

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4430532号
(P4430532)

(45) 発行日 平成22年3月10日(2010.3.10)

(24) 登録日 平成21年12月25日(2009.12.25)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/08

請求項の数 36 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2004-510626 (P2004-510626)	(73) 特許権者	503129763
(86) (22) 出願日	平成15年5月9日(2003.5.9)		ベラソン インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2005-528950 (P2005-528950A)		Verathon Inc.
(43) 公表日	平成17年9月29日(2005.9.29)		アメリカ合衆国、ワシントン州 9801
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/014785		1、ボセル、ノース・クリーク・パークウ
(87) 国際公開番号	W02003/103499		エイ 20001
(87) 国際公開日	平成15年12月18日(2003.12.18)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成18年3月8日(2006.3.8)		弁理士 鈴江 武彦
(31) 優先権主張番号	10/165,556	(74) 代理人	100091351
(32) 優先日	平成14年6月7日(2002.6.7)		弁理士 河野 哲
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】膀胱壁の厚さを測定するシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波トランシーバとプロセッサ装置を備えている医療装置により膀胱壁の質量を決定する方法において、

超音波トランシーバから無線周波数超音波パルスを前記膀胱壁の表面に送信し、

前記膀胱壁の表面から反射した前記無線周波数超音波パルスのエコーを受信し、

プロセッサ装置により前記受信した超音波のエコーに基づいて前記膀胱壁の表面の面積を計算し、

プロセッサ装置により前記受信した超音波のエコーに基づいて前記膀胱壁の少なくとも一部分の厚さを計算し、

プロセッサ装置により前記計算した表面の面積および厚さの関数として膀胱壁の質量を計算する膀胱壁の質量決定方法。

【請求項2】

前記無線周波数超音波は約3MHzから約10MHzの周波数範囲を有している請求項1記載の質量決定方法。

【請求項3】

前記膀胱壁の面積はSと定義され、複数の表面のパッチ $s_{i,j}$ を構成し、ここで i と j は緯度成分と経度成分であり、Sの面積は複数のパッチの面積の和であり、次式

【数 1】

$$S = \sum s_{ij}$$

で与えられる請求項 1 記載の質量決定方法。

【請求項 4】

前記膀胱壁の面積は 200 ml 乃至 400 ml の体積を含む膀胱に対して決定される請求項 3 に記載の質量決定方法。

【請求項 5】

前記膀胱壁の面積は 0 ml 乃至 200 ml の体積を含む膀胱に対して決定される請求項 3 に記載の質量決定方法。

【請求項 6】

前記膀胱壁の面積は 0 ml 乃至 1000 ml の体積を含む膀胱に対して決定される請求項 3 に記載の質量決定方法

【請求項 7】

前記各表面のパッチ s_i, j はさらに、ベクトル $(s_i, j(u, v) = x_i, j(u, v)i + y_i, j(u, v)j + z_i, j(u, v)k)$ によって規定され、ここで 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 は表面のパッチの座標である請求項 3 に記載の質量決定方法。

【請求項 8】

前記壁の厚さは複数の膀胱壁の領域の厚さの平均値として計算される請求項 1 に記載の質量決定方法。

【請求項 9】

前記壁の領域の内側と外側を分離している厚さは次の式によって決定され、

【数 2】

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

でここでの項 $\max(RF_{r=r-w/2, r+w/2})$ 及び $\min(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) + w$ は、フラクタル次元が、任意の深さ r にウィンドウの中心がある無線周波数 (RF) 信号の最大値との間の差から計算され、次に走査線 n のサンプルの合計数で正規化されるように、任意の数のサンプルの走査線 n 沿いに、任意の深さ r で中心に置かれたウィンドウの長さ w の無線周波数 (RF) の最大値及び最小値である請求項 8 に記載の質量決定方法。

【請求項 10】

前記壁の領域の内側と外側を分離している厚さ fd_r は、走査線 r 沿いの前記深さで放物線の関数を定義する 3 つのパラメータ (a, b, c) と、ランダム要素 e の加算で、添字 i は r, fd_r 、及び e の具体的な値を示す関係式 $fd_i = ar_i^2 + br_i + c + e_i$ から決定される形式の放物線の関数によって調節される請求項 9 に記載の質量決定方法。

【請求項 11】

前記放物線の関数は関係式

【数 3】

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

で算出するフラクタル次元の最大値の少なくとも 97% であり、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であることを示している請求項 10 に記

10

20

30

40

50

載の質量決定方法。

【請求項 1 2】

内部の臓器の質量を決定するシステムであり、

無線周波数超音波パルスを複数の走査面で患者の臓器に送信し、前記臓器から反射した前記パルスのエコーを受信するよう設定されたトランシーバと、

マイクロプロセッサとメモリを有しており、前記メモリはさらに、前記トランシーバから受信した前記エコーに基づいて前記臓器の表面の面積と前記臓器の厚さを決定し、さらに臓器の厚さと面積の関数として前記臓器の質量を計算するために前記マイクロプロセッサによって操作可能なプログラム命令を格納する前記トランシーバと通信するコンピュータシステムと、

を有するシステム。

【請求項 1 3】

前記無線周波数パルスは 3 MHz 乃至 10 MHz の周波数範囲である請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

