

心血管流体力学

柳兆荣 编著

XINXUEGUANLIUTILIXUE

XINXUEGUANLIUTILIXUE

复旦大学出版社

R318.01
1

心血管流体力学

柳兆荣 编著

复旦大学出版社

内 容 简 介

本书系统地介绍了心血管系统中血液流动所涉及的问题，包括血液的流变特性、动脉中的血液流、微循环力学与可塌陷管中的流动等。内容叙述严谨，数学推导较仔细。

本书可作为大专院校力学、生物医学工程、生物学与生理学等专业的教材或教学参考书，同时可供有志于生物力学或对生物力学感兴趣的力学和工程技术界科技人员、以及目前正在从事心血管系统研究与临床应用的生理学界和广大医学界的人员参考。

13253/024

心血管流体力学

复旦大学出版社出版

新华书店上海发行所发行

复旦大学印刷厂印刷

字数 329 千 开本 850×1168 1/32 印张 11.5

1986 年 7 月第一版 1986 年 7 月第一次印刷

印数：1—6,000

书号：13253·024 定价：2.55 元

前 言

心血管流体力学是一门应用于心血管系统的流体力学。这门学科在近二十几年来有了巨大的发展，目前已有大量的文献报导与专著出版。自1979年冯元桢教授回国讲学以来，这门学科在我国也开始发展起来。为了推动我国在这个领域的发展，科学出版社近几年相继出版了这个领域的多本专著，如冈小天的《生物流变学》（吴云鹏、陶祖莱译，1980）、McDonald的《动脉中的血液流》（柳兆荣、陶明德等译，1982）与冯元桢的《生物力学》（1983）等。这些专著虽然侧重不同，各有特色，但大多数有一个共同的特点，也就是偏重于生理背景的模式归结与分析结果的生理学含义描述，尽量避免详细的数学论证与严谨的分析推导。这样安排的好处是便于各方面从事这个边缘领域研究的人都能阅读和从中得益。但是，在目前已投身于或即将准备投身于这个领域研究的人中，许多人不仅想知道有关分析的结论，而且还想进一步了解这些结论的推导过程，以便更深刻地理解其含义并从中得到启发。对于他们来说，就需要有一本数学论证较仔细、分析推理较严谨的参考书可供阅读了。此外，在高等院校的力学、生物医学工程和其他有关专业中开设心血管流体力学这门课程，也需要有一本具有这类特点的教学参考书。对于这些专业的学生来说，生理背景的归结和结论对生理学含义的了解固然重要，但是对模型的处理方法和结论的推导过程的了解与训练也是必不可少的。

为此，作者近几年在复旦大学力学专业研究生和高年级学生的心血管流体力学的教学中，对这门课程的内容安排与叙述作了一些尝试性的处理，本书就是在这个基础上整理而成的。在内容编排上，本书既介绍了这个领域有关方面的新发展与新成就，又注意所选材料的系统性，以求深浅适中，适合于教学；在叙述方法上，既阐述心血管系统实际生理背景的模式归结，又尽可能做到数学推导仔细、推理严

谨、便于阅读。作者希望读者在阅读本书并掌握了心血管系统中有关力学问题的归结与分析处理方法之后，可以为从事生物力学方面的深入研究打下基础，同时也可以从事工程技术和其他实际课题的研究时从中得到启发和借鉴。

