(19) **Bundesrepublik Deutschland**
**Deutsches Patent- und Markenamt**

(10) **DE 699 37 284 T2** 2008.07.03

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 016 880 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 37 284.4**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 310 493.4**
(96) Europäischer Anmeldetag: **23.12.1999**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **05.07.2000**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **10.10.2007**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **03.07.2008**

(51) Int Cl.[8]: ***G01S 15/89*** (2006.01)
***G01S 7/52*** (2006.01)

(30) Unionspriorität:
**224633** **31.12.1998** **US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**DE, NL**

(73) Patentinhaber:
**General Electric Co., Schenectady, N.Y., US**

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

(72) Erfinder:
**Mo, Larry Y.L., Waukesha, Wisconsin 53186, US; Pan, Lihong, Brookfield, Wisconsin 53045, US; Kulakowski Jr., Richard Marion, Richfield, Wisconsin 53076, US; Washburn, Michael J., New Berlin, Wisconsin 53151, US**

(54) Bezeichnung: **Automatische Regelung des Geschwindigkeitsgrads und Pulsfolgefrequenz für Doppler- Ultraschall- Spektrogramme**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

## Beschreibung

**[0001]** Diese Erfindung betrifft Ultraschallvorrichtungen, die die Geschwindigkeit von Flüssigkeitsströmung unter der Verwendung von Dopplertechniken messen. Insbesondere betrifft die Erfindung eine automatische Einstellung der Geschwindigkeitsskala und der Impulswiederholfrequenz für derartige Vorrichtungen.

**[0002]** Ultraschall-Scanner zur Detektion von Blutströmung auf der Basis des Dopplereffektes sind bekannt. Derartige Vorrichtungen arbeiten durch Bewegen eines Ultraschall-Übertrager-Arrays, um die Ultraschallwellen in das Objekt zu übertragen, und um die vom Objekt zurück gestreuten Ultraschallechos zu empfangen. In der Messung der Charakteristik der Blutströmung werden zurückkehrende Ultraschallwellen mit einer Bezugsfrequenz verglichen, um die Frequenzverschiebung zu bestimmen, die die zurückkehrenden Wellen durch die strömenden Streukörper, wie beispielsweise Blutzellen, beeinflusst haben. Diese Frequenzverschiebung wird auf die Geschwindigkeit der Blutströmung übertragen.

**[0003]** Bei Ultraschall-Scannern nach dem Stand der Technik wird die gepulste und die Dauerstrich-(continous wave: CW)-Doppler-Kurvenform berechnet und von einem Video-Prozessor in Echtzeit als ein Spektrogramm mit einer Grauwerte-Skala der Geschwindigkeit gegenüber der Zeit dargestellt, wobei die Intensität oder (Farbe) der Grauwerte-Skala mit der spektralen Leistung multipliziert wird. Die Daten für jede Spektrallinie weisen ein Vielfaches der Frequenzdaten-Bins für verschiedene Frequenzintervalle in einem spektralen Pixel einer repräsentativen Spalte der Pixel auf der Darstellungseinrichtung oder dem Monitor auf. Jede spektrale Linie stellt eine unmittelbare Messung der Blutströmung dar.

**[0004]** Jede vertikale Linie in der spektralen Darstellung gehört zu einem Dopplerfrequenzspektrum bei einem vorgegebenen Zeitintervall. Positive Dopplerfrequenzen gehören zu einer Strömung in Richtung des Übertragers, und negative Frequenzen gehören zu Strömungen, die vom Übertrager abgewandt gerichtet sind. Die Grenzen der Dopplerverschiebung sind ± PRF/2, wobei PRF die Impulswiederholfrequenz (pulse repetition frequency: PRF) oder die Sampling-Frequenz des Doppler-Signals ist. Wenn der Dopplerstrahl zu Gefäßwinkel (der vom Benutzer mittels einer Cursorgraphik des Doppler-Winkels über den B-Modus des Bildes definiert wird) vorgegeben ist, können die Dopplerfrequenzverschiebungen in Geschwindigkeitseinheiten entsprechend der Standard-Dopplergleichung konvertiert werden.

**[0005]** In der Praxis kann die Geschwindigkeitsverteilung innerhalb des gepulsten Doppler-Untersuchungsvolumen oder Doppler-Probenvolumen in einem Gefäß über das FFT-Zeitanalyseintervalls positiv oder negativ sein, in Abhängigkeit von der Strömungsrichtung bezogen auf den Übertrager. Wenn die Darstellung des Dopplerspektogramms invertiert wird, da die Strömung komplett negativ ist, kann der Benutzer eine Invertierungs-Taste drücken, um die Dopplerspektrallinien so zu invertieren, dass die PRF/2 im oberen Bereich in der Spektrogramm-Darstellung angeordnet wird.

**[0006]** Aliasierung tritt auf, wenn die Impulswiederholfrequenz (PRF) unterhalb der Nyquistrate des zufälligen Dopplersignals liegt, und beispielsweise zu einem positiven Frequenzspektrum führt, das um die negative Frequenzachse herum angeordnet ist. Unter der Annahme, dass die totale Spektralbreite kleiner als PRF ist, kann eine einfache Verschiebung der Grundlinie $f_{Verschieben}$ effektiv das Spektrum entfalten. In konventionellen Doppler-Scanner, wird eine derartige Grundlinienverschiebung gewöhnlich durch den Benutzer über einen Kipp-Schalter oder Toggel-Schalter (elektrischer Schalter, der einen Stromkreis öffnet oder schließt) auf der Frontplatte beeinflusst. Oftmals wird vom Benutzer verlangen, dass dieser den Schalter, der die Grundlinie verschiebt, einige Male abhängig von der Größe des Schritts $f_{Verschieben}$ betätigt wird.

**[0007]** Wenn die Bandbreite des Spektrums größer als RPF ist, kann dieses jedoch nicht einfach durch Anpassen der Polarität oder Grundlinien-Position der Geschwindigkeitsskala entfaltet werden. In diesem Fall muss der Benutzer die PRF erhöhen und dadurch die Grenzen der Geschwindigkeitsskala mittels eines Steuer-Schalters auf der Frontplatte ausdehnen. Wenn auf der anderen Seite die Bandbreite des Spektrums viel kleiner ist als die gegenwärtige PRF-Einstellung, wird der Benutzer gewöhnlich die PRF verringern, um die Größe des Spektrogramms in der Fläche der Darstellungseinrichtung auszudehnen.

**[0008]** Typische klinische Doppleruntersuchungen können Zeitaufwendig sein, da diese die Einstellung von verschiedenen Steuer-Tasten oder Schaltern für die Volumengröße der Probe, den Cursorwinkel der Strömungsrichtung, die Geschwindigkeitsgrenzen (PRF), die Grundlinienverschiebung, die automatische Verfolgung der Maximums-/Minimums-Geschwindigkeit, usw. beinhalten. Als ein Ergebnis gibt es einem Bedarf an einer Automatisierung von einigen dieser grundlegenden Doppler-Einstellungen, um sowohl die Geschwindigkeit, als auch die Zuverlässigkeit der Doppler-Untersuchung zu verbessern.

**[0009]** Die bevorzugte Ausführungsform der Erfindung ist in einer Ultraschall-Vorrichtung nützlich, die eine Dopplerbild-Darstellungseinrichtung zum Darstellen eines Dopplerbildes mit einer einstellbaren Polarität und einer einstellbaren Position entlang der

Frequenzachse aufweist. Die Ausführungsform verbessert die Erscheinung des Dopplerbildes durch die Übertragung der Ultraschallwellen bei einer vorher bestimmten Impulswiederholfrequenz, bevorzugt durch eine Ultraschallübertragungseinheit. Die Dopplersignale werden als Antwort auf die Ultraschallwellen erzeugt, die von einem zu untersuchenden Objekt zurückgestreut werden, bevorzugt durch eine Ultraschall-Empfängereinheit. Speichersignale, die zu speichernde Werte aufweisen, werden gespeichert. Die Speichersignale enthalten erste Signale mit ersten Werten, die die Größen von mindestens einigen Komponentenfrequenzen der Dopplersignale darstellen, die über eine vorbestimmte Zeitdauer als Antwort auf die rückgestreuten Ultraschallwellen auf Grund einer Flüssigkeitsströmungen in einer ersten Richtung erzeugt werden, und zweite Signale mit zweiten Werten beinhalten, die die Größen von mindestens einigen der Komponentenfrequenzen der Dopplersignale enthalten, die über die vorher bestimmte Zeitdauer als Antwort auf die rückgestreuten Ultraschallwellen auf Grund von Flüssigkeitsströmungen in einer zweiten, der ersten Richtung entgegen gesetzten Richtung erzeugt werden. Ein drittes Signal wird erzeugt, das einen dritten Wert aufweist, der auf einen in dem System vorhandenen Rauschsignalpegel bezogen ist. Die Speicherwerte werden auf der Basis von mindestens einem Teil des dritten Wertes analysiert, bevorzugt durch eine Logik-Einheit. Eine oder mehrere der folgenden: der Polarität, der Position und der Impulswiederholfrequenz (PRF) können als Antwort auf die Analyse eingestellt werden, wodurch das Dopplerbild verändert wird, das durch die Dopplerbild-Darstellungseinheit erzeugt wird.

