

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4648652号
(P4648652)

(45) 発行日 平成23年3月9日(2011.3.9)

(24) 登録日 平成22年12月17日(2010.12.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 18 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2004-186344 (P2004-186344)
 (22) 出願日 平成16年6月24日(2004.6.24)
 (65) 公開番号 特開2006-6528 (P2006-6528A)
 (43) 公開日 平成18年1月12日(2006.1.12)
 審査請求日 平成19年6月15日(2007.6.15)

(73) 特許権者 000109543
 テルモ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番1号
 (74) 代理人 100072349
 弁理士 八田 幹雄
 (74) 代理人 100110995
 弁理士 奈良 泰男
 (74) 代理人 100111464
 弁理士 齋藤 悦子
 (74) 代理人 100114649
 弁理士 宇谷 勝幸
 (74) 代理人 100124615
 弁理士 藤井 敏史

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カテーテルに内蔵され、被検体に向けて超音波を送信する一方、当該被検体からの反射信号を受信する少なくとも1つの超音波振動子と、

受信した反射信号をアナログ-デジタル変換するA/D変換手段と、

変換された当該反射信号のデジタルデータをラインごとに記憶し、同一フレームの複数の隣接するライン間における前記デジタルデータを加算して前記反射信号を平均化するライン加算平均処理手段と、

平均化された反射信号に対して検波処理を行う検波処理手段と、

検波された信号から画像を構築する画像構築手段と、

構築された画像を表示する画像表示手段と、を有し、

前記ライン加算平均処理手段は、前記デジタルデータを検波の前に平均化処理することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

さらに、構築する画像をより鮮明にするために前記検波された信号に対して鮮鋭化処理を行う鮮鋭化フィルタ処理手段を有し、

前記画像表示手段は、鮮鋭化処理後の画像を表示することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

さらに、前記検波された信号を記憶し、複数のフレーム間における当該信号を加算して

10

20

平均化するフレーム加算平均処理手段を有し、

前記画像表示手段は、フレーム加算平均処理後の画像を表示することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ライン加算平均処理手段は、

前記同一フレームの複数の隣接するライン間における前記デジタルデータを加算して前記反射信号を平均化するためのライン加算平均処理を行うか行わないかを選択する選択手段を有し、

前記画像表示手段は、当該選択手段によって当該ライン加算平均処理を行う選択がされている場合には、ライン加算平均処理された画像を表示し、一方、前記ライン加算平均処理を行わない選択がされている場合には、ライン加算平均処理されない画像を表示することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記フレーム加算平均処理手段は、

単純加算平均処理または循環方式によるフレーム相関処理のいずれかを用いて複数のフレーム間における前記信号を加算して平均化することを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波振動子は、前記カテーテルの内部で回転しながら超音波を送信するものであることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記 A / D 変換手段のサンプリング周波数が 80 MHz 以上であることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記被検体からの反射信号の周波数は 40 MHz 以上であり、かつ、前記 A / D 変換手段のサンプリング周波数が 80 MHz 以上であることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

さらに、前記検波された信号を記憶し、複数のフレーム間における当該信号を加算して平均化するフレーム加算平均処理手段を有し、

30

当該フレーム加算平均処理手段は、前記鮮鋭化フィルタ処理手段によって鮮鋭化処理がなされた後の画像を処理するものであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

さらに、構築された複数の画像を加算して平均化するフレーム加算平均処理手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載の超音波診断装置の作動方法であって、

超音波受信信号をアナログ - デジタル変換する段階と、

変換された当該超音波受信信号のデジタルデータをラインごとに記憶し、同一フレームの複数の隣接するライン間における前記デジタルデータを加算して前記超音波受信信号を平均化する段階と、

40

平均化された超音波受信信号に対して検波処理を行う段階と、

検波された信号から構築された画像を表示する段階と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置の作動方法。

【請求項 12】

構築する画像をより鮮明にするために、前記検波処理を行う段階の後に、さらに当該検波された信号に対して鮮鋭化処理を行う段階を含むことを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置の作動方法。

【請求項 13】

50

さらに、前記検波された信号をフレームごとに記憶し、複数のフレーム間における前記検波された信号を加算して平均化する段階を含むことを特徴とする請求項 1 1 または 1 2 に記載の超音波診断装置の作動方法。

【請求項 1 4】

前記複数のフレーム間における前記検波された信号を加算して平均化する段階は、単純加算平均処理または循環方式によるフレーム相関処理のいずれかを用いて複数のフレーム間における前記信号を加算して平均化することを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の作動方法。

【請求項 1 5】

前記同一フレームの複数の隣接するライン間における前記デジタルデータを加算して前記超音波受信信号を平均化する段階に代えて、複数のフレーム間における前記検波された信号を加算して平均化する段階が行われることを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波診断装置の作動方法。

10

【請求項 1 6】

前記複数のフレーム間における前記検波された信号を加算して平均化する段階の前に、さらに前記検波された信号に対して鮮鋭化処理を行う段階を含むことを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の作動方法。

【請求項 1 7】

前記画像の構築は、前記複数のフレーム間における前記検波された信号を加算して平均化する段階の前に行われることを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の作動方法。

20

【請求項 1 8】

前記アナログ - デジタル変換を行う時のサンプリング周波数は 8 0 M H z 以上であることを特徴とする請求項 1 1 から 1 7 のいずれかに記載の超音波診断装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、たとえば血管壁の画像を明瞭に描くことができる超音波診断装置および超音波診断装置の作動方法に関する。

【背景技術】

30

【0 0 0 2】

従来、動脈硬化の診断、血管内治療時の術前診断、その治療の術後結果確認に血管内超音波診断装置が広く使用されている。血管内超音波診断装置は、カテーテル内の振動子から放出した超音波の反射エコーを検出しそれを画像化するものである。血管壁を画像化するに当たり、血管内を流れる血球からの反射エコーの影響を受ける。血球からの反射エコーの影響を受けると、血管壁と血管内腔との境界が明瞭でなくなり、診断精度に悪影響を与える。一般的に超音波の高周波化は診断精度の向上に役立つとされているが、高周波化（特に 4 0 M H z 以上）に伴って血球からの反射エコーが増大するため、診断精度の向上には一定の限界が生じてしまう。このため、高周波化しても血球からの反射エコーの影響を受けずに血管壁の画像を明瞭に描くことができる技術の開発が要請されるようになった。

40

【0 0 0 3】

なお、術者によっては、血管壁が明瞭に描けるようにするため、観察時、血管内に生理食塩水を注入して血液を排除するなどの工夫をして診断精度を向上させているが、その状態で、持続的に観察しつづけることはできず、また、患者に不要な負担をかけることにもなるので、あまり勧められる手法とは言えない。

【0 0 0 4】

このため、現在用いられている血管内超音波診断装置では、ライン加算平均処理や下記特許文献 1 に記載されているようなフレーム加算平均処理を用いて、血球からの反射エコーを低減したり、ライン間で相関処理を行なって相関が低い反射エコーを低減させたりし

50

ている。また、下記特許文献 2 に記載されているように、受信されたエコーの評価ができるようにするために、超音波画像形成処理過程における途中のデータを容易に取り出せるように装置に工夫を凝らしたりしている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 7 9 6 1 9 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 2 - 1 7 7 2 8 0 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