由于作者水平所限，书中难免会有不妥与谬误，恳请读者批评指正。

柳兆荣

于复旦大学

1984年3月

目 录

第一章	绪 论	
§ 1—1	历史的简单回顾·····	1
§ 1—2	血液循环的生理背景·····	5
§ 1—3	心血管系统血液流动的一般描述·····	14
§ 1—4	心血管流体力学的发展概况·····	21
第二章	非牛顿流体的流动	
§ 2—1	牛顿流体与非牛顿流体·····	30
§ 2—2	非牛顿流体的几种切应力-切变率关系·····	37
§ 2—3	非牛顿流体 Poiseuille 流动的一般表达式·····	40
§ 2—4	牛顿流体的 Poiseuille 流动·····	45
§ 2—5	Casson 流体的 Poiseuille 流动·····	48
§ 2—6	旋转圆筒粘度计中流体的流动·····	53
§ 2—7	流体在圆锥-平板粘度计中的流动·····	61
§ 2—8	流体粘度的测量·····	69
第三章	血液的流变特性	
§ 3—1	血液的粘度·····	76
§ 3—2	血液的本构方程·····	81
§ 3—3	血液在细管中的流动特性·····	85
§ 3—4	血浆层的影响·····	90
§ 3—5	血浆层的效应·····	95
§ 3—6	管壁上滑移的影响·····	97
§ 3—7	血液表观粘度减小的原因·····	99
第四章	弹性腔模型	
§ 4—1	弹性腔模型的建立·····	102
§ 4—2	弹性腔模型的基本方程·····	105
§ 4—3	人体动脉管的压力-体积关系·····	109
§ 4—4	血压随有关参量的变化·····	118

§ 4—5	心血管参数与压力脉图面积之间的关系	124
§ 4—6	动脉顺应性	128
第五章	动脉局部狭窄区域的流动	
§ 5—1	动脉的局部狭窄	130
§ 5—2	具有轴对称狭窄的直圆管内血液流动的基本方程	132
§ 5—3	定常流的线性化处理	136
§ 5—4	考虑惯性项时的近似处理	144
§ 5—5	局部狭窄流的动量积分方法	155
§ 5—6	缓慢狭窄椭圆管内流动的分析	160
第六章	动脉中的脉搏波	
§ 6—1	动脉一维管流的基本方程	172
§ 6—2	脉搏波的传播速度	178
§ 6—3	动脉一维管流的基本参量	182
§ 6—4	脉搏波的传输特性	188
§ 6—5	反射系数	193
§ 6—6	脉搏波反射的生理事实	201
§ 6—7	桡动脉脉搏波的分析	204
第七章	动脉中的脉动流	
§ 7—1	血液运动方程	213
§ 7—2	动脉管壁的运动方程	217
§ 7—3	血液运动方程的解	225
§ 7—4	刚性圆管中的脉动流	229
§ 7—5	弹性圆管中的脉动流	232
§ 7—6	压力梯度与流量之间的关系	239
§ 7—7	在动脉管系分析中的应用	250
§ 7—8	局部狭窄脉动流的分析	256
第八章	微循环力学	
§ 8—1	微循环流动的特点	265
§ 8—2	毛细血管中红血球的栓塞效应	269
§ 8—3	润滑理论	282
§ 8—4	考虑管壁渗透时毛细血管内的流动	287
§ 8—5	通过毛细血管壁的扩散输运	295

§ 8—6	片流模型.....	298
第九章	可塌陷管中的流动	
§ 9—1	生理背景.....	319
§ 9—2	Starling 流阻器.....	322
§ 9—3	入口跨壁压力为零时的 Starling 流阻器	332
§ 9—4	可塌陷管一维定常流的基本方程.....	336
§ 9—5	可塌陷管的流动特性.....	345
§ 9—6	修正相似管定律下的流动特征.....	349

第一章 绪 论

心血管流体力学以心血管系统中血液的流动作为自己的研究对象，是一门应用于血液循环系统的力学。它将力学的理论和方法与生理学、医学的原理和方法有机地结合起来，力图用力学的理论和方法来解释和分析心血管系统中血液流动所呈现的生理现象，阐明血液流动的基本规律及某些心血管系统疾病对血液流动的可能影响，以便为心血管疾病的诊断与防治提供帮助。由于血液循环对维持人的生命至关重要，因心血管系统疾病而死亡的人数在死亡总数中占有相当大比例，因此，心血管系统流体力学是当前生物力学发展中最为活跃的分支之一。

对于心血管系统中血液流动规律的分析 and 了解在近二十多年有了很大的进展，这些进展已在很大程度上对正常生理条件下的血液流动特性进行了分析、说明与描绘。今后的一个重要任务是不断地把这些成果引入到专门的病理分析、诊断技术和外科手术中去。这就更迫切地要求力学工作者与医学、生理学工作者紧密合作。

