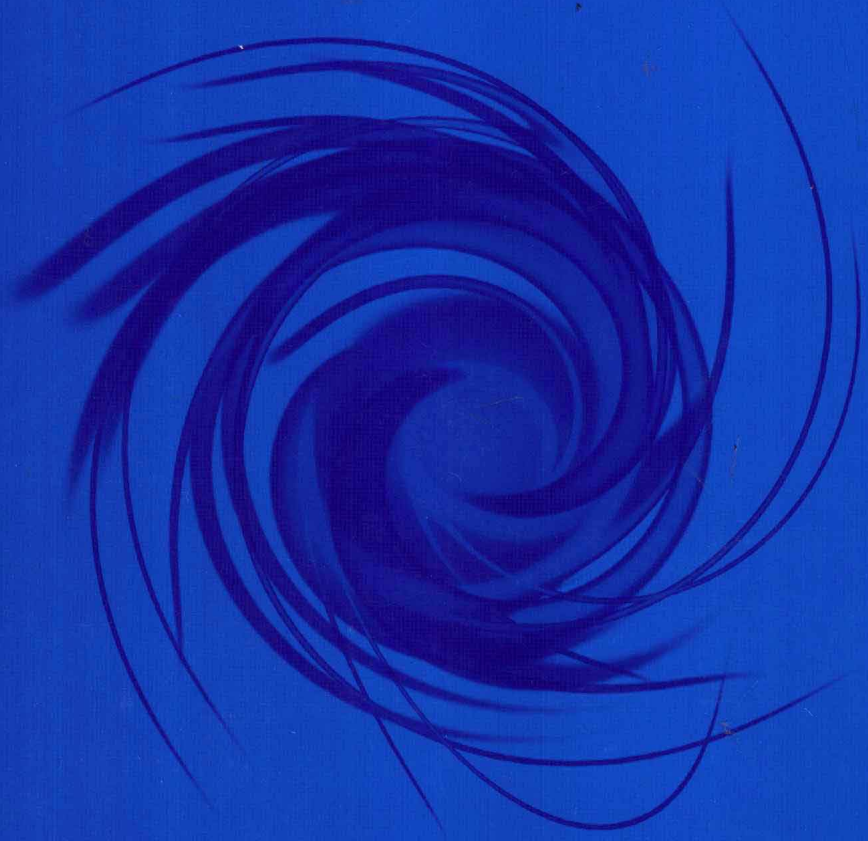


中英文对照

国际尿控学

标准化指南

原著 国际尿控学会 主译 关志忱



国家标准

标准化指南

GB/T 1.1-2020 标准化工作指南 第1部分：标准化和相关活动的通用术语



国际尿控学

International Continence Society

标准化指南

Standardization Guideline

原 著 国际尿控学会

主 译 关志忱

主 审 史本涛 周锦棠 来永庆

译 者 (以姓氏笔画为序)

丁 宇	王忠尧	史本涛	刘运初
关志忱	孙烁磊	李文华	李贤新
杨世欣	杨尚琪	来永庆	吴雄辉
陈月英	陈泽波	周锦棠	孟作为
胡祎民	倪梁朝	陶令之	黄姗姗
崔 林	魏本林		

人民卫生出版社

PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

图书在版编目 (CIP) 数据

国际尿控学标准化指南: 中英文对照/关志忱主译.

—北京: 人民卫生出版社, 2011. 12

ISBN 978-7-117-15012-5

I. ①国… II. ①关… III. ①泌尿科学-标准化-指南-汉、英 IV. ①R69-62

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2011) 第 238950 号

门户网: www.pmph.com	出版物查询、网上书店
卫人网: www.ipmph.com	护士、医师、药师、中医师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

国际尿控学标准化指南 (中英文对照)

主 译: 关志忱

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010-59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-67605754 010-65264830

010-59787586 010-59787592

印 刷: 三河市双峰印刷装订有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 22 插页: 4

字 数: 650 千字

版 次: 2011 年 12 月第 1 版 2011 年 12 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-15012-5/R·15013

定 价: 59.00 元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

PREFACE



The most important component of appropriate lower urinary tract dysfunction evaluation and treatment is to use commonly transferable language, equipment, urodynamic parameters and their appropriate interpretation.

The other very important challenge is to identify the outcome measures to be used for evaluation of symptoms and treatment. The elaboration of research protocols both clinical and basic as well as specifying the guidelines necessary for performing good urodynamic practices as well as good clinical trials is a prerequisite for performing clinical trials.

This book with its 22 chapters represents a major effort to translate the recommendations and documentation by the International Continence Society (ICS), which are the reference for proper urodynamic and functional assessment of the lower urinary tract in both men, women, and the elderly.

Dr. Zhichen Guan has done a tremendous effort in translating honestly these documents produced by the International Continence Society, and putting it together in such a compendium that will be the Chinese reference for use by Chinese urologists.

