

借

下尿路梗阻 尿流动力学新概念

杨小华 编著

*New Concept in Urodynamics of
Lower Urinary Tract Obstruction*

● 云南科技出版社

R691.2
1

下尿路梗阻 尿流动力学新概念

*New Concept in Urodynamics of
Lower Urinary Tract Obstruction*

杨小华 编著

江苏工业学院图书馆
藏书章

云南科技出版社
· 昆明 ·

图书在版编目(CIP)数据

下尿路梗阻尿流动力学新概念/杨小华编著. - 昆明:
云南科技出版社, 2003. 10
ISBN 7-5416-1899-3

I. 下... II. 杨... III. 泌尿生殖系统 - 梗塞 - 研究 IV. R691.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2003)第 090691 号

云南科技出版社出版发行

(昆明市环城西路 609 号云南新闻出版大楼 邮政编码: 650034)
昆明市五华区教育委员会印刷厂印刷 全国新华书店经销

开本: 787mm × 1092mm 1/16 印张: 10 字数: 230 千字

2003 年 12 月第 1 版 2003 年 12 月第 1 次印刷

印数: 1 ~ 3000 册 定价: 29.00 元

前言

尿流动力学与流体力学（水力学）是多学科的边缘交叉学科，具有互补性，作者就对本边缘多学科进行进一步的相关研究，长期临床工作观察和经验以及实际检测数据，建立试验模型，经周密的思考得出下尿路尿流动力学的新概念、新的检测方法，创建“新颖”的无创、无侵入、非干扰的诊断下尿路梗阻新的方法学，提供诊断下尿路排尿功能障碍（包括下尿路梗阻）疾病的客观指标，并指导治疗，解释疗效程度。尿流动力学与流体力学完美的结合并展现其知识全方面的科学理论整体内涵，至使本作者撰写《下尿路梗阻尿流动力学新概念》一书，以阐明作者的观点和概念。

尿流动力学与流体力学（水力学）的交叉学科形成闪耀的亮点，从而揭示尿道阻力（简称流阻）的神秘的面纱。压力差（尿道消耗压）、尿流率、尿道阻力之间的数学定性、定量、定位关系用 Blasius' s 方程理论进行圆满解释。在尿流动力学与影像尿流动力学之间建立新颖的“数字化”相互关联的重要“桥梁”，从而揭露以往不能解决的临床上含糊不清的疑团问题。以尿道阻力为核心实质，其内在关键因素是尿流态 Re 、尿道管径 r^5 、尿道长度 l ；其外在表现形式是排尿时的压力差与尿流率的组合；当尿道阻力一定时，尿流率是排尿压的被动表现形式。尿道阻力可通过影像尿流动力学表现膀胱与尿道的局部形状和尿道的管径 r 或 F 值以及尿道长度 l ，用 Blasius' s 方程理论衔接压力差与尿流率组合，并且建立新颖的“数字化”排尿模式。尿道为可塌陷管并含有可塌陷管阻力因素，特别是前尿道可塌陷管阻力，看起来极为复杂、难以解决的问题，但是只要从多学科前辈名人的观点中，总是能找到一种简化的原理，从而使谜底得以揭开。从实践到理论、理论到实践的反复论证，最终创建“下尿路流路分析原理学”并使其完整性、科学性。尽管作者提出新的压力差尿流率组合以及影像尿流动力学中 F 值的“框架”理论与传统的观点有一定冲突，仅供广大医务工作者参考与借鉴。

我们希望本书的出版对我国尿流动力学发展起到推动作用，使泌尿外科医师、相关领域的专家教授和研究人员在工作中有一本具有指导作用的参考书。本书是强调理论逻辑性、实践检验性、可重复性和实用性，希望激发有更多的医师对此领域感兴趣。本书的目的在于使这种观点变得更有份量，同时，正如我们所希望的，本书的论述也将显示我们所引导的是正确的方向。由于作者的理论水平、临床工作及能借鉴的资料有限，希望广大读者对本书多予批评、指正，共同促进本学科在我国的发展。

