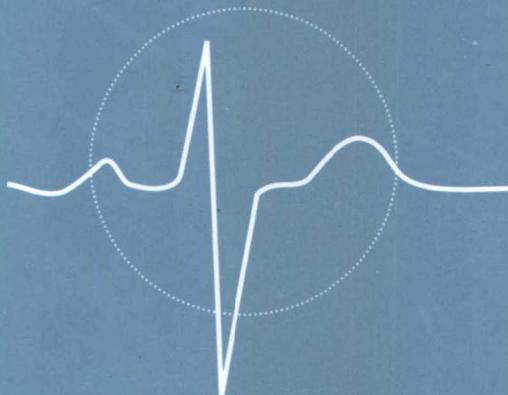


CIRCULATORY FUNCTION **MONITORING**

循环功能监测学

主编 王祥瑞 杭燕南



人民军医出版社
PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

總主编：王祥瑞

循环功能监测学

Circulatory Function Monitoring

主编 王祥瑞 杭燕南



人民军医出版社

Peoples' Military Medical Press

北京

图书在版编目(CIP)数据

循环功能监测学/王祥瑞,杭燕南主编. —北京:人民军医出版社,2005.8

ISBN 7-80194-707-X

I. 循… II. ①王… ②杭… III. 麻醉监护 IV. R616.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2005)第 038414 号

策划编辑:郭颖 文字编辑:海湘珍 责任审读:黄栩兵
于哲

出版人:齐学进

出版发行:人民军医出版社 经销:新华书店

通信地址:北京市复兴路 22 号甲 3 号 邮编:100842

电话:(010)66882586(发行部)、51927290(总编室)

传真:(010)68222916(发行部)、66882583(办公室)

网址:www.pmmp.com.cn

印刷:北京京海印刷厂 装订:京兰装订有限公司

开本:787mm×1092mm 1/16

印张:17.5 字数:423 千字

版次:2005 年 8 月第 1 版 印次:2005 年 8 月第 1 次印刷

印数:0001~4500

定价:49.00 元

版权所有 侵权必究

购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换

电话:(010)66882585、51927252

编委名单

主 编 审 委 会	王祥瑞	杭燕南
	孙大金	
	张小先	许灿然
	陈杰	皋源
编写人员 (以姓氏笔画为序)		
	王珊娟	王祥瑞
	李雯	应隽
	林函	杭燕南
	赵延华	闻大翔
	陶如琦	黄贞玲
		孙瑗
		马忠
		张仁龙
		周顾
		漪闻
		潘源
		志英
		三杰
		郑拥军
		皋源

内 容 提 要

全书共分 23 章,系统地介绍了循环功能监测技术的发展史、原理、仪器设备、操作技术和临床应用等,有助于临床医务工作者及时地了解、掌握当代监测的新技术和新理论。本书既广泛参考临床循环功能监测的最新国内外文献,反映了最新研究动向,又结合作者多年从事循环功能监测的实践经验,总结了操作方法和注意事项。本书内容丰富,阐述深刻,操作实用,是麻醉科、内科、外科、急诊科和 ICU 等相关专业医务工作者的理想参考书。

责任编辑 郭 颖 于 哲 海湘珍

序

循环功能监测技术是现代危重医学一项重要内容。在人体各系统中，循环系统的监测技术是最为完善的技术之一，它从早年的血压、脉搏、尿量、肤色等简单的临床观察，发展至 20 世纪 70 年代以来的血流动力学监测、氧供与氧需平衡监测等。然而，从治疗角度看，我们必须从众多的指标中找出最关键的指标作为诊断或治疗参考。同时，对具体患者做具体分析，如患者的年龄、基础状态、手术种类和监测时间等。近年来，氧供需平衡、动脉乳酸、胃肠黏膜内酸度等更先进的监测指标颇受重视，应该加以重视和改进。

