

96
R331.3-39
1
2

血液循环系统仿真

白 净 著

X11724/11



3 0151 2895 6

吉林科学技术出版社

C

329515



【吉】新登字 03 号

血液循环系统仿真

白 净 著

责任编辑：齐 郁

封面设计：杨玉中

出版 吉林科学技术出版社

850×1168 毫米 32 开本

8.875 印张

发行

插页 4

219 000 字

1995 年 11 月第 1 版 1995 年 11 月第 1 次印刷

印数：1—1 000 册

定价：14.00 元

印刷 长春市第十一印刷厂

ISBN 7-5384-1527-0/R·269

内容提要

本书从工程的角度,采用建模与系统仿真的方法介绍了研究血液循环系统的理论和方法,以及研究和发展人工循环辅助装置的方法。内容上以生理系统为基础,结合人工循环辅助装置(包括主动脉内气囊反搏、体外反搏、心肺复苏、左室辅助装置等)和飞行员过载防护技术(包括抗荷服、正压呼吸、M-1和L-1动作等)等方面的应用,介绍反映该领域国际前沿水平的方法和成果,包括作者本人多年在该领域的研究成果。作为背景材料,书中较详尽地介绍了现有的人工循环辅助装置和过载防护技术的历史与现状,同时还纳入了与阅读本书有关的循环系统生理与病理知识。

本书适用于生物医学工程、航天航空医、生物力学、循环生理病理学、医疗仪器等学科的教师、学生、科研人员、技术人员及医务人员等作为教学科研的参考书。

3



前 言

血液循环系统仿真是工程技术应用于研究人体系统固有机理和规律的典范之一。它成功地将数学、物理的方法和电子计算机技术应用于描述、分析、研究血液循环的动态过程，其目的的一方面是深入了解生理系统的内在规律，另一方面则为研究与血液循环系统相关的临床医学、航空航天医学、医疗仪器等提供了工具。

运用模型研究事物是一个常见的方法，而现代电子计算机的应用将这一方法推上了数字仿真的新阶段，发挥着前所未有的效力。尤其是在处理象生命系统这样的高度复杂的活体系统的问题中，建立模型和数字仿真已成为必不可少的手段。血液循环系统在生理系统中不仅具有极其重要的地位，还有许多特殊的数学和物理特性，因此，早在17世纪就已将血液动力学应用于临床诊断之中，并逐步形成了血液动力学理论与学科。血液循环系统仿真正是在这一学科基础之上进一步引用了计算机技术的产物。

作者本人涉足这一领域是10年前在美国 Drexel 大学 DovJaron 教授的指导下开始的。Jaron 是世界著名的血液循环仿真专家，也是国际生物医学工程界的领袖人物，他曾连任两届 IEEE 生物医学工程学会的主席，在学术上有很深造诣，我有幸在他的指引下进入这一领域并进行了多个课题的研究。本书的内容即包含了我与我的同事和学生共同研究的结果，在此奉献给大家，特别是献给我的入门导师 Jaron 博士。

在本书行将面世之际，我应感谢长白山出版基金会和吉林科

学技术出版社为本书的出版提供的支持,同时还应感谢中国医学科学院的杨子彬教授和清华大学的杨福生教授的鼓励和指教,感谢清华大学周小强博士对本书全文进行了详细的校对。

白 净

1995年10月19日于清华园

目 录

第 1 章 绪 论	1
1.1 生理系统仿真的意义与作用	1
1.2 建立循环系统模型的基本方法	4
1.2.1 基本概念	4
1.2.2 物理模型	6
1.2.2.1 几何相似模型	6
1.2.2.2 力学相似模型	6
1.2.2.3 生理特性相似模型	6
1.2.2.4 等效电路模型	6
1.2.3 数学模型	7
1.2.3.1 黑箱方法	8
1.2.3.2 参数模型	10
1.2.3.3 房室模型	11
1.3 循环系统仿真的基本方法	12
1.3.1 连续系统仿真分类	13
1.3.2 数学模型的程序化	14
1.3.3 仿真实验技术	15
1.4 循环系统仿真的主要应用与发展	16
1.4.1 在生理机理研究中的应用	16
1.4.2 在病理及治疗方法中的应用	17
1.4.3 对超常环境下循环状况的预测	18
第 2 章 血液循环系统的生理机理	19
2.1 循环系统的组成	20
2.2 心脏的生理	22

