

前列腺肥大对下尿道内尿液流 影响的分析*

柳兆荣 王亚平

(复旦大学, 1985年2月6日收到)

摘 要

本文从下尿道内尿液流动问题的生理背景出发建立起相应的可塌陷管的力学分析模型。通过对模型的分析发现在 P_n-Q_n 特征曲线的正、负斜率区域内可塌陷管都可能产生自激振荡, 从而拓广了 Conrad^[1], Griffiths^[2] 和 Conrad, Cohen 及 McQueen^[3] 等作者得出的只有在 P_n-Q_n 特征曲线具有负斜率时才会出现自激振荡的结论。本文通过数值计算详细讨论了前列腺肿胀对下尿道内尿液流动参量的影响情况。结果表明, 有可能根据膀胱压和出口速度等的变化推测前列腺的肿胀情况, 从而为前列腺肿胀提供一种理论上的检测和诊断的方法。

一、模型 归 结

位于膀胱下直至尿流出口的一段尿道称为下尿道。男性下尿道总长约为 18cm, 紧接着膀胱的尿道由长为 2~3cm 的前列腺组织包围(见图1)。当下尿道阻抗增加时, 膀胱通过压迫肌的作用来增加其压力。膀胱压可从正常的 40mm Hg 增至 120mm Hg。而当前列腺肿胀时, 将压迫尿道, 使尿道塌陷, 从而使尿流受到阻碍。

大约有 25~50% 的男人在 50 岁后会发生前列腺疾病。开始时, 前列腺肿胀、增大, 象“核桃”状包围在尿道周围, 使尿道部分地受到阻碍。大约此类患者的一半必须进行外科手术治疗以防止病变进一步发展。

Griffiths^[4] 利用导管对七位正常男性的下尿道进行检测, 发现在排尿过程中, 尿道压和腹腔压的平均差值约为 97cm H₂O。这说明正常人在排尿过程中, 当压迫肌使膀胱压增高从而将尿道完全打开后, 尿道处于扩张状态, 其截面积几乎保持不变。Smith 等人^[5] 进一步测得男性在排尿过程中所对应

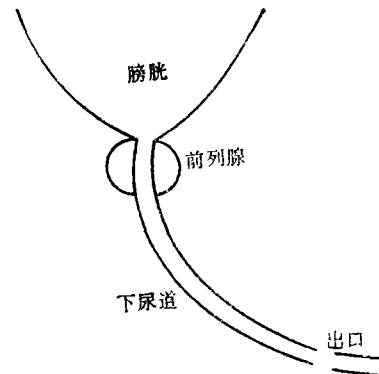


图1 男性下尿道示意图

* 吴望一推荐。



图2 测自正常男性

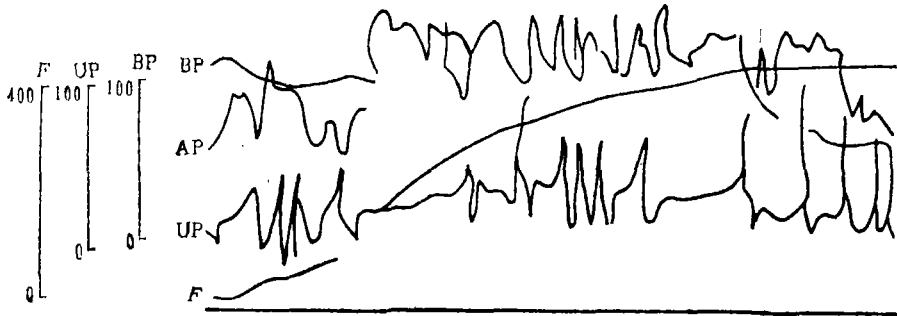


图3 测自下尿道阻塞者

的腹腔压、膀胱压和出口处的尿流压力的变化情况。正如图2所表明的，对于正常男性，腹腔压(AP)、膀胱压(BP)、出口点压力(UP)的脉动相当小，可近似认为是没有脉动的。而对于排尿困难患者，则正如图3所示的，腹腔压(AP)、膀胱压(BP)及下尿道出口压力(UP)随时间脉动得很厉害。显然，此时，在下尿道出口处的尿流速度也将为脉动的。

由这些实验结果，我们可看出，在通常情况下，下尿道在排尿过程中处于膨胀状态，其截面积几乎不变化。因此这时可认为下尿道具有刚性管的特性。当前列腺肿胀压迫尿道时，在前列腺和前列腺膜的交接处，尿道由于受到压迫而收缩^[4]。当收缩至一定程度，从而引起排尿困难时，尿道、膀胱及腹腔内的压力在排尿过程中将会产生振荡。因此可认为前列腺组织包围的尿道在排尿过程中具有可塌陷管的特性。

为了分析下尿道中尿液的流动规律，我们用图4所示的实验装置来模拟下尿道内的尿液流动。

装置由贮水箱、上游刚性管、可塌陷管以及下游刚性管组成。可塌陷管长约3cm、半径0.15cm，下游刚性管长15cm、半径0.15cm，可塌陷管由密封腔室包围。水由贮水箱流经上游刚性管、可塌陷管和下游刚性管，并从下游刚性管出口流入大气。这样可以通过调节水位高度来模拟膀胱压的变化；通过对密封腔室的充、排气来模拟前列腺组织对下尿道的不同压迫情况。由于在排尿过程中，除前列腺组织包围的尿道外，其它管段处于扩张状态，可认为具有刚性管性质。

本文将在这个模型基础上，分析下尿道内尿液流动的规律。分析结果表明，当前列腺肿胀压迫尿道，从而使尿道塌陷后，尿道有可能产生自激振荡，因此导致尿道内流动参量的脉动，此结论和Smith等人^[5]对下尿道严重阻塞患者检测的结果(见图3)一致，并和本文作者利用图4中的模拟实验装置所得结果一致；对应于一定的膀胱压，出口速度越小，或对应