It gives me great pleasure to write this preface on his behalf as he has been my fellow quite a few years ago, when we conducted together research on the lower urinary tract obstruction and its effect on bladder over activity between 1988 and 1994. This was performed in mini pigs. He helped develop a standardized between technique to do urodynamic evaluation in these animals while they are awake and standing which was a real challenge. He also helped in developing the software necessary for computerizing the urodynamic parameters. During his fellowship, he performed a lot of meticulous type surgery both on large as well as small animals, which attests very strongly to his clinical and surgical skills. It was a pleasure working with him during that time, and it is a pleasure for me to see that he has taken a leadership role in lower urinary tract dysfunction and urodynamics in China and I congratulate him on this achievement.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Mostafa Elhilali'.

Mostafa Elhilali, M.D. Ph.D.

Professor & Chairman, Department of Surgery, McGill University
Surgeon-in-Chief, McGill University Health Centre
SIU President

序

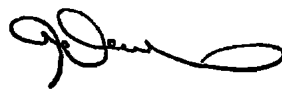
对于下尿路功能障碍进行评估及治疗最根本的步骤就是使用最普通的便于沟通的语言、设备及尿动力学参数并适当地作出分析解读。

更具有挑战性的是如何去鉴别用于评价症状和治疗的诸多方法所产生的后果正确与否。大量的研究资料分别记录了临床及基础研究的重要性并强调了进行尿动力学研究的指导方针,同时也是进行临床实验的前提。

本书用 22 章详细解读了国际尿控学会的相关建议及文献,这些建议和文献也是关于如何对男性、女性及老年人下尿路进行尿动力学检查和正确功能评定的参考资料。

关志忱医生为了翻译国际尿控学会的文件作出了极大的努力,花费了大量的时间精力。本书纲领式的结构足以成为中国泌尿外科医生可以普遍使用的参考文献。

本人十分荣幸得以为我多年前的博士后学生撰写本书的前言。关医生与本人在 1988—1994 年期间对下尿路梗阻及其对膀胱功能的影响进行过大量的研究工作,并以猪作为实验对象。关医生帮助我们建立了在动物清醒及站立的情况下进行尿动力学研究的技术。这项技术在当时极具挑战性。他同时也帮助我们发展了将尿动力学参数电脑化的基础软件。与他共事的数年间,他在各种大小型实验动物身上进行了大量精确的手术操作,这些手术的成功都得益于他高超的临床及手术技巧。本人十分荣幸曾与关医生共同研究探讨,看到他于下尿路功能障碍及尿动力学的研究方面在中国居于领先地位而感到由衷高兴,借此为他在这方面取得的成就表示祝贺!



Mostafa Elhilali, M.D. Ph.D.

国际泌尿外科协会主席

麦吉尔大学健康中心首席外科医生

麦吉尔大学外科主席,泌尿外科教授

译者前言



多年前,我来到加拿大麦吉尔大学学习,第一年期间,我写了6篇文章,其中一篇发表在美国泌尿外科杂志上,并获得了美国小儿泌尿外科提名奖,另一篇在魁北克泌尿外科年会上获得一等奖。带着一年辛勤工作所获得的大量资料和6篇文章,我去见我的导师 Elhilali 教授,他听完我的汇报后,严肃地说:“你这是游戏,是为了写文章,不是在做科学研究”。巨大的震动后,我从导师那里领悟出了做科研的道理,目睹十几年来他领导国际泌尿外科学会所作的工作,确实让我感到 Elhilali 教授是一个少有的科学严谨、工作十分勤奋的人。在他的激励下,我阅读大量文献,在下尿路梗阻引起的膀胱功能改变上十几年来默默地工作,虽然没有得到很大的成绩,但是却胸有成竹地感到自己真正站在了科学队伍中间。感谢国际泌尿外科学会主席 Elhilali 亲自为本书撰写了前言。

现代医学中,正确地使用诊断名词和科学术语显得十分重要。几年前,我们把 urge 和 urgency 都当作尿急看待,阅读了国际尿控学会官方文件以后,我突然发现,正常人中可以有 urge,所以我决定把 urgency 翻译成“尿急症”,以区别于非病态的尿急。类似的例子并不少见,20 世纪 90 年代末期,我和杨勇、张小东教授讨论把翻译成“膀胱过度活跃”的 overactive bladder 改译成了“膀胱过度活动症”,金锡玉、宋波、廖利民教授立即支持用这一名词,简单的一个症字,就把具有病态的人区别了出来。泌尿外科的诊断名词术语那么多,如果不把它们准确地定义出来,那么临床的诊断将是多么混乱,学科内也无法交流。近些年来,国际尿控学会发表了大量官方文件,目的就是使我们有一个正确的语言沟通平台,这些指南性的文件也推荐给我们各种医疗设备的使用方法、选择适应证及其后果的判断。

征得国际尿控学会 Dan Snowdon 先生的同意,将国际尿控学会发表的 22 个官方文件翻译成册。为了克服我们翻译错误所造成的影响,我们把英文原版的文件也一并提供给读者作为参考。本书适合于医学生及从事泌尿外科专业的各级专科医生,相信仔细阅读国际尿控学会的这些文件,在更国际化的平台上去工作,我们国家的泌尿外科必将有更快的发展。

