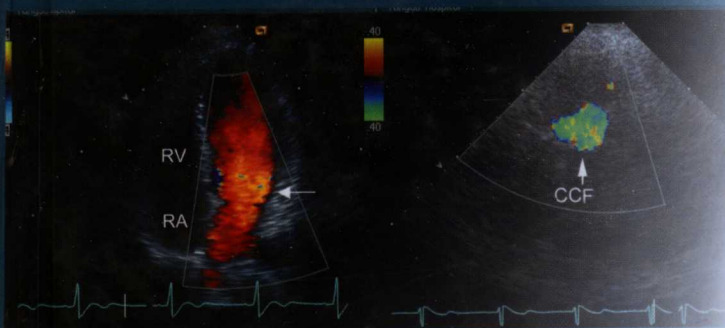


多普勒 超声诊断学

D o p p l e r U l t r a s o n o g r a p h i c D i a g n o s t i c s

Doppler Ultrasonographic Diagnostics



主 编
曹铁生
段云友

SVC →

M

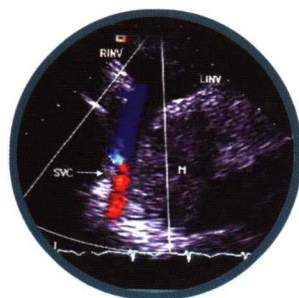


人民卫生出版社

多普勒 超声诊断学

D o p p l e r . U l t r a s o n o g r a p h i c D i a g n o s t i c s

Doppler Ultrasonographic Diagnostics



主 编 曹铁生 段云友

编 著 者 (按姓氏笔画为序)

丁 康	王 文	王作军	孙 鯤	庄 磊
吕发勤	刘 禧	闫合理	宋海棠	李 群
阮骊韬	杨炳昂	杨一林	周微微	段云友
贺 声	晏沐阳	袁丽君	曹铁生	



人民卫生出版社

图书在版编目(CIP)数据

多普勒超声诊断学/曹铁生等主编. —北京:
人民卫生出版社, 2004

ISBN 7-117-05818-8

I. 多… II. 曹… III. 多普勒诊断仪—超声波诊断
IV. R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2003)第 117568 号

多普勒超声诊断学

主 编: 曹铁生 段云友
出版发行: 人民卫生出版社(中继线 67616688)
地 址: (100078)北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼
网 址: <http://www.pmph.com>
E-mail: pmph@pmph.com
印 刷: 北京人卫印刷厂
经 销: 新华书店
开 本: 889×1194 1/16 印张: 35.25
字 数: 1057 千字
版 次: 2004 年 3 月第 1 版 2004 年 3 月第 1 版第 1 次印刷
标准书号: ISBN 7-117-05818-8/R·5819
定 价: 170.00 元

著作权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究
(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

前

言

社会形态发展的高度和人类认识自然本质的水平，常以技术为动力，以工具为标志。蒸汽机的出现曾经使农业经济过渡到工业经济，计算机等智能产业的兴起则把人类推向现代知识经济时代。同样，诊断技术的进步与诊断仪器的改革，不仅给病人带来巨大益处，也彻底改变了现代医学的面貌，改变着人类社会的性质。

从显示解剖结构的黑白超声成像技术到显示动态血流的频谱和彩色多普勒技术，超声诊断乃至医学影像技术经历了一次又一次革命。多普勒超声技术的出现，使人们第一次能够无创伤地观察心血管系统及各脏器内正在流动的血液并能从中提取一些重要的血流动力学资料，近二十年来的迅猛发展使其成为心血管系统疾病诊断和其他系统脏器血循环情况观察必不可少的工具，编写一本内容较全面的、反映新进展且实用性强的多普勒超声诊断学书籍是十分必要的。基于此，唐都医院超声诊断科部分工作人员及研究生精心编写了此书，奉献给大家。

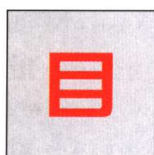
全书共分五篇，三十三章，系统介绍了多普勒超声诊断学基础，多普勒超声诊断技术在心血管疾病、腹部脏器疾病、外周血管疾病和小器官、肌骨及纵隔疾病诊断中的应用及进展。多年来，我们在频谱多普勒测定血流速度的准确性、各种影响多普勒血流速度测定的因素等方面做了一些研究工作；最近，应用多普勒超声诊断技术，结合血流动力学原理，我们提出了呼吸影响心功能机制的新假说，并对其临床应用价值进行了初步探讨。本书中也包含了此方面的内容。全书约 100 余万字，图片 732 幅。书中示意图由王作军医师细心绘制，李军女士在打字、排版方面做了大量工作，在此表示感谢！

