

现代血液净化 护理学

XIANDAI XUEYE JINGHUA HULIXUE

主 编 贾翠梅 梅秀华 葛春霞
张 红 娄景秋 徐海燕

河北出版传媒集团
河北科学技术出版社

主 编 贾翠梅 梅秀华 葛春霞 张 红 姜景秋 徐海燕
副 主 编 于 荣 李芳芳 王 颂 邹丽丽
何 艳 孙雪莲 常丽丽 曲月洁

图书在版编目 (C I P) 数据

现代血液净化护理学 / 贾翠梅等主编. -- 石家庄 :
河北科学技术出版社, 2013.4
ISBN 978-7-5375-5809-9

I . ①现… II . ①贾… III . ①血液透析—护理学
IV . ①R473

中国版本图书馆CIP数据核字(2013)第075003号

现代血液净化护理学

出版发行	河北出版传媒集团 河北科学技术出版社
地 址	石家庄市友谊北大街330号
邮 编	050061
印 刷	济南华林彩印有限公司
经 销	新华书店
开 本	787 × 1092 1/16
印 张	21
字 数	520千字
版 次	2013年4月第1版
印 次	2013年4月第1次印刷

定 价 28.00元

前 言

随着我国社会的进步和经济的发展，威胁人类健康的疾病谱发生了明显的变化，糖尿病、高血压的发病率显著升高，与之相关的肾脏疾病的发病率也有逐年增高的趋势。近年来，新理论、新技术不断涌现，提高了疾病诊治水平，临床医师必须不断学习才能对疾病做出准确的判断，有鉴于此，我们组织具有深厚理论基础和丰富临床经验的专家教授及活跃在临床第一线的中青年医师，以自己的临床实践经验为基础，通力合作，分工执笔，编写了本书。本书内容新颖，覆盖面广，突出临床实用性，可以满足广大医务工作者的临床需求。本书适合各基层医院的住院医师、主治医师及医学院校本科生、研究生参考使用。

本书在编写过程中，虽力求做到写作方式和文笔风格的一致，但由于作者较多，因此难免有一些疏漏，期望读者见谅，并予以批评指正。最后，欢迎广大读者在使用本书的过程中不断提出意见和建议，以供今后修订时参考。

编 者

2013年5月

目 录

第一章 概论	1
第一节 血液净化发展历史	1
第二节 肾脏基本结构及功能	8
第三节 人工肾	19
第二章 血液净化中心设备与管理	22
第一节 血液透析机	22
第二节 血液透析用水处理系统	26
第三节 透析液	34
第四节 集中供液系统	47
第五节 透析设备的消毒	48
第六节 血液净化中心设备配备及管理	54
第七节 透析设备使用、保养、维修	56
第三章 血管通路技术及护理	57
第一节 概述	57
第二节 直接动静脉穿刺技术及护理	60
第三节 中心静脉留置导管技术及护理	63
第四节 动静脉内瘘技术及护理	72
第五节 人造血管技术及护理	87
第四章 血液透析技术	94
第一节 血液透析基本原理	94
第二节 血液透析常见种类	96
第三节 血液透析适应证与相对禁忌证	99
第四节 血液透析技术操作流程	100
第五章 血液透析的护理	104
第一节 血液透析常规护理	104
第二节 血液透析治疗的观察与处理	106
第三节 血液透析急性并发症的防治及护理	112
第四节 血液透析远期并发症的防治及护理	117
第六章 血液透析中抗凝技术的应用及观察	124
第一节 血液透析患者的凝血状态	124

第二节	普通肝素抗凝技术的应用及护理	126
第三节	低分子量肝素抗凝技术的应用及护理	129
第四节	无抗凝剂透析技术的应用及护理	131
第五节	局部枸橼酸钠抗凝技术和护理	132
第六节	其他抗凝技术和护理	133
第七章	特殊血液净化技术及护理	134
第一节	血液滤过技术	134
第二节	血液透析滤过技术及护理	134
第三节	血浆置换技术及护理	137
第四节	免疫吸附技术及护理	140
第五节	血液灌流技术及护理	142
第六节	连续性血液净化技术及护理	145
第七节	其他血液净化技术及护理	166
第八章	血液透析患者的健康教育	171
第一节	血液透析健康教育的实施	171
第二节	血液透析患者早期的健康教育	179
第三节	维持性血液透析患者的健康教育	182
第四节	高血压透析患者的健康教育	190
第五节	糖尿病肾病透析患者的健康教育	193
第六节	老年透析患者的健康教育	197
第七节	小儿透析患者的健康教育	200
第八节	血液透析患者健康教育的评价	203
第九章	血液透析患者的心理与沟通	210
第一节	透析患者的角色转变	210
第二节	透析患者的沟通	218
第十章	血液透析器的使用与复用操作规范	224
第一节	透析器的使用	224
第二节	血液透析器复用的原则	228
第三节	复用人员的资格与培训	228
第四节	复用设备及要求	229
第五节	血液透析器复用操作标准	230
第六节	复用血液透析器使用前检测	234
第七节	血液透析器复用失效的处理原则	235
第八节	血液透析器复用质量控制	236
第九节	血液透析器复用程序	236
第十一章	腹膜透析技术	246
第一节	腹膜透析的概述	246
第二节	腹膜透析的原理	247
第三节	腹膜透析的适应证及禁忌证	248