上海第二医科大学附属仁济医院麻醉科建立于 1954 年。长期以来，该科围绕循环功能监测进行了系统和深入的研究，如在国内率先建立或应用中心静脉穿刺、桡动脉穿刺、漂浮导管等血流动力学监测技术，为重危患者的围手术期治疗和处理提供了有用的监测指标；1995 年进入上海市卫生系统医学领先专业麻醉学重点学科建设，现为卫生部麻醉专业药理临床基地和上海市麻醉专业住院医师临床技能考核基地。“重危病医学”为上海第二医科大学本科生、英七班受欢迎的选修课，2004 年被评为上海第二医科大学“精品课程”。近 3 年，国家级继续教育《围手术期循环、呼吸功能监测方法新进展》和《老年病人麻醉及术后处理》等学习班向全国各地学员传输了该科的新技术和新方法。

主编王祥瑞教授、杭燕南教授和编委们在循环监测理论和技术方面进行了长期的积累。为了便于临床医务工作紧跟发展的形势，不断更新知识，快速了解、掌握当代循环监测技术，以适应学科发展的需要，他们在繁忙的日常工作之余编写了本书，向广大读者全面、系统地介绍了他们丰富的临床经验，当前最先进的诊疗技术，提供了循环监测的理论知识和可借鉴的临床经验。

我相信，本书的出版必然对循环系统功能监测技术的临床应用和重危患者的治疗有所帮助。

上海第二医科大学附属仁济医院院长



前　　言

近代医学迅速发展，基础医学、电子计算机技术的突破性进展，对临床医学领域产生了深刻的影响。重病监测和治疗涉及内、外、妇、儿、创伤、感染、神经与精神等学科领域的知识；对各种危重疾病的临床处理不仅需要先进的监测和治疗仪器，更需要有一支知识全面、技术精湛、经验丰富的医师及护士队伍，以便对患者实行严密监测、强化治疗、精心护理，对衰竭的脏器功能进行支持，为原发病的治疗和最终康复创造条件和赢得时间。

上海第二医科大学附属仁济医院是一所具有 160 年历史的大型综合性医院。麻醉科自 1954 年建科以来不断成长壮大，取得了许多成绩，并且 1995 年被列为上海市卫生系统医学领先专业重点建设学科，2000 年被批准为上海市临床麻醉药理基地，2001 年被批准为卫生部麻醉药理临床基地，使临床麻醉药理研究不断向纵深发展。1999 年至今已获 2 项国家自然科学基金、2 项卫生部科研基金、2 项市教委基金、5 项局级基金资助，发表论文 350 余篇，并出版了一批对临床工作具有指导意义的学术专著，如孙大金教授主编的《麻醉机与呼吸机》、《心血管麻醉及术后处理》和《重症监测治疗与复苏》，杭燕南教授主编的《当代麻醉与复苏》、《重病监护治疗手册》、《当代麻醉学》和《当代麻醉手册》，王祥瑞教授主编的《围手术期呼吸治疗学》、《急性肺损伤-基础与临床》。建科 50 年来，麻醉科围绕循环功能监测进行了系统、深入的研究，并取得了一批重要成果，如在国内率先建立或应用中心静脉穿刺、桡动脉穿刺、漂浮导管等血流动力学监测技术，为重危患者的围手术期治疗和处理提供了保证。

随着电子技术与医学紧密结合，临床循环功能监测技术，特别是无创或微创监测取得了快速发展，麻醉学科无论在基础研究，还是在临床应用技术方面都取得了许多有价值的重要研究成果。为了便于临床医务工作者紧跟发展的形势，不断更新知识，快速地了解、掌握当代监测的新技术和新理论，以适应学科发展的需要，我们在编写时广泛参考了临床循环监测的最新国内外文献并结合多年的实践经验，较系统地介绍了循环监测技术的发展史、仪器设备、操作技术和临床应用等。

经过 1 年多的艰辛耕耘，本书终于和读者见面了。为此，我们感到无比的欣慰。希望本书既能够满足有关专业人员的需要，又有助于基层医务工作者和医学生更新知识。建议临床医师在应用这些方法时，除参考本书外，尚须认真阅读和仔细核对所用仪器的说明书中所指出的适应证、使用方法和注意事项等。

