

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5215249号
(P5215249)

(45) 発行日 平成25年6月19日(2013.6.19)

(24) 登録日 平成25年3月8日(2013.3.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 12 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-152580 (P2009-152580)
 (22) 出願日 平成21年6月26日(2009.6.26)
 (65) 公開番号 特開2010-5408 (P2010-5408A)
 (43) 公開日 平成22年1月14日(2010.1.14)
 審査請求日 平成21年6月26日(2009.6.26)
 (31) 優先権主張番号 10-2008-0060540
 (32) 優先日 平成20年6月26日(2008.6.26)
 (33) 優先権主張国 韓国(KR)

(73) 特許権者 597096909
 三星メディソン株式会社
 SAMSUNG MEDISON CO.,
 LTD.
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲徳▼院里 114
 114 Yangdukwon-ri, N
 am-myun, Hongchun-gu
 n, Kangwon-do 250-87
 0, Republic of Korea
 (74) 代理人 100137095
 弁理士 江部 武史
 (74) 代理人 100091627
 弁理士 朝比 一夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 弾性映像を形成する超音波システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波データ獲得周期の入力を受ける入力部と、

前記超音波データ獲得周期を用いて複数のスキャンラインを複数のスキャンライングループに分類し、対象体に圧力を印加しながら前記各スキャンライングループに対して予め定められたシーケンスで超音波信号を送受信し、前記複数のスキャンライングループそれぞれに対応する超音波データを獲得するための超音波データ獲得部と、

前記超音波データを用いて前記スキャンライングループそれぞれに対応する少なくとも一つのサブ弾性映像を形成し、前記スキャンライングループそれぞれに対応する前記サブ弾性映像を合算して対象体の弾性映像を形成する弾性映像形成部と

を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

前記超音波データ獲得部は、前記各スキャンライングループ別に前記超音波データ獲得周期で前記超音波信号を2回送受信し、第1の超音波データ及び第2の超音波データを獲得し、

前記弾性映像形成部は、前記各スキャンライングループ別に前記第1の超音波データを圧力が印加されていないデータとして、前記第2の超音波データを圧力が印加されたデータとして用いて複数の前記サブ弾性映像を形成することを特徴とする請求項1に記載の超音波システム。

【請求項 3】

10

20

前記超音波データ獲得部は、前記超音波データ獲得周期の間に、前記超音波データを獲得することができる、前記複数のスキャンラインの中におけるスキャンラインの最大個数を計算し、前記スキャンラインの最大個数を用いて前記複数のスキャンラインを分類することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記超音波データ獲得部は、前記スキャンラインの最大個数 S_{max} を次の式 1 を用いて計算し、

〔数 1〕

$$S_{max} = (1 / F) / T_{os} \quad \text{式 1}$$

ここで、 F は前記超音波データ獲得周期を示し、 T_{os} は一つのスキャンラインから超音波データを取得するのに必要な時間を示し、前記 T_{os} は次の式 2 を用いて計算され、

〔数 2〕

$$T_{os} = D_v / C + T_{sd} \quad \text{式 2}$$

ここで、 D_v は形成しようとする弾性映像のビュー深さ ($view\ depth$) を示し、 C は対象体での音速度であり、 T_{sd} は超音波信号を送受信するのに必要な時間を示すことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記超音波データ獲得部は、前記各スキャンライングループ別に前記超音波データ獲得周期で前記超音波信号を 2 回送受信し、第 1 の超音波データ及び第 2 の超音波データを獲得し、

前記超音波データ獲得部は、前記各スキャンライングループ別に第 3 の超音波データを獲得し、

前記第 3 の超音波データは、前記第 2 の超音波データの獲得後であって前記第 1 の超音波データを獲得してから前記超音波データ獲得周期の 2 倍の時間が経過した後に獲得されることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記超音波データ獲得部は、前記各スキャンライングループ別に前記超音波データ獲得周期で前記超音波信号を複数回送受信して複数の超音波データを獲得し、

前記弾性映像形成部は、前記複数の超音波データを用いて前記各スキャンライングループ別に互いに異なる変形率に対応する複数のサブ弾性映像を形成し、前記各変形率に該当するサブ弾性映像を合算して対象体の弾性映像を形成し、前記各変形率での対象体弾性映像を合成して対象体の最終弾性映像を形成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 7】

a) 超音波データ獲得周期の入力を受ける段階と、

b) 前記超音波データ獲得周期を用いて対象体に設定される複数のスキャンラインを複数のスキャンライングループに分類する段階と、

c) 前記対象体に圧力を印加しながら前記対象体に超音波信号を送受信して前記複数のスキャンライングループそれぞれに対応する超音波データを獲得する段階と、

d) 前記超音波データを用いて前記複数のスキャンライングループそれぞれに対応する少なくとも一つのサブ弾性映像を形成する段階と、

e) 前記サブ弾性映像を合算して対象体の弾性映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする弾性映像形成方法。

【請求項 8】

前記 c) 段階は、

c 1) 前記各スキャンライングループ別に前記超音波信号を送受信し、第 1 の超音波データを獲得する段階と、

c 2) 前記超音波データ獲得周期だけ遅延して前記各スキャンライングループ別に前記超音波信号を送受信し、第 2 の超音波データを獲得する段階とを備え、

前記 d) 段階は、

前記第 1 の超音波データを圧力を印加する前のデータとして、前記第 2 の超音波データを圧力を印加した後のデータとして用いて複数の前記弾性映像を形成することを特徴とする請求項 7 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 9】

前記 c) 段階は、

c 1) 前記複数のスキャンライングループに対して 2 つのスキャンライングループを一組に分類する段階と、

c 2) 前記各スキャンライングループ組の中で第 1 のスキャンライングループに前記超音波データ獲得周期で超音波信号を 2 回送受信し、前記第 1 のスキャンライングループに対応する第 1 の超音波データ及び第 2 の超音波データを獲得する段階と、

c 3) 前記第 1 のスキャンライングループの前記第 2 の超音波データを獲得した後、前記超音波データ獲得周期で第 2 のスキャンライングループに超音波信号を送受信し、前記第 2 のスキャンライングループに対応する第 1 の超音波データを獲得する段階と、

c 4) 前記 c 3) 段階の後、前記第 1 のスキャンライングループに前記超音波データ獲得周期で超音波信号を送受信し、前記第 1 のスキャンライングループに対応する第 3 の超音波データを獲得する段階と、

c 5) 前記 c 4) 段階の後、前記第 2 のスキャンライングループに前記超音波データ獲得周期で超音波信号を 2 回送受信し、前記第 2 のスキャンライングループに対応する第 2 の超音波データ及び第 3 の超音波データを獲得する段階と、

c 6) 前記全ての組のスキャンライングループに対して前記 c 2) 段階 ~ c 5) 段階を行う段階と

備えることを特徴とする請求項 7 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 10】

前記 d) 段階は、

前記各スキャンライングループ別に獲得した前記第 1 の超音波データ、第 2 の超音波データ及び第 3 の超音波データを用いて第 1 の弾性映像、第 2 の弾性映像及び第 3 の弾性映像を形成することを特徴とする請求項 9 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 11】

前記 b) 段階は、

前記超音波データ獲得周期の間に、前記超音波データを獲得することができる、前記複数のスキャンラインの中におけるスキャンラインの最大個数を用いて分類する段階

を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 12】

前記スキャンラインの最大個数 S_{max} を次の式 3 を用いて計算し、

〔数 3〕

$$S_{max} = (1 / F) / T_{os} \quad \text{式 3}$$

ここで、 F は前記超音波データ獲得周期を示し、 T_{os} は一つのスキャンラインから超音波データを得るのに必要な時間を示し、前記 T_{os} は次の式 4 を用いて計算され、

〔数 4〕

$$T_{os} = D_v / C + T_{sd} \quad \text{式 4}$$

ここで、 D_v は形成しようとする弾性映像のビュー深さ ($view\ depth$) を示し、 C は対象体での音速度であり、 T_{sd} は超音波信号を送受信するのに必要な時間を示すことを特徴とする請求項 11 に記載の弾性映像形成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムに関し、特に改善された超音波弾性映像を形成する超音波システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

超音波システムは、対象体に超音波信号を送信した後、対象体の不連続面で反射されて戻ってくる超音波信号を受信し、受信された超音波信号を電氣的信号に変換して所定の映像装置を介して出力することによって対象体の内部の超音波映像を提供する。

【0003】

超音波映像は、組織間のインピーダンス差による反射係数を用いるBモード(Brightness mode)映像で主にディスプレイされる。しかし、腫瘍や癌組織のように周囲の組織と比較して反射係数の違いが生じない部分はBモード映像で区別しやしくない。これに反し、超音波弾性映像技法は、組織の機械的な性質を映像化することによって、癌組織のような病変の診断に大いに役立つ。例えば、腫瘍や癌組織は周囲の軟組織に比べて組織が硬いため、外部で同じ力を与えると周囲組織より変形程度が小さい。

10

【0004】

組織の弾性は、対象体の組織を圧縮する前に得た超音波データと組織を圧縮して得た超音波データを用いて測定する。一般に超音波プローブに装着された圧縮板を用いてユーザが圧力を加えて組織を圧縮する。この場合、組織の変形程度はユーザによって加えられる圧力の大きさによって決定される。弾性映像の画質は対象体に加える圧縮大きさと圧縮速度に応じて変わる。例えば圧縮大きさが小さい場合、腫瘍や癌組織の変形と周辺組織の変形の差が明確に示されず、圧縮大きさが大きい場合、圧縮による腫瘍や癌組織と周辺組織の非相関性が大きくなり、弾性映像の画質が低下する。従って、良い画質の弾性映像を得るためには適当な大きさの圧縮が要求される。普通、圧縮によって組織の変形が1%~3%になる時、弾性映像の画質が最も良いと実験的に知られている。

20

【0005】

弾性映像は、フレーム単位でデータを獲得するため、圧縮速度とフレームレートが弾性映像の画質を決定するのに重要な要素となる。弾性映像が最も多く用いられるものと予想される乳房を対象体とし、例えば、一般にプローブなどを用いて対象体を圧縮する時に手の動き速度は約10mm/秒であり、対象体の厚さは一般に30mm程度となる。従って、圧縮による対象体の平均変位が1%程度発生するようにするための適切なフレームレートは式1の通り決定されることができる。

【0006】

〔数1〕

フレームレート > (10mm / 秒) / (0.3mm / フレーム) = 33フレーム / 秒 式1

30

【0007】

即ち、式1のようにフレームレートが33フレーム/秒以上であれば、平均変位が1%になるようにすることができおり、それより低い場合、フレーム間のデータで変位が大きくなって多くの誤差が発生することがある。

従って、弾性映像の画質のために最小33フレーム/秒以上のフレームレートで映像データを獲得する場合、超音波映像を獲得するためのスキャンラインの数が制限され、2次元BW(Black and White)映像の画質が落ちる問題がある。また、観察しようとする病変の深さが深いほど超音波信号を送受信する物理的な制約によって所望のフレームレートを維持することができず、弾性映像の画質が落ち、ユーザは所望のフレームレートのためにプローブを用いて対象体を圧縮する速度にいつも気を付けなければならないという問題があった。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2006-110360号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は、特定周期で得られる超音波データを用いて弾性映像を形成することによってフレームレート(frame rate)に関係なく、一定の変位に対する弾性映像を形

50

成することができる超音波システム及び方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0010】

前記の課題を解決するために、本発明による超音波システムは、超音波データ獲得周期の入力を受ける入力部と、前記超音波データ獲得周期を用いて複数のスキャンラインを複数のスキャンライングループに分類し、対象体に圧力を印加しながら前記各スキャンライングループに対して予め定められたシーケンスで超音波信号を送受信し、前記複数のスキャンライングループそれぞれに対応する超音波データを獲得するための超音波データ獲得部と、前記超音波データを用いて前記スキャンライングループそれぞれに対応する少なくとも一つのサブ弾性映像を形成し、前記スキャンライングループそれぞれに対応する前記サブ弾性映像を合算して対象体の弾性映像を形成する弾性映像形成部とを備える。

10

【0011】

また、本発明による弾性映像形成方法は、a)超音波データ獲得周期の入力を受ける段階と、b)前記超音波データ獲得周期を用いて対象体に設定される複数のスキャンラインを複数のスキャンライングループに分類する段階と、c)前記対象体に圧力を印加しながら前記対象体に超音波信号を送受信して前記複数のスキャンライングループそれぞれに対応する超音波データを獲得する段階と、d)前記超音波データを用いて前記複数のスキャンライングループそれぞれに対応する少なくとも一つのサブ弾性映像を形成する段階と、e)前記サブ弾性映像を合算して対象体の弾性映像を形成する段階とを備える。

【発明の効果】

20

【0012】

本発明は、圧力が印加される間、設定された超音波データ獲得周期で超音波データを獲得し弾性映像を形成することによって、フレームレートに関係なく平均変位が例えば1～3%に該当する良質の画質の弾性映像を得ることができる。

【0013】

また、2次元BW映像の画質を高めるためにスキャンライン密度を高めても良質の画質の弾性映像を得ることができ、一つの弾性映像フレームを形成するのに時間的な制約がないので、映像処理能力が相対的に遅いシステムでも使用が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0014】

30

【図1】本発明の一実施例による超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の一実施例によって超音波データを獲得する例を示す例示図である。

【図3】本発明の他の実施例によって超音波データを獲得する例を示す例示図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図1は、本発明の実施例による超音波システムの構成を示すブロック図である。本発明による超音波システム100は入力部110、制御部120、送信パルス生成部130、ビーム形成部140、プローブ150、信号処理部160、格納部170及び弾性映像形成部180を備える。

40

【0016】

入力部110は、ユーザから超音波データの獲得周期に関する情報の入力を受ける。本発明の実施例では超音波データ獲得周期をユーザが任意に設定し、又は超音波システムで提供される複数の超音波データ獲得周期の中から選択することができる。また、入力部110はユーザから映像モードに関する情報などの入力を受けることができる。

【0017】

制御部120は入力部110を通じて入力された映像モード情報及び超音波データ獲得周期情報に基づいて送信パルス生成部130で生成される送信パルス信号の周波数、長さ、振幅などを制御する。

【0018】

50

ビーム形成部 140 は、送信パルス生成部 130 で生成された送信パルス信号に遅延を加え、スキャンラインに沿って超音波信号が集束できるように送信パターンを形成する。プローブ 150 は、電氣的信号と超音波信号を相互変換するための複数の変換素子（図示せず）を備える。また、プローブ 150 には圧力板（図示せず）が備えられる。圧力板は、プローブ 150 の超音波送受信面を取り囲んで、送受信面を延長して構成することができる。ユーザがプローブ 150 に備えられた圧力板を用いて対象体に圧力を加えると共に、送信パターンが形成された送信パルス信号に応答して変換素子で生成された超音波信号が対象体に設定された複数のスキャンライン上の集束点に集束されるように送信することができる。また、プローブ 150 は対象体から反射された超音波エコー信号を電氣的受信信号に変換して出力する。

10

【0019】

ビーム形成部 140 は、プローブ 150 で出力される受信信号にプローブの各変換素子と集束点との間の距離差に対する補償として時間の遅延を加えた後、合算して受信集束ビームを形成する。

【0020】

信号処理部 160 は、受信集束ビームを信号処理して超音波データを形成する。信号処理部 160 は、入力部 110 を通じて入力された超音波データ獲得周期によって超音波データを形成して格納部 170 に格納する。

【0021】

格納部 170 は超音波データを一時的に格納するメモリバッファなどを備えることができる。

20

【0022】

弾性映像形成部 180 は、格納部 170 に格納された超音波データを確認して対象体に設定される全てのスキャンラインに対応する超音波データの獲得が完了すれば、該当超音波データを分析して弾性映像を形成する。ここで、超音波データの分析は自己相関（auto-correlation）法を用いて実施することができる。

【0023】

以下、本発明の第 1 の実施例による弾性映像の形成方法を図 1 ～ 図 2 を参照して詳細に説明する。図 2 は、本発明の第 1 の実施例によって弾性映像を形成するためにスキャンラインに沿って対象体に超音波信号を送信する方法を概略的に示す例示図である。説明の便宜上、本発明の第 1 の実施例では 1 フレームの弾性映像を獲得するために N 個のスキャンラインが設定されることを例に挙げて説明する。ここで、N は正の整数である。

30

【0024】

入力部 110 を通じて入力されたユーザ入力にตอบสนองして弾性映像モードが設定されて超音波データ獲得周期 F (Hz) が決定されれば、制御部 120 は、決定された超音波データ獲得周期 F の間に、超音波データを獲得することができる、N 個のスキャンラインの中におけるスキャンラインの最大個数 S_{max} を計算する。超音波データ獲得周期 F の間のスキャンラインの最大個数 S_{max} は式 2 のように計算することができる。

【0025】

〔数 2〕

$$S_{max} = (1 / F) / T_{os} \quad \text{--- 式 2}$$

40

【0026】

ここで、 T_{os} は一つのスキャンラインから超音波データを得るのに必要な時間を示し、 T_{os} は式 3 のように計算することができる。

【0027】

〔数 3〕

$$T_{os} = D_v / C + T_{sd} \quad \text{--- 式 3}$$

【0028】

ここで、 D_v は形成しようとする弾性映像のビュー深さ（view depth）を示し、 C は対象体での音速度（例、人体の場合、約 1540 mm/s）であり、 T_{sd} は

50

超音波システムで超音波信号を送受信するのに必要な時間を示す。

【0029】

制御部120は、式2及び式3を通じて計算されたスキャンラインの最大個数 S_{max} を用いてN個のスキャンラインを複数のスキャンライングループに分類する。例えば、スキャンラインの最大個数 S_{max} がM個である時、図2に示した通り、N個のスキャンラインを複数のスキャンライングループ、即ち第1のグループのスキャンライン(1~M)、第2のグループのスキャンライン(M+1~2M)及び第3のグループのスキャンライン(2M+1~N)に分類することができる。スキャンラインの最大個数によってスキャンライングループが決定されれば、制御部120は各スキャンライングループ別に超音波信号を送信する超音波信号の送信シーケンス(Tx Sequence)を決定し、決定された送信シーケンスによって超音波信号の送信を制御する。

10

【0030】

即ち、対象体に圧力を印加しながら制御部120で決定された送信シーケンスに従って第1のスキャンライングループ(1~M)に超音波信号を超音波データ獲得周期Fで超音波信号を2回送受信(T1、T2)して第1のグループのスキャンライン(1~M)に対応する第1の超音波データ及び第2の超音波データを獲得し、これを格納部170に格納する。引き続き、制御部120の制御によって第1のスキャンライングループ(1~M)に対する超音波送信のように残りの全てのグループに対して圧力を印加しながら各グループ別に超音波データ獲得周期で超音波信号を2回送信(T3、T4及びT5、T6)し、グループ別に第1の超音波データ及び第2の超音波データを獲得するように制御する。本発明の実施例で第1の超音波データは、各スキャンライングループに対して圧力印加前のデータと、第2の超音波データは各スキャンライングループに対して圧力印加後の超音波データと解釈される。

20

【0031】

全てのスキャンライングループに対して第1の超音波データ及び第2の超音波データの獲得が完了すれば、弾性映像形成部180は各スキャンライングループ別に第1の超音波データと第2の超音波データを比較する。超音波データの比較結果に応じてスキャンライングループ別にサブ弾性映像を形成し、これを合成して対象体の弾性映像を形成する。

【0032】

前述したように、第1の超音波データと第2の超音波データの比較は自己相関法を用いることができ、これは公知された技術であるため、詳細な説明を省略する。本発明の他の実施例では各スキャンライングループ別に互いに異なる対象体の変形率に対応する複数のサブ弾性映像を形成した後、各変形率に対応するサブ弾性映像を合成して対象体に対する複数の弾性映像を形成することができる。

30

【0033】

以下、本発明の第2の実施例による弾性映像の形成方法を図1及び図3を参照して詳細に説明する。図3は本発明の第2の実施例によって弾性映像を形成するためのスキャンラインに超音波信号を送信する送信シーケンスの例を示す例示図である。説明の便宜上、本発明の第2の実施例では1フレームの弾性映像を獲得するためにN個のスキャンラインが設定されるのを例に挙げて説明する。

40

【0034】

入力部110を通じて入力されたユーザ入力に応答して弾性映像モードが設定されて超音波データ獲得周期F(Hz)が決定されれば、第1の実施例で記述した通り、制御部120は、入力された超音波データ獲得周期の間に、超音波データを獲得することができる、N個のスキャンラインの中におけるスキャンラインの最大個数 S_{max} を計算する。制御部120は、計算されたスキャンライン最大個数 S_{max} を用いてN個のスキャンラインを複数のスキャンライングループに分類する。スキャンライングループが設定されれば、制御部120は本発明の第2の実施例による超音波信号の送信シーケンスを決定する。説明の便宜上、本発明の第2の実施例ではN個のスキャンラインを3つのスキャンライングループ、即ち、第1のグループのスキャンライン(1~M)、第2のグループのスカ

50

ンライン ($M + 1 \sim 2M$)、及び第3のグループのスキャンライン ($2M + 1 \sim N$) に分類することを例に挙げて説明する。

【0035】

以下、超音波信号の送信は制御部120で決定された送信シーケンスによってスキャンライングループ単位で実施される。プローブ150を用いて対象体に圧力を印加する間、制御部120の制御下に第1のグループのスキャンライン ($1 \sim M$) に沿って集束される超音波信号を2回送信 ($T1$ 、 $T2$) した後、受信された信号を用いて第1のグループのスキャンライン ($1 \sim M$) に対応する第1のグループの第1の超音波データ及び第2の超音波データを獲得する。このように獲得した第1のグループの第1の超音波データ及び第2の超音波データは格納部170に格納される。引き続き、第2のグループのスキャンライン ($M + 1 \sim 2M$) に沿って集束される超音波信号を送信 ($T3$) した後、受信された信号を用いて第2のグループのスキャンライン ($M + 1 \sim 2M$) に対応する第2のグループの第1の超音波データを獲得する。再び、第1のグループのスキャンライン ($1 \sim M$) に沿って集束される超音波信号を送信 ($T4$) した後、受信された信号を用いて第1のグループの第3の超音波データを獲得する。これにより、第1のグループのスキャンライン ($1 \sim M$) について、第3の超音波データは、第2の超音波データの獲得後であって第1の超音波データを獲得してから超音波データ獲得周期の2倍の時間が経過した後に獲得される。超音波信号の送受信を通じて得られた超音波データは格納部170に格納される。

【0036】

引き続き、第2のグループのスキャンライン ($M + 1 \sim 2M$) に集束される超音波信号を2回送信 ($T5$ 、 $T6$) した後、受信された信号を用いて第2のグループの第2及び第3の超音波データを獲得して格納部170に格納する。これにより、第2のグループのスキャンライン ($M + 1 \sim 2M$) について、第3の超音波データは、第2の超音波データの獲得後であって第1の超音波データを獲得してから超音波データ獲得周期の2倍の時間が経過した後に獲得される。

【0037】

以後、第3のグループのスキャンライン ($2M + 1 \sim N$) に集束される超音波信号を2回送信 ($T7$ 、 $T8$) した後、受信された信号を用いて第3のグループの第1及び第2の超音波データを獲得する。超音波獲得周期だけのダミー時間の後、再び第3のグループのスキャンライン ($2M + 1 \sim N$) に集束される超音波信号を送信した後、受信された信号を用いて第3のグループの第3の超音波データを獲得して格納部170に格納する。これにより、第3のグループのスキャンライン ($2M + 1 \sim N$) について、第3の超音波データは、第2の超音波データの獲得後であって第1の超音波データを獲得してから超音波データ獲得周期の2倍の時間が経過した後に獲得される。