本书具有较强的科学性、实用性和可读性，重点突出，图片代表性强，可作为医学影像专业本科生、研究生和进修医生的专业教材。书中内容还结合了中华医学会和国家医学考试中心对彩色多普勒技术考试的要求，适合准备复习应考的超声诊断科医师参考。

由于工作量较大，时间仓促，水平有限，书中会有不少纰漏，恳请广大读者批评指正。

曹铁生 段云友

2003 年 10 月 1 日于唐都医院



第一篇

多普勒超声诊断学基础..... 1

第一章 流体力学基本原理..... 3

第一节 理想流体的流动..... 3

第二节 液流连续性原理及其应用..... 4

第三节 帕斯卡定律..... 5

第四节 柏努利方程及其应用..... 7

第五节 实际流体的流动..... 9

第六节 泊肃叶公式和流阻..... 13

第七节 多普勒检查中应注意的血流动力学问题..... 14

第二章 多普勒超声的物理学基础..... 17

第一节 超声物理基本概念..... 17

第二节 超声的物理性质..... 19

第三节 多普勒效应和多普勒血流信号..... 21

第四节 超声多普勒技术分类..... 27

第五节 多普勒技术的比较..... 44

第三章 多普勒超声检查与仪器使用..... 46

第一节 检查前的准备..... 46

第二节 基本检查内容..... 46

第三节 基本检查方法..... 49

第四节 影响多普勒血流测量的因素及常见伪像..... 51

第五节 心脏运动对多普勒血流频谱的影响..... 60

第六节 心动周期和呼吸对外周静脉血流频谱的影响..... 62

第七节 呼吸对多普勒血流测定的影响及机制..... 67

第八节 仪器的使用和调节..... 76



第二篇

多普勒超声在心血管疾病诊断中的应用.....83

第四章 正常多普勒超声心动图.....85

第一节 二尖瓣口.....85

第二节 三尖瓣口.....87

第三节 主动脉瓣口.....89

第四节 肺动脉瓣口.....91

第五节 上、下腔静脉.....93

第五章 心脏瓣膜病及感染性心内膜炎.....97

第一节 二尖瓣狭窄.....97

第二节 二尖瓣关闭不全.....102

第三节 三尖瓣狭窄.....104

第四节 三尖瓣关闭不全.....106

第五节 主动脉瓣狭窄.....107

第六节 主动脉瓣关闭不全.....110

第七节 肺动脉瓣关闭不全.....112

第八节 联合瓣膜病.....113

第九节 人造心脏瓣膜.....114

第十节 感染性心内膜炎.....118

第六章 冠心病.....124

第一节 冠状动脉解剖和血流动力学.....124

第二节 冠状动脉及其血流的超声显像.....125

第三节 心肌缺血的超声检查.....128

第四节 心肌梗塞.....132

第五节 超声诊断技术在冠心病诊断中的应用进展.....135

第七章 心肌病.....139

第一节 扩张型心肌病.....139

第二节 肥厚型心肌病.....142

第三节 限制型心肌病.....146

第四节 致心律失常型右室心肌病.....148

第八章 慢性肺源性心脏病.....150

第九章 先天性心脏病.....155

第一节 房间隔缺损.....155

第二节 室间隔缺损.....161

第三节 心内膜垫缺损.....166

第四节 动脉导管未闭.....170

第五节 主动脉窦瘤破裂.....173

第六节 肺静脉异位引流.....176

第七节 冠状动脉瘘.....178

第八节 三房心	180
第九节 马方综合征	182
第十节 永存左上腔静脉	186
第十一节 主-肺动脉间隔缺损	189
第十二节 主动脉缩窄	191
第十三节 原发性肺动脉高压	193
第十四节 艾森曼格综合征	196
第十五节 三尖瓣下移畸形	198
第十六节 三尖瓣闭锁	200
第十七节 法洛四联症	202
