



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 103 51 333 A1 2004.05.19

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 103 51 333.7

(51) Int Cl.⁷: G03B 42/06

(22) Anmeldetag: 31.10.2003

A61B 8/00

(43) Offenlegungstag: 19.05.2004

(30) Unionspriorität:

60/423076 01.11.2002 US
10/400879 27.03.2003 US

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(71) Anmelder:

GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC, Waukesha, Wis., US

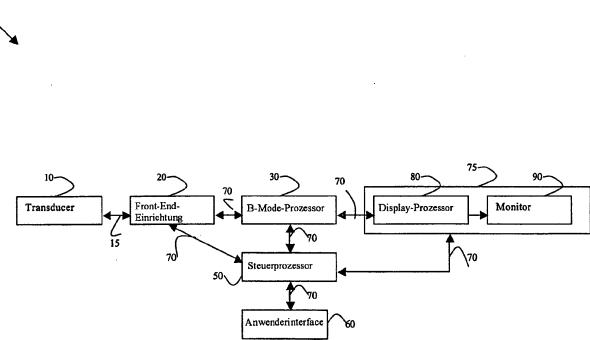
(72) Erfinder:

Panda, Satchi, Fremont, Calif., US; Dong, Fang F.,
Waukesha, Wis., US; Chaio, Richard Y.,
Menomonee Falls, Wis., US; Chilukuri, Sastry V.S.,
Milwaukee, Wis., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung für Anwendungen, die B-Mode-Bildstreifenunterdrückung betreffen**

(57) Zusammenfassung: Spezielle Ausführungsbeispiele umfassen ein System (5) und Verfahren (400) zum Unterdrücken von Streifenbildung in einem B-Mode-Ultraschallbild. Streifenbildung tritt in einem diagnostischen Bild auf, wenn zwei oder mehr Fokusbereiche kombiniert werden, die beispielsweise verschiedene Wellenformen und/oder Frequenzen aufweisen. Die darauf zurückzuführende Intensitätsdifferenz zwischen den Fokusbereichen ruft Streifenbildung in dem endgültigen Bild hervor. Lediglich zur Veranschaulichung wird das Verfahren (400) im Folgenden mit zwei Fokuszonen beschrieben. Spezielle Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung reduzieren Streifenbildung in einem diagnostischen Bild, das eine Vielzahl von Fokuszonen umfasst, indem die erste Fokuszone verarbeitet wird, die Intensität um die Grenze oder "Nahtlinie" zwischen den beiden Fokusbereichen ermittelt wird und der zweite Fokusbereich auf der Grundlage der Intensitätsdifferenz angeglichen wird. Vorzugsweise geschieht die Verarbeitung in Echtzeit während der Aktualisierung der Bildframes.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Anmeldung betrifft die vorläufige US-Patentanmeldung 60/423 076, eingereicht am 1. November 2002, mit dem Titel "Method and Apparatus for B-Mode Image Banding Suppression" (Anwaltsaktennr. 129503), und beansprucht daraus Priorität.

BUNDESSTAATLICH GEFÖRDERTE FORSCHUNG ODER ENTWICKLUNG

MICROFICHE/COPYRIGHT-REFERENZ

HINTERGRUND ZU DER ERFINDUNG

[0002] Die Erfindung betrifft ganz allgemein Bildgebung mittels Ultraschall. Insbesondere betrifft die Erfindung Streifenunterdrückung bei der Ultraschallbildgebung.

[0003] Ultraschall ist Schall mit einer Frequenz, die über der Hörgrenze eines Menschen mit gesundem Gehör liegt. Ultraschallbildgebung verwendet Ultraschallwellen oder Schwingungen im Frequenzspektrum oberhalb des normalen menschlichen Gehörs, beispielsweise im Bereich von 2,5–10 MHz. Ultraschallbildgebungssysteme senden in kurzen Impulsen Ultraschall in ein Objekt, beispielsweise einen Patienten. Das Objekt reflektiert Echosignale zu dem System. Aus den Echos lassen sich diagnostische Bilder erzeugen. Die Techniken der Ultraschallbildgebung ähneln jenen, die für SONAR und RADAR verwendet werden.

[0004] Eine B-Mode (Helligkeits-Mode) verwendende Bildgebung ist eine Grauwert-Ultraschallbildgebungstechnik, die Bilder auf der Grundlage von Echos aufbaut, die herrührend von Pulsen empfangen werden, die durch einen Querschnitt des abgetasteten Objekts übertragen werden. Bei der B-Mode-Bildgebung, entspricht die Helligkeit eines Flecks oder Pixels, das in einem Grauwert-Bild ein Echosignal repräsentiert, der Stärke des empfangenen Echosignals. Die Spannung eines von einem Ultraschallempfänger empfangenen Echosignals ist kennzeichnend für die Helligkeit. B-Mode-Bildgebung kann eigenständig eingesetzt werden oder mit Doppler-Bildgebung oder einer sonstigen Bildgebungstechnik kombiniert werden.

[0005] Im Falle diagnostischer Bildgebungssysteme ist von Bedeutung, dass diese in der Lage sind, unabhängig von unterschiedlichen anatomischen Formen und unterschiedlichen Patientengruppen jederzeit ein optimales Bild zu erzeugen. Eine schlechte Bildqualität kann eine zuverlässige Analyse des Bildes zunichte machen. Beispielsweise kann eine Verringerung der Qualität des Bildkontrasts ein unzureichendes Bild erzeugen, das sich klinisch nicht auswerten lässt. Darüber hinaus hat die Erzeugung qualitativ hochwertiger, scharfer Bilder mit der Einführung von Echtzeitbildgebungssystemen an Bedeu-

tung gewonnen. Unterschiede im Körperbau der Patienten können zu Unschärfe, Schlierenbildung oder Geisterbildern oder Artefakten in einem resultierenden Bild führen. Eine automatische Optimierung von diagnostischen Bildern trägt zur Sicherung einer gleichbleibenden Bildqualität für eine große Gruppe von Patienten bei.