各走査面は複数の走査線として配置されており、前記複数の走査線のそれぞれの走査線は 1.5 度ずつ離れており、走査する前記臓器の寸法に適した長さを有している請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記複数の走査面におけるそれぞれの走査面は、前記複数の走査面における隣接する走査面から 7.5 度離れている請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記トランシーバから受信した前記エコーは、トランスデューサによって電気信号に変換される請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記トランシーバは、走査面のグラフィック画像を二次元で、及び前記複数の走査面を三次元で示す表示部を含む請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記臓器は膀胱である請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記メモリに格納されたプログラム命令はさらに、前記膀胱壁の前部、後部、又は側面部の一つ以上の位置で、膀胱壁の表面の面積、及び膀胱の壁の厚さを計算するための複数の方程式を有する請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

膀胱壁の表面の面積を測定するための前記複数の方程式には

10

20

30

【数 4】

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

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

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

10

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

20

を含む請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

膀胱壁の厚さを計算するのに使われる前記方程式には、

【数 5】

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

30

$$fd_r = ar_r^2 + br_r + c + \varepsilon, \quad \text{及び } r_{97\%} = \frac{-\hat{b} \pm \sqrt{\hat{b}^2 - 4\hat{a}\left(\hat{c} + 0.97 \frac{\hat{b}^2 + 4\hat{c}}{4\hat{a}}\right)}}{2\hat{a}}$$

が含まれる請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

前記膀胱壁の質量は膀胱壁の面積、厚さ、及び前記膀胱壁の比重の積として計算される請求項 19 に記載のシステム。

40

【請求項 2 3】

前記膀胱壁の前記比重は 0.96 である請求項 22 に記載のシステム。

【請求項 2 4】

膀胱の厚さは、走査した膀胱の複数の位置に基づいて計算した複数の膀胱壁の厚さの平均である請求項 22 に記載のシステム。

【請求項 2 5】

前記トランシーバは、膀胱壁の厚さと膀胱壁の質量が継続的に監視できるように患者によって装着される請求項 12 に記載のシステム。

50

【請求項 2 6】

前記コンピュータシステムは、インターネットのウェブベースのシステムを経由して遠隔操作に設定されており、前記インターネットウェブベースのシステムは、内臓が肥大する比率が決定できるように、臓器の厚さと臓器の質量の決定を収集、分析、及び格納する複数のプログラムを有する請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 2 7】

前記複数のプログラムはさらに、疾病の追跡、疾病の進行を可能にし、患者に有益な指示を提供する命令を含む請求項 2 6 に記載のシステム。

【請求項 2 8】

内部の臓器の質量を決定するためのシステムであり、

複数の走査面で無線周波数超音波パルスを患者の臓器に送信し、前記臓器から反射した前記パルスのエコーを受信するよう設定されたトランシーバと、

前記トランシーバによって受信されたエコーに基づいて前記臓器の表面の面積と前記臓器の厚さを決定して、さらに前記臓器の厚さと面積の関数として前記臓器の質量を計算する手段と、

を有するシステム。

【請求項 2 9】

前記無線周波数超音波パルスは、3 MHz 乃至 10 MHz の周波数範囲を有している請求項 2 8 に記載のシステム。

【請求項 3 0】

前記トランシーバはさらに、男性及び女性患者の解剖学的構造に調節された無線周波数超音波パルスを送信し受信する請求項 2 8 に記載のシステム。

【請求項 3 1】

前記臓器の表面の面積を決定する方法は、前記トランシーバが受信した前記エコーを分析するための第一の複数の方程式を含み、前記第一の複数の方程式は、

【数 6】

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

$$A(S) = \sum_{i,j} A(\mathbf{s}_{i,j})$$

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

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

を含む請求項 2 8 に記載のシステム。

【請求項 3 2】

前記臓器の厚さを決定する方法は、前記トランシーバが受信した前記エコーを分析するための第二の複数の方程式を含み、前記第二の複数の方程式は、

10

20

30

40

50

【数 7】

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

$$fd_i = ar_i^2 + br_i + c + \varepsilon, \text{ 及び } r_{i,7\%} = \frac{-\bar{b} \pm \sqrt{\hat{b}^2 - 4\hat{a}\left(\hat{c} + 0.97\frac{\hat{b}^2 + 4\hat{c}}{4\hat{a}}\right)}}{2\hat{a}}$$

10

を含む請求項 2 8 に記載のシステム。

【請求項 3 3】

前記臓器の質量は、臓器の表面の面積と、厚さと、密度の積で決定される請求項 2 8 に記載のシステム。

【請求項 3 4】

体内の臓器の壁の質量を決定するシステムにおいて、

20

患者の前記臓器に対して複数の走査平面で無線周波数超音波パルスを送信し、前記臓器から反射された前記パルスのエコーを受信するよう構成されているトランシーバと、

前記トランシーバから受信した前記エコーに基づいて前記臓器の壁の面積と壁の厚さを測定する手段と、

前記臓器の壁の面積と壁の厚さの関数として臓器の壁の質量を計算する手段とを具備している臓器の壁の質量の決定システム。

【請求項 3 5】

前記無線周波数超音波パルスは、3 MHz 乃至 10 MHz の周波数範囲を有している請求項 3 4 に記載のシステム。

【請求項 3 6】

30

前記臓器の厚さを決定する方法は、前記トランシーバが受信した前記エコーを分析するための複数の方程式を含み、前記複数の方程式は、

【数 8】

$$fd_r = \frac{\log\left(\frac{\max(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) - \min(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) + w}{w}\right)}{\log\left(\frac{n}{w}\right)}, \quad fd_i = ar_i^2 + br_i + c + \varepsilon_i,$$

