

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4173103号
(P4173103)

(45) 発行日 平成20年10月29日(2008.10.29)

(24) 登録日 平成20年8月22日(2008.8.22)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-557369 (P2003-557369) (86) (22) 出願日 平成15年1月5日(2003.1.5) (65) 公表番号 特表2005-526539 (P2005-526539A) (43) 公表日 平成17年9月8日(2005.9.8) (86) 国際出願番号 PCT/IL2003/000016 (87) 国際公開番号 W02003/057001 (87) 国際公開日 平成15年7月17日(2003.7.17) 審査請求日 平成17年1月7日(2005.1.7) (31) 優先権主張番号 60/344,803 (32) 優先日 平成14年1月7日(2002.1.7) (33) 優先権主張国 米国(US) (31) 優先権主張番号 60/361,091 (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)</p>	<p>(73) 特許権者 504260265 ジーイー・メディカル・システムズ・イス ラエル・リミテッド GE Medical Systems Israel Ltd. イスラエル国, ティラット・ハ・カルメル 39120, ピーオーボックス 207 1, ビルディング・ナンバー4, ケレン・ ハイェソッド・ストリート7 7 Keren Hayesod St. , Building No. 4, PO Box 2071, Tirat Ha Carmel 39120, Isra el</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 硬組織の凸凹をマッピングするシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

目標物内部の硬組織の表面にある凸凹をマッピングするためのシステムであって、

- (a) 少なくとも1つの超音波トランスジューサであって、
- (i) 該少なくとも1つのトランスジューサは規定された位置に位置決めされており、
- (i i) 該少なくとも1つのトランスジューサは、硬組織の表面に向かって第1の入射角で超音波エネルギーの集束ビームを送信することが可能であり、
- (i i i) 該少なくとも1つのトランスジューサは、前記エネルギーの少なくとも一部分を硬組織の表面からのエコー反射として受信することが可能であり、
- (i v) 該少なくとも1つのトランスジューサは中央処理ユニットと通信することが可能である、

ような少なくとも1つの超音波トランスジューサと、

- (b) 前記少なくとも1つのトランスジューサに動作可能に接続可能であると共に、
- (i) 前記中央処理ユニットからのコマンドにตอบสนองして前記集束ビームと硬組織の表面の間の前記入射角の調整が可能であること、
- (i i) さらに、前記トランスジューサの前記位置を6つの自由度をもつ一組の位置座標として規定すると共に該一組の座標を中央処理ユニットに送信することが可能であること

- (i i i) さらに、前記少なくとも1つの超音波トランスジューサを一連の別の規定された位置まで移動させることが可能であること、

10

20

が得られるように設計されかつ製作されている位置ロケータ/調整機構と、を備えており、

(c) 前記中央処理ユニットは、

(i) さらに、前記少なくとも1つのトランスジューサの前記位置を規定している前記一組の位置座標を前記位置ロケータ/調整機構から受け取ることが可能であること、

(ii) さらに、硬組織の表面の前記エコー反射を生じさせる一部分に関して追加的な一組の位置座標を計算することが可能であること、

(iii) さらに、前記複数の位置座標の組を編集して硬組織の表面のマップを作成することが可能であること、

が得られるように設計されかつ製作されているシステム。

10

【請求項2】

(d) 前記中央処理装置と通信することが可能な表示デバイスであって、

(i) 前記エコー反射に関するデータを表示すること、

(ii) 硬組織の表面の前記エコー反射を生じさせる一部分に関する前記追加的な一組の位置座標を表示すること、

(iii) 前記マップの少なくとも一部分を表示すること、

からなる群より選択した少なくとも1つの機能を実行するように設計されかつ製作された表示デバイスをさらに備える請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記中央処理ユニットはさらに、前記少なくとも1つのトランスジューサを前記一連の別の規定された位置まで移動させるコマンドを前記位置ロケータ/調整機構に送信することが可能であるように設計されかつ製作されている、請求項1に記載のシステム。

20

【請求項4】

前記コマンドは、機械式制御に対するコマンド、前記少なくとも1つのトランスジューサの別のトランスジューサに切り替えるコマンド、及び電子式制御に対するコマンドからなる群より選択される、請求項3に記載のシステム。

【請求項5】

前記位置ロケータ/調整機構は、システムのオペレータによる手動位置調整と該オペレータが前記中央処理ユニットに送信した少なくとも1つの命令とからなる群より選択される入力を該システムのオペレータから受け取るように設計されかつ構成されている、請求項1に記載のシステム。

30

【請求項6】

前記マップが2次元マップである、請求項1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日に提出された米国特許出願第60/344,803号、及び2002年3月1日に提出された米国特許出願第60/361,091号の優先権を主張するものである。

【0002】

40

本発明は、硬組織の凸凹をマッピングするシステム及び方法に関する。具体的には、本発明は、骨（例えば、骨折、関節異常及び埋込式外科アンカー）など硬組織にある凸凹の検出に関する。

【背景技術】

【0003】

米国整形外科学会(American Academy of Orthopaedic Surgeons)によれば、米国だけで毎年概ね650万件の骨折症例が診断されている。整形外科医療は従来から骨折や形成異常を含むような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線やCTスキャン)に依拠してきた。これらの方法では患者を放射線に曝露させることが必要となる。

50

【0004】

Ledley に対して発行された米国特許第 4,798,210 号は、3D 画像を生成するために第 1 の画像を第 2 の画像と合成しているような超音波法を用いて 3D 物体の 3D 画像を作成するための方法について記載している。ここでも、Ledley の教示には、骨のレンダリングやその不完全性を超音波によって取り出せるようなヒントも示唆も含まれていない。

【0005】

Polz に対して発行された米国特許第 5,924,989 号は、心臓や呼吸器系の別の部分などの動的な臓器の画像を取り込むための 3 次元超音波システムの別の一例である。Ledley と同様に、Polz は 3 次元画像を完成させるために異なる画像の組み合わせを利用している。ここでも、Polz の教示には、骨のレンダリングやその不完全性を超音波によって取り出せるようなヒントも示唆も含まれていない。

10

【0006】

Hossack に対して発行された米国特許第 5,928,151 号は、3 次元超音波走査システムの別の一例である。ここでも、この発明の教示には、骨のレンダリングやその不完全性を超音波によって取り出せるようなヒントも示唆も含まれていない。むしろ逆のことが言える、すなわち、造影剤を用いずに機能できることに重点を置いていることから Hossack は軟部組織用途のみを想定していることが推察される。

【0007】

Sharp に対して発行された米国特許第 6,120,453 号は 1 つの 3 次元超音波システムである。この特許の教示は Ledley 及び Polz の教示と同様である。ここでも、Sharp は 3 次元画像の生成のため幾つかの画像の合成を利用している。ここでも、Sharp は、骨のレンダリングやその不完全性を超音波によって取り出せるようなヒントも示唆も提供していない。

20

【0008】

要約すると、この第 1 のグループの各特許はどれも、骨の凸凹のマップを超音波テクノロジーを用いて作成することが可能であることを含意していない。これらの特許はそれよりむしろ、軟部組織の 3D 画像の分解能を上昇させる様々な手段に重点を置いている。軟部組織のエコー反射特性は硬組織のものと同様でないため、これらの方法を硬組織に直接適用することは実用的でない。

30

【0009】

骨の超音波イメージングに関する概念が知られていない訳ではない。しかし、以下の第 2 のグループの従来技術の参考文献によって例証されるように、超音波によって取り出した骨画像は典型的には 3 次元的ではない。

