

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-183142
(P2011-183142A)

(43) 公開日 平成23年9月22日(2011.9.22)

(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 0 3 8
A 6 1 B 5/20 (2006.01)	A 6 1 B 5/20	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2010-200206 (P2010-200206)
 (22) 出願日 平成22年9月7日 (2010.9.7)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-26985 (P2010-26985)
 (32) 優先日 平成22年2月9日 (2010.2.9)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(出願人による申告) 平成20~22年度、文部科学省、都市エリア産学官連携促進事業、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 504205521
 国立大学法人 長崎大学
 長崎県長崎市文教町1-14
 (71) 出願人 308030787
 サイエンスリサーチ株式会社
 長崎県長崎市旭町8番23号 大洋ビル
 (71) 出願人 596102528
 株式会社オンガエンジニアリング
 福岡県直方市知古2丁目10番41号
 (74) 代理人 110001209
 特許業務法人山口国際特許事務所
 (72) 発明者 阿部 貴志
 長崎県長崎市文教町1番14号 国立大学
 法人長崎大学内

最終頁に続く

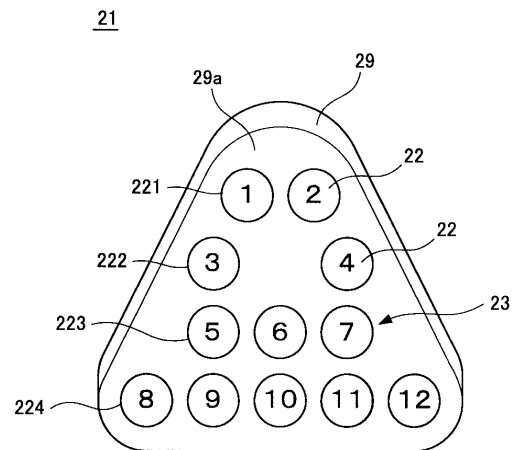
(54) 【発明の名称】 非侵襲尿量推定センサユニット、非侵襲尿量推定装置及び排尿管理システム

(57) 【要約】

【課題】少蓄尿量から多蓄尿量まで広い範囲にわたって高精度で蓄尿量の推定を可能にした非侵襲蓄尿量推定センサユニット、非侵襲蓄尿量推定装置を提供する。さらに、この非侵襲蓄尿量推定装置を利用して、簡易に患者の蓄尿/非尿管管理を行う排尿管理システムを提供する。

【解決手段】非侵襲蓄尿量推定センサユニット21は、超音波振動子による複数のセンサ22からなり、各センサが膀胱形状を検出できるような配列と超音波出射角度に設定されたセンサ群23を有して成る。非侵襲蓄尿量推定装置は、この非侵襲蓄尿量推定センサユニット21と、このセンサユニット21から発振させた超音波の膀胱壁からの反射超音波を検出して膀胱の立体形状を測定し、尿量を推定する処理部とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子による複数のセンサからなり、各センサが膀胱形状を検出できるような配列と超音波出射角度に設定されたセンサ群を有する非侵襲尿量推定センサユニット。

【請求項 2】

前記センサ群は、
超音波が 2 次元的な広がりをもって出射され、膀胱底部の形状を検出する複数のセンサからなる第 1 のセンサ部と、
3 次元的な広がりをもって出射され、膀胱の拡張高さを検出する複数のセンサからなる第 2 のセンサ部と
を有する請求項 1 記載の非侵襲尿量推定センサユニット。

10

【請求項 3】

前記第 1 のセンサ部内の一部のセンサの超音波出射面が 2 次元的な広がり面に対して所要の角度傾いている
請求項 2 記載の非侵襲尿量推定センサユニット。

【請求項 4】

前記センサ群は、
膀胱の底部に出射するセンサ数を最も多くし、底辺側から頂部に向かって複数段のセンサ行を有するように、超音波振動子による複数のセンサが 2 次元的に配列されて成る
請求項 3 記載の非侵襲尿量推定センサユニット。

20

【請求項 5】

前記底辺側のセンサ行の各センサから出射した超音波により、主として膀胱底部側の形状変化を捉え、
前記底辺側のセンサ行を除く他のセンサ行の各センサから出射した超音波により、主として膀胱の膨張の高さを捉える
請求項 4 記載の非侵襲尿量推定センサユニット。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の非侵襲尿量推定センサユニットと、
前記非侵襲尿量推定センサユニットのセンサ群の各センサから発振させた超音波の膀胱壁からの反射超音波を検出し、演算して膀胱の立体形状を測定して尿量を推定する処理部と
を備える
非侵襲尿量推定装置。

30

【請求項 7】

前記処理部は、
前記センサ群の各センサを順次発信させる発信制御部と、
膀胱の前壁及び後壁で反射した超音波を前記センサで受信し、得られた受信信号から膀胱の前壁及び後壁の位置を演算し膀胱の立体形状を測定する信号処理部と、
前記信号処理部で得られた膀胱の立体形状から尿量を推定する尿量推定部と
を有する請求項 6 記載の非侵襲尿量推定装置。

40

【請求項 8】

請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の非侵襲尿量推定センサユニットと、
前記非侵襲尿量推定センサユニットのセンサ群の各センサから発振させた超音波の膀胱壁からの反射超音波を検出し、演算して膀胱の立体形状を測定して尿量を推定する処理部を有する非侵襲尿量推定装置と、
前記非侵襲尿量推定装置からの計測データを処理し保存するデータ処理・データ保存装置と
を有する排尿データ記録装置と、
前記排尿データ記録装置から送られた排尿時刻、排尿量を含む排尿情報を解析して、連

50

統計測による尿流量曲線データ及び少量時の精度を確保することで得られる残尿量を含む診断情報と排尿日誌を含む尿管管理情報を得、かつ保存する排尿データ解析装置と

を備え、

前記尿管管理情報を基に患者の蓄尿／排尿管理を行う排尿管理システム。

【請求項 9】

前記処理部は、

前記センサ群の各センサを順次発信させる発信制御部と、

膀胱の前壁及び後壁で反射した超音波を前記センサで受信し、得られた受信信号の時間差から膀胱の前壁及び後壁の位置を演算し膀胱の立体形状を測定する信号処理部と、

前記信号処理部で得られた膀胱の立体形状から尿量を推定する尿量推定部と

を有し、

前記尿量推定部を通じて排尿時刻、排尿量を含む排尿情報を得る

請求項 8 記載の排尿管理システム。

【請求項 10】

請求項 4 に記載の非侵襲尿量推定センサユニットと、

前記非侵襲尿量推定センサユニットのセンサ群の各センサから発振させた超音波の膀胱壁からの反射超音波を検出し、演算して膀胱体積を求めて尿量を推定する処理部と

を備え、

前記処理部では、各センサで受信する膀胱前後壁の位置情報となる A モード波形に基づき、円錐台近似法で膀胱体積を計算する演算部を有し、

前記演算部では、

縦方向の各段のセンサ行に配置された縦方向に異なる角度がついた複数のセンサでの A モードの受信波形により、各センサから得られる各膀胱高さにおける膀胱の奥行き D_i を計測し、

恥骨上部に対応する最下段の複数のセンサで膀胱の基準面となる水平断面積 S_0 と基準面での膀胱の奥行き D_0 を計測し、前記基準面の水平断面積 S_0 と基準面での奥行き D_0 、および各膀胱高さでの奥行き D_i を用いて、数 7 により計算して各膀胱高さ位置における膀胱の水平断面積 S_i を求め、

【数 7】

$$S_i = S_0 \left(\frac{D_i}{D_0} \right)^2$$

前記各膀胱高さの差分で規定される各高さ h で切断した各膀胱の円錐台体積 V_i を、夫々の底面と上面の水平断面積 S_i 、 S_{i+1} と高さ h から数 8 により計算して求め、

【数 8】

$$V_i = \left(S_i + S_{i+1} + \sqrt{S_i S_{i+1}} \right) \Delta h / 3$$

S_i :底面の面積

S_{i+1} :上面の面積

V_i :円錐台の体積

10

20

30

40

50

前記恥骨に隠れる膀胱底部は半球体積と推定し、膀胱最上部は円錐体積と推定し、前記各円錐台体積、前記半球体積および前記円錐体積を積算して全体の膀胱体積を算出する

非侵襲尿量推定装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の非侵襲尿量推定装置と、

前記非侵襲尿量推定装置からの計測データを処理し保存するデータ処理・データ保存装置と

を有する排尿データ記録装置と、

前記排尿データ記録装置から送られた排尿時刻、排尿量を含む排尿情報を解析して、連続計測による尿流量曲線データ及び少量時の精度を確保することで得られる残尿量を含む診断情報と排尿日誌を含む尿管管理情報を得、かつ保存する排尿データ解析装置と

を備え、

前記尿管管理情報を基に患者の蓄尿 / 排尿管理を行う

排尿管理システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、非侵襲尿量推定センサユニット、非侵襲尿量推定装置及び排尿管理システムに関する。特に、排尿障害や尿失禁の患者に対して、膀胱の形状を測定して膀胱に溜まった尿量（蓄尿、残尿量）、その他の情報を含む尿管管理情報を事前に検知し、この尿管管理情報に基き患者の蓄尿 / 排尿管理を行い、診断、治療に役立てる場合に適用して好適な技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、蓄尿量推定装置として、特許文献 1 に示す超音波尿量センサや、特許文献 2 に示す超音波を用いた蓄尿量センサ等が知られている。特許文献 1 の超音波尿量センサは、「ゆりりん」という商品名にて携帯用尿量モニタ装置として市販されている。

【0003】

特許文献 1 に示された超音波尿量センサ 1 は、図 27 及び図 28 に示すように、超音波を膀胱壁面に向けて発振する 4 つの超音波発振素子、すなわちセンサ 2 を縦方向に配列したプローブ（探触子）3 を備えて構成される。各センサ 2 は、センサ角度が縦方向のみに向けて配置される。このプローブ 3 は、下腹部の表面に装着され、4 つのセンサ 2 からの超音波 4 を膀胱 5 側に照射し、膀胱 5 の前壁 5A 及び後壁 5B からの反射エコーを検出、処理して膀胱 5 の拡張を検知して蓄尿量を検知している。図 27 は、断面で見た超音波 4 の出射状態を示し、このときの膀胱容量、つまり蓄尿量が 200 cc 程度を示している。図 28 は、膀胱 5 の拡張状態を大よその膀胱容量 50 cc 程度、350 cc 程度、600 cc 程度で示している。符号 6 は恥骨、符号 7 は腹膜を示す。

【0004】

特許文献 2 に示された蓄尿量センサ 11 は、図 24 ~ 図 26 に示すように、超音波発振素子、すなわちセンサ 12 を縦横 2 次元的に配列したプローブ（探触子）13 を備えて構成される。本例のプローブ 13 は、図 24 に示すように、縦 4 × 横 3 の合計 12 個のセンサ 12 [(1) ~ (12)] が配列され、互いに異なる方向を向いて配置される。このプローブ 13 は、下腹部の表面に装着され、各センサ 12 からの超音波 14 が恥骨 16 と腹膜 17 の間の限られた隙間 18 を透過して、膀胱 15 の前壁 15A の近傍に対応する部分で交差して立体的に広がり、膀胱 15 の後壁 15B へ指向する。この蓄尿量センサ 11 では、交差後に立体的に広がる超音波 14 を利用することにより、膀胱 15 の立体形状がより正確に測定でき、蓄尿量をより正確に検知することができる。このプローブ 13 においても、基本的に、前述と同様に、出射した超音波 14 の膀胱 15 の前壁 15A 及び後壁 15B からの反射エコーを検出、処理している。図 15 は、断面で見た超音波 14 の出射状

10

20

30

40

50

態を示し、このときの膀胱容量、つまり蓄尿量が200cc程度を示している。図25は、膀胱5の拡張状態を膀胱容量で50cc、350cc、600ccで示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】WO2005/099582号公報

【特許文献2】WO2006/115278号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、図27及び図28に示す超音波尿量センサ1では、センサ角度が縦方向のみであり、膀胱の横の広がりを捉えられず、段階的な尿量の推定しかできない。

【0007】

図25及び図26に示す蓄尿量センサ11では、超音波14が膀胱前壁15Aの近傍に対応する部分で交差して広がり、後壁15Bへ指向する。このため、後壁15Bにおいては広範囲な測定が可能であるが、前壁15A部分の測定情報が少なく、蓄尿量が多いときの推定がし難い。つまり、図26で示す膀胱膨張時の前壁15Aの左右の領域(破線図示)19が測定不能となる。この場合も、膀胱5を球形と仮定して尿量を推定しているため実際の膀胱形状と異なり、測定精度に問題があり、少蓄尿量(50cc程度)を測定することが不可能である。特にセンサ12[(1)~(3)]のセンサ角度が大きいため、皮膚や脂肪層における減衰の影響を受け易い。

【0008】

本発明は、上述の点に鑑み、少尿量から多尿量まで広い範囲にわたって高精度で蓄尿量、排尿量の推定を可能にした非侵襲尿量推定装置、及びこの非侵襲尿量推定装置に適用される非侵襲尿量推定センサユニット(いわゆる探触子)を提供するものである。

本発明は、上記非侵襲尿量推定装置を利用して患者の蓄尿/排尿管理を可能にした排尿管理システムを提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る非侵襲尿量推定センサユニットは、超音波振動による複数のセンサからなり、各センサが膀胱形状を検出できるような配列と超音波出射角度に設定されたセンサ群を有して構成される。