$$fd = X\beta + \varepsilon$$

$$fd = \begin{bmatrix} fd_1 \\ fd_2 \\ \vdots \\ fd_n \end{bmatrix}, \quad X = \begin{bmatrix} r_1^2 & r_1 & 1 \\ r_2^2 & r_2 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ r_n^2 & r_n & 1 \end{bmatrix}, \quad \beta = \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix}, \quad \varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \vdots \\ \varepsilon_n \end{bmatrix}, \quad \hat{\beta} = (X'X)^{-1} X'fd \quad 10$$

$$\hat{fd}(r) = \hat{a}r^2 + \hat{b}r + \hat{c}, \quad \frac{d\hat{fd}(r)}{dr} = 2\hat{a}r + \hat{b} = 0, \quad r_{fd_{\max}} = -\frac{\hat{b}}{2\hat{a}}, \quad \hat{fd}_{\max} = \frac{-\hat{b}^2 + 4\hat{c}}{4\hat{a}} \text{ 及び}$$

$$r_{97\%} = \frac{-\hat{b} \pm \sqrt{\hat{b}^2 - 4\hat{a}\left(\hat{c} + 0.97 \frac{\hat{b}^2 + 4\hat{c}}{4\hat{a}}\right)}}{2\hat{a}} \quad 20$$

として与えられる請求項 3 4 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、2002年6月7日出願の米国特許出願第10/165,556号に基づく優先権を主張するもので、その開示内容は本出願において援用する。

本発明は、広くは、膀胱の機能不全を診断する超音波の適用に関する。 30

【背景技術】

【0002】

膀胱の機能不全の査定には様々な技法が使われてきた。そのような技法とは一般に、膀胱の大きさ、又は膀胱の体積、つまり膀胱内の尿量を決定する方法を試みている。一例として、米国特許第6,110,111号(Barnard)では、膀胱の表面を球形の表面と比較するために超音波を使用して膀胱の膨張を査定するシステムを開示している。バーナードによると、膀胱の形状が球状に近いほど、膀胱内の圧力がより高い。

【0003】

膀胱の質量の測定はまた、数種の異なる臨床症状の診断に使用できる。膀胱壁の厚さ及び膀胱の質量は、膀胱出口閉塞及び膀胱の膨張を示すのに使用することができる。排尿出口閉塞は尿に高い圧力を生じるので、それに対して膀胱筋は収縮しなければならない。その高い圧力が膀胱筋により大きい力を作用させるので、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、膀胱壁の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(参照文献: Matthews PN, Quayle JB, Joseph AEA, Williams JE, Wilkinson KW, Riddle PR, The use of ultrasound in the investigation of prostatism, British Journal of Urology, 54:536-538, 1982、及び Cascione CJ, Bartone FF, Hussain MB, Transabdominal ultrasound versus excretory urography in preoperative evaluation of patients with prostatism, Journal of Urology, 137:883-885, 1987)。膀胱壁の厚さを膀胱壁の体積(又は膀胱壁の体積を膀胱組織の比重で掛けた膀胱の質量)に変換することにより、膀胱の体積とは独立した一 40 50

つに数字が得られる。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（又は膀胱の質量）は不変である。

【0004】

膀胱機能性のもう一つの主要パラメータとして、膀胱の膨張がある。膀胱の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。膀胱の膨張に関連する二つの顕著な疾患として、失禁と過渡な膨張がある。

膀胱圧及び膀胱の膨張が上昇するにつれ、膀胱括約筋が尿を保持できないために尿失禁という事態が生じてしまうことがある。多くの個人の場合、この失禁が起こる時点は一定の体積で発生する。その結果、この体積を知り、膀胱の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、膀胱の容量及び膀胱の体積の失禁の時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。

10

【0005】

過渡な膨張とは、過度に膀胱圧が上昇する極端なレベルまで膀胱が充満してしまう症例のことで、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、過渡な膨張は非侵襲的な膀胱の体積測定を使ってうまく回避されてきた。

【0006】

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。正常な成人は典型的に、50 ml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）と内科的疾患の可能性のある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の膨張の情報はそれほど有用ではない。しかし、正常な人間の膀胱容量は幅広く異なる。したがって、過度な膨張又は失禁が発生する体積の閾値を設定するのはさらに困難である。膀胱が充満するにしたがって、膀胱の膨張の定量化がより有用となる。膀胱膨張の測定基準が過渡な膨張及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。

20

【0007】

膀胱壁の厚さを測定する現在の方法は、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。一次元又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、超音波探触子を繰返し再配置しなければならない。さらに、一次元及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。おそらく上記及びその他の理由のため、業界は膀胱壁の厚さを測定するのは、膀胱の膨張を量子化するには信頼性に欠ける、又は非効果的な方法であると結論づけた（米国特許第6,110,111号（Barnard）の第1列第50～59行を参照）。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

したがって、膀胱の膨張の評価をする際に用いる、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】

40

【0009】

本発明は、患者の膀胱を走査するために三次元超音波装置を採用する。超音波走査によって収集されたデータは、膀胱の質量を算出するために分析される。膀胱の質量の情報は次に、膀胱の機能不全の評価に使われる。