【0010】

Sorenson に対して発行された米国特許第 4,476,873 号は、骨格構造の撮像に使用される超音波走査システムの 1 つである。この走査システムは、硬組織と軟部組織を識別することができ、これを用いて側弯症を検出することができる。しかし、この特許の図 14 ~ 18 から、データを 3 次元的に収集してはいるが出力がグラフとして提供されることは極めて明瞭である。したがって、Sorenson に固有の欠点は、走査の結果として画像が提供されないことである。Sorenson は空気と骨を含む肺の区別について教示している。空気と軟部組織とが交互になった層を成している肺組織は、筋肉などのその他の軟部組織との違いと比べて骨との違いがより大きい。さらに、Sorenson は、スネルの法則によって典型的には、送信されたエネルギーの大部分が送信トランスジューサの長手方向の軸とある角度をなす 1 つの線に沿って反射されることを教示している。したがって、Sorenson は、この軸に沿って戻される反射エネルギーのうちわずかな量を大幅に増幅すること、あるいは別法として、1 つまたは複数の追加的なトランスジューサ位置において反射エネルギーを取り込むことを教示している。したがって、Sorenson は、ある点の座標を (6 つの自由度ではなく) 3 つの自由度で決定することを教示している。したがって、表面の角度の距離全体にわたる変化は、これ

40

50

らの教示によっては決定することができない。このことは、長い骨の表面の凸凹を撮像する際に使用するのにこれらの教示が不適當であるという顯著で本質的な欠点となる。

【0011】

Stoufferらに対して発行された米国特許第5,140,988号は、動物の死体の骨構造を撮像するための方法及び装置である。この特許の図2及び3は、Stoufferの教示が骨の2次元画像に関するものであることを示している。Stoufferは、骨折など骨の表面にある凸凹の撮像については教示し得ていない。

【0012】

Mazesらに対して発行された米国特許第5,840,029号は、超音波を用いて骨を計測するための一方法である。Mazesは、骨の特性の計測に主に関心を示している。Mazesは、骨折など骨の表面にある凸凹の撮像については教示し得ていない。

10

【0013】

Chibreraらに対して発行された米国特許第5,879,301号は、超音波を用いて骨の特性を検出するため(具体的には、骨粗鬆症を発見するため)の一方法である。Chibreraの本質的な欠点は、計測した骨やその表面の凸凹の画像の作成について教示していないことである。

【0014】

Buhlerらに対して発行された米国特許第6,015,383号は、骨の辺縁が検出された箇所の骨組織の特性を検出するための音響解析について教示している。しかし、この特許の図3~6から、出力がグラフとして提供されることは極めて明瞭である。したがって、Buhlerに固有の欠点は、走査の結果として画像が提供されないことである。

20

【0015】

Passiらに対して発行された米国特許第6,322,507号は、骨組織を評価するための超音波システムの1つである。このグループのその他の特許と同様に、この特許は出力が画像ではなくグラフで提供されるという固有の欠点を有している。さらに、これらの教示に従った計測は音響的特性に関するものであって表面位置座標に関するものではない。

【0016】

したがって、第2の特許グループの各特許は、超音波テクノロジーを用いた骨の定量法(assay)について教示しているが、これらの特許は骨の表面の凸凹のマップの生成については教示し得ていない。

30

【0017】

骨の超音波イメージングを扱っている別の特許を以下に示す。

【0018】

Spiveyに対して発行された米国特許第5,305,752号は、音波を利用して身体内の組織を撮像するためのシステムの1つである。Spiveyは軟部組織と骨の両方を表している単一の超音波画像の形成について教示しているが、この画像は断面像(すなわち、2次元画像)である。Spiveyは、骨折などの表面の凸凹の撮像については教示していない。

40

【0019】

Fortらに対して発行された米国特許第5,465,722号は、3D超音波システムに関するものである。この教示には骨の3D画像の作成(図13)が含まれているが、これには、骨折などの表面の凸凹の撮像は含まれていない。Sofermanらに対して発行された米国特許第6,375,616号は、子宮内の胎児の体重を決定するための一方法である。Sofermanは画像内で骨を他の組織から分離するためのグレイレベルしきい値の適用について教示しているが、Sofermanの教示は骨折などの表面の凸凹の撮像を含んでいない。

【0020】

50

B o v a に対して発行された米国特許第 6 , 3 9 0 , 9 8 2 号は、3次元画像を作成する一方法である。B o v a の教示は、骨の位置特定に関する第 2 の撮像テクノロジーに対する追加手段とした超音波探触子を目的としている。このことは、超音波画像データだけから 3次元画像を作成することが B o v a の教示の範囲を超えていることを意味する。さらに、B o v a は、骨折などの表面の凸凹の撮像について教示していない。

【 0 0 2 1 】

W u に対して発行された米国特許第 6 , 4 1 3 , 2 1 5 号は、人工関節の装着を検出するための超音波システムの 1 つである。W u の教示は、関節液内でのキャビテーションの発生の結果による超音波エネルギーの散乱に依拠している。さらに、W u は、粒子位置としてではなく粒子サイズ情報としてデータを出力することについて教示している。要約すると、キャビテーションは、硬組織表面の凸凹の典型的な計測では発生しないと想定されるため、これらの教示は本出願にほとんど適合しない。

【特許文献 1】米国特許第 4 , 7 9 8 , 2 1 0 号

【特許文献 2】米国特許第 5 , 9 2 4 , 9 8 9 号

【特許文献 3】米国特許第 5 , 9 2 8 , 1 5 1 号

【特許文献 4】米国特許第 6 , 1 2 0 , 4 5 3 号

【特許文献 5】米国特許第 4 , 4 7 6 , 8 7 3 号

【特許文献 6】米国特許第 5 , 1 4 0 , 9 8 8 号

【特許文献 7】米国特許第 5 , 8 4 0 , 0 2 9 号

【特許文献 8】米国特許第 5 , 8 7 9 , 3 0 1 号

【特許文献 9】米国特許第 6 , 0 1 5 , 3 8 3 号

【特許文献 10】米国特許第 6 , 3 2 2 , 5 0 7 号

【特許文献 11】米国特許第 5 , 3 0 5 , 7 5 2 号

【特許文献 12】米国特許第 5 , 4 6 5 , 7 2 2 号

【特許文献 13】米国特許第 6 , 3 7 5 , 6 1 6 号

【特許文献 14】米国特許第 6 , 3 9 0 , 9 8 2 号

【特許文献 15】米国特許第 6 , 4 1 3 , 2 1 5 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 2 】

したがって、上述の限界なしに硬組織の凸凹をマッピングするシステム及び方法に対して広く認められた必要性が存在すると共に、該システム及び方法があると極めて有利となる。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 3 】

本発明の一態様では、目標物内部の硬組織の表面にある凸凹をマッピングする方法を提供する。本方法は、(a) ある規定された位置にある超音波トランスジューサから、硬組織の表面に向かって第 1 の斜方向入射角で超音波エネルギーの集束ビームを送信する工程と、(b) 該硬組織の表面からのエコー反射を該トランスジューサによって受信した場合にその場合にのみ該規定された位置を記録する工程と、(c) 該トランスジューサの該位置を 6 つの自由度で規定する工程と、(d) 硬組織の表面の該エコー反射を生じさせる一部分に関する一組の位置座標を計算する工程と、(e) 該超音波トランスジューサを別の規定された位置まで移動させる工程と、(f) 工程 (a) から (e) までを反復する工程と、(g) 直前の斜方向角度から少なくとも 20 度離れた追加的な角度を用いて工程 (a) から (f) までを反復する工程と、(h) 硬組織の表面の前記エコー反射を生じさせる一部分に関する前記一組の位置座標の各々に関して反射ダイヤグラムの少なくとも一部分を決定する工程と、(i) さらに、反射ダイヤグラムの前記少なくとも一部分の各々に関して、組織の表面にある凸凹のマップを作成するための所定の規則に従って正規性の度合い (degree of normalcy) を決定する工程と、(j) 硬組織の表面の一部分に関する前記一組の位置座標の任意の座標を分類する工程であって、反射ダイヤグ