2.2.1	心脏的构造	22
2.2.2	心脏的传导系统	23
2.2.3	心肌的结构和功能	24
2.2.4	心脏的动力学活动	25
2.3	冠脉循环	28
2.3.1	冠状动脉	28
2.3.2	心脏的静脉	29
2.4	体循环	30
2.4.1	大循环	31
2.4.2	微循环	33
2.5	肺循环	34
2.6	脑循环	36
2.7	生理反馈调节机制	37
第3章	加速力的生理影响及防护	41
3.1	概 述	41
3.2	加速力的概念	42
3.3	载荷的生理影响	44
3.3.1	$+G_z$ 的生理影响	44
3.3.1.1	总体性反应	45
3.3.1.2	心血管系统反应	47
3.3.1.3	呼吸系统反应	51
3.3.1.4	$+G_z$ 载荷耐力	54
3.3.2	$-G_z$ 的生理影响	55
3.3.2.1	总体性反应	56
3.3.2.2	心血管系统反应	56
3.3.2.3	呼吸系统的反应	56
3.3.2.4	$-G_z$ 载荷耐力	57
3.3.3	$\pm G_x$ 的生理影响	57
3.3.3.1	$+G_x$ 的生理影响	57

3.3.3.2	$-G_x$ 的生理影响	58
3.4	座椅角度对 $+G_z$ 耐力的影响	59
3.4.1	俯卧式	59
3.4.2	仰卧式	60
3.4.2.1	靠背后倾角与载荷耐力的关系	61
3.4.2.2	PALE 座椅的防护效果	63
3.5	抗荷服	64
3.5.1	几种实用抗荷服的构造	65
3.5.2	抗荷服的作用	68
3.5.3	抗荷服的效果	69
3.6	M-1和 L-1防护法	69
3.6.1	M-1动作	70
3.6.2	L-1动作	71
3.7	加压呼吸防护法	72
3.8	综合防护及训练方法	75
3.8.1	综合抗荷措施	75
3.8.2	载人离心机	78
3.8.3	飞行员抗载荷地面训练	80
3.8.4	过载耐力评价及检测	81
3.9	结 语	81
第 4 章	循环障碍的病理及辅助装置	83
4.1	概 述	83
4.2	心肌缺血性心脏病	84
4.3	其他器官缺血性疾患	87
4.3.1	缺血性脑血管病	88
4.3.2	缺血性五官疾病	89
4.3.3	内脏缺血性疾病	89
4.3.4	肢体缺血性疾病	89
4.4	主动脉内气囊反搏	89

4.4.1	发展历史	90
4.4.2	基本原理	92
4.4.3	临床应用	95
4.4.4	IABP 技术的进一步发展	96
4.5	体外反搏	97
4.5.1	发展历史	97
4.5.2	基本原理	99
4.5.2.1	序贯式反搏原理	101
4.5.2.2	臀部气囊的作用	102
4.5.3	临床应用	103
4.5.4	体外反搏与主动脉内气囊反搏之比较	104
4.5.5	体外反搏技术的进一步发展	106
4.6	心室辅助装置	107
4.6.1	基本构造	108
4.6.2	临床应用	112
4.6.3	心室辅助装置的进一步发展	113
4.7	人工心脏	114
4.7.1	人工心脏的发展历史	114
4.7.2	基本构造和原理	117
4.7.2.1	电能机械式	117
4.7.2.2	电能液压式	119
4.7.2.3	气动式	120
4.7.3	人工心脏的控制策略	123
4.7.4	临床应用	124
4.7.5	人工心脏的进一步发展	124
4.8	胸腹腔加压辅助方法	126
4.8.1	咳嗽的复苏机制	127
4.8.2	压胸式辅助	129
4.8.3	胸腹交替加压式辅助	130

4.9 结 语	132
第 5 章 循环系统仿真模型	134
5.1 概 述	134
5.2 血管中血流的流体动力学模型	135
5.3 心脏模型	143
5.3.1 液压模型	144
5.3.2 泵模型	145
5.3.3 几何形体模型	148
5.4 生理调节和控制机制	150
5.5 循环系统动态模型	154
5.5.1 物理模型	154
5.5.2 数学模型	157
5.6 心衰的仿真	160
5.6.1 全局性心衰的仿真	162
5.6.2 局部性心衰的仿真	164
5.7 脉搏波的仿真	167
5.7.1 中医脉诊中的概念	168
5.7.2 用于脉搏波分析的数学模型	172
5.7.3 仿真实验	174
5.8 冠脉模型	175
5.9 结 语	178
第 6 章 循环辅助装置的优化	180
6.1 概 述	180
6.2 主动脉内气囊反搏的优化	181
6.2.1 用于 IABP 研究的犬模型	182
6.2.2 IABP 模型	184
6.2.3 影响 IABP 疗效的因素	185
6.2.4 充排气时相的仿真优化	187
6.2.5 气囊构造的仿真优化	190