第十八节 右室双腔心	205
第十九节 右室双出口	207
第二十节 大动脉转位	210
第二十一节 单心室	214
第二十二节 永存动脉干	217
第十章 心包疾病	223
第一节 心包积液	223
第二节 心包填塞	226
第三节 缩窄性心包炎	228
第十一章 心功能测定	234
第一节 左心室舒张功能	234
第二节 右心室舒张功能	244
第三节 左心室收缩功能	245
第四节 右心室收缩功能	251
第十二章 心脏压力测定	257
第十三章 胎儿超声心动图	261
第一节 胎儿血液循环特点	261
第二节 检查方法及正常切面	262
第三节 正常胎儿多普勒超声心动图	267
第四节 胎儿先天性心脏病的多普勒超声诊断	271
第五节 胎儿心律失常的多普勒超声诊断	282
第十四章 超声心动图在介入性诊疗中的作用	287
第一节 经皮穿刺球囊二尖瓣成形术	287
第二节 经皮穿刺球囊肺动脉瓣成形术	291
第三节 超声心动图在介入治疗先天性心脏病中的作用	291
第十五章 三维彩色多普勒超声心动图	303
第十六章 血管内超声的临床应用进展	309
第一节 导管设计	309
第二节 显像分析	310
第三节 斑块组成和分布的显像	313
第四节 评价介入治疗的结果	314



第三篇

多普勒超声在外周血管疾病中的应用.....321

第十七章 颈部、四肢血管的解剖和多普勒超声检查..... 323

第一节 颈部血管..... 323

第二节 四肢血管.....331

第十八章 动脉系统疾病.....341

第一节 动脉硬化闭塞症.....341

第二节 多发性大动脉炎.....345

第三节 锁骨下动脉盗血综合征.....349

第四节 动脉瘤.....352

第五节 动静脉瘘.....355

第六节 血栓闭塞性脉管炎.....357

第十九章 静脉系统疾病.....360

第一节 上腔静脉综合征.....360

第二节 巴—希综合征.....365

第三节 胡桃夹现象.....368

第四节 深静脉血栓.....372

第五节 静脉瓣功能不全.....375

第二十章 外周血管疾病的超声研究进展.....379

第二十一章 脑血管疾病.....385

第一节 脑血管的解剖.....385

第二节 多普勒超声检查.....387

第三节 脑动静脉畸形.....391

第四节 颈动脉海绵窦瘘.....393

第五节 脑动脉瘤.....396

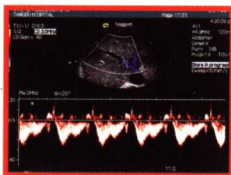
第六节 偏头痛.....398

第七节 颅内动脉的狭窄和闭塞.....399

第二十二章 超声诊断技术在颅脑疾病诊断中的应用进展.....403

第四篇

多普勒超声在腹部疾病中的应用.....407



第二十三章 肝脏疾病.....409

第一节 肝脏血管的解剖及血流动力学.....409

第二节 肝脏血流的超声多普勒测量.....410

第三节 肝硬化.....413

第四节 肝血管瘤.....417

第五节 肝癌.....418

第二十四章 泌尿系统疾病	425
第一节 肾脏及肾血管解剖.....	425
第二节 肾脏及肾血管的多普勒超声检查.....	425
第三节 肾移植.....	429
第四节 肾肿瘤.....	434
第五节 肾血管疾病的诊断.....	437
第六节 膀胱肿瘤.....	439
第二十五章 妇科疾病	443
第一节 女性生殖系解剖.....	443
第二节 检查方法.....	444
第三节 正常子宫及卵巢多普勒超声特点.....	444
第四节 子宫疾病多普勒超声诊断.....	446
第五节 卵巢病变.....	452
第二十六章 产科疾病	459
第一节 胎儿脐带绕颈.....	459
第二节 滋养层疾病.....	461
第三节 妊高征.....	463
第二十七章 腹部疾病超声诊断与介入治疗进展	467



