

(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2006-72703

(P2006-72703A)

(43) 公開日 平成18年3月16日(2006.3.16)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
G06T 15/00 (2006.01)	G06T 15/00 200	4C601
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	5B057
G06T 1/20 (2006.01)	G06T 1/20 B	5B080

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-255360 (P2004-255360)	(71) 出願人	597096909
(22) 出願日	平成16年9月2日(2004.9.2)		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	グォン イ チョル
			大韓民国 ソウル特別市江南区大峙洞997-10 メディソンベンチャータワー1階研究所

最終頁に続く

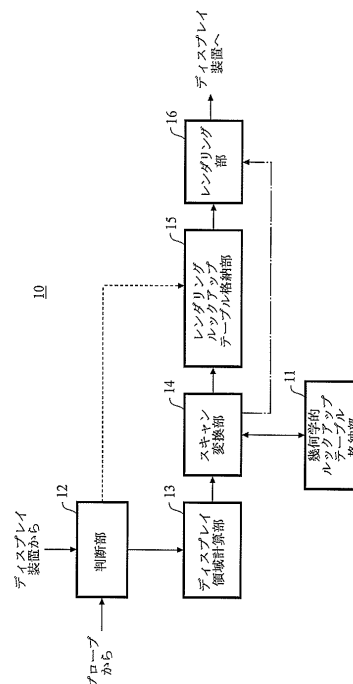
(54) 【発明の名称】 リアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置及び方法

(57) 【要約】

【課題】 3次元超音波映像とそれに対する2次元超音波映像をリアルタイムでレンダリングする速度と3次元データをスキャン変換する速度を向上させることができるリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置及びその方法を提供する。

【解決手段】 本発明はリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置及びその方法に関し、対象体の超音波映像がディスプレイされるビュー操作の有無に基づいて対象体に対するレンダリング方法を区分してレンダリングする。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

リアルタイム 3 次元超音波診断システム用レンダリング装置であって、
 ビューの 3 次元直交座標にマッチングされるインデックスと上記インデックスに対応する
 予め決定された値を格納するための第 1 ルックアップテーブル格納手段と、
 対象体に対する 3 次元データを受信し、上記対象体に対する 3 次元データが超音波映像
 としてディスプレイされる領域の変換有無を判断するための判断手段と、
 上記ディスプレイ領域を計算するためのディスプレイ領域計算手段と、
 上記対象体に対する 3 次元データをスキャン変換するためのスキャン変換手段と、
 上記ディスプレイ領域の変換有無に基づいて上記スキャン変換された 3 次元データをレン
 ダリングするためのレンダリング手段と、
 を含むリアルタイム 3 次元超音波診断システム用レンダリング装置。

10

【請求項 2】

上記予め決定された値は上記ビューの 3 次元直交座標に対する次の式の $\tan^{-1}(y/z)$
) 及び $\tan^{-1}(x/R)$ の値であり、

【数 1】

$$R = \sqrt{y^2 + z^2} - a$$

$$\beta = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{y}{z}\right), \quad \sigma = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{y}{R}\right), \quad r = \sqrt{x^2 + R^2} - b \quad \dots\dots\dots \text{式 1}$$

20

ここで、 β はプローブ内のステッピングモーターのスイング角度範囲であるスキャンビ
 ューイング角度として $0^\circ \sim 180^\circ$ の間の角度であり、 σ は上記プローブからスキャニ
 ングされる 2 次元映像の幅角度範囲であるプローブビューイング角度として $0^\circ \sim 180^\circ$
 $^\circ$ の間の角度であり、 r は上記超音波映像が獲得される部分から上記超音波映像内の任意
 の 3 次元データまでの距離であり、 a は上記スキャンビューイング角度の頂点から上記プ
 ローブビューイング角度の頂点までの距離であり、 b は上記プローブビューイング角度の
 頂点から上記超音波映像が獲得される部分までの距離であり、上記 x 、 y 及び z は上記 3
 次元直交座標系の X 軸、Y 軸及び Z 軸上の全ての値であり、

30

上記第 1 ルックアップテーブル格納手段は上記予め設定された x 、 y 及び z を並列処理
 して上記式から計算された上記 $\tan^{-1}(y/z)$ 及び $\tan^{-1}(x/R)$ の値を格納する請
 求項 1 に記載のリアルタイム 3 次元超音波診断システム用レンダリング装置。

【請求項 3】

上記対象体に対する 3 次元データが上記超音波映像として最初に上記ディスプレイ領域
 にディスプレイされると判断された場合、上記スキャン変換手段は、

上記第 1 ルックアップテーブル格納手段から上記ディスプレイ領域にマッチングされる
 インデックスと上記インデックスに対応するアークタンジェント演算結果値を検索して、
 上記検索されたアークタンジェント演算結果値を上記式に代入して上記対象体に対する 3
 次元データの位置を計算し、上記計算された位置の上記対象体に対する 3 次元データをス
 キャン変換し、

