



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 22 292 T2** 2006.06.29

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 097 674 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 22 292.6**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 309 775.5**

(96) Europäischer Anmeldetag: **03.11.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **09.05.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **31.08.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **29.06.2006**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 8/06** (2006.01)  
**G06T 5/40** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

**434817                      05.11.1999                      US**

(73) Patentinhaber:

**General Electric Co., Schenectady, N.Y., US**

(74) Vertreter:

**Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**DE, NL**

(72) Erfinder:

**Brouwer, Dean W., Muskego, Wisconsin 53150,  
US; Mo, Larry Y. L., Waukesha, Wisconsin 53186,  
US; Miller, Steven C., Waukesha, Wisconsin 53186,  
US**

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Gerät für passendes Abbildungssystem ausgeführt für Pixel-Intensitätshistogramm**

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 allgemein Ultraschallbildgebung für medizinische Diagnosezwecke. Insbesondere betrifft die Erfindung Verfahren zur Abbildung von Gewebe und Blutstrom durch Detektion von Ultraschallechos, die von einem gescannten interessierenden Bereich in einem menschlichen Körper reflektiert werden.

**[0002]** Herkömmliche Ultraschallscanner sind in der Lage, in verschiedenen Bildgebungsmodi zu arbeiten. In einem B-Modus können zweidimensionale Bilder erzeugt werden, in denen die Helligkeit jedes Pixels einer Anzeige von dem Wert oder der Amplitude eines zugehörigen akustischen Datenabstastwertes oder samples abgeleitet wird, der bzw. das das Echosignal repräsentiert, das von einer jeweiligen Fokussposition in einem Scangebiet reflektiert wird.

**[0003]** Bei der B-Modus-Bildgebung wird ein Ultraschall-Transducerarray aktiviert, Strahlenbündel auszusenden, die in entsprechenden Fokusspositionen in einer Scannebene fokussiert sind. Nach jeder Sendezündung werden die von den Transducerarrayelementen detektierten Echosignale in entsprechende Empfangskanäle eines Empfängerstrahlformers eingespeist, der Analogsignale in Digitalsignale umsetzt, die zweckentsprechenden Empfangs-Fokuszeitverzögerungen einführt und die zeitverzögerten digitalen Signale summiert. Für jede Sendezündung gibt der resultierende Vektor akustischer Rohdatensamples die gesamte Ultraschallenergie wieder, die von einer Folge von Bereichen längs einer Empfangsstrahlrichtung reflektiert wird. Alternativ können bei einer Mehrweg-Akquisition im Anschluss an jede Sendezündung zwei oder mehrere Empfangsstrahlen akquiriert werden.

**[0004]** Bei der herkömmlichen B-Modus-Bildgebung wird auf jeden Vektor akustischer Rohdatensamples eine Hüllkurvendemodulation oder -gleichrichtung angewandt, wobei die sich ergebenden akustischen Daten (z.B. unter Verwendung einer logarithmischen Kompressionskurve) komprimiert werden. Die komprimierten akustischen Daten werden einem Scannkonverter zugeführt, der das akustische Datenformat in ein Videodatenformat umwandelt, das für eine Darstellung auf einem Monitor mit einem herkömmlichen Array von in Zeilen und Spalten angeordneten Pixeln geeignet ist. Diese Videodaten werden hier als „Pixelintensitätsrohdaten“ bezeichnet. Die Frames von Pixelintensitätsrohdaten werden für die Videodarstellung gemäß einer Grauwertskala abgebildet (gemappt). Jeder Grauwertstufen-Bildframe, der hier als „Grauwertstufen-Pixelintensitätsdaten“ bezeichnet wird, wird dann dem Videomonitor zur Darstellung zugeführt.

**[0005]** Ein konventionelles Ultraschallbildgebungs-

system verwendet gewöhnlich eine Anzahl von Grauwertabbildungen (Gray Maps), die einfache Übertragungsfunktionen zwischen Pixelintensitätsrohdaten und Grauwertstufenwerten der Darstellung bilden. Es werden mehrere Grauwertabbildung unterstützt, so dass in Abhängigkeit von dem Bereich der Pixelintensitäten verschiedene Abbildungen verwendet werden können. Wenn z.B. eine gegebene Anwendung dazu neigt, hauptsächlich niedrige Rohpixelintensitäten zu erzeugen, ist eine Grauwertabbildung erwünscht, die mehr Grauwertstufenwerte den niedrigen Rohpixelintensitätswerten zuordnet, weil dies den Kontrast in dem Bereich verbessert. Deshalb ist es typisch, abhängig von der jeweiligen Anwendung jeweils eine verschiedene Grauwertabbildung vorzugeben. Dies ist jedoch deshalb nicht immer wirksam, weil der Benutzer bei jeder Anwendung irgendeine Anatomie scannen kann, die akustischen Daten von Patient zu Patient verschieden sind und die Pixelintensitätsrohdaten auch von anderen Systemeinstellungen, wie dem Dynamikbereich, abhängen. Wegen dieser Faktoren neigen die Grauwertabbildungen dazu, in Bezug darauf, wie viele Graustufenwerte dem vorhergesehenen primären Pixelintensitätsbereich zugeordnet sind, konservativ zu sein.

**[0006]** Es ist ein automatisches „Einberührungs“-Gewebeoptimierungsverfahren („One-Touch“ Automatic Tissue Optimization, ATO) bekannt, das es dem Systembenutzer erlaubt, den Kontrast durch Drücken eines so genannten ATO-Druckknopfs an einer Bedienerschnittstelle einzustellen. Wenn der Benutzer die Sonde oder den Schallkopf über der interessierenden Anatomie positioniert hat, veranlasst das Niederdrücken eines ATO-Druckknopfs den Host-Computer in dem Ultraschallbildgebungssystem, den gegenwärtigen Frame von Pixelintensitätsrohdaten zu erhalten, das Pixelintensitätshistogramm in einem vom Benutzer spezifizierten interessierenden Bereich (Region of Interest, ROI) zu analysieren und dann die Grauwertabbildung (d.h. das Mapping von der Rohpixelintensität auf die Grauwertstufenpixelintensität) automatisch derart zu skalieren und/oder zu verschieben, dass vordefinierte „optimale“ obere und untere Grauwertstufenniveaus auf irgendwelche obere und untere Grenzen des Pixelintensitätshistogramms abgebildet werden. Das endgültige Ziel besteht darin, die zur Verfügung stehenden Graustufenniveaus (256 Niveaus bei einem 8-Bit-Displaysystem) zur Darstellung der Pixelintensitätsdaten vollständiger auszunutzen, um auf diese Weise den Kontrast bei der Gewebedarstellung zu verbessern.

**[0007]** Wenn aber bei der One-Touch-ATO-Vorgehensweise der Schallkopf oder das ROI zu einer anderen Stelle bewegt wird, ist es erforderlich, dass der Benutzer den ATO-Druckknopf erneut niederdrückt, um die auf den neuen Gewebedaten basierende Grauwertabbildung zu optimieren. Eine vollständige-

re automatisierte Version dieses Merkmals ist deshalb erstrebenswert, weil während einer klinischen Untersuchung die die Sonographie durchführende Person den Schallkopf häufig ziemlich viel herumbewegen muss, um mehrere anatomische Merkmale aufzufinden oder zu untersuchen und weil bei vielen klinischen Anwendungen, wie etwa vaskulären und chirurgischen Anwendungen, beide Hände der die Sonographie durchführenden Person schon anderweitig beschäftigt oder sterilisiert sind.