ラムの前記少なくとも一部分は正規性の度合いが低いことによって前記所定の規則に従って表面凸凹に相当するものと特徴付けされるような分類工程と、(k)位置座標の該組の少なくとも一部分を編集し硬組織の表面にある凸凹のマップを作成する工程と、を含んでいる。

【0024】

本発明の別の態様では、目標物内部の硬組織の表面の凸凹をマッピングするためのシステムを提供する。本システムは、少なくとも1つの超音波トランスジューサと、位置ロケータ/調整機構と、中央処理ユニットと、を含んでいる。この少なくとも1つのトランスジューサは、規定された位置に位置決めされており、硬組織の表面に向かって第1の斜方向入射角で超音波エネルギーの集束ビームを送信することが可能であり、さらに該エネルギーの少なくとも一部分を硬組織の表面からのエコー反射として受信することが可能であり、さらに中央処理ユニットと通信することが可能である。位置ロケータ/調整機構は、該少なくとも1つのトランスジューサに動作可能に接続可能であると共に、該中央処理ユニットからのコマンドに回答して該集束ビームと硬組織の表面の間の該斜方向入射角の調整が可能であること、該トランスジューサの該位置を6つの自由度をもつ一組の位置座標として規定し該一組の座標を中央処理ユニットに送信することがさらに可能であること、並びに該少なくとも1つの超音波トランスジューサを一連の別の規定された位置まで移動させることがさらに可能であること、が得られるように設計されかつ製作されている。該中央処理ユニットは、該少なくとも1つのトランスジューサの該位置を規定している該一組の位置座標を該位置ロケータ/調整機構から受け取ることが可能であること、硬組織の表面の該エコー反射を生じさせる一部分に関して追加的な一組の位置座標を計算することがさらに可能であること、並びに該複数の位置座標の組を編集して硬組織の表面のマップを作成することがさらに可能であること、が得られるように設計されかつ構成されている。

【0025】

以下に記載している本発明の好ましい実施形態の別の特徴によれば、本方法はさらに、(h)硬組織の表面の該エコー反射を生じさせる一部分に関する該一組の位置座標の各々に関して反射ダイヤグラムの少なくとも一部分を決定する工程と、(i)さらに、反射ダイヤグラムの該少なくとも一部分の各々に関して、組織の表面にある凸凹のマップを作成するための所定の規則に従って正規性の度合いを決定する工程と、(j)硬組織の表面の一部分に関する該一組の位置座標の任意の座標を分類する工程であって、反射ダイヤグラムの該少なくとも一部分は正規性の度合いが低いことによって該所定の規則に従って表面凸凹に相当するものと特徴付けされるような分類工程と、を含んでいる。

【0026】

記載した好ましい実施形態のさらに別の特徴によれば、この反復の工程は斜方向入射角を少なくとも1つの第2の斜方向入射角となるように調整する工程を含んでいる。

【0027】

記載した好ましい実施形態のさらに別の特徴によれば、本方法はさらに、該方法の少なくとも一部分の実行を中央処理ユニットによって制御する工程を含んでいる。

【0028】

記載した好ましい実施形態のさらに別の特徴によれば、この制御の工程は、該調整の工程と該記録の工程からなる群より選択した少なくとも1つの項目を含んでいる。

【0029】

記載した好ましい実施形態のさらに別の特徴によれば、この制御の工程は、機械式制御、アレイからの選択及び電子式制御からなる群より選択した少なくとも1つの制御機構を指示している。

【0030】

記載した好ましい実施形態のさらに別の特徴によれば、該調整の工程と該記録の工程からなる群より選択した少なくとも1つの項目が本方法の施術者によって手作業で実行されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

記載した好ましい実施形態のさらに別の特徴によれば、該中央処理ユニットはさらに、該少なくとも1つのトランスジューサを該一連の別の規定された位置まで移動させるコマンドを該位置ロケータ/調整機構に送信することが可能であるように設計されかつ製作されている。

【 0 0 3 2 】

記載した好ましい実施形態のさらに別の特徴によれば、このコマンドは、機械式制御に対するコマンド、該少なくとも1つのトランスジューサの別のトランスジューサに切り替えるコマンド、及び電子式制御に対するコマンドからなる群より選択される。

【 0 0 3 3 】

記載した好ましい実施形態のさらに別の特徴によれば、位置ロケータ/調整機構は、システムのオペレータによる手動位置調整及びオペレータが中央処理ユニットに送った少なくとも1つの命令からなる群より選択されるような入力をシステムのオペレータから受け取るように設計されかつ構成されている。

【 0 0 3 4 】

記載した好ましい実施形態のさらに別の特徴によれば、本方法はさらに、(i) 該エコー反射に関するデータと、(i i) 硬組織の表面の該エコー反射を生じさせる一部分に関する一組の位置座標と、(i i i) 該マップの少なくとも一部分と、からなる群より選択した少なくとも1つの項目を表示デバイス上に表示することを含んでいる。

【 0 0 3 5 】

記載した好ましい実施形態のさらに別の特徴によれば、このマップは2次元マップである。

【 0 0 3 6 】

本発明は、骨(例えば、骨折、関節異常及び埋込式外科アンカー)にある不完全性などの硬組織の凸凹をマッピングするシステム及び方法を提供することによって目下のところ知られている構成の欠点に対処し得ている。

【 0 0 3 7 】

本発明の方法及びシステムの実現形態では、選択したタスクまたは工程を、手動式、自動式、あるいはこれらの組み合わせによって実行または完了させることが不可欠である。さらに、本発明の方法及びシステムの好ましい実施形態の実際の機器及び装置によれば、選択された幾つかの工程は、ハードウェアによる、任意のファームウェアの任意のオペレーティング・システム上のソフトウェアによる、あるいはこれらの組み合わせによることによって実現することが可能である。例えば、ハードウェアでは、本発明の選択された工程は、1つのチップまたは1つの回路として実現することが可能である。ソフトウェアでは、本発明の選択された工程は、適当な任意のオペレーティング・システムを用いてコンピュータによって実行されている複数のソフトウェア命令として実現することが可能である。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工程は、複数の命令を実行するためのコンピューティング・プラットフォームなどのデータ処理装置によって実行されるように記載することが可能である。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 8 】

ここで本発明を、単に一例として添付の図面を参照しながら記載することにする。ここで具体的に図面を詳細に参照すると、一例としてまた単に本発明の好ましい実施形態の例証的な検討を目的としてその細目を表しており、この細目は本発明の原理及び概念的特徴に関する最も有用でありかつ理解が容易な記述であると考えられるものを提供するために提示していることを強調しておきたい。この際、本発明の構造上の詳細を本発明の基本的な理解に必要となる以上により詳細に示そうとするものではなく、本説明は図面と共に読むことによって本発明の幾つかの形態を実際に具現化する方法を当業者に対して明らかとさせるようとするものである。

【 0 0 3 9 】

本発明は、骨にある不完全性を検出するために使用することが可能であるような硬組織の凸凹をマッピングするシステム及び方法に関するものである。

【0040】

具体的には、本発明は、骨折、関節異常及び埋込式外科アンカーのマップを提供するために使用することができる。

【0041】

図面及び付属の説明を参照することによって、本発明によるシステム及び方法の原理及び動作をより深く理解できよう。

【0042】

本発明の少なくとも1つの実施形態を詳細に説明する前に、本発明の適用が、以下の説明に登場する構成要素や図面に表した構成要素に関する製作の詳細及び配置に限定されないことを理解すべきである。本発明は、別の実施形態とすることや、様々な方法で実施または実行することが可能である。さらに本明細書で使用する表現法や用語は説明を目的としたものであり、限定と見なすべきではないことを理解すべきである。

