



(10) **DE 10 2008 046 019 B4** 2013.11.14

(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2008 046 019.2**  
(22) Anmeldetag: **05.09.2008**  
(43) Offenlegungstag: **09.04.2009**  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **14.11.2013**

(51) Int Cl.: **A61B 8/00 (2006.01)**  
**G03B 42/06 (2006.01)**  
**G01N 29/06 (2006.01)**

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(30) Unionspriorität:  
**11/901,675**      **17.09.2007**      **US**

(73) Patentinhaber:  
**Siemens Medical Solutions USA, Inc., Malvern, Pa., US**

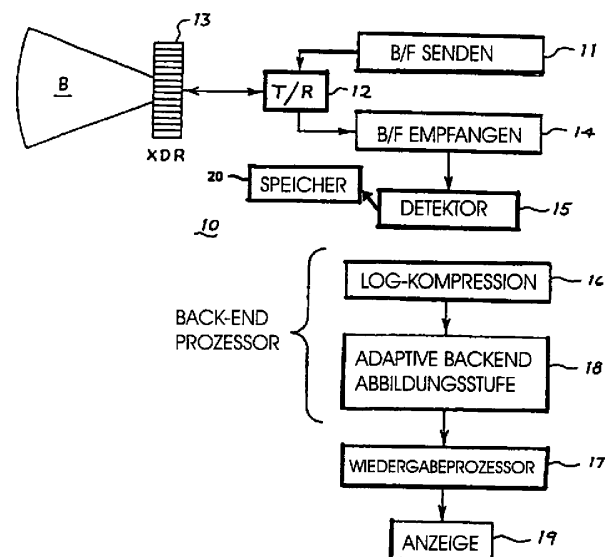
(74) Vertreter:  
**KRAMER - BARSKE - SCHMIDTCHEN, 80687, München, DE**

(72) Erfinder:  
**Simopoulos, Constantine, San Francisco, Calif., US**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:  
**US**      **6 579 238**      **B1**

(54) Bezeichnung: **Gewinnoptimierung von Volumenbildern für die medizinische diagnostische Ultraschallbildgebung**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur adaptiven Steuerung des Gewinns in einem medizinischen Ultraschallbildgebungssystem (10), wobei das Verfahren aufweist Identifizieren (112) von Voxeln von Eingabevolumendaten, die Gewebe entsprechen; Einpassen (116) einer dreidimensionalen Hyperoberfläche auf die Voxel, die Weichgewebe entsprechen; und Adaptives Ändern (118) eines Gewinns des Systems (10) basierend zumindest teilweise auf der eingepassten Hyperoberfläche, wobei das Identifizieren (112) von Voxeln ein Identifizieren (112) eines ersten und eines zweiten Satzes von Voxeln aufweist, wobei der erste Satz von Voxeln einem ersten Typ von Weichgewebe entspricht, und der zweite Satz von Voxeln einem zweiten Typ von Weichgewebe entspricht, wobei das Einpassen (116) ein Einpassen (116) der dreidimensionalen Hyperoberfläche auf die Voxel des ersten Satzes und ein Einpassen (116) einer zusätzlichen dreidimensionalen Hyperoberfläche auf die Voxel des zweiten Satzes aufweist, und wobei das adaptive Ändern (118) des Gewinns ein Ändern (118) eines dynamischen Bereichs als Funktion der dreidimensionalen Hyperoberfläche und der zusätzlichen dreidimensionalen Hyperoberfläche aufweist.



## Beschreibung

### Hintergrund

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft die medizinische diagnostische Ultraschallbildgebung, und insbesondere Systeme, die angepasst sind eine oder mehrere Stufen einer Backend-Abbildung (Backend-Mapping) zu setzen (einzustellen), die Gewinn-Dynamikbereich- und Nachverarbeitungsabbildungsstufen enthalten können, um eine derartige Bildgebung zu verbessern.

**[0002]** Bei der herkömmlichen Ultraschallbildgebung wird ein B-Modus Signal eingestellt für einen Gewinn und einen dynamischen Bereich, bevor das B-Modus Signal auf einen Bereich von Grauwerten oder Farben zur Anzeige abgebildet wird. Der dynamische Bereich des anzuzeigenden Signals kann üblicherweise durch den Benutzer eingestellt werden mittels einer dynamischen Bereichsanzeigensteuerung. Diese Steuerung ist üblicherweise unabhängig von dem Bereich und der azimuthalen Position in dem Bild. Der Gewinn kann üblicherweise durch den Benutzer geändert werden, indem eine Tiefengewinnkompensations-(DGC = Depth Gain Compensation) oder eine Zeitgewinnkompensations-(TGC = Time Gain Compensation) Steuerung zusammen mit einer Mastergewinn oder ein B-Gewinnsteuerung verwendet wird. Die DGC und TGC Steuerung sind üblicherweise nur in einem Bereich (Axialrichtung) variabel, und der Mastergewinn ist unabhängig von beiden, dem Bereich und der lateralen Position (azimuthalen Position). Ein paar Systeme bieten auch eine Lateralgewinnkompensation zusätzlich zu der Tiefengewinnkompensation, aber die zwei eindimensionalen Gewinnsteuerungen enthalten nur eine Näherung der wahren zweidimensionalen Gewinnsteuerung.

**[0003]** Nachdem der Gewinn und der dynamische Anzeigenbereich angewendet worden sind, werden log-komprimierte (log-compressed) B-Modus Signale neu quantisiert, typischerweise auf 8-Bit oder 256 Quantisierungswerte. Der Quantisierungsschritt (in dB) ist gegeben durch das Verhältnis des dynamischen Bereichs, der durch den Benutzer ausgewählt wird, zu der Anzahl an Quantisierungswerten.

**[0004]** Nach der Quantisierung wird eine Nachverarbeitungsabbildung verwendet, um die Quantisierungswerte auf einen Bereich von Grauwerten oder Farben abzubilden. Diese Abbildung kann eine ausgewählte sein von vorentworfenen Sätzen von Abbildungen oder alternativ eine benutzerentworfene Abbildung. Diese Abbildungen sind üblicherweise auch bereichs- und azimutunabhängig.

**[0005]** Bei handelsüblich verfügbaren Ultraschallbildgebungssystemen werden Gewinnsteuerungen oft von den Benutzern verwendet, um den Helligkeits-

wert einzustellen. In vielen Fällen stellen die Benutzer den Gewinn hauptsächlich ein, um den regionalen Durchschnitt des Weichgewebegrauwerts innerhalb eines schmalen Bereichs von Grauwerten in dem Bild aufrecht zu halten. Dieser bevorzugte Bereich ist von Benutzer zu Benutzer einheitlich, und in vielen Fällen tendieren die Benutzer dazu den Gewinn einzustellen, um den Grauwert für Weichgewebe grob auf den 64-ten. Grauwert auf einer linearen Abbildung, die 0 auf Schwarz abbildet und 255 auf Weiß abbildet, zu setzen.

**[0006]** Die Gewinneinstellungen können gut arbeiten für eine zweidimensionale Bildgebung, die gegeben wird durch die Benutzerschnittstelle. Der Gesamtgewinn wird gesteuert durch einen Knopf oder eine einzelne Einstellung, die auf alle Daten angewendet wird. TGC oder DGC werden durch Schieber gesteuert, die unterschiedliche Tiefen darstellen. Die räumliche Variation in drei Dimensionen ist jedoch schwierig auf einer Benutzerschnittstelle zu implementieren.

**[0007]** Die US 6,579,238 offenbart verschiedene Ausführungsbeispiele zum automatischen Einstellen des Gewinns, des dynamischen Bereichs und des Abbildens. Diese Parameter können optimiert werden durch Einpassen einer Oberfläche für die Bildgebung.

### Zusammenfassung

**[0008]** Die bevorzugten Ausführungsbeispiele, die im Folgenden beschrieben werden, enthalten Verfahren, Systeme, Anweisungen und computerlesbare Medien zum Ausgleichen von Gewebeformation, adaptiven Steuern des Gewinns und/oder Abbildens von Eingangsdaten, um Daten in einer dreidimensionalen medizinischen diagnostischen Bildgebung abzubilden. Eine Hyperoberfläche wird in drei Raumdimensionen auf Eingangsdaten angepasst. Die Hyperoberfläche wird verwendet, um den Gewinn einzustellen, so dass Eingangswerte auf Ausgangswerte mit gleichmäßigeren Weichgewebewerten abgebildet werden.

**[0009]** Gemäß einem ersten Aspekt implementiert ein medizinisches Ultraschallbildgebungssystem ein Verfahren zur adaptiven Steuerung des Gewinns. Voxel von eingegebenen Volumendaten, die Weichgewebe entsprechen, werden identifiziert. Eine dreidimensionale Hyperoberfläche wird an die Voxel, die dem Weichgewebe entsprechen, angepasst. Ein Gewinn des Systems wird adaptiv variiert als Funktion, zumindest teilweise, der angepassten Hyperoberfläche.

**[0010]** Gemäß einem zweiten Aspekt wird ein System geschaffen zum Ausgleichen von Gewebeformation in der medizinisch diagnostischen Ultraschallbildgebung. Ein Prozessor ist betreibbar, um eine Hy-

peroberfläche als Funktion von Daten zu bestimmen, die ein Volumen darstellen, und ist betreibbar zum Abbilden der Daten auf Ausgangswerte als Funktion der Hyperoberfläche. Eine Anzeige ist betreibbar zum Anzeigen eines Bilds in Antwort auf die Ausgabewerte.