**[0008]** Gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung ist ein Verfahren zur automatischen Optimierung eines Satzes von Betriebsparametern in einem Ultraschallbildgebungssystem geschaffen, das folgende Schritte aufweist: (a) Berechnen eines jeweiligen Pixelintensitätshistogramms für jeden der (N+1) unmittelbar vorhergehenden Bildframes (Bildrahmen); (b) Bestimmen, ob eine erste Bedingung erfüllt ist, wobei die erste Bedingung darin besteht, dass der Nte und der (N+1)ste unmittelbar vorhergehende Bildframe Pixelintensitätshistogramme aufweisen, die sich wenigstens in einem vorbestimmten Maße voneinander unterscheiden; (c) wenn diese erste Bedingung erfüllt ist, Bestimmen, ob eine zweite Bedingung erfüllt ist, wobei die zweite Bedingung darin besteht, dass N unmittelbar vorhergehende Bildframes jeweils ein Pixelintensitätshistogramm aufweisen, das stabilisiert ist; und (d) Optimieren eines Satzes von Betriebsparametern in Abhängigkeit davon, ob die erste und die zweite Bedingungen erfüllt ist bzw. sind.

**[0009]** Ein Satz Betriebsparameter kann Grauwertmappingwerte (grauwertabbildungswerte) aufweisen.

**[0010]** Die Grauwertmappingwerte können in Abhängigkeit von einer gemessenen charakteristischen Eigenschaft wenigstens eines stabilisierten Pixelintensitätsprogramms optimiert werden.

**[0011]** Der Satz Betriebsparameter kann Datenkompressionswerte aufweisen.

**[0012]** Der Satz Betriebsparameter kann Strahlformungszeitverzögerungen aufweisen.

**[0013]** Der Satz Betriebsparameter kann Skalierungswerte aufweisen.

**[0014]** Das Verfahren kann ferner den Schritt des Vergleichens von Pixelintensitätshistogrammen unter Verwendung eines oder mehrerer statistischer Verteilungskdeskriptoren aufweisen.

**[0015]** Gemäß einem zweiten Aspekt der Erfindung ist ein Ultraschallbildgebungssystem geschaffen, das aufweist: Mittel zur Berechnung eines jeweiligen Pixelintensitätshistogramms für jeden der (N+1) unmittelbar vorhergehenden Bildframes; Mittel zur Bestim-

mung, ob eine erste Bedingung erfüllt ist, wobei die erste Bedingung darin besteht, dass der Nte und der (N+1)ste unmittelbar vorhergehende Bildframe Pixelintensitätshistogramme aufweisen, die sich zumindest in einem vorbestimmten Maße voneinander unterscheiden; Mittel zur Bestimmung, ob eine zweite Bedingung erfüllt ist, wobei die zweite Bedingung darin besteht, dass die N unmittelbar vorhergehenden Bildrahmen Pixelintensitätshistogramme aufweisen, die stabilisiert sind; und Mittel, die dazu dienen, einen Satz Betriebsparameter in Abhängigkeit davon zu optimieren, ob die erste und die zweite Bedingung erfüllt ist bzw. sind.

**[0016]** Der Satz Betriebsparameter kann Grauwertmappingwerte aufweisen.

**[0017]** Die Grauwertmappingwerte können in Abhängigkeit von einem gemessenen charakteristischen Merkmal wenigstens eines stabilisierten Pixelintensitätshistogramms optimiert werden.

**[0018]** Der Satz Betriebsparameter kann Datenkompressionswerte aufweisen.

**[0019]** Somit ist die Erfindung durch ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Optimierung von Betriebsparametern in einem Ultraschallbildgebungssystem in Abhängigkeit vom Auftreten vorbestimmter Veränderungen in den Pixelintensitätshistogrammen aufeinander folgender Bildframes gebildet. Im Verlauf der Optimierung können, basierend auf den von dem Computer bestimmten charakteristischen Merkmalen des jeweiligen Pixelintensitätshistogramms, Mapping-, Kompressions-, Skalierungs- oder Strahlformungsparameter angepasst werden.

**[0020]** Das erfindungsgemäße Verfahren beinhaltet bei einer bevorzugten Ausführungsform die Schritte einer Überwachung von Veränderungen in dem Pixelintensitätshistogramm aufeinander folgender Bildframes, die auf Schallkopfbewegungen hinweisen können, und, wenn dies geeignet ist, eine automatische Auslösung einer Optimierung der Betriebsparameter. Die Annahmen sind folgende: (1) Solange sich das Pixelintensitätshistogramm verändert (der Ultraschallkopf bewegt wird), nimmt die die Sonographie ausführende Person lediglich eine allgemeine Übersicht vor; und (2) wenn sich das Pixelintensitätshistogramm für eine vorbestimmte Zeitspanne zu einer neuen stabilen Form entwickelt hat (der Schallkopf wird wieder ruhig gehalten), hat die die Sonographie ausführende Person etwas gefunden, das zu betrachten interessant ist. In Abhängigkeit von der Erfüllung dieser beiden Bedingungen werden die relevanten Betriebsparameter optimiert. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform werden die Kompressionskurve und/oder die Grauwertabbildung automatisch optimiert (d.h. auf Werte eingestellt, die den Kontrast in dem dargestellten Bild optimieren). Ge-

mäß anderen bevorzugten Ausführungsformen können die Strahlformungsparameter oder die Skalierungsparameter automatisch so eingestellt werden, dass ein Bild im Zoom-Modus dargestellt wird. Gemäß den bevorzugten Ausführungsformen werden die Analyse der Intensitätshistogramme und die Optimierung der Betriebsparameter in Abhängigkeit von den Ergebnissen der Histogrammanalyse von dem Host-Computer durchgeführt, der in dem Ultraschallbildgebungssystem enthalten ist.

**[0021]** Es ist darauf hinzuweisen, dass in der Praxis eine Schallkopfbewegung nicht immer große Unterschiede in dem Pixelintensitätshistogramm hervorruft, insbesondere wenn die Sonde in gutem Kontakt mit der Hautoberfläche bleibt und die darunter liegenden Gewebeeigenschaften zufällig weitgehend gleichförmig sind. Wenn sich aber das Pixelintensitätshistogramm stark verändert hat, ist dies ein Indiz dafür, dass eine signifikante Schallkopfbewegung stattgefunden hat. Demgemäß basiert der Auslösemechanismus für die Bildoptimierung auf Veränderungen des Pixelintensitätshistogramms und nicht auf der Schallkopfbewegung als solcher. Im Falle der Datenkompressionskurve und der Grauwertabbildung besteht, solange das Pixelintensitätshistogramm verhältnismäßig unverändert bleibt, unabhängig von einer Schallkopfbewegung, keine Notwendigkeit einer neuen Optimierung.

**[0022]** Die Erfindung erleichtert die Benutzung von Ultraschallbildgebungssystemen. Untersuchungszeiten werden verkürzt, weil weniger Totzeit mit der Optimierung der Mappingparameter verbracht wird. Die Erfindung erleichtert auch die Standardisierung oder die Reproduzierbarkeit von Untersuchungen, die von verschiedenen, jeweils eine Sonographie durchführenden Personen vorgenommen wurden. Schließlich erlaubt die Erfindung ein Scannen „frei von Händen“ während chirurgischer, vaskulärer und sonstiger Anwendungen, bei denen beide Hände bereits beschäftigt oder steril sind.