ところが、従来の血管内超音波診断装置では、被検体からの反射信号をアナログ信号のまま検波処理し、低周波化された反射信号を、A / D 変換によりデジタルデータ化しているため、このデジタルデータに対して、ライン加算平均処理やフレーム加算平均処理等の信号処理を施しても反射エコーの低減にはほとんど効果がない。

【 0 0 0 6 】

本発明は、以上のような従来の技術の不具合を解消するために成されたものであり、血球の反射エコーを画像の解像度を低下させずに低減させることができ、血管壁と血管内腔の境界を明瞭かつリアルタイムで描くことができる超音波診断装置および超音波診断装置の作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成するための本発明に係る超音波診断装置は、カテーテルに内蔵され、被検体に向けて超音波を送信する一方、当該被検体からの反射信号を受信する少なくとも 1 つの超音波振動子と、受信した反射信号をアナログ - デジタル変換する A / D 変換手段と、変換された当該反射信号のデジタルデータをラインごとに記憶し、同一フレームの複数の隣接するライン間における前記デジタルデータを加算して前記反射信号を平均化するライン加算平均処理手段と、平均化された反射信号に対して検波処理を行う検波処理手段と、検波された信号から画像を構築する画像構築手段と、構築された画像を表示する画像表示手段と、を有し、前記ライン加算平均処理手段は、前記デジタルデータを検波の前に平均化処理することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

また、上記目的を達成するための本発明に係る超音波診断装置の作動方法は、上記超音波診断装置の作動方法であって、超音波受信信号をアナログ - デジタル変換する段階と、変換された当該超音波受信信号のデジタルデータをラインごとに記憶し、同一フレームの複数の隣接するライン間における前記デジタルデータを加算して前記超音波受信信号を平均化する段階と、平均化された超音波受信信号に対して検波処理を行う段階と、検波された信号から構築された画像を表示する段階と、を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

上記のような構成を有する本発明に係る超音波診断装置によれば、被検体からの反射信号をアナログ - デジタル変換によりデジタル化する A / D 変換手段と、変換された反射信号のデジタルデータをラインごとに記憶し、同一フレームの複数の隣接するライン間におけるデジタルデータを加算して反射信号を平均化するライン加算平均処理手段とを設け、前記ライン加算平均処理手段は、前記デジタルデータを検波の前に平均化処理を行い、これらの手段を検波前の信号に適用したため、これらの手段により血球の反射エコーの悪影響が低減化され、鮮明な血管壁の画像を描くことができ、血管壁と血管内腔の境界が明瞭になることから、検査精度を向上させることができる。

【 0 0 1 0 】

また、上記のような手順で行われる本発明に係る超音波診断装置の作動方法によれば、被検体からの超音波受信信号をアナログ - デジタル変換によりデジタル化し、その後検波の前に同一フレームの複数の隣接するライン間におけるデジタルデータを加算して超音波受信信号を平均化するようにしたので、血球の反射エコーの悪影響を低減化することがで

10

20

30

40

50

きる。したがって、鮮明な血管壁の画像を得ることができ、血管壁と血管内腔の境界が明瞭になることから、検査精度を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下に、本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置の作動方法の一実施形態を図面に基づいて詳細に説明する。本発明は、最終的に得られる血管断面画像の画質向上を目的として被検体に送波する超音波の周波数を上げたときに、赤血球などの血球からの反射エコーが大きくなり血管壁との識別が難しくなることを改善するために成されたものであり、血管壁と血管内腔の境界を明瞭に描写させるための信号処理を行うことができる超音波診断装置および超音波診断装置の作動方法を提供するものである。

10

【0012】

図1および図2は、血管内にカテーテルを挿入した状態を示す図である。

【0013】

動脈硬化の診断、血管内治療時の術前診断、その治療の術後結果確認などを実施するときには、図に示すように血管10内にカテーテル20を挿入する。カテーテル20内には被検体である血管10に向けて超音波を送波および受波（送受信）する超音波振動子（図示せず）が内蔵されている。本発明に係る超音波診断装置は、図1に示すように、血管10からの反射信号（40MHz以上）を1024ラインに分けて検出することができる。血管10の断面形状を画像化したラジアルスキャンBモード画像は、図2に示すように、同一平面30上のライン1～ライン1024における反射信号を分析し、すべてのラインの分析結果を環状につなぎ合わせることによって得ることができる。

20

【0014】

図3は、本発明に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0015】

超音波診断装置は、超音波振動子25、送受信回路40、高速A/D変換部50、ライン加算平均処理部60、検波・対数変換処理部70、鮮鋭化フィルタ処理部80、フレーム加算平均処理部90、画像構築部100、画像表示部110および制御回路150から構成される。

【0016】

超音波振動子25は、カテーテル20に内蔵され、回転しながら血管10に向けて40MHzよりも高い周波数の超音波を送波することができるものである。

30

【0017】

送受信回路40は、超音波送受信手段として機能し、超音波振動子25に超音波出力信号を送信して超音波振動子25から血管10に向けて超音波を送波させると共に、超音波振動子25が受波した血管10から反射してきた反射波、すなわち反射信号を受信することができるものである。なお、超音波振動子25は、単一の素子で超音波の送受信が可能であるが、送信と受信を2つの素子で分担しても良い。

【0018】

高速A/D変換部50は、A/D変換手段として機能し、送受信回路40によって受信された周波数の高い反射信号を高速でアナログ-デジタル変換することができるものである。高速で変換するためこの変換部には特別な工夫がなされている。高速A/D変換部50は、図4に示すように、60MHzでサンプリング可能な4台のA/Dコンバータ（ADC）501～504を並列に接続し、さらにこれらのA/Dコンバータ501～504のそれぞれにFIFOメモリ511～514を直列に接続して構成している。各A/Dコンバータ501～504に与えられるクロックは60MHzであり、その位相は図5に示すように1/4周期ずつずらされている。位相をずらした60MHzのクロック（CLK1～CLK4）にしたがって、個々のFIFOメモリ511～514からデータを読み出すと、実質的にサンプリング周波数240MHzでの高速A/D変換を行うことができる。本実施の形態では、240MHzでのサンプリング周波数を例に挙げているが、この周波数に限定されるものではなく80MHz以上のサンプリング周波数であればよい。また

40

50

、高速 A / D 変換の方法についても、この方式にこだわるものではない。他の方法としては、たとえば、受信 R F 信号に対して直交検波を行いベースバンド信号にしてから、比較的低いサンプリング周波数で A / D 変換をする方法などがあげられる。

【 0 0 1 9 】

ライン加算平均処理部 6 0 は、ライン加算平均処理手段として機能し、高速 A / D 変換部 5 0 によって変換された反射信号のデジタルデータをラインごとに記憶し、複数のライン間におけるデジタルデータを加算して反射信号を平均化するものである。なお、ライン加算平均処理部 6 0 はライン加算平均処理を行うか行わないかを選択する選択手段としての切換モードが設けてある。この切換モードがライン加算平均処理を行うモードであれば、後述の画像表示部 1 1 0 にはライン加算平均処理された反射エコーの影響が小さいラジアルスキャン B モード画像が表示され、ライン加算平均処理を行わないモードであれば、ライン加算平均処理されない反射エコーをそのまま映像化したラジアルスキャン B モード画像が表示される。