于一定的出口速度,膀胱压越高,前列腺组织对尿道压迫越大,因而尿道塌陷越厉害,说明前列腺肿胀越厉害;前列腺下游尿道阻抗的增加有减少尿道塌陷程度的趋势,但其本身使尿流量减小,因此尿流出口速度变小;在尿道出现自激振荡时,对应于一定的膀胱压,尿流出口速度脉动越大,则尿道的脉动也越大,对应于一定的尿流出口速度,膀胱压越高,尿道塌陷越厉害,且脉动越大。

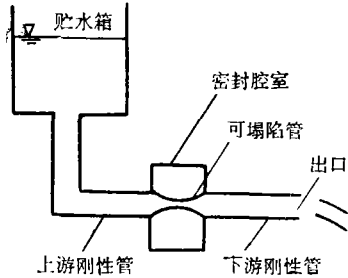


图4 尿道内流动的模拟实验装置示意图

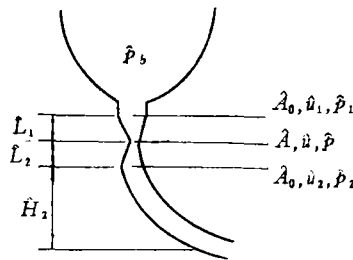


图5a 集中参数模型描述的下尿道内的流动示意图

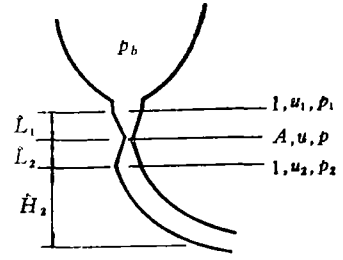


图5b 对流动参量无量纲化后集中参数模型的流动示意图

二、基本方程

假设上、下游刚性管的截面积及可塌陷管在自然状态下的截面积均为 \hat{A}_0 , 在环境压 \hat{p}_0 (腹腔压AP和前列腺组织对尿道的压力之和) 作用下, 可塌陷管将发生膨胀和塌陷。

根据 Pedley^[6]的集中参数模型, 认为安装在二刚性管之间的可塌陷管截面的几何形状可由可塌陷管下游端附近的喉口截面积 \hat{A} 确定。

假设膀胱压为 \hat{p}_b , 前列腺组织包围的尿道内的上、下游的速度分别为 \hat{u}_1 和 \hat{u}_2 , 压力分别为 \hat{p}_1 和 \hat{p}_2 , 前列腺组织压和腹腔压之和为 \hat{p}_0 (作用于尿道外壁的压力), 尿道塌陷后喉口截面积、速度和压力分别为 \hat{A} , \hat{u} 及 \hat{p} , 具体情况如图 5a 所示。

引进无量纲量

$$A = \hat{A} / \hat{A}_0, \quad u = \hat{u} / \hat{U}_0, \quad p = \hat{p} / \rho \hat{U}_0^2, \quad t = \hat{U}_0 / \hat{a}_0 \hat{t} \quad (2.1)$$

其中带有上标“^”的量为有量纲量。 \hat{U}_0 可取为尿流平均出口速度, \hat{a}_0 为尿道半径。

将流动参量无量纲化后, 对应参量如图 5b 所示。

在图 5a 和图 5b 中, \hat{L}_1 和 \hat{L}_2 分别为喉口距前列腺上、下游端的距离, \hat{H}_2 为前列腺下游端距尿道出口的垂直距离。

假设尿液为不可压缩粘性流体, 其动力粘性系数为 $\hat{\mu}$ 。同时认为可塌陷管的截面积和跨壁压力之间可用管定律联系。

根据以上所建立的力学模型可得如下无量纲形式的方程为

(1) 管定律

$$p - p_0 = P(A) \quad (2.2)$$

根据 Shapiro^[7]给出的管定律, 有

$$p_{tr} = p - p_0 = K_r (1 - A^{-\frac{1}{2}}) \quad (2.3)$$

式中 p_{tr} 为无量纲跨壁压力, K_r 为无量纲系数, 由实验确定。

(2) 连续性方程

对喉口上游可瘪管段, 连续性方程为

$$u_1 - uA = L_1 \dot{A}_v \quad (2.4)$$

对喉口下游的可瘪管段, 连续性方程为

$$uA - u_2 = L_2 \dot{A}_v \quad (2.5)$$

在方程(2.4)和(2.5)中, L_1 和 L_2 为无量纲长度

$$L_1 = \hat{L}_1 / \hat{\sigma}_0 \quad (2.6)$$

$$L_2 = \hat{L}_2 / \hat{\sigma}_0 \quad (2.7)$$

而 A_v 为对整个可塌陷管段取的平均截面积, 近似取 (见 Pedley[6])

$$A_v = \frac{1}{2} (1 + A) \quad (2.8)$$

(3) 刚性管段中的动量、能量方程

由于前列腺紧贴膀胱, 因此, 由所建立的下尿道流动模型, 可塌陷管上游刚性管长 \hat{L}_u 极短, 所以摩擦耗散损失可以忽略, 因此成立如下 Bernoulli 方程

$$\int_0^{\hat{L}_u} \frac{\partial \hat{u}_1}{\partial \hat{t}} d\hat{x} + \frac{1}{2} \hat{u}_1^2 + \frac{\hat{p}_1}{\hat{\rho}} = \hat{p}_b \quad (2.9)$$

由于 $\hat{L}_u \ll 1$, 因此上式中第一项可以忽略, 将所得方程无量纲化得

$$\frac{1}{2} u_1^2 + p_1 = p_b \quad (2.10)$$

考虑到前列腺下游尿道内流动的粘性效应和惯性效应, 假设粘性阻抗系数和惯性系数分别为 \hat{R}_2 和 \hat{I}_2 , 则由动量方程得

$$p_2 = R_2 u_2 + I_2 \dot{u}_2 - \hat{F}_2 g / \hat{U}_0^2 \quad (2.11)$$

其中 $R_2 = \hat{R}_2 / \hat{\rho} \hat{U}_0$ 为无量纲下游阻抗系数, $I_2 = \hat{I}_2 / \hat{\rho} \hat{\sigma}_0$ 为无量纲惯性系数, g 为重力加速度。

