



(19)  
 Bundesrepublik Deutschland  
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2005 037 444 A1** 2006.03.09

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 037 444.1**

(22) Anmeldetag: **09.08.2005**

(43) Offenlegungstag: **09.03.2006**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 8/00** (2006.01)  
**A61B 8/08** (2006.01)

(30) Unionspriorität:  
**2004/237926 18.08.2004 JP**

(74) Vertreter:  
**Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen**

(71) Anmelder:  
**GE Medical Systems Global Technology  
 Company, LLC, Waukesha, Wis., US**

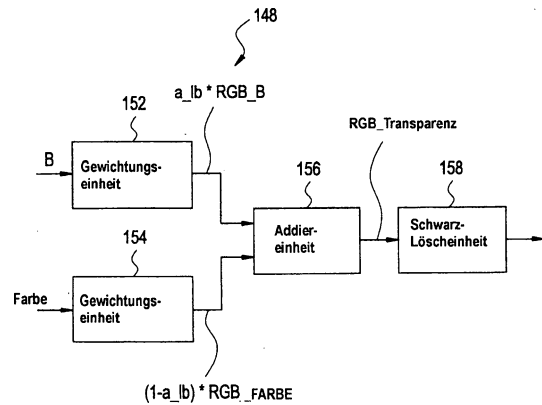
(72) Erfinder:  
**Tanigawa, Shunichiro, Hino, Tokio/Tokyo, JP**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Ultraschallbilddarstellungsverfahren und Ultraschalldiagnosegerät**

(57) Zusammenfassung: Um ein Verfahren zur zweckdienlichen Darstellung eines aus einem B-Mode-Bild und einem Gewebegeschwindigkeitsbild zusammengesetzten Bildes zu schaffen, wird in Abhängigkeit von der Helligkeitszunahme bei dem B-Mode-Bild das Gewicht der gewichteten Addition ( $a_{lb}$ ) des B-Mode-Bildes in dem zusammengesetzten Bild verkleinert, während das Gewicht der gewichteten Addition ( $1-a_{lb}$ ) des Gewebegeschwindigkeitsbildes zur Darstellung des zusammengesetzten Bildes vergrößert wird, das aus einem B-Mode-Bild und einem Gewebegeschwindigkeitsbild eines mittels Ultraschall abzubildenden Objektes erzeugt wird. Die Variationskennlinien der Gewichtung sind jeweils eine lineare Funktion des B-Mode-Bildes. Die lineare Funktion kann eine polygonale, lineare Funktion sein. Die polygonale Funktion kann eine Verkettung einer Mehrzahl von linearen Funktionen sein. Die Verbindungspunkte mehrerer linearer Funktionen können variabel sein. Die Steigung einer Anzahl linearer Funktionen kann jeweils variabel sein.



**Beschreibung**

## Hintergrund der Erfindung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ein Ultraschallbilddarstellungsverfahren und ein Ultraschalldiagnosegerät. Mehr im Einzelnen, bezieht sich die Erfindung auf ein Ultraschallbilddarstellungsverfahren, bei dem das zusammengesetzte Bild aus einem B-Mode-Bild und einem Gewebegeschwindigkeitsbild eines Objektes, die jeweils mittels Ultraschall aufgenommen wurden, dargestellt wird und auf ein Ultraschalldiagnosegerät, das das B-Mode-Bild und das Gewebegeschwindigkeitsbild eines Objektes mittels Ultraschall aufnimmt, um ein zusammengesetztes Bild dieser beiden Bilder darzustellen.

## Stand der Technik

**[0002]** Das Ultraschalldiagnosegerät nimmt ein B-Mode-Bild und ein Gewebegeschwindigkeitsbild eines Objektes mittels Ultraschall auf, um ein zusammengesetztes Bild dieser beiden Bilder darzustellen. Dopplersignale des Ultraschallechos werden für das Echogramm der Gewebegeschwindigkeitsbilder verwendet (vergleich z.B. Patentedokument 1).

Patentedokument 1: US Patentschrift 6,517,485 (Spalten 7 bis 13 und Figuren 3 bis 4).

**[0003]** Das zusammengesetzte Bild ist eine Überlagerung eines farbigen Gewebegeschwindigkeitsbildes auf einem monochromen (schwarz/weiß) B-Mode-Bild. Da der Eindruck des farbigen Gewebegeschwindigkeitsbildes stärker ist und das monochrome B-Mode-Bild kaum gesehen wird, ist ein solches zusammengesetztes Bild nicht immer zweckdienlich.

## Aufgabenstellung

**[0004]** Eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist deshalb die Schaffung eines Ultraschallbilddarstellungsverfahrens und eines Ultraschalldiagnosegeräts zur Darstellung eines zusammengesetzten Bildes aus einem B-Mode-Bild und aus einem Gewebegeschwindigkeitsbild in einer zweckdienlicheren Weise.

**[0005]** Unter einem Aspekt zur Lösung des Problems schafft die vorliegende Erfindung ein Ultraschallbilddarstellungsverfahren zur Darstellung eines zusammengesetzten Bildes, das aus einem jeweils mittels Ultraschall aufgenommene B-Mode-Bild und einem Gewebegeschwindigkeitsbild erzeugt wurde, wobei das Verfahren beinhaltet: Verringern der Gewichtung des B-Mode-Bildes bei Vergrößerung der Gewichtung des Gewebegeschwindigkeitsbildes in Abhängigkeit von einer Zunahme der Helligkeit des B-Mode-Bildes; Addieren des so gewichteten B-Mode-Bildes und Gewebegeschwindigkeitsbildes und Darstellen eines durch die Addition erhaltenen Bildes.

**[0006]** Unter einem anderen Aspekt zur Lösung des Problems schafft die vorliegende Erfindung ein Ultraschalldiagnosegerät zur jeweils mittels Ultraschall erfolgenden Aufnahme eines B-Mode-Bildes und eines Gewebegeschwindigkeitsbildes eines Objektes zur Darstellung eines zusammengesetzten Bildes aus diesen beiden Bildern, das aufweist: Gewichtungseinstellungsmittel zur Verringerung der Gewichtung des B-Mode-Bildes in Abhängigkeit von einer Zunahme der Helligkeit des B-Mode-Bildes bei gleichzeitiger Vergrößerung der Gewichtung des Gewebegeschwindigkeitsbildes; und Addiermittel, um das so gewichtete B-Mode-Bild und das Gewebegeschwindigkeitsbild zu addieren; und Displaymittel zur Darstellung eines aus der Addition erhaltenen Bildes.

**[0007]** Die Veränderung der Kennlinie der Gewichtung ist zum Zwecke einer ordnungsgemäßen Einstellung der Gewichtung mit Vorteil eine lineare Funktion der Helligkeit. Auch ist es zweckmäßig, wenn die lineare Funktion zum Zwecke einer besseren Einstellung der Gewichtung eine polygonale lineare Funktion ist.

**[0008]** Außerdem ist es von Vorzug, wenn die lineare Funktion eine Verkettung einer Anzahl linearer Funktionen zum Zwecke der einfacheren Einstellung der Polygonalfunktionen ist. Es ist weiterhin von Vorteil, wenn die Verbindung der mehreren linearen Funktionen zum Zwecke der Erleichterung der Abwandlung der Kennlinien der polygonalen linearen Funktionen variabel ist. Außerdem ist es von Vorteil, wenn die jeweilige Steigung der mehreren linearen Funktionen zum Zwecke der Erleichterung der Abwandlung der Kennlinien der linearen Polygonalfunktionen variabel ist.

**[0009]** Zum Zwecke einer besseren Darstellung eines zusammengesetzten Bildes ist es zweckmäßig, dass bei dem B-Mode-Bild und dem Gewebegeschwindigkeitsbild der schwarze Bestandteil, in dem die Helligkeit

des B-Mode-Bildes unter einem vorbestimmten Schwellenwert liegt, gelöscht wird. Außerdem ist es von Vorteil, wenn der Schwellenwert variabel ist, so dass der Bereich des gelöschten Schwarz-Bildes einstellbar ist.

**[0010]** Gemäß der vorliegenden Erfindung, die die Darstellung eines zusammengesetzten Bildes aus einem B-Mode-Bild und einem Gewebegeschwindigkeitsbild durch Verringerung der Gewichtung der gewichteten Addition des B-Mode-Bildes in dem zusammengesetzten Bild bei Erhöhung der Gewichtung der gewichteten Addition des Gewebegeschwindigkeitsbildes in Abhängigkeit von der Zunahme des B-Mode-Bilds ermöglicht, kann das zusammengesetzte Bild aus dem B-Mode-Bild und das Gewebegeschwindigkeitsbild zweckentsprechend dargestellt werden.

**[0011]** Weitere Aufgaben und Vorteile der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung bevorzugter Ausführungsformen der Erfindung, die in der beigefügten Zeichnung dargestellt sind.

#### Ausführungsbeispiel

##### Kurze Beschreibung der Zeichnung

**[0012]** [Fig. 1](#) veranschaulicht ein schematisches Blockschaltbild eines Ultraschalldiagnosegeräts gemäß einer zur Ausführung der Erfindung am besten geeigneten Ausführungsform,

**[0013]** [Fig. 2](#) veranschaulicht ein schematisches Blockschaltbild einer Bildverarbeitungseinheit,

**[0014]** [Fig. 3](#) veranschaulicht ein beispielhaftes Diagramm, das für die Gewichtungseinstellung verwendet wird;

**[0015]** [Fig. 4](#) zeigt ein schematisches Blockschaltbild zur Veranschaulichung der Prozessorfähigkeiten.

##### Detaillierte Beschreibung der Erfindung

**[0016]** Die vorliegende Erfindung wird im Nachfolgenden, unter Bezugnahme auf die beigefügte Zeichnung, im größeren Detail beschrieben. Zu bemerken ist, dass die Beschreibung einer Ausführungsform nicht als Beschränkung der vorliegenden Erfindung verstanden werden darf. [Fig. 1](#) veranschaulicht ein schematisches Blockschaltbild eines Ultraschalldiagnosegeräts. Das Gerät ist eine beispielhafte Ausführungsform zur Ausführung der Erfindung. Der Aufbau des Gerätes veranschaulicht ein Beispiel für die beste Ausführung der Erfindung eines Ultraschalldiagnosegerätes. Die Funktion des Gerätes zeigt ein Beispiel der besten Art zur Ausführung der Erfindung eines Ultraschalldiagnosegerätes.

**[0017]** Wie in [Fig. 1](#) dargestellt, weist das Gerät einen Ultraschallkopf **2** auf. Der Ultraschallkopf **2** verfügt über ein Array von mehreren Ultraschalltransducern, die in der Figur nicht dargestellt sind. Jeder Transducer besteht aus einem piezoelektrischen Material, wie. z.B. PZT-Keramik (Blei-Zirkonat-Titanat).

**[0018]** Eine Bedienungsperson benutzt den Ultraschallkopf **2** in der Weise, dass sie das Objekt **4** damit berührt.

**[0019]** Der Ultraschallkopf **2** ist an eine Transceiverereinheit **6** angeschlossen. Die Transceiverereinheit **6** übermittelt Treibersignale an den Ultraschallkopf **2**, um Ultraschallwellen zu erzeugen. Die Transceiverereinheit **6** erhält außerdem die von dem Ultraschallkopf **2** empfangenen Echosignale.

**[0020]** Die Aussendung und der Empfang der Ultraschallwellen geschehen in der Weise, dass ein bildgebender Bereich mit dem Ultraschallstrahl, d.h. eine Ultraschalllinie abgetastet wird. Ausführungsformen von Ultraschalllinienabtastung umfassen Sektorscan, Konvexscan und Linearscan.

**[0021]** Die Transceiverereinheit **6** ist an eine B-Mode-Verarbeitungseinheit **10** und an eine Dopplerverarbeitungseinheit **12** angeschlossen. Die Echoempfangssignale werden für jede Ultraschalllinienausgangsgröße von der Transceiverereinheit **6** in die B-Mode-Verarbeitungseinheit **10** und die Dopplerverarbeitungseinheit **12** eingegeben.

**[0022]** Die B-Mode-Verarbeitungseinheit **10** erzeugt ein B-Mode-Bild. Die B-Mode-Verarbeitungseinheit **10** erfasst Signale, die für die Intensität des Echos an jedem Reflexionspunkt auf der Ultraschalllinie kennzeichnend sind, nämlich A-Bereichssignale, um die transiente Amplitude der A-Bereichssignale als Helligkeitswert

zur Erzeugung eines B-Mode-Bilds zu benutzen.

**[0023]** Die Dopplerverarbeitungseinheit **12** erzeugt ein Gewebegeschwindigkeitsbild (Tissue Velocity Image). Die Dopplerverarbeitungseinheit **12** führt eine orthogonale Detektierung der Echoempfangssignale durch, um I,Q-Signale zur Verarbeitung in MTI (Moving Target Indication) zur Erlangung von komplexen Dopplerechosignalen zu erhalten und sie bestimmt darauf basierend, das Gewebegeschwindigkeitsbild für die jeweilige Ultraschalllinie durch eine vorbestimmte Vorgangsweise.

**[0024]** Wenngleich die Dopplersignale zusätzlich zu der Komponente der Gewebegeschwindigkeit eine Komponente der Blutgeschwindigkeit enthalten, wird unter Verwendung des Unterschieds des Geschwindigkeitsbereichs der beiden Komponenten lediglich die Gewebegeschwindigkeitskomponente extrahiert, um so das Gewebegeschwindigkeitsbild zu bestimmen.

**[0025]** Die B-Mode-Verarbeitungseinheit **10** und die Dopplerverarbeitungseinheit **12** sind an eine Bildverarbeitungseinheit **14** angeschlossen. Die Bildverarbeitungseinheit **14** verwendet die von der B-Mode-Verarbeitungseinheit **10** und der Dopplerverarbeitungseinheit **12** eingegeben Bilddaten zur Erzeugung eines Bildes für die Darstellung. Das B-Mode-Bild wird als monochromes (schwarz/weiß) Bild erzeugt. Das Gewebegeschwindigkeitsbild wird als Farbbild erzeugt. Das Farbbild gibt die Geschwindigkeitsrichtung als Farbtönung wieder.

**[0026]** Die Bildverarbeitungseinheit **4** beinhaltet, wie in [Fig. 2](#) dargestellt, einen Eingabedatenspeicher **142**, einen digitalen Scankonverter **144**, einen Bildspeicher **146** und einen Prozessor **148**, die alle über einen Bus **140** miteinander verbunden sind.

**[0027]** Das von der B-Mode-Verarbeitungseinheit **10** und der Dopplerverarbeitungseinheit **12** jeweils als Ultraschallscanlinien eingegebene B-Mode-Bild und Gewebegeschwindigkeitsbild werden in dem Eingangsdatenspeicher **142** gespeichert. Die Daten in dem Eingabedatenspeicher **142** werden von dem digitalen Scankonverter **144** zur Speicherung in dem Bildspeicher **146** scankonvertiert. Der Prozessor **148** führt an den Daten in dem Eingabedatenspeicher **142** und dem Bildspeicher **146** eine Datenverarbeitung für das Display durch. Die Datenverarbeitung für das Display werden zu einem späteren Zeitpunkt beschrieben.

**[0028]** Die Bildverarbeitungseinheit **14** ist mit einer Displayeinheit **16** verbunden. Die Displayeinheit **16** wird mit den Bildsignalen von der Bildverarbeitungseinheit **14** versorgt und stellt auf der Basis dieser Daten ein Bild dar. Die Displayeinheit **16** ist eine beispielhafte Ausführungsform der Displaymittel gemäß der vorliegenden Erfindung. Die Displayeinheit **16** besteht z.B. aus einem graphischen Display, das Farbbilder darstellen kann.

**[0029]** Eine Steuereinheit **18** ist mit der oben erwähnten Transceivereinheit **6**, der B-Mode-Verarbeitungseinheit **10**, der Dopplerverarbeitungseinheit **12**, der Bildverarbeitungseinheit **14** und der Displayeinheit **16** verbunden. Die Steuereinheit **18** liefert an die anderen Einheiten Steuersignale zur Steuerung deren Funktion. Sie empfängt verschiedene Informationssignale von den von ihr gesteuerten Einheiten. Gesteuert von der Steuereinheit **18** werden photographische B-Mode-Operationen und photographische Gewebegeschwindigkeitsoperationen ausgeführt. Die Steuereinheit **18** ist mit einer Operationskonsoleneinheit **20** verbunden. Die Operationskonsoleneinheit **20** ist von einem Operator so angesteuert, dass sie zweckdienliche Anweisungen und Informationen in die Steuereinheit **18** eingibt. Die Operationskonsoleneinheit **20** kann z.B. aus einem Operationspanel mit einem Bedientastenfeld, einer Zeigereinrichtung und anderen Operationseinrichtungen bestehen.

**[0030]** Im Folgenden wird nun die Verarbeitung für die Darstellung (Display) beschrieben. Die Datenverarbeitung für die Darstellung ist ein Verfahren zur Erzeugung eines zusammengesetzten Bildes, das aus einem B-Mode-Bild und einem Gewebegeschwindigkeitsbild erzeugt ist. Das zusammengesetzte Bild kann durch gewichtete Addition eines B-Mode-Bilds zu einem Gewebegeschwindigkeitsbild erzeugt werden.

**[0031]** [Fig. 3](#) veranschaulicht ein Beispiel eines Diagramms, das zur Steuerung der Gewichtung verwendet wird. Das in der Figur dargestellte Diagramm benutzt die Helligkeitswerte B\_Intensität des B-Mode-Bildes als Querachse und den Transparenzkoeffizienten a\_lb als Vertikalachse.

**[0032]** Der Bereich der B\_Intensität Helligkeitswerte kann z.B. von 0 bis 255 reichen. B\_Intensität = 0 bezeichnet die geringste Helligkeit während B = 255 die höchste Helligkeit angibt. Der Bereich des Transparenzkoeffizienten a\_lb reicht von 0 bis 1. a\_lb = 0 bezeichnet vollständige Lichtundurchlässigkeit während a\_lb = 1 vollständige Transparenz (Lichtdurchlässigkeit) angibt.

**[0033]** Der Transparenzkoeffizient  $a_{Ib}$  gibt das Maß der Transparenz des Gewebegeschwindigkeitsbildes bei der Erzeugung des zusammengesetzten Bildes durch Überlagerung des Gewebegeschwindigkeitsbildes auf das B-Mode-Bild an. Dies bedeutet, dass das Gewebegeschwindigkeitsbild vollständig lichtundurchlässig (dunkel) ist, wenn  $a_{Ib} = 0$  ist. In diesem Falle ist das darunter liegende B-Mode-Bild nicht sichtbar, es ist durch das Gewebegeschwindigkeitsbild verborgen, so dass das zusammengesetzte Bild zu einem Bild werden kann, das lediglich aus dem Gewebegeschwindigkeitsbild besteht. Auf der anderen Seite ist das Gewebegeschwindigkeitsbild vollständig transparent, wenn  $a_{Ib} = 1$  ist. In diesem Fall ist das Gewebegeschwindigkeitsbild unsichtbar, so dass das zusammengesetzte Bild lediglich aus dem B-Mode-Bild besteht. Wenn  $0 < a_{Ib} < 1$  ist, ist das Gewebegeschwindigkeitsbild entsprechend dem jeweiligen Wert von  $a_{Ib}$  durchsichtig. In diesem Falle kann das B-Mode-Bild durch das Gewebegeschwindigkeitsbild hindurch gesehen werden.

**[0034]** Das zusammengesetzte Bild kann gedanklich durch Überlagerung eines Gewebegeschwindigkeitsbildes auf ein B-Mode-Bild erzeugt sein. In diesem Kontext ist das B-Mode-Bild, wenn  $a_{Ib} = 0$  ist vollständig transparent, und wenn  $a_{Ib} = 1$  ist, ist das B-Mode-Bild vollständig undurchsichtig und wenn  $0 < a_{Ib} < 1$  gilt, ist das B-Mode-Bild durchsichtig. In dieser Situation ist das so erhaltene zusammengesetzte Bild identisch. In der nachfolgenden Beschreibung wird der Einfachheit halber davon ausgegangen, dass das zusammengesetzte Bild durch Überlagerung eines Gewebegeschwindigkeitsbildes auf ein B-Mode-Bild erzeugt wird.

**[0035]** Eine Linie a, die einen Teil des Diagramms bildet, ist eine lineare Funktion, die die Querachse bei  $B\_Intensität = 255$  und die Vertikalachse bei  $a_{Ib}$ -Transparenz schneidet und die durch die folgende Gleichung gegeben ist:

$$(1) \quad a_{Ib} = \text{Transparenz} \times \frac{(256 - B\_Intensität)}{256}$$

**[0036]** Die Linie b, die einen weiteren Teil des Diagramms bildet, ist eine andere lineare Funktion, die die Linie a in dem Punkt D und die Vertikallinie bei  $a_{Ib}$ -BTH-Transparenz schneidet und die durch die folgende Gleichung angegeben wird:

$$(2) \quad a_{Ib} = \frac{\text{Transparenz} \times (256 - Bth\_0) / 256 - Bth\_Transparenz}{Bth\_0} \times B\_Intensität + Bth\_Transparenz$$

**[0037]** Die Linie c, die den Rest des Diagramms bildet, ist eine Funktion nullter Ordnung, die die Vertikallinie bei  $a_{Ib} = 1$  schneidet.

**[0038]** Für den Helligkeitspunkt  $B\_Intensität$  sind die Einstellung des Schnittpunkts  $B\_th0$  und der Schwellenwert „Schwelle“ (threshold) konfigurierbar. Der Einstellpunkt des Schnittes  $B\_th0$  ist ein Einstellwert zur genauen Festlegung der Lage eines Punktes D, nämlich der Lage des Schnittes der Linien a, b. Dies spezifiziert die Verbindungsstelle zwischen den Linien a, b. Der Schwellenwert „Schwelle“ ist ein Einstellwert, der den Endpunkt der Linie c bestimmt. Die Einstellwerte  $B\_th0$  und „Schwelle“ können von der Bedienungsperson über die Operationskonsoleneinheit **20** willkürlich bestimmt und eingestellt werden.

**[0039]** Die Schnittpunkte der Vertikalachse mit den Linien a, b, nämlich „Transparenz“ und Bth Transparenz, können über die Operationskonsoleneinheit **20** willkürlich bestimmt und nachgestellt werden. Die Einstellung von „Transparenz“ und „Bth\_Transparenz“ verändert die Steigung der Linie a bzw. b.

**[0040]** Unter Verwendung der drei Linien a, b, c kann die Transparenz des Gewebegeschwindigkeitsbildes in dem zusammengesetzten Bild eingestellt werden. Die Transparenzeinstellung kann, basierend auf dem Helligkeitswert  $B\_Intensität$ , bei jedem einzelnen der Pixel vorgenommen werden, die das B-Mode-Bild bilden.

**[0041]** Wenn  $B\_Intensität < Schwelle$  ist der Transparenzkoeffizient des Gewebegeschwindigkeitsbildes durch die Linie c bestimmt. Dies ergibt  $a_{Ib} = 1$ , mit der Folge, dass das zusammengesetzte Bild lediglich von dem B-Mode-Bild abgeleitet ist, wobei das Gewebegeschwindigkeitsbild vollständig transparent ist. Zusammen mit dieser Verarbeitung erfolgt eine andere Operation, die das B-Mode-Bild mit gelöschtem „schwarz“ erzeugt. Da das Gewebegeschwindigkeitsbild, das vollständig transparent ist, in seinem Schwarzanteil gelöscht ist, sind demgemäß beide Bilder in ihrem jeweiligen Schwarzanteil gelöscht.

**[0042]** Wie oben erwähnt, sind in dem Bereich, in dem  $B\_Intensität < Schwelle$  ist, das B-Mode-Bild und das Gewebegeschwindigkeitsbild in ihrem Schwarzbereich jeweils gelöscht, um das Auftreten von Rauschen und Artefakten zu vermeiden, wodurch sich eine bessere Bildqualität des zusammengesetzten Bildes ergibt.

**[0043]** In dem Bereich, in dem Schwelle  $< B\_Intensität < B\_th0$  gilt, ist der Transparenzkoeffizient des Gewebegeschwindigkeitsbildes durch die Linie b bestimmt. Mehr im Einzelnen ist der Koeffizient  $a\_lb$  durch die Gleichung (2) bestimmt. Dies macht das Gewebegeschwindigkeitsbild durchsichtig und das B-Mode-Bild kann durch es hindurch gesehen werden. Das einen solchen Eindruck ergebende zusammengesetzte Bild kann durch eine gewichtete Addition des Gewebegeschwindigkeitsbildes zu dem B-Mode-Bild erzeugt werden. Die gewichtete Addition verwendet die folgende Gleichung:

$$RGB\ Transparent = a\_lb \cdot RGB\_B + (1.0 - a\_lb) \cdot RGB\_Farbe \quad (3)$$

**[0044]** Darin sind RGB Transparenz-Daten der drei Grundfarben (R, G, B), die für das zusammengesetzte Bild kennzeichnend sind. RGB B sind die Daten der drei Grundfarben, die für das monochrome B-Mode-Bild kennzeichnend sind. RGB Farbe sind die Daten der drei Grundfarben, die für das farbige Gewebegeschwindigkeitsbild kennzeichnend sind. Die Daten von jeder der drei Grundfarben sind jeweils aus 8 Bits zusammengesetzt.

**[0045]** Wie die Gleichung (3) zeigt, wird das zusammengesetzte Bild dadurch erzeugt, dass die Gewichtung des B-Mode-Bildes als  $a\_lb$  zu dem Gewicht des Gewebegeschwindigkeitsbildes als  $1 - a\_lb$  hinzu addiert wird. In der oben stehenden Gleichung (3) wird der Transparenzkoeffizient  $a\_lb$  lediglich als der für die Gewichtung kennzeichnende Wert benutzt. Das Diagramm des Transparenzkoeffizienten kann deshalb als das Diagramm der Gewichtungen für die gewichtete Addition verwendet werden. Der Transparenzkoeffizient  $a\_lb$  wird im Weiteren als Gewichtung bezeichnet.

**[0046]** Zu bemerken ist, dass es zweckdienlich erscheint, dass  $a\_lb$  als die Gewichtung des B-Mode-Bildes verwendet wird, weil nämlich, wenn der Transparenzkoeffizient  $a\_lb$  größer ist, die Transparenz des Gewebegeschwindigkeitsbildes vergrößert ist, so dass das B-Mode-Bild sodann besser gesehen werden kann. Außerdem kann das Gewebegeschwindigkeitsbild, wenn die Transparenz des Gewebegeschwindigkeitsbildes zunimmt, weniger sichtbar werden, so dass es zweckmäßig erscheint  $1 - a\_lb$  als Gewichtung des Gewebegeschwindigkeitsbildes zu nehmen.

**[0047]** Wenn  $B\_th0 \leq Intensität$  ist, ist die Gewichtung durch die Linie a bestimmt. Mehr im Einzelnen kann die Gewichtung  $a\_lb$  durch die Gleichung (1) angegeben werden. Durch Ersatz der Gewichtung des B-Mode-Bildes durch  $a\_lb$  und der Gewichtung des Gewebegeschwindigkeitsbildes durch  $1 - a\_lb$  können dann die Pixelwerte des zusammengesetzten Bildes durch die Gleichung (3) angegeben werden.

**[0048]** Wie sich aus dem Vorstehenden ergibt, kann in dem Bereich von Schwelle  $\leq B\_Intensität$  ein zusammengesetztes Bild aus dem mit dem Gewebegeschwindigkeitsbild gut abgestimmten B-Mode-Bild erhalten werden, indem die Gewichtungen sowohl des B-Mode-Bildes als auch des Gewebegeschwindigkeitsbildes in komplementärer Weise bezüglich der  $B\_Intensität$  addiert werden.

**[0049]** Durch zweckmäßige Anwendung der Gewichtungsgleichung in Abhängigkeit von dem Bereich, in den die  $B\_Intensität$  jeweils gehört, derart, dass sich jeweils die Gewichtung in Bezug auf die polygonale Linearfunktion ergibt, kann eine für jeden Bereich, zu dem die  $B\_Intensität$  jeweils gehört, optimale Transparenzabstimmung durchgeführt werden.

**[0050]** Es ist denkbar, dass eine mehrstufige polygonale Linearfunktion die Gewichtung in der Weise liefert, dass sie zwei oder mehr Einstellungen für den Schnittpunkt  $B\_th0$  erzeugt. Dies ergibt eine feinere Transparenzeinstellung. Alternativ kann die Berechnung der Gewichtung mit einer Funktion quadratischer oder höherer Ordnung durchgeführt werden, was eine stetige Kurve ergibt.

**[0051]** In [Fig. 4](#) ist ein funktionelles Blockschaltbild des Prozessors **148** veranschaulicht, der die Formierung des zusammengesetzten Bildes, wie oben erläutert, ausführt. Wie aus der Figur zu entnehmen, gewichtet der Prozessor **148**  $a\_lb$  und  $1 - a\_lb$  für das B-Mode-Bild (B) bzw. das (farbige) Gewebegeschwindigkeitsbild in den Gewichtungseinheiten **152** bzw. **154**; er bildet ein zusammengesetztes Bild (RG Transparent), indem er beide Bilder in der Additionseinheit **156** miteinander addiert und dann durch die Schwarz-Löscheinheit **158** Ausgangswerte abgibt.

**[0052]** Die Gewichtungseinheiten **152**, **154** sind eine beispielhafte Ausführungsform der erfindungsgemäßen Gewichtungseinstellmittel. Die Addiereinheiten **152**, **154** sind eine beispielhafte Ausführungsform der erfindungsgemäßen Addiermittel. Die Schwarz-Löscheinheit **158** ist eine beispielhafte Ausführungsform der erfindungsgemäßen Schwarz-Löschmittel.

**[0053]** Ohne den Bereich der vorliegenden Erfindung zu verlassen, können die verschiedensten Ausführungsformen der Erfindung konfiguriert werden. Die Erfindung ist deshalb nicht auf die speziellen in der Beschreibung erläuterten Ausführungsformen beschränkt, sondern durch die beigefügten Patentansprüche definiert.

#### Bezugszeichenliste

##### Fig. 1

<b>4</b>	Objekt
	Ultraschallkopf
<b>6</b>	Transceivereinheit
<b>10</b>	B-Mode-Verarbeitungseinheit
<b>12</b>	Dopplerverarbeitungseinheit
<b>14</b>	Bildverarbeitungseinheit
<b>16</b>	Displayeinheit
<b>18</b>	Steuereinheit
<b>20</b>	Operationskonsoleneinheit

##### Fig. 2

<b>142</b>	Eingabedatenspeicher
<b>144</b>	digitaler Scankonverter
<b>146</b>	Bildspeicher
<b>148</b>	Prozessor
<b>140</b>	Bus

##### Fig. 3

<b>a<sub>lb</sub></b>	Transparenzkoeffizient
<b>c</b>	Linie
<b>b</b>	Linie
<b>D</b>	Punkt
<b>a</b>	Linie
<b>B<sub>Intensität</sub></b>	Helligkeit des B-Mode-Bildes

##### Fig. 4

<b>152</b>	Gewichtungseinheit
<b>154</b>	Gewichtungseinheit
<b>156</b>	Addiereinheit
<b>158</b>	Schwarz-Löscheinheit

#### Patentansprüche

1. Ultraschallbilddisplayverfahren zur Darstellung eines zusammengesetzten Bildes, das aus einem jeweils mittels Ultraschall aufgenommenen B-Mode-Bild und einem Gewebegeschwindigkeitsbild erzeugt ist, das beinhaltet:

- Verringern der Gewichtung des B-Mode-Bildes bei Vergrößerung der Gewichtung des Gewebegeschwindigkeitsbildes, in Abhängigkeit von der Zunahme der Helligkeit des B-Mode-Bildes;
- Addieren des so gewichteten B-Mode-Bildes und des Gewebegeschwindigkeitsbildes und
- Darstellen eines durch die Addition erhaltenen Bildes.

2. Ultraschallbilddisplayverfahren nach Anspruch 1, bei dem die Variationskennlinie der Gewichtung eine lineare Funktion der Helligkeit des B-Mode-Bildes ist.

3. Ultraschalldiagnosegerät zur Aufnahme eines B-Modebildes und eines Gewebegeschwindigkeitsbildes eines Objektes mittels Ultraschall zur Darstellung eines zusammengesetzten Bildes aus diesen beiden Bildern, das aufweist:

- eine Gewichtungseinstellvorrichtung (**152,154**) zur Verringerung der Gewichtung des B-Mode-Bildes in Ab-

hängigkeit von einer Zunahme der Helligkeit des B-Mode-Bildes bei Vergrößerung der Gewichtung des Gewebegeschwindigkeitsbildes;

- eine Addiervorrichtung (**156**) zum Addieren des so gewichteten B-Mode-Bildes und des Gewebegeschwindigkeitsbildes; und
- eine Displayvorrichtung (**16**) zur Darstellung eines aus der Addition erhaltenen Bildes.

4. Ultraschalldiagnosegerät nach Anspruch 3, bei dem die Variationskennlinie der Gewichtung eine lineare Funktion der Helligkeit des B-Mode-Bildes ist.

5. Ultraschalldiagnosegerät nach Anspruch 4, bei dem die lineare Funktion eine polygonale lineare Funktion ist.

6. Ultraschalldiagnosegerät nach Anspruch 5, bei dem die polygonale lineare Funktion eine Verkettung mehrerer linearer Funktionen ist.

7. Ultraschalldiagnosegerät nach Anspruch 6, bei dem die jeweilige Verbindungsstelle der mehreren linearen Funktionen variabel ist.

8. Ultraschalldiagnosegerät nach Anspruch 6 oder 7, bei dem die Steigung der mehreren linearen Funktionen jeweils variabel ist.

9. Ultraschalldiagnosegerät nach einem der Ansprüche 3 bis 8, das außerdem aufweist:  
– eine Schwarz-Löschvorrichtung (**158**), um auf dem B-Mode-Bild und dem Gewebegeschwindigkeitsbild den schwarzen Anteil zu löschen, in dem die Helligkeit des B-Mode-Bildes unter einem vorbestimmten Schwellenwert liegt.

10. Ultraschalldiagnosegerät nach Anspruch 9, bei dem der Schwellenwert variabel ist.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1

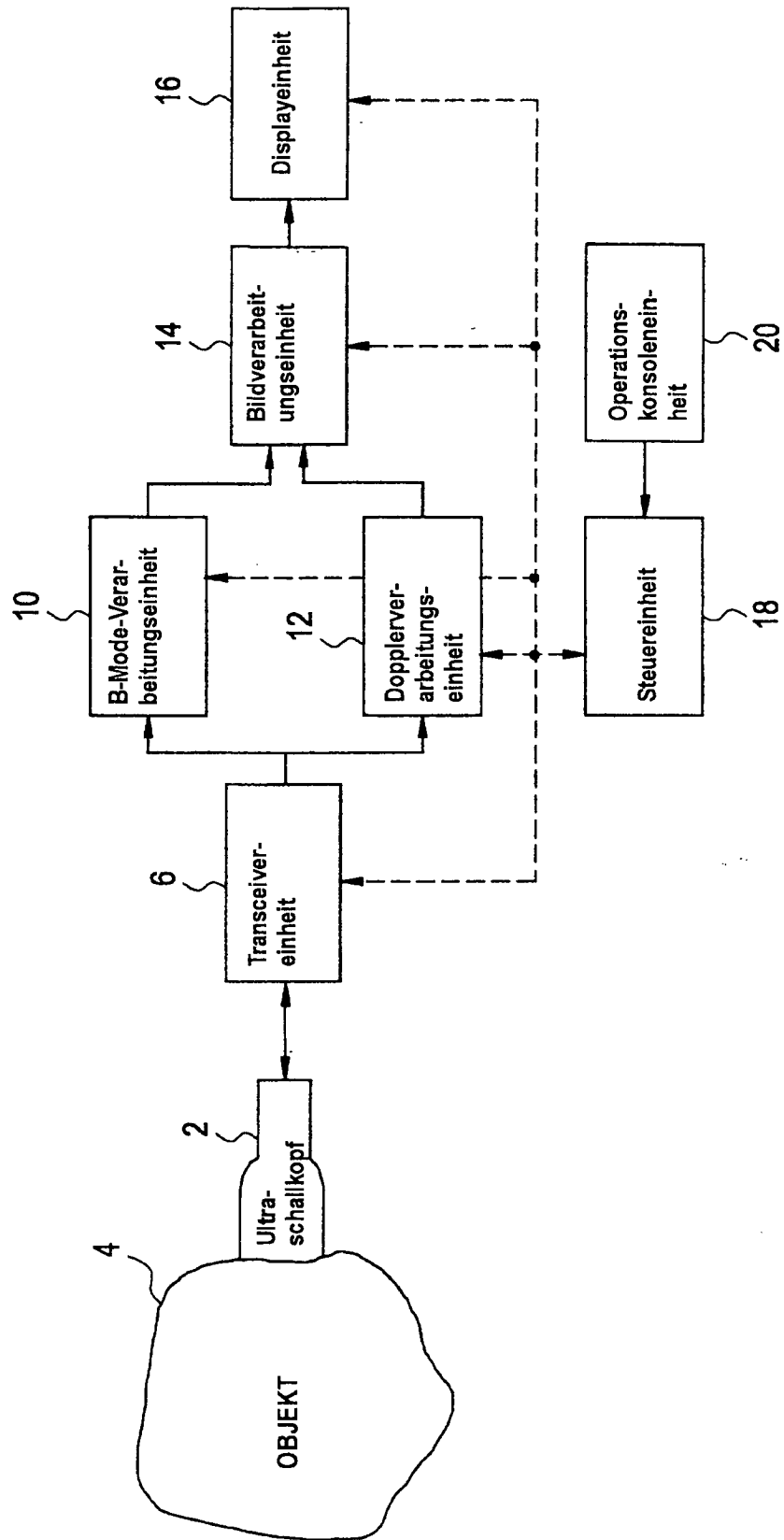


FIG. 2

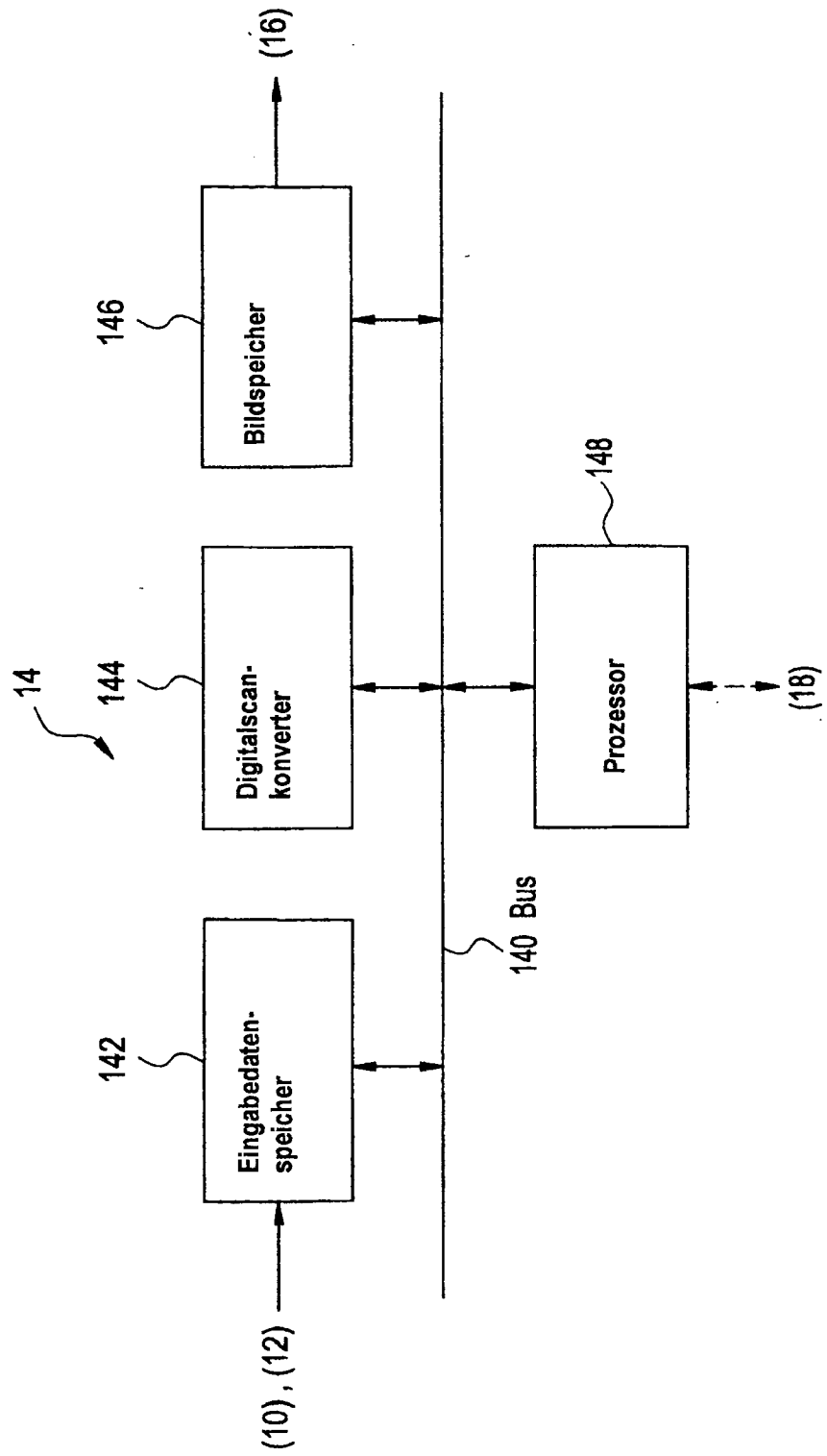


FIG. 3

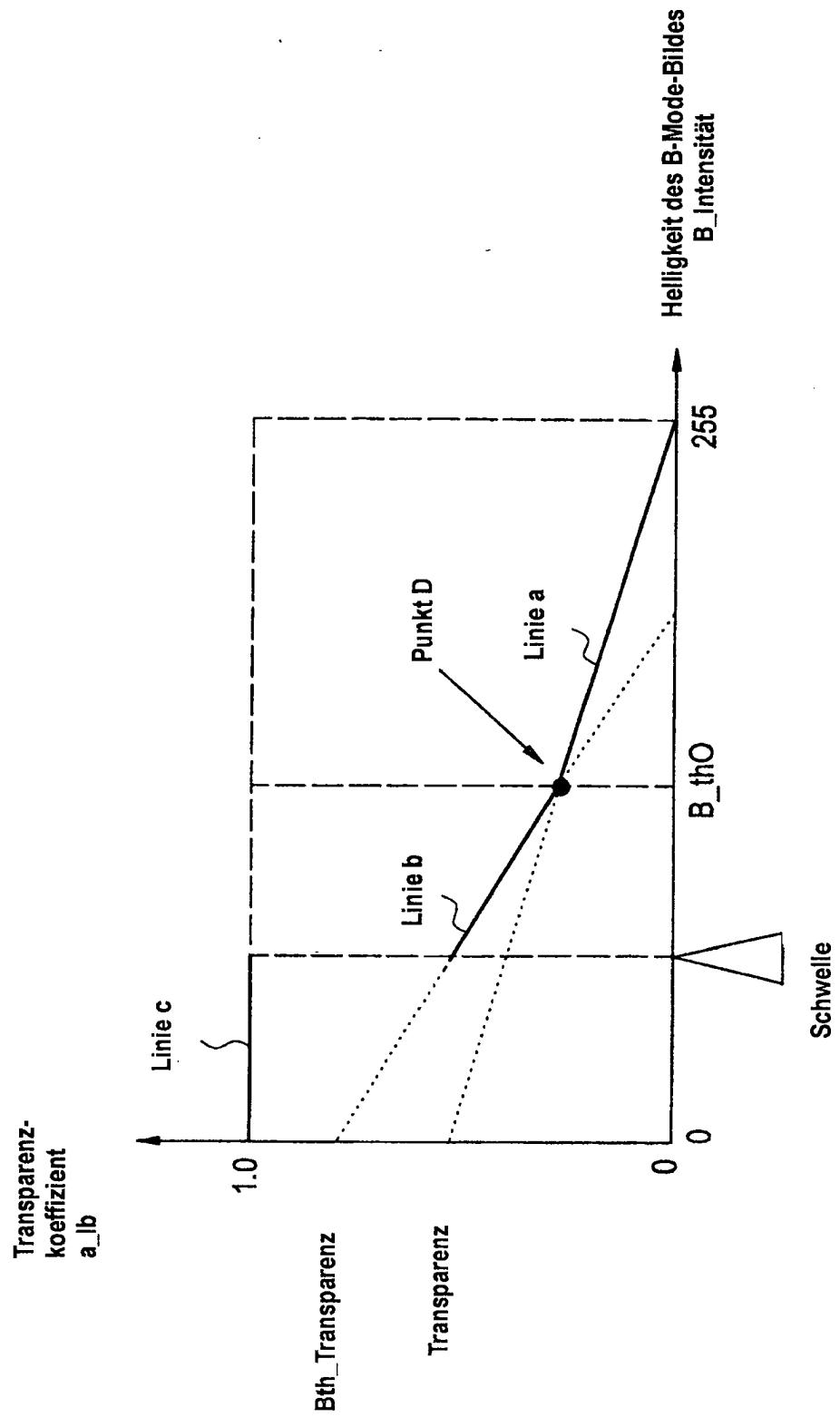


FIG. 4