**[0011]** Gemäß einem dritten Aspekt hat ein computerlesbares Speichermedium Daten gespeichert, die Anweisungen darstellen, die von einem programmierten Prozessor ausführbar sind zum Abbilden von Eingangsdaten auf Ausgangsdaten in der medizinischen diagnostischen Bildgebung. Das Speichermedium enthält Anweisungen zum Extrahieren von räumlichen Änderungen der Intensität mit einer dreidimensionalen Hyperoberfläche, die in einen vierdimensionalen Raum eingepasst ist, wobei der vierdimensionale Raum drei Raumrichtungen und eine vierte Intensitätsdimension aufweist, das Abbilden der Eingangsdaten auf die Ausgangsdaten als Funktion der Hyperoberfläche erfolgt, und ein Bild als Funktion der Ausgangsdaten angezeigt wird.

**[0012]** Die vorliegende Erfindung wird durch die folgenden Ansprüche definiert, und nichts in diesem Abschnitt soll eine Einschränkung dieser Ansprüche darstellen. Weitere Aspekte und Vorteile der Erfindung werden im Folgenden diskutiert in Verbindung mit den bevorzugten Ausführungsbeispielen und können später unabhängig oder in Kombination beansprucht werden.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

**[0013]** [Fig. 1](#) zeigt ein Blockdiagramm eines medizinisch diagnostischen Ultraschallbildgebungssystems, das ein Ausführungsbeispiel der Erfindung einbezieht;

**[0014]** [Fig. 2](#) zeigt ein Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels einer adaptiven mehrdimensionalen Backend Mapping-Stufe, im Folgenden auch als Abbildungsstufe bezeichnet gemäß [Fig. 1](#);

**[0015]** [Fig. 3](#) zeigt ein detaillierteres Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels der Abbildungsstufe gemäß [Fig. 2](#); und

**[0016]** [Fig. 4](#) zeigt ein Flussdiagramm eines Verfahrens, das durch das Ausführungsbeispiel gemäß [Fig. 3](#) implementiert wird.

#### Detaillierte Beschreibung der gegenwärtig bevorzugtesten Ausführungsbeispiele

**[0017]** Die Intensitäten, die zu Voxeln gehören, die ein Volumen darstellen, werden adaptiv eingestellt, so dass Gewebe mit ähnlicher Echogenizität gleichmäßigere Intensitätswerte in dem Volumen aufweist. Änderungen der Intensität aufgrund von Differenzen

von Absorptionseigenschaften von dazwischen liegendem Gewebe werden kompensiert.

**[0018]** Anstatt dem Erfordernis einer manuellen Einstellung von zweidimensionalen Verbundrahmen von Daten, die das Volumen bilden, erfolgt die adaptive Einstellung automatisch. Anstelle des Erfordernisses einer automatischen Einstellung der zweidimensionalen Verbundrahmendaten ohne Bezug auf das Gesamtvolumen ist die adaptive Einstellung eine Funktion der Volumendaten.

**[0019]** Daten des Volumens, die zu Weichgewebe gehören, werden identifiziert. Beispielsweise werden erste, zweite oder höhere Momente der Wahrscheinlichkeitsverteilung des Signals geschätzt unter Verwendung eines Volumenkerns (Kerns) (beispielsweise  $3 \times 3 \times 3$ ) um jedes Voxel oder Datum herum. Eine Hyperoberfläche wird auf die Intensitäten oder Daten für das Weichgewebe eingepasst. Die Hyperoberfläche wird in einen vierdimensionalen Raum mit drei Raumdimensionen und einer vierten Dimension für die Intensität eingepasst. Die Hyperoberfläche wird beschrieben durch ein Polynom oder eine andere Funktion, um eine langsam sich ändernde Intensitätseinstellung überall im Volumen zu schaffen. Eine Differenz der Hyperoberfläche von einer Zielintensität für jeden Ort in dem Volumen wird berechnet als ein Gewinn für jedes Voxel des Volumens. Die Daten des Volumens oder andere Volumina werden auf Ausgabedaten abgebildet, indem die Gewinne verwendet werden.

**[0020]** Gemäß einem Ausführungsbeispiel implementieren die Systeme oder Verfahren gemäß der US 6,579,238, auf deren Offenbarung Bezug genommen wird, die Hyperoberflächen-Gewinneinstellung und/oder Abbildung. Andere Merkmale der Systeme und Verfahren, wie etwa die dynamische Bereichseinstellung und/oder Rauschkompensation können oder können nicht verwendet werden. In anderen Ausführungsbeispielen wird die Hyperoberflächen-Gewinneinstellung und/oder Abbildung in Systemen und Verfahren verwendet, die andere sind als diejenigen, die in der US 6,579,238 beschrieben sind.

**[0021]** Man beachte, dass die Begriffe „Eingangsdaten“ oder „Volumendaten“ allgemein verwendet werden, um Bezug zu nehmen auf eine Amplitude, Intensität oder log-komprimierte Amplitude eines Strahlformerausgangssignals (also eines B-Modus Signals), sowie auf irgendeinen Parameter, der von Interesse ist, der von dem Strahlformerausgangssignal abgeleitet oder extrahiert wird, enthaltend die durchschnittliche Geschwindigkeit und Leistungsschätzungen der Dopplerfrequenzverschiebung (also Farbdopplermodussignale) und die Energiespektrumschätzung der Dopplerfrequenzverschiebung (also Spektraldopplermodussignale).

**[0022]** Bezugnehmend auf die Zeichnungen zeigt **Fig. 1** ein Blockdiagramm eines medizinischen diagnostischen Ultraschallbildgebungssystems **10** zum Ausgleichen von Gewebeinformation. Wie in **Fig. 1** gezeigt legt ein Sendestrahlförderer **11** Sendewellenformen über einen Senden/Empfangen-Schalter **12** an eine Transduceranordnung **13** an. Die Transduceranordnung **13** erzeugt Ultraschallimpulse in Antwort auf die Sendewellenformen, welche Impulse auf einen abzubildenden Körper **B** gerichtet werden. Die zurückkehrenden Echos von dem Körper **B** prallen auf die Transduceranordnung **13**, die diese Echos in Empfangssignale umwandelt, die über den Senden/Empfangen-Schalter **12** an einen Empfangsstrahlformer **14** gesendet werden. Der Empfangsstrahlformer **14** wendet entsprechende Verzögerungen und/oder Phasenverschiebungen an, damit Empfangssignale von ausgewählten Orten innerhalb des Körpers **B** zu veranlassen kohärent addiert zu werden. Diese strahlgeformten Signale werden an einen Amplitudendetektor **15** und einen Backend-Prozessor angelegt, der eine log-Kompressionsvorrichtung **12** (Vorrichtung für eine logarithmische Kompression) enthält, bevor sie auf einen Wiedergabeprozessor (Rendering-Prozessor) **17** angewendet werden.

**[0023]** Der Wiedergabeprozessor **17** ist eine grafische Verarbeitungseinheit, eine Grafikkarte, ein Grafikkchip, ein allgemeiner Prozessor, eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung (ASIC = Application Specific Integrated Circuit), ein digitaler Signalprozessor, ein FPGA (Field Programmable Gate Array), eine analoge Schaltung, eine digitale Schaltung oder ein anderer jetzt bekannter oder späterer Prozessor für ein Wiedergeben (Rendering). Der Wiedergabeprozessor **17** empfängt die Volumendaten nach dem Abbilden. Die empfangenen Daten sind ein kompletter Volumendatensatz. Alternativ werden die Daten empfangen wenn die Daten abgebildet werden, so wie Abbilden der Daten, wenn es notwendig ist während eines Wiedergebens. Der Wiedergabeprozessor **17** erzeugt Anzeigewerte auf einem Gitter, die geeignet sind für eine Anzeige **19**. Die Anzeigewerte reagieren auf Ausgabewerte von dem Backend-Prozessor. Der Wiedergabeprozessor **17** implementiert Ray-Casting, Oberflächenrendering oder anderes bekanntes oder später entwickeltes Volumenwiedergeben (Volumenrendering).

**[0024]** Ein Speicher **20** empfängt Daten von dem Detektor **15** und gibt Daten an den Back-End Prozessor aus. Der Speicher **20** kann an anderen Orten positioniert sein, beispielsweise zwischen der Log-Kompression **16** und der Abbildungsstufe **18**. Der Speicher **20** ist eine einzelne Vorrichtung, kann aber eine Sammlung von zwei oder mehreren Vorrichtungen sein, die jeweils für einen gleichen Zweck oder unterschiedliche Zwecke verwendet werden.

**[0025]** Daten, die ein Volumen darstellen, werden in dem Speicher **20** gespeichert. Jedes Eingabedatum (beispielsweise Intensität) ist ein Voxel. Die Daten werden interpoliert und auf einem gleichmäßig beabstandeten dreidimensionalen Gitter gebildet. Alternativ sind die Daten des Volumens anisotrop, beispielsweise hat jedes Voxel eine größere Größe entlang mindestens einer Dimension. In anderen Ausführungsbeispielen sind die Voxel entlang eines Polarkoordinatengitters, so dass sie zu empfangenen parallelen oder nicht parallelen zweidimensionalen Rahmen von Daten innerhalb des Voxels gehören.

