

(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2007-524474  
(P2007-524474A)

(43) 公表日 平成19年8月30日(2007.8.30)

(51) Int. Cl. F I 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 26 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-539745 (P2006-539745)                  (86) (22) 出願日 平成16年11月8日 (2004.11.8)                  (85) 翻訳文提出日 平成18年7月5日 (2006.7.5)                  (86) 国際出願番号 PCT/US2004/037347                  (87) 国際公開番号 W02005/044109                  (87) 国際公開日 平成17年5月19日 (2005.5.19)                  (31) 優先権主張番号 10/704,996                  (32) 優先日 平成15年11月10日 (2003.11.10)                  (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 503129763                  ベラソン インコーポレイテッド                  Verathon Inc.                  アメリカ合衆国、ワシントン州 9802                  1、ボセル、スイート 120、30ス・                  ドライブ・エスイー 21222                  (74) 代理人 100058479                  弁理士 鈴江 武彦                  (74) 代理人 100091351                  弁理士 河野 哲                  (74) 代理人 100088683                  弁理士 中村 誠                  (74) 代理人 100108855                  弁理士 蔵田 昌俊</p>
---	--

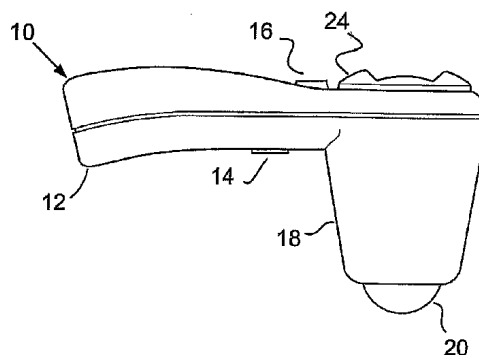
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 膀胱壁の厚さの測定および膀胱の仮想画像を提示するシステムおよび方法

(57) 【要約】

超音波トランスシーバーは膀胱の質量を測定するために膀胱の厚みと表面積を測定するために三次元の配列で膀胱を走査する。膀胱壁の厚みと質量は膀胱の前部、後部と側部の位置に対して測定できる。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波トランスミッターを使って膀胱壁厚みを測定する方法において、膀胱壁の少なくとも一部が超音波トランスミッターの範囲内に収まるように前記超音波トランスミッターの外側を患者に当て、

膀胱壁の前記一部の外面と内面に無線周波数パルスを送信し、そこからエコーしたパルスを受信し、そのパルスに基づいて

膀胱壁の前記一部の

( a ) 外部と内部の表面積と、

( b ) 外部と内部の表面間の距離と、

を計算することを含む方法。

10

## 【請求項 2】

前記無線周波数超音波パルスは、走査面、らせん形およびランダム線からなるグループより選択する一つ以上の形状で膀胱に送られる請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 3】

前記選択形状は走査面で、前記走査面は配列に関連付けられ、前記配列は並進配列、ウェッジ配列および回転配列からなるグループより選択される請求項 2 記載の方法。

## 【請求項 4】

前記配列の前記走査面は、均一間隔、不均一間隔および均一間隔と不均一間隔の走査面の組み合わせからなるグループから選択する請求項 3 記載の方法。

20

## 【請求項 5】

前記走査面は複数の走査線から成り、前記走査線は均一間隔、不均一間隔および均一間隔と不均一間隔の走査面の組み合わせからなるグループより選択する請求項 4 記載のシステム。

## 【請求項 6】

各走査面間の前記均一間隔は約 7 . 5 度である請求項 5 記載のシステム。

## 【請求項 7】

各走査線間の前記均一間隔は約 1 . 5 度である請求項 5 記載のシステム。

## 【請求項 8】

前記エコーは横と縦の構成要素に分類される請求項 1 記載の方法。

30

## 【請求項 9】

膀胱壁の部位の領域から反射する前記エコーの前記横と縦の構成要素は S と定義し、複数の曲面パッチ  $s_{i, j}$  から成り、i と j は前記横と縦の構成要素を表し、膀胱壁の部位の S の領域は、複数パッチの合計

## 【数 1】

$$S = \sum s_{i, j}$$

である請求項 8 記載の方法。

40

## 【請求項 10】

前記曲面パッチ  $s_{i, j}$  はさらにベクトル  $s_{i, j}(u, v) = x_{i, j}(u, v)i + y_{i, j}(u, v)j + z_{i, j}(u, v)k$  によって定義され、i, j, k はそれぞれ x -, y -, z - 方向の単位ベクトルであり、u と v は曲面パッチ座標である請求項 9 記載の方法。

## 【請求項 11】

表面積を分離している厚みは、最大  $(RF_{r = r - w / 2, r + w / 2})$  および最小  $(RF_{r = r - w / 2, r + w / 2}) + w$  の項が、サンプルの任意数 n の走査線沿いに任意深度 r を中心とする長さ w のウィンドウの最大と最小の無線周波数 ( RF ) 値を指し、よってフラクタル次元は任意の深度 r を中心とするウィンドウの最大無線周波数 ( RF ) 信

50

号値との相違から計算して走査線 n のサンプルの合計数で正規化するところの

【数 2】

$$fd_r = \frac{\log\left(\frac{\max(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) - \min(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) + w}{w}\right)}{\log\left(\frac{n}{w}\right)}$$

10

関係から決定される f d r である請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 2】

前記内面と外面の壁の面積を分離している厚み f d r は走査線 r 沿いの前記深度で方物線の関数を定義する 3 つのパラメータ ( a , b と c ) と、ランダム要素 e の加算で、下付き記号 i が r、f d、e の特定値を示す関係式  $fd_i = ar_i^2 + br_i + c + e_i$  から決められる形式の放物線の関数によって調節される請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 3】

前記放物線の関数は、ハット ( ^ ) の付いた前記パラメータは値がそのパラメータの最小二乗推定値であることを示す関係式

【数 3】

20

$$r_{97\%} = \frac{-\hat{b} \pm \sqrt{\hat{b}^2 - 4\hat{a}\left(\hat{c} + 0.97\frac{\hat{b}^2 + 4\hat{c}}{4\hat{a}}\right)}}{2\hat{a}}$$

で算出するフラクタル次元の最大値の少なくとも 97% である請求項 1 2 記載の方法。

【請求項 1 4】

30

各膀胱壁の面積は、約 0 ミリリットルから 1000 ミリリットルまでを含む膀胱に対して測定される請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 5】

超音波トランスducerを使って膀胱壁質量を測定する方法において、膀胱壁の少なくとも一部が超音波トランスducerの範囲内に収まるように前記超音波トランスducerの外側を患者に当て、

膀胱壁部位の外面と内面に無線周波数パルスを送信し、そこからエコーしたパルスを受信し、そのパルスに基づいて

膀胱壁の部位の

- ( a ) 膀胱壁の外部と内部の表面積と、
- ( b ) 前記表面積の間の厚みと、
- ( c ) 前記表面積の間の質量と、

40

を計算することを含む方法。

【請求項 1 6】

前記無線周波数超音波パルスは複数の形状で臓器に送られ、前記形状は走査面、らせん形、およびランダム線からなるグループより選択される請求項 1 5 記載の方法。

【請求項 1 7】

前記走査面は配列に関連付けられ、前記配列は並進配列、ウェッジ配列および回転配列からなるグループより選択される請求項 1 6 記載の方法。

【請求項 1 8】

50

前記回転配列の走査面は複数の走査線を有し、前記走査面はさらに隣接する走査面から約 7.5 度離れており、前記走査面内の前記走査線は隣接する走査線から約 1.5 度離れている請求項 17 記載の方法。

【請求項 19】

前記膀胱壁部位の質量は前記計算した表面積と厚みの関数として計算する請求項 15 記載の方法。

【請求項 20】

内部の臓器の質量を測定するシステムにおいて、

複数の走査面で無線周波数超音波パルスを送信し、前記臓器から反射した前記パルスのエコーを受信し、前記エコーを横と縦の構成要素に受信するように設定されたトランシーバート、

マイクロプロセッサと、前記エコーの前記横と縦の構成要素を基に前記臓器の表面積、厚みおよび質量を測定するためにマイクロプロセッサで操作可能な内蔵プログラミング指示を含むメモリと、を有する前記トランシーバートと通信するコンピュータシステムと、を含むシステム。

【請求項 21】

前記無線周波数超音波パルスは複数の形状で前記臓器に送られ、前記形状は走査面、らせん形とランダム線からなるグループより選択される請求項 20 記載のシステム。

【請求項 22】

前記走査面は配列に関連し、前記配列は並進配列、ウェッジ配列と回転配列からなるグループより選択される請求項 21 記載のシステム。

【請求項 23】

前記回転配列の前記走査面は複数の走査線を有し、前記走査面はさらに隣接する走査面から約 7.5 度離れており、前記走査面内の前記走査線は隣接する走査線から約 1.5 度離れている請求項 22 記載のシステム。