40

上記検索されたインデックスと上記対象体に対する 3 次元データの位置を格納するた
 めの第 2 ルックアップテーブル格納手段を含み、

上記レンダリング手段は上記第 2 ルックアップテーブル格納手段に格納された位置に存
 在する上記スキャン変換された 3 次元データをレンダリングする請求項 2 に記載のリアル
 タイム 3 次元超音波診断システム用レンダリング装置。

【請求項 4】

上記新たな対象体に対する 3 次元データが上記新たな対象体の超音波映像として上記デ
 イスプレイ領域にディスプレイされると判断された場合、

上記判断手段は上記新たな対象体に対する 3 次元データを上記第 2 ルックアップテー
 ブ

50

ル格納手段に転送し、

上記レンダリング手段は上記第2ルックアップテーブル格納手段に格納された位置に存在する上記新たな対象体に対する3次元データをレンダリングする請求項3に記載のリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置。

【請求項5】

上記ディスプレイ領域が変換されると判断された場合、

上記判断手段は上記ディスプレイされた超音波映像を形成する上記対象体に対する3次元データを上記ディスプレイ領域計算手段に転送し、

上記ディスプレイ領域計算手段は上記対象体に対する3次元データが変換された超音波映像としてディスプレイされる領域を計算し、

上記スキャン変換手段は、上記第1ルックアップテーブル格納手段から上記変換されたディスプレイ領域にマッチングされるインデックスと上記インデックスに対応するアークタンジェント演算結果値を検索して、上記検索されたアークタンジェント演算結果値を上記式に代入して上記対象体に対する3次元データの位置を計算して、上記計算された位置に存在する上記対象体に対する3次元データをスキャン変換し、

上記レンダリング手段は上記スキャン変換された3次元データをレンダリングする請求項3に記載のリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置。

【請求項6】

リアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング方法であって、

ビューの3次元直交座標にマッチングされるインデックスと上記インデックスに対応する予め決定された値を第1ルックアップテーブルに格納する段階と、

対象体に対する3次元データを受信して、上記対象体に対する3次元データが超音波映像としてディスプレイされる領域の変換有無を判断する段階と、

上記ディスプレイ領域を計算する段階と、

上記対象体に対する3次元データをスキャン変換する段階と、

上記ディスプレイ領域の変換有無に基づいて上記スキャン変換された3次元データをレンダリングする段階と、

を含むリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング方法。

【請求項7】

上記予め決定された値は上記ビュー3次元直交座標に対する次の式の

$\tan^{-1}(y/z)$ 及び $\tan^{-1}(x/R)$ の値であり、

【数2】

$$R = \sqrt{y^2 + z^2} - a$$

$$\beta = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{y}{z}\right), \quad \sigma = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{y}{R}\right), \quad r = \sqrt{x^2 + R^2} - b \quad \dots\dots\dots\text{式2}$$

ここで、 β はプローブ内のステッピングモーターのスイング角度範囲であるスキャンビューイング角度として $0^\circ \sim 180^\circ$ の間の角度であり、 σ は上記プローブからスキャンされる2次元映像の幅角度範囲であるプローブビューイング角度として $0^\circ \sim 180^\circ$ の間の角度であり、 r は上記超音波映像が獲得される部分から上記超音波映像内の任意の3次元データまでの距離であり、 a は上記スキャンビューイング角度の頂点から上記プローブビューイング角度の頂点までの距離であり、 b は上記プローブビューイング角度の頂点から上記超音波映像が獲得される部分までの距離であり、上記 x 、 y 及び z は上記3次元直交座標系の X 軸、 Y 軸及び Z 軸上の全ての値であり、

上記第1ルックアップテーブル格納段階は上記予め設定された x 、 y 及び z を並列処理して上記式から計算された上記 $\tan^{-1}(y/z)$ 及び $\tan^{-1}(x/R)$ の値を格納する請求項6に記載のリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング方法。

【請求項8】

上記対象体に対する3次元データが上記超音波映像として最初に上記ディスプレイ領域にディスプレイされると判断された場合、上記スキャン変換段階は、

上記第1ルックアップテーブルから上記ディスプレイ領域にマッチングされるインデックスと上記インデックスに対応するアークタンジェント演算の結果値を検索し、上記検索されたアークタンジェント演算結果値を上記式に代入して上記対象体に対する3次元データの位置を計算して、上記計算された位置の上記対象体に対する3次元データをスキャン変換し、