本书在编写过程中，承蒙上海第二医科大学附属仁济医院院长范关荣教授热情鼓励和支持，并由他亲自审阅全书和作序；孙大金教授自始至终都关心和支持本书的编写工作，在此一并致谢。

王祥瑞　杭燕南

目 录

(88)	概述及血栓栓塞性疾病
(88)	支气管炎与哮喘
(88)	急性心肌梗死
(10)	慢性心力衰竭
(88)	缺血性心脏病
(10)	出血性疾病
第1章 循环的物理定律	(1)
第一节 流体力学的概念.....	(1)
第二节 守恒定律.....	(3)
第三节 牛顿运动定律(动量与动量矩定律).....	(8)
第四节 牛顿黏滞定律	(12)
第五节 黏性流体的运动规律	(17)
第六节 血液流变学的重要意义	(24)
第七节 胡克定律	(25)
第2章 循环生理	(26)
第一节 心肌的生物电现象和生理特性	(26)
第二节 心动周期	(28)
第三节 血压	(32)
第四节 静脉血压及回心血量	(34)
第五节 心输出量	(35)
第六节 体循环阻力	(38)
第七节 冠脉循环和肺循环	(39)
第3章 心电图监测	(42)
第一节 导联系统及其选择	(42)
第二节 临床心电图分析	(45)
第三节 常见心律失常的心电图表现和处理	(48)
第四节 心肌缺血时的心电图表现	(62)
第五节 房室肥大的心电图表现	(65)
第六节 电解质紊乱对心电图的影响	(71)
第4章 心率变异性分析	(75)
第一节 原理	(75)
第二节 方法	(75)
第三节 临床意义	(78)
第四节 注意事项	(81)
第5章 血液的流体力学	(82)
第一节 血流量和血流速度	(82)
第二节 血流阻力	(83)
第三节 血压	(84)
第四节 血液流变学	(86)

第6章 无创性血压监测	(88)
第一节 血压测定方法的发展简史	(88)
第二节 人工袖套测压法	(89)
第三节 电子自动测压法	(91)
第四节 注意事项	(92)
第7章 动态血压监测	(94)
第一节 原理和方法	(94)
第二节 临床意义	(95)
第三节 注意事项	(96)
第8章 微创血压监测	(98)
第一节 压力监测系统的物理特性	(98)
第二节 压力监测方法	(99)
第三节 临床应用	(103)
第四节 并发症防治	(105)
第9章 脉搏曲线	(108)
第一节 脉搏分析的发展历史	(108)
第二节 脉搏波的波形	(109)
第三节 脉搏波的传播	(111)
第四节 脉搏波的波形分析	(114)
第五节 脉搏波的临床应用	(115)
第10章 中心静脉压	(123)
第一节 穿刺和插管径路	(123)
第二节 穿刺插管操作方法	(128)
第三节 临床意义	(131)
第四节 并发症和防治措施	(133)
第五节 适应证和禁忌证	(136)
第11章 肺动脉漂浮导管	(137)
第一节 漂浮导管的结构	(137)
第二节 漂浮导管的操作方法	(138)
第三节 漂浮导管的监测指标	(139)
第四节 漂浮导管的临床意义	(141)
第五节 漂浮导管的临床应用	(143)
第12章 温度稀释技术	(146)
第一节 单次温度稀释法	(146)
第二节 连续温度稀释法	(148)
第13章 脉搏分析连续心输出量监测	(151)
第一节 使用方法	(151)
第二节 测定参数	(152)
第三节 基本原理	(154)