10

【 0 0 2 0 】

ライン間の加算平均処理が行われると、血球の反射エコーを低減させることができる。これは、血球は微小な大きさなのでひとつの血球からの反射エコーが数ラインにわたって存在している場合でも、それぞれラインにおける血球からの反射信号は、微妙に位相が異なっている。したがって、複数のラインについて、加算平均処理を行うと反射エコーの平均値を減少させることができる。一方、血管からの反射信号はライン間でもほとんど位相は相違しないため、加算平均処理を施してもほとんど反射信号は減少しない。ここで、加算平均を行う対象ラインの本数は、4 本もしくは 8 本が適当であるが、特にこの本数に限定されるものではない。

20

【 0 0 2 1 】

検波・対数変換処理部 7 0 は、検波手段および対数変換処理手段として機能し、ライン加算平均処理部 6 0 によって平均化された反射信号に対して検波および対数変換処理を行うものである。検波処理後の信号は低周波の信号となり、対数変換後の信号は表示用の画像に適した信号となる。

【 0 0 2 2 】

鮮鋭化フィルタ処理部 8 0 は、鮮鋭化フィルタ処理手段として機能し、構築するラジアルスキャン B モード画像をより鮮明にするために、変換された低周波信号に対して鮮鋭化処理を行うものである。鮮鋭化フィルタの 1 例としては 4 次の F I R デジタルフィルタが挙げられる。この F I R デジタルフィルタ係数は、例えば、 $h_0 = -0.125$ 、 $h_1 = -0.3125$ 、 $h_2 = -0.5625$ 、 $h_3 = 2$ といったものである。ただし、フィルタの係数、方式についてはこれに限定されるものではない。

30

【 0 0 2 3 】

フレーム加算平均処理部 9 0 は、フレーム加算平均処理手段として機能するものであって、鮮鋭化フィルタ処理部 8 0 によって鮮鋭化処理された後の低周波信号をフレームごとに記憶し、複数のフレーム間における低周波信号を加算して平均化するものである。フレーム加算平均処理部 9 0 は、単純加算平均処理または循環方式によるフレーム相関処理のいずれかを用いて複数のフレーム間におけるデジタルデータを加算して平均化する。単純加算平均処理はフレームごとに加算した低周波信号の平均値を演算する処理であり、循環方式によるフレーム相関処理は次の式によって重み付け加算平均がとられる処理である。

40

【 0 0 2 4 】

$$[OUT(n)] = (1 / (1 + \alpha)) \times [IN] + (\alpha / (1 + \alpha)) [OUT(n - 1)]$$

【 0 0 2 5 】

ここで、 $OUT(n)$ は n 番目のフレームデータ、 IN は新しい入力フレームデータ、 $OUT(n - 1)$ は $(n - 1)$ 番目のフレームデータすなわち、1 フレーム前のフレームデータ、 α はフレーム相関係数を表す。すなわち、新しいフレームデータと現在のフレームデータを 1 : α の比率で合成して、表示するフレームデータを生成するものである。フ

50

レーム加算平均処理を行うことで、鮮鋭化フィルタ処理により強調されたノイズやスペックルを平滑化することができる。ここでは、相関係数 = 1.0 のフレーム相関処理が適当であるが、特にこの係数に限定するものではない。また、単純フレーム加算平均処理でも同様な効果が得られる。

【0026】

画像構築部100は、画像構築手段として機能するものであって、低周波信号に変換された反射信号を極座標変換し、ラジアルスキャンモードの血管断面像を構築するものである。画像構築部100は、後段の画像表示部の仕様に合わせた信号を出力する。

【0027】

画像表示部110は、画像表示手段として機能するものであって、画像構築部100によって構築されたラジアルスキャンモード画像を表示するものである。画像表示部110はLCDモニタやCRT等を用いることができる。

10

【0028】

制御回路150は、上記の送受信回路40、高速A/D変換部50、ライン加算平均処理部60、検波・対数変換処理部70、鮮鋭化フィルタ処理部80、フレーム加算平均処理部90、画像構築部100、画像表示部110の動作タイミングを総括的に制御することができるものである。

【0029】

本発明の超音波診断装置によれば、血球の反射エコーの悪影響が低減化されるので、鮮明な血管壁の画像を描くことができ、血管壁と血管内腔の境界は明瞭になることから、検査精度を向上させることができるようになる。

20

【0030】

なお、ある程度鮮明な画像を得る上では、鮮鋭化フィルタ処理部80とフレーム加算平均処理部90の存在は必須ではない。鮮鋭化フィルタ処理部80やフレーム加算平均処理部90があれば最終的に得られる画像がよりシャープなものとなる。また、ライン加算平均処理部60に代えてフレーム加算平均処理部90を設けてもある程度鮮明な画像を得ることができる。

【0031】

次に、本発明に係る超音波診断装置の作動方法について説明する。

【0032】

図6は、本発明に係る超音波診断装置の作動方法の手順を示すフローチャートである。このフローチャートに示されている処理は図1の超音波診断装置によって行われる。

30

【0033】

まず、送受信回路40は超音波振動子25に超音波出力信号を送信する。超音波振動子25は超音波出力信号を受け血管10に向けて40MHzよりも高い周波数の超音波を送波する(S1)。送波された超音波は血管10の内壁と外壁で反射する。その反射した信号、すなわち反射信号は超音波振動子25を介して送受信回路40によって受信される(S2)。送受信回路40で受信された反射信号は高速A/D変換部50でアナログ-デジタル変換される(S3)。以上のS1からS3までのステップは、図1に示したように、ライン1~ライン1024まで1ラインずつ合計1024ライン分について行われる。1024ライン分の処理が1フレームに該当する。

40

【0034】

ライン加算平均処理部60は、アナログ-デジタル変換された反射信号のデジタルデータをラインごとに記憶し、複数のライン間におけるデジタルデータを加算して反射信号を平均化する。すなわちA/D変換後の反射信号をライン加算平均化処理を行う(S4)。なお、ライン加算平均処理部60の変換モードがライン加算平均処理を行わないモードに設定されているときにはS4のステップの処理は行われない。次に、検波・対数変換処理部70は、平均化された反射信号に対して検波処理および対数変換処理を行う。これらの処理が行われた反射信号は低周波信号となる(S5)。

【0035】

50

そして、画像構築部 100 は、検波された反射信号を極座標変換し、回転しながらスキャンすることによって得られたラジアルスキャン B モードの血管断面像を構築する (S6)。最後に画像表示部 110 は、構築されたラジアルスキャン B モードの血管断面画像を表示する (S7)。

【0036】

術者は、画像表示部 110 に写し出されている血管断面画像を見て、動脈硬化の診断、血管内治療時の術前診断、その治療の術後結果確認などを実施する。

【0037】

図 7 は、以上の処理の結果、実際に画像表示部 110 に表示されたラジアルスキャン B モードの血管断面画像である。この図を見れば明らかなように、血管 (環状の白い部分) の血管壁と血管内腔の境界が鮮明に表示されていることがわかる。

