

ウロダイナミクス研究用下部尿路シミュレーション モデル作製の研究

---流体力学からみた理論的検討---

京都府立医科大学泌尿器科学教室 (主任: 渡辺 決教授)

大西 克実, 沖原 宏治, 田中 稔之, 渡辺 真

速水 久嗣, 大江 宏, 渡辺 決

東北大学工学部機械工学第2学科教室 (主任: 前川一郎教授)

横堀 寿光, 佐々木 茂

A STUDY OF THE SIMULATION MODEL OF THE LOWER URINARY TRACT FOR URODYNAMICS (THE FIRST REPORT)

—THEORETICAL EVALUATION OF HYDRODYNAMIC MODEL—

Katsumi Ohnishi, Kouji Okihara, Toshiyuki Tanaka,
Makoto Watanabe, Hisashi Hayami, Hiroshi Ohe
and Hiroki Watanabe

From the Department of Urology, Kyoto Prefectural University of Medicine

Toshimitsu Yokobori and Shigeru Sasaki

From the 2nd Department of Mechanical Engineering, Tohoku University

From the view point of urodynamics, the lower urinary tract might be able to be simulated by a hydrodynamic model, consisting of a spherical balloon corresponding to the bladder and a circular tube to the urethra. In this hydrodynamic model, the diameter of the tube corresponding to the posterior urethra was assumed to become smaller with increase of the prostatic pressure according to the development of BPH. On this assumption, Bernoulli's equation might be adopted. Because of the turbulent flow in the tube, the velocity of flow was expressed as a function of the invariants, which indicated the pressure in the balloon, the respective lengths and diameters of narrow tube and wide tube, coefficients due to pipe friction, pipe fitting and pipe enlargement.

The findings suggested that the smaller the diameter of the narrow tube, the smaller the flow volume showed with the development of BPH. In conclusion the urodynamics in the lower urinary tract could be simulated quantitatively by this model. The study may lead to the development of the urodynamic simulation model for the lower urinary tract.

(Acta Urol. Jpn. 37: 1249-1253, 1991)

Key words: Urodynamics, Simulation model, Lower urinary tract, Hydrodynamics

緒 言

今回, 排尿動態を解明するための膀胱・前立腺・尿道シミュレーションモデル作製の前段階として, まず理論的流体力学モデルの検討を行い興味ある知見を得たので, 若干の文献的考察を加えて, 報告する。

方法 (理論) および結果

引張り実験の弾性率の点からみると, 正常前立腺組織と肥大症外科的被膜の物理的性質は等しいので, 正常前立腺, 肥大症前立腺が同じゴムのような弾性体 (外科的被膜) で包まれていて, 内部 (腺腫) は均一

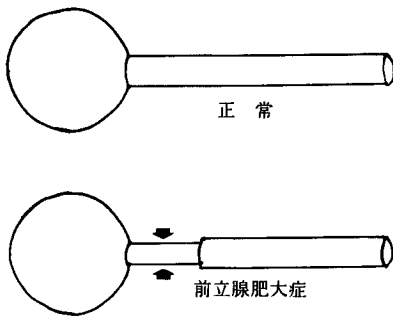


Fig. 1. The simulation model of the lower urinary tract.

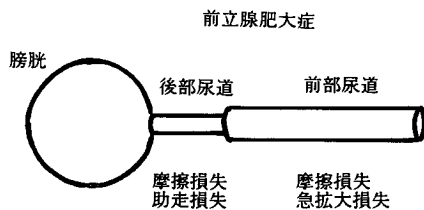


Fig. 2. The loss in the model

な半流動体であると仮定すると、正常前立腺が肥大症前立腺になっていく過程は、しぼんだゴム風船が膨らんでいく過程にシミュレーションできる¹⁻³⁾。すなわち、風船が膨らむほど理論的に風船の内圧は高くなることから、肥大症が進行するほど風船モデルの中央を走行する尿道にかかる圧力は強くなる³⁾。