本章将对心血管系统中血液流体力学的发展历史作简单的回顾，并对在这个领域中近二十多年的重大发展作些概括，这对于了解本书下面各章内容的安排会有好处。此外，在本章中还将对循环系统的某些生理背景作些简单的介绍，这是为阅读本书的非医学、生理学出身的读者准备的。

§1-1 历史的简单回顾

用现代生理学及数学分析方法研究循环系统的血液流动可上溯到 Leonardo da Vinci 及 Leonhard Euler，但人类对这个问题的注意则更早。远在公元前三千年，早期的埃及象形文字就已记载了外周脉搏与

心跳作用之间的联系。古希腊人与古罗马人对心脏和大血管的解剖已有所了解。古罗马人的文字记载曾指出心脏瓣膜的作用在于限定血液在一个方向上流动。但是，血液在闭合回路中循环流动的概念在当时是全然不知的。当时流行的看法是，血液象潮汐波一样，时而上涨，时而降落。

公元前 280 年，Erasistratos 曾指出，离心脏远的动脉中脉搏的出现将比离心脏近的动脉中所出现的脉搏来得迟。这可以看成为首次发现脉搏是一种波的传播现象。然而，由于缺乏血液循环的概念，因此当时的认识还是十分肤浅的。在西方，脉搏概念的应用是由希腊医生 Galen(131—201) 开始的，他曾以脉搏作为对病人诊断的一种指标。

在中世纪，有关血液流体力学的知识一直保持在古希腊与古罗马的水平上，直到文艺复兴时期，通过对解剖学的研究才逐步开创了通向现代科学的道路。最著名的研究者之一是 Leonardo da Vinci (1452—1519)，他通过对心血管系统的详细观察，把对形态的研究和对功能的研究结合起来。虽然他的大部分观点还反映了古典的看法，其中包括认为血液象潮汐涨落那样流动。但是，他却正确地叙述了心房与心室收缩的前后次序，指出动脉管壁随年龄的增长而逐渐变厚变硬的特征，这也许就是我们现在所说的动脉粥样硬化的概念。

现代血液循环概念的形成归功于英国医生 William Harvey (1578—1658)，他曾跟伽里略学习过，早在 1615 年就已形成了血液循环的概念，但这一概念直到 1628 年才发表。他应用伽里略的测量原理，首先弄清楚血液只能朝一个方向流出心室，接着就着手测量心室的容量。他测得心室的容量是 2 盎司。如果心脏每分钟搏动 72 次，那末，每小时心室将搏出血液达 $2 \times 72 \times 60$ 盎司 = 8640 盎司 = 540 英磅！这大量的血液来自何处？又流向何方？根据逻辑推断，他认为循环的存在是心脏工作的必要条件。关于血液循环这个现在看来十分明显的事实在当时却是很不容易理解的，这是因为当时还没有显微镜，Harvey 并没有发现毛细血管，他关于血液循环的论断显然是推断性的结论。

至于毛细血管是在 Harvey 预言存在血液循环之后 45 年，由 Marcello Malpighi (1628—1694) 发现的，他在 1661 年解剖了青蛙的

肺，并用显微镜首次观察到了毛细血管的存在。

Stephen Hales (1677—1761) 测量了马的血压，并寻求血压与失血的关系。他注意到，动物在开始时能代偿大量的出血，但是一旦到达临界状态时，就会很快地虚脱死亡。Hales 第一个在计算心输出量方面跨出了真正的一步。他曾做了在舒张期正常膨胀压时心室的蜡模，然后测量这个蜡模的体积以估算心输出量。尽管在每一次收缩后，心室并不完全排空，但是他所估算的结果还是基本合理的。例如，他估算的两人中，有一人的心输出量是 4.4 升/分，这在正常值的范围之内。同时，Hales 还测量了主动脉的膨胀特性，指出正是由于主动脉的弹性扩张才使心脏的周期性射血变为血管中血液的平稳流动，这一点与消防车中的空气腔使往复泵的周期性挤压变为水龙头出口的连续射流相当，从而他把主动脉比拟为消防车中的空气腔，并引进了血液流动的外周阻力的概念，认为外周阻力主要来自人体组织中的微血管。