10

【0038】

ラジアルスキャン B モードの血管断面画像をより鮮明にするためには、S5 のステップの次に、鮮鋭化フィルタ処理部 80 で鮮鋭化フィルタを用いた鮮鋭化処理を行うと良い (S5-1)。この処理が行われると、血管断面画像内でなまっている部分がより鮮明になる。

【0039】

図 8 は、鮮鋭化処理を追加した場合のラジアルスキャン B モードの血管断面画像である。この図を見れば明らかなように、血管 (環状の白い部分) の血管壁と血管内腔の境界が鮮鋭化処理を行わなかった図 7 の血管断面画像よりも鮮明になっていることがわかる。

20

【0040】

血球の反射エコーを取り除き、さらにラジアルスキャン B モードの血管断面画像をより鮮明にするためには、S5-1 のステップの次に、フレーム加算平均処理部 90 で複数のフレーム間における低周波信号を加算して平均化する処理を行うと良い (S5-2)。

【0041】

図 9 は、フレーム間の平均化処理を追加した場合のラジアルスキャン B モードの血管断面画像である。この図を見れば明らかなように、血管 (環状の白い部分) の血管壁と血管内腔の境界が鮮鋭化処理を追加した場合の図 8 の血管断面画像よりも鮮明になっていることがわかる。

【0042】

30

なお、S4 のステップにおいて行った複数のライン間におけるデジタルデータを加算して反射信号を平均化する処理に変えて、S5-1 のステップにおいて行った複数のフレーム間におけるラジアルスキャン B モード画像を加算して平均化する処理を行うようにしても良い。この平均化は、上述した単純加算平均処理または循環方式によるフレーム相関処理のいずれかを用いて行うのが好ましい。

【0043】

図 10 は、S4 のステップの処理を S5-1 のステップの処理に置き換えた場合のラジアルスキャン B モードの血管断面画像である。この図を見れば明らかなように、処理を入れ変えても、同程度の画像 (図 7 と図 10) が得られることがわかる。

【0044】

40

また、上記の処理では、鮮鋭化処理 (S5-1) を行った後に平均化処理 (S5-2) を行う場合を例示したが、これらの処理の順番は逆であっても良いし、さらには、血管断面画像を構築する段階 (S6) は、平均化処理 (S5-2) の前に行っても良い。このような順序で処理を行ったとしても、得られる血管断面画像にはあまり差がないからである。

【0045】

[比較例]

図 11 および図 12 は、従来の超音波診断装置によって得られたラジアルスキャン B モードの血管断面画像である。図 11 に示す画像は、超音波診断装置において血管壁からの検波波形 (本発明では検波処理および対数変換処理後のデータに相当) に対して A/D 変

50

換処理を施したデジタル信号をライン加算平均処理し、その結果得られた画像である。また、図 1 2 に示す画像は、超音波診断装置において血管壁からの検波波形に対して A / D 変換処理を施したデジタル信号をさらにライン加算平均処理およびフレーム加算平均処理し、その結果得られた画像である。さらに詳しく説明すれば、図 1 1 に示す画像は、超音波送波 - 反射波受信 - 検波処理 - A / D 変換処理 - ライン加算平均という手順を経て得られた画像であり、図 1 2 に示す画像は、超音波送波 - 反射波受信 - 検波処理 - A / D 変換処理 - ライン加算平均 - フレーム加算平均という手順を経て得られた画像である。

【 0 0 4 6 】

前述のように、図 8 および図 9 が本発明の超音波診断装置によって得られたラジアルスキャン B モードの血管断面画像である。繰り返しになるが、図 8 に示す画像は、超音波診断装置において血管壁からの受信波形を検波処理せずにデジタルデータに変換した後、ライン加算平均処理 - 検波・対数変換処理 - 鮮鋭化フィルタ処理を施しその結果得られた画像である。また、図 9 に示す画像は、超音波診断装置において血管壁からの受信波形を検波処理せずにデジタルデータに変換した後、ライン加算平均処理 - 検波・対数変換処理 - 鮮鋭化フィルタ処理 - フレーム加算平均処理を施しその結果得られた画像である。

【 0 0 4 7 】

従来の装置によって得られた図 1 0 および図 1 1 の画像とそれらの画像に対応する本発明の装置によって得られた図 8 および図 9 の画像を比較すれば、画像の解像度の相違が一目瞭然であり、本発明の装置の方が血球の反射エコーが効果的に低減されており、その結果、血管壁と血管内腔の境界が非常に明瞭に描写されていることがわかる。

【 0 0 4 8 】

本発明の超音波診断装置でこのような明瞭な画像を得ることができたのは次のような理由によるものである。

【 0 0 4 9 】

まず第 1 の理由としては、検波されていない受信した反射信号を検波せずに高速 A / D 変換によりデジタル化し、そのデジタル信号に対してライン加算平均処理を行ったことが挙げられる。これは、受信した反射信号は高周波信号であるため、ライン相互間において血球の位置が少し異なるだけでも反射信号の位相がずれる。このため、加算平均することによって、血球の反射エコーの信号レベルを減少させることができるようになるからである。ところが、従来の装置では加算平均を行う前に検波処理を行っているため、検波処理後の反射信号は低周波信号となることから、低周波信号の場合は血球の位置が少し異なるだけでは反射信号の位相はほとんどずれず、加算平均を行っても、もとの信号レベルに近い出力しか得られない。

【 0 0 5 0 】

次に第 2 の理由としては、ライン加算平均処理を実施し、血球エコーが低減された信号に対して対数変換処理、検波処理、リサンプル処理を行った後、鮮鋭化フィルタ処理とフレーム加算処理を行なったことが挙げられる。これらの一連の処理によって血管壁と血管内腔を明瞭に分離することが可能になる。このとき、鮮鋭化フィルタ処理のみでは、超音波診断画像特有の超音波の干渉縞の一種であるスペックル像や、ノイズについても強調して表示してしまい、やや明瞭さに欠ける画像になってしまう。そのため、次の処理としてフレーム加算平均処理を行うとこれが解消される。フレーム加算平均処理が行われると、スペックル像やノイズは平滑化されて目立たなくなり、血管壁と血管内腔が明瞭に分離された画像を得ることができるようになる。すなわち、時間軸方向で平滑化、空間的には鮮鋭化処理を行うことでバランスを取り、明瞭な画像を描出することができるのである。ただし、両者の処理の順番はどちらが先でも同様な効果を得ることができる。

【 0 0 5 1 】

また、高速 A / D 変換から画像構築処理までの各処理を DSP 等の高速処理可能な IC を用い、これを超音波診断装置内に組み込むことで、リアルタイム処理が可能となり、観察時リアルタイムで血管壁と血管内腔が分離された画像を観察できるようになる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 5 2 】

本発明は、反射エコーの影響が取り除かれた鮮明な画像を得ることができるので、検査精度を向上させることができ、動脈硬化の診断、血管内治療時の術前診断、その治療の術後結果確認などに大いに利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 3 】

【図 1】血管内にカテーテルを挿入した状態を示す図である。

【図 2】血管内にカテーテルを挿入した状態を示す図である。

【図 3】超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 4】高速 A / D 変換部の具体的な構成を示す図である。

10

【図 5】A / D コンバータに与えるクロック波形の一例を示す図である。

【図 6】超音波診断装置の作動方法の手順を示すフローチャートである。

【図 7】ライン加算平均処理のみを行った結果得られたラジアルスキャン B モード画像である。

【図 8】ライン加算平均処理と鮮鋭化フィルタ処理とを行った結果得られたラジアルスキャン B モード画像である。

【図 9】ライン加算平均処理、鮮鋭化フィルタ処理およびフレーム加算平均処理を行った結果得られたラジアルスキャン B モード画像である。

【図 10】フレーム加算平均処理のみを行った結果得られたラジアルスキャン B モード画像である。

20

【図 11】従来の超音波診断装置によって得られたラジアルスキャン B モードの血管断面画像である。

【図 12】従来の超音波診断装置によって得られたラジアルスキャン B モードの血管断面画像である。

【符号の説明】

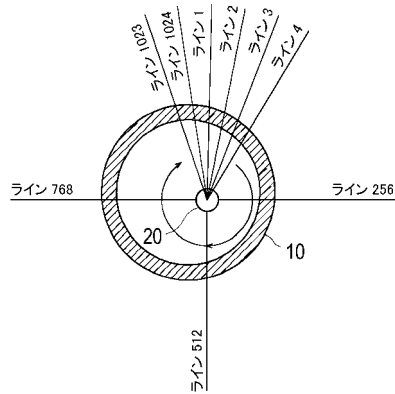
【 0 0 5 4 】

- 1 0 血管
- 2 0 カテーテル
- 2 5 超音波振動子
- 3 0 平面
- 4 0 送受信回路
- 5 0 高速 A / D 変換部
- 6 0 ライン加算平均処理部
- 7 0 検波・対数変換処理部
- 8 0 鮮鋭化フィルタ処理部
- 9 0 フレーム加算平均処理部
- 1 0 0 画像構築部
- 1 1 0 画像表示部
- 1 5 0 制御回路
- 5 0 1 ~ 5 0 4 A / D コンバータ
- 5 1 1 ~ 5 1 4 F I F O メモリ