北京大学教授、博士生导师,主任医师,研究员
北京大学深圳医院外科教研室主任,泌尿外科主任
泌尿外科研究所常务副所长
关志忱

目 录

1	第一章 尿动力学设备:技术现状
8	第二章 尿道压力测定的术语标准化:来自国际尿控学会标准化分会的报告
10	第三章 儿童下尿路功能障碍的定义和标准化
25	第四章 盆底肌肉功能及功能障碍术语的标准化:来自国际尿控学会盆底临床评估小组的报告
30	第五章 尿动力学实验资料数字交换的 ICS 标准
33	第六章 国际尿控学会标准化委员会关于下尿路功能障碍术语标准化的分析
40	第七章 ICS 推荐的下尿路功能障碍临床试验
43	第八章 盆底功能及功能障碍术语文献审阅专家表
44	第九章 下尿路功能的术语标准化
56	第十章 下尿路康复技术:下尿路功能术语标准化第 7 篇报告
61	第十一章 女性盆腔器官脱垂和盆底功能障碍的术语标准化
68	第十二章 肠代膀胱功能特性的评估和术语标准化
74	第十三章 下尿路功能术语的标准化:排尿期压力 - 流率测定、尿道阻力和尿道梗阻
84	第十四章 下尿路功能障碍患者预后研究的标准化:来自国际尿控学会标准化分会的报告
87	第十五章 有下尿路功能障碍症状成年女性的研究效果测评

- 91 ► 第十六章 下尿路功能障碍虚弱老年人的研究效果测评
- 95 ► 第十七章 治疗有下尿路功能障碍症状的成年男性研究效果测评
- 100 ► 第十八章 神经源性下尿路功能障碍的术语标准化:诊断程序建议
- 109 ► 第十九章 便携式尿动力学监测的标准化:国际尿控学会术语标准化分会关于便携式尿动力学研究的报告
- 118 ► 第二十章 下尿路功能的术语标准化:来自国际尿控学会标准化分会的报告
- 126 ► 第二十一章 夜尿症的术语标准化:来自国际尿控学会标准化分会的报告
- 130 ► 第二十二章 良好尿动力学检查:尿流率、充盈性膀胱测压、压力 - 流率测定

CONTENTS

143	Chapter 1 Urodynamic Equipment: Technical Aspects
153	Chapter 2 Standardisation of Urethral Pressure Measurement: Report from the Standardisation Sub-committee of the International Continence Society
156	Chapter 3 Standardization and Definitions in Lower Urinary Tract Dysfunction in Children
176	Chapter 4 Standardization of Terminology of Pelvic Floor Muscle Function and Dysfunction: Report from the Pelvic Floor Clinical Assessment Group of the International Continence Society
184	Chapter 5 ICS Standard for Digital Exchange of Urodynamic Study Data
187	Chapter 6 Analysis of the Standardisation of Terminology of Lower Urinary Tract Dysfunction: Report From the Standardisation Sub-committee of the International Continence Society
198	Chapter 7 ICS Recommendations on Clinical Trials in Lower Urinary Tract Dysfunction
203	Chapter 8 List of Expert Readers for the Document on Terminology of Pelvic Floor Function and Dysfunction
204	Chapter 9 The Standardisation of Terminology of Lower Urinary Tract Function
221	Chapter 10 Lower Urinary Tract Rehabilitation Techniques: Seventh Report on the Standardisation of Terminology of Lower Urinary Tract Function
228	Chapter 11 The Standardisation of Terminology of Female Pelvic Organ Prolapse and Pelvic Floor Dysfunction
239	Chapter 12 The Standardisation of Terminology and Assessment of Functional Characteristics of Intestinal Urinary Reservoirs
249	Chapter 13 The Standardisation of Terminology of Lower Urinary Tract Function: Pressure-Flow Studies of Voiding, Urethral Resistance and Urethral Obstruction

262	Chapter 14	Standardization of Outcome Studies in Patients with Lower Urinary Tract Dysfunction: A Report on General Principles from the Standardisation Committee of the International Continence Society
266	Chapter 15	Outcome Measures for Research in Adult Women with Symptoms of Lower Urinary Tract Dysfunction
272	Chapter 16	Outcome Measures for Research of Lower Urinary Tract Dysfunction in Frail Older People
279	Chapter 17	Outcome Measures for Research in Treatment of Adult Males with Symptoms of Lower Urinary Tract Dysfunction
287	Chapter 18	The Standardization of Terminology in Neurogenic Lower Urinary Tract Dysfunction: With Suggestions for Diagnostic Procedures
300	Chapter 19	Standardisation of Ambulatory Urodynamic Monitoring: Report from the Standardisation Sub-committee of the ICS for Ambulatory Urodynamic Studies
310	Chapter 20	The Standardisation of Terminology of Lower Urinary Tract Function: Report from the Standardisation Sub-committee of the International Continence Society
325	Chapter 21	The Standardisation of Terminology in Nocturia: Report from the Standardisation Sub-committee of the International Continence Society
331	Chapter 22	Good Urodynamic Practices: Uroflowmetry, Filling Cystometry, and Pressure-Flow Studies