**[0026]** Der Speicher **20** kann auch ein computerlesbares Speichermedium sein, das darin Daten gespeichert hat, die Anweisungen darstellen, die von einem programmierten Prozessor ausführbar sind. Der Speicher **14** und/oder ein anderer Speicher speichern Anweisungen zum Betreiben des Back-End Prozessors, wie die Abbildungsstufe **18** beispielsweise. Die Anweisungen dienen zum Abbilden von Eingangsdaten auf Ausgangsdaten in der medizinischen diagnostischen Bildgebung. Die Anweisungen zum Implementieren der Prozesse, Verfahren und/oder Techniken, wie sie diskutiert werden, werden bereitgestellt auf computerlesbaren Speichermedien oder Speichern, beispielsweise einem Cachespeicher, Puffer, RAM, entfernbarer Speichermedium, Festplatte oder anderen computerlesbaren Speichermedien. Die computerlesbaren Speichermedien enthalten verschiedene Typen von flüchtigen und nicht flüchtigen Speichermedien. Die Funktionen, Schritte und Aufgaben, die in den Figuren verdeutlicht und hier beschrieben werden, sind ausführbar in Antwort auf eine oder in Antwort auf mehrere Sätze von Anweisungen, die in oder auf computerlesbaren Speichermedien gespeichert sind. Die Funktionen, Schritte und Aufgaben sind unabhängig von dem bestimmten Typ von Anweisungssatz, Speichermedium, Prozessor oder Verarbeitungsstrategie und können durchgeführt werden mittels Hardware, Software, integrierte Schaltungen, Firmware, Microcode und dergleichen, alleine arbeiten oder in Kombination. Ähnlich können Verarbeitungsstrategien ein Mehrfachverarbeiten, Multitasking, ein paralleles Verarbeiten und dergleichen enthalten. Gemäß einem Ausführungsbeispiel werden die Anweisungen auf einer entfernbaren Mediumvorrichtung gespeichert für ein Lesen durch lokale oder entfernte Systeme. Gemäß anderen Ausführungsbeispielen werden die Anweisungen an einem entfernten Ort gespeichert für einen Transfer über ein Computernetzwerk oder über Telefonleitungen. Gemäß noch anderen Ausführungsbeispielen sind die Anweisungen innerhalb eines gegebenen Computers, einer CPU, einer GPU oder eines Systems gespeichert.

**[0027]** Alle Elemente **11–17** und **19–20** können irgendeine geeignete Form aufweisen, und sind nicht auf irgendeine spezielle Implementierung ein-

geschränkt. Beispielsweise können der Sende- und Empfangsstrahlformer aufgebaut sein als analoge oder digitale Vorrichtungen, und irgendeine geeignete Transduceranordnung kann verwendet werden, einschließlich eine Einzel-Element-Transduceranordnung und Phased-Arrays unterschiedlicher Dimensionen. Zusätzlich kann das System **10** weitere Elemente in dem Signalpfad zwischen der Transduceranordnung **13** und der Anzeige **19** enthalten, und ausgewählte Elemente der verdeutlichten Elemente können weggelassen oder die Reihenfolge einiger Elemente kann gewechselt werden. Beispielsweise kann die Reihenfolge des Backend-Prozessors und des Wiedergabeprozessors **17** gewechselt werden, so dass eine Abtastumwandlung vor dem Speicher **20** erfolgt, so dass abtastumgewandelte Rahmen von Daten verwendet werden, um das Volumen darzustellen. Als ein anderes Beispiel ist der Wiedergabeprozessor **17** ein separater Computer.

**[0028]** Der Backend-Prozessor enthält auch die adaptive mehrdimensionale Backend-Abbildungsstufe **18**. Diese Abbildungsstufe **18** kann irgendwelche Formen annehmen, beispielsweise irgendeine der Ausführungsbeispiele, wie sie offenbart sind in der US 6,579,238. Irgendeine Kombination von Funktionen und entsprechenden Ausführungsbeispielen der US 6,579,238 können verwendet werden. Rauschen, Signal-Zu-Rausch Verhältnis, dynamische Bereichsverarbeitung, Gewebeidentifikation, Gewinn, Abbilden, Einpassen oder andere Aspekte können verwendet werden wie sie offenbart sind in der US 6,579,238, jedoch basierend auf Volumendaten. Andere Ausführungsbeispiele werden im Folgenden beschrieben.

**[0029]** Die Abbildungsstufe **18** ist ein Prozessor zum Abbilden von Eingangsvolumendaten auf Ausgangsvolumendaten. Der Prozessor ist ein allgemeiner Prozessor, ein digitaler Signalprozessor, eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung (ASIC), ein FPGA (Field Programmable Gate Array), ein Speicher, eine digitale Schaltung, eine analoge Schaltung, Kombinationen davon, oder eine andere jetzt bekannte oder später entwickelte Komponente oder Komponenten zum Abbilden von Eingangsdaten auf Ausgangsdaten.

**[0030]** Die [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) zeigen ein Ausführungsbeispiel zum Steuern des lokalen Gewinns überall in dem Volumen derart, dass Weichgewebe angezeigt wird bei einem im Wesentlichen konstanten Zielwert. [Fig. 2](#) zeigt ein Blockdiagramm dieser Ausführungsbeispiele einer Abbildungsstufe **18'** von [Fig. 1](#). Wie in [Fig. 2](#) gezeigt enthält die Abbildungsstufe **18'** einen Rauschdatenprozessor **30**, einen Weichgewebeprozessor **32** und einen Gewinnprozessor **34**. Der Rauschdatenprozessor **30** erzeugt eine Schätzung von elektronischem Rauschen als die Rauschänderung überall in dem Volumen. Der Weichgewebepro-

zessor **32** erzeugt eine geglättete Hyperoberfläche, die gekennzeichnet ist für die Intensität des Weichgewebes innerhalb eines Volumens an verschiedenen Orten in dem Volumen. Der Gewinnprozessor **34** verwendet Ausgangssignale von den Prozessoren **30** und **32**, um entweder den Gewinn oder beides, den Gewinn und den dynamischen Bereich, die auf das Volumen angewendet werden, adaptiv einzustellen. In alternativen Ausführungsbeispielen ist der Rauschdatenprozessor **30** nicht vorgesehen.

**[0031]** [Fig. 3](#) zeigt ein detaillierteres Blockdiagramm des einen Ausführungsbeispiels der Elemente gemäß [Fig. 2](#). [Fig. 4](#) zeigt ein Flussdiagramm eines Verfahrens, das durch das Ausführungsbeispiel von [Fig. 3](#) implementiert wird.

**[0032]** Wie in [Fig. 3](#) gezeigt enthält der Rauschdatenprozessor **30** in diesem Ausführungsbeispiel ein Tiefpassfilter **40** und einen Dezimator **42**, und der Prozessor **30** erzeugt ein Maß von elektronischem Rauschen an verschiedenen Orten, die überall in dem Volumen verteilt sind. Der Rauschprozessor **30** akzeptiert als Eingabe ein Rauschvolumen, also Daten, die ein Volumen darstellen, das erfasst wird mit ausgeschalteten Sender. In Abwesenheit einer Schalldruckwelle bildet das resultierende Eingangssignal einen Rauschdatensatz, das ein Maß den gegenwärtig herrschenden Systemrauschens ist, als Funktion der Position innerhalb des Volumens. Das Tiefpassfilter **40** glättet das Rauschvolumen, und der Dezimator **42** dezimiert das gefilterte Rauschen auf ein gröberes Gitter, misst z. B. 50 Pixel auf jeder Dimension (Richtung). Andere Dezimationsfaktoren können verwendet werden, beispielsweise ein Dezimationsfaktor von  $10 \times 10 \times 10$  Pixeln auf dem akustischen Gitter oder Volumengitter oder keine Dezimation. Das Rauschvolumen liefert das lokale Rauschen des Systems als Funktion der Position innerhalb des Volumens.

**[0033]** Der Weichgewebeprozessor **32** antwortet auf ein Bildvolumen von Daten, die erfasst werden mit Bildgebungsparametern, und die Daten von Weichgewebe in dem Bild enthalten. Der Weichgewebeprozessor **32** identifiziert Daten in dem Volumendatensatz, die Weichgewebe entsprechen. Der Weichgewebeprozessor **32** enthält beispielsweise ein Tiefpassfilter **44** und einen Dezimator **46**, die die gleichen oder andere Elemente aufweisen wie die entsprechenden Elemente des Rauschprozessors **30**. Das gefilterte dezimierte Rauschvolumen von dem Rauschprozessor **30** wird mit einer negativen Polarität mit dem gefilterten, dezimierten Bildvolumen in einem Summierer **54** summiert. Da das Rauschvolumen und das Bildvolumen in diesem Beispiel Post-detections-, Post-log-Kompressionssignale sind, erzeugt die Summierung, die durch den Summierer **54** durchgeführt wird, ein Ausgangssignal, das gleich dem Signal-Zu-Rausch-Verhältnis (SNR) für die zu-

gehörigen Regionen der zwei Volumen ist. Diese SNR Daten werden angewendet auf einen Komperator **56**, der als ein Ausgangssignal ein SNR Binärvolumen erzeugt. Dieses Binärvolumen wird auf Eins gesetzt in Regionen des Volumens, die dadurch gekennzeichnet sind, dass ein SNR größer als ein vorbestimmter Wert ist, beispielsweise 3 dB oder 6 dB und auf Null in Regionen, wo SNR kleiner oder gleich dem vorbestimmten Wert ist. Folglich gibt das SNR Binärvolumen Regionen des Bildvolumens an, die ausreichendes hohes SNR haben als Kandidaten für Weichgewebefeldaten. Die Bereiche des SNR Binärvolumens, die gekennzeichnet sind durch den logischen Wert Null, entsprechen Regionen des Bilds mit hohem Rauschen und geringem SNR und diese Regionen werden nicht als Kandidaten für Weichgewebe betrachtet.

**[0034]** Der Weichgewebeprozessor **32** erzeugt auch ein Varianz-Binärvolumen mit einem lokalen Varianzberechner **48**, einem Dezimator **50** und einem Komperator **52**. Diese Elemente verwenden die lokale Raumvarianz des Volumendatensatzes, um Regionen des Volumendatensatzes zu identifizieren, die eine Varianzcharakteristik von Weichgewebe aufweisen.