[0006] Um die Auflösung und/oder Penetration eines Ultraschallbilds zu verbessern, werden häufig mehrere Fokuszonen verwendet. Eine Fokuszone ist eine Position innerhalb des Körpers, auf die der übertragene Ultraschallpuls fokussiert ist. Jede Fokuszone weist einen entsprechenden Fokusbereich auf, über den hinweg die auf jene Fokuszone übertragene Energie das optimale Bild erzeugt. Gewöhnlich werden für verschiedene Fokuszonen unterschiedliche Wellenformen und/oder Blendenwerte (Verhältnis von Brennweite der Linse zu Blendenöffnung der Linse) verwendet, und der Fokusbereich schließt die Fokuszone mit ein. Wenn mehrfache Fokuszonen verwendet werden, wird ein Ultraschallbild aufgebaut, indem Fokusbereiche zusammengefügt werden, die den Fokuszonen entsprechen. Wenn zwei oder mehr Bereiche aneinandergefügt werden, sind die Grenzen der Bereiche möglicherweise deutlich abgegrenzt und in dem Bild sichtbar. Die Artefaktränder sind als streifenbildende Artefakte bekannt. Streifenbildende Artefakte werden durch Differenzen in der Fleckhelligkeit oder Textur zwischen zwei Fokusbereichen verursacht. Gegenwärtig werden Übertragungswellenformen und von der Tiefe abhängige Verstärkungskurven sorgfältig ausgewählt, um streifenbildende Artefakte für einen durchschnittlichen Patienten zu eliminieren. Der Körperbau der Patienten ist allerdings unterschiedlich (insbesondere, im Falle einer Krankheit), so dass es auch bei noch so sorgfältig ausgewählten Verstärkungskurven zu streifenbildenden Artefakten kommt. Es besteht daher Bedarf nach einem adaptiven Streifenunterdrückungsverfahren, um über einen großen Bereich von Körpertypen von Patienten streifenbildende Artefakte in Echtzeit zu reduzieren.

[0007] Ein Ultraschallbildgebungssystem, das Systemparameter automatisch in Echtzeit angleicht, um Streifenbildung über einen weiten Bereich von Patientenkörpertypen zu reduzieren, wäre daher in hohem Maße erwünscht. Außerdem wäre ein System in hohem Maße erwünscht, das Streifenbildung in Echtzeit mit rascherer Verarbeitungsgeschwindigkeit reduziert als gegenwärtige Systeme. Ferner wäre ein genaueres und effizienteres Verfahren zum Reduzieren von Streifenbildung sehr erwünscht. Außerdem wäre ein Verfahren zum Reduzieren streifenbildender Artefakte sehr erwünscht, das sich in sämtlichen B-Mode-Anwendungen verwenden ließe.

KURZBESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0008] Spezielle Ausführungsbeispiele umfassen ein System und Verfahren zum Unterdrücken von

Streifenbildung in einem B-Mode-Ultraschallbild. Streifenbildung in einem diagnostischen Bild tritt auf, wenn zwei oder mehr Fokusbereiche, die beispielsweise unter Verwendung verschiedener Wellenformen und/oder Blendenwerte erhalten wurden, kombiniert werden. Die Differenz der Bildhelligkeit zwischen den Fokusbereichen ruft in einem zusammengesetzten Bild Streifen hervor. Lediglich zur Veranschaulichung wird das Verfahren im folgenden mit zwei Fokuszonen beschrieben. Spezielle Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung reduzieren Streifenbildung in einem diagnostischen Bild, das eine Vielzahl von Fokuszonen umfasst, indem ein einer ersten Fokuszone entsprechender erster Fokusbereich verarbeitet wird, die Intensität um eine Grenze oder "Nahtlinie" zwischen den beiden Fokusbereichen ermittelt wird und ein zweiter Fokusbereich auf der Grundlage der Intensitätsdifferenz angeglichen wird. Die Verarbeitung geschieht in Echtzeit während der Aktualisierung der Bildframes.

[0009] Zu speziellen Ausführungsbeispielen des Systems gehören: ein Transducer, der dazu dient, Ultraschallenergie auf ein Objekt zu übertragen und Echos von dem Objekt zu empfangen, eine Front-End-Einrichtung, um Daten auf der Grundlage der empfangenen Echos zu erzeugen, und ein Prozessor zum Verarbeiten der Daten, um ein Bild zu erzeugen, wobei der Prozessor aus mindestens einer ersten Fokuszone und einer zweiten Fokuszone stammende Daten kombiniert, wobei der Prozessor eine Intensitätsdifferenz zwischen Daten in ersten und zweiten Fokusbereichen ermittelt, wobei der Prozessor die Differenz auf mindestens einen Fokusbereich anwendet, sei dies der erste und/oder der zweite Fokusbereich.

[0010] Der Prozessor kann einen B-Mode-Prozessor, einen Steuerprozessor und/oder einen Displayprozessor umfassen. Der Prozessor kann eine Vielzahl von Bildgebungs- und Diagnosemoden beinhalten. Die Front-End-Einrichtung kann einen Empfänger, einen Sender und einen Strahlformer umfassen. Das System kann ferner ein Display zum Formatieren und Anzeigen der Bilddaten enthalten.

[0011] Zu speziellen Ausführungsbeispielen des Verfahrens gehören die Schritte: Untersuchen einer Grenze zwischen einer ersten Fokuszone und einer zweiten Fokuszone in einem kombinierten Ultraschallbild, Auswählen einer ersten Untergruppe von Daten, die der Grenze in der ersten Fokuszone benachbart sind, und einer zweiten Untergruppe von Daten, die der Grenze in der zweiten Fokuszone benachbart sind, Ermitteln eines ersten Intensitätspegels für die erste Untergruppe von Daten und eines zweiten Intensitätspegels für die zweite Untergruppe von Daten, Ermitteln einer Differenz zwischen dem ersten Intensitätspegel und dem zweiten Intensitätspegel und Anwenden der Differenz auf die erste Fokuszone und/oder die zweite Fokuszone.

[0012] Die ersten und zweiten Intensitätspegel können gemittelte oder Durchschnittsintensitätswerte für

die ersten und zweiten Fokuszonen sein. Die Differenz kann zu gleichen Teilen aufgeteilt sein und auf die ersten und zweiten Fokuszonen angewendet werden. In einem Ausführungsbeispiel kann die Differenz nicht angewendet werden, falls ein gewisser Schwellwert, beispielsweise ein dunkler Pixelschwellwert, ein minimaler Intensitätsdifferenzschwellwert oder ein maximaler Intensitätsdifferenzschwellwert überschritten wird. Zu dem Verfahren kann ferner der Schritt gehören, einen Filter auf das kombinierte Ultraschallbild anzuwenden. Das Verfahren kann weiterhin den Schritt umfassen, das kombinierte Ultraschallbild wiederzugeben.