【0043】

本発明は、目標物69(図3)内部の硬組織70の表面68(図2)にある凸凹をマッピングする方法20(図1)によって優先的に具現化される。目標物69には例えば、皮膚と、脂肪と、筋肉と、血管と、内部臓器と、実質的に軟かいか流体性であるか低密度であるような別の任意の生体組織と、を含めることができる。方法20は、規定された位置64において超音波トランスジューサ62から超音波エネルギーの集束ビーム66を第1の斜方向入射角度76で硬組織70の表面68に向けて送出する工程22を含んでいる。

【0044】

本明細書並びに添付の特許請求の範囲の目的では、「超音波の(ultrasonic)」という語は、概ね20kHzを超える周波数、さらに好ましくは1MHzから20MHzまでのレンジにある周波数を有する音波に関連している。

【0045】

本明細書並びに添付の特許請求の範囲の目的では、「集束させた(focused)」という語は、送信されるエネルギーの大部分が送信されたビームの軸を取り囲むある規定のエリア内に集中していることを意味している。送信された複数のビームの干渉によって集束を生じさせることができる。送信用トランスジューサの配置に応じて、この干渉は空間成分のみならず時間成分(すなわち、目標物からより遠くに位置するトランスジューサが先に送信しており、目標物のより近くに位置するトランスジューサが後から送信すること)も含むことがある。

【0046】

本明細書並びに添付の特許請求の範囲の目的では、「ビーム(beam)」という語は、1つまたは複数の発生源から送信されるエネルギー線束を示している。

【0047】

本発明の好ましい実施形態では、ビーム66は、パルス状のビームであることが好ましい。本明細書並びに添付の特許請求の範囲の目的では、「パルス状の(pulsed)」という語は時間的な規定を意味している。

【0048】

本明細書並びに添付の特許請求の範囲の目的では、「硬組織(hard tissue)」という語は、皮質骨や海綿骨などの骨を含む、ただしこれらに限らない。骨(bone)とは、スネルの法則に概ね従う超音波エコー反射を生成させることが可能な石灰化した完全成長した骨を意味している。成長中の胎児も骨を有しているが、これら胎児の骨は主に、典型的には分娩後に十分な石灰化によって置き換えられることとなるような軟骨質であるため、胎児の骨はこの硬組織の規定からは除外することにする。

【0049】

方法20はさらに、硬組織70の表面68からのエコー反射65がトランスジューサ62によって受信された場合にだけ規定された位置64を記録する工程24を含んでいる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 0 】

方法 2 0 はさらに、トランスジューサ 6 2 の位置 6 4 を 6 つの自由度で規定する工程 2 6 を含んでいる。

【 0 0 5 1 】

方法 2 0 はさらに、硬組織 7 0 の表面 6 8 のうちエコー反射 6 5 を生じさせる部分に関する一組の位置座標 4 6 を計算する工程 2 8 を含んでいる。

【 0 0 5 2 】

方法 2 0 はさらに、超音波トランスジューサ 6 2 を別の規定された位置 6 4 に移動させる工程 3 0 を含んでいる。

【 0 0 5 3 】

方法 2 0 はさらに、送信の工程 2 2、記録の工程 2 4、規定の工程 2 6 及び計算の工程 2 8 からなるシーケンスを反復する工程 3 2 を含んでいる。反復の工程 3 2 は、少なくとも 1 つの第 2 の斜方向入射角 7 6 となるように斜方向入射角 7 6 を調整する工程 2 9 (ただし、これに限らない) を含むことがある。追加的な角度 7 6 は、第 1 の角度 7 6 から少なくとも 2 0 度離すことが好ましい。

【 0 0 5 4 】

方法 2 0 はさらに、位置座標の組 4 6 の少なくとも一部を編集して硬組織 7 0 の表面 6 8 の凸凹のマップ 4 8 を作成する工程を含んでいる。

【 0 0 5 5 】

方法 2 0 はさらに、硬組織 7 0 の表面 6 8 のうちエコー反射 6 5 を生じさせる部分に関する位置座標 4 6 の各組ごとに、反射ダイアグラムの少なくとも一部分を決定する工程 3 6 を含むことが好ましい。本明細書並びに添付の特許請求の範囲の目的では、硬組織 7 0 の表面 6 8 上の 1 つの点に関する「反射ダイアグラム (r e f l e c t i o n d i a g r a m) 」という表現は、硬組織 7 0 の表面 6 8 上のこの点に向けて送信された超音波ビームの反射エネルギー 6 5 と送信エネルギー 6 6 の比を、ビーム 6 6 と表面 6 8 の間の様々な入射角 7 6 の関数として表したダイアグラムのことを指す。表面 6 8 にある凸凹をマッピングする際にこの種の反射ダイアグラムが有用となり得るような方法の例を、図 4 a ~ d 及び図 5 a ~ d に示している。

【 0 0 5 6 】

方法 2 0 及びシステム 6 0 は、超音波ビーム 6 6 の波長に匹敵するスケールまたはこれ未満の起伏 (図 4 c、4 d、5 b 及び 5 d の 8 6) をまったく含まないという条件で、硬組織 7 0 の表面 6 8 を 1 つの鏡面反射体 (図 4 a) と見なすことができるということに依拠している。硬組織 7 0 の表面 6 8 が 1 つまたは複数の凸凹 8 6 を示す場合、これらには、骨折、破裂、亀裂または断裂などの病理学的な不連続性または不均一性 (図 4 c 及び 5 c) を含むことがある。凸凹 8 6 は超音波ビーム 6 6 を、鏡面反射に加えてまたは鏡面反射に代えて、様々な方向 (可能性として、超音波発生源 6 2 に向かう方向を含む) に向きを変えさせる (すなわち、散乱させる) ことがある (図 4 c 及び 4 d の 6 5、並びに図 5 a ~ 5 d の影付けしたエリア) 。

【 0 0 5 7 】

硬組織 7 0 には、通常の条件下において実質的に固体状態であるような任意の生体材料が含まれる。ヒトでは、硬組織 7 0 には例えば、骨、軟骨、腱、歯及び爪が含まれる。ヒト以外の生物の硬組織 7 0 ではさらに、牙、角、鉤爪 (c l a w) 及び甲羅 (ただし、これらに限らない) を含んでいる。

【 0 0 5 8 】

硬組織 7 0 の表面 6 8 にある凸凹 8 6 は、多種多様な病変に起因することがある。これらの病変には例えば、骨折、破裂、亀裂及び断裂などの病理学的な不連続性及び不均一性 (ただし、これらに限らない) が含まれる。ヒトの骨折は例えば、外傷の発現 (例えば、落下、打撲やその他の衝撃) によること、骨に加えられる継続的な応力 (例えば、運動または軍事活動) によること、あるいは骨の変質によることが多い。骨の変質 (例えば、骨粗鬆症) は老化の結果であることが多い。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

図 4 a ~ 4 d は、軟部組織目標物 6 9 を通過させて検査対象の硬組織 7 0 に向けて送信される超音波ビーム 6 6 の経路の様々な例を表している。例示を目的としているため、ビーム 6 6 は 1 本の線（波の伝播方向を示している矢印）として表現しているが、ビーム 6 6 は現実的には、ビーム 6 6 が進むに連れてさらに変化することがあるようなある幅または体積を有している。