**[0035]** In Weichgewebe gibt es eine große Anzahl von Streuern, die in jeder Auflösungszelle vorhanden sind. Ein vollständig entwickeltes Speckle tritt aufgrund einer Zufallsinterferenz zwischen den reflektierten Signalen, und die Amplitude des Signals folgt der Rayleigh-Verteilung in Regionen des Volumendatensatzes, die Weichgewebe beschreiben. In diesem Ausführungsbeispiel wird der Grad, zu dem die lokale Varianz, die in einer Nachbarschaft der Auflösungszellen um jedes Voxel herum berechnet wird, zu dem eines vollständig entwickelten Speckles, als ein Maß der Wahrscheinlichkeit dafür verwendet, dass ein bestimmtes Voxel Weichgewebe darstellt. Das Varianzbinärvolumen ist auf Eins gesetzt in Regionen, wo die Varianz konsistent ist mit einer Weichgewebefeldgebung und auf Null im Übrigen.

**[0036]** Der lokale Varianzrechner **48** arbeitet durch Teilen des Volumendatensatzes in ein Gitter von Sub-Volumenregionen. Die Größe dieser Regionen kann in der Größenordnung von 10 Mal länger entlang jeder Achse sein, als die Auflösungsgröße des Volumendatensatzes. Kleinere oder größere Größen können verwendet werden.

**[0037]** Der Dezimator **50** arbeitet mit der gleichen Skalierung oder einer anderen Skalierung wie die Dezimatoren **42** und **46**. Das dezimierte Varianzvolumen wird dann verglichen Voxel für Voxel mit minimalen und maximalen Varianzwerten in dem Komperator **52**. Dieser Vergleich ist speziell geradlinig für log-komprimierte Daten, wobei die Varianz der voll entwickelten Speckle-Charakteristik von Weich-

gewebe gleich  $2 \cdot (5,57 \text{ dB})$  ist. Folglich sind Regionen von Weichgewebe in dem Volumen gekennzeichnet durch vollständig entwickeltes Speckle mit einer Varianz nahe  $2 \cdot (5,57 \text{ dB})$ . Irgendein Schwellenwert kann verwendet werden. Die tatsächliche lokale Varianz des Speckle kann nicht gleich dem theoretischen Wert sein, aufgrund von Filtern in dem Signalverarbeitungspfad des Ultraschallsystems. In der Praxis wird die Varianz bestimmt durch Messungen von Phantomen, die ähnlich einem Weichgewebe sind.

**[0038]** Das elektronische Rauschen hat eine Varianz nahe dem von Weichgewebe, und die UND-Operation, die mit **60** kennzeichnend ist, verwendet das SNR Binärvolumen und das Varianzbinärvolumen, um eine Fehlklassifikation des elektronischen Rauschens als Weichgewebe zu verhindern. Diese UND-Operation wird auf einer Voxel-für-Voxel Basis für das dezimierte SNR Binärvolumen und das dezimierte Varianzbinärvolumen durchgeführt. Das resultierende dezimierte Gewebebinärvolumen hat einen Wert gleich Null, wenn entweder das SNR Binärvolumen angibt, dass die zugehörige Region gekennzeichnet ist durch ein kleines SNR Verhältnis oder das Varianzbinärvolumen angibt, dass die zugehörige Region kein Weichgewebe ist. Das SNR Binärvolumen ist nicht in allen Ausführungsbeispielen erforderlich, und andere Techniken können verwendet werden, um eine Fehlklassifizierung von Regionen des Bilds, die von Rauschen dominiert sind, als Weichgewebe zu vermeiden. Beispielsweise können Rauschreduktionstechniken angewendet werden vor der Lokalvarianzschätzung.

**[0039]** Der gefilterte dezimierte Bildvolumendatensatz von dem Dezimator **46** und der Binärgewebevolumendatensatz von dem AND Element **60** werden als Eingänge an einen Prozessor **62** zum Berechnen der Weichgewebeintensität angelegt. Speziell ist die Ausgabe des Prozessors **62** ein dezimierter Datensatz mit Intensitätswerten, die von den entsprechenden Werten des Gewebebinärvolumens in der gleichen Region abhängen. Dort, wo die entsprechende Region des Weichgewebevolumentensatzes gleich dem logischen Wert Null ist (gibt an, dass die Region keinem Weichgewebe entspricht), enthält die Ausgabe des Prozessors **62** keinen Intensitätswert für die entsprechende Region. Alternativ, für Regionen, wo das Gewebebinärvolumen gleich dem logischen Wert 1 ist, enthält die Ausgabe des Prozessors **62** den Intensitätswert für die entsprechende Region, gefiltert durch den Filter **44** und dezimiert durch den Dezimator **46**.

**[0040]** Gemäß einem anderen Ausführungsbeispiel identifiziert der Prozessor **32** Daten, die Weichgewebe entsprechen, als eine Funktion von Momenten, die aus dem Volumendatensatz berechnet werden. Beispielsweise filtert der Prozessor **32** Voxel von B-Modus Intensitäten. Irgendein Größen-Kernel kann

verwendet werden, beispielsweise  $3 \times 3 \times 3$ . Symmetrische oder asymmetrische Kernel können verwendet werden. Für jedes Voxel ohne Dezimierung oder jedes verbleibende Voxel nach einer Dezimierung trägt die umgebende Nachbarschaft der Voxel innerhalb des Volumens zu der gefilterten Ausgabe bei. Das Filtern verwendet den ersten, zweiten oder höheren Moment. Für einen ersten Moment werden die Voxel in dem Kernel gemittelt. Für einen zweiten Moment werden die Voxel in dem Kernel quadriert, summiert und dann normalisiert. Beide, der erste und der zweite Moment können verwendet werden. Ein Schwellenwert gibt an, ob der resultierende Moment Weichgewebe angibt, beispielsweise ein zweites Moment über einem Schwellenwert, der Weichgewebe angibt. Zur Verwendung mehrerer Momente oder Weichgewebemessungen kann eine Kombination von Schwellenwerten oder eine Kombination von Messungen mit einem einzelnen Schwellenwert verwendet werden, um Weichgewebe zu identifizieren. Beispielsweise entsprechen Regionen mit einem ersten und zweiten Moment, die einen ersten und zweiten Schwellenwert überschreiten, Weichgewebe und andere Regionen nicht.

**[0041]** In einem Ausführungsbeispiel identifiziert der Prozessor unterschiedliche Typen von Weichgewebe. Unterschiedliche Weichgewebetypen können unterschiedliche Antwortcharakteristiken haben. Beispielsweise können Bereiche des ersten, zweiten und/oder höheren Moments den Typ des Gewebes angeben. Entsprechende Funktionen oder Schwellenwerte identifizieren Intensitäten oder Voxel, die zu unterschiedlichen Gewebetypen gehören. Andere Ausführungsbeispiele zum Identifizieren von einem oder von mehreren Gewebetypen können verwendet werden.

**[0042]** In dem Prozessor **64** wird eine Hyperoberfläche an den Volumendatensatz eingepasst, der von dem Prozessor **62** geliefert wird. Ein dezimierter oder nicht dezimierter Datensatz wird für das Einpassen verwendet. Die Daten innerhalb des Volumens zum Einpassen sind Weichgewebedaten. Nicht Weichgewebedaten werden nicht verwendet. Irgendeine Funktion, die die Hyperoberfläche verwendet, kann verwendet werden, beispielsweise eine Polynomfunktion. Gemäß einem Ausführungsbeispiel definiert eine lineare oder quadratische Funktion die Hyperoberfläche. Die Hyperoberfläche wird eingepasst in drei Raumdimensionen (also das Volumen) mit einer vierten Dimension, die Eingabedaten für Weichgewebe ist, beispielsweise Intensitäten, die zu Weichgewebe gehören.

**[0043]** Die Hyperoberfläche liefert ein Maß der lokalen durchschnittlichen Weichgewebeintensität, wenn die Hyperoberfläche überall in dem Volumen variiert. Der Durchschnitt ist auf lokale Daten eingepasst. Die Abweichung ist räumlich gering, um Bildgebungsdetails zu bewahren, beispielsweise durch Begrenzen

der Hyperoberfläche durch das Polynom niedrigerer Ordnung oder durch eine andere Funktion. Gemäß einem Ausführungsbeispiel werden die Weichgewebedaten ohne Rauschberücksichtigung eingepasst. In einem anderen Ausführungsbeispiel wird das SNR Binärvolumen verwendet, um eine Verfälschung der Hyperoberfläche durch Bereiche des Volumens, die durch Rauschen dominiert sind, zu vermeiden. Dort, wo die Hyperoberfläche eingepasst ist auf ein dezimiertes Volumen der Weichgewebedaten, variiert die durch den Prozessor **64** eingepasste Hyperoberfläche nicht so schnell, um mit der Darstellung von Übergängen oder Schnittstellen zwischen Weichgeweben unterschiedlicher Kontraste zu interferieren. In einem Ausführungsbeispiel teilt der Prozessor **64** das Volumen in  $6 \times 6 \times 6$  oder in ein anderes Gitter, berechnet den durchschnittlichen Weichgewebeintensitätswert für jede Region des Gitters, und passt dann die Hyperoberfläche auf die durchschnittlichen Werte an.

**[0044]** Der Prozessor **64** kann separate Hyperoberflächen für unterschiedliche Typen von Daten bestimmen. Beispielsweise ist ein Datensatz von Weichgewebedaten von einem Typ, und ein anderer Datensatz ist von Weichgewebedaten eines anderen Typs. Die zwei Datensätze enthalten Daten, die von dem Eingabedatensatz, der das Volumen darstellt, identifiziert werden. Unterschiedliche Hyperoberflächen werden eingepasst, eine für jeden Typ von Weichgewebedaten. Gemäß einem anderen Beispiel wird eine zusätzliche Hyperoberfläche für Rauschen bestimmt. Die Hyperoberfläche wird an einen Rauschvolumendatensatz angepasst.