第一章

尿动力学设备:技术现状

第一节 简介

压力和流率是尿动力学研究中最普遍的检测参数。这些参数形式上由传感器产生的电信号来表示,并以书面或磁带记录,或在示波器上显示,或在电脑中数字储存。肌电图(electromyogram, EMG)则为另一个有用的电形式的参数。通过直接放大可获得这些参数。总的原则是尽量忠实地复制这些信号而不修改源信号,这一点可以通过直接放大信号来实现,但为了使数据更方便应用、更易理解,原始信号在最终显示出来之前通常可以加以修饰,这个过程与放大一起称为信号处理。生理学变化以外的干扰也会记录在信号中,看起来是来源于原始资料。因此,必须谨慎解释所记录的信号。

第二节 信号处理器

用于检测尿动力学参数的典型的电子系统见图 1-1。设计程序考虑到整个系统中不同组分的兼容性。处理器可用于:

1. 放大信号。
2. 过滤信号。

3. 微分信号。
4. 积分信号。
5. 把模拟信号转变为数字信号。

一、信号放大

理想的放大器改变应用信号的振幅,而不会令信号失真。

二、信号过滤

随时间改变,各种数值的信号被认为是拥有不同强度的不同频率的总和。信号改变越快,其频率越高。例如,与逼尿肌收缩的较慢的改变相比,发生在咳嗽时膀胱压力的改变更快速。其他频率或许比生理上频率高,如“杂音”形式的信号更高。通过限制测量系统的频率范围既可滤除“杂音”,又可显现所能测的参数。为了复制上述的快速改变的信号,需要具有频率范围 DC-15Hz 的放大器。然而,对 EMG 测量来说,频率需要延长至几个千赫(kHz)。

信号过滤的原理可以从尿流仪获得的记录说明。测量过程中机械杂音的传入是不可避免的,随后它以电杂音形式出现。如不进行适当的过滤,则很难解释记录的信号(图 1-2)。过多的过滤不仅是

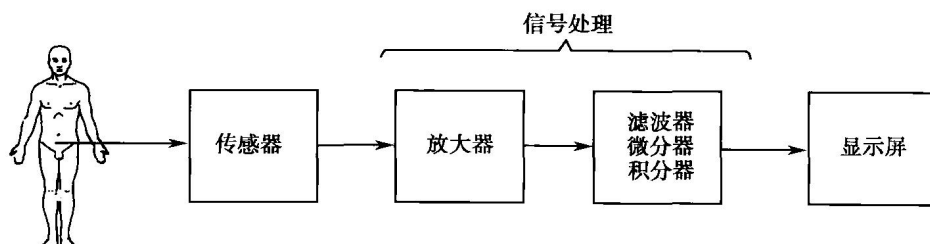


图 1-1 检测生理参数的典型“系统”