虽然当时 Harvey 和 Hales 的工作已开始有若干定量的描述，但其中并不包括任何今天被看成是属于流体力学或固体力学的分析和计算。他们的定量工作更多地是关于几何量和运动学量方面的，虽然在当时关于弹性以及关于压力导致流动的力学概念已被人们所了解。

血液流动的定量分析由于 18 世纪流体力学的高速发展而迅速建立起来。关于血液流动的第一篇数学分析的论文是 Leonhard Euler 在 1775 年提出的，他给出了描述不可压缩无粘性液体在弹性管中流动的一维方程。Euler 的这组方程包括反映质量守恒原理的连续性方程和由动量定理建立起来的运动方程。此外，为了使方程封闭，还假定了血管横截面积与血管内压力之间的非线性关系。他对血液在动脉管中流动的控制方程虽然作了详细的论述，但却没有能给出方程的解答，这是因为在当时，求解这组非线性方程的特征线法还未被人们所知晓。

英国医生兼自然哲学家 Thomas Young (1773—1829) 在物理学上有许多重要的贡献，为描述物体的弹性特性，他提出弹性模量的概念，因而，他的名字一直与弹性模量联系在一起。他首次导出了血液流动中脉搏波的传播速度，应用描述通过弹性固体或可压缩流体声波传播的类似方法，得到了自己的公式。他的公式用现在的术语来表示就是

$$c_0 = \sqrt{\frac{hE}{2\rho a}}, \quad (1-1)$$

式中 h 和 E 分别是血管壁的厚度和杨氏弹性模量, a 为血管的半径, ρ 为血液密度, c_0 是脉搏波的传播速度。

Young 同时还对粘性损失在各动脉管段中所引起的压力降作了估算, 虽然他的结果不如后来 Poiseuille 的公式那样精确, 但还是较好的。例如, 对于象人头发粗细的微动脉, 他预计压力值仅比大动脉低 2 英寸水柱。Hales 在一次著名的实验中, 测量出雌马动脉血压为 80 英寸水柱。据此, Young 估算出血液的运动 (即现在所谓的粘性) 阻力大约是水粘性阻力的 4 倍。现在已公认的典型值约为 3.5 倍。此外, Young 还对红血球的直径作出过相当准确的估计, 认为其直径在 $7.1-8.5\mu\text{m}$ 之间, 而目前公认的红血球直径大约为 $8\mu\text{m}$ 左右。

这样, 在 19 世纪刚开始的时候, 人们对主要的解剖特征、流动速度、压力、波的传播和粘性损失等现象, 无论从定性、或定量方面都已有一个大概的了解。到 19 世纪后期, 对有关血液循环系统一般知识的了解和定量分析就更为详细了。许多研究者, 包括 Moens、Kortewe^B 和 Lamb 等都曾用各自的方法重新推导出脉搏波的方程。Joukowsky 和 Allievi 则对钢管内的水锤波速导出了同样的方程。

对于血管中血液粘性引起压力降的研究也更为深入了。1840 年 Poiseuille 对玻璃管中流动的水、酒精和水银, 精确地测定了对应的压力降, 他将其结果表示为如下的形式

$$Q = K(1 + AT + A'T^2)PD^4/L, \quad (1-2)$$

式中 P 为长是 L 的圆管中的压力降, Q 为流量, D 为管直径, T 为温度, K 、 A 与 A' 为与流体有关的常数。但是, 通常称为 Poiseuille 定律的解析式直到 1858 年才由 Neumann 和 Hagenbach 写成如下的形式

$$Q = \frac{\pi}{128\eta} P \frac{D^4}{L}, \quad (1-3)$$

式中 η 为流体粘度, 它是温度的函数, 式中其它量的含义与公式 (1-2) 相同。

在 Poiseuille 定律导出之后, 血液循环方面的大量实验和测量都

是用 Poiseuille 定律来加以解释的。直到近代，关于粘性血液流动的力学理论才有了较大的进展。最著名的发现是 Fahraeus 和 Lindqvist 在 1931 年做出的，他们发现，当管径从 $500\mu\text{m}$ 变到 $40\mu\text{m}$ 时，血液的表观粘度也随之减小。通常称这为 Fahraeus-Lindqvist 效应。这个效应可以主要归因于 Fahraeus 在 1929 年所证实的一个事实，即管中血球压积比在容器中更小。血球压积减小则与红血球离开血管壁的微小漂移有关。