**[0045]** Der Gewinnprozessor **34** ist betreibbar zum Abbilden der Daten des Eingabevolumens auf Ausgabewerte als Funktion der Hyperoberfläche. Die abzubildenden Daten enthalten die Weichgewebedaten und können andere Daten enthalten. Beispielsweise wird der Eingabevolumendatensatz abgebildet anstelle des Datensatzes, der davon hergeleitet wird, um Weichgewebe anzugeben.

**[0046]** Der Gewinnprozessor **34** gemäß diesem Ausführungsbeispiel verwendet einen Summierer **82**, um die Differenz zwischen der angepassten Hyperoberfläche von dem Prozessor **64** und dem Weichgewebezielintensitätswert  $T_T$  auf einer Region-für-Region oder Voxel-für-Voxel Basis zu gewinnen. Die Ausgabe des Summierers **82** ist ein Gewebegewinn  $G_T$ , der mit dem Bereich, der Elevation und dem Azimut variiert, und ist der Gewinn, der erforderlich ist, um die Hyperoberfläche, die an den lokalen Gewebemittelwert angepasst ist, zu veranlassen bei dem Weichgewebezielwert  $T_T$  angezeigt zu werden.

**[0047]** Gemäß einem Ausführungsbeispiel wird nur der Gewinn zum Abbilden des Zielgewebepegelwerts verwendet. In einem anderen Ausführungsbeispiel wird dieser Gewebegewinn  $G_T$  auf einen Logikblock

**84** angewendet, der ebenfalls eine zweite Eingabe  $G_N$  empfängt. Das Signal  $G_N$  wird durch einen Summierer **80** erzeugt, der die Differenz auf einer Voxel-für-Voxel oder Region-für-Region Basis zwischen einem Rauschzielwert  $T_N$  und entsprechenden Werten des gefilterten, dezimierten Rauschvolumendatensatzes oder der Rauschhyperoberfläche nimmt. Folglich variiert der Rauschgewinn  $G_N$  auch mit dem Bereich, der Elevation und dem Azimut, und stellt den Gewinn dar, um sicherzustellen, dass der lokale mittlere Rauschpegel an dem Rauschzielpegel  $T_N$  präsentiert wird. Der Logikblock **84** setzt den abschließenden dreidimensionalen Gewinn gleich  $G_F$  auf den kleineren von  $G_N$  und  $G_T$ . Der abschließende dreidimensionale Gewinn  $G_F$  wird angewendet auf den Bildvolumendatensatz im Block **86**. Der Gewinnprozessor **34** setzt den Gewinn  $G_F$  in einer derartigen Art und Weise, dass die Weichgeweberegionen des Volumens bei ungefähr dem Gewebezielpegel  $T_T$  für alle Bereiche des Volumens angezeigt werden, wo das Rauschsignal kleiner als der Rauschzielpegel ist. In Regionen des Volumens, wo die Rauschintensität  $I_N$  größer als ein Rauschzielpegel  $T_N$  ist, wird ein geringerer Gewinn verwendet, um sicherzustellen, dass das Rauschen nicht ungeeignet verstärkt wird.

**[0048]** In einigen Ausführungsbeispielen wird der finale Gewinn  $G_F$  zerlegt in einen Tiefengewinn, Azimutlateralgewinn-, Elevationslateralgewinn-, Azimutlateralgewinnmaß-, und Elevationslateralgewinnmaßkomponente, beispielsweise über eine kleinste Quadratanpassung (Least-Square-Fit). Es kann vorteilhaft sein Tiefengewinnkomponenten auszuwählen, um die Azimut und/oder Elevationslateralgewinnmaßwerte zu minimieren, und den Mastergewinnwert, um Änderungen in dem Tiefengewinn, Azimutlateralgewinn und Elevationslateralgewinn zu minimieren.

**[0049]** Gemäß einem Ausführungsbeispiel ist der Zielgewebeintensitätspegel konstant überall in dem Volumen, kann jedoch gemäß anderen Ausführungsbeispielen variieren. Die Hyperoberfläche liefert eine Differenz von dem Zielpegel in dem gesamten Volumen, selbst für Orte, die nicht zu Weichgewebe gehören. Aufgrund der Einpassung der Hyperoberfläche und der Restriktion auf eine langsame Variation, kann der resultierende Gewinn nicht sehr viel abweichen für Gewebe und nicht Geweberegionen. Wenn Daten, die nicht Geweberegionen darstellen, Gewinn eingestellt werden, bleiben die Intensitätspegel anders als für Weichgeweberegionen.

**[0050]** In anderen Ausführungsbeispielen werden mehrere Hyperoberflächen für ein Abbilden verwendet. Eine Kombination des Einstellens des Gewinns und des dynamischen Bereichs kann verwendet werden. Beispielsweise kann das Einstellen des Gewinns und des dynamischen Bereichs ein Abbilden unterschiedlicher Typen von Geweben auf oder in die

Nähe von unterschiedlichen Zielgewebepegeln erlauben. Alternativ werden die unterschiedlichen Hyperoberflächen angewendet auf unterschiedliche Nebensätze des Volumendatensatzes, werden kombiniert, um eine Hyperoberfläche zu bilden unter Verwendung irgendeiner Priorität oder Funktion, oder werden verwendet für ein separates Wiedergeben. Beispielsweise liefert eine Rauschhyperoberfläche eine negative Gewinneinstellung. Die Differenz zwischen dem Zielgewebewert und der Weichgewebhyperoberfläche wird vergrößert, um den Rauschbeitrag zu berücksichtigen.

**[0051]** **Fig. 4** zeigt ein Flussdiagramm eines Verfahrens, das implementiert wird durch das System gemäß **Fig. 3**, aber ein anderes System kann verwendet werden. Ein medizinisches Ultraschallbildgebungssystem implementiert das Verfahren zum adaptiven Steuern des Gewinns. Weitere, andere oder weniger Schritte können vorgesehen werden. Beispielsweise werden die rauschbasierten Schritte **104**, **108** und **114** nicht durchgeführt. Als ein anderes Beispiel kann eine andere Identifikation der Weichgeweberegionen verwendet werden, als durch die Schritte **110**, **112** und **114** dargestellt. Die Schritte werden in der gezeigten oder in einer anderen Reihenfolge durchgeführt.

**[0052]** In Schritt **100** werden die beschriebenen adaptiven Gewinnmerkmale initiiert. Dies kann in verschiedener Art und Weise erfolgen. Beispielsweise kann ein adaptiver Gewinn initiiert werden in Antwort auf eine Benutzeranfrage oder automatisch in Zeitintervallen. Beispielsweise kann der adaptive Gewinn automatisch initiiert werden nach einer eingestellten Anzahl von Volumenscans oder Sekunden. Gemäß einem anderen Beispiel kann eine detektierte Änderung eine Berechnung des Gewinns triggern (auslösen).

**[0053]** Sobald der adaptive Gewinn in Block **100** initiiert worden ist, werden die dreidimensionalen Bildgebungserfassungsparameter des Systems auf vorausgewählte Werte in Schritt **102** gesetzt. Diese vorausgewählten Werte optimieren den Betrieb des adaptiven Gewinnprozessors. Anhand eines Beispiels sind die folgenden allgemeinen Richtlinien gefunden worden, die gemäß einem Ausführungsbeispiel geeignet sind: Der Gewinn und der dynamische Bereich werden derart bestimmt, dass für die breitestmögliche Änderung von Bildgebungssituationen das größtmögliche Signal-zu-Rausch-Verhältnis über das gesamte Volumen beibehalten wird, ohne für irgend einen Bereich des Volumens eine Sättigung zu verursachen. Dies stellt sicher, dass Regionen, in denen das Signal schwach ist, durch den adaptiven Gewinnprozessor berücksichtigt werden. Andere Parameter und/oder Ziele können verwendet werden. Die vorausgewählten Werte können durch den Benutzer geändert oder gewechselt werden. Die vor-

ausgewählten Werte können adaptiv für die empfangenen Daten sein. Die vorausgewählten Werte können für unterschiedliche Bildgebungsanwendungen verschieden sein.

**[0054]** Sobald die Bilderfassungsparameter ausgewählt worden sind, werden sie verwendet für das Erfassen von einem oder von mehreren Rauschdatensätzen in Schritt **104** und eines Bildvolumendatensatzes in Schritt **106**. Beispielsweise ist der Rauschvolumendatensatz ein herkömmlicher Bilddatensatz, mit der Ausnahme, dass die Sender ausgeschaltet sind. Die Empfänger und der Prozessor empfangen Signale durch Scannen durch das Volumen. Da die Sender ausgeschaltet sind, gibt es kein bona fides Echosignal, und jedes Signal, das in dem Datensatz auftritt, ist repräsentativ für Systemrauschen oder ein elektronisches Rauschen. Der Rauschvolumendatensatz wird im Block **108** verwendet, um Regionen zu identifizieren, die charakteristisch sind für ein kleines SNR. Der Bildvolumendatensatz kann in irgendeiner gewünschten Modalität sein, und kann beispielsweise eine Fundamentale- oder Harmonische-Bildgebung von Gewebe mit oder ohne hinzugefügtem Kontrastmittel aufweisen.

**[0055]** Die Schritte **110**, **112** und **114** dienen zum Identifizieren von Voxeln von Eingabevolumendaten, die Weichgewebe entsprechen. Beispielsweise wird ein Datensatz von B-Modus Intensitäten, der ein Volumen darstellt, in Schritt **106** erfasst und verarbeitet, um Voxel oder Regionen, die zu Weichgewebe gehören, zu bestimmen.