【請求項 24】

前記臓器は膀胱である請求項 20 記載のシステム。

【請求項 25】

前記トランシーバートは二次元で走査面の画像と三次元で複数の走査面を示す表示部が含まれる請求項 20 記載のシステム。

【請求項 26】

前記メモリの前記内蔵プログラミング指示はさらに膀胱壁の 1 つ以上の前部、後部または側部の膀胱壁の表面積と膀胱壁の厚みを計算するための複数の方程式から成る請求項 20 記載のシステム。

【請求項 27】

膀胱壁の表面積を測定する前記複数の方程式は、

10

20

30

【数 4】

$$s_{i,j}(u, v) = \begin{bmatrix} x_{i,j}(u, v) \\ y_{i,j}(u, v) \\ z_{i,j}(u, v) \end{bmatrix},$$

$$A(S) = \sum_{i,j} A(s_{i,j}),$$

$$A(s_{i,j}) = \sum_{i,j} \frac{1}{4} \left( \left. \begin{aligned} & \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3-\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3-\sqrt{3}}{6}} + \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3-\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3+\sqrt{3}}{6}} + \right. \\ & \left. \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3+\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3-\sqrt{3}}{6}} + \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3+\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3+\sqrt{3}}{6}} \right) \text{ および} \end{aligned} \right.$$

$$\left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right| = \sqrt{\left( \frac{\partial y_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial z_{i,j}}{\partial v} - \frac{\partial z_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial y_{i,j}}{\partial v} \right)^2 + \left( \frac{\partial z_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial x_{i,j}}{\partial v} - \frac{\partial z_{i,j}}{\partial v} \frac{\partial x_{i,j}}{\partial u} \right)^2 + \left( \frac{\partial x_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial y_{i,j}}{\partial v} - \frac{\partial y_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial x_{i,j}}{\partial v} \right)^2}$$

を含む請求項 26 記載のシステム。

【請求項 28】

膀胱壁の厚みを計算する前記方程式は、

【数 5】

$$fd_r = \frac{\log\left(\frac{\max(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) - \min(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) + w}{w}\right)}{\log\left(\frac{n}{w}\right)},$$

$$fd_i = ar_i^2 + br_i + c + \dots \text{ および}$$

【数 6】

$$r_{97\%} = \frac{-\hat{b} \pm \sqrt{\hat{b}^2 - 4\hat{a}\left(\hat{c} + 0.97 \frac{\hat{b}^2 + 4\hat{c}}{4\hat{a}}\right)}}{2\hat{a}}$$

を含む請求項 27 記載のシステム。

【請求項 29】

前記膀胱壁の質量は膀胱壁の面積、厚みと膀胱壁の比重の積として計算する請求項 20 記載のシステム。

【請求項 30】

10

20

30

40

50

膀胱壁の前記比重は約 0.96 である請求項 29 記載のシステム。

【請求項 31】

膀胱の厚みは複数の走査した膀胱の位置に基づき計算した複数の膀胱壁の厚みの平均値である請求項 30 記載のシステム。

【請求項 32】

前記コンピュータシステムはインターネットウェブベースのシステム経由で遠隔操作用に構成され、前記インターネットウェブベースのシステムは、臓器の厚みと質量の測定値を収集、分析および格納する複数のプログラムを有し、それによって内部の臓器が肥大する比率が測定できる請求項 20 記載のシステム。

【請求項 33】

前記複数のプログラムはさらに疾病の追跡、経過把握を可能にし、患者への教育指示を提供する請求項 20 記載のシステム。

【請求項 34】

内部の臓器の質量を測定するためのシステムにおいて、患者の前記臓器に複数の走査面が無線周波数超音波パルスを送信して、前記臓器から反射した前記パルスのエコーを受信するよう構成されたトランシーバーと、

前記トランシーバーから受信した前記エコーに基づき、前記臓器の表面積と前記臓器の厚みを測定し、さらに前記臓器の質量を前記臓器の厚みと面積の関数として計算する方法と、を含むシステム。

【請求項 35】

前記トランシーバーは男性および女性患者の生体構造に合わせて調整する請求項 34 記載のシステム。

【請求項 36】

前記臓器の表面積を測定する方法は、前記トランシーバーが受信した前記エコーを分析するための第 1 の複数方程式を含み、前記第 1 複数方程式は

【数 7】

$$s_{i,j}(u,v) = \begin{bmatrix} x_{i,j}(u,v) \\ y_{i,j}(u,v) \\ z_{i,j}(u,v) \end{bmatrix}$$

$$A(S) = \sum_{i,j} A(s_{i,j})$$

$$A(s_{i,j}) = \sum_{i,j} \frac{1}{4} \left( \left. \begin{aligned} & \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3-\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3-\sqrt{3}}{6}} + \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3-\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3+\sqrt{3}}{6}} + \right. \\ & \left. \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3+\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3-\sqrt{3}}{6}} + \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3+\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3+\sqrt{3}}{6}} \right) \text{および} \end{aligned} \right.$$

$$\left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right| = \sqrt{\left( \frac{\partial y_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial z_{i,j}}{\partial v} - \frac{\partial z_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial y_{i,j}}{\partial v} \right)^2 + \left( \frac{\partial z_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial x_{i,j}}{\partial v} - \frac{\partial z_{i,j}}{\partial v} \frac{\partial x_{i,j}}{\partial u} \right)^2 + \left( \frac{\partial x_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial y_{i,j}}{\partial v} - \frac{\partial y_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial x_{i,j}}{\partial v} \right)^2}$$

を含む請求項 34 記載のシステム。

【請求項 37】

前記臓器の厚みを測定する方法は、前記トランシーバーが受信した前記エコーを分析するための第 2 の複数方程式を含み、前記第 2 の複数方程式は

10

20

30

40

50

【数 8】

$$fd_r = \frac{\log\left(\frac{\max(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) - \min(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) + w}{w}\right)}{\log\left(\frac{n}{w}\right)}$$

$$fd_i = ar_i^2 + br_i + c + \dots \text{および}$$

10

【数 9】

$$r_{97\%} = \frac{-\hat{b} \pm \sqrt{\hat{b}^2 - 4\hat{a}\left(\hat{c} + 0.97\frac{\hat{b}^2 + 4\hat{c}}{4\hat{a}}\right)}}{2\hat{a}}$$

20

を含む請求項 3 4 記載のシステム。

【請求項 3 8】

前記臓器の質量は前記臓器の表面積、厚みと密度の積から測定される請求項 3 4 記載のシステム。

【請求項 3 9】

内部の臓器を表示し、前記内部の臓器の壁の厚みを測定するためのシステムにおいて、患者の前記臓器に無線周波数超音波パルスを送信し、前記臓器から反射したパルスのエコーを受信するよう構成されたトランシーバーと、

30

マイクロプロセッサとメモリを有するコンピュータシステムで、前記メモリはさらに

a) 前記臓器の三次元レンダリングを表示し、

b) 前記トランシーバーから受信した前記エコーに基づき前記臓器の厚みを測定することを

前記マイクロプロセッサで操作可能な内蔵プログラミング指示を含むメモリを有する前記トランシーバーと通信するコンピュータシステムと、を含むシステム。

【請求項 4 0】

前記三次元レンダリングは

画像分割プロセスと、

超音波エコーアーチファクトを修正する画像向上プロセスと、

二次元で所見領域を選択するプロセスと、

40

三次元の補間プロセスと、

二次元画像上の三次元投影プロセスと、

を含む請求項 3 9 記載のシステム。

【請求項 4 1】

前記分割プロセスは一本以上の走査線の閾値処理を含む請求項 4 0 記載のシステム。

【請求項 4 2】

超音波エコーアーチファクトを修正する前記画像向上プロセスは、

反射表面の深度の違いによる超音波エコー強度偏差を正規化するための一般的なソフトウェア時間利得制御アルゴリズムと、

超音波表面の反射率の違いが原因となる超音波エコーを区別するための残響制御アルゴ

50

リズムと、

液体部位と周辺組織間の超音波伝導相違による超音波エコー強度偏差を正規化するための液体下補正アルゴリズムと、を含む請求項 40 記載のシステム。

【請求項 43】

前記二次元で所見領域を選択するプロセスは、所見領域を定義するために走査面内に輪郭描写ピクセルを含む請求項 40 記載のシステム。

【請求項 44】

前記三次元の補間プロセスは、隣接する走査面間の所見領域ピクセル間に及ぶ三次元ボクセルを定義するために、走査面の前記所見領域内のピクセルを選択することを含む請求項 40 記載のシステム。

【請求項 45】

前記二次元画像上の三次元投影プロセスは、ソフトウェアレンダリングツールを用いて前記二次元画像上に前記三次元ボクセルを浅浮き彫り状に分散させることを含む請求項 40 記載のシステム。