把循环系统当作弹性管系的有关波传播的出色工作是近 20 多年来才发展起来的。然而，对循环系统的集中参数模型进行广泛的讨论和发展则是由 Otto Frank 在 1898 年开始的。这个设想实际上发端于 Hales。但是，Frank 提出的是把动脉系统作为弹性腔室的定量模型，并把微循环系统当作为一个由 Poiseuille 定律所支配的恒定阻力。这个弹性腔(Windkessel)模型确实给出了在大动脉中所看到的压力和流量波的一个较好的近似，其目的是力图从压力随时间变化的曲线估算出心搏出量。但是，Frank 和其他研究者都认为，为了更确切地描述波形及其时相关系，有必要考虑波的传播特性，也就是采用分布参数模型。动脉系统中波传播的现代分析是 Womersley 和 McDonald 在本世纪 50 年代开始的，他们在线性化模型的基础上，将动脉管处理为弹性薄壁圆管，并考虑周围组织对血管的约束作用，在此基础上讨论了管内脉动流以及波传播的规律。直到 60 年代末、70 年代初，Cox 等将 Womersley 原来使用过的薄壁模型拓广到有限厚度管壁的情况，使结果更容易与实际动脉管壁对应起来。

§ 1—2 血液循环的生理背景

血液在人体的循环系统中周流不息、循环不止。它一方面将氧气和营养物质运送到全身各处，另一方面又从全身各处将新陈代谢所产生的二氧化碳和其它代谢废物运送到肺和其他排泄器官排出体外。

人体的循环系统包括动力系统与管路系统两部分。其动力系统是心脏，其管路系统是血管。心脏与血管组合成**心血管系统**。

人体血液循环包括肺循环与体循环两条回路：

肺循环——血液自右心出发，流经肺动脉，到达肺泡毛细血管网进行气体交换，然后汇入肺静脉，最后流到左心。这条循环回路较短，又称小循环。

体循环——血液自左心出发，流经主动脉及其各级分支动脉，到达各器官和组织内的毛细血管网。在此，血液与组织、细胞进行物质交换与气体交换。然后，血液经各级静脉汇合进入腔静脉，最后流回右心。这条循环回路较长，又称大循环。

血液循环途径的示意图如图 1—1 所示。

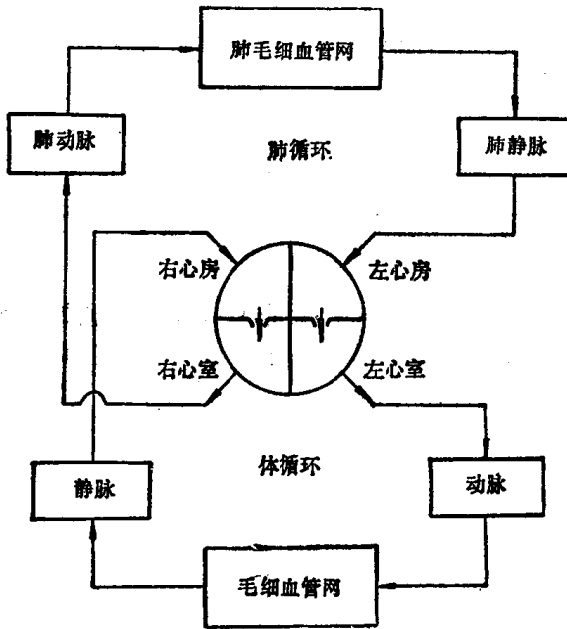


图 1—1 血液循环途径的示意图

心脏是推动血液循环的动力源。如图 1—2 所示，心脏可分为左心和右心两部分，而且左、右心都含有心室，即左心室(LV)和右心室(RV)。在两个心室的底部各附有一个心房，这就是左心房(LA)和右心房(RA)。也就是说，心脏是由左心房、左心室、右心房和右心室这四个弹性的腔室组成的。