第四节	腹膜透析导管类型及置管	249
第五节	腹膜透析的治疗模式及操作程序	253
第十二章	腹膜透析的护理	258
第一节	围术期的护理	258
第二节	腹膜透析置管术的术中护理	260
第三节	腹膜透析导管出口处护理	262
第四节	腹膜透析并发症及处理	264
第五节	腹膜透析患者的家庭健康教育	271
第十三章	血液净化中心急救药品及抢救技术	273
第一节	血液净化急救药品	273
第二节	血液净化常用药品	280
第三节	血液净化抢救技术与抢救设备管理	282
第四节	血液净化物品管理	288
第十四章	血液净化中心院内感染管理与监测	292
第一节	医院感染控制及消毒隔离制度	292
第二节	血液净化中心传染性患者血液透析的管理	293
第三节	院内感染监测及报告	294
第四节	院内感染控制指标及措施	297
第五节	透析液和透析用水质量监测	298
第六节	血液净化中心医疗废物管理	299
第七节	血液净化中心医务人员的职业防护	300
第十五章	血液净化中心护理质量管理与持续质量改进	305
第一节	血液净化中心护理质量管理体系	305
第二节	血液净化中心血管通路质量管理	306
第三节	血液净化中心危重透析患者质量管理	307
第四节	血液净化中心的护理管理质量标准	309
第五节	血液净化中心的护理质量考核标准	313
第六节	血液净化中心安全管理目标与措施	315
第七节	血液净化中心持续质量改进	319
第十六章	血液净化中心护士准入培训	325
第一节	血液净化中心新上岗护士的规范化培训	325
第二节	血液净化专业护士的培养	328
参考文献		332

第一章 概 论

第一节 血液净化发展历史

近年来，随着血液净化（blood purification）事业的发展和工程技术的进步，“血液净化”一词才被大多数学者理解并接受，因为它全面概括了现有的各种血液净化技术。血液净化应该包括血液透析、血液滤过、血液透析滤过、血液灌流、血浆置换、血脂分离、免疫吸附、血浆吸附滤过和连续性床旁血液净化技术等。腹膜透析虽然没有体外循环，仅以腹膜透析液交换达到净化血液的目的，但从广义上讲，也应包括在血液净化范畴之内。很明显，血液净化疗法是在血液透析基础上发展而来。血液透析迄今已有 80 年的历史，而后续衍生的其他疗法仅出现 20 年左右。在某种意义上，血液透析的进展史主要就是透析膜和透析器的演变史，而近 20 年的发展进程才是真正意义上的血液净化技术的发展史。

一、人工肾的发展史

19 世纪，苏格兰化学家 Thomas Graham 首先提出“透析”（dialysis）的概念。“dia-”即溶质通过界面弥散到对侧的意思，“-lysis”即分离的意思。1912 年，美国 Johns Hopkins 医学院的 John Abel 及其同事第一次对活体动物进行弥散（diffusion）实验，之后的第二年，他们展示出用火棉胶（珂罗酊，collodion）制成的管状透析器，并命名为人工肾脏（artificial kidney）。将这个透析器放在生理盐水中，用水蛭素作为抗凝药，对兔进行了 2h 的血液透析取得了满意的效果，从而开创了血液透析事业。

在 Abel 等实验成功的鼓舞下，美国和欧洲各国也相继开展了透析研究，尤其是在第一次世界大战之后，很多由战伤导致的急性肾衰竭患者需要进行透析治疗，更加促进了人工肾的研制步伐。

20 世纪 30 年代后期，荷兰学者 Kolff 研制完成了第一台转鼓式人工肾，具有划时代的意义。1945 年 9 月，Kolff 治疗了 1 例急性胆囊炎伴急性肾衰竭，患者昏迷，经透析 11.5h 后，神志改善，1 周后开始利尿，最终患者康复出院，这是历史上第一例由人工肾成功救活的急性肾衰竭患者。

20 世纪六七十年代出现“现代血液透析机”及其配套设备，主要包括三部分，即透析器、透析液和血液监测装置及水处理系统（见后述）。从 20 世纪 80 年代开始，血液净化相关设备逐步向电子化、智能化方向进展，从而血液净化技术进入一个持续快速发展的新时期。

二、新抗凝药的发现

初期进行血液透析的最大障碍就是没有适当的抗凝药。1884年，Haycraft 确定水蛭提取物有抗凝作用，于是研究者们开始尝试以水蛭素作为血液透析的抗凝药物，但因其不良反应很大，应用受到限制。1918年，Howell 等发现了肝素，但因其制剂不纯，故其临床使用仍然很难推广。直到20世纪30年代，由于完成了肝素的提纯，我们才开始以肝素作为现在血液透析的主要抗凝药。近年来发现，肝素也有缺点，如出血、过敏、血小板减少、导致骨病和影响脂类代谢等。1985年，低分子量肝素（LMWH）问世是透析领域的一件大事。LMWH 平均分子量5000Da，具有良好的抗凝作用，而出血倾向又较小。尽管LMWH与普通肝素相比优点多多，但因其临床监测指标不方便，所以其用量多凭经验调整。若因LMWH用量过大导致出血而需使用鱼精蛋白对抗时，会使后者的剂量无法确定。

以枸橼酸钠盐与血浆中钙离子置换而阻断凝血过程，通常在动脉端输入枸橼酸钠，同时在静脉端输入氯化钙，调整两者比例达到预定的凝血效果。枸橼酸钠半衰期短，代谢产物对人体无害，局部抗凝作用肯定，多应用于有活动出血的患者，特别是用在重症伴有凝血障碍并实行持续性床旁血液透析滤过的患者。

1976年，有研究者发现前列环腺素（ PGI_2 ）可刺激血小板膜上的环化酶，使血小板内cAMP水平升高，从而发挥抗血小板聚集和血栓形成的作用。1978年，Woods 等首先在动物身上实验，即不用肝素而单独使用 PGI_2 进行血液透析并取得了成功。 PGI_2 对内在凝血系统没有重要的影响，不会引起出血或凝血，可以安全替代肝素的抗凝作用。但 PGI_2 可导致低血压和一些血管扩张的反应，因而其应用也受到了一定限制。