【請求項 46】

前記臓器は膀胱である請求項 39 記載のシステム。

【請求項 47】

超音波トランシーバーを使って膀胱壁の厚みを測定する方法において、

膀胱壁の少なくとも一部が超音波トランシーバーの範囲内に収まるように前記超音波トランシーバーの外側を患者に当て、

膀胱壁の前記一部の外面と内面に無線周波数パルスを複数の三次元分散走査線として送信し、そこからエコーしたそのパルスを受信し、そのパルスに基づいて

膀胱壁の前記一部の

(c) 外部と内部の表面積と、

(d) 外部と内部の表面間の距離と、

を計算することを含む方法。

【請求項 48】

前記複数の三次元分散走査線は、膀胱の複数の画像信号を有する走査円錐形を形成する請求項 47 記載の方法。

【請求項 49】

前記画像信号は前記トランシーバーと交信する、マイクロプロセッサと前記画像信号に基づいて膀胱の三次元レンダリングを表示するための前記マイクロプロセッサで操作可能な内蔵プログラミング指示を有すメモリを有するコンピュータシステムによって処理される請求項 48 記載の方法。

【請求項 50】

前記三次元レンダリングは、

画像分割プロセスと、

超音波エコーアーチファクトを修正する画像向上プロセスと、

二次元で所見領域を選択するプロセスと、

三次元の補間プロセスと、

二次元画像上の三次元投影プロセスと、

を含む請求項 49 記載のシステム。

【請求項 51】

前記分割プロセスは一本以上の走査線の閾値処理を含む請求項 50 記載のシステム。

【請求項 52】

走査円錐形での膀胱の前記三次元投影プロセスは、二次元の浅浮き彫り画像として2つのほぼ等しい半球形を形成する請求項 51 記載の方法。

【請求項 53】

前記膀胱の半球形は膀胱壁、膀胱内の内部構造、および膀胱壁の内部の内部構造と厚みの断面図を示す請求項 52 記載の方法。

10

20

30

40

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

## 優先権の主張

本出願は、2002年11月5日申請の米国仮特許出願番号60/423,881および2002年8月2日申請の米国仮特許出願番号60/400,624に対し優先権を主張するところの、2003年5月12日申請の米国特許出願番号10/443,126に対する優先権を主張する、2003年7月31日申請の米国特許出願番号10/633,186に対する優先権を主張する、2003年11月5日申請の米国特許出願番号10/701,955の一部継続出願であり、優先権を主張するものである。

10

## 【0002】

本出願はまた、2002年6月7日申請の米国特許出願番号10/165,556の一部継続出願であり、優先権を主張する

本出願はまた、2002年11月5日申請の米国仮特許出願番号60/423,881および2002年8月2日申請の米国仮特許出願番号60/400,624に対する優先権を主張するところの、2003年8月1日申請のPCT出願番号PCT/US03/24368の一部継続出願であり、優先権を主張する。

## 【0003】

本出願はまた、2002年6月7日申請の米国特許出願番号10/165,556の継続出願である、2003年5月9日申請のPCT出願番号PCT/US03/14785

20

## 【0004】

本出願はまた、2002年11月5日申請の米国仮特許出願番号60/423,881および2002年8月2日申請の米国仮特許出願番号60/423,881に対する優先権を主張する米国特許出願番号10/633,186と、2002年11月5日申請の米国仮特許出願番号60/423,881および2002年8月2日申請の米国仮特許出願番号60/400,624に対する優先権を主張する2003年5月20日申請の米国特許出願番号10/443,126の一部継続出願であり優先権を主張する。

## 【0005】

本出願はまた、2003年5月12日申請の米国仮特許出願番号60/470,525

30

への優先権と、2002年6月7日申請の米国特許出願番号10/165,556に対する優先権を主張する。上記の全出願書はここで完全に記載されたかのように参照としてその全体がここに組み込まれる。

## 【0006】

## 発明の属する技術分野

本発明は、一般に膀胱機能または障害の診断における超音波適用に関する。

## 【背景技術】

## 【0007】

膀胱機能障害の診断には様々な技法が使われてきた。係る技法とは一般に、膀胱の大きさまたは膀胱体積を測るもので、つまり膀胱内の尿量の測定法である。一例として、米国特許番号6,110,111(バーナード)では、膀胱の表面と球面を比較するために超音波を使用した膀胱膨満査定システムを開示している。バーナードは、膀胱の形状が球状に近いほど、膀胱内の圧力が高いと主張する。

40

## 【0008】

膀胱質量測定はまた、数種の異なる臨床症状の診断に使用できる。膀胱壁厚さおよび膀胱質量を使用し、膀胱排尿障害および膀胱膨満を示すことができる。排尿障害は尿の圧力を上昇させ、それに対して膀胱筋は収縮する。その際の尿の圧力上昇によって、筋肉により強い力がかかり、その結果膀胱筋肥大を引き起こす。膀胱筋肥大の症状としては、壁の厚さと質量の増加が含まれる。長年の間、膀胱壁厚さを排尿筋肥大の指標として使用することが知られてきた。(参照:マシューズPN、クェールJB、ジョゼフAEA、ウィリ

50

アムズJE、ウィルキンソンKW、リドルPR、The use of ultrasound in the investigation of prostatism (前立腺症調査における超音波の使用)、British Journal of Urology、54:536-538、1982; およびカスシオンCJ、バルトンFF、フセインMB、Transabdominal ultrasound versus excretory urography in preoperative evaluation of patients with prostatism (前立腺症患者の術前評価における経腹壁的超音波対排泄性尿路造影)、Journal of Urology、137:883-885、1987) 膀胱壁の厚さを膀胱壁体積(または膀胱壁体積を膀胱組織の比重で掛けた膀胱質量)に変換することにより、膀胱体積とは独立した単数が得られる。体積が上昇するにつれて膀胱壁は薄くなるが、膀胱壁の総体積(または膀胱質量)は不変である。

#### 【0009】

もう一つの膀胱機能性の主要パラメータとして、膀胱膨満がある。膀胱体積と膀胱圧が上昇するにしたがい、膀胱壁は伸張し薄くなる。膀胱膨満に関連する二つの顕著な疾患として、失禁と過剰膨満がある。

#### 【0010】

膀胱圧および膀胱膨満が上昇するにつれ、膀胱括約筋が尿を保持できないために失禁症状が頻繁に起こる。多くの個人の場合、この失禁が一定の体積で発生する。その結果、この体積を知り、膀胱体積を長期間測定することができれば、失禁症状を予防することができる。さらに、様々な方法を通して、膀胱容量と膀胱体積の失禁点の両方を上昇できることが研究で判明している。この技法は、遺尿性患者に効果的に使用されている。

#### 【0011】

過剰膨満とは、膀胱が極端なレベルまで充満されるために過度な膀胱圧が溜まってしまいう症例のことで、腎障害、腎不全を生じる可能性があり、さらに脊髄損傷を持つ患者は自律神経反応障害から死に至る可能性もある。失禁と同様、過剰膨満は非侵襲性膀胱体積測定を使ってうまく回避されてきた。

#### 【0012】

膀胱の体積が小さい時点での膀胱反応は、人間一様である。正常な成人は一般に、50ミリリットル以下の尿を残した排尿を問題なく行える。従って、正常な残尿量(PVR)と医学上問題の可能性のあるPVRは比較的容易に設定できる。膀胱の体積が小さい時点での、膀胱膨満の情報はそれほど有用ではない。ただし、正常な人間の膀胱容量は幅広く異なる。したがって、過剰膨満または失禁が発生する体積の閾値を決定するのはより困難である。膀胱が充満するにしたがって、膀胱膨満の定量化がより有用となる。これは、膀胱膨満測定基準が過剰膨満および膀胱容量をより有効に示すと考えられるので特にそうである。

#### 【0013】

膀胱壁厚さの現行測定方法は、一次元(Aモード)と二次元(Bモード)超音波に依存しており、操作者の誤作動に大きく影響を受けやすく、時間がかかり、不正確である。一次元または二次元超音波を使用する操作者は、膀胱壁の画像が充分に見えるまで、通常膀胱のより前方部分に、超音波探触子を繰り返し再配置しなければならない。さらに、一次元および二次元超音波に制限があるため、膀胱を不正確な球形モデルに想定することが求められる。おそらく上記およびその他の理由のため、業界では膀胱壁の厚さ測定は、膀胱膨満定量化には信頼性に欠けるまたは非効果的な方法であると結論づけた。たとえばバーナードの米国特許番号6110111号の第1段第50~59行を参照。

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0014】

したがって、膀胱膨満の診断に使用するため、膀胱壁の厚さを正確に測定するシステムが必要である。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0015】

本発明は、患者の膀胱を走査するための三次元超音波装置を採用する。超音波走査で収集されたデータは、二次元走査面の配列と、膀胱壁を示す膀胱半球体の実質的に浅浮き彫りの二次元で表示される。収集したデータは膀胱の厚さと質量を計算するために分析される。次に膀胱質量の情報を用いて膀胱の機能障害を判定する。

## 【0016】

発明の好ましい実施例において、患者の体外に配置されたマイクロプロセッサをベースとした超音波装置は、患者の膀胱を超音波パルスで複数面走査し、各面に沿って反射したエコーを受け取り、エコーをアナログ信号に変換し、アナログ信号をデジタル信号に変換し、デジタル信号をコンピュータシステムにダウンロードする。