**[0023]** Die Erfindung ist im Folgenden in größerer Einzelheit beispielhaft unter Bezugnahme auf die Zeichnung beschrieben, in der zeigen:

**[0024]** [Fig. 1](#) ein Blockschaltbild, das allgemein ein Ultraschallbildgebungssystem veranschaulicht,

**[0025]** [Fig. 2](#) eine graphische Darstellung, die ein Pixelintensitätshistogramm wiedergibt, wobei die Pixelintensitätswerte auf der horizontalen Achse aufgetragen sind, während die Zahl der Ereignisse in jedem Lager auf der vertikalen Achse aufgetragen ist;

**[0026]** [Fig. 3](#) ein Blockschaltbild zur Veranschaulichung eines Ultraschallbildgebungssystems in größeren Einzelheiten;

**[0027]** [Fig. 4](#) ein Flussdiagramm, das die Schritte eines dynamischen Bildoptimierungsalgorithmus gemäß der bevorzugten Ausführungsform der Erfindung veranschaulicht,

**[0028]** [Fig. 5](#) eine graphische Darstellung, die eine dem Pixelintensitätshistogramm nach [Fig. 2](#) überlagerte gebräuchliche Grauwertabbildung veranschaulicht,

**[0029]** [Fig. 6](#) eine graphische Darstellung, die eine dem gleichen Pixelintensitätshistogramm überlagerte adaptiv erzeugte Grauwertabbildung veranschaulicht.

**[0030]** Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) weist ein Ultraschallbildgebungssystem ein Transducerarray **2**, einen Strahlformer **4**, einen B-Modus-Bildprozessor **6**, einen Computer **8** und einen Anzeigemonitor **10** auf. Das Transducerarray **2** weist mehrere Transducerelemente auf, die von einem Sender in dem Strahlformer **4** aktiviert werden, um einen Ultraschallstrahl in einer Sende-Fokusposition zu fokussieren. Die zurückkehrenden HF-Signale werden von den Transducerelementen detektiert und dann dynamisch in aufeinander folgenden Bereichen längs einer Scannlinie von einem Empfänger in dem Strahlformer **4** so fokussiert, dass sie einen Empfangsvektor akustischer Rohdatensamples (Abtastwerte) bilden. Die Ausgangsdaten (I/Q oder HF) des Strahlformers werden für jede Scannlinie jeweils durch den B-Mode Bildprozessor **6** durchlaufen lassen, der die akustischen Rohdaten zu Pixelbilddaten in einem Format verarbeitet, das zur Darstellung auf dem Anzeigemonitor **10** geeignet ist.

**[0031]** Die Systemsteuerung konzentriert sich auf einen Computer **8**, der über eine (nicht dargestellte) Bedienerschnittstelle Bedieneingaben empfängt, die akquirierten Daten analysiert und die verschiedenen Untersysteme auf der Grundlage der Bedieneingaben und der Ergebnisse der Datenanalyse steuert. Gemäß den bevorzugten Ausführungsformen führt der Host-Computer **8** eine oder mehrere der folgenden Funktionen aus: (1) Liefern von Sende- und Strahlformungsparametern an den Strahlformer **4**; (2) Übermitteln einer neuen Grauwertabbildung (Grauwertmap) an den B-Modus-Bildprozessor **6**; (3) Entnehmen eines Bildframes aus dem Speicher, Neuskalieren des Bildframes und anschließend Übersenden des neuskalierten Bildes an den Anzeigemonitor zur Darstellung in einem Zoom-Mode; und (4) Liefern einer neuen Datenkompressionskurve an den B-Modus-Bildprozessor **6**. Die Grauwertabbildung, die Strahlformungsparameter und die Kompressionskurven werden vorzugsweise in Gestalt von Nachschlagetabellen (Look-up Tables) zur Verfügung gestellt, die in einem Speicher mit wahlfreiem Zugriff (Random Access Memory, RAM) gespeichert sind. Obwohl [Fig. 1](#) getrennte Pfade für die Kommunikati-

on zu und von dem Host-Computer **8** veranschaulicht, so ist doch leicht zu erkennen, dass diese Kommunikation auch über einen gemeinsamen Kanal oder Systembus stattfinden kann.

**[0032]** Der Computer ist derart programmiert, dass er aufeinander folgende Bildframes von Pixelintensitätsrohdaten von dem Bildprozessor **6** gewinnt und dann für jeden Bildframe ein eigenes Histogramm berechnet. Ein typisches Pixelintensitätshistogramm ist in [Fig. 2](#) dargestellt. Das Berechnen eines Histogramms beinhaltet die Schritte der Unterteilung des Bereichs möglicher Pixelintensitätswerte in eine Reihe von einander nicht überlappenden Lagern oder Beständen (Bins) gleicher Länge, Zuordnen jedes Pixelintensitätswerts in dem Bildframe zu einem jeweiligen Bestand, der diesen Wert hat und Zählen der Zahl der Pixel in jedem Bestand für den jeweiligen Bildframe. [Fig. 2](#) zeigt eine graphische Darstellung der Zahl der Ereignisse als Funktion der Pixelintensitätswerte. Aufeinander folgende Histogramme werden in einem Pufferspeicher in dem Computer **8** gespeichert. Der Computer vergleicht wiederholt das gegenwärtige Histogramm mit dem vorhergehenden Histogramm. Wenn ein großer Unterschied zwischen einem Histogramm und dem nächstfolgenden Histogramm vorliegt und sich daran eine vorbestimmte Zahl von Bildframes anschließt, die ein stabilisiertes Pixelintensitätshistogramm zeigen, optimiert der Computer automatisch die Abbildung und/oder die Kompressionsparameter von Neuem und sendet diese erneut optimierten Parameter zu dem Bildprozessor **6**. Der Bildprozessor **6** verwendet dann diese Mappingparameter, wenn er nachfolgende Bildframes akustischer Daten verarbeitet.

**[0033]** Eine andere Ausführungsform ist in [Fig. 3](#) veranschaulicht, die einen Signalpfad eines B-Modus-Ultraschallbildgebungssystems zeigt. Die empfangenen HF-(oder dessen äquivalentes I/Q-Paar-)Daten, die von dem Strahlformer **4** ausgegeben werden, werden von dem Detektor **12** auf einer Vektorbasis (Vektor-um-Vektor) hüllkurvendemoduliert. Die detektierten Daten werden dann in einem Datenkompressionsblock **14** (der vorzugsweise eine Nachschlagtabelle aufweist, die von dem Computer **8** in einen Speicher mit wahlfreiem Zugriff geladen wird) komprimiert, um den Dynamikbereich für eine Pixelwertdarstellung (von typischerweise 8 Bits) zu verringern. Ein Schalllinienspeicher (Acoustic Line Memory, ALM) **16** akkumuliert Vektoren komprimierter akustischer Daten bei einer Abtastbewegung über das Array, um ein zweidimensionales Bild zu erzeugen. Ein Scannkonverter **18** transformiert das akustische Datenformat R- $\theta$  oder X-Y in ein X-Y-Pixel- oder Videodatenformat, womit er die Pixelintensitätsdaten bildet. Bei der bevorzugten Ausführungsform liegen die zu analysierenden Bilddaten bereits in dem X-Y-Format vor. Die Pixelintensitätsdaten werden dann von der Grauwertmap **20** zur Darstellung auf

dem Monitor **10** in Grauwertstufenwerte abgebildet. Die Grauwertmap beinhaltet vorzugsweise ebenfalls eine Nachschlagtabelle, die von dem Computer in den Speicher mit wahlfreiem Zugriff geladen wird.