第五篇

多普勒超声在浅表器官、纵隔及肌骨系统疾病中的应用	471
---------------------------------------	-----

第二十八章 眼科疾病	473
第一节 眼部血管的解剖.....	473
第二节 超声检查方法.....	473
第三节 正常眼部声像图.....	474
第四节 眼部肿瘤.....	476
第二十九章 甲状腺疾病的多普勒超声诊断	480
第一节 正常声像图.....	480
第二节 甲状腺疾病的多普勒超声诊断.....	483
第三十章 乳腺疾病的多普勒超声诊断	496
第一节 应用解剖.....	496
第二节 检查方法.....	497
第三节 正常乳腺超声图像及多普勒超声特点.....	497
第四节 乳腺疾病的多普勒超声诊断.....	499
第五节 特殊表现的乳腺癌的声像图与彩色多普勒血流显像.....	511
第六节 乳腺良、恶性肿块的鉴别诊断.....	516
第三十一章 睾丸疾病	520
第一节 正常声像图.....	520
第二节 睾丸肿瘤.....	520
第三节 睾丸、附睾炎.....	522

第四节 睾丸扭转·····	523
第五节 精索静脉曲张·····	524
第三十二章 超声诊断技术在浅表器官应用的进展·····	527
第三十三章 多普勒超声在纵隔、肌骨系统及软组织中的应用·····	531
第一节 纵隔肿瘤·····	531
第二节 多普勒超声在肌骨系统中的应用·····	539
第三节 多普勒超声在软组织肿瘤诊断的应用·····	542
索引 (以汉语拼音为序) ·····	546

第一篇

多普勒超声诊断 学基础

多普勒超声诊断学

Doppler Ultrasonographic Diagnostics

1

第一章

流体力学基本原理

多普勒超声技术所研究的对象是流动着的血液，因此，掌握一些必要的血流动力学基本知识对正确理解检查中可能遇到的一些现象，以便正确使用多普勒超声仪器和做出正确诊断都是很重要的。

将流体力学基本原理应用于血液循环，观察、研究正常和疾病状态下，心脏或血管内血流变化规律的科学构成了医学的一个分支——血流动力学。血流动力学内容很多，我们这里只介绍与多普勒血流检测关系最为密切的基本理论及其在一些常见病理情况下的应用。

第一节 理想流体的流动

一、实际流体和理想流体

流体是液体和气体的统称，实际流体（real fluid）是指自然界中实际存在的液体或气体，人体血流动力学所研究的对象主要是血液，是实际流体的一种。实际流体既可压缩又有黏滞性，因此，实际的流体都是黏性流体，在流动时总有内摩擦。流动时，由于体积的变化和内摩擦力的存在而产生能量转化，分析起来比较复杂，而且，对于内摩擦较大的流体，一些最重要的流体力学定律，如：柏努利方程式就不完全适用了。为便于分析和理解不同实际液体的流动规律而假想的一种不可压缩、无黏性的液体模型称作理想液体（ideal fluid）。由于不考虑压缩和内摩擦，就不涉及液体内部机械能转化为热能的问题，所以理想液体流动时，遵守机械能守恒这一基本规律。从这一模型得出的结论，在一定条件下，可用来近似地描述某些实际液体的流动情况。本节主要讨论理想流体在血管中流动的规律，为帮助我们理解血液的流动规律打下基础。

理想流体不可压缩是指它无论受到多大的压力，其体积不变。没有黏滞性是指其黏滞系数为零，也就是说，如果这种流体一旦在头尾相接的密闭的管道系统里流动起来，则会永远地按照原有的速度流下去，而无需补充能量。人体心血管系统可以粗略地看作是密闭的管道系统，但是由于血液是有黏滞性的，要维持血液的不断流动，就必须有心脏肌肉的不断收缩做功来补充其能量损耗。实际液体虽不是理想流体，但其压缩系数也很小。例如对水施加1000个大气压的压强，其体积只改变5%。因此，实际液体可以近似地看成是不能压缩的。但是不同的液体其黏滞性是很不相同的，如：水和酒精的黏滞系数很小，但甘油、糖浆等则较大。

二、流线、流管和稳定流动

在分析液体的流动时，引进流线和流管的概念有助于理解液体粒子的流动状态。液体在流动时，液体粒子都有它的运动轨迹，各处流体粒子的速度和方向可能并不相同，在任一瞬间，在液体流动的空间里，可以设想这样一些曲线，使这些线上各点的切线方向与流体粒子在这一点的速度方