第四节	ITBV 和 EVLW 的临床应用	(157)
第 14 章	超声多普勒技术	(160)
第一节	经食管超声多普勒技术	(160)
第二节	经食管超声心动图	(163)
第三节	经气管多普勒法	(169)
第 15 章	生物电阻抗技术	(173)
第一节	心阻抗血流图理论及其发展	(173)
第二节	心阻抗血流图的操作方法	(180)
第三节	ICG 对血流动力学的监测	(181)
第四节	ICG 对胸腔液体容量的监测	(182)
第五节	临床应用	(185)
第六节	ICG 技术的有效性及社会价值	(186)
第七节	生物电阻抗断层成像技术	(187)
第 16 章	经气道监测心输出量	(192)
第一节	气道内温度-时间曲线法	(192)
第二节	部分二氧化碳重复吸入法	(195)
第 17 章	感应心动图	(199)
第一节	基本原理	(199)
第二节	信号记录和处理系统	(200)
第三节	感应心动图的应用研究	(202)
第四节	感应心动图的应用评价	(205)
第 18 章	心磁图	(206)
第一节	发展历史	(206)
第二节	心磁图检测仪	(207)
第三节	临床应用	(210)
第 19 章	血管外肺水监测	(215)
第一节	有创性监测方法	(215)
第二节	无创性监测方法	(219)
第三节	临床意义	(222)
第四节	注意事项	(223)
第 20 章	经气道探头监测中心体温和混合静脉血氧饱和度	(224)
第一节	经气道探头监测中心体温	(224)
第二节	经气道探头监测混合静脉血氧饱和度	(225)
第 21 章	微循环监测	(232)
第一节	微循环概述	(232)
第二节	微循环的解剖生理学	(233)
第三节	微循环中的压力与血流速度	(238)
第四节	微循环监测主要方法	(239)
第五节	微循环监测临床意义	(241)

第 22 章 胃肠黏膜内 pH 值的监测	见上页脚注	(244)
(0) 第一节 监测原理	见上页脚注	(244)
(0) 第二节 监测方法	见上页脚注	(245)
(0) 第三节 临床意义和应用	见上页脚注	(245)
(0) 第四节 注意事项	见上页脚注	(247)
第 23 章 血乳酸监测	见上页脚注	(248)
(0) 第一节 乳酸代谢	见上页脚注	(248)
(0) 第二节 乳酸测定方法及原理	见上页脚注	(249)
(0) 第三节 临床意义	见上页脚注	(251)
参考文献	见上页脚注	(254)
附录一 书中常用术语	见上页脚注	(266)
附录二 循环功能监测的正常值	见上页脚注	(268)
(281)	朱迹刺如鼠刺斑斑刺主	见上页
(282)	量出兼小抵虚虚户登	见上页
(283)	透踰曲圆扭支僵内僵	见上页
(284)	青人则莫置斯水岸二食暗	见上页
(285)	围在心虫瓢	见上页
(286)	碧烈本基	见上页
(287)	慈柔腹股沟左肱导臂	见上页
(288)	衣胸用立微因肉心血瓢	见上页
(289)	曾平风血袖因虚小血瓢	见上页
(290)	团瓣心	见上页
(291)	更因舞矣	见上页
(292)	剪腰然团瓣心	见上页
(293)	俱直未袖	见上页
(294)	砾盈木袖代管血	见上页
(295)	逝衣横盈卦吟宵	见上页
(296)	逝衣横盈卦扮沃	见上页
(297)	义意和劭	见上页
(298)	英毒意当	见上页
(299)	重味幽露虚袖管合黑味黑本心中嘶虚夹聚散芦登	见上页
(300)	感种心中嘶虚夹聚直芦登	见上页
(301)	重味幽津血袖管合振嘴虚夹聚直芦登	见上页
(302)	慨盐双膝燄	见上页
(303)	欲端夜髓	见上页
(304)	善眼坐陪榆泊液箭燄	见上页
(305)	舆惠蒙自己式山馆中衣背燄	见上页
(306)	去式娶主嘶虚不箭燄	见上页
(307)	义童表脚溉盈双箭燄	见上页

第1章 循环的物理定律

物理学和其他自然科学一样,是以认识物质的基本属性、研究物质的运动规律为目的的学科。物理学所研究的规律具有最基本的、最普遍的意义,因此,物理知识是研究血液循环所不可缺少的基础。例如,将质量和动量守恒定律应用于循环系统,已取得某些非常重要的结果。根据心脏和血管解剖学方面的一些资料,可以推导出压力-流量关系式,从而提供了解释器官灌注、压力控制及心瓣膜运行的基本原理。在此章中,将主要讨论物理定律在循环中的应用。

第一节 流体力学的概念

流体力学是物理力学的一个分支,主要是研究流体在外力作用下流动规律的学科。在此仅介绍一些概念,以便理解流体力学的理论。

一、流体和刚体

流体是指在受外力作用下物体内分子间发生相对位移的物体,流体的基本特征是具有流动性,即流体各个部分之间极易发生相对移动,因而流体没有固定的形状。在流体内作一微小的闭合曲线,通过其上各点的流线所围成的细管,叫做流管(tube of flow)。所谓理想流体就是绝对不可压缩,完全没有黏滞性的流体,当然这在实际上不存在的。而刚体正相反,是指一个物体在任何力的作用下,都不改变形状和大小。液体、气体是流体,固体是刚体。在外力作用时流体要比刚体复杂得多。

二、定常流动和不定常流动

一般说来,流速场的空间分布是随时间而变化的,即: $v=v(x,y,z,t)$ 。在特殊情况下流速场的空间分布不随时间改变,即: $v=v(x,y,z)$ 。后一情况称为流体的定常流动(steady flow),前一情况称为流体的不定常流动(unsteady flow)。

三、流度和黏度

流度是指流体流动的难易程度,而黏度是指流体内摩擦力的大小,黏度与流度呈倒数关系。流体的流动除受外力影响外,还要受内在阻力的影响(黏度和流态)。

四、流 态

流体的流动状态不同,流动参数之间的关系也是不同的。流体在流动过程中分为层流(流

体每一点的流动方向一致)和湍流。

所谓层流是指液体分层流动,液体质点互不干扰,液体的流动呈线性或层状且平行于管道轴线;层流中没有横向混杂,在层流流态中,由于液体分子与管道固体之间存在较强的吸附力,所以会在固体表面形成一层不流层,而不流层液体分子与流动分子间的分子引力将减慢相邻层的流速,因此流体会出现流速中间快两边慢的层流现象。层流特点:①有序性,水流呈层状流动,各层的质点互不混掺,质点做有序的直线运动;②黏性占主要作用,遵循牛顿内摩擦定律;③能量损失与流速的一次方成正比;④在流速较小且雷诺数 Re 较小时发生。

所谓湍流是指当流体的流动速度超过一定的数值时,流体不再保持分层流动,液体质点的运动杂乱无章,除了平行于管道轴线的运动以外,还存在着剧烈的横向运动,因而将各流层混淆起来,并且有可能形成旋涡,整个流动显得杂乱而不稳定,这样的流动形态就称为湍流。湍流流动具有随机性、掺混性和涡旋性,是比层流流动更为普遍的流动形态。

层流和湍流是两种不同性质的流态。层流时,液体流速较低,质点受黏性制约,不能随意运动,黏性力起主导作用;湍流时,液体流速较高,黏性的制约作用减弱,惯性力起主导作用。液体流动时,究竟是层流还是湍流,要用雷诺数来判定。

在一般低速情况下,流体呈层流状态,而当流速增大,雷诺常数超过 3 000 后就多为湍流;但血液在大动脉中流动时,雷诺常数也可小于 2 000,因此,人体动脉中的血流为层流流态。湍流的内阻力大于层流。

五、牛顿流体与非牛顿流体

在层流流动中,黏性流体分为牛顿流体与非牛顿流体。牛顿流体满足牛顿黏性定律($\eta=$ 常数)。黏度不随切变应力变化而变化的流体称为牛顿流体,纯液体、小分子的稀溶液或分散体系中分散相含量很少的体系都属于牛顿型流体。牛顿型流体的黏度不随切变应力而变化,或是当切变速率为零时,切变应力也等于零的流体,统称牛顿液体,它在定温下有定值,即在任意小的外力作用下液体就能流动。黏度随切变应力变化而变化的流体,或是当切变速率为零时,切变应力不等于零的流体,统称非牛顿流体(图 1-1)。非牛顿流体是一个非常广泛的概念,它有以下非常奇妙的特点:①射流胀大也叫 Barus 效应或 Merrington 效应,如果非牛顿流体被迫