10

## 【0017】

様々な走査方法、及び分析方法が本発明に基づいて適しているであろうが、好ましい一実施例では、コンピュータシステムは、膀胱壁の内面（粘膜下）と外面（しょう膜下）から反射したエコーの数学的分析から、膀胱の一部分を三次元で円錐形に成形した画像を得るためにダウンロードしたデジタル信号の走査変換を行う。円錐形の画像は、二次元走査面の三次元配列を入手するために、無線周波数（RF）超音波（約2 - 10メガヘルツ）を使用して反響する三次元のCモード超音波パルスを通じて入手される。走査面は規則的に間隔をあけた配列の場合もあり、不規則的に間隔をあけた配列、または規則的に間隔をあけた配列と不規則的に間隔をあけた配列の組合せになる場合もある。二次元走査面が、次に一次元走査線（超音波A線）の配列によって形成される。走査面は、規則的に間隔をあけた配列の場合もあり、不規則的に間隔をあけた配列、または規則的に間隔をあけた配列と不規則的に間隔をあけた配列の組合せになる場合もある。二次元走査面の三次元配列は、立体角の走査円錐形となる。

20

## 【0018】

あるいは立体角走査円錐形は、膀胱を三次元分散走査線の三次元走査円錐形で走査するよう構成された、三次元超音波装置から得られる三次元データセットからも入手できる。三次元走査円錐形は二次元走査面の三次元配列ではなく、複数の内面および周辺の一次元走査線によって形成される立体角走査円錐形である。走査線は、必ずしも走査面内に限定されているとは限らない超音波A線であり、さもなければ二次元走査面の三次元配列にある相互走査面の空間を占有する。

30

## 【0019】

二次元走査面の三次元配列または三次元分散走査線のどちらかとして、あるいは三次元走査円錐形として、立体角走査円錐形は、膀胱壁部位または膀胱壁の内面と外面の曲面パッチを特定する根拠を提供する。各曲面パッチの位置はフラクタル解析法を使って判断され、内面と外面の曲面パッチ間の距離または厚みを測定する。膀胱壁の質量が、膀胱の表面の面積、膀胱壁の厚みおよび膀胱壁の比重の積として計算される。膀胱壁全体または膀胱の前後面と側面部位を含む各種部位の厚みと質量を計算する。

## 【0020】

発明の代替実施例では、ダウンロードしたデジタル信号を、インターネットウェブページのシステム制御の遠隔マイクロプロセッサ装置と互換性をもたせるように設定している。インターネットのウェブベースのシステムには、臓器の厚さおよび質量測定を収集、分析および保存する複数プログラムが含まれる。代替実施例は従って、内部の臓器が経時的に肥大する比率を測定する能力を提供する。さらに、係るプログラムには、疾病の追跡、進行状況把握を可能にする説明や患者への教育指導が包括されている。

40

## 【0021】

発明のもう一つの実施例は、二次元走査面の三次元配列または三次元分散走査線の三次元走査円錐形から入手された膀胱を、実質的に二次元の浮き彫り画像で提示する。その効果として、三次元超音波装置の機能を仮想膀胱鏡として使用できる。浅浮き彫り画像により、膀胱を断面半球形に提示し、膀胱、膀胱壁厚みおよび膀胱内と膀胱壁の構造が仮想の

50

三次元のような画像で可視できる。遠隔で非侵襲的な超音波走査処理により入手した仮想浅浮き彫り画像は、他の場合は侵襲的な可視光膀胱鏡で得られる同様の画像を表示する。

【0022】

本発明の好ましい実施例および代替実施例を、以下の図面を参照して詳しく説明する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

本発明の超音波トランシーバーの携帯用実施例を図1に示す。トランシーバー10には、トリガー14と性別変換器16の付いたハンドル12、ハンドル12に取り付けられたトランシーバーの筐体18、トランシーバードーム20およびトランシーバードーム20の反対側の端でトランシーバー筐体18に取り付けられたユーザーとの対話用の表示部24が含まれる。トランシーバー10は、患者の体に当るようにユーザーが保持する。操作中、トランシーバーは無線周波数超音波信号(2~10メガヘルツ範囲)を体に送信して返ってくるエコー信号を受信する。返ってきたエコー信号は画像処理用の画像信号を提供する。性別変換器16は、男性患者と女性患者の生体構造に合わせて無線周波数超音波の送受信を調節する。トランシーバーは、マイクロプロセッサと、そのマイクロプロセッサに関連するソフトウェアとコンピュータシステムのデジタル信号プロセッサによって制御される。本発明で使用される「コンピュータシステム」という用語は、任意のマイクロプロセッサ・ベースまたは作業指示を実行したりデータを操作したりできるその他コンピュータシステムを幅広く包含し、従来のデスクトップやノートブックコンピュータに限定されるものではない。表示部24は、一連の走査を開始するためのトランシーバー10の適切または最適な配置場所を示す英数字データを表示する。代替実施例では、走査面の二次元または三次元画像を図1の表示部24に表示することもできる。

10

20

【0024】

好ましい超音波トランシーバーが上記に説明され図1に描写されているが、他のトランシーバーを使うこともできる。例えば、トランシーバーは電池式または携帯用である必要はなく、上部取付けの表示部24を使う必要もなく、その他多くの特徴または相違点を包含することができる。トランシーバー10は、膀胱などの内部の臓器分析に使うデータ収集のために体内を非侵襲的に精査できさえすればよい。表示部24は、液晶ディスプレイ(LCD)、発光ダイオード(LED)、陰極線管(CRT)あるいは英数字データまたはグラフィック画像を表示できる任意の適切な表示部であればよい。

30

40

【0025】

走査のため腹部上に最適に配置されると、トランシーバー10は超音波信号(好ましい実施例では約3.7メガヘルツ、および一般的に2~10メガヘルツ範囲)を膀胱部位に送信する。超音波信号は、図2で示されるように、一般に走査線として知られるリニア信号バーストの形状をしている。それぞれ約20センチメートル長で、トランシーバードーム20を発信元とする走査線は、走査面32を形成する走査線の束でドームのカットアウト30を作成する。走査面32内には、共通の回転角( )を共有するが、特異な一傾斜角( )を有する複数の走査線がある。好ましい実施例において、各面は77本の走査線を含むが、本発明の範囲内で線数が異なることも可能であり、本発明の範囲内で線間の角距離は異なり得る。

【0026】

線間の角の離し距離または間隔は、均一(例えば各走査線間が1.5度のように、ほぼ均等な角間隔)または不均一(ほぼ不均等な角間隔)にしてもよい。不均一な角間隔の一例として、「1.5-6.8-15.5-7.2など」のシーケンスで、1番目と2番目の線間は1.5度、2番目と3番目の線間は6.8度、3番目と4番目の線間は15.5度、4番目と5番目の線間は7.2度のようにできる。角の離し距離も例えば「1.5-1.5-1.5-7.2-14.3-20.2-8.0-8.0-8.0-4.3-7.8など」の角間隔のシーケンスといった均一と不均一の角間隔を組み合わせることができる。

【0027】

50

走査線の面が送信された後、トランシーバの回転角はわずかに増加され、パルス・エコー信号の別の面が送受信されて新しい走査面が形成される。本過程が必要なだけ繰り返されて、各面が選択回転角間隔だけ前の面からわずかに回転された一連の走査面が作成される。走査面間の回転角間隔または空間は、均一か不均一にできる。走査面間を均一間隔にする場合、各走査面は最近傍からほぼ同じ度合いで距離をとる。例えば図3で示すとおり、好ましい実施例では各走査面32は送受信され、配列の最近傍から各走査面から回転角約7.5度ずつ分離された24の面の配列に表示される。これに対して、配列の走査面間で例えば「3.0 - 18.5 - 10.2など」のシーケンスを有する不均一間隔は、1番目と2番目の走査面間では回転角間隔が3.0度、2番目と3番目の走査面間の間隔は18.5度、そして3番目と4番目の走査面間の間隔は10.2度などとなる。走査面間隔もまた、均一または不均一な回転角間隔の組合せが可能で、例えば、「3.0 - 3.0 - 3.0 - 18.5 - 10.2 - 20.6 - 7.5 - 7.5 - 7.5 - 16.0 - 5.8など」の間隔シーケンスが可能である。図3で示すように、傾斜角はマイナス60度と60度の間の合計120度の角度を走査する。

10

#### 【0028】

図4は24の面の配列の上面図を示し、24の面の配列は各走査面間に均一な回転角を有す。配列の走査面数は、最低2つで2つ以上に変更することができる。配列の回転角間隔は変更が可能で、均一でも不均一でも可能である。

#### 【0029】

ウェッジおよび並進の配列に対して、走査面は同様に均一間隔、不均一間隔または均一と不均一間隔の走査面を組み合わせることができる。

20

#### 【0030】

走査線が送受信されると、返ってきたエコーはトランスデューサによってアナログの電気信号に変更され、アナログからデジタルへの変換器でデジタル信号に変換され、膀胱壁の位置測定分析のためにコンピュータシステムのデジタル信号プロセッサに伝達される。コンピュータシステム自体は描写されていないが、好ましい実施例では、マイクロプロセッサとRAM、処理指示およびトランシーバ10で生成されたデータを格納するためのハードドライブ、光ドライブまたはその他メモリが含まれる。