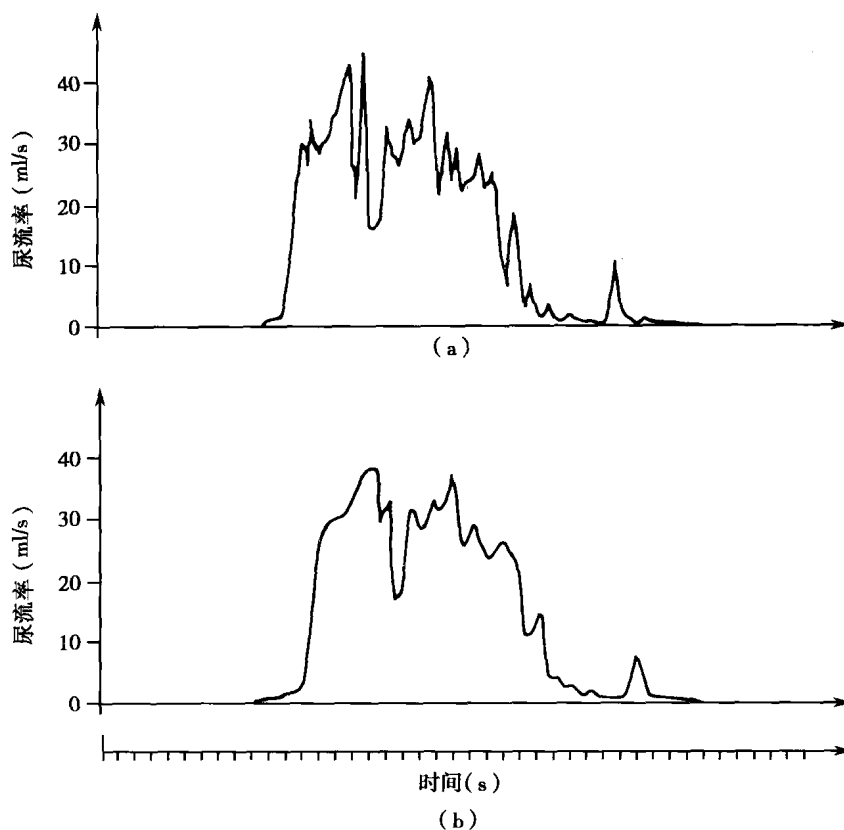


图 1-2 (a) 尿流率记录, 包含产生的机械杂音和其他杂音; (b) 经过信号过滤后的尿流率仍包含足够的诊断数据

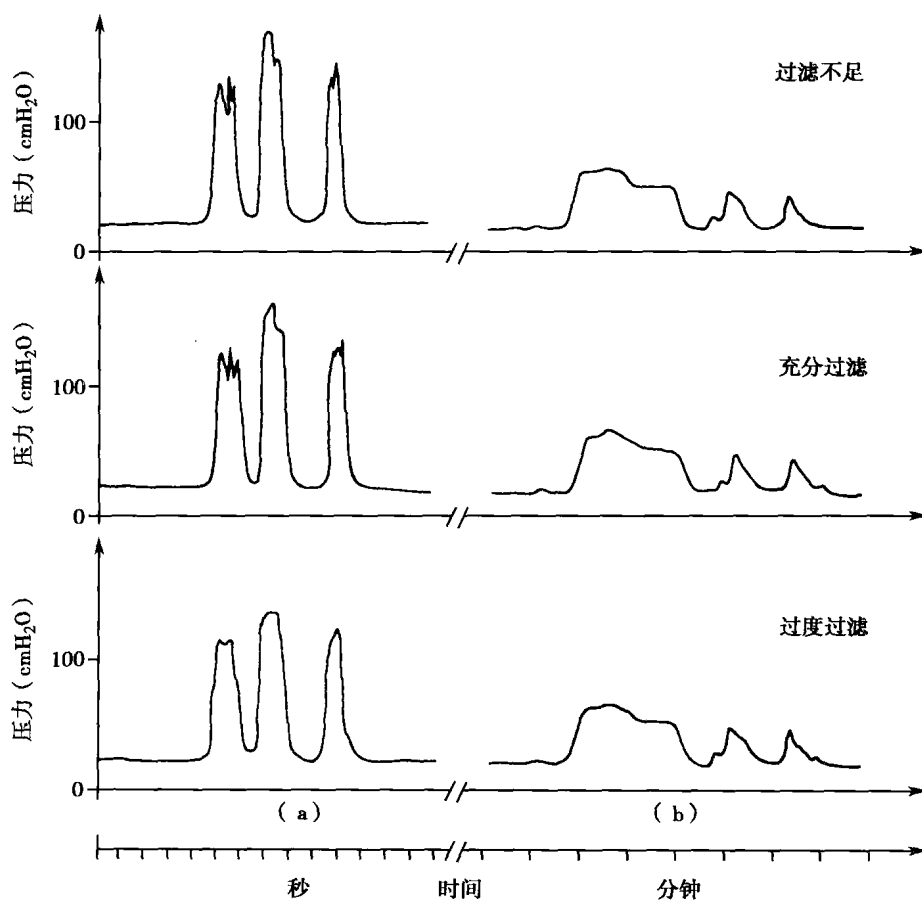


图 1-3 咳嗽(快速压力变化)和逼尿肌痉挛(缓慢压力变化)

减少杂音,而且也阻碍了重要信号成分的记录。不同的滤波对记录压力的显著影响见图 1-3。

三、信号微分处理

通常,随着时间而改变的信号的变化速率比获得的原始信号具有更有用的信息。通过微分处理过程,我们可以从原始信号中得到信息。微分最经常用于尿容量或尿重量的测量[图 1-4(a)]。微分处理后的信号代表容量或重量流率(见“尿流仪”部分)。

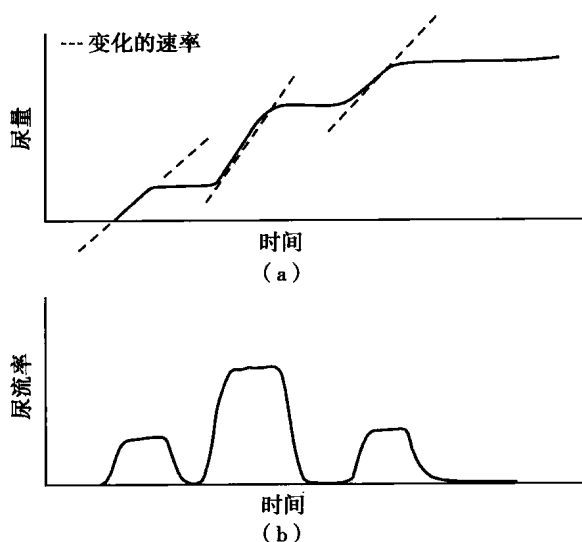


图 1-4 信号甄别:原始信号(a)代表随着尿流率信号的变化排出的尿量(b);信号整合:整合后的原始信号(b)代表排出的尿量(a)

四、信号积分处理

积分处理与微分处理过程相反,积分处理产生一种信号,代表曲线以下的面积。例如,直接记录尿流率曲线以下区域[图 1-4(b)](见“尿流仪”部分),即等于总尿量[图 1-4(a)]。积分技术在 EMG 信号处理中也得到有效的应用。与微分相同,积分装置也规定了可使用范围。