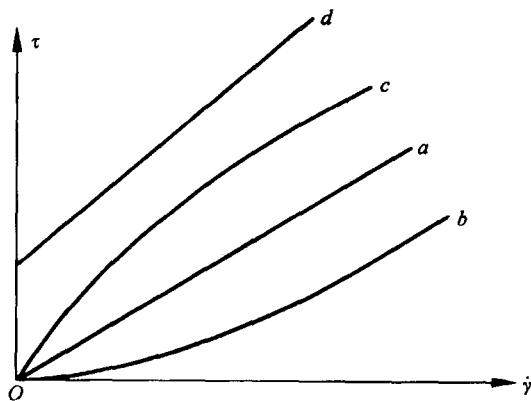


图 1-1 曲线 b、c、d 分别代表不同类型的非牛顿流体,
这些类型的流体在生物体内广泛存在

从一个大容器流进一根毛细管,再从毛细管流出时,可发现射流的直径比毛细管的直径大,射流直径与毛细管直径之比称为膜片胀大率(亦称为挤出物胀大比);②爬杆效应也称为 Weissenberg 效应;③无管虹吸;④湍流减阻(也称为 Toms 效应)等。

六、应力和应变

物体受到外力作用后,一方面可以产生整体运动;另一方面,外力将向物体内部传递,引起物体内部相邻点之间的相对运动,进而导致其体积或形状的改变,使物体变形。应力和应变就是为了研究后者而引入的两个基本概念。

1. 应力 是指作用于物体内单位面积上的弹性力,它准确地描述了作用于物体内部的力的分布的情况。应力具有局部特征,可以表示相应位置上的受力强度,其单位为牛顿/平方米或帕斯卡($N \cdot m^{-2}$)。一般我们称与作用面垂直的应力为正应力,与作用面平行的应力为剪应力。不同的物体存在正应力或剪应力阈值,超过该阈值,物体即可被破坏。

2. 应变 物体内部任一小单元,在应力作用下可发生变形,变形程度可用应变描述。当物体受到应力作用时,其长度、形状或体积都可能发生变化,这种变化的相对量称为应变。应变为无量纲量。按变化量的不同,应变有线应变、切应变和体应变。在静止的流体中只有各向同性的正应力,一般是压力,称为静水压(static hydraulic pressure)。在弹性体上加以静水压时,其体积 V 将发生变化。

七、切变力和切变速度

切变力就是流体在外力作用下发生变形时,根据反作用原理在流体内部产生的与外力相平衡的一种力,单位面积上所承受的切变力叫切变应力。切变速度就是流体在单位直径内流速的差异,即切变速度=速度差/距离。而黏度量化为切变应力和切变速度之比。

第二节 守恒定律

世界是由运动的物质组成的。物质的运动形式多种多样,并且不断相互转化。正是在研究运动形式转化的过程中,人们逐渐建立起了功和能的概念。能是物质运动的普遍量度,而功是能量变化的量度。

一、动量守恒定律

动量守恒定律是物理学的重要定律之一。它表明任何物质系统(或称质点系)不受外力或合外力为零时,系统的总动量保持不变。由于动量是矢量,系统的总动量应是系统内各物体(或各质点)的动量的矢量和。系统内的力不论是保守力(如重力或弹性力)或耗散力(如摩擦力)都大小相等、方向相反,产生的动量增量也大小相等、方向相反,其和为零,即不影响系统的总动量。在短暂过程中如重锤对桩的撞击过程中,系统外的力如地对桩的摩擦力和锤、桩所受的重力,远比因撞击引起的冲力为小,对系统(锤和桩)的总动量的影响可以忽略不计,仍可近似地视为外力为零的系统。在高速的亚原子粒子系统中,不能用经典的动量概念来描述物体的运动状态及其变化时,动量守恒定律仍成立,表明它比牛顿运动定律更深刻地反映物质运动的本质。



管流中的动量守恒:物体的质量 m 与运动速度 v 的乘积 mv 称为物体的动量,动量和速度一样是向量。

牛顿第二定律的另一种表达方式是:物体动量随时间的变化率等于作用于物体上的外力之和。现取(图 1-2)所示的管段作为控制体,将此原理应用于流动流体,即得流动流体的动量守恒定律,它可表述为:

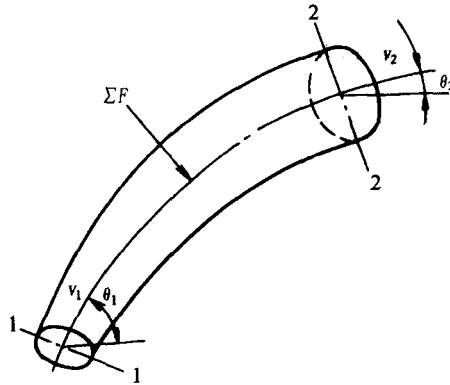


图 1-2 动量守恒

注: ΣF_x 、 ΣF_y 、 ΣF_z 为作用于控制体内流体
上的外力之和在三个坐标轴上的分量

作用于控制体内流体上的外力的合力=(单位时间内流出控制体的动量)

- (单位时间内进入控制体的动量)

+ (单位时间内控制体中流体动量的累积量)

对定常流动,动量累积项为零,并假定管截面上的速度作均匀分布,则上述动量守恒定律可表达为:

$$\begin{aligned}\sum F_x &= W(v_{2x} - v_{1x}) \\ \sum F_y &= W(v_{2y} - v_{1y}) \\ \sum F_z &= W(v_{2z} - v_{1z})\end{aligned}\tag{1-1}$$

式中, W 为流体的质量流量,kg/s。

二、质量守恒定律

参加化学反应的各物质的质量总和等于反应生成的各物质的质量总和,这一规律叫做质量守恒定律。

流量:单位时间内流过管道某一截面的物质量称为流量。流过的量如以体积表示,称为体积流量,以符号 V 表示,常用的单位有 m^3/s 或 m^3/h 。如以质量表示,则称为质量流量,以符号 W 表示,常用的单位有 kg/s 或 kg/h 。

体积流量 V 与质量流量 W 之间存在下列关系:

$$W = V \cdot \rho$$

式中 ρ 为流体的密度 kg/m^3 。

须注意的是,流量是一种瞬时的特性,不是某段时间内累计流过的量,可以因时而异。当

流体作定态流动时,流量不随时间而变。

平均流速:单位时间内流体在流动方向上流经的距离称为流速,以符号 v 表示,单位为 m/s。

流体在管内流动时,由于黏性的存在,流速沿管截面各点的值彼此不等而形成某种分布。在流体流动中通常按流量相等的原则来确定平均流速。平均速度以符号 \bar{v} 表示,即

$$\begin{aligned} V &= \bar{v} \cdot A = \int_A v dA \\ \bar{v} &= \frac{\int_A v dA}{A} \end{aligned} \quad (1-2)$$

式中 \bar{v} —— 平均流速, m/s

v —— 某点的流速, m/s

A —— 垂直于流动方向的管截面积, m²

平均流速与流量的关系遂为

$$\begin{aligned} V &= \bar{v} \cdot A \\ \bar{v} &= \frac{V}{A} \end{aligned} \quad (1-3)$$

或

$$\begin{aligned} W &= V\rho = \bar{v}A\rho \\ G &= \frac{W}{A} = \bar{v} \cdot \rho \end{aligned} \quad (1-4)$$

式中 G 称为质量流速,亦称为质量通量,其单位为 kg/(m² · s)。

必须指出,任何平均值都不能全面代表一个物理量的分布。式(1-2)所表示的平均流速在流量方面与实际的速度分布是等效的,但在其他方面则并不等效,如流体的平均动能不能用 $\bar{v}^2 / 2$ 表示。

质量守恒方程:根据质量守恒定理,单位时间内流进和流出控制体的质量之差应等于单位时间控制体内物质的累积量。即

$$\rho_1 \bar{v}_1 A_1 - \rho_2 \bar{v}_2 A_2 = \frac{\partial}{\partial t} \int \rho dV \quad (1-5)$$

式中 V 为控制体容积。定常流动时,上式右端为零,则

$$\rho_1 \bar{v}_1 A_1 = \rho_2 \bar{v}_2 A_2 \quad (1-6)$$

式中 A_1, A_2 为管段两端的横截面积, m²;