#### 【0031】

図5は、トランシーバ10から放射され走査円錐形35を形成する複数の三次元分散走査線の図示である。走査円錐形35は、複数の内面および周辺走査線から成る複数の三次元分散走査線によって形成される。走査線は、トランシーバ10から異なる座標方向に放射される一次元の超音波A線で、円錐形から集合体として取得される。三次元分散A線(走査線)は、必ずしも走査面内に限定されるものでなく、走査円錐形35の内面と周辺面沿い全体に渡って走査するよう方向付けられる。三次元分散走査線は、二次元走査面の三次元配列における任意の走査面を占有するだけでなく、円錐軸から円錐周辺までの相互走査面の空間をも占有する。トランシーバ10は、図1と同じ図示機能を示すが、走査円錐形35を形成するために、超音波A線が三次元空間全体を通して異なる座標方向の分散するように構成される。

30

#### 【0032】

内面走査線は走査線37A-Cで示される。トランシーバ10から放射される内面走査線の数と位置は、走査円錐形35内の構造または映像を十分に視覚化するために、異なる位置座標において、走査円錐35内に分散する必要のある内面走査線の数である。内面走査線は、周辺走査線ではない。周辺走査線は走査線39A-Fで示され、円錐周辺を占有するため、走査円錐形35の周辺境界線を表す。

40

#### 【0033】

一旦壁の位置が確認されると、膀胱壁前方部位における壁の位置、復調振幅データおよび直交振幅変調信号のサブセットが、発明の好ましい実施例の図6で示すアルゴリズムにしたがって、更なる分析のためにマイクロプロセッサに送られる。まず、1番目のブロック50で示すように膀胱に関する超音波データが得られる。一般に、膀胱固有のデータは

50

トランシーバ－１０を操作するユーザーが、表示画面で受信データを見ながら、膀胱が図 3 で示す円錐形、または図 5 で示す走査円錐形 3 5 の視野範囲内に充分に入るように必要に応じてトランシーバ－１０を配置して得ることができる。

#### 【 0 0 3 4 】

超音波による膀胱のデータを入手後、２番目のブロック 5 1 に示すように、超音波データを処理して、膀胱が約 2 0 0 から 4 0 0 ミリリットルを含んでいるかどうかを判断する。もし「ノー ( N o ) 」である場合は、３番目のブロック 5 2 に示すように、膀胱に約 2 0 0 から 4 0 0 ミリリットルまで溜まるまで待つが、またはもし「イエス ( Y e s ) 」つまり膀胱にすでに好ましい約 2 0 0 ~ 4 0 0 ミリリットルの体積を有している場合には、４番目のブロック 5 3 に示すように、膀胱壁の位置決定を開始することができる。超音波走査内での臓器壁の位置およびその他外面境界線の測定は、現在市場に出ている超音波装置の能力の範囲内である。しかしながら一般にその過程では、トランシーバードームから膀胱壁までの走査線の長さが測定される。壁の位置を含むデータは、コンピュータメモリに格納される。

10

#### 【 0 0 3 5 】

一旦超音波振幅データの完全な円錐形が走査され、壁の位置がデジタル信号プロセッサによって測定されると、マイクロプロセッサは壁の位置の検出ミスを訂正し膀胱体積を測定するために、データをさらに分析する。これを行うための２つの特定の技法が、米国特許番号 4 , 9 2 6 , 8 7 1 ( ガングリーその他 ) および米国特許番号 5 , 2 3 5 , 9 8 5 ( マクモローその他 ) で詳しく開示され、参照により開示に含まれる。この２つの特許は、膀胱に関する超音波信号を非侵襲的に送信し、受信し処理してから、膀胱体積を計算することを詳しく説明している。

20

#### 【 0 0 3 6 】

上述の ' 8 7 1 及び ' 9 8 5 米国特許が提供する方法を使用し、得られたデータは膀胱体積が約 2 0 0 から 4 0 0 ミリリットルの範囲内であるかどうかを判定するのに用いられる。膀胱体積がその範囲内である場合、５番目のブロック 5 4 で示すように、超音波データは壁の位置から実際の表面積を測定するのに用いられる。表面積の計算を、以下でさらに詳しく説明する。５番目のブロック 5 4 で表面積を計算する間に、６番目のブロック 5 6 で示すように、反射する R F 超音波が膀胱壁の前方部から受信される。これらのタスクは並行処理が好ましいが、順次処理でもよい。その後、７番目のブロック 5 8 で示すように、膀胱壁の厚さが壁の位置で重複するコヒーレント信号から測定される。膀胱壁の厚さの測定は、以下でさらに詳しく説明する。最後に、７番目のブロック 5 8 で示すように、膀胱質量が厚さ、面積および膀胱の密度の積として計算される。

30

#### 【 0 0 3 7 】

前節で説明した体積に関する制限は、膀胱質量の最適な測定を可能にする膀胱体積の範囲を定義する。質量の計算は、この範囲外の体積でも行えるが、一般に測定の精度が低くなる。例えば、2 0 0 ミリリットル以下および 4 0 0 ミリリットル以上の膀胱体積でも測定できるが、精度が低くなる。4 0 0 ミリリットルを大幅に超える体積、例えば 1 , 0 0 0 ミリリットルから複数リットルの膀胱体積では、好ましい実施例では大きな膀胱に合わせて 2 0 センチメートル以上の走査線を利用する。好ましい実施例は、人間および動物の内部の臓器の厚さと質量の測定に適用できる。走査線の長さは、走査する内部の臓器の寸法に合わせて調節する。

40

#### 【 0 0 3 8 】

表面積の測定 ５番目のブロック 5 4 の表面積測定は、壁の位置で定義された表面のパッチの関数を補間する面積を積分することで行われる。数学的な計算を以下に詳しく説明する。

#### 【 0 0 3 9 】

膀胱の表面を S として定義する。この表面は、膀胱の壁の位置分析によって測定された膀胱の実際の表面に相当する。この形状は前もって知られていないため、膀胱を球形または楕円形としてモデル化することは、表面の大雑把な見積もりしか得られない。その代わ

50

り、表面 S は一連の個別曲面パッチ  $s_{i,j}$  の構築として定義され、地球表面を緯度と経度線で分割するのと同様に、 $i$  と  $j$  は表面の緯度と経度の構成要素を通して計算する。膀胱表面積 S は、全個別曲面パッチの和

【数 1 0】

$$S = \sum s_{i,j}$$

【0 0 4 0】

として定義される。

10

【0 0 4 1】

図 7 に三次元で示すように例として、5 本の走査線 3 2 ~ 4 8 が 3 軸小区画グリッド 6 9 を基準にしてしょう膜下壁の位置 7 2 をほぼ縦方向に走るよう送信される。5 本の走査面には、1 番目の走査面 3 2、2 番目の走査面 3 6、3 番目の走査面 4 0、4 番目の走査面 4 4 および 5 番目の走査面 4 8 が含まれる。走査面は、先行する公式で下付き記号変数  $j$  として表示される。5 本の縦方向の走査面に実質的に垂直の関係にあるのは、5 本の横方向の統合線 6 0 ~ 6 8 で、1 番目の統合線 6 0、2 番目の統合線 6 2、3 番目の統合線 6 4、4 番目の統合線 6 6 および 5 番目の統合線 6 8 を含む。統合線は先行公式で下付き記号変数  $i$  として表示される。

20

【0 0 4 2】

例として、4 つの曲面パッチの関数が、しょう膜下壁の位置 7 2 として図 7 にハイライトされている。前記の下付き記号  $i$  と  $j$  は、膀胱表面の緯度と経度の線の指数に相当する。 $i$  と  $j$  の意義は数学的に同等結果と置換可能であるが、ここでは  $i$  は経度線そして  $j$  は緯度線に相当する。図 7 に提供する走査面と統合線の定義を使って、4 つの曲面パッチ関数が、 $s_{3,6}, s_{6,2}, s_{4,0}, s_{6,2}, s_{4,0}, s_{6,4}, s_{3,6}, s_{6,4}$  のように、上部左から時計回りの方向で定義される。

【0 0 4 3】

曲面パッチは、パッチ座標  $s_{i,j}(u,v)$  の関数として定義される。パッチ座標  $u$  と  $v$  は、 $0 \leq u, v < 1$  で定義され、 $0$  は開始緯度または経度の座標 ( $i$  と  $j$  の位置) を表し、 $1$  は次の緯度または経度座標 ( $i + 1$  および  $j + 1$  の位置) を表す。表面関数は、デカルト座標でも表現でき、 $s_{i,j}(u,v) = x_{i,j}(u,v) i + y_{i,j}(u,v) j + z_{i,j}(u,v) k$  の  $i, j, k$  はそれぞれ  $x$ 、 $y$ 、 $z$  方向の単位ベクトルである。ベクトル形では、曲面パッチ関数の定義は方程式 1 に示される。

30

【数 1 1】

方程式 1.