上記検索されたインデックスと上記対象体に対する3次元データの位置を第2ルックアップテーブルに格納する段階を含み、

上記レンダリング段階は上記第2ルックアップテーブルに格納された位置に存在する上記スキャン変換された3次元データをレンダリングする請求項7に記載のリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング方法。 10

【請求項9】

上記新たな対象体に対する3次元データが上記新たな対象体の超音波映像として上記ディスプレイ領域にディスプレイされると判断された場合、

上記判断段階は上記新たな対象体に対する3次元データを上記第2ルックアップテーブルに転送し、

上記レンダリング段階は上記第2ルックアップテーブルに格納された位置に存在する上記新たな対象体に対する3次元データをレンダリングする請求項8に記載のリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング方法。 20

【請求項10】

上記ディスプレイ領域が変換されると判断された場合、

上記判断段階は上記ディスプレイされた超音波映像を形成する上記対象体に対する3次元データを転送し、

上記ディスプレイ領域計算段階は上記対象体に対する3次元データが変換された超音波映像としてディスプレイされる領域を計算し、

上記スキャン変換段階は、上記第1ルックアップテーブルから上記変換されたディスプレイ領域にマッチングされるインデックスと上記インデックスに対応するアークタンジェント演算結果値を検索し、上記検索されたアークタンジェント演算結果値を上記式に代入して上記対象体に対する3次元データの位置を計算して、上記計算された位置に存在する上記対象体に対する3次元データをスキャン変換し、 30

上記レンダリング段階は上記スキャン変換された3次元データをレンダリングする請求項8に記載のリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はリアルタイム3次元超音波診断システムに関し、特に、3次元超音波映像をレンダリングする装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、リアルタイム3次元超音波診断システムは既存の2次元映像で提供できない空間情報と解剖学的形態などのような臨床情報をリアルタイムで提供する医療装置として、現在、産婦人科、内科などに普及が広がっている趨勢である。このようなリアルタイム3次元超音波診断システムは、プローブ (probe) から受信された対象体 (target object) に対する3次元データをスキャン変換し、スキャン変換された3次元データをレンダリング (rendering) して対象体の3次元超音波映像をモニタ (monitor) またはスクリーン (screen) のようなディスプレイ装置にディスプレイすることにより、使用者に対象体の3次元超音波映像をリアルタイムで観察することができるようにする医療装置である (例えば、特許文献1参照)。

【0003】

10

20

30

40

50

【特許文献1】特開2004-041722号公報

【0004】

図1は上述したような3次元データのスキャン変換及びレンダリングを通じてモニタ上にディスプレイされる対象体に対するビュー（view）1を示したものである。図1に示す通り、ビュー1は対象体の3次元超音波映像2、3次元超音波映像2の正面を示すコロナビュー（coronal view）の2次元超音波映像3、3次元超音波映像2の側面を示すサジタルビュー（sagittal view）の2次元超音波映像4及び3次元超音波映像2の上面を示すアクシャルビュー（axial view）の2次元超音波映像5で構成されている。ビュー1の超音波映像2～5の中で使用者がいずれか一つの超音波映像を動かせば、残りの超音波映像も共に動く。

10

【0005】

使用者は超音波映像2～5がディスプレイされるビュー1を操作（以下、「Operation状態」という）し、またはいかなる操作もしない状態（以下、「Static状態」という）で超音波映像2～5を観察することによって、対象体に対する臨床情報を得ることができる。Operation状態は、ビュー1の超音波映像2～5を移動、拡大、縮小、回転させ、または超音波映像2～5の関心領域（Region of Interest）ボックス（図示せず）を動かすようなビュー操作を意味する。しかし、Operation状態では、超音波映像2～5を形成する3次元データを3次元直交座標系に表現されるビュー1にスキャン変換するために行われるアークタンジェント（arc tangent）演算に多くの処理時間が要求されるだけでなく、ビュー操作による超音波映像の変換によってそれぞれの3次元直交座標にスキャン変換される3次元データの位置が移動するため、処理しなければならないデータの量が増加する。このような3次元データと3次元データが超音波映像2～5としてディスプレイされるビュー1の関係について図2を参照して説明する。

20

【0006】

図2aは対象体に対する任意の3次元データを3次元直交座標系に表現されるビューで示したものであって、図2bは図2aに示した任意の3次元データをY-Z直交座標で示したものであって、図2cは図2aに示した任意の3次元データをX-R直交座標で示したものである。ここで、X軸、Y軸及びZ軸はビューの3次元直交座標系を構成する軸であり、R軸は3次元超音波映像が獲得される部分からX軸に直交する軸である。