三、血管通路的进展

1942年，荷兰学者Kolf 发明了人工肾治疗急性肾衰竭。1949年，瑞典学者Alwall 进行了实验动物透析，把兔的颈动脉和颈静脉用硅化玻璃管进行血管外分流，血液分流量1L/h，每隔4~6h注射1次肝素，但1周后就发生凝血，仍不能解决慢性透析血管通路问题。之后还有一些学者用髂静脉、下腔静脉等，都未能建立永久性血管通路。几年后，瑞典学者Nils Alwall 试用玻璃套管进行血管外分流，在两次透析之间用抗凝药，用来长期治疗慢性肾衰竭患者，但也没有取得成功。直到1960年，美国学者Scribner 和 Sinbner 等提出了动静脉外分流，用两根聚四氟乙烯管（teflon）分别插入桡动脉和头静脉，非透析时两个管子连接，透析时分开，分别连接体外循环的动、静脉管道。这是血液透析史上的突破性进展，它标志着慢性透析成为现实。他们于1960年3月接收了第一位慢性透析患者，并使用动静脉外分流做维持性透析，创造了依靠人工肾存活11~18年的记录，但是外分流存在着出血、凝血和感染等缺点。1962年，Cimino 和 Brescia 用手术方法建立了动静脉内瘘，这是透析史上的重要里程碑。此后，不但开始了门诊慢性透析，还建立了家庭透析，并且患者可以自行穿刺。

由于有些透析患者没有可利用的自体血管，所以需要采用移植血管，包括同种异体血管（活体或尸体动脉或静脉）、异种血管（牛颈动脉）及人造血管（聚四氟乙烯管）等进行。

急性肾衰竭或慢性肾衰竭的内瘘形成之前，需要使用临时性血管通路，以前都是穿刺表浅静脉或直接穿刺动脉。由于存在种种缺点，加之新的双腔中心静脉留置导管的出现，目前基本采用中心静脉留置导管作为临时性血管通路。20世纪80年代，通过皮下隧道留置带漆

纶套的半永久性留置导管也被应用于临床，它可以留置半年或更长的时间。

四、透析液的变化

1943年，Kolff提出使用含碳酸氢钠的透析液透析纠正患者酸中毒是合情合理的，但在使用中发现 HCO_3^- 能与钙、镁产生沉淀而导致透析不能进行。1964年，发现透析液中醋酸盐可以替代碳酸氢盐，能有效防止透析液的沉淀。但随后又发现醋酸盐有很多缺点，使患者产生透析不耐受，因此人们又重新寻求使用碳酸氢钠作为缓冲剂。要想达到理想的纠酸效果，透析液中 HCO_3^- 浓度应达到 35mmol/L ，但此时透析液的pH往往 >7.45 ，因此又容易产生钙盐沉淀。为避免沉淀常在透析液中加入 5mmol/L 的醋酸盐以酸化透析液，结果成为含有醋酸的碳酸氢盐透析液。至20世纪80年代，碳酸氢盐透析逐渐增多，据估计已占到80%。但透析液中 5mmol/L 的醋酸盐足可以引起醋酸的不良反应，很多厂家向A液中添加一些制剂，以降低A液的pH防止沉淀，从而可以达到真正的无醋酸的碳酸氢盐透析液。

透析液另一个变化是钠离子浓度，因为尿毒症多有钠水潴留，所以最初选择透析液钠浓度为 132mmol/L ，实践中发现该浓度的钠盐容易导致透析中患者发生低血压。到目前为止，学者们多认为比较满意的钠浓度为 $138\sim 140\text{mmol/L}$ 。近年来发现，长期透析患者继发性甲状旁腺功能亢进概率增加，导致血浆钙磷乘积增高，使患者骨病和心血管并发症增多。标准透析液钙浓度为 1.75mmol/L ，则可进一步加重钙的正平衡，而用钙浓度 1.5mmol/L 有助于调节钙的净平衡，随之产生低钙（ 1.25mmol/L ）透析液适用于高钙血症的患者。

因为透析液与血液仅有一层半透膜相隔，溶质能够互相渗透，可以利用这一弥散原理排除体内有害物质，也可以有意导入体内一些有益物质。譬如，可以根据患者需要从透析液中补充氨基酸、葡萄糖等，从而改善患者的营养状态。透析患者存在氧化应激状态，维生素C是抗氧化剂，如果将维生素C加入在透析液中，则在透析过程中维生素C可以通过透析膜进入血液，减轻氧化应激反应。

现在人们越来越追求无热原的透析液，因为内毒素从透析膜进入体内可以引起致热反应，启动细胞因子网络瀑布，产生氧自由基、炎性因子和微炎症反应，增加对EPO抵抗等一系列的机体异常反应。为避免透析液中存在内毒素，必须注意两个环节，一是制备超纯化水，二是防治B液细菌生长。

1999年，Wratten等提出血脂透析（HLD），它是在透析液中加入具有亲水和亲脂双重特性的脂质体，清除脂溶性与蛋白结合的毒素，并通过抗氧化剂减少自由基的产生，维持抗氧化防御状态。通过HLD可以清除促进释放反应性氧代谢物（ROS）的疏水物质；改变炎症细胞活化，排除炎性介质；维持维生素C的生理水平；使外源性抗氧化剂与膜表面释放的自由基反应，从而减少细胞和脂蛋白中内源性抗氧化剂的消耗。