$$s_{i,j}(u,v) = \begin{bmatrix} x_{i,j}(u,v) \\ y_{i,j}(u,v) \\ z_{i,j}(u,v) \end{bmatrix}$$

40

【0 0 4 4】

曲面パッチ関数の定義が完了したので、図 6 の 5 番目のブロック 5 4 に示す表面積の計算に移る。S, A(S) の表面積は、方程式 2 に示すように、表面 S の面積要素統合として定義される。S は複数のパッチ表面関数から成るため、表面 S の面積の計算は、方程式 3 のように個別の曲面パッチ関数の面積の和として書き換えられる。

【数 1 2】

$$\text{方程式 2.} \quad A(S) = \int dA$$

$$\text{方程式 3.} \quad A(S) = \sum_{i,j} A(s_{i,j})$$

【0045】

10

同様に、表面全体の方程式 2 に対して、曲面パッチ面積は方程式 4 のように面積の要素を曲面パッチで積分する。曲面パッチ関数の積分は、表面の統合をパッチ座標  $u$  と  $v$  の二重積分へ変換することによって、計算の簡素化ができる。表面積分とパッチ座標積分間の変換が方程式 5 に示される。

【数 1 3】

$$\text{方程式 4.} \quad A(s_{i,j}) = \int_{s_{i,j}} dA_{i,j}$$

$$\text{方程式 5.} \quad \int_{s_{i,j}} dA_{i,j} = \int_{u=0}^1 \int_{v=0}^1 \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right| dv du$$

20

【0046】

方程式 5 を方程式 4 に、方程式 4 を方程式 3 に置き換えることにより、全体の表面積を計算できる。これらの置換結果を方程式 6 に示す。

【数 1 4】

$$\text{方程式 6.} \quad A(S) = \sum_{i,j} \int_u \int_v \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right| dv du$$

30

【0047】

曲面パッチ関数は、一次導関数で連続的であればどの関数でもよい。示す実施例では、どのような表面関数でも使用可能であるが、立体 B - スプライン補間関数が曲面パッチの補間関数に使われる。この補間関数は、方程式 1 に示す各デカルト座標関数に適用される。 $s_{i,j}$  パッチ関数の  $x$  座標用補間方程式が方程式 7 に示される。同様の計算が曲面パッチ関数の  $y_{i,j}$  と  $z_{i,j}$  構成要素にも行われる。

40

【数 1 5】

方程式 7.

$$x_{i,j}(u, v) = \mathbf{u} \mathbf{M}_b \mathbf{X}_{i,j} \mathbf{M}_b^t \mathbf{v}^t$$

where  $t$  denotes matrix and vector transpose,  $\mathbf{u} = \begin{bmatrix} u^3 \\ u^2 \\ u \\ 1 \end{bmatrix}$ ,  $\mathbf{v} = \begin{bmatrix} v^2 \\ v \\ 1 \end{bmatrix}$ ,

$$\mathbf{M}_b = \begin{bmatrix} -1 & 3 & -3 & 1 \\ 3 & -6 & 3 & 0 \\ -3 & 0 & 3 & 0 \\ 1 & 4 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \text{ and } \mathbf{X}_{i,j} = \begin{bmatrix} x_{i-1,j-1} & x_{i-1,j} & x_{i-1,j+1} & x_{i-1,j+2} \\ x_{i,j-1} & x_{i,j} & x_{i,j+1} & x_{i,j+2} \\ x_{i+1,j-1} & x_{i+1,j} & x_{i+1,j+1} & x_{i+1,j+2} \\ x_{i+2,j-1} & x_{i+2,j} & x_{i+2,j+1} & x_{i+2,j+2} \end{bmatrix}$$

[Tは行列とベクトルの転置を示す]

10

20

【0 0 4 8】

各パッチ関数の補間関数は立体表面であるため、積分は求積公式を使って正確に行える。このアプリケーションで使う公式は、方程式 8 に示される。

【0 0 4 9】

方程式 8 .

【数 1 6】

$$A(s_{i,j}) = \sum_{i,j} \frac{1}{4} \left( \begin{array}{l} \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3-\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3-\sqrt{3}}{6}} + \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3-\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3+\sqrt{3}}{6}} + \\ \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3+\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3-\sqrt{3}}{6}} + \left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right|_{u=\frac{3+\sqrt{3}}{6}, v=\frac{3+\sqrt{3}}{6}} \end{array} \right)$$

30

【0 0 5 0】

$s_{i,j}(u, v)$  は、デカルト座標 (方程式 1) ではベクトル関数として定義されていることを思い起こすと、偏導関数のクロス乗積のノルムは次のように書くことができる。

【0 0 5 1】

方程式 9 .

40

【数 1 7】

$$\left| \frac{\partial s_{i,j}}{\partial u} \times \frac{\partial s_{i,j}}{\partial v} \right| = \sqrt{\left( \frac{\partial y_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial z_{i,j}}{\partial v} - \frac{\partial z_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial y_{i,j}}{\partial v} \right)^2 + \left( \frac{\partial z_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial x_{i,j}}{\partial v} - \frac{\partial z_{i,j}}{\partial v} \frac{\partial x_{i,j}}{\partial u} \right)^2 + \left( \frac{\partial x_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial y_{i,j}}{\partial v} - \frac{\partial y_{i,j}}{\partial u} \frac{\partial x_{i,j}}{\partial v} \right)^2}$$

10

【0052】

物理的な x -、y -、z - の位置が補間関数に使われる場合、表面積は x、y、z の単位の二乗で計算される。この時点で、図 6 の 5 番目のブロック 5 4 の計算は完了する。

【0053】

壁の厚み測定 質量計算の 2 番目の構成要素は膀胱筋壁の厚さの測定である。この厚さは、膀胱壁の粘膜下としょう膜下表面の間の標準厚さであると定義される。

【0054】

壁の厚さの部位の RF 信号のフラクタル次元から壁の厚さを計算する。膀胱筋を通した界面の反射の多重度により、フラクタル次元は増加する。膀胱筋壁を通したフラクタル次元の増加および減少は放物線としてモデル化でき、ここでのフラクタル次元は膀胱壁部位の深度関数である。そして膀胱の厚さは、フラクタル次元の最大値の最低 97% である放物線モデル部位として決定される。計算を以下の方程式 10 で検討する。

20

【数 1 8】

方程式 10. 
$$fd_r = \frac{\log\left(\frac{\max(RF_{r=r-w/2,r+w/2}) - \min(RF_{r=r-w/2,r+w/2}) + w}{w}\right)}{\log\left(\frac{n}{w}\right)}$$

30

【0055】

フラクタル次元の計算は、図 6 の 4 番目のブロック 5 6 に相当する。フラクタル次元は長さ w のウィンドウ用に計算される。現在の実施例では、w の値は 5 で、走査線沿いのサンプル点の数である。しかしながらその値は可変である。フラクタル次元は任意の深度 r を中央とするウィンドウの最大 RF 信号値と、同じウィンドウの最小値間の差により計算される。ウィンドウ w の長さはその差に追加され、その結果がウィンドウの長さで正規化される。その結果の対数は次に走査線 n のサンプルの合計数の比率の対数でウィンドウの長さに割られる。走査線沿いの各深度でのフラクタル次元の計算を方程式 10 に示す。このフラクタル次元測定は走査線の中心 n - w サンプルを計算する。

40

【0056】

フラクタル次元の測定を超音波信号に基づいて計算した後で、膀胱壁の厚さを計算できる。以下の計算は図 6 の 7 番目のブロック 5 8 に相当する。

【0057】

膀胱筋部位での RF 信号のフラクタル次元 fd は、次に深度 r の関数としての方物線方程式としてモデル化される。単一深度点の方程式モデルを方程式 11 に示す。この方程式は、走査線 r 沿いの深度で方物線を定義する 3 つのパラメータ ( a、b、c ) とランダム要素 の加算で、下付き記号 i は、r、fd、 の特定値を示す。

【0058】

方程式 11. 
$$fd_i = ar_i^2 + br_i + c + i$$

50

方程式 1 1 の形式での方程式は、壁部位の各深度点を求める。観測の数は変数で、超音波信号で観測される膀胱壁の厚さによって決まる。n 組の観測があると仮定して、下付き記号 i は 1 から n までの観測数を表す。方程式 1 1 の形式での n 方程式組は、方程式 1 2 にある行列方程式にまとめることができる。fd、 $\mathbf{X}$  の行列の各行が n 観察の 1 つに相当する。方程式 1 1 の方物線パラメータはベクトル  $\boldsymbol{\beta}$  に収集される。

【数 1 9】

方程式 1 2.

$$\mathbf{fd} = \mathbf{X}\boldsymbol{\beta} + \boldsymbol{\varepsilon}$$

$$\text{where } \mathbf{fd} = \begin{bmatrix} fd_1 \\ fd_2 \\ \vdots \\ M \\ \vdots \\ fd_n \end{bmatrix}, \mathbf{X} = \begin{bmatrix} r_1^2 & r_1 & 1 \\ r_2^2 & r_2 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ M & M & M \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ r_n^2 & r_n & 1 \end{bmatrix}, \boldsymbol{\beta} = \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix}, \text{ and } \boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \vdots \\ M \\ \vdots \\ \varepsilon_n \end{bmatrix}$$