**[0034]** [Fig. 4](#) veranschaulicht ein Flussdiagramm mit den Schritten des Verfahrens gemäß der bevorzugten Ausführungsform der Erfindung. Bei dem ersten Schritt **22** wird ein neuer Bildframe von dem Systemcomputer entweder direkt aus dem X-Y-Anzeigespeicher in den Scannkonverter (wie in [Fig. 3](#) dargestellt) oder durch einen (in [Fig. 3](#) nicht gezeigten) Filmspeicher ausgelesen. In dem zweiten Schritt **24** wird das Bildpixelintensitätshistogramm in einem vordefinierten ROI (d.h. einem großen zentralen ROI in dem Bildframe) dadurch berechnet, dass die Anzahl der Pixel gezählt wird, die in jeden Pixelwertbestand (Bin) fallen. Bei einer 8-Bit-Pixelanzeige ist der kleinste Pixelwert Null, und der größte Pixelwert beträgt 255. Um die statistische Variabilität zu verringern, kann die Pixelbestandsgröße des Pixelintensitätshistogramms größer als eins (z.B. 5) eingestellt sein. Das Pixelintensitätshistogramm dieses neuen Bildframes wird in einem Pufferspeicher gespeichert (Schritt **26**), der bereits die Pixelintensitätshistogramme für vorhergehenden Bildframes speichert.

**[0035]** Der nächste Schritt in dem Verfahrensablauf besteht darin, das Histogramm des neuen Bildframes mit dem Histogramm wenigstens eines vorhergehenden Bildframes zu vergleichen (Schritt **28**). Dies kann unter Verwendung eines beliebigen der üblichen statistischen Verteilungsdeskriptoren geschehen, einschließlich der mittleren Standardabweichung, Verschiebung und Wölbung. Der pte Perzentilpunkt des Pixelintensitätshistogramms ist auch ein zweckdienliches Kennzeichen. Z.B. kann der fünfte Perzentilpunkt des Pixelintensitätshistogramms sehr empfindlich auf Bilddatenausfälle (d.h. viele Pixel werden null) sein, die auftreten, wenn der Schallkopf von der Hautoberfläche abgehoben wird. In der Regel kann eine Kombination verschiedener Histogrammdeskriptoren verwendet werden, oder es kann selbst das gesamte Histogramm verwendet werden um zu erkennen (Schritt **30**), wenn vorbestimmte Veränderungen zwischen dem Pixelintensitätshistogramm (PIH) wenigstens eines vorhergehenden Bildframes und dem Pixelintensitätshistogramm des neuen Bildframes aufgetreten sind. Wenn die Veränderungen in ausgewählten charakteristischen Histogrammeigenschaften (z.B. der 5te und der 90ste Perzentilpunkt) irgendeinen vorbestimmten Grenzwert oder irgendwelche vorbestimmte Grenzwerte nicht überschritten haben, kehrt die Routine zum Schritt **22** zurück, und der Verfahrensablauf nimmt wieder die Schrittfolge für den nächsten Bildrahmen auf. Wenn die Veränderungen in den ausgewählten charakteristischen Histogrammeigenschaften den vorbestimmten Grenzwert oder die vorbestimmten Grenzwerte übersteigen, wird angenommen, dass sich das Bild wegen ei-

ner Relativbewegung zwischen dem Schallkopf und der interessierenden Anatomie verändert hat. Dies löst die nächste Schrittfolge (beginnend mit Schritt 32 in Fig. 4) aus, die darauf abzielt zu detektieren, wann das Bildpixelintensitätshistogramm wieder stabil wird (d.h. die Schallkopfbewegung aufgehört hat).

**[0036]** Im Schritt 32 wird ein neuer Bildframe von dem Systemcomputer ausgelesen. Das Bildpixelintensitätshistogramm in dem vorbestimmten ROI wird wiederum in der unter Bezugnahme auf Schritt 24 vorstehend beschriebenen Weise berechnet (Schritt 34). Das sich ergebende Pixelintensitätshistogramm wird wiederum in dem Pufferspeicher gespeichert (Schritt 36). Dieses Histogramm wird dann in dem Schritt 38 mit dem Histogramm des vorhergehenden Bildframes verglichen, wobei irgendeine der im Vorstehenden im Zusammenhang mit dem Schritt 28 beschriebenen Techniken verwendet wird. Es kann eine Kombination verschiedener Histogrammdeskriptoren verwendet werden, oder es kann sogar das gesamte Histogramm verwendet werden um zu detektieren (Schritt 40), wann das Pixelintensitätshistogramm des neuen Bildframes bezüglich des Pixelintensitätshistogramms des vorhergehenden Bildframes ohne größere Ausfälle stabilisiert ist. Wenn die Veränderungen den ausgewählten Histogrammattributen (z.B. der 5te und der 90ste Perzentilpunkt) nicht innerhalb irgendeiner vorbestimmten Toleranz (die sich vorzugsweise von dem in Schritt 30 verwendeten Grenzwert unterscheidet) liegen, kehrt die Routine zu dem Schritt 32 zurück, und der Verfahrensablauf beginnt wieder mit der nachfolgenden Schrittfolge für den nächsten Bildframe. Wenn die Veränderungen in den ausgewählten Histogrammattributen innerhalb der vorbestimmten Toleranz liegen, wird anschließend ein Schritt 42 ausgeführt um zu bestimmen, ob der Schallkopf sich nicht bewegt.

**[0037]** Das Kriterium zur Auslösung einer Bildneuo-optimierung, die in dem Schritt 42 verwendet wird, besteht darin, dass die N unmittelbar vorhergehenden Frames alle die gleiche Pixelintensitätshistogrammstatistik innerhalb einer vordefinierten Toleranz (oder vorbestimmter Toleranzen) aufweisen, wobei N eine positive ganze Zahl größer als 2 ist. Der Wert von N kann auf der Framewiederholungsrate und einer vordefinierten Zeitspanne (z.B. 2 Sekunden) basieren. Wenn das Stabilitätskriterium erfüllt ist, wird eine Neuoptimierung der Grauwertmapping- oder Grauwertabbildungsfunktion durchgeführt. Die Grauwertabbildung kann z.B. skaliert/verschoben werden, um die obere und untere Grenze des Pixelintensitätshistogramms auf ein optimales oberes bzw. unteres Grauwertniveau zu übertragen. Eine solche Anpassung der Grauwertmap ist grundsätzlich an sich bekannt, soll jedoch der Vollständigkeit halber im Nachfolgenden im Detail beschrieben werden.

**[0038]** Außerdem kann die Mappingfunktion auch

die auf jeden Datenvektor in dem Block 14 (vgl. Fig. 3) angewandte Datenkompressionskurve beinhalten. Diese ist typischerweise eine logarithmische Funktion. Wenn sich z.B. herausstellt, dass sich der 90ste Perzentilpunkt des Pixelintensitätshistogramms dem Wert 255 annähert, ist die Bildanzeige wahrscheinlich mit überstrahlenden weißen Pixeln gesättigt. In diesem Fall kann der Eingabe-Dynamikbereich der Kompressionskurve automatisch erhöht werden, um die großen Pixelwerte zu berücksichtigen, bevor Einstellungen der Grauwertmap vorgenommen werden.

**[0039]** Fig. 5 veranschaulicht ein Rohdatenhistogramm (angezeigt durch die gezackte ausgezogene Linie) mit einer diesem überlagerten typischen Grauwertabbildung oder -map (angedeutet durch die gestrichelte Linie). Diese typische Grauwertabbildung liefert einen Grauwertstufenwert, der gleich dem Eingabewert ist. Bei gegebenen Rohdaten und der Grauwertabbildung, wie sie in Fig. 5 dargestellt sind, werden, grob gesagt, 171 (20 bis 190) Graustufenwerte aus 256 (0 bis 255) benutzt. Bei diesem Beispiel werden 67% der Grauwertstufenwerte genutzt. Die ATO-Funktion ist so ausgelegt, dass sie unter diesen Umständen ein optimaleres Grauwertmapping ergibt.