30

【0007】

機構（mechanical arm）によって動いたり、ステッピングモーター（stepping motor）によって回転される機械的スキャニング（scanning）方式のプロープから受信された対象体に対する3次元データは実際には3次元空間座標、例えば図2aで示した円錐座標（cone coordinates）の位置に存在する。即ち、円錐座標の位置に存在する3次元データをビューの3次元直交座標にスキャン変換し、スキャン変換された3次元データをレンダリングすることにより、使用者はビューにディスプレイされる超音波映像を観察することができる。このように、ビューの3次元直交座標にスキャン変換される3次元データが位置する正確な円錐座標（ θ , ϕ , r ）は次の数式1を行うことによって得られる。

40

【数1】

$$R = \sqrt{y^2 + z^2} - a$$

$$\beta = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{y}{z}\right), \quad \sigma = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{y}{R}\right), \quad r = \sqrt{x^2 + R^2} - b \quad \dots \text{式1}$$

ここで、 θ はプロープ内のステッピングモーターのスイング（swing）角度範囲であるスキャンビューイング角度（scan viewing angle）として $0^\circ \sim 180^\circ$ の間の角度であり、 ϕ はプロープからスキャニングされる2次元映像の幅（width）の角度範囲であるプロープビューイング角度（probe viewing an

50

gle)として $0^{\circ} \sim 180^{\circ}$ の間の角度であり、 r は超音波映像が獲得される部分から超音波映像内の任意の3次元データまでの距離であり、 a はスキャンビューイング角度の頂点からプローブビューイング角度の頂点までの距離であり、 b はプローブビューイング角度の頂点から3次元超音波映像が獲得される部分までの距離である。また、 x 、 y 及び z はビューを構成するX軸、Y軸及びZ軸上の全ての値である。

【0008】

一方、Operation状態では、ビューの操作によって変換された超音波映像として再びディスプレイされる3次元データの正確な円錐座標を探すために数式1の演算を再実行しなければならないため、ビューの操作によって変換された超音波映像がリアルタイムでレンダリングされないという問題がある。

10

【0009】

また、超音波映像がディスプレイされるビューの操作がないStatic状態では、3次元超音波映像とそれに対する2次元超音波映像はリアルタイムでレンダリングされても、3次元データをビューの3次元直交座標にスキャン変換するための処理速度が遅くなるという問題がある。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明は上述した問題点を解決するためのものであり、対象体の超音波映像がディスプレイされるビューの操作の有無に基づいて3次元超音波映像とそれに対する2次元超音波映像をリアルタイムでレンダリングする速度だけでなく、3次元データをスキャン変換する速度を向上させることができるリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置及び方法を提供することにその目的がある。

20

【課題を解決するための手段】

【0011】

上述した目的を達成するための本発明の特徴によれば、リアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置として、ビューの3次元直交座標にマッチングされるインデックスとインデックスに対応する予め決定された値を格納するための第1ルックアップテーブル格納手段と、対象体に対する3次元データを受信し、対象体に対する3次元データが超音波映像としてディスプレイされる領域の変換有無を判断するための判断手段と、ディスプレイ領域を計算するためのディスプレイ領域計算手段と、対象体に対する3次元データをスキャン変換するためのスキャン変換手段と、ディスプレイ領域の変換有無に基づいて、スキャン変換された3次元データをレンダリングするためのレンダリング手段とを含むリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置が提供される。

30

【0012】

また、本発明の別の特徴によれば、リアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング方法として、ビューの3次元直交座標にマッチングされるインデックスとインデックスに対応する予め決定された値を第1ルックアップテーブルに格納する段階と、対象体に対する3次元データを受信して、対象体に対する3次元データが超音波映像としてディスプレイされる領域の変換有無を判断する段階と、ディスプレイ領域を計算する段階と、対象体に対する3次元データをスキャン変換する段階と、ディスプレイ領域の変換有無に基づいて、スキャン変換された3次元データをレンダリングする段階とを含むリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング方法が提供される。

40

【発明の効果】

【0013】

本発明によるリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置は、対象体の超音波映像がディスプレイされるビューの操作の有無に基づいて対象体に対するレンダリング方法を区分してレンダリングすることにより、3次元超音波映像とそれに対する2次元超音波映像をリアルタイムでレンダリングする速度を向上させることができる。また、ビューの3次元直交座標を並列処理して計算することによって、対象体に対する3次元デ

50

ータをスキャン変換する速度の向上に寄与することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の一実施例に対して図3を参照して詳細に説明する。

図3は本発明の一実施例によるリアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置を示す。リアルタイム3次元超音波診断システム用レンダリング装置10は、幾何学的ルックアップテーブル(Geometry Look-Up Table)格納部11、判断部12、ディスプレイ領域計算部13、スキャン変換部14、レンダリングルックアップテーブル格納部15及びレンダリング部16を備える。

【0015】

幾何学的ルックアップテーブル格納部11はインデックス(index)とそれぞれのインデックスに対応するアークタンジェント演算結果値を含む幾何学的ルックアップテーブルを生成して格納する。以下では幾何学的ルックアップテーブルを生成するプロセスを説明する。

【0016】

まず、プローブから受信された3次元データを3次元直交座標にスキャン変換する速度を向上させるためのアークタンジェント($\tan^{-1}(y/z)$ 及び $\tan^{-1}(x/R)$)演算が行われる。上述した、アークタンジェント数式においてx、y及びzは予め設定された値であり、Rは前述した数式1のように予め設定されたx、y及びzから計算される。次の表1a及び1bは予め設定されたビューのY軸上に存在する任意のy座標4つとZ軸上に存在する任意のz座標4つを並列処理して4つのR値を得た後、X軸上に存在する任意のx座標4つとR値を並列処理してrを計算する例を開示している。

【0017】

【表1a】

$m_1 = [y_4, y_3, y_2, y_1]$	m_1 にy値入力
$m_5 = m_1 \times [y_4, y_3, y_2, y_1]$	m_5 はyの自乗
$m_2 = [z_4, z_3, z_2, z_1]$	m_2 にz値入力
$m_6 = m_2 \times [z_4, z_3, z_2, z_1]$	m_6 はzの自乗
$m_7 = m_5 + m_6$	m_7 は $y^2 + z^2$
$m_3 = \text{sqrt}(m_7)$	m_3 は $y^2 + z^2$ の自乗根
$m_8 = m_3 - a$	m_8 は $[R_4, R_3, R_2, R_1]$

10

20

30

【0018】

【表1b】

$m_0 = [x_4, x_3, x_2, x_1]$	m_0 にx値入力
$m_4 = m_0 \times [x_4, x_3, x_2, x_1]$	m_4 はxの自乗
$m_5 = [R_4, R_3, R_2, R_1]$	m_5 にR値入力
$m_5 = m_5 \times [R_4, R_3, R_2, R_1]$	m_5 はRの自乗
$m_9 = m_4 + m_5$	m_9 は $x^2 + R^2$
$m_{10} = \text{sqrt}(m_9)$	m_{10} は $x^2 + R^2$ の自乗根
$m_{11} = m_{10} - b$	m_{11} は $[r_4, r_3, r_2, r_1]$

40

【0019】

表1aは予め設定されたy及びzを並列処理して $\tan^{-1}(x/R)$ に必要なRを計算する例を示し、表1bは後述されるスキャン変換部14で予め設定されたx及びRを並列処理して任意の3次元データが位置する座標(, , r)のrを計算する例を示す。特に、予め設定されたx、y、z及びRを並列処理することによって、3次元データのスキャン

50

変換速度の向上に寄与することができる。

【0020】

このように、予め設定された x 、 y 、 z 及び R から $\tan^{-1}(y/z)$ 及び $\tan^{-1}(x/R)$ が計算され、これらの計算されたアークタンジェント演算結果値に (y/z) 及び (x/R) に該当するインデックスを付与することによって、幾何学的ルックアップテーブルが生成される。即ち、幾何学的ルックアップテーブルは、 $\left(\frac{y_1}{z_1}\right)$, $\left(\frac{y_2}{z_2}\right)$, ..., $\left(\frac{y_n}{z_n}\right)$ に該当するインデックスと、 $\tan^{-1}\left(\frac{y_1}{z_1}\right)$, $\tan^{-1}\left(\frac{y_2}{z_2}\right)$, ..., $\tan^{-1}\left(\frac{y_n}{z_n}\right)$ に該当する角度、 $\left(\frac{x_1}{R_1}\right)$, $\left(\frac{x_2}{R_2}\right)$, ..., $\left(\frac{x_n}{R_n}\right)$ に該当するインデックスと、 $\tan^{-1}\left(\frac{x_1}{R_1}\right)$, $\tan^{-1}\left(\frac{x_2}{R_2}\right)$, ..., $\tan^{-1}\left(\frac{x_n}{R_n}\right)$ に該当する角度を含む。

10

20

【0021】

本発明の幾何学的ルックアップテーブル格納部 11 は対象体の超音波映像が最初にビューにディスプレイされる *Static* 状態、新たな対象体の超音波映像がビューにディスプレイされる *Static* 状態及びビュー操作によって変換された超音波映像がビューにディスプレイされる *Operation* 状態に全て用いることができる。

【0022】

また、本発明の判断部 12 はプローブ (図示せず) から対象体に対する 3次元データを受信し、またはディスプレイ装置 (図示せず) からビュー操作を実行するためのメッセージを受信してそれぞれに対応する 3次元データをディスプレイ領域計算部 13 に転送する。

30

【0023】

(1) 対象体に対する 3次元データを受信して対象体の超音波映像が最初にビューにディスプレイされる *Static* 状態について説明する。

【0024】

判断部 12 はプローブから対象体に対する 3次元データを最初に受信する場合を *Static* 状態と判断し、対象体に対する 3次元データをディスプレイ領域計算部 13 に転送する。ディスプレイ領域計算部 13 は受信された対象体に対する 3次元データが超音波映像としてディスプレイされる領域を計算し、計算されたディスプレイ領域と対象体に対する 3次元データをスキャン変換部 14 に転送する。ここで、ディスプレイ領域は図 1 に示したビュー 1 において超音波映像 2 ~ 5 が実質的にディスプレイされる領域を意味する。

40

【0025】

スキャン変換部 14 は受信されたディスプレイ領域の 3次元直交座標にマッチングされるインデックスとインデックスに対応するアークタンジェント演算結果値を幾何学的ルックアップテーブル格納部 11 から検索し、検索されたアークタンジェント演算結果値を数式 1 に適用することによって、ディスプレイ領域の 3次元直交座標 (x_1, y_1, z_1) 、 (x_2, y_2, z_2) 、..., (x_n, y_n, z_n) に対応する円錐座標 (θ_1, ϕ_1, r_1) 、 (θ_2, ϕ_2, r_2) 、..., (θ_n, ϕ_n, r_n) を得ることができる。次に、スキャン変換部 14 は該当円錐座標に位置する 3次元データをディスプレイ領域の 3次元直交座標にスキャン変換し、スキャン変換された 3次元データ、3次元データが位置する円錐座標と幾何学的ルックアップテーブル格納部 11 から検索されたインデックスをレンダリングルッ

50

クアップテーブル格納部 15 に転送する。このように、本発明のスキャン変換部 14 は多くの処理時間が要求されるアークタンジェント演算を直接行わずに幾何学的ルックアップテーブル格納部 11 に含まれたアークタンジェント演算結果値を利用して、予め設定された x , y , z 及び R を並列処理して任意の 3 次元データが位置する円錐座標を探した後にそれぞれの 3 次元データをスキャン変換するため、対象体に対する 3 次元データをディスプレイ領域の 3 次元直交座標にスキャン変換する速度を向上させることができる。

【0026】

レンダリングルックアップテーブル格納部 15 はスキャン変換部 14 から受信されたインデックスとそれに対応する円錐座標を含むレンダリングルックアップテーブルを生成して格納する一方、円錐座標に位置する 3 次元データをレンダリング部 16 に転送する。このように、インデックスとそれに対応する円錐座標をレンダリングルックアップテーブル格納部 15 に格納する理由は、新たな対象体の超音波映像がビューにディスプレイされる *S t a t i c* 状態の場合、新たな対象体に対する 3 次元データをスキャン変換せずに直接レンダリングするためであるが、これについては後述する。

10

【0027】

レンダリング部 16 はレンダリングルックアップテーブル格納部 15 から受信された 3 次元データをディスプレイ領域の 3 次元直交座標に投影して対象体の超音波映像をディスプレイするために 3 次元データに対するレンダリングを行うが、3 次元データをレンダリングするためのプロセスは通常用いられるボリュームレンダリングプロセスと同一に行われるため、本明細書内ではそれらについての詳細な説明は省略することにする。

20

【0028】

(2) 次に、新たな対象体に対する 3 次元データを受信して新たな対象体の超音波映像がビューにディスプレイされる *S t a t i c* 状態について説明する。

【0029】

上述した通り、ビュー操作による超音波映像の変換がある *O p e r a t i o n* 状態を除けば、ディスプレイしようとする対象体が変更されても、新たな対象体の超音波映像は以前の対象体の超音波映像と同一の領域にディスプレイされる。即ち、ディスプレイ領域の 3 次元直交座標にスキャン変換される新たな対象体に対する 3 次元データと以前の対象体に対する 3 次元データが位置する円錐座標は同一である。例えば、第 1 対象体の円錐座標 (θ_n, ϕ_n, r_n) に位置する 3 次元データと第 2 対象体の円錐座標 (θ_n, ϕ_n, r_n) に位置する 3 次元データは 3 次元直交座標 (x_n, y_n, z_n) にスキャン変換されるため、対象体が変更されてもディスプレイ領域の 3 次元直交座標にマッチングされるインデックスは同一である。

30

【0030】

更に詳細に説明すれば、判断部 12 はプローブから受信した新たな対象体に対する 3 次元データをレンダリングルックアップテーブル格納部 15 に直接転送する。レンダリングルックアップテーブル格納部 15 は判断部 12 から受信された新たな対象体に対する 3 次元データの中からレンダリングルックアップテーブル格納部 15 に格納された円錐座標の位置に存在する 3 次元データをレンダリング部 16 に転送する。レンダリング部 16 は受信された 3 次元データをレンダリングするためのボリュームレンダリングプロセスを行う

40

【0031】

(3) 最後に、ビュー操作によって変換された超音波映像がビューにディスプレイされる *O p e r a t i o n* 状態について説明する。

【0032】

リアルタイム 3 次元超音波診断システム 10 の使用者は既にディスプレイされた超音波映像を移動、拡大、縮小、回転させ、または超音波映像の関心領域ボックスを動かすことにより、変換された超音波映像を観察して対象体に対する臨床情報を得る。

【0033】

更に詳細に説明すれば、判断部 12 は既にディスプレイされた超音波映像をビュー操作

50

するためのメッセージをディスプレイ装置（図示せず）から受信する。この時、ビュー操作メッセージを受信した判断部 12 はプローブから受信される対象体に対する 3 次元データをディスプレイ領域計算部 13 に転送せずに、ビュー操作メッセージを受信する前に既にディスプレイされた超音波映像を形成するために用いられた 3 次元データをディスプレイ領域計算部 13 に転送する。ディスプレイ領域計算部 13 は受信された 3 次元データがビュー操作メッセージに対応して変換された超音波映像としてディスプレイされる領域を計算し、計算されたディスプレイ領域と対象体に対する 3 次元データをスキャン変換部 14 に転送する。スキャン変換部 14 は変換されたディスプレイ領域の 3 次元直交座標にマッチングされるインデックスとインデックスに対応するアークタンジェント演算結果値を幾何学的ルックアップテーブル格納部 11 から検索し、これらの情報を数式 1 に適用することによって、変換されたディスプレイ領域の 3 次元直交座標にスキャン変換される 3 次元データが位置する正確な円錐座標を得ることができる。次に、スキャン変換部 14 は超音波映像を最初にディスプレイするために受信した 3 次元データの中から、該当円錐座標に位置する 3 次元データを変換されたディスプレイ領域の 3 次元直交座標にスキャン変換した後、スキャン変換された 3 次元データをレンダリング部 16 に直接転送する。レンダリング部 16 は受信された 3 次元データをレンダリングするためのボリュームレンダリングプロセスを行う。

10

【0034】

上述した Operation 状態において、幾何学的ルックアップテーブル格納部 11 から検索したインデックスに対応するアークタンジェント演算結果値を処理して 3 次元データをスキャン変換する速度は、ビュー操作によって変換された 3 次元超音波映像がディスプレイされる領域の変換が発生するごとに新たなレンダリングルックアップテーブルを生成するために要求される速度より速いため、ビュー変換された 3 次元超音波映像とそれに対する 2 次元超音波映像がリアルタイムでレンダリングされることができる。

20

【0035】

以上、本発明の好適な実施の形態について説明したが、本発明の特許請求の範囲を逸脱することなく、当業者は改変をなし得るであろう。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図 1】リアルタイム 3 次元超音波診断システム用ディスプレイ装置にディスプレイされる超音波映像を説明するための図である。

30

【図 2 a】3 次元超音波映像内の任意の 3 次元データを 3 次元直交座標系で説明するための図である。

【図 2 b】図 2 a に示した任意の 3 次元データを Y - Z 直交座標で説明するための図である。

【図 2 c】図 2 a に示した任意の 3 次元データを X - R 直交座標で説明するための図である。

【図 3】本発明の一実施例によるリアルタイム 3 次元超音波診断システム用レンダリング装置の概略的なブロック図である。

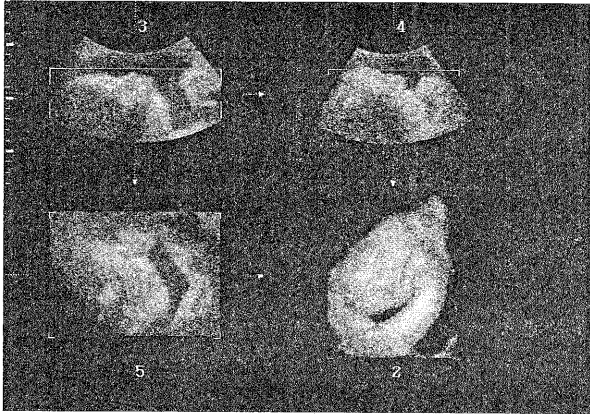
【符号の説明】

40

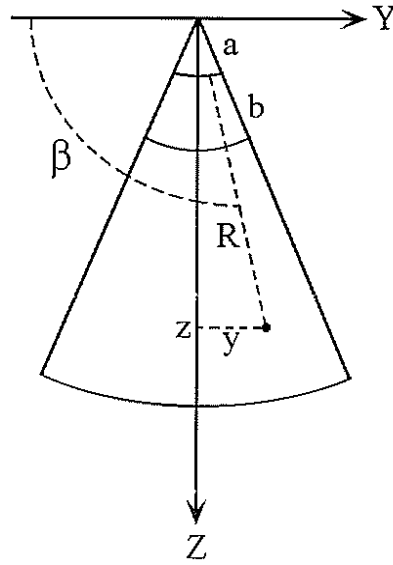
【0037】

- 11 幾何学的ルックアップテーブル格納部
- 12 判断部
- 13 ディスプレイ領域計算部
- 14 スキャン変換部
- 15 レンダリングルックアップテーブル格納部
- 16 レンダリング部

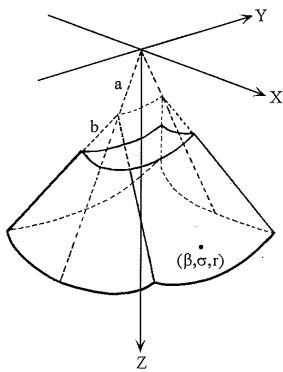
【図 1】



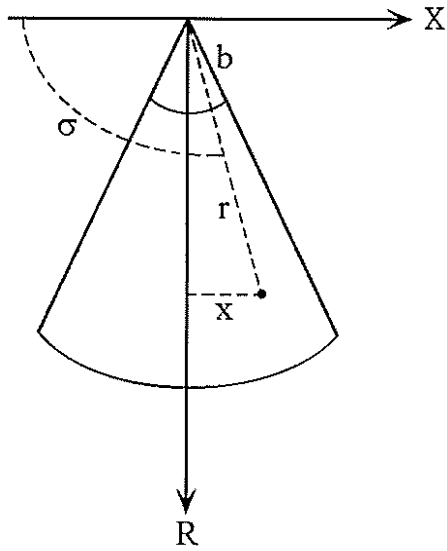
【図 2 b】



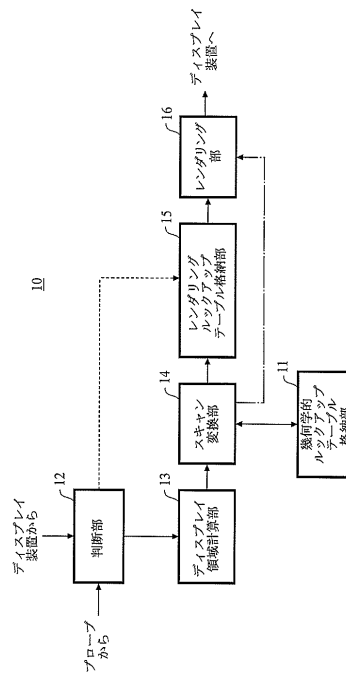
【図 2 a】



【図 2 c】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 イ ジェ グン

大韓民国 ソウル特別市江南区大峙洞 9 9 7 - 1 0 メディソンベンチャータワー 1 階研究所

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB16 EE07 JB55 JB56 JC29 JC31 JC32 JC33 JC37
KK09 KK10 KK12 KK22 KK25 LL04
5B057 AA07 BA05 BA24 CA02 CA08 CA13 CA16 CB02 CB08 CB16
CC01 CD03 CD05 CD20 CE08 CH04 CH07
5B080 AA17 BA02 BA03 FA08 GA00

专利名称(译)	用于实时3D超声诊断系统的渲染设备和方法		
公开(公告)号	JP2006072703A	公开(公告)日	2006-03-16
申请号	JP2004255360	申请日	2004-09-02
[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	グオンイチヨル イジェグン		
发明人	グオン イ チヨル イ ジェ グン		
IPC分类号	G06T15/00 A61B8/00 G06T1/20 G06T15/08		
FI分类号	G06T15/00.200 A61B8/00 G06T1/20.B A61B8/14 G06T15/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/EE07 4C601/JB55 4C601/JB56 4C601/JC29 4C601/JC31 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CD03 5B057/CD05 5B057/CD20 5B057/CE08 5B057/CH04 5B057/CH07 5B080/AA17 5B080/BA02 5B080/BA03 5B080/FA08 5B080/GA00		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
其他公开文献	JP4575089B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于实时3D超声诊断系统的渲染设备和方法，可以提高实时渲染3D超声图像和相应的2D超声图像的速度以及3D数据的扫描转换速度。提供。实时三维超声诊断系统的渲染设备和方法技术领域本发明涉及一种实时三维超声诊断系统的渲染设备和方法，其中，基于用于显示目标对象的超声图像的查看操作的存在/不存在，划分并渲染用于目标对象的渲染方法。。 [选择图]图3