向相同，这些线就叫做这一时刻的流线（streamline，图1-1-1）。因此，流线上各点的切线代表了液体粒子流动的方向。

稳定流动（steady flow）或定常流动是指流体中流线上各点的速度都不随时间而改变的流动。在图1-1-1所示的流动中，虽然位于A、B、C各点的液体粒子流速不同，但液体经过这三点的速度都不随时间改变，这种流动就是所谓的稳定流动。流体作稳定流动时，流线的形状不会发生变化，流线也就成了流体粒子运动的轨迹。从流线的分布来看，流速小的A点流线较稀疏，流速大的C点流线较密集。此外，在同一时刻液体中的液粒只能有单一的速度，所以流线是不相交的。

如果在稳定流动的流体中划出一个小截面A，并且通过它周边各点作许多流线，由这些流线所组成的管状体就叫做流管（stream tube，图1-1-2）。在稳定流动中流管内的流体不会流到流管外面去，同时，流管外的流体也不会流到流管内来。也可以把整个流动的流体看成是由许多流管组成的，只要掌握了液体在流管中的运动规律，整个液体的流动规律就容易掌握了。

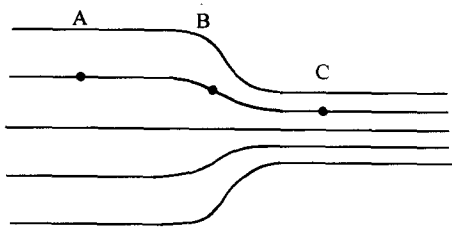


图 1-1-1 流线示意图

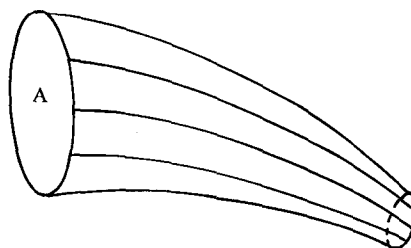


图 1-1-2 流管示意图

第二节 液流连续性原理及其应用

一、流量、流速和流率

流体在一段时间里流过流管横截面的体积叫流量（volumetric flow）。单位时间里流过流管横截面的体积叫流率（volumetric flow rate）。而单位时间里流过以这一横截面为底面的液柱长为流速（flow velocity）。

二、液流连续性原理

质量守恒定律是自然科学的一个普遍规律，这一规律在流体动力学中的应用就是连续性方程。如果流管内有稳定流动的理想流体，任意取两个与管轴垂直的截面 S_1 和 S_2 ，设通过这两个截面的液流流速分别为 V_1 和 V_2 ，由于理想流体不可压缩，同一时间里流过这两截面的液体量，即：流量应相等（图1-2-1），此为液流连续性原理，称液流连续性方程，可用公式 1-2-1 表示。

$$S_1 V_1 = S_2 V_2 \quad (1-2-1)$$

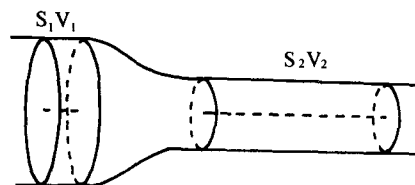


图 1-2-1 在相同的时间里，通过流管任意截面的流量相等

S_1 、 V_1 、 S_2 、 V_2 分别代表流管中任意两个截面的面积和液体在这两个截面上的流速

它表示在相同时间里，通过流管任意横截面的流量相等或液体的流速与流管的截面积成反比。根据这一原理，当血流流经不同直径的血管时，由于流率不变，血管截面积缩小必然使流速增大；相反，血管截面积增大必然使流速减小。当血液从主动脉流向毛细血管时，由于血管总截面积（各分支血管截面积之和）越来越大，血流速度逐渐降低；当血液由毛细血管流向腔静脉时，由于血流总截面积越来越小，血流速度逐渐加快，但因上、下腔静脉的截面积仍然大于主动脉，这也是静脉血流速度低于动脉血