本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、各面に沿った反射エコーを受け取り、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。

【0010】

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、好ましい実

50

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（漿膜下）から反射したエコーの数学的分析から、膀胱の一部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、規則的に間隔が開いた複数の走査面の配列を得るために、無線周波数（RF）超音波（約3 - 10 MHz）を用いた、三次元のCモードの超音波パルスが反射するのを介して得られる。各走査面は規則的に間隔が開いた複数の走査線を含んでいる。規則的に間隔が開いた走査面を組み合わせると、膀胱壁の領域、又は、膀胱壁の内面及び外面の表面のパッチの位置を決める基盤となる立体的な走査円錐が得られる。各表面のパッチの位置は、フラクタル分析方法により測定され、内面と外面のパッチの間の距離又は厚さが算出される。膀胱壁の質量は、膀胱の表面の面積、膀胱壁の厚さ及び膀胱壁の比重の積として計算される。膀胱壁全体又は膀胱の前部、後部、側面部を含む様々な領域の厚さ及び質量を測定することができる。

10

【0011】

本発明の代替実施例では、ダウンロードされたデジタル信号は、インターネットのウェブベースのシステムで制御される遠隔マイクロプロセッサ装置と互換性がある設定になっている。インターネットのウェブベースのシステムには、臓器の厚さ及び臓器の質量の測定を収集、分析及び格納する複数プログラムが含まれる。代替実施例はこのように、内臓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、プログラムは、疾病の追跡、疾病の進行を可能にし、患者に有益な指示を提供する命令を含む。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0012】

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

本発明の超音波トランシーバの携帯用実施例を図1に示す。トランシーバ10は、トリガ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のハウジング18、トランシーバのドーム20、及びトランシーバのドーム20の反対側の端にあるトランシーバのハウジング18に取り付けられたユーザとの対話用の表示部24を含む。トランシーバ10は、ユーザによって患者の身体に接触する位置に保持される。動作中、トランシーバは、身体に3 - 10 MHzの範囲内で、無線周波数超音波信号を送信して、返ってくるエコー信号を受信する。性別変換器16は、男性患者の解剖学的構造と女性患者の解剖学的構造に、無線周波数超音波の送受信を調節する役割をする。トランシーバは、マイクロプロセッサ及びそのマイクロプロセッサとコンピュータシステムのデジタル信号プロセッサに関連したソフトウェアで制御される。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、作業指示を実行したりデータを操作できる任意のマイクロプロセッサベース、又はその他の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10の適切、又は最適な位置決めを示す英数字データを表示する。代替実施例では、走査面の二次元又は三次元の画像を図1の表示部24に表示することもできる。

30

【0013】

好ましい超音波トランシーバが上記に説明され図1に描写されているが、他のトランシーバを使うことも可能である。例えば、トランシーバは電池式又は携帯用である必要はなく、上部搭載の表示部24を使う必要もなく、その他多くの機能又は相違点を含んでもよい。トランシーバ10は、膀胱などの内部の対象物の分析に使用可能なデータを収集するために、体内を非侵襲的にプローブで検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）であってもよく、又は、英数字データ又はグラフィック画像を表示できるその他の適切な表示部であってもよい。

40

【0014】

走査するために腹部上に最適に配置されると、トランシーバ10は超音波信号（好ましい実施例では約3.7 MHz）を膀胱領域に送信する。超音波信号は、図2で示すように

50

、走査線として知られる一般にリニア信号バーストの形態を有する。走査線はそれぞれ約 20 cm の長さで、トランシーバのドーム 20 を発信元とし、走査線のクラスタでドームのカットアウト 30 を延長して走査面 32 を形成する。走査面 32 内は、共通の回転角 () を共有するが、独自の傾斜角 () 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 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る。

【0015】

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、パルス反射した信号の別の面が送信し受信される。本過程が希望に応じて繰り返されて、一連の走査面を作り出す。それぞれの面は前の面からわずかに回転される。図 3 に示すように、好ましい実施例では、各走査面 32 は送信し受信され、それぞれ最近隣の面から約 7.5 度離れて、24 の面列に表示される。図 3 に示すように、傾斜角 は -60 度と 60 度の間の合計 120 度の角度を走査する。図 4 は、24 の面の配列の上面図を示す。

10

【0016】

走査線が送信し受信されると、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換され、アナログ・デジタル変換器でデジタル信号に変換されて、膀胱壁の位置を決定する分析のために、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図示されていないが、マイクロプロセッサと RAM、ハードドライブ、光ディスクドライブ、又は処理命令及びトランシーバ 10 で生成されたデータを格納するためのその他メモリを含む。

20

【0017】

壁の位置が確認されると、壁の位置、復調振幅データ、及び膀胱壁前部の領域内の直交振幅復調信号のサブセットは、発明の好ましい実施例の図 5 に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。最初に、1 番目のブロック 50 において、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、表示画面で受信データを見ながら、図 3 に示すように膀胱が十分に円錐形の視野内に入るように必要に応じてトランシーバ 10 の位置合わせをして、トランシーバ 10 の操作を行うユーザによって得ることができる。

【0018】

超音波の膀胱のデータを取得後、その超音波データは、2 番目のブロック 51 に示すように、膀胱が約 200 から 400 ml を含んでいるかを決定するために処理される。もし「含んでいない (No)」であれば、3 番目のブロック 52 に示すように、膀胱は約 200 から 400 ml まで蓄積するのが許され、「含む (Yes)」、つまり膀胱はすでに好ましい約 200 ~ 400 ml の体積を含む場合には、4 番目のブロック 53 に示すように、膀胱壁の位置決め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、及び他の臓器の外部境界の決定は、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、一般にその過程は、トランシーバのドームから膀胱壁までの走査線の長さを決定する。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。

30

【0019】

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で決定されると、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堆積を決定するために、データをさらに分析する。これに関しては 2 つの具体的な技術が、米国特許第 4,926,871 号 (Ganguly et al.) と米国特許第 5,235,985 号 (McMorrow et al.) に詳細に開示されており、この 2 つの米国特許は、参照により開示に含まれる。これらの米国特許は、超音波を膀胱に対して非侵襲的に送信し受信し処理した上で、膀胱の体積を計算するシステムに関する詳細な説明を提供している。

40

【0020】

上述の '871 及び '985 米国特許が提供する方法論を使用し、データは、膀胱の体積が約 200 から 400 ml の範囲内であるかを決定するのに使われる。膀胱の体積がその範囲内である場合、5 番目のブロック 54 に示すように、超音波データは、壁の位置か

50

らの実際の表面の面積を決定するのに使用される。表面の面積の計算は、以下で詳しく説明する。5番目のブロック54で表面の面積を計算している間に、6番目のブロック56に示すように、反射したRF超音波を膀胱壁の前部から受信する。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58に示すように、膀胱壁の厚さは壁の位置で重複するコヒーレント信号から決定される。膀胱壁の厚さの決定は、以下で詳しく説明する。最後に、7番目のブロック58で示すように、膀胱の質量が厚さ、面積及び膀胱の密度の積で計算される。

【0021】

前節で示した体積の限定は、膀胱の質量を最適に測定するために許容される膀胱の体積範囲として含まれる。質量の計算は、この範囲外の体積でも行うことができるが、測定の精度が低くなる。例えば、200ml以下及び400ml以上の膀胱の体積も測定できるが、精度が低くなる。400mlを大幅に超える体積、例えば1000mlから複数リットルの膀胱の体積では、本発明は大きな膀胱の大きさに合わせて20cm以上の走査線を利用する。本発明は、人間及び動物の内部の臓器の厚さと質量の測定に適用することができる。走査線の長さは、走査する内部の臓器の寸法に一致するように調節される。

【0022】

表面の面積の測定

5番目のブロック54の表面の面積測定は、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。

膀胱の表面はSと定義する。この表面は、膀胱の壁の位置の分析によって決定した膀胱の実際の表面に相当する。この形状は前もって分からないので、膀胱を球形又は楕円形としてモデル化することは、表面の大雑把な近似値しか得られない。その代わりに、表面Sは一連の個々の表面のパッチ $s_{i,j}$ の構成として定義される。ここでiとjは、地球表面を緯度と経度の線で分けるのと同様に、表面の緯度と経度の要素を通して計算される。膀胱の表面の面積Sは、個々の表面のパッチすべての和

【0023】

【数9】

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

と定義される。

図6に三次元で示すように、一例として、5つの走査線32~48が、3軸のプロット用グリッド69を基準とし、漿膜下壁の位置72を実質的に縦方向に横切っている。5つの走査面は、第一走査面32、第二走査面36、第三走査面40、第四走査面44、及び第五走査面48を含む。走査面は次の方式で添字付き変数jとして表示される。5つの経度の走査面に実質的に正常なのは、5つの緯度の60~68で、第一統合線60、第二統合線62、第三統合線64、第四統合線66、及び第五統合線68を含む。統合線は次の方式で添字付き変数iとして表示される。

【0024】

一例として、4つの表面のパッチの関数が、図6に漿膜下壁の位置72としてハイライトされている。前記のiとjの添字は、膀胱の表面の緯度と経度の線の指標に相当する。ここでの議論のために、iは経度線に、jは緯度線に相当する。ただし、iとjは数学的に同等な結果と交換できるものであることを述べておく。図6で提供する走査面と統合線の定義を使って、4つの表面のパッチの関数が、上部左から時計回りに $s_{36,62}$ 、 $s_{40,62}$ 、 $s_{40,64}$ 、および $s_{36,64}$ と定義される。

【0025】

表面のパッチは、パッチの座標 $s_{i,j}(u,v)$ の関数と定義される。パッチの座標uとvは、0が最初の緯度又は経度の座標(iとjの位置)、1は次の緯度又は経度座標(i+1及びj+1の位置)を表すところの、 $0 < u, v < 1$ と定義される。表面の関数は、i、j、kはそれぞれx-、y-、z-方向の単位ベクトルであるところの、デカルト座標 $s_{i,j}(u,v) = x_{i,j}(u,v)$

) $i + y_{i,j}(u,v)j + z_{i,j}(u,v)k$ で表現することもできる。ベクトルの形式では、表面のパッチの関数の定義は方程式 1 に示される。

【 0 0 2 6 】

【数 1 0】

$$\text{方程式 1} \quad \mathbf{s}_{i,j}(u,v) = \begin{bmatrix} x_{i,j}(u,v) \\ y_{i,j}(u,v) \\ z_{i,j}(u,v) \end{bmatrix}$$