**[0040]** Gemäß der bevorzugten Ausführungsform wird die ATO-Funktion durch dem Computer automatisch in Abhängigkeit von der Detektierung einer Folge von Pixelintensitätshistogrammen aktiviert, die den vorgenannten Bedingungen genügen. Wenn ATO eingeschaltet ist, wird das Grauwertmapping auf der Basis bestimmter charakteristischer Eigenschaften eines oder mehrerer Pixelintensitätshistogramme neu optimiert. Dann werden die Pixelintensitätsrohdaten bezüglich des Kontrasts eingestellt, indem jeder Wert in den entsprechenden Grauwertstufenwert umgewandelt wird, der durch die neu optimierte Abbildung erstellt wurde. Die Pixelintensitätsrohwerte außerhalb des Eingabebereiches der neuen Grauwertabbildung werden auf einen minimalen (0) oder einen maximalen (255) Grauskalastufenwert abgebildet. Als Ergebnis wird der Kontrast der am meisten interessierenden Pixelintensitätsrohdaten erhöht.

**[0041]** Um das vorstehend Beschriebene zu erreichen, kann der Computer 8 die letzten M Pixelintensitätshistogramme verwenden, die unter Ausführung des in Fig. 4 dargestellten Algorithmus berechnet wurden, wobei M eine beliebige positive ganze Zahl ist. Alternativ kann der Computer ein neues Pixelintensitätshistogramm auf der Grundlage der Pixelintensitätsdaten eines neuen Bildframes konstruieren. Der Computer bestimmt dann die Endpunkte des Histogramms, indem er von jeder Richtung aus sucht. Der Bereich der Pixelintensitätsrohwerte zwischen den Endpunkten bildet den Eingabebereich der Abbildung. Der Computer komprimiert (oder expandiert)



dann eine vorhandene Grauwertabbildung, um den neuen Eingabebereich der Abbildung anzupassen, indem z.B. die Endpunkte 0 und 255 des Graustufenwertbereiches mit den Endpunkten des Eingabebereichs der Abbildung korreliert werden. Jeder Pixelintensitätsrohwert wird dann entsprechend dieser neu erzeugten Grauwertabbildung einem Graustufenwert zugeordnet. Alternativ kann anstatt der Suche nach dem absoluten Ende (ersten Eingabebestand ungleich null) von jeder Seite aus, die Suche von jedem Ende aus so lange fortgesetzt werden bis ein gewisser Prozentsatz der Pixelintensitätsrohdaten gefunden ist. Wenn an dem unteren und dem oberen Ende verschiedene Kriterien verwendet werden, ist es möglich, die Pixelintensitätsrohdaten, die die niedrigsten und die höchsten Werte haben, weg zu schneiden. Gemäß weiterer Varianten können die Endpunkte des Histogramms dadurch festgelegt werden, dass die Standardabweichung der Daten berechnet und die einer speziellen Zahl von Standardabweichungen zugeordneten Endpunkte aufgefunden werden. Anstatt der Umwandlung der alten Abbildung in die neue Abbildung unter Verwendung der Endpunkte des Eingabebereiches der neuen Abbildung, ist es möglich, eine vollständig neue Abbildung zwischen den Endpunkten des Eingabebereichs der neuen Abbildung zu generieren. Alternativ können mehrere Grauwertabbildungen in einem Speicher gespeichert werden, wobei der Computer aus den gespeicherten Abbildungen die zweckdienlichste herausucht und diese dem Prozessor übergibt, der das Grauwertmapping vornimmt.

**[0042]** Wie oben erwähnt, kann eine neue Grauwertabbildung dadurch erzeugt werden, dass eine alte Grauwertabbildung, die eine Tabelle von Eingabe- und Ausgabewerten enthält, transformiert wird. In dem Fall, in dem die alte Abbildung eine lineare Funktion ist (wie in [Fig. 6](#) durch die gestrichelte Linie angezeigt), ist die neue Abbildung ebenfalls eine lineare Funktion (wie in [Figur](#) durch die ausgezogene gerade Linie angezeigt). Alternativ ist, falls die alte Abbildung eine nichtlineare Funktion ist, die aus der alten Abbildung erzeugte neue Abbildung ebenfalls eine nichtlineare Funktion. Wenn z.B. die alte Grauwertabbildung eine nichtlineare Funktion darstellt, wird ein Maptransformationsalgorithmus verwendet, um die nichtlineare Funktion derart zu komprimieren (oder zu expandieren), dass sie in den Eingabebereich der neuen Abbildung passt, z.B. in dem Bereich von A nach B in [Fig. 6](#).

**[0043]** Mehr im Einzelnen wird jeder Eingabewert  $x_{neu}$  der neuen Abbildung so verarbeitet, dass sich ein entsprechender Ausgangswert  $y_{neu}$  der neuen Abbildung ergibt. Der Computer führt folgende Schritte aus:

Wenn  $x_{neu} < A$ , dann  $y_{neu} = 0$ .

Wenn  $x_{neu} > B$ , dann  $y_{neu} = 255$

Wenn  $A < x_{neu} < B$ , dann  $y_{neu} = y_{alt}(I)$

wobei I ein Index ist, der von der CPU basierend auf der folgenden Gleichung berechnet wird:

$$\left(1 + \frac{256 - (B - A)}{(B - A)}\right)(x_{neu} - A) = I,$$

wobei die Zahl 256 den Eingabebereich der alten Abbildung und (B-A) den Eingabebereich der neuen Abbildung repräsentieren. Der Ausgangswert  $y_{neu}$  der neuen Abbildung wird dadurch erhalten, dass der Index I in die alte Grauwertabbildung eingegeben wird, um den entsprechenden Ausgangswert der alten Abbildung zu erhalten. Dieser letztgenannte Wert wird dann in die neue Abbildung übertragen. Dieser Vorgang wird so lange wiederholt bis Ausgangswerte für alle Eingabewerte der neuen Abbildung zwischen den Endwerten A und B aus der alten Abbildung abgeleitet sind. Unter Benutzung dieser Technik kann die alte Abbildung so komprimiert (oder expandiert) werden, dass sie in den Eingabebereich der neuen Abbildung passt, der von dem Rohdatenhistogramm bestimmt wurde.

**[0044]** Anstatt nach dem absoluten Ende (dem erste Eingabebestand, der nicht Null ist) von jeder Seite aus zu suchen, kann die Suche von jedem Ende aus so lange fortgesetzt werden, bis ein bestimmter Prozentwert Rohdaten gefunden ist. Wenn an dem oberen und dem unteren Ende unterschiedliche Kriterien verwendet werden, erlaubt es dies, bspw. die untersten 5% Rohdaten und die obersten 0,3% Rohdaten weg zu schneiden. Diese Technik kann bei der Transformation einer alten Grauwertabbildung (unter Verwendung des oben beschriebenen Abbildungs-Transformationsalgorithmus) oder bei der Erzeugung einer neuen Grauwertabbildung angewandt werden.

**[0045]** Alternativ können die Endpunkte dadurch bestimmt werden, dass die Standardabweichung der Rohdaten berechnet und dann die einer speziellen Zahl Standardabweichungen zugeordneten Endpunkte aufgefunden werden. Es gibt keine Beschränkung, dass an jedem Ende die gleichen Kriterien benutzt werden müssen.

**[0046]** Wenngleich die bevorzugten Ausführungsformen im Zusammenhang mit der Grauwertmaperzeugung durch einen Host-Computer beschrieben wurden, so versteht sich doch, dass alternativ die neue Grauwertmap auch von einer speziell hierfür vorgesehenen Hardware erzeugt werden könnte.