[0013] Spezielle Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung umfassen ein Verfahren zum Unterdrücken von Streifenbildung in einem B-Mode-Ultraschallsystem. Das Verfahren umfasst die Schritte: Verarbeiten eines ersten Fokusbereichs, um eine Intensität von Bilddaten des ersten Fokusbereichs zu ermitteln, Ermitteln einer Intensitätsdifferenz zwischen Bilddaten des ersten Fokusbereichs und Bilddaten eines zweiten Fokusbereichs, die eine Grenze zwischen dem ersten Fokusbereich und einem zweiten Fokusbereich umgeben, und Angleichen einer Intensität von Bilddaten in dem zweiten Fokusbereich auf der Grundlage der Intensitätsdifferenz. Das Verfahren kann den Schritt umfassen: Ermitteln einer Differenz der durchschnittlichen oder mittleren Intensität zwischen Bilddaten des ersten Fokusbereichs und Bilddaten des zweiten Fokusbereichs, die eine Grenze zwischen dem ersten Fokusbereich und einem zweiten Fokusbereich umgeben. Das Verfahren kann ferner beinhalten, die Differenz, zu gleichen Teilen aufzuteilen und die aufgeteilte Differenz auf die ersten und zweiten Fokusbereiche anzuwenden. Die Bilddatenintensität kann nicht angeglichen werden, falls mindestens eine der Bedingungen zutrifft: ein dunkler Pixelschwellwert ist überschritten, die Differenz ist geringer als ein minimaler Schwellwert und/oder die Differenz ist größer als ein maximaler Schwellwert. Das Verfahren kann weiterhin beinhalten, einen Filter auf das kombinierte Ultraschallbild anzuwenden.

KURZBESCHREIBUNG EINIGER ANSICHTEN IN DEN ZEICHNUNGEN

[0014] **Fig. 1** veranschaulicht ein Blockschaltbild eines Ultraschallbildgebungssystems, das gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung verwendet wird.

[0015] **Fig. 2** veranschaulicht ein Verfahren zur Ultraschallbildgebung gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung.

[0016] **Fig. 3** zeigt ein Bild mit mehrfachen Fokuszonen und entsprechenden Fokusbereichen gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung.

[0017] **Fig. 4** veranschaulicht ein Verfahren zur Streifenunterdrückung gemäß einem Ausführungs-

beispiel der vorliegenden Erfindung.

[0018] **Fig. 5** zeigt ein Anwenden des Intensitätsausgleichs gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung.

[0019] Die vorausgehende Kurzbeschreibung und die nachfolgende detaillierte Beschreibung spezieller Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung sind besser zu verstehen, wenn sie in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen gelesen werden. Spezielle Ausführungsbeispiele sind in den Figuren gezeigt, um die Erfindung zu veranschaulichen. Allerdings ist selbstverständlich keinesfalls beabsichtigt, dass die vorliegende Erfindung auf die in den beigefügten Figuren gezeigten Anordnungen und Verwendungszwecke beschränkt ist.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0020] **Fig. 1** veranschaulicht ein Blockschaltbild eines Ultraschallbildgebungssystems **5**, das gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung verwendet wird. Ein Transducer **10** wird verwendet, um durch Umwandlung elektrischer analoger Signale in Ultraschallenergie Ultraschallwellen in ein Objekt zu übertragen. Der Transducer **10** wird ferner verwendet, um durch Umwandeln von Ultraschallenergie in analoge elektrische Signale Ultraschallwellen zu empfangen, die von dem Objekt gestreut zurückgeworfene werden. Eine Front-End-Einrichtung **20**, zu der ein Empfänger, ein Sender und ein Strahlformer gehören, wird verwendet, um zu übertragene Wellenformen, Strahlmuster, Empfangsfiltertechniken und Demodulationstechniken bereitzustellen, die für vielfältige Bildgebungsverfahren verwendet werden. Die Front-End-Einrichtung **20** konvertiert digitale Daten in analoge Daten und umgekehrt. Die Front-End-Einrichtung **20** ist über eine analoge Schnittstelle **15** mit dem Transducer **10** verbunden. Die Front-End-Einrichtung **20** ist über einen digitalen Datenbus **70** mit einem B-Mode-Prozessor **30** und einem Steuerprozessor **50** verbunden. Der digitale Datenbus **70** kann mehrere digitale Sub-Busse umfassen. Die digitalen Sub-Busse können gesonderte Konfigurationen aufweisen und digitale Datenschnittstellen zu vielfältigen Abschnitten des Ultraschallbildgebungssystems **5** vorsehen.

[0021] Der B-Mode-Prozessor **30** ermöglicht ein Erfassen von Amplituden und eine Kompression von Daten für B-Mode-Bildgebung. In einem speziellen Ausführungsbeispiel kann der B-Mode-Prozessor **30** ferner für sonstige Bildgebungsverfahren verwendet werden, beispielsweise M-Mode (Bewegungs-Mode), B+M-Mode (sowohl Bewegungs- als auch Helligkeitsmode), harmonische Bildgebung, und/oder Doppler-Bildgebung. Der B-Mode-Prozessor **30** nimmt digitale Signaldaten von der Front-End-Einrichtung **20** entgegen. Der B-Mode-Prozessor **30** verarbeitet die entgegen genommenen digitalen Signaldaten, um geschätzte Parameterwerte zu erzeugen.

Die geschätzten Parameterwerte können mittels der entgegen genommenen digitalen Signaldaten erzeugt sein. Die digitalen Signaldaten können in Frequenzbändern analysiert werden, die an den Grundschwingungen, Oberschwingungen oder subharmonischen Schwingungen der abgestrahlten Signale zentriert sind, um die geschätzten Parameterwerte zu erzeugen. Der B-Mode-Prozessor **30** gibt die geschätzten Parameterwerte über den digitalen Datenbus **70** an einen Steuerprozessor **50** aus. Der B-Mode-Prozessor **30** kann die geschätzten Parameterwerte ferner über den digitalen Datenbus **70** an ein Display **75** ausgeben.