杨小华

2003 年 10 月于春城昆明

致 谢

作者在撰写本书初稿时，请教云南省著名泌尿外科专家教授，全面地征求了他们的观点和看法并参与修正，而且还提出了宝贵的意见。在此特别感谢昆明医学院附属第一医院曹宁生教授、昆明医学院附属第二医院徐鸿毅教授、云南省第一人民医院张连元主任医师、邹永康主任医师、刘乔保副院长主任医师以及云南省第一人民医院泌尿外科全体同仁。他们给予作者鼓励和支持，使本书的语言流畅，深入浅出，循序渐进，具保留原有的尿流动力学观点概念的论述，又重点突出尿流动力学新概念、新理论的逻辑性和实践的验证性以及实用性，使读者能读懂，理解其含意。

作 者

2003 年 10 月于春城昆明

目 录

第一章 尿液流动的基本概念及相关因素	(1)
第一节 尿液体的主要物理性质	(1)
一、惯性	(1)
二、可流动性	(1)
三、粘滞性	(2)
四、压缩性与热胀性	(3)
五、表面张力	(3)
第二节 尿液体静力学表达	(4)
一、静止液体中压强(压力)的特性及规律	(4)
二、尿液体静力学表达	(5)
第三节 影响尿液流动的尿液成分	(6)
第四节 可塌陷管中的尿液流动	(6)
第二章 排尿活动有关的解剖生理基础	(8)
第一节 与排尿活动有关的肌肉	(8)
一、逼尿肌	(8)
二、内括约肌	(8)
三、尿道外括约肌	(9)
四、腹肌及膈肌	(9)
五、输尿管膀胱连接部肌肉	(9)
第二节 与排尿活动有关的神经和受体	(10)
一、三组神经	(10)
二、两个神经中枢	(10)
三、与排尿活动有关的主要三类受体	(11)
第三节 正常排尿和储尿生理	(11)
一、正常排尿活动	(12)
二、膀胱的生理特点	(13)
三、排尿期机械力学基础	(13)
四、储尿期机械力学基础	(14)
第三章 下尿路梗阻尿流动力学检测	(17)
第一节 尿流率测定	(17)
一、尿流率测定设计原理	(17)
二、尿流率测定的常用参数	(18)

三、尿流率测定方法	(19)
四、膀胱流出道的阻力	(20)
五、几种常见的尿流率曲线	(20)
第二节 充盈性膀胱压力测定	(23)
一、充盈性膀胱压力测定的理论基础	(23)
二、膀胱测压仪设备	(24)
三、测定技术要求	(25)
四、测压操作方法	(26)
五、充盈性膀胱压的正常图像相位	(26)
六、参数分析与正常值	(26)
七、几种异常充盈性膀胱压力图	(28)
第三节 储尿期和排尿期尿道压力(侧压)图测定	(30)
一、尿道压力(侧压)图检测原理	(30)
二、尿道压力(侧压)仪器结构	(31)
三、尿道压力图检查方法与步骤	(31)
四、正常尿道压力(侧压)图 [UPP]	(32)
五、几种异常尿道压力曲线 [UPP]	(35)
六、排尿期的尿道压力(侧压)图测定 [MUPP]	(37)
第四节 排尿期尿道出口压(端顶口压)测定	(38)
一、排尿期尿道出口压(端顶口压)测定原理和意义	(38)
二、尿道出口压测定的仪器结构与测定方法	(38)
三、正常尿道出口压力图	(38)
第五节 压力流率同步检查	(39)
一、两种压力流率理论以及排尿意义	(39)
二、压力流率测定所需设备和技术	(44)
三、逼尿肌压力流率诊断正常参数和结果分析	(45)
四、压力差流率诊断正常参数和结果分析	(48)
五、异常逼尿肌压力流率曲线分析	(50)
六、异常的压力差流率诊断曲线	(51)
第六节 外括约肌肌电图检查	(52)
一、括约肌肌电图测定原理	(52)
二、测试方法	(52)
三、常见肌电图的类型及意义	(53)
四、肌电图测定应注意的问题	(54)
第七节 影像尿动力学检查	(55)
一、影像尿动力学检查设备和技术	(55)
二、影像尿动力学检查在下尿路梗阻诊断中的应用	(56)
第八节 尿流动力学联合检查技术	(58)
一、膀胱内压及腹腔内压同步联合检查	(58)