(4) 可塌陷管内的动量、能量方程

当可塌陷管塌陷时, 由于喉口下游的可塌陷管较短, 因此流动将会出现分离, 从而导致能量损失。假设流动分离后, 流体质点很快在下游附着管壁上 (如图 6 所示), 则由动量定理得

$$p + Au^2 = p_2 + u_2^2 - \frac{g\hat{L}_2}{2\hat{U}_0^2} (1 + A) \quad (2.12)$$

式中假定所考虑的控制体的体积为 $\hat{L}_2 \cdot (\hat{A}_0 + \hat{A}) / 2$ 。

将方程(2.4)和(2.8)代入方程(2.11)得

$$p - p_2 = -f(A)u_2^2 - L_2 u_2 \frac{A}{A} - \frac{L_2^2}{4} \frac{A^2}{A} - \frac{g\hat{L}_2}{2\hat{U}_0^2} \quad (2.13)$$

这里

$$f(A) = \frac{1}{A} - 1 \quad \text{如果 } A < 1 \quad (2.14a)$$

当管子膨胀, 即喉口截面积 $A \geq 1$ 时, 由于无流动分离, 因此可忽略能量损失。由 Bernoulli 方程, 仍可得形式如方程(2.13)的方程, 但此时

$$f(A) = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{A^2} - 1 \right) \leq 0 \quad \text{如果 } A \geq 1 \quad (2.14b)$$

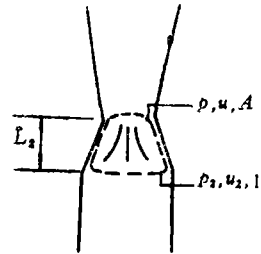


图6 喉口下游的流动分离示意图

由于喉口上游的可塌陷管较长, 因此无论管子是塌陷还是膨胀, 流动都不会出现分离, 因此能量方程成立. 考虑到粘性摩擦损失及重力所作的功有

$$p_1 + \frac{1}{2} u_1^2 - \left(p + \frac{1}{2} u^2 \right) = kL_1 R(A)u + L_1 \dot{u}_v - \frac{\dot{L}_1 g}{2\dot{U}_0^2} (1+A) \quad (2.15)$$

式中 k 为用喉口速度和喉口阻抗代替管内其它位置的速度和阻抗进行的修正. u_v 为可塌陷管内的平均速度. 此外 u_v 还可以表示为^[6]

$$u_v A_v = u_2 + \frac{1}{2} L \dot{A}_v \quad (2.16)$$

式中 $L = L_1 + L_2$.

由于可塌陷管塌陷时一般呈椭圆形截面, 因此摩擦损失系数 $R(A)$ 的表达式将为^[6]

$$R(A) = \frac{1}{Re} \left(\frac{8A}{\pi^2} + \frac{\pi^2}{8A} \right) \frac{1}{A} \quad (2.17)$$

其中 Re 为雷诺数.

应指出的是, 在上述所导得的方程中, 若认为 $\dot{L}_2 = 0$, 略去重力项的影响, 以及取 $k = 0.25$ 时, 即得 Pedley^[6] 对上游刚性管阻抗为零时的可塌陷管所得的基本方程.

三、下尿道内尿液流动稳定性的分析

1 平衡状态的确定

当可塌陷管无自激振荡时, 流动定常, 因此所有参量关于时间 t 的导数为零.

由方程(2.4)、(2.5)、(2.8)、(2.10)、(2.11)、(2.12)、(2.13)和(2.15)可得在平衡状态时所满足的方程为

$$\begin{aligned} p_b + \frac{\dot{H}_2 g}{\dot{U}_0^2} + \frac{g \dot{L}_2}{2\dot{U}_0^2} (1+A) - R_2 u_2 + \frac{\dot{L}_1 g}{2\dot{U}_0^2} (1+A) \\ = \frac{1}{2} \frac{u_2^2}{A^2} - f(A) u_2^2 + \frac{kL_1}{Re} \left(\frac{8A}{\pi^2} + \frac{\pi^2}{8A} \right) \frac{u_2}{A} \end{aligned} \quad (3.1)$$

通常对下尿道中的尿液流, $\dot{U}_0 \approx 250 \text{ cm/s}$, $\dot{L}_1 \approx 2.7 \text{ cm}$, $\dot{L}_2 \approx 0.3 \text{ cm}$, $0 \leq A \leq 1$, $g = 980 \text{ cm/s}^2$, $40 \text{ mm Hg} \leq \hat{p}_b \leq 120 \text{ mm Hg}$ 从而 $0.853 \leq p_b \leq 2.560$.

而

$$\begin{aligned} \left| \frac{g(\dot{L}_1 + \dot{L}_2)}{2\dot{U}_0^2} (1+A) + \frac{\dot{L}_1 g}{\dot{U}_0^2} \right| = \frac{g}{2\dot{U}_0^2} |\dot{L}_2(1+A) - \dot{L}_1(1-A)| \\ \leq \frac{g}{2\dot{U}_0^2} \max\{\dot{L}_2(1+A), \dot{L}_1(1-A)\} \approx 0.0212 \end{aligned} \quad (3.2)$$

因此

$$\left| \left[\frac{g(\dot{L}_1 + \dot{L}_2)(1+A)}{2\dot{U}_0^2} - \frac{\dot{L}_1 g}{\dot{U}_0^2} \right] / p_b \right| \leq 0.0249 \quad (3.3)$$

因而, 在方程(3.1)中用 $\dot{L}_1 g / \dot{U}_0^2$ 代替 $g(\dot{L}_1 + \dot{L}_2)(1+A) / 2\dot{U}_0^2$ 只相差一高阶小量, 整理代入后的方程得关于 A 的方程为

$$aA^2 + bA + c = 0 \quad (3.4)$$

其中

$$\left. \begin{aligned} a &= p_0 + \frac{\hat{H}_2 g}{\hat{U}_0^2} - R_2 u_2 + \frac{\hat{L}_1 g}{2\hat{U}_0^2} - \frac{8kL_1 u_2}{\pi^2 Re} - u_2^2 \\ b &= -u_2^2 \\ c &= -\frac{1}{2} \left(u_2^2 + \frac{k\pi^2 L_1}{4Re} u_2 \right) \end{aligned} \right\} \quad (3.5)$$