[0022] Das Display **75** umfasst einen Displayprozessor **80** und einen Monitor **90**. Der Displayprozessor **80** nimmt digitale Parameterwerte von dem B-Mode-Prozessor **30** und dem Steuerprozessor **50** entgegen. Der Displayprozessor **80** kann beispielsweise Abtast-Konvertierungsfunktionen, Farbtransformatiionsfunktionen und Gewebe/Strömungs-Zuweisungsfunktionen durchführen. Der Displayprozessor **80** verarbeitet, transformiert und formatiert die digitalen Daten für die Anzeige auf dem Display, wandelt die digitalen Displaydaten in analoge Displaysignale um und gibt die analogen Displaysignale an den Monitor **90** aus. Der Monitor **90** nimmt die analogen Displaysignale von dem Displayprozessor **80** entgegen und stellt das resultierende Bild auf einem Display dar. Eine Anwender kann das Bild auf dem Monitor **90** betrachten.

[0023] Ein Anwenderinterface **60** ermöglicht es dem Anwender über den Steuerprozessor **50** Anwendersteuerbefehle in das Ultraschallbildgebungssystem **5** einzugeben. Das Anwenderinterface **60** kann beispielsweise (nicht gezeigt) eine Tastatur, Maus, Schalter, Knöpfe, Tasten, einen Trackball und/oder Bildschirmmenüs umfassen.

[0024] Der Steuerprozessor **50** ist der Zentralprozessor des Ultraschallbildgebungssystems **5**. Der Steuerprozessor **50** ist über den digitalen Datenbus **70** mit sonstigen Komponenten des Ultraschallbildgebungssystems **5** verbunden. Der Steuerprozessor **50** führt für mehrere Bildgebungs- und Diagnosemodi vielfältige Algorithmen und Funktion an den Daten aus. Digitale Daten und Steuerbefehle können zwischen dem Steuerprozessor **50** und sonstigen Komponenten des Ultraschallbildgebungssystems **5** übertragen und entgegen genommen werden. In einem alternativen Ausführungsbeispiel können die durch den Steuerprozessor **50** ausgeführten Funktionen durch multiple Prozessoren ausgeführt werden und/oder können in den B-Mode-Prozessor **30** und/oder den Displayprozessor **80** integriert sein. In noch einem Ausführungsbeispiel können die Funktionen der Prozessoren **30**, **50** und **80** nachgeschaltet in einem einzelne Personalcomputer (PC) integriert sein.

[0025] **Fig. 2** veranschaulicht ein Verfahren **200** zur Ultraschallbildgebung gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung. Als Erstes über-

trägt in Schritt 210 der Transducer **10** Ultraschallenergie in ein Objekt, beispielsweise in einen Patienten. Anschließend werden in Schritt 220 die Ultraschallenergie oder die Echosignale, die von dem Objekt gestreut zurückgeworfen werden, an dem Transducer **10** aufgefangen. In Abhängigkeit von den von dem Objekt gestreut zurückgeworfenen Ultraschallwellen werden an der Front-End-Einrichtung **20** Signale entgegen genommen.

[0026] Anschließend werden in Schritt 230 die empfangenen Signale über den digitalen Datenbus **70** von der Front-End-Einrichtung **20** an den B-Mode-Prozessor **30** übertragen. In Schritt 240 erzeugt der B-Mode-Prozessor **30** auf der Grundlage der empfangenen Signale Parameterwerte. Anschließend werden in Schritt 250 die Parameterwerte an den Steuerprozessor **50** übermittelt.

[0027] In Schritt 260 verarbeitet der Steuerprozessor **50** die Parameterwerte, so dass diese bei dem Display **75** zur Anzeige, Speicherung und Diagnose verwendet werden können. Der Steuerprozessor **50** kann Parameterwertsätze aus vielen Fokuszonen zu einem einzelnen Bild verknüpfen, um dieses wiederzugeben. Der Steuerprozessor **50** verarbeitet die Bilddatenparameterwerte, um Streifenartefakte in dem resultierenden kombinierten diagnostischen Bild zu reduzieren. Die Reduzierung der Streifenbildung wird weiter unten eingehender beschrieben.

[0028] Anschließend werden in Schritt 270 die verarbeiteten Parameterwerte an das Display **75** übermittelt. Der Displayprozessor **80** kann ebenfalls Parameterwerte aus vielen Fokuszonenbildern verarbeiten, um in Verbindung mit und/oder zusätzlich zu dem Steuerprozessor **50** ein kombiniertes Bild hervorzubringen. Die Verarbeitung von Daten zur Reduzierung von Streifenbildung, die auf Differenzen zwischen den Fokusbereichen zurückzuführen sind, wird weiter unten beschrieben.

[0029] Schließlich ist in Schritt 280 ein diagnostisches Bild erzeugt und auf dem Monitor **90** ausgegeben. Das Bild kann beispielsweise gespeichert, angezeigt, gedruckt und/oder weiter übermittelt werden. Der Displayprozessor **80** kann das diagnostische Bild mittels der verarbeiteten Parameterwerte aus den digitalen Signaldaten erzeugen.

[0030] Zu einer Streifenbildung in einem diagnostischen Bild kommt es, wenn zwei oder mehr Fokusbereiche, die beispielsweise verschiedene Wellenformen und/oder Blendenwerte aufweisen, kombiniert werden. Die resultierende Intensitätsdifferenz zwischen den Fokusbereichen führt zu einer Streifenbildung in dem endgültigen Bild. Das Verfahren wird im folgenden lediglich zur Veranschaulichung mit zwei Fokuszonen beschrieben. Spezielle Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung reduzieren die Streifenbildung in einem diagnostischen Bild, das eine Vielzahl von Fokuszonen umfasst, indem die erste Fokuszone verarbeitet wird, die Intensität um die Grenze oder "Nahtlinie" zwischen den beiden Fokuszonen ermittelt wird und der zweite Fokusbereich

auf der Grundlage der Intensitätsdifferenz angeglichen wird. Vorzugsweise geschieht die Verarbeitung in Echtzeit während der Aktualisierung der Bildframes.

[0031] **Fig. 3** veranschaulicht ein Bild 300, das gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung mehrere Fokuszonen und entsprechende Fokusbereiche umfasst. Wie in **Fig. 3** gezeigt, ist eine Spleißerposition eine Position, an der ein Übergang zwischen den benachbarten Fokuszonen auftritt. In einem B-Mode-Bild kann zum Verhindern von sichtbaren Diskontinuitäten an einem Übergangsreich zwischen benachbarten Fokuszonen auch ein Ausblenden verwendet werden, um eine mangelnde Übereinstimmung in dem Bild zwischen benachbarten Bereichen zu reduzieren.

