



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 28 343 T2** 2005.03.10

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 834 835 B1**

(51) Int Cl.⁷: **G06T 11/00**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 28 343.7**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 307 896.7**

(96) Europäischer Anmeldetag: **06.10.1997**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **08.04.1998**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **31.03.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **10.03.2005**

(30) Unionspriorität:

26606696	07.10.1996	JP
18383297	09.07.1997	JP

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB

(73) Patentinhaber:

**GE Yokogawa Medical Systems, Ltd., Hino,
Tokio/Tokyo, JP**

(72) Erfinder:

**Hashimoto, Hiroshi, Hino-shi, Tokyo 191, JP;
Amemiya, Shinichi, Hino-shi, Tokyo 191, JP; Kato,
Sei, Hino-shi, Tokyo 191, JP**

(74) Vertreter:

Voigt, R., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 65239 Hochheim

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Gerät zur Bildverarbeitung**

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

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

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren sowie eine Einrichtung zur Bildverarbeitung mit der Fähigkeit zur Darstellung der Information von vielfachen tomographischen Abbildungen in der Tiefenrichtung.

[0002] Unter den bildgebenden Untersuchungseinrichtungen sendet die Ultraschall-Untersuchungseinrichtung eine Ultraschallwelle in einen Untersuchungskörper, empfängt als Echo zurückgesandte Ultraschallwellen von Stellen mit unterschiedlichen Schallimpedanzen, verarbeitet die Ultraschall-Empfangssignale, um eine tomographische Abbildung zu erzeugen, und bringt das Bild für die Untersuchung des Untersuchungskörpers zur Darstellung.

[0003] Die MRI Einrichtung verwendet das Phänomen der magnetischen Kernresonanz zum Messen der Dichteverteilung des Kernspins, der Relaxationszeitverteilung usw. für den interessierenden Bereich eines Untersuchungskörpers und erzeugt aus den gemessenen Daten eine tomographische Abbildung des Untersuchungskörpers.

[0004] Die CT Strahlungseinrichtung implementiert die radioaktive Bestrahlung durch die gesamte Oberfläche des Untersuchungskörpers, detektiert die Strahlung und setzt die detektierten Signale zusammen zur Erzeugung eines (Einzel-)Bilds einer tomographischen Abbildung.

[0005] Die verschiedenen oben erwähnten bildgebenden Untersuchungseinrichtungen sind manchmal zur Darstellung einer dreidimensionalen Abbildung ausgelegt, und das einfachste Schema dafür stellt bekanntermaßen das IP (Intensitätsprojektions-) Verfahren dar.

[0006] Diese Einrichtungen ermöglichen die dreidimensionale Beobachtung von Blutgefäßen, der räumlichen Beziehung zwischen der Verletzung bzw. Läsion und den Blutgefäßen sowie die Beurteilung der Größe und Natur eines Tumors, und zwar auf der Basis einer Folge von projizierten Bildern, die erzeugt werden, indem man beispielsweise den Beobachtungswinkel (Betrachtungspunkt) in kleinen Schritten ändert.

[0007] Das oben erwähnte IP Verfahren ist dazu da, ein projiziertes Bild (IP Bild) zu erzeugen durch Extraktion des größten Wertes (oder des kleinsten Wertes oder eines spezifischen Wertes) aus den Pixeln von allen tomographischen Bildern des Objekts.

[0008] Im Fall der Ultraschall-Untersuchungseinrichtung zum Beispiel, die Bilddaten von vielfachen (Einzel- bzw. Voll-)Bildern (frames of images) erzeugt mittels einer Bewegung der Ultraschallsonde, wie in

Fig. 1 gezeigt, wird ein bestimmter Wert von den Pixeln entlang allen Sichtlinien extrahiert, wobei es ein Vollbild von dem projizierten Bild erzeugt.

[0009] Zum Extrahieren eines bestimmten Wertes verwendet das Verfahren einen Vergleich, wie in **Fig. 2A** gezeigt, um den Wert des Pixels in der Tiefenrichtung sequentiell entlang einer Sichtlinie zu vergleichen. Das Verfahren der sog. Power Doppler Bildgebung, das den größten Wert als einen Doppler Power Projektionswert extrahiert, stellt die Beziehung des Doppler Powerwertes) relativ zu der Tiefe der Bildgebung dar, wie in **Fig. 2B** gezeigt ist.

[0010] Das IP Verfahren mit Bezug auf den größten Wert wird als das MIP (maximales Intensitätsprojektions-) Verfahren bezeichnet, das IP Verfahren mit Bezug auf den kleinsten Wert wird als das MinIP (minimales Intensitätsprojektions-) Verfahren bezeichnet, und das IP Verfahren mit Bezug auf einen speziellen Wert wird als das IP Verfahren mit speziellem Wert bezeichnet.

[0011] In dem Fall der Ultraschall-Bildgebungseinrichtung zum Beispiel ist das MIP Verfahren mit Bezug auf den größten Wert wirkungsvoll zum Extrahieren der Blutgefäßwandung sowie von HV Gewebe, zum Beispiel von einem Tumor, die mit einer relativ großen Helligkeit dargestellt werden, und das MinIP Verfahren mit Bezug auf den kleinsten Wert ist wirkungsvoll zum Extrahieren von einem röhrenförmigen oder mit einem Hohlraum versehenen Gewebe, wie zum Beispiel einem Blutgefäß und einem Gallengang.

[0012] Beim Extrahieren von einem Teil, zum Beispiel einem Blutgefäß, basierend auf dem Projektionsprozeß wird das MinIP Verfahren ausgeführt, das ein Blutgefäß mit einer geringen Helligkeit zur Anzeige bringt. Wenn jedoch in einem anderen Bild entlang derselben Sichtlinie ein Pixel vorliegt, das dunkler ist als das Blutgefäß, wird das dunklere Pixel anstelle des Blutgefäßes extrahiert. Aufgrund dessen bringt das IP Verfahren ein derartiges Problem mit sich, daß es nämlich schwierig ist, Blutgefäße klar zur Darstellung zu bringen.

[0013] Ein anderes Problem besteht darin, daß bei der Extraktion eines helleren Teils von einer Blutströmung als Power Dopplerbild, insbesondere wenn der Betrachter Blutgefäße zu beobachten beabsichtigt, die in die Tiefenrichtung verlaufen, das IP Verfahren nicht darstellen kann, welches der heller dargestellten sich kreuzenden Blutgefäße auf der Vorderseite liegt. Das heißt, es ist insoweit unzureichend, daß die Positionsinformation in der Tiefenrichtung verdichtet ist und bei der Projektion vollständig verloren geht.

[0014] Dieser Sachverhalt ist in den **Fig. 3A, 3B** und **3C** gezeigt, in denen der stärker schraffierte Teil den

helleren Teil und der schwächer schraffierte Teil den dunkleren Teil im Display bzw. in der Darstellung repräsentiert. Wenn **Fig. 3A** und **Fig. 3B** Blutgefäße zeigen, die vorn bzw. hinten verlaufen, erzeugt das oben erwähnte MIP Verfahren ein projiziertes Bild, wie es in **Fig. 3C** gezeigt ist, und versagt dabei, die positionsmäßige Beziehung der sich kreuzenden Blutgefäße in der Tiefenrichtung aufzudecken.

[0015] Eine ähnliche Situation ist in den **Fig. 4A, 4B** und **4C** gezeigt, in denen der stärker schraffierte Teil den helleren Teil und der schwächer schraffierte Teil den dunkleren Teil in der Darstellung repräsentiert. Indem **Fig. 4A** und **Fig. 4B** Blutgefäße zeigen, die vorn bzw. dahinter verlaufen, erzeugt das oben erwähnte MIP Verfahren ein projiziertes Bild, wie es in **Fig. 4C** gezeigt ist, und stellt die sich kreuzenden Blutgefäße fälschlicherweise dar, als wenn das hellere Blutgefäß hinten statt dessen auf der Vorderseite läge.

[0016] Ähnliche Probleme ergeben sich auch bei der CT Bildgebung sowie bei der MR Bildgebung. Eine CT Abbildung von quer verlaufenden Organen, zum Beispiel von Bronchien, sowie eine CT Abbildung und eine MRI Abbildung von quer verlaufenden Blutgefäßen basierend auf einem Kontrastmittel, versagen zum Beispiel darin, ihre räumliche Relation in der Tiefenrichtung aufzudecken.

[0017] Im Dokument WO-A-9530914 wird für die Erzeugung von hoch aufgelösten Bildern die Nachbearbeitung von angiographischen Bildern dargestellt, die zum Beispiel durch ein Magnetresonanz-Bildgebungs- (MRI) System oder ein computerisiertes axiales Tomographie- (CAT) System gebildet wurden. Das System enthält vorzugsweise eine Datensammlungsvorrichtung zum Erzeugen eines Datensatzes, einen Rechnerprozessor, der eine Schnittstelle mit der Datensammlungsvorrichtung besitzt und dazu eingerichtet ist, den Datensatz für eine Projektion einer Abbildung von dem Objekt aufzunehmen und dabei einen projizierten Datensatz zu erzeugen, sowie eine Extraktionsvorrichtung mit einer Schnittstelle zu einem Computer, die für den Empfang des projizierten Datensatzes zur Extraktion der Bildeigenschaften daraus angepaßt ist, indem sie den projizierten Datensatz mit Schwellen bei zumindest zwei vorbestimmten Werten versieht.

[0018] Nachbearbeitungstechniken erzeugen hoch aufgelöste und brauchbare klinische Abbildungen, die besonders geeignet sind für die Untersuchung von Krankheiten und Unzulänglichkeiten, an denen der Körper leidet, und sie sind von besonderem Nutzen für die Magnetresonanz-Angiographie oder für Anwendungen, bei denen eine Flüssigkeitsströmung im Körper überwacht werden muß.

[0019] Demzufolge ist es eine Aufgabe der vorlie-

genden Erfindung, ein Verfahren sowie eine Einrichtung zur Bildverarbeitung mit der Fähigkeit anzugeben, in kurzer Zeit ein Tomographiebild mit Informationen in der Tiefenrichtung zu erzeugen.

[0020] Unter einem ersten Gesichtspunkt besteht die vorliegende Erfindung in einem Verfahren zur Bildverarbeitung enthaltend die Schritte: Erzeugen von Bilddaten aus vielen tomographischen Bildern und Implementieren eines Projektionsprozesses zum Extrahieren eines gewissen Wertes der Bilddaten an einer entsprechenden Position der tomographischen Bilder, wobei man den Projektionsprozeß beendet, nachdem der Bilddatenwert entlang der Richtung des Projektionsprozesses durch einen ersten Schwellenwert gelaufen ist, und wenn der Wert zu einem zweiten Schwellenwert kommt.

[0021] Das Verfahren befaßt sich mit Bilddaten, die erzeugt werden aus Ultraschall-Tomographiebildern, aus MRI Tomographiebildern und aus Strahlungs-CT-Bildern. Der Wert von jedem Pixel der Bilddaten ist der Helligkeitswert oder dergleichen, der aus der Analyse bei der Bildgebung resultiert, oder er ist die Echogröße, die Strömungsgeschwindigkeit oder der Doppler Leistungs- bzw. Powerwert im Falle der Ultraschalltomographie.

[0022] Dieses Verfahren zur Bildverarbeitung erzeugt Bilddaten von einem Tomographiebild auf der Basis der erneuten Zusammensetzung von NMR Empfangssignalen oder von CT Detektionssignalen oder auf der Basis der Analyse von Ultraschall-Empfangssignalen. Der Projektionsprozeß für die Extraktion eines bestimmten Wertes wird ausgeführt für jedes Pixel der Bilddaten von vielen Voll- bzw. Einzelbildern (frames of images), um dadurch ein projiziertes Bild zu erzeugen.

[0023] Beim Erzeugen eines projizierten Bildes wird der Projektionsprozeß beendet, nachdem der Wert der Bilddaten zum ersten Mal durch einen Schwellenwert entlang der Richtung für das Vorkommen des zu extrahierenden Wertes gelaufen ist, und wenn der Wert zu dem Schwellenwert zurückkommt, so daß ein bestimmter Wert (der größte oder kleinste Wert), der näher zu der den Projektionsprozeß startenden Seite (vorn oder hinten) liegt, detektiert werden kann; der Projektionsprozeß für die verbleibenden Positionen wird nicht durchgeführt.

[0024] Demgemäß wird ein mehr nach vorn oder nach hinten angeordnetes Pixel auf einer Prioritätsbasis detektiert, und ein Objekt, das zuerst detektiert wurde, kann sicherlich detektiert werden unter Einschluß eines umgebenden Bereichs. Selbst wenn es ein anderes Objekt mit dem größten oder kleinsten Wert hinten gibt, wird ein Objekt vorn auf einer Prioritätsbasis detektiert und Information in der Tiefenrichtung geht somit nicht verloren.

[0025] Folglich kann ein Bildverarbeitungsverfahren zur Erzeugung eines Tomographiebilds mit Informationen in der Tiefenrichtung in kurzer Zeit erreicht werden.

[0026] Unter einem zweiten Gesichtspunkt liegt die vorliegende Erfindung in einem Verfahren zur Bildverarbeitung, das von dem Verfahren nach dem ersten Gesichtspunkt abgeleitet ist, wobei die ersten und zweiten Schwellenwerte die gleichen sind.

[0027] Unter einem dritten Gesichtspunkt liegt die vorliegende Erfindung in einer Einrichtung zur Bildverarbeitung enthaltend eine Bilddaten erzeugende Einrichtung, die Bilddaten aus vielen tomographischen Bildern erzeugt, und eine Projektionsprozeßeinrichtung, die einen Projektionsprozeß implementiert zum Extrahieren eines gewissen Wertes aus den Bilddaten, die durch die Bilddaten-Erzeugungseinrichtung erzeugt sind, an einer entsprechenden Position der tomographischen Bilder, wobei man den Projektionsprozeß beendet, nachdem entlang der Richtung des Projektionsprozesses der Bilddatenwert durch einen ersten Schwellenwert gelaufen ist und wenn der Wert zu einem zweiten Schwellenwert kommt.

[0028] Diese Einrichtung zur Bildverarbeitung kann in einer kurzen Zeit ein tomographisches Bild mit Informationen in der Tiefenrichtung in derselben Weise wie die Erfindung nach dem ersten Gesichtspunkt erzeugen.

[0029] Unter einem vierten Gesichtspunkt liegt die vorliegende Erfindung in einer Einrichtung zur Bildverarbeitung, die von der Einrichtung nach dem dritten Gesichtspunkt abgeleitet ist, wobei ein bestimmter Wert den größten Wert darstellt.

[0030] Unter einem fünften Gesichtspunkt liegt die vorliegende Erfindung in einer Einrichtung zur Bildverarbeitung, die von der Einrichtung nach dem dritten Gesichtspunkt abgeleitet ist, wobei ein bestimmter Wert den kleinsten Wert darstellt.

[0031] Unter einem sechsten Gesichtspunkt liegt die vorliegende Erfindung in einer Einrichtung zur Bildverarbeitung, die von der Einrichtung nach dem dritten Gesichtspunkt abgeleitet ist, wobei die ersten und zweiten Schwellenwerte die gleichen sind.

[0032] Unter einem siebten Gesichtspunkt liegt die vorliegende Erfindung in einer Einrichtung zur Bildverarbeitung, die von der Einrichtung nach dem dritten Gesichtspunkt abgeleitet ist, wobei der erste Schwellenwert größer als der zweite Schwellenwert ist.

[0033] Unter einem achten Gesichtspunkt liegt die vorliegende Erfindung in einer Einrichtung zur Bild-

verarbeitung, die von der Einrichtung nach dem dritten Gesichtspunkt abgeleitet ist, welche den Projektionsprozeß implementiert unter Verwendung einer Nachschlagetabelle, die Adressen als Werte von Bilddatenpaaren enthält, welche im Laufe des Projektionsprozesses zu vergleichen sind, und Ausgangswerte als Vergleichsergebnisse in Form einer Tabelle speichert.