**[0056]** In Schritt **110** wird ein statistisches Schwankungsmaß für die Eingabevolumendaten bestimmt, beispielsweise für jedes Voxel oder ausgewählte Regionen. In Schritt **110** kann das räumliche oder zeitliche Mittel der amplitudendetektierten log-komprimierten Signale als ein erstes Moment verwendet werden. Alternativ kann die Raumvarianz der Rauschenergie, die mit dem lokalen Mittel der Rauschenergie normalisiert ist, als zweites Moment verwendet werden. Beispielsweise kann eine normalisierte Raumvarianz für ein vorkomprimiertes Signal bestimmt werden, wobei die normalisierte Raumvarianz normalisiert ist durch das lokale Mittel des vorkomprimierten Signals. Der erste, zweite oder höhere Moment einer Wahrscheinlichkeitsverteilung mit einem dreidimensionalen Kernel. Der vierdimensionale Raum entspricht drei Raumdimensionen und einer Daten (beispielsweise Intensität) Dimension.

**[0057]** Jedes statistische Maß ist eine Funktion einer dreidimensionalen Region um jedes Voxel herum, oder einer Region der Eingabevolumendaten. Die Region kann irgendeine Größe aufweisen, beispielsweise eine  $N \times M \times P$  Region, wobei  $N$ ,  $M$  und  $P$  größer als zwei sind. Größere Regionen können verwendet werden. Die Region ist symmetrisch oder

asymmetrisch. Die Region entspricht einem Voxelabstand ohne Dezimierung oder nach einer Dezimierung.

**[0058]** Das statistische Schwankungsmaß kann berechnet werden entlang einer der Lateral-, Axial- und Elevationsachsen, entlang irgendwelchen zweien dieser Achsen oder entlang allen dreien Achsen. Das oben beschriebene Beispiel berechnet die Varianz über drei Raudimensionen, wie beispielsweise Elevations-, Azimut- und Axialachse. Die drei Raumdimensionen können in einer Volumen-Domain (Bereich) (beispielsweise  $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) oder der Scan-Domain (Bereich, Elevation, Azimut) sein.

**[0059]** In den Schritten **112** und **114** werden Regionen des Bildvolumendatensatzes, die Weichgewebe entsprechen, bestimmt. Voxel der Eingabevolumendaten, die dem Weichgewebe entsprechen, werden bestimmt basierend zumindest teilweise auf einem oder auf mehreren der statistischen Maße (Messungen). Schwellenwerte oder andere Funktionen können verwendet werden, um Weichgewebeinformation von anderer Information anzugeben (zu unterscheiden). Irgendeine Technik kann verwendet werden, beispielsweise die Weichgewebedetektion oder die Techniken zur Unterstützung der Weichgewebedetektion, die offenbart sind in der US 6,579,238. Gemäß einem Ausführungsbeispiel werden beide, das erste und zweite Moment verwendet. Mehr als ein Typ von Weichgewebe kann identifiziert werden, beispielsweise durch Anwenden unterschiedlicher Schwellenwerte.

**[0060]** In Schritt **114** werden die Regionen des Volumens, die charakterisiert sind durch kleines SNR, wie in Block **108** bestimmt, verwendet, um sicherzustellen, dass die Regionen, die als Weichgewebe identifiziert worden sind, außerhalb der rauschdominierten Regionen des Bilds sind. Der lokale Kohärenzfaktor kann verwendet werden, um sicherzustellen, dass Regionen mit großem akustischen Rauschen oder Clutter von Abbildungsentscheidungen ausgeschlossen werden. Der lokale Kohärenzfaktor ist definiert als Verhältnis der kohärenten (phasensensitiven) zur inkohärenten (phaseninsensitiven) Summierung über die Empfangskanäle der verzögerten und apodisierten Signale. Siehe die Diskussion von Rigby US 5,910,115. Ein kleiner Kohärenzfaktor gibt starke Phasen-Aberration an, also hohe Pegel von akustischem Rauschen oder Clutter. Unter Verwendung des Kohärenzfaktors können die Regionen des Volumens, die durch Clutter dominiert werden, ignoriert werden.

**[0061]** Wie oben erklärt kann diese Weichgewebidentifikation basierend auf statistischen Schwankungsmaßen erfolgen. Alternativ können andere Verfahren verwendet werden zum Identifizieren von Weichgewebe, beispielsweise Verfahren basie-

rend auf dem Betrag oder der Größe des Bildsignals. Siehe hierzu die Diskussion von Klesenski, US 5,579,768.

**[0062]** Unter Verwendung der Weichgewebeeinfor-mation innerhalb des Volumens werden Raumabweichungen bezüglich der Intensität oder andere Daten extrahiert. Die Extraktion wird bereitgestellt durch eine dreidimensionale Hyperoberfläche, die in den vier-dimensionalen Raum eingebettet ist. Die vier Dimensionen des Raums sind die drei Raumdimensionen und eine vierte Intensitäts- oder Datendimension.

**[0063]** In Schritt 116 wird eine dreidimensionale Hyperoberfläche an Weichgewebevoxel angepasst (beispielsweise B-Modus Intensitätswerte) über ein gesamtes Volumen mit oder ohne Dezimation. Die Hyperoberfläche wird entlang dreier Raumdimensionen eingepasst. Jeder jetzt bekannte oder später entwickelte Algorithmus oder Prozess zum Einpassen einer Hyperoberfläche kann verwendet werden. Gemäß einem Ausführungsbeispiel basiert die Hyperoberfläche auf einer Polynomfunktion. Eine beste Einpassung einer dreidimensionalen Oberfläche, die die Abgrenzung des Polynoms für die Weichgewebedaten erfüllt, wird bestimmt. Eine lineare Polynomfunktion, eine Polynomfunktion zweiter Ordnung oder eine andere Polynomfunktion können verwendet werden. Eine Hyperoberfläche wird im Allgemeinen beschrieben durch eine Gleichung der Form  $F(x, y, z, w, \dots) = 0$ . Dabei entsprechen die Variablen  $x, y, z, w, \dots$  den Dimensionen des  $n$ -dimensionalen Raums, wo die Hyperoberfläche eingebettet wird. In dem speziellen Fall, bei dem  $F$  ein Polynom zweiten Grades ist, wird die Hyperoberfläche als Hyperoberfläche zweiter Ordnung bezeichnet. Unterschiedliche Hyperoberflächen können verwendet werden für unterschiedliche Anwendungen, beispielsweise Bereitstellen einer sich langsamer verändernden Hyperoberfläche für die Bildgebung von gleichmäßiger antwortenden Organen. Irgendeine Technik kann verwendet werden, beispielsweise die Einpasstechniken, die in der US 6,579,238 offenbart sind.

**[0064]** Mehr als eine Hyperoberfläche kann eingepasst werden. Beispielsweise werden die Hyperoberflächen an unterschiedliche Datensätze angepasst. Die Datensätze entsprechen einer Antwort von unterschiedlichen Geweben oder einem Gewebe und Rauschen. Der gleiche Typ von Hyperoberfläche wird unabhängig eingepasst an unterschiedliche Datensätze. Alternativ werden unterschiedlichen Hyperoberflächen an unterschiedliche Datensätze angepasst, wie beispielsweise durch ein Bereitstellen unterschiedlicher Konstanten oder Polynome zum Anpassen der unterschiedlichen Hyperoberflächen.

**[0065]** In Schritt 118 wird der lokale Gewinn adaptiv geändert, um die Signale, die die Amplitude der Hyperoberfläche an den entsprechenden Orten

aufweisen, dazu zu bringen bei oder in die Nähe von einem Weichgewebezielwert angezeigt zu werden oder das gesamte Bild. Der Gewinn wird verwendet, um den Eingabevolumendatensatz und/oder unterschiedliche Volumendatensätze (beispielsweise nachfolgend erfasste Datensätze, die das Volumen darstellen) abzubilden. Die Hyperoberfläche stellt eine Datenadaptionsvariation des Gewinns als Funktion des Orts innerhalb des Volumens bereit. Die Voxel werden auf einen Weichgewebereich der Ausgabewerte abgebildet. Eine durchschnittliche Amplitude der Regionen des Weichgewebes in dem wiederzugebenden Bild ist im Wesentlichen bei dem Zielanzeigewert. Im Wesentlichen aufgrund einem Abbilden auf einen Bereich von Werten, beispielsweise innerhalb von 10 Intensitätspiegeln.

**[0066]** Der Weichgewebezielwert oder der Zielanzeigewert können in vielen Art und Weisen eingestellt werden. Der Zielanzeigewert kann einfach ein gespeicherter Wert sein, oder kann eine benutzerausgewählter Wert sein, oder kann ein Wert sein, der adaptiv in Antwort auf Umgebungslicht bestimmt wird. Alternativ ist der Weichgewebezielwert eine Funktion der gegenwärtig aufgerufenen post-verarbeiteten Kurve. Speziell kann ein benutzergesteuerter oder vordefinierter Wert verwendet werden als Weichgewebegrauzielwert (Grauwert)  $T_G$ .  $T_T$  wird dann definiert, jedes Mal wenn eine post-verarbeitete Kurve ausgewählt wird, als Signalintensitätspegel, der auf den Anzeigegrauwert von  $T_G$  abgebildet wird. Andere Faktoren können beim Einstellen des Gewinns berücksichtigt werden, wie Rauschen, SNR oder dynamischer Bereich.

**[0067]** Um mehr als eine Hyperoberfläche abzubilden, können ein Gewinn sowie andere Einstellungen verwendet werden. Beispielsweise variiert der dynamische Bereich als Funktion von zwei oder mehreren dreidimensionalen Hyperoberflächen. Der Gewinn kann auch eine Funktion von zwei oder mehreren Hyperoberflächen sein. Alternativ ist der Gewinn eine Funktion von einer Hyperoberfläche, und die andere Einstellung ist eine Funktion einer anderen Hyperoberfläche.