10

表面のパッチの関数の定義が完了したので、図 5 の 5 番目のブロック 5 4 に示す表面の面積の計算に注目する。S、A(S)の表面の面積は、方程式 2 に示すように、面積の要素を表面Sで積分すると定義される。Sは多数のパッチの表面の関数から成るため、表面Sの面積の計算は、方程式 3 のように、個別の表面のパッチの関数の面積の和で書き換えられる。

【 0 0 2 7 】

【数 1 1】

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

$$\text{方程式 3} \quad A(S) = \sum_{i,j} A(\mathbf{s}_{i,j})$$

20

表面全体の方程式 2 と同様に、表面のパッチの面積は、方程式 4 に示すように、面積の要素を表面のパッチで積分する。表面のパッチの関数での積分は、表面の積分をパッチ座標uとvの二重積分に変換することによって、計算の簡素化ができる。表面の面積分とパッチの座標の積分との変換を方程式 5 に示す。

【 0 0 2 8 】

【数 1 2】

$$\text{方程式 4} \quad A(\mathbf{s}_{i,j}) = \int_{S_{i,j}} dA_{i,j}$$

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

30

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、全表面の面積を計算することができる。これらの置換結果を方程式 6 に示す。

【 0 0 2 9 】

【数 1 3】

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

40

表面のパッチの関数は、一次導関数で連続であればどの関数でもよい。実施例では、いかなる表面の関数でも使用可能ではあるが、立体 B - スプライン補間関数が表面のパッチの補間関数に使われている。この補間関数は、方程式 1 に示すデカルト座標の関数に適用されている。 $s_{i,j}$ のx座標の補間方程式を方程式 7 に示す。同様の計算が、表面のパッチの関数の $y_{i,j}$ と $z_{i,j}$ 要素にも行われる。

【 0 0 3 0 】

50

【数 1 4】

方程式 7

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

ここに t は行列とベクトルの転置を示し、 $\mathbf{u} = \begin{bmatrix} u^3 \\ u^2 \\ u \\ 1 \end{bmatrix}$, $\mathbf{v} = \begin{bmatrix} v^2 \\ v \\ 1 \end{bmatrix}$,

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

10

各パッチの関数に対する補間関数は立体表面であるため、補間は、求積法の公式をそのまま使って行うこともできる。このアプリケーションで使う公式を方程式 8 に示す。

【0 0 3 1】

【数 1 5】

20

方程式 8

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

30

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

【0 0 3 2】

【数 1 6】

方程式 9

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

40

実際の x -、 y -及び z -の位置が補間関数に使われる場合、表面は x 、 y 及び z 単位の一乗で計算される。この時点で、図 5 の 5 番目のブロック 5 4 の計算が完了する。

壁の厚さの決定

質量計算の 2 番目の要素は、膀胱筋壁の厚さの測定である。この厚さは、膀胱壁の粘膜下と漿膜下の表面の間の正常な厚さであると定義される。

【0 0 3 3】

50

壁の厚さは、壁の厚さの領域内のRF信号のフラクタル次元から計算される。膀胱フラクタル次元は、膀胱筋を通した界面での反射の多様性のため増加する。膀胱筋壁を通したフラクタル次元の増加と減少は、フラクタル次元が膀胱壁の領域内の深さの関数であるところの放物線としてモデル化できる。そして膀胱の厚さは、フラクタル次元の最大値の少なくとも97%である放物線モデル領域であると決定する。計算を次の方程式10で検討する。

【0034】

【数17】

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

フラクタル次元の計算は、図5の4番目のブロック56に相当する。フラクタル次元は、ウィンドウの長さwで計算される。現在の実施例では、wの値は5で、サンプルの数は走査線に沿って向いているが、その値は変更することができる。フラクタル次元は、任意の深さrにウィンドウの中心があるRF信号の最大値と、同じウィンドウの最小値との間の差より計算される。ウィンドウの長さwは、この差に加算され、結果はウィンドウの長さ
20
と正規化される。その結果の対数は、次に走査線nのサンプルの合計数のウィンドウの長さに対する比率の対数で除算される。走査線沿いの各深さ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の測定は、走査線の中心n-wのサンプルを計算する。

【0035】

超音波信号に基づいて、フラクタル次元の測定が計算された後で、膀胱壁の厚さを計算することができる。以下の計算は図5の7番目のブロック58に相当する。

膀胱筋壁の領域内のRF信号のフラクタル次元fdは、次に深さrの関数としての放物線の方程式としてモデル化される。単一の深さの点に対する方程式モデルを方程式11に示す。この方程式は、走査線rに沿った深さで放物線を定義する3つのパラメータ(a、b、c)
30
)と、ランダム要素の加算である。添字iはr、fd、の具体的な値を示す。

【0036】

$$\text{方程式 11} \quad fd_i = ar_i^2 + br_i + c + \epsilon_i$$

方程式11の形式の方程式は、壁の領域内のそれぞれの深さの点を求める。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組の観測と仮定して、添字iは観測を1からnまで数える。方程式11の形式のn組にの方程式は、方程式12にある行列方程式にまとめることができる。fd、及びXの行列のそれぞれの行は、n観測の1つに相当する。方程式11の放物線のパラメータはベクトルに収集される。

【0037】

【数18】

方程式 12

$$fd = X\beta + \epsilon$$

$$\text{ここに } fd = \begin{bmatrix} fd_1 \\ fd_2 \\ \vdots \\ fd_n \end{bmatrix}, X = \begin{bmatrix} r_1^2 & r_1 & 1 \\ r_2^2 & r_2 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ r_n^2 & r_n & 1 \end{bmatrix}, \beta = \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} \text{ 及び } \epsilon = \begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \vdots \\ \epsilon_n \end{bmatrix}$$