[0032] **Fig. 4** veranschaulicht ein Verfahren 400 zum Unterdrücken von Streifenbildung gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung. Als Erstes werden in Schritt 410 in einem mittleren Abschnitt eines Bildes (beispielsweise eines kombinierten Ultraschallbildes) entlang einer Spleißerposition zwischen zwei Fokuszonen zwei Kernbereiche ausgewählt. Die beiden Kernbereiche sind als "Ober"- und "Unter"-Kernbereiche bezeichnet. In einem Ausführungsbeispiel ist die vertikale Breite eines Kernbereichs vorzugsweise etwa 3–5 Pixel breit, und die horizontale Breite beträgt vorzugsweise beispielsweise etwa 80 % der Breite des gesamten Bildes. Allerdings hat die genaue Abmessung eines Kernbereichs keinen bedeutenden Einfluss auf den Ablauf des Verfahrens **400**. Die Spleißerposition kann abhängig von der Konfiguration des Bildgebungsscanners entweder in dem "Unter"- oder in dem "Ober"-Kernbereich einbezogen sein.

[0033] Anschließend werden in Schritt 415 sowohl für die Ober- als auch die Unter-Kernbereiche repräsentative Bildintensitätspegele berechnet. Ein Mittel- oder Durchschnittswert kann beispielsweise als ein repräsentativer Bildintensitätspegele eingesetzt werden. Da die Anzahl der Bits ankommender Daten beschränkt werden kann (beispielsweise auf 8 Bits), ist es möglich, ein effizientes Mittelwertbildungsverfahren einzusetzen.

[0034] In speziellen Ausführungsbeispielen können zwei Schwellwerte verwendet werden, um zu ermitteln, ob ein Datenwert für die Berechnung des Durchschnittswerts des Kernbereichs verwendet werden kann. In speziellen Ausführungsbeispielen kann innerhalb eines Kernbereichs eine helle Gefäßgrenze, eine dunkle Zystenstruktur und/oder Blutstrom vorliegen, was möglicherweise ein Schätzen eines Durchschnitts- oder Mittelwerts verzerrt. Beispielsweise kann im Falle von 8-Bit-Daten (256 Intensitätspegele) ein unterer Intensitätsschwellwert von 10 und ein oberer Intensitätsschwellwert von 200 eingesetzt werden, um extreme Datenwerte auszuschließen. In einem Ausführungsbeispiel kann das gesamte Bild verarbeitet werden, um Schwellwerte vor dem Anwenden des Unterdrückens von Streifenbildung zu

ermitteln. Verfahren wie die Histogramanalyse können beispielsweise eingesetzt werden, um optimale Schwellwerte zu finden.

[0035] Anschließend werden in Schritt 420, nachdem sowohl für die Ober- als auch die Unter-Kernbereiche repräsentative Bildintensitätswerte gefunden sind, eine Differenz (oder ein Delta-Wert) zwischen dem repräsentativen Bildintensitätswert des Ober-Kernbereichs und dem repräsentativen Bildintensitätswert des Unter-Kernbereichs berechnet.

[0036] Anschließend kann in Schritt 430 eine Anzahl dunkler Pixel in einem Kernbereich und/oder die Differenz zwischen repräsentativen Bildhelligkeiten mit einem (oder mehreren) Schwellwert(n) verglichen werden, um zu ermitteln, ob eine Kompensation auf die Fokuszone(n) angewendet werden kann. In einem Ausführungsbeispiel kann, falls beispielsweise der Ober-Kernbereich eine helle Gefäßgrenze enthält und der Unter-Kernbereich Blutstrom mit geringerer Streuung enthält (oder umgekehrt), und weder dunkle noch helle Intensitätsdaten durch untere oder obere Schwellwerte ausgeschlossen wurden, beispielsweise die Differenz zwischen dem repräsentativen Bildintensitätspiegel einen Schwellwert, z.B. 30 oder 50, überschreiten. In diesem Falle kann das Verfahren des Unterdrückens von Streifenbildung deaktiviert werden, um ein Hervorrufen zusätzlicher Streifenbildung durch verzerrte Werte zu vermeiden.

[0037] In noch einem Ausführungsbeispiel kann ein Schwellwert eingesetzt werden, wenn ein Kernbereich eine große Anzahl von dunklen Pixel enthält, wie es der Fall ist, wenn sich eine Spleißenposition beispielsweise teilweise innerhalb eines Blutgefäßrandes befindet oder mit diesem fluchtend angeordnet ist. Falls in einem Kernbereich ein (z.B. als ein Schwärzeverhältnis bezeichnetes) Verhältnis zwischen einer Anzahl dunkler Pixel in einem Kernbereich und einer Gesamtzahl von Pixeln einen (gewöhnlich auf 1 gesetzten) Schwellwert eines Schwärzeverhältnisses überschreitet, kann eine Streifenbildungskompensation für die Spleißenposition ignoriert werden. Beispielsweise kann ein Kernbereich mit einem Schwärzeverhältnis oberhalb des definierten Schwellwerts Rauschen, Blut oder Flüssigkeit enthalten.

[0038] In noch einem Ausführungsbeispiel ist es möglich, falls die Differenz zwischen repräsentativen Intensitätswerten aus Ober- und Unter-Kernbereichen geringer ist als ein Differenzschwellwert, eine Kompensation nicht auszuführen, um Rechenzeit einzusparen. Beispielsweise kann ein Grauwertpeldifferenz zwischen zwei Bereichen geringer als 50 jedoch größer als eine 4dB entsprechende Intensitätsdifferenz sein. Um Überkompensierung zu vermeiden, kann auf jeden Bereich eine Differenz von 2dB angewendet werden, so dass die Gesamtkompensation der Streifenbildung einen Wert von 4dB nicht überschreitet.

[0039] In Schritt 440 kann die Differenz des repräsentativen Bildintensitätspiegels auf beide Fokuszo-

nen angewendet werden. Vorzugsweise ist die Differenz oder der Kompensationsbetrag gleichmäßig in zwei Hälften aufgeteilt. D.h., es kann nicht der gesamte Kompensationsbetrag auf eine Fokuszone angewendet werden. Die Hälfte der Differenz kann auf jede Seite oder Fokuszone angewendet werden (wobei beispielsweise die eine Zone positiv ausgeglichen wird, und die andere Zone negativ ausgeglichen wird).