そこで、排尿時の下部尿路を非常にシンプルにシミュレーションしたモデルを考えた (Fig. 1)。すなわち、膀胱を球状の貯水槽、尿道を水の流れる円柱の管と仮定した。正常では尿道全体の径は常に同じであるとし、肥大症が進行すると前立腺内圧の上昇のため後部尿道は圧迫されてその径が徐々に小さくなると仮想した。しかも肥大症が進行しても後部尿道は常に円柱の形状をそのまま保つと考えた。

肥大症後部尿道に相当する流出管モデルにおいて、流れが乱流であるため摩擦による損失と助走区間による損失を生じる。ただし、助走区間とは流れが管内一様の乱流状態になるまでの距離をいう。さらに肥大症前部尿道の流出管モデルにおいては、摩擦による損失以外に急拡大による損失を生じる (Fig. 2)。

これらのことをもとにして考えると、太い管出口の流出速度は、貯水槽内圧、径の異なる2つの管のそれぞれの長さ、管摩擦係数、助走区間損失係数および急拡大損失係数を factors とする関数で表せる。さらに流出量も、流出速度に管出口の断面積を乗じた

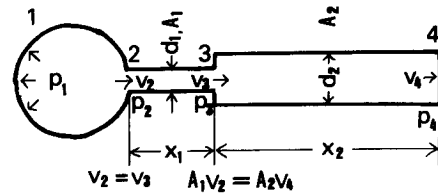


Fig. 3. The hydrodynamic model

ものであるから、流出速度と同じ因子の関数で表せる。

そこで、細い管、太い管の長さをそれぞれ x_1 , x_2 、径をそれぞれ d_1 , d_2 、さらに断面積をそれぞれ A_1 , A_2 とし、また区間1から4において、内圧 p および管内速度 v をそれぞれナンバリングする (Fig. 3)。

区間1と2において、内圧 (p) と流出速度 (v) との関係を示す Bernoulli の式

$$\frac{v}{2g} + \frac{p}{\rho g} = \text{一定}, \quad g: \text{重力加速度}, \quad \rho: \text{密度から}$$

$$\frac{p_1}{\rho g} = \frac{p_2}{\rho g} + \frac{v_2^2}{2g} \quad (1)$$

が求められる。

区間2と3において同様に、

$$\frac{p_2}{\rho g} + \frac{v_2^2}{2g} = \frac{p_3}{\rho g} + \frac{v_3^2}{2g} + h_{23}$$

$$h_{23} = \left(\lambda_{23} \frac{x_1}{d_1} + \xi_{23} \right) \frac{v_2^2}{2g}$$

$$v_2 = v_3$$

つまり、

$$\frac{p_2}{\rho g} = \frac{p_3}{\rho g} + \left(\lambda_{23} \frac{x_1}{d_1} + \xi_{23} \right) \frac{v_2^2}{2g} \quad (2)$$

$$\text{管摩擦係数 } \lambda_{23} = 0.3164 Re^{-1/4} = 0.3164 \left(\frac{v_1}{d_2} \right)^{1/4}$$

Re : Reynolds 数 ($Re < 10^5$)

助走損失係数 $\xi_{23} = 1.4$ (Hagen の実験値より)

ν : 動粘性係数

が求められる。

さらに区間3と4において、

$$\frac{p_3}{\rho g} + \frac{v_3^2}{2g} = \frac{p_4}{\rho g} + \frac{v_4^2}{2g} + h_s + h_{34}$$

$$h_s = \xi_{34} \left(1 - \frac{A_1}{A_2} \right)^2 \frac{v_2^2}{2g}$$

$$h_{34} = \lambda_{34} \frac{x_2}{d_2} \frac{v_4^2}{2g}$$

$$v_2 = v_3$$

$$p_4 = 0$$

つまり、

$$\frac{p_3}{\rho g} + \frac{v_2^2}{2g} = \frac{v_4^2}{2g} + \left\{ \xi_{34} \left(1 - \frac{A_1}{A_2} \right)^2 \frac{v_2^2}{2g} \right\} + \left\{ \lambda_{34} \frac{x_2}{d_2} \frac{v_4^2}{2g} \right\} \quad (3)$$

λ_{34} : 管摩擦係数, ξ_{34} : 急拡大損失係数

が求められる。ただし、外尿道括約筋部に相当する区間3から4への拡大は急拡大であるので、 $\xi_{34}=1.0$ である。

以上より、貯水槽内圧 p_1 と太い管出口の速度 v_4 との関係を求めると、

$$\frac{p_1}{\rho g} = \left\{ \left(1 + \lambda_{34} \frac{d_1}{d_2} \right) \frac{v_4^2}{2g} + \left\{ \xi_{34} \left(1 - \frac{A_1}{A_2} \right)^2 - 1 \right\} \frac{v_2^2}{2g} \right\} + \left(\lambda_{23} \frac{x_1}{d_1} + \xi_{23} + 1 \right) \frac{v_2^2}{2g}$$

ここで、

$$\xi_{23}=1.4, \xi_{34}=1.0, v_2=\frac{A_2}{A_1}v_4$$

$$\lambda_{23}=0.3164 \left(\frac{A_1}{A_2} \right)^{1/4} \left(\frac{\nu}{d_4 d_1} \right)^{1/4}, \lambda_{34}=0.3164 \left(\frac{\nu}{d_4 d_2} \right)^{1/4}$$

を代入して

$$\frac{p_1}{\rho g} = \left\{ 2 - 2 \frac{A_2}{A_1} + 2.4 \left(\frac{A_2}{A_1} \right)^2 \right\} \frac{v_4^2}{2g} + 0.3164 \frac{\nu^{1/4}}{d_4^{1/4}} \left\{ \frac{x_2}{d_2^{5/4}} + \left(\frac{A_2}{A_1} \right)^{7/4} \frac{x_1}{d_1^{5/4}} \right\} \frac{v_4^{7/4}}{2g} \quad (4)$$

となる。

また1秒間の流出量 Q は、

$$Q = A_2 v_4 \quad (5)$$

で表現される。

したがって、貯水槽内圧、径の異なる2つの管のそれぞれの長さや細い方の管の径、摩擦係数、助走損失係数および急拡大損失係数があらかじめ与えられると、貯水槽に近接する近位の流出管が徐々に細くなるとき遠位の管出口の排出量がどの程度減少していくか、導くことができる。

すなわち、尿流を水の流れと仮定し、次の密度 0.99822 g/cm^3 、Reynolds 数の因子である水の動粘性係数 $1.004 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 、助走損失係数 1.4 および急拡大損失係数 1.0 ならびにおおまかな臨床データ、排尿時最大膀胱内圧 50 cm H₂O、後部尿道の長さ 5 cm、および前部尿道の長さ 15 cm と径 1.0 cm を (4) 式さらに (5) 式に代入すると、肥大病後部尿道径が正常後部尿道径に比べてどの程度縮小すれば、肥大病の最大尿流量率が正常のそれに比べてどの程度減少するかが求められることが明らかになった (Fig. 4)。

考 察

われわれは1986年に、前立腺肥大病例において前立腺外科的被膜、腺腫の引張り実験を行い、得られたおのおの物理的性質をもとにした前立腺モデルを考案した。このモデルを用いると、正常前立腺が肥大病前立腺になっていく過程は、しぼんだゴム風船が膨らんでいく過程にシミュレーションでき、風船が膨らむほ

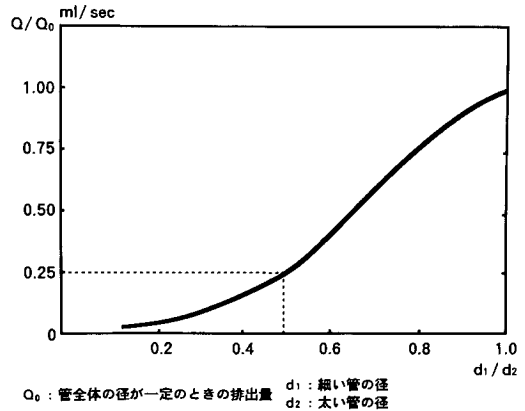


Fig. 4. The relationship between the diameter of the tube (d) and the flow volume (Q)

ど理論的に風船の内圧は高くなることから、肥大病が進行するほど風船モデルの中央を上方から下方へ走行する尿道にかかる圧力は強くなることが証明された⁹⁾、したがって今回の検討では、正常では尿道全体の径は常に同じであるとし、肥大病が進行すると後部尿道の径が常に円柱の形状を保ちながら徐々に小さくなると仮想した。ただし、この形状一定の仮定が実際の尿路とは多少相違すると思われるが、これはシミュレーションモデルにおける損失係数を変化させることで対処できることがわかっている⁹⁾。

Keitzer & Huffman⁷⁾ は、今回われわれが検討したのと同様な単純な流体モデルを作成して、管摩擦損失と急拡大による損失を考慮しており、管出口の流出速度を求めるのに管摩擦係数 $\lambda=0.3164 Re^{-1/4}$ における Reynolds 数を一定にしているが、これは誤りである。なぜなら Reynolds 数 $\frac{v_2 d_1}{\nu}$ における流出速度は一定と仮定するものではなく、まさに求めるべきものであるからである。また Pierce ら^{8,9)} は、より実際に近い複雑に屈曲した下部尿路モデルを作成して管摩擦損失と助走区間損失を考慮しているが、おのおの具体的な数値は提出されておらず、またモデルにおける屈曲による損失が考慮されていないなど、理論が不完全である。

このように、モデルが実際の複雑な下部尿路の形態に近く、かつ理論的に具体的な公式として表現することはかなり難しいと考えられる¹⁰⁻¹²⁾。そこでわれわれは、まず単純なモデルを用いて理論的に下部尿路の動態の公式化を試みたわけである。このようにして作り出した今回の流体力学モデルの特徴は、正常と前立腺肥大病両者の下部尿路に適応できる簡便な理論モデルである点と、管摩擦損失以外に助走区間による損失と

急拡大による損失とを具体的な数値として表現できている点である。

尿流を水の流れと仮定し、管摩擦係数、助走損失係数および急拡大損失係数の理論値ならびにおおまかな排尿時最大膀胱内圧、後部尿道の長さ、および前部尿道の長さなどとの臨床データを、モデル出口の流出速度ならびに流出量を表す公式(4)、(5)に代入すると、後部尿道が徐々に細くなるとき前部尿道出口の排出量がどの程度減少していくか、その関係を Fig. 5 に示すような曲線として導くことができた。本モデルにおいて、後部尿道径比 0.5 の相当進行した肥大型例の最大尿流量は、後部尿道径比 1.0 の正常例のそれに比べ 4 分の 1 にまで減少することが、この曲線から推定された。たとえば最大膀胱内圧 50 cm H₂O としたときの、正常の最大尿流量率が 20 ml/秒、前立腺肥大症のそれが 5 ml/秒という数値は、排尿時膀胱内圧、尿流量率同時測定から得る臨床データの平均値^{19,20)}と大きくかけはなれてはいなかった。したがって、今回の理論モデルは構造的には単純なものであるが、下部尿路の排尿という現象を定量的におおよそシミュレーションできているのではないかと考えられた。

排尿時の尿道断面の形状は円ではなく楕円に近い、正常で後部尿道と前部尿道の径が異なる、あるいは尿道が収縮拡張管であるなど、実際の尿道の形状は幾分異なっており、これらの点は公式の損失係数などの項を多少補正しなければならぬと考えられる。したがって今後、実際の生体における排尿時の尿道の形態を、外尿道括約筋の要素なども考慮に入れて詳細に検討し、定量的にさらに正確に解析できる下部尿路モデル作製に向け努力したい。

結 語

われわれがウロダイナミクス研究用下部尿路シミュレーションモデル作製の前段階として理論的検討を行った、従来から報告のある管摩擦係数以外に助走区間による損失と急拡大による損失を数値として具体的に導入した今回の流体力学モデルは、構造的には単純なものであるが、下部尿路の排尿という現象を定量的におおよそ解析できることが推察された。

なお本論文の要旨は、第 39 回日本泌尿器科学会中部総会(1989年11月、於富山市)において発表した。

文 献

- 1) 大西克実：前立腺の物理的諸性質に関する実験的研究。第 1 報：前立腺圧係数と仮想円面積比より

- みた前立腺肥大症における排尿障害の病態。日泌尿会誌 77：1377-1387, 1986
- 2) 大西克実：前立腺の物理的諸性質に関する実験的研究。第 2 報：前立腺外科的被膜の引張り実験よりみた前立腺肥大症の排尿障害の病態。日泌尿会誌 77：1388-1399, 1986
- 3) 大西克実, 渡辺 決, 大江 宏, ほか：前立腺の物理的諸性質に関する実験的研究。第 3 報：仮想円面積比と理論的前立腺内圧。日泌尿会誌 77：1400-1404, 1986
- 4) 土田正義, 塩谷 尚, 西沢 理, ほか：神経因性膀胱に対する下部尿路機能検査法。臨泌 31:665-676, 1977
- 5) 土田正義, 森田 隆, 山口 脩：膀胱内圧測定法に関する二、三の流体力学的検討—従来の方法と二重管方法による cystometry との比較—。臨泌 31：39-43, 1977
- 6) 中口 博, 本間弘樹：管路内の流れ。流体力学(上)。第 1 版, 40-45, 地人書館, 東京, 1987
- 7) Keitzer WA and Huffman GC: Urodynamics, 5th ed., p 192-229, Thomas Co., Illinois, 1971
- 8) Pierce Jr JM, Martyn GE and Roberts VL: Lower urinary tract resistance: pressure-flow relationships. J Urol 94: 671-673, 1965
- 9) Pierce Jr JM, Hopkins WF and Roberts VL: Comparison of voiding pressures, urine flow rates and resistance measurements in evaluating lower urinary tract obstruction. J Urol 95: 516-519, 1966
- 10) 西村保昭：排尿障害の臨床的研究。泌尿紀要 15: 397-422, 1969
- 11) 黒木隆亨：排尿障害の水力学的研究—前立腺肥大症および神経因性膀胱の排尿時膀胱内圧、尿流量および最低尿道抵抗について—。泌尿紀要 19: 859-879, 1973
- 12) 友石純三, 河辺香月, 上野 精, ほか：排尿障害の流体力学的検討。前立腺肥大症における膀胱壁張力、尿道抵抗の術前、後の変化。日泌尿会誌 75: 1134-1140, 1984
- 13) 福井準之助：小児の排尿機構に関する研究。第 2 報：膀胱内圧、尿道内圧、腹腔内圧、肛門括約筋トーマス、肛門括約筋筋電図、尿流量率(尿流速)の同時測定による正常小児の排尿機構の追求。日泌尿会誌 68: 337-361, 1977
- 14) 八竹 直, 秋山隆弘, 門脇照雄, ほか：排尿機構に関する検討。第 1 報：正常成人男子の尿流量測定について。日泌尿会誌 68: 737-744, 1977
- 15) 南 光二, 金子茂男, 八竹 直, ほか：排尿機構に関する検討。第 5 報：排尿機能検査よりみた成人男子下部尿路通過障害について。その 1：前立腺肥大症の検討。日泌尿会誌 69: 1079-1086, 1978
- 16) 森田 勝, 吉岡 進, 岡本正紀, ほか：排尿機構に関する臨床的検討。第 3 報：前立腺肥大症に対する尿水力学の検討。西日泌尿 43: 47-52, 1981

- 17) 森田 勝, 岡本正紀, 越知憲治, ほか: 排尿機構に関する臨床的検討. 第4報: 尿道外括約筋筋電図同時測定—排尿量変化に関して—. 西日泌尿 **45**: 729-735, 1983
- 18) 坂口 浩, 黒木隆亨, 森 勝彦, ほか: 排尿障害の水力学的研究. I 健康成人男子における排尿中膀胱内圧, 尿流量および尿道抵抗 (排尿力検査) について. 西日泌尿 **39**: 908-915, 1982
- 19) 合谷信行, 阿岸鉄三, 東間 紘, ほか: 尿流量と膀胱内圧の同時測定による dynamic な排尿機能の評価. 臨泌 **36**: 343-347, 1982
- 20) 宮川征男, 平川真治, 嶋本 司, ほか: 硬膜外麻酔用カテーテルを用いた排尿時膀胱内圧, 尿流同時測定法の検討. 臨泌 **40**: 734-741, 1986
(Received on November 5, 1990)
(Accepted on March 2, 1991)