次の段階は、方程式11の形式のn組の方程式の、又は観測の組に基づいた行列方程式12の、放物線のパラメータの値を推定することである。パラメータの最小二乗推定を用
40
50

い、推定の計算を方程式 1 3 に示す。方程式 1 3 において、添字 t は転置行列を示し、添字 -1 はが逆行列を示す。ハット (^) の付いたパラメータは、値がパラメータの最小二乗推定であることを示す。

【 0 0 3 8 】

【数 1 9】

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

放物線のパラメータ ($\hat{\beta} = [\hat{a} \ \hat{b} \ \hat{c}]'$) の推定は、方程式 1 4 に示すように、各深さ r でフラクタル次元推定を計算するために、放物線のモデルに置換

10

フラクタル次元の最大値の位置は、放物線のモデルの一次導関数を 0 に等しい (方程式 1 5) とし、r を求めることで決めることができる。フラクタル次元が最大である位置は方程式 1 6 で示される。

【 0 0 3 9 】

【数 2 0】

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

20

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

$$\text{方程式 1 6} \quad r_{\hat{f}\hat{d}\max} = -\frac{\hat{b}}{2\hat{a}}$$

放物線のモデルによって定義されるフラクタル次元最大化法を決めるには、方程式 1 6 を方程式 1 4 に置き換えて $\hat{f}\hat{d}_{\max}$ を求めればよい。結果値を方程式 1 7 に示す。

【 0 0 4 0 】

【数 2 1】

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

30

フラクタル次元が最大値の 97% である位置を決めるには、方程式 1 7 を 0.97 で掛けて、その結果を方程式 1 4 に置換して、二次方程式の根の公式を使って r を求める。フラクタル次元が最大値の 97% である位置 $r_{97\%}$ を方程式 1 8 に示す。

【 0 0 4 1 】

【数 2 2】

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

40

$r_{97\%}$ の 2 つの値が方程式 1 8 から計算される。この 2 つの値の差が、任意の走査線に沿った膀胱筋壁の厚さを示す。このような走査線は膀胱筋の表面と垂直でない可能性があるため、膀胱壁の厚さは膀胱の表面に垂直な線に沿って測定されなければならない。これらの測定値の収集は、膀胱壁の実際の厚さを決定するために結合される。

50

【 0 0 4 2 】

これらの測定は、膀胱筋壁のどの表面においても行うことができる。図 7 に、3本の走査線が、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つの位置で膀胱筋を交差するのが示されている。前記の放物線のモデルは、前部壁と後部壁の両方の厚さを決定するため、それぞれに2回応用できる。両方の厚さの最大値、最小値、及び平均値は、質量計算とデータの経過追跡に使用される。示されている実施例では、この最後の厚さの決定が、図5の7番目のブロック58に示す過程の最後となる。

【 0 0 4 3 】

図7の3つの走査面は、第二走査面36、第三走査面40、及び第四走査面44である。線の点線部分は、膀胱筋壁を通過する走査線の部分を表す。第二走査面36、第三走査面40、及び第四走査面44は、漿膜下壁の位置72と粘膜下壁の位置74を通過して送信されていることを示す。これらの厚さの最大値、最小値、及び平均値は、質量計算及びデータの経過追跡に使用される。好ましい実施例では、膀胱は均一の厚さの壁を有すると仮定されるので、壁の厚さの平均値は走査データから算出され、膀胱の質量の決定に使われる。1つの面に3つの走査線のみが示され、互いに7.5度ずつ離れている。面の走査線の数と1つの面内で各走査線を分離する角度は変更できる。

【 0 0 4 4 】

膀胱の質量の決定

厚さと表面の面積が測定されると、膀胱の質量を計算することができる。筋肉組織の体積は、表面の面積に壁の厚さを掛けたものと仮定し、膀胱の周りのすべての点において壁の厚さは均一であるという仮定に基づく。質量は、筋肉組織の体積と、膀胱筋組織の比重と、水の濃度の積である。膀胱筋の比重は、医学参考文献ですぐに利用できる公知の値である。示されている実施例では、この質量計算は図5の8番目のブロック59に相当する。

【 0 0 4 5 】

ダウンロードされたデジタル信号を經由して壁の厚さのデータ及び質量データを入手する方法は、インターネットのウェブベースのシステムを經由して遠隔操作マイクロプロセッサのシステムによって設定が可能である。インターネットのウェブベースのシステム(「System For Remote Evaluation Of Ultrasound Information Obtained By A Program Application-Specific Data Collection Device」)は、特許出願第09/620,766号に記載されており、参照により開示に含まれる。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、及び臓器の質量の測定を収集、分析、及び格納する複数のプログラムを有する。代替実施例はこのように、内臓が経時的に肥大する比率を測定する能力を提供し、疾病の追跡、疾病の進行を可能にし、患者に有益な指示を提供する。

【 0 0 4 6 】

ここで本発明の好ましい実施例を開示して説明したが、本発明の精神を逸脱することなく、様々な変更を行うことが可能である。従って、本発明の範囲は好ましい実施例の開示に限定されるものではない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 7 】