流速度的原因之一。

单位时间内流过任一与流管垂直的截面 S 的流体体积称为流量 Q ，于是：

$$Q = SV \quad (1-2-2)$$

当流量一定时，流速 V 与流管的截面积成反比，即截面积愈大，流速愈小，截面积愈小，流速愈大。即：

$$S = Q / V \quad (1-2-3)$$

三、液流连续性原理的应用

在多普勒超声诊断学中，液流连续性原理非常有用，如：计算狭窄的半月瓣口的面积等，将在以后的章节中介绍。另外，它对理解全身血管系统的血流速度分布也很有帮助。全身血管系统，包括体循环和肺循环，可看成为一个相对密闭的流管系统，它们从心脏发出时为单条管道，继而分支成树状，进一步多级分支直至毛细血管。然后，与发出时相反，各毛细血管汇集成微静脉，直至到大静脉返回心脏。主动脉平均横截面积约为 4.5cm^2 ，分支后各动脉干管径变小，但数量增多，因而随着逐级分支，体循环的血管总截面积不断增大，到毛细血管时，虽其管径只有 0.0008cm ，但因分支多，总截面积达到 3150cm^2 。也就是说毛细血管的总截面积大约是主动脉的 700 倍。根据液流连续原理，毛细血管中血流速度应为主动脉中血流速度的 $1/700$ 。但是，通常并不是所有的毛细血管都是开放的，所以，通常毛细血管中的血流速度为 0.05cm/s ，主动脉内平均血流速度为 25cm/s ，两者之比为 $1:500$ 。返回到心脏的体循环大静脉—上、下腔静脉，因其总截面积大于主动脉截面积，所以其中的平均血流速度也小于主动脉，大约只有 10cm/s 。

第三节 帕斯卡定律

一、帕斯卡定律

帕斯卡定律 (Pascal's law) 所表述的是静止液体中压力的传递规律，它指出，静止状态下其作用到液体中任意一点的压力，都可以无损地传递到液体其它各处。

二、帕斯卡定律在人体血流动力学研究中的应用

帕斯卡定律是流体力学中最基本，看起来也是最简单的定律，但也是常常容易被忽略的定律。许多研究资料在分析复杂的人体血流动力学现象时，显然忽略了这一最基本但却最深入，最广泛起作用的定律。例如，在如何认识胸腔压力变化在肺和心内传递规律方面，大多数研究没有以这一基本力学定律为基础分析胸内压在这一复杂结构中是如何传递的，致使呼吸影响心功能机制研究，长期得不到解决。诚然，在复杂情况下，基本定律的应用需要考虑较多因素，应用时也必须具有灵活性，如胸内组织主要由液体（血液包括心脏内的血液）、气体和软组织组成（包括肺组织和心脏组织等），气道以树枝状分布并相互连通，因此气道内的压力变化，准确地说是压强的变化，也遵守帕斯卡定律，可以在气道内均匀分布。血液在血管内也相互连通，软组织有弹性和顺应性，由于它们都不可压缩，把它们作为一个整体来看时，任何一处的压力变化都可以无损地传递到其它各处，所以，帕斯卡定律也适用。这样，如图1-3-1所示，我们从流体力学的角度可以把循环系统分为全胸内系统（图中暗区）和半胸内系统（除暗区外的循环系统其余区），这两个系统实际上总是由瓣膜分开的（收缩期为房室瓣，舒张期为半月瓣），由于这两个系统与胸腔的解剖位置关系不同，胸腔负压对这两个系统内的压力和静脉回流的影响截然不同。肺静脉回流系统（图中PVR）完全在胸内，胸腔负压变化可均匀而完全地传到此系统的外周端和中心端（帕斯卡定律），因此，呼吸在此系统的两端不产生压差，对肺静脉回流没有直接影响，仅使其内压力（透壁压）随呼吸变化。然而，体静脉回流系统（图中SVR）的外周端在胸外，