五、模拟信号到数字信号的转换

正常情况下,代表尿动力学参数的信号以连续不间断的形式出现(模拟信号)。这些信号可通过一系列不连续的数字(数字信号)来近似表示。为了直接显示诸如“排尿容量”等数字资料或者想输入计算机进一步运算和分析,应把模拟信号转换成数字形式。

第三节 压力传感器:特性和说明

压力传感器是将所受到的压力转换成电信号的一种装置,其振幅与压力成比例。被测压力(例如膀胱内压力)可以通过末端开放的或封闭的充有液体或气体的导管传输到外置的传感器上。压力也可以通过直接放置在导管上的小传感器检测。传感器主要有 4 种形式:阻力型(测张力)、容量型、感应型和光电子型。

一、测量单位

SI(国际标准)压力单位是帕斯卡(pascal, Pa),但尿动力学中 cmH_2O ($1\text{cmH}_2\text{O}=98.07\text{Pa}$) 单位还在使用。当测定压力函数的参数时(如顺应性),必须使用 SI 单位。

二、压力传感器的重要特性和规格

(一) 压力范围

检测尿路内的压力时,用 $0\sim 300\text{cmH}_2\text{O}$ ($0\sim 30\text{kPa}$) 压力就足够了。而在很多情况下, $0\sim 200\text{cmH}_2\text{O}$ ($0\sim 20\text{kPa}$) 压力范围也可以接受(如检测膀胱内压力时)。

(二) 灵敏度

传感器的灵敏度是这样定义的:所受压力变化 1 单位时输出信号幅度的改变。温度改变引起的灵敏度的变化称为灵敏度漂移。漂移应小于 $0.1\%/^{\circ}\text{C}$ 。

(三) 线性和滞后效应

理想的传感器其电信号输出与实际压力成线性关系。非线性部分以压力百分比表示。另外,对于特定的实际压力来说,根据振幅是否增加或减少,其输出信号会与实际压力有轻微的不同,这一效果称为滞后效应。常用做法是以限定压力范围的百分比偏差作图,把线性部分与非线性部分连接在一起。其数值不超过 1% [$0\sim 100\text{cmH}_2\text{O}$ ($0\sim 10\text{kPa}$)] 范围是可以接受的。

(四) 超载压力

施加额外压力可永久破坏传感器。不影响传感器特性的最大使用压力称为超载压力。标准值范围为 $1500\sim 5000\text{cmH}_2\text{O}$ ($150\sim 500\text{kPa}$)。移除超载压力后,超过工作范围的刻度变化应不超过 1% 。超过一定标准的压力会损害传感器,这个标准称为损害压力标准。

注意:实际上,用高阻出口冲传感器腔则很容易超出最大压力的最高值(例如细孔导管或闭合活塞)。

(五) 零偏移

当实际压力为大气压时(或零),所有传感器都有小的电信号输出。这一信号称为零偏移信号。若此偏离是个常数,由于传感器信号调节器可调节产生零输出就不会产生检测误差。随温度变化的偏离信号称零漂移,它比绝对值更加重要。零漂移应小于 $0.1\text{cmH}_2\text{O}/^\circ\text{C}$ ($10\text{Pa}/^\circ\text{C}$)。

(六) 零参照标准

通常,依据大气压校准传感器。尿动力学中将耻骨联合上缘作为零参照标准。当一液体连接系统用于检测膀胱内压力时,传感器受到两方面相互抵消的流体静压力:

1. 来源于导尿管中的液体所产生的压力。
2. 来源于导尿管在尿中的深度所产生的压力。

因此,利用这一类型系统测定膀胱内压力时,其压力与膀胱内导尿管头的位置无关。另一方面,用微头或密封的气体系统检测压力时,则应考虑端头薄膜在膀胱的位置。

通过膀胱内压力减去腹压计算出逼尿肌压力。为了获得逼尿肌压力的最近似值,用液体连接的外传感器在参照标准的零水平(耻骨联合的上缘)测量腹压和膀胱内压。然而,由于导尿管内液体的运动导致零基准变化及形成主要的人为假象,所以充满液体系统不适合用于置零来研究患者运动较大时的情况(如动态检测)。这些情况之下,可用微头或封闭的气体系统进行逼尿肌压力的定性检测。

(七) 容量位移

作用于传感器的压力在振动膜上产生移动。特定压力产生的容量变化称为传感器的容量位移。标准值范围为 $0.003\sim 0.03\text{mm}^3/100\text{cmH}_2\text{O}$ ($0.003\sim 0.03\text{mm}^3/10\text{kPa}$)。通常,对注入同样液体的导尿管和传感器腔来说,特定压力的容量位移越大,频率反应则越低。

(八) 频率反应

最现代的传感器用于生理学上测定压力时,其能力绰绰有余。然而,如果待测压力通过充满液体的导尿管传输到传感器上时,那么其系统的动力学特征会受到导尿管直径和顺应性的限制。当导尿管的内直径减小、连接系统的长度和顺应性增加时,频率反应减小。由于空气可压缩,所以必须去除液体连接系统里的气泡,否则频率反应将会受到

影响。通过以下连接,可以测定特殊系统的反应:

1. 不同频率水窦状隙压力发生器。
2. 压力腔中有快速反应(阶跃反应)。

所需的反应取决于观察的类型。例如,充盈性膀胱测压时频率反应一般为 $\text{DC}-4\text{Hz}$ 。另外,当咳嗽或患者运动引起压力快速变化时,频率反应一般应为 $\text{DC}-15\text{Hz}$ 。

(九) 完整压力测定系统

当传感器连接到完整压力检测和显示系统时,会产生进一步的不利影响。对由绘图记录仪造成的对频率反应的影响及任何的附加偏移,制造商一定要加以说明。

第四节 尿流率仪:性征和说明

尿动力学的检测中,尿流率仪是一种检测和显示单位时间内通过的液体量(容量或重量)的装置。根据使用的传感器类型,可以测定流速或瞬间累积量。通常,尿流率仪显示测定的是容量流率。

一、测量单位

测定容量的流速的 SI 单位是立方米每秒 (m^3/s),对于重量流率是千克每秒 (kg/s)。然而,毫升 (millilitre, ml) 也是一种可以接受的单位。传统尿动力学研究中,以毫升每秒 (ml/s) 的形式来描述容量流率。立方厘米每秒 (cm^3/s) 单位不应使用。

二、单位的转换

容量流率和积聚的容量与如下相关:

容量流率:

$Q =$ 相对于时间的蓄积容量 (V) 改变率,例如,
 $Q = dV/dt$ 。

同样,积蓄的容量:

$V =$ 相对于时间的容量流速 (L) 的积分,例如,
 $V = \int^t Q dt$ 。

流率和蓄积的容量间的转换通常自动完成。

重量和容量与如下相关:

$$m = \rho V$$

$m =$ 液体的重量, $\rho =$ 液体的密度, $V =$ 液体的容量。

质量和容量间转换的先决条件是知道液体的密度(或重量流率和容量流率间)。如果用特殊流率仪测量蓄积的液体质量,容量流速可从以下公式获得:

容量流速 $Q = \frac{dm}{pdt}$ 随时间变化的蓄积质量 (m) 除以浓度 (p), 例如, $Q = \frac{dm}{pdt}$ 。

质量流速通过电信号甄别来获得。容量流率可通过质量流速除以液体浓度来获得。

质量流率仪通常用水校准。使用密度与水相差较大的液体 (尤其是不透明的介质) 时, 仪器必须重新校准。

三、传感器的类型

最常用的尿流率仪采用以下方法中的一种:

(一) 重力分析方法

这类仪器通过测量收集的液体重量或在收集管底部测量流体静力学的压力进行工作。无论哪种情况, 输出信号都与收集到的液体质量成正比。因此, 重量分析仪测量累积重量, 质量流率可通过微分法计算出来。

(二) 电子棒插入测量法

当尿蓄积时, 放置在收集槽中的插棒上的电容随收集尿量变化, 输出的信号与蓄积的容量成正比, 可用微分法算出容量流率。

(三) 转轮盘法

排出的液体引到转盘上以增加转盘的惯性。测量保持转盘匀速旋转所需的功率, 其力与液体重量流率成比例。通过积分法可获得蓄积的重量。

其他已知的测量技术包括电磁的、超声波的、放射性核素的及落体光分法。然而, 这些技术通常情况下不适用。

四、尿流率仪的特性

(一) 静态特性

流率仪最重要的静态特性是在其使用范围内的准确性。

1. 零补偿 零补偿是尿流率仪在零输入流率时的非零输出信号。

2. 线性和滞后效应 尿流率仪系统的输出信号应与输入流率成正比。但实际操作中会有非线性及滞后性误差, 如同在压力传感器部分描述的一样。

3. 精确度 应调整到零, 在校准过程中应将补偿信号调为零并应调整灵敏度装置。然后, 通过非线性和滞后效应来确定精确度。

生产商通常仅从全尺度误差百分比来叙述系统的精确度, 易被误解 (见精确度部分)。

(二) 动力学特性

时间常数 (τ) 是测量系统的频率反应。它的定义是从输入改变至最终读数的 63% 时系统所需时间 (图 1-5)。时间常数越大, 频率反应则越低。

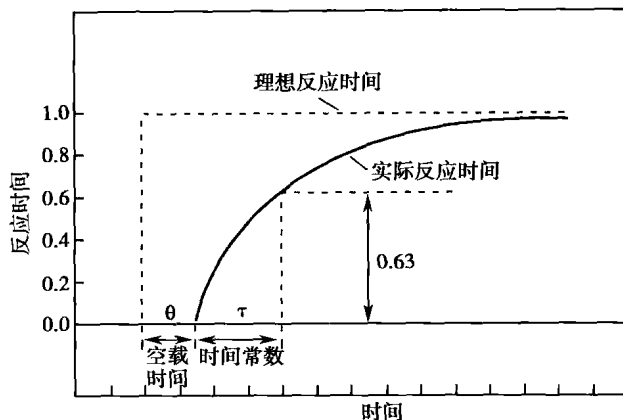


图 1-5 尿流仪随单位尿流率的变化产生的典型的动态反应

过滤可增加时间常数, 它可以机械方式或电子方式添加到系统中。机械过滤主要在漏斗部。滤过程度受漏斗设计影响, 液体流到漏斗的位置、角度及流率都影响过滤程度。漏斗的过滤效果不能事先推算, 它必须用实验方法测定。电子过滤则是系统里用来减少信号杂音的。系统生产商应说明自动过滤的电子时间常数。

(三) 压力流率研究中流率仪的应用

很多研究结合测定膀胱压力尿流率。如果膀胱内压力事件与流率中各种变量相关, 则必须考虑压力事件和流动事件间的静止时间。

静止时间 (θ) 是指尿流出膀胱到尿流仪最初能记录到的一段延迟时间。

几个因素与静止时间有关:

1. 尿经过尿道所用的时间。
2. 尿从尿道外口流到流率仪漏斗所用的时间。
3. 尿通过漏斗到传感器所用的时间。

五、系统规格

(一) 范围

能满足临床应用流率范围为 0~50ml/s 和容量范围 0~1000ml。有些例外情况可超出这些范围。

(二) 时间常数

时间常数应尽可能地短。市场上大多数流率仪所需时间常数为 0.75 秒, 以便在杂音减少和有意义瞬时信息丢失之间获得合理的方案。时间常数应包括漏斗和电子设备两种因素。

(三) 精确度

临床应用时,所测定和显示的流率应精确在 $\pm 5\%$ 以内,远离于临床有意义的流率改变范围。因此,推荐使用校准曲线,以代表超过整个范围的百分比误差。由于易误解,应避免使用全部范围误差百分比这样一个术语。例如,具有50ml/s范围和 $\pm 5\%$ 全程误差精确度的流率仪绝对误差最大可能有2~5ml/s。如果这个误差发生在流速是10ml/s时,那么测量的流速百分比误差将达到25%。

第五节 EMG 测量法

肌电图(EMG)是收缩肌电活动的记录,因此不需要传感器。然而,由于电信号过弱,需要特殊的放大技术。目前,仅适用于记录横纹肌肌电活动。

功能收缩单位是运动单位。收缩时,每一运动单位都有一个10~100放电/s激发频率范围。正常肌肉活动导致多数运动单位不同步的肌肉收缩,造成EMG记录中出现干扰图。此活动可通过插入到肌肉的电极或在肌肉附近放电极测定出来。

一、电极

肌肉中电压的变化可以从无改变的参考值(单极法)中获取,也可从两点(双极法)肌肉内的电压差获得。

(一) 单极法

参考值(细胞外液体的电位水平)是通过一个惰性电极来检测的。该电极比活性电极的表面积大,并可放置远离活性电极的地方。可放在周围肌肉(表面电极)或肌肉束(电极尖或同轴针电极)的皮肤表面上。在同轴针式电极中,针杆作为惰性电极。

(二) 双极法

双极表面电极广泛应用于尿动力学:比如肛插电极、导管电极和会阴部的自粘电极都是常用的实例。肌肉内双极法(双极导线电极)没有同轴针式电极常用。

二、记录形式

双极线和同轴针式电极可以检测电极头周围1mm范围。它们记录这个范围内的所有肌纤维活动的总和(运动单位电位)。在括约肌中,经常记录

到持续7ms的双相或三相电位。这些电位的大小取决于对应于电极的不同运动单位中的互相交织的纤维排列。随着收缩的增强,各个运动单位的冲动发放频率以及非同步激活的运动单位的数量都会增加,导致出现复杂电位变化的图形,称之为干扰谱波形。这种类型的参数与收缩强度只在性质上呈相关性。

表面电极记录一束肌肉的电位变化,这些电极适合于测量大肌肉的总体活动。利用这个技术,能检测出与膀胱有关的括约肌活动反射反应以及患者自主控制肌肉的能力。

三、肌电图的放大

(一) 性能

为了充分显示肌电图,需要一个具有宽频率范围的放大器,该放大器同时要具有特殊的性能,以便减少信号失真和电杂音。

(二) 规格

高质量的肌电图放大器应具有下列规格:

1. 输入阻抗 最小100兆欧姆并最大以10微微法拉分流。
2. 普通模式抑制比例 大于1000(80dB)。
3. 频率范围 平坦特性从10Hz到10kHz。
4. 输入电压范围 $5\mu\text{V}$ ~50mV
5. 超负荷恢复时间 小于100ms。
6. 输出阻抗 50欧姆。

(三) 伪象

肌电图记录对人为干扰非常敏感,可通过下列方法减少伪象:

1. 将电极和导线置于最佳位置。
2. 当应用表面电极时,适当备皮。
3. 正确地将仪器接地,通过隔离放大器连接于患者。

(四) 肌电图信号的处理

各种处理技术都可以用来帮助理解肌电图的信号。整流和平滑滤波常被用来产生一个低频率信号,提供有关时间和肌肉收缩的相对强度的信息。

第六节 记录和显示系统

与生理参数相应的电信号可以直接显示或储存,以便随后的检查。为此可采取以下几种方式:

1. 显示在阴极射线示波器的屏幕上。