【図1】マイクロプロセッサ制御のトランシーバである。

【図2】面を形成するために共通の回転角度を共有する走査線を示している。

【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度回転させた平面の集合体の側面図を示している。

【図5】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6】4つの表面のパッチ要素を示しており、それぞれ、そのパッチを囲む16箇所の周辺地点から構築されている。

【図7】膀胱の漿膜下及び粘膜下の壁の位置を貫通する3つの走査線を示している。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 8 】

10

20

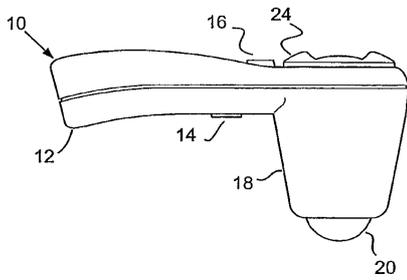
30

40

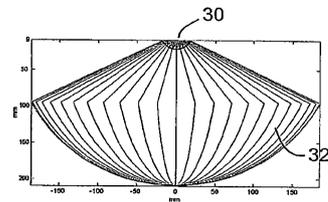
50

10 ... トランシーバ 12 ... ハンドル 14 ... トリガ 16 ... 性別変換器 18 ... ハウ
ジング 20 ... ドーム 24 ... 表示部

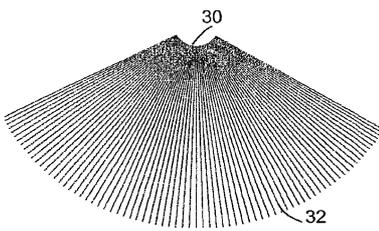
【図1】



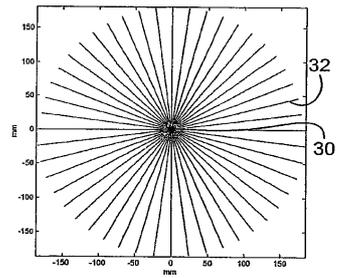
【図3】



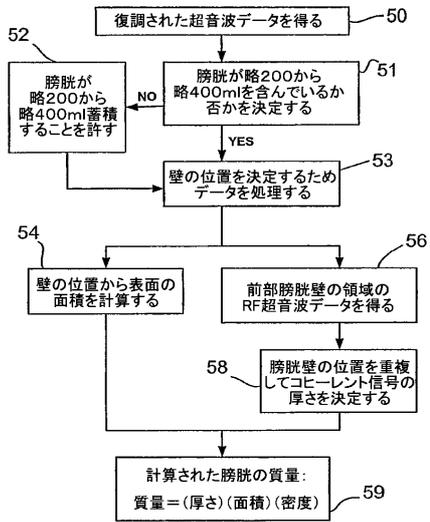
【図2】



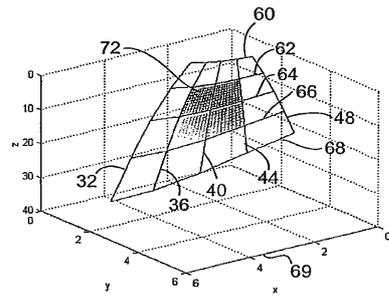
【図4】



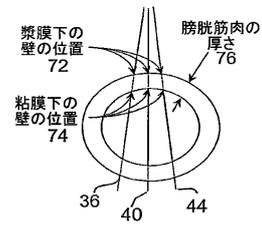
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(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 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(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、ウッディンビル、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ースト・ストリート 13305

(72)発明者 ドウディチャ、スティーブン

アメリカ合衆国、ワシントン州 98034、カークランド、ナンバーイー - 204、ワンハンド
レックス・アベニュー・エヌイー 12036

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特表2002-512537(JP,A)

特表2003-500095(JP,A)

特表2003-190168(JP,A)

特表平08-500023(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08

专利名称(译)	用于测量囊壁厚度的系统和方法		
公开(公告)号	JP4430532B2	公开(公告)日	2010-03-10
申请号	JP2004510626	申请日	2003-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	诊断超声		
申请(专利权)人(译)	诊断, 奥创音响公司		
当前申请(专利权)人(译)	Berason公司		
[标]发明人	バーナードビル ドウディチャステイーブン		
发明人	バーナード、ビル ドウディチャ、ステイーブン		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B5/107 A61B5/20 G01S7/52 G01S15/89 G06T5/00 G06T7/60		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B5/1075 A61B5/204 A61B8/0833 A61B8/0858 A61B8/4455 A61B8/483 A61B17/3403 A61B34/10 A61B2017/00477 A61B2017/00876 A61B2017/3413 A61B2090/378 G01S7/52036 G01S7 /52053 G01S7/52085 G01S15/8909 G06T7/0012 G06T7/11 G06T7/12 G06T7/62 G06T2207/10132 G06T2207/10136 G06T2207/20061 G06T2207/30004 G06T2207/30044		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
优先权	10/165556 2002-06-07 US		
其他公开文献	JP2005528950A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波收发器用三维阵列扫描膀胱, 该阵列测量膀胱的厚度和表面积以确定膀胱质量。膀胱壁的厚度和质量可以相对于膀胱的前部, 后部和侧面的位置来确定。

$$td_1 = \frac{\log \left(\frac{\max(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) - \min(RF_{r=r-w/2, r+w/2}) + W}{W} \right)}{\log \left(\frac{n}{W} \right)}$$