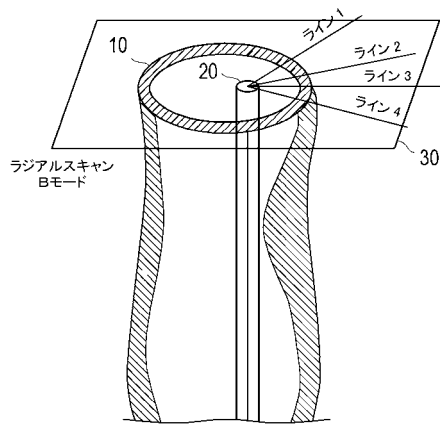
30

40

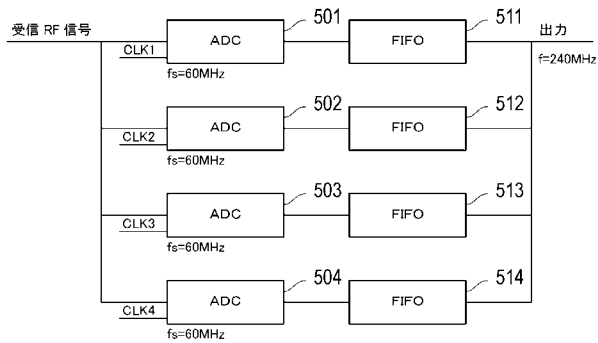
【図 1】



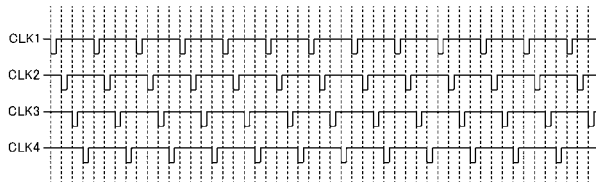
【図 2】



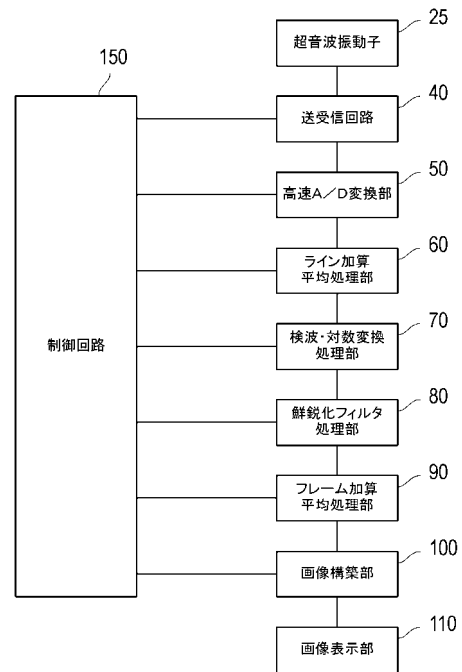
【図 4】



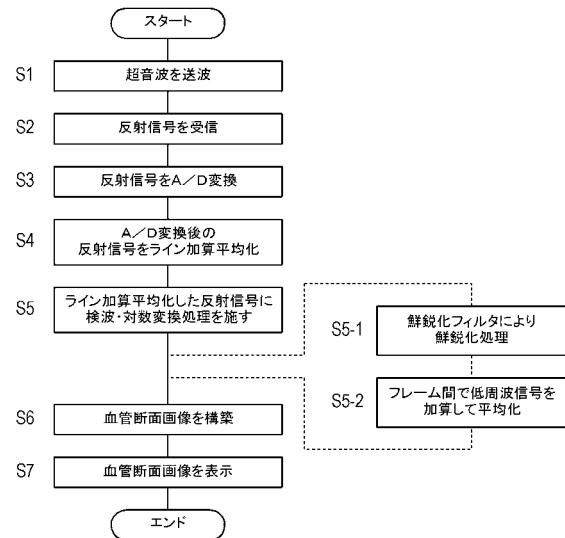
【図 5】



