

(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2005-525842  
(P2005-525842A)

(43) 公表日 平成17年9月2日(2005.9.2)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A 61 B 8/08

F 1

A 61 B 8/08

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

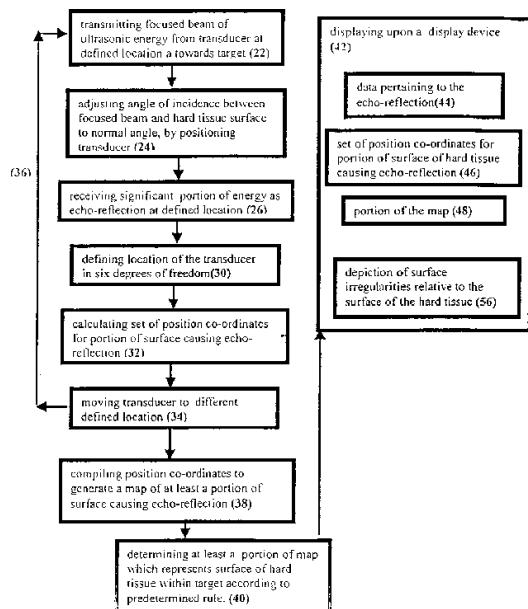
		審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)
(21) 出願番号	特願2003-557368 (P2003-557368)	(71) 出願人 501172947 メドソン リミテッド
(86) (22) 出願日	平成15年1月5日(2003.1.5)	イスラエル レホヴォット 76702
(85) 翻訳文提出日	平成16年9月2日(2004.9.2)	ペケリス ストリート 4
(86) 國際出願番号	PCT/IL2003/000015	(74) 代理人 100085660 弁理士 鈴木 均
(87) 國際公開番号	W02003/057000	(72) 発明者 セラ ナタン イスラエル レホヴォット 76702
(87) 國際公開日	平成15年7月17日(2003.7.17)	ペケリス ストリート 4
(31) 優先権主張番号	60/344,803	(72) 発明者 ブクシュパン シュムエル イスラエル レホヴォット 76702
(32) 優先日	平成14年1月7日(2002.1.7)	ペケリス ストリート 4
(33) 優先権主張国	米国(US)	(72) 発明者 コーエン リオール イスラエル レホヴォット 76702
(31) 優先権主張番号	60/361,091	ペケリス ストリート 4
(32) 優先日	平成14年3月1日(2002.3.1)	
(33) 優先権主張国	米国(US)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】硬性組織の三次元超音波画像形成システム及び方法

## (57) 【要約】

対象(68)内で硬性組織(70)の超音波画像(48)を作り出すシステム(60)及び方法(20)。この方法(20)は、規定された位置(64)から前記対象(68)に向かってビームエネルギー(66)を発信するステップ(22)、前記ビーム(66)と前記硬性組織(70)との間の入射角を標準角度に調整するステップ(24)、前記規定された位置(64)でエコー反射を受信するステップ(26)、前記エコー反射を引き起こす表面についての一組の位置座標(46)を計算するステップ(32)、追加的な位置(64)からシーケンスを反復するステップ(36)、前記エコー反射(65)を引き起こす表面(69)の地図(48)を生成するように位置座標(46)を編集するステップ(38)、及び所定の法則により前記硬性組織(70)の表面(69)を表す地図(48)を決定するステップ(40)を含む。追加的な規定された位置(64)における前記エコー反射(65)の受信を利用する追加的な方法(90)が、特許請求された方法(20)(90)を実行するためのシステム(60)と同様に開示される。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

対象内の硬性組織の超音波画像を作り出す方法において、

(a) 規定された位置における少なくとも1つの超音波トランスデューサから前記対象に向かって超音波エネルギーの集束ビームを発信するステップ；

(b) 前記少なくとも1つの超音波トランスデューサを位置決めすることにより、前記集束ビームと前記硬性組織の表面との間の入射角を標準角度に調整するステップ；

(c) 前記規定された位置でエコー反射として前記エネルギーの有意な部分を受信するステップ；

(d) 6つの自由度で前記トランスデューサの前記位置を規定するステップ；

(e) 前記エコー反射を引き起こす表面の一部分について一組の位置座標を計算するステップ；

(f) 前記超音波トランスデューサを異なる規定された位置まで移動させるステップ；

(g) (a)から(f)までのステップを反復するステップ；及び

(h) 前記エコー反射を引き起こす前記表面の少なくとも一部分の地図を生成するよう前に前記位置座標の複数の組の少なくとも一部分を編集するステップ；

(i) 所定の法則に従って前記対象内の前記硬性組織の表面を表す前記地図の少なくとも一部分を決定するステップ、

を含む方法。

## 【請求項 2】

前記所定の法則は、幾何学的法則及び物理的法則から成る群から選択される、請求項1に記載の方法。

## 【請求項 3】

前記所定の法則には、

$$F(x,y, r1, r2, r3) = \sum (\text{ref1}(Area 1)) - C * \sum (\text{ref2}(Area 2))$$

という関数の極大が含まれ、式中、

(x, y) は、前記対象内の前記硬性組織の薄片内の仮定された位置座標を表し；

r 1、r 2 及び r 3 は、個別に、それぞれ一連の角度 1、2 及び 3 における前記仮定された位置座標に関する前記硬性組織の半径を表し；

ref 1 は、第 1 の領域 (Area 1) 内のエコー反射として受信された前記エネルギーの部分の和を表し、ref 2 は、第 2 の領域 (Area 2) 内のエコー反射として受信された前記エネルギーの部分の和を表し；

C は、定数を表す、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 4】

(i) 表示装置上で、

(i) 前記エコー反射に関するデータ；

(ii) 前記エコー反射を引き起こす前記硬性組織の表面の一部分についての前記位置座標の組；及び

(iii) 前記地図、

から成る群から選択された少なくとも1つの項目を表示するステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

## 【請求項 5】

(i) 前記方法の少なくとも一部分の実行を中央処理装置を用いて制御するステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

## 【請求項 6】

前記制御ステップには、前記調整ステップ及び前記移動ステップから成る群から選択された少なくとも1つの項目が含まれる、請求項5に記載の方法。

## 【請求項 7】

10

20

30

40

50

前記制御ステップは、機械的制御、アレイからの選択及び電子的制御から成る群から選択された少なくとも1つの制御機構を表す、請求項6に記載の方法。

**【請求項8】**

前記調整ステップ及び前記移動ステップから成る群から選択された少なくとも1つの項目は、前記方法の実施者により手動で実行される、請求項1に記載の方法。

**【請求項9】**

前記手動で実行されることは、前記方法の前記実施者による手動での位置調整及び前記方法の前記実施者により前記中央処理装置に発信された少なくとも1つの命令から成る群から選択された少なくとも1つの手動による入力を表す、請求項8に記載の方法。

**【請求項10】**

前記地図は、二次元地図及び三次元地図から成る群から選択される、請求項1に記載の方法。

**【請求項11】**

対象内の硬性組織の超音波画像を作り出すためのシステムにおいて、

(a)

- (i) 規定された位置に位置決めされ；
- (ii) 超音波エネルギーの集束ビームを前記対象に向かって発信する能力を有し；
- (iii) 前記硬性組織の表面からエコー反射として前記エネルギーの有意な部分を受信する能力を有し；
- (iv) 中央処理装置と通信する能力を有する、

少なくとも1つの超音波トランスデューサ；

(b)

- (i) 前記中央処理装置からの命令に応えて前記集束ビームと前記硬性組織の表面との間の入射角を調整する能力をもつように設計され製造され；
- (ii) さらに6つの自由度で前記トランスデューサの前記位置を規定し、かつ前記中央処理装置に対して前記規定を発信する能力をもつように設計され製造され；
- (iii) さらに前記超音波トランスデューサを一連の異なる規定された位置まで移動させる能力をもつように設計され製造される、

前記少なくとも1つのトランスデューサに接続された位置口ケータ及び調整機構；

(c)

- (i) 前記トランスデューサを前記一連の異なる規定された位置まで移動させるよう前記位置口ケータ及び調整機構に対し命令を発信し；
- (ii) 前記エコー反射を引き起こす前記硬性組織の表面の少なくとも一部分について一組の位置座標を計算し；
- (iii) 所定の法則を適用することによって前記硬性組織の表面の少なくとも一部分の地図を生成するように前記位置座標の複数の組を編集する、

ように設計され構成された前記中央処理装置、  
を含むシステム。

**【請求項12】**

(d)

- (i) 前記エコー反射に関するデータの表示；
- (ii) 前記エコー反射を引き起こす前記硬性組織の表面の一部分についての前記位置座標の組の表示；及び
- (iii) 前記地図の少なくとも一部分の表示、から成る群から選択された少なくとも1つの機能を実行するように設計され製造された、前記中央処理装置と通信する能力をもつ表示装置、

をさらに含む、請求項11に記載のシステム。

**【請求項13】**

前記入射角は、前記少なくとも1つの超音波トランスデューサを移動させることによって決定される標準角度である、請求項11に記載のシステム。

10

20

30

40

50

**【請求項 1 4】**

前記位置ロケータ及び調整機構は、機械的制御、アレイからの選択及び電子的制御から成る群から選択された少なくとも1つの制御タイプを利用する、請求項11に記載のシステム。

**【請求項 1 5】**

前記位置ロケータ及び調整機構は、さらに、システムのオペレータによる手動式位置調整及び前記中央処理装置に発信される少なくとも1つの命令から成る群から選択される入力をシステムのオペレータから受信するように設計され構成される、請求項11に記載のシステム。