**[0047]** Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform wird die Datenkompressionskurve automatisch optimiert (z.B. auf Werte eingestellt, die den Kontrast in dem dargestellten Bild optimieren). Dies geschieht vorzugsweise durch Einschreiben einer neuen Datenkompressionsnachschatztabelle in den Speicher mit wahlfreiem Zugriff in dem Datenkomp-

ressionsblock. Der Host-Computer kann aus einer Mehrzahl im Voraus abgespeicherter Tabellen eine geeignete Datenkompressionsnachschlagtabelle aussuchen oder eine neue Datenkompressionsnachschlagtabelle erzeugen. Die Datenkompressionskurve kann für sich oder in Kombination mit einer Optimierung der Grauwertstufen-Mappingfunktion optimiert werden.

**[0048]** Die Erfindung ist aber nicht auf die Optimierung der Mapping- oder Datenkompressionsparameter in Abhängigkeit von der Erfassung einer Schallkopfbewegung mit nachfolgender Schallkopfstabilisierung beschränkt. Der Bildgebungsmodus kann auch in dieser Weise gesteuert werden. So kann z.B. jedes Mal ein Zoom-Modus in Gang gesetzt werden, wenn die Pixelintensitätshistogramme anzeigen, dass sich der Schallkopf stabilisiert hat. Es wird angenommen, dass eine solche Stabilisierung bedeutet, dass die die Sonographie ausführende Person ein interessierendes anatomisches Gebiet gefunden hat. Abhängig von der Detektion einer Schallkopfstabilisierung passt der Host-Computer die Sendeparameter derart an, dass ein größenmäßig verkleinerter interessierender Bereich gescannt wird, indem bspw. die Vektordichte vergrößert und/oder die Zahl der Sende-Fokuszonen pro Einheitstiefe in dem interessierenden Bereich vergrößert wird und kein Scannen außerhalb des interessierenden Gebiets stattfindet. Der Computer kann so programmiert sein, dass er das System automatisch in einen Nicht-Zoom-Modus zurückführt, wenn wieder eine Schallkopfbewegung einsetzt. Alternativ kann der Zoomeffekt auch dadurch erreicht werden, dass ein interessierendes Bereich in einem Bildframe skaliert wird.

**[0049]** In dem in den Ansprüchen verwendeten Sinne bedeutet der Ausdruck „(N+1) unmittelbar vorhergehende Bildframes“ (N+1) Bildframes, die zeitlich aufeinander folgend akquiriert werden, wobei der älteste Bildframe der (N+1)ste unmittelbar vorhergehende Bildframe und der neueste Bildframe der erste unmittelbar vorhergehende Bildframe sind.

### Patentansprüche

1. Verfahren zur automatischen Optimierung eines Satzes Betriebsparameter in einem Ultraschallbildgebungssystem, das die folgenden Schritte aufweist:

- a) Berechnen eines zugehörigen Pixelintensitätshistogramms für jeden der (N+1) unmittelbar vorhergehenden Bildframes;
- b) Bestimmen, ob eine erste Bedingung erfüllt ist, wobei die erste Bedingung darin besteht, dass der Nte und der (N+1)ste unmittelbar vorhergehende Bildframe Pixelintensitätshistogramme aufweisen, die sich zumindest in einem vorbestimmten Maße voneinander unterscheiden;
- c) wenn die erste Bedingung erfüllt ist, Bestimmen,

ob eine zweite Bedingung erfüllt ist, wobei die zweite Bedingung darin besteht, dass N unmittelbar vorhergehende Bildframes Pixelintensitätshistogrammstatistiken aufweisen, die in einer vorbestimmten Toleranz liegen; und

d) Optimieren eines Satzes Betriebsparameter in Abhängigkeit davon, ob die erste und die zweite Bedingung erfüllt sind.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der Satz Betriebsparameter Grauwertmappingwerte beinhaltet.

3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem Grauwertmappingwerte in Abhängigkeit von gemessenen charakteristischen Merkmalen wenigstens eines Pixelintensitätshistogramms optimiert werden, das eine Histogrammstatistik in der vorbestimmten Toleranz aufweist.

4. Verfahren nach Anspruch 1, das außerdem den Schritt des Vergleichens von Pixelintensitätshistogrammen unter Benutzung einer oder mehrerer statistischer Verteilungsdeskriptoren beinhaltet.

5. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der Satz Betriebsparameter eines der Folgenden aufweist: Datenkompressionswerte, Strahlformungszeitverzögerungen und Skalierungswerte.

6. Ultraschallbildgebungssystem, das aufweist

- Mittel, die dazu eingerichtet sind, ein eigenes Pixelintensitätshistogramm für jeden der (N+1) unmittelbar vorhergehenden Bildframes zu berechnen;
- Mittel, die dazu eingerichtet sind zu bestimmen, ob eine erste Bedingung erfüllt ist, wobei die erste Bedingung darin besteht, dass der Nte und der (N+1)ste unmittelbar vorhergehende Bildframe Pixelintensitätshistogramme aufweisen, die sich zumindest in einem vorbestimmten Maße voneinander unterscheiden;
- Mittel, die dazu eingerichtet sind zu bestimmen, ob eine zweite Bedingung erfüllt ist, wobei die zweite Bedingung darin besteht, dass die N unmittelbar vorhergehenden Bildframes Pixelintensitätshistogrammstatistiken aufweisen, die in einer vorbestimmten Toleranz liegen; und
- Mittel, die dazu eingerichtet sind, einen Satz Betriebsparameter in Abhängigkeit davon zu optimieren, ob die erste und die zweite Bedingung erfüllt ist.

7. System nach Anspruch 6, bei dem der Satz Betriebsparameter Grauwertmappingwerte beinhaltet.

8. System nach Anspruch 7, bei dem die Grauwertmappingwerte in Abhängigkeit von einem gemessenen charakteristischen Merkmal wenigstens eines Pixelintensitätshistogramms optimiert werden, das eine Statistik in der vorbestimmten Toleranz auf-



weist.

9. System nach Anspruch 6, bei dem der Satz Betriebsparameter eines von Folgenden aufweist: Datenkompressionswerte, Strahlformungszeitverzögerungen und Skalierungswerte.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