**[0010]** Durch die Verwendung der vorhergehenden Verfahren und Vorrichtungen wird die Polarität und Position eines Dopplerbildes automatisch eingestellt und die PRF wird ebenfalls automatisch eingestellt, um dadurch beim Lesen und Interpretieren des Dopplerbildes behilflich zu sein. Beispielsweise, wenn ein Spektrum aliasiert ist, wird es automatisch über die Grundlinienverschiebung und/oder eine Vergrößerung der PRF entfaltet. Wenn das Spektrum invertiert wird, kann es automatisch auch für eine aufrechte Darstellung zurück invertiert werden. Wenn die Bandbreite des Spektrums relativ zu der gegenwärtigen PRF oder Geschwindigkeitsbeschränkung zu schmal ist, wird die PRF automatisch zur optimalen Darstellung verringert. Diese automatische Geschwindigkeitsskala und PRF-Einstellungen verbessern die einfache Verwendbarkeit und Handhabung der Dopplerausrüstung und letztendlich die Geschwindigkeit und Zuverlässigkeit der Doppleruntersuchung.

**[0011]** Eine Ausführungsform der Erfindung wird nachfolgend an Hand eines Beispiels in Bezug auf die nachfolgende Zeichnung beschrieben, in der:

**[0012]** Fig. 1 ein schematisches Blockdiagramm ist, das die Signal-Bearbeitungs-Kette für einen bevorzugten Doppler-Modus einer Ultraschall-Bildgebungsvorrichtung gemäß der Erfindung zeigt. I und Q bezeichnen jeweils die In-Phasen und die quadratischen Komponenten des demodulierten Signals,

**[0013]** Fig. 1A ein schematisches Blockdiagramm eines Bereiches **12** der Vorrichtung ist, die in Fig. 1 gezeigt ist,

**[0014]** Fig. 2 eine Graphik ist, die ein typisches Dopplerbild zeigt, das auf einer Darstellungseinheit gezeigt ist,

**[0015]** Fig. 3 eine Graphik ist, die die exponentielle Wahrscheinlichkeitsdichteverteilung zeigt. $F_x$ (x) für einen mittleren Wert m = 200,

**[0016]** Fig. 4 ein Ablaufdiagramm einer bevorzugten Form eines Algorithmus in Übereinstimmung mit der Erfindung ist,

**[0017]** Fig. 5 eine Darstellung einer Datenanordnung in einem Speicher gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist,

**[0018]** Fig. 6A–Fig. 6D Darstellungen von willkürlichen Datenanordnungen in dem Speicher sind, die die Identifizierung von Bereichen der Daten durch den in Fig. 4 gezeigten Algorithmus darstellen,

**[0019]** Fig. 7 eine Graphik ist, die eine Dopplerbild zeigt, das sich aus der Aliasierung ergibt,

**[0020]** Fig. 8 eine Darstellung der Datenanordnung in dem Speicher ist, die sich in dem Bild aus Fig. 7 ergibt,

**[0021]** Fig. 9 eine Graphik ist, die ein Dopplerbild zeigt, das sich aus der Anwendung des Algorithmus von Fig. 4 auf die Daten von Fig. 8 ergibt.

**[0022]** Bezug nehmend auf Fig. 1 aktiviert eine Sende-Einheit **1** ein Ultraschallübertrager-Array **2**, um Ultraschallwellen zu senden, die wiederholt bei einer Impulswiederholfrequenz (PRF) so abgegeben werden, dass die Ultraschallwellen von einem vorher bestimmten Bereich oder Volumen eines zu untersuchenden Patienten oder Objekts rückgestreut werden. Eine beispielhafte Sende-Einheit ist in dem US Patent No 5,349,524 (Daft et. al.) gezeigt. Die Sende-Einheit enthält eine Steuereinrichtung **1A** zur Einstellung der PRF, die typischerweise im Kiloherz-Bereich liegt. Alternativ kann das Array **2** kontinuierlich aktiviert werden.

**[0023]** Die HF-Signale, die zurückkehren, werden durch die Übertragerelemente übertragen und dann in einen Empfängerstrahl durch einen Empfän-

ger-Strahlformer geformt. Für eine digitale Vorrichtung wird das aufsummierte Signal aus jedem Impuls oder Schuss durch einen Demodulator **6** in seine In-Phasen- und Quadratur-(I/Q)-Komponenten demoduliert. Die I/Q-Komponenten werden über ein bestimmtes Zeitintervall integriert (aufsummiert) und dann durch den Block **8** aufgenommen. Das Summationsintervall und die Ausbruchs- oder Sende-Dauer des Senders definieren zusammen die Länge des Probenvolumens, wie dies von dem Benutzer spezifiziert ist. Der Prozess „Summieren und Dumpen" („sum and dump") bestimmt effektiv das Dopplersignal, das zu dem rückgestreuten Ultraschallsignal von dem Probenvolumen in dem Patienten gehört.

**[0024]** Das Dopplersignal wird zu einem mittleren Prozessor **9** übertragen, der eine Logikeinheit enthält, wie beispielsweise einen (nicht gezeigten) digitalen Signalprozessor (digital signal processor: DSP). Alternativ kann ein Mikroprozessor, Mikrosequenzer oder Mikrokontroller verwendet werden. Festverdrahtete Logikeinheiten können ebenfalls verwendet werden, um die Handlungen durchzuführen, die in Zusammenhang mit der DSP beschrieben sind.

**[0025]** Das Dopplersignal wird durch den DSP durch eine digitale Wand-Filterfunktion **10** zugeordnet, die jede Störung im Signal zurückweist, das zu stationärem oder sich sehr langsam bewegenden Gewebe gehört. Die gefilterten Signale werden durch die DSP verwendet, um eine FFT-Leistungsspektrumsfunktion oder einen Algorithmus **12** durchzuführen, der typischerweise die schnelle Fouriertransformationen (Fast Fourier Transformation: FFT) über ein sich bewegendes Zeitfenster von 64 oder 128 Proben aufnimmt. Die Funktion **12** erzeugt Frequenzsignale, die Werte aufweisen, die die Größen von mindestens einigen der Dopplerkomponentenfrequenzen durch den Ausgang der Wand-Filter-Funktion **10** repräsentieren.

**[0026]** Jedes FFT-Leistungsspektrum wird durch den DSP in einer Kompressionsfunktion **14** komprimiert und die resultierenden Signale werden in einem Zeitlinien-Speicher (TLM) **22** gespeichert. Die Signale von dem Speicher **22** werden durch einen Videoprozessor **16** auf einer Grauwerte-Karte zum Darstellen auf einer Darstellungseinheit **18** oder einem Monitor **18** als eine einzelne Spektrallinie zu einem bestimmten Zeitpunkt in einem Spektrogramm abgebildet werden, in dem die Doppler-Geschwindigkeit (Frequenz) gegen die Zeit aufgetragen ist. Die Daten für die Spektrallinie werden in einem Zeit-Linienspeicher **22** gespeichert. Die Grauwerte-Karte wird in einem Speicher **17** in dem Videoprozessor **16** gespeichert. Fig. 2 zeigt ein typisches Dopplerbild auf der Darstellungseinheit **18**.

**[0027]** Die Verfolgung der Doppler-Kurvenform wird durch die Anwendung des Bearbeitungsblocks **20** durchgeführt, nachdem das FFT-Leistungsspektrum X entsprechend einer Komprimierungsfunktion h(x) = y komprimiert ist.

**[0028]** Eine Host-Logikeinheit **24**, wie beispielsweise ein Computer, ein Mikroprozessor, ein Mikrosequenzer, ein Mikrokontroller oder eine fest verdrahtete Schaltung zum Durchführen von logischen Operationen, kommuniziert mit dem DSP in dem mittleren Prozessor **9**, dem Videoprozessor **16** und dem Zeitlinien-Speicher **22**. Ein Benutzer kommuniziert mit dem Computer **24** über die Frontplatten-Steuertasten, einschließlich einer (nicht gezeigten) Taste zum Invertieren des Bildes auf der Darstellungs-Einrichtung oder der Darstellungseinheit **18** und Verschieben der Frequenz-Grundlinie auf der Darstellungseinheit **18**.

**[0029]** Fig. 1A zeigt die hauptsächlichen Ablaufstufen, die in der FFT-Leistungsspektrum **12** involviert sind, das die individuellen Spektrallinien mit einer ausgewählten Polaritäts- und Frequenz-Grundlinie in der Spektrogramm-Darstellungseinheit **18** erzeugt. Der zentrale Teil hiervon ist der FFT-Schritt **30**, der die im Fenster dargestellten I/Q-Datensegmente in die Frequenzdomäne transformiert.

**[0030]** Die Signale in der Frequenzdomäne werden in dem Schritt **32** verschoben und/oder invertiert. Dieser Schritt führt zu einer Inversion oder vertikalen Verschiebung des Dopplerbildes auf der Darstellungseinheit **18**. Im Schritt **34** wird das Quadrat der absoluten Größe der Signale gebildet und genommen, die durch den Schritt **32** erzeugt sind, um die Leistungsspektrumssignale zu erzeugen. Im Schritt **36** werden die Leistungsspektrumssignale gemittelt und/oder interpoliert, um den TLM aufzufüllen. Die Größe der resultierenden Leistungsspektrumssignale wird über eine logarithmische Funktion **14** (Fig. 1) zur Video-Darstellung **18** komprimiert, die typischerweise eine 6–8 Bit Auflösung in der Grauwerte-Karte aufweist. Die maximale/mittlere Frequenz-Kurvenform des komprimierten Spektrums kann als Funktion der Zeit nach verfolgt werden, und kann (nicht gezeigt) auf der Spektrogramm-Darstellungseinheit **18** überlagert werden.