在心脏的这四个腔室之间，存在着四个对血液流动起着单向导流作用的单向阀门（通常称为心脏瓣膜），这就是界于左心房与左心室之间的二尖瓣、界于右心房与右心室之间的三尖瓣、界于左心室与主动脉之间的主动脉瓣以及界于右心室与肺动脉之间的肺动脉瓣。

心脏有节律的收缩与舒张运动，以及心脏瓣膜的单向导流作用，保证了心脏能起到推动血液循环的动力泵作用。其工作情况大致是这样的：心脏处于全舒张状态，心房与心室内压力低于静脉压，血液将从静脉流入心房。由于此时房室瓣已开启，血液也就从心房直入心室；心房收缩，迫使血液进一步流入心室。接着，心室开始收缩，当心室内血液压力迅速上升到超过心房内压时，房室瓣关闭；心室继续收缩，心室内压力上升到超过动脉压时，主动脉瓣与肺动脉瓣开启，

左、右心室内血液分别以很快的速度向主动脉与肺动脉喷射。心室收缩终止而开始舒张时，心室内压力急剧下降，并很快地低于动脉压，此时主动脉瓣与肺动脉瓣迅速关闭，以阻止血液倒流。心室继续舒张，心室内压力下降到低于心房内压力时，房室瓣再次开启，接着将重复上述的过程。

心脏的这种有节律的收缩与舒张运动，通常称为心搏。由于推动血液循环的主要动力来自于心室的舒-缩活动，因此，人们往往以心室的舒-缩活动作为心搏的标志，并把心室的收缩期称为心脏的收缩期，把心室的舒张期称为心脏的舒张期。心脏收缩-舒张一次所需要的时间称为心动周期。对于正常成年人，心动周期大约为0.8秒，其中收缩期大约为0.3秒，舒张期大约为0.5秒。