二、膀胱内压与尿道外括约肌肌电图同步联合测定	(58)
三、逼尿肌压力流率系列诊断分析	(58)
四、压力差流率检测诊断分析下尿路梗阻是否存在	(59)
五、排尿期尿道压、膀胱压、尿流率同步检查	(59)
六、尿流动力学与下尿路影像学联合检查	(60)
第九节 尿流动力学各项指标相互之间关系	(61)
一、各腔道压力之间的关系	(61)
二、逼尿肌压力流率与尿道阻力的关系	(61)
三、压力差流率与尿道阻力关系	(63)
四、储尿期和排尿期尿道压力(侧压)与尿道阻力关系	(64)
五、尿线与压力差流率阻力关系	(65)
六、有效膀胱容量(排尿量)、最大尿流率、膀胱压力三者之间关系	(66)
七、各种压力与尿流率在排尿过程中同时段点之间的关系	(67)
八、压力差流率尿道阻力与下尿路影像学的关系	(68)
第四章 尿液流动的阻力和能量损失	(72)
第一节 雷诺试验——层流和紊流	(72)
一、两种流态	(72)
二、流态的判别准则——临界雷诺数	(74)
第二节 圆管中的层流流动	(75)
一、层流流动特性	(75)
二、圆管层流沿程阻力、能量损失的计算	(76)
第三节 排尿期在尿道中的尿液紊流流动	(77)
一、紊流的特性	(77)
二、紊流层流底层	(78)
第四节 紊流沿程阻力系数以及沿程能量损失计算	(79)
一、尼古拉兹实验	(79)
二、沿程阻力系数的经验公式	(81)
三、沿程(尿道)能量损失公式	(82)
第五节 局部尿道尿流能量损失	(83)
一、局部尿道尿流能量损失的一般分析	(83)
二、几种在尿流动力学中的局部能量损失系数	(84)
第五章 排尿期尿流动力学的基本规律	(87)
第一节 尿流率连续性方程	(87)
第二节 尿流压恒定方程	(89)
第三节 Blasius's 方程	(90)
一、理想尿道的 Blasius's 方程	(90)
二、理想尿道的 Blasius's 二次函数方程曲线的数学表达	(92)
三、理想尿道阻力的运算和命名	(93)
四、正常实际尿道的 Blasius's 方程	(94)

五、尿道狭窄、BPH 尿道的 Blasius's 方程	(96)
第四节 可塌陷管(软管)的流体方程	(99)
一、Starling 流阻器	(99)
二、膀胱尿道可塌陷管实验	(103)
三、尿道可塌陷管尿液流体能量损失运算	(103)
第六章 下尿路梗阻的病理生理变化	(106)
第一节 下尿路梗阻膀胱形态学变化	(106)
一、轻度梗阻	(106)
二、重度梗阻	(107)
三、长期梗阻膀胱壁形态学改变	(107)
第二节 下尿路梗阻膀胱功能学变化	(107)
一、逼尿肌收缩性变化	(107)
二、舒张性变化	(108)
三、逼尿肌的自发收缩能力改变	(108)
四、膀胱做功能力的变化	(109)
第三节 膀胱代偿及失代偿发生机制	(110)
一、逼尿肌能量消耗变化	(110)
二、形态学变化	(110)
三、膀胱自发收缩能力变化	(111)
四、膀胱排空能力变化	(111)
第四节 下尿路梗阻导致上尿路变化	(112)
一、膀胱下尿路梗阻引起上尿路损害的原因	(112)
二、上尿路积水的病理生理过程	(113)
第七章 非干扰性非侵入性诊断下尿路梗阻方法学	(115)
第一节 $F/Q_{\max}$ 测定	(115)
一、理想尿道阻力概念中的 F 值	(115)
二、实际尿道阻力的主要阻力成分在狭窄段	(116)
三、 $F/Q_{\max}$ 测定设计图	(116)
四、 $F/Q_{\max}$ 检测设备	(118)
五、 $F/Q_{\max}$ 测定	(119)
第二节 $V/Q_{\max}$ 测定	(119)
一、 $V/Q_{\max}$ 测定原理	(119)
二、 $V/Q_{\max}$ 测定设备和测定方法	(120)
三、 $V/Q_{\max}$ 测定诊断下尿路梗阻	(120)
四、 $V/Q_{\max}$ 测定缺陷—— V 的不真实性和不稳定性	(121)
第三节 摄像摄录尿线 F 值与尿流率测定	(123)
第八章 膀胱流出道梗阻的诊疗	(127)
第一节 膀胱流出道梗阻的病因	(127)
第二节 BPH 诊疗步骤程序	(128)