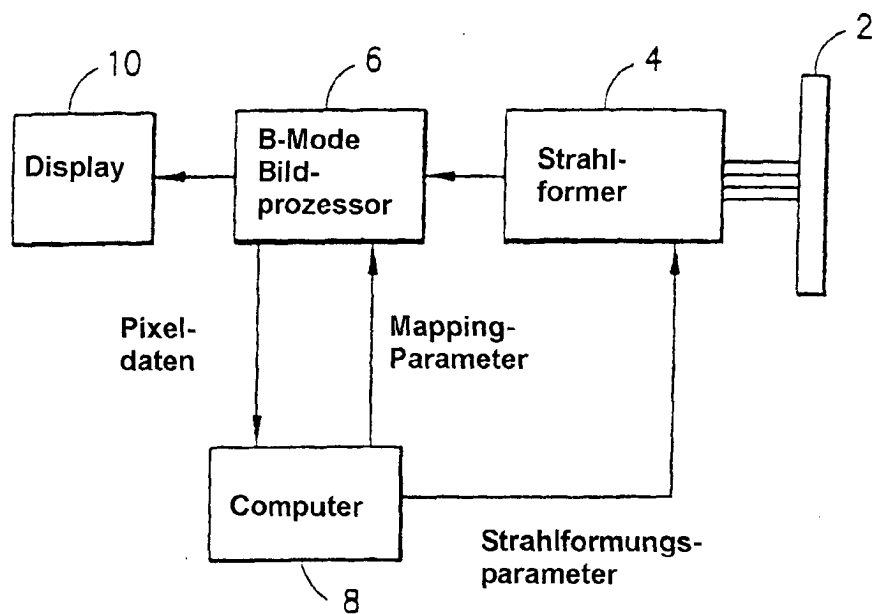


FIG.1

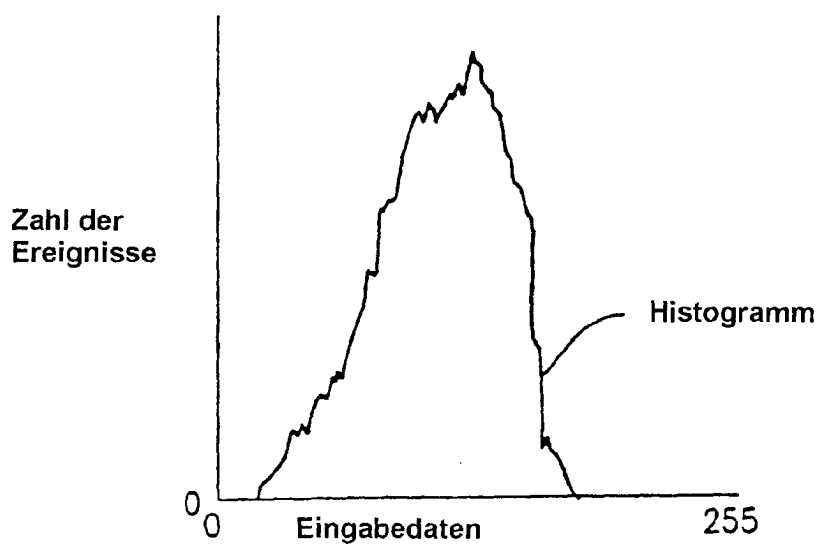


FIG.2

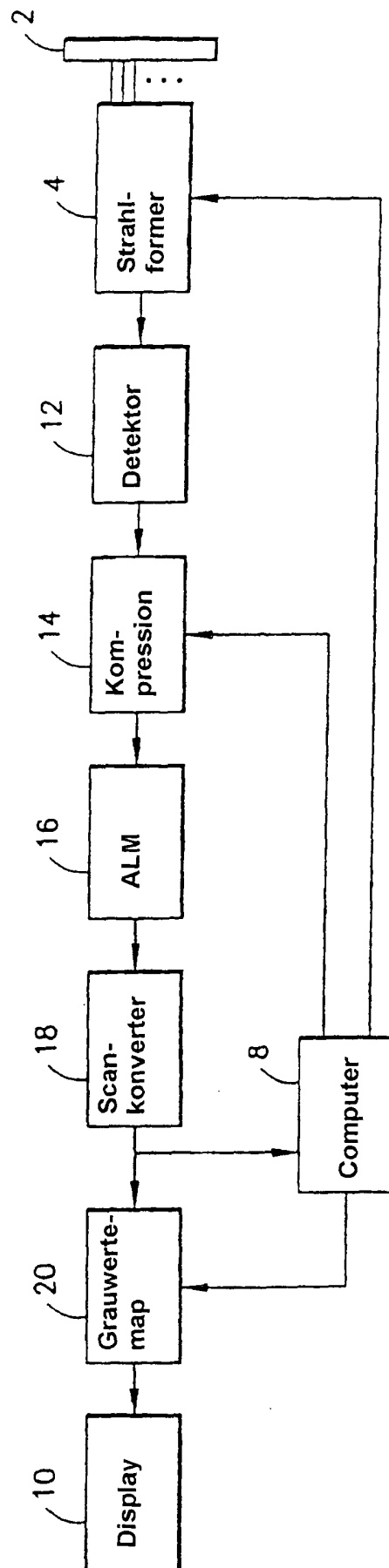


FIG.3

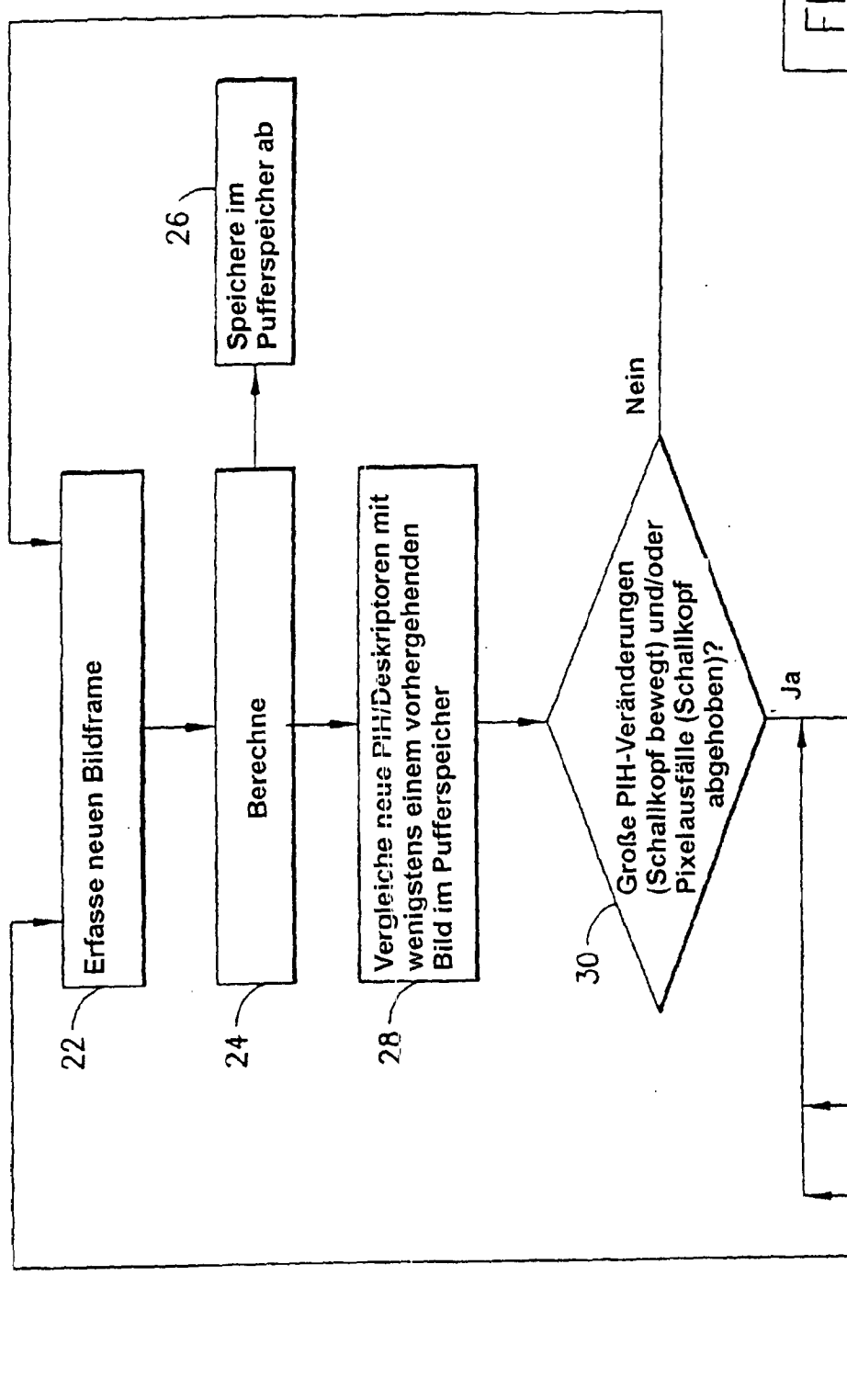