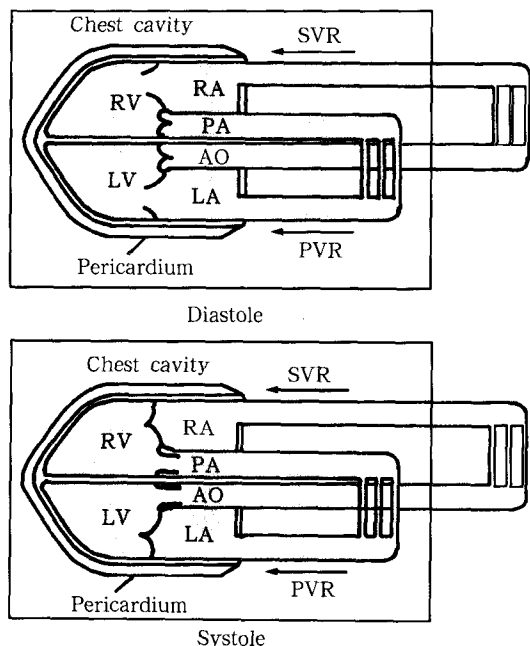


图 1-3-1 循环系的两个主要系统从流体力学的角度我们可以把心血管系统分为全胸内系统（图中暗区）和半胸内系统（除暗区外的其它区）

SVR 代表体静脉回流系统，PVR 代表肺静脉回流系统的外周端和中心端。左、右房，左、右室和主、肺动脉起始部分别用 LA、RA、LV、RV 和 AO、PA 表示，Pericardium 心包膜壁层和 Chest cavity 胸腔

大部分研究一直集中在动物试验和临床血流动力学观察上，作了大量的实验，而没有认真利用血流动力学基本原理从理论上探讨，特别是像帕斯卡定律这样的基本原理来分析和认识这些实验结果。绝大多数研究者认为，呼吸影响心功能机制非常复杂，不是一种理论可以解释得了的。实际上，在认识复杂事物的本质性问题时，我们体会到，过分地强调实践的作用，忽视理论的指导作用，同样不能获得真正的知识，呼吸影响心功能机制研究经历了100多年，用了各种方法而没有得到一致的结果，其根本原因在于只重实验而忽视了理论的指导作用。

在胸腔压力变化是否能传递到钙化的心包腔内这一问题上，临床观察到的现象与研究者的推理存在着尖锐的矛盾。不少研究者认为，仅几个毫米汞柱的胸压变化不可能通过钙化的心包传入心包腔而作用于心室，但呼吸性胸压变化确实对这类病人的心功能产生了明显影响，在这种情况下也可以出现奇脉。如果灵活地应用帕斯卡定律，可以将心血管系统中的全胸内系统看成一个整体，胸压变化可以通过该系统中的任意一点无损地传递到液体的其它各处，这就是说，胸压变化可以通过，例如肺静脉壁等传递到左室腔和心包腔从而起到影响心功能的作用。我们知道，实验结果是我们认识事物本质的第一手基本资料，但离开了对基本理论的熟练掌握和灵活运用，在复杂情况下，如呼吸影响心功能机制研究中，对同样的实验结果有时会出现完全不同的认识。

在研究人工通气对心血管功能的影响机制中，也有由于忽略基本物理原理而对复杂人体病理生理认识产生混乱的情况。我们由帕斯卡定律可以导出如下推论：人工通气时加载于肺泡内的压力可以无损地传递到胸腔内所有组织，包括肺内气体、胸内所有软组织及血液。尽管由于肺泡的表面张力等使肺组织内压力低于肺泡内压，重力作用使肺内压随体位而有不同分布，都不可能使帕斯卡定律失效。在人工呼气末正压通气的情况下，胸内压变化可以无损地传递到全胸内系统因而对肺静脉回流没有直接影响，正压通气主要挤压了体静脉回流系统中的中心端而反射性地引起右心充盈压升高以对抗右室搏出量的减少，这样，室间隔也出现左移松弛，人工呼气末正压通气与正常呼吸相反，吸气时胸压升高，呼气时降

不受胸腔负压的影响，中心端在胸内，胸腔负压作用于右心，可周期性地改变其内压力，因而改变此系统两端的压差，也就是改变右心室的充盈压（泊肃叶公式见式 1-6-1）。然而，吸气性右心内压的降低，被具有稳定外周压力和毛细血管床血流供应的回心血流所抵消，其结果是，右心的容积随胸压周期性改变，而其内的压力相对较左侧稳定。这样，呼吸性胸压变化实际上只加载到了房室间隔的左侧面，驱使其左右摆动。这种呼吸引起的房室间隔的左右摆动，周期性地改变了心脏两侧的充盈，从而使相应的血流动力学指标随呼吸周期性的变化。正常情况下，左室充盈压高于右室，室间隔凸向右室，加上正常的神经体液调节机制，呼吸引起的血流动力学指标变化不大。一些病理情况下，如心包填塞，右室压升高到与左室相等水平，室间隔左移居中而松弛，加载于室间隔左侧的胸压变化，很容易使其随呼吸左右摆动，因而产生明显的呼吸性血流动力学指标的波动，心包填塞严重时，血压可于吸气末降到接近于零，呼气时恢复正常或接近正常，临床上出现典型的奇脉体征。实际上，其它使右心侧舒张期压力升高的情况也可以引起奇脉，如右室心肌梗塞等。