五、透析膜的进展，透析器层出不穷

透析器的发展历史实际是透析膜的发展历史，透析效率的提高和新透析模式的发展都离不开新透析膜的出现。1923年，德国学者Graham曾用火棉胶（colliding）作为透析膜，20世纪30年代出现了再生纤维素赛璐玢（cellophane），至今由纤维素已衍生出多种膜材料，如铜仿膜、铜氨膜、醋酸纤维素、皂化纤维素酯等。直到20世纪80年代初期出现了高分子合成材料，至此透析膜的研制便一发不可收拾，相继研制出了多种合成膜透析器，如乙烯—

乙烯醇聚合物、聚甲基丙烯酸甲酯、聚碳酸酯、聚丙烯腈、聚砜、聚酰胺、聚醚砜等合成膜。

血液透析的膜材料正在向血液相容性好、超滤性能高、能有效清除 15kDa 左右的溶质，以及价格更便宜的方向发展。现代生物材料技术更为这方面提供了强大技术保障。

各种膜材料的出现是研发透析器的基础。在第二次世界大战期间，加拿大学者 Murray、Delmore 及 Jhomas 研制成功了第一台蟠管（coil）型透析器，并在 1946 年用于临床治疗肾衰竭患者。之后，瑞典学者 Alwall 在 1947 年制成了固定式管型透析器；1953 年，Engelberg 制成了改良型蟠管透析器；1955 年，Kolff 进一步制成双蟠管型人工肾，采用两条平行的赛璐玢管，透析面积为 1.8m²，尿素清除率 140ml/min，并有明显的超滤作用。这种透析器在临床上用于治疗急性肾衰竭和药物中毒，并由美国 Travenol 公司批量生产。

MacNeill（1947）和 Skeggs（1948）先后报道了平流型透析器。在两块橡皮垫之间放两张玻璃纸，血液在玻璃纸之间流过，而透析液在玻璃纸与橡皮垫之间与血液逆向流动（橡皮垫有沟纹）。1960 年，挪威学者 Kiil 在平流型透析器基础上制成平板型透析器，即所谓的 Kiil 型平板透析器，是在三块聚丙烯平板之间放四层赛璐玢膜。这种透析器阻力小，不需要血泵，膜为一次性使用，消毒方便，价格低廉，从而促进了血液透析的发展与普及，其一直沿用至 20 世纪 70 年代。20 世纪 80 年代，瑞典学者将 Kiil 型透析器改良为小型多层平板型透析器，又称积层型透析器。

1967 年，Lipps 把醋酸纤维拉成直径 200μm 的空心纤维，把 8000 ~ 10 000 根纤维装在一个硬壳内，这就是空心纤维透析器（hollow fiber）。它具有体积小、透析效率高、除水能力强等优点，因而一时间风靡全世界，现已有 200 多种类型。

随着准确容量控制的超滤型透析器的出现和透析膜的发展，透析器有条件向高流量透析器（high flux dialyzer, HFD）方面发展，它具备高渗透性和高超滤能力，明显提高了透析效率和减少了治疗时间，特别适合于尿毒症并发急性肺水肿、高度水肿的患者。血液净化技术应用在感染性、免疫介导性疾病越来越多，有理由推测透析膜向更有吸附性和高通透性方面发展。由于化学、免疫学、生物工程、组织工程、基因工程的发展，膜可以通过上述手段结合某些特异性物质，达到临床的特殊治疗目的。如膜结合多黏菌素 B 可以吸附内毒素；将含有烷基的有机化合物以共价键方式交联在纤维素珠上，能以疏水性方式吸附 β-微球蛋白；结合维生素 E 可以抗氧化；结合某种吸附剂可以吸附致病性抗体或抗原；分离由细胞产生的单种蛋白基因，然后应用分子生物学技术诱导这种基因进入表达系统，产生大量基因产物，如人生长因子、胰岛素、促红细胞生成素和抗凝物质等。以上设想有的已经实现，有的仍在探索之中，相信在不久的将来这些都将成为现实。

六、血液净化设备不断更新

近年来，透析机的发展主要体现在附加设置方面，最主要的是超滤控制系统。20 世纪 80 年代，透析机的脱水还是靠压力超滤，护士根据透析器的超滤系数或经验设定跨膜压，此后逐渐出现容量控制超滤，开始依靠容量、重量控制，其缺点是不太准确。之后出现的平衡室、复式泵、流量计系统（光电流量计、电磁流量计）等，使超滤脱水误差在 ±100ml 左右。

由于电子和工程学的进展，为了保证透析的质量和安

防治透析中低血压，机器内增设了钠曲线模型、超滤模型、透析液温度监控、容量监控和反馈系统（通过光电和超声检测）、血液再循环监测及连续尿素测定，并通过数学模型计算出透析剂量等。

近年出现了在线血液透析滤过（on-line HDF），其具有高效和短时的特点，但对设备有特殊的要求，必须制造出超纯水，至少经过三重过滤器制备置换液。

与此同时，透析机另一个发展方向是可携带式小型人工肾。研制小型化人工肾，其优点是体积小、重量轻、便于携带，可供出差、旅游时使用。1975年，日本江良等利用 TM-101 和 REDY 透析液吸附再循环装置，制成 40cm × 35cm × 15cm，9.2kg 重的携带型人工肾。同年，Kolff 研制了穿着型人工肾，透析器和活性炭穿在身上，20L 的透析液箱放在身旁，工作时连在一起透析，不透析时可以断开。1978年，日本阿岸三制成一种夹克式人工肾，透析液、血泵、吸附剂和透析器均放在夹克衫内穿在身上，总重量 4.5kg，可以连续工作。但小型人工肾发展受到抗凝药、能源和代谢物排泄或再生问题的限制。不过，相信将来有一天会有一种小型、高效、能植入体内的人工肾问世。

个体化透析是临床医师追求的目标，在透析前要输入适合于某一患者的有关参数，如透析时间、超滤量（或超滤模型）、钠浓度（或钠曲线）、透析器型号、抗凝药等。每位患者都可以携带自己的透析处方卡，从而使众多个体化透析参数的设定可以在较短时间内实现，使患者得到最大的透析舒适度，减轻操作人员负担的同时，也便于透析室的计算机管理，是未来的一个发展方向。

透析设备的下一个发展目标是建立生物反馈系统。人体在透析过程中接受一些异常的信号，通过人体生物信号进行反馈和调整，达到新的平衡，这样才能真正地使设备反应与生物体信息系统联系在一起，从而达到极佳的透析效果。

由于组织工程技术快速发展，可以应用培养的细胞与相应材料组合成具有生物活性的装置代替失去功能肾脏。因为应用具有滤过功能的肾小球和有重吸收、内分泌及激素调节功能的肾小管装置组成的生物人工肾可以替代人体肾脏的完整功能，我们有理由相信生产生物人工肾（bioartificial kidney）已指日可待。

水处理系统是透析设备的另一重要组成部分。早期透析是用输液水制备透析液，自从有了浓缩透析液后，必须有水进行稀释。无论是自来水、地下水或河湖水均不能直接作为透析用水，透析用水必须经过净化处理。最初的水处理设备主要为离子交换树脂，仅是为了去除水中的胶体、钙、镁等有害物质。20世纪70年代，发现加入到自来水中用来降低水浑浊的硫酸铝和杀灭水中细菌的活性氯能引发一些透析并发症，因此对水处理系统进行了改进，加入了活性炭过滤器，用来去除活性氯、氯胺和内毒素。至20世纪70年代末，反渗透装置（RO）和离子交换装置也被作为常规部件使用，可去除细菌、内毒素和98%的阴阳离子。20世纪80年代开始，随着血液透析技术的发展，采用碳酸氢盐透析、高通量透析膜和在线血液透析滤过等，这对水的纯度提出了更高要求，要求使用超纯水透析。

现在，超纯水（ultrapure water）已成为透析用水的基本要求，超纯水是产生超纯透析液的基础。超纯透析用水是指水质基本测不到内毒素（ $<0.025\text{eu/ml}$ 或 $<0.005\text{eu/ml}$ ），电阻率为 $0.1 \sim 0.5\text{M}\Omega/\text{cm}$ ，细菌培养菌落 $<100\text{cfu/L}$ 。

制备超纯透析水必须有特殊的水处理设备，与一般透析用水的差别主要在于超纯透析用水的反渗透处理设备为两套连接，或是一套反渗透设备（RO）连接一套去离子交换树脂，

使得水的纯度可进一步提升。接着连接带正电荷的微过滤器，进一步去除水中的内毒素及热原。为了维持水的纯度，其输送管路一律采取医用不锈钢管或 PVDF 材质管路。同时，为避免水流停滞造成细菌繁殖，供水体系应设计为不停流动循环的装置，透析机直接连接于循环管路上，并避免任何管路的死角及延长管的存在。在水前处理部分，也有人建议一律采取双套设备，如两套软水器、两套活性炭、两套微过滤器连接，以提高原水的纯度。

七、血液净化形式多样化

1. **每天短时透析** 常规透析是指每周透析 3 次，每次 4~5h。近年来，除了透析技术进步外，透析方式也在改变，其目的是提高透析效率或者增加排出某种物质，减少患者的治疗时间。Pierratos 报道了每天血液透析，其方法是每周透析 6d 或 7d，每次 90~120min，用高血流量和透析液流量，其优点是比每周透析 3 次的方案（总透析时间相同）有更好的溶质清除率。Kjellstand 报道显示，1967—1998 年全世界每天接受透析的患者有 170 例，有的患者存活已 15 年，生活质量满意。Buoncrisiani 报道显示，每天透析可以使患者尿毒症状态、透析相关症状、性功能、生理功能、精神活动、社会复归率明显改善，可以提高其透析耐受性，使高血压、头痛、痉挛、透析后疲乏等症状减少或消失，使其精力和体力充沛，并有较好的生活质量。

2. **夜间透析** Pierratos 等提出了一种新的肾脏替代疗法，即每周做透析 6~7 个夜晚，每次在家睡眠中做 8~10h，使用小面积 PS 膜透析器（F40， 0.7m^2 ），透析液流量 $100\text{ml}/\text{min}$ ，血流量 $200\sim 300\text{ml}/\text{min}$ ，肝素抗凝，剂量为 $(1100+300)\text{U}/\text{h}$ 。颈内静脉留置导管作为血管通道。该作者进行了连续 3 年的观察，共计 170 多患者，并发症很少见，主要是血管通道问题和夜间意外导管脱落。夜间透析的主要优点是血流动力学稳定，透析过程中低血压很少见，高血压发生率也较少，需口服降压药者也较少。

3. **家庭透析** 1960 年，第一次将家庭血液透析（home hemodialysis）用于治疗终末期肾病（ESRD）。它治疗费用低，同时也是一种有效的治疗方式，为患者提供了很好的康复机会和更好的生存质量。最近家庭透析设备有了新的进展，使其存活率提高，若做到充分透析，可以获得更好的生存质量，还能做到每日透析和夜间透析。因此，未来的 30 年，家庭透析会被更多的患者接受并采用。

1963 年，Yuki Nos 用 Coil 透析器在家治疗了一位日本患者。此时，Stanley 与其同事在英国伦敦用类似西雅图设备开始家庭透析，他们是第一个实行整夜透析的，因为他们应用了设备监测，使用 Scribner 外分流和低阻力 Kiil 透析器，而不使用血泵。当时治疗相对不充分，每次透析 10~12h，每周透析 2~3 次，所以每次透析一夜是合理的，而且有时可以睡觉。这也证明了家庭透析比门诊透析更为有效，且费用较低。家庭透析可以减少肝炎的传染和其他感染，增加患者的独立性，比门诊透析有更大的恢复机会。

其他国家的家庭透析也在增长，澳大利亚和新西兰为 17%、英国 8%、法国 7%、加拿大和德国 2%。1984—1993 年澳大利亚家庭透析人数继续增加。此后，出现一些新的家庭透析设备。近两年出现一种专为家庭透析设计的新设备，其具有高度自动化的特点，使许多患者实现了家庭透析而不用助手。

家庭透析展现出更好的临床效果，患者血压的维持也更加稳定，所需的促红细胞生成素等药物更少，生活质量更高。为适应家庭血液透析的发展，新的血液透析机应运而生，它们

具有操作简单、便于自我护理、可以远程联网、方便诊断处理等特点。

2002年2月美国FDA上市作为家庭透析使用的AKSYS PHD血液透析机，特别为日常家庭血液透析设计。其特点为可以采用触摸屏操作；外周血路管、透析器的清洗、消毒、测试及预冲全部在机上自动进行，无须卸载，可使用30次；自带水处理装置。

八、透析时间的变化

血液透析时间随透析设备进展和透析效率的提高而变化，根据血液透析的时间长短可分为长时间、常规标准时间和短时间透析。在20世纪60年代使用面积 1.0m^2 的Kiil平板型透析器，为了达到透析充分性，每周要透析24h（ $3 \times 8\text{h}/\text{周}$ ）。随着透析设备和技术的进步，通常标准透析时间缩短为12~15h/周。20世纪90年代，有些学者综合了溶质弥散和对流的原理，将透析液流量和血流量等技术进一步提高，把透析时间缩短至9~6h/周，称为短时间和超短时间透析。遗憾的是，总结10年的临床实践，发现患者病死率不断增加。与此同时，法国学者Tassin仍然坚持每周透析24h，其研究结果显示出惊人的效果。该作者报道，876例每周透析24h，115例已经透析>15年，其中14例>25年。患者可以自由进食，不必限制蛋白质和热量的摄取，仅少量限盐。1989年，仅有17%患者使用EPO，平均Hct（ $29.6 + 6.9\%$ ），大多数患者能很好地控制血压而不用服降压药。

从透析时间的发展趋势和国际现行透析模式看，大多数国家使用标准透析时间（12~15h/周），如日本。由于日本的透析时间足够、设备先进、综合管理措施到位，所以日本的透析患者生活质量高、病死率低、存活时间长。而对于短时间和超短时间透析（9~6h/周），尽管患者的常规生化指标达到要求，但是病死率高、存活期短，这表明还有一些深层次的问题有待认识，这种透析方式将逐渐减少或被淘汰。目前，世界上逐渐流行长时间（>20h/周）透析，尽管方式不一样，如每日标准透析、夜间透析（>48h/周）和法国长时间透析（24h/周），可以不顾及血流量和透析液流量、透析器的质量、醋酸盐透析液等因素也能到非常满意的透析效果，这些均提示时间可以克服诸多对透析不利因素的影响，也就是说，我们可以认为透析时间是提高透析质量的最重要因素。此外，每日短时透析（9~14h/周）同样可以达到很好的效果，这表明除了透析时间外，透析频度也很重要，可能与减少血浆溶质峰度，维持内环境稳态有关。

九、连续性血液净化的出现

1977年，Kramer等首次将连续性动脉—静脉血液滤过（CAVH）应用于临床，很大程度上克服了传统的间歇性血液透析存在的“非生理性”治疗的缺陷，标志着一种新的连续性血液净化技术的诞生，在临床上被迅速推广和应用。1982年4月，美国FDA批准了CAVH可在ICU中应用，从而相继衍生出系列连续性动静脉血液净化方法。CAVH是一个重大进展，可以治疗重症ARF患者，而不需要特殊医疗设备，但几年后就显示这一技术治疗不充分的缺点。1986年，Ronco等提出连续性动脉—静脉血液透析滤过（CAVHDF），从而使溶质弥散和对流相结合，这不仅使小分子物质的清除率增加，也使大分子物质的清除大为改善。1992年，Ronco和Burchardir提出了连续性高流量透析（CHFD），它是溶质对流及弥散最优化的结合，弥补中分子物质清除不足，1998年Tetta等又提出血浆吸附滤过（CPFA）。运用连续性血液净化系统除了进行血液透析、血液滤过、血液透析滤过、缓慢超滤

外, 根据病情还可以用于血浆吸附滤过、高容量血液滤过, 特别是后两者对感染性疾病和多脏器衰竭有很好的治疗前景。

CAVH 应用动静脉建立血液循环通路主要的限制是不能应用于严重低血压患者。20 世纪 80 年代末, CRRT 的概念发生了变革, 随着单针双腔中心静脉留置导管和新一代血泵的出现, CAVH 已很少使用, 人们更喜欢应用 CVVH 或 CVVHDF。另一方面, CVVH 时间拉长, 使 CVVH 更易被 ICU 患者所接受。之后, 世界各公司纷纷研制出应用静脉-静脉的血液净化设备, 如 BM25 (Baxter, USA) 及 ACCURA; Prisma (Hospal, Lyon, France); Diapac CRRT (B. Braun, Carex Mirandola, Italy); Acumen (fresenius, Badhamburg, Germany); MultimattB-ICU (Bellco, Mirandola, Italy); EQUAsmart (Italy)。这些设备具备完整的安全警报和液体平衡控制系统, 使每天液体平衡误差 $< 100\text{ml}$, 操作方便, 节省人力。这些设备可以使 ICU 患者平稳地进行肾脏或非肾脏疾病的替代治疗, 具有广泛的应用前景。

(邱 君)

第二节 肾脏基本结构及功能

一、人体肾结构

肾是人体在新陈代谢的过程中, 维护机体内环境相对稳定, 保证生命活动正常进行的最重要的器官。人体将代谢产物、过剩物质及对机体有害无用的物质, 通过血液循环运输至肾等器官排出体外。因此肾的分泌排泄功能是机体清除身体内代谢废物的一条重要的排泄途径。

(一) 肾位置与形态

肾是实质性器官。

1. 位置 位于腹膜后脊柱两侧第 11 胸椎至第 2 腰椎间, 左右各一, 右侧肾略低于左侧肾, 是腹膜外器官。

2. 形状 形似蚕豆, 上端宽而薄, 下端窄而厚, 呈红褐色 (图 1-1)。

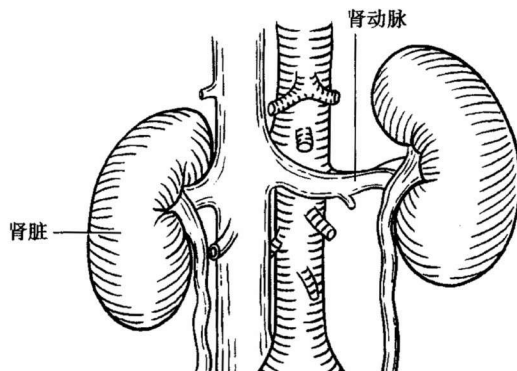


图 1-1 肾形态

3. **大小** 约长 10cm，宽 5cm，厚 4cm。
4. **重量** 134 ~ 148g（女性略小于同龄男性）。
5. **肾门** 肾内缘中间凹部是有肾血管、淋巴管、神经、输尿管出入的部位。
6. **肾蒂** 出入肾门的结构总称，排列由前向后依次为肾静脉、肾动脉、输尿管；从上向下为肾动脉、肾静脉、输尿管。
7. **肾被膜** 分 3 层：纤维膜、脂肪囊、筋膜。
8. **肾窦** 为肾门内较大的腔。

（二）肾内部结构

肾的内部结构冠状切面观，见图 1-2。

1. **肾实质** 由肾皮质、肾髓质构成。
2. **肾皮质** 由肾小体构成占肾实质 1/3。
3. **肾髓质** 由肾小管构成占肾实质 2/3。
4. **肾锥体** 由放射状的组织结构向内集合组成，为 15 ~ 20 个。2 ~ 3 个肾锥体组成一个肾乳头，乳头顶端的小孔是尿液进入肾小盏的通道。

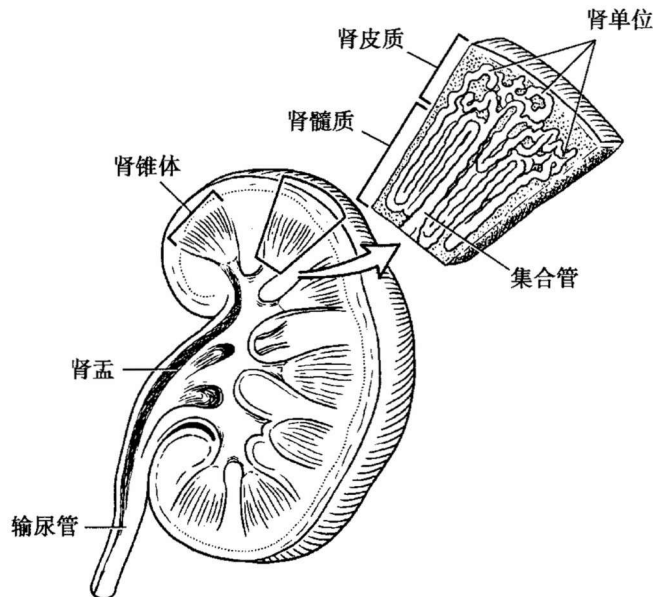


图 1-2 肾结构

5. **肾盂** 肾窦内有 7 ~ 8 个肾小盏，2 ~ 3 个肾小盏合成肾大盏，2 ~ 3 个肾大盏形成肾盂，肾乳头排出的尿液经过肾小盏，进入肾盂。肾盂出肾门后形成下行输尿管，开口于膀胱。

（三）肾微细结构

一个肾有 100 万个左右的肾单位，肾单位是组成肾最基本的功能结构，由肾小体和肾小管构成。肾单位分为两种：皮质肾单位占 80% ~ 90%，近髓肾单位占 10% ~ 20%，见图 1-3。

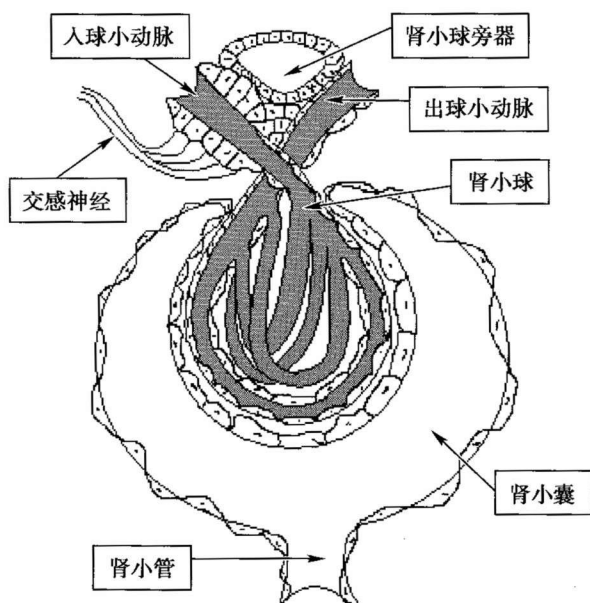


图 1-3

1. 肾小体 肾小体 (Malpighi 小体) 由肾小球和肾小囊组成, 肾小球由毛细血管组成, 外面紧包着肾小囊。肾小体有两个极: 小动脉出入肾小体的区域为血极, 对侧与肾小管相连的是尿极。