在一个心动周期内，人体左心室、左心房与主动脉压力随时间的

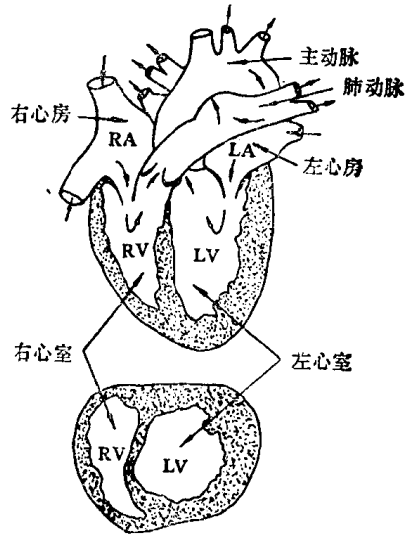


图 1-2 心脏的纵向与横向剖面图

变化情况如图 1—3 所示，图中同时给出主动脉流速、左心室容积以及心电图随时间相应变化的情况。

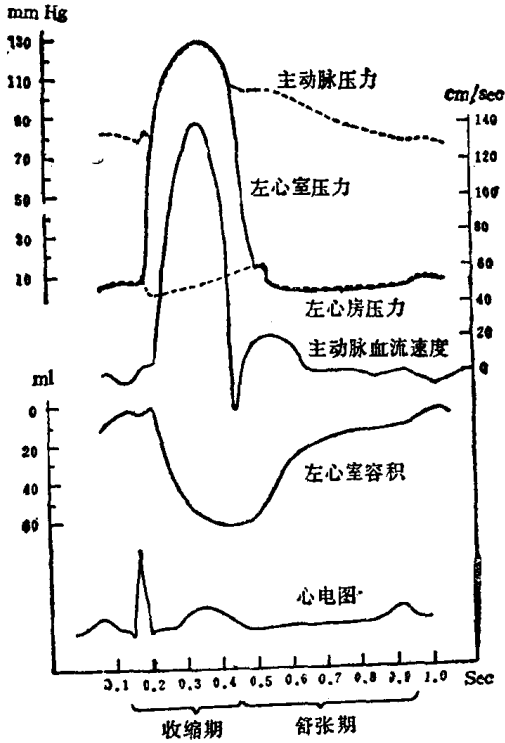


图 1—3 一个心动周期内左心室、主动脉和左心房压力的变化以及主动脉流速、心室容积曲线和心电图的变化情况

血管是血液循环的管路系统，包括动脉、毛细血管与静脉。

动脉是将血液从心脏输送到毛细血管的中间管段。随着动脉远离心脏的不断分支，动脉管管径逐渐变小。这样，可将动脉分为大、中、小三种，其中大动脉是指靠近心脏的动脉，包括主动脉、肺动脉、无名动脉等；中动脉是指大动脉的分支，如尺动脉、桡动脉、股动脉等；小动脉则是指进入器官内的动脉。

图 1—4 给出了狗动脉主要分支的示意图。

动脉的横截面一般是圆的，通常具有一定的锥度，即越远离心脏，动脉管的横截面积越小，有时称此为动脉管的“几何锥削”。表 1—1

给出了狗心血管各部位的几何尺寸与血液流动速度和雷诺数 Re 的对应数据。图 1—5 表示狗心血管系统各血管段的压力和直径的变化。

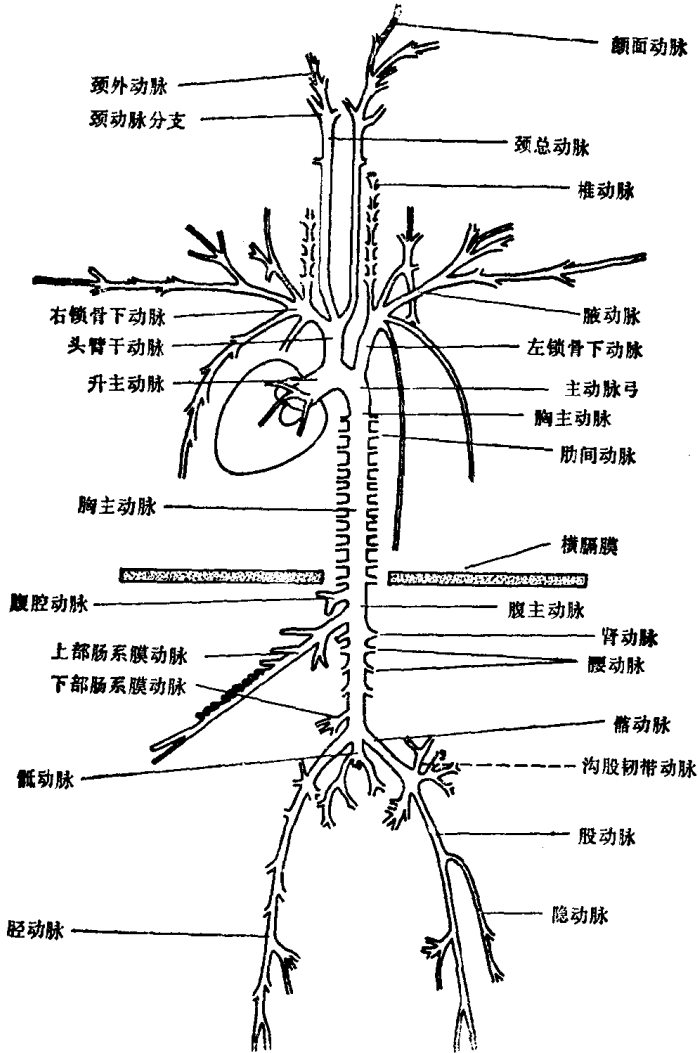


图 1—4 狗动脉的主要分支的示意图
 (图是按比例画的, 但是直径的比例是长度的 2 倍。数据是从血管的塑料模型中测得的)