

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-98142

(P2007-98142A)

(43) 公開日 平成19年4月19日(2007.4.19)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2006-274229 (P2006-274229)
 (22) 出願日 平成18年10月5日 (2006.10.5)
 (31) 優先権主張番号 10-2005-0094313
 (32) 優先日 平成17年10月7日 (2005.10.7)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 株式会社 メディソン
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲徳▼院里 114
 (74) 代理人 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹
 (72) 発明者 キム チョル アン
 大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デ
 チドン 1003 ディスカサアンドメデ
 イソンビル

最終頁に続く

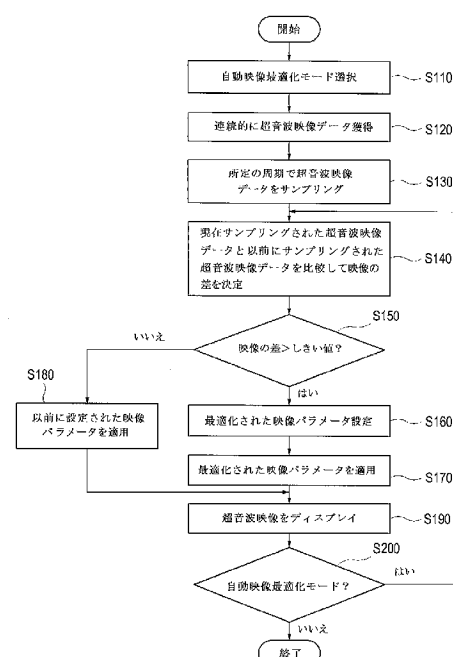
(54) 【発明の名称】 超音波映像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波映像の変化を周期的に確認して映像の変化が発生するごとに映像パラメータを調節して自動的に最適化された映像パラメータを設定し、これを超音波映像に適用する超音波映像処理方法を提供する。

【解決手段】 a) 対象体から連続的に超音波映像データを獲得する段階と、 b) 所定の周期で前記超音波映像データをサンプリングする段階と、 c) 現在サンプリングされた超音波映像データと以前にサンプリングされた映像データを比較して映像差を決定する段階と、 d) 前記映像差が所定のしきい値より大きければ映像パラメータ (parameter) を調節して前記映像パラメータを最適化する段階と、 e) 前記最適化された映像パラメータを前記超音波映像データに適用する段階を備える超音波映像処理方法を提供する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

- a) 対象体から連続的に超音波映像データを獲得する段階と、
- b) 所定の周期で前記超音波映像データをサンプリングする段階と、
- c) 現在サンプリングされた超音波映像データと以前にサンプリングされた映像データを比較して映像差を決定する段階と、
- d) 前記映像差が所定のしきい値より大きければ映像パラメータ (parameter) を調節して前記映像パラメータを最適化する段階と、
- e) 前記最適化された映像パラメータを前記超音波映像データに適用する段階を備えることを特徴とする超音波映像処理方法。

10

【請求項 2】

前記映像差が前記しきい値と同じであるか、または小さければ以前に設定された映像パラメータを前記超音波映像データに適用する段階をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像処理方法。

【請求項 3】

前記映像パラメータは利得 (gain)、時間利得 (time gain)、動的範囲 (dynamic range) を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波映像処理方法。

【請求項 4】

前記段階 c) は、

- c 1) 現在サンプリングされた超音波映像データと以前にサンプリングされた超音波映像データをそれぞれ多数のブロックに分割する段階と；
- c 2) 各超音波映像データで同じ位置にある少なくとも一つのブロックを選択する段階と；
- c 3) 選択した各ブロック内の所定の映像特徴を比較して映像差を決定する段階を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像処理方法。

20

【請求項 5】

前記所定の映像特徴は前記選択されたブロックに含まれたピクセルの平均値、中間値または標準偏差であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波映像処理方法。

【請求項 6】

前記所定の映像特徴は前記選択されたブロックに含まれた映像でエッジの変位であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波映像処理方法。

30

【請求項 7】

前記サンプリングした超音波データを格納する段階をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波映像処理方法に関し、より詳細には、容易にリアルタイムで最適化された映像パラメータを超音波映像に適用することができる超音波映像処理方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

一般に、超音波映像はスキャンしようとする部位に超音波を送信した後、反射されて超音波エコー信号を映像処理して提供された映像情報である。超音波映像診断装置から提供された超音波映像は人体内部の器官によってそれぞれ互いに異なる深さの位置と音響条件を有するためにコントラストまたは明るさが異なる超音波映像がディスプレイされる。

【0003】

従って、映像情報を得ようとする対象体の内部器官またはスキャン角度によって最適の超音波映像を得るために利得、時間利得、動的範囲 (dynamic range, DR) などの映像パラメータを最適に調節しなければならない、このような映像パラメータの

50

調節は映像最適化アルゴリズムにより実施されている。

【0004】

しかし、対象体の内部器官または同一の内部器官であってもスキンの角度によって最適化された超音波映像を有するためには互いに異なるパラメータを設定して適用しなければならないので、従来は超音波映像を得ようとする内部器官またはスキャン角度が変わるごとにユーザーが映像パラメータの最適化のためにユーザーが毎回最適化アルゴリズムを行わなければならない煩わしさがあった。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従って、本発明は前述した問題を解決するために案出したもので、超音波映像の変化を周期的に確認して映像の変化が発生するごとに映像パラメータを調節して自動的に最適化された映像パラメータを設定し、これを超音波映像に適用する超音波映像処理方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

このような目的を達成するため、本発明による超音波映像処理方法は、a) 対象体から連続的に超音波映像データを獲得する段階と、b) 所定の周期で前記超音波映像データをサンプリングする段階と、c) 現在サンプリングされた超音波映像データと以前にサンプリングされた映像データを比較して映像差を決定する段階と、d) 前記映像差が所定のしきい値より大きければ映像パラメータ (parameter) を調節して前記映像パラメータを最適化する段階と、e) 前記最適化された映像パラメータを前記超音波映像データに適用する段階を備える。

【発明の効果】

【0007】

上述した通り、本発明によれば、超音波映像の頻繁な最適化を自動的に実施することによってユーザーの利便性を図ることができる効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、添付された図面を参照して本発明によって自動で最適化された映像パラメータを適用して超音波映像を処理する方法について詳述する。

図1は本発明の一実施例による超音波映像を処理する方法を示すフローチャートである。

【0009】

図1を参照すれば、超音波映像を周期的にサンプリングするための所定のサンプリング間隔を設定して自動映像最適化モードを選択する段階 (S110) と、前記連続的に超音波映像データを獲得する段階 (S120) と、前記周期で超音波映像データをサンプリングする段階 (S130) と、現在サンプリングされた超音波映像データと以前にサンプリングされた超音波映像データとを比較して映像差を決定する段階 (S140) と、前記映像差が所定のしきい値以上であるかどうかを判断する段階 (S150) と、映像差が所定のしきい値以上であれば映像パラメータ (parameter) を調節して最適化された映像パラメータを設定する段階 (S160) と、最適化された映像パラメータを超音波映像データに適用する段階 (S170) と、映像差が所定のしきい値と同じであるか、または小さければ以前に設定された映像パラメータを超音波映像データに適用する段階 (S180) と、映像パラメータを適用した超音波映像をディスプレイする段階 (S190) と、超音波映像をディスプレイした後、引き続き自動映像最適化モードが選択されているかどうか判断する段階 (S200) を備える。映像パラメータは利得、時間利得、及び動的範囲などを備える。

【0010】

まず、前記超音波映像をサンプリングするための所定の周期と最適化された超音波映像

10

20

30

40

50

をディスプレイするための自動映像最適化モードを設定する (S 1 1 0)。映像最適化モードを設定するようになると、プローブでスキャンした領域が変更されてもユーザーから映像パラメータ設定のための入力なしに変更された超音波映像に適した最適の映像パラメータが自動で設定される。これに対する最適化過程は後述することにする。ここで、先に言及した通り、超音波映像の最適化とは、超音波映像診断装置を用いて対象体の内部にある身体器官を診断する時、対象体の内部器官はそれぞれ異なる深さと音響条件を有しており、コントラスト (c o n t r a s t) または明るさが相違するため、検査しようとする特定の内部器官に適した超音波映像のために特定映像パラメータを調節して最適化された映像パラメータを超音波映像に適用することを意味する。

【 0 0 1 1 】

10

映像パラメータでは利得、時間利得、または動的範囲などがある。利得は対象体から反射されたエコー信号 (e c h o s i g n a l) の強度を増幅するためのパラメータであり、時間利得は対象体から反射されるエコー信号が深さまたは距離に応じて部分的に信号の強度が異なることを補償するためのパラメータであり、動的範囲は対象体から獲得した受信信号でディスプレイする受信信号のレベルを決定するためのパラメータである。

【 0 0 1 2 】

従って、映像最適化モードを設定すれば、それぞれの超音波映像データに最適の映像パラメータ、即ち最適の利得、時間利得及び動的範囲などが設定されて超音波映像データに適用される。

【 0 0 1 3 】

20

以後、連続的に超音波映像データを獲得して (S 1 2 0)、設定された所定の周期で超音波映像データをサンプリングして格納する (S 1 3 0)。続けて、現在のサンプリングされた超音波映像データと以前にサンプリングされた超音波映像データを比較して映像差を決定し (S 1 4 0)、前記映像差が所定のしきい値以上であるかどうかを判断する (S 1 5 0)。現在サンプリングされた超音波映像データと以前にサンプリングされた超音波映像データを比較するための時間的な間隔、例えば所定の周期で本発明の実施例では 5 0 m s e c ~ 5 0 0 m s e c の時間的な範囲内で設定したが、これに特別に限定されないことはもちろんである。

【 0 0 1 4 】

30

映像差は現在サンプリングされた超音波映像データと、以前にサンプリングされた超音波映像データの所定領域で映像データ情報間の差を数値化したもので、例えば、本発明の実施例では比較対象になる二つの超音波映像データで所定領域または所定ブロック内のピクセル (p i x e l s) またはボクセル (v o x e l s) の平均値、中間値などのような 1 次モメンタム (1 s t m o m e n t u m)、または標準偏差 (s t a n d a r d d e v i a t i o n) などのような 2 次モメンタム (2 n d m o m e n t u m) を比較したり、映像エッジ (e d g e) を検出してエッジの変位を比較して映像の差を計算する。ここで、所定の大きさに分割された 2 次元超音波映像フレームを領域、3 次元超音波映像フレームをブロックと称した。

【 0 0 1 5 】

40

即ち、例えば、現在サンプリングされた超音波映像データと以前にサンプリングされた超音波映像データからそれぞれの同一の領域または同一のブロックにおける映像データ情報、即ちピクセルまたはボクセルの平均値、中間値などのような 1 次モメンタム、または標準偏差などのような 2 次モメンタムを比較したり、映像エッジを検出してエッジの変位を比較して映像の差を計算して超音波映像が変更されたかどうかを判断する。これについては後続する図 2 及び図 3 を参照して詳述する。

【 0 0 1 6 】

以後、映像フレーム比較の判断結果 (S 1 5 0)、前記映像の差がしきい値より大きければ、現在サンプリングされた超音波映像データと以前にサンプリングされた超音波映像データを実質的に互いに異なる映像データと判断して以前に設定された映像パラメータを変更する (S 1 6 0)。このように変更された映像パラメータを現在サンプリングされた

50

超音波映像データから適用する (S170)。反面、前記映像の差がしきい値より小さければ、2つのサンプリングされた超音波映像フレームを実質的に同一の映像であると判断して以前に設定された映像パラメータを引き続き超音波映像データに適用する (S180)。

【0017】

以後、以前に設定された映像パラメータまたは変更された映像パラメータを適用して超音波映像をそれぞれディスプレイする (S190)。引き続き、自動映像最適化モードが選択されているかどうか判断して (S200)、もし自動映像最適化モードが選択されていれば映像差を決定する段階 (S140) でディスプレイする段階 (S190) を繰り返して実施する。

【0018】

図2は本発明によって2次元超音波映像データの比較方法を説明するための概略的な例示図である。

【0019】

図2を参照すれば、現在サンプリングされた超音波フレームデータ (210) の中心を基準に設定された所定のボックス (212) を多数の所定領域 (214) に分割し、また、現在サンプリングされた超音波フレームデータ (210) と同一に以前にサンプリングされた超音波フレームデータ (220) に所定のボックス (222) を設定して設定されたボックス (222) 内にフレームデータを多数の所定領域 (224) に分割する。以後、各超音波フレームデータから少なくとも一つ以上の領域でピクセルの平均値、中間値、標準偏差または領域内で検出された映像のエッジなどの差を先に説明したしきい値と比較する。本実施例では4×4サイズの領域に分割して任意の領域を選択することによって、その選択された領域に対する現在サンプリングされた超音波フレームデータと以前にサンプリングされた超音波フレームデータからピクセル値の算術的な平均値、中間値、標準偏差または検出された映像エッジの変位を求める。

【0020】

敷衍すれば、比較する2つの超音波フレームデータとの間にピクセル値の平均値、中間値、標準偏差または映像エッジの変位など映像の差がしきい値より小さければ、スキャンした領域が変更されていないものとみなして以前に設定されたパラメータを変更なしに超音波フレームデータに適用してディスプレイした。反面、比較する2超音波フレームデータとの間にピクセル値の平均値、中間値、標準偏差または映像エッジの変位など映像の差がしきい値より大きければ、スキャンした領域が変更されたものとみなして新たなパラメータを適用することによって超音波映像のディスプレイを最適化する。

【0021】

図3は本発明によって3次元超音波映像データの比較方法を説明するための概略的な例示図である。

【0022】

図3を参照すれば、現在サンプリングされた3次元超音波ボリュームデータ (310) の中心を基準に設定された所定のボックス (312) を所定サイズの多数のブロック (314) に分割し、また、現在サンプリングされた3次元超音波ボリュームデータ (310) と同様に以前にサンプリングされた3次元超音波ボリュームデータ (320) に所定のボックス (322) を設定して設定されたボックスに含まれたボリュームデータを多数のブロック (324) に分割する。以後、各超音波ボリュームデータから所定ブロック (314, 324) のボクセル (voxel) の平均値、中間値または標準偏差を求めたり映像のエッジを検出してエッジの変位を求める。このように順次サンプリングされる3次元超音波ボリュームデータ (310, 320) に対して比較しようとするブロック (312) のボクセル平均値、中間値、標準偏差または映像エッジの変位を求めた後に、比較する2つの3次元超音波ボリュームデータ (310, 320) の変化、即ち映像の差を所定のしきい値と比較判断する。

【0023】

本実施例では4×4×4サイズのブロックに分割して比較しようとする任意のブロック

10

20

30

40

50

を選択することによってその選択された領域に対する連続するサンプリング超音波ボリュームデータの算術的なボクセル平均値、中間値、標準偏差または映像エッジの変位をそれぞれ求める。

【0024】

引き続き、2つの超音波ボリュームデータの映像の差が所定のしきい値より小さければ、3Dプローブでスキャンした領域が変更されていないとみなして以前に設定されたパラメータを変更なしに超音波映像データに適用してディスプレイした。反面、比較する2つの超音波ボリュームデータの映像の差が所定のしきい値より大きければ、3Dプローブでスキャンした領域が変更されたものであるとみなして新たに最適化された映像パラメータを適用することによって超音波映像を最適化してディスプレイした。