10

【0059】

次の段階では、観測の組合せにより、方程式 1 1 または行列方程式 1 2 の形式の n 方程式の組合せの方物線パラメータの値を見積もる。パラメータの最小二乗推定値を使い、これらの推定値の計算が方程式 1 3 に示される。方程式 1 3 では、上付き記号 t が行列転置を示し、上付き記号 - 1 が逆行列を示す。ハット記号 (^) のパラメータは、値がこれらパラメータの最小二乗推定値であることを示す。

20

【数 2 0】

$$\text{方程式 1 3. } \hat{\boldsymbol{\beta}} = (\mathbf{X}'\mathbf{X})^{-1} \mathbf{X}'\mathbf{fd}$$

$$\text{方物線パラメータ } (\hat{\boldsymbol{\beta}} = [\hat{a} \ \hat{b} \ \hat{c}]')$$

30

【0060】

の推定値は、方程式 1 4 に示すように、各深度 r での推定フラクタル次元を計算するために方物線モデルに置き換えることができる。最大フラクタル次元の位置は、方物線モデルの一次導関数が 0 に等しい (方程式 1 5) と設定して r を解いて決定できる。フラクタル次元が最大である位置が方程式 1 6 に示される。

【数 2 1】

$$\text{方程式 1 4. } \hat{fd}(r) = \hat{a}r^2 + \hat{b}r + \hat{c}$$

40

$$\text{方程式 1 5. } \frac{d\hat{fd}(r)}{dr} = 2\hat{a}r + \hat{b} = 0$$

$$\text{方程式 1 6. } r_{fd_{max}} = -\frac{\hat{b}}{2\hat{a}}$$

【0061】

方物線モデルが定義する最大フラクタル次元を決定するには、方程式 1 6 を方程式 1 4 に置き換えて  $fd_{max}$  を解けばよい。結果となる値を方程式 1 7 に示す。

【数 2 2】

$$\text{方程式 1 7.} \quad f\hat{a}_{\max} = \frac{-\hat{b}^2 + 4\hat{c}}{4\hat{a}}$$

【0062】

フラクタル次元が最大値の97%である位置を決定するには、方程式17を0.97で掛ける、その結果を方程式14に置き換えて、二次方程式を使ってrを解く。フラクタル次元が最大値(r<sub>97%</sub>, )の97%である位置を方程式18に示す。 10

【数 2 3】

$$\text{方程式 1 8.} \quad r_{97\%} = \frac{-\hat{b} \pm \sqrt{\hat{b}^2 - 4\hat{a} \left( \hat{c} + 0.97 \frac{\hat{b}^2 + 4\hat{c}}{4\hat{a}} \right)}}{2\hat{a}}$$

20

【0063】

r<sub>97%</sub> に対する2つの値は、方程式18から計算される。これら2つの値の差は、任意走査線に沿った膀胱筋の厚さを特定する。これらの走査線は膀胱筋の表面と垂直である場合も、そうでない場合もあり、膀胱壁の厚さは膀胱表面に垂直な線に沿って測定する必要があるため、これら測定値を合わせて膀胱壁の実際の厚さを測定する。

【0064】

これらの測定は、膀胱筋壁の任意の表面で行える。図8は3本の走査線(第1走査線36、第2走査線40、第3走査線44)が、トランスデューサに最も近い前部壁とトランスデューサから最も離れた後部壁の2地点で膀胱筋が交差するのを示す。点線部分は、膀胱筋壁を通り抜ける走査線の部位を表す。第1走査線36、第2走査線40、第3走査線44がしょう膜下壁の位置72と粘膜下壁の位置74を通して送信されているのが示されている。前部壁と後部壁の厚さを測定するため、前記の方物線モデルをそれぞれに2回適用できる。これらの厚さの最大、最小および平均値を質量計算とデータの履歴追跡に使用する。示す実施例では、この最終の厚さ測定が、図6の7番目のブロック58で示す過程の終わりを示す。 30

【0065】

好ましい実施例では、膀胱は均一の壁の厚さを有すると想定されるため、壁の平均厚さは走査データから抽出され、膀胱質量の測定に使われる。一面に3本の走査線のみが示され、それぞれお互いに1.5度ずつ離れている。面の走査線数と面内で各走査線を分離する角度は変更できる。 40

【0066】

膀胱質量の測定 厚さと表面積が測定されると、膀胱の質量を計算できる。筋肉組織の体積は、表面積と壁の厚さの積であると想定され、それは膀胱周辺の全点における壁の厚さが均一であるという前提に基づく。質量はそして、筋組織の体積、膀胱筋組織の比重および水の濃度の積である。膀胱筋の比重は、医学参考文献にて公知の値である。示す実施例では、この質量計算は図6の8番目のブロック59に相当する。

【0067】

代替実施例では、ダウンロードしたデジタル信号を通じて壁の厚さデータおよび質量データを入手する方法は、インターネットウェブベースのシステム経由で遠隔操作マイクログプロセッサ・システムによって設定が可能である。インターネットウェブベースのシス 50

テム(「System For Remote Evaluation Of Ultrasound Information Obtained By A Program Application-Specific Data Collection Device(プログラム・アプリケーション固有のデータ収集装置で入手する超音波情報の遠隔評価システム)」)は、同時係属中で本発明の譲受人に譲渡された特許出願番号09/620,766に説明されており、参照により開示に含まれる。このインターネットウェブベースのシステムは、臓器の厚さおよび質量の測定を収集、分析および保存する複数のプログラムを有する。これらの代替実施例は、よって内部の臓器の経時的な肥大する率を測定する能力を提供し、疾病の追跡、進行状態の把握、および患者と介護者への教育的指示の提供を可能にする。

10

## 【0068】

図9は、膀胱の左半分(1番目)と右半分(2番目)の膀胱半球図の、実質的に浅浮き彫りの二次元体積レンダリング図である。1番目と2番目の半球図は、光膀胱鏡で見たときと同様の膀胱の様子を医師に提供する仮想画像であり、画像円錐形に表示されるデジタル化された超音波エコー画像処理からの体積レンダリングを使って、膀胱関連のプログラム診断をするための非侵襲性方法を提供する。画像円錐形は、二次元走査面の三次元配列か、三次元分散走査線の三次元走査円錐形のどちらかである。画像処理には、走査線沿いの不均衡な強度分布の正常化(一般ソフトウェア時間取得制御)、表面反射率の相違が原因となる超音波エコー偏差の正常化(残響制御)、液体部位と周辺組織間の超音波伝導相違の正常化(液体下補正)のためのアルゴリズム、および実質的に浅浮き彫りの二次元表示のための三次元表示ソフトウェアツールが含まれる。浅浮き彫りの二次元表示体積レンダリングを得るための画像処理アルゴリズムは、同時係属中で本発明の譲受人に譲渡された仮特許出願番号#60/470,525(「Ultrasound Virtual Cystoscope System and Method(超音波仮想膀胱鏡システムとその方法)」)に説明されており、参照により開示に含まれる。左膀胱半球は、膀胱壁304Aと超音波画像のアーチファクト、および音響影308を示す。同様に、右膀胱半球は、膀胱壁304bおよびデータセットに人工的に追加された模擬膀胱結石312を示す。

20

## 【0069】

音響影308の超音波アーチファクトは、模擬膀胱結石308の視覚化を促進するため、本発明のシステムと方法により活用される。音響影308の近くには、模擬膀胱結石312の輪郭を描く一組の低解像度縦線がある。図9の白い矢印は、走査線沿いの模擬膀胱結石312下部位近くにある一本の縦線を指しており、音響影308の周辺部位は、模擬膀胱結石312の近くに描写される。

30

## 【0070】

上記するように本発明の好ましい実施例を図示し説明したが、本発明の範囲および精神から外れることなく多くの変更を行うことができる。したがって、本発明の範囲は、好ましい実施例の開示に制限されるものではない。