[0034] Diese Einrichtung zur Bildverarbeitung ist in der Lage, den Projektionsprozeß schnell zu implementieren, und zwar auf der Basis der Bereitstellung einer Nachschlagetabelle, welche die Ausgangswerte speichert als Vergleichsergebnisse in der Form einer Tabelle, indem sie adressiert wird über in dem Projektionsprozeß zu vergleichende Werte.

[0035] Unter einer neunten Gesichtspunkt liegt die vorliegende Erfindung in einer Einrichtung zur Bildverarbeitung, die von der Einrichtung nach dem dritten Gesichtspunkt abgeleitet ist, und die den Projektionsprozeß unter Verwendung einer Nachschlagetabelle implementiert, die Adressen als Werte von Bilddatenpaaren enthält, die während des Projektionsprozesses zu vergleichen sind, und Ausgangswerte als Vergleichsergebnisse in Form einer Tabelle speichert, wobei die Nachschlagetabelle einen zu extrahierenden Wert im Bereich der Tabelle für den Fall speichert, daß der Projektionsprozeß als Antwort auf die Ankunft an dem zweiten Schwellenwert beendet wird.

[0036] Diese Einrichtung zur Bildverarbeitung ist ausgelegt zur Implementierung des Projektionsprozesses unter Verwendung einer Nachschlagetabelle, welche die Ausgangswerte als Vergleichsergebnisse in der Form einer Tabelle speichert, indem sie adressiert wird über in dem Projektionsprozeß zu vergleichende Werte, so daß sich der Ausgangswert einstellt auf die Daten des Bereichs zum Beenden des Projektionsprozesses. Folglich ist die Einrichtung in der Lage, den Projektionsprozeß schnell zu beenden ohne die Notwendigkeit, eine spezialisierte Beurteilungseinrichtung für das Verfahrensende aufzuweisen.

[0037] Entsprechend dem auf die Bezugnahme zu einer Tabelle basierten Verfahren werden die Ausgangsdaten (die extrahierten Daten) festgehalten und es wird der Projektionsprozeß praktisch abgeschlossen, selbst wenn der Projektionsprozeß noch kontinuierlich bis zu seiner Vollendung weiter abläuft. Das Tabellenreferenzverfahren kann ausgeführt werden, indem man den Werten für den (Tiefen-)Bereich (range) gerade und ungerade Zahlen zuweist, um einen neuen Wert zu nehmen bei der Fortführung des Projektionsprozesses und für Werte des Bereichs zum Halten eines resultierenden Wertes des Projektionsprozesses (der Projektionsprozeß wird für den Rest aufgegeben).

[0038] Unter einem zehnten Gesichtspunkt liegt die vorliegende Erfindung in einer Ultraschall-Untersuchungseinrichtung enthaltend eine Empfangseinrichtung zum Empfangen von Ultraschallwellen von einem Untersuchungskörper sowie die Einrichtung zur Bildverarbeitung nach dem dritten Gesichtspunkt, wobei das tomographische Bild, das erzeugt wird, auf Ultraschall-Empfangssignalen basiert, die durch die Empfangseinrichtung geliefert werden.

[0039] Diese Ultraschall-Untersuchungseinrichtung kann ein tomographisches Bild mit Informationen in der Tiefenrichtung in einer kurzen Zeit in derselben Art liefern wie die Erfindung nach dem ersten Gesichtspunkt.

[0040] Diese und andere Merkmale und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden deutlicher werden aus der folgenden Beschreibung der bevorzugten Ausführungen der Erfindung im Zusammenhang mit den begleitenden Zeichnungen. Darin zeigen:

[0041] Fig. 1 eine Darstellung, die zur Erläuterung des konventionellen Ultraschall-Bildgebungsverfahrens benutzt wird;

[0042] Fig. 2A und 2B ein Diagramm sowie eine Kurve, die zur Erläuterung des konventionellen Ultraschall-Bildgebungsverfahrens benutzt werden;

[0043] Fig. 3A, 3B und 3C Darstellungen, die zur Erläuterung eines Ergebnisses des Projektionsprozesses nach dem konventionellen Ultraschall-Bildgebungsverfahren benutzt werden;

[0044] Fig. 4A, 4B und 4C Diagramme, die zur Erklärung eines anderen Ergebnisses eines Projektionsprozesses nach dem konventionellen Ultraschall-Bildgebungsverfahren benutzt werden;

[0045] Fig. 5 ein Flußdiagramm, das die betriebmäßige Abfolge des Verfahrens zur Bildverarbeitung basierend auf einer ersten Ausführung dieser Erfindung zeigt;

[0046] Fig. 6 ein Blockschaltbild, das die hauptsächlichen Teile der Einrichtung zur Bildverarbeitung basierend auf der ersten Ausführung dieser Erfindung zeigt;

[0047] Fig. 7 einen Kurvenzug, der zur Erklärung des Ultraschall-Bildgebungsverfahrens basierend auf der ersten Ausführung dieser Erfindung benutzt wird;

[0048] Fig. 8A, 8B und 8C Diagramme, die zur Erklärung eines resultierenden Bildes des Ultraschall-Bildgebungsverfahrens basierend auf der ersten Ausführung dieser Erfindung benutzt werden;

[0049] Fig. 9A, 9B und 9C Diagramme, die zur Er-

klärung eines weiteren resultierenden Bildes des Ultraschall-Bildgebungsverfahrens basierend auf der ersten Ausführung dieser Erfindung benutzt werden;

[0050] Fig. 10A und 10B Diagramme, welche zur Erklärung eines resultierenden Bildes des Ultraschall-Bildgebungsverfahrens basierend auf der ersten Ausführung dieser Erfindung benutzt werden;

[0051] Fig. 11 ein Flußdiagramm, das die betriebmäßige Abfolge des Verfahrens zur Bildverarbeitung basierend auf einer zweiten Ausführung dieser Erfindung zeigt;

[0052] Fig. 12 eine Kurve, die zur Erklärung des Ultraschall-Bildgebungsverfahrens basierend auf der zweiten Ausführung dieser Erfindung benutzt wird;

[0053] Fig. 13 ein Blockschaltbild, das die hauptsächlichen Teile der Einrichtung zur Bildverarbeitung basierend auf einer dritten Ausführung dieser Erfindung zeigt;

[0054] Fig. 14 ein Blockschaltbild, das die hauptsächlichen Teile der Einrichtung zur Bildverarbeitung basierend auf einer vierten Ausführung dieser Erfindung zeigt;

[0055] Fig. 15 ein Blockschaltbild, das die hauptsächlichen Teile der Einrichtung zur Bildverarbeitung basierend auf einer fünften Ausführung dieser Erfindung zeigt;

[0056] Fig. 16 ein Blockschaltbild, das die hauptsächlichen Teile der Einrichtung zur Bildverarbeitung basierend auf einer sechsten Ausführung der Erfindung zeigt;

[0057] Fig. 17 ein Blockschaltbild, das die hauptsächlichen Teile der Einrichtung zur Bildverarbeitung basierend auf einer siebten Ausführung dieser Erfindung zeigt;

[0058] Fig. 18 ein Blockschaltbild, das die hauptsächliche Anordnung zeigt, die für das Ultraschall-Bildgebungsverfahren basierend auf einer achten Ausführung dieser Erfindung benutzt wird;

[0059] Fig. 19 eine Darstellung, die eine besondere Anordnung der Nachschlagetabelle erläutert, wie sie benutzt wird für das Ultraschall-Bildgebungsverfahren basierend auf der achten Ausführung dieser Erfindung, und

[0060] Fig. 20 eine Kurve, die zur Erklärung des Ultraschall-Bildgebungsverfahrens unter Verwendung der Nachschlagetabelle benutzt wird.

[0061] Die Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung für den speziellen Fall der Ultraschall-Tomo-

graphie werden im Detail unter Bezugnahme auf die Zeichnungen erläutert.

(1) Ausführung 1

[0062] Fig. 5 zeigt in einem Flußdiagramm die betriebsmäßige Abfolge des Verfahrens zur Bildverarbeitung (Ultraschall-Bildgebungsverfahren) basierend auf der ersten Ausführung dieser Erfindung. Fig. 6 zeigt in einem Blockschaltbild die Anordnung, wie sie benutzt wird für das Bildverarbeitungsverfahren basierend auf der ersten Ausführung dieser Erfindung, und zeigt ebenfalls die Anordnung der Einrichtung zur Bildverarbeitung (Ultraschall-Bildverarbeitungseinrichtung) basierend auf der ersten Ausführungsform dieser Erfindung. Fig. 7 bis Fig. 10 erläutern die Bearbeitungsvorgänge bei dieser Ausführung.

(1.1) Anordnung der Einrichtung zur Bildverarbeitung (Ultraschall-Bildgebungsvorrichtung)

[0063] Als erstes wird die Anordnung der Ultraschall-Bildgebungseinrichtung als der Einrichtung zur Bildverarbeitung dieser Ausführung unter Bezugnahme auf Fig. 6 beschrieben. Die in Fig. 6 gezeigte Ultraschall-Bildgebungseinrichtung besteht in erster Linie aus einer Ultraschallsonde 10, einer Sende-/Empfangsschaltung 20, einem Empfangsbündelformer 30, einem Doppler Power- bzw. Leistungsprozessor 50, einem Bildprozessor 60, einem digitalen Abtastkonverter 70 sowie einer Display- bzw. Anzeigevorrichtung 80.

[0064] Die Ultraschallsonde 10 ist ein elektro-akustischer Wandler, der das elektrische Sendesignal umwandelt in eine auf einen Untersuchungskörper zu sendende Ultraschallwelle, und der die von dem Untersuchungskörper zurückgeworfenen Ultraschallwellen wieder empfängt und in elektrische Signale umwandelt.

[0065] Die Sende-/Empfangsschaltung 20 verstärkt das in die Ultraschallsonde 10 einzuspeisende Sendesignal und demoduliert die empfangenen Echosignale auf der Basis einer Quadraturdetektion oder dergleichen.

[0066] Der Empfangsbündelformer 30 implementiert die hinsichtlich der Phasen angeglichenen Summierung der empfangenen Signale, um ein an den Doppler Powerprozessor 50 anzulegendes seriellles Signal zu erzeugen.

[0067] Der Doppler Powerprozessor 50 implementiert die Quadraturdetektion für das serielle Signal, um Signale von sich bewegenden Objekten zu extrahieren, wobei er den Doppler Powerwert von jedem Pixel bewertet.

[0068] Der Bildprozessor 60 implementiert den Projektionsprozeß für die Bilddaten von vielfachen Einzelbildern (frames), und erzeugt dadurch ein projiziertes Bild. Das resultierende projizierte Bild wird mittels des digitalen Abtastkonverters 70 auf die Abtastfrequenz gebracht und an die Anzeigevorrichtung 80 ausgegeben, welche das Bild zur Darstellung bringt.

[0069] Der Bildprozessor 60 besteht, wie in Fig. 6 gezeigt ist, aus einem Projektionsprozessor 62 sowie einer Einrichtung 63 zum Bestimmen der Prozeßbeendigung.

[0070] Der Projektionsprozessor 62 implementiert den Projektionsprozeß zum Extrahieren eines bestimmten Wertes vom vielfachen Bilddatensätzen.

[0071] Der Doppler Power- bzw. Leistungsprozessor 50 besteht aus einem Quadraturdetektor 51, der die Quadraturdetektion für das serielle Signal implementiert, um eine gleichphasige Komponente (die I Komponente) sowie eine Quer- bzw. Quadraturkomponente (die Q Komponente) zu erzeugen, ferner aus einem MTI Prozessor 52, der Signale von sich bewegenden Objekten extrahiert, sowie aus einem Potenz- bzw. Powerrechner 53, der die Doppler Berechnung ($I^2 + Q^2$) für die I Komponente sowie für die Q Komponente durchführt, um den Doppler Powerwert P zu bewerten, wie in Fig. 6 gezeigt ist.

(1.2) Ablauf der Bildverarbeitung (Ultraschall-Bildgebungsverfahren)

[0072] Die Arbeitsweise der wie oben beschrieben angeordneten Ultraschall-Bildgebungseinrichtung sowie das Verfahren für den Ultraschall-Bildgebungsprozeß wird mit Bezugnahme auf das Flußdiagramm von Fig. 5 erläutert. Die in Fig. 5 gezeigte Ausführung stellt den Fall für den MIP Prozeß zum Extrahieren des größten Wertes basierend auf einer Doppler Power Bildgebung mittels der Ultraschall-Bildgebungseinrichtung dar. Der Ablauf des Ultraschall-Bildgebungsverfahrens zerfällt in die folgenden beiden hauptsächlichen Schritte 1 und 2.

1. Projektionsprozeß

[0073] Das von der Sende-/Empfangsschaltung 20 verstärkte Sendesignal wird an die Ultraschallsonde 10 angelegt, die das Sendesignal in eine Ultraschallwelle umwandelt und in einen (nicht gezeigten) Untersuchungskörper schickt.

[0074] Die Ultraschallwelle wird in dem Untersuchungskörper zurückgeworfen und gestreut. Ein Teil der Ultraschallwelle kehrt zurück zu der Ultraschallsonde 10, durch die sie rückgewandelt wird zu einem elektrischen Signal (empfangenes Echosignal) sowie an die Sende-/Empfangsschaltung 20 angelegt wird.

[0075] Das empfangene Echosignal wird von der Sende-/Empfangsschaltung **20** verstärkt, durch den Empfangsbündelformer **30** phasenangeglichen summiert und an den Doppler Power Prozessor **50** angelegt.

[0076] In dem Doppler Power Prozessor **50** trennt der Quadraturdetektor **51** das Eingangssignal auf in eine I Komponente und eine Q Komponente, der MTI Prozessor **52** extrahiert nur Signale von sich bewegendenden Teilen, und der Power Rechner **53** bewertet den Doppler Powerwert P von jedem Pixel.

[0077] Es werden periodisch Bilddaten in Form des Doppler Powerwertes P synchron mit dem Aussenden und Empfangen der Ultraschallwellen erzeugt. Der Bildprozessor **60** empfängt und speichert vielfache Bilddatensätze zur Verwendung für den späteren Projektionsprozeß zum Beispiel im Speicher des Projektionsprozessors **62**.

[0078] Der Projektionsprozessor **62** implementiert den Projektionsprozeß für die gespeicherten Bilddaten in der Form von Doppler Powerwerten P. In dieser Ausführung führt er den Projektionsprozeß der Extraktion des größten Wertes für den MIP Prozeß zum Extrahieren der Teile von großen Doppler Powerwerten P aus. Im einzelnen selektiert der Projektionsprozessor **62** ein zu verarbeitendes Pixel aus den Bilddaten: (Schritt S1 in **Fig. 5**), und beginnt den MIP Prozeß des Doppler Powerwertes P für das selektierte Pixel: (Schritt S2 in **Fig. 5**).

2. Beurteilung der Beendigung des Verfahrens

[0079] Der Projektionsprozeß ist so ausgelegt, daß er endet, nachdem der Doppler Powerwert P der Bilddaten zum ersten Mal durch einen Schwellenwert entlang der Richtung für das Auftreten des zu extrahierenden Wertes gelaufen ist, und wenn der Wert zu dem Schwellenwert zurückkommt.

[0080] Zu Anfang wird für das selektierte Pixel geprüft, ob das Kennzeichen bzw. die Marke für den Schwellenwert bereits gesetzt ist: (Schritt S3 in **Fig. 5**). Die Schwellenwertmarke, die ein Bit eines bestimmten Registers darstellt, wird auf "1" gesetzt, wenn das selektierte Pixel den Schwellenwert mindestens einmal übersteigt.

[0081] Wenn der unmittelbare Doppler Powerwert P größer oder gleich dem Schwellenwert ist, wird die Marke gesetzt: (Schritte S4 und S5 in **Fig. 5**), oder andernfalls wird die Schwellenwertmarke ungeändert belassen.

[0082] Dieser MIP Prozeß wird wiederholt für das jeweils ausgewählte Pixel von allen Bildarten entlang der Tiefenrichtung: (Schritt S8 in **Fig. 5**).

[0083] Für den Fall, daß die Schwellenwertmarke bereits gesetzt ist, wird der MIP Prozeß wiederholt für das ausgewählte Pixel von allen Bilddaten entlang der Tiefenrichtung vorausgesetzt, daß der unmittelbare Doppler Powerwert P größer oder gleich dem Schwellenwert ist: (Schritte S6 und S8 in **Fig. 5**).

[0084] Andernfalls wird für den Fall, daß die Schwellenwertmarke bereits gesetzt ist und der unmittelbare Doppler Powerwert P kleiner als der Schwellenwert ist, der MIP Prozeß für das ausgewählte Pixel aufgegeben: (Schritt S7 in **Fig. 5**).

[0085] Der MIP Prozeß geht weiter für das ausgewählte Pixel von allen Bilddaten entlang der Tiefenrichtung, oder es wird für den Fall, daß der MIP Prozeß in Übereinstimmung mit der Beurteilung der Markierung beendet wird, ein weiteres Pixel der Bilddaten ausgewählt, um den MIP Prozeß zu wiederholen. Auf diese Weise findet der MIP Prozeß unter Ein-schluß der Beurteilung des Verfahrensendes für alle Pixel der Bilddaten statt: (Schritt S9 in **Fig. 5**).

[0086] **Fig. 7** zeigt das vorhergehende Verfahren. Es wird nämlich der Projektionsprozeß ausgeführt, während man den Doppler Powerwert P der Bilddaten überwacht, und der Prozeß wird beendet, nachdem der Doppler Powerwert P zum ersten Mal durch den Schwellenwert TH gelaufen ist, und wenn er dabei ist, erneut durch den Schwellenwert TH zu laufen.

[0087] Als ein Ergebnis des Verfahrens wird der größte bis zum Ende des Projektionsprozesses detektierte Wert als ein projektierter Wert (projektierter Doppler Powerwert P) ausgegeben. In dem gezeigten Beispiel wird der Spitzenwert der am nächsten zu der Position am Prozeßbeginn (am linken Ende) liegenden Anschwellung detektiert als projizierter Doppler Powerwert P, weil man den Projektionsprozeß für die übrigen Anschwellungen bzw. Maxima bei tieferen Positionen abbricht.

[0088] Folglich wird es möglich, den projizierten Doppler Powerwert P mit Information in der Tiefenrichtung vorzusehen, was auf der Prioritätsregelung an der Prozeßanfangseite basiert, und so den Prozeß in einer kurzen Zeit zu beenden.

[0089] Das oben beschriebene Ultraschall-Bildgebungsverfahren liefert ein Ergebnis des Projektionsprozesses, wie es zum Beispiel in den **Fig. 8A–8C** gezeigt ist. Wenn das Verfahren durchgeführt wird für ein in **Fig. 8A** gezeigtes vorne verlaufendes Blutgefäß sowie für ein in **Fig. 8B** gezeigtes Blutgefäß dahinter, wird bei der Kreuzung dieser Blutgefäße das vordere Blutgefäß auf einer Prioritätsbasis dargestellt, wobei das Blutgefäß dahinter verborgen bleibt hinter dem vorderen Blutgefäß, wie in **Fig. 8C** gezeigt ist.

[0090] Das oben beschriebene Ultraschall-Bildgebungsverfahren liefert ein Ergebnis des Projektionsprozesses, wie es in den **Fig. 9A–9C** für ein weiteres Beispiel gezeigt ist. Wenn das Verfahren ausgeführt wird für ein in **Fig. 9A** gezeigtes kleines dunkles vordere liegendes Blutgefäß sowie für ein in **Fig. 9B** gezeigtes helles Blutgefäß dahinter, wird auf einer Prioritätsbasis bei der Kreuzung dieser Blutgefäße das vordere Blutgefäß dargestellt, wobei das helle dahinterliegende Blutgefäß hinter dem dunklen vorderen Blutgefäß verborgen ist, wie in **Fig. 9C** gezeigt ist.

[0091] In dem Fall, daß der Projektionsprozessor **62** mit einer Nachschlagetabelle arbeitet, in der Ausgangswerte aus dem Bereich der Projektionsprozeßfortführung sowie Ausgangswerte aus dem Bereich zum Ende des Projektionsprozesses hin unterschiedlich als gerade Zahlen oder ungerade Zahlen gespeichert werden, ist es möglich, das Ende des Prozesses auf der Basis des Paritätstests für ein oder mehrere Bits unter Einschluß des Bits niedrigster Ordnung von dem Ausgangswert des Projektionsprozessors **62** zu bestimmen. Dieses System ermöglicht eine einfache Erfassung bzw. Detektion von Daten, die zu dem Bereich für die Beendigung des Projektionsprozesses gehören, und es ermöglicht eine schnelle Beendigung des Projektionsprozesses.

(1.3) Beziehung zwischen dem Schwellenwert und dem dargestellten Bild

[0092] Im allgemeinen nimmt bei einer mittels Power Doppler Bildgebung dargestellten Blutströmung ihr Doppler Powerwert P in dem Maße ab, wie sich die Position nach außen verschiebt. Deshalb wird ein Blutgefäß in unterschiedlichen Erscheinungsformen dargestellt, und zwar abhängig von dem Schwellenwert TH , der für die Beurteilung der Prozeßbeendigung benutzt wird. Dieser Vorgang wird in Verbindung mit den **Fig. 8A–8C** bis **Fig. 10A–10B** erläutert.

(1) **Fig. 8A** zeigt ein vorderes Blutgefäß, **Fig. 8B** zeigt ein hinteres Blutgefäß, und **Fig. 8C** zeigt ein resultierendes projiziertes Bild. In diesem Beispiel ist der Schwellenwert TH so eingestellt, daß eine mittels Power Doppler Bildgebung darzustellende Blutströmung richtig ausgewählt wird. Demzufolge fallen der äußere Teil des als vorderer Teil angezeigten Bereichs sowie der Teil, der dahinter verborgen ist, miteinander zusammen.

(2) **Fig. 10A** zeigt ein Beispiel für den Fall, bei dem der Schwellenwert TH für das Auswählen einer mittels Power Doppler Bildgebung darzustellenden Blutströmung kleiner eingestellt ist. In diesem Fall findet, selbst wenn ein kleinerer Doppler Powerwert vorliegt, der Projektionsprozeß nicht tief hinter der Position statt, was in einer Darstellung resultiert, in welcher der Rand des vorderen Blutgefäßes hervorgehoben wird.

(3) **Fig. 10B** zeigt ein weiteres Beispiel für den Fall, bei dem der Schwellenwert TH für das Aus-

wählen einer mittels Power Doppler Bildgebung darzustellenden Blutströmung auf einen größeren Wert eingestellt ist. In diesem Fall werden kleine Doppler Powerwerte vernachlässigt, so daß lediglich die Blutströmungen mit großen Doppler Powerwerten durch Hervorhebung dargestellt werden.

[0093] Das Anzeigergebnis variiert in Abhängigkeit von der Auswahl des Schwellenwertes, wie das in den obigen Fällen (1)–(3) veranschaulicht ist; und deshalb wird der Schwellenwert TH so voreingestellt, daß er dem beabsichtigten Anzeigergebnis entspricht, und er kann ebenfalls angepaßt werden, um das Anzeigergebnis zu modifizieren.

(2) Ausführung 2

[0094] **Fig. 11** zeigt die Abfolge des MIP Prozesses zum Extrahieren des größten Wertes basierend auf der Power Doppler Bildgebung für den Doppler Powerwert P , was eine Rauschkomponente mit einer praktisch konstanten Amplitude oder einen kleinen Bewegungsfehler bzw. -artefakt des Untersuchungskörpers einschließt.

[0095] **Fig. 12** erläutert den Prozeß in derselben Art wie **Fig. 7** für einen Beispielsfall, bei dem der Doppler Powerwert P einen bestimmten Anteil einer Rauschkomponente oder eines kleinen Bewegungsartefakts des Untersuchungskörpers enthält.

[0096] Das Verfahren für Bilddaten der in **Fig. 12** gezeigten Qualität kann möglicherweise versagen, wenn es auf einem einzelnen Schwellenwert TH , wie in **Fig. 7** gezeigt, basiert. Insbesondere kann der Projektionsprozeß möglicherweise fehlerhaft enden, wenn er auf eine kleine Spitze trifft, die dem Rauschen oder einem Artefakt zuzuschreiben ist.

[0097] Um mit dieser Situation fertig zu werden, arbeitet die in **Fig. 6** gezeigte Einrichtung mit einem ersten Schwellenwert $TH1$ sowie mit einem zweiten Schwellenwert $TH2$ anstelle des einzigen Schwellenwertes TH . Für den Fall des MIP Prozesses zum Extrahieren des größten Wertes wird $TH1$ größer eingestellt als $TH2$, um eine Hysteresefunktion zu liefern, so daß der Prozeß stabil ablaufen kann, und zwar basierend auf demselben Prinzip wie bei der Schmitt(-Trigger) Schaltung.

1. Projektionsverfahren

[0098] Das von der Sende-/Empfangsschaltung **20** verstärkte Sendesignal wird zu der Ultraschallsonde **10** geleitet, die das Sendesignal in eine Ultraschallwelle umwandelt und es in einen (nicht gezeigten) Untersuchungskörper sendet.

[0099] Die Ultraschallwelle wird in dem Untersu-

chungskörper zurückgeworfen und gestreut. Ein Teil der Ultraschallwelle kehrt zurück zu der Ultraschallsonde **10**, von der sie in ein elektrisches Signal (empfangenes Echosignal) rückgewandelt und auf die Sende-/Empfangsschaltung **20** geführt wird.

[0100] Das empfangene Echosignal wird von der Sende-/Empfangsschaltung **20** verstärkt, mittels des Empfangsbündelformers **30** phasengleich aufsummiert und an den Doppler Power Prozessor **50** angelegt.

[0101] In den Doppler Power Prozessor **50** trennt der Quadraturdetektor **51** das Eingangssignal in eine I Komponente sowie in eine Q Komponente, der MTI Prozessor **52** extrahiert nur Signale von sich bewegenden Anteilen, und der Power Rechner **53** bewertet den Doppler Powerwert P von jedem Pixel.

[0102] Es werden periodisch synchron mit dem Senden und Empfangen der Ultraschallwellen Bilddaten als Doppler Powerwert P erzeugt.

[0103] Der Bildprozessor **60** empfängt und speichert vielfache Bilddatensätze zur Verwendung für den späteren Projektionsprozeß zum Beispiel in dem Speicher des Projektionsprozessors **62**.

[0104] Der Projektionsprozessor **62** implementiert den Projektionsprozeß für die gespeicherten Daten in der Form von Doppler Powerwerten P. In dieser Ausführung implementiert er den Projektionsprozeß zum Extrahieren des größten Wertes für den MIP Prozeß zum Extrahieren der Anteile mit großen Doppler Powerwerten P.

[0105] Insbesondere selektiert der Projektionsprozessor **62** ein zu verarbeitendes Pixel aus den Bilddaten: (Schritt S2 in **Fig. 11**), und beginnt den MIP Prozeß für den Doppler Powerwert P des ausgewählten Pixels: (Schritt S2 in **Fig. 11**).

2. Beurteilung der Prozeßbeendigung

[0106] Der Projektionsprozeß ist so ausgelegt, daß er endet, nachdem der Doppler Powerwert P der Bilddaten zum ersten Mal über einen ersten Schwellenwert TH1 entlang der Richtung der Existenz des zu extrahierenden Wertes gelaufen ist, und wenn der Wert zu einem zweiten Schwellenwert TH2 ($TH1 > TH2$) kommt.

[0107] Am Anfang wird für das ausgewählte Pixel geprüft, ob die Schwellenwertmarke bereits gesetzt ist: (Schritt S3 in **Fig. 11**). Die Schwellenwertmarke, die ein Bit eines bestimmten Registers darstellt, wird auf "1" gesetzt, wenn das ausgewählte Pixel den ersten Schwellenwert TH1 zumindest einmal übersteigt.

[0108] Wenn der unmittelbare Doppler Powerwert P

größer oder gleich dem ersten Schwellenwert TH1 ist, wird die Marke gesetzt: (Schritte S4 und S5 in **Fig. 11**), oder es wird andernfalls die Schwellenwertmarke unverändert belassen.

[0109] Dieser MIP Prozeß wird für ausgewählte Pixel von allen Bilddaten in der Tiefenrichtung wiederholt: (Schritt S8 in **Fig. 11**).

[0110] Selbst für den Fall, daß die Schwellenwertmarke bereits gesetzt ist, wird der MIP Prozeß für das ausgewählte Pixel von allen Bilddaten entlang der Tiefenrichtung wiederholt vorausgesetzt, daß der unmittelbare Doppler Powerwert P größer oder gleich dem zweiten Schwellenwert TH2 ist: (Schritte S6 und S8 in **Fig. 11**).

[0111] Andernfalls wird im Fall, daß die Schwellenwertmarke bereits gesetzt ist und der unmittelbare Doppler Powerwert P kleiner als der zweite Schwellenwert TH2 ist, der MIP Prozeß für das ausgewählte Pixel aufgegeben: (Schritt S7 in **Fig. 11**).

[0112] Der MIP Prozeß verläuft weiter für das ausgewählte Pixel von allen Bilddaten entlang der Tiefenrichtung, oder es wird für den Fall, daß der MIP Prozeß entsprechend der Beurteilung der Markierung beendet wird, ein weiteres Pixel der Bilddaten ausgewählt, um den MIP Prozeß zu wiederholen. Auf diese Weise findet der MIP Prozeß einschließlich der Beurteilung der Prozeßbeendigung für alle Pixel der Bilddaten statt: (Schritt S9 in **Fig. 11**).

[0113] **Fig. 12** zeigt das vorhergehende Verfahren. Das heißt, der Projektionsprozeß wird ausgeführt, während man den Doppler Powerwert P der Bilddaten überwacht, und der Prozeß wird beendet, nachdem der Doppler Powerwert P zum ersten Mal durch den ersten Schwellenwert TH1 gelaufen ist, und wenn der Wert dabei ist, durch den zweiten Schwellenwert TH2 zu laufen.

[0114] Als ein Ergebnis des Verfahrens wird der größte bis zum Ende des Projektionsprozesses detektierte Wert als ein projizierter Wert (projizierter Doppler Powerwert P) ausgegeben. In dem gezeigten Beispiel wird der Spitzenwert der am nächsten zu der Prozeßanfangsposition liegenden Anschwellung (am linken Ende) detektiert als projizierter Doppler Powerwert P, weil man den Projektionsprozeß für die übrigen Anschwellungen an tieferen Positionen abbricht.

[0115] Der erste Schwellenwert TH1 sowie der zweite Schwellenwert TH2 werden so eingestellt, daß sie zu der Amplitude vom (etwaigen) Rauschen passen, wobei die Beurteilung der Prozeßbeendigung nicht durch das Rauschen gestört wird, und der Prozeß kann akkurat stattfinden.

[0116] Infolgedessen wird es möglich, den projizierten Doppler Powerwert P mit Information in der Tiefenrichtung vorzusehen, was auf der Prioritätsregel an der Prozeßbeginnseite basiert, und den Prozeß in einer kurzen Zeit zu beenden.

(3) Ausführung 3

[0117] Die vorhergehenden ersten und zweiten Ausführungen betrachten das Verfahren sowie die Einrichtung für eine Bildverarbeitung, die ausgelegt ist auf die Ausführung des MIP Prozesses für eine Power Doppler Bildgebung bei einer Ultraschall-Tomographie. Die Power Doppler Bildgebung kann durch eine sog. B-mode Bildgebung für die Durchführung einer Ultraschall-Bildgebung ersetzt werden basierend auf dem MIP Prozeß oder dem MinIP Prozeß, wie sie in den ersten und zweiten Ausführungen erläutert wurden.

[0118] Fig. 13 zeigt die Anordnung der Bildverarbeitungseinrichtung basierend auf der dritten Ausführung dieser Erfindung, die an die B-mode Bildgebung angepaßt ist. Die in Fig. 13 gezeigte Ultraschall-Bildgebungseinrichtung enthält einen B-mode Prozessor 40 und führt den Projektions- (MIP oder MinIP) Prozeß aus unter Einschluß der Beurteilung der Prozeßbeendigung für eine B-mode Abbildung, die von dem B-mode Prozessor 40 erzeugt wurde.

[0119] Diese Ultraschall-Bildgebungseinrichtung führt den MIP Prozeß oder den MinIP Prozeß in Übereinstimmung mit einer oder mehreren voreingestellten Schwellenwerten in derselben Weise aus, wie die vorangegangenen ersten und zweiten Ausführungen, und es wird möglich, den Helligkeitswert der Projektion oder die Echointensität mit Information in der Tiefenrichtung vorzusehen, was auf der Prioritätsregel an der Prozeßbeginnseite für eine B-mode Abbildung basiert, und den Prozeß in einer kurzen Zeit zu beenden.

[0120] Der erste Schwellenwert TH1 sowie der zweite Schwellenwert TH2 werden so eingestellt, daß sie zu der Amplitude von etwaigem Rauschen passen, wobei die Beurteilung der Prozeßbeendigung nicht durch das Rauschen gestört wird, und der Prozeß kann akkurat stattfinden.

(4) Ausführung 4

[0121] Die vorhergehenden ersten und zweiten Ausführungen betrachten das Verfahren sowie die Einrichtung zur Bildverarbeitung, die für die Ausführung des MIP Prozesses für die Power Doppler Bildgebung ausgelegt sind, und die vorhergehende dritte Ausführung stellt die für die Ausführung des MIP Prozesses oder des MinIP Prozesses für ein B-mode Bild ausgelegte Bildverarbeitungseinrichtung dar.

[0122] Die Power Doppler Bildgebung oder die B-mode Bildgebung können ersetzt werden durch die Farbströmungskartierung (CFM color flow mapping), um eine Ultraschall-Bildgebung durchzuführen, die auf dem MIP Prozeß oder dem MinIP Prozeß basieren, die in den ersten bis dritten Ausführungen erläutert wurden.

[0123] Fig. 14 zeigt die Anordnung der Einrichtung zur Bildverarbeitung basierend auf der vierten Ausführung dieser Erfindung.

[0124] Die in Fig. 14 gezeigte Ultraschall-Bildgebungseinrichtung enthält einen B-mode Prozessor 40 sowie einen Doppler Verschiebungsprozessor 50' und führt den Projektionsprozeß (MIP oder MinIP) unter Einschluß der Beurteilung der Prozeßbeendigung für ein Doppler Verschiebungsbild durch, welches die von dem Doppler Verschiebeprozessor 50' erzeugte Strömungsgeschwindigkeit wiedergibt. Der digitale Abtastkonverter 70 setzt das B-mode Bild zusammen aus Ruheobjekten sowie dem Dopplerverschiebungsbild, und die Anzeigevorrichtung 80 bringt das resultierende Bild zu Darstellung.

[0125] Diese Ultraschall-Bildgebungseinrichtung führt den MIP Prozeß oder den MinIP Prozeß in Übereinstimmung mit einem oder mehreren voreingestellten Schwellenwerten in derselben Weise durch wie die vorhergehenden ersten bis dritten Ausführungen, und es wird möglich, den projizierten Geschwindigkeitswert mit Information in der Tiefenrichtung vorzusehen, was auf der Prioritätsregel auf der Prozeßbeginnseite für ein Dopplerverschiebungsbild basiert, und das Verfahren kann in einer kurzen Zeit beendet werden.

[0126] Der erste Schwellenwert TH1 sowie der zweite Schwellenwert TN2 werden passend zu der Amplitude von (etwaigem) Rauschen eingestellt, wobei die Beurteilung der Prozeßbeendigung nicht durch das Rauschen gestört wird, und der Prozeß kann akkurat ablaufen.

[0127] Die Einrichtung bringt das B-mode Bild von Ruheobjekten durch Überlagerung zur Anzeige, was die Beobachtung der Peripherie von sich bewegenden Objekten gestattet.

(5) Ausführung 5

[0128] Die vorhergehenden ersten und zweiten Ausführungen betrachten das Verfahren sowie die Einrichtung für eine Bildverarbeitung, die so ausgelegt ist, daß sie den MIP Prozeß für eine Power Doppler Bildgebung ausführt, und die vorhergehende dritte Ausführung stellt eine für die Ausführung des MIP Prozesses oder des MinIP Prozesses für ein B-mode Bild ausgelegte Einrichtung zur Bildverarbeitung dar.

[0129] Anstatt nur ein Power Doppler Bild oder nur ein B-mode Bild anzuzeigen, ist es möglich, diese Bilder gleichzeitig mittels Überlagerung darzustellen.

[0130] Fig. 15 zeigt die Anordnung der auf der fünften Ausführungsform dieser Erfindung basierenden Bildverarbeitungseinrichtung.

[0131] Die in Fig. 15 gezeigte Ultraschall-Bildgebungseinrichtung enthält einen B-mode Prozessor **40** sowie einen Dopplerverschiebungsprozessor **50** und führt den Projektionsprozeß (MIP oder MinIP) unter Einschluß der Beurteilung der Prozeßbeendigung für ein Doppler Power Bild aus, das von dem Doppler Powerprozessor **50** erzeugt wurde. Der digitale Abtastkonverter **70** setzt das B-mode Bild von Ruheobjekten sowie das Doppler Power Bild zusammen, und die Anzeigevorrichtung **80** bringt das resultierende Bild zur Darstellung.

[0132] Diese Ultraschall-Bildgebungseinrichtung führt den MIP Prozeß in Entsprechung mit einem oder mehreren voreingestellten Schwellenwerten in derselben Weise aus wie bei den vorhergehenden ersten und zweiten Ausführungen, und es wird möglich, den projizierten Doppler Powerwert P mit Information in der Tiefenrichtung vorzusehen, was basiert auf der Prioritätsregel auf der Prozeßbeginnseite für ein Doppler Verschiebungsbild, und das Verfahren kann in einer kurzen Zeit beendet werden.

[0133] Der erste Schwellenwert TH1 sowie der zweite Schwellenwert TH2 werden passend zu der Amplitude von (etwaigem) Rauschen eingestellt, wobei die Beurteilung der Prozeßbeendigung nicht durch das Rauschen gestört wird, und der Prozeß kann akkurat ablaufen.

[0134] Die Einrichtung zeigt das B-mode Bild von Ruheobjekten mittels Überlagerung an und erlaubt die Beobachtung der Umgebung von sich bewegenden Objekten.

(6) Ausführung 6

[0135] Obwohl die vorhergehenden ersten bis fünften Ausführungen das Verfahren sowie die Einrichtung zur Bildverarbeitung bezogen auf die Ultraschall-Tomographie betrachten, ist die erfinderische Bildverarbeitung ebenfalls auf die MRI Tomographie anwendbar.

[0136] Fig. 16 zeigt die Anordnung der MRI Einrichtung als eine auf der sechsten Ausführung dieser Erfindung basierende Einrichtung zur Bildverarbeitung.

[0137] In der in Fig. 16 gezeigten MRI Einrichtung steuert eine CPU **110** den Betrieb der gesamten MRI Einrichtung und steuert ebenfalls das Senden/Empfangen der Signale sowie die erneute Bildkompositi-

on. Eine Sendeschaltung **120** erzeugt einen für die MRI Einrichtung benutzten Hochfrequenzpuls, der mittels eines Leistungsverstärker **130** verstärkt und an eine Sendespule **140** angelegt wird.

[0138] Beim Signalempfang detektiert eine Empfangsspule **141** ein Signal, das von einem Empfangsverstärker **150** verstärkt und danach von einer Empfangsschaltung **151** prozessiert wird. Die CPU **110** implementiert den erneuten Bildkompositionsprozeß für das empfangene Signal, um die Bilddaten von vielfachen Tomographiebildern zu erzeugen. Ein Bildprozessor **160** implementiert den MIP Prozeß für die erzeugten Bilddaten, und eine Anzeigevorrichtung **180** bringt ein resultierendes Bild zur Darstellung. Der Bildprozessor **160** besteht aus einem Projektionsprozessor **162** sowie einem Bestimmen **163** für die Prozeßbeendigung, wie in Fig. 16 gezeigt ist.

[0139] Diese MRI Einrichtung führt den MIP Prozeß in Entsprechung mit einem voreingestellten Schwellenwert in derselben Weise aus wie die vorhergehende erste Ausführung, und es wird möglich, Information in der Tiefenrichtung vorzusehen, was auf der Prioritätsregel auf der Prozeßbeginnseite für ein MRI basiertes Tomographiebild beruht, und das Verfahren kann in einer kurzen Zeit beendet werden.

[0140] Speziell verwendet diese Ausführung das Tomographie-Merkmal der MRI Einrichtung, bei der die Helligkeit im Zentrum des Blutgefäßes hoch ist und bei der sie in dem Maße abfällt, wie die Position sich nach außen verschiebt, was den Betrachter in die Lage versetzt, die räumliche (vorne/hinten) Beziehung von überkreuz verlaufenden Blutgefäßen zu erkennen.

[0141] Der erste Schwellenwert TH1 sowie der zweite Schwellenwert TH2 werden passend zu der Amplitude von (etwaigem) Rauschen eingestellt, wobei die Beurteilung der Prozeßbeendigung nicht durch das Rauschen gestört wird, und das Verfahren kann akkurat ablaufen.

[0142] Die Funktion des Bildprozessors **160** kann mittels der CPU **110** auf der Basis einer entsprechenden Software erzielt werden.

(7) Ausführung 7

[0143] Obwohl die vorhergehenden Ausführungen das Verfahren sowie die Einrichtung für eine Bildverarbeitung bezogen auf die Ultraschall-Tomographie sowie die MRI Tomographie betrachten, ist die erfindungsgemäße Bildverarbeitung ebenfalls anwendbar auf die CT Tomographie.

[0144] Fig. 17 zeigt die Anordnung der Röntgen CT Einrichtung als Einrichtung zur Bildverarbeitung basierend auf der siebten Ausführung dieser Erfindung.

[0145] In der in **Fig. 17** gezeigten Einrichtung für ein Röntgen CT stellt ein Gestell **201** einen mechanischen Abschnitt der Röntgen CT Einrichtung dar, in der eine Röntgenröhre **202** und ein Sensor **203** elektrisch und mechanisch zusammen arbeiten, um einen Untersuchungskörper **205** auf verschiedene Weise zu scannen bzw. abzutasten.

[0146] Ein Tisch **204** mit dem darauf plazierten Untersuchungskörper **205** wird in das Gestell **201** hinein bewegt. Das Gestell **201** sowie der Tisch **204** werden hinsichtlich ihres Kippwinkels und der Distanzbewegung gesteuert durch eine Tisch-/Gestellsteuerung **206**. Die Röntgenröhre **202** wird für ihre Rotation sowie für die Emission von Röntgenstrahlen gesteuert seitens einer Röntgenröhrenantriebssteuerung **207**. Der Fühler bzw. Sensor **203** dreht sich um den Untersuchungskörper **205** zusammen mit der Röntgenröhre **202** unter der Steuerung von einem Sensortreiber **208**.

[0147] Die von der Röntgenröhre **202** ausgehenden und durch den Untersuchungskörper **205** hindurch verlaufenden Röntgenstrahlen werden von dem Sensor **203** detektiert, und die Röntgendaten werden von einem Datensammler bzw. -kollektor (DAS) **209** abgetastet. Die gesammelten Daten werden an einen Bild-Re-Komposer **210** gesandt, der die Eingangsdaten wieder zu einem Bild zusammensetzt. Das resultierende Bild wird auf einer Anzeigevorrichtung **270** zur Darstellung gebracht, und die Bilddaten werden in einem Datenspeicher **212** gespeichert.

[0148] Die Bilddaten werden unter der Steuerung seitens einer Systemsteuerung **215** aus dem Datenspeicher **212** ausgelesen und in den MIP Prozeß übertragen in Entsprechung mit einem voreingestellten Schwellenwert von Seiten eines Bildprozessors **260**, und das resultierende Projektionsbild wird auf der Anzeigevorrichtung **270** zur Darstellung gebracht. Der Bildprozessor **260** besteht aus einem Projektionsprozessor **262** sowie einer Prozeßendebestimmung **263**, wie in **Fig. 17** gezeigt ist.

[0149] Es werden Bilddaten von vielen tomographischen Bildern, die durch die Datensammlung und die Bild-Re-Komposition erzeugt wurden, aus dem Datenspeicher **212** ausgelesen, und der MIP Prozeß mit einem entsprechend voreingestellten Schwellenwert wird für die Daten in derselben Weise ausgeführt wie bei der vorhergehenden ersten Ausführung. Die Implementation des MIP Prozesses ermöglicht es, Information in der Tiefenrichtung vorzusehen, was auf der Prioritätsregel auf der Prozeßbeginnseite für ein von der Röntgen CT Einrichtung erzeugtes tomographisches Bild beruht, und das Verfahren kann in einer kurzen Zeit beendet werden.

[0150] Infolgedessen ermöglicht das Verfahren es dem Betrachter, die räumliche Relation von sich kreuz-

enden Organen zu erkennen, und zwar durch Verwendung des Merkmals der Röntgen CT Bildgebung, bei der Organe, wie zum Beispiel ein Gallengang, in ihrem äußeren Abschnitt dunkler dargestellt werden als im Zentrum.

[0151] Hinzu kommt, daß bei einer Anwendung der Eigenschaft der Tomographie mit Unterstützung durch ein Kontrastmittel, bei dem die Helligkeit im Zentrum eines Blutgefäßes groß ist und in dem Maße abfällt, wie die Position sich nach außen hin verschiebt, dies den Betrachter in die Lage versetzt, die räumliche Relation (vorne/hinten) von kreuzend verlaufenden Blutgefäßen zu erkennen.

[0152] Der erste Schwellenwert TH1 sowie der zweite Schwellenwert TH2 werden passend zu der Amplitude von (etwaigem) Rauschen eingestellt, wobei die Beurteilung der Prozeßbeendigung nicht durch das Rauschen gestört wird, und das Verfahren kann wie im Fall der zweiten Ausführung akkurat ablaufen.

(8) Ausführung 8

[0153] **Fig. 18** zeigt eine spezielle Hardware-Anordnung der Bildprozessoren **60**, **160** und **260** der vorhergehenden Ausführungen.

[0154] Die folgenden Ausführungen erläutern eine Ausführungsform für das Verfahren mit einer Nachschlagetabelle, das für die Verschnellerung des Verfahrens gedacht ist, indem man den Projektionsprozeß ohne das Eingreifen der Beurteilung der Prozeßbeendigung bis zum Abschluß fortsetzt, und indem man während des Prozesses den Endwert festhält (sich setzen läßt).

[0155] Diese Ausführung ist von der Art, bei der der Projektionsprozeß in einer kleineren Zahl von Schritten schnell implementiert wird, indem man eine Tabelleneinrichtung (einen Speicher **602**, der eine Nachschlagetabelle bildet) benutzt, die Adressen als Werte von miteinander zu vergleichenden Bilddaten aufweist und Ausgangswerte als Vergleichsergebnisse der Bilddaten speichert. Die Bildprozessoren enthalten weiter eine MPU **601**, um während des Projektionsprozesses, zum Beispiel während des MIP oder MinIP Prozesses, einen Zugriff auf den Speicher **602** herzustellen.

[0156] Im Falle der Ultraschall-Bildgebung beispielsweise sind ein Eingangssignal (NEU) eines neuen Doppler Powerwertes P sowie ein weiteres Eingangssignal (ALT) des unmittelbar vorhergehenden Doppler Powerwertes P als eine Adressierung für die Tabelle gegeben.

[0157] Die folgenden Ausführungen erläutern eine Tabelle, die solche Daten speichert, damit der Projek-

tionsprozeß endet (Daten-Setzen-lassen), nachdem der Bilddatenwert zum ersten Mal durch den Schwellenwert entlang der Richtung des Vorliegens des zu extrahierenden Wertes gelaufen ist (aufsteigende Richtung für den MIP Prozeß oder absteigende Richtung für den MinIP Prozeß), und wenn der Wert zurückkommt zu dem Schwellenwert (in der absteigenden Richtung für den MIP Prozeß oder in der aufsteigenden Richtung für den MinIP Prozeß). Der Schwellenwert schließt einen ersten Schwellenwert (TH1) sowie einen zweiten Schwellenwert (TH2) ein.

[0158] Diese Ausführung ist dafür ausgelegt, gerade Zahlen den Werten aus dem Bereich zuzuweisen, wo der Projektionsprozeß fortschreitet, um einen neuen Wert anzunehmen, und ungerade Zahlen für Werte des Bereichs zuzuweisen, wo resultierende Werte des Projektionsprozesses festgehalten werden (der Projektionsprozeß wird danach unterbrochen). Anstelle der Zuweisung von geraden Zahlen für die Werte bei der Prozeßweiterführung und von ungeraden Zahlen für die Werte beim Sich-Setzen-Lassen, kann die Zuweisung von geraden Zahlen sowie von ungeraden Zahlen auch vertauscht werden. Die Zuweisung von lediglich einer geraden Zahl oder ungeraden Zahl für einen Wert erzeugt einen Fehler von 1, was jedoch praktisch vernachlässigbar ist, wenn die Helligkeit 64 oder 256 Tönungen bzw. Stufen aufweist.

[0159] Die Nachschlagetabelle weist Inhalte (Ausgangswerte) wie folgt auf.

(1) Für ALT mit gerader Zahl

① für ALT kleiner als TH1

Den größeren Wert von NEU und ALT, wobei sein LSB bzw. niederwertigstes Bit aufgehoben wird, so daß er gerade ist.

② für ALT größer oder gleich TH1

a) für NEU größer als TH2

Den größeren Wert von NEU und ALT, wobei sein LSB bzw. niederwertigstes Bit aufgehoben wird, so daß er gerade ist.

b) für NEU kleiner als TH2

ALT addiert mit 1, so daß er ungerade ist.

(2) Für ALT mit ungerader Zahl

ALT ohne Rücksicht auf TH1 und TH2. Ein Ausgangswert als ungerade Zahl bedeutet das Ende des Verfahrens.

[0160] Fig. 19 zeigt ein konkretes Beispiel für die Nachschlagetabelle als 16×16 Matrix, die entsprechend den oben erwähnten Kriterien ausgebildet ist. Der Doppler Powerwert P reicht von 0 bis 15 und die Werte für TH1 und TH2 sind auf 8 bzw. 6 gesetzt.

[0161] Der auf der oben erwähnten Nachschlagetabelle basierende Projektionsprozeß erzeugt Ausgangswerte mit geraden Zahlen für den obigen Fall (1)① sowie den nächsten Fall (1)②a, und nachfolgend auf den Fall (1)②b hält sie den ungeradzahlgigen Aus-

gangswert fest als Fallgestaltung für den Fall (2), wodurch man die Prioritätsregelung für das Ergebnis des Projektionsverfahrens für ein vorne liegendes Objekt implementiert. Das Festhalten (settling) der Ausgangsdaten bringt den Projektionsprozeß zu seinem Ende.

[0162] Das auf der Nachschlagetabelle gegründete Verfahren wird im einzelnen in Verbindung mit Fig. 19 sowie mit Fig. 20 in größerem Detail erläutert.

[0163] In diesem Beispiel nimmt die eingeführte Größe NEU aufeinanderfolgend die Werte 04, 06, 08, 10, 08, 06, 04, 10, 12, 05, 07, 12, 13, 15 und 07 an; die Größe ALT weist einen Anfangswert von 00 auf; und die Schwellenwerte TH1 und TH2 sind auf 8 bzw. 6 gesetzt.

[0164] Der Schritt S1 erzeugt Daten in dem Bereich für die Fallgestaltung (1)① in Fig. 19 (Bereich von S1 in Fig. 20).

NEU = 04 und ALT = 00 ergibt Ausgang **04**

NEU = 06 und ALT = 04 ergibt Ausgang **06**

NEU = 08 und ALT = 06 ergibt Ausgang **08**

[0165] Der Schritt S2 erzeugt Daten in dem Bereich für die Fallgestaltung (1)②a in Fig. 19 (Bereich von S2 in Fig. 20).

NEU = 10 und ALT = 08 ergibt Ausgang **10**

NEU = 08 und ALT = 10 ergibt Ausgang **10**

[0166] Der Schritt S3 hält Daten in dem Bereich für die Fallgestaltung (1)②b in Fig. 19 (Bereich von S3 in Fig. 20).

NEU = 06 und ALT = 10 ergibt Ausgang **10**

NEU = 04 und ALT = 10 ergibt Ausgang **11**

[0167] Der Schritt S4 hält Daten in dem Bereich für die Fallgestaltung (2) in Fig. 19 (Bereich von S4 in Fig. 20).

NEU = 10 und ALT = 11 ergibt Ausgang **11**

NEU = 12 und ALT = 11 ergibt Ausgang **11**

NEU = 05 und ALT = 11 ergibt Ausgang **11**

NEU = 07 und ALT = 11 ergibt Ausgang **11**

NEU = 12 und ALT = 11 ergibt Ausgang **11**

NEU = 13 und ALT = 11 ergibt Ausgang **11**

NEU = 15 und ALT = 11 ergibt Ausgang **11**

NEU = 07 und ALT = 11 ergibt Ausgang **11**

[0168] Der Ausgang **11** wird für den größten Wert 10 in dem Bereich von Schritt **2** festgehalten, und das Verfahren geht in den Zustand über, bei dem sich der Ausgangswert nicht mehr ändert, selbst wenn der Prozeß noch weiter läuft.

[0169] Als ein Ergebnis dieses Verfahrens wird es für den Projektionsprozeß möglich, das Projektionsergebnis mit Information in der Tiefenrichtung vorzusehen, was auf einer gewissen Regel beruht, und die

Notwendigkeit für spezialisierte Hardware- und Softwaremittel für die Beurteilung der Verfahrensbeendigung auszuschalten. Basierend auf dem einfachen Tabellennachschlageverfahren (Tabellenkalkulation) kann das Verfahren in einer kleineren Anzahl von Schritten ablaufen (mit derselben Anzahl von Schritten wie bei dem konventionellen System).

[0170] Gemäß diesem Tabellennachschlageverfahren werden auszugebende (zu extrahierende) Daten selbst dann gehalten, wenn der Projektionsprozeß bis zum Abschluß weiterläuft, und das stellt praktisch das Ende des Projektionsprozesses dar.

[0171] Indem man die Nachschlagetabelle mit einem RAM, einem sog. Flash-Speicher oder dergleichen bildet, wird es möglich, den Tabelleninhalt willkürlich zu einem frei wählbaren Zeitpunkt beim Startvorgang der Einrichtung zu revidieren oder zu ändern.

[0172] Obwohl die vorhergehenden Ausführungsformen Beispiele für den MIP Prozeß darstellen, der den größten Wert extrahiert, können sie doch ebenfalls angewendet werden auf den MinIP Prozeß, der den kleinsten Wert extrahiert. Die Extraktion des kleinsten Wertes kann mittels des MIP Prozesses basierend auf der Inversion der Werte ausgeführt werden.

Patentansprüche

1. Bildbearbeitungsverfahren enthaltend die Schritte:

Erzeugen von Bilddaten aus vielen tomographischen Bildern und

Implementieren eines Projektionsprozesses zum Extrahieren eines gewissen Wertes der Bilddaten an einer entsprechenden Position der tomographischen Bilder, gekennzeichnet durch

Beenden des Projektionsprozesses nachdem der Bilddatenwert entlang einer Richtung des Projektionsprozesses durch einen ersten Schwellenwert gelaufen ist und wenn der Wert zu einem zweiten Schwellenwert kommt.

2. Bildbearbeitungsverfahren nach Anspruch 1, wobei die ersten und zweiten Schwellenwerte die gleichen sind.

3. Bildbearbeitungseinrichtung enthaltend:
eine Bilddaten erzeugende Einrichtung (**10, 20, 30, 50**), die Bilddaten aus vielen tomographischen Bildern erzeugt, und
eine Projektionsprozesseinrichtung (**62, 63**), die einen Projektionsprozess implementiert zum Extrahieren eines gewissen Wertes aus den Bilddaten, die durch die Bilddaten-Erzeugungseinrichtung erzeugt sind, an einer entsprechenden Position der tomographischen Bilder, gekennzeichnet durch:

Beenden des Projektionsprozesses nachdem der Bilddatenwert entlang einer Richtung des Projektionsprozesses durch einen ersten Schwellenwert gelaufen ist und wenn der Wert zu einem zweiten Schwellenwert kommt.

4. Bildbearbeitungseinrichtung nach Anspruch 3, wobei der gewisse Wert der größte Wert ist.

5. Bildbearbeitungseinrichtung nach Anspruch 3, wobei der gewisse Wert der kleinste Wert ist.

6. Bildbearbeitungseinrichtung nach Anspruch 3, wobei die ersten und zweiten Schwellenwerte die gleichen sind.

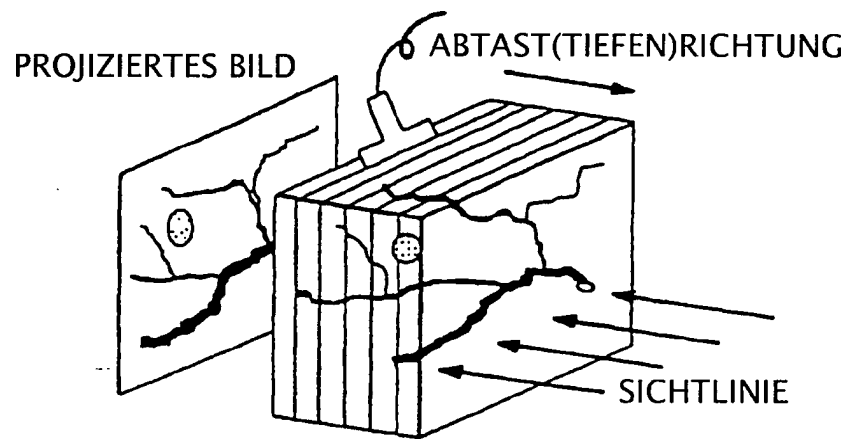
7. Bildbearbeitungseinrichtung nach Anspruch 3, wobei der erste Schwellenwert größer als der zweite Schwellenwert ist.

8. Bildbearbeitungseinrichtung nach Anspruch 3, die den Projektionsprozess unter Verwendung einer Nachschlagetabelle implementiert, die Adressen als Werte von Bilddatenpaaren enthält, die während des Projektionsprozesses zu vergleichen sind, und Ausgangswerte als Vergleichsergebnisse in Form einer Tabelle speichert.

9. Bildbearbeitungseinrichtung nach Anspruch 3, die den Projektionsprozess unter Verwendung einer Nachschlagetabelle implementiert, die Adressen als Werte von Bilddatenpaaren enthält, die während des Projektionsprozesses zu vergleichen sind, und Ausgangswerte als Vergleichsergebnisse in Form einer Tabelle speichert, wobei die Nachschlagetabelle einen zu extrahierenden Wert im Bereich der Tabelle für den Fall speichert, daß der Projektionsprozess als Antwort auf die Ankunft an dem zweiten Schwellenwert beendet wird.

10. Ultraschall-Untersuchungseinrichtung enthaltend eine Empfangseinrichtung zum Empfangen von Ultraschallwellen von einem Untersuchungskörper und die Bildbearbeitungseinrichtung nach Anspruch 3, wobei das tomographische Bild, das erzeugt wird, auf Ultraschall-Empfangssignalen basiert, die durch die Empfangseinrichtung geliefert werden.

Es folgen 20 Blatt Zeichnungen



DREIDIMENSIONALE DATEN
(BILDDATEN VON VIELEN EINZELBILDERN)

FIG. 1

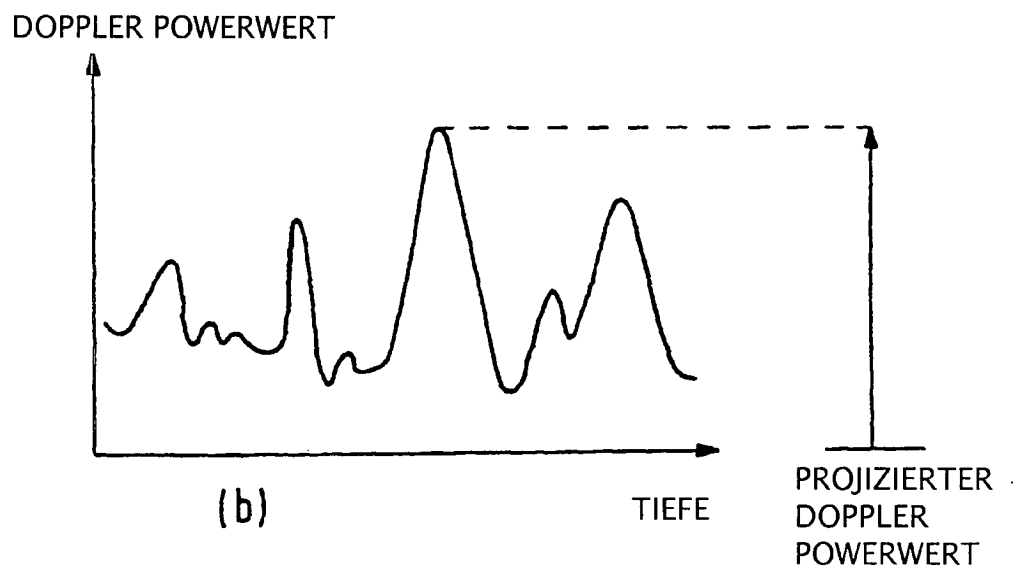
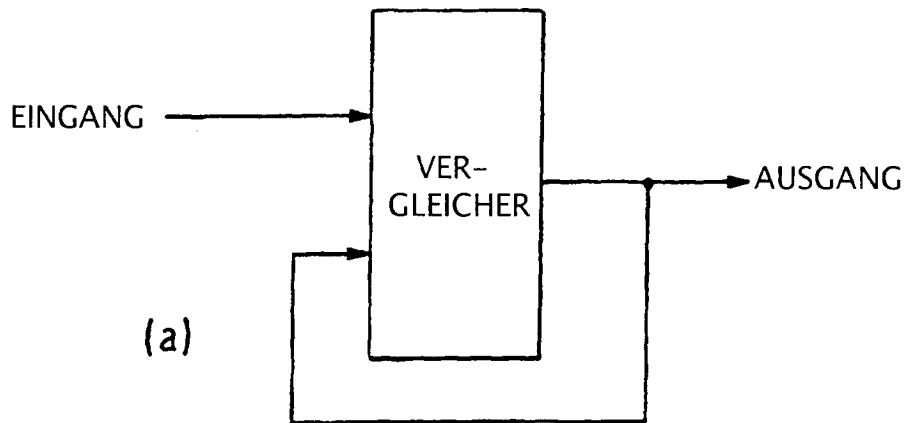
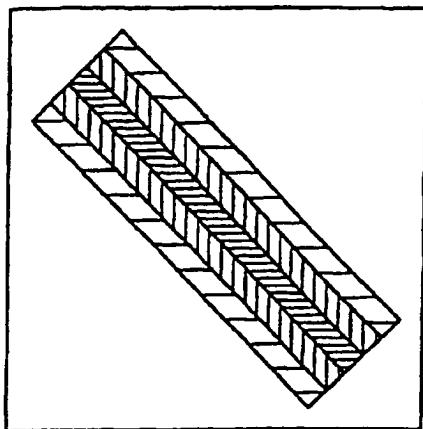
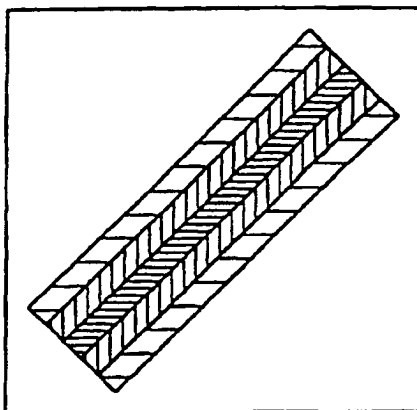


FIG. 2

(a)



(b)



(c)

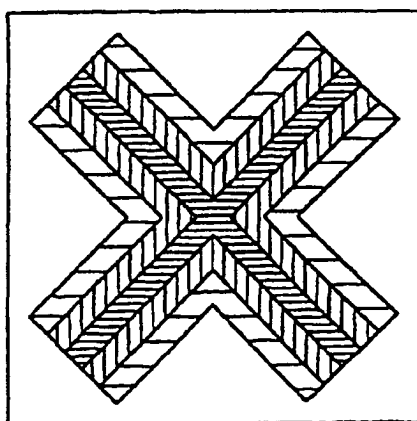
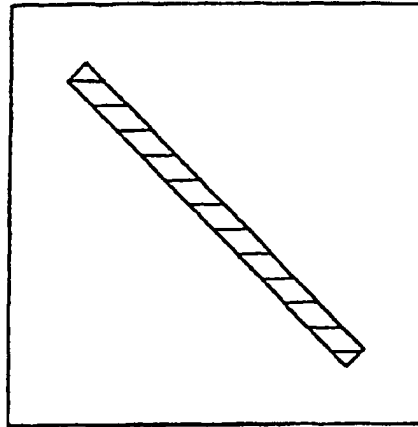
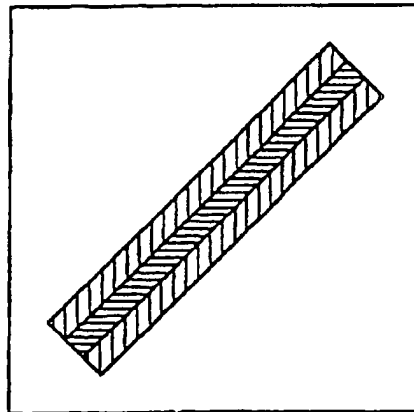


FIG. 3

(a)



(b)



(c)

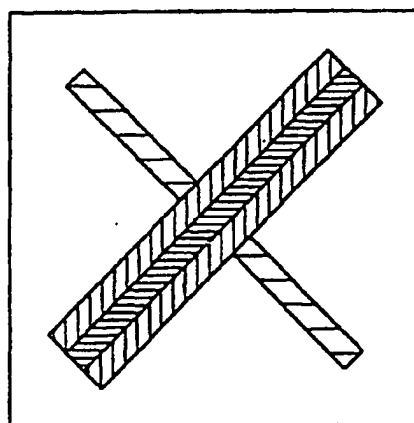


FIG. 4

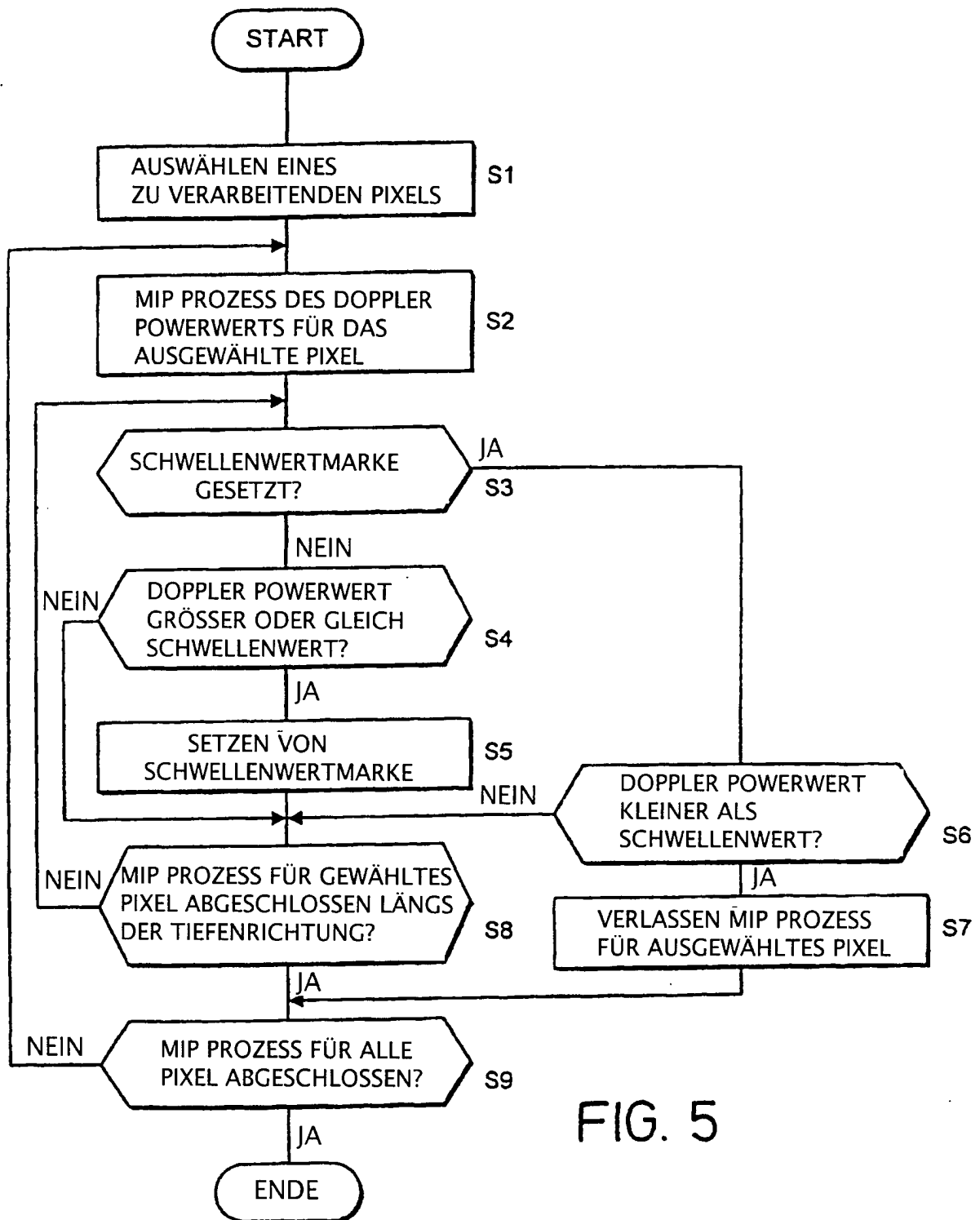
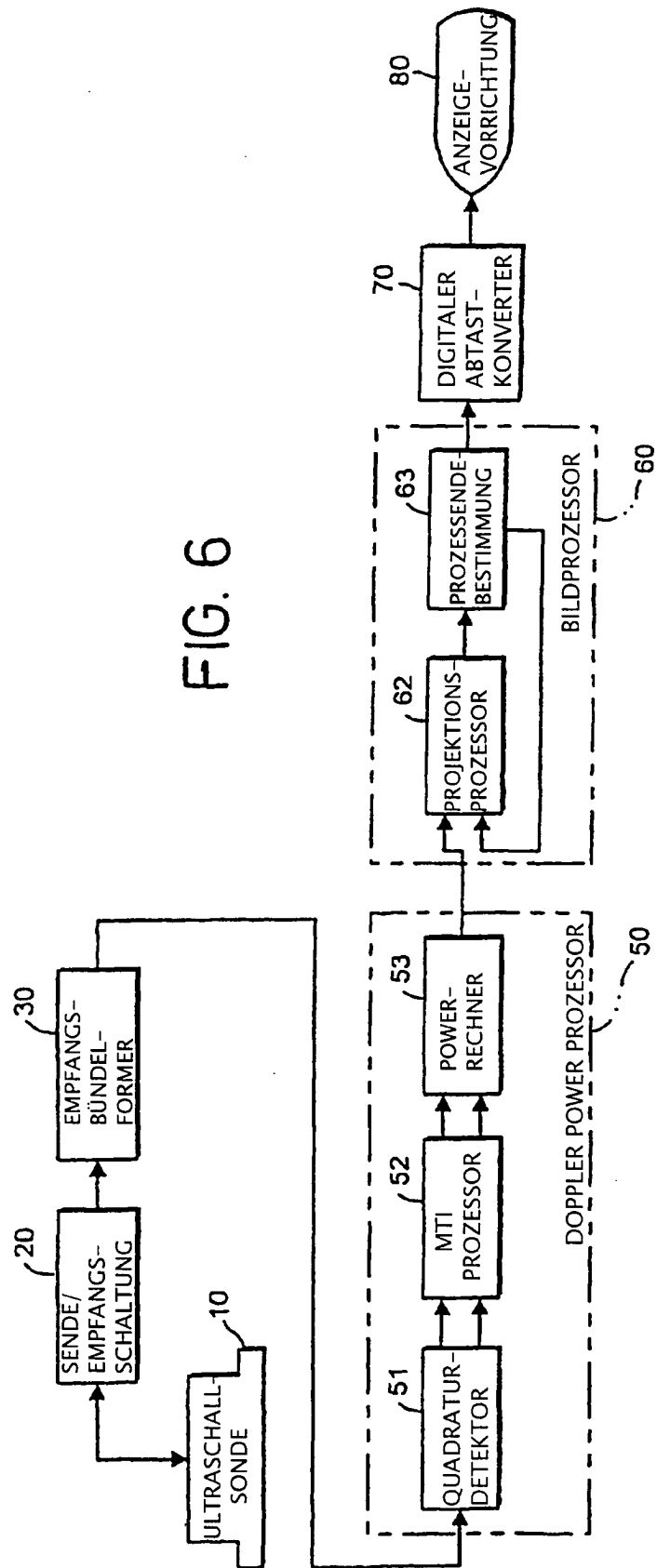


FIG. 5



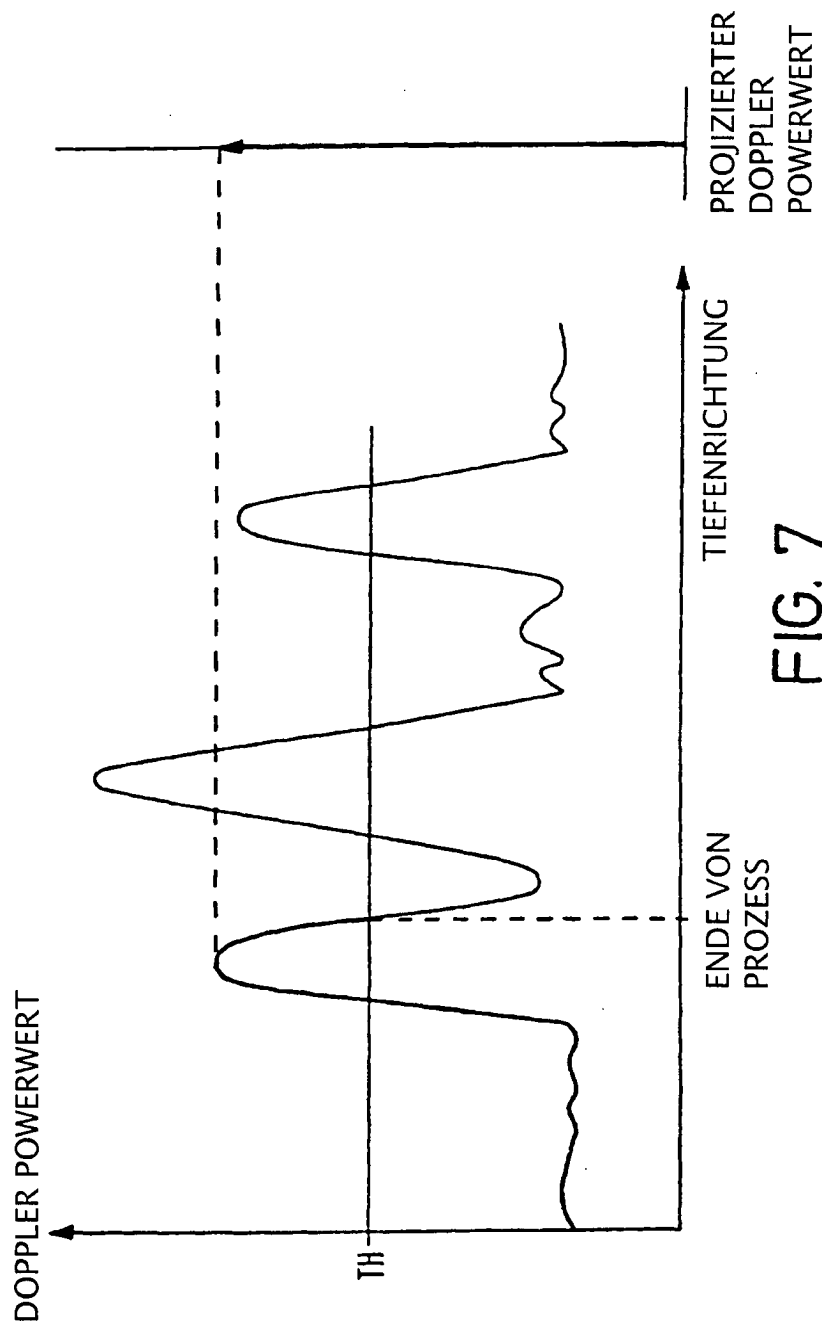
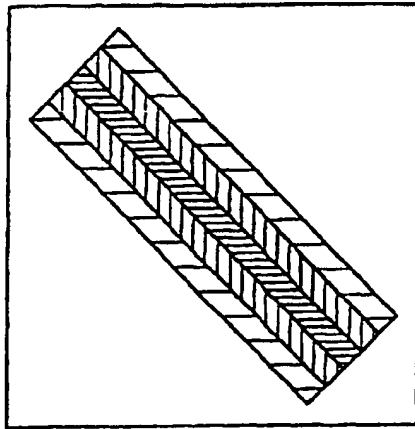
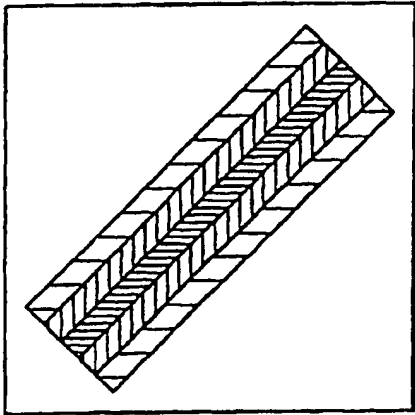


FIG. 7

(a)



(b)



(c)

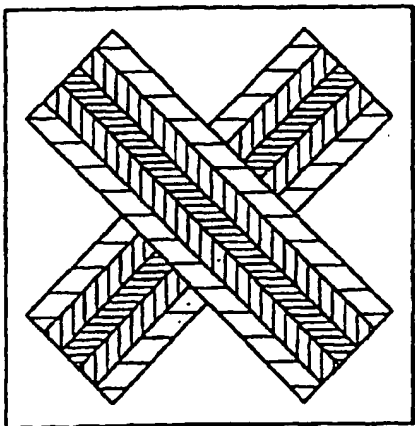
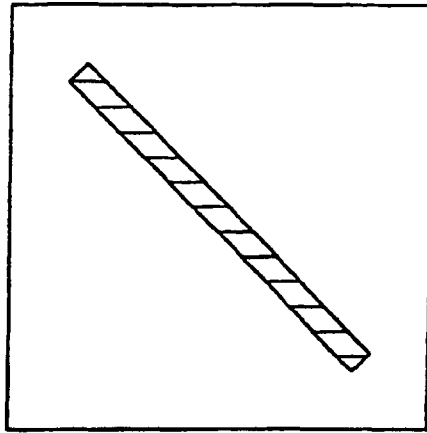
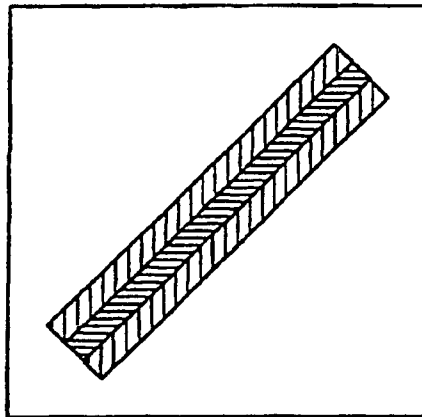


FIG. 8

(a)



(b)



(c)

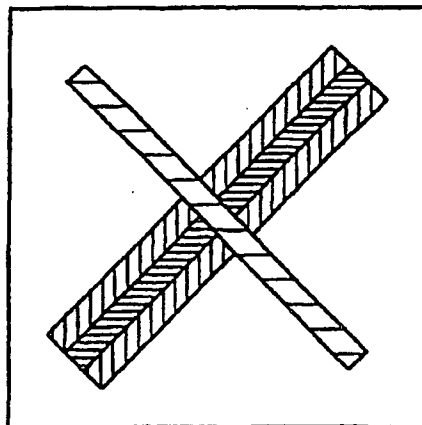
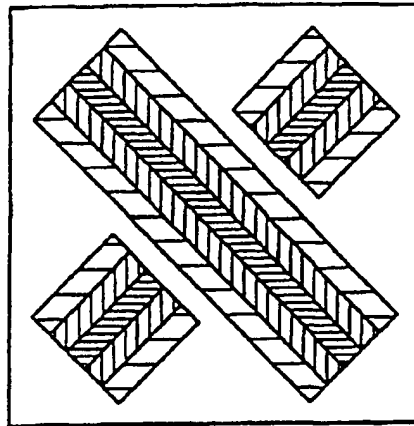


FIG. 9

(a)



(b)

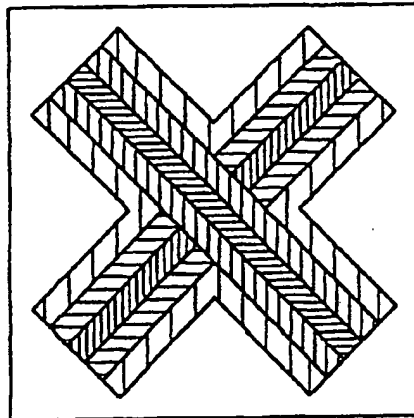


FIG. 10

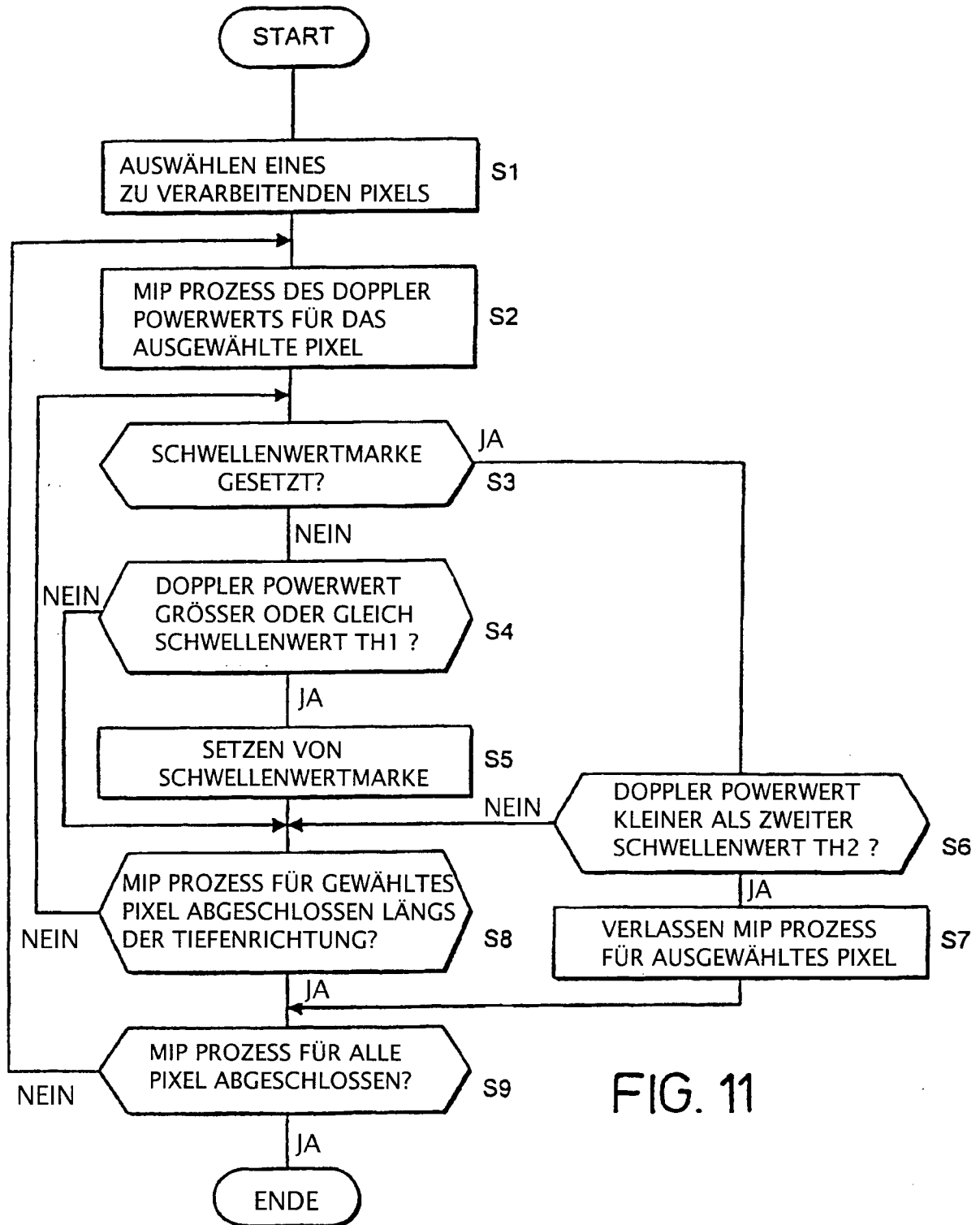


FIG. 11

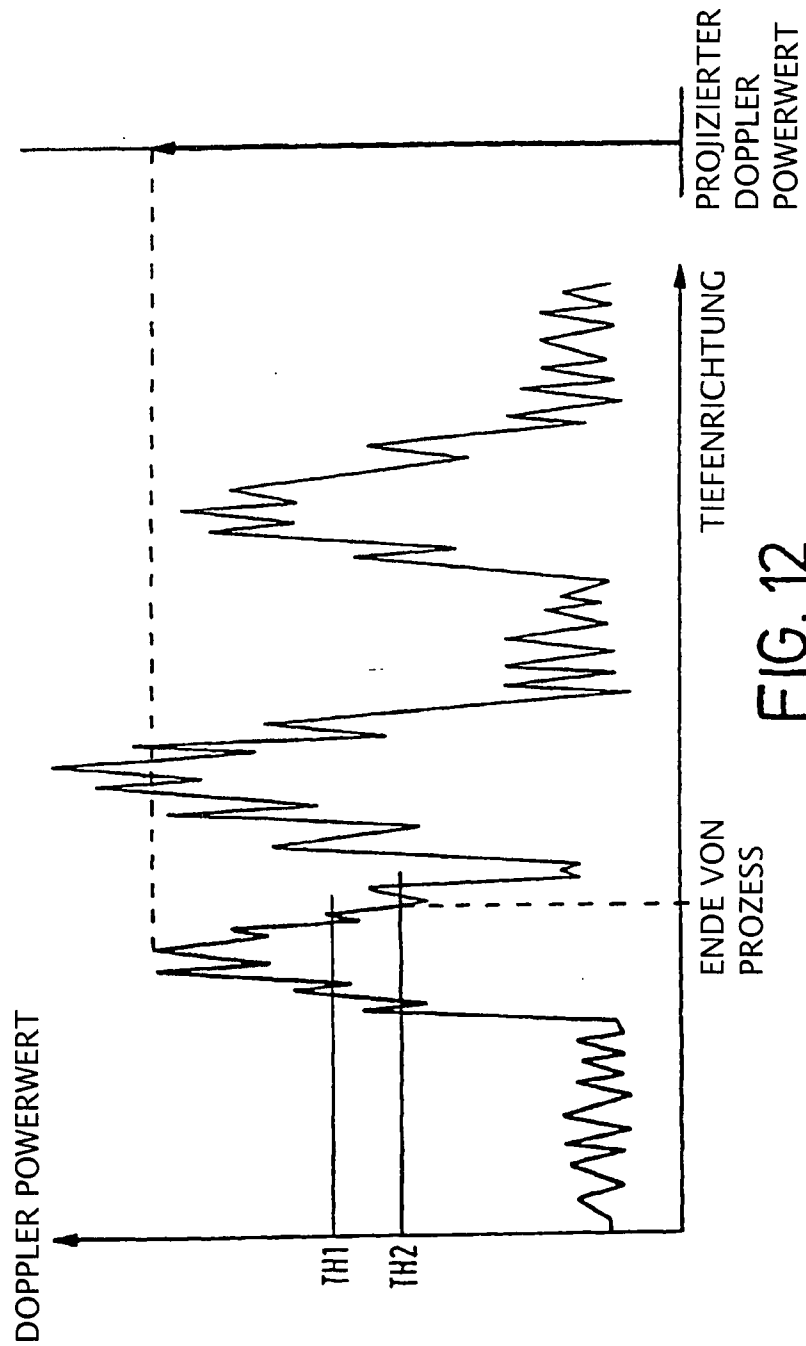


FIG. 12

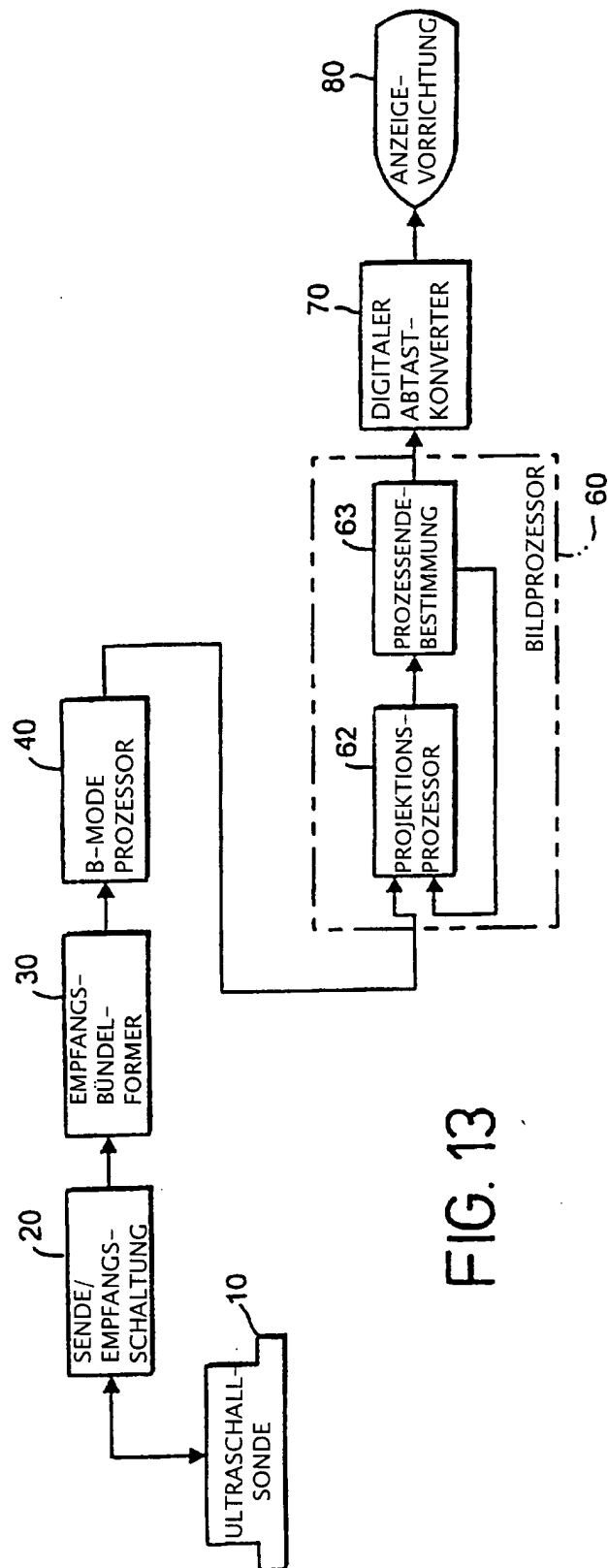


FIG. 13

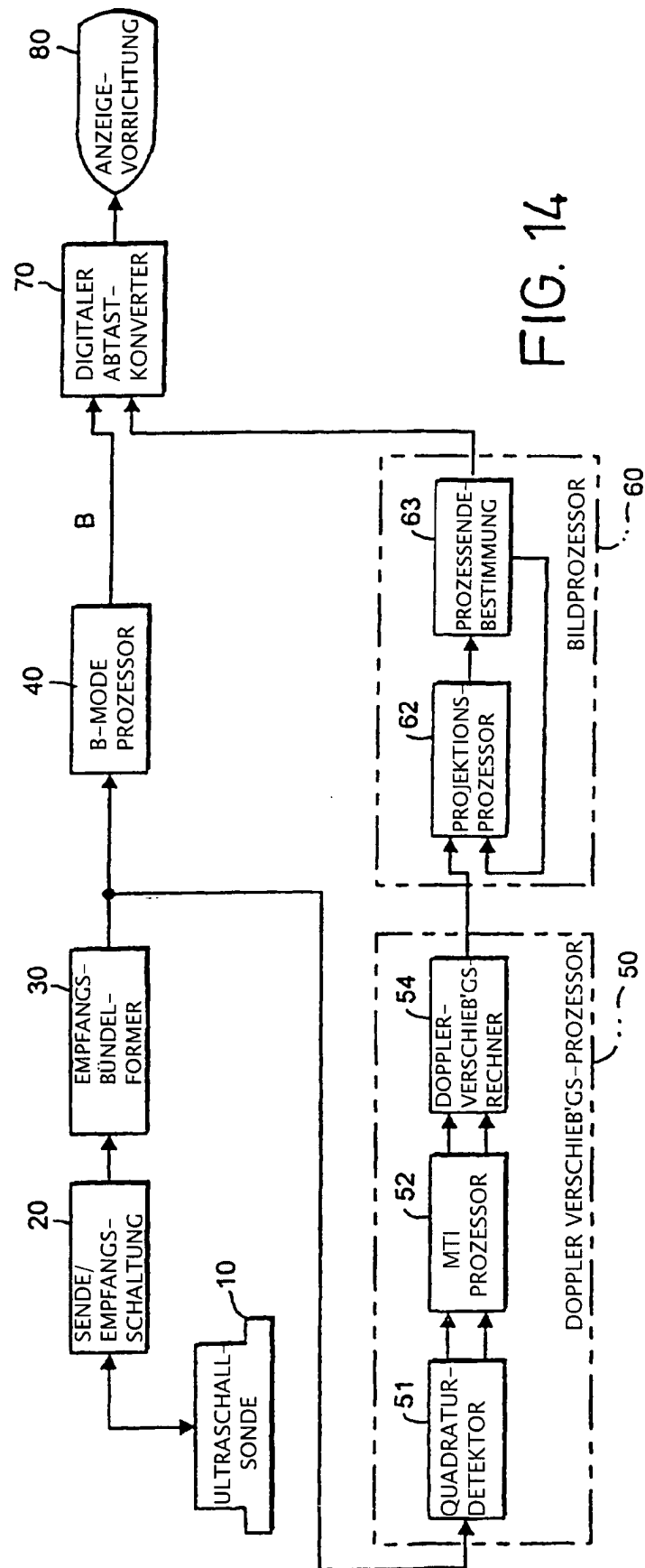


FIG. 14

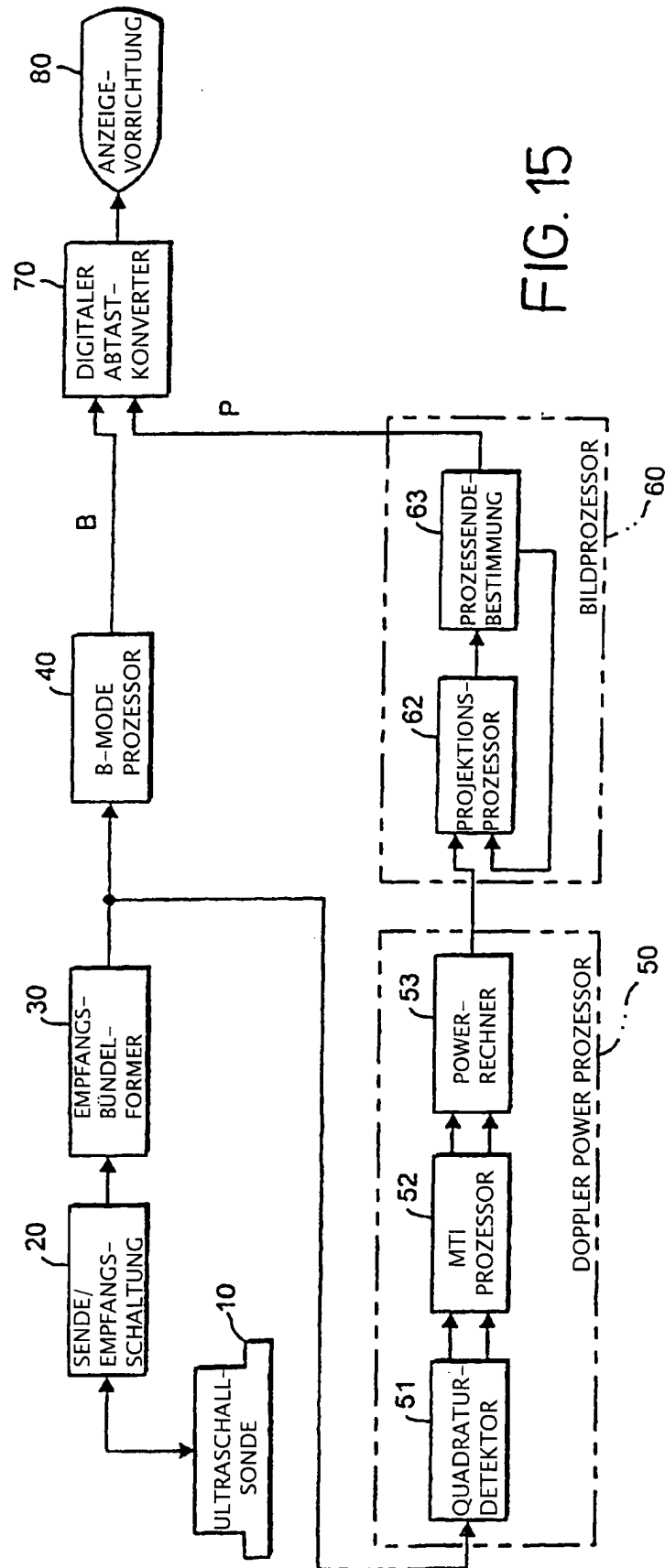


FIG. 15

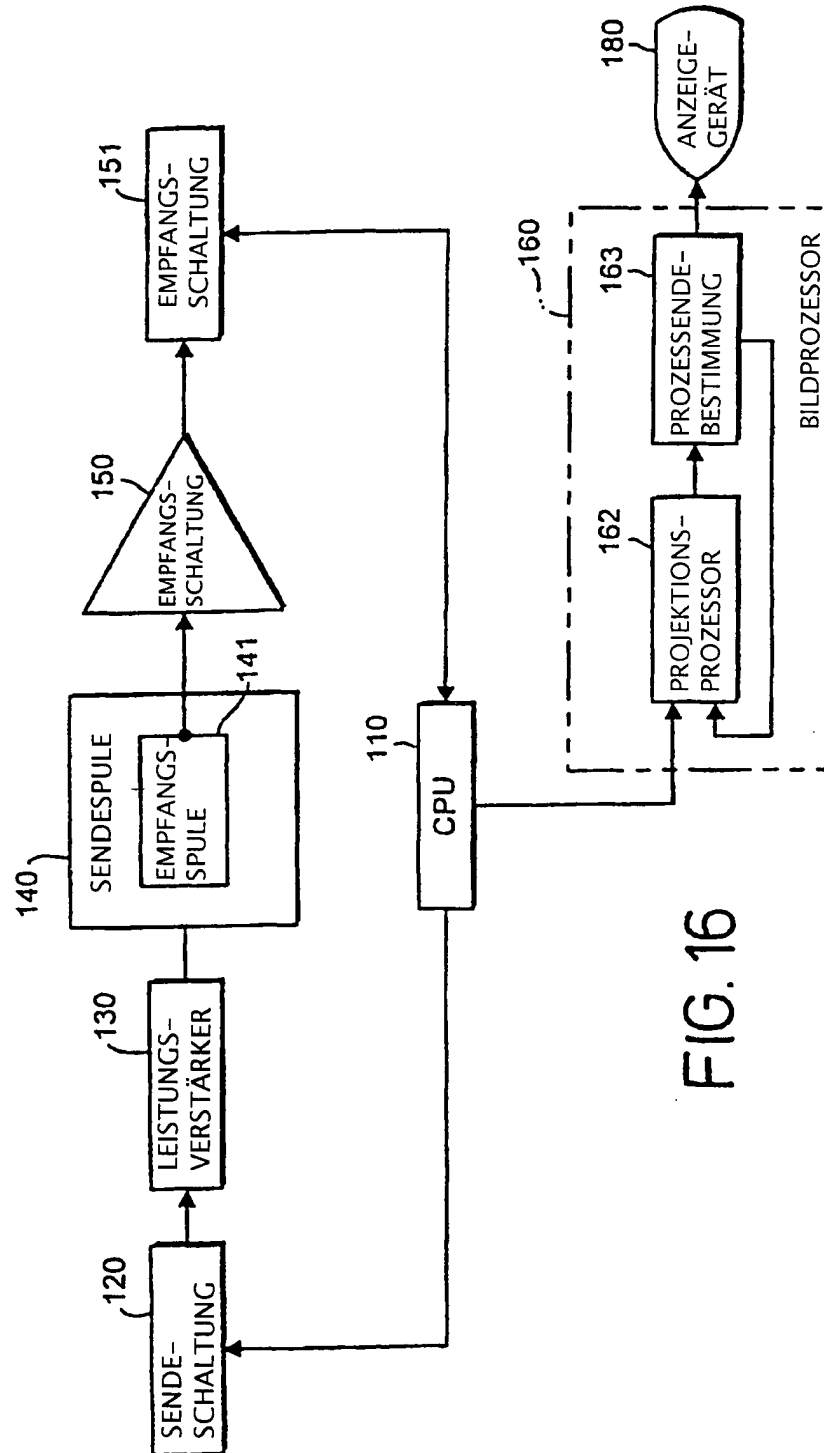
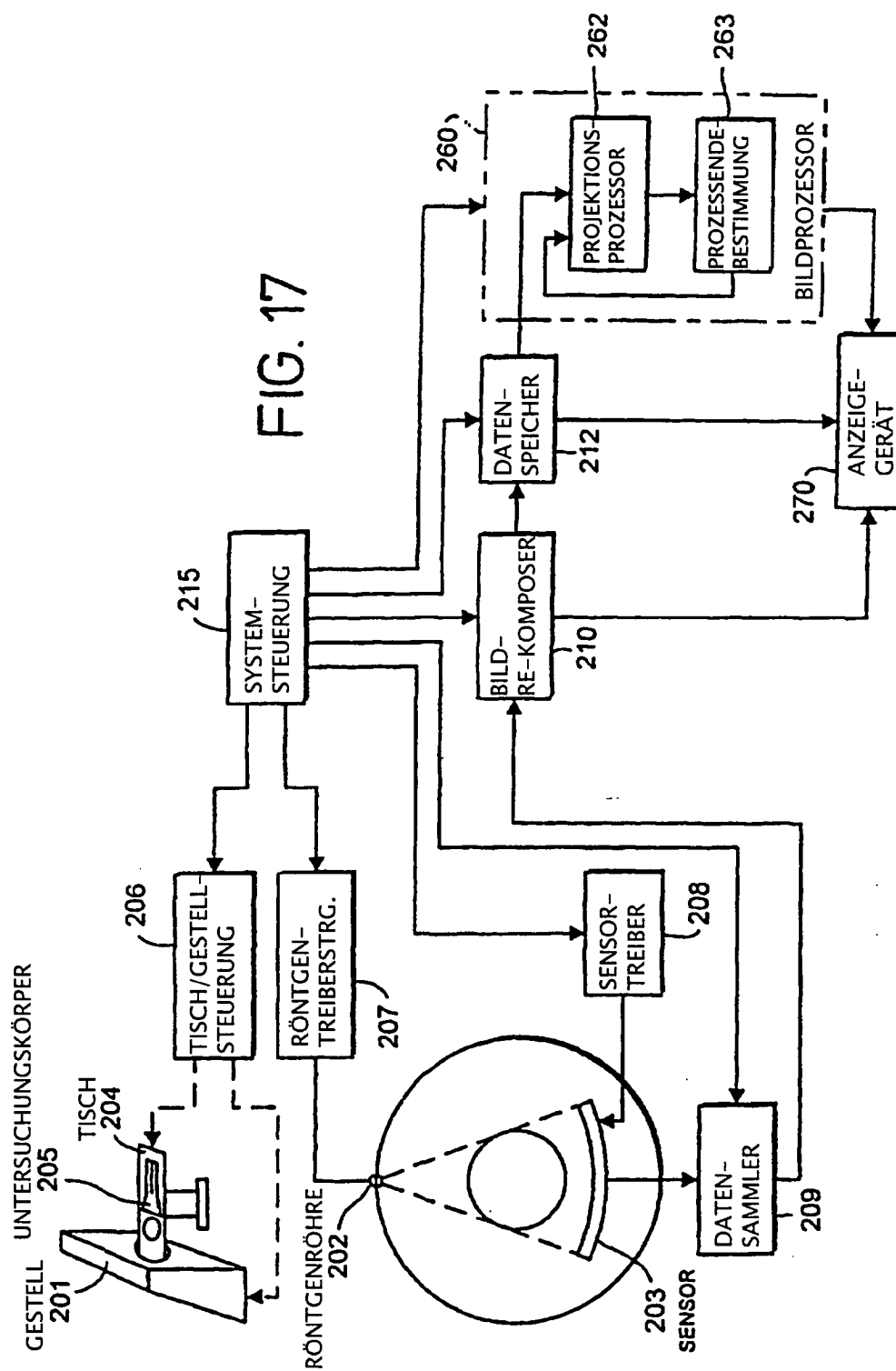


FIG. 16



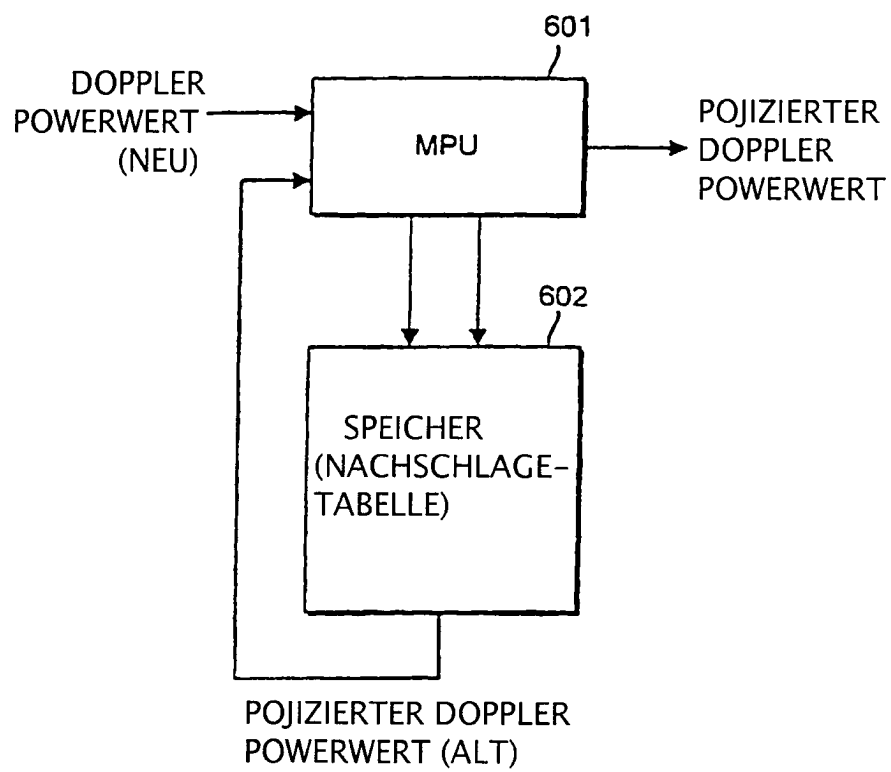


FIG. 18

N E U ↑	15	14	01	14	03	14	05	14	07	14	09	14	11	14	13	14	15
	14	14	01	14	03	14	05	14	07	14	09	14	11	14	13	14	15
	13	12	01	12	03	12	05	12	07	12	09	12	11	12	13	14	15
	12	12	01	12	03	12	05	12	07	12	09	12	11	12	13	14	15
	11	10	01	10	03	10	05	10	07	10	09	10	11	12	13	14	15
	10	10	01	10	03	10	05	10	07	10	09	10	11	12	13	14	15
	09	08	01	08	03	08	05	08	07	08	09	10	11	12	13	14	15
	08	08	01	08	03	08	05	08	07	08	09	10	11	12	13	14	15
	07	06	01	06	03	06	05	06	07	08	09	10	11	12	13	14	15
	06	06	01	06	03	06	05	06	07	08	09	10	11	12	13	14	15
	05	04	01	04	03	04	05	06	07	09	09	11	11	13	13	15	15
	04	04	01	04	03	04	05	06	07	09	09	11	11	13	13	15	15
	03	02	01	02	03	04	05	06	07	09	09	11	11	13	13	15	15
	02	02	01	02	03	04	05	06	07	09	09	11	11	13	13	15	15
	01	00	01	02	03	04	05	06	07	09	09	11	11	13	13	15	15
	00	00	01	02	03	04	05	06	07	09	09	11	11	13	13	15	15
		00	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13	14	15
		→ ALT															
		↑ TH1															
		→ TH2															

FIG. 19