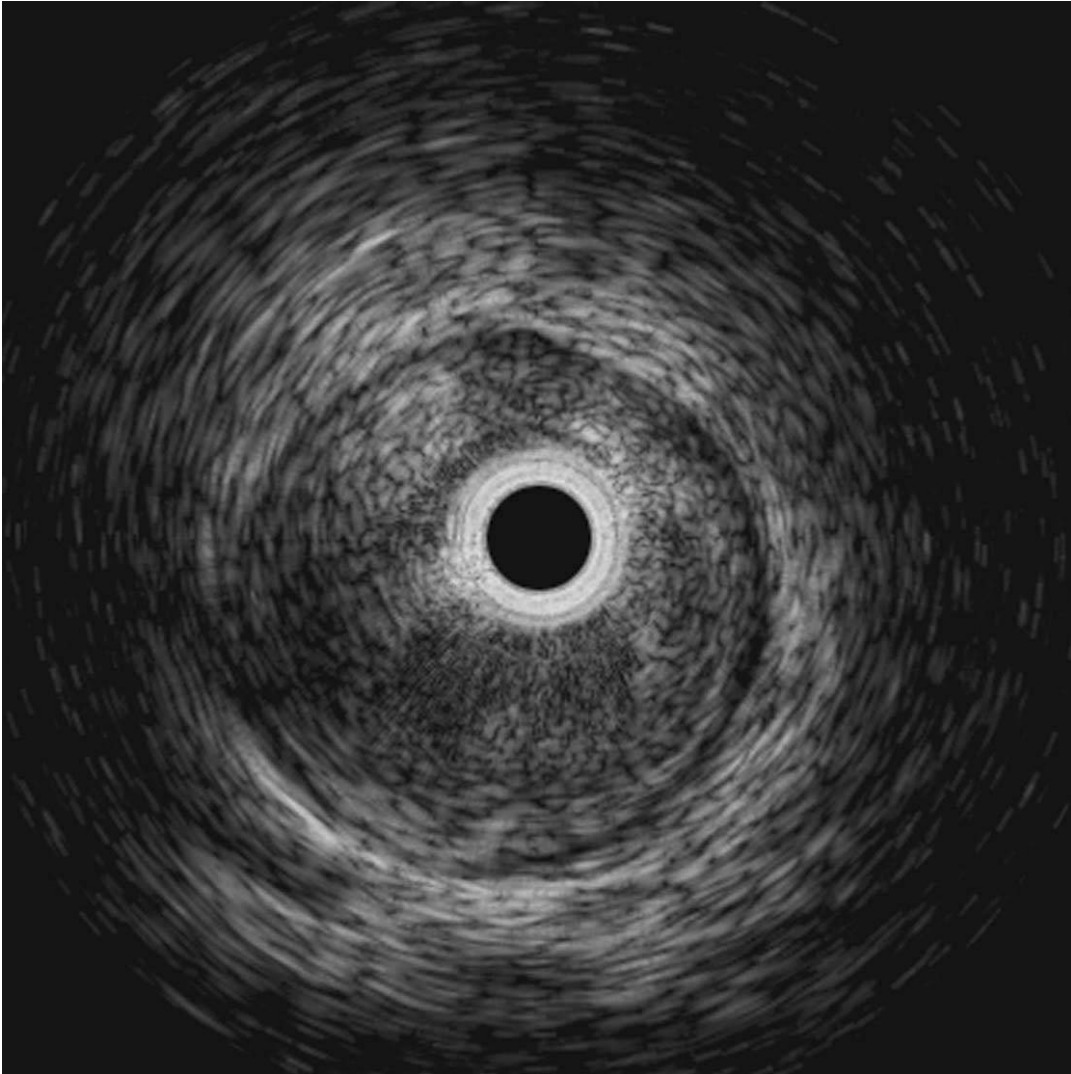
【図 3】



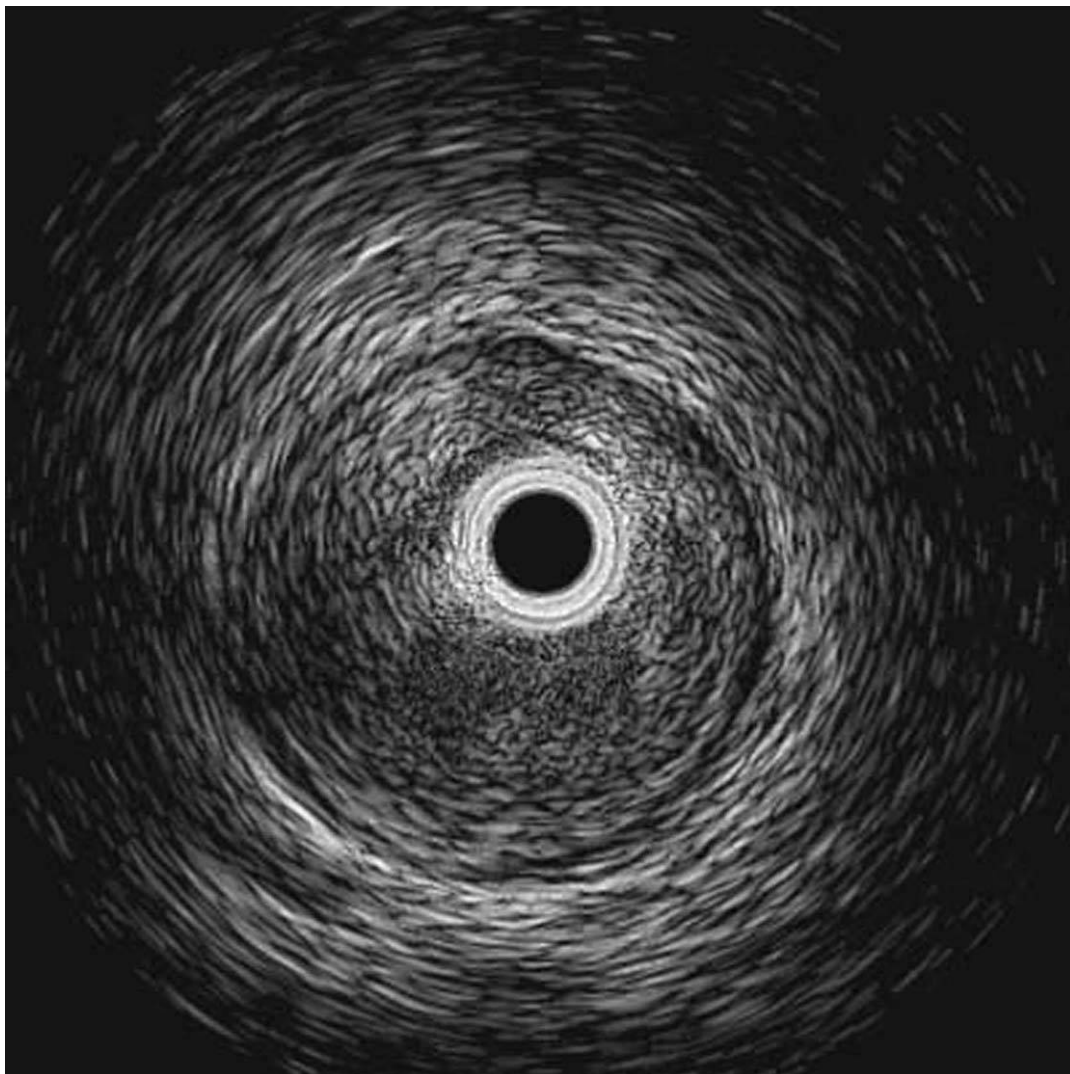
【図 6】



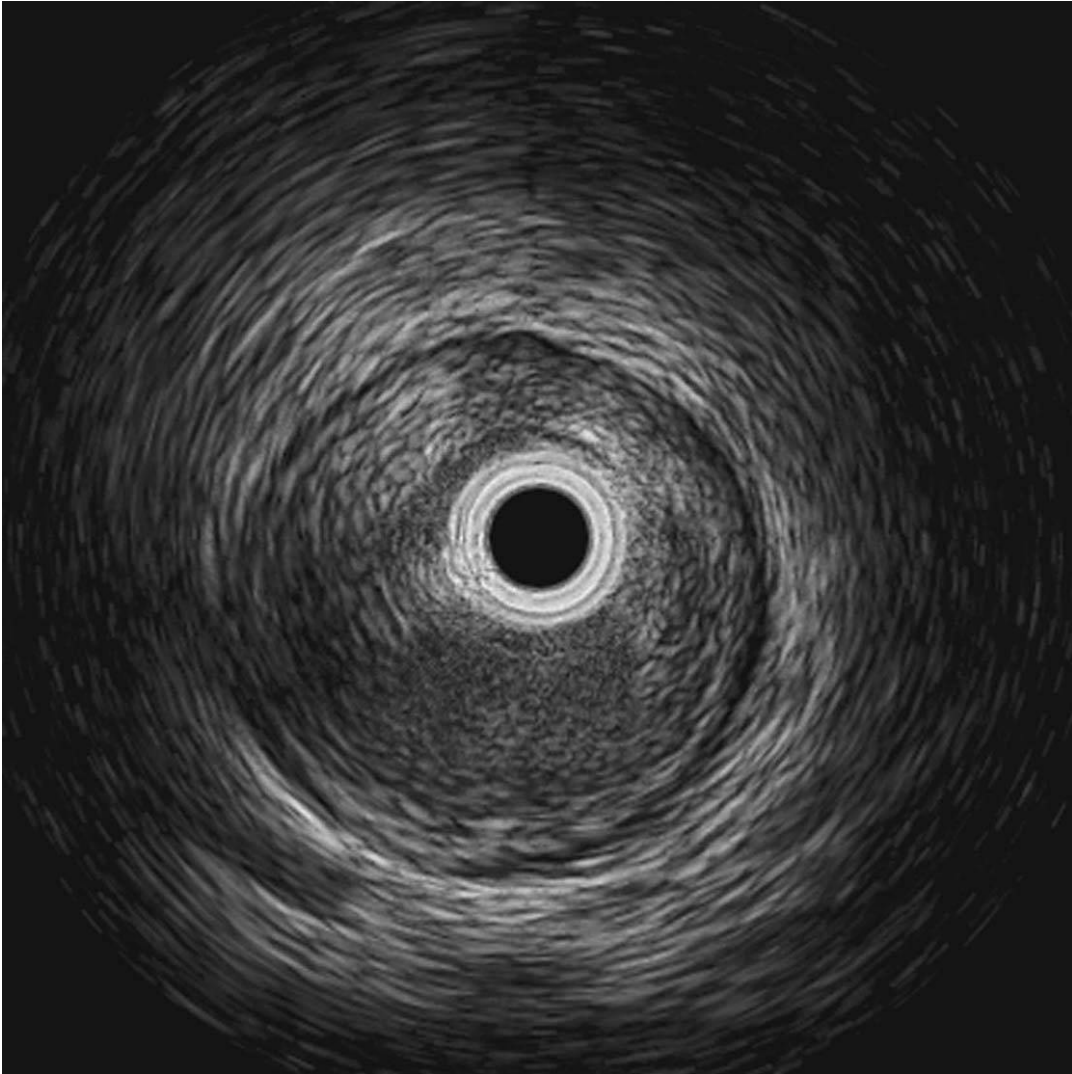
【図 7】



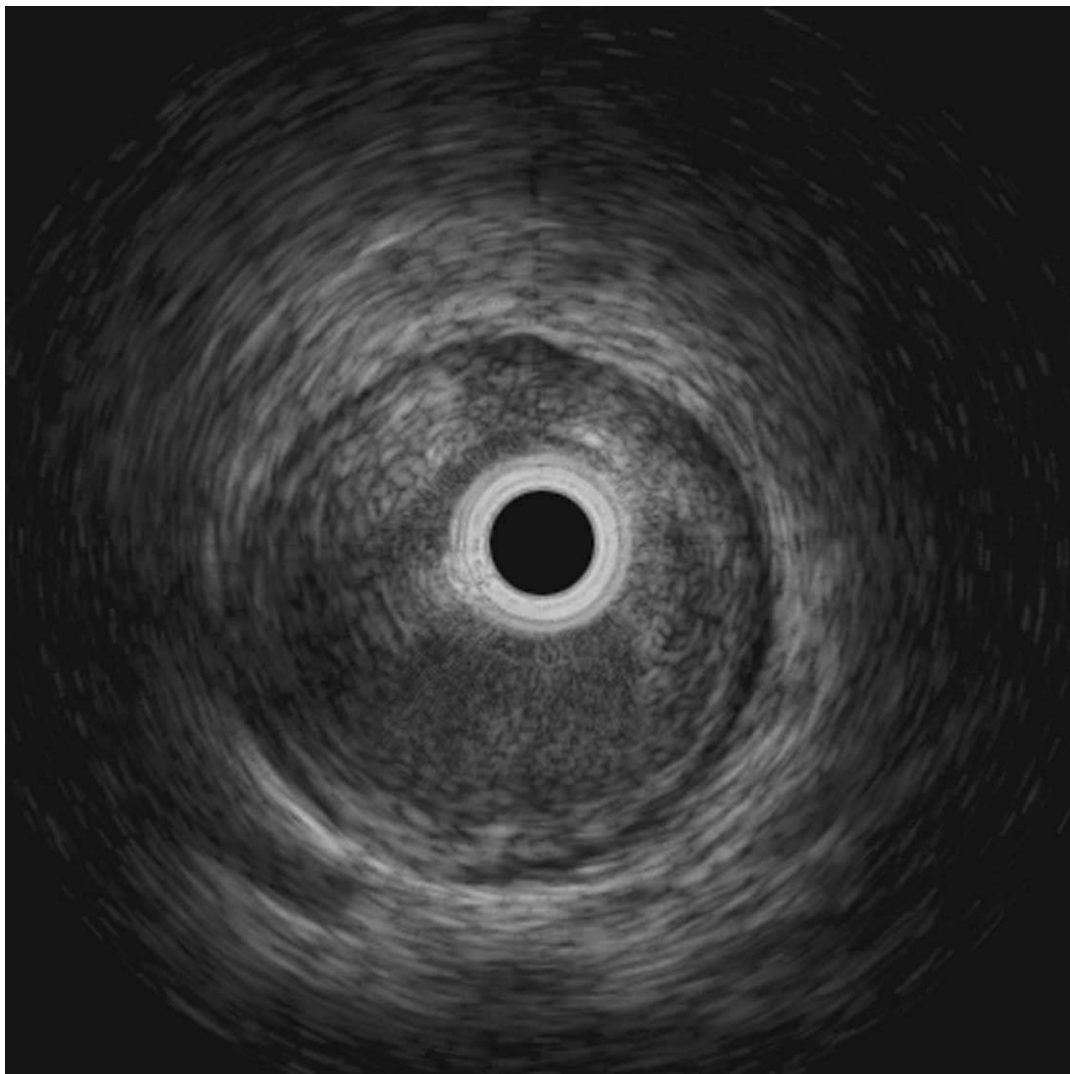
【図 8】



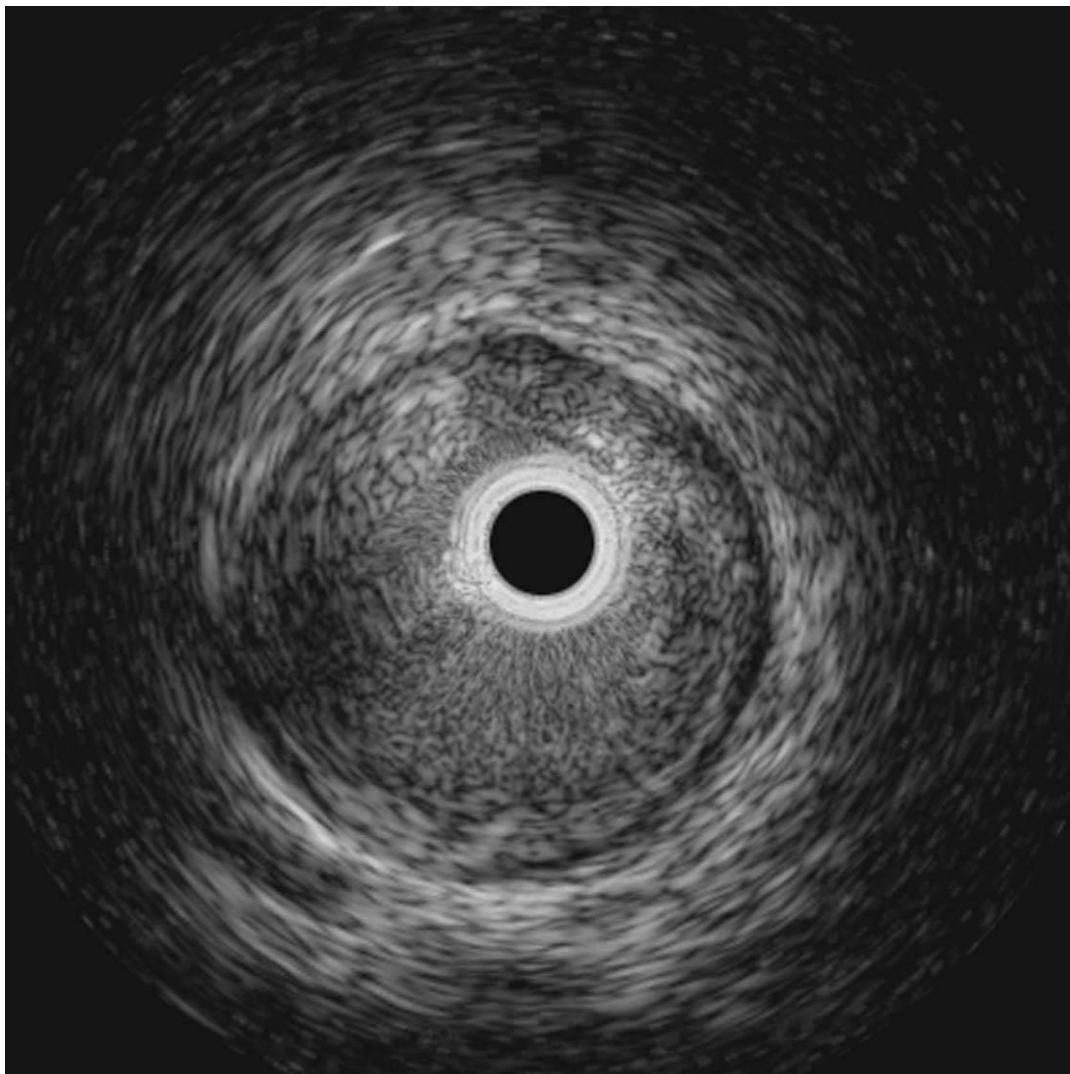
【図 9】



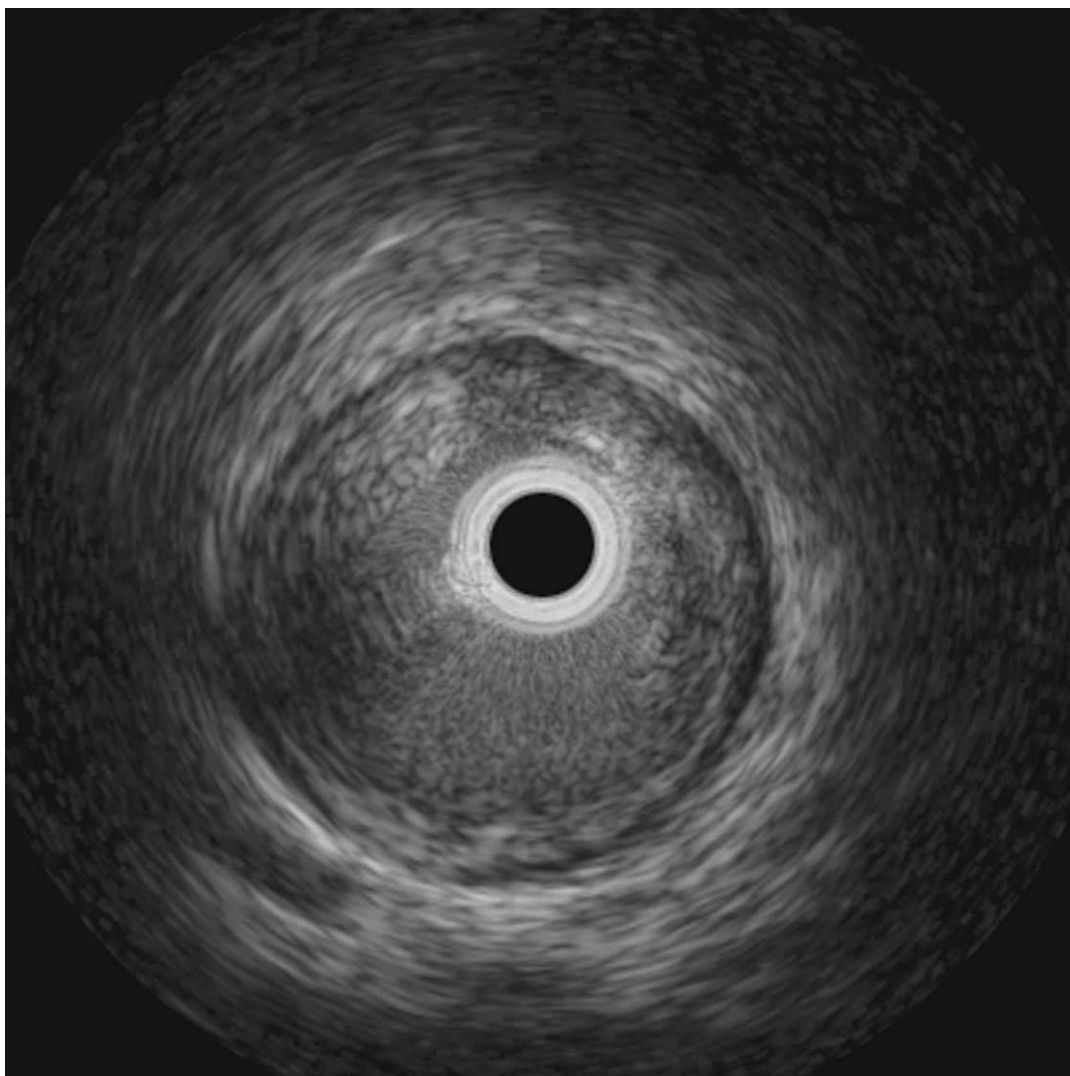
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 広田 和弘

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平11-042224(JP,A)

特開2004-081386(JP,A)

特開2004-154567(JP,A)

特開2000-139909(JP,A)

特開2000-279413(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12