(1) 肾小球毛细血管结构。

1) 内皮细胞: 位于血管壁腔侧与血流接触, 细胞体布满直径 70 ~ 100nm 小孔, 表面覆有唾液酸蛋白, 因此带有负电荷, 称电荷屏障。内皮细胞是肾小球毛细血管壁的第一道屏障, 使血细胞、大分子物质受到阻拦而不能被滤出。

2) 基底膜: 又称基膜, 约厚 300nm, 由中间致密层 (细纤维和无定型基质) 和两侧电子密度较低的内疏松层及外疏松层构成。其成分为胶质、糖蛋白、蛋白聚糖 (硫酸类肝素)。基底膜为可变凝胶, 滤过物可在一定压力下变形通过。

3) 脏层上皮细胞: 附着于基底膜外侧呈多足突状, 足突间空隙约 40nm, 主要是高尔基体、溶酶体和丝状结构形成的足突裂孔膜, 在肾小球毛细血管壁的选择性滤过功能方面起重要作用。

这 3 层结构组成的滤过膜称为机械屏障, 仅允许相对分子质量为 69 000 以下物质自由通过及一定分子直径的物质通过。小分子物质自由通过如血尿素氮、肌酐、钾离子、钠离子、氯离子等 (相对分子质量 5000 以下); 肌球蛋白部分通过 (相对分子质量 17 000); 清蛋白相对分子质量为 69 000 几乎不能通过。分子半径 < 1.8nm 的物质可自由通过 (如中性葡聚糖); 分子半径 > 4.2nm 以上的物质不能被滤过。

以上说明滤过膜对分子的大小有选择性。同时由于滤过膜带有电荷, 对带有正电荷的物质滤过率强, 对带负电荷的白蛋白滤过较差。

两侧肾的滤过总面积约 1.5m^2 , 每日被滤出的液量为 180L, 称为原尿。

(2) 肾小囊 (Bowman 囊)。包裹肾小球的双层球状囊: 脏层为肾小球的脏层上皮细胞, 囊腔; 壁层由肾小囊基底膜、壁层上皮细胞组成。其作用是收容肾小球滤过液注入肾小管中, 由肾小囊进入肾小管的液体通常称为小管液。

(3) 肾小球旁器。远端肾小管与肾小体血管极相接部有由球旁细胞、致密斑、球外系膜细胞、极周细胞组成的特殊结构称肾小球旁器, 是分泌肾素、感受和调节肾素的基础结构。其作用是当远端肾小管内原尿尿量减少, 钠离子浓度降低时, 远端肾小管直径变小, 致密斑与血管的接触面积减少, 导致肾素分泌增多。相反, 原尿量增加, 钠离子浓度升高时, 接触面积增大, 肾素分泌降低。

2. 肾小管 肾小管是肾单位的另一个重要组成部分和功能结构。肾小管的上皮细胞具有强大的吸收功能, 可以回收 99% 的肾小球滤出液, 对保持体液的恒定起着重要作用, 同时具有分泌排泄功能。

肾小管分为近曲小管、髓襻、远端小管、集合管, 各段的重吸收、分泌与排泄功能有所不同。

(1) 近曲小管。原尿中绝大部分物质在近曲小管被重吸收。如葡萄糖、氨基酸、蛋白质、磷酸盐、硫酸盐、肌酸、尿酸, 85% 的碳酸氢离子, 70% 左右的钾、钠离子, 50% 左右的尿素及大部分的钙、镁、氯离子被重吸收; 水的 60% ~ 70% 在无需抗利尿激素的情况下随溶质被重吸收。此段的小管液为等渗液, 同时分泌出氢离子及少量的肌酐、对氨基马尿酸。

(2) 髓襻。重吸收的钾、钠离子为 20% 左右, 水为 10%。降支小管中水分的重吸收, 使小管液呈高渗状态。升支小管中钠随氯被重吸收, 使小管液从高渗变为低渗。此段并有分泌尿素的功能。

(3) 远端小管。在远曲小管和集合管 8% ~ 9% 的氢离子被重吸收, 在抗利尿素的参与下 10% 的水被重吸收, 同时还有碳酸氢离子及少量钙、镁离子被吸收。此段进行钾离子与钠离子、氢离子与钠离子交换, 使小管液从低渗转变为等渗由等渗转变为高渗, 并分泌钾离子、尿酸、氢离子、氨, 在调节酸碱平衡维持机体内环境稳定方面起重要作用。

(4) 集合管。在抗利尿激素的参与下, 根据体内水分多少进行水及尿素的重吸收 (10% ~ 20%)。小管细胞分泌钾离子、尿酸、氢离子及氨, 通过钾离子与钠离子、氢离子与钠离子竞争性交换调节酸碱平衡, 是确定尿量、成分、酸碱度及使尿液浓缩或稀释的最后阶段。

二、肾血液循环

(一) 肾血液循环途径及分布

正常人在安静时肾血液流量 1200ml/min, 是心排血量的 20% ~ 25% (即 1/4)。肾的血液分布 8% 在肾组织维持营养代谢需要, 92% 在肾小球提供原尿生成。

1. 肾的血液循环途径 见图 1-4。

2. 肾血液循环特点

(1) 肾小球内血压高。由于肾动脉短, 血流阻力消耗少, 肾小球介于入球小动脉与出球小动脉之间, 出球小动脉口径小于入球小动脉口径, 所以形成肾小球毛细血管内血压高。这种压力约为主动脉平均压的 40%, 是使血浆中水分及溶质由肾小球滤入肾小囊的动力。