**[0068]** Mehrere Hyperoberflächen können verwendet werden, beispielsweise zwei oder mehrere unterschiedliche Typen von Gewebe oder Gewebe und Rauschen. Beispielsweise werden Rauschsignale, die in drei Dimensionen bereitgestellt werden, die kennzeichnend sind für ein gegenwärtig herrschendes Rauschen, beispielsweise Clutter, elektronisches Rauschen, Aberration oder anderes Rauschen. Eine Rauschhyperoberfläche wird an die Rauschsignale angepasst. Der Gewinn oder eine andere Einstellung variieren adaptiv als Funktion der Rauschhyperoberfläche. Der Gewinn kann auch eine Funktion der Hyperoberfläche für Gewebe sein. Beispielsweise werden die Hyperoberflächen oder die resultie-

renden Gewinnwerte kombiniert durch entweder Auswählen eines minimalen Gewinns an einem bestimmten Voxelort oder durch eine Mittelwertbildung von diesen.

**[0069]** In Schritt **120** wird ein Bild angezeigt als Funktion der Datenausgabe von der Abbildung. Die Daten können gefiltert werden und interpoliert werden auf ein dreidimensionales Gitter, oder anderweitig verarbeitet werden, bevor sie wiedergegeben werden. Die Ausgabedaten enthalten Voxel, die ein Volumen darstellen, oder sind verteilt für mehrere Voxel entlang jeder Dimension. Ray-Casting, Intensitätsprojektion (Minimum, Maximum, Durchschnitt), Oberflächenrendering oder ein anderes Volumenrendering wird durchgeführt unter Verwendung der Ausgabedaten. Ein Alpha-Blending, Opazitäts-, -Schattierungs- oder andere Wiedergabeprozesse können verwendet werden. Eine Transformationsfunktion kann angewendet werden. Das Wiedergeben (Rendering) erzeugt eine dreidimensionale Darstellung von einer Betrachtungsrichtung auf dem zweidimensionalen Schirm.

**[0070]** Viele Alternativen sind möglich. In der Tat kann der weiteste Bereich von analogen und digitalen Signalverarbeitungstechniken verwendet werden, um die oben beschriebenen Basisfunktionen zu implementieren. Ein programmierter Computer ist eine Implementierung für den adaptiven Gewinnprozessor, wie oben beschrieben. Beispielsweise können der adaptive Gewinn und optional der adaptiv bestimmte dynamische Bereich auf die Bildsignale an irgendeinem gewünschten Punkt entlang des Signalpfads zwischen dem Transducerarray **13** und der Anzeige **19** angewendet werden. Beide können vor oder nach einer Abtastumwandlung (Scan-Conversion), log-Kompression und Detektion angewendet werden. Der adaptive Gewinnprozessor kann mit RF, IF oder Basisband Signalen arbeiten, vor oder nach einer Detektion. Log-Kompression und Scanumwandlung.

**[0071]** In den obigen Beispielen wird das Eingangssignal adaptiv abgebildet auf Weichgewebe oder einen Rauschbereich von Ausgabesignalwerten durch entsprechendes Steuern verschiedener Backend-Gewinnstufen. Die Frontend-Gewinnstufen können jedoch bezüglich des Gewinns variiert werden, um die gewünschten Ausgabesignalwerte zu erhalten, entweder alleine oder in Kombination mit Gewinnvariationen in einer oder in mehreren Backend-Gewinnstufen.

**[0072]** Die vorangegangene detaillierte Beschreibung soll beispielhaft sein und nicht einschränkend. Nur die folgenden Ansprüche, einschließlich aller Äquivalente sollen den Bereich dieser Erfindung definieren.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur adaptiven Steuerung des Gewinns in einem medizinischen Ultraschallbildgebungssystem (**10**), wobei das Verfahren aufweist Identifizieren (**112**) von Voxeln von Eingabevolumendaten, die Gewebe entsprechen; Einpassen (**116**) einer dreidimensionalen Hyperoberfläche auf die Voxel, die Weichgewebe entsprechen; und Adaptives Ändern (**118**) eines Gewinns des Systems (**10**) basierend zumindest teilweise auf der eingepassten Hyperoberfläche, wobei das Identifizieren (**112**) von Voxeln ein Identifizieren (**112**) eines ersten und eines zweiten Satzes von Voxeln aufweist, wobei der erste Satz von Voxeln einem ersten Typ von Weichgewebe entspricht, und der zweite Satz von Voxeln einem zweiten Typ von Weichgewebe entspricht, wobei das Einpassen (**116**) ein Einpassen (**116**) der dreidimensionalen Hyperoberfläche auf die Voxel des ersten Satzes und ein Einpassen (**116**) einer zusätzlichen dreidimensionalen Hyperoberfläche auf die Voxel des zweiten Satzes aufweist, und wobei das adaptive Ändern (**118**) des Gewinns ein Ändern (**118**) eines dynamischen Bereichs als Funktion der dreidimensionalen Hyperoberfläche und der zusätzlichen dreidimensionalen Hyperoberfläche aufweist.
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das adaptive Ändern (**118**) ein Abbilden der Voxel auf einen Weichgewebereich von Ausgabewerten enthält.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Hyperoberfläche durch ein Polynom beschrieben wird.
4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei die Hyperoberfläche eine Oberfläche zweiter Ordnung ist.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei das adaptive Ändern (**118**) ein Veranlassen eines Anzeigens einer durchschnittlichen Amplitude der Regionen von Weichgewebe in dem Bild im Wesentlichen bei einem Zielanzeigewert aufweist.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei das Identifizieren (**112**) der Voxel der Eingabevolumendaten, die Weichgewebe entsprechen, aufweist Bestimmen (**110**) von statistischen Maßen der Variabilität der Eingabevolumendaten, wobei jedes statistische Maß eine Funktion einer dreidimensionalen Region um jedes Voxel der Eingabevolumendaten herum ist; und Identifizieren (**112**) der Voxel der Eingabevolumendaten, die dem Weichgewebe entsprechen, basierend zumindest teilweise auf den statistischen Maßen.

7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei das Bestimmen **(110)** der statistischen Maße ein Bestimmen eines zweiten Moments einer  $N \times M \times P$  Region aufweist, wobei  $N$ ,  $M$  und  $P$  jeweils größer als 2 sind.

8. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche, ferner mit Bereitstellen **(104)** von Rauschsignalen in drei Dimensionen, die kennzeichnend sind für ein gegenwärtig herrschendes Rauschen; und Einpassen **(116)** einer Rauschhyperoberfläche auf die Rauschsignale; wobei das adaptive Ändern **(118)** des Gewinns ein adaptives Ändern **(118)** des Gewinns als Funktion der Hyperoberfläche und der Rauschhyperoberfläche aufweist.

9. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche, wobei die Eingabevolumendaten B-Modus Intensitäten aufweisen, und wobei die dreidimensionale Hyperoberfläche drei Raumdimensionen aufweist, die auf die B-Modus Intensitäten angepasst werden.

10. System **(10)** zum Ausgleichen von Gewebeinformation in der medizinischen diagnostischen Ultraschallbildgebung, wobei das System **(10)** aufweist einen Prozessor **(18)**, der betreibbar ist zum Bestimmen einer Hyperoberfläche als Funktion von Daten, die ein Volumen darstellen, und der betreibbar ist zum Abbilden der Daten auf Ausgabe-Wertedaten als Funktion der Hyperoberfläche; und eine Anzeige **(19)**, die betreibbar ist zum Anzeigen eines Bilds in Antwort auf die Ausgabewerte, wobei der Prozessor **(18)** betreibbar ist zum Identifizieren unterschiedlicher Typen von Weichgewebe, der Prozessor **(18)** betreibbar ist zum Bestimmen der Hyperoberfläche für einen von unterschiedlichen Typen von Weichgewebe und zum Bestimmen einer zusätzlichen Hyperoberfläche für einen anderen der unterschiedlichen Typen von Weichgewebe, und der Prozessor **(18)** betreibbar ist zum Abbilden als Funktion der Hyperoberfläche und der zusätzlichen Hyperoberfläche.

11. System **(10)** nach Anspruch 10, wobei der Prozessor **(18)** betreibbar ist zum Bestimmen der Hyperoberfläche durch Einpassen **(116)** der Hyperoberfläche in drei Raumdimensionen auf die Daten, die Daten Ultraschallintensitäten aufweisen und das Einpassen **(116)** eine Funktion eines Polynoms ist.

12. System **(10)** nach Anspruch 10 oder 11, wobei der Prozessor **(18)** betreibbar ist zum Identifizieren von Daten, die Weichgewebe entsprechen, als Funktion von Momenten, die für unterschiedliche Nachbarschaften der Daten innerhalb des Volumens berechnet werden, wobei der Prozessor **(18)** betreibbar ist zum Bestimmen der Hyperoberfläche als Funktion

der Daten, die Weichgewebe entsprechen und nicht anderen Daten des Volumens.

13. System **(10)** nach einem der Ansprüche 10 bis 12, wobei der Prozessor **(18)** betreibbar ist zum Bestimmen einer zusätzlichen Hyperoberfläche für Rauschen, und der Prozessor **(18)** betreibbar ist zum Abbilden als Funktion der Hyperoberfläche und der zusätzlichen Hyperoberfläche für Rauschen.

14. Computerlesbares Speichermedium **(20)** mit darauf gespeicherten Daten, die Anweisungen darstellen, die von einem programmierten Prozessor **(18)** ausführbar sind zum Abbilden von Eingabedaten auf Ausgabedaten in der medizinischen diagnostischen Bildgebung, wobei wenn die Anweisungen ausgeführt werden, der Prozessor veranlasst wird die folgenden Schritte durchzuführen Extrahieren **(116)** von räumlichen Änderungen der Intensität mit der dreidimensionalen Hyperoberfläche, die in einem vierdimensionalen Raum eingebettet ist, wobei der vierdimensionale Raum drei Raumdimensionen und eine vierte Intensitätsdimension aufweist; Abbilden **(118)** der Eingabedaten auf die Ausgabedaten als Funktion der Hyperoberfläche; und Anzeigen **(120)** eines Bilds als Funktion der Ausgabedaten, wobei der Prozessor **(18)** veranlasst wird zum Durchführen eines Zuordnens **(114)** der Hyperoberfläche und einer anderen Hyperoberfläche zu Daten für unterschiedliche Weichgewebetypen.