一百三十多年前，人们就已经认识到呼吸对心功能有影响，但直到目前，呼吸影响心功能的机制仍众说纷纭。

低, 因此出现反奇脉。总之, 帕斯卡定律的灵活运用解决了许多理论上的混乱, 也加深了我们对许多有关动物试验和临床血流动力学现象的理解。

基本定律给出的条件往往很简单, 但却是最深入的, 人体的结构和功能再复杂, 也不可能不遵守这些基本力学定律。在分析复杂的人体结构和功能的力学原理时, 灵活运用这些基本定律是认识临床上所遇到的人体力学现象本质的关键。

第四节 柏努利方程及其应用

一、柏努利方程

柏努利 (Bernoulli) 方程是理想流体作稳定流动时所遵从的基本方程, 如上所述, 理想流体应遵守机械能守恒定律, 因此, 一定质量的理想流体, 在稳定流动中的动能、势能及压强能之和为一常量。即:

$$P_1 + 1/2\rho V_1^2 + \rho gh_1 = P_2 + 1/2\rho V_2^2 + \rho gh_2 \quad (1-4-1)$$

$$\text{或} \quad P + 1/2\rho V^2 + \rho gh = C \quad (1-4-2)$$

式中 P 为压强, 也是液体处于该压强下单位体积的压强能, ρ 是液体的密度, V 为液体的流速, g 为重力加速度, h 为截面相对于选定参考面的高度, C 为常数。

二、简化柏努利方程

当液体在一水平流管中流动或流管的高度差可忽略时, 柏努利方程中的势能为零, 方程式可写为:

$$P_1 + 1/2\rho V_1^2 = P_2 + 1/2\rho V_2^2$$

$$\Delta P = P_1 - P_2 = 1/2\rho (V_2^2 - V_1^2) \quad (1-4-3)$$

多普勒超声心动图学中主要用柏努利方程测定狭窄口前、后两端的压力阶差 (ΔP), 其中包括跨瓣压差。当血流经过狭窄口时, 狭窄口前的流速为 V_1 , 动能为 $1/2\rho V_1^2$, 压强能为 P_1 , 狭窄口处或狭窄口稍后的射流区血流流速为 V_2 , 窄口稍后的射流区流速应与狭窄口处流速相同, 动能为 $1/2\rho V_2^2$, 压强能为 P_2 , 在此种情况下, V_1 远小于 V_2 , $1/2\rho V_1^2$ 可忽略不计, 1-4-3 式可简化为:

$$\Delta P = P_1 - P_2 = 1/2\rho V_2^2 \quad (1-4-4)$$

压力单位毫米汞柱 (mmHg), 如果取 $\rho = 1.06g/cm^3$, V_2 以 m/s 计算并将 $1mmHg=1330 \text{ dyn}$ (达因), 代入 1-4-4 式, 则:

$$\Delta P = P_1 - P_2 = (1.06 \times 10000) / (2 \times 1330) V_2^2$$

$$\approx 4 V_2^2$$

$$\text{即: } \Delta P \approx 4 V_2^2 \quad (1-4-5)$$

这样, 式中的压力单位和流速单位转换成多普勒超声心动图中常用的单位——毫米汞柱 (mmHg) 和米/秒 (m/s)。

在多普勒超声心动图学中将上式称为简化柏努利方程。

三、简化柏努利方程的应用

利用简化柏努利方程, 只要测量出通过狭窄口的最大射流速度 V_2 (m/s), 即可迅速简便地计算出狭窄口两端的压差。这里应特别注意, V_2 的单位是米/秒, 取流速的峰值, 而所得到的峰值压力差则以毫米汞柱 (mmHg) 为单位。

应用简化柏努利方程应遵循以下几个条件: