

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2020-508174

(P2020-508174A)

(43) 公表日 令和2年3月19日(2020.3.19)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2019-546275 (P2019-546275)  
 (86) (22) 出願日 平成30年2月27日 (2018. 2. 27)  
 (85) 翻訳文提出日 令和1年10月23日 (2019. 10. 23)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2018/019945  
 (87) 国際公開番号 WO2018/157130  
 (87) 国際公開日 平成30年8月30日 (2018. 8. 30)  
 (31) 優先権主張番号 62/464, 058  
 (32) 優先日 平成29年2月27日 (2017. 2. 27)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 米国 (US)

(71) 出願人 510144959  
 ラトガース, ザ ステート ユニバーシテ  
 イ オブ ニュー ジャージー  
 アメリカ合衆国, 08901 ニュージャ  
 ージー, ニュー ブランズウィック, サマセ  
 ット ストリート 83  
 (74) 代理人 110000671  
 八田国際特許業務法人  
 (72) 発明者 ノシャル, ジョン  
 アメリカ合衆国, ニュージャージー, バス  
 キング リッジ, ストーン ヘッジ ドラ  
 イブ 52

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 肝臓および腎臓の癌の改善された診断のための計算超音波

(57) 【要約】

本開示は、超音波画像を生成するシステムおよび方法を提供する。この方法は、超音波装置から出力される生の超音波信号を受信することと、生の超音波信号を強化超音波画像に変換する動作を実行することを含む。強化超音波画像は、放射状対称フィルタリングによりさらに処理され、動径対称画像を生成することができる。強化画像と放射状対称画像の両方は、医師が超音波データのみに基づいて肝臓がんまたは腎臓がんの診断を行うためのものである。

【選択図】 図 1

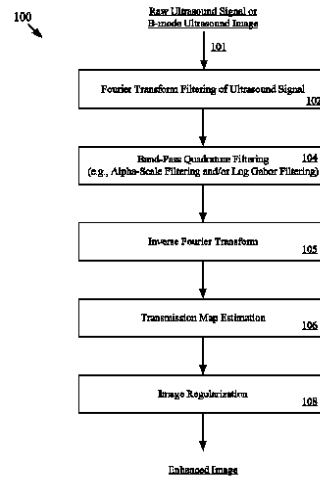


FIG. 1

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

一時的ではない、コンピュータ読み取り可能メモリと、  
 1つ以上のプロセッサと、  
 プログラミング命令を含むコンピュータ読み取り可能な媒体とを備えた超音波画像を生成するシステムであって、前記プログラミング命令は、前記1つ以上のプロセッサで実行されたとき、前記システムが、  
 超音波装置から出力される生の超音波信号を取得し、  
 前記生の超音波信号をフィルタリングすることによりフィルタリングされた超音波画像データを生成して、信号ドメインから周波数ドメインに情報を変換し、  
 前記フィルタリングされた超音波画像データから画像の位相とエネルギーの特徴を抽出し、  
 前記画像の位相とエネルギーの特徴を周波数領域から信号領域に変換することにより、フィルタリングされた超音波信号を生成し、  
 組織界面からの後方散乱超音波信号に基づいて透過マップ推定を生成し、  
 前記透過マップ推定に基づいて前記フィルタリングされた超音波信号の前記画像位相とエネルギー特性を強化し、それに関連する軟組織の部分が強化超音波画像でより暗くなったり、より明るくなるようにする  
 システム。

10

## 【請求項 2】

20

前記1つ以上のプロセッサによって実行されたときに、前記システムが、  
 強化超音波画像の暗い球面形状を分析することにより、強化超音波画像に対して放射状対称フィルタリングを実行し、  
 放射状対称画像を生成して、強化超音波画像の関心領域を識別する  
 プログラミング命令をさらに含む、請求項1に記載のシステム。

## 【請求項 3】

前記1つ以上のプロセッサによって実行されたときに、前記システムが、  
 前記放射対称性画像に基づいて表面トポグラフィマップを出力させる  
 プログラミング命令をさらに含む、請求項2に記載のシステム。

## 【請求項 4】

30

前記画像の位相およびエネルギーの特徴を抽出するステップがアルファスケールフィルタリングによって実行される、請求項1に記載のシステム。

## 【請求項 5】

前記アルファスケールフィルタリングが周波数領域で実行される、請求項4に記載のシステム。

## 【請求項 6】

前記アルファスケールフィルタリングが、以下の式によって定義される、請求項5に記載のシステム。

## 【数 1】

$$ASF(\omega) = \begin{cases} n_c \omega^\alpha \exp(-(\sigma\omega)^{2\alpha}) & \omega > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

40

$\alpha$  は定数の微分パラメータ、 $\sigma$  はフィルタのアルファスケールパラメータ、 $n_c$  はフィルタから計算された単位正規化定数である。

## 【請求項 7】

$n_c$  が以下の式に従って計算される、請求項6に記載のシステム。

【数 2】

$$n_c = 2 \frac{\sqrt{\pi\alpha} 2^{\frac{2a+1}{4\alpha}} s^{a+0.5}}{\sqrt{\Gamma(\frac{2a+1}{2\alpha})}}$$

$s$  はスケールパラメータで、 $\alpha$  は微分パラメータである。

【請求項 8】

前記透過マップ推定が、以下の式に基づいて軟組織における散乱および減衰効果を組み合わせることを含む、請求項 1 に記載のシステム。

10

【数 3】

$$US(x, y) = US_A(x, y)US_E(x, y) + (1 - US_A(x, y))\alpha$$

$US(x, y)$  はローカルエネルギー画像、 $US_A(x, y)$  は信号伝送マップ、 $US_E(x, y)$  は強化超音波画像、 $\alpha$  は、局所領域の軟組織のエコー源性を表す定数値である。

【請求項 9】

減衰関数をイメージング深度の関数としてモデル化するランベルト・ベールの法則を使用して信号伝送マップ  $US_A(x, y)$  を推定することにより、 $US_E(x, y)$  が抽出される請求項 8 に記載のシステム。

20

【請求項 10】

前記ランベルト・ベールの法則が以下の式によって定義される、請求項 9 に記載のシステム。

【数 4】

$$US_T(x, y) = US_o(x, y)\exp(-\eta d(x, y))$$

$US_o(x, y)$  は初期強度画像、 $US_T(x, y)$  は減衰強度画像、 $\eta$  は減衰係数、 $d(x, y)$  は超音波トランスデューサの表面からの距離である。

【請求項 11】

$US_A(x, y)$  が、以下の式によって定義される目的関数を最小化することによって取得される、請求項 10 に記載のシステム。

30

【数 5】

$$\frac{\lambda}{2} \|US_A(x, y) - US_T(x, y)\|_2^2 + \sum_{j \in \omega} \|W_j \circ (D_j * US_A(x, y))\|_1$$

$\omega$  はインデックスセット、 $\circ$  は要素単位の乗算、 $*$  は畳み込み演算、 $D_j$  は 8 つのキルシュフィルタと 1 つのラプラシアンフィルタで構成される高次微分フィルタのバンクを使用して取得され、 $W_j$  は、以下の数式に従って計算された重み行列である。

【数 6】

$$W_j = \exp(-|D_j(x, y) * US(x, y)|^2)$$

40

【請求項 12】

$US_E(x, y)$  が以下の式に従って計算される、請求項 11 に記載のシステム。

【数 7】

$$US_E(x, y) = \left[ \frac{US(x, y) - \alpha}{[\max(US_A(x, y), \epsilon)]^\delta} \right] + \alpha$$

【請求項 13】

前記放射状対称フィルタリングが、以下の式によって指定される、請求項 2 に記載のシステム。

50

【数 8】

$$S_n = F_n * A_n$$

「\*」は畳み込み演算を示し、 $A_n$  は等方性ガウス関数であり、 $F_n$  は次のように定義される。

【数 9】

$$F_n(p) = \frac{M_n(p)}{k_n} \left( \frac{|\widetilde{O}_n(p)|}{k_n} \right)^\alpha$$

10

【数 10】

$$\widetilde{O}_n(p) = \begin{cases} O_n(p), & O_n(p) < k_n \\ k_n, & \text{otherwise} \end{cases}$$

また、 $\alpha$  は放射状の厳密性パラメータであり、 $k_n$  は異なる半径にわたるスケーリング係数である。

【請求項 14】

前記放射状対称画像が以下の式によって定義される、請求項 2 に記載のシステム。

【数 11】

$$S = \frac{1}{|N|} \sum_{n \in N} S_n$$

20

$S$  は考えられるすべての範囲にわたるすべての対称性の寄与の合計である。

【請求項 15】

コンピューティングデバイスにより、超音波装置から出力された生の超音波信号を取得し、

前記生の超音波信号をフィルタリングすることによりフィルタリングされた超音波画像データを生成して、情報を信号領域から周波数領域に変換し、

前記フィルタリングされた超音波画像データから画像位相とエネルギー特徴を抽出し、  
前記画像の位相とエネルギーの特徴を周波数領域から信号領域に変換することにより、  
フィルタリングされた超音波信号を生成し、

30

組織界面からの後方散乱超音波信号に基づいて透過マップ推定を生成し、

前記透過マップ推定に基づいて前記フィルタリングされた超音波信号の画像位相とエネルギー特性を強化し、それに関連する軟組織の部分が強化超音波画像でより暗くなったり、より明るくなるようにすることを含む、超音波画像を生成する方法。

【請求項 16】

強化超音波画像内の暗い球面形状を分析することにより、前記強化超音波画像上で、コンピューティングデバイスにより放射状対称フィルタリングを実行し、

コンピューティングデバイスによって、放射状対称画像を生成して、前記強化超音波画像内の関心領域を識別することを更に含む、請求項 15 に記載の方法。

40

【請求項 17】

前記放射状対称画像に基づいて表面トポグラフィマップを出力することをさらに含む、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記後方散乱超音波信号が、組織との散乱および減衰を含む相互作用によって変調される、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 19】

前記フィルタリングされた超音波画像データを生成するステップがフーリエ変換によって実行される、請求項 15 に記載の方法。

50

## 【請求項 20】

前記フィルタリングされた超音波信号を生成するステップが逆フーリエ変換によって実行される、請求項 15 に記載の方法。

## 【請求項 21】

前記画像位相およびエネルギー特徴を抽出するステップがアルファスケールフィルタリングにより実行される、請求項 15 に記載の方法。

## 【請求項 22】

前記アルファスケールフィルタリングが周波数領域で実行される、請求項 21 に記載の方法。

## 【請求項 23】

前記アルファスケールフィルタリングが以下の式によって定義される、請求項 22 に記載の方法。

$$ASF(\omega) = \begin{cases} n_c \omega^a \exp(-(\sigma\omega)^{2a}) & \omega > 0 \\ 0 & otherwise \end{cases}$$

は定数の微分パラメータ、 $\sigma$  はフィルタのアルファスケールパラメータ、 $n_c$  はフィルタから計算された単位正規化定数である。

## 【請求項 24】

$n_c$  が以下の式に従って計算される、請求項 23 に記載の方法。

## 【数 12】

$$n_c = 2 \frac{\sqrt{\pi\alpha} 2^{\frac{2a+1}{4\alpha}} s^{a+0.5}}{\sqrt{\Gamma(\frac{2a+1}{2\alpha})}}$$

$s$  はスケールパラメータで、 $\alpha$  は微分パラメータである。

## 【請求項 25】

前記透過マップ推定が以下の式に基づいて軟組織における散乱効果と減衰効果を組み合わせることを含む、請求項 15 に記載の方法。

## 【数 13】

$$US(x, y) = US_A(x, y)US_E(x, y) + (1 - US_A(x, y))\alpha$$

$US(x, y)$  はローカルエネルギー画像、 $US_A(x, y)$  は信号伝送マップ、 $US_E(x, y)$  は強化超音波画像、 $\alpha$  は局所領域の軟組織のエコー源性を表す定数値である。

## 【請求項 26】

減衰関数をイメージング深度の関数としてモデル化するランベルト・ベールの法則を使用して前記信号伝送マップ  $US_A(x, y)$  を推定することにより  $US_E(x, y)$  が抽出される、請求項 25 に記載の方法。

## 【請求項 27】

前記ランベルト・ベールの法則が以下の式によって定義される、請求項 26 に記載の方法。

## 【数 14】

$$US_T(x, y) = US_o(x, y) \exp(-\eta d(x, y))$$

$US_o(x, y)$  は初期強度画像、 $US_T(x, y)$  は減衰強度画像、 $\eta$  は減衰係数、 $d(x, y)$  は超音トランスデューサの表面からの距離である。

## 【請求項 28】

$US_A(x, y)$  が、以下の式によって定義される目的関数を最小化することによって

10

20

30

40

50

得られる、請求項 27 に記載の方法。

【数 16】

$$\frac{\lambda}{2} \|US_A(x, y) - US_T(x, y)\|_2^2 + \sum_{j \in \omega} \|W_j \circ (D_j * US_A(x, y))\|_1$$

はインデックスセット、 $\circ$  は要素単位の乗算、 $*$  は畳み込み演算、 $D_j$  は 8 つのキルシュフィルタと 1 つのラプラシアンフィルタで構成される高次微分フィルタのバンクを使用して取得され、 $W_j$  は、以下の式に従って計算された重み行列である。

【数 17】

$$W_j = \exp(-|D_j(x, y) * US(x, y)|^2)$$

10

【請求項 29】

$US_E(x, y)$  が以下の式に従って計算される、請求項 28 に記載の方法。

【数 18】

$$US_E(x, y) = \left[ \frac{US(x, y) - \alpha}{[\max(US_A(x, y), \epsilon)]^\delta} \right] + \alpha$$

【請求項 30】

前記放射状対称フィルタリングが、以下の式によって指定される、請求項 16 に記載の方法。

20

【数 19】

$$S_n = F_n * A_n$$

「 $*$ 」は畳み込み演算を示し、 $A_n$  は等方性ガウス関数であり、 $F_n$  は次のように定義される。

【数 20】

$$F_n(p) = \frac{M_n(p)}{k_n} \left( \frac{|\widetilde{O}_n(p)|}{k_n} \right)^\alpha$$

30

【数 21】

$$\widetilde{O}_n(p) = \begin{cases} O_n(p), & O_n(p) < k_n \\ k_n, & \text{otherwise} \end{cases}$$

は放射状の厳密性パラメータであり、 $k_n$  は異なる半径にわたるスケーリング係数である。

【請求項 31】

前記放射状対称画像が以下の式によって定義される、請求項 16 に記載の方法。

【数 22】

$$S = \frac{1}{|N|} \sum_{n \in N} S_n$$

40

$S$  は考えられるすべての範囲にわたるすべての対称性の寄与の合計である。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は 35 U.S.C. § 119(e) の下で 2017 年 2 月 27 日に提出された米国仮特許出願第 62/464,058 号に対する優先権を主張する。前述の出願は参照により本明細書に組み込まれる。

50

## 【 0 0 0 2 】

この文書は一般に画像処理に関する。より詳細には、この文書は、改善された癌診断および治療監視を促進する超音波画像処理のためのシステムおよび方法に関する。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 3 】

C型肝炎ウイルス(「HCV」)および非アルコール性脂肪肝疾患(「NAFLD」)は、北米における慢性肝疾患の2つの最も一般的な原因である。これはおそらく、米国で最も一般的なタイプの肝疾患である。臨床診療では、経腹的超音波は、その可用性、低コスト、および放射線被曝がないため、最初の画像診断法として最も広く使用されている。NAFLDは、線維症、肝硬変、肝がん、肝移植を必要とする肝不全、および死亡につながる可能性がある。腹部超音波検査では軽度の肝脂肪症を検出できず、単純な脂肪症、非アルコール性脂肪性肝炎(NASH)、および肝線維症を区別できず、オペレータに依存し、腹腔内ガスの干渉を受け、肥満患者では画質が悪く技術的に困難である。

10

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 4 】

本開示は、強化超音波画像を生成するためのシステムおよび方法を提供する。本システムおよび方法によって処理された超音波画像は、医師が生検サンプルを必要とせず超音波データのみに基づいて肝臓または腎臓病の診断を行うことを可能にする視覚的明瞭度のある軟組織パターンを示す。

20

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 5 】

一態様では、システムは、非一時的なコンピュータ可読メモリ、1つ以上のプロセッサ、およびプログラミング命令を含むコンピュータ可読媒体を含むことができる。プログラミング命令は、1つ以上のプロセッサで実行されると、システムが超音波デバイスから出力される生の超音波信号を取得し、生の超音波信号をフィルタリングして信号ドメインから周波数ドメインに情報を変換することにより、フィルタリングされた超音波画像データを生成する。システムはまた、フィルタリングされた超音波画像データから画像位相およびエネルギー特徴を抽出し、画像位相およびエネルギー特性を周波数領域から信号領域に変換することにより、フィルタリングされた超音波信号を生成し得る。システムは、組織インターフェースからの後方散乱超音波信号に基づいて透過マップ推定をさらに生成し、透過マップ推定に基づいてフィルタリングされた超音波信号の画像位相およびエネルギー特性を強化して、強化超音波画像では関連する軟組織の部分をより暗くしたり、より明るくしたりすることができる。

30

## 【 0 0 0 6 】

いくつかの実施形態では、システムは、強化超音波画像内の暗い球形を分析することにより強化超音波画像上で放射状対称フィルタリングを実行し、放射状対称画像を生成して強化超音波画像内の関心領域を識別することができる。いくつかの実施形態では、システムは、放射状対称画像に基づいて表面トポグラフィマップをさらに出力し得る。いくつかの実施形態では、フィルタリングされた超音波画像データを生成するステップは、フーリエ変換によって実行される。いくつかの実施形態では、フィルタリングされた超音波信号を生成するステップは、逆フーリエ変換によって実行される。

40

## 【 0 0 0 7 】

いくつかの実施形態では、画像位相およびエネルギー特徴を抽出するステップは、アルファスケールフィルタリングにより実行される。いくつかの実施形態では、アルファスケールフィルタリングは周波数領域で実行され、アルファスケールフィルタリングは以下の式で定義できる。

## 【 0 0 0 8 】

【数 1】

$$ASF(\omega) = \begin{cases} n_c \omega^\alpha \exp(-(\sigma\omega)^{2\alpha}) & \omega > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

【0009】

は定数の微分パラメータ、はフィルタのアルファスケールパラメータ、 $n_c$ はフィルタから計算された単位正規化定数で、 $n_c$ は以下の数式に従って計算される。

【0010】

【数 2】

$$n_c = 2 \frac{\sqrt{\pi\alpha} 2^{\frac{2\alpha+1}{4\alpha}} s^{\alpha+0.5}}{\sqrt{\Gamma(\frac{2\alpha+1}{2\alpha})}}$$

10

【0011】

$s$ はスケールパラメータで、は微分パラメータである。

【0012】

いくつかの実施形態では、透過マップ推定は、以下の式に基づいて軟組織の散乱および減衰効果を組み合わせることを含む。

【0013】

【数 3】

$$US(x, y) = US_A(x, y)US_E(x, y) + (1 - US_A(x, y))\alpha$$

20

【0014】

$US(x, y)$ はローカルエネルギー画像、 $US_A(x, y)$ は信号伝送マップ、 $US_E(x, y)$ は強化超音波画像、は局所領域の軟部組織におけるエコー源性の定数値の代表値である。 $US_E(x, y)$ は、減衰関数をイメージング深度の関数としてモデル化するランベルト・ベールの法則を使用して信号伝送マップ $US_A(x, y)$ を推定することにより抽出できる。ランベルト・ベールの法則は、以下の式で定義される。

【0015】

【数 4】

$$US_T(x, y) = US_o(x, y)\exp(-\eta d(x, y))$$

30

【0016】

$US_o(x, y)$ は初期強度画像、 $US_T(x, y)$ は減衰強度画像、は減衰係数、 $d(x, y)$ は超音波トランスデューサ表面からの距離である。 $US_A(x, y)$ は、以下の式で定義される目的関数を最小化することにより得られる。

【0017】

【数 5】

$$\frac{\lambda}{2} \|US_A(x, y) - US_T(x, y)\|_2^2 + \sum_{j \in \omega} \|W_j \circ (D_j * US_A(x, y))\|_1$$

【0018】

はインデックスセット、 $\circ$ は要素単位の乗算、 $*$ は畳み込み演算、 $D_j$ は8つのキルシュフィルタと1つのラプラシアンフィルタで構成される高次微分フィルタのバンクを使用して取得され、 $W_j$ は、以下の式に従って計算された重み行列である。

40

【0019】

【数 6】

$$W_j = \exp(-|D_j(x, y) * US(x, y)|^2)$$

【0020】

$US_E(x, y)$ は、以下の式に従って計算される。

【0021】

【数 7】

$$US_E(x, y) = \left[ \frac{US(x, y) - \alpha}{[\max(US_A(x, y), \varepsilon)]^\delta} \right] + \alpha$$

【0022】

いくつかの実施形態では、放射状対称フィルタリングは、以下の式によって指定される。

【0023】

【数 8】

$$S_n = F_n * A_n$$

10

【0024】

「\*」は畳み込み演算を示し、 $A_n$  は等方性ガウス関数であり、 $F_n$  は次のように定義される。

【0025】

【数 9】

$$F_n(p) = \frac{M_n(p)}{k_n} \left( \frac{|\widetilde{O}_n(p)|}{k_n} \right)^\alpha$$

【0026】

【数 10】

20

$$\widetilde{O}_n(p) = \begin{cases} O_n(p), & O_n(p) < k_n \\ k_n, & \text{otherwise} \end{cases}$$

【0027】

また、 $\alpha$  は放射状の厳密性パラメータであり、 $k_n$  は異なる半径にわたるスケーリング係数である。放射対称画像は、以下の式によって定義される。

【0028】

【数 11】

$$S = \frac{1}{|N|} \sum_{n \in N} S_n$$

30

【0029】

$S$  は考えられるすべての範囲にわたるすべての対称性の寄与の合計である。

【0030】

別の態様では、超音波画像を生成する方法も提供される。この方法は、コンピューティングデバイスによって、超音波デバイスから出力される生の超音波信号を取得することと、生の超音波信号をフィルタリングして情報を信号領域から周波数領域に変換することによって、フィルタリング超音波画像データを生成することを含む。この方法は、フィルタリングされた超音波画像データから画像位相およびエネルギー特徴を抽出し、画像領域およびエネルギー特性を周波数領域から信号領域に変換することによりフィルタリングされた超音波信号を生成することを含む。この方法はさらに、組織インターフェースからの後方散乱超音波信号に基づいて透過マップ推定を生成し、それに関連する軟組織の部分が強化超音波画像ではより暗くなったり明るくなったりできるように、透過マップ推定に基づいてフィルタリング超音波信号の画像相およびエネルギー特性を強化することを含む。

40

【0031】

いくつかの実施形態では、方法は、強化超音波画像内の暗球形状を分析し、強化超音波画像内の関心領域を識別する放射状対称画像を生成することにより強化超音波画像上で放射状対称フィルタリングを実行することをさらに含む。いくつかの実施形態では、この方法は、放射対称性画像に基づいて表面トポグラフィマップを出力することをさらに含む。

【図面の簡単な説明】

【0032】

50

本解決策は、以下の図面を参照して説明され、図面全体を通して、同様の数字は同様のアイテムを表す。

【図 1】強化超音波画像を生成するプロセスの例を示す。

【図 2】放射対称画像を生成するプロセスの例を示す。

【図 3】脂肪肝疾患を示す非健康な肝臓の生検（組織病理学）画像を示す。

【図 4】図 4 A ~ D（集合的に「図 4」） 正常/健康な肝臓の B モード（元の）超音波画像（図 4 A）および正常/健康な肝臓の強化超音波画像（図 4 B）、病変肝臓の B モード（元の）超音波画像（図 4 C）と病変肝臓の強化超音波画像（図 4 D）を示す。

【図 5】図 5 A ~ E（集合的に「図 5」） 異なる画像タイプの比較を示す。図 5 A は正常/健康な肝臓の B モード（元の）超音波画像を示し、図 5 B は正常/健康な肝臓組織に対応する放射状対称画像の表面トポグラフィ視覚化を示し、図 5 C は図 5 B と比較して異なる放射状対称フィルタパラメータが適用されている正常/健康な肝臓組織に対応する放射状対称画像の表面トポグラフィ視覚化を示し、図 5 D は正常/健康な組織に対応する強化超音波画像の表面トポグラフィ視覚化を示し、図 5 E は図 5 D と比較して異なるフィルタパラメータが適用されている正常/健康な組織に対応する強化超音波画像の表面トポグラフィ視覚化を示す。

【図 6】図 6 A ~ E（集合的に「図 6」） 異なる画像タイプの比較を示す。図 6 A は病変肝臓の B モード（元の）超音波画像を示し、図 6 B は病変肝臓組織に対応する放射状対称画像の表面トポグラフィ視覚化を示し、図 6 C は図 6 B と比較して異なる放射状対称フィルタパラメータが適用された病変肝臓組織に対応する放射状対称画像の表面トポグラフィ視覚化を示し、図 6 D は病変組織に対応する強化超音波画像の表面トポグラフィの視覚化を示し、図 6 E は図 6 D と比較して異なるフィルタパラメータが使用された病変組織に対応する強化超音波画像の表面トポグラフィ視覚化を示す。

【図 7】本解決策を実施することができる例示的な超音波装置の概略図である。

【図 8】コンピューティングデバイスの例示的なアーキテクチャの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0033】

本明細書に一般的に記載され、添付の図面に示される実施形態の構成要素は、多種多様な異なる構成で配置および設計され得ることが容易に理解されるであろう。したがって、図に表されているさまざまな実施形態の以下のより詳細な説明は、本開示の範囲を限定するものではなく、さまざまな実施形態の単なる代表例である。実施形態の様々な態様が図面に提示されているが、特に示されない限り、図面は必ずしも縮尺通りに描かれていない。

【0034】

本解決策は、腎臓および肝臓に特に焦点を合わせた癌診断および治療監視という観点における超音波画像処理および次世代超音波画像化プラットフォームの設計のためのシステムおよび方法に関する。本解決策の超音波画像処理は、生の超音波信号を使用して、フィルタリングされた超音波データから画像特徴を抽出する。以前のプラットフォームは画像データを使用するが、これらの以前のプラットフォームには多くの欠点がある。たとえば、これらの以前のプラットフォームでは、腎臓および肝臓がんの検出に対する感度と特異性が低く、がんの管理と治療に大きな問題を引き起こすため、問題が発生する。一般に、肝転移の画像の外観は非特異的であり、組織診断には生検標本が必要である。本解決策は、本明細書で説明されるような新しい計算アルゴリズムを超音波装置に実装することによりこれらの欠点を解決する。

【0035】

脂肪肝疾患を示す非健康肝臓の生検（組織病理学）画像が図 3 に示されている。矢印で強調表示されている生検画像の円形パターンは、肝臓に脂肪肝疾患があることを示している。しかしながら、円形パターンは、超音波画像を調べることで表示または検出できない。したがって、超音波画像に基づいた病変診断は分かりにくい。超音波データを強化し、診断を行うのに有用なより多くの情報を提供できる画像処理装置が必要である。このよ

10

20

30

40

50

うな方法は、本解決策によって実施される。

【0036】

いくつかのシナリオでは、本解決策は、脂肪肝、肝臓癌、および腎臓癌の早期検出に使用される。生検は現在、このような早期発見の標準的な手法である。本解決策は、生検を実施することによるサンプルを取得する必要はない。したがって、本解決策は、早期の検出を可能にし、患者に過度のストレスをかけることなく検出を可能にする。

【0037】

本発明は、肝臓および/または腎臓の超音波データの強化をもたらすフレームワークを作成するために、異なるステップを組み合わせる。各ステップの最適化も主要な貢献の1つである。アルゴリズムの主要部分は、肝臓および腎臓の超音波データからの局所位相画像特徴の抽出に基づいている。さまざまな医療画像データを処理するために、位相ベースの画像強化と処理が以前から提案されている。画像位相情報は、大きさ情報よりも画像の視覚的外観に大きく寄与することが長い間知られているシーンの解釈における重要な要素である。位相特徴は強度不変であり、特に超音波画像の処理に重要な特性であるノイズに対してより確固たるものである。位相情報の抽出は、Bモード超音波画像(元の画像)がフーリエ変換操作によって周波数領域に変換され、バンドパス直交フィルタで乗算される周波数領域で実行される。

【0038】

図1を参照すると、本解決策を理解するのに有用な画像強調のための例示的な方法100の図が提供されている。ステップ102~108の動作の組み合わせは、肝臓および/または腎臓超音波データの強化をもたらすフレームワークを作成する。

【0039】

プロセスの主要部分は、超音波信号からの局所位相画像特徴の抽出に基づいている。画像位相情報は、大きさ情報よりも画像の視覚的外観に大きく寄与するため、シーンの解釈における重要な要素である。位相特徴は強度不変であり、特に超音波画像の処理に重要な特性であるノイズに対してより確固たるものである。

【0040】

位相情報の抽出は、矢印101で示すように、生の超音波信号またはBモード超音波画像が超音波装置から受信される周波数領域で実行される。次に、生の超音波画像信号は、102に示すように、信号領域から周波数領域に変換される。この変換を実現するためにフーリエ変換が使用される。その後、104で示されるように、フィルタリングされた超音波画像データは、バンドパス直交フィルタで乗算される。フーリエ変換およびバンドパス直交フィルタは、当技術分野では周知である。本明細書では、任意の既知のまたは既知のフーリエ変換および/またはバンドパス直交フィルタを制限なく使用することができる。たとえば、104では最適化されたバンドパス直交フィルタが採用されている。最適化はフィルタパラメータの選択に関連している。通常、これは試行錯誤によって実行される。適切なパラメータのセットが見つかり、これらは一定に保たれ、すべての超音波画像はこの最適化されたフィルタでフィルタリングされる。しかしながら、本明細書では自動フィルタパラメータ最適化が採用され得る。自動フィルタパラメータ最適化の技術は、当技術分野で知られている。本明細書では、自動フィルタパラメータ最適化のための任意の既知のまたは既知の技術を制限なく使用することができる。

【0041】

いくつかのシナリオでは、バンドパス直交フィルタはアルファスケールフィルタを含む。そのため、104ではアルファスケールフィルタリングを採用できる。アルファスケールフィルタリングは、フィルタリングされた生の超音波信号から位相およびエネルギー特徴を抽出するために実行される。この特徴抽出により、医師が超音波データのみに基づいて肝臓がんまたは腎臓がんの診断を行うことができる視覚的明瞭度を有する軟組織パターンを示す強化超音波画像の生成が容易になる。特に、他の周波数領域直交フィルタ(ログガポールフィルタなど)などのフィルタリングは、軟部組織の特徴を強化しないため肝臓や腎臓の診断アプリケーションでの単独使用には適していない。

【 0 0 4 2 】

ログガボールフィルタは、アルファスケールフィルタに比べて計算量が少なく、リソース集約的であることを理解されたい。したがって、当業者は、超音波画像データを処理するときにアルファスケールフィルタを使用する動機付けを受けないであろう。しかしながら、発明者らは、アルファスケールフィルタとプロセス 1 0 2 の他の 2 つのフーリエ変換との組み合わせ、およびプロセス 1 0 6 - 1 0 8 の透過マップフィルタリングは、特定の軟組織特徴の視覚化に関心があるとき、特定の非自明な利点を提供することを認識した。これらの利点には、医師が超音波データのみに基づいて肝臓癌または腎臓癌の診断を行うことができる視覚的明瞭度を備えた軟組織特徴の強化が含まれる。

【 0 0 4 3 】

いくつかのシナリオでは、次の式 ( 1 ) で定義されるように、周波数領域のアルファスケールフィルタが構築される。

【 0 0 4 4 】

【 数 1 2 】

$$SF(\omega) = \begin{cases} n_c \omega^a \exp(-(\sigma\omega)^{2\alpha}) & \omega \geq 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

【 0 0 4 5 】

はフィルタが DC 条件を満たすために  $a = 0.2$  になるように選択された定数導関数パラメータである。はフィルタアルファスケールパラメータ (たとえば、いくつかの実施形態では、フィルタアルファスケールパラメータは 2.5 である) で、 $n_c$  は、次の式 ( 2 ) を使用してフィルタ値から計算された単位正規化定数である。

【 0 0 4 6 】

【 数 1 3 】

$$n_c = 2 \frac{\sqrt{\pi\alpha} 2^{\frac{2\alpha+1}{4\alpha}} s^{a+0.5}}{\sqrt{\Gamma(\frac{2\alpha+1}{2\alpha})}} \quad (2)$$

【 0 0 4 7 】

$s$  はスケールパラメータで、 $\sigma$  は微分パラメータである。いくつかの実施形態では、スケールパラメータは 2 であり、微分パラメータは 1.83 である。

【 0 0 4 8 】

構築されたアルファスケールフィルタでフーリエ変換された超音波画像をフィルタリングし、逆フーリエ変換操作を使用して、画像の位相とエネルギー特徴を超音波画像から抽出する。局所エネルギー画像は、肝臓または腎臓の超音波画像の基礎となる構造情報をエンコードする。

【 0 0 4 9 】

アルファスケールフィルタリングの完了後、方法 1 0 0 は 1 0 5 に進み、超音波画像データが逆フーリエ変換プロセスを介して周波数領域から信号領域に変換される。次に、1 0 6 で 1 0 5 の結果を使用して、透過マップ推定を取得する。組織内の超音波信号の相互作用は、2 つの主要なカテゴリ (つまり、散乱と減衰) に特徴付けることができる。後方散乱された超音波信号の情報 (組織界面から超音波トランスデューサまで) は、これら 2 つの相互作用によって変調されるため、構造情報コーディングのメカニズムと見なすことができる。これに基づいて、モデルが開発された。このモデルは、本明細書では超音波信号送信マップと呼ばれる。超音波信号伝送マップは、超音波画像から適切な肝臓および/または腎臓組織構造を取り戻すのに役立つ。これを実現するために、組織内の散乱効果と減衰効果を組み合わせた線形補間モデルが採用されている。線形補間モデルは、次の式 ( 3 ) で定義される。

【 0 0 5 0 】

【 数 1 4 】

$$US(x, y) = US_A(x, y)US_E(x, y) + (1 - US_A(x, y))\alpha \quad (3)$$

【 0 0 5 1 】

10

20

30

40

50

$US(x, y)$  は 104 で計算された局所エネルギー画像、 $US_A(x, y)$  は信号伝送マップ、 $US_E(x, y)$  は強化された肝臓/腎臓超音波画像、 $\alpha$  は、局所領域の組織のエコー源性を表す定数値である。現在の解決策では、3つの異なる強化結果を得るために、 $\alpha$  の3つの異なる値が使用されている。

【0052】

106 および 108 で示されるように、104 で生成されたローカルエネルギー画像は、後続のフィルタリングプロセスで使用される。106 と 108 のフィルタリングプロセスは、通常、抽出された位相とエネルギー特性を強化するために実行され、それにより、それに関連する軟組織の部分は、強化超音波画像においてより暗くなったり、より明るくなったりする（例えば、図3に示されるように）。

10

【0053】

106 では、減衰関数をイメージング深度の関数としてモデル化するよく知られたランベルト・ベールの法則を使用して信号伝送マップ  $US_A(x, y)$  を推定することにより、 $US_E(x, y)$  が抽出される。ランベルト・ベールの法則は、次の式(4)で定義される。

【0054】

【数15】

$$US_T(x, y) = US_o(x, y) \exp(-\eta d(x, y)) \quad (4)$$

【0055】

$US_o(x, y)$  は初期強度画像（アルファスケールフィルタリングステップから取得したフィルタリングされた画像）、 $US_T(x, y)$  は減衰強度画像、 $\eta$  は減衰係数（例えば、いくつかの実施形態では、使用される減衰係数は2である）、 $d(x, y)$  は超音波トランスデューサ表面からの距離である。

20

【0056】

$US_T(x, y)$  が得られると、式(5)で定義される目的関数を最小化することにより  $US_A(x, y)$  が得られる。

【0057】

【数16】

$$\frac{\lambda}{2} \|US_A(x, y) - US_T(x, y)\|_2^2 + \sum_{j \in \omega} \|W_j \circ (D_j * US_A(x, y))\|_1 \quad (5)$$

30

【0058】

$\circ$  はインデックスセット、 $\circ$  は要素ごとの乗算、 $*$  は畳み込み演算である。 $D_j$  は、8つのキルシュフィルタと1つのラプラシアンフィルタで構成される高次微分フィルタのバンクを使用して取得される。 $W_j$  は、次の式(6)を使用して計算された重み行列である。

【0059】

【数17】

$$W_j = \exp(-|D_j(x, y) * US(x, y)|^2) \quad (6)$$

【0060】

$US_A(x, y)$  が推定されると、 $US_E(x, y)$  は次の式(7)を使用して計算される。

40

【0061】

【数18】

$$US_E(x, y) = \left[ \frac{US(x, y) - \alpha}{[\max(US_A(x, y), \epsilon)]^\delta} \right] + \alpha \quad (7)$$

【0062】

図3は、脂肪肝疾患を示す非健康な肝臓の生検（組織病理学）画像を示す。生検画像の円形パターンは、矢印で強調されているように、肝臓に脂肪肝疾患があることを示している。しかしながら、円形パターンは、超音波画像を調査することでは見えず、または検出できない（図4Aおよび4C）。円形パターンは、Bモード超音波画像の図4Cから生成

50

された図4Dに示されるように、本解決策を通じて生成された強化超音波画像で見ることができる。したがって、本解決策は、医師が超音波データのみに基づいて肝臓または腎臓疾患の診断を行い、生検標本を取得する必要性を回避するための方法を提供する。

【0063】

ここで図2を参照すると、強化超音波画像に基づいて放射状対称画像を生成する方法が提供されている。このプロセスは、201で強化超音波画像の放射状対称フィルタリングを実行することから始まる。強調された超音波画像は、局所的な放射対称性を利用して、強調された画像内の関心領域を識別することによってさらに処理される。分析は、病変肝臓が健康な肝臓と比較して高度な放射状対称性を持っているという事実に依存している。解析は、高速放射状特徴検出アルゴリズムを使用して、強化された画像内の暗い球形を検索することにより実行される。203で、プロセスは、図5～6に示されるように、放射状対称画像の生成を含む。図5Bは、正常/健康な肝臓組織に対応する放射状対称画像の表面トポグラフィ視覚化を示し、図5Cは、図5Bと比較して異なる放射状対称フィルタパラメータが適用された、正常/健康な肝臓組織に対応する放射状対称画像の表面トポグラフィ視覚化を示す。図6Bは、病変肝組織に対応する放射状対称画像の表面トポグラフィ視覚化を示し、図6Cは、図6Bと比較して異なる放射状対称フィルタパラメータが適用された、病変肝組織に対応する放射状対称画像の表面トポグラフィ視覚化を示す。205で、プロセスは、放射対称性画像に基づいて表面トポグラフィマップを出力することを任意で含む。高速放射対称アルゴリズムについては、以下で詳しく説明する。

【0064】

マルチメディア画像の処理には、高速放射対称性が使用された。各半径  $n$  に対して、アルゴリズムは画像の勾配を使用して、プラスとマイナスの両方の影響を受けるピクセルに投じられる。これらのピクセルは、以下の式(8)および(9)を使用して計算される。

【0065】

【数19】

$$p_{+ve}(p) = p + \text{round}\left(\frac{g(p)}{\|g(p)\|}n\right) \quad (8)$$

【0066】

【数20】

$$p_{-ve}(p) = p - \text{round}\left(\frac{g(p)}{\|g(p)\|}n\right) \quad (9)$$

【0067】

上記の式では、「ラウンド」は各ベクトル要素を最も近い整数に四捨五入し、「 $g$ 」は画像の勾配(たとえば、強化画像の勾配)で、「 $n$ 」は、画像内で検索された球面構造の半径値を表わす。 $p_{-ve}$ と $p_{+ve}$ は、それぞれ、中心に向かって、または中心から遠ざかる方向に勾配 $g(p)$ を持つピクセルに対応する。これらのピクセルを使用して、それぞれ $O_n$ および $M_n$ として示される方向および大きさの投影画像が計算される。影響を受けるピクセルのそれぞれについて、 $O_n$ および $M_n$ の対応するポイント $p_{+ve}$ が1と $\|g(p)\|$ それぞれ増加する。同様に、負の影響を受けるピクセルの場合、式(10)～(13)で定義されているように、対応するポイントは各画像で同じ量だけ減少する。

【0068】

10

20

30

40

【数 2 1】

$$O_n(\mathbf{p}_{+ve}(\mathbf{p})) = O_n(\mathbf{p}_{+ve}(\mathbf{p})) + 1, \quad (10)$$

$$O_n(\mathbf{p}_{-ve}(\mathbf{p})) = O_n(\mathbf{p}_{-ve}(\mathbf{p})) - 1, \quad (11)$$

$$M_n(\mathbf{p}_{+ve}(\mathbf{p})) = M_n(\mathbf{p}_{+ve}(\mathbf{p})) + \|\mathbf{g}(\mathbf{p})\|, \quad (12)$$

$$M_n(\mathbf{p}_{-ve}(\mathbf{p})) = M_n(\mathbf{p}_{-ve}(\mathbf{p})) - \|\mathbf{g}(\mathbf{p})\|. \quad (13)$$

10

【0069】

これらの画像を使用して、放射状対称応答画像は次のように定義される。

【0070】

【数 2 2】

$$S_n = F_n * A_n$$

【0071】

ここで、「\*」は畳み込み演算を示す。 $A_n$  は等方性ガウス関数であり、 $F_n$  は式(14)および(15)で定義される。

【0072】

【数 2 3】

$$F_n(p) = \frac{M_n(p)}{k_n} \left( \frac{|\widetilde{O}_n(p)|}{k_n} \right)^\alpha \quad (14)$$

20

【0073】

【数 2 4】

$$\widetilde{O}_n(p) = \begin{cases} O_n(p), & O_n(p) < k_n \\ k_n, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (15)$$

【0074】

は放射状の厳密性パラメータであり、 $k_n$  は異なる半径にわたるスケーリング係数である。最終的な完全な放射状対称変換は、さまざまな半径値に対してこの操作を実行し、結果の機能マップを式(16)のように合計することによって定義される。

30

【0075】

【数 2 5】

$$S = \frac{1}{|N|} \sum_{n \in N} S_n \quad (16)$$

【0076】

最終的なトポグラフィ画像は、放射状対称および位相画像上の画像強度値に基づいてトポグラフィマップを表示することによって取得される。病変肝臓は、健康な肝臓と比較して、より高いトポグラフィを持っている。表面トポグラフィ画像の例は、図5D-Eに健康な肝臓、図6D-Eに病変肝臓が示されている。具体的には、図5Dは、正常/健康組織に対応する強化超音波画像の表面トポグラフィ視覚化を示し、図5Eは、図5Dと比較して異なるフィルタパラメータが使用された、正常/健康組織に対応する強化超音波画像の表面トポグラフィ視覚化を示す。図6Dは病変組織に対応する強化超音波画像の表面トポグラフィの視覚化を示し、図6Eは図6Dと比較して異なるフィルタパラメータが使用されている病変組織に対応する強化超音波画像の表面トポグラフィ視覚化を示す。

40

【0077】

ここで図7を参照すると、本解決策を実施することができる例示的な超音波装置700の概略図が提供されている。超音波装置700は、計算装置704が配置される装置スタンド702を含む。コンピューティングデバイス704は、一般に、超音波装置700の動作を制御するように構成される。そのような制御は、入力デバイス716を介した、お

50

よび/または所定の規則に従って、ユーザとソフトウェアの相互作用に応答し得る。ロボットアーム706は、デバイススタンド702に移動可能に取り付けられている。ロボットアーム706は、複数の関節708を備えた関節アームを含むが、これに限定されない。超音波トランスデューサ710は、ロボットアーム706の遠位端に配置される。超音波トランスデューサ710は、検査されるオブジェクトの表面712上で動かされ、生の超音波信号を生成する。オブジェクトは、患者位置決めテーブル714上に配置される。生の超音波信号は、本解決策に従って処理するためにローカルコンピューティングデバイス704またはリモートコンピューティングデバイスに提供される。この処理の結果は、生の超音波データの強化超音波画像(例えば、図4に示されているものなど)への変換である。

10

**【0078】**

ここで図8を参照すると、コンピューティングデバイス800の例示的なアーキテクチャの図が提供されている。コンピューティングデバイス800は、超音波デバイス(例えば、図7の超音波装置700)に対してローカルであり得る。この場合、コンピューティングデバイス704は、コンピューティングデバイス800と同一または実質的に類似している。他のシナリオでは、コンピューティングデバイス800は、超音波装置から離れて配置されている。この場合、超音波装置のコンピューティングデバイス704は、ネットワーク(例えば、イントラネットまたはインターネット)を介した2つのコンピューティングデバイス間の通信を促進するネットワークインターフェースを含む。

20

**【0079】**

コンピューティングデバイス800は、図8に示されるものよりも多いまたは少ないコンポーネントを含むことができる。しかしながら、示されているコンポーネントは、本解決策を実施する例示的な実施形態を開示するのに十分である。図8のハードウェアアーキテクチャは、生の超音波信号に基づいて強化超音波画像の生成を容易にするように構成された代表的なコンピューティングデバイスの一実施形態を表す。そのようなものとして、図8のコンピューティングデバイス800は、本解決策に従ってそのような強化超音波画像を提供する方法の少なくとも一部を実施する。

**【0080】**

コンピューティングデバイス800のいくつかまたはすべてのコンポーネントは、ハードウェア、ソフトウェア、および/またはハードウェアとソフトウェアの組み合わせとして実装することができる。ハードウェアには、限定されないが、1つ以上の電子回路が含まれる。電子回路は、限定されないが、受動部品(たとえば、抵抗器およびキャパシタ)および/または能動部品(たとえば、増幅器および/またはマイクロプロセッサ)を含むことができる。受動的および/または能動的構成要素は、本明細書に記載の方法論、手順、または機能のうちの一つ以上を実行するように適合、配置、および/またはプログラムすることができる。

30

**【0081】**

図8に示すように、コンピューティングデバイス800は、ユーザインターフェース802、中央処理装置(「CPU」)806、システムバス810、システムバス810を介してコンピューティングデバイス800の他の部分に接続されアクセス可能なメモリ812、およびシステムバス810に接続されたハードウェアエンティティ814を備える。ユーザインターフェースは、入力デバイス(例えば、キーパッド850、カーソル制御デバイス858、および/またはカメラ860)および出力デバイス(例えば、スピーカ852、ディスプレイ854、および/または発光ダイオード856)を含むことができ、コンピューティングデバイス800の動作を制御するためのユーザとソフトウェアの相互作用を容易にする。

40

**【0082】**

ハードウェアエンティティ814の少なくともいくつかは、ランダムアクセスメモリ(「RAM」)、ディスクドライバ、および/またはコンパクトディスク読み取り専用メモリ(「CD-ROM」)であり得るメモリ812へのアクセスおよび使用を含むアクショ

50

ンを実行する。ハードウェアエンティティ 814 は、本明細書に記載の方法論、手順、または機能のうちの一つ以上を実行するように構成された命令 820（例えば、ソフトウェアコード）の一つ以上のセットが記憶されるコンピュータ可読記憶媒体 818 を備えるディスクドライブユニット 816 を含むことができる。命令 820 は、コンピューティングデバイス 800 による実行中に、メモリ 812 内および/または CPU 806 内に完全にまたは少なくとも部分的に存在することもできる。メモリ 812 および CPU 806 はまた、機械可読媒体を構成できる。本明細書で使用される「機械可読媒体」という用語は、命令 820 の一つ以上のセットを格納する単一の媒体または複数の媒体（例えば、集中型または分散型データベース、および/または関連キャッシュおよび RPU）を指す。本明細書で使用される「機械可読媒体」という用語は、コンピューティングデバイス 800 による実行のための命令セット 820 を格納、エンコード、または搬送することができ、これにより、コンピューティングデバイス 800 は、本開示の方法論のいずれか一つまたは複数を実行する。

10

20

30

40

50

#### 【0083】

いくつかのシナリオでは、ハードウェアエンティティ 814 は、強化超音波画像の提供を容易にするためにプログラムされた電子回路（例えば、プロセッサ）を含む。これに関して、電子回路は、コンピューティングデバイス 800 にインストールされたソフトウェアアプリケーション 864 にアクセスして実行できることを理解されたい。ソフトウェアアプリケーション 824 は、一般に、強化超音波画像の生成を促進するように動作する。議論が進むにつれて、ソフトウェアアプリケーション 864 のその他の機能が明らかになるだろう。

#### 【0084】

本明細書で説明される本解決策を実装するソフトウェアアプリケーション 864 は、コンピュータ可読記憶媒体にソフトウェアプログラムとして格納され、CPU 806 上で実行するように構成される。さらに、本解決策のソフトウェア実装は、限定されないが、分散処理、コンポーネント/オブジェクト分散処理、並列処理、仮想マシン処理を含むことができる。様々なシナリオにおいて、ネットワーク環境に接続されたネットワークインターフェースデバイス 862 は、命令 820 を使用してネットワーク上で通信する。

#### 【0085】

本解決策は、その精神または本質的な特徴から逸脱することなく、他の特定の形態で具現化され得る。説明された実施形態は、すべての点で例示的であり、限定的ではないと見なされるべきである。したがって、本発明の範囲は、この詳細な説明より添付の特許請求の範囲によって示される。特許請求の範囲と同等の意味および範囲内にあるすべての変更は、その範囲内に含まれるものとする。

#### 【0086】

本明細書全体を通して、特徴、利点、または類似の用語への言及は、本発明で実現され得る特徴および利点のすべてが本発明の任意の単一の実施形態であるべきであることを意味しない。むしろ、特徴および利点に言及する言葉は、実施形態に関連して説明される特定の特徴、利点、または特性が本発明の少なくとも一つの実施形態に含まれることを意味すると理解される。したがって、本明細書全体にわたる特徴および利点、ならびに類似の言語の議論は、必ずしもそうとは限らないが、同じ実施形態を指すことがあり得る。

#### 【0087】

さらに、説明された本発明の特徴、利点、および特性は、一つ以上の実施形態において任意の適切な方法で組み合わせることができる。当業者は、本明細書の説明に照らして、特定の実施形態の一つ以上の特定の特徴または利点なしで本発明を実施できることを認識するであろう。他の例では、本発明のすべての実施形態に存在するわけではない特定の実施形態で、追加の特徴および利点が認識される場合がある。

#### 【0088】

本明細書を通して「一実施形態」、「実施形態」、または類似の用語への言及は、示された実施形態に関連して説明される特定の特徴、構造、または特性が本発明の少なくとも

一つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体にわたる「一実施形態では」、「実施形態では」という語句、および類似の文言は、必ずしもそうではないが、すべて同じ実施形態を指す場合がある。

【0089】

本明細書で使用される場合、単数形「a」、「an」、および「the」は、文脈がそうでないことを明確に指示しない限り、複数の参照を含む。別に定義されない限り、本明細書で使用されるすべての技術用語および科学用語は、当業者によって一般に理解されるのと同じ意味を有する。本明細書で使用されている「含む」という用語は、「含むが、これに限定されない」ことを意味する。

【0090】

本明細書に開示および特許請求される装置、方法、およびアルゴリズムのすべては、本開示に照らして過度の実験を行うことなく作成および実行することができる。本発明を好ましい実施形態に関して説明してきたが、概念、精神、および本発明の範囲から逸脱することなく、装置、方法、および方法のステップの順序に変更を適用できることは当業者には明らかであろう。より具体的には、本明細書に記載の構成要素に特定の構成要素を追加、組み合わせ、または置換しても、同じまたは同様の結果が得られることは明らかであろう。当業者に明らかなそのような類似の置換および修正はすべて、定義された本発明の精神、範囲、および概念内にあるとみなされる。

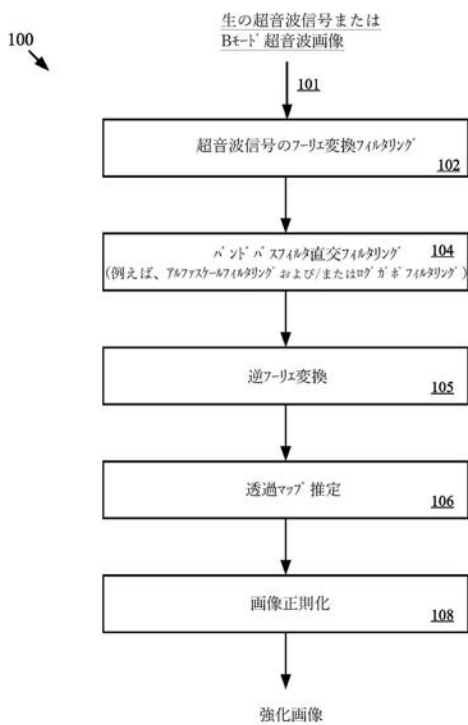
【0091】

上記で開示された特徴および機能、ならびに代替は、多くの他の異なるシステムまたは用途に組み合わせられてもよい。様々な現在予測できないまたは予期しない代替、修正、変形、または改善が当業者によって行われ得、それらのそれぞれも開示された実施形態に含まれることが意図される。

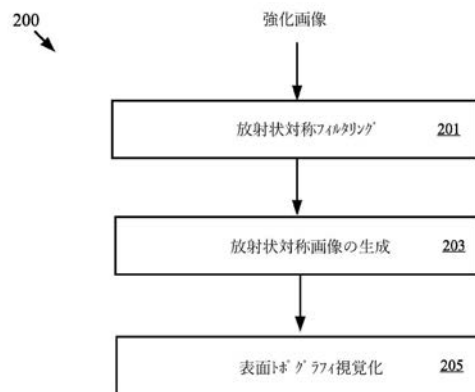
10

20

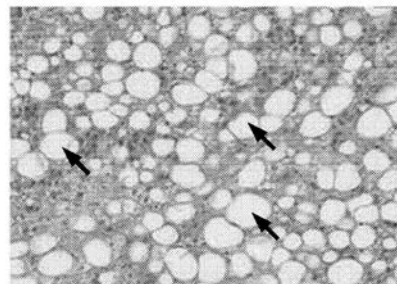
【図1】



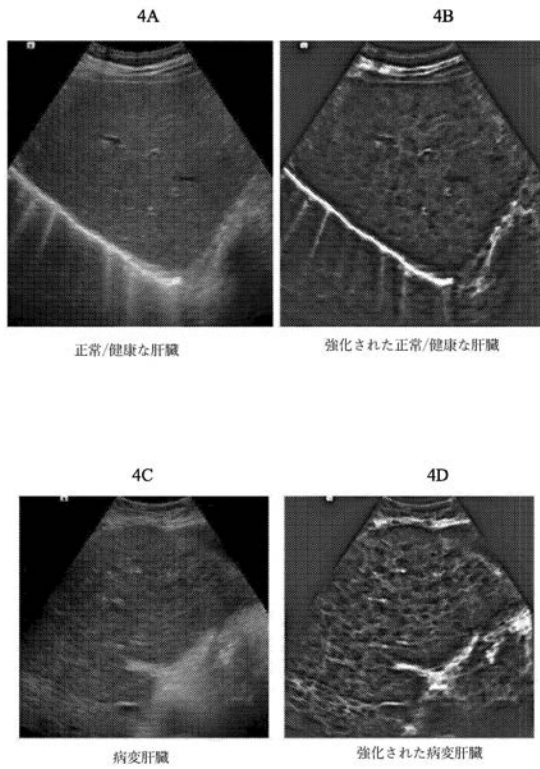
【図2】



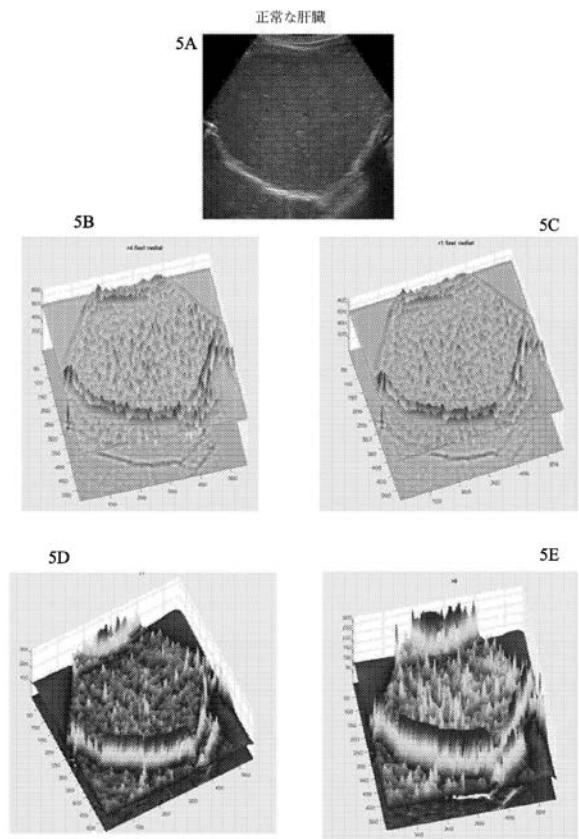
【図3】



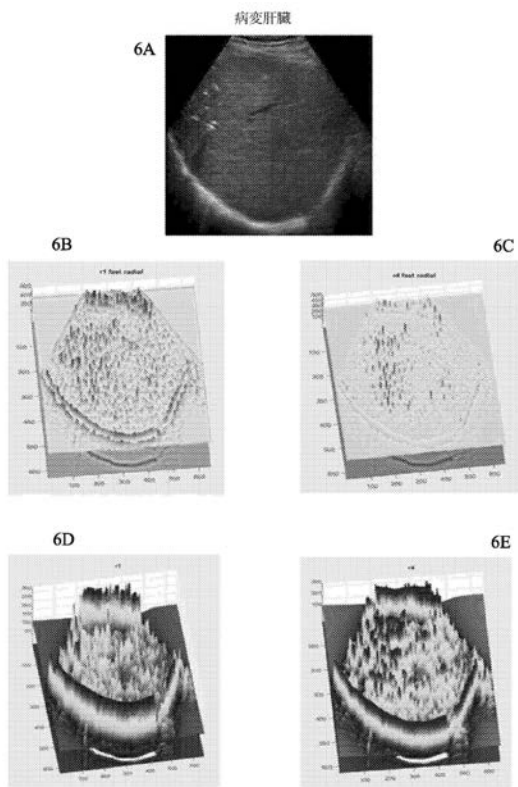
【 図 4 】



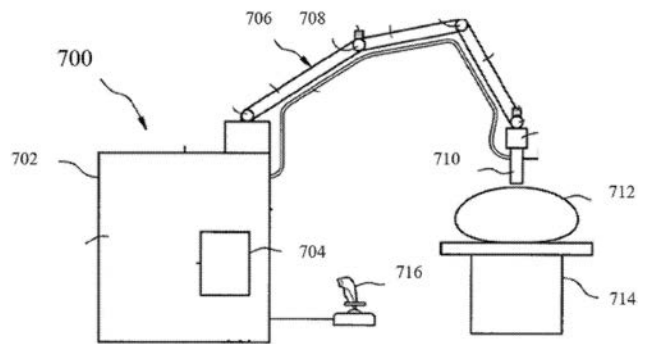
【 図 5 】



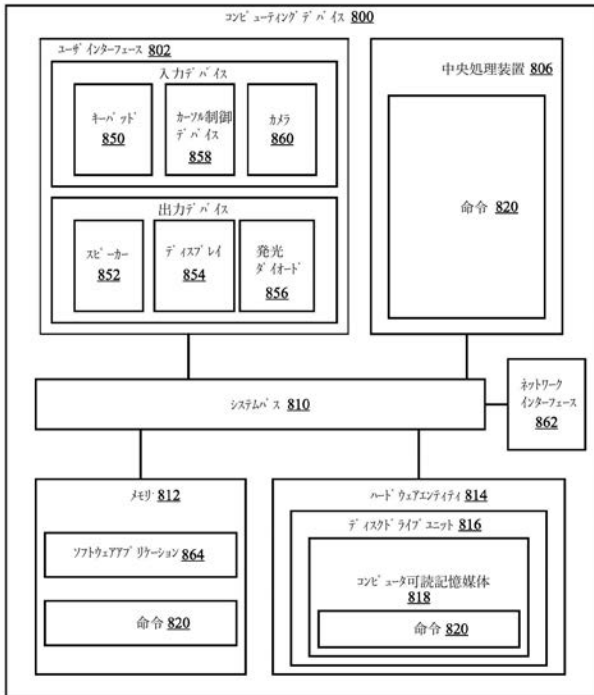
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/US 18/19946

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - G01R 33/50, G06K 9/40 (2018.01) CPC - G01R 33/441, G01R 33/56, G01R 33/5608		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) See Search History Document		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched See Search History Document		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) See Search History Document		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y -- A	WO 2009/056857 A1 (IMPERIAL INNOVATIONS LIMITED), 07 May 2009 (07.05.2009), entire document, especially Abstract; page 6, ln 1-5; page 8, ln 5-15; page 22, ln 1 to page 23, ln 15	1-5 and 15-22 6-14, 23-31
Y -- A	US 2009/0136104 A1 (Hajian et al.), 28 May 2009 (28.05.2009), entire document, especially Abstract; Para [0014], [0032], [0062]-[0065]	1-5 and 15-22 6-14, 23-31
Y -- A	Pawlicki et al. "Method for Estimating Total Attenuation from a Spatial Map of Attenuation Slope for Quantitative Ultrasound Imaging" In: Ultrason Imaging, 2013 April ; 35(2), March 25-26, 2006 [online] [retrieved on 26 April 2018 (26.04.2018)] Retrieved from the Internet <URL: <a href="https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23493614">https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23493614</a> >, entire document, especially Abstract; pages 3-5, 7	1-5 and 15-22 6-14, 23-31
A	US 2016/0217563 A1 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA), 28 July 2016 (28.07.2016), entire document	1-31
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "G" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 27 April 2018	Date of mailing of the international search report <b>09 MAY 2018</b>	
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-8300	Authorized officer: Lee W. Young PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774	

## フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 ハシハリロゲル, イルカー

アメリカ合衆国, ニュージャージー, ジャージー シティ, ウォレン ストリート 206, アパートメント 1エル

Fターム(参考) 4C601 JB31 JB33 JB49 JC02 JC05 JC06 JC13 JC37

专利名称(译)	计算超声可改善肝肾癌的诊断		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020508174A</a>	公开(公告)日	2020-03-19
申请号	JP2019546275	申请日	2018-02-27
申请(专利权)人(译)	罗格斯新泽西州立大学		
发明人	ノシャル, ジョン ハシハリログ, イルカー		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 G06K9/4609 G06T5/003 G06T5/10 G06T5/20 G06T2207/10132 G06T2207/30056 G06T5/008		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/JB31 4C601/JB33 4C601/JB49 4C601/JC02 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC13 4C601/JC37		
优先权	62/464058 2017-02-27 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本公开提供了一种用于产生超声图像的系统和方法。该方法包括接收从超声设备输出的原始超声信号，并执行将原始超声信号转换成增强的超声图像的操作。增强的超声图像可以通过径向对称滤波被进一步处理以生成径向对称图像。增强图像和径向对称图像都可以由医学从业人员仅基于超声数据进行肝癌或肾癌诊断。

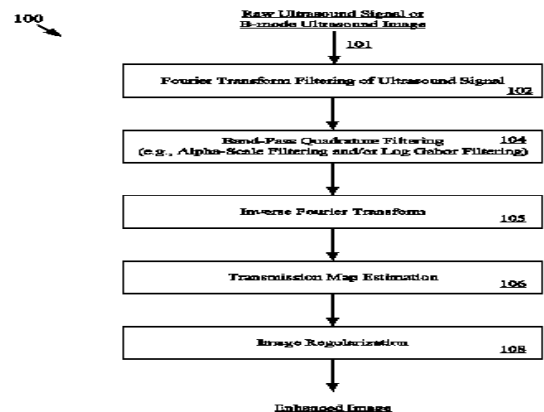


FIG. 1