[0040] In einem Ausführungsbeispiel kann die Kompensation auf eine gesamte Zone angewendet werden. Allerdings kann es in der Nähe der Spleißenposition zu Streifenbildung kommen, und die Kompensation ist möglicherweise nicht auf eine gesamte Fokuszone gleichermaßen anwendbar. Statt dessen kann die Kompensation in einem Ausführungsbeispiel, wie in **Fig. 5** gezeigt, in einer linear abnehmenden Weise angewendet werden. In einem alternativen Ausführungsbeispiel können erste und letzte Fokuszonen in einem Bild unterschiedlich kompensiert werden. Beispielsweise kann die Differenz, um eine Entstehung eines übermäßigen Rauschens zu verhindern, auf die Hälfte des Bereichs in einer linear abnehmenden Weise angewendet werden.

[0041] Falls das Verfahren **400** verwendet wird ("eingeschaltet ist") und falls die Kompensation (beispielsweise verursacht durch Bildrauschen oder eine spezielle Anatomie des Körpers des Patienten) von Frame zu Frame schwankt, kommt es möglicherweise zu einem Flimmern des Bildes. In Schritt 450 kann ein Filter, beispielsweise ein Filter mit unbegrenztem Impulsansprechverhalten (IIR-Filter) auf den gegenwärtigen und den vorhergehenden Frame (in ähnlicher Weise wie bei der Mittelwertbildung der Frames) angewendet werden, um ein Flimmern in dem Bild zu verhindern. Eine Beispiel eines Filters ist in Gleichung (1) dargestellt:

$$Y_{\text{ausgang}} = 0,5 \cdot X_{\text{gegenwärtig}} + 0,5 \cdot Y_{\text{vorherig}} \quad (1)$$

[0042] In speziellen Ausführungsbeispielen können die Koeffizienten andere Werte als (0,5, 0,5) aufweisen, z.B. (0,4, 0,6), usw.

[0043] In speziellen Ausführungsbeispielen wird das Filter abhängig von dem Auftreten einer speziellen Bedingung initialisiert. Beispielsweise kann das Filter initialisiert werden, falls sich die Bildtiefe, Position der Fokuszone, Anzahl der Fokuszonen, Bildgebungsrate (beispielsweise von 4 MHz auf 6 MHz,) und/oder die Anwendung (beispielsweise von einer Schilddrüsen- zu einer Brustabbildung) ändert. Kompensationswerte können für jeden Bereich mittels Werten initialisiert werden, die basierend auf dem ersten Fokusbereich nach dem Auftreten eines Wechsels berechnet werden. Allerdings ist es möglich, dass die Initialisierung, falls sämtliche Werte bis auf Null herunter initialisiert sind, eine gewisse intermittierende Streifenbildung hervorruft.

[0044] In Schritt 460 können Bilddaten gekappt werden, falls die Bilddaten einen gewissen Schwellwert

über- oder unterschreiten. In diesem Falle kann in Schritt 470 die nächste Spleißenposition, an der Fokuszonen kombiniert sind, untersucht werden und das Verfahren **400** wiederholt werden.

[0045] Spezielle Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung unterdrücken Streifenbildung, indem sie die von dem B-Mode-Prozessor **30** an kommenden erfassten und logarithmisch komprimierten Daten in Echtzeit verarbeiten, um die durchschnittliche/mittlere Bildintensitätsdifferenz zwischen benachbarten Bereichen zu extrahieren und zu kompensieren. Vorzugsweise wird das anhand von speziellen Ausführungsbeispielen beschriebene Verfahren der vorliegenden Erfindung für Bilder mit mindestens zwei Fokuszonen aktiviert. Spezielle Ausführungsbeispiele reduzieren eine Streifenbildung in Echtzeit unter Verwendung einer im Vergleich zu herkömmlichen Verfahren rascheren Verarbeitung von Signal- und Bilddaten. Spezielle Ausführungsbeispiele ermöglichen eine präzisere und effizientere Streifenbildungsrückbildung im Falle einer Streifenbildung, die beispielsweise durch Wellenformen/Frequenz/ Blendenwert und/oder die Konstitution des Patienten (nämlich dessen Körperbau und Gesundheitszustand, insbesondere seine Veranlagung zu Erkrankungen) verursacht wird. Anstatt einen konstanten Verstärkungsgrad der Kompensation über eine gesamte Zone zu verwenden, halbieren spezielle Ausführungsbeispiele die Verstärkungsgraddifferenz und wenden eine Rampenkompensation auf die aufgeteilte Verstärkungsgraddifferenz an. Darüber hinaus können in speziellen Ausführungsbeispielen die Datenschwellwerte im Gegensatz zum Stand der Technik auf verschiedene Anwendungen begründet werden. In speziellen Ausführungsbeispielen kann ein Unterdrücken von Streifenbildung anstelle durch das Hinzufügen zusätzlicher, komplizierter und langsamerer Hardware beispielsweise mittels einer auf Software basierenden Implementierung erreicht werden. Spezielle Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung können auf sämtliche B-Mode-Anwendungen angewendet werden.

[0046] Spezielle Ausführungsbeispiele umfassen ein System **5** und Verfahren 400 zum Unterdrücken von Streifenbildung in einem B-Mode-Ultraschallbild. Streifenbildung tritt in einem diagnostischen Bild auf, wenn zwei oder mehr Fokusbereiche kombiniert werden, die beispielsweise verschiedene Wellenformen und/oder Frequenzen aufweisen. Die darauf zurückzuführende Intensitätsdifferenz zwischen den Fokusbereichen ruft Streifenbildung in dem endgültigen Bild hervor. Lediglich zur Veranschaulichung wird das Verfahren 400 im folgenden mit zwei Fokuszonen beschrieben. Spezielle Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung reduzieren Streifenbildung in einem diagnostischen Bild, das eine Vielzahl von Fokuszonen umfasst, indem die erste Fokuszone verarbeitet wird, die Intensität um die Grenze oder "Nahtlinie" zwischen den beiden Fokusbereichen ermittelt wird und der zweite Fokusbereich auf der Grundlage

der Intensitätsdifferenz angeglichen wird. Vorzugsweise geschieht die Verarbeitung in Echtzeit während der Aktualisierung der Bildframes.