【 0 0 6 0 】

ここで図 4 a を参照すると、その寸法が超音波ビーム 6 6 の幅と比べてより大きいような硬組織 7 0 の表面 6 8 に対して垂直に（すなわち、法線方向入射で）超音波ビーム 6 6 が送信されている場合には、超音波エネルギーは超音波発生源 6 2 に向かってその一部が反射（6 5）されることになることはよく知られている。

10

【 0 0 6 1 】

ここで図 4 b を参照すると、さらに一般的に、入射角 7 6（法線方向入射に対する角度） θ_i が増加すると、超音波発生源 6 2 に向かって反射（6 5）されるエネルギーの量は減少することもよく知られている。入射角 7 6（ θ_i ）が実質的に 0° （法線方向入射）以外の場合には、エネルギーは、入射角 7 6（ θ_i ）と実質的に等しい反射角 7 6'（ θ_r ）で発生源 6 2 から離れるように反射（6 5）されることになる。図 4 a 及び 4 b に関連して言及している反射は、「鏡面反射（specular reflection）」と呼ばれることが多い。硬組織 7 0 の表面 6 8 は、超音波ビーム 6 6 の波長に匹敵するスケールまたはこれ未満の起伏がその表面にまったく含まれないという条件で、1 つの鏡面反射体と見なすことができる。

20

【 0 0 6 2 】

ここで図 4 c 及び 4 d を参照すると、硬組織 7 0 が 1 つまたは複数の表面凸凹 8 6（例えば、病理学的な不連続性、不均一性、骨折、破裂、亀裂または断裂）を呈している場合、凸凹 8 6 は、ビーム 6 6 の反射 6 5 を様々な方向（可能性として、超音波発生源 6 2 に向かう方向を含む）に向きを変えさせる（すなわち、散乱させる）ことがある。この散乱のことを、「非鏡面反射（non-specular reflection）」と呼んでいる。

【 0 0 6 3 】

本発明を実現させると、反射 6 5 が散乱を受ける度合い（すなわち、非鏡面性）によって凸凹 8 6 の性質が示されることが分かった。一方、反射 6 5 の鏡面性の度合いによって表面 6 8 の平滑性が示される。

30

【 0 0 6 4 】

ここで図 4 d を参照すると、健全な硬組織 7 0 であっても表面 6 8 は完全には平坦ではなく、場所によって凸形、凹形、湾曲、並びに硬組織 7 0 の固有の解剖構造に由来するような様々な大きさ及び形状をもつその他の種類の幾何形状を呈していることに留意すべきである。こうした解剖学的幾何形状はまったく病変に関連するものではないが、ビーム 6 6 の反射 6 5 を同様に様々な方向（可能性として、超音波発生源 6 2 に向かう方向を含む）に向きを変えさせる（すなわち、散乱させる）ことがある。

【 0 0 6 5 】

本明細書の以下において、病理学的な不連続性または不均一性 8 6 からの超音波エネルギー 6 6 の反射 6 5（図 4 c）は、鏡面性であるか非鏡面性であるかによらず、「病変エコー（pathology echoes）」と呼ぶことにする、また本明細書の以下においては、解剖学的幾何形状 8 6 から反射された超音波エネルギー（図 4 d）は、鏡面性についても非鏡面性についても、「幾何学性エコー（geometrical echoes）」と呼ぶことにする。

40

【 0 0 6 6 】

病変エコー及び幾何学性エコーは多くの場合に鏡面性でありかつ非鏡面性であるが、硬組織 7 0 の健全で実質的に平坦な表面 6 8 からのエコー反射 6 5 は主に鏡面性である（すなわち、これらの反射は主にある反射角に限定されている）ため、病理学的な不連続性（

50

図 4 c 及び 5 c の 8 6) 及び解剖学的幾何形状 (図 4 d 及び 5 d の 8 6) の反射ダイアグラム (本明細書の上で規定したダイアグラム) はそれぞれ、健全で実質的に平坦な硬組織 7 0 の反射ダイアグラムと識別できることになる。

【 0 0 6 7 】

病理学的な不連続性や解剖学的幾何形状など硬組織 7 0 の表面 6 8 上のある反射体によって生じる非鏡面反射の範囲は幾つかの要因に依存する。これらの要因には、反射体のサイズ、形状及び平滑性 (すなわち、粗度) 、入射ビーム 6 6 の波長、入射角 7 6 (ただし、これらに限らない) が含まれる。骨折などの病理学的な不連続性及び不均一性は、典型的には解剖学的幾何形状と異なるサイズ、形状及び粗度を有している。したがって、本発明を実現させると、病理学的な不連続性及び不均一性の反射ダイアグラムは解剖学的幾何形状の反射ダイアグラムから識別可能であることが分かった。

10

【 0 0 6 8 】

図 5 a ~ 5 d は、硬組織 7 0 の表面 6 8 上での様々な反射体の反射ダイアグラムの例を表している。これらの図において、それぞれの影付けしたエリアは、超音波発生源に向かう鏡面性または非鏡面の反射が最大値に近づくような入射角の範囲を表している。これらのダイアグラムは例証を目的として単に 2 次元だけで表現しているが、実際の反射は 3 次元で生じていること、したがって、例えばこれらの図において円の一部として表しているものは、実際には半球体的一部分であることがあることを理解されたい。

【 0 0 6 9 】

ここで図 5 a を参照すると、硬組織 7 0 の表面 6 8 上の健全で実質的に平坦なエリアの反射ダイアグラムの一例を表している。こうしたケースでは、戻されるエコー 6 5 (図 4 a) の最大振幅は法線方向入射の周辺 (すなわち本例では、入射角 θ_{11} と θ_{12} の間) にある。したがって、実質的に平坦な反射体からの反射は角度依存性が強いことは明白である。

20

【 0 0 7 0 】

図 5 b を参照すると、硬組織 7 0 の表面 6 8 上の若干湾曲したエリアの反射ダイアグラムの一例を表している。この入射エリアの周囲での傾斜が入射ビーム 6 6 の波長と比べて小さく、またこの局所表面が十分に平滑であるという条件において、戻されるエコーの最大振幅は局所的に規定された法線方向入射の周囲 (すなわち本例では、 θ_{21} と θ_{22} の間) にとどまる。したがって、超音波ビームの波長と比べて傾斜が小さいことによって特徴付けされている湾曲した表面からの反射は、平坦な表面によって作成される反射ダイアグラムと同様に角度依存性が強いことが理解できよう。

30

【 0 0 7 1 】

図 5 c を参照すると、硬組織 7 0 の表面 6 8 上の病理学的な不連続性 8 6 の反射ダイアグラムの一例を表している。不連続性 8 6 は、例えば、骨折、破裂、亀裂、断裂、あるいは本明細書の上で述べたその他の病変を含むことができる。本発明は、病理学的な不連続性 8 6 の反射ダイアグラムが比較的広範囲の入射角 (すなわち本例では、 θ_{31} から θ_{32} まで) の全体にわたって概ね最大に保たれるという原理に依拠している。さらに、病理学的な不連続性 8 6 によって生じる散乱は、比較的広範囲の入射角 () の全体にわたって均一になる傾向がある。したがって、病理学的な不連続性は角度独立性が大きいような反射ダイアグラムによって特徴付けされる。

40

【 0 0 7 2 】

図 5 d を参照すると、硬組織 7 0 の表面 6 8 上の解剖学的幾何形状 8 6 (例えば、ある局所的な凹形) の反射ダイアグラムの一例を表している。健全な硬組織 7 0 にある解剖学的幾何形状の反射ダイアグラムは、典型的には、1 つまたは複数の顕著な極値 (本例では、 θ_{41} と θ_{42} の間にある第 1 の極大値、 θ_{43} と θ_{44} の間にある第 2 の極大値、及び θ_{45} と θ_{46} の間にある第 3 の極大値) を呈している。したがって、解剖学的幾何形状 8 6 を含むような硬組織 7 0 の健全な表面からの非鏡面反射は、図 5 a 及び 5 b の平坦な表面や若干湾曲した表面の場合と同様に角度に依存する、ただしその程度はこれらより小さい。