【0010】

本発明に係る非侵襲尿量推定センサユニットのセンサ群の好ましい形態は、超音波が2次元的な広がりをもって出射され、膀胱底部の形状を検出する複数のセンサからなる第1のセンサ部を有する。さらに、3次元的な広がりをもって出射され、膀胱の拡張高さを検出する複数のセンサからなる第2のセンサ部を有する。

【0011】

本発明の非侵襲尿量推定センサユニットでは、上記センサ群により、膀胱底部の形状変化と、ドーム状に膨らんだ膀胱の高さを捉えることができ、実際に近い膀胱形状が捉えられる。

【0012】

本発明に係る非侵襲尿量推定装置は、上記の非侵襲尿量推定センサユニットを備える。さらに、本発明は、この非侵襲尿量推定センサユニットのセンサ群の各センサから発振させた超音波の膀胱壁からの反射超音波を検出し、演算して膀胱の立体形状を測定して尿量を推定する処理部を備えて構成される。

【0013】

本発明の非侵襲尿量推定装置では、非侵襲尿量推定センサユニットにより膀胱底部の形状変化と、ドーム状に膨らんだ膀胱の高さを捉えることができる。これにより、膀胱の実際に近い立体形状が測定され、膀胱容量を少容量から多容量まで連続的に計測(推定)す

10

20

30

40

50

ることができる。

【0014】

本発明に係る排尿管理システムは、上記の非侵襲尿量推定センサユニットと、この非侵襲尿量推定センサユニットのセンサ群の各センサから発振させた超音波の膀胱壁からの反射超音波を検出し、演算して膀胱の立体形状を測定して尿量を推定する処理部とを有した非侵襲尿量推定装置を有する。また、非侵襲尿量推定装置からの計測データを処理し保存するデータ処理・データ保存装置を有する。本発明では、この非侵襲尿量推定装置と、データ処理・データ保存装置とで排尿データ記録装置が構成される。さらに、本発明は、この排尿データ記録装置と共に、排尿データ記録装置から送られた排尿時刻、排尿量を含む排尿情報を解析して、診断情報と排尿日誌を含む尿管理情報を得、かつ保存する排尿データ解析装置とを備える。診断情報は、排尿データ記録装置から送られる排尿情報を解析して得られた連続計測による尿流量曲線データ及び少量時の精度を確保することで得られる残尿量を含む。そして、尿管理情報を基に患者の蓄尿/排尿管理を行う。

10

【0015】

本発明の排尿管理システムでは、非侵襲尿量推定センサユニットと処理部を有する、いわゆる上記の非侵襲尿量推定装置を用いて、患者側で排尿情報が記録される。この排尿情報に基づいて、病院などの施設側で、尿流量、排尿時間、残尿量などの患者の診断/治療に有用な尿管理情報が算出され、患者の蓄尿/排尿管理がなされる。

【0016】

本発明に係る非侵襲尿量推定装置は、上記の非侵襲尿量推定センサユニットを備える。特に、本発明は、センサ群が、膀胱の底部に出射するセンサ数を最も多くし、底辺側から頂部に向かって複数段のセンサ行を有するように、超音波振動子による複数のセンサが2次元的に配列されて成る非侵襲尿量推定センサユニットを備える。さらに、本発明は、非侵襲尿量推定センサユニットのセンサ群の各センサから発振させた超音波の膀胱壁からの反射超音波を検出し、演算して膀胱体積を求めて尿量を推定する処理部を備える。

20

【0017】

処理部では、各センサで受信する膀胱前後壁の位置情報となるAモード波形に基づき、円錐台近似法で膀胱体積を計算する演算部を有する。

【0018】

演算部では、縦方向の各段のセンサ行に配置された縦方向に異なる角度がついた複数のセンサでのAモードの受信波形により、各センサから得られる各膀胱高さにおける膀胱の奥行き D_i を計測する。恥骨上部に対応する最下段の複数のセンサで膀胱の基準面となる水平断面積 S_0 と基準面での膀胱の奥行き D_0 を計測する。基準面の水平断面積 S_0 と基準面での奥行き D_0 、および各膀胱高さでの奥行き D_i を用いて、数1により計算して各膀胱高さ位置における膀胱の水平断面積 S_i を求める。

30

【数1】

$$S_i = S_0 \left(\frac{D_i}{D_0} \right)^2$$

40

各膀胱高さの差分で規程される各高さ h で切断した各膀胱の円錐台体積 V_i を、夫々の底面と上面の水平断面積 S_i 、 S_{i+1} と高さ h から数2により計算して求める。

【数 2】

$$V_i = \left(S_i + S_{i+1} + \sqrt{S_i S_{i+1}} \right) \Delta h / 3$$

 S_i :底面の面積 S_{i+1} :上面の面積 V_i :円錐台の体積

10

恥骨に隠れる膀胱底部は半球体積と推定し、膀胱最上部は円錐体積と推定し、各円錐台体積、前記半球体積および前記円錐体積を積算して全体の膀胱体積を算出する。

【0019】

本発明の非侵襲尿量推定装置では、膀胱体積を円錐台近似法で求めて、尿量を推定する処理部を備えることにより、より実尿量に近い尿量を推定することができる。

【0020】

本発明に係る排尿管理システムは、上記の円錐台近似法による膀胱体積を求めて尿量を推定する非侵襲尿量推定装置と、非侵襲尿量推定装置からの計測データを処理し保存するデータ処理・データ保存装置とを有する排尿データ記録装置を備える。さらに、本発明は、排尿データ記録装置から送られた排尿時刻、排尿量を含む排尿情報を解析して、診断情報と排尿日誌を含む尿管管理情報を得、かつ保存する排尿データ解析装置を備える。診断情報は、排尿データ記録装置から送られる排尿情報を解析して得られた、連続計測による尿流量曲線データ及び少量時の精度を確保することで得られる残尿量を含む。この得られた尿管管理情報を基に患者の蓄尿/排尿管理を行う。

20

【0021】

本発明の排尿管理システムでは、円錐台近似法による膀胱体積を求めて尿量を推定する非侵襲尿量推定装置を備えるので、より正確な尿管管理情報を算出して患者の蓄尿/排尿管理がなされる。

【発明の効果】

【0022】

本発明に係る非侵襲尿量推定センサユニットによれば、収縮した膀胱から膨らんだ膀胱に至る広範囲の実際に近い膀胱形状を捉えることができる。この非侵襲尿量推定センサユニットは、患者の体位によらず、的確に膀胱形状の測定を可能にする。

30

【0023】

本発明に係る非侵襲尿量推定装置によれば、少尿量から多尿量まで広い範囲にわたって高精度で尿量を推定することができる。

【0024】

本発明に係る排尿管理システムによれば、本発明の非侵襲尿量推定センサユニット及び処理部を有する非侵襲尿量推定装置を適用して、患者の蓄尿/排尿管理を行うことができる。この蓄尿/排尿管理された尿管管理情報は、排尿障害患者の診断/治療に適用することができる。

40

【0025】

本発明に係る非侵襲尿量推定装置によれば、膀胱体積を円錐台近似法で求めて、尿量を推定する処理部を備えるので、少尿量から多尿量まで広い範囲にわたって、より高精度に実尿量に近い尿量を推定することができる。

【0026】

本発明に係る排尿管理システムによれば、膀胱体積を円錐台近似法で求めて尿量を推定する処理部を備え、より正確な尿管管理情報を算出することができるので、さらに適切な患者の蓄尿/排尿管理の実用化を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 2 7 】

【 図 1 】 本 発 明 に 係 る 非 侵 襲 尿 量 推 定 セ ン サ ユ ニ ッ ト の 一 実 施 の 形 態 を 示 す 概 略 斜 視 図 で 有 る 。

【 図 2 】 本 発 明 の 非 侵 襲 尿 量 推 定 セ ン サ ユ ニ ッ ト に よ る 少 尿 量 時 の 膀 胱 形 状 の 測 定 範 囲 を 示 す 概 略 断 面 図 で 有 る 。

【 図 3 】 本 発 明 の 非 侵 襲 尿 量 推 定 セ ン サ ユ ニ ッ ト に よ る 少 尿 量 時 の 膀 胱 形 状 の 測 定 範 囲 を 示 す 概 略 平 面 図 で 有 る 。

【 図 4 】 本 発 明 の 非 侵 襲 尿 量 推 定 セ ン サ ユ ニ ッ ト に よ る 通 常 尿 量 時 の 膀 胱 形 状 の 測 定 範 囲 を 示 す 概 略 断 面 図 で 有 る 。

【 図 5 】 本 発 明 の 非 侵 襲 尿 量 推 定 セ ン サ ユ ニ ッ ト に よ る 通 常 尿 量 時 の 膀 胱 形 状 の 測 定 範 囲 を 示 す 概 略 平 面 図 で 有 る 。

【 図 6 】 本 発 明 の 非 侵 襲 尿 量 推 定 セ ン サ ユ ニ ッ ト に よ る 多 尿 量 時 の 膀 胱 形 状 の 測 定 範 囲 を 示 す 概 略 断 面 図 で 有 る 。

【 図 7 】 本 発 明 の 非 侵 襲 尿 量 推 定 セ ン サ ユ ニ ッ ト に よ る 多 尿 量 時 の 膀 胱 形 状 の 測 定 範 囲 を 示 す 概 略 平 面 図 で 有 る 。

【 図 8 】 本 発 明 に よ る 非 侵 襲 尿 量 推 定 セ ン サ ユ ニ ッ ト の 処 理 部 の 一 例 回 を 示 す 回 路 構 成 図 で 有 る 。

【 図 9 】 膀 胱 の 形 状 変 化 の 測 定 に 用 い た 超 音 波 探 触 子 の 使 用 状 態 図 で 有 る 。

【 図 1 0 】 膀 胱 の 形 状 変 化 を 示 す 超 音 波 の 反 射 エ コ ー 画 像 を 示 す 画 像 図 で 有 る 。

【 図 1 1 】 本 発 明 に よ り 排 尿 管 理 シ ス テ ム の 概 略 構 成 図 で 有 る 。

【 図 1 2 】 測 定 し た 実 排 尿 量 か ら 算 出 し た 測 定 尿 流 量 と 時 間 の 関 係 を 示 す グ ラ フ で 有 る 。

【 図 1 3 】 従 来 の 尿 流 量 測 定 装 置 に て 測 定 を 基 に 算 出 し た 膀 胱 の 実 蓄 尿 量 曲 線 と 、 本 発 明 の 非 侵 襲 蓄 尿 量 推 定 装 置 に よ り 得 ら れ た 膀 胱 の 推 定 蓄 尿 量 曲 線 と を 比 較 し た グ ラ フ で 有 る 。

【 図 1 4 】 A , B 膀 胱 エ コ ー 画 像 を 示 す 水 平 断 面 図 及 び 矢 状 断 面 図 で 有 る 。

【 図 1 5 】 超 音 波 振 動 子 に よ る A モ ー ド は 波 形 図 で 有 る 。

【 図 1 6 】 A , B 本 発 明 の 膀 胱 体 積 計 算 方 法 の 説 明 に 供 す る 、 水 平 に 並 べ た 複 数 の セ ン サ か ら の 超 音 波 の 軌 跡 状 態 を 示 す 水 平 断 面 図 、 及 び 縦 に 並 べ た 複 数 の セ ン サ か ら の 超 音 波 の 軌 跡 状 態 を 示 す 矢 状 断 面 図 で 有 る 。

【 図 1 7 】 円 錐 台 近 似 法 の 説 明 に 供 す る 膀 胱 の 分 解 者 静 状 態 を 示 す 斜 視 図 で 有 る 。

【 図 1 8 】 本 発 明 の 膀 胱 体 積 計 算 方 法 の 説 明 に 供 す る 腹 部 の C T 画 像 図 で 有 る 。

【 図 1 9 】 恥 骨 上 部 及 び 最 大 水 平 断 面 を 基 準 と し て 推 定 さ れ た 膀 胱 体 積 と 実 体 積 を 示 す グ ラ フ で 有 る 。

【 図 2 0 】 本 発 明 の 膀 胱 体 積 計 算 方 法 に 適 用 さ れ る セ ン サ ユ ニ ッ ト の 具 体 例 を 用 い た と き の 測 定 範 囲 を 示 す 水 平 断 面 図 で 有 る 。

【 図 2 1 】 本 発 明 の 膀 胱 体 積 計 算 方 法 に 適 用 さ れ る セ ン サ ユ ニ ッ ト の 具 体 例 を 用 い た と き の 測 定 範 囲 を 示 す 矢 状 断 面 図 で 有 る 。

【 図 2 2 】 本 発 明 の 膀 胱 体 積 計 算 方 法 の 説 明 に 要 す る セ ン サ ユ ニ ッ ト の 全 セ ン サ か ら 得 ら れ る 膀 胱 の A モ ー ド 波 形 を 示 す 波 形 図 で 有 る 。

【 図 2 3 】 本 発 明 の 膀 胱 体 積 計 算 方 法 で 得 ら れ た 推 定 尿 量 と 実 排 尿 量 を 示 す グ ラ フ で 有 る 。

【 図 2 4 】 従 来 の 一 例 に 係 る 超 音 波 尿 量 セ ン サ を 示 す 概 略 斜 視 図 で 有 る 。

【 図 2 5 】 従 来 の 一 例 に 係 る 超 音 波 尿 量 セ ン サ 及 び 膀 胱 尿 量 の 測 定 を 範 囲 を 示 す 概 略 断 面 図 で 有 る 。

【 図 2 6 】 従 来 の 一 例 に 係 る 超 音 波 尿 量 セ ン サ 及 び 膀 胱 尿 量 の 測 定 を 範 囲 を 示 す 概 略 平 面 図 で 有 る 。

【 図 2 7 】 従 来 の 他 の 例 に 係 る 超 音 波 尿 量 セ ン サ 及 び 膀 胱 尿 量 の 測 定 を 範 囲 を 示 す 概 略 断 面 図 で 有 る 。

【 図 2 8 】 従 来 の 他 の 例 に 係 る 超 音 波 尿 量 セ ン サ 及 び 膀 胱 尿 量 の 測 定 を 範 囲 を 示 す 概 略 平 面 図 で 有 る 。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0029】

先ず、蓄尿量に伴う膀胱形状の変化について説明する。図9及び図10A～Cに、膀胱形状の変化を示す。図10Aは、蓄尿量が少ない例えば78cc程度のときの膀胱45の形状を示す。図10Bは、蓄尿量が中程度の例えば286cc程度ときの膀胱45の形状を示す。図10Cは、蓄尿量が多い例えば532cc程度のときの膀胱45の形状を示す。図10の膀胱形状を示す反射エコー画像は、図9に示す超音波43が縦方向に広がる超音波探触子41（矢状断）と、超音波43が横方向に広がる超音波探触子42（水平断）にて観察した。図10A～Cのいずれも、上段画像は超音波探触子41による膀胱が縦方向に膨らむ反射エコー画像であり、下段画像は、超音波探触子42による膀胱の底部形状の反射エコー画像である。図9の符号46は恥骨を示す。

10

【0030】

図10A～Cの膀胱画像から明らかなように、膀胱は、まず底部が扁平形状に膨らみ、尿量の増加に伴って上部が腹膜を押し上げてドーム状に膨らむ。すなわち、膀胱45は、拡張時、まず底部が膨らみ、尿量の増加に伴って上部がドーム状に膨らむ。また、膀胱45の収縮時は、その逆の変化を生じる。本発明に係る非侵襲尿量推定センサユニットの実施の形態は、このような膀胱形状の変化に対応できるように構成される。

【0031】

図1に、本発明に係る非侵襲尿量推定センサユニットの一実施の形態を示す。本実施の形態に係る非侵襲尿量推定センサユニット21は、超音波振動による複数のセンサ22〔(1)～(12)〕からなり、各センサ22が膀胱形状を検出できるような配列と超音波出射角度に設定されたセンサ群23を有して構成される。さらに詳細に説明する。本実施の形態に係る非侵襲尿量推定センサユニット21は、超音波振動子による複数のセンサ22〔(1)～(12)〕が2次元的に配列され、膀胱25側に向かって超音波24を立体的に放射状に出射するセンサ群23を有する（図2、図3参照）。センサ群23は、膀胱底部に出射するセンサ数を最も多くし、底辺側から頂部に向かって複数段のセンサ行221～224を有するように構成される。センサ行とは、水平ラインに沿って複数のセンサが配列されたものを指す。センサ22が支持される支持部29としては、三角形であっても、四角形状、その他の形状、さらに各センサ行が独立であっても良い。

20

30

【0032】

本実施の形態では、三角形をなす支持部29の面29aに臨むように、夫々複数のセンサ22が水平ラインに沿って配列された4段のセンサ行221～224を支持部29に順次支持してセンサ群が構成される。センサ行224～センサ行221は、底辺側から頂部側に向かって配列される。センサ行224は、膀胱底部に出射する5個のセンサ22〔(8)～(12)〕を水平ラインに沿って配列して構成される。センサ行223は、3個のセンサ22〔(5)～(7)〕を水平ラインに沿って配列して構成される。センサ行222は、2個のセンサ22〔(3)～(4)〕を水平ラインに沿って配列して構成される。センサ行221は、2個のセンサ22〔(1)～(2)〕を水平ラインに沿って配列して構成される。頂部側の1段目のセンサ行221は、2個のセンサ22〔(1)～(2)〕が近接して配列される。2段目のセンサ行222は、2個のセンサ22〔(3)～(4)〕が1個分空けるように離れて配列される。3段目のセンサ行は、3個のセンサ22〔(5)～(7)〕が近接して配列される。底辺側の4段目のセンサ行224は、5個のセンサ22〔(8)～(12)〕が近接して配列される。各センサ行221～224では、三角形をなす支持部の頂部を通る垂直線に対して対称となるようにセンサ22が配列される。

40

【0033】

センサ群23の各センサ22は、それぞれ膀胱形状の変化に対応できるように、上記の配置と共に、センサ角度、すなわち超音波24の出射方向が選定される。すなわち、各セ

50

ンサ 2 2 は、膀胱底部の形状変化、及び膀胱の膨張の高さ変化を捉えるように、互いに異なる方向を向いて配置される。センサ群 2 3 では、各センサ 2 2 からの超音波 2 4 が、図 2、図 4、図 6 に示すように、膀胱形状に応じて腹膜 2 7 と恥骨 2 6 間の限られた隙間 2 8 を通過して立体的に放射状に発振し、膀胱壁からのより広い範囲の反射超音波（反射エコー）を捉えるようになされる。

【 0 0 3 4 】

底辺側の 4 段目のセンサ行 2 2 4 では、図 3 に示すように、平面から見て中央のセンサ 2 2 (1 0) からの超音波 2 4 を挟んで左右のセンサ 2 2 [(8) , (9) , (1 1) , (1 2)] からの超音波 2 4 が対称的に広がるようになる。これにより、図 2 に示すように、縦断面から見てセンサ 2 2 [(8) ~ (1 2)] からの超音波 2 4 が少蓄尿量時の膀胱形状を検知できるように縦方向に広がるようになる。

10

【 0 0 3 5 】

3 段目のセンサ行 2 2 3 も同様に、図 3 に示すように、平面から見て中央のセンサ 2 2 (6) からの超音波 2 4 を挟んで左右のセンサ 2 2 [(5) , (7)] からの超音波 2 4 が対称的に広がるようになる。これにより、図 2 に示すように、縦断面から見てセンサ 2 2 [(5) ~ (7)] からの超音波 2 4 が膀胱形状を検知できるように縦方向に広がるようになる。

【 0 0 3 6 】

2 段目のセンサ行 2 2 2 では、図 3 に示すように、平面から見て 2 つのセンサ 2 2 [(3) , (4)] からの超音波 2 4 が交差した後広がるようになる。これにより、図 2 に示すように、縦断面から見てセンサ 2 2 [(3) , (4)] からの超音波 2 4 が膀胱形状を検知できるように縦方向に広がるようになる。

20

【 0 0 3 7 】

頂部側の 1 段目のセンサ行 2 2 1 では、平面から見て中心線を挟んで左右のセンサ 2 2 [(1) , (2)] からの超音波 2 4 が対称的に広がるようになる。これにより、図 2 に示すように、縦断面から見てセンサ 2 2 [(1) , (2)] からの超音波 2 4 が膀胱形状を検知できるように縦方向に広がるようになる。

【 0 0 3 8 】

センサ 2 2 において、平面から見たときの超音波出射角 θ_1 は、最大で 12.5 度程度（図 3 参照）、縦断面から見たときの超音波出射角 θ_2 は、最大で 10 度程度（図 2 参照）とすることができる。最大で 12.5 度程度とした理由は、皮膚への超音波侵入角度を大きくすると反射による減衰が発生するためである。

30

【 0 0 3 9 】

センサ群 2 3 では、底辺側の 4 段目のセンサ行 2 2 4 の各センサ 2 2 [(8) ~ (1 2)] から出射した超音波 2 4 により、主として膀胱底部側の形状変化を捉える。底辺側の 4 段目のセンサ行 2 2 4 を除く、他のセンサ行 2 2 1 ~ 2 2 3 のセンサ 2 2 [(1) ~ (7)] から出射した超音波 2 4 により、主として膀胱 2 5 の膨張の高さを捉える。

【 0 0 4 0 】

各センサ 2 2 は、圧電素子の両面に電極を形成し、両電極間に電圧を印加することにより圧電素子が振動して超音波を発信し、逆に超音波を受信したときには両電極間から電圧が誘起されるように構成される。センサ 2 2 は、例えば円形の薄板状に形成される。各センサ 2 2 は、支持部 2 9 上において、角度が自在に可変設定できるように支持される。

40

【 0 0 4 1 】

センサ 2 2 は、音響インピーダンスの差による超音波の大きな反射を防ぐために、整合層の役割を持つ充填材に埋め込まれる。非侵襲尿量推定センサユニット 2 1 を下腹部表面に装着する際は、非侵襲尿量推定センサユニット 2 1 と下腹部表面との間に空気が存在しないように例えばエコーゲルを介して装着される。

【 0 0 4 2 】

非侵襲尿量推定センサユニット 2 1 は、各センサ 2 2 [(1) ~ (1 2)] を順次に走査しながら 1 つずつ超音波を発信させる A モード型で使用する。膀胱形状測定の場合、セ

50

ンサ 22 としては、1 MHz ~ 5 MHz 程度の超音波が出射するセンサであればよい。

【0043】

本実施の形態の非侵襲尿量推定センサユニット 21 では、下腹部に取り付けて各センサ 22 [(1) ~ (12)] を順次駆動させる。そうすると、各センサ 22 から発信した超音波のうち、膀胱の膨らみに応じて、腹膜 27 と恥骨 26 間の隙間 28 を透過した超音波が膀胱 25 側に照射される（例えば、図 2、図 3 参照）。そして、膀胱 25 の前壁及び後壁で反射した超音波が出射時と同じセンサ 22 で受信され、センサ 22 より膀胱 25 の前壁及び後壁の位置に対応した受信信号が検出される。

【0044】

本実施の形態に係る非侵襲尿量推定センサユニット 21 によれば、センサ群 23 内の主として第 1 のセンサ部である 4 段目のセンサ行 224 のセンサ 22 [(8) ~ (12)] から 2 次元的な広がりを持って超音波が出射される。この 4 段目のセンサ行 224 のセンサ 22 [(8) ~ (12)] により膀胱底部の形状に対応した前壁、後壁の位置検出ができる。すなわち、結果として膀胱底部の形状が検出される。4 段目のセンサ行 224 からの超音波の広がり、主として 2 次元的な広がりであるが、より詳しくは、縦方向に広がる 3 次元的な広がりを持つ。センサ群 23 内の主として第 2 のセンサ部である 1 段目、2 段目、3 段目の各センサ行 221 ~ 223 のセンサ 22 [(1) ~ (7)] から 3 次元的な広がりを持って超音波が出射される。この 1 段目、2 段目、3 段目の各センサ行 221 ~ 223 のセンサ 22 [(1) ~ (7)] により拡張した膀胱の形状に対応した前壁、後壁の位置検出ができる。すなわち、結果として膀胱の拡張高さが検出される。

【0045】

従って、センサ群 23 により、排尿後の収縮した状態、蓄尿されて拡張した状態の実際に近い膀胱形状を捉えることができる。この非侵襲尿量推定センサユニット 21 は、患者の体位によらず、的確に膀胱形状の測定を可能にする。

【0046】

次に、図 8 を用いて、本発明に係るこの非侵襲尿量推定装置を説明する。本実施の形態に係る非侵襲尿量推定装置 30 は、上記の非侵襲尿量推定センサユニット 21 と、処理部 31 とを備えて構成される。処理部 31 では、センサユニット 21 のセンサ群 23 の各センサ 22 から発振させた超音波 24 の膀胱壁からの反射超音波（反射エコー）を検出し、演算処理して膀胱 25 の立体形状を測定して尿量を推定する。

【0047】

図 8 は処理部 31 の一例を示す。処理部 31 は、膀胱形状を測定する膀胱形状測定部 32 と、膀胱形状測定部 32 で得られた膀胱形状から蓄尿量を推定する尿量推定部 33 を備える。膀胱形状測定部 32 は、発信制御部 45 と、信号処理部 46 とで構成される。発信制御部 45 では、複数のセンサ 22 を順次に発信させる。信号処理部 46 では、膀胱 25 の前壁 25A 及び後壁 25B で反射した反射超音波をセンサ 22 で受信し、得られた受信信号から膀胱の前壁 25A 及び後壁 25B の位置を演算して膀胱 25 の立体形状を計測する。

【0048】

各センサ 22 [(1) ~ (12)] は、マルチプレクサ 51 を介して超音波発信アンプ 52 及び超音波受信アンプ 53 に接続される。超音波発信アンプ 52 には、複数のセンサ 22 に順次にパルス信号を出力するパルス発信回路 54 が接続される。パルス発信回路 54 にはパルス制御回路 55 が接続され、パルス信号のパルス幅、振幅、周期、発信回数、パルス列の周期などを制御する。超音波発信アンプ 52 は、パルス発信回路 54 からの信号を増幅して、超音波を発信するに十分な電気エネルギーを高める機能を有する。超音波受信アンプ 53 は、受信された微弱な電気信号を増幅する機能を有する。マルチプレクサ 51 は、センサ 22 と超音波発信アンプ 52 及び超音波受信アンプ 53 との間において、それぞれのセンサ 22 とアンプ 52、53 の間を順次接続し、1 台のアンプで全てのセンサ 22 を順次動作させる機能を有する。

【0049】

10

20

30

40

50

超音波受信アンプ 5 3 及びパルス発信回路 5 4 は、信号処理回路 5 6 に接続される。信号処理回路 5 6 では、パルス発信回路 5 4 の発信信号と同期して超音波受信アンプ 5 3 からの受信信号を A/D 変換する。A/D 変換された受信信号データから膀胱 2 5 の前壁 2 5 A の位置と後壁 2 5 B の位置を演算し、膀胱壁面のマッピングを行う。同様の動作を全てのセンサ 2 2 の発信信号と受信信号に対して行うことにより、膀胱 2 2 の立体形状を確定する。

【 0 0 5 0 】

尿量推定部（すなわち尿量推定回路）3 3 は信号処理回路 5 6 で得られた膀胱 2 5 の立体形状のデータから演算して膀胱尿量を推定する。

【 0 0 5 1 】

次に、処理部 3 1 を備えた非侵襲尿量推定装置 3 0 を用いて、膀胱の形状及びそれに基づく尿量の計測（推定）について説明する。

【 0 0 5 2 】

非侵襲尿量推定センサユニット 2 1 が、底辺側の 4 段目のセンサ行 2 2 4 が下側に来るように、下腹部の表面に装着される。処理部 3 1 では、パルス制御回路 5 5 からの制御信号に基いてパルス発信回路 5 4 からパルス信号が出力され、超音波発信アンプ 5 2 を通じてセンサ群 2 3 の複数のセンサ 2 2 から順次に超音波 2 4 が出射する。各センサ 2 2 からは所要時間おきに、例えば 1 秒毎に超音波が発信される。膀胱 2 5 の膨らみに応じて腹膜 2 7 と恥骨 2 6 の隙間 2 8 を通過した超音波 2 4 が膀胱 2 5 側に照射される。超音波 2 4 は、膀胱 2 5 の前壁 2 5 A と後壁 2 5 B で反射され、同じセンサ 2 2 で受信される。信号処理回路 5 6 において、パルス発信回路 5 4 の発信信号と同期して超音波受信アンプ 5 3 からの受信信号を A/D 変換する。A/D 変換された受信信号データから膀胱 2 5 の前壁 2 5 A 及び後壁 2 5 B の位置が演算され、膀胱の立体形状が測定される。

【 0 0 5 3 】

次に、この膀胱 2 5 の立体形状のデータから尿量推定回路 3 3 において、蓄尿量、あるいは排尿量等の尿量が計測（推定）される。

【 0 0 5 4 】

図 2 及び図 3 は、少量時の尿量（残尿量を含む）の計測を示す。尿量が少量（50 cc 以下）のときは、センサ群 2 3 のうち、底辺側の 4 段目のセンサ行 2 2 4 の 5 個のセンサ 2 2 [(8) ~ (1 2)] からの超音波 2 4 が、腹膜 2 7 と恥骨 2 6 間の隙間 2 8 を透過して膀胱 2 5 側に立体的に放射状に出射される。この 5 個のセンサ 2 2 [(8) ~ (1 2)] から出射された超音波 2 4 が、膀胱底部の形状変化を捉える。これにより、50 cc 以下の少尿量を高精度で計測（推定）可能となる。

【 0 0 5 5 】

図 4 及び図 5 は、通常量時の尿量（排尿感量を含む）の計測を示す。尿量が通常量のときは、センサ群 2 3 のうち、4 段目及び 3 段目のセンサ行 2 2 4 及び 2 2 3 の 8 個のセンサ 2 2 [(5) ~ (1 2)] からの超音波 2 4 が、腹膜 2 7 と恥骨 2 6 間の隙間 2 8 を透過して膀胱 2 5 側に立体的に放射状に出射される。この 8 個のセンサ 2 2 [(5) ~ (1 2)] から出射された超音波 2 4 が、膀胱底部からドーム状に膨らんだ膀胱の上部を含む形状変化を捉える。これにより、200 cc 程度の通常尿量を高精度で計測（推定）することができる。

【 0 0 5 6 】

図 6 及び図 7 は、多量時（排尿障害など）の尿量の計測を示す。尿量が多量のときは、センサ群 2 3 のうち、1 段目から 4 段目のセンサ行 2 2 1 ~ 2 2 4 の 12 個のセンサ 2 2 [(1) ~ (1 2)] からの超音波 2 4 が、腹膜 2 7 と恥骨 2 6 間の隙間 2 8 を透過して膀胱 2 5 側に立体的に放射状に出射される。この 12 個のセンサ 2 2 [(1) ~ (1 2)] から出射された超音波 2 4 が、膀胱底部から大きくドーム状に膨らんだ膀胱の上部を含む形状変化を捉える。これにより、500 cc 程度の多尿量を高精度で計測（推定）することができる。

【 0 0 5 7 】

10

20

30

40

50

本実施の形態に係る非侵襲尿量推定装置 30 によれば、センサ群 23 の構成を次のような構成とした。すなわち、底辺側にセンサ数を集中し、底辺側の 4 段目のセンサ行 224 で膀胱底部の形状を捉え、その他の 1 段目～3 段目のセンサ行 221～223 で膀胱のドーム状に膨らむ高さを捉える構成とした。このようなセンサ群 23 により、膀胱 25 の拡張時及び収縮時の立体形状変化を効率よく捉え、さらに膀胱底部の形状をより細密に捉えることができる。従って、従来得られなかった 50cc 以下の残尿量を計測することが可能になる。本実施の形態の非侵襲尿量推定装置 30 では、膀胱容量、つまり蓄尿量を約 50cc 程度～500cc 程度までの広い範囲にわたって連続的に高精度に計測することができる。患者の体位などの測定状況による計測値の変動が生じ難い。非侵襲尿量推定装置 30 は、小型、軽量に構成することができ、可搬性に優れる。尿量モリアルタイムで計測することができる。

10

【0058】

本発明は、上述した非侵襲尿量推定装置 30 を利用して得た排尿情報より診断情報、排尿日誌を自動記録して、患者の蓄尿/排尿を管理する排尿管理システムを実現することができる。患者の診断情報とは、最大尿流量、残尿量、尿流量曲線などの情報である。患者の排尿日誌とは、排尿回数、排尿量、排尿時刻などの情報である。これらの情報は、排尿障害を有する患者の診断/治療に関する最も基礎的な情報(データ)であり、正確に把握することが要求される。

【0059】

本発明に係る排尿管理システム 51 は、図 11 に示すように、排尿データ記録装置 52 と、この排尿データ記録装置 52 からの排尿データ 54 を解析し、診断情報及び排尿日誌などの患者の尿管理データを得るための排尿データ解析装置 53 を備える。排尿データ記録装置 52 は、上述の非侵襲尿量推定装置 30 と、時計装置 60 と、非侵襲尿量推定装置 30 からの計測データを処理するデータ処理装置 61 及びデータ保存装置 62 を備える。この排尿データ記録装置 52 は、例えば、時計機能、データ処理機能及びデータ保存機能を有するマイコン 63 と非侵襲尿量推定装置 30 を備えて、小型、軽量、可搬な装置として構成される。排尿データ解析装置は、データ処理装置に送られる時系列のデータにより、連続計測による尿流量曲線データを取得できる尿流量曲線データ取得機能を有する。また、少量時の精度を確保することで得られる残尿量を取得する残尿量計測機能を有する。

20

【0060】

センサユニット 21 及び処理部 31 を備えた非侵襲尿量推定装置 30 と、上記機能を有するマイコン 63 とを含む排尿データ記録装置 52 は、必要に応じて患者宅、あるいは患者が入居している介護施設、患者が入院している病院などの施設に貸出される。排尿データ解析装置 53 は、例えば病院、その他などの排尿データを管理する管理センターなどに設置される。

30

【0061】

本発明に係る排尿管理システム 51 では、貸出された排尿データ記録装置 52 を用いて、患者の排尿時刻、尿量などの排尿情報(いわゆる排尿データ)を記録する。データ保持装置 62 あるいはマイコンのデータ保持機能に保持された排尿データ 54 は、例えば無線あるいは USB メモリなどにより、排尿データ解析装置 53 に送られる。排尿データ解析装置 53 では、送られた排尿データ 54 をプログラムされたパーソナルコンピュータで解析して、最大尿流量、残尿量、尿流量曲線及び排尿に要した排尿時間などの診断情報を得る。診断情報は、排尿データ記録装置から送られる排尿情報を解析して得られた、連続計測による尿流量曲線データ及び少量時の精度を確保することで得られる残尿量を含む。また同時に排尿回数、排尿量、排尿時刻(日時)などの項目を有する排尿日誌を得る。排尿データ解析装置 53 では、これらの患者の尿管理(つまり診断/治療)に必要な質の高い尿管理情報が得られ、同時にこの尿管理情報が保存される。

40

【0062】

患者の主治医は、排尿データ解析装置 53 から患者の尿管理情報 64 を得て、患者の診断/治療に役立てることができる。

50

【 0 0 6 3 】

図 1 3 に、実蓄尿量と、本実施の形態の非侵襲尿量推定装置 3 0 を用いて推定した推定蓄尿量を示す。実蓄尿量とは、尿流量測定装置にて測定した実排尿量データの最終排尿量からその時間の排尿量を減算し、超音波診断装置などにて残尿が確認された場合は残尿量を加算して求めたものである。すなわち、膀胱の排尿時の実蓄尿量を示す。マーカー a は残尿のない場合の実蓄尿量を示し、マーカー b は演算されたデータに個人差を考慮して補正した推定蓄尿量を示す。図 1 2 から時間に対する蓄尿量の変化の傾向が両マーカー曲線 a、b 共に一致していることが認められる。

【 0 0 6 4 】

図 1 2 に、実排尿量と尿流量の関係を示す。曲線 c が実排尿量を示し、曲線 d が尿流量を示す。実排尿量（曲線 c）は、尿流量測定装置にて実排尿量を 1 秒毎に測定して得たものである。尿流量（曲線 d）は、尿流量測定装置にて測定した 1 秒ごとの実排尿量データより算出し、

$$(\text{尿流量}) = (\text{その時刻の実排尿量}) - (\text{1 秒後の実排尿量})$$

を移動平均処理して求めたものである。

図 1 3 で説明したように、本実施の形態の非侵襲尿量推定装置 3 0 で得られた推定蓄尿量と尿流量測定装置にて測定した実蓄尿量の傾向が一致する。このことから、本実施の形態の非侵襲尿量推定装置 3 0 を利用することにより、尿流量測定ウロフロメトリー検査と同様の、すなわち重要な尿流量曲線、排尿量、残尿量のデータを例えば、自宅のトイレにて被験者に気分的な負担を与えることなく求めることができる。

【 0 0 6 5 】

本実施の形態に係る排尿管理システム 5 1 によれば、自宅療養あるいは介護施設、病院などの施設に入っている患者の診断情報、排尿日誌などの有用な尿管理情報を、患者に負担なく且つ簡易に作成することが可能になる。そして、患者の主治医はこの尿管理情報によって、患者の蓄尿 / 排尿を管理することができる。これによって、排尿障害治療のレベルアップをもたらし、患者の Q O L (Quality of Life) 向上に確実に貢献すると共に、オムツ費用などの削減など医療経済にも有用ならしめる。

【 0 0 6 6 】

上述の非侵襲尿量推定装置 3 0 は、排尿障害や尿失禁の患者に対して、膀胱に溜まった蓄尿量を事前に感知し、本人または介護者、看護室等に知らせて排尿を促す場合にも適用できる。この場合は、図 8 の処理部において、尿量推定部、すなわち尿量推定回路 3 3 に、排尿が必要か否かを判定する判定回路を含ませる。この尿量推定回路 3 3 の後段に蓄尿量に応じて排尿の必要を知らせる通報手段を接続する。通報手段としては、音（音声を含む）、光、振動などによる警報手段、あるいはランプ表示手段で構成することができる。尿量推定回路 3 3 で尿量が危険値に達したときには、通知手段を通して患者本人あるいは介護人、あるいは看護室に知らせて、失禁を含む排尿障害を未然に防ぐことができる。

【 0 0 6 7 】

次に、より簡易にかつ精度よく蓄尿量を推定できる膀胱体積計算方法について説明する。

【 0 0 6 8 】

一般に膀胱内の尿量を測定するためには、尿道カテーテルや超音波による検査が行われている。特に非侵襲な方法として超音波による経腹超音波法が医療現場でも広く利用されている。しかし、それらの多くは、超音波診断装置を使った B モード法であり、計算精度を上げるためには、個人の膀胱形状を観察し、夫々に対して異なった補正係数を与える必要がある。また、患者や介護者が自宅で簡易に膀胱内の尿量を測定し、排尿管理を行うことは困難である。

【 0 0 6 9 】

一方、前述したセンサユニット 2 1 を用いた図 8 の尿量推定部 3 3 の例では、膀胱形状を A モード法で計測し、排尿管理を行っている。このときの膀胱体積計算法は、各センサ

10

20

30

40

50

22 から得た膀胱の前壁及び後壁間の距離を積算して体積を算出し、尿量を推定するもので、個人ごとに補正係数を設定する必要がある。

【0070】

本発明に係る膀胱体積計算方法は、少数のセンサ（超音波振動子）から A モード法によって、膀胱形状の情報を効率よく得て、膀胱の形状変化に対応し、かつ個人毎の補正係数を設定することなく、膀胱の体積を計算する方法である。本膀胱体積計算方法は、膀胱を円錐台の集合に近似して体積を推定する円錐台近似法である。即ち、本膀胱体積計算方法は、三角形形状のセンサユニット 21 を用いた場合、その底辺に配置した 5 個のセンサ 22 を用いて、膀胱の基準断面積を計測し、他の 7 個のセンサ 22 を含めた情報から膀胱高さや奥行きを計測し、円錐台の集合に近似して体積を推定する。膀胱の基準断面積は、恥骨上部に対応する位置での膀胱の水平断面積とし、上記底辺の 5 個のセンサの情報から計測される。

10

【0071】

以下に詳述する。膀胱は、蓄尿量の増加に伴い、腹膜を押し上げて膨張する。因みに、残尿量を測定する際、最も広く使用されているのが経腹超音波法である。経腹超音波法では、超音波プローブを下腹部に当て、腹膜と恥骨の隙間より水平断面と矢状断面の 2 種類の B モード画像を取得する。この水平断面での長径 W、矢状断面での頭尾径 H、矢状断面での腹背径 D から膀胱を楕円球に近似して数 3 により算出する（図 14 A, B 参照）。

【0072】

【数 3】

20

$$V = WDH\pi / 6$$

V:膀胱の体積

しかし、この方法では、膀胱の変形等により、18%程度の誤差が生じる。

【0073】

これに対して、本発明に係る膀胱体積計算方法は、A モード計測にて膀胱体積を推定する。図 15 に、センサ（超音波振動子）で取得した膀胱の A モード波形を示す。本発明では、夫々のセンサから、図示のような受信波形（A モード波形）を得て、膀胱の前壁位置及び後壁位置を計測する。得られた膀胱情報から膀胱を円錐台の集合に近似して膀胱の体積を推定する円錐台近似法を提案する。

30

【0074】

各円錐台の体積を計算するためには、数 4 に示すように、それぞれの底面と上面の面積、さらに高さが必要である。

【0075】

【数 4】

$$V_i = \left(S_i + S_{i+1} + \sqrt{S_i S_{i+1}} \right) \Delta h / 3$$

40

S_i :底面の面積

S_{i+1} :上面の面積

V_i :円錐台の体積

【0076】

底面と上面の面積を求めるためには、図 16 A に示すように、センサユニット 71 の水平に並べた複数のセンサ 72 で得られた膀胱壁情報から三角形の重ね合わせに近似して面

50

積 S_0 を求める。また、高さを求めるためには、図 16 B に示すように、縦に位置したセンサ 72 によって、膀胱の各高さ h が求められる。例えば、図 16 B のように縦に位置した複数のセンサ 72 からの超音波が平行に発振する場合には、縦に位置した複数のセンサ 72 の間隔によって、膀胱の高さ h を求める。さらに、夫々の高さにおける奥行き D_i も計測する。ここで、夫々の底面と上面の面積を少ないセンサにて計算するために、図 17 に示すように、ある 1 つの基準面の水平断面積と各基準面からの高さでの奥行きを利用して、数 5 により計算する。図 16 A , B において、73 は膀胱、74 は恥骨を示す。

【0077】

【数5】

$$S_i = S_0 \left(\frac{D_i}{D_0} \right)^2$$

10

【0078】

また、図 17 に示すように、センサ 72 の外にあって観測できない膀胱体積に関しては、膀胱上部 73 A を円錐と仮定し、恥骨に隠れる膀胱底部 73 B を半球と仮定する。そして、これらの各円錐台の膀胱部分 73 C、膀胱上部 73 A 及び膀胱底部 73 B の体積を積算して数 6 により全体の膀胱体積 V_{cal} を算出する。73 は全体の膀胱を示す。

20

【0079】

【数6】

$$V = \sum V_i$$

【0080】

次に、恥骨上部に対応する位置の膀胱の水平断面積を、基準面に設定した理由について説明する。円錐台近似法を用いる場合、数 5 により各膀胱高さにおける奥行きから、夫々の水平断面積を推定するため、膀胱のどの高さの水平断面を基準とするかが重要となる。基準面となる水平断面積 S_0 を求めるため、CT 画像を利用した検討を行った。

30

【0081】

図 18 に、男性患者（患者 A）の腹部 CT 画像を示す。符号 73 は膀胱を示す。骨盤内の膀胱底部（f）0 mm から膀胱上部（a）30 mm まで 6 mm 間隔で膀胱 73 の水平断面を観察した。膀胱 73 の水平断面の形状は、徐々に変化させながら主に腹部にせり出すように膨張し、膀胱中間部（c）18 mm で最大面積となった後、僅かに収縮し、膀胱上部（a）に達している。この CT 画像から、画像解析ソフト Scion-image を用いて基準となる面積及び各水平断面における奥行きを計測し、実際の膀胱体積と比較する。基準となる水平断面として、腹膜や体位等の影響が少ないと考えられる恥骨上部の水平断面 S_{pubic} （e）と、経腹超音波法等で利用される最大水平断面 S_{max} （c）の 2 種類について、夫々の膀胱体積 V_{cal} を計算し、実体積 V_{true} と比較する。

40

【0082】

表 1 に計算結果を示す。男性患者（患者 A）に加え、女性患者（患者 B）についても同様の方法で膀胱体積の計算を行った。いずれの場合も、恥骨上部の水平断面 S_{pubic} を基準とした方が、誤差が少ない結果となった。本発明では、この表 1 の結果から恥骨上部の水平断面 S_{pubic} を基準面とするものである。

【0083】

【表 1】

	V_{true}	V_{cal} (誤差)	
		S_{pubic}	S_{max}
患者A	154.7	146.2 (5.4)	135.5 (12.4)
患者B	118.5	127.2 (-7.3)	88.5 (25.3)

10

$$\text{誤差} = (V_{true} - V_{cal}) / V_{true} (\%)$$

【0084】

次に、本発明の円錐台近似法による膀胱体積計算方法の妥当性について検証する。本方法の妥当性を確かめるため、エコー画像による検証を行った。健常者の異なる尿量の膀胱について、超音波診断装置を用いて膀胱の異なる高さでの水平断面エコー画像を撮影し、上記CT画像と同様にして、恥骨上部の水平断面 S_{pubic} 、及び最大水平断面 S_{max} の2つを基準として本方法を適応し、膀胱体積を計算した。

20

【0085】

81mlから454mlの異なる尿量膀胱19例を測定し、1つの膀胱に対し6～12枚程度のエコー画像を取得した。被験者は仰臥位にてエコー画像取得後、5分以内に排尿を行い、排尿量を測定した。排尿後、再び超音波診断装置にて残尿検査を行い、残尿がないことを確認している。測定した排尿量は、撮影したエコー画像における膀胱の実体積とほぼ等しい。

【0086】

図19に、膀胱の実体積 V_{true} と、恥骨上部を基準として計算した膀胱体積 V_{pubic} 、及び最大水平断面を基準として計算した膀胱体積 V_{max} を示す。図中の実線は実体積と計算された体積が一致する直線である。印は V_{pubic} 、印は V_{max} である。この図19から、実体積と計算された体積は、よく一致していることが分かる。すなわち、膀胱を円錐台に近似する本膀胱体積計算方法は、膀胱体積を精度よく推定することができることを示唆している。恥骨上部の水平断面を基準とする場合(印)は、更に精度がよい。

30

【0087】

表2に、夫々の平均絶対誤差と標準偏差を示す。恥骨上部の水平断面を基準とした場合の誤差率10.4%に対して、最大水平断面を基準とした場合は、18.1%と誤差が大きい。つまり、エコー画像による検討においても、本膀胱体積計算方法を適応する際、恥骨上部の水平断面を基準とする方が、精度のよい体積計算ができることが確認できる。

40

【0088】

【表 2】

	S_{pubic}	S_{max}
平均絶対誤差	10.4±12.3	18.1±19.7

【0089】

本発明では、本膀胱体積計算方法が適用されるセンサユニットとして、センサ数の少な

50

い前述の図 1 に示すセンサユニット 2 1 を用いることができる。図 2 0 及び図 2 1 に、本膀胱体積計算方法が適用されるセンサユニット 2 1 の角度 θ_1 、 θ_2 を特定した一具体例、特に各センサ 2 2 から発振される超音波の軌跡の一例を示す。センサユニット 2 1 は、前述の図 1 に示すように、1 2 個の超音波振動子によるセンサ 2 2 (1) ~ 2 2 (1 2) が三角形をなすように配置されている。各センサ 2 2 (1) ~ 2 2 (1 2) は、それぞれ異なる角度 θ_1 、 θ_2 を付けて配置される。2 5 は膀胱、2 6 は恥骨、2 7 は腹膜を示す。

【 0 0 9 0 】

1 に関しては、センサ 2 2 (8) 及び 2 2 (1 2) が 7.5° 、センサ 2 2 (9) 及び 2 2 (1 1) が 5° 、センサ 2 2 (6) 及び 2 2 (1 0) が 0° である。さらに、センサ 2 2 (5) 及び 2 2 (7) が 5° 、センサ 2 2 (4) 及び 2 2 (3) が 7.5° 、センサ 2 2 (1) 及び 2 2 (2) が 7.5° である。

10

【 0 0 9 1 】

2 に関しては、センサ 2 2 (1) が 5° 、センサ 2 2 (2) が 10° 、センサ 2 2 (3) が 5° 、センサ 2 2 (4) が 12.5° である。センサ 2 2 (5) ~ 2 2 (7) が 10° 、センサ 2 2 (8) ~ 2 2 (1 2) が 5° である。

【 0 0 9 2 】

なお、図 2 0 及び図 2 1 に示す各センサ 2 2 の角度 θ_1 、 θ_2 は、一具体例に過ぎず、前述の θ_1 の最大が 12.5° 程度、 θ_2 の最大が 10° 程度の範囲内で、センサユニットの設計に応じて適宜変更し得る。また、図 1 のセンサユニット 2 1 のセンサ 2 2 の個数、配置も、後述するように、センサユニットの設計に応じて適宜変更し得る。

20

【 0 0 9 3 】

センサ 2 2 (1) ~ 2 2 (1 2) の周波数は 3MHz 、直径は 10mm とした。センサユニット 2 1 は、駆動ドライバに接続され、駆動ドライバにより 1 2 個のセンサ 2 2 に順次パルス信号を与えて超音波を発信し、同じセンサ 2 2 にて受信した反射波のエネルギーレベルを保存する。三角形の最下段に横一列に配置された 5 個のセンサ 2 2 (8) ~ 2 2 (1 2) が、放射状に超音波を発振・受信し、恥骨上部に対応する位置の膀胱の水平断面を捉える。センサ 2 2 (1) ~ 2 2 (7) は、高さ方向に異なる角度 θ_2 を付けて縦に配置されており、膀胱の高さ情報と、夫々の高さにおける奥行き情報を捉える。また、センサ 2 2 (5) ~ 2 2 (7) は、最下段の 5 個のセンサ 2 2 (8) ~ 2 2 (1 2) が膀胱後壁の大きな変形等で水平断面を捉えられなかった際に、最下段のセンサ 2 2 (8) ~ 2 2 (1 2) とは異なる角度で水平断面積を捉えるセンサとしても用いられる。これらのセンサ 2 2 によって、膀胱の円錐台近似を可能にする。

30

【 0 0 9 4 】

膀胱体積を各円錐台体積の集合として捉える際の各円錐台の高さ h は、基準面からの各膀胱高さ h_i 、 h_{i+1} 、 h_{i+2} 、 h_{i+3} 、 \dots としたとき、各膀胱高さの差分で規定される。つまり、各 h は、 $(h_{i+1}) - (h_i) = h$ 、 $(h_{i+2}) - (h_{i+1}) = h$ 、 $(h_{i+3}) - (h_{i+2}) = h$ 、 \dots となる。

【 0 0 9 5 】

ここで、膀胱の各高さ h (数 4 の h に相当) は、一例として次のように規定することができる。図 2 1 に示すように、先ず、4 段目のセンサ 2 2 [(8) ~ (1 2)] から 5° の角度で発振されて膀胱 2 5 を前壁及び後壁を横切る超音波の軌跡を基準線とする。次に、例えばセンサ 2 2 [(5) ~ (7)] から 10° の角度で発振されて膀胱 2 5 を前壁及び後壁を横切る超音波の軌跡と、膀胱 2 5 の後壁との交点を基準にして、この交点から基準線と平行する 5° の角度で延長する延長線を求める。この延長線と上記基準線との間の高さが h となる。同様に、センサ 2 2 (4) から 12.5° の角度で発振されて膀胱 2 5 を前壁及び後壁を横切る超音波の軌跡と、膀胱 2 5 の後壁との交点を基準にして、この交点から基準線と平行する 5° の角度で延長する線を求める。同様に、センサ 2 2 (3) から 5° の角度で発振されて膀胱 2 5 を前壁及び後壁を横切る超音波の軌跡による線を求める。この線は基準線と平行する。同様に、センサ 2 2 (2) から 10° の角

40

50

度で発振されて膀胱 25 を前壁及び後壁を横切る超音波の軌跡と、膀胱 25 の後壁との交点を基準にして、この交点から基準線と平行する 5° の角度で延長する線を求める。同様にして、センサ 22 (1) から 5° 角度で発振されて膀胱 25 を前壁及び後壁を横切る超音波の軌跡による線を求める。この線は基準線と平行する。膀胱の各高さ h は、最下段のセンサからの超音波軌跡を基準線として、この基準線と縦方向に配列された各センサからの超音波で得られる基準線と平行する各線との相互に隣り合う線間の間隔で規定される。

【0096】

膀胱の各高さ h の設定の方法は、上例の他に、例えば超音波と膀胱前壁との交点を基準に、この交点から基準線と平行する延長線を求めるようにして、 h を設定する方法等、種々の設定方法が考えられる。この h は、少なくとも、角度の異なる各センサ 22 からの超音波に基いて求められるものである。

10

【0097】

本発明の膀胱体積計算方法の臨床における有用性を検証した。検証は、健常者 9 名 (男性 5 名、女性 4 名) の膀胱 61 例について、図 20 及び図 21 のセンサユニット 21 にて測定を行い、円錐台近似法で膀胱体積を計算した。センサユニット 21 には音響結合剤であるエコーゲルを塗布し、仰臥位の被験者の腹部に、三角形の底辺側が恥骨 26 上部から膀胱 25 を捉えられるようにセンサユニット 21 を装着した。図 22 にセンサユニット 21 の 12 個の全センサ 22 にて得られる受信波形 (A モード波形) を示す。

20

【0098】

この受信波形にて得られる膀胱壁情報から膀胱体積を計算する。また、計算した膀胱体積と比較検証するために、センサユニット 21 にて測定後、5 分以内に尿流量測定装置に排尿し、実排尿量を測定した。その後、超音波診断装置にて残尿がないことを確認した。すなわち、実排尿量は、排尿直前の膀胱内の実尿量とほぼ等しい。図 23 に、膀胱内の実尿量と、センサユニット 21 の受信波形から円錐台近似法にて膀胱体積を算出し、推定した尿量とを示す。測定した実尿量の範囲 $44\text{ ml} \sim 506\text{ ml}$ において、実尿量と推定尿量は良く一致しており、相関係数は 0.96 であった。

【0099】

実尿量 44 ml から 506 ml の膀胱について、円錐台近似法で得た尿量推定との平均絶対誤差は 14% 、標準偏差は 20.8 であった。この結果、本膀胱体積計算方法の有用性が確認された。

30

【0100】

上述の円錐台近似法による本膀胱体積計算方法は、センサユニットのセンサ総数、各段の配置数に拘わらず成り立つものである。本方法が適用されるセンサユニットのセンサは、の 12 個に限らず、必要に応じて適宜設定することができる。センサユニットの形状としては、膀胱底部形状を捉える X 方向 (底辺部) と頂部を捉える Y 方向にセンサを配置した逆 T 字型とすることができる。

【0101】

次に、上述の本膀胱体積計算方法を用いた本発明に係る非侵襲尿量推定装置の他の実施の形態を説明する。本実施の形態では、センサユニットとして前述の図 1 に示すセンサユニット 21 が用いられる。本実施の形態に係る非侵襲尿量推定装置は、センサユニット 21 と、このセンサユニット 21 のセンサ群の各センサから発振させた超音波の膀胱壁からの反射超音波を検出し、演算して膀胱体積を求め尿量を推定する処理部とを備える。図示しないが、この処理部では、センサユニット 21 の各センサ 22 [(1) ~ (12)] で受信する膀胱の前壁及び後壁の位置情報となる受診波形、すなわち A モード波形に基いて円錐台近似法で膀胱体積を計算する演算部を有する。

40

【0102】

この演算部では、次のような計算 (演算) が行われる。センサユニット 21 の縦方向の各段のセンサ行 221 ~ 224 の複数のセンサ 22 での A モードの受信波形により各膀胱高さにおける膀胱の奥行き D_i を計測する。各膀胱高さとは、下記基準面からの各膀胱高

50

さに相当する。恥骨上に対応する最下段の5個のセンサ22[(8)~(12)]で膀胱の基準面となる水平断面積 S_0 と基準面での膀胱の奥行き D_0 を計測する。基準面の水平断面積 S_0 と、各膀胱高さでの奥行き D_i を用いて、上述の[数5]により計算して各膀胱高さ位置における膀胱の水平断面積 S_i を求める。各膀胱高さの差分で規定される各高さ h で切断した各膀胱の円錐台体積 V_i を、夫々の底面と上面の水平断面積 S_i 、 S_{i+1} と高さ h とから上述の[数4]により計算して求める。恥骨に隠れる膀胱底部は半球体積と推定し、膀胱最上部は円錐体積と推定して、この半球体積及び円錐体積を計算して求める。そして、各円錐台体積、半球体積及び円錐体積を積算して全体の膀胱体積を算出する。

本実施の形態に係る非侵襲尿量推定装置によれば、膀胱体積を円錐台近似法で求めて、尿量を推定する処理部を備えることにより、少尿量から多尿量まで広い範囲にわたって、より高精度に実尿量に近い尿量を推定することができる。

【0103】

次に、かかる膀胱体積計算方法を適用した非侵襲尿量推定装置を備えた本発明に係る排尿管理システムの他の実施の形態について説明する。本排尿管理システムは、図11のブロック構成と同様に、上記の本膀胱体積計算方法を適用した非侵襲尿量推定装置と、この非侵襲尿量推定装置からの計測データを処理し保存するデータ処理・データ保存装置を有する排尿データ記録装置を備える。さらに、本排尿管理システムは、排尿データ記録装置から送られた排尿時刻、排尿量を含む排尿情報を解析して、診断情報と排尿日誌を含む尿管理情報を得、かつ保存する排尿データ解析装置を備える。非侵襲尿量推定装置は、上記したセンサユニット21及び処理部を有する。排尿データ記録装置には、時計装置も有する。

【0104】

前述と同様に、診断情報は、排尿データ記録装置から送られる排尿情報を解析して得られた、連続計測による尿流量曲線データ、少量時の精度を確保することで得られる残尿量、最大尿流量、排尿に要した排尿時間などを含む。排尿日誌は、排尿回数、排尿量、排尿時刻(日時)などの項目を有する

排尿データ解析装置は、データ処理装置に送られる時系列のデータにより、連続計測による尿流量曲線データを取得できる尿流量曲線データ取得機能を有する。また、少量時の精度を確保することで得られる残尿量を取得する残尿量計測機能を有する。

【0105】

本排尿管理システムでは、上述の図11を用いて説明したと同様にして、排尿データ解析装置からの排尿管理情報に基づいて、患者の蓄尿/排尿管理が行われる。

【0106】

本実施の形態に係る排尿管理システムによれば、膀胱体積を円錐台近似法で求めて尿量を推定する処理部を備え、より正確な尿管理情報を算出することができるので、さらに適切な患者の蓄尿/排尿管理の実用化を図ることができる。

【0107】

上述した円錐台近似法により膀胱体積を推定する非侵襲尿量推定装置を適用することにより、有用な情報を加えた排尿日誌の自動記録を自宅で簡単に、しかも患者に負担なく作成することが可能になる。本膀胱体積計算方法は、前述した排尿管理システムの更なる実用化を促進させることができる。

【符号の説明】

【0108】

21・・・非侵襲尿量推定センサユニット、22・・・センサ、23・・・センサ群、24・・・超音波、25・・・膀胱、26・・・恥骨、27・・・腹膜、28・・・隙間、30・・・非侵襲尿量推定センサユニット装置、31・・・処理部、32・・・膀胱形状測定部、33・・・尿量推定部、45・・・発信制御部、46・・・信号処理部、51・・・マルチプレクサ、52・・・超音波発信アンプ、53・・・超音波受信アンプ、54・・・パルス発信回路、55・・・パルス制御回路、56・・・信号処理回路

10

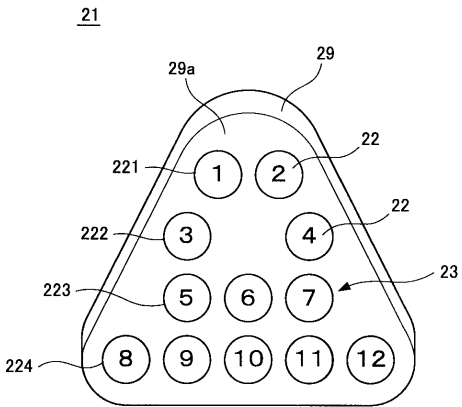
20

30

40

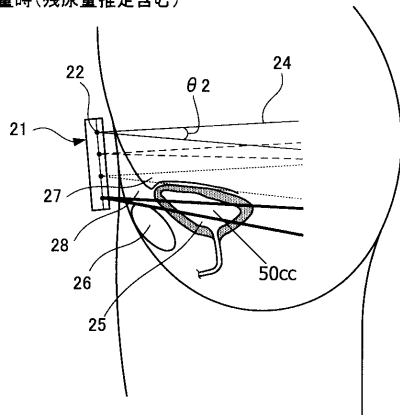
50

【 図 1 】



【 図 2 】

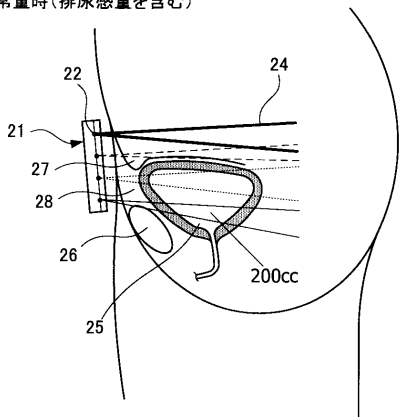
少量時(残尿量推定含む)



測定範囲(横から)

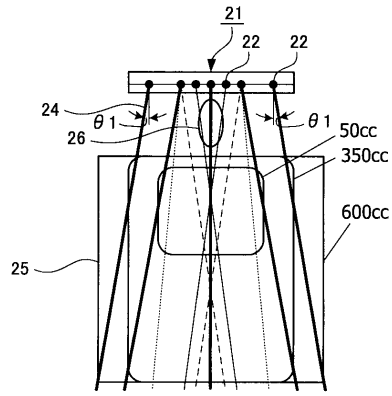
【 図 4 】

通常量時(排尿感量を含む)



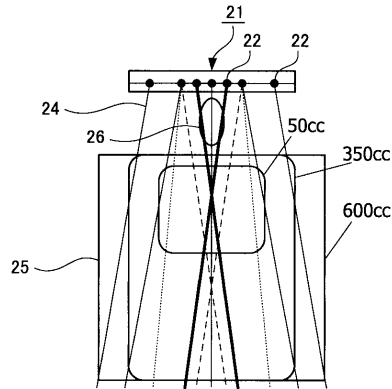
測定範囲(横から)

【 図 3 】



測定範囲(上から)

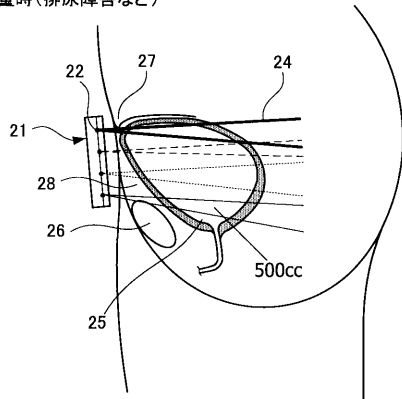
【 図 5 】



測定範囲(上から)

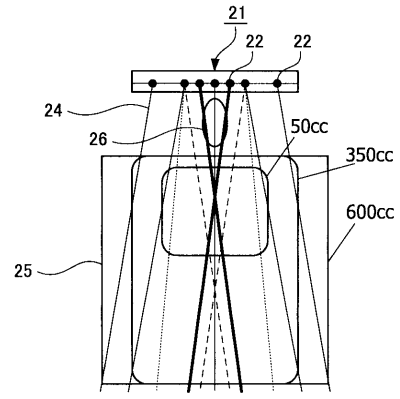
【 図 6 】

多量時(排尿障害など)



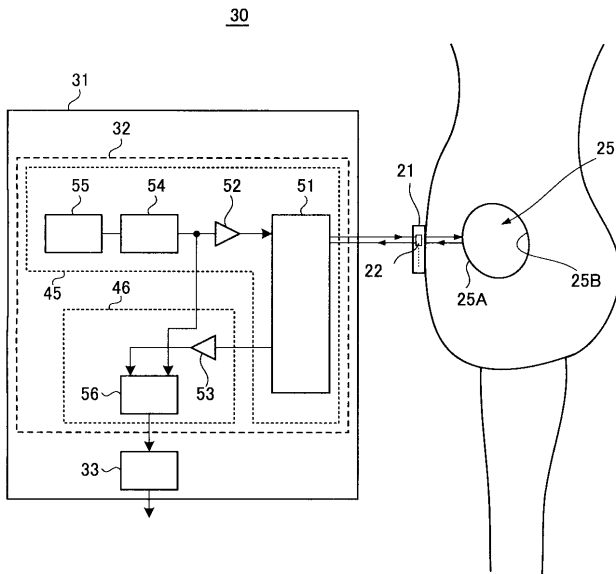
測定範囲(横から)

【 図 7 】

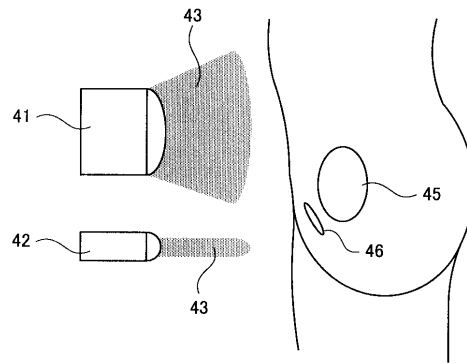


測定範囲(上から)

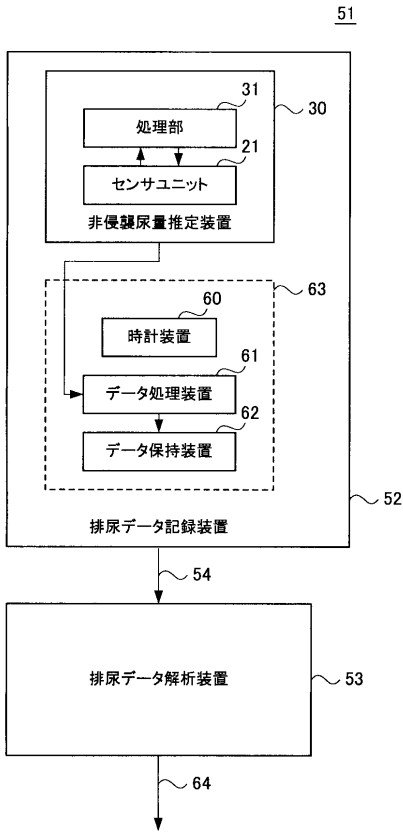
【 図 8 】



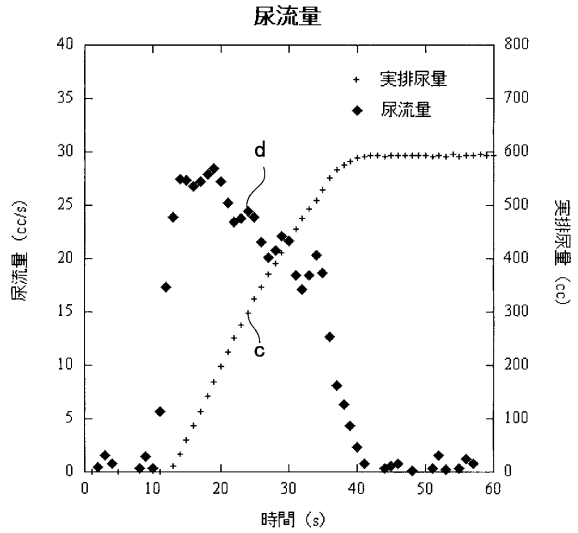
【 図 9 】



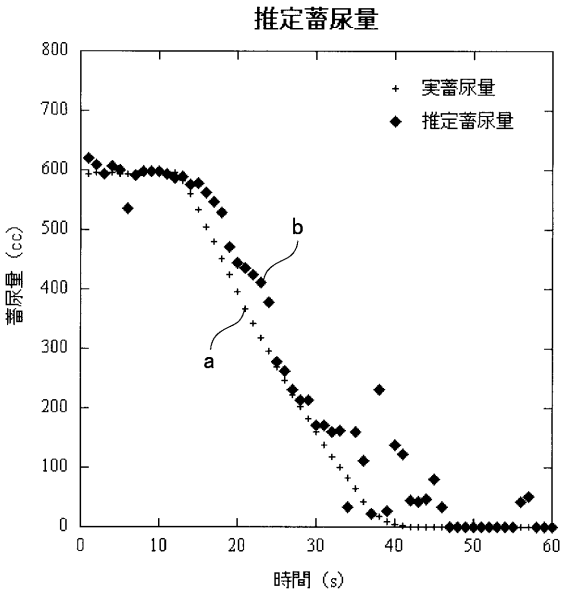
【図 1 1】



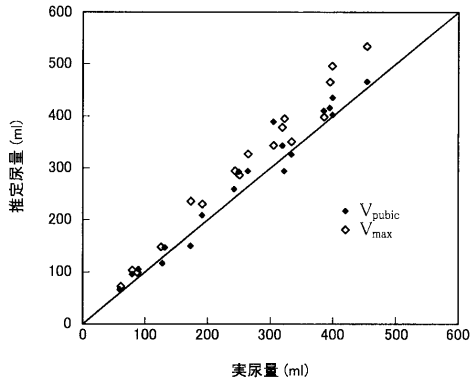
【図 1 2】



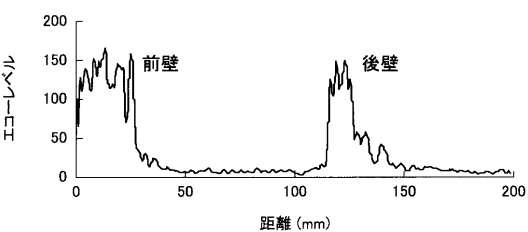
【図 1 3】



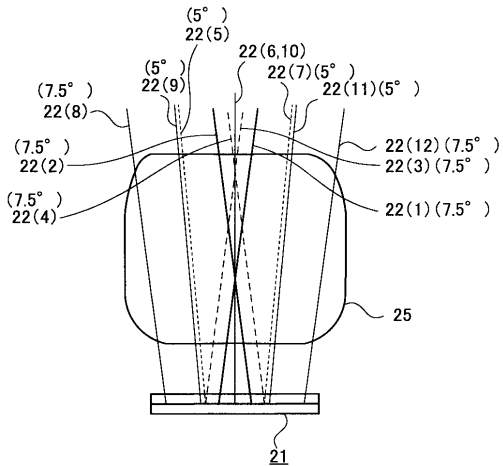
【図 1 9】



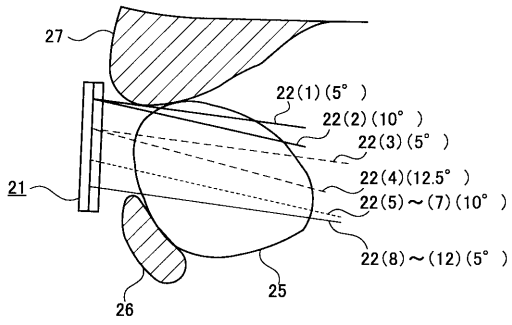
【図 1 5】



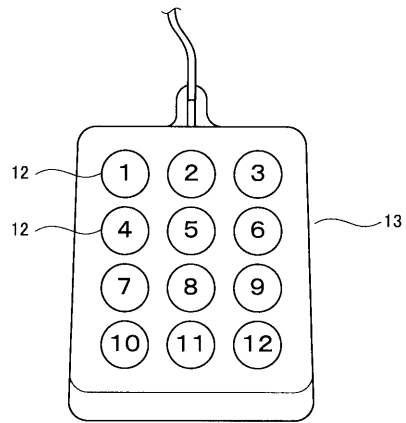
【図 2 0】



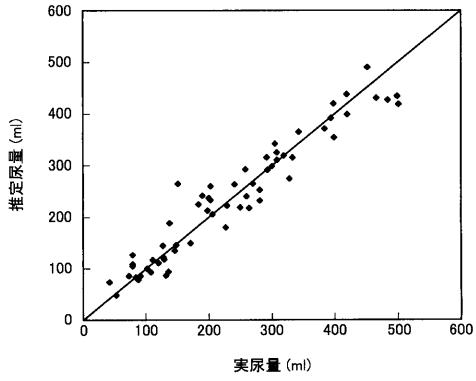
【図 2 1】



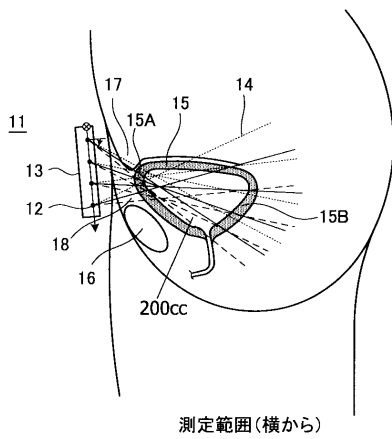
【図 2 4】



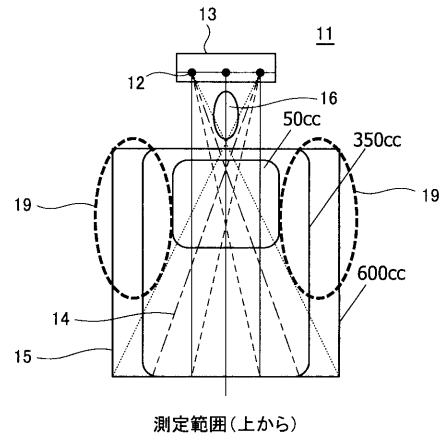
【図 2 3】



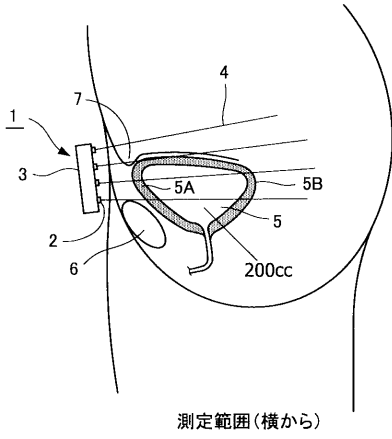
【図 2 5】



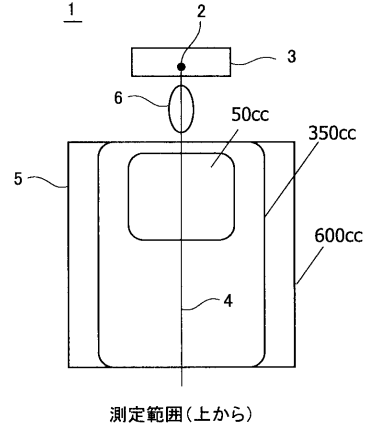
【図 2 6】



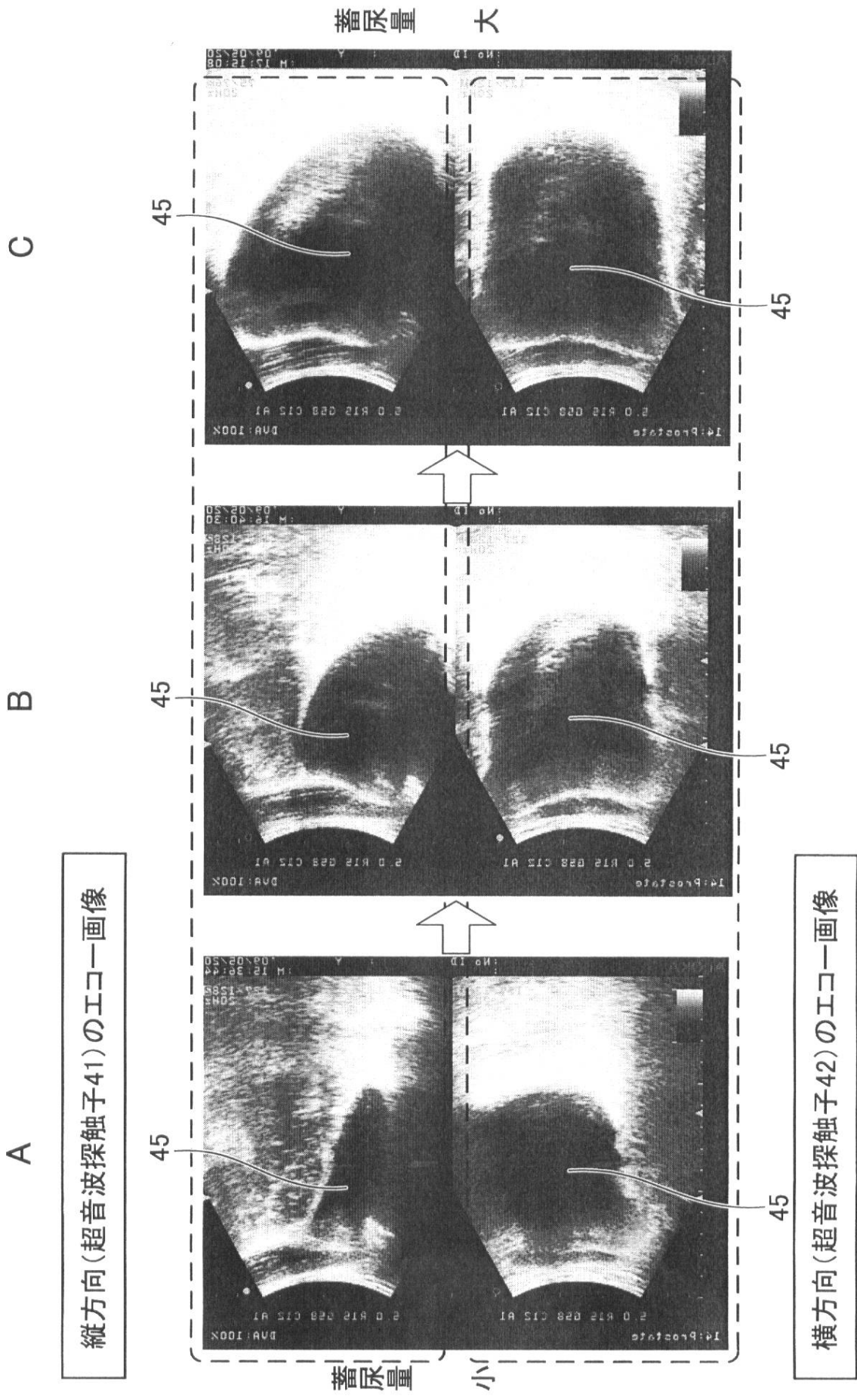
【図 27】



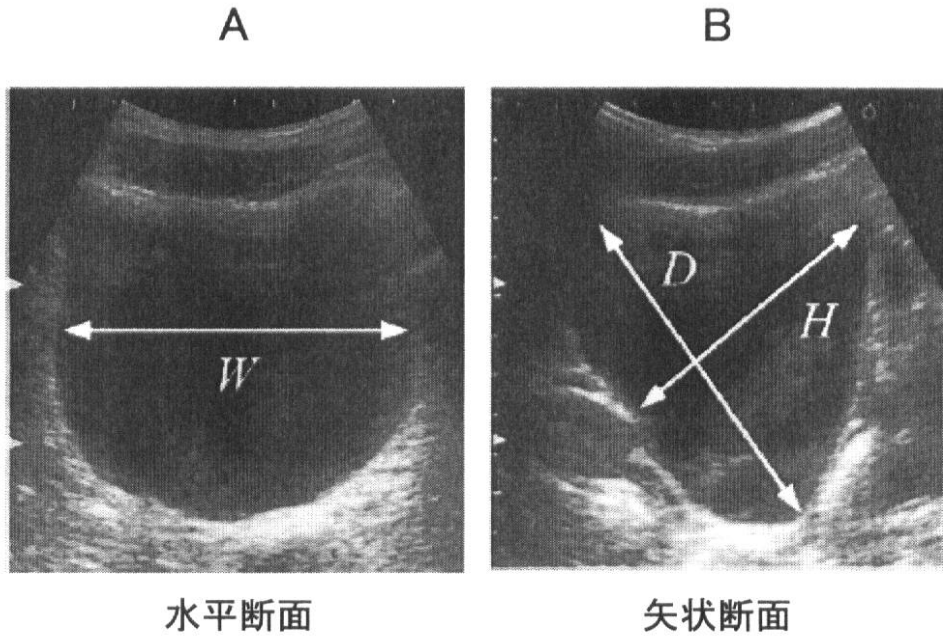
【図 28】



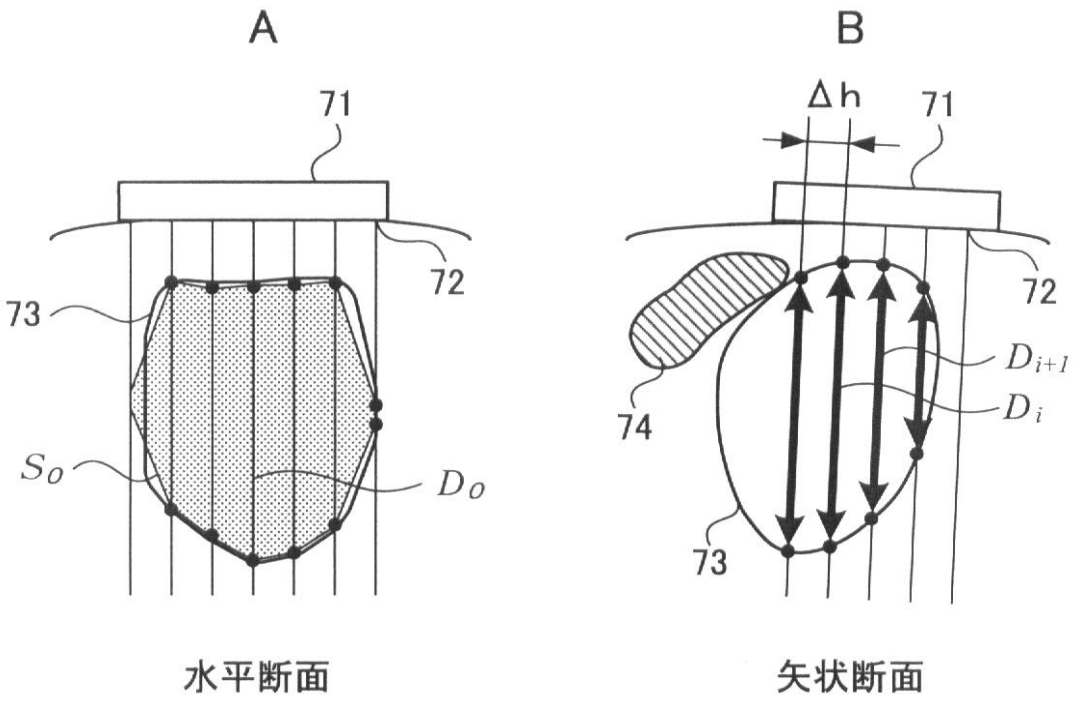
【図10】



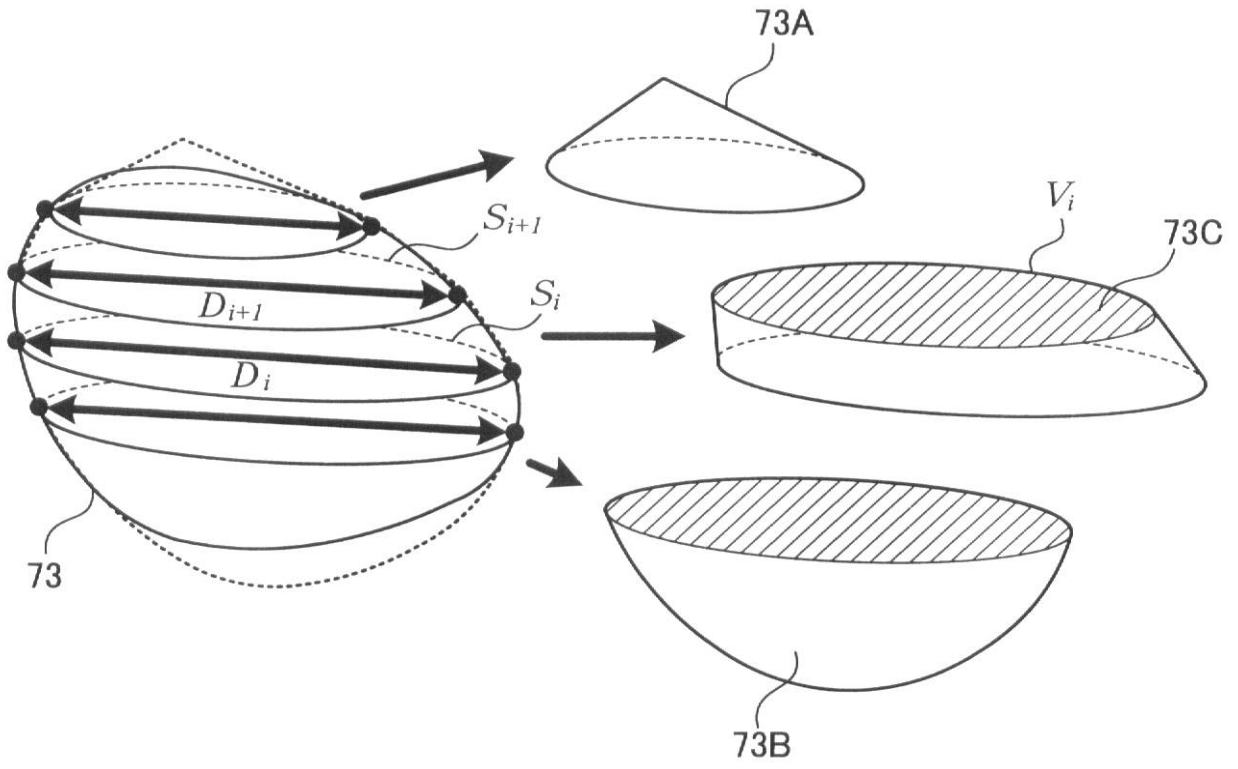
【图 1 4】



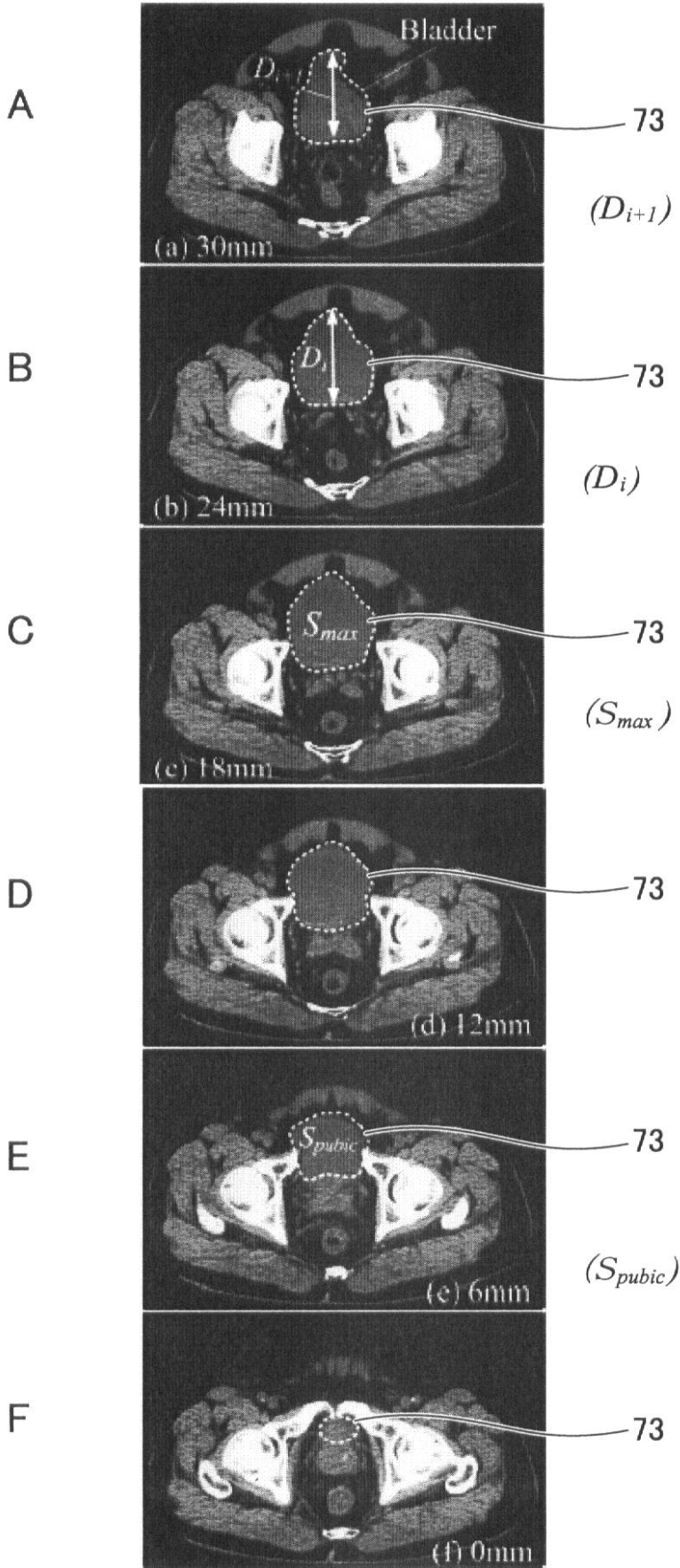
【图 1 6】



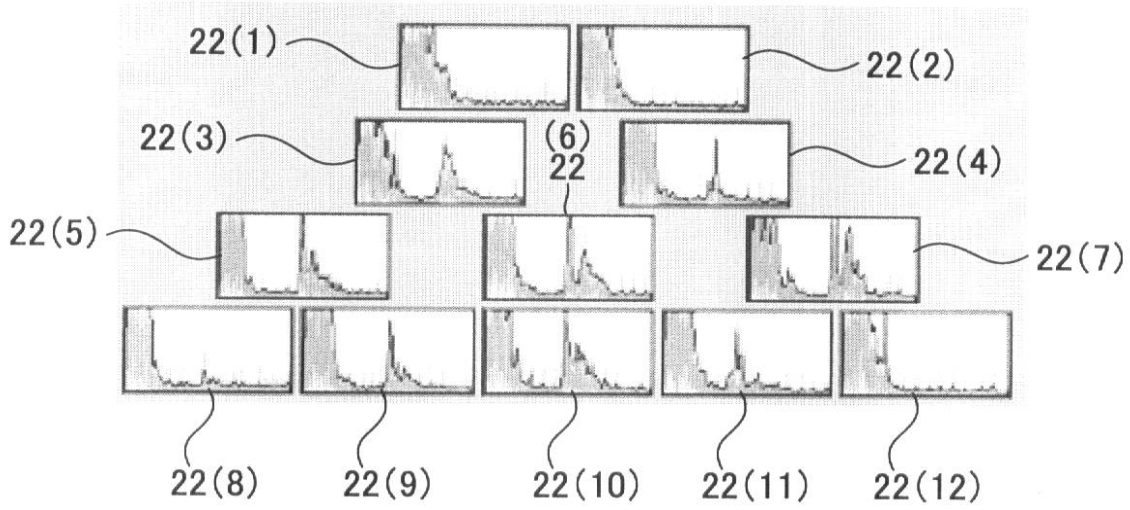
【図 17】



【 図 18 】



【 図 2 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 野口 満

長崎県長崎市文教町1番14号 国立大学法人長崎大学内

(72)発明者 田中 玲子

長崎県長崎市文教町1番14号 国立大学法人長崎大学内

(72)発明者 犬塚 勝利

長崎県長崎市旭町8番23号 サイエンスリサーチ株式会社内

(72)発明者 島田 隆史

福岡県田川郡福智町赤池474-117 株式会社オンガエンジニアリング内

Fターム(参考) 4C038 DD06

4C601 BB03 DD01 DD30 EE05 GB09 GB26 JB38

专利名称(译)	无创尿量估计传感器单元，无创尿量估算装置和排尿管理系统		
公开(公告)号	JP2011183142A	公开(公告)日	2011-09-22
申请号	JP2010200206	申请日	2010-09-07
[标]申请(专利权)人(译)	科学研究 ONGA工程		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人长崎 科技研究公司 有限公司ONGA工程		
[标]发明人	阿部貴志 野口満 田中玲子 犬塚勝利 島田隆史		
发明人	阿部 貴志 野口 満 田中 玲子 犬塚 勝利 島田 隆史		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/20		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/20		
F-TERM分类号	4C038/DD06 4C601/BB03 4C601/DD01 4C601/DD30 4C601/EE05 4C601/GB09 4C601/GB26 4C601/JB38		
优先权	2010026985 2010-02-09 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种非侵入式收集尿量估计传感器单元和一种无创收集尿量估计装置，能够在从小的收集尿量到大量的宽范围内高精度地估计收集的尿量。收集尿量，并且还提供排尿管理系统，用于利用该非侵入性收集尿量估计装置容易地管理患者的尿液收集/非排尿。解决方案：非侵入式收集尿量估计传感器单元21由具有超声波振动器的多个传感器22组成，并且具有设置为该布置的传感器组23和超声发射角，使得每个传感器可以检测囊状。非侵入式收集尿量估计装置包括该非侵入性收集尿量估计传感器单元21和用于通过检测从膀胱反射的超声波测量膀胱的三维形状来估计尿量的处理部分。超声波从该传感器单元21振荡