\bar{v}_1, \bar{v}_2 为管段两端面的平均流速, m/s;

ρ_1, ρ_2 为管段两端面处的流体密度, kg/m³;

式(1-6)称为流体在管道中作定态流动时的质量守恒方程式。对不可压缩流体, ρ 为常数,

$$\begin{aligned} \bar{v}_1 A_1 &= \bar{v}_2 A_2 \\ \text{或} \quad \frac{\bar{v}_2}{\bar{v}_1} &= \frac{A_1}{A_2} \end{aligned} \quad (1-7)$$

式(1-7)表明,因受质量守恒原理的约束,不可压缩流体的平均流速其数值只随管截面的变化而变化,即截面增加,流速减小;截面减小,流速增加。流体在均匀直管内作定态流动时,平均流速 \bar{v} 沿程保持定值,并不因内摩擦而减速。

三、机械能守恒定律

如果没有摩擦和介质阻力,物体只发生动能和势能的相互转化时,机械能的总量保持不变即:

$$E_2 = E_1$$

对于只受重力作用的系统有:

$$mgh_2 + \frac{1}{2}mv_2^2 = mgh_1 + \frac{1}{2}mv_1^2$$

对于固体质点的运动,可从牛顿第二定律出发,在无摩擦作用的理想条件下,导出机械能守恒定律,即位能、动能之和在运动中保持不变。同样从牛顿第二定律出发,可以导出流体流动中的机械能守恒定律。但是显然只有在无摩擦作用时,才能保持机械能守恒。

四、动量守恒定律和机械能守恒定律的关系

动量守恒定律和机械能守恒定律都从牛顿第二定律导出,两者都反映了流动流体各运动参数变化规律。流动流体必应同时遵循这两个规律,但在实际应用中却有所不同。

当机械能守恒定律应用于实际流体时,流体的黏性会导致机械能的耗损。但是动量守恒定律却不同,它只是将力和动量变化率联系起来,并未涉及能量和能耗问题。因此在实际流体的流动中,当机械能耗损无法确定,机械能算式不能有效地应用时,可以试用动量守恒定律确定各运动参数之间的关系。但必须有一前提:控制体内流体所受的作用力能够正确地确定,或者主要的外力可以确定而次要的外力可以忽略。反之,当重要的外力不能确定,而由流体的黏性导致的阻力却能从其他途径求得,或阻力可以忽略,则机械能衡算式可有效地解决问题。但最终均必须借助实验对所得关系式作出校正。

当然,若问题本身要求的是流体对壁面的作用力,则必须使用动量守恒定律。

能量守恒定律说明了:①能量既不会消灭也不会创生,它只会从一种形式转化成其他形式,或者从一个物体转移到另一个物体,而在转化和转移的过程中能量的总量保持不变。②热传递的实质是内能在不同物体间的转移;做功的实质是内能和其他形式能量的转化。能量守恒定律的发现告诉我们,尽管物质世界千变万化,但这种变化决不是没有约束的,最基本的约束就是守恒定律。也就是说,一切运动变化无论属于什么样的物质形式,反映什么样的物质特性,服从什么样的特定规律,都要满足一定的守恒定律。物理学中的能量、动量和角动量守恒,就是物理运动所必须服从的最基本的规律。与之相比较,牛顿运动定律、麦克斯韦方程组等都低了一个层次。

五、守恒定律在循环中的应用

守恒定律广泛应用于循环理论中。生理流动必然是服从物理学的基本定律,即质量、动量、能量三大守恒定律,这也是流体力学的基础。如血液流动必然服从质量、动量和能量守恒定律。因此,对于任一给定的空间区域而言,凡是流入管道的必然等于流出管道的。如果流动被限制在血管中,则可得到类似于基尔霍夫电路定律的法则:在任一节点,流入节点的血流总和必定等于流出该节点的血流总和。对于一根变截面的管道,定常流动的含意是:沿管道长度方向,流速和横截面积成反比。如果我们在稳定流动的流场中,如图 1-3,任取一个细管,那么