【 0 0 7 3 】

50

要約すると、硬組織 70 の表面 68 上にある病理学的な不連続性や不均一性 86 の反射ダイアグラムは、典型的には、健全な硬組織 70 の反射ダイアグラムと比べてより幅広くかつより均一である、すなわち角度依存性がより低い。このことは、その反射ダイアグラムが解剖学的幾何形状から得られたダイアグラムに匹敵する場合であっても成り立つ。より具体的には、病理学的な不連続性または不均一性は、超音波発生源に向けられる非鏡面反射を、解剖学的幾何形状を有するか有しないかによらず健全な組織の場合と比べてより広い範囲の入射角にわたらせる。さらに、病理学的な不連続性または不均一性からの非鏡面反射は比較的広範囲の入射角の全体にわたってほぼ最大値にとどまっている（すなわち、角度独立性が高い）が、解剖学的幾何形状からの反射は、典型的には、1つまたは複数の極値を呈する（すなわち、角度依存性が高い）。

10

【0074】

したがって、本発明の具体的で基本的な特徴の1つは、その反射ダイアグラムの解析並びに健全な硬組織 70 の隣接する表面 68 によって作成した反射ダイアグラムとの比較に基づいて硬組織 70 の表面 68 上にある病理学的な不連続性及び不均一性の検出（結果としては、位置特定）、マッピング及び撮像が可能であることである。

【0075】

方法 20 はさらに、反射ダイアグラムの少なくとも一部分に関して、硬組織 70 の表面 68 にある凸凹のマッピングを作成するための所定の規則に従って正規性の度合いを決定する工程 38 を含むことが好ましい。したがって方法 20 は、硬組織 70 の表面 68 に関する任意の位置座標 46 を分類する工程であって、反射ダイアグラムの少なくとも一部分は正規性の度合いが低いことによって所定の規則に従って表面凸凹に相当するものと特徴付けられる分類工程を含むことが任意選択であるが好ましい。

20

【0076】

方法 20 はさらに、方法 20 の少なくとも一部分の実行を中央処理ユニット 72 によって制御する工程 50 を含むことが好ましい。この制御工程 50 は、例えば、調整の工程 29 や記録の工程 24 を含んでいる。制御工程 50 は例えば、機械式制御機構、アレイからの選択または電子式制御を利用することによって達成させることができる。本発明での使用に適したトランスジューサ 62 のアレイの例を図 3a ~ c に表している。アレイを使用して大幅な移動 30 を実現することによって位置座標 46 及びマッピング 48 を生成させる際に用いる速度が上昇する。

30

【0077】

任意選択であるが好ましくは、方法 20 の一部分（例えば、調整の工程 29 及び / または記録の工程 24）は本方法の施術者によって手作業で実行することができる。

【0078】

したがって、本発明はさらに、目標物内部の硬組織 70 の表面 68 にある凸凹をマッピングするためのシステム 60 によって具現化される。システム 60 は、少なくとも1つのトランスジューサ 62 と、位置ロケータ / 調整機構 74 と、中央処理ユニット 72 と、を含んでいる。

【0079】

トランスジューサ 62 は規定された位置 64 に位置決めされており、また硬組織 70 の表面 68 に向けて超音波エネルギーの集束ビーム 66 を第1の入射角度 76 で送信することが可能である。トランスジューサ 62 はさらにこのエネルギーの少なくとも一部分 65 を硬組織 70 の表面 68 からのエコー反射として受信することが可能である。トランスジューサ 62 はさらに、データの送信及び受信を目的として中央処理ユニット 72 と通信することが可能である。このデータは、位置情報（例えば、64 または 76 または 46）並びにコマンドを含むことがある。

40

【0080】

位置ロケータ / 調整機構 74 はトランスジューサ 62（複数のこともある）と動作可能に接続可能であるか該トランスジューサ 62 と一体に形成されており、また中央処理ユニット 72 からのコマンドに回答して集束ビーム 66 と硬組織 70 の表面 68 との間の斜方

50

向入射角 76 を調整すること (29) が可能となるように設計されかつ製作されている。

【0081】

位置ロケータ / 調整機構 74 はさらに、トランスジューサ 62 の位置を一組の位置座標 64 として 6 つの自由度で規定すること (26)、並びにこの一組の座標 64 を中央処理ユニット 72 に送信することが可能である。位置ロケータ / 調整機構 74 はさらに、トランスジューサ 62 を一連の異なる規定された位置 64 に移動させること (30) が可能である。

【0082】

中央処理ユニット 72 は、トランスジューサ 62 の位置を規定する位置座標 64 を位置ロケータ / 調整機構 74 から受け取ることが可能であり、またさらに硬組織 70 の表面 68 のエコー反射 65 を生じさせる部分に関する追加的な一組の位置座標 46 を計算すること (28) が可能であり、またさらに硬組織の表面のマップが作成されるようにこの位置座標の複数の組を編集すること (34) が可能となるように設計されかつ構成されている。

【0083】

中央処理ユニット 72 は例えば、DOS、Windows (商標)、OS/2 (商標) または Linux などのオペレーティング・システムを有するパーソナル・コンピュータ (PC) などのコンピュータ; Macintosh (商標)、Palm OS (商標)、EPOC (商標) コンピュータ; オペレーティング・システムとして Java (商標) - OS を有するコンピュータ; Sun Microsystems (商標) や Silicon Graphics (商標) のコンピュータなどのグラフィック・ワークステーション、または AIX (商標) や Sun Microsystems (商標) の SOLARIS (商標) など UNIX (商標) オペレーティング・システムのいずれかのバージョンを有する別のコンピュータ; あるいは、その各々が固有のまたは接続可能な表示デバイス 82 を含むものとして知られているような周知でありかつ入手可能な別の任意のオペレーティング・システムまたは携帯情報端末 (PDA)、を含むことがある。

【0084】

任意選択ではあるが好ましくは、中央処理ユニット 72 はさらに、少なくとも 1 つのトランスジューサ 62 を一連の異なる規定された位置 64 に移動させる (30) コマンドを位置ロケータ / 調整機構 74 に送信することが可能であるように設計されかつ構成されている。このコマンドは例えば、機械式制御に対するコマンド、トランスジューサ 62 のアレイの別のトランスジューサ 62 に切り替えるコマンド (図 4、3a ~ c 参照)、あるいは電子式制御に対するコマンドとすることがある。

【0085】

代替であるが好ましくは、位置ロケータ / 調整機構 74 は、システム 60 のオペレータから入力を受け取るように設計されかつ構成されている。この入力は例えば、システム 60 のオペレータによるトランスジューサ 62 の手動位置調整を含むことがある。代替としてまたは追加として、その入力は、オペレータによって中央処理ユニット 72 に送信される少なくとも 1 つの命令を含むことがある。この命令は、システム 60 の一部分とすることが好ましいような入力デバイス 84 によって送信されることがある。入力デバイス 84 は、CPU 72 などの計算デバイスにデータを入力するための任意のデバイスとすることがある。したがって、入力デバイス 84 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、スタイラス (stylus)、タッチスクリーンあるいはマイクロフォン (ただし、これらに限らない) を含むことがある。

【0086】

したがって、方法 20 はさらに、好ましくはシステム 60 内に含めている表示デバイス 82 上にデータを表示する工程を含むことが好ましい。表示デバイス 82 は、データをユーザに視覚的に提示するような任意のデバイスを含むことがある。したがって、表示デバイス 82 は例えば、陰極線管表示スクリーン、液晶ディスプレイ (例えば、アクティブ・マトリクス方式またはパッシブ・マトリクス方式)、プラズマ・スクリーン、プリント

10

20

30

40

50

アウト、あるいは発光ダイオードのアレイとすることがある。デバイス 82 上に表示させるデータ 44 はエコー反射 65 に関するものとするのが好ましく、また硬組織 70 の表面 68 のエコー反射 65 を生じさせる部分に対応した 1 つまたは複数の組の位置座標 46 及び / またはマップの少なくとも一部分 48 を含むことがある。マップ 48 は 2 次元であることが好ましい。

【0087】

したがって、本発明は、硬組織 70 の表面 68 上の各点または各エリアが 1 つまたは複数の特定の入射角 76 からではなく様々な入射角 76 から検査される場合に最も効率よく機能する。さらに、利用する入射角 76 の数が多いほど、表面 68 にある凸凹を識別する能力が高まる。さらに、本発明の具体的な特徴の 1 つは、硬組織 70 の表面 68 上のある 10 エリアが病理学的な不連続性または不均一性を呈するか否かの判定が、1 つまたは複数の特定の入射角ではなくある広い範囲の入射角 76 で送信された信号のエコーに対する解析に基づくことである。したがって、入射角 76 の範囲が大きいほど、表面 68 にある凸凹を識別する能力が高まる。その結果、本発明では、走査手順の全体にわたって、例えば硬組織 70 に対してある特定の入射角を維持するために硬組織 70 の向きを決定または評価することが不要となる。この特徴は、例えば硬組織 70 が湾曲した形状または追跡不可能な形状であるため、あるいは軟部組織の厚い層が探触子と硬組織 70 の間に介在しているために検査対象の硬組織 70 の向きをインピボで決定することが困難であるような場合に特に有用である。

【0088】

本発明のある種の特徴について、明瞭にするために個別の実施形態のコンテキストで記載しているが、こうした特徴はさらに単一の実施形態内で組み合わせて提供されることもあることを理解されたい。逆に、本発明の様々な特徴について、簡潔とするために単一の実施形態のコンテキストで記載しているが、こうした特徴は個別にあるいは適当な任意の部分組み合わせで提供されることもある。

【0089】

本発明についてその特定の実施形態に関連して記載してきたが、多くの代替形態、修正形態及び変形形態は当業者には明らかとなることは明白である。したがって、添付の特許請求の範囲の精神及び広範な趣旨の域内に属するようなこうした代替形態、修正形態及び変形形態のすべてを包含するように意図している。

【0090】

本明細書で言及したすべての出版物、特許及び特許出願は参照によりその全体を本明細書に組み込むものとするが、その程度は、個々の各出版物、特許または特許出願をあたかも具体的かつ個別に参照により本明細書に組み込まれるように指示したのと同様である。さらに、本明細書内でのいかなる参考文献の引用や同定も、こうした参考文献が本発明に対する従来技術として利用可能であることを認めているものと解釈すべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0091】

【図 1】本発明による方法を実施する際に実行される一連の手順を表している簡略な流れ図である。

【図 2】本発明によるシステムの概要図である。

【図 3 a】本発明のコンテキストで使用するための超音波トランスジューサのアレイ状の配置を表した図である。

【図 3 b】本発明のコンテキストで使用するための超音波トランスジューサのアレイ状の配置を表した図である。

【図 3 c】本発明のコンテキストで使用するための超音波トランスジューサのアレイ状の配置を表した図である。

【図 4 a】本発明に従って硬組織に向けて軟部組織を通過して送信された超音波ビームのエコー反射を表した図である。

【図 4 b】本発明に従って硬組織に向けて軟部組織を通過して送信された超音波ビームの

10

20

30

40

50

エコー反射を表した図である。

【図 4 c】本発明に従って硬組織に向けて軟部組織を通過して送信された超音波ビームのエコー反射を表した図である。

【図 4 d】本発明に従って硬組織に向けて軟部組織を通過して送信された超音波ビームのエコー反射を表した図である。

【図 5 a】図 4 に示した反射から得られる反射ダイヤグラムである。

【図 5 b】図 4 に示した反射から得られる反射ダイヤグラムである。

【図 5 c】図 4 に示した反射から得られる反射ダイヤグラムである。

【図 5 d】図 4 に示した反射から得られる反射ダイヤグラムである。

【符号の説明】

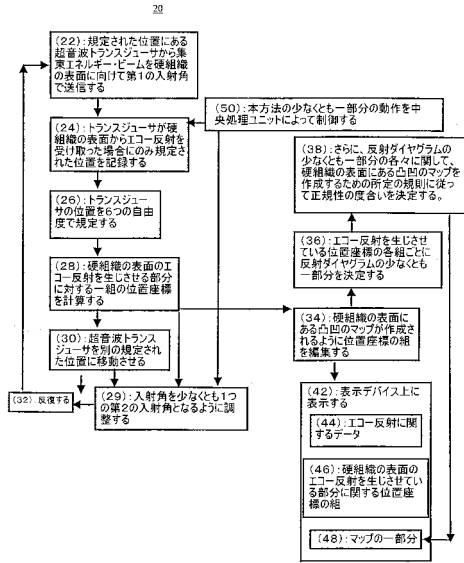
10

【 0 0 9 2 】

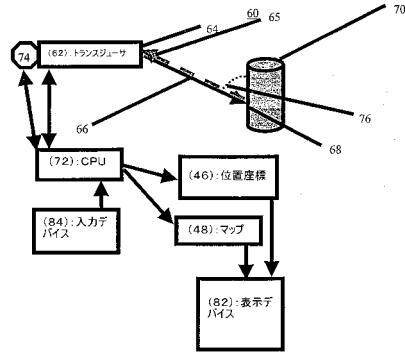
- 4 6 位置座標
- 4 8 マップ
- 6 2 超音波トランスジューサ
- 6 4 規定された位置
- 6 5 エコー反射
- 6 6 超音波エネルギー・ビーム
- 6 8 硬組織の表面
- 6 9 目標物
- 7 0 硬組織
- 7 2 中央処理ユニット
- 7 4 位置ロケータ / 調整機構
- 7 6 第 1 の斜方向入射角度
- 8 2 表示デバイス
- 8 4 入力デバイス
- 8 6 不連続性、不均一性

