in der digitalen Bildverarbeitung umfassend beschrieben worden (beispielsweise in "Digital Image Processing" von W. K. Pratt, 2. Auflage, John Wiley & Sons, New York, USA, 1991, Seite 503, 519 und 584). Das vierte Maß der Bildaktivität ist der Pegelübergang (**Fig. 2(d)**). Weitere Maße der Bildaktivität (wie ein lokales Maß der Signalschwankungen, z. B. Standardabweichung, mittlere oder absolute Abweichung, oder Signalbereich in einem lokalen Bildbereich) sind ebenfalls verwendbar, werden hier aber nicht weiter besprochen. Nach einem Merkmal der vorliegenden Erfindung werden Pegelübergänge als Maß der Bildaktivität verwendet. Die Anzahl der Übergänge eines gegebenen Codeeingabewerts in einer Bildzeile wird für alle Zeilen innerhalb der Grenzfläche des Bildes summiert. Diese Übergänge für jeden Codewert-Eingabepiegel werden als Pegelübergänge des Codewerts bezeichnet. Da die Zahl der Pegelübergänge die Aktivität der Signalmodulation um einen Codewert darstellt, kann dies als Maß der Bildaktivität bei diesem Codewert herangezogen werden.

[0036] Die vorliegende Erfindung beschreibt ein effizientes Mittel zur Berechnung des Pegelübergangs-Histogramms und zur Verwendung dieses Mittels zur Erstellung der Tonskalenübertragungskurve.

[0037] Die sieben Hauptschritte des erfindungsgemäßen Tonskalenabstimmungsverfahrens werden nachfolgend detailliert beschrieben:

(1) Abschätzen des Bildrauschens als Funktion der Codewerte:

[0038] Um die tatsächliche Bildaktivität von den Rauschschwankungen zu unterscheiden, ist es notwendig, das Bildrauschen als eine Funktion des Codewerts abzuschätzen, weil das Rauschen in der Computerradiografie von dem Signal abhängt. Es gibt zwei Möglichkeiten, die Rauschschwankung abzuschätzen: (a) Das Offline-Verfahren verwendet eine Grauskala von gleichmäßigen Feldern bei unterschiedlicher Belichtung. Das Rauschen berechnet sich aus der Standardabweichung der Codewerte in jedem gleichmäßig belichteten Bereich. Das Rauschen wird dann bei jedem Codewertpegel von den Rauschmessungen der benachbarten Belichtungen interpoliert. (b) Das Online-Verfahren berechnet den Kantengradienten jedes Pixels, um den gleichmäßigen Bereich von dem aktiven Bereich eines Bildes zu unterscheiden, wobei der Rauschwert aus der Standardabweichung in dem gleichmäßigen Bereich ermittelt wird. Das Rauschen wird dann bei jedem Codewertpegel von den Rauschmessungen der benachbarten Belichtungen interpoliert.

[0039] Das als Funktion von Codewerten ermittelte Bildrauschen wird in der gesamten späteren Verarbeitung verwendet. Wenn man beispielsweise prüfen

möchte, ob das Signal einen bestimmten Pegel erreicht hat, ist es notwendig, einen rauschbedingten Unsicherheitsbereich festzulegen. Wenn die Standardabweichung des Rauschens den Wert 6 besitzt und der zu prüfende Signalpegel 2000 ist, dann können Codewerte zwischen $1994 = 2000 - 6$ und $2006 = 2000 + 6$ als innerhalb einer Rauschstandardabweichung des Signals 2000 betrachtet werden. Dieser rauschbedingte Unsicherheitsbereich wird als Rauschbereich bezeichnet. In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel wird der Rauschbereich NOISE auf das 2,5 fache der Standardabweichung eingestellt, was einem Zufallsfehlerbereich oder Vertrauensbereich von 98,7% entspricht, weil sich das Rauschen fast wie eine Gaussche Verteilung verteilt.

(2) Bestimmen der linken und rechten Grenzpunkte, die den Bereich der Codewerte in dem Eingabebild definieren:

[0040] Der Codewertbereich eines einzelnen Eingabebildes belegt normalerweise nicht den gesamten Dynamikbereich des Bilderfassungssystems. Bevor der Tonskalenabstimmungsprozess mit der Analyse der Bilddaten beginnt, werden einige Vorverarbeitungsschritte zum Ausschließen irrelevanter Daten durchgeführt, wie beispielsweise der Hintergrund- und Vordergrunddaten, was wünschenswert ist, um die späteren Verarbeitungsschritte zu vereinfachen und die Fehlerwahrscheinlichkeit zu reduzieren. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass einer der Hauptvorteile der vorliegenden Erfindung darin besteht, dass kein perfekter Ausschluss aller irrelevanten Daten in der Vorverarbeitung notwendig ist, weil das in der Erfindung verwendete Maß der Bildaktivität die relevanten Daten noch später automatisch auswählen kann. Zweck des Ausschlusses dieser irrelevanten Daten ist die Beschleunigung der späteren Verarbeitung und die Senkung der Fehlerwahrscheinlichkeit. Diese Vorverarbeitung verfolgt das Ziel, die kleinsten und größten Codewerte zu ermitteln, die den gesamten Bereich der zu betrachtenden log. Belichtungen abdecken. Diese werden als links und rechts grenzende Punkte bezeichnet. Codewerte, die hinter diesen beiden Grenzen liegen, werden nicht weiter verfolgt. **Fig. 3** zeigt das Verfahren zur Bestimmung der links und rechts grenzenden Punkte.

[0041] Die Hintergrundbildbereiche werden mit direkter Röntgenstrahlung beaufschlagt. Sie sind für die Tonskalenabstimmung irrelevant und durch (1) hohe Codewerte sowie (2) eine fehlende signifikante Modulation gekennzeichnet. Diese beiden Merkmale werden zur Erkennung von Hintergrundbereichen in dem Bild verwendet. In Schritt **50** wird das Codewert-Histogramm der Hintergrundbereiche oder das Codewert-Histogramm des gesamten Eingabebildes erzeugt. In Schritt **52** wird der Mincode-Wert und in Schritt **54** der Maxcode-Wert ermittelt. Im nächsten Schritt **56** wird zunächst versucht, die Hintergrundspitze innerhalb eines adaptiven (oder eines vorbe-

stimmten) Intervalls unterhalb des maximalen Codewerts des Histogramms zu finden, die größer als 10 Pixel ist. Der rechts grenzende Punkt wird dann in Schritt **58** in Nähe des Tals unterhalb der Hintergrundspitze platziert. Wenn keine Hintergrundspitze gefunden wird, wird der rechts grenzende Punkt auf das Zweifache des Rauschbereichs unterhalb des maximalen Codewerts platziert.

[0042] Die Vordergrundbildbereiche werden normalerweise mit der geringsten Röntgenstrahlung belichtet, sind jedoch schwierig zu lokalisieren, da sie viel weniger gleichmäßig als der Hintergrund sind und einen viel größeren Codewertbereich abdecken, der sich normalerweise mit dem des Knochengewebes deutlich überlagert. Die Vordergrundbereiche können daher nicht einfach nur anhand der Codewerte von dem Körperteil getrennt werden. Das erfindungsge-
mäßige Verfahren verwendet daher das Codewert-Histogramm des gesamten Eingabebildes. Die linke Grenze entspricht dem Doppelten des Rauschbereichs plus dem minimalen Codewert des Histogramms, der größer als 10 Pixel ist (Schritt **60**). Der Rauschbereich als Funktion von Codewerten wird in Schritt (1) ermittelt.

[0043] Wenn die Differenz zwischen rechter und linker Grenze, bezogen auf den log. Belichtungswert, kleiner als 0,30 ist, dann ist ein ausreichender dynamischer Kontrast vorhanden, um das Bild auf den Film zu kopieren, weshalb keine weitere Analyse notwendig ist.

(3) Bestimmen der Ausrichtung, in der das Bild zu verarbeiten ist

[0044] Einige der in der vorliegenden Erfindung verwendeten Bildaktivitätsmessungen werden aus dem Eingabebild auf Zeilenbasis berechnet. Für bestimmte Bildarten, wie Hände, Füße und Arme, wirkt sich die Ausrichtung, in der sie verarbeitet werden, auf das Bildaktivitätsmaß aus. Im Allgemeinen sollte die verarbeitete Bildzeile rechtwinklig zum Knochen ausgerichtet sein. **Fig. 4** zeigt, wie die Ausrichtung ermittelt wird, in der das Bild zu verarbeiten ist. Um die Verarbeitungsrichtung zu ermitteln, wird das Bild in zwei Richtungen vorverarbeitet, nämlich in horizontaler (Schritt **70**) und in vertikaler Richtung (Schritt **72**) (wobei diese Richtungen im Winkel von 90 Grad zueinander stehen), um zu ermitteln, in welcher Richtung sich die kürzeren mittleren Liniensegmente befinden, die zwischen scharfen Übergängen angeordnet sind und eine signifikante Bildaktivität aufweisen. In Schritt **74** wird die Ausrichtung mit den kürzeren aktiven Liniensegmenten für die spätere Verarbeitung gewählt.

[0045] Das Verfahren nutzt eine Verarbeitungsroutine, die das am stärksten modulierte (das aktivste) Segment aus einer gegebenen Bildzeile extrahiert. Diese "Extraktionsroutine" ist in **Fig. 5** dargestellt. Sie führt die Liniensegmentierung durch Identifizierung von Übergangsintervallen durch. Nach Beobachtung

gen ist der Übergang zwischen dem Körperteil und dem Hintergrund (oder dem Vordergrund) durch einen starken Anstieg oder Abfall des Bildcodewerts gekennzeichnet. Innerhalb dieses Übergangs ist die Signalveränderung so deutlich, dass das Bildprofil (über eine beliebige Bildzeile hinweg) einen monotonen Anstieg oder Abfall des Codewerts aufweist, wobei das Rauschen zu klein ist, um eine Fluktuation zu erzeugen. Im ersten Schritt **80** wird ein adaptiver Schwellenwert (CLIFF) eingestellt. Der nächste Schritt **82** in der Vorverarbeitungsroutine besteht darin, diese Übergangsintervalle im Profil einer Bildzeile zu identifizieren. Dies wird durch eine in **Fig. 6** gezeigte Finite-State-Maschine durchgeführt, wobei die Eingabesymbole "+", "-" und "_" den Codewert des aktuellen Pixels darstellen, der größer als oder kleiner als oder gleich dem Codewert des vorherigen Pixels ist. Diese Finite-State-Maschine identifiziert eine fortlaufende Folge von Pixeln (ein Intervall) mit Darstellung des monotonen Trends zur ansteigenden oder abfallenden Belichtung. Wenn die Codewertänderung innerhalb eines Intervalls größer als ein Schwellenwert CLIFF ist, dann wird das Intervall als ein Übergangsintervall klassifiziert (Schritt **84**). Für jedes durch die Übergangsintervalle getrennte Segment von Pixeln wird eine lineare Funktion angepasst, wobei die Standardabweichung der Passung als Grundmaß der Aktivität des Segments verwendet wird. Die letztliche Aktivität eines Zeilensegments wird nach dessen Länge und Codewert gewichtet. Wenn das Segment zu lang oder zu kurz ist, wird die Aktivität herabgesetzt. Wenn das Segment Codewerte enthält, die dicht an den rechten oder linken Grenzpunkten liegen, wird dessen Aktivität ebenfalls herabgesetzt. Nach diesen Einstellungen wird das aktivste Segment in jeder Zeile zur Berechnung der Grenzen (Schritt **88**) verwendet.