## 【0071】

独占財産または特権を主張する本発明の実施例を次に定義する。

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【0072】

【図1】マイクロプロセッサ制御のランシーバーである。

【図2】面を形成するため共通の回転角度を共有する走査線を示す。

【図3】相互に約7.5度離れた走査面の集合体の側面図を示している。

【図4】相互に7.5度ずつ回転させた面の集合体の上面図を示している。

【図5】走査円錐形を形成するランシーバーから放出される複数の三次元分散走査線のグラフィック表示である。

【図6】膀胱の厚さと質量を測定するためのアルゴリズムである。

【図7】パッチを囲む16箇所の周辺地点からそれぞれ構築された4つの曲面パッチ要素

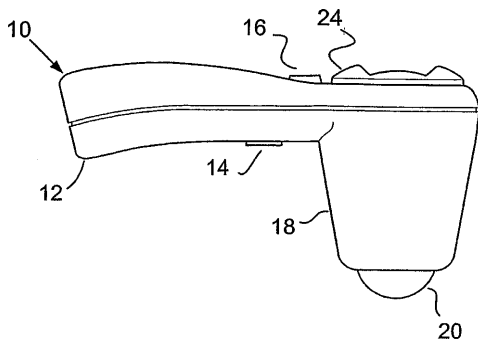
50

を示している。

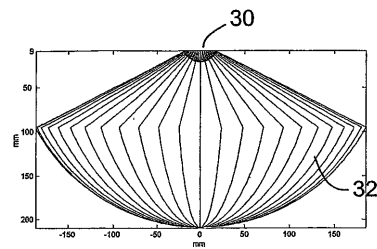
【図8】膀胱の粘膜下およびしょう膜下壁の位置を通る3本の走査線を示している。

【図9】膀胱の左半分と右半分の膀胱半球形をレンダリングした実質的に浅浮き彫りの二次元で表示された体積を表している。

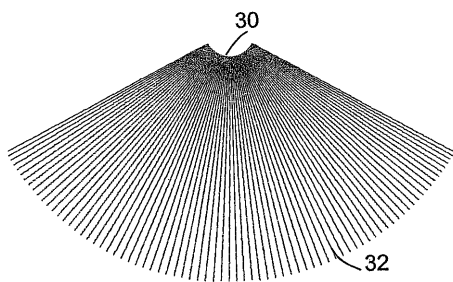
【図1】



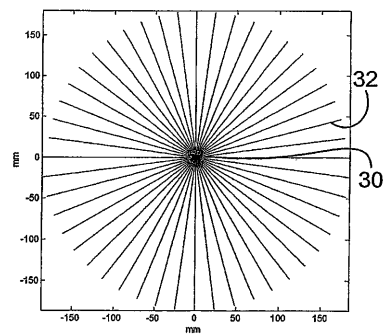
【図3】



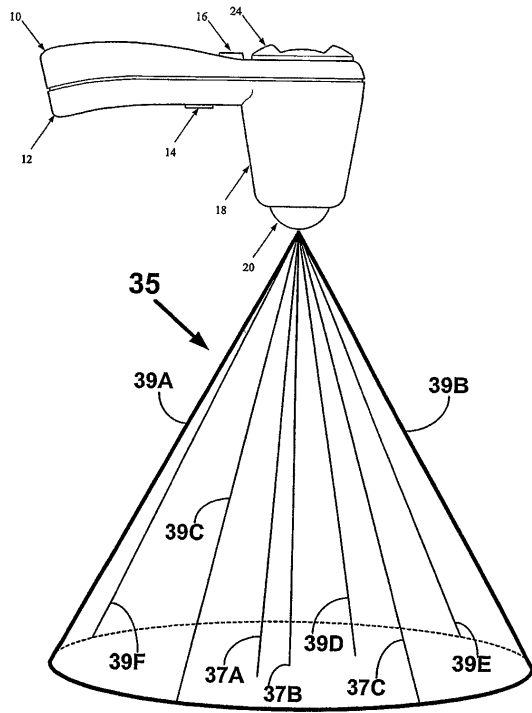
【図2】



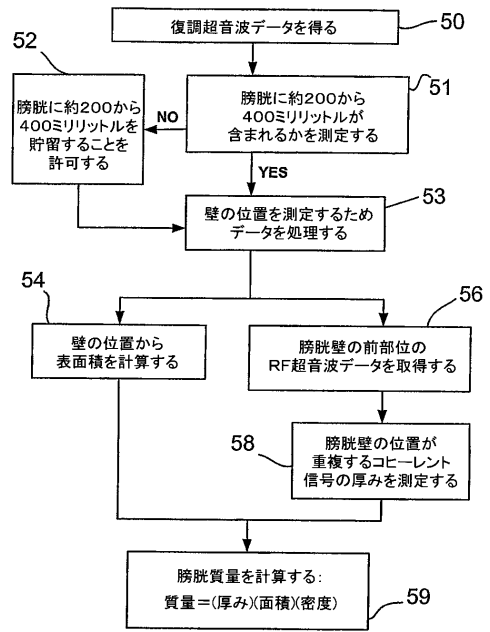
【図4】



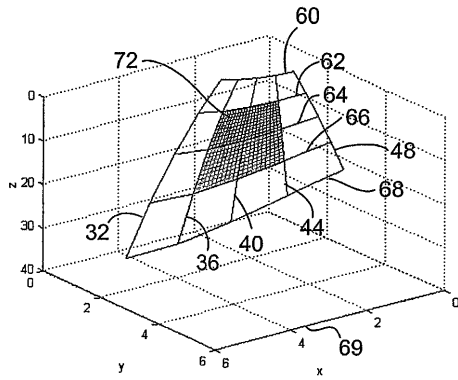
【 図 5 】



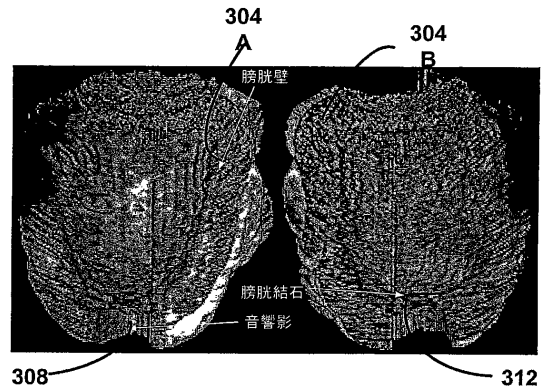
【 図 6 】



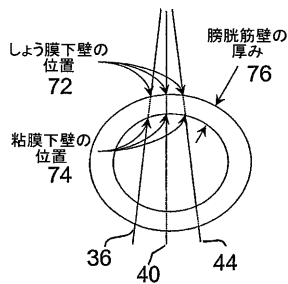
【 図 7 】



【 図 9 】



【 図 8 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US04/37347
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(7) : A61B 8/00 US CL : 600/443, 449 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. : 600/437-472; 128/916  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) Please See Continuation Sheet		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6,375,616 B1 (SOFERMAN ET AL.) 23 April 2002 (23.04.2003), entire document.	1-53
A	US 5,235,985 A (McMORROW ET AL.) 17 August 1993 (17.08.1993), entire document.	1-53
<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	"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
"E"	earlier application or patent published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"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 07 March 2005 (07.03.2005)		Date of mailing of the international search report <b>31 MAR 2005</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 Ali Imam <i>Sharon N. Greene for</i> Telephone No. 703-308-1148

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/US04/37347

Continuation of B. FIELDS SEARCHED Item 3:  
EAST  
search terms: volume, thickness, wall, bladder, ultrasound, transceiver

## フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, 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, IS, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, 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, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, 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, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74) 代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74) 代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74) 代理人 100095441

弁理士 白根 俊郎

(74) 代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74) 代理人 100103034

弁理士 野河 信久

(74) 代理人 100140176

弁理士 砂川 克

(74) 代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(74) 代理人 100100952

弁理士 風間 鉄也

(72) 発明者 バーナード、ビル

アメリカ合衆国、ワシントン州 98072、ウッドインビル、ナンバーイー - 335、エヌイー・ワンハンドレッドセブンティーファースト・ストリート 13305

(72) 発明者 デュディチャ、スティーブン

アメリカ合衆国、ワシントン州 98011、ボセル、エヌイー・ワンハンドレッドセブンティーエイス・エステー 8926

(72) 発明者 チャラナ、ピクラム

アメリカ合衆国、ワシントン州 98027、ミル・クリーク、サーティーフォース・ディーアール・エスイー 15302

(72) 発明者 マックモロウ、ジェラルド

アメリカ合衆国、ワシントン州 98033、カークランド、エヌイー・ワンハンドレッドセカンド・プレイス 11810

(72) 発明者 ユク、ジョンテ

アメリカ合衆国、ワシントン州 98052、レッドモンド、ワンハンドレッドセブンティーセブンス・アベニュー・エヌイー 10106

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD01 EE09 EE11 JC02 JC08 JC09 JC11 JC26 JC37

KK22 KK30

专利名称(译)	用于测量膀胱壁厚度和呈现膀胱的虚像的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007524474A</a>	公开(公告)日	2007-08-30
申请号	JP2006539745	申请日	2004-11-08
申请(专利权)人(译)	Berason公司		
[标]发明人	バーナードビル デュディチャステイーブン チャラナビクラム マックモロウジェラルド ユクジョンテ		
发明人	バーナード、ビル デュディチャ、ステイーブン チャラナ、ビクラム マックモロウ、ジェラルド ユク、ジョンテ		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/107 A61B5/20 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G06T5/00 G06T7/60		
CPC分类号	G01S7/52085 A61B5/1075 A61B5/204 A61B8/0858 A61B8/483 G01S7/52036 G01S7/52053 G01S15/8909 G06T7/136 G06T7/62 G06T2207/10136 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD01 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC02 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK22 4C601/KK30		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
优先权	10/704996 2003-11-10 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波收发器以三维阵列扫描膀胱以测量膀胱厚度和表面积以测量膀胱质量。可以相对于膀胱的前,后和侧向位置测量膀胱壁的厚度和质量。

[选型图]图1