FIG. 4A

FIG. 4A  
FIG. 4B

FIG. 4

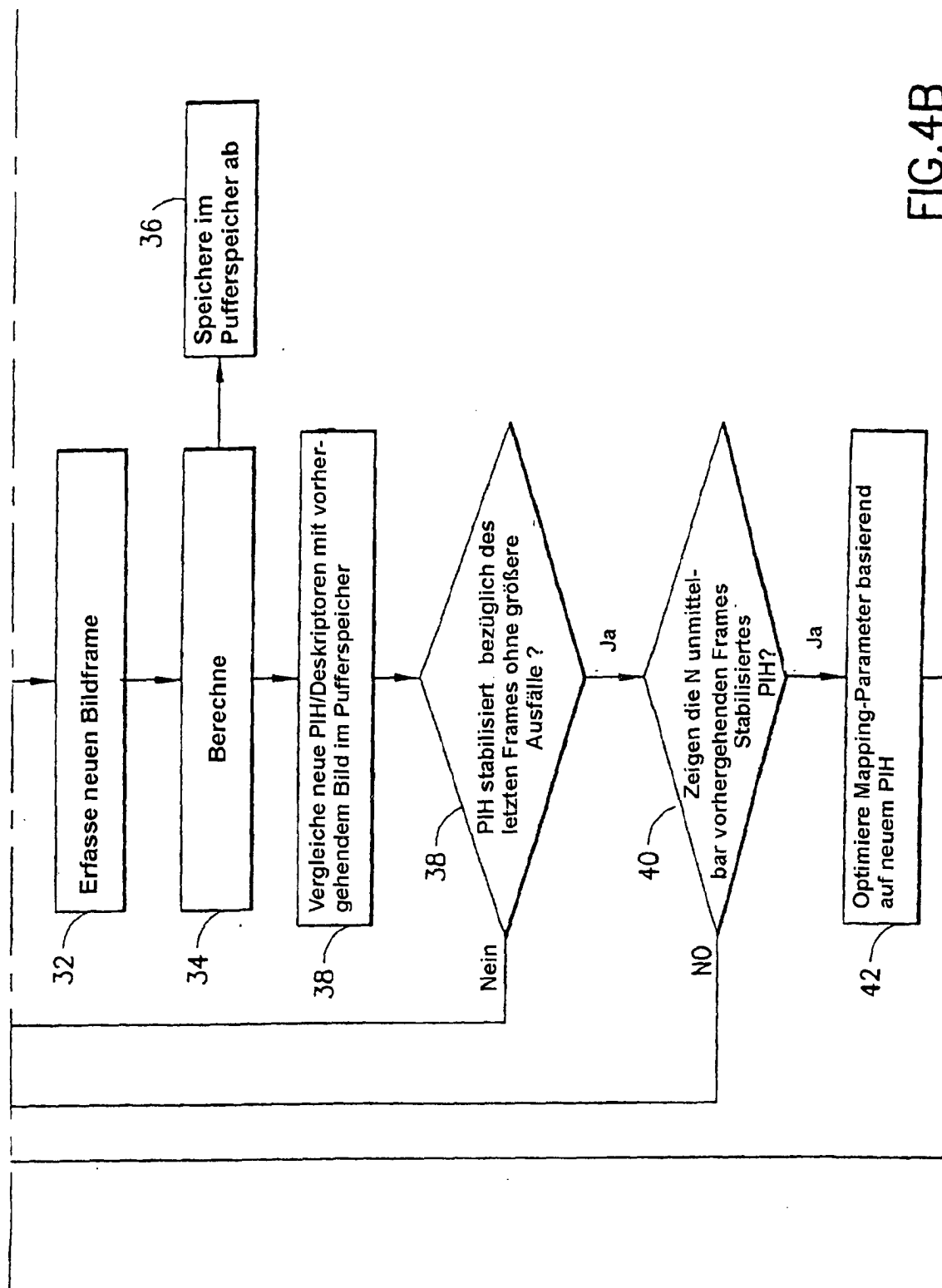


FIG. 4B

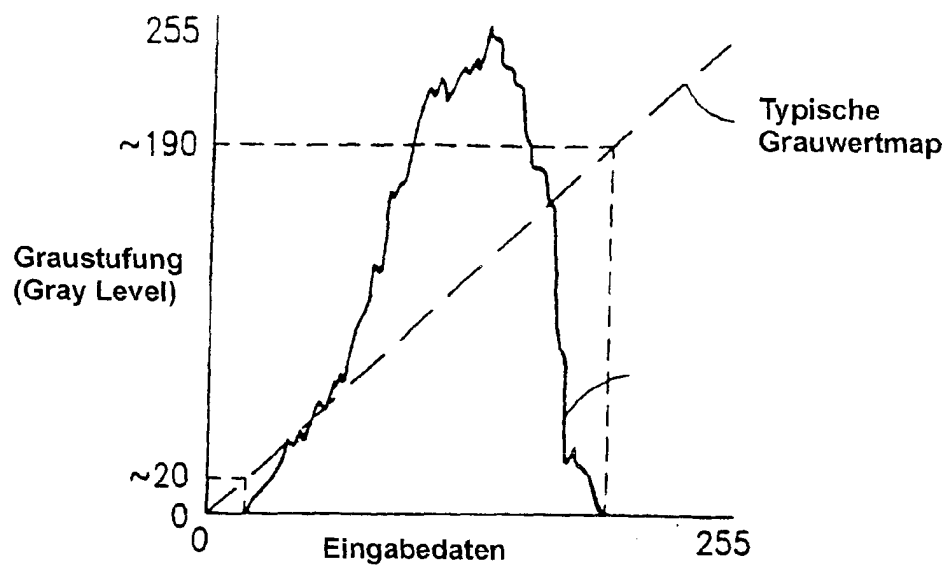


FIG. 5

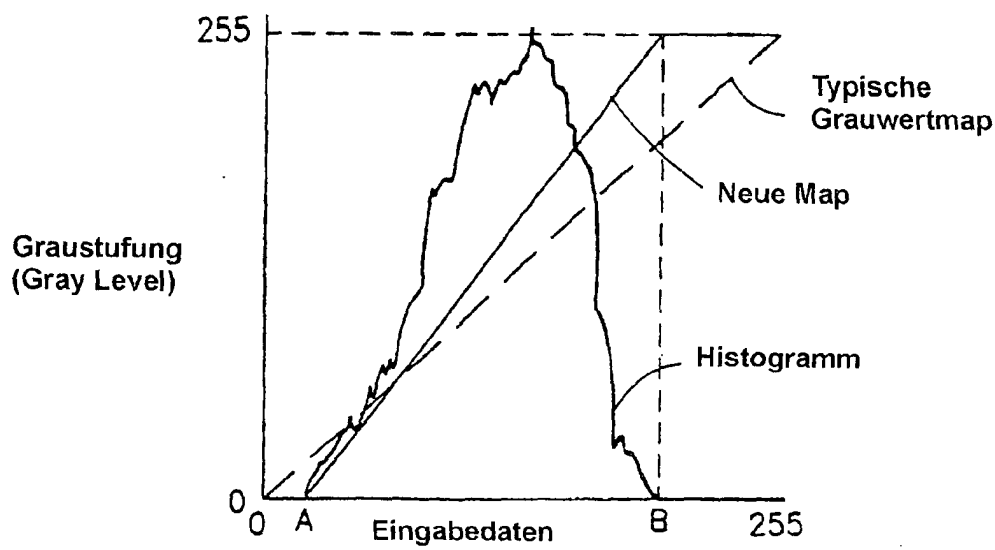


FIG. 6