(4) Bestimmen der Grenzfläche:

[0046] Der nächste Schritt ist das Bestimmen der Grenzfläche für den Bereich von Interesse. In bestimmten Untersuchungsarten, wie von Extremitäten und bei pädiatrischen Untersuchungen, bildet der zu untersuchende Körperteil oft nur einen Teil der gesamten Bildfläche. Bei derartigen Bildern enthalten die übrigen Bereiche irrelevante Objekte, die nicht zur Tonskalenberechnung herangezogen zu werden brauchen. Es ist daher von Vorteil, diese irrelevanten Bildbereiche so früh wie möglich von einer weiteren Berücksichtigung auszuschließen, nicht nur, weil dies das Risiko falscher Aktivitäten minimiert, sondern weil es auch Berechnungszeit spart. Dies wird erreicht, indem der Bereich außerhalb der Grenzfläche von der weiteren Datenanalyse ausgeschlossen wird. Eine Grenzfläche ist ein rechteckiger Bereich, der normalerweise nur 25 bis 65% der Eingabebildfläche abdeckt.

[0047] **Fig. 7** zeigt ein Blockdiagramm des für die Grenzflächenbestimmung verwendeten Verfahrens.

Die Grenzfläche wird durch Abschätzen der räumlichen Ausdehnung und Lage der aktiven Bildflächen berechnet. Die Schätzung wird durch Analysieren des Bildsignals mit einer zuvor beschriebenen Routine (**Fig. 5**) durchgeführt, die das aktivste Segment von einer Bildzeile auf Zeilenbasis extrahiert (Schritt **90**). Die Grenzfläche wird ermittelt, indem die mittlere und die Standardabweichung der X- und Y-Koordinaten aller Pixel der gewählten aktiven Segmente von allen Zeilen des Bildes gesucht wird (Schritt **92**). Die Grenzfläche ist als die mittlere Abweichung plus und minus 1,5 Standardabweichungen definiert (Schritt **94**). Die Größe der Grenzfläche muss größer als eine untere Grenze und kleiner als eine obere Grenze sein, wie von den Benutzern festgelegt (Schritt **96**). Wenn die Art der Untersuchung bekannt ist kann der Algorithmus die Grenzen entsprechend anpassen. Beispielsweise sollte die Grenzfläche eines Brustbildes nicht kleiner als 60% der Eingabebildes in jeder Richtung sein. Andererseits können Fußbilder eine viel kleinere Grenzfläche verwenden. Für ein Abdomenbild kann es wünschenswert sein, gar keine Grenzfläche auszuweisen.

(5) Berechnen des Aktivitätshistogramms:

(5.1) Pegelübergänge als Maß der Bildaktivität:

[0048] Die Bildaktivität als Funktion von Codewerten wird durch Zählen der Anzahl von Pegelübergängen an jedem Codewert für jede Bildzeile gemessen. Wenn man eine Zeile eines digitalen Röntgenbildes nimmt, beispielsweise ein PA-Brustbild, wie in **Fig. 8** gezeigt, und die Codewertschwankung als Funktion der räumlichen Position betrachtet (Bildprofil), wird sofort klar, dass die Codewerte häufig nach oben und nach unten moduliert werden, wenn die Abtastlinie über Weichgewebe und Knochen hinweg geht. Wenn man gedanklich eine Linie durch einen Codewert in dem Bildprofil im Übergang zwischen den Weichgeweben und den Knochen zieht, wird diese Linie vielfach gekreuzt. Ein einfaches Maß der Bildaktivität an einem Eingabecodewert besteht darin, die Anzahl der Übergänge für alle Linien in dem Bild zu zählen. Wenn die Anzahl der Pegelübergänge für jeden Codewert gezählt wird, erhält man ein Pegelübergangshistogramm, das als Maß der Bildaktivität als Funktion der Codewerte verwendbar ist. Das Pegelübergangshistogramm wird als Aktivitätshistogramm verwendet. Um die Übergänge zwischen dem Hintergrund und dem Körperteil zu entfernen, werden für jede Bildzeile nur die Pegelübergänge für den Abschnitt des aktivsten Segments innerhalb der Grenzfläche gezählt und nur, wenn die Anzahl der Pegelübergänge größer ist als ein unterer Schwellenwert und kleiner als ein oberer Schwellenwert. Der obere Schwellenwert wird festgelegt, um mögliche Probleme zu vermeiden, die durch externe Objekte verursacht werden können, wie beispielsweise Schrittmacher oder Tuben. Das einfache Zählen der Pegelü-

bergänge ist jedoch sehr störepfindlich gegen Rauschen, insbesondere, wenn das Rauschen stark von dem Signal abhängt, wie im Falle der digitalen Radiografie. Die Pegelübergänge dürfen also nur gezählt werden, wenn sich die Bildbelichtung in Bezug auf den Pegel deutlich auf einen höheren oder niedrigeren Wert verändert, so dass reine rauschbedingte Schwankungen nicht mitgezählt werden. Dies lässt sich erreichen, indem eine untere oder obere Schwelle in Proportion zu der Rauschstandardabweichung an dem betrachteten Codewert gesetzt wird. In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel wird die Rauschschwelle auf das 2,5 fache der gemessenen Rauschstandardabweichung eingestellt, was bedeutet, dass die Schwankung die 2,5 fache Standardabweichung überschreiten muss, bevor dies als Pegelübergang gezählt wird.

[0049] Die Zählung von Pegelübergängen kann sehr effizient implementiert werden. Der Zählvorgang führt vier Variablen und zwei Arrays mit. Zwei Variablen, nämlich "low1" und "high1", halten den unteren und den oberen Pegel für das vorherige Pixel fest, die beiden anderen Variablen, nämlich "low2" und "high2", sind für das aktuelle Pixel bestimmt. Diese Pegel werden durch Addieren und Subtrahieren des Rauschbereichs zum und von dem betreffenden Codewert festgelegt. Das Bildsignal muss von einem Wert unterhalb des unteren Pegels auf einen Wert oberhalb des oberen Pegels wechseln (oder umgekehrt), um als einen Übergang gezählt zu werden. Ein Array mit der Bezeichnung "sign" hat einen Eintrag für jeden Codeeingabewert und speichert den Status jedes Codewerts relativ zum vorherigen Pixelwert. Wenn der vorherige Pixelwert beispielsweise 1528 ist, und der Rauschbereich für 1528 den Wert 24 hat, dann ist $low1 = 1504$ und $high1 = 1552$. Alle Einträge in dem Array "sign", deren Indizes höher als 1552 sind, haben den Wert +1, was bedeutet, dass sie über dem vorherigen Pixelwert liegen, und alle Einträge, deren Indizes kleiner als 1504 sind, haben den Wert -1, was bedeutet, dass sie unter dem vorherigen Pixelwert liegen. Alle Einträge in dem Array "sign" werden zu Beginn jeder Bildzeile auf null initialisiert. Der andere Array mit der Bezeichnung "change" hält nach, wie oft das Vorzeichen jedes Codewerts sich geändert hat, während jedes Pixel der aktuellen Bildzeile verarbeitet wird. Unter Weiterführung dieses Beispiels soll der aktuelle Pixelwert 1536 sein und der Rauschbereich 22. Dann ist $low2 = 1536 - 22 = 1514$ und $high2 = 1536 + 22 = 1558$. Wenn man vom vorherigen Pixel zum aktuellen Pixel wechselt, muss der Array "sign" aktualisiert werden, ebenso wie der Array "change". Wenn high1 größer als high2 ist, werden die Vorzeichen im Bereich von (high2, high1) aktualisiert. Wenn low2 größer als low1 ist, werden die Vorzeichen im Bereich von (low1, low2) aktualisiert. Im vorausgehenden Beispiel werden die Vorzeichen im Bereich von (1504, 1514) auf -1 aktualisiert. Wenn das vorherige Vorzeichen bei einem Codewert, beispielsweise 1510, +1 war, dann

wurde ein Vorzeichenwechsel ermittelt, d. h. ein Pegelübergang bei 1510, und der entsprechende Eintrag in dem Array "change" wird um 1 inkrementiert. Da die Codewertänderung normalerweise von Pixel zu Pixel klein ist, ist die Anzahl der Aktualisierungen in den Arrays "sign" und "change" ebenfalls klein. Der gesamte Zählprozess lässt sich somit in kurzer Zeit fertig stellen.

(5.2) Codewert-Co-Auftritt als Maß der Bildaktivität:

[0050] Die Bildaktivität als Funktion des Codewerts wird gemessen, indem gezählt wird, wie oft unterschiedliche Codewerte in einer unmittelbaren Nachbarschaft im Eingabebild vorkommen. Wenn in dem Bildbereich keine Signalmodulation stattfindet, kommt es in der unmittelbaren Nachbarschaft eines Pixels zu rauschbedingten Fluktuationen. Wenn eine Signalmodulation stattfindet, ändern sich die benachbarten Codewerte um eine Größe, die viel größer ist, als dies durch reines Rauschen möglich wäre. In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel sei der Codewert des zentralen Pixels in einem Fenster von 5 Pixeln mal 5 Pixeln CO und der der anderen 24 Pixel C1, C2, ... C24. Jeder der 24 benachbarten Codewerte, der sich von CO um mehr als eine Rauschschwelle unterscheidet, kann als signalmoduliert betrachtet werden, d. h. dass Bildaktivität vorliegt. Die Anzahl der benachbarten Pixel, die die Rauschschwelle überschreitet, stellt daher die Bildaktivität bei Codewert CO dar. Dieser Zählprozess wird über alle Pixel der aktivsten Segmente innerhalb der Grenzfläche durchgeführt, und die Zahlen werden für jeden Codewert zur Erzeugung eines Aktivitätshistogramms summiert. Zur effizienten Zählung hält man das Codewert-Histogramm des Fensters von 5×5 Pixel nach und aktualisiert das Histogramm, wenn das Fenster zum nächsten Pixel bewegt wird. Die Aktualisierung wird durch Lösen der 5 Pixel in der ältesten Spalte und durch Hinzufügen der 5 Pixel in der neuesten Spalte durchgeführt. Daher müssen für jede neue Pixelposition nur 10 Pixel anstelle von 25 Pixel manipuliert werden.

(5.3) Kantengradient als Maß der Bildaktivität:

[0051] Die Bildaktivität als Funktion des Codewerts wird durch Berechnen des mittleren Kantengradienten an jedem Codewert gemessen. **Fig. 2(b)** zeigt einen Beispielkern, der zur Berechnung der horizontalen und vertikalen Komponente des Kantengradienten des mittleren Pixels verwendet wird. Die Größe des Kantengradienten ist die Quadratwurzel der Summe der Quadrate der horizontalen und vertikalen Komponenten. Der Kantengradient wird für alle Pixel der aktivsten Segmente innerhalb der Grenzfläche berechnet, und die Größen der Kantengradienten aller Pixel innerhalb desselben Codewerts werden summiert. Die summierte Kantengradientengröße als Funktion eines Codewerts wird als Aktivitätshisto-

gramm verwendet. Alternativ hierzu können die Kantengradienten durch die Quadratwurzel (oder eine andere Funktion) der Anzahl von Pixeln geteilt werden, die zu jedem Fach in dem Histogramm beitragen.

(5.4) Laplace-Kontrast als Maß der Bildaktivität:

[0052] Die Bildaktivität als Funktion des Codewerts wird durch Berechnen des mittleren Laplace-Kontrasts an jedem Codewert gemessen. **Fig. 2(a)** zeigt ein Beispiel der zur Berechnung des Laplace-Kontrasts des mittleren Pixels verwendeten Kerns. Der Laplace-Kontrast wird für alle Pixel der aktivsten Segmente innerhalb der Grenzfläche berechnet, und die absoluten Werte des Laplace-Kontrasts aller Pixel innerhalb desselben Codewerts werden summiert. Der summierte Laplace-Kontrast als Funktion eines Codewerts wird als Aktivitätshistogramm verwendet. Alternativ hierzu kann der summierte Laplace-Kontrast durch die Quadratwurzel (oder eine andere Funktion) der Anzahl von Pixeln geteilt werden, die zu jedem Fach in dem Histogramm beitragen.

[0053] Keines der vorausgehenden Aktivitätsmaße umfasst explizit die Größe eines Bildbereichs als ein Faktor zur Wiedergabe des Eingabebildes. Das Codewert-Histogramm steht andererseits viel direkter in Beziehung zur Bereichsgrößeninformation. Für einige Untersuchungsarten kann ein gewichtetes Mittel der verschiedenen Aktivitätshistogramme und des Codewert-Histogramms ein robusteres Maß der Bildaktivität ergeben. Vorzugsweise wird das Mittel des Pegelübergangs-Histogramms und des Codewert-Histogramms, das sich aus allen Pixeln der aktivsten Segmente innerhalb der Grenzfläche berechnet, als Bildaktivitätshistogramm verwendet. Da das Codewert-Histogramm die Größeninformation enthält und das Pegelübergangs-Histogramm die Aktivitätsinformation, ermöglicht diese Mittelung eine Ausbalancieren der visuellen Auswirkung beider Informationsarten.

(6) Bestimmen des ganz linken, linken, rechten und ganz rechten Punkts:

[0054] **Fig. 9** zeigt ein Blockdiagramm zur Durchführung dieses Schritts. Zuerst wird in Schritt **100** die größte Spitze des Bildaktivitätshistogramms lokalisiert, worauf die Höhe dazu dient, das Histogramm zu normalisieren, so dass die größte Spitze 1,0 beträgt (Schritt **102**). In ähnlicher Weise wird das Codewert-Histogramm ebenfalls auf dessen Spitzenwert normalisiert. Der Algorithmus sucht dann die ganz linke Spitze und die ganz rechte Spitze, die größer als 0,3 ist und innerhalb von 1,0 log. Belichtungen zur höchsten Spitze des Bildaktivitätshistogramms liegt (Schritt **104, 108**). Sobald die ganz rechte und ganz linke Spitze lokalisiert sind, fährt der Algorithmus fort, um den rechten Punkt und den ganz rechten Punkt von der ganz rechten Spitze sowie den linken Punkt

und den ganz linken Punkt von der ganz linken Spitze zu ermitteln (Schritt **106, 110**).

[0055] **Fig. 10** zeigt, wie der rechte Punkt und der ganz rechte Punkt gefunden werden. Die Parameter $r1$ und $r2$ werden benutzt, um den Suchbereich einzuschränken. Die Schwellenwerte $a1$, $a2$, $t1$, $t2$ und s sind vorbestimmte Werte. Ein ähnliches Verfahren wird benutzt, um den linken Punkt und den ganz linken Punkt aufzufinden. Von der ganz rechten Spitze (Schritt **120**) durchsucht das Verfahren weiter nach rechts von der ganz rechten Spitze, bis die Bildaktivität zu klein wird oder die Höhe der Steigung des Codewert-Histogramms zu klein wird oder bis sich der Codewert zu weit von der Spitze entfernt (Schritt **122, 124, 126**). Der ganz rechte Punkt wird in Schritt **128** dadurch lokalisiert, dass die Spitze weiter nach unten durchsucht wird, bis die Bildaktivität kleiner als ein sehr niedriger Schwellenwert ist. Auf ähnliche Weise werden der linke und der ganz linke Punkt links von der ganz linken Spitze lokalisiert.

[0056] **Fig. 11** zeigt das Aktivitätshistogramm und das Codewert-Histogramm eines pädiatrischen Brustbildes. In diesem Fall sind die beiden Histogramme einander ähnlich (obwohl das im Allgemeinen nicht der Fall sein muss). Der ganz linke, der linke, der rechte und der ganz rechte Punkt in dem Algorithmus für dieses Bild werden durch vertikale Linien markiert.

[0057] Das heuristische Argument hinter der Bestimmung des linken und des rechten Punkts basiert auf der Vorstellung, dass nicht viele Informationen erzeugt werden müssen, wenn die Bildaktivität oder die Zahl der Pixel zu klein wird. Wenn der linke Punkt und der rechte Punkt einwandfrei ermittelt werden, gehören alle Pixel, deren Codewerte dazwischen liegen, zu dem Körperteil. Wenn die Pixel, deren Codewerte zwischen dem linken und dem rechten Punkt liegen, auf 1 und alle anderen Pixel auf 0 gesetzt werden, liegt ein binäres Bild vor, in dem Idealerweise alle Pixel, die sich außerhalb des Körperteils befinden, auf 0 gesetzt worden sind. Der Körperteilbereich sollte als ein verbundener Bildbereich ohne Löcher dargestellt werden. Wenn der linke und/oder rechte Punkt nicht einwandfrei ermittelt werden, können Löcher in diesem Bereich entstehen. Die Codewerte in diesen Löchern werden dann benutzt, um den linken Punkt und den rechten Punkt auf die kleineren und größeren Codewerte zu erweitern. Diese Heuristik ist nur sinnvoll, wenn die Ausgangsschätzung des linken und rechten Punkts dicht an den wahren Werten liegt, und wenn der Hintergrund, der Vordergrund und andere irrelevante Objekte Codewerte aufweisen, die sich nicht mit denen des zu untersuchenden Körperteils überlagern. Beide Annahmen treffen auf einige Bilder nicht zu, und es sollten zusätzliche Vorsichtsmaßnahmen getroffen werden, wenn man den linken Punkt und den rechten Punkt erweitert, um Löcher in dem "Körperteil" zu füllen. Erstens sind nur solche Löcher, die vollständig von dem Körperteil umgeben werden, zuverlässige Kandidaten. Zweitens sollten

die Löcher möglichst wenige Werte enthalten, die dicht beieinander liegen (Vordergrund) oder den maximalen Codewert (Hintergrund) erreichen. Wenn die Information über die Untersuchungsart verfügbar ist, dann kann dieser Lochfüllprozess abhängig von dem zu untersuchenden Körperteil ein- oder ausgeschaltet werden. Bei Brustbildern ist es stets sinnvoll, nach Löchern zu suchen, bei Bildern der Wirbelsäule jedoch weniger, weil diese häufig einen sich überlagernden Codewert-Bereich zwischen Knochen und Vordergrund aufweisen.

[0058] Der Prüfung auf Löcher in dem identifizierten Körperteil folgt eine allgemeine Qualitätskontrollprozedur, die die allgemeine geometrische Form der räumlichen Verteilung des durch die Pixel gebildeten Bildbereichs prüft, deren Codewerte zwischen dem linken und rechten Punkt liegen. Wenn der resultierende Bereich beispielsweise das gesamte Bild mit Ausnahme eines bemessbaren rechteckigen Lochs in der Bildmitte abdeckt, dann ist es sehr wahrscheinlich, dass der linke und rechte Punkt inkorrekt identifiziert wurden, so dass der Algorithmus zurückgehen sollte, um zu ermitteln, ob eine alternative Aktivitätsspitze gesucht werden sollte.

(7) Erstellung der Tonskalenkurve:

[0059] Der Codewertbereich zwischen dem linken und rechten Punkt deckt alle Pixel ab, die eine signifikante Bildaktivität aufweisen und sollte daher mit gutem Bildkontrast wiedergegeben werden. Der Codewertbereich zwischen den ganz linken und dem linken Punkt deckt die Pixel ab, die ein geringeres Maß an Aktivität aufweisen, ähnlich wie der Bereich zwischen dem ganz rechten und dem rechten Punkt. Die Codewerte außerhalb der ganz linken und ganz rechten Punkte enthalten nur sehr wenig Bildaktivität und können daher im Wesentlichen als flache Felder wiedergegeben werden.

[0060] Die von den meisten Computerradiografiesystemen verwendeten Tonskalenkurven wurden entwickelt, um ein ähnliches "Aussehen" wie die einiger Sensitometrie-Kurven von Filmen zu erzeugen. In der vorliegenden Erfindung wird eine völlig neue Familie von Kurven benutzt, um die visuelle Unterscheidung feiner Objekte zu optimieren. Diese Kurvenfamilie beruht auf dem Modell der menschlichen Helligkeitswahrnehmung unter typischen Röntgenbetrachtungsbedingungen. Die Tonskalenkurve ist darauf ausgelegt, gleiche log. Belichtungsdifferenzen im Strahlungsbild mit gleichen Helligkeitsdifferenzen im angezeigten Bild zu erzeugen.

[0061] **Fig. 12** zeigt ein Beispiel, wie der Hauptteil (also nicht Durchhang und Schulter) der visuell optimierten Tonskalenkurve erstellt wird. In dieser Prozedur sind die Zuordnungen von Helligkeit zu Luminanz und von Luminanz zu Filmdichte bildunabhängige Modelle. Der einzige bildabhängige Schritt in dieser Prozedur ist die gerade Linienzuordnung zwischen der log. Belichtung und der Helligkeit. Die Steigung

und der Versatz dieser Geraden sind zwei Parameter, die von Bild zu Bild automatisch abgestimmt werden. Die aus diesem Schritt erzeugte Tonskalenkurve hat sehr scharfe Abfälle an beiden Enden der Kurve, wo die Minimal- und die Maximaldichte des Ausgabemediums erreicht werden. Das erzeugt im angezeigten Bild einen harten Schnitt. Es ist daher notwendig, beide Enden (Durchhang und Schulter) der Kurve abzurunden.

[0062] **Fig. 13** zeigt das Verfahren zur Erstellung der vollständigen Tonskalenkurve aus den ganz linken, linken, rechten und ganz rechten Punkten. Als erstes wird die lineare Helligkeit gegenüber der Kurve der Schwärzung zum Logarithmus der einwirkenden Lichtmenge ($\log E$) durch Zuordnen von zwei log. Belichtungswerten zu zwei vorgewählten Dichtewerten ermittelt (Schritt **130**). Als nächstes wird die Helligkeit der Luminanz zugeordnet (Schritt **132**). Dann wird die Luminanz der Filmschwärzung oder Filmdichte zugeordnet (Schritt **134**). Durch Kombination dieser drei Zuordnungen wird die visuell optimierte Tonskalenkurve erstellt (Schritt **136**). Dann müssen zwei weitere log. Belichtungswerte ermittelt werden, die den beiden anderen Dichten zugeordnet werden, an denen Durchhang und Schulter abgerundet werden. Diese beiden weitere log. Belichtungen sind zwei zusätzliche Parameter, die zur Erstellung der fertigen Tonskalenkurve notwendig sind. Durchhang und Schulter der Kurve werden durch eine analytische Gleichung erstellt und dann in die visuell optimierte Kurve eingefügt, die entsprechend **Fig. 12** (Schritt **138**) erzeugt wurde. Die Tonskalenkurve hat somit vier Freiheitsgrade, die durch den ganz linken, den linken, den rechten und den ganz rechten Punkt bestimmt werden können. Der linke und der rechte Punkt werden benutzt, um Steigung und Achsenabschnitt der linearen Zuordnung zwischen log. Belichtung und Strahlungsbild sowie der Helligkeit des gedruckten oder angezeigten Bildes zu bestimmen. Bei einem Brustbild wird beispielsweise der rechte Punkt auf eine Ausgabefilmdichte von 2,1 abgebildet, der linke Punkt auf eine Dichte von 0,5 über der Minimaldichte des Films, und der Abstand zwischen dem linken und dem rechten Punkt wird benutzt, um den Kontrast der Tonskalenkurve zu bestimmen. Die Erstellung der Tonskalenkurven kann von dem untersuchten Körperteil abhängig gemacht werden, falls diese Information vorhanden ist. Um beispielsweise Hautlinien leicht sichtbar zu machen, kann der rechte Punkt auf eine geringere Dichte verschoben werden, für Hand-, Fuß- und Knöchelbilder beispielsweise auf 1,6. Der ganz linke Punkt wird benutzt, um zu ermitteln, wo der Durchhang der Tonskalenkurve abgerundet werden sollte, und der ganz rechte Punkt wird benutzt, um zu ermitteln, wo die Schulter der Tonskalenkurve abgerundet werden sollte. **Fig. 14** zeigt ein Beispiel einer erfindungsgemäß erstellten Tonskalenkurve.

[0063] Für einige Anwendungen ist es bisweilen wünschenswert, das Bild in umgekehrter Tonpolarität

darzustellen (dies wird als Backbone-Tonskala bezeichnet, weil die Knochen bei der normalen Röntgenbildbetrachtung normalerweise weiß erscheinen). Durch Umkehr der Tonpolarität erscheinen Knochen schwarz, um einen bestimmten Teil des Körpers besser erkennen zu können. In der vorliegenden Erfindung wird dies durch Umkehrung der Rollen des linken und rechten Punktes sowie des ganz linken und ganz rechten Punktes erreicht. Wenn sich beispielsweise der Eingabecodebereich von 0 bis 4095 erstreckt und 4095 – ganz links als neuer ganz rechter Punkt verwendet wird, 4095 – links als neuer rechter Punkt, 4095 – rechts als neuer linker Punkt und 4095 – ganz rechts als neuer ganz linker Punkt, dann erhält man eine neue Tonskalenkurve (Schritt **140**, **142**). Durch Umkehren der Polarität der resultierenden Tonskalenkurve, indem man den Codewert **4095** verwendet, erhält man die gewünschte Backbone-Tonskalenkurve (Schritt **144**). **Fig. 15** zeigt das hierzu verwendete Verfahren, wobei sich CMAX auf den maximalen Codewert bezieht, d. h. in einem 12-Bit-System auf 4095.

[0064] In der die Erfindung verwendenden Vorrichtung ist die Tonskalenkurve als Transformationstabelle implementiert, die so viele Einträge wie Codewerte enthält. Jedes Pixel in dem Eingabebild wird durch diese Transformationstabelle derart abgebildet, dass ein tonskalenabgestimmtes Ausgabebild erzeugt wird, das auf dem Ausgabemedium angezeigt oder gedruckt werden kann.

[0065] Obwohl die Erfindung mit besonderem Bezug auf bevorzugte Ausführungsbeispiele beschrieben wurde, ist die Erfindung nicht darauf beschränkt, sondern kann innerhalb ihres Geltungsbereichs Änderungen und Abwandlungen unterzogen werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur automatischen Tonwertskalenabstimmung für digitale Röntgenbilder (**12**) mit folgenden Schritten:

Bereitstellen eines digitalen Röntgeneingabebildes; Abschätzen (**30**) des Bildrauschens als Funktion des Codewerts des Bildes;

wobei das Verfahren durch folgende Schritte gekennzeichnet ist:

Bestimmen (**32**) des Codewertebereichs in dem Eingabebild;

Bestimmen (**34**) der Ausrichtung, in der das Eingabebild zu verarbeiten ist;

Bestimmen (**36**) eines Rahmens, der den betreffenden Bereich des Eingabebildes umfasst;

Berechnen (**38**) des Bildaktivitätshistogramms des Eingabebildes;

Bestimmen (**40**) von vier Punkten (ganz links, links, rechts und ganz rechts) aus dem Bildaktivitätshistogramm;

Erstellen (**42**) einer Tonwertskalenkurve auf Grundlage der vier Punkte; und

Zuordnen des Eingabebildes durch die Tonwertska-

lenkurve zur Erzeugung eines Ausgabebildes mit guter Tonwertskala.

2. Verfahren nach Anspruch 1, worin der Bereitstellungsschritt das Umwandeln eines in einem Speicherleuchtstoff gespeicherten Röntgenbildes in das digitale Röntgeneingabebild umfasst.

3. Verfahren nach Anspruch 1, worin der Bereitstellungsschritt das Digitalisieren eines Röntgenbildes auf Röntgenfilm zur Erstellung des digitalen Röntgeneingabebildes umfasst.

4. Verfahren nach Anspruch 1, worin der Abschätzungsschritt folgende Schritte umfasst: Belichten einer Grauwertskala von gleichmäßigen Feldern mit unterschiedlichen Belichtungen, Berechnen des Rauschens aus der Standardabweichung der Codewerte in jedem einheitlich belichteten Bereich, und Interpolieren der Rauschmessungen benachbarter Belichtungen.

5. Verfahren nach Anspruch 1, worin der Abschätzungsschritt folgende Schritte umfasst: Berechnen des Kantengradienten jedes Pixels des Eingabebildes, um den einheitlichen Bereich von dem inhaltsreichen Bereich des Bildes zu unterscheiden, Abschätzen des Rauschwerts aus der Standardabweichung in dem einheitlichen Bereich, und Interpolieren des Rauschens auf jeder Stufe des Codewerts von der Rauschmessung benachbarter Belichtungen.

6. Verfahren nach Anspruch 1, worin der Schritt zum Bestimmen des Codewertebereichs in dem Eingabebild folgende Schritte umfasst: Berechnen des Codewert-Histogramms, Einstellen von mincode = kleinster Codewert in dem Histogramm, das mehr als 10 Pixel aufweist, Einstellen von maxcode = größer Codewert in dem Histogramm, das mehr als 10 Pixel aufweist, Suchen der Hintergrundspitze in einem adaptiven Intervall unterhalb von maxcode, Ermitteln, wenn die Hintergrundspitze auffindbar ist, des ersten Tals links von der Spitze als rechte Grenze, und wenn die Spitze nicht auffindbar ist, Einstellen von rechte Grenze = maxcode – 2*NOISE, und Einstellen von linke Grenze = mincode + 2*NOISE.

7. Verfahren nach Anspruch 1, worin der Schritt zum Bestimmen der Weise, in der das Eingabebild zu verarbeiten ist, folgende Schritte umfasst: Extrahieren der am stärksten modulierten Segmente aus allen Bildzeilen in horizontaler Richtung und Berechnen der mittleren Länge, Extrahieren der am stärksten modulierten Segmente aus allen Bildzeilen in vertikaler Richtung und Berechnen der mittleren Länge, und, wenn die mittlere Länge der horizontalen Segmente kürzer als die der vertikalen Segmente ist, Berechnen der Bildaktivität mit den horizontalen Segmenten, oder, im anderen Fall, mit den vertikalen

Segmenten.