【0038】

第2の実施例による弾性映像の形成方法において、 N 個のスキャンラインを偶数個のスキャンライングループに分類する場合、2つのスキャンライングループを一組に分類して、前述した第1のグループのスキャンライン ($1 \sim M$) と第2のグループのスキャンライン ($M + 1 \sim 2M$) の超音波信号の送受信を各スキャンライングループ組別に順次的に適用して実施することができる。その場合、前述した第3のグループでのダミー時間は必要ではなくなる。

【0039】

弾性映像形成部180は、各スキャンライングループ別に第1、2及び3超音波データを比較してサブ弾性映像を形成する。対象体に圧力が印加される時、超音波データ獲得周期毎に1%ずつの変形率を有する場合、本発明の第2の実施例によって超音波信号を各スキャンライングループ別に3回ずつ送信すれば、圧力の印加による1%の変形率を有する時の第1の弾性映像、2%の変形率を有する時の第2の弾性映像及び3%の変形率を有する時の第3の弾性映像をそれぞれ形成することができる。例えば、第1のグループのスキャンライン ($1 \sim M$) に対応する第1の超音波データと第2の超音波データ間には1%の変形率を有し、第2の超音波データと第3の超音波データとの間には2%の変形率を有し

10

20

30

40

50

、第1の超音波データと第3の超音波データ間には3%の変形率を有する。即ち、本発明の実施例によって一定範囲の変形率(1%~3%)に対応する超音波データを獲得することができる。

【0040】

弾性映像形成部180は、超音波データを用いてサブ弾性映像を形成し、各変形率別にサブ弾性映像を合算して一定範囲の変形率(1%~3%)を有する対象体の弾性映像を形成する。引き続き、弾性映像形成部180は各変形率で形成された対象体の弾性映像を平均して最終に対象体の弾性映像を形成することができる。例えば、本発明の第2実施例のように、変形率が1%、2%及び3%である超音波データを用いて対象体の第1の弾性映像、第2の弾性映像及び第3の弾性映像を形成した後、これを合成した後、平均化して対象体の最終弾性映像を形成することができる。このように多様な変形率で弾性映像を形成した後、合成することによっていつも均一に圧迫が加えられない場合にも弾性映像を形成するためのデータの誤差を減らすことができる。

10

【0041】

本発明の第1及び第2の実施例では変形率が1~3%である超音波データを用いて弾性映像を形成する方法について説明したが、対象体の種類または診断部位に応じて超音波信号の送受信シーケンスを調節して変形率が1~5%、2~3%、または1.5~3.5%などを有する超音波データを獲得して各変形率に対応するサブ弾性映像を形成した後、これを合算及び平均化して対象体の弾性映像を形成することができる。圧力の印加による対象体組織の変形率を用いて弾性映像を形成する方法は公知となった技術であるため、詳細な説明は省略する。

20

【0042】

本発明の属する技術分野の当業者は本発明がその技術的思想や必須の特徴を設定せず、他の具体的な形態で実施できるということを理解することができる。従って、以上で記述した実施例は全ての面で例示的なものであり、限定的ではないものと理解しなければならない。

【0043】

本発明の範囲は、前記詳細な説明よりは後述する特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲の意味及び範囲、そしてその等価概念から導き出される全ての設定または変形された形態が本発明の範囲に含まれるものと解釈されなければならない。

30

【符号の説明】

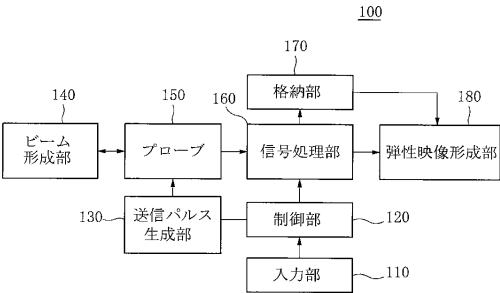
【0044】

- 110：入力部
- 120：制御部
- 130：送信パルス生成部
- 140：ビーム形成部
- 150：プローブ
- 160：信号処理部
- 170：格納部
- 180：弾性映像形成部

40

【図 1】

図 1



【図 2】

図 2

第 1 のグループ (1 ～ M)	第 2 のグループ (M + 1 ～ 2 M)	第 3 のグループ (2 M + 1 ～ N)
↓↑ (T1)		↑↓ F
↓↑ (T2)		↑↓ F
	↓↑ (T3)	↑↓ F
	↓↑ (T4)	↑↓ F
		↓↑ (T5) ↑↓ F
		↓↑ (T6) ↑↓ F

【図 3】

図 3

第 1 のグループ (1 ～ M)	第 2 のグループ (M + 1 ～ 2 M)	第 3 のグループ (2 M + 1 ～ N)
↓↑ (T1)		↑↓ F
↓↑ (T2)		↑↓ F
	↓↑ (T3)	↑↓ F
↓↑ (T4)		↑↓ F
	↓↑ (T5)	↑↓ F
	↓↑ (T6)	↑↓ F
		↓↑ (T7) ↑↓ F
		↓↑ (T8) ↑↓ F
		ダミー ↑↓ F
		↓↑ (T9) ↑↓ F

フロントページの続き

(74)代理人 100091292

弁理士 増田 達哉

(72)発明者 李 光 珠

大韓民国 ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル、3 階 株式会
社メディソン R & D センター

(72)発明者 金 鍾 植

大韓民国 ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル、3 階 株式会
社メディソン R & D センター

(72)発明者 尹 羅 英

大韓民国 ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル、3 階 株式会
社メディソン R & D センター

(72)発明者 ▲鄭▼ 木 根

大韓民国 ソウル特別市蘆原区上溪 9 洞ボラムアパート 2 0 3 - 9 0 7

審査官 五閑 統一郎

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 1 0 0 0 6 8 (J P , A)

特開 2 0 0 5 - 3 3 4 1 9 6 (J P , A)

特開 2 0 0 6 - 1 7 4 9 0 2 (J P , A)

国際公開第 2 0 0 8 / 0 2 7 5 2 0 (W O , A 1)

特開 2 0 0 1 - 0 7 0 3 0 3 (J P , A)

国際公開第 2 0 0 7 / 0 4 9 2 2 8 (W O , A 1)

特表 2 0 0 6 - 5 2 4 1 1 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声系统和形成弹性图像的方法		
公开(公告)号	JP5215249B2	公开(公告)日	2013-06-19
申请号	JP2009152580	申请日	2009-06-26
[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		
当前申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	李光珠 金鍾植 尹羅英 鄭木根		
发明人	李 光 珠 金 鍾 植 尹 羅 英 ▲鄭▼ 木 根		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/EE04 4C601/HH14 4C601/JB35 4C601/JB41 4C601/JC21		
代理人(译)	増田达也		
优先权	1020080060540 2008-06-26 KR		
其他公开文献	JP2010005408A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于提供改进的超声弹性图像的超声系统和方法。根据本发明的一种超声波系统包括：输入单元，用于接收所述超声数据采集期间，超声数据采集期间所述N个扫描线使用分类到M扫描线组的输入 - 在N和M是正整数，N是大于M - ，传送和以预定的顺序接收的超声信号到相应的扫描线组同时施加压力到目标对象，所述M和用于获取对应于各扫描线组，其中，基于所述超声数据，以形成对应于每个扫描线组的至少一个子弹性图像的超声数据的超声数据采集单元，所述扫描线并且，弹性图像形成单元通过对与每个组对应的子弹性图像求和来形成对象的弹性图像。点域1

図 2

第 1 のグループ (1 ～ M)	第 2 のグループ (M + 1 ～ 2 M)	第 3 のグループ (2 M + 1 ～ N)
↓↑ (T1)		↑↓ F
↓↑ (T2)		↑↓ F
	↓↑ (T3)	↑↓ F
	↓↑ (T4)	↑↓ F
		↓↑ (T5) ↑↓ F
		↓↑ (T6) ↑↓ F