**【請求項 1 6】**

前記地図は、二次元地図及び三次元地図から成る群から選択される、請求項11に記載のシステム。

**【請求項 1 7】**

前記所定の法則は、幾何学的法則及び物理的法則から成る群から選択される、請求項11に記載のシステム。

**【請求項 1 8】**

前記所定の法則には、

$$F(x, y, r1, r2, r3) = \Sigma (\text{ref1}(Area 1)) - C * \Sigma (\text{ref2}(Area 2))$$

10

という関数の極大が含まれ、式中、

(x, y) は、前記対象内の前記硬性組織の薄片内の仮定された位置座標を表し；

r1、r2 及び r3 は、個別に、それぞれ一連の角度 1、2 及び 3 における前記仮定された位置座標に関する前記硬性組織の半径を表し；

ref1 は、第1の領域 (Area 1) 内のエコー反射として受信された前記エネルギーの部分の和を表し、ref2 は、第2の領域 (Area 2) 内のエコー反射として受信された前記エネルギーの部分の和を表し；

C は、定数を表す、請求項11に記載のシステム。

**【請求項 1 9】**

その上に凹凸を含む硬性組織の超音波画像を作り出す方法において、

30

(a) 第1の規定された位置における少なくとも1つの超音波トランステューサから前記硬性組織の表面に向かって超音波エネルギーの集束ビームを発信するステップ；

(b) 少なくとも1つの第2の規定された位置でエコー反射として前記エネルギーの一部を受信するステップ、

(c) 前記少なくとも1つの第2の規定された位置のそれぞれについて、1つの超音波反射体に対応する一組の位置座標を計算するステップ；

(d) (a)から(c)までのステップを反復するステップ；

(e) 第1の所定の規準に従って前記反射体が硬性組織であるか否かを決定するステップ；

(f) 第2の所定の規準に従って前記反射体が前記硬性組織の表面上の凹凸であるか否かを決定するステップ；及び

(g) 前記硬性組織の表面の少なくとも一部分の地図を生成するように前記位置座標の複数の組の少なくとも一部分を編集するステップ、

を含む方法。

40

**【請求項 2 0】**

前記規定された位置のそれぞれは、一組の位置座標として規定される、請求項19に記載の方法。

**【請求項 2 1】**

前記第1の規定された位置は、発信角度を含む、請求項19に記載の方法。

**【請求項 2 2】**

50

前記発信ステップのために追加的な第1の規定された位置を利用するステップをさらに含む、請求項19に記載の方法。

**【請求項23】**

前記受信ステップのために追加的な第2の規定された位置を利用するステップをさらに含む、請求項19に記載の方法。

**【請求項24】**

(h) 表示装置上で、

(i) 前記エコー反射に関するデータ；

(ii) 前記エコー反射を引き起こす前記硬性組織の表面の前記一部分についての前記位置座標の組；及び

(iii) 前記地図の少なくとも一部分、

から成る群から選択された少なくとも1つの項目を表示するステップをさらに含む、請求項19に記載の方法。

**【請求項25】**

(h) 中央処理装置を用いて、前記方法の少なくとも一部分の実行を制御するステップをさらに含む、請求項19に記載の方法。

**【請求項26】**

前記制御ステップには、前記少なくとも1つの超音波トランスデューサ及び超音波受信器のうちの少なくとも1つから成る群から選択された少なくとも1つの項目を再度位置決めするステップが含まれる、請求項25に記載の方法。

**【請求項27】**

前記制御ステップは、機械的制御、アレイからの選択及び電子的制御から成る群から選択された少なくとも1つの制御機構を表す、請求項25に記載の方法。

**【請求項28】**

前記地図は、二次元地図及び三次元地図から成る群から選択される、請求項19に記載のシステム。

**【請求項29】**

対象内の硬性組織及びその上のいずれかの凹凸の超音波画像を作り出すためのシステムにおいて、

(a) 前記硬性組織の表面に向かって少なくとも1つの第1の規定された位置から超音波エネルギーの集束ビームを発信する能力を有し、さらに中央処理装置と通信する能力を有する、少なくとも1つの超音波発信器；

(b) 少なくとも1つの第2の規定された位置におけるエコー反射として前記エネルギーの一部を受信する能力を有し、さらに前記中央処理装置と通信する能力を有する少なくとも1つの超音波受信器；

(c) 前記少なくとも1つの発信器及び前記少なくとも1つの受信器に対し操作可能な形で接続でき、かつ前記中央処理装置と通信する能力を有し、前記発信器及び前記受信器を一連の異なる規定された位置まで移動させる能力を有するように設計され構成された位置口ケータ及び調整機構；及び

(d)

(i) 前記少なくとも1つの第2の規定された位置のそれぞれについて、1つの超音波反射体に対応する一組の位置座標を計算し；

(ii) 第1の所定の規準に従って、前記反射体が、硬性組織であるか否かを決定し；

(iii) 第2の所定の規準に従って、前記反射体が、前記硬性組織の表面上の凹凸を構成するか否かを決定し；

(iv) 前記硬性組織の表面の少なくとも一部分の地図を生成するように前記位置座標の複数の組の少なくとも一部分を編集し；

(v) 前記トランスデューサを前記一連の異なる規定された位置まで移動させるように前記位置口ケータ及び調整機構に対し命令を発信する；

ようく設計され構成された前記中央処理装置、

10

20

30

40

50

を含むシステム。

【請求項 3 0】

(d)

(i) 前記エコー反射に関するデータの表示；

(ii) 前記エコー反射を引き起こす前記硬性組織の表面の一部分についての前記位置座標の組の表示；及び

(iii) 前記地図の少なくとも一部分の表示、

から成る群から選択された少なくとも1つの機能を実行するように設計され製造された、前記中央処理装置と通信する能力を有する表示装置、  
をさらに含む、請求項29に記載のシステム。

10

【請求項 3 1】

前記位置ロケータ及び調整機構は、機械的制御、アレイからの選択及び電子的制御から成る群から選択された少なくとも1つの制御タイプを利用する、請求項29に記載のシステム。

【請求項 3 2】

前記位置ロケータ及び調整機構は、さらにシステムのオペレータによる手動式位置調整及び前記中央処理装置に発信された少なくとも1つの命令から成る群から選択される入力をシステムのオペレータから受信するように設計され構成される、請求項29に記載のシステム。

【請求項 3 3】

前記地図は、二次元地図及び三次元地図から成る群から選択される、請求項29に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2002年1月7日に出願された米国特許出願第60/344,803号及び2002年3月1日に出願された米国特許出願第60/361,091号に基づく優先権を主張する。

本発明は、硬性組織の三次元超音波画像形成システム及び方法に関し、より詳細には骨の欠陥（例えば骨折、関節異常及び移植された外科用定着具）についての画像を形成するシステム及び方法に関する。このシステムによって形成される画像は、好ましくは、統合型3D描写（画像の三次元化）の一部として、骨を取り囲む軟性組織の描写をさらに含む。

30

【背景技術】

【0002】

整形外科医学は、従来、骨折及び奇形を含む骨の異常を診断する手段として、骨組織の放射線画像（例えばX線又はCTスキャン）に依存してきた。これらの方法は、患者を放射線に暴露することを必要とする。これらの技術を用いて3D画像を形成するためには、かなりの量の放射線が必要とされる。さらに、これらの技術の実施に必要な装置は、一般的に高価で、可搬性に限界がある。超音波は、以下に記載するように、これらの先行技術の骨画像形成方法に対する将来性のある代替案を提供する。

三次元超音波画像形成の概念は、未知ではない。しかし、それは、従来先行技術の第1群の参考文献で例示されるように、軟性組織に適用されてきた。

【0003】

キング（King）に付与された米国特許4,100,916号は、動物の軟性組織器官構造に関する三次元データを収集するための装置について記述している。キングの教示は、軟性組織画像形成に厳密に限定されており、骨又はその中の欠陥の描写を超音波によって形成できるという暗示も示唆も全く含んでいない。

レッドリイ（Ledley）に付与された米国特許4,798,210号は、第1の画像を第2の画像と組み合わせて3D画像を作り上げる、超音波を用いて3D物体の3D画像を構築する方法について記述している。ここでもまた、レッドリイの教示は、骨又はその内部欠陥の描

40

50

写を超音波によって形成できるという暗示も示唆も全く含んでいない。

ポルツ (Polz) に付与された米国特許 5,924,989 号は、心臓又は呼吸器系のその他の部分のような動的器官の画像を捕捉するための三次元超音波システムの追加的な例である。レッドリィと同様に、ポルツも、三次元画像を完成させるために異なる画像の組合せを利用している。ここでもまた、ポルツの教示は、骨又はその内部欠陥の描写を超音波によって形成できるという暗示も示唆も全く含んでいない。

ホサックら (Hossack et al.) に付与された米国特許 5,928,151 号は、三次元超音波走査システムの追加的な例である。ここでもまた、この特許の教示は、骨又はその内部欠陥の描写を超音波によって形成できるという暗示も示唆も全く含んでいない。またその逆に、造影剤を用いずに作業する能力が強調されていることは、ホサックが軟性組織での適用のみを考慮していたことを示唆している。10

#### 【0004】

シャープ (Sharp) に付与された米国特許 6,120,453 号は、三次元超音波システムである。この特許の教示は、レッドリィ及びポルツのものと類似している。ここでもまた、シャープは、三次元画像を作り出すのに、いくつかの画像の組合せを利用していている。シャープもまた、骨又はその内部欠陥の描写を超音波によって形成できるという暗示も示唆も全く提供していない。

要約すると、本第 1 群中のいずれの特許も、超音波技術を用いて骨の 3D 画像を形成できるということを暗示すらしていない。その代り、それらの特許は、軟性組織の 3D 画像の解像度を増大させる様々な手段に重点を置いている。これらの方法を直接硬性組織に応用することは、軟性組織のエコー反射特性が硬性組織のものに類似していないために、実用的でない。20

骨の超音波画像形成という概念もまた、未知のものではない。しかし、超音波によって形成される骨の画像は、先行技術の参考文献のこの第 2 群により例示されるように、一般的に三次元ではない。

ソレンソンら (Sorenson et al.) に付与された米国特許 4,476,873 号は、骨格構造の画像を形成するために使用される超音波走査システムである。この走査システムは、硬性組織及び軟性組織の間を区別でき、脊柱側湾症を検出するために使用される。しかし、この特許の図 14 ~ 図 18 は、データを三次元で収集することは可能であるものの、出力は、グラフで供給されるということが極めて明確である。したがって、画像が走査の結果として提供されないことがソレンソンに特有の欠点である。そのため、骨の三次元画像は、提供されないことになる。さらに、ソレンソンは、空気を含む肺と骨の間の区別について教示している。空気と軟性組織の交互の層を提供する肺組織が、筋肉等のような他の軟性組織に比べ、さらに骨と異なるものであることがわかるはずである。さらにソレンソンは、スネル (Snell) の法則が、発信された大部分のエネルギーを、発信トランステューサの長手方向軸に対し一定の角度を成すラインに沿って反射させる、一般的な原因となっていることを教示している。したがって、ソレンソンは、この軸に沿って戻る少量の反射されたエネルギーの大規模な增幅、又は代替的には、1 つ以上の追加的トランステューサにおける反射されたエネルギーの捕捉を教示している。このようにして、ソレンソンは、6 つの自由度ではなく、3 つの自由度での 1 点の座標の決定を教示している。このように、距離全体にわたる表面の角度の変化は、これらの教示によっては決められない。このことから分かるように、長い骨の画像形成での使用には不適であるということが、これらの教示による発明の、明確かつ特有の欠点である。30

#### 【0005】

ストウッファーら (Stouffer et al.) に対し付与された米国特許 5,140,988 号は、動物の骨格における骨構造の画像を形成するための方法及び装置である。この特許の図 2 及び図 3 は、ストウッファーの教示が骨の二次元画像に関するものであることを実証している。したがって、骨の三次元画像が提供されていないということが、ストウッファーの特有の欠点である。

マゼスら (Mazess et al.) に付与された米国特許 5,840,029 号は、骨を測定する目的で40

超音波を使用する方法である。マゼスは、主として骨の特性の測定に関心を寄せている。マゼスは、骨の3D画像を形成するために実施可能な、又は望ましい暗示も示唆も全く含まない。

チブレラら (Chibrera et al.) に付与された米国特許5,879,301号は、超音波を用いて骨の特性を検出するための方法であり、特に骨粗鬆症を検出するための方法である。測定された骨の画像の形成が教示されていないことが、チブレラに特有の欠点である。

ブフラーら (Buhler et al.) に付与された米国特許6,015,383号は、骨の縁部が検出される場合に骨組織の特徴を検出するための音響分析を教示している。しかし、この特許の図3～図6は、データを三次元で収集できる一方で、出力はグラフとして供給される、ということを極めて明確にしている。したがって、画像が走査の結果として提供されないということがブフラーに特有の欠点である。そのため、骨の三次元画像は、提供されないとになる。

#### 【0006】

パッシラ (Passi et al.) に付与された米国特許322,507号は、骨組織の評価のための超音波システムである。この特許は、本特許群中の他の特許と同様に、出力が、画像ではなくむしろグラフとして提供されるという、特有の欠点を有している。さらに、これらの教示による測定は、音響特性の測定であって、表面の位置座標の測定ではない。

このようにして、この第2特許群を構成する特許は、超音波技術を用いた骨の検定を教示しているものの、これらは、長い骨の三次元画像の形成について教示していない。

骨の超音波画像形成を扱う、追加的な特許について、以下で要約する。

スパイヴィ (Spivey) に付与された米国特許5,305,752号は、超音波を用いて体内の組織の画像を形成するためのシステムである。スパイヴィは、軟性組織と骨の両方を描く単一の超音波画像の形成について教示しているが、その画像は、横断面画像（すなわち二次元）である。さらに、スパイヴィの独立請求項1は、画像形成すべき標本の周囲に近接して複数の音波信号検出手段を分散させることを教示している。これが、スパイヴィの教示の追加的な明確かつ特有の欠点である。

フォートラ (Fort et al.) に付与された米国特許5,465,722号は、3D超音波システムに関する。これらの教示は、骨の3D画像（図13）の形成を含んでいるが、この画像の形成には、ソレンソンによって随意的に教示されているように、複数の位置における反射された音波エネルギーの受信ステップが必要とされる。さらにフォートは、第1の位置の組からエネルギーを発信し、第2の位置の組でエネルギーを受信することを教示している。この教示は、正反射の使用を特定的に除外している。これらの教示は、受信信号の処理及び軟性組織の反射と硬性組織の反射の間の区別が複雑であることから、実施が困難である。

#### 【0007】

ソファーマンら (Soferman et al.) に付与された米国特許6,375,616号は、子宮内の胎児重量を測定するための方法である。ソファーマンは、画像内のその他の組織から骨を隔離するための中間調閾値の応用を教示しているが、彼の教示には画像を形成するための正反射の使用が含まれていない。これとは対照的に、これらの教示は、複数の点における単一発信からの反射エネルギーの収集を含むと思われる（第10欄1～30行）。E.J. Felappa et al., “Two Dimensional and Three-Dimensional Tissue-Type Imaging of the Prostate Based on Ultrasonic Spectrum Analysis and Neural-Network Classification”（イー・ジェイ・フェラッパによる「超音波スペクトル分析及び神経網分類に基づく前立腺の二次元及び三次元組織型画像形成」）を参照すると、胎児の骨は、正反射体ではないことから、実際に、完全に石灰化した骨よりもさらに軟性組織に類似しているという事実にソファーマンが気付いていることが示唆されている。従って、その教示の直接的応用は、これが、成人の骨の画像形成に対し、これらの教示を適用することに支障をきたすと考えられる明確かつ特有の欠点である。

ボヴァら (Bova et al.) に付与された米国特許6,390,982号は、三次元画像を作り出す方法である。ボヴァの教示は、骨の位置を特定する上で第2の画像形成技術に対する付

10

20

30

40

50

加物として超音波プローブに向けられている。このことは、超音波画像データ単独からの三次元画像の形成がボヴァの教示の範囲を超えることを意味している。これは、明確かつ特有の欠点である。さらに、これらの教示は、発信されたエネルギーのビームの軸を中心として半径方向に分散した複数の点におけるデータ収集に依存するソング(Song)に対する米国特許5,893,832号で教示されているようなプローブに依存している。

ウラ(Wu et al.)に付与された米国特許6,413,215号は、人工関節の装着を検出するための超音波システムである。ウ(Wu)の教示は、滑液中のキャビテーション現象の結果としての超音波エネルギーの散乱に依存している。さらに、ウ(Wu)は、粒子の位置ではなく粒度情報としてのデータの出力を教示している。要約すると、これらの教示は、キャビテーション現象が骨のような硬性組織の標準的測定においては発生すると予想されないことから、本出願とはほとんど関連性を持たない。

#### 【0008】

【特許文献1】米国特許4,100,916号  
【特許文献2】米国特許4,798,210号  
【特許文献3】米国特許5,924,989号  
【特許文献4】米国特許5,928,151号  
【特許文献5】米国特許6,120,453号  
【特許文献6】米国特許4,476,873号  
【特許文献7】米国特許5,140,988号  
【特許文献8】米国特許5,840,029号  
【特許文献9】米国特許5,879,301号  
【特許文献10】米国特許6,015,383号  
【特許文献11】米国特許322,507号  
【特許文献12】米国特許5,305,752号  
【特許文献13】米国特許5,465,722号  
【特許文献14】米国特許6,375,616号  
【特許文献15】米国特許6,390,982号  
【特許文献16】米国特許5,893,832号  
【特許文献17】米国特許6,413,215号

【非特許文献1】E.J. Feleppa et al., "Two Dimensional and Three-Dimensional Tissue-Type Imaging of the Prostate Based on Ultrasonic Spectrum Analysis and Neural-Network Classification" 30

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0009】

このように、上述のような制限の無い、硬性組織の三次元超音波画像形成用システム及び方法に対する、広く認知された必要性が存在し、それらを実現することは極めて有益であると思われる。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0010】

本発明の1つの態様によると、対象内の硬性組織の超音波画像を作り出す方法が提供される。この方法は、(a)規定された位置における少なくとも1つの超音波トランスデューサから前記対象に向かって超音波エネルギーの集束ビームを発信するステップ；(b)前記少なくとも1つの超音波トランスデューサを位置決めすることにより、前記集束ビームと前記硬性組織の表面との間の入射角を標準角度に調整するステップ；(c)前記規定された位置でエコー反射として前記エネルギーの有意な部分を受信するステップ、(d)6つの自由度で前記トランスデューサの前記位置を規定するステップ；(e)前記エコー反射を引き起こす表面の一部分について一組の位置座標を計算するステップ；(f)前記超音波トランスデューサを異なる規定された位置まで移動させるステップ；(g)(a)から(f)までのステップを反復するステップ；及び(h)前記エコー反射を引き起こす

10

20

30

40

50

前記表面の少なくとも一部分の地図を生成するように前記位置座標の複数の組の少なくとも一部分を編集するステップ；(i)所定の法則に従って前記対象内の前記硬性組織の表面を表す前記地図の少なくとも一部分を決定するステップ、を含む。

### 【0011】

本発明の別の態様によると、対象内の硬性組織の超音波画像を作り出すためのシステムが提供される。このシステムは、(a)規定された位置に位置決めされ、超音波エネルギーの集束ビームを前記対象に向かって発信する能力を有し、前記硬性組織の表面からエコー反射として前記エネルギーの有意な部分を受信する能力を有し、中央処理装置と通信する能力を有する少なくとも1つの超音波トランスデューサ；(b)前記中央処理装置からの命令に応えて前記集束ビームと前記硬性組織の表面との間の入射角を調整する能力をもつよう設計され製造され、さらに6つの自由度で前記トランスデューサの前記位置を規定し、かつ前記中央処理装置に対して前記規定を発信する能力をもつよう設計され製造され、さらに前記超音波トランスデューサを一連の異なる規定された位置まで移動させる能力をもつよう設計され製造される、前記少なくとも1つのトランスデューサに接続された位置ロケータ及び調整機構；(c)前記トランスデューサを前記一連の異なる規定された位置まで移動させるように前記位置ロケータ及び調整機構に対し命令を発信し、前記エコー反射を引き起こす前記硬性組織の表面の少なくとも一部分について一組の位置座標を計算し、所定の法則を適用することによって前記硬性組織の表面の少なくとも一部分の地図を生成するように前記位置座標の複数の組を編集するよう設計され構成された前記中央処理装置を含む。

10

20

30

40

50

### 【0012】

本発明のさらに別の態様によると、その上に凹凸を含む硬性組織の超音波画像を作り出す方法が提供される。この方法は、(a)第1の規定された位置における少なくとも1つの超音波トランスデューサから前記硬性組織の表面に向かって超音波エネルギーの集束ビームを発信するステップ；(b)少なくとも1つの第2の規定された位置でエコー反射として前記エネルギーの一部分を受信するステップ、(c)前記少なくとも1つの第2の規定された位置のそれについて、1つの超音波反射体に対応する一組の位置座標を計算するステップ；(d)(a)から(c)までのステップを反復するステップ；(e)第1の所定の規準に従って前記反射体が硬性組織であるか否かを決定するステップ；(f)第2の所定の規準に従って前記反射体が前記硬性組織の表面上の凹凸であるか否かを決定するステップ；及び(g)前記硬性組織の表面の少なくとも一部分の地図を生成するように前記位置座標の複数の組の少なくとも一部分を編集するステップ、を含む。

### 【0013】

本発明のさらに別の態様によると、対象内の硬性組織及びその上のいずれかの凹凸の超音波画像を作り出すためのシステムが提供される。このシステムは、(a)前記硬性組織の表面に向かって少なくとも1つの第1の規定された位置から超音波エネルギーの集束ビームを発信する能力を有し、さらに中央処理装置と通信する能力を有する、少なくとも1つの超音波発信器；(b)少なくとも1つの第2の規定された位置におけるエコー反射として前記エネルギーの一部分を受信する能力を有し、さらに前記中央処理装置と通信する能力を有する少なくとも1つの超音波受信器；(c)前記少なくとも1つの発信器及び前記少なくとも1つの受信器に対し操作可能な形で接続でき、かつ前記中央処理装置と通信する能力を有し、前記発信器及び前記受信器を一連の異なる規定された位置まで移動させる能力を有するよう設計され構成された位置ロケータ及び調整機構；及び(d)(i)前記少なくとも1つの第2の規定された位置のそれについて、1つの超音波反射体に対応する一組の位置座標を計算し；(ii)第1の所定の規準に従って、前記反射体が、硬性組織であるか否かを決定し；(iii)第2の所定の規準に従って、前記反射体が、前記硬性組織の表面上の凹凸を構成するか否かを決定し；(iv)前記硬性組織の表面の少なくとも一部分の地図を生成するように前記位置座標の複数の組の少なくとも一部分を編集し；(v)前記トランスデューサを前記一連の異なる規定された位置まで移動させるよう前記位置ロケータ及び調整機構に対し命令を発信する；よう設計され構成された中央処理装置を含む。

理装置、を含む。

【0014】

以下に記載する、本発明の好ましい実施態様のさらなる特徴によると、制御ステップには、前記調整ステップ及び前記移動ステップから成る群から選択された少なくとも1つの項目が含まれる。

ここで記載された本発明の好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記調整ステップ及び前記移動ステップから成る群から選択された少なくとも1つの項目は、前記方法の実施者により手動で実行される。

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、手動で実行されることは、前記方法の実施者による手動での位置調整及び前記方法の前記実施者により前記中央処理装置に発信された少なくとも1つの命令から成る群から選択された少なくとも1つの手動による入力を表す。 10

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記入射角は、前記少なくとも1つの超音波トランスデューサを移動させることによって決定される標準角度である。

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記規定された位置のそれぞれは、一組の位置座標として規定される。

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、各第1の規定された位置は、その規定の一部として少なくとも1つの発信角度を含む。

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記方法は、発信ステップのために追加的な第1の規定された位置を利用するステップをさらに含む。追加的な第1の規定された位置は、単一の規定された位置から追加的な方向に(すなわち異なる角度で)発信するステップを含むが、それに限定されない。 20

【0015】

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記方法は、受信ステップのために追加的な第2の規定された位置を利用するステップをさらに含む。

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記方法は、制御ステップには、前記少なくとも1つの超音波トランスデューサ及び超音波受信器のうちの少なくとも1つから成る群から選択された少なくとも1つの項目を再度位置決めするステップを含む。 30

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、所定の法則は、幾何学的法則及び物理的法則から成る群から選択される。したがって、幾何学的法則及び/又は物理的法則を含む組み合わせが含まれる。

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、所定の法則には、

$$F(x,y,r1, r2, r3) = \Sigma (\text{refl}(Area 1)) - C * \Sigma (\text{ref2}(Area 2))$$

という関数の極大が含まれ、式中、

(x, y)は、前記対象内の前記硬性組織の薄片内の仮定された位置座標を表し；r1、r2及びr3は、個別に、それぞれ一連の角度1、2及び3における前記仮定された位置座標に関する前記硬性組織の半径を表し；ref1は、第1の領域(Area 1)内のエコー反射として受信された前記エネルギーの部分の和を表し、ref2は、第2の領域(Area 2)内のエコー反射として受信された前記エネルギーの部分の和を表し；Cは、定数を表している。 40

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記方法は、方法の少なくとも一部分の実行を中央処理装置を用いて制御するステップ、をさらに含む。

【0016】

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、制御ステップは、機械的制御、アレイからの選択及び電子的制御から成る群から選択された少なくとも1つの制御機構を表す。 50

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記位置口ケータ及び調整機構は、機械的制御、アレイからの選択及び電子的制御から成る群から選択された少なくとも1つの制御タイプを利用する。

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記位置口ケータ及び調整機構は、さらに、システムのオペレータによる手動式位置調整及び前記中央処理装置に発信された少なくとも1つの命令から成る群から選択される入力をシステムのオペレータから受信するように設計され、構成される。

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記工コ一反射に関するデータ、前記工コ一反射を引き起こす前記硬性組織の表面の一部分について前記一組の位置座標及び前記地図の少なくとも一部から成る群から選択された少なくとも1つの項目が表示装置上に表示される。  
10

ここで記載された好ましい実施態様のさらなる特徴によると、前記地図は、二次元地図及び三次元地図から成る群から選択される。

#### 【発明の効果】

#### 【0017】

本発明は、硬性組織及び／又はその中に含まれた欠陥（例えば骨折、関節異常及び移植された外科用定着具）の三次元超音波画像形成システム及び方法を提供することにより、現在知られている構成の欠点に手際よく対処するものである。好ましくは、システムによって形成された画像は、さらに、統合型3D描写の一部として、骨を取り囲む軟性組織の描写を含む。  
20

本発明の方法及びシステムの実施には、選択されたタスク又はステップを手動式、自動式又はその組合せによって実行又は完了することが含まれる。さらに、本発明の方法及びシステムの好ましい実施態様の実際の計装及び装置によると、任意のファームウェアの任意のオペレーティングシステム上のハードウェア又はソフトウェア又はそれらの組合せによって、いくつかの選択されたステップを実施することができる。例えば、ハードウェアとしては、本発明の選択されたステップをチップ又は回路として実施することが可能であろう。ソフトウェアとしては、本発明の選択されたステップを、あらゆる適切なオペレーティングシステムを用いたコンピュータにより実行される複数のソフトウェア命令として実施できるであろう。いずれの場合においても、本発明の方法及びシステムの選択されたステップは、複数の命令を実行するための計算用プラットフォームといったようなデータプロセッサによって実行されるものとして述べることが可能であろう。  
30

本発明を、添付図面を参照しつつ、単なる一例を用いて本明細書で説明する。図面を詳細に参照する場合、そこで示される事項は一例であり、本発明の好ましい実施態様の例示的論述を目的とし、本発明の原理及び概念的側面の最も有用でかつ容易に理解できると考えられるものを提供するために提示されているという点を強調しておきたい。この点において、本発明を基本的に理解するために必要以上に詳細に本発明の構造的細部を示すための試みは、全くなされておらず、図面と共に示される説明は、本発明のいくつかの態様を実践する上で、それらをいかに実施できるかを当業者に対して明示している。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0018】

本発明は、硬性組織表面及び／又はその上の凹凸の三次元地図又は画像を形成するのに使用可能である硬性組織の超音波画像形成システム及び方法に関する。

具体的には、本発明は、骨の欠陥（例えば骨折、関節異常及び移植された外科用定着具）の画像を形成するのに使用可能である。本発明により形成された画像は、好ましくは、統合型3D描写の一部として骨を取り囲む軟性組織の描写をさらに含む。

本発明によるシステム及び方法の原理及び動作は、図面及び付随する説明を参考することによって、さらによく理解することができる。

発明の少なくとも1つの実施態様について説明する前に、本発明が、以下の記載中に記されるか又は図面中で例示される構成要素の配置及び構成細部にその応用が限定されるものではないということを理解されたい。本発明は、その他の実施態様が可能であるか、又  
40  
50

は様々な態様で実践又は実施され得るものである。同様に、本明細書で使用される表現及び用語は、説明を目的とするものであって、限定的意味を持つものとみなされるべきではない、ということも理解されたい。

明確さを期して、それぞれの実施態様中で記載される本発明のいくつかの特徴は、単一の実施態様を組み合わせた形でも提供可能であるということが理解されよう。換言すると、簡潔さのため単一の実施態様中で記載されている本発明の様々な特徴は、別々に、又はあらゆる適切なサブコンビネーションでも同様に提供され得る。

### 【0019】

本発明は、対象68の内部の硬性組織70(図2)の超音波画像48を作り出す方法20(図1)によって実施される。10

本明細書及び添付の特許請求の範囲において、「超音波」という語は、約20kHzを超える周波数、さらに好ましくは1MHz～20MHzの範囲内の周波数をもつ音波に関する。

本明細書及び添付の特許請求の範囲において、「硬性組織」という語には、皮質骨又はトレビキュラー骨(trebicicular bone)といったような骨が含まれるが、これらに限定されるわけではない。ここでいう骨は、おおよそスネル(Snell)の法則に従って超音波エコー反射を生成する能力をもつ石灰化した完全に発達した骨を意味する。生長中の胎児も骨を有し得るが、これらの胎児の骨は、主として軟骨組織であり、有意な石灰化は、標準的に分娩のかなり後になって起こることから、硬性組織の規定からは除外される。

本明細書及び添付の特許請求の範囲で用いられる「対象」という語は、検査対象となり得る被験者のあらゆる部分を表す。20

### 【0020】

方法20は、規定された位置64において少なくとも1つの超音波トランステューサ62から超音波エネルギーの集束ビーム66を対象68に向かって発信するステップ22を含む。好ましくは、ビーム66は、パルス化される。

本明細書及び添付の特許請求の範囲において、「集束され」という語は、発信されたビームの軸を取り囲む規定された領域内に大部分の発信されたエネルギーが集中していることを意味している。集束は、複数の発信ビームの干渉によって引き起こされる可能性がある。発信用トランステューサ62(図5a～c参照)の配置に応じて、この干渉には、時間的成分(すなわち対象から遠くにあるトランステューサは比較的早く発信し、対象に比較的近いトランステューサはそれより遅く発信する)ならびに空間的成分が含まれる。30

本明細書及び添付の特許請求の範囲において、「ビーム」という語は、1つ以上の発信源から発信されるエネルギー光線を表す。

本明細書及び添付の特許請求の範囲において、「パルス化され」という語は、時間的に規定されることを意味する。

方法20は、さらに、少なくとも1つの超音波トランステューサ62を位置決めすることによって、集束ビーム66と前記硬性組織70の表面69との間の入射角を標準角度に調整するステップ24を含む。

本明細書及び添付の特許請求の範囲において、「標準角度」という語は、固定した位置における単一の超音波トランステューサがエネルギーを発信し、かつ発信されたエネルギーの有意な部分のエコー反射を受信することのできる角度を意味している。理論的には、標準角度は0°(ゼロ度)であり、0°の角度が常に最適である。実際には、標準角度の範囲は、検査対象の前記硬性組織の表面特性の関数であり、測定可能なエコー反射を生成する目的のためには0°±15°、より好ましくは0°±10°、最も好ましくは0°±5°が、機能上標準的となっている。40

### 【0021】

方法20には、さらに、規定された位置64においてエコー反射としてエネルギーの有意な部分65を受信するステップ26が含まれる。方法20には、さらに、6つの自由度でのトランステューサ62の位置64を規定するステップ30も含まれている。

方法20には、さらに、前記エコー反射を引き起こす表面の一部分について一組の位置50

座標 4 6 を計算するステップ 3 2 も含まれている。方法 2 0 には、さらに、異なる規定された位置 6 4 まで超音波トランスデューサ 6 2 を移動させるステップ 3 4 及び、発信ステップ 2 2 、調整ステップ 2 4 、受信ステップ 2 6 、規定ステップ 3 0 、計算ステップ 3 2 及び移動ステップ 3 4 を反復するステップ 3 6 が含まれる。反復ステップ 3 6 は、好ましくは何度も実行される。

方法 2 0 には、さらに、前記エコー反射 6 5 を引き起こす表面 6 9 の少なくとも一部分の地図 4 8 を生成するように複数組の位置座標 4 6 の少なくとも一部分を編集するステップ 3 8 が含まれる。

方法 2 0 には、さらに、所定の法則に従って対象 6 8 の内部の硬性組織 7 0 の表面 6 9 を表す地図 4 8 の少なくとも一部分を決定するステップ 4 0 も含まれる。

任意で、しかし好ましくは、方法 2 0 の少なくとも一部分、例えば調整ステップ 2 4 又は移動ステップ 3 4 を制御するために、コンピュータコントローラ 7 2 が利用される。コンピュータコントローラ 7 2 は、例えば、D O S 、 Windows (登録商標) 、 O S / 2 (登録商標) 又は Linux (登録商標) といったオペレーティングシステムをもつパソコン (P C) のようなコンピュータ ; Macintosh (登録商標) 、 Palm O S (登録商標) 、 E P O C (登録商標) コンピュータ ; オペレーティングシステムとして J A V A (登録商標) - O S を有するコンピュータ ; Sun Microsystems (登録商標) 又は Silicon Graphics (登録商標) のコンピュータといったようなグラフィカルワークステーション、又は Sun Microsystems (登録商標) の A I X (登録商標) 又は S O L A R I S (登録商標) といったような U N I X (登録商標) オペレーティングシステムの一部のバージョンをもつその他のコンピュータ ; 又はそれぞれの固有の、又は接続可能な表示装置 8 2 を含むことが知られているその他のあらゆる既知の及び利用可能なオペレーティングシステム又は専用デジタル・アシスタント (P D A) である。

#### 【 0 0 2 2 】

任意で、しかし好ましくは、調整ステップ 2 4 及び / 又は移動ステップ 3 4 は、方法 2 0 の実施者により手動式で実行される。本明細書で使用される「手動で」という語は、少なくとも 1 回の手動式入力を表す。手動式入力は、例えば、方法 2 0 の実施者による手動式位置調整又は (例えば入力装置 8 4 を介して) 方法 2 0 の実施者により中央処理装置 7 2 に発信された少なくとも 1 つの命令である。入力装置 8 4 は、計算装置にデータを入力するためのあらゆる装置であつてよい。従つて、入力装置 8 4 には、キーボード、コンピュータマウス、トラックパッド、トラックボール、スタイルス、タッチスクリーン、及びマイクロホンが含まれ得るが、これらに限定されるわけではない。

方法 2 0 の実施には、標準的に、本発明をさらに具体化するシステム 6 0 の使用が含まれる。システム 6 0 は、対象 6 8 内で硬性組織 7 0 の超音波画像を形成する。

システム 6 0 は、規定された位置 6 4 に位置決めされ、超音波エネルギーの集束ビーム 6 6 を対象 6 8 に向かって発信 2 2 する能力及び前記硬性組織 7 0 の表面 6 9 からエコー反射としてエネルギーの有意な部分 6 5 を受信 2 6 する能力、及び中央処理装置 7 2 と通信する能力を有する、少なくとも 1 つの超音波トランスデューサ 6 2 を含む。好ましくは、ビーム 6 6 と硬性組織 7 0 の表面 6 9 との間の入射角は、エコー反射 6 5 が最大となるようにトランスデューサ 6 2 を移動させることによって決定される標準角度である。

システム 6 0 は、さらに、少なくとも 1 つのトランスデューサ 6 2 に接続され、中央処理装置 7 2 からの命令に応じて集束ビーム 6 6 と硬性組織の表面 6 9 との間の入射角を調整 2 4 する能力をもつように設計され製造された位置口ケータ及び調整機構 7 4 を含む。位置口ケータ及び調整機構 7 4 は、さらに、6 つの自由度でトランスデューサ 6 2 の位置 6 4 を規定 3 0 する能力をもつ。位置口ケータ及び調整機構 7 4 は、さらに中央処理装置 7 2 に対して前記規定を発信する能力をもつ。位置口ケータ及び調整機構 7 4 は、さらに、超音波トランスデューサ 6 2 を一連の異なる規定された位置 6 4 まで移動させる能力をもつ。

システム 6 0 は、さらに、トランスデューサ 6 2 を一連の異なる規定された位置 6 4 まで移動させるように位置口ケータ及び調整機構 7 4 に対し命令を発信するように設計され

10

20

30

40

50

構成された中央処理装置 7 2 を含む。中央処理装置 7 2 は、さらにエコー反射 6 5 を引き起こす硬性組織 7 0 の表面 6 9 の少なくとも一部分について位置座標 4 6 を計算し、所定の法則を適用することによって硬性組織 7 0 の表面 6 9 の少なくとも一部分の地図 4 8 を生成するように複数の位置座標 4 6 を編集するように設計され構成されている。

硬性組織 7 0 の表面 6 9 を表す地図 4 8 を決定するステップ 4 0 で C P U 7 2 が使用する所定の法則には、好ましくは幾何学的法則又は物理的法則又はそれらの組合せが含まれる。

本発明の中で使用するのに適した所定の法則の非限定的な例として

$$F(x, y, r1, r2, r3) = \Sigma (\text{refl}(Area 1)) \cdot C * \Sigma (\text{refl}(Area 2)) \quad (\text{図7参照})$$

10

という関数の極大が提示されている。

この関数に従うと、式中、

(x, y) は、対象 6 8 内の硬性組織 7 0 の薄片内の仮定された位置座標を表し； r 1 、 r 2 及び r 3 (それぞれ 1 0 3 、 1 0 5 及び 1 0 7 ) は、個別に、それぞれ一連の角度 1 、 2 及び 3 (それぞれ 1 0 9 、 1 1 1 及び 1 1 3 ) における (x, y) に関する硬性組織 7 0 の半径を表し； ref 1 は、第 1 の領域 (Area 1 ; 9 9) 内のエコー反射 6 5 として受信されたエネルギーの部分の和を表し、 ref 2 は、第 2 の領域 (Area 2 ; 1 0 1) 内のエコー反射 6 5 として受信されたエネルギーの部分の和を表し； C は、定数を表している。

図 6 a 及び図 6 b は、この関数の極大を用いて形成された硬性組織 7 0 の表面 6 9 の画像である。

20

本発明は、さらに、その上に凹凸を含む硬性組織の超音波画像を形成する追加的な方法 9 0 によって具体化される。方法 9 0 には、第 1 の規定された位置 6 4 で、ここでは明確さを期して、発信器 5 9 として示される少なくとも 1 つの超音波トランステューサから、硬性組織 7 0 の表面 6 9 に向かって超音波エネルギーの集束ビーム 6 6 (図 4) を発信するステップ 9 2 (図 3) が含まれる。

方法 9 0 は、さらに、少なくとも 1 つの第 2 の規定された位置 6 3 でエコー反射として前記エネルギーの一部 6 5 を受信するステップ 9 4 をさらに含む。前記表面 6 9 の性質は、最適である前記位置 6 3 (及び受信器 6 1) の数を決定することになる。実際には、受信器 6 1 及び発信器 5 9 の両方は、通常トランステューサ 6 2 であるが、常にそうであるとは限らない。

30

方法 9 0 は、さらに、エネルギー 6 5 が受信されるそれぞれの第 2 の規定された位置 6 3 について超音波反射体に対応する一組の位置座標 4 6 を計算するステップ 9 6 を含む。

#### 【 0 0 2 3 】

方法 9 0 は、さらに、発信ステップ 9 2 、受信ステップ 9 4 及び計算ステップ 9 6 を反復するステップを含む。

方法 9 0 は、さらに、第 1 の所定の規準に従って前記反射体が硬性組織であるか否かを決定するステップ 1 0 0 及び第 2 の所定の規準に従って、反射体が前記硬性組織の表面上の凹凸であるか否かを決定するステップ 1 0 2 を含む。

前記第 1 の所定の規準は、例えば、エコー反射 6 5 がその上に分布している小さな領域を規定することである。規定された小さな領域への反射 6 5 が制限される場合、それは硬い表面によって引き起こされていることを表している。

40

前記第 2 の所定の規準は、例えば、エコー反射 6 5 がその上に分布しているより大きな領域の規定である可能性がある。より大きな領域への反射 6 5 の分散は、それが凹凸によって引き起こされたものであるということを表している。

#### 【 0 0 2 4 】

代替的に又は追加的には、第 1 及び第 2 の所定の規準は、反射 6 5 が前記領域の幾何学的特性によって受信されるこの領域の幾何学的形状の分析を含む可能性がある。

方法 9 0 は、さらに、硬性組織 7 0 の表面 6 9 の少なくとも一部分の地図 4 8 を生成するために複数組の位置座標 4 6 の少なくとも一部分を編集するステップ 1 0 4 を含む。

50

このようにして、位置座標 4 6 の決定は、好ましくは、位置 6 3 における受信エネルギー - 6 5 と発信されたエネルギー - 6 6 とを比較することによって達成される。この決定を行なうためには、発信源 6 4 と受信器位置 6 3 の相対的位置が、分かっていなければならない。代替的、しかし同様に好ましくは、位置座標 4 6 の決定は、数多くの位置で受信 9 4 したエネルギーパターン 6 5 を分析することによって達成される。このようにして、方法 9 0 及び / 又は方法 2 0 の実行に必要とされるデータを迅速に収集するために、図 5 a ~ 図 5 c に示されるように、システム 6 0 又はシステム 1 6 0 ( 図 4 ) 内でトランステューサ 6 2 のアレイを使用することが往々にして有用である。

#### 【 0 0 2 5 】

方法 9 0 及び / 又は方法 2 0 の実行は、規定された位置 6 4 及び 6 3 のそれぞれが 1 組の位置座標として規定される場合に最も効率がよい。好ましくは、それぞれの第 1 の規定された位置 6 4 は、その規定の一部として少なくとも 1 つの発信角度を含む。

好ましくは、方法 ( 2 0 又は 9 0 ) は、さらに、発信ステップ ( 2 2 、 9 2 ) のために追加的な第 1 の規定された位置 6 4 を使用するステップを含む。追加的な第 1 の規定された位置 6 4 には、単一の規定された位置 6 4 からの追加的な方向 ( すなわち異なる角度 ) での発信ステップが含まれるが、これらに限定されるわけではない。好ましくは、方法 9 0 は、さらに、受信ステップ 9 4 のために追加的な第 2 の規定された位置 9 3 を使用するステップを含む。図 5 a ~ 図 5 c に示されるように、トランステューサ 6 2 のアレイは、多数の位置からの発信 / 受信を達成し得る速度を上昇させることによって位置座標 4 6 を生成し得る速度を上昇させることから、この点において有用である。

#### 【 0 0 2 6 】

方法 2 0 及び方法 9 0 と関連して、制御ステップには、アレイから追加的な項目を選択することによってか又は項目を物理的に移動させることによってかのいずれであれ、トランステューサ 6 2 、発信器 5 9 又は超音波受信器 6 1 を位置決めし直すステップが含まれる可能性がある。

方法 2 0 及び / 又は方法 9 0 は、両方とも、中央処理装置を用いて本方法の少なくとも一部分の実行を制御するステップに従う。この自動化された制御は、方法 2 0 及び / 又は方法 9 0 の速度及び実行を増強する。制御ステップは、例えば機械的制御装置、アレイからの選択、電子制御又はそのいずれかを含む組合せのような制御機構の使用を示す可能性がある。

対象内の硬性組織及びその上のいずれかの凹凸の超音波画像を作り出すためのシステム 1 6 0 が、図 4 に描かれている。システム 1 6 0 は、硬性組織 7 0 の表面 6 9 に向かって規定された位置 6 4 からビーム 6 6 を発信 9 2 する能力を有し、さらに中央処理装置 7 2 と通信する能力を有する、少なくとも 1 つの超音波発信器 5 9 を含む。

システム 1 6 0 は、さらに、第 2 の規定された位置 6 3 におけるエコー反射としてエネルギーの一部分 6 5 を受信 9 4 する能力を有し、さらに中央処理装置 7 2 と通信する能力を有する超音波受信器 6 1 を含む。

システム 1 6 0 は、さらに、発信器 5 9 及び受信器 6 1 に対し操作可能な形で接続でき、かつ中央処理装置 7 2 と通信する能力もつ位置ロケータ及び調整機構 7 4 を含む。位置ロケータ及び調整機構 7 4 は、発信器 5 9 及び受信器 6 1 を一連の異なる規定された位置 ( 6 4 ; 6 3 ) まで移動させる能力を有するように設計され、製造される。位置ロケータ及び調整機構 7 4 は、例えば機械的制御機構、アレイからの選択又は電子制御機構を利用し得る。

#### 【 0 0 2 7 】

位置ロケータ及び調整機構 7 4 は、任意で、しかし好ましくは、前記システム ( 6 0 ; 1 6 0 ) のオペレータからの入力を受信するように設計され、構成される。前記入力は、例えば、前記システムのオペレータによる手動式位置調整又は ( 例えばデータ入力装置 8 4 により ) 中央処理装置 7 2 に対して発信された少なくとも 1 つの命令である可能性がある。

システム 1 6 0 は、さらに、それぞれの第 2 の規定された位置 6 3 について超音波反射

10

20

30

40

50

体に対応する1組の位置座標46を計算96するように設計され、構成された中央処理装置72を含む。中央処理装置72は、さらに、第1の所定の規準に従って前記反射体が硬性組織であるか否かを決定100するように設計され、構成される。中央処理装置72は、さらに、第2の所定の規準に従って前記反射体が前記硬性組織の表面上の凹凸を構成するか否かを決定102するように設計され、構成される。中央処理装置72は、さらに、前記硬性組織の表面の少なくとも一部分の地図48を生成するように複数組の位置座標46の少なくとも一部分を編集104するように設計され、構成される。中央処理装置72は、さらに、トランステューサ(59；61)を異なる規定された位置(64；63)まで移動させるように前記位置口ケータ及び調整機構に対し命令(例えば制御114)を発信するように設計され、構成されている。

好ましくは、発信ステップ92及び受信ステップ94は、単一平面75内で起こり、ビーム66の発信92は、平面75に対し標準角度を成す。

#### 【0028】

方法20及び方法90の実施には、標準的には、表示装置82上の出力の表示42が含まれる。表示装置82は、ユーザーに対してデータを視覚的に提示するあらゆる装置を含むことができる。したがって、表示装置82は、例えば、陰極線管表示スクリーン、液晶表示装置、プリントアウト、プラズマスクリーン又は発光ダイオードのアレイであり得る。同様にして、システム60及びシステム160は、好ましくは、このような表示装置82を含む。表示された出力には、エコー反射65に関するデータ44、エコー反射65を引き起こす硬性組織70の表面69の一部分についての位置座標46、及び地図48の少なくとも一部分(例えば図6a及び図6b)が含まれ得るが、これらに限定されるわけではない。好ましくは、硬性組織70の表面69は、視覚的に強調表示される(図6b)。地図48は、二次元地図か又は三次元地図として提示される。好ましくは、表面の凹凸56も同様に表示される。より好ましくは、対象68の軟性組織がさらに表示される。

本発明を、特定の実施態様に関連して記載してきたが、数多くの代替態様、変更及び変形が当業者にとって明白なことは明らかである。したがって、添付の特許請求の範囲の精神及び広範な範囲内に含まれる代替態様、変更及び変形の全てを包含することが意図される。本明細書で言及された全ての刊行物、特許及び特許出願は、ここでは、あたかも個々の刊行物、特許又は特許出願の各々が本明細書に参考として組み込まれるように特定的かつ個別的に示されている場合と同じ範囲で、明細書中にそれらの全体が参考として包含される。さらに、本出願のあらゆる参考文献の引用又は識別は、それらの参考文献が本発明に対する先行技術として利用可能であることを認めたものとは、みなされるべきでない。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0029】

【図1】本発明による方法の実行に含まれる一連のイベントを例示する、単純化したフローチャート。

【図2】本発明によるシステムのコンポーネントを概略的に示す図。

【図3】本発明による追加的な方法の実行に含まれる一連のイベントを例示する、単純化されたフローチャート。

【図4】本発明による追加的なシステムのコンポーネントを概略的に示す図。

【図5】a～cは、本発明による対象に関する超音波トランステューサの想定される配置を例示する図。

【図6】a及びbは、本発明によって生成された地図を提示する図。

【図7】本発明の裏付けとして提示された公式中の変数間の物理的関係を例示する図。

#### 【符号の説明】

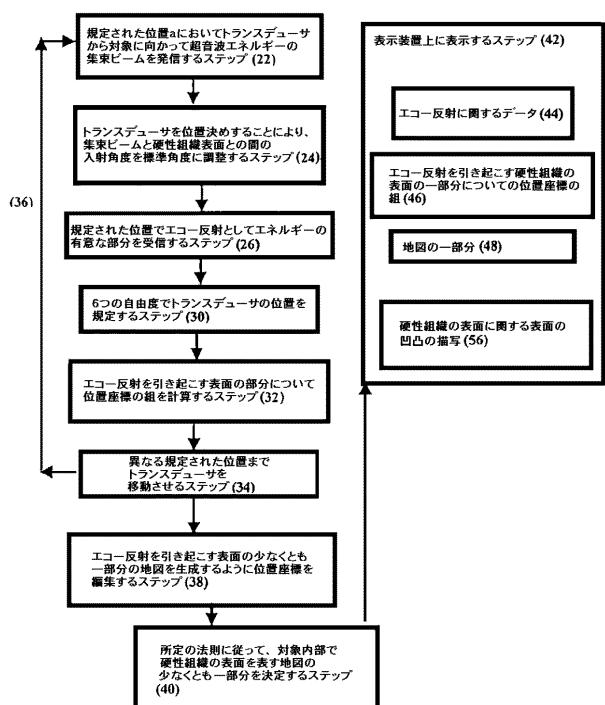
#### 【0030】

60、160 システム、61 超音波受信器(トランステューサ)、62 超音波トランステューサ(発信用トランステューサ) 63 位置(受信位置、第2の規定された位置、受信器位)、64 位置(発信源、第1の規定された位置、規定された位置)、65 エネルギーの有意な部分(エコー反射)、66 集束ビーム(エネルギー)、68 対象

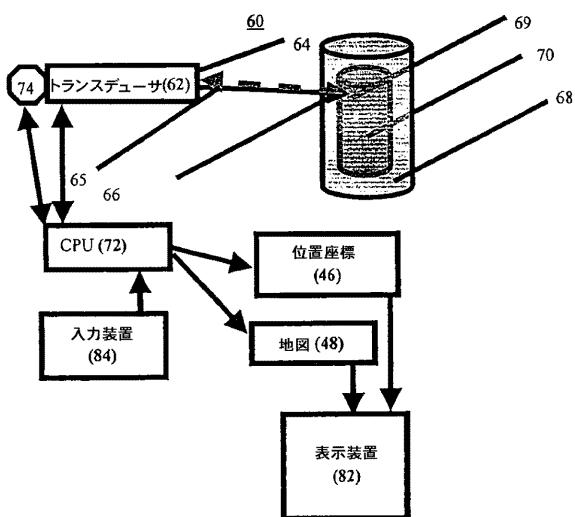
、 6 9 硬性組織の表面、 7 0 硬性組織、 7 2 中央処理装置（コンピュータコントローラ、 C P U ）、 7 4 位置口ケータ及び調整機構、 7 5 単一平面、 9 9 第 1 の領域、 1 0 1 第 2 の領域、 1 0 3 位置座標  $r_1$  、 1 0 5 位置座標  $r_2$  、 1 0 7 位置座標  $r_3$  、 1 0 9 角度 1 、 1 1 1 角度 2 、 1 1 3 角度 3 。

【 図 1 】

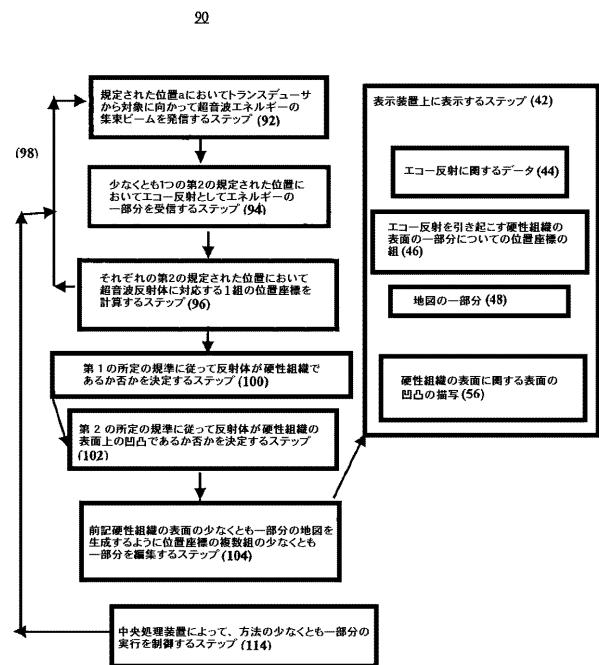
20



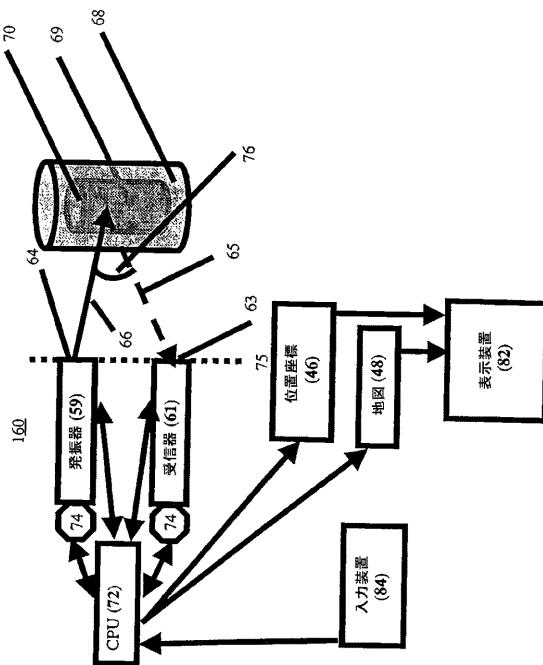
【 図 2 】



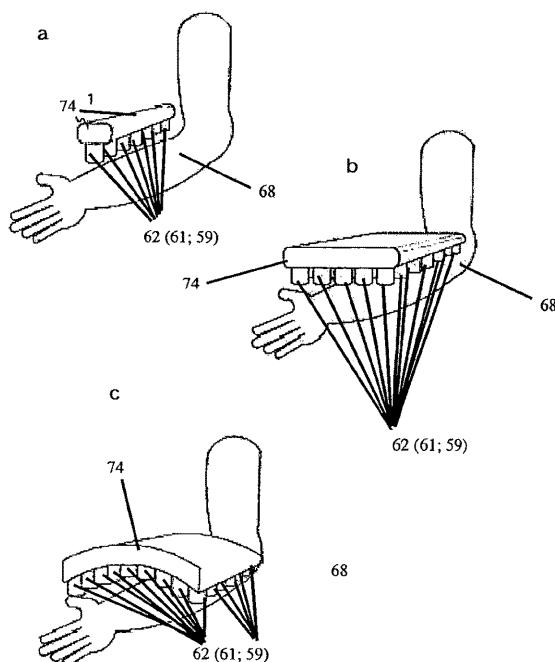
【図3】



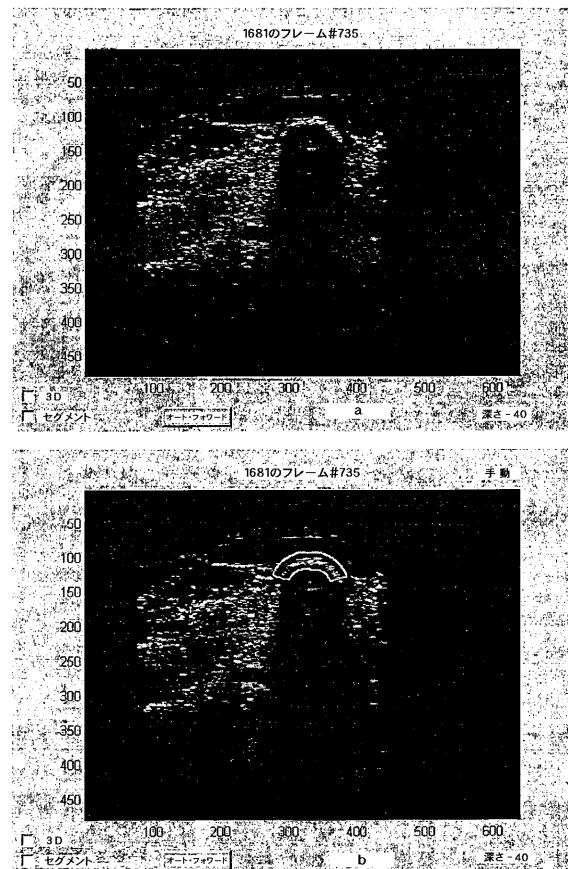
【図4】



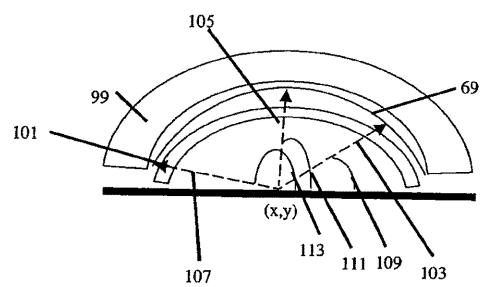
【図5】



【図6】



【図7】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IL03/00015																														
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(7) : A61B 8/00; A61M 16/00 US CL : 600/443; 128/916 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC																																
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/443, 437, 449, 463, 442, 448; 128/916; 73/625, 602; 348/163																																
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched																																
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)																																
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left;">Category *</th> <th style="text-align: left;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>US 4,495,816 (SCHLUMBERGER) 29 January 1985 (29.01.1985), see entire document.</td> <td>19, 20, 29</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 5,140,988 (STOUFFER ET AL) 25 August 1992 (25.08.1992), see column 4, line 4 -- column 6, line 35.</td> <td>19, 20, 24, 29</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 5,924,989 (POLZ) 20 July 1999 (20.07.1999), see entire document.</td> <td>1, 10, 11, 16, 19, 20, 29, 33</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 5,879,301 (CHIABRERA ET AL) 09 March 1999 (09.03.1999), see column 3, line 45 - column 7, line 48.</td> <td>1, 11</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>US 5,840,029 (MAZESS ET AL) 24 November 1998 (24.11.1998), see entire document.</td> <td>1, 4, 11, 12</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 5,465,722 (FORT ET AL) 14 November 1995 (14.11.1995), see entire document.</td> <td>1, 4, 5, 10-12, 16, 19, 20, 24, 25, 28-30, 33</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 5,305,752 (SPIVEY ET AL) 26 April 1994 (26.04.1994), see entire document.</td> <td>1, 11, 19, 20, 1, 11, 19, 29</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>US 4,476,873 (SORENSEN ET AL) 16 October 1984 (16.10.1984), see entire document.</td> <td>1, 4, 10-12, 16, 19, 20, 28-30, 33</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 4,100,916 (KING) 18 July 1978 (18.07.1978), see entire document.</td> <td>1, 2, 4, 10-12, 16</td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	US 4,495,816 (SCHLUMBERGER) 29 January 1985 (29.01.1985), see entire document.	19, 20, 29	Y	US 5,140,988 (STOUFFER ET AL) 25 August 1992 (25.08.1992), see column 4, line 4 -- column 6, line 35.	19, 20, 24, 29	Y	US 5,924,989 (POLZ) 20 July 1999 (20.07.1999), see entire document.	1, 10, 11, 16, 19, 20, 29, 33	Y	US 5,879,301 (CHIABRERA ET AL) 09 March 1999 (09.03.1999), see column 3, line 45 - column 7, line 48.	1, 11	X	US 5,840,029 (MAZESS ET AL) 24 November 1998 (24.11.1998), see entire document.	1, 4, 11, 12	A	US 5,465,722 (FORT ET AL) 14 November 1995 (14.11.1995), see entire document.	1, 4, 5, 10-12, 16, 19, 20, 24, 25, 28-30, 33	A	US 5,305,752 (SPIVEY ET AL) 26 April 1994 (26.04.1994), see entire document.	1, 11, 19, 20, 1, 11, 19, 29	X	US 4,476,873 (SORENSEN ET AL) 16 October 1984 (16.10.1984), see entire document.	1, 4, 10-12, 16, 19, 20, 28-30, 33	Y	US 4,100,916 (KING) 18 July 1978 (18.07.1978), see entire document.	1, 2, 4, 10-12, 16
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																														
A	US 4,495,816 (SCHLUMBERGER) 29 January 1985 (29.01.1985), see entire document.	19, 20, 29																														
Y	US 5,140,988 (STOUFFER ET AL) 25 August 1992 (25.08.1992), see column 4, line 4 -- column 6, line 35.	19, 20, 24, 29																														
Y	US 5,924,989 (POLZ) 20 July 1999 (20.07.1999), see entire document.	1, 10, 11, 16, 19, 20, 29, 33																														
Y	US 5,879,301 (CHIABRERA ET AL) 09 March 1999 (09.03.1999), see column 3, line 45 - column 7, line 48.	1, 11																														
X	US 5,840,029 (MAZESS ET AL) 24 November 1998 (24.11.1998), see entire document.	1, 4, 11, 12																														
A	US 5,465,722 (FORT ET AL) 14 November 1995 (14.11.1995), see entire document.	1, 4, 5, 10-12, 16, 19, 20, 24, 25, 28-30, 33																														
A	US 5,305,752 (SPIVEY ET AL) 26 April 1994 (26.04.1994), see entire document.	1, 11, 19, 20, 1, 11, 19, 29																														
X	US 4,476,873 (SORENSEN ET AL) 16 October 1984 (16.10.1984), see entire document.	1, 4, 10-12, 16, 19, 20, 28-30, 33																														
Y	US 4,100,916 (KING) 18 July 1978 (18.07.1978), see entire document.	1, 2, 4, 10-12, 16																														
<input checked="" 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 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																																
Date of the actual completion of the international search 19 August 2003 (19.08.2003)	Date of mailing of the international search report <b>29 SEP 2003</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. (703)305-3230	Authorized officer <i>Ruhl Dennis Deane Russelle for</i> Telephone No. (703) 308-2262																															

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN, GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC, EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW, M X,MZ,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 カルドシュ ミカエル

イスラエル レホヴォット 76702 ペケリス ストリート 4

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB16 DD10 DD26 EE11 GA18 GA21 GB04 GB06 GB09  
HH04 HH31 JC09 JC10 JC20 JC27 KK21 KK24 KK31 KK43  
KK44 KK45 LL38

专利名称(译)	三维超声图像形成系统和刚性组织的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005525842A</a>	公开(公告)日	2005-09-02
申请号	JP2003557368	申请日	2003-01-05
[标]申请(专利权)人(译)	梅德福儿子有限公司		
申请(专利权)人(译)	Medoson有限公司		
[标]发明人	セラナタン ブクシュパンシュムエル コーエンリオール カルドシュミカエル		
发明人	セラナタン ブクシュパンシュムエル コーエンリオール カルドシュミカエル		
IPC分类号	A61B8/08 G01N29/24		
CPC分类号	G01N29/2487 A61B8/0875 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/483 G01N29/2456 G01N2291/02483 G01N2291/056 G01N2291/106 G01S15/8977 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD10 4C601/DD26 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB09 4C601/HH04 4C601/HH31 4C601/JC09 4C601/JC10 4C601/JC20 4C601/JC27 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/KK45 4C601/LL38		
代理人(译)	铃木均		
优先权	60/344803 2002-01-07 US 60/361091 2002-03-01 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

用于在对象(68)内产生刚性组织(70)的超声图像(48)的系统(60)和方法(20)。方法(20)包括以下步骤：从限定位置(64)向对象(68)发射(22)束能量(66)；步骤该方法包括以下步骤：将入射角调整到标准角；在限定的位置接收回波反射；由一组位置坐标(46)(32)，在地图上从附加位置重复所述序列(64)的步骤(36)计算关于，回波返回原因(65)的表面(69)(地图编辑位置坐标的步骤(46)，以产生—48)(38)，以及表示硬组织的表面(69)(70)和预定的规则(48)并确定(40)。系统，用于使用附加回波方式接收到的反射(65)(90)，用于执行额外的限定的位置(64)所要求保护的方法(20)(90)(60)同样。