10

【0025】

本発明は前記実施例に限定されず、多くの変形が本発明の思想内で当分野で通常の知識を有する者によって可能であることはもちろんである。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の一実施例による超音波映像を処理する方法を示すフローチャートである。

【図2】2次元超音波フレームデータの比較方法を概略的に説明するための例示図である。

【図3】3次元超音波ボリュームデータの比較方法を概略的に説明するための例示図である。

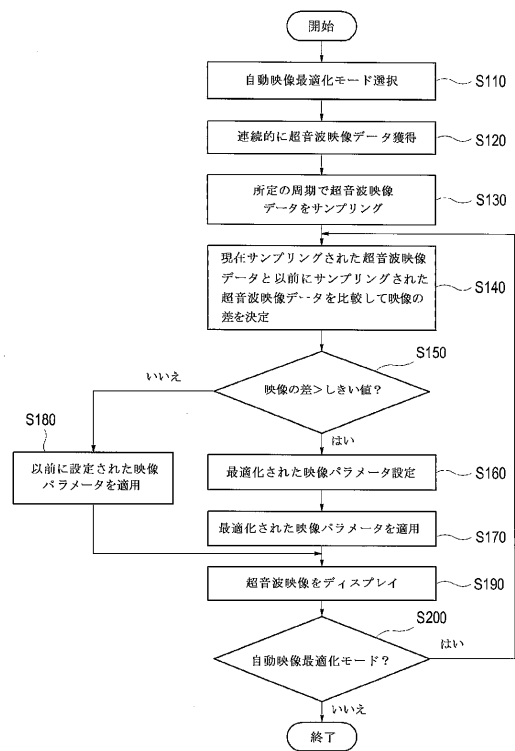
20

【符号の説明】

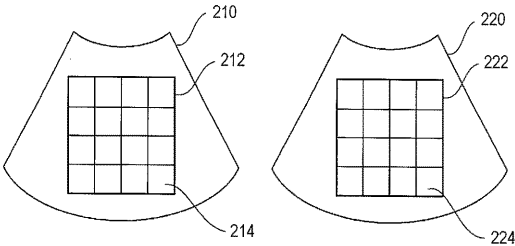
【0027】

210, 220	超音波フレームデータ
212, 222	ボックス
214, 224	所定領域
310, 320	3次元超音波ボリュームデータ
312, 322	ボックス
314, 324	ブロック

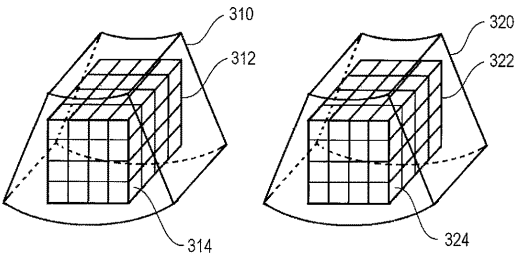
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 アン チ ヨン

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル
F ターム(参考) 4C601 EE04 EE11 JB53 JC16 JC37

专利名称(译)	超声图像处理方法		
公开(公告)号	JP2007098142A	公开(公告)日	2007-04-19
申请号	JP2006274229	申请日	2006-10-05
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	キム チョル アン アン チ ヨン		
发明人	キム チョル アン アン チ ヨン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T5/50		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/JB53 4C601/JC16 4C601/JC37		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020050094313 2005-10-07 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波图像处理方法，该方法周期性地确认超声波图像的变化，并且每次生成图像的变化时调整图像参数以设置自动优化的图像参数，并且将图像参数设置为超声图像。ZSOLUTION：超声波图像处理方法具有：(a)从物体连续获取超声波图像数据的步骤；(b)以规定的周期对超声波图像数据进行采样的步骤；(c)将当前采样的超声波图像数据与之前采样的图像数据进行比较以确定图像差异的步骤；(d)当图像差大于阈值时通过调整图像参数来优化图像参数的步骤；(e)将优化的图像参数应用于超声波图像数据的步骤。Z