一、BPH 导致膀胱流出道（后尿道）梗阻的机制	(128)
二、BPH 临床表现	(129)
三、BPH 症状学分析和评估	(130)
四、BPH 治疗原则	(133)
五、BPH 诊疗步骤	(134)
第三节 BPH 的治疗决策	(135)
一、提供鉴别诊断依据	(135)
二、指导选择手术时机	(135)
三、选择治疗方案	(136)
四、预后的判断	(136)
第四节 BPH 药物治疗	(136)
一、雄激素抑制治疗	(138)
二、 α -受体阻滞剂	(139)
第五节 TUR-P 治疗	(140)
一、经尿道前列腺电切除术 (TURP)	(141)
二、经尿道前列腺电气化切割术 (TUVRP)	(142)
三、经尿道前列腺等离子双电极电切术 (TUMRP)	(143)
第六节 BPH 疗效评估	(146)
一、药物治疗和微侵袭治疗	(146)
二、开放手术或 TUR-P 术后疗效	(146)
附录 I 尿流动力学重要参数的参考值	(149)
附录 II 尿流动力学各项重要指标互换关系	(150)

第一章 尿液流动的基本概念及相关因素

第一节 尿液体的主要物理性质

30~40℃的水或尿液是以液体形态可任意流动而改变,但不可以压缩形式存在。水的分子与分子之间存在着间隙。用数学观点分析,液体的物理量在空间上的分布是不固定(不连续),加上分子的随机无规律的热运动,也导致物理量在时间坐标轴上的不连续(不固定)。液体的形态是随外界容器形状或腔道形状改变而改变,液体总是从高压向低压方向流动。

尿流动力学是一门经验性学科,通过实验,即模型实验和实际排尿测定数据,解决排尿期尿液流动的实际问题,同时能充分了解尿液体流动的规律及各项指标相互之间的关系,使基本方程得以简化,如 Blasius's 方程。

水或尿等实际流体的流动是很复杂的,影响其运动的因素是多种多样的。水或尿液流动变化莫测,形式多样化。无论液体运动状态如何变化,其影响的因素不外乎液体本身的物理性质和外界的作用力。液体的主要物理性质有惯性、可流动性、粘滞性、压缩性和热胀性、表面张力。

一、惯性

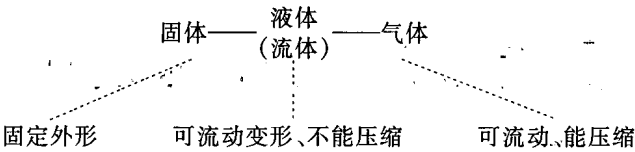
惯性是物体(液体)保持原有运动状态的性质。质量 m 是用来度量物体惯性大小的物理量,单位体积 v 的质量称为密度,以符号 ρ 表示。在连续介质假设的前提下,对于均质液体,其密度的定义为: $\rho = m/v$ (g/ml)。同等质量的液体惯性应比固体小,在管道中的流体均匀运动的惯性是在管径变狭小或宽大时,管道中流体的运动速度状态可发生变化,但流率不变。

二、可流动性

从力学的角度看,流体与固体的最大差别在于它们抵御外力的能力不同。固体有程度不等的抵抗外界压力、剪应力的能力,比如我们用双手去压一块石头,它可能没有任何外观上的变化,固体在受到外力作用时,会产生相应的变形去抵抗外力,只是这种变形非常小,用肉眼根本看不出来。而流体则不同,处于静止状态下的流体不能抵抗剪应力作用,也就是说流体在很小的剪应力作用下也会产生连续不断的变形,直到剪应力消失为止。流体的这种性质称为流体的可流动性,它是流体的固有属性之一。“水往低处流”是流体的流动特性,也就是高压力的液体向低压方向流动。正是由于流体的可流动性,所以流体没有固定的形状,所谓山有定势,水无常形。正是由于流体的这种可

流动性,才出现了专门研究流体流动规律的流体力学。流体最鲜明的特性是可以流动。多器官生命机体是建立在体液流体流动的基础上。机体血液循环的流动性赋予了生命气息;机体的体液排泄如排尿标志着生命的新陈代谢。

固体、流体(液体)、气体三种不同物质的表现形式:



三、粘滞性

粘滞性是液体特有的,是有别于固体的主要物理性质。固体在受到外力的作用下,通过变形抵抗外力。根据变形的形式,可将变形分为正应变和剪应变,对应的力分别为正应力和剪应力或切向应力。而液体是无法通过变形来抵抗切向应力的,无论作用力多么微小,液体总是不断地变形。但变形的快慢(变形率)与外界的作用力和液体的性质有关,液体的这一性质称为粘滞性。因此,液体是通过变形率来抵抗外界的切向作用力的。水和尿液可以流动,油也可以流动,后者的流动性不如前者;蜂蜜虽然也可以流动,但其流动性就更差,这就是“粘滞性”问题,即在液体上加了剪应力时,各层液体之间是否容易产生相对滑移。

粘滞性又指在液体中存在的内摩擦现象。例如流体在圆管中流动时(如图 1-1 所示)。管中心处流速最大,越靠近管壁流速越小,速度不同的各流体层之间存在着沿界面的切向摩擦力(即内摩擦力),并引起机械能的损耗。一般在排尿期的最大尿流率(7~30ml/s)和尿道截面为 13.7F(0.15cm²)时,尿流速(平均流速)47~200cm/s。此时内摩擦力还是存在的,是需要被考虑的因素。(注:F 为泌尿外科专业管道粗细编码号)

液体粘滞性所遵从的实验定律: $F = \eta \cdot (\Delta u / \Delta X) \cdot S$

式中 F 表示与流速平行的两个液层接触面(面积为 S)上的内摩擦力, $\Delta u / \Delta X$ 表示该接触面处的流速梯度,比例系数 η 就是该液体的粘滞系数,在 cm.g.s 制中,粘滞系数的单位用[克][厘米]⁻¹[秒]⁻¹或称为[泊]。

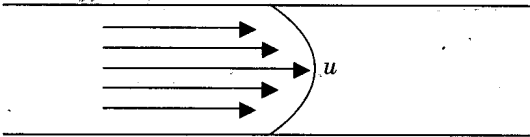


图 1-1 流体在圆管中各层流动速度

表 1-1		几种液体的粘滞系数(单位为[泊])							
物质	t℃	0	10	12	30	40	50	60	70
水		0.01793	0.01311	0.01006	0.00800	0.00657	0.00550	0.00469	0.00406
乙醇		0.0177	0.0145	0.0119	0.00989	0.00827	0.00697	0.00591	0.00504
苯		0.00902	0.00759	0.00649	0.00562	0.00492	0.00437	0.00390	0.00351

从表 1-1 中可看出,液体(水和尿液)的动力粘滞系数随温度升高而减小。液体的

粘滞力主要取决于分子间的引力,随着温度升高,分子间的引力减小而动量交换加剧。

四、压缩性与热胀性

压缩性是指液体在压力的作用下,改变自身体积的特性。

表 1-2 为水在 0℃时,不同压力下的压缩系数。

表 1-2 水在不同压强下的压缩系数

压强(kPa)	500	1000	2000	4000	8000
压缩系数(m^2/N)	0.538×10^{-9}	0.536×10^{-9}	0.531×10^{-9}	0.528×10^{-9}	0.515×10^{-9}

表 1-2 中可以看出,水的压缩系数是很小的。如压强为 8000kPa,相对体积的变化只有大约 0.4%。所以一般可将液体视为不可压缩的。

热胀性是指由于温度的变化,液体改变自身体积的特性。

表 1-3 是水在 101kPa 的压强下,在不同温度下的重度及密度变化。

表 1-3 水在 101kPa 压强下的重度及密度

温度 ℃	重度 kN/m^3	密度 kg/m^3	温度 ℃	重度 kN/m^3	密度 kg/m^3	温度 ℃	重度 kN/m^3	密度 kg/m^3
0	9.806	999.9	30	9.755	995.7	70	9.590	977.8
5	9.807	1000.0	40	9.731	992.2	80	9.529	971.8
10	9.805	999.7	50	9.690	988.1	90	9.467	965.3
20	9.790	998.2	60	9.645	983.2	100	9.399	958.4

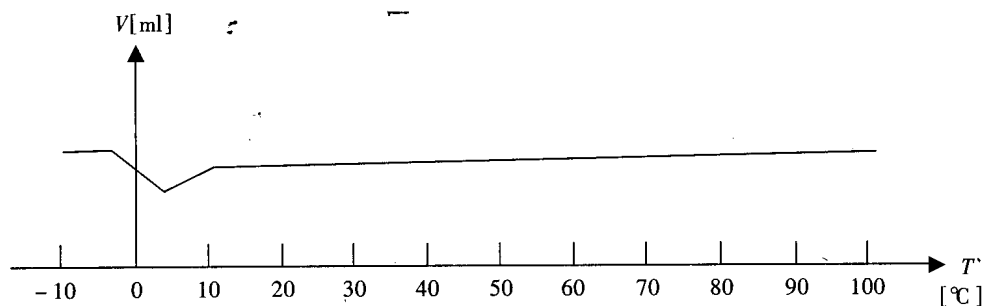


图 1-2 水在 101kPa 压强下温度与体积关系曲线图

从表 1-3 中和图 1-2 曲线中可以看出,水的热胀性的体积膨胀系数是很小的,一般可将水的热胀性视为无变化。

五、表面张力

由于分子间的吸引力,在液体的自由表面上能够承受极其微小的张力,这种张力称为表面张力。表面张力不仅在液体与气体接触的周界面上发生,而且还会在液体与固体(玻璃、塑料、金属管道)或生命机体(尿道)相接触的周界上发生。

对液体(尿液)来讲,表面张力在平面上并不产生附加压力,它只有在曲面上才产生附加压力,以维持平衡。

因此,在尿流动力学实际遇到的问题中,液体只要有曲面的存在就会有表面张力的附加压力作用。例如,液体中的气泡、气体中的液滴、液体的自由射程(排尿过程)、液体

表面和固体壁面或生命机体的尿道壁面相接触等。所有这些情况,都会出现曲面,都会引起表面张力,从而产生附加压力。不过在一般情况下,这种影响是比较微弱的。

由于表面张力的作用,如果把两端开口的玻璃细管竖立在液体中,液体就会在细管中上升或下降 h 高度,如图 1-3 及图 1-4 所示。这种现象称为毛细管现象。上升或下降取决于液体和固体的性质。

如果把玻璃细管竖立在水中(如图 1-3),当水温为 20°C 时,则水在管中的上升高度 h 为:

$$h = 15/r$$

如果把玻璃细管竖立在水银中(如图 1-4),当水银温度为 20°C 时,则水银在管中的下降高度 h 为:

$$h = 5.07/r$$

$h = 15/r$; $h = 5.07/r$ 式中, h 及 r 均以毫米计算(r 为玻璃管内半径)。可见,当管径很小时, h 就可能很大。所以,用来测定膀胱压力或尿道侧孔压力、尿道口端顶孔压力等等时,测压管的直径不能太小,否则会产生很大的误差。而且测压管内表面光滑程度如玻璃管的光滑程度。

在尿流动力学中测定膀胱压力、尿道侧孔压力、尿道口端顶孔压力的测压管管外径一般为 F8-F7,相应管外径 R 为 $1.27 \sim 1.11\text{mm}$,管内径 F5-F4,相应管内径 r 为 $0.8 \sim 0.636\text{mm}$,水在管中上升高度为: $h = 15/r = 18.75 \sim 23.6\text{mm}$,相当于上升 $1.875\text{cm H}_2\text{O} \sim 2.36\text{cm H}_2\text{O}$ 的压力。此值在尿流动力学中测压影响还不大。如果内管径再小就影响测压力值。

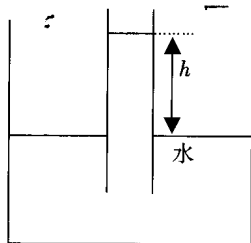


图 1-3 水的毛细现象

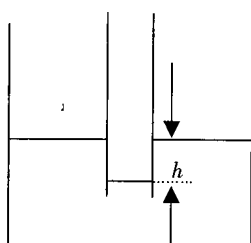


图 1-4 水银的毛细现象

第二节 尿液体静力学表达

液体静力学研究的是液体处于静止或相对静止状态下的力学规律。由于处于静止状态,液体的表面力只存在正应力,即压强,在尿流动力学中统称为压力,单位为 $\text{cm H}_2\text{O}$,或 kPa ,统称压力是一传统错误命名。物理学、流体力学的压力概念是力,单位是 $\text{kg}\cdot\text{g}$ 。压强是单位面积内受的力,单位是 kPa 、 $\text{cm H}_2\text{O}$ 。

一、静止液体中压强(压力)的特性及规律

液体各层的表面力由正应力和切向应力组成。根据牛顿内摩擦定律,液体的切向应力是不存在的(液体未流动)。表面力只为正向应力。而液体无法承受拉力的作用,

因此静止液体各层的正向力为内正向力,即压强(或称压力)。

静止液体各层高度位置不同,压强的大小不同;高度位置相同,无论什么方向,压强的大小不变。压强的方向是垂直于作用面。所以,在尿流动力学中测定储尿期膀胱压 P_{ves} 时,测压管的侧孔各方向以及端孔在同一层膀胱各位置膀胱压相等。这就是液体静力学的第一规律。另外,膀胱充盈较大,测压管放在膀胱后壁与前壁(平卧位),所测之间的误差在 $3\text{cm H}_2\text{O}$ 左右一般可忽略不计。

静止液中任意点压强增加或减低的变化,将等值地传递到其他各点。这就是液体静力学的第二规律。由于液体的不可压缩性,液体静力学可准确地传递压强,在尿流动力学中测定静态压力(压强),可通过测压管在同一水平面传递压力(压强)给压力感受器,从而在仪表上反映出数据。

二、尿液体静力学表达

压强有两种计算基础:绝对压强和相对压强。

以无物质分子存在的或虽存在但处于绝对静止状态下的压强为起算点,所表示的压强为绝对压强。

以当地同高度段的大气压强为起算点,所表示的压强为相对压强。

分子的微观运动是永恒的,压强是由于分子的热运动形成的,只有在绝对温度为零时,分子才静止。因此,绝对压强是大于零。相对压强是以大气压强为基准的,因此,可正可负。但在表示压强时,一般不希望出现负值。所以,相对压强的表示也有两个方法:如相对压强大于零,表示为相对压强(压力表读数);如相对压强小于零,用其绝对值表示,通常称为真空度(真空表读数)。

为了区别以上几种压强的表示方法,现以图 1-5 中 A 点(大于大气压)和 B 点(小于大气压)为例,将它们的关系表示在图上。

在实际尿流动力学测定中,常用相对压强。这是因为在自然界中,任何物体均放置在大气压中,所感受到压强大小也是以大气压为基准,应校零为基线,引起物体的力学效应只是相对压强的数值,而不是绝对压强。

目前,绝大部分测量压强的仪器设备所表示的压强均为相对压强,因此,在尿流动力学测定技术中广泛采用相对压强。在讨论问题中,如不加说明,压强均指相对压强。

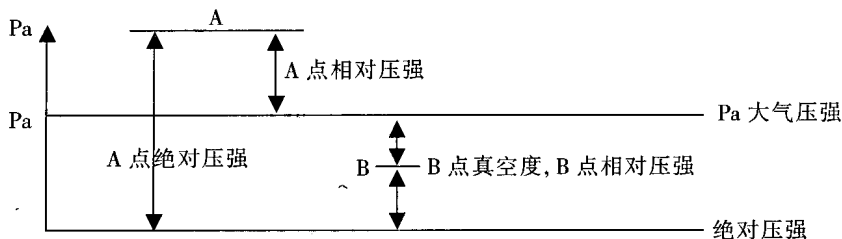


图 1-5 几种压强的表示示例

压强的定义是单位面积的作用力,即作用力除以面积用 F/S 表示。国际单位制为牛顿/平方米,即 N/m^2 ,以符号 Pa 表示。也可用 kPa 表示, $\text{kPa} = 1000\text{Pa}$ 。

但在尿流动力学中压强通常用 $\text{cm H}_2\text{O}$ 表示。kPa 与 $\text{cm H}_2\text{O}$ 换算:

$$\text{Pa} = \text{N}/\text{m}^2 = (1/9.8)\text{kg}/\text{m}^2$$

$$\text{kPa} = (1/9.8) \times 1000\text{kg}/10000\text{cm}^2 = (1/9.8) \times 100\text{g}/\text{cm}^2 = 10.2\text{g}/\text{cm}^2 = 10.20\text{cmH}_2\text{O}$$

注:100000 达因 = 1 牛顿. $1\text{kg} = 9.8$ 牛顿. $1\text{g} = 980$ 达因. $1\text{cmH}_2\text{O}$ 表示 $1\text{g}/\text{cm}^2$ 的压强。由于水的比重为 1, 用 $1\text{cmH}_2\text{O}$ 水柱表示 $1\text{g}/\text{cm}^2$ 的压强。

目前常用压力传感器和液位式来表达压强(压力)测定。后一种液位式方法是一种原始置管标高法, 方法陈旧但实用于最基层无尿流动力学设备的医疗单位。此方法已被淘汰。缺点是所测得的压力曲线是间断的而非连续的, 有些压力的瞬间变化易被遗漏, 并且水压计反应迟钝, 压力波动分辨力极差。前一种压力传感器又称为电测定或测压装置(压力传感器连接在被测液体中), 是将压强(压力)信号转化成电信号变化的专用设备。主要有三种类型: ①体外固定型: 其优点是价格相对便宜, 坚固耐用, 是尿流动力学中最常用的一种; ②携带式传感器; ③导管顶端传感器。后两种传感器反应灵敏、方便, 同时也不需调整零点; 但易于损坏破碎, 价格较昂贵。

第三节 影响尿液流动的尿液成分

尿液和水流动的形式大体相似, 其原因是尿液中 98% ~ 99% 是水。但由于正常尿液中含有电解质、微量蛋白、极少数的红、白细胞, 微量的尿胆素、尿胆原、糖等等, 造成尿液比重在 1.015 ~ 1.030 范围。尿液溶解的无形成分和尿液中存在的有形成分, 微微增加了尿液在流动时的内摩擦力, 那么, 尿液的粘滞系数在同样的温度下比水要略大一些。在表 1-1 中我们看到水在 30 ~ 40℃ 时粘滞系数为 0.008 ~ 0.00657, 在运算尿液流动的流率、压力、阻力时, 常采用 36℃ 的尿粘滞系数为 0.008, 单位用 $[\text{克}][\text{厘米}]^{-1}[\text{秒}]^{-1}$ 或称为 $[\text{泊}]$ 。

第四节 可塌陷管中的尿液流动

人体尿道为可塌陷管道, 因为当外界压力超过管内压力时, 管壁(尿道壁)将产生塌陷现象。这一现象我们在行尿道镜检发现: 当未灌注冲洗水时, 镜内视野尿道管壁塌陷褶皱; 当灌注冲洗水时, 镜内视野尿道管壁腔胀开, 以便检查。在非排尿期(储尿期)尿道相对可塌陷闭锁, 这是由于前尿道壁的闭合应力的作用。前尿道壁的闭合应力来源于尿道粘膜, 尿道海绵体以及尿道周围软组织, 再加之周围大气压对尿道软组织管作用的结果。当排尿期时, 尿液流动经过尿道使其可塌陷管腔胀开, 尿液在尿道中流动, 尿道管腔纯属被动可塌陷管道排放尿液。这一过程与硬管腔内尿液流动性质不一样。尿道相当于水平塌陷管, 假定外压恒定, 而且壁面性质与参考面积保持不变, 要求考虑管内粘滞性摩擦力对可塌陷管内尿液流动特性的影响。摩擦力将使管横截面积增大, 管内流速减慢, 其流率不变, 尿道侧压力增加。而且摩擦力总是使可塌陷管内流体流动的总压力 P 减小。

在排尿期测某一点尿道侧孔压力(在最大尿流率时)要比储尿期测同一点的尿道侧孔压力高, 并且与最大尿流率、膀胱压力有正向相关增加。那么在排尿期的尿道外口压

力 P_0 测定时(顶端测压管测定),尿道可塌陷管可影响尿道外口压力(也称尿道出口压 P_0),与硬管外口压力比较要多损失 $1/5$,并且要求 $Q_{\max} > 10\text{ml/s}$ 。如果 $Q_{\max}$ 在 $3 \sim 8\text{ml/s}$ 时多损失 $2/5$ 。通常我们在运算可塌陷管尿道 Blasius's 公式时的可塌陷管系数为 1.2 ,这特指外括约肌近端的后尿道。如果指外括约肌远端的前尿道可塌陷管就更复杂化,通常我们在运算前尿道可塌陷管 Blasius's 公式时的可塌陷管系数为 $15/Q_{\max}$ 。 $Q_{\max}$ 越小, P_0 越小; $Q_{\max}$ 大, P_0 就大。

参 考 文 献

- 1 柯葵,朱立明,李嶢. 水力学. 上海:同济大学出版社,2000.1~24
- 2 向华球. 水力学. 北京:人民交通出版社,1998.1~27
- 3 赵凯华,罗蔚茵. 力学. 北京:高等教育出版社,1995. 222~260
- 4 程守洙,江之永. 普通物理学. 上海:人民教育出版社,1979. 222~249
- 5 柳兆荣. 心血管流体力学. 上海:复旦大学出版社,1986.319~349