Es folgen 14 Blatt Zeichnungen

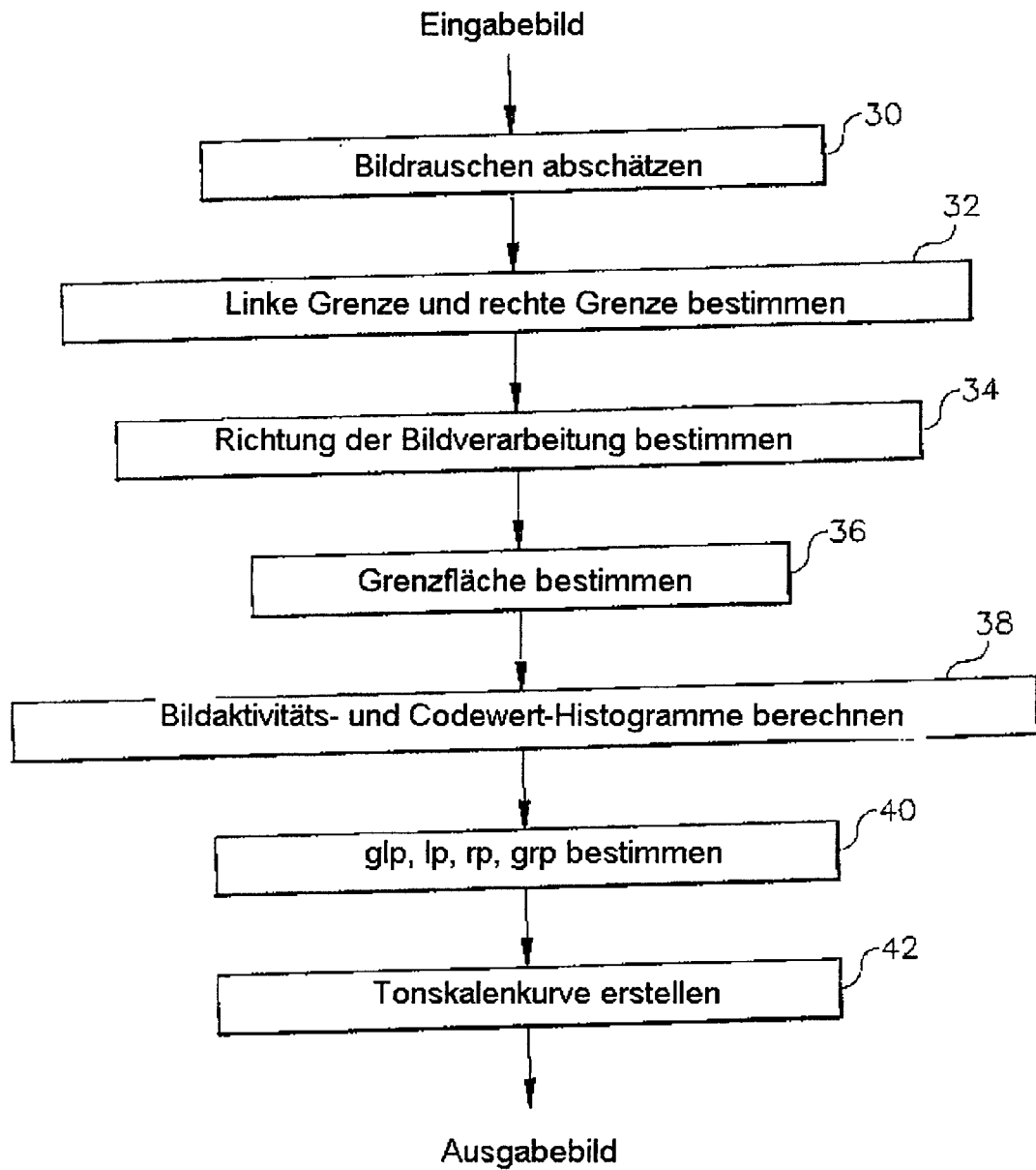


FIG. 1

0	-1	0
-1	4	-1
0	-1	0

Laplace

FIG. 2A

-1	0	1
-1	0	1
-1	0	1

horizontal

-1	-1	-1
0	0	0
1	1	1

vertikal

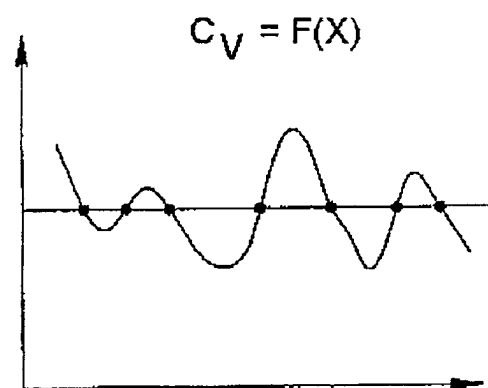
Kantengradient

FIG. 2B

C ₁	C ₂	C ₃	C ₄	C ₅
C ₆	C ₇	C ₈	C ₉	C ₁₀
C ₁₁	C ₁₂	C ₀	C ₁₃	C ₁₄
C ₁₅	C ₁₆	C ₁₇	C ₁₈	C ₁₉
C ₂₀	C ₂₁	C ₂₂	C ₂₃	C ₂₄

Codewert-
Co-Auftritt

FIG. 2C



Räumliche Lage
Pegelübergänge

FIG. 2D

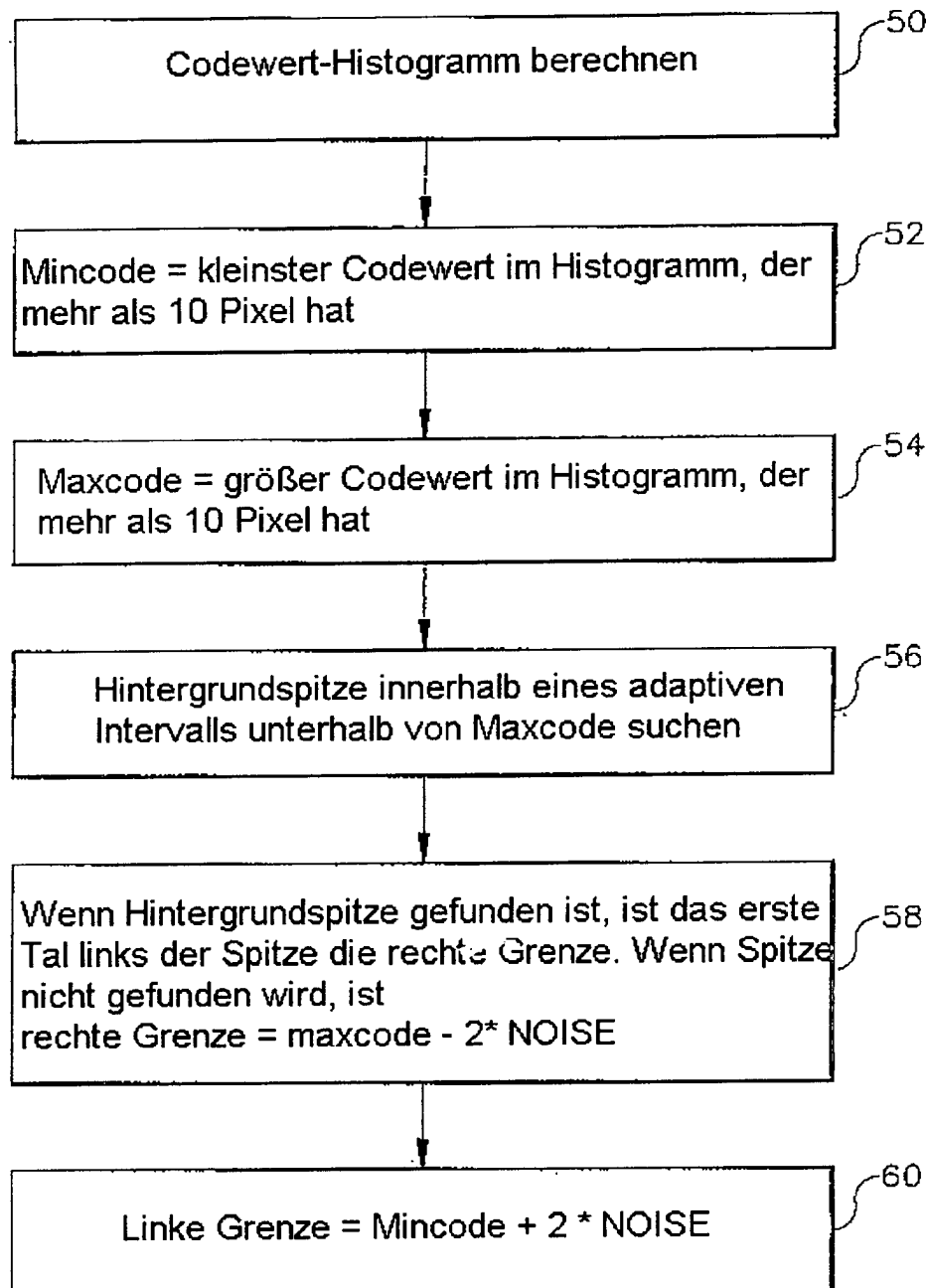


FIG. 3

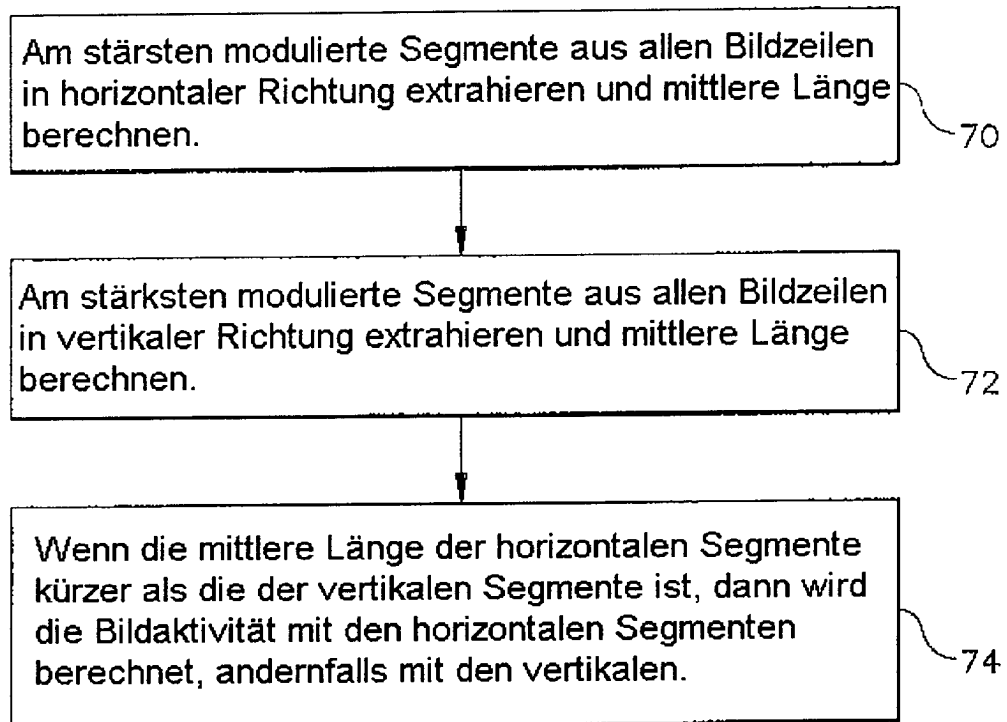


FIG. 4

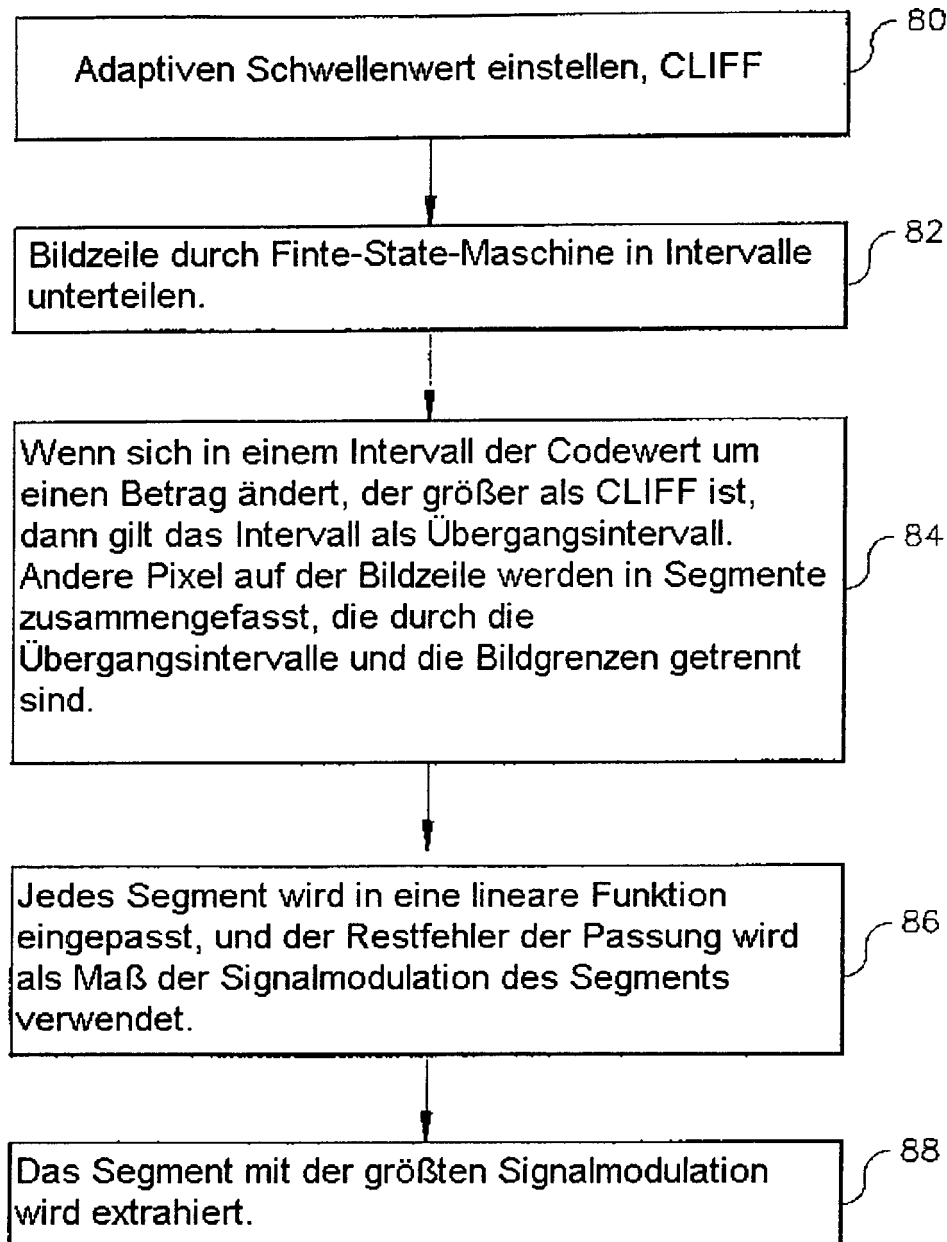


FIG. 5

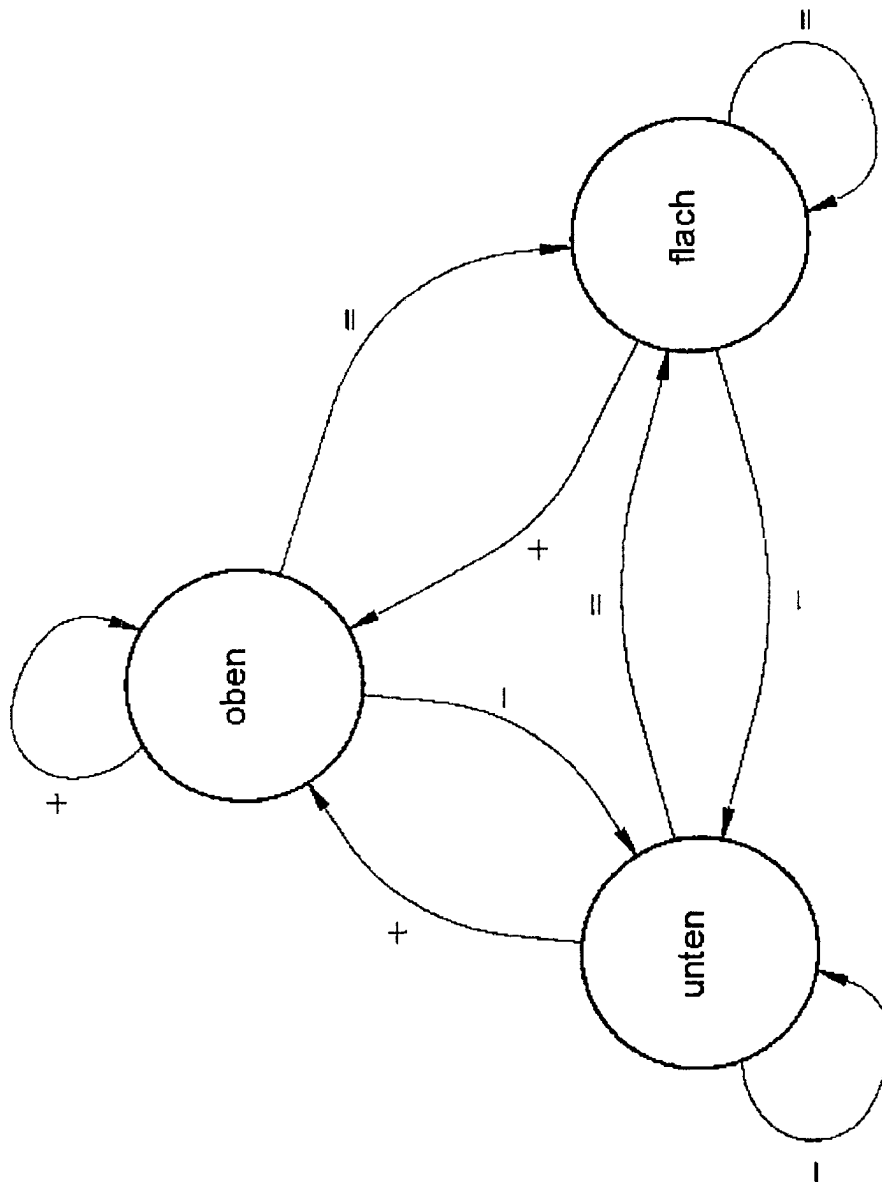


FIG. 6

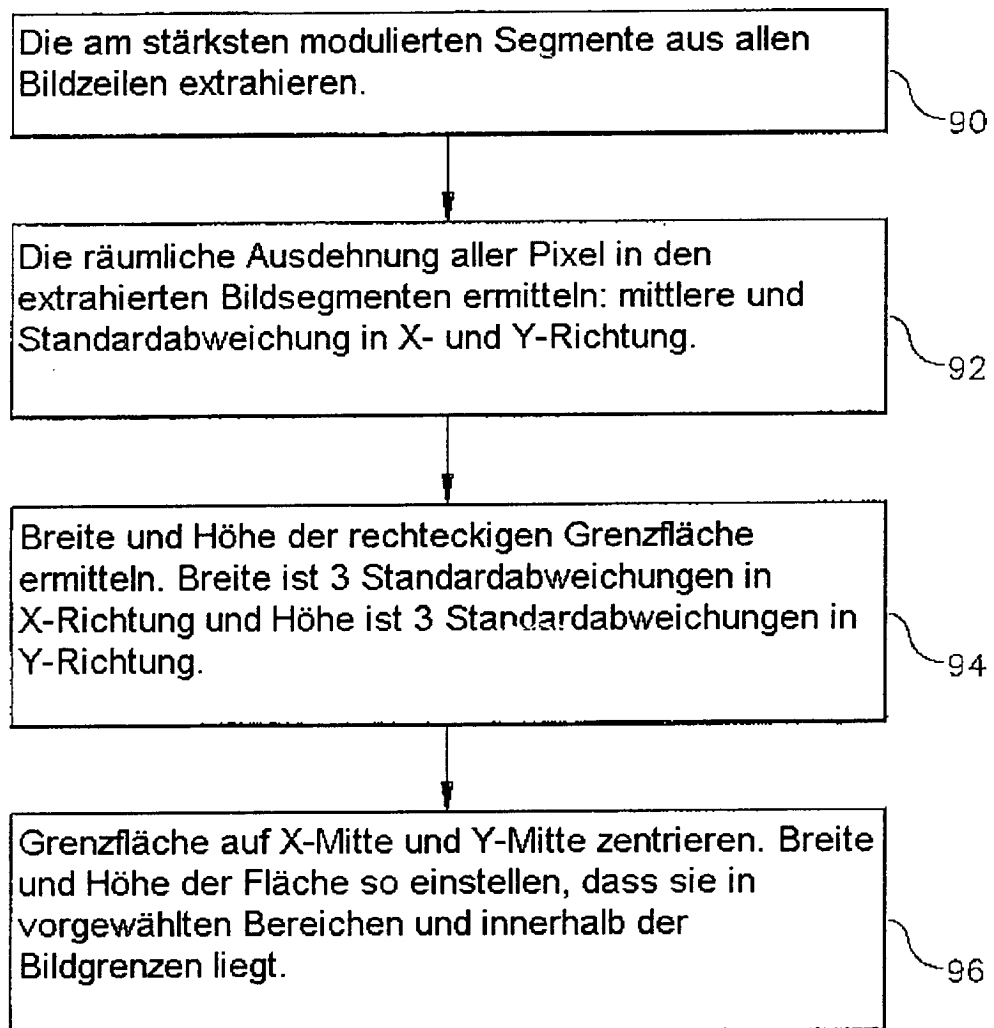


FIG. 7

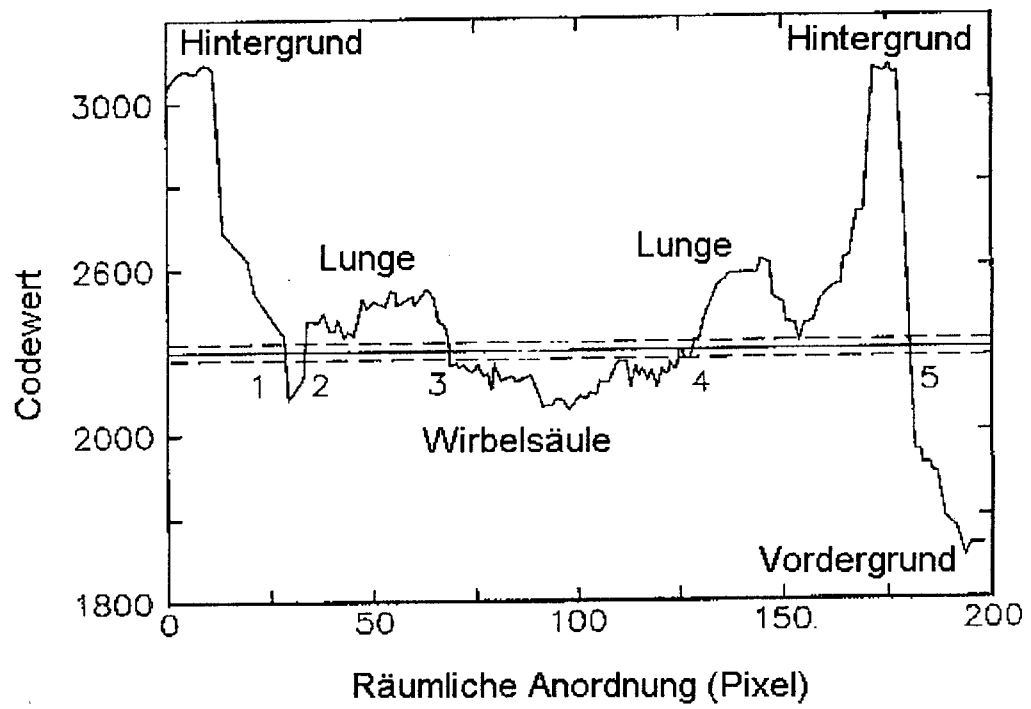


FIG. 8

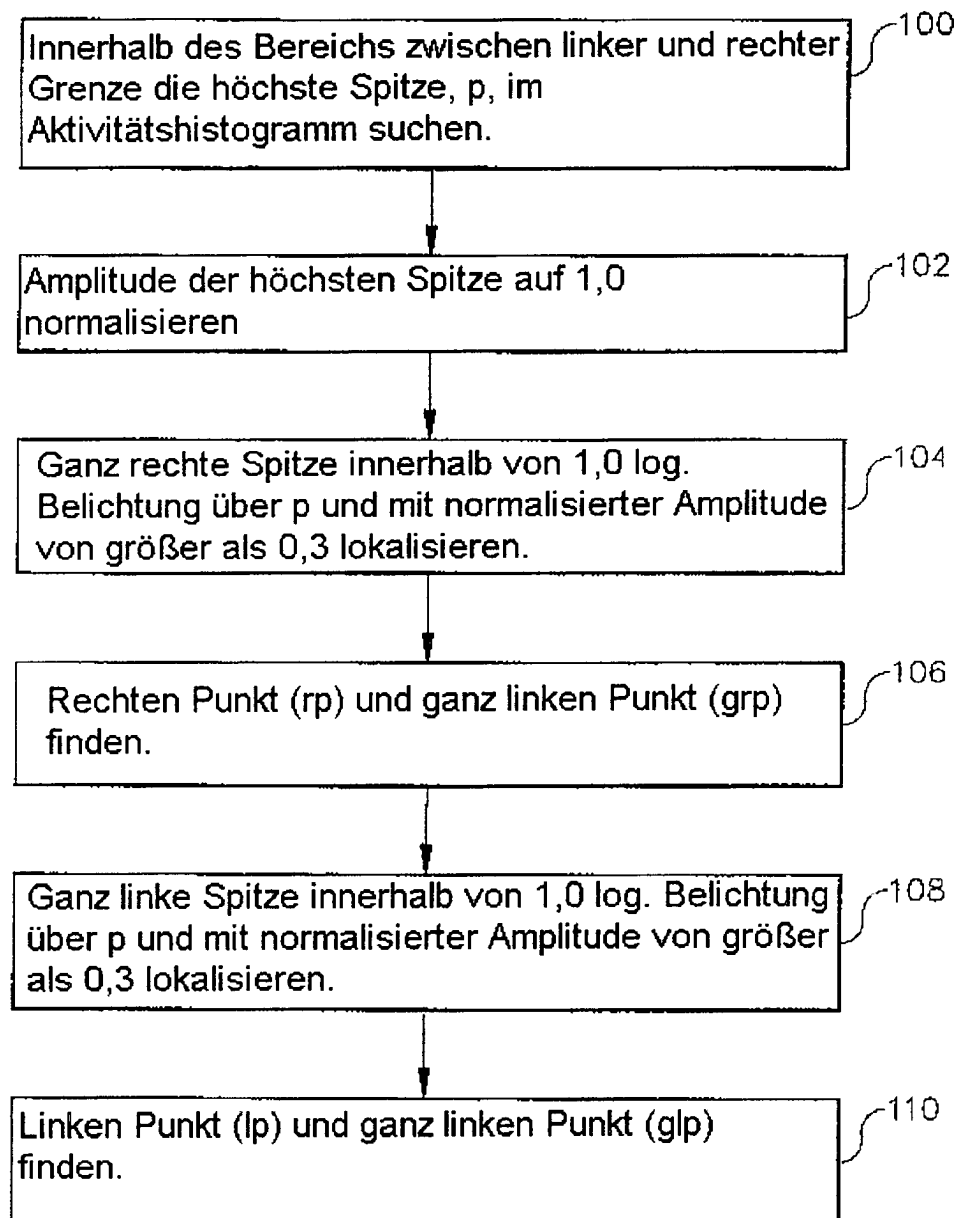


FIG. 9

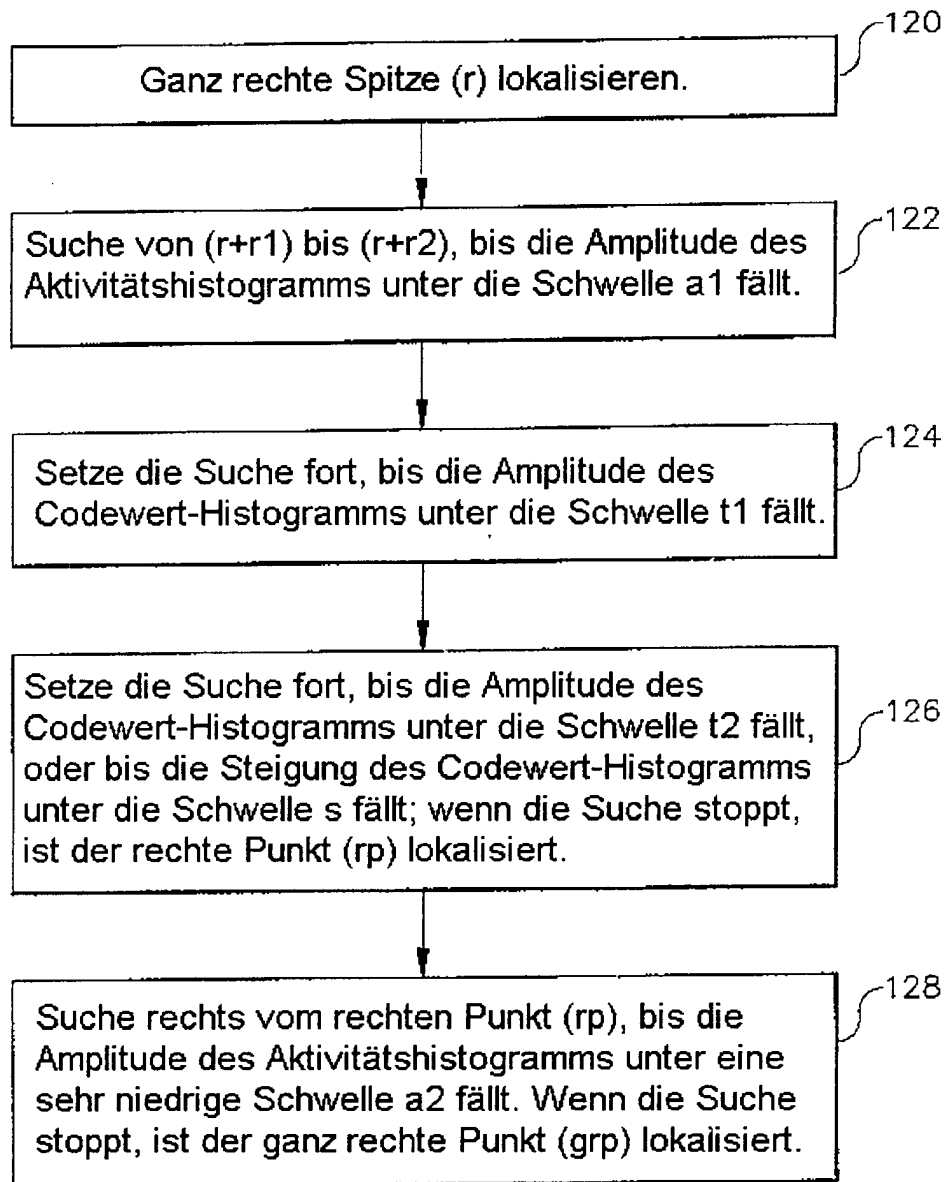


FIG. 10

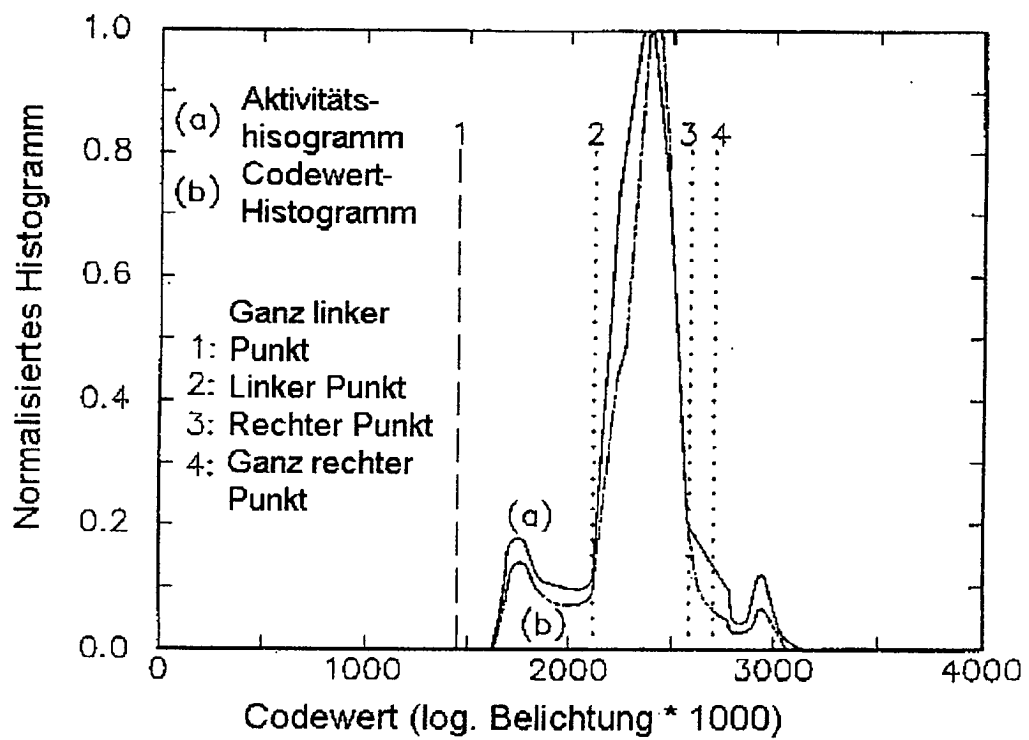


FIG. 11

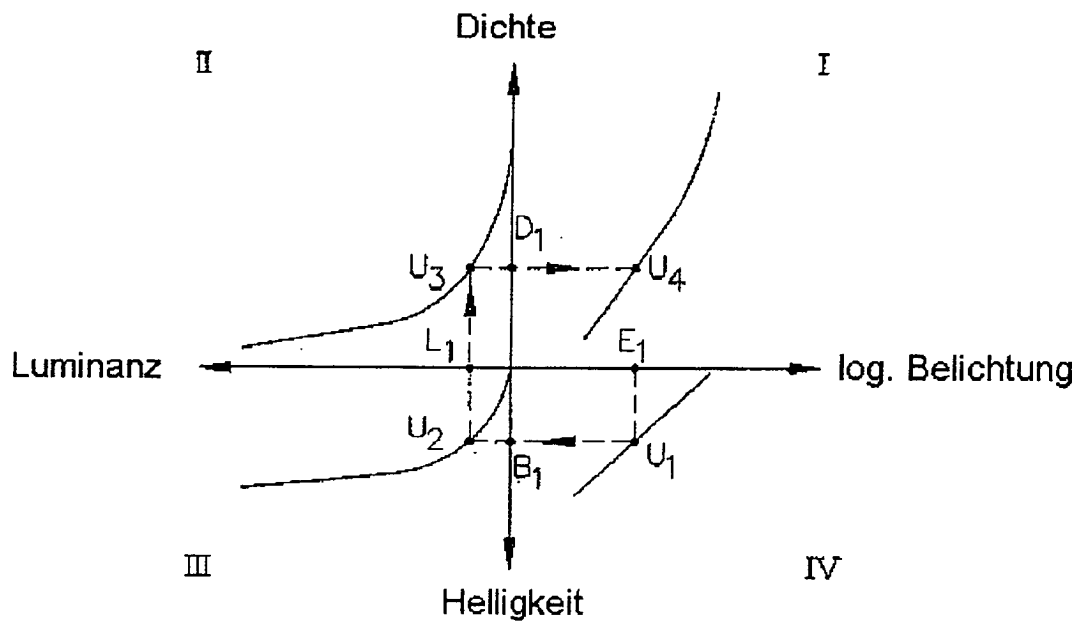


FIG. 12

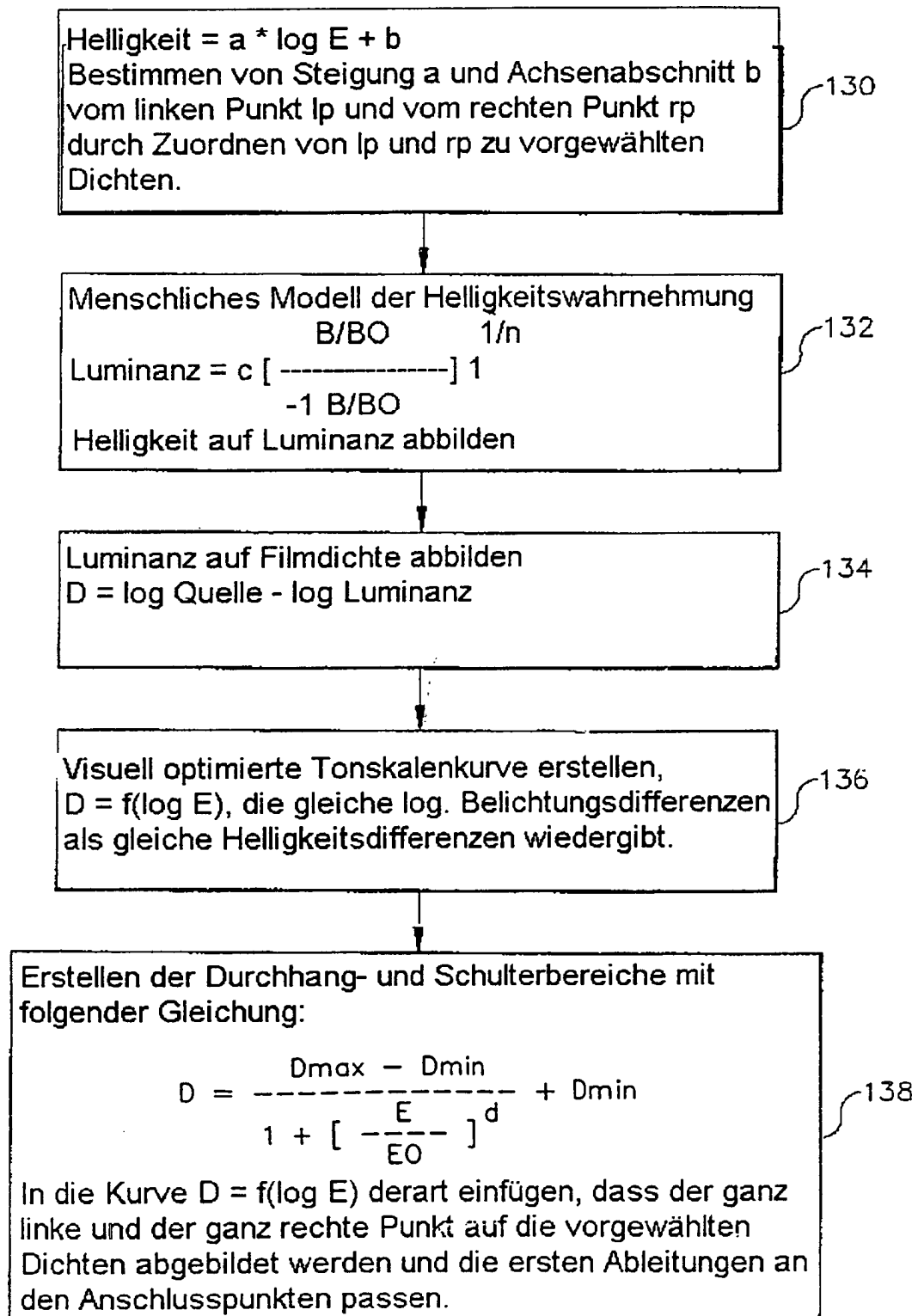


FIG. 13

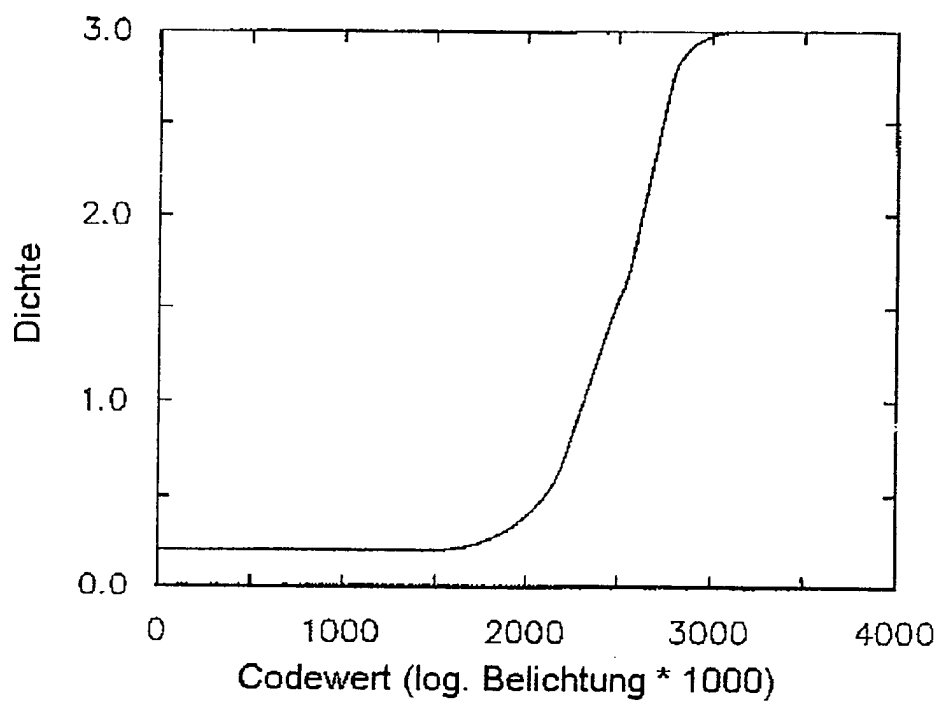


FIG. 14

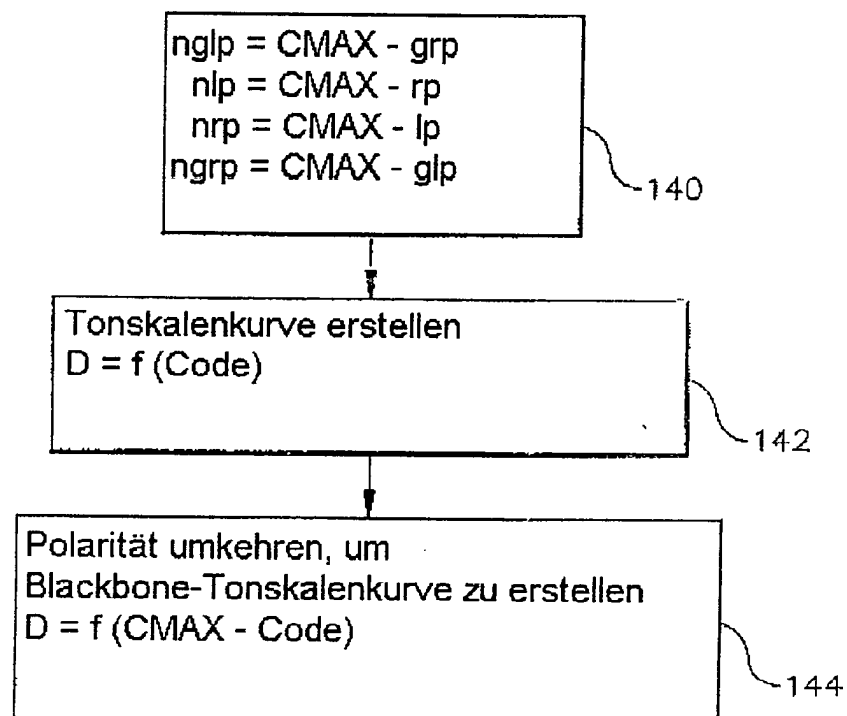


FIG. 15

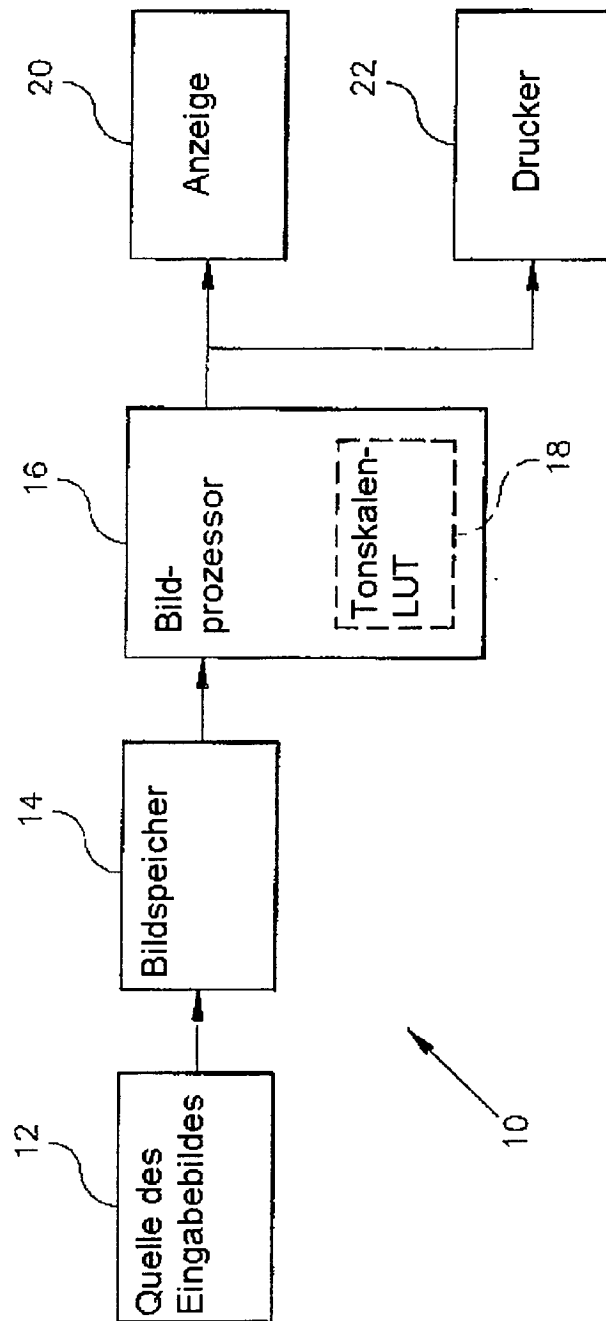


FIG. 16