15. Computerlesbares Speichermedium **(20)** nach Anspruch 14, wobei der Prozessor **(18)** veranlasst wird zum Durchführen eines Schätzens **(110)** eines ersten, zweiten oder höheren Moments einer Wahrscheinlichkeitsverteilung mit einem dreidimensionalen Kernel um jedes Voxel des vierdimensionalen Raums herum, wobei jedes Voxel Eingabedaten aufweist, und wobei das Extrahieren **(116)** ein Extrahieren als Funktion von Weichgewebe, das durch das Moment unterschieden wird, aufweist.

16. Computerlesbares Speichermedium **(20)** nach Anspruch 14 oder 15, wobei das Extrahieren **(116)** ein Einpassen **(116)** der Hyperoberfläche auf Rauschen aufweist.

17. Computerlesbares Speichermedium **(20)** nach einem der Ansprüche 14 bis 16, wobei das Extrahieren **(116)** ein Einpassen **(116)** der Hyperoberfläche auf Weichgewebedaten aufweist.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

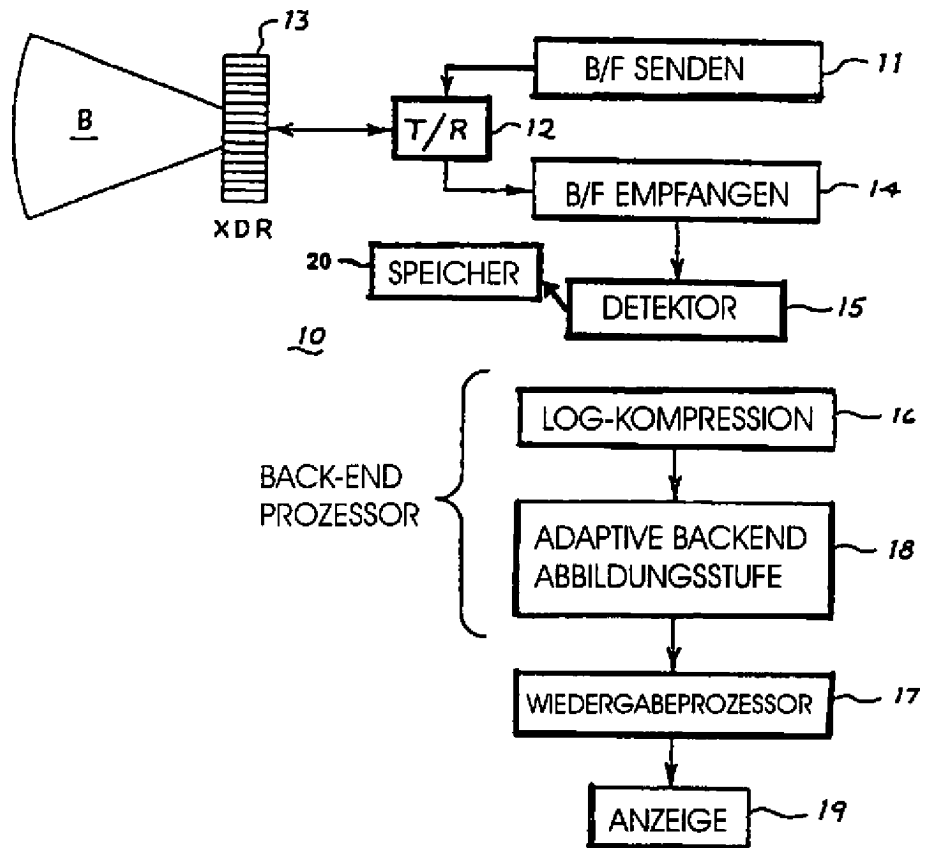


FIG. 1

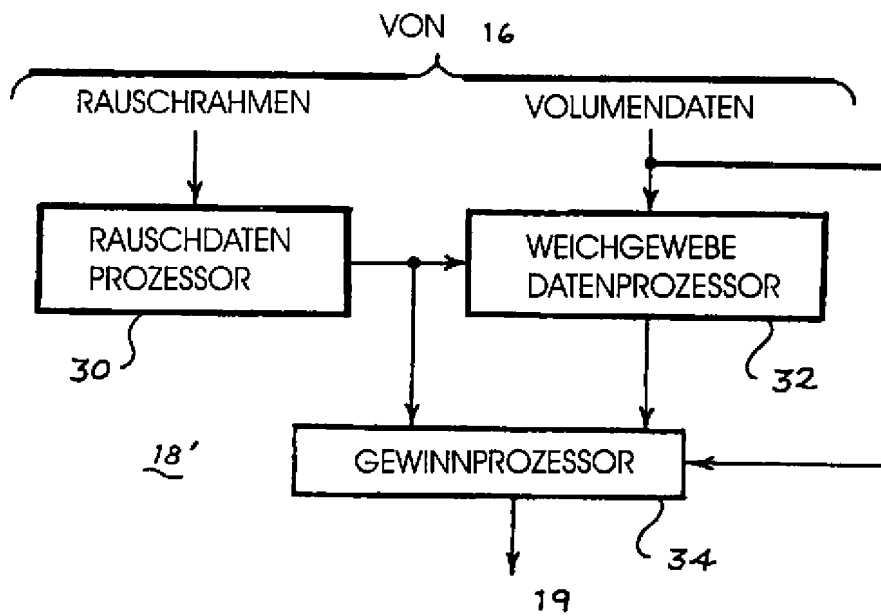


FIG. 2

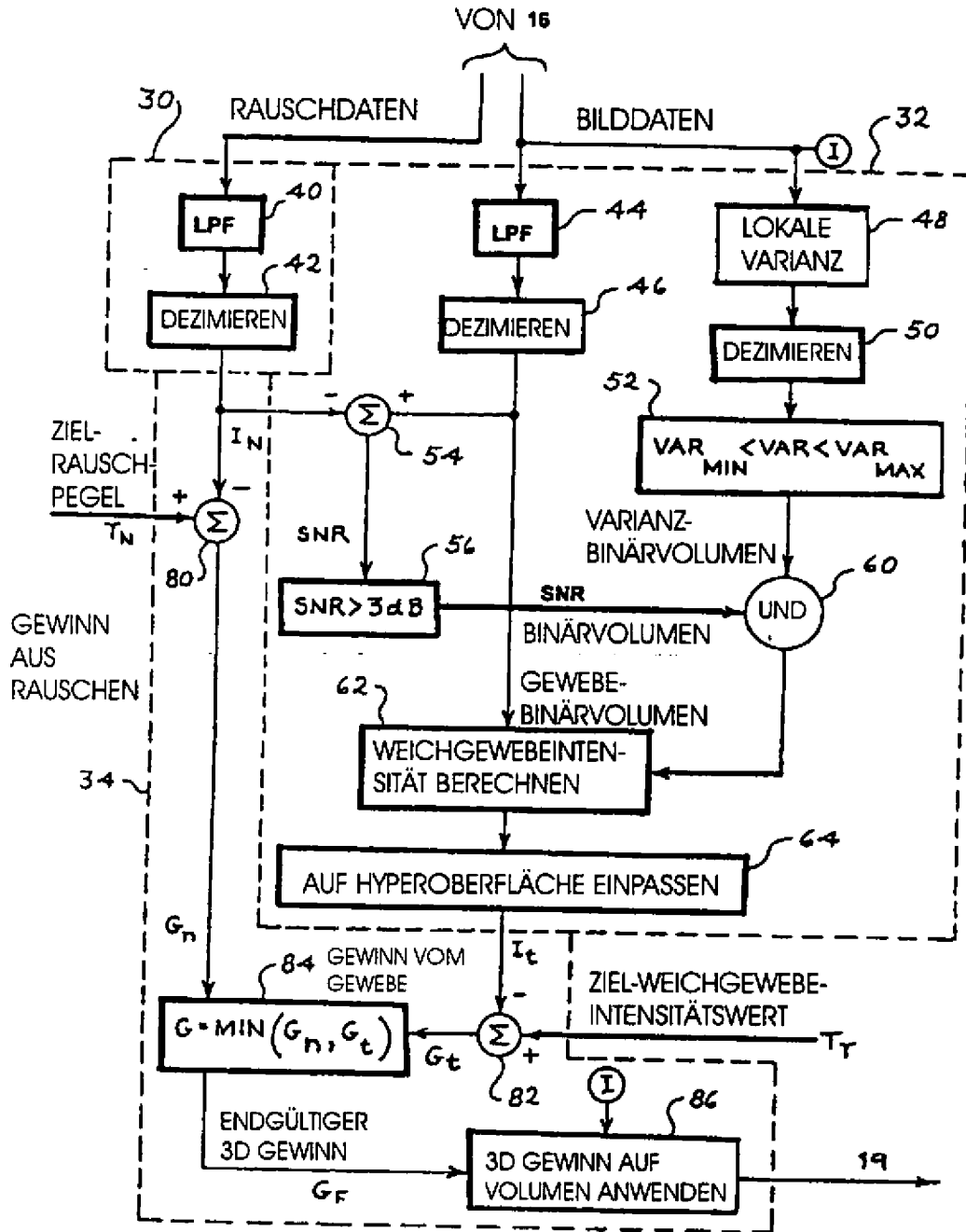


FIG. 3

FIG. 4