20

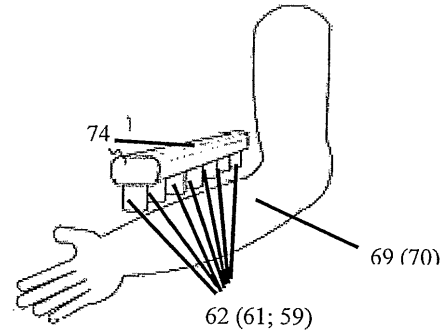
【図1】



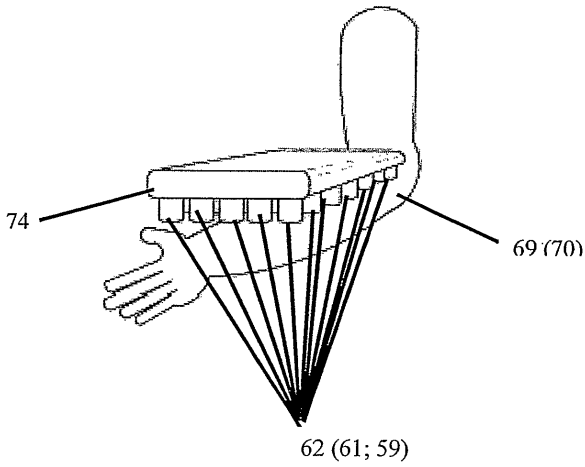
【図2】



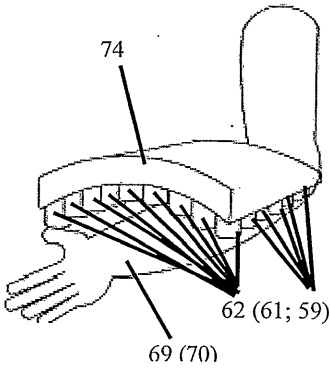
【図3 a】



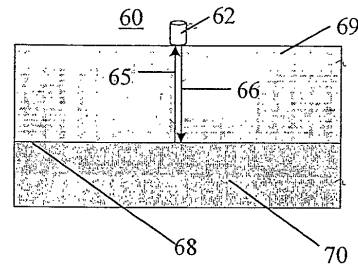
【図3 b】



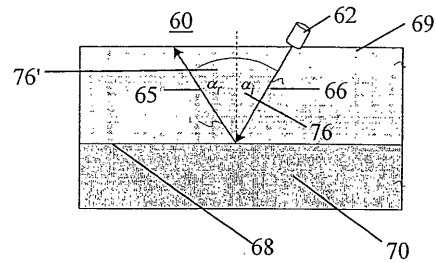
【図3 c】



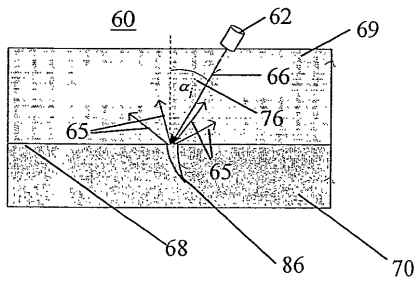
【図4 a】



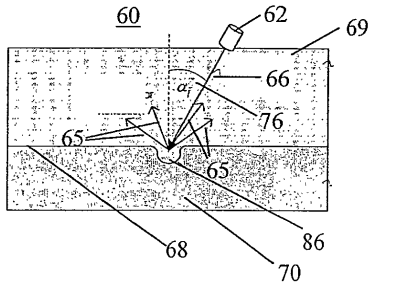
【図4 b】



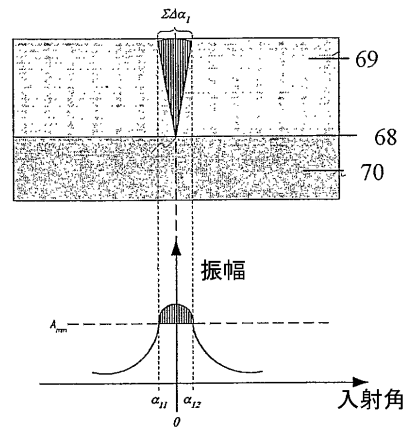
【図 4 c】



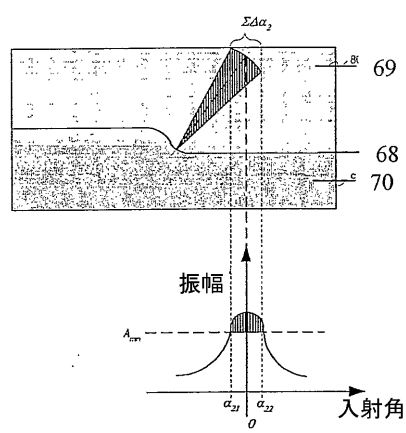
【図 4 d】



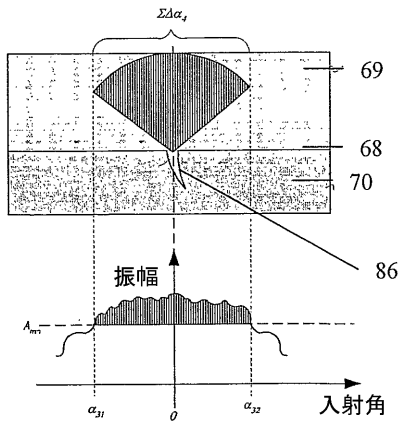
【図 5 a】



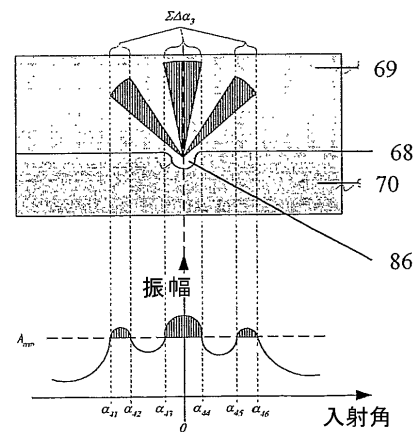
【図 5 b】



【図 5 c】



【図 5 d】



フロントページの続き

- (74)代理人 100093908
弁理士 松本 研一
- (74)代理人 100105588
弁理士 小倉 博
- (74)代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和
- (74)代理人 100129779
弁理士 黒川 俊久
- (72)発明者 セラー, ナタン
イスラエル、7 6 7 0 2・レホボト、ベケリス・エステー、4 番
- (72)発明者 ブコシュパン, シュムエル
イスラエル、7 6 7 0 2・レホボト、ベケリス・ストリート・4 番
- (72)発明者 コーヘン, リオル
イスラエル、7 6 7 0 2・レホボト、ベケリス・エステー、4 番
- (72)発明者 カルドシュ, ミカエル
イスラエル、レホボト・7 6 7 0 2、ベケリス・エステー、4 番

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 米国特許第5197475 (U S , A)
米国特許第5235981 (U S , A)

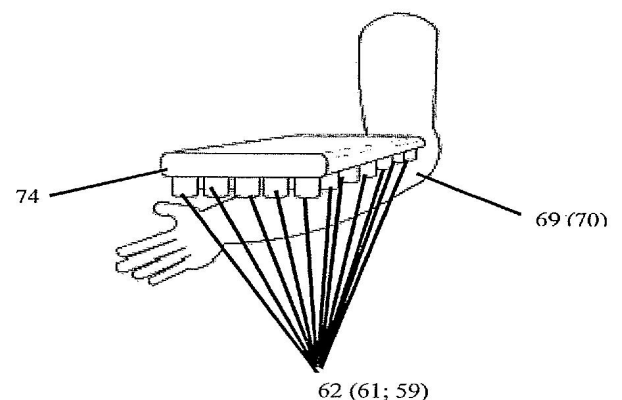
- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)
A61B 8/08

专利名称(译)	用于绘制硬组织的不规则性的系统和方法		
公开(公告)号	JP4173103B2	公开(公告)日	2008-10-29
申请号	JP2003557369	申请日	2003-01-05
[标]申请(专利权)人(译)	GE医疗系统以色列有限公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气医疗系统有限公司以色列		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气医疗系统有限公司以色列		
[标]发明人	セラーナタン ブコシュパンシユムエル コーヘンリオル カルドシュミカエル		
发明人	セラール,ナタン ブコシュパン,シユムエル コーヘン,リオル 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		
代理人(译)	松本健一 小仓博 伊藤亲		
优先权	60/344803 2002-01-07 US 60/361091 2002-03-01 US		
其他公开文献	JP2005526539A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于绘制硬组织不规则性的系统和方法。该方法包括以第一入射角向硬组织发射超声能量，在接收来自硬组织的回波反射时记录透射原点，发射，定义具有六个自由度的回波反射的起始点的步骤，计算引起回波反射的点的位置坐标的步骤，以及改变透射原点的步骤。该方法还包括编辑位置坐标的步骤，以便创建硬组织表面上的不规则图。该系统包括至少一个超声换能器，中央处理单元和位置定位器/调节机构，它们被配置成可操作地连接以实现所公开的方法。

【图 3 b】



【图 3 c】