**[0031]** Die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung verwendet ein genaues Modell der Wahrscheinlichkeitsverteilung von X an, um einen Schwellenwert als Referenz für die automatische Einstellung der Geschwindigkeitsskala und der Impulswiederholfrequenz zu etablieren oder festzusetzen. Es ist gut bekannt (siehe MO er al., „Speckle's in continuous wave Doppler ultrasound spectra: a simulation study", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec. & Frequ. Control, UFFC-33, pp. 747–753 (1986)), dass die spektrale Leistung für jedes Gauss-Signal um den Mittelwert Null (einschließlich des weißen Rau-

schens) durch die exponentiale Wahrscheinlichkeitsdichteverteilung wie folgt gegeben ist:

$F_x(X) = 1/m\ e^{1/m}$, $x \geq 0$

Wobei die mittlere und die Standardabweichung von x gegeben ist durch:

$E[x] = m$; $\sigma = m$

Für eine digitale Doppler-Vorrichtung ist x typischerweise 12 bis 16 Bit Integer. Ein Plot von $f_x(x)$ als Funktion von x aufgetragen für m = 200 ist in Fig. 3 gezeigt.

**[0032]** Die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung berechnet eine Rauschschwelle, die eine Funktion des mittleren Rauschpegels m der Signale ist, die von der FFT-Leistungsspektrumsfunktion (gezeigt als X in Fig. 3) resultiert, die unter Verwendung eines Modells des Vorrichtungsrauschens bestimmt werden kann.

**[0033]** Alternativ kann der Rausch-Schwellenwert empirisch durch die Messung des Rauschens bei verschiedenen Verstärkungseinstellungen der Vorrichtung und Vorbereitung einer Tabelle des Rauschens als Funktion der Verstärkung bestimmt werden. Die Tabelle kann als eine Look-up-Tabelle in dem Host-Computer **24** implementiert sein, der eine oder mehrere Logik-Einheiten enthält. Wenn die Verstärkung durch die Ablauf-Manipulation der Steuer-Tasten **26** geändert wird, ändert sich der Wert der Rauschschwellenwert entsprechend der Look-up-Tabelle. Alternativ kann die Look-up-Tabelle in der Hardware implementiert sein.

**[0034]** Es wird angenommen, dass das Doppler-Probevolumen bereits an dem interessierenden Bereich innerhalb des Patienten oder zu untersuchenden Objektes **5** angeordnet ist (Fig. 1), und dass eine deutliche spektrale Kurvenform auf der Darstellungseinheit **18** erschienen ist, außer wenn die spektrale Kurvenform nicht symmetrisch um die Grundlinie herum liegen kann, invertiert, aliasiert sein kann oder einen Frequenzbereich haben kann, der viel kleiner ist als die gegenwärtige Geschwindigkeitsskala. Anstatt des händischen Betätigens eines Satzes von Schaltern, kann die automatische PRF-Einstellung der Geschwindigkeitsskala über einen einzelnen Knopf **26A** aktiviert werden. Alternativ kann der spektrale Datenspeicher **22** periodisch aufgenommen werden, um zu sehen, ob die Geschwindigkeitsskala und die PRF-Einstellung benötigt werden. Der Computer **24** wendet dann bevorzugt den Algorithmus, der in Fig. 4 gezeigt ist, auf die im Bereich B von Fig. 5 gezeigte Datenanordnung ausführen.

**[0035]** Entsprechend zu Schritt S10, wird das am zeitnächsten erhaltene Datensegment der N Spektrallinien aus dem Speicher **22** erhalten, das mindestens einen kompletten Herzzyklus abdeckt (als Beispiel beträgt die Zeitdauer CC, die in Fig. 2 gezeigt ist, beispielsweise 1.5 Sekunden). Im Allgemeinen ist N eine Funktion der Zeit-Linien-Sweep-Geschwindigkeit, die über die Steuer-Taste auf der Frontplatte **26** vom Benutzer einstellbar ist. Für eine acht Bit Darstellung reicht die Intensität des Spektrums von 0 bis 255.

**[0036]** Entsprechend Schritt S12 nimmt das bevorzugte Verfahren zur Ermittelung des spektralen Grundrauschens oder der Rauschschwelle an, dass das System-Rauschen zu allererst von dem Vorverstärker in jedem der Empfangskanäle in dem Strahlformer **4** eines digitalen Scanners herrührt. Das Johnson-Rauschen des Vorverstärkers kann als eine Quadratwurzel der Spannung in $Hz^{1/2}$ bei Raumtemperatur spezifiziert werden. Wenn folglich die äquivalente Rausch-Bandbreite von allen Filtern in dem Doppler-Signalpfad bekannt ist (von dem Empfänger **4** bis zu der FFT-Prozessorfunktion **12** in Fig. 1), kann ein absoluter RMS-Rausch-Pegel als eine Funktion des Vorrichtungsverstärkungs-Knopfs (vom Benutzer einstellbar) auf der Frontplatte **26** berechnet werden. Jedes Quantisierungs-Rauschen auf Grund der analog-zu-digital-Konversion kann ebenfalls in geeigneter Art und Weise addiert werden. Wenn darüber hinaus die Position des Probenvolumens und die Apertur-Strategie in dem Dopplermodus bekannt ist, kann das Gesamtrauschen der Vorrichtung durch Aufsummieren über alle aktiv empfangenen Kanäle (einschließlich der Array-Apodisierungseffekte) für ein gegebene Position des Probevolumens berechnet werden. Wenn dieser Gesamtrauschpegel durch die Anzahl der FFT-Punkte geteilt wird, führt dies zu der mittleren spektralen Rauschstärke m der Exponentialverteilung (Gleichung 1). Folglich kann die theoretische Rauschverteilung in dem TLM-Bildsegment für eine vorgegebene mittlere spektrale Rauschstärke erhalten werden, wenn die statistischen Standard-Transformationen auf der Basis von der bekannten logarithmischen Komprimierungsfunktion angewendet werden.

**[0037]** Der mittlere Rauschwert in dem Speicher **22** kann durch das erste Moment der theoretischen Rausch-Verteilung berechnet werden. Um eine geeignete obere Rauschschwelle für die Signaldetektion zu bestimmen, kann der (1 – α)-te prozentuale Punkt (beispielsweise α = 0,01) der theoretischen Rauschverteilung verwendet werden. Ein zusätzlicher Offset oder Versatz kann hierzu addiert werden, um die beschränkte Genauigkeit des Rauschmodells der Vorrichtung zu berücksichtigen.

**[0038]** Entsprechend dem Schritt S14 muss das Koordinatensystem spezifiziert werden, um einen Spektrogramm-Kanten-Detektions-algorithmus zu beschreiben und zu implementieren. Ein beispielhaftes

Koordinatensystem ist es, die positiven und die negativen Frequenzbereiche der spektralen Daten aus dem Speicher **22** neu an zu ordnen, wie dies in Fig. 5 gezeigt ist. Obwohl andere Koordinatensysteme denselben Algorithmus unterstützen können, ist das vorgeschlagene Koordinaten-System dadurch angenehm, dass jedes aliasierte Vorwärts- oder Rückwärts-Strömungs-Spektrum in dem Bild automatisch durch die Analyse entfaltet wird. Die Bereiche der Wand-Signalzurückweisung, die durch die negativen ($-f_{Schneiden}$) und positive ($f_{Schneiden}$)-Abschneidepunkte der Wandfilterfunktion **10** gebunden sind, werden ausgeschlossen. Die Zeilen von oben nach unten werden von null bis n nummeriert. Die Spalten werden nummeriert von null bis N. Fig. 5 stellt die Speicherorte dar, die in 0–n Zeilen und 0–N Spalten adressierbar sind. Die Speicherorte speichern Gruppen von Signalen D1 und D2, die verantwortlich für die Flüssigkeitsströmung in dem Objekt **5** in einer ersten Richtung sind, und die Signale D3, die verantwortlich für die Flüssigkeitsströmung in dem Objekt **5** in einer zweiten Richtung sind, die entgegengesetzt zu der ersten Richtung ist.

**[0039]** Der Bereich A in Fig. 5 zeigt die Anordnungen der spektralen Daten im Speicher **22**, wie diese auf dem Videospeicher dargestellt werden. Der Bereich B von Fig. 5 zeigt die Anordnung der Daten in einem Speicher des Computers **24** nachdem das Koordinatensystem spezifiziert ist. Im Allgemeinen kann die Frequenz-/Geschwindigkeits-Grundlinie in dem spektralen Bild nach unten oder nach oben verschoben werden, aber in dem Beispiel, das im Bereich A gezeigt ist, ist die Grundlinie in der Mitte der Frequenzachse (beispielsweise keine Grundlinienverschiebung) so angeordnet, dass im Bereich B Zeilen n/2 die Signale trennen, die aus der Flüssigkeitsströmung in dem Objekt **5** in den entgegen gesetzten Richtungen resultieren. Die Flüssigkeitsströmung in der positiven Richtung erzeugt Signale in den Zeilen n/2 bis n; die Flüssigkeitsströmung in einer negativen Richtung führt zu Signalen in den Zeilen 0 bis n/2. Zusätzlich kann eine Aliasierung Signale hervorrufen, die eine negative Strömungsrichtung anzeigen, auch wenn diese aus einer positiven Flüssigkeitsströmung resultieren und umgekehrt.

**[0040]** Gemäß Schritt S16 ist der erste Test zu prüfen, ob Daten nur Rauschen enthalten oder das Signal so schwach ist, dass es nicht möglich ist, eine zuverlässige Kantendetektion durchzuführen. Da die theoretische Rauschverteilung in Schritt S12 detektiert ist, sind viele einfache Schwellenwerttests möglich. Beispielsweise von den N × n Proben in den Daten , wenn der maximale Signalwert den oberen Rauschschwellenwert um einem minimalen Betrag übersteigt, und/oder der mittlere Datenwert über alle Speicherorte den theoretischen mittleren Rauschwert durch einen minimalen Betrag nicht übersteigt, dann werden die Daten als „zu verrauscht" betrachtet, und nichts muss getan werden und das Programm wird in Schritt S18 verlassen werden.

**[0041]** Schritt S20 prüft ob alle Zeilen in den Daten ein Signal enthalten (im Gegensatz zum Rauschen). Wenn dies der Fall ist, ist die Datenbandbreite gleich oder größer als die gegenwärtige PRF und die PRF sollte vergrößert werden. Einige einfache Schwellenwerttests können verwendet werden. Beispielsweise wenn weniger als ungefähr fünf Zeilen einen mittleren Wert kleiner als den theoretische mittleren Rauschwert aufweisen, dann werden die Signaldaten betrachtet, als ob diese die gesamte Frequenzachse überspannen würden. Wenn dieser Test sich als positiv erwiesen hat, dann kann die PRF durch einen Faktor vergrößert werden (beispielsweise zwei Mal), was von der Differenz zwischen der Zeile mit der höchsten mittleren Intensität und der mit der niedrigsten mittleren Intensität abhängen kann. Wenn die Differenz klein ist, sind die Änderungen größer, sodass das Spektrogramm für mehrere Zeiten gefaltet ist, in welchem Fall PRF in Schritt S22 durch einen größeren Faktor erhöht werden sollte. Die PRF wird vergrößert, indem der Computer **24** ein Signal zu der Steuereinrichtung **1A** des Senders **1** (Fig. 1) sendet.

**[0042]** Nachdem die PRF vergrößert ist, wartet der Algorithmus für ein neues spektrales Datensegment (eine oder mehrere Sekunden), um in dem TLM **22** erzeugt zu werden, und dann wiederholt die vorstehenden Schritte, beginnend mit Schritt S10 durchzuführen. Wenn die Anzahl der Zeiten in denen die PRF angestiegen ist eine maximale Grenze erreicht (beispielsweise zwei Mal), oder die PRF bereits ihren maximalen Wert erreicht hat, aber die Daten immer noch in „allen Signal"-Zuständen sind, dann wird der Algorithmus aktiviert.

**[0043]** Gemäß Schritt S24 wird die Statistik der Datenwerte Zeile um Zeile analysiert und eine Suche wird für Zeilen durchgeführt, die signifikante Abweichungen von der Statistik der vorher gesagten Rauschwerte zeigt. Theoretisch ist der brauchbarste Test, ein Histogramm der Datenwerte für jede Zeile (oder Satz von benachbarten Zeilen) mit der theoretischen Rauschverteilung auf der Basis von Standard-Histogrammtests zu vergleichen. Das Histogramm trägt Datenwerte gegen die Anzahl des Auftretens für jede Zeile auf, die im Bereich B von Fig. 5 gezeigt ist.

**[0044]** In der Praxis gilt jedoch, wenn N Spalten ausreichend groß sind, können einige statistische Hauptparameter, die das Histogramm der Datenwerte charakterisieren, für jede Zeile verwendet werden, um zu bestimmen ob eine Zeile ein oder mehrere Signalwerte oder nur Rauschwerte enthält. Beispielsweise, wenn der mittlere Wert einer Zeile den theoretischen Mittelwert übersteigt, enthält die Zeile einen oder mehrere Signalwerte. Als anderes Beispiel,

wenn die Anzahl der Probenwerte, die den Wert der oberen Rauschschwelle übersteigt größer ist als eine minimale Anzahl, beispielsweise drei, enthält die Zeile einen oder mehrere Signalwerte oder nur Rauschwerte. In einem dritten Beispiel wird die totale Intensität oberhalb der Rauschschwelle (TI) berechnet, wenn TI als TI = Σ(Si – NT) ist, wobei Si größer als NT ist, wobei Si = Probenwerte, NT = oberer Rauschschwellenwert und TI = totale Intensität oberhalb NT ist. Wenn TI eine empirisch bestimmte Signalschwelle beispielsweise 5 dB für die dynamische verwendete Bereichseinstellung ist, enthält die Zeile einen oder mehrere Signalwerte. Die vorher gehenden drei Beispiele können ebenfalls in Kombination verwendet werden. Schritt S24 identifiziert ebenfalls die größte Gruppe von benachbarten Zeilen des Rauschens in den Speicherorten.

**[0045]** Gemäß Schritt S26 kann ein Filter auf die Zeilenstatistik oder Zeilenstatistiken über aufeinander folgende Zeilen angewendet werden, um die statistischen Variationen für eine leichtere Kantendetektion zu verringern. Ein einfaches Beispiel ist ein Glättungsfilter, der eine bewegliche Mittelung über, beispielsweise fünf Zeilen vornimmt. Der Filter muss im Allgemeinen nicht linear sein. Beispielsweise kann ein mittlerer Filter verwendet werden, um die Zeilenstatistik zu glätten, während die Kanten erhalten bleiben.

**[0046]** Wenn Schritt S28 erreicht ist, liegen sowohl das Signal als auch das Rauschen vor. Die Fig. 6A–Fig. 6D zeigen willkürliche Gruppen von Signaldaten SD1–SD5 in den Speicherorten, die in den Bereichen B von Fig. 5 dargestellt sind. Die Orte außerhalb der Gruppen SD1–SD5 sind Rauschwerte oder Werte mit null Signal. Die Datengruppen bilden Grenzen B1–B10. Wie dies in den Fig. 6A–Fig. 6D dargestellt ist, sind vier Fälle möglich.

**[0047]** Schritt S28 findet zwei Kanten der Speichersignaldaten, die die Bestimmung einer optimalen PRF und Grundlinien-Position ermöglichen. Eine Kante ist definiert als die äußerste Zeile in den Signaldaten (wie entgegen den Rauschdaten), die einen Rauschschwellenwert übersteigen. Die Zeilen-Anzahl wird durch die Kante1 und die Kante2 in jeder der vier Fälle in Fig. 6A–Fig. 6D angezeigt.

**[0048]** Die Suche nach der Kante1 und der Kante2 wird in einer sequentiellen Art und Weise durchgeführt, wobei von der Zeile 0 begonnen wird und bis zur Zeile n fortgefahren wird. Es ist jedoch ein Vorteil (aber nicht notwendig), um zuerst den breitesten Rauschbereich zu bestimmen, in dem die Anzahl von aufeinander folgenden Zeilen mit mittleren Signalwerten unterhalb der Rauschschwelle am größten ist. Unter Verwendung des Falls von Fig. 6B als ein Beispiel, ist der breiteste Rauschbereich der, der zwischen der Kante1 und der Kante2 liegt. Der breiteste Rauschbereich wird in Schritt S24 bestimmt.

**[0049]** Beginnend mit der mittleren Zeile innerhalb des breitesten Rauschbereichs, R1, wird eine Suche in beide Richtungen durchgeführt (ansteigende und abfallende Zeilenzahl) für die ersten Zeilen, die das Rausch-Schwellenwertkriterium übersteigen. Das vermeidet die Suche durch die Signalbereiche, die Zeilen enthalten können, die zufällig niedrige mittlere Werte (auf Grund der statistischen Natur) haben.

**[0050]** Bei diesem Prozess der Kantenbestimmung, kann das Rausch-Schwellenwertkriterium auf der Basis von der ersten Zeile begründet sein, dessen mittlerer Signalwert den theoretischen mittleren Rauschwert (plus einigen Versatz oder Offset) überschreitet, oder die erste Zeile mit mehr als einer kleinen Anzahl von Datenproben (beispielsweise fünf), die den obere Rausch-Schwellenwert, der aus Schritt S12 berechnet wurde, oder der ersten Zeile, in der die totale Intensität oberhalb der Rauschschwelle (TI) liegt, wie dies in Schritt S24 berechnet ist, größer ist als eine empirisch bestimmte Signal-Schwelle, beispielsweise 5 dB für die Einstellung des verwendeten dynamischen Bereichs. Die Suche lokalisiert einen Bereich der Grenzen B1–B10. Um diesen Prozess sicherer bei den Bedingungen des niedrigen Signal-zu-Rausch-Verhältnisses zu machen, kann das Kriterium der Kantendetektion einige aufeinander folgende Zeilen haben, die den Wert des Rauchschwellenwert übersteigen.

**[0051]** Von den vier Fällen, die in den Fig. 6A–Fig. 6D gezeigt sind, ist der Fall von Fig. 6D (Fall (D)) speziell, da weder Kante1 noch Kante2 bei oder nahe der Zeile 0 oder der Zeile n liegt. Schritt S30 analysiert diesen Fall, der auftreten kann, wenn ein kleines Probenvolumen in dem Objekt **5** nahe dem Zentrum einer großen Vene beispielsweise platziert ist. Der Fall (D) ist ein ehrgeiziger Fall: obwohl dieser von klaren Rauschbereichen R2 und R3 umgeben ist, können die Signaldaten an ihrem gegenwärtigen Bereich aliasiert sein. In diesem Fall wird die PRF auf entweder einen größeren oder maximal möglichen PRF in Schritt S32 vergrößert. Danach werden die Schritte, die bei Schritt S10 beginnen, wiederholt. (Als eine Option können die Schritte S16, S18 und S20 ausgelassen werden). Wenn die Kanten (beispielsweise Kante1 oder Kante2) der Daten bezogen auf die absoluten Geschwindigkeitseinheiten dieselben bleiben, dann ist es keine Aliasierung. Wenn die Kanten zu anderen Geschwindigkeitsbereichen bewegt worden sind, oder wenn einige der Lokalisierung von einigen der Signale bei oder nahe der Grenzen B9 und B10 bewegt worden sind, müssen die Daten aliasiert sein, bevor die PRF ansteigt. Auf alle Fälle könnten diese immer noch an der maximalen PRF aliasiert sein, und eine Warnungsmitteilung sollte dann dargestellt werden oder ein Benutzer des Systems sollte anders informiert werden oder es soll-

te ein Signal ausgegeben werden.

**[0052]** Sobald die Kante1 und die Kante2 gefunden sind, werden die Breiten der positiven und negativen (umgekehrte Strömung)-Frequenzbereiche der Daten (Abschnitt A von Fig. 5 in Schritt S34 bestimmt, bevor die Koordinate die Ausübung von Schritt S14 definiert). Wenn die negative Frequenzbreite größer ist als die positive Frequenzbreite, werden die Daten betrachtet, als würden diese invertiert (beispielsweise zeigen die größeren oder höheren der vorwärtigen und rückwärtigen Strömungsspektrum in den Originaldaten nach unten (Abschnitt A von Fig. 5)). Ein Auto-Umkehr-Flag wird in den Zustand „invertiert" gesetzt. Die Breite kann bestimmt werden durch Zählen der Zeilen oder Subtrahieren der Zeilenanzahl, die durch die in Schritt S28 identifizierten Kanten identifiziert sind. Die Fig. 6B und Fig. 6C sind Beispiele von invertierten Gruppen von Datensignalen. Die Fig. 6A ist ein Beispiel von nicht invertierten Datensignalen.

**[0053]** Wenn die Kante1 und die Kante2 als Grenzzeilen der Daten identifiziert sind, wird die gesamte Zeilenzählung für alle Speicherorte berechnet, die zu den Signalen gehören (wie entgegengesetzt dem Rauschen). Diese wird in den Geschwindigkeitsbereich oder die Frequenzbandbreite der Daten auf der Basis der gegenwärtigen Geschwindigkeits-/Frequenz-Skala auf der Darstellungseinheit **18** konvertiert.

**[0054]** Die optimale PRF ist durch die Datenfrequenz-Bandbreite gegeben, die durch einen Skalenfaktor (beispielsweise 75%) gegeben ist, der den gewünschten Anteil der gesamten Anzahl der Pixelzeilen der Darstellungs-Einrichtung **18** spezifiziert, die durch das Strömungsspektrum abgedeckt ist (beispielsweise wird es gewünscht, um einige Ränder zwischen der oberen Kante des Spektrums und der unteren Grenze der Geschwindigkeitsskala zu ermöglichen). Wenn die optimale PRF keine PRF-Einstellung ist, kann die neue PRF als der kleinste PRF oberhalb der optimalen PRF gesetzt werden.

**[0055]** Wenn die gegenwärtige PRF gleich der neuen PRF ist, dann gibt es keinen Bedarf, die PRF zu verringern und der Algorithmus fährt weiter in Schritt S36 fort.

**[0056]** Wenn die gegenwärtige PRF größer als die neue PRF ist, dann verringert der Algorithmus die PRF auf die neue PRF und erneuert die Zeilennummerzählung des gesamten Spektrogramms auf der positiven und negativen Frequenzachsen der Darstellungseinheit **18** entsprechend des PRF-Änderungsfaktors.

**[0057]** Der letzte Schritt S38 in diesem Algorithmus betrifft die Beeinflussung der Ausübung der Invertierung und die Verschiebung der optimalen Grundlinie. Wenn das Auto-Invertierungs-Flag (aus Schritt S34) negativ ist (keine Notwendigkeit zu invertieren), dann gehört die optimale Grundlinienposition (aus dem Grund oder Boden in Fig. 2) zu der Zeilenzählung des negativen Frequenzbereichs der Daten plus einiger Grenzen oder Ränder, die nicht Null sind (beispielsweise fünf Reihen), um sicher zu stellen, dass das Spektrogrammbild der Darstellungseinheit **18** nicht den Boden der Darstellungs-Einrichtung berührt. Solange die Geschwindigkeits-Skala typischerweise aus einer Anzahl der „Tick"-Markierungen besteht, kann die Position der Grundlinie ebenfalls abgerundet werden, um die nächste „Tick"-Markierung zu treffen.

**[0058]** Wenn das Auto-Invert-Flag positiv ist (es muss invertiert werden), ist die Invertierungs-Handlung **32** (Fig. 1A) von Funktion **12** (Fig. 1) aktiviert. In diesem Fall beruht die optimale Grundlinienposition auf der Zeilenzählung des positiven Bereichs des Signal-Sektrogramms plus eines kleinen Wertes.

**[0059]** Fig. 7 zeigt ein typisches Dopplerbild, das durch Aliasierung gestört ist, in der eine Gruppe von Bildern I1 in dem negativen Strömungsbereich der Darstellungseinheit erscheint (unterhalb der Grundlinie BL, die auf eine Geschwindigkeit oder Frequenz Null gesetzt wird). Die Bilder I1 zeigen unrichtigerweise die Strömungsrichtung in der negativen Richtung an. Die Bilder I2 zeigen ebenfalls die Flüssigkeitsströmung in der negativen Richtung an.

**[0060]** Fig. 8 zeigt die Signale in den Speicherorten des Bereiches B von Fig. 5 an, der in der Darstellung in Fig. 7 resultieren würde. Die Signalgruppe G1 gehört zu dem Bild I1 und erscheint in den Speicherorten, die den negativen Strömung (Zeile 0 bis n/2) anzeigt. Die Signalgruppe G2 gehört zu dem Bild I2. Der Algorithmus zählt die Zeilen in Gruppe G2 und verschiebt die Grundlinie BL durch einen zugehörigen Betrag, der in Fig. 9 gezeigt ist. Folglich sind die Bilder I1 und I2 genau und sorgfältig mit anderen Signalen verbunden, die die Strömungsrichtung in der positiven Richtung anzeigen.

**[0061]** Die vorhergehenden bevorzugten Ausführungsformen wurden offenbart zum Zwecke der Darstellung. Variationen und Modifikationen werden für den Fachmann klar erkennbar. Es ist beabsichtigt, dass alle derartigen Variationen und Modifikationen, durch die Ansprüche, die nachfolgend definiert sind, umfasst werden. Beispielsweise kann der Bearbeitungsblocke **12**, **14** und **20** in einem Signalprozessor kombiniert werden.

## Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Verbessern der Erscheinung des Dopplerbildes in einer Ultraschallvorrichtung, die

eine Doppler-Spektrogrammbild-Darstellungseinheit (**18**) aufweist, die eine erste Steuereinrichtung zur Steuerung der Polarität eines dargestellten Dopplerbildes und eine zweite Steuereinrichtung zum Verschieben der Position des dargestellten Dopplerbildes enthält, wobei die Vorrichtung aufweist:
einen Ultraschallübertrager (**1**) zum Übertragen von Ultraschallwellen bei einer vorbestimmten Impulswiederholungsfrequenz, wobei der Übertrager eine dritte Steuereinrichtung (**1A**) zum Anpassen der Impulswiederholungsfrequenz aufweist;
einen Empfänger (**4**, **6**), der Dopplersignale als Antwort auf die Ultraschallwellen erzeugt, die von einem zu untersuchenden Objekt (**5**) zurückgestreut werden;
einen Speicher (**22**), der die Speichersignale speichert, wobei die Speichersignale erste Signale mit ersten Werten, die die Größe von mindestens einigen der Komponentenfrequenzen der Dopplersignale darstellen, die über eine vorbestimmte Zeit als Antwort auf die rückgestreuten Ultraschallwellen auf Grund von Flüssigkeitsströmungen in einer ersten Richtung erzeugt werden, und zweite Signale mit zweiten Werten beinhalten, die die Größe von mindestens einigen der Komponentenfrequenzen der Dopplersignale enthalten, die über eine vorbestimmte Zeitperiode als Antwort auf die rückgestreuten Ultraschallwellen auf Grund von Flüssigkeitsströmungen in einer zweiten, der ersten Richtung entgegen gesetzten Richtung erzeugt werden; und
eine Logikeinheit (**24**), die ein drittes Signal erzeugt, das einen dritten Wert aufweist, der auf einen in dem System vorhandenen Rauschsignalpegel bezogen ist, um eine Anpassung von einer oder mehreren der ersten Steuereinrichtung, der zweiten Steuereinrichtung und der dritten Steuereinrichtung als Antwort auf den Rauschsignalpegel zu ermöglichen, so dass das von der Doppler-Spektrogrammbild-Darstellungseinheit (**18**) erzeugte Dopplerbild geändert wird.

2. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin die vorbestimmte Zeitperiode mindestens ein Herzzyklus ist.

3. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin der Rauschsignalpegel mindestens die Ermittelung eines mittleren Rauschintensitätspegels aufweist.

4. Vorrichtung gemäß Anspruch 3, worin der mittlere Rauschintensitätspegel mindestens die Ermittelung des mittleren Rauschintensitätspegels in den ersten und zweiten Signalen aufweist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 3, worin die Logikeinheit verbunden ist, um das dritte Signal auf der Basis eines Systemrauschens einschließlich des Johnson-Rauschens des Vorverstärkers zu erzeugen.

6. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin die Logikeinheit einen Fouriertransfer-Algorithmus aufweist.

7. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin der Speicher in Spalten und Zeilen adressierbar ist, und worin die Logikeinheit so geschaltet ist, dass eine Änderung in der zweiten Steuereinrichtung ermöglicht wird, die zu einem Ansteigen der Impulswiederholrate führt, wenn im Wesentlichen alle Zeilen in den Speicherorten einen Speicherwert enthalten, der eine vorbestimmte Beziehung bezogen auf den dritten Wert aufweist.

8. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin die Logikeinheit dazu eingerichtet ist, zu ermitteln, ob mehr Zeilen vorhanden sind, die die ersten Signale oder die zweiten Signale speichern, und verbunden ist, um eine Änderung in der ersten Steuereinrichtung als Antwort auf die Ermittelung zu ermöglichen, die eine Änderung in der Position des Dopplerbildes ermöglicht.

9. Vorrichtung gemäß Anspruch 8, worin die Änderung der Position eine Inversion ist.

10. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin die Logikeinheit dazu eingerichtet ist, die Anzahl der Zeilen zu zählen, die Signale speichern, die wiederum eine Strömung in der zweiten Richtung anzeigen, und um die zweite Steuereinrichtung in die Lage zu versetzen, das Bild um einen Betrag zu verschieben, der in Bezug zu der Zeilenanzahl steht.

11. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin die Logikeinheit dazu eingerichtet ist, die Anzahl der Zeilen zu zählen, die die ersten und die zweiten Signale speichern, und um der dritten Steuereinrichtung zu ermöglichen, die Impulswiederholfrequenz auf eine Frequenz in Bezug auf die gezählte Anzahl der Zeilen anzupassen.

12. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin die Logikeinheit dazu eingerichtet ist, ein Muster von Speichersignalen zu erkennen, in denen die Zeilen, die die ersten und zweiten Signale speichern zwischen Zeilen lokalisiert sind, in denen die ersten und zweiten Signale fehlen, um die Orte von mindestens einigen der benachbarten Orte der ersten und zweiten Signale zu ermitteln, in denen die ersten und zweiten Signale abwesend sind, um der dritten Steuereinrichtung zu ermöglichen, die Impulswiderholrate zu steigern, und um die Signalgebung eines Benutzers zu ermöglichen, wenn mindestens einige der Orte als Antwort auf das Ansteigen der Impulswiederholrate bewegt wurden.

13. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin die Logikeinheit dazu eingerichtet ist, eine Statistik für mindestens eine Zeile der Speicherorte zu erzeugen.

14. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin der Empfänger einen Wandfilter aufweist, das dazu eingerichtet ist, ein Band von Frequenzkomponenten der Ultraschallwellen zu filtern, die von dem Objekt zurückgestreut werden, und worin die Logikeinheit dazu eingerichtet ist, aus den Speicherorten Zeilen zu entfernen, die zu dem Band der Frequenzkomponenten gehören.

15. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, worin der Speicher in Spalten und Zeilen adressierbar ist, und worin die Logikeinheit dazu eingerichtet ist, die Speicherwerte zu analysieren, indem die Speicherwerte in mindestens einer Zeile, die den dritten Wert übersteigt, aufsummiert werden, um einen aufsummierten Wert zu erzeugen und einen Wert, der bezogen auf den aufsummierten Wert ist, mit einem empirisch ermittelten Wert zu vergleichen.

16. Verfahren zur Verbesserung des Erscheinungsbildes eines Dopplerbildes in einer Ultraschallvorrichtung, die eine Dopplerbild-Darstellungseinheit zum Darstellen des Dopplerbildes mit einer einstellbaren Polarität und einer einstellbaren Position aufweist, wobei das Verfahren die Schritte aufweist:
Übertragen von Ultraschallwellen bei einer vorbestimmten Impulswiederholfrequenz;
Erzeugen von Dopplersignalen als Antwort auf die Ultraschallwellen, die von einem untersuchten Objekt zurückgestreut werden;
Speichern von Speichersignalen, wobei die Speichersignale erste Signale, die erste Werte aufweisen, die die Höhe von mindestens einigen der Komponentenfrequenzen der Dopplersignale darstellen, die über eine vorbestimmte Zeitperiode als Antwort auf zurückgestreuten Ultraschallwellen auf Grund von Flüssigkeitsströmen in eine ersten Richtung erzeugt werden, und zweite Signale enthalten, die zweite Werte aufweisen, die die Höhe von mindestens einigen der Komponentenfrequenzen der Dopplersignale, die über die vorbestimmte Zeitperiode als Antwort auf die zurückgestreuten Ultraschallwellen auf Grund von Flüssigkeitsströmen in einer zweiten, der ersten Richtung entgegen gesetzten Richtung erzeugt werden;
Erzeugen eines dritten Signals, das einen dritten Wert aufweist, der bezogen ist auf einen Rauschsignalpegel, der in dem System vorhanden ist;
Einstellen einer oder mehrerer Polaritäten, Positionen und Impulswiderholraten als Antwort auf den Rauschsignalpegel, wobei das Dopplerbild, das durch die Dopplerbild-Darstellungseinheit erzeugt wird, geändert ist.

17. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin die vorbestimmte Zeitperiode mindestens einen Herzzyklus umfasst.

18. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin der Rauschsignalpegel mindestens eine Ermittelung eines mittleren Rauschintensitätspegels beinhaltet.

19. Verfahren gemäß Anspruch 18, worin der Rauschsignalintensitätspegel mindestens ein Ermitteln des mittleren Rauschsignalpegels in den ersten und zweiten Signalen beinhaltet.

20. Verfahren gemäß Anspruch 18, worin der Schritt des Erzeugens des dritten Signals den Schritt des Ermittelns des totalen Systemrauschens einschließlich des Johnsonrauschens des Vorverstärkers enthält.

21. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin der Schritt des Analysierens den Schritt der Durchführung einer Fouriertransformation enthält.

22. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin der Schritt des Speichern den Schritt des Speicherns in Spalten und Zeilen enthält, und worin der Schritt der Anpassung den Schritt des Steigerns der Impulswiederholrate enthält, wenn im Wesentlichen alle Zeilen in den Speicherorten einen Speicherwert enthalten, der eine vorgegebene Beziehung in Bezug auf den dritten Wert hat.

23. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin der Schritt des Analysierens den Schritt des Ermittelung enthält, ob mehr Zeilen vorhanden sind, die erste Signale oder zweite Signale speichern, und worin der Schritt der Anpassung den Schritt der Änderung der Polarität als Antwort auf die Ermittelung enthält, die eine Änderung in der Position des Dopplerbildes ermöglicht.

24. Verfahren gemäß Anspruch 23, worin die Änderung der Position eine Inversion ist.

25. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin das Analysieren die Schritte des Zählens der Zeilen beinhaltet, die die Signale speichern, die die Flüssigkeitsströme in der zweiten Richtung anzeigen, und worin der Schritt der Anpassung den Schritt des Verschiebens des Bildes durch einen Betrag bezogen auf das Ergebnis des Zeilenzählens enthält.

26. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin der Schritt des Analysierens den Schritt des Zählens der Zeilen enthält, die erste und zweite Signale speichern, und worin der Schritt des Anpassens den Schritt des Anpassens der Impulswiederholfrequenz in eine Frequenz enthält, die auf ein Ergebnis der Zeilenzählung bezogen ist.

27. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin der Schritt des Analysierens die Schritte enthält:
Identifizieren eines Musters von Speichersignalen, in denen Zeilen, die erste und zweite Signale speichern, zwischen den Zeilen angeordnet sind, in denen die ersten und zweiten Signale nicht vorhanden sind;

Ermitteln der Orte von mindestens einigen der ersten und zweiten Signale benachbart zu Orten, in denen die ersten und zweiten Signale nicht vorhanden sind;
Steigern der Impulswiederholrate;
und worin der Schritt des Anpassens den Schritt enthält, der es ermöglicht, einem Benutzer ein Signal zu geben, wenn mindestens einige der Orte in Reaktion auf das Anwachsen der Impulswiederholrate bewegt worden sind.

28. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin der Schritt des Analysierens den Schritt des Erzeugens von Statistiken für mindestens eine Zeile von Speicherorten enthält.

29. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin der Schritt des Empfangens den Schritt des Filterns eines Bandes der Frequenzkomponenten der Ultraschallwellen aufweist, die von dem Objekt zurückgestreut wurden, und worin der Schritt des Analysierens den Schritt enthält, von den Speicherorten Zeilen zu entfernen, die zu dem Band der Frequenzkomponenten gehören.

30. Verfahren gemäß Anspruch 16, worin der Schritt des Speicherns den Schritt des Speicherns von Spalten und Zeilen enthält, und worin der Schritt des Analysierens der Speicherwerte den Schritt des Aufsummierens der Speicherwerte in mindestens einer Zeile enthält, die den dritten Wert übersteigen, um einen Summenwert zu erzeugen und einen Wert, der auf den Summenwert bezogen ist, mit einem empirisch bestimmten Wert zu vergleichen.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

**Anhängende Zeichnungen**

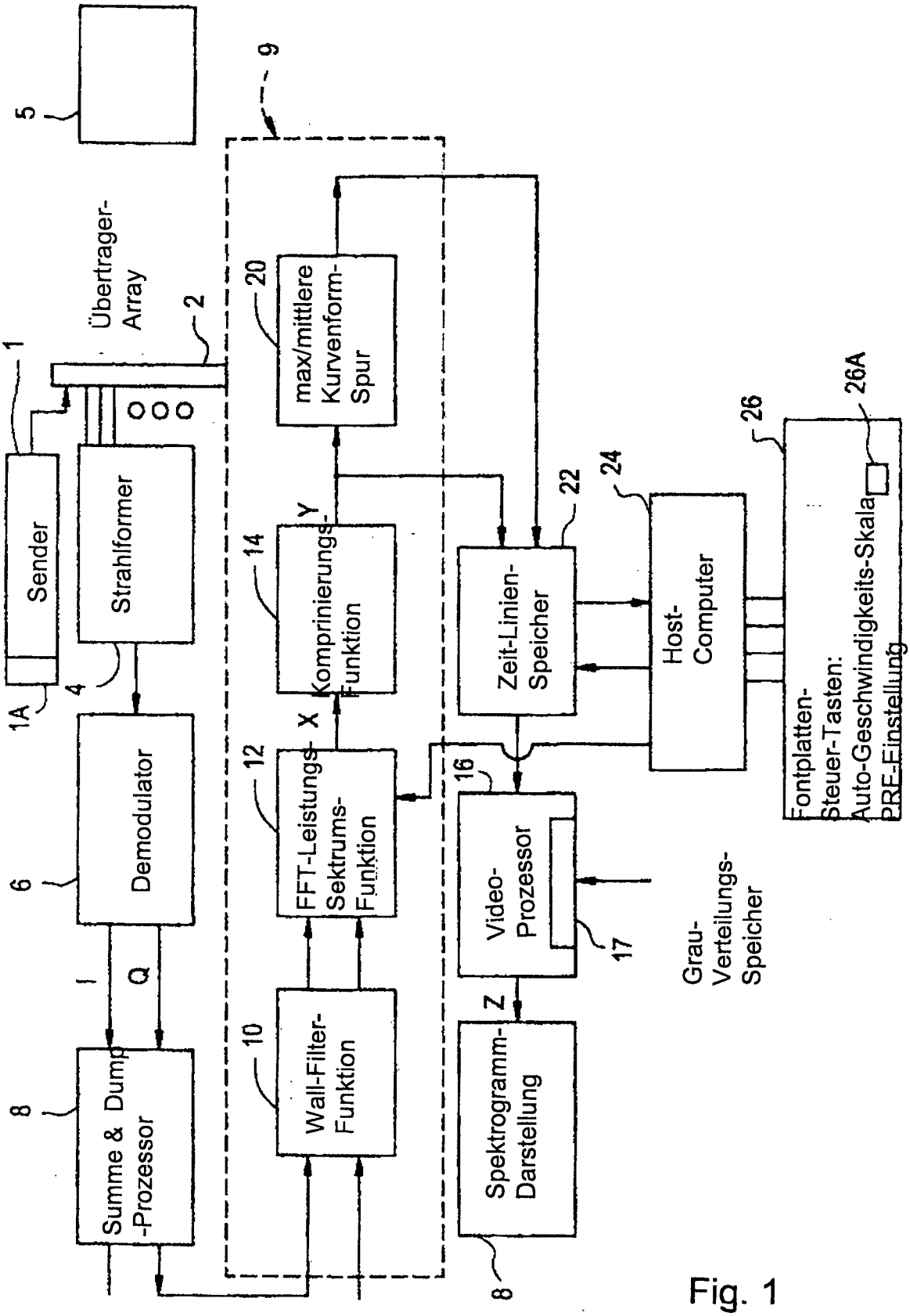


Fig. 1

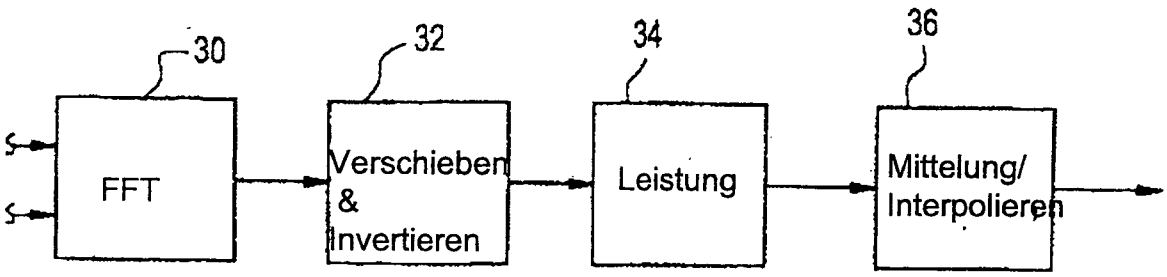


Fig. 1A

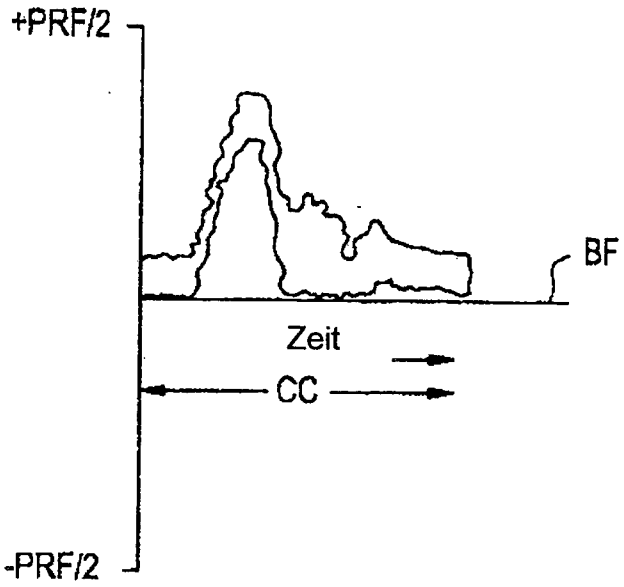


Fig. 2

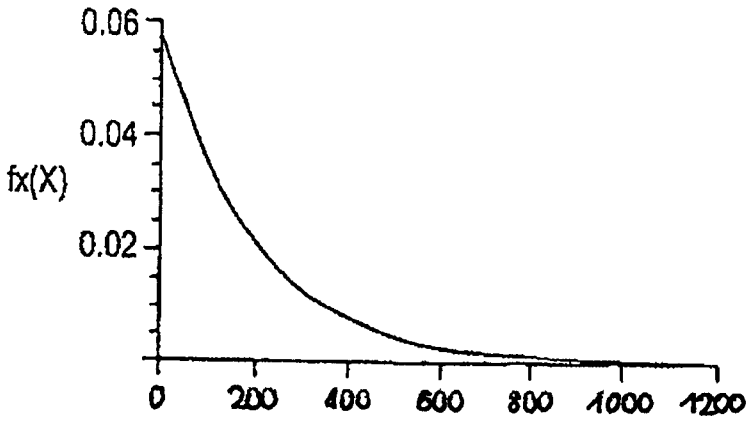


Fig. 3

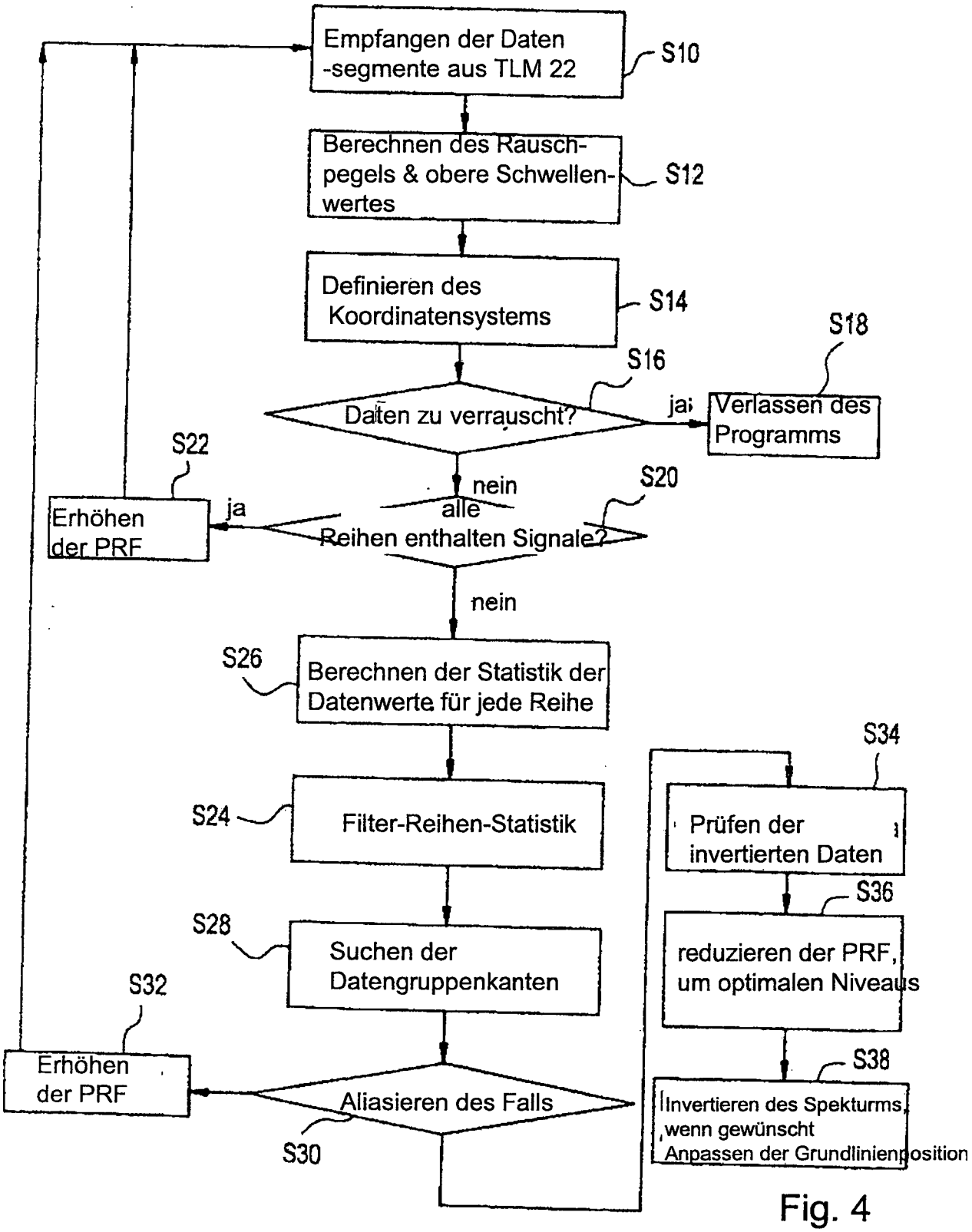
Empfangen der Daten -segmente aus TLM 22
S10
Berechnen des Rausch-pegels & obere Schwellen-wertes
S12
Definieren des Koordinatensystems
S14
S16
Daten zu verrauscht?
ja
S18
Verlassen des Programms
nein
S20
alle Reihen enthalten Signale?
ja
S22
Erhöhen der PRF
nein
S26
Berechnen der Statistik der Datenwerte für jede Reihe
S24
Filter-Reihen-Statistik
S28
Suchen der Datengruppenkanten
Aliasieren des Falls
S30
S32
Erhöhen der PRF
S34
Prüfen der invertierten Daten
S36
reduzieren der PRF, um optimalen Niveaus
S38
Invertieren des Spekturms, wenn gewünscht
Anpassen der Grundlinienposition

Fig. 4

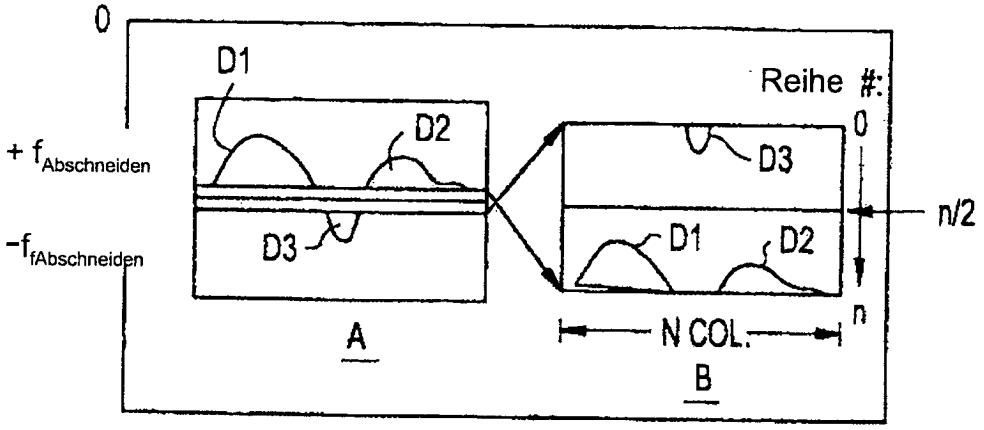


Fig. 5

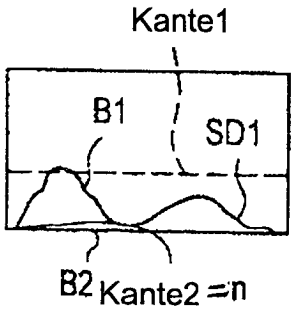


Fig. 6A

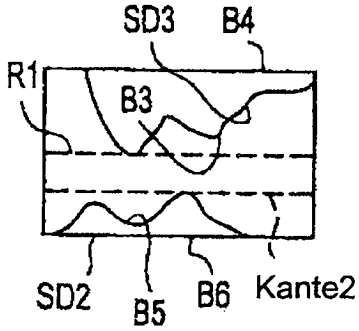


Fig. 6B

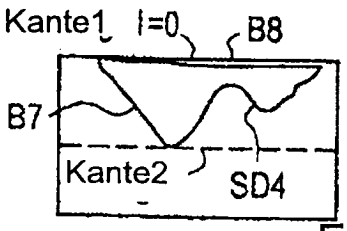


Fig. 6C

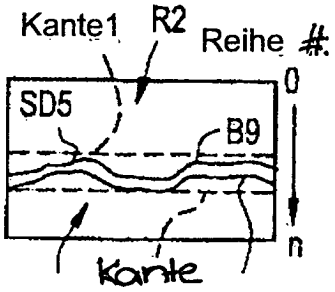


Fig. 6D

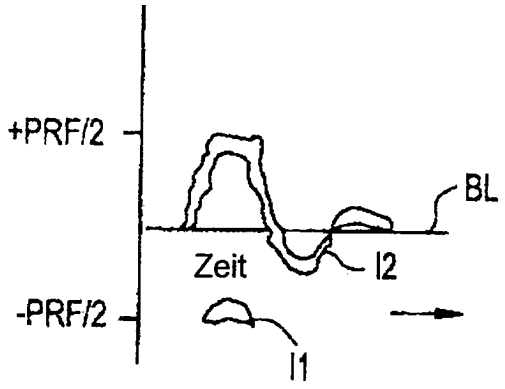


Fig. 7

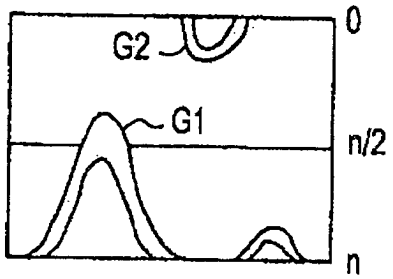


Fig. 8

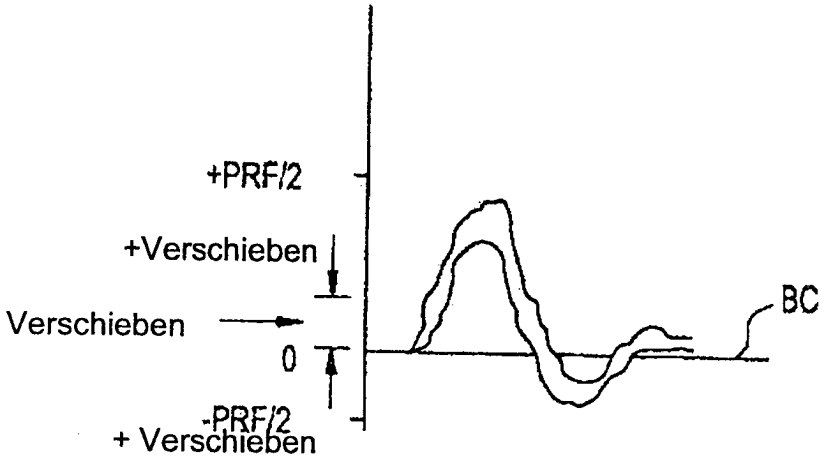


Fig. 9