[0047] Während die Erfindung anhand spezieller Ausführungsbeispiele beschrieben wurde, ist es dem Fachmann klar, dass vielfältige Änderungen vorgenommen und äquivalente Ausführungsformen substituiert werden können, ohne dass der Schutzzumfang der Erfindung berührt ist. Darüber hinaus können viele Abwandlungen vorgenommen werden, um eine spezielle Situation oder ein spezielles Material an die Ausführungen der Erfindung anzupassen, ohne von deren Schutzzumfang abzuweichen. Es ist dementsprechend nicht beabsichtigt, die Erfindung auf das offenbare spezielle Ausführungsbeispiel zu beschränken, vielmehr soll die Erfindung sämtliche Ausführungsbeispiele einbeziehen, die in den Schutzbereich der beigefügten Patentansprüche fallen.

Bezugszeichenliste

- | | |
|-----------|------------------------------|
| 5 | Ultraschallbildgebungssystem |
| 10 | Transducer |
| 15 | Analoginterface |
| 20 | Front-End-Einrichtung |
| 30 | B-Mode-Prozessor |
| 50 | Steuerprozessor |
| 60 | Anwenderinterface |
| 70 | Digitaler Datenbus |
| 75 | Display |
| 80 | Displayprozessor |
| 90 | Monitor |

Patentansprüche

1. System (**5**) zum Reduzieren von Streifenartefakten in einem Ultraschallbild, wobei zu dem System gehören:

ein Transducer (**10**), der dazu dient, Ultraschallenergie auf ein Objekt zu übertragen und Echos von dem Objekt zu empfangen;

eine Front-End-Einrichtung (**20**), um basierend auf den empfangenen Echos Daten zu erzeugen; und ein Prozessor (**30, 50, 80**) zum Verarbeiten von Daten, um ein Bild zu erzeugen, wobei der Prozessor (**30, 50, 80**) Daten aus mindestens einer ersten Fokuszone und einer zweiten Fokuszone kombiniert, wobei der Prozessor eine Differenz der Intensität zwischen Daten in der ersten Fokuszone und Daten in der zweiten Fokuszone ermittelt, und wobei der Prozessor (**30, 50, 80**) die Differenz auf die erste Fokuszone und/oder die zweite Fokuszonen.

2. System (**5**) nach Anspruch 1, bei dem die Front-End-Einrichtung (**20**) einen Empfänger, einen Sender und einen Strahlformer umfasst.

3. System (**5**) nach Anspruch 1, bei dem der Prozessor einen B-Mode-Prozessor (**30**) für B-Mo-

de-Bildgebung umfasst.

4. System (5) nach Anspruch 1, bei dem der Prozessor einen Steuerprozessor (50) umfasst, der dazu dient, Funktionen für Betriebsmoden durchführen.

5. System (5) nach Anspruch 1, bei dem der Prozessor einen Displayprozessor (80) umfasst, der dazu dient, digitale Daten für eine Anzeige zu verarbeiten.

6. System (5) nach Anspruch 1, bei dem der Prozessor (30, 50, 80) eine Vielzahl von Bildgebungs- und Diagnosemoden enthält.

7. System (5) nach Anspruch 1, zu dem ferner ein Display (75) zum Formatieren und Anzeigen von Daten gehört.

8. Verfahren (400) zum Reduzieren von Streifenartefakten in einem Ultraschallbild, wobei zu dem Verfahren die Schritte gehören:

Untersuchen einer Grenze zwischen einer ersten Fokuszone und einer zweiten Fokuszone in einem kombinierten Ultraschallbild;

Auswählen einer ersten Untergruppe von Daten, die der Grenze in der ersten Fokuszone benachbart sind, und einer zweiten Untergruppe von Daten, die der Grenze in der zweiten Fokuszone benachbart sind (410);

Ermitteln eines ersten Intensitätspegels für die erste Untergruppe von Daten und eines zweiten Intensitätspegels für die zweite Untergruppe von Daten (415);

Ermitteln einer Differenz zwischen dem ersten Intensitätspegel und dem zweiten Intensitätspegel (420); und

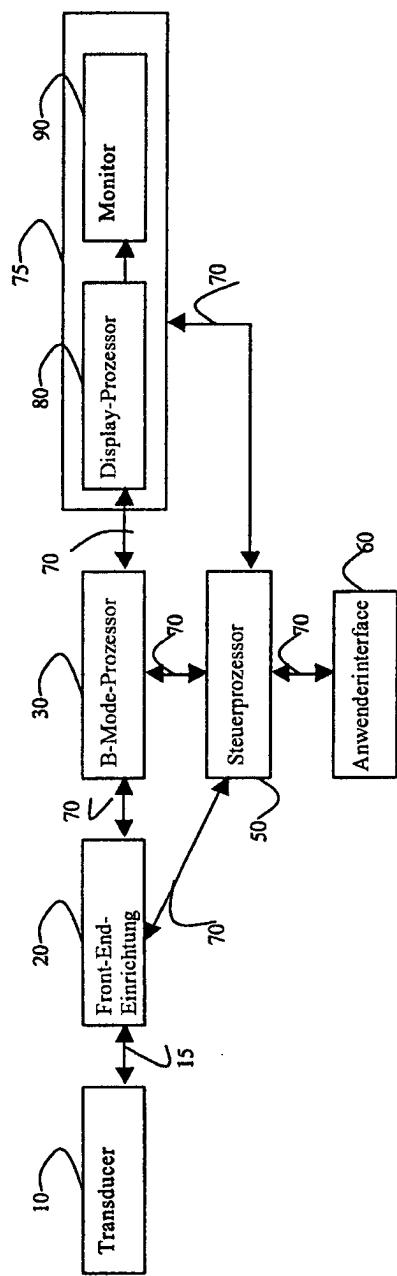
Anwenden der Differenz auf mindestens eine der beiden besagten Fokuszonen (440).

9. Verfahren (400) nach Anspruch 8, bei dem der erste Intensitätspegel einen durchschnittlichen oder mittleren Intensitätswert für die erste Fokuszone umfasst.