下面进一步由方程(2.3)得

$$p_{tr}/K_r = 1 - A^{-\frac{1}{2}} \quad (3.6)$$

由方程(2.11)得

$$p_2 = R_2 u_2 - \frac{\hat{H}_2 g}{\hat{U}_0^2} \quad (3.7)$$

由方程(2.13)得

$$p = p_2 - f(A)u_2^2 - \frac{g\hat{L}_2}{2\hat{U}_0^2} (1+A) \quad (3.8)$$

由方程(2.3)得

$$p_c = p - K_r (1 - A^{-\frac{1}{2}}) \quad (3.9)$$

以及由方程(2.5)得

$$u = u_2/A \quad (3.10)$$

这样, 通过公式(3.4)~(3.10)便可以确定出平衡状态时的有关流动参量。

2 稳定性和自激振荡分析

在流动过程中, 管壁是否振荡依赖于平衡状态受到扰动时, 状态对扰动是否稳定。

假设膀胱压不随管内流动的振荡而变化, 即认为总推动压 p_0 为常数。

为检验平衡状态的稳定性, 用足标“0”表示平衡时所对应的参量值。这些参量满足平衡状态方程(3.1)、(3.4)~(3.10)。假设平衡状态受到具有随时间以指数形式增长的扰动, 即假定

$$\left. \begin{aligned} A &= A_0 + a' \exp[\sigma t], \quad u = u_0 + u' \exp[\sigma t] \\ u_1 &= u_{10} + u'_1 \exp[\sigma t], \quad u_2 = u_{20} + u'_2 \exp[\sigma t] \\ p &= p_0 + p' \exp[\sigma t], \quad p_2 = p_{20} + p'_2 \exp[\sigma t] \end{aligned} \right\} \quad (3.11)$$

其中带有上标“'”的量为扰动量, 认为是一阶小量。

现将关系式(3.11)代入方程(2.2)、(2.4)、(2.5)、(2.8)、(2.10)、(2.11)、(2.12)、(2.13)、(2.15)、(2.16), 则得

$$C_3 \sigma^3 + C_2 \sigma^2 + C_1 \sigma + C_0 = 0 \quad (3.12)$$

其中

$$\left. \begin{aligned} C_3 &= \frac{LL_1 I_2}{2(1+A_0)} \\ C_2 &= \frac{1}{2} I_2 L_2 \left[\frac{Q_0}{A_0} + kL_1 \frac{R_0}{A_0} \right] - \frac{2L_1 I_2 Q_0}{(1+A_0)^2} + \frac{L_1 L (R_2 - 2Q_0 f_0)}{2(1+A_0)} \\ C_1 &= \frac{1}{2} (R_2 - 2Q_0 f_0) \left[\frac{Q_0 L}{2A_0} + \frac{1}{2} kL_1 L_2 - \frac{4L_1 Q_0}{(1+A_0)^2} \right] \\ &\quad + I_2 \left[P'_0 - \frac{Q_0^2}{A_0} + kL_1 Q_0 (R'_0 - R_0/A_0) - \frac{\hat{L}_1 g}{2\hat{U}_0^2} \right] \\ &\quad + \frac{2L_1}{1+A_0} \left[P'_0 + Q_0^2 f'_0 + \frac{g\hat{L}_2}{2\hat{U}_0^2} \right] + \frac{L_2 Q_0}{A_0} [Q_0 + kL_1 R_0] \\ C_0 &= - \left(Q_0^2 f'_0 + P'_0 + \frac{g\hat{L}_2}{2\hat{U}_0^2} \right) \left[\frac{Q_0}{A_0} + kL_1 \frac{R_0}{A_0} \right] \\ &\quad + (R_2 - 2Q_0 f_0) \left[P'_0 - \frac{Q_0^2}{A_0} + kL_1 Q_0 (R'_0 - R_0/A_0) - \frac{\hat{L}_1 g}{2\hat{U}_0^2} \right] \end{aligned} \right\} \quad (3.13)$$

上关系式中, P'_0 , R'_0 及 f'_0 分别为 $P'(A)$, $R'(A)$ 和 $f'(A)$ 在平衡状态 A_0 所取的值, R_0 , f_0 为 $R(A)$, $f(A)$ 在平衡状态 $A=A_0$ 所取的值, Q_0 为无量纲流量。

在关系式(3.13)中, 若令 $L_2=0$, $k=0.25$, 即可得 Pedley^[6]对可塌陷管内的流动的稳定性分析在上游刚性管阻抗为零时的结果。

下面利用方程(3.12)对平衡状态进行稳定性分析。

(a) 如果 $C_0 < 0$, 则方程(3.12)至少有一正根。因此, 扰动以指数形式增长, 从而导致流动状态不稳定, 产生振荡。

(b) 如果 $C_0 > 0$, 则当 $C_2 < 0$ 或 $C_2C_1 - C_3C_0 < 0$, 或者两个条件均满足, 则由 Routh-Hurwitz 判别准则知, 方程(3.12)至少有一具有正实部的根。若为复根, 则扰动将以振荡的形式按指数增长。

(c) 若所有的 C_s ($s=0, 1, 2, 3$) 为正值, 且 $C_2C_1 - C_3C_0 < 0$, 则一定存在具有正实部的复根, 否则方程(3.12)左边大于零。因此此时扰动一定以振荡形式按指数增长。

当方程(3.12)至少有一正实部的根时, 扰动将会随时间按指数形式无限增长。在实际情况中, 流动参量是不可能无限增长的。这是因为不稳定振荡会引起流动参量改变, 从而导致平衡状态改变。因此, 流动参量从一个平衡状态通过扰动达到另一个平衡状态。若另一平衡状态亦为不稳定状态, 流动参量就会以振荡的形式出现。

由以上分析得出, 当前列腺肿胀压迫尿道使其塌陷时, 有引起尿道内流动参量振荡的可能。Smith 等人^[5]对排尿困难者检测的结果证实了此结论。本文作者利用图 4 所示的模拟实验装置得到, 在适当的贮水箱压和腔室压下, 可塌陷管将会产生自激振荡, 因而管内的流动参量也发生振荡。

利用平衡状态满足的方程(3.1)、(3.7)、(3.8)、(3.9)可得

$$C_0 = \left(P'_0 + Q_0^2 f'_0 + \frac{\hat{L}_2 g}{2 \hat{U}_0^2} \right) \frac{dp_b}{dQ} \quad (3.14)$$

或

$$C_0 = \left(P'_0 + Q_0^2 f'_0 + \frac{\hat{L}_2 g}{2 \hat{U}_0^2} \right) \left(\frac{dP_n}{dQ_n} + R_2 \right) \quad (3.15)$$

此地 $Q_n = Q$, $P_n = p_b - P_{atm}$, R_2 为无量纲下游刚性管阻抗。

显然当 $P'_0 + f'_0 Q^2 + \hat{L}_2 g / 2 \hat{U}_0^2 > 0$ 时, 只要

$$\frac{dP_n}{dQ_n} + R_2 < 0 \quad (3.16)$$

即当

$$\frac{dp_b}{dQ} < 0 \quad (3.17)$$

时, $C_0 < 0$, 系统不稳定, 这即为 Griffiths^[2]的结果。这表明在 $P_n - Q_n$ 特征曲线的负斜率区域内会出现自激振荡。

进一步观察发现, 当 $P'_0 + f'_0 Q^2 + \hat{L}_2 g / 2 \hat{U}_0^2 < 0$ 时, 则当

$$\frac{dp_b}{dQ} > 0 \quad (3.18)$$

或

$$\frac{dP_n}{dQ_n} > -R_2$$

时, 自激振荡也会出现. 这说明在 P_n-Q_n 特征曲线的正斜率区域内, 也可能出现自激振荡.

综合上述, 在 P_n-Q_n 特征曲线的正、负斜率区域内, 自激振荡均会出现. 从而拓宽了 Conrad^[1], Griffiths^[2] 和 Conrad, Cohen 及 McQueen^[3] 等作者得出的自激振荡只能在 P_n-Q_n 特征曲线的负斜率区域内出现的结论. 本文拓宽的这个结果不难通过在较小的下游阻抗时, 逐步变化上游刚性管阻抗在图 4 所示的装置模型中来加以验证.

最后, 利用所导得的控制方程, 消去其它流动参量, 可得在管壁出现自激振荡时关于喉口截面积 A 和出口速度 u_2 之间所满足的方程为

$$\begin{aligned} & \frac{LL_1}{2(1+A)} \ddot{A} - \left[\frac{L_2^2}{4A} - \frac{L_2^2}{8A^2} + \frac{LL_1}{2(1+A)^2} \right] A^2 \\ & + \left[-\frac{u_2 L_2}{A} + \frac{u_2 L_2}{2A^2} + kL_1 L_2 R(A) \frac{1}{2A} - \frac{2L_1 u_2}{(1+A)^2} \right] A \\ & - \left[p_b - R_2 u_2 - I_2 \dot{u}_2 + \frac{\hat{H}_2 g}{\hat{U}_0^2} + f(A) u_2^2 - kL_1 u_2 \frac{R(A)}{A} \right. \\ & \left. - \frac{2L_1}{1+A} \dot{u}_2 - \frac{u_2^2}{2A^2} + \frac{\hat{L} g}{2\hat{U}_0^2} (1+A) \right] = 0 \end{aligned} \quad (3.19)$$

如果能测出出口速度随时间的变化 $u_2(t)$ 以及喉口截面积 A 的初始条件, 则可对方程 (3.19) 用数值法求得喉口截面积 A 随时间的变化情况, 而后进一步利用方程 (2.3)、(2.4)、(2.5)、(2.11)、(2.12) 就可依次确定出 p , u , p_{tr} , p_o 的变化情况

四、前列腺肥大对下尿道内尿液流动的影响

在上一节中, 通过所建立的下尿道尿流问题的力学模型, 导出了产生和不产生自激振荡的情况下, 尿道塌陷喉口截面积与尿流出口速度、膀胱压、下尿道阻抗等参量之间的关系, 并给出了喉口压力、跨壁压力的计算公式. 显然喉口截面积的大小与前列腺肿胀的程度有关, 前列腺肿胀越厉害, 则喉口截面积越小, 反之则越大. 当然, 喉口截面积还和前列腺下游尿道的阻抗有关. 如认为前列腺下游尿道阻抗基本保持不变, 则可以根据喉口截面积的大小来判断前列腺的肿胀程度.

图 7 给出了管壁不产生自激振荡时, 取

$$\left. \begin{aligned} \hat{\rho} &= 1 \text{ dyn} \cdot \text{sec}^2 / \text{cm}^4, \hat{\mu} = 0.01 \text{ p}, \hat{p}_b = 85 \text{ mm Hg}, \hat{H}_2 = 3 \text{ cm} \\ \hat{R} &= 0.15 \text{ cm}, R_2 = 0.6, \hat{L}_1 = 2.7 \text{ cm}, \hat{L}_2 = 0.3 \text{ cm} \end{aligned} \right\} \quad (4.1)$$

时, 由关系式 (3.4)~(3.10) 计算得到的喉口截面积 A 、喉口压力 \hat{p} 、喉口速度 \hat{u} 、跨壁压力 \hat{p}_t 及塌陷管下游端点压 \hat{p}_2 随尿流出口速度 \hat{U}_2 的变化情况. 由图 7 看出, 在其它参量不变时, 尿道喉口截面积、前列腺下游端点尿道内的压力随出口速度的增加而增加, 而喉口压力、跨壁压力起始随出口速度单调下降, 达到最小值后随出口速度单调上升; 喉口速度则基本随出口速度的增大而单调下降. 图 7 表明, 在膀胱压和其它参量一定的情况下, 出口速度越小, 尿道塌陷越厉害, 说明前列腺肿胀越厉害.

图 8 给出了管壁不产生自激振荡时, 取

$$\left. \begin{aligned} \hat{\rho} &= 1 \text{ dyn} \cdot \text{sec}^2 / \text{cm}^4, \hat{\mu} = 0.01 \text{ p}, \hat{U}_0 = 200 \text{ cm/sec}, \hat{H}_2 = 3 \text{ cm} \\ \hat{R} &= 0.15 \text{ cm}, R_2 = 0.6, \hat{L}_1 = 2.7 \text{ cm}, \hat{L}_2 = 0.3 \text{ cm} \end{aligned} \right\} \quad (4.2)$$

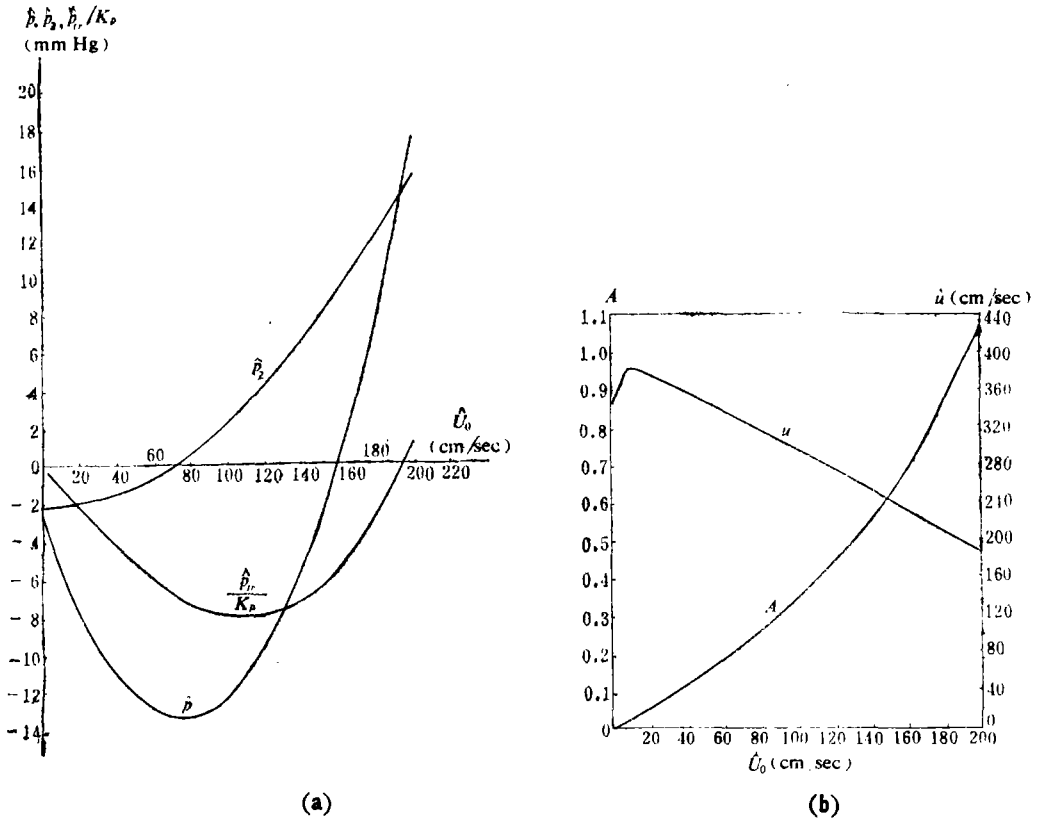


图7 在其它参数固定时, 喉口截面积 A , 喉口压力 \dot{p} , 喉口速度 \dot{u} , 跨壁压力 \dot{p}_r 及可塌陷管下游端点压 \dot{p}_2 随尿流出口速度 \dot{U}_2 的变化情况

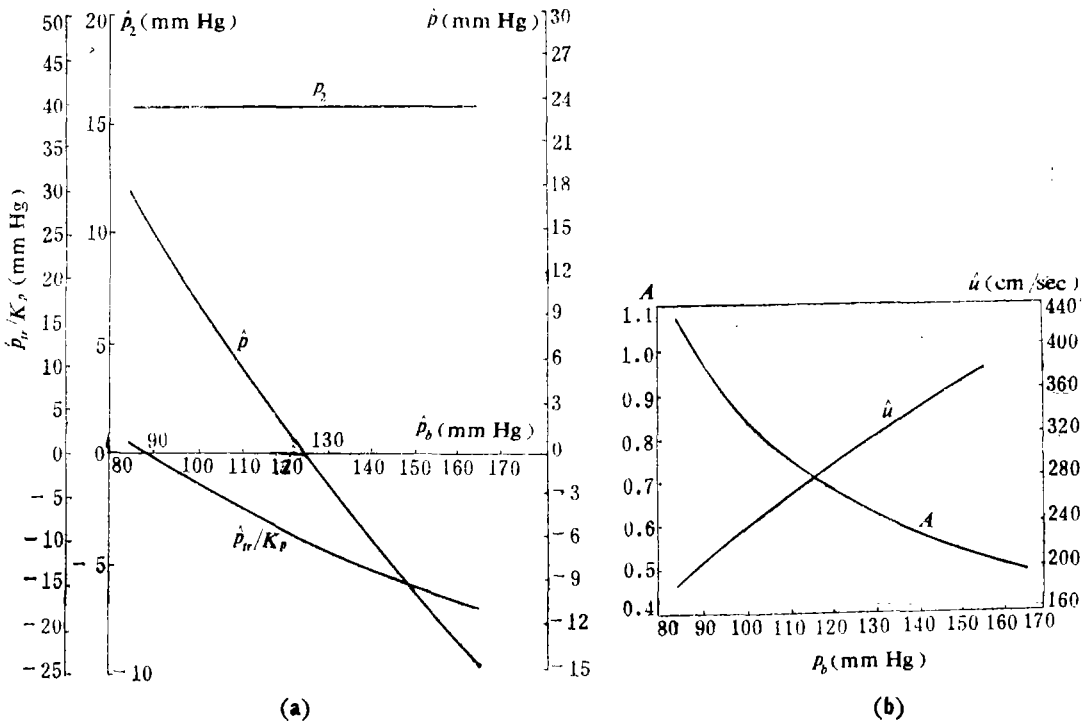


图8 在其它参数固定时, 喉口截面积 A , 喉口压力 \dot{p} , 喉口速度 \dot{u} , 跨壁压力 \dot{p}_r 及可塌陷管下游端点压 \dot{p}_2 随膀胱压 \dot{p}_b 的变化情况

时, 由关系式(3.4)~(3.10)计算得到的喉口截面积 A , 喉口压力 \hat{p} , 喉口速度 \hat{u} , 跨壁压力 \hat{p}_i , 及塌陷管下游端点压 \hat{p}_2 随膀胱压 \hat{p}_b 的变化情况. 由图8看出, 在其它参量不变时, 尿道喉口截面积、喉口压力、跨壁压力随膀胱压的增加而单调下降, 喉口速度则单调上升, 前列腺下游端点尿道内压力不变. 图8表明, 在出口速度和其它参量一定的情况下, 膀胱压越高, 尿道塌陷越厉害, 说明前列腺肿胀越厉害.

在自激振荡出现时, 假设振荡速度具有周期性, 周期为 \hat{T} , 从而出口速度为

$$\hat{u}(0, \hat{t}) = \hat{U}_0 + \Delta \hat{U}_0 \sin 2\pi \hat{f} \hat{t} \tag{4.3}$$

式中 $\Delta \hat{U}_0$ 为速度振荡的幅度, $\hat{f} = 1/\hat{T}$ 为振荡频率.

由于认为自激振荡具有周期性, 因此喉口截面积 A 满足条件

$$A(0) = A_0, \quad A(\hat{T}) = A_0 \tag{4.4}$$

式中 A_0 为平衡状态的喉口截面积, A_0 由方程(3.4)和关系式(3.5)确定, \hat{T} 为振荡周期.

图9给出了由于前列腺肿胀压迫尿道导致自激振荡时, 在七种不同参数下, 利用方程(3.19)、关系式(4.3)和(4.4)进行数值计算后所得的喉口截面积 A 在二个振荡周期内的变化情况. 在情形1, $\hat{U}_0 = 200 \text{ cm/sec}$, $\Delta \hat{U}_0 = 50 \text{ cm/sec}$, $\hat{\mu} = 0.01 \text{ p}$, $\hat{R} = 0.15 \text{ cm}$, $\hat{H}_2 = 3 \text{ cm}$, $\hat{L}_1 = 2.7 \text{ cm}$, $\hat{L}_2 = 0.3 \text{ cm}$, $\hat{p}_b = 90 \text{ mm Hg}$, $R_2 = 0.6$, $I_2 = 0.002$, $\hat{T} = 0.333 \text{ sec}$, $\hat{\rho} = 1 \text{ dyn} \cdot \text{sec}^2/\text{cm}^4$; 在情形2, $\hat{U}_0 = 150 \text{ cm/sec}$, $\Delta \hat{U}_0 = 30 \text{ cm/sec}$, $\hat{p}_b = 75.57 \text{ mm Hg}$, 其它参数同情形1; 在情形3、4、5、6, \hat{p}_b 分别为80.63, 97.51, 114.38, 131.26 mm Hg, 其它参数同情形2; 在情形7, $\Delta \hat{U}_0 = 80 \text{ cm/sec}$, 其它参数同情形1. 由图9看出, 在其它参数的情况下, 出口速度的振幅越大, 则喉口截面积的振荡越大, 即尿道振荡越厉害(比较图9中曲线1和7); 膀胱压越高, 则喉口截面积越小, 且其振荡越大(比较曲线2~6).

在图10和图11中分别给出了喉口速度 \hat{u} , 塌陷管上、下游端的速度 \hat{u}_1 , \hat{u}_2 和喉口压力 \hat{p} , 塌陷管内上、下游压力 \hat{p}_1 , \hat{p}_2 和跨壁压力 \hat{p}_i , 在一个振荡周期内的变化情况. 其中取 $\hat{U}_0 = 150 \text{ cm/sec}$, $\Delta \hat{U}_0 = 30 \text{ cm/sec}$, $\hat{R} = 0.15 \text{ cm}$, $\hat{\mu} = 0.01 \text{ p}$, $\hat{\rho} = 1 \text{ dyn} \cdot \text{sec}^2/\text{cm}^4$, $\hat{H}_2 = 3 \text{ cm}$,

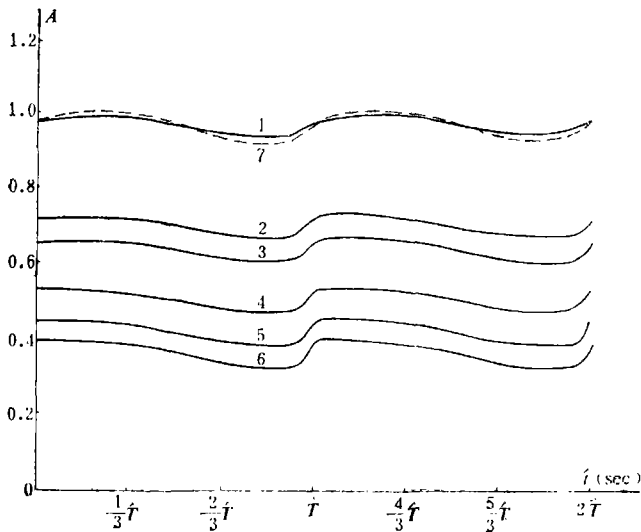


图9 在七种不同情形, 振荡的喉口截面积在二个周期中的变化情况

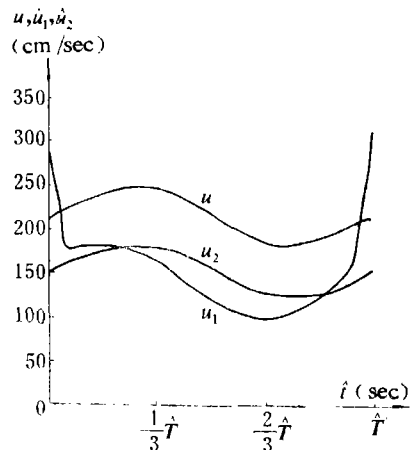


图10 喉口速度 \hat{u} , 可塌陷管上游端速度 \hat{u}_1 和出口速度 \hat{u}_2 在一个振荡周期中的变化曲线

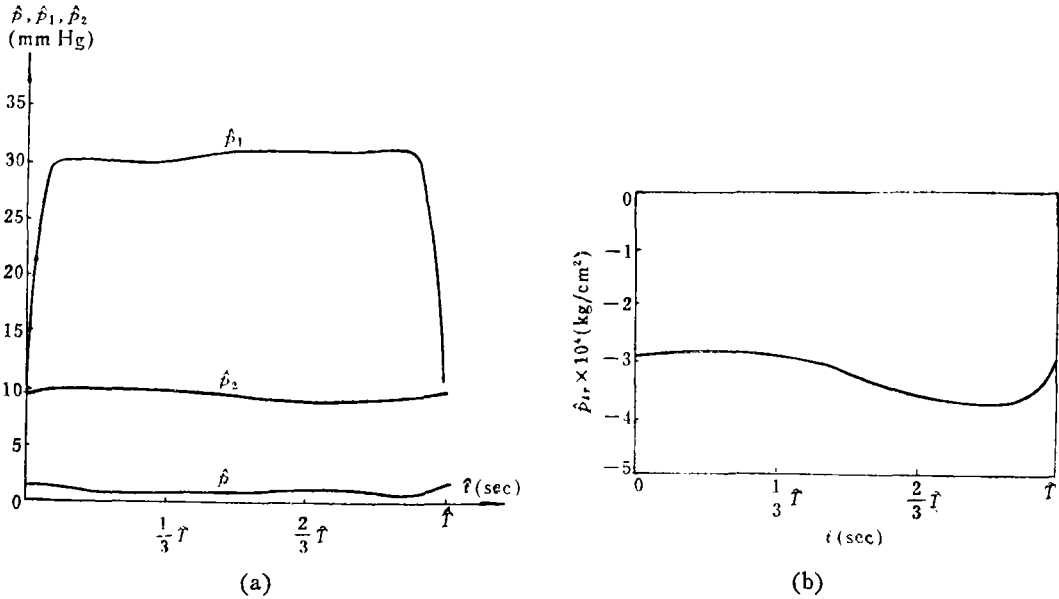


图11 喉口压力 \hat{p} , 可塌陷管上、下游端压 \hat{p}_1 , \hat{p}_2 及跨壁压 \hat{p}_{tr} 在一个振荡周期中的变化曲线

$\hat{p}_b = 75.57 \text{ mm Hg}$, $\hat{L}_1 = 3 \text{ cm}$, $\hat{L}_2 = 0 \text{ cm}$, $k_2 = 0.6$, $I_2 = 0.002$, $R = 0.5$, $\hat{T} = 0.333 \text{ sec}$, $K_r = 0.02$.

计算结果表明, 仅变化惯性系数 I_2 , 或粘性系数 $\hat{\mu}$, 或喉口位置 \hat{L}_2 ($0 \leq \hat{L}_2 \leq 0.5$), 或修正系数 k ($0.25 \leq k \leq 1$) 无论自激振荡是否出现, 在一定的变化范围内, 都几乎不影响其它参量随时间 \hat{t} 的变化, 但下游阻抗 R_2 的增加可使喉口截面积 A 略有增加。

参 考 文 献

- [1] Conrad, W. A., Pressure-flow relationship in collapsible tubes, *IEEE Trans., Bio-Med. Eng., BME*, **16** (1969), 284—295.
- [2] Griffiths, D. J., Negative-resistance effects in flow through collapsible tubes: 1 Relaxation oscillation, *Med. and Bio. Eng.*, **13** (1975), 785—796.
- [3] Conrad, W. A., M. L. Cohen and D. M. McQueen, Note on the oscillation of collapsible tubes, *Med. Bio. Eng. Comput.*, **16** (1978), 211—214.
- [4] Griffiths, D. J., The mechanics of the urethra and of micturition, *J. Urol.*, **45** (1973), 497—507.
- [5] Smith, J. C., D. Edwards and G. H. Bryant, A practical method of measuring urethral resistance to micturition, *Br. J. Urol.*, **38** (1966), 542—546.
- [6] Pedley, T. J., *The Fluid Mechanics of Large Blood Vessels*, Cambridge University (1980).
- [7] Shapiro, Ascher H., Steady flow in collapsible tubes, *Trans. ASME, ser. K, J. Bio. Eng.*, **99** (1977), 126—147.

An Analysis of the Effects of the Prostatic Hypertrophy on the Urinary Flow in Lower-Urinary-Tract

Liu Zhao-rong Wang Ya-ping

(Fudan University, Shanghai)

Abstract

In this paper an analytic model corresponding to the collapsible tube for analysing the urinary flow in lower-urinary-tract is set up from physiologic background. By analysing the model it is found that the self-excited oscillations can occur in the region of both negative and positive slopes of P_n-Q_n characteristic. So this paper extends the results of Conrad⁽¹⁾, Griffiths⁽²⁾, Conrad, Cohen and McQueen⁽³⁾ and others that the self-excited oscillations can only occur in the region of negative slope of P_n-Q_n characteristic. The effects of prostatic hypertrophy on the flow parameters in lower-urinary-tract is discussed in detail by numerical calculations. The results show that it is possible to know the conditions of prostatic hypertrophy according to the changes of bladder pressure, outlet urinary velocity and other parameters. From these results a theoretical method to detect and diagnose prostatic hypertrophy is provided.