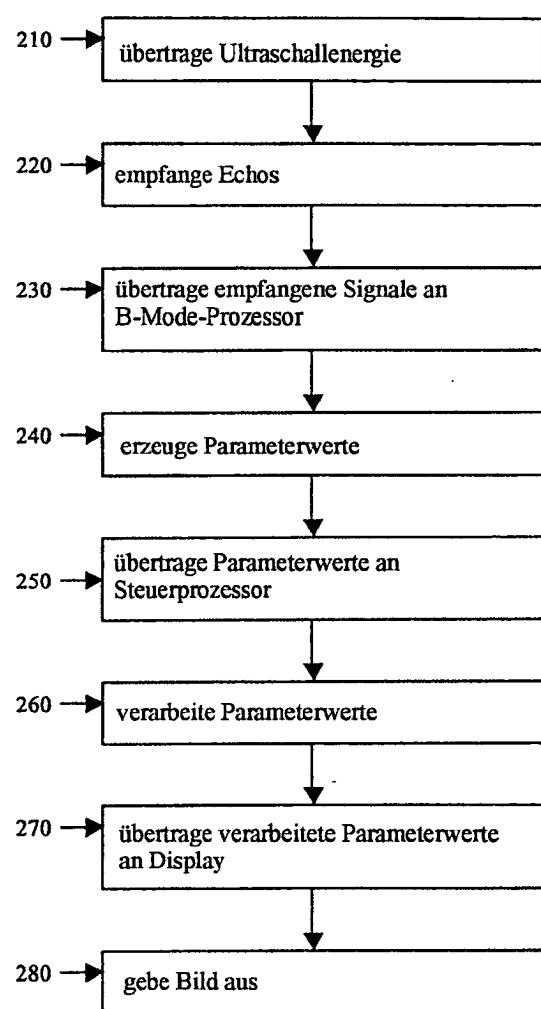
10. Verfahren (400) nach Anspruch 8, bei dem der zweite Intensitätspegel einen durchschnittlichen oder mittleren Intensitätswert für die zweite Fokuszone umfasst.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

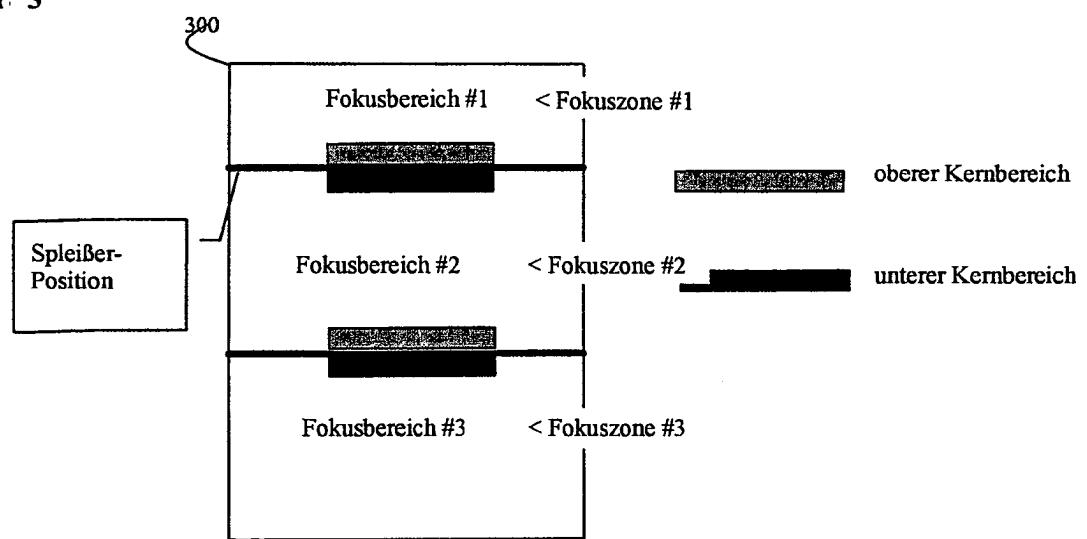
Figur 1
5 →



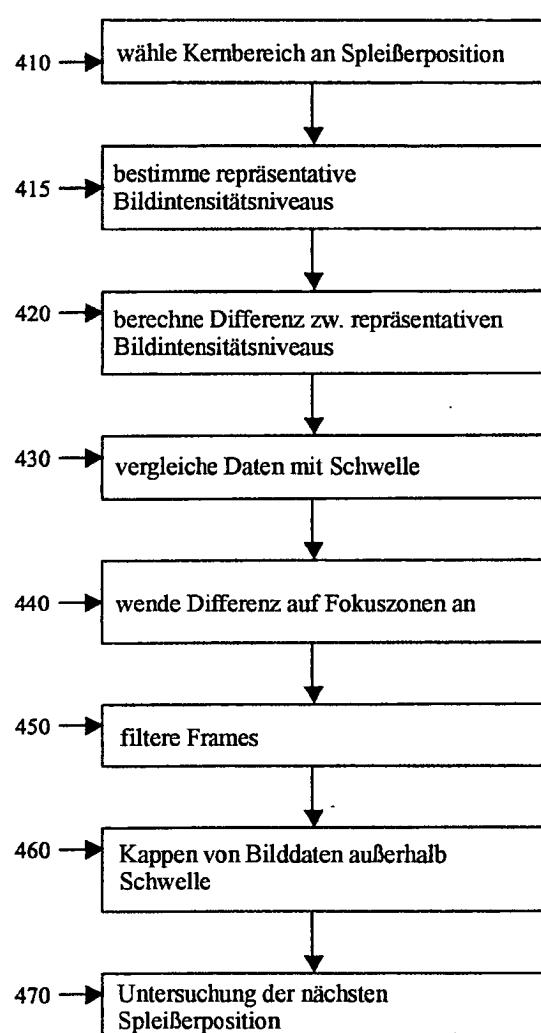
Figur 2
200



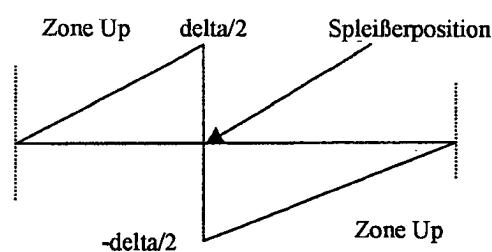
Figur 3



Figur 4
400



Figur 5



lineare Anwendung der Kompensation von $\delta/2$ an der Spleißerposition bis herunter zu 0 an der anderen Grenze.