6.2.5.1	双囊充气时相控制的优化	191
6.2.5.2	多囊的体积分配优化	192
6.2.5.3	多囊的直径优化	194
6.2.5.4	单囊与多囊结构的比较	195
6.2.6	IABP 模拟实验台	196
6.2.7	动物实验验证	198
6.3	体外反搏的优化	201
6.3.1	体外反搏模型	201
6.3.2	体外反搏参数的优化	204
6.3.2.1	加压起始时间的影响	204
6.3.2.2	加压关闭时间的影响	205
6.3.2.3	最大压力值的影响	205
6.3.3	体外反搏的模式优化	206
6.3.3.1	序贯与非序贯效果比较	207
6.3.3.2	三级序贯式反搏的仿真	208
6.3.4	体外反搏的多功能优化	211
6.3.4.1	用于治疗心脏缺血的参数优化	211
6.3.4.2	用于治疗肾缺血等腹部脏器的缺血性病症	212
6.3.4.3	用于治疗头部缺血的参数优化	213
6.3.4.4	用于治疗下肢动脉阻塞性疾病	213
6.3.5	从能量角度研究体外反搏的优化	214
6.4	胸腹腔内压作用的仿真	218
6.4.1	心肺交互作用的仿真模型	218
6.4.2	常态自主呼吸时的血液动力学仿真	219
6.4.3	呼吸深度与频率变化的影响	222
6.4.3.1	呼吸深度对血液动力学参量的影响	222
6.4.3.2	呼吸频率对血液动力学参量的影响	223
6.4.3.3	呼吸节律与深度的综合效应	224
6.4.4	阶跃式呼吸的血液动力学效应	224

6.5 心室辅助装置的优化	228
6.5.1 含有左室辅助装置的心血管模型	228
6.5.2 模型的验证	230
6.5.3 左心辅助装置泵血时相的优化	233
6.5.4 人工心室驱动压的优化	235
6.5.5 心功能康复及解除 LVAD 的仿真	236
6.6 结 语	237
第 7 章 过载防护方法的优化	238
7.1 概 述	238
7.2 过载的仿真	239
7.2.1 过载仿真模型的设计思想	239
7.2.2 过载时血压的响应	241
7.2.3 过载时的血流响应	242
7.2.4 眼部收缩压峰值与 G 模式的关系	243
7.2.4.1 载荷耐力与 G 增长率的关系	244
7.2.4.2 载荷耐力与 G 值的关系	245
7.2.4.3 眼部收缩压与 G 值和时间的关系	246
7.3 抗荷服的仿真优化	247
7.3.1 标准抗荷服的仿真	248
7.3.2 脉冲式抗荷服的仿真	249
7.4 抗荷动作仿真及模拟训练	252
7.4.1 抗荷动作仿真	253
7.4.2 综合防护仿真	254
7.4.3 地面模拟训练台	256
7.5 结 语	260
参考文献	261

第 1 章

绪 论

生命现象是自然界中最重要同时又最神秘的现象之一，以至于直至科学高度发达的今日，有关生命现象的未知数仍远远多于已知数。尤其是人类对其自身的研究，由于受到伦理道德和实验手段的限制，在许多方面还难于获得足够可资利用的数据，故仍然知之甚少。为揭开生命之谜，建立模型并进行系统仿真的方法以其经济、快捷、灵活等优势在生命科学的研究中崭露头角，成为通用的研究方法之一。而循环系统仿真又是采用建模与仿真的方法研究生命系统的一个较为成功的范例。

1.1 生理系统仿真的意义与作用

在过去的几个世纪中，数理科学和工程技术与生命科学正在不断地沟通，正是在这些学科领域的交融之中，产生了一些新的交叉学科，例如生物物理学和生物医学工程学。这些学科的特点是应用数学物理的方法和工程技术的手段去研究生命现象。由于这些交叉学科的出现，给生理学研究注入了新的生机，尤其是提

供了新的方法。

生理学可以说是一门实验性科学，其研究方法传统上主要有两类：(1) 动物实验；(2) 人体实验。对于人体生理学的研究而言，若采用动物实验的研究方法，则实验用动物又称之为动物模型。一般而言，动物实验的方法有三个方面的局限性。第一，动物模型往往与人体原型相差较大，如何将其所得结论推广至人体是个难题；第二，由于实验动物存在个体差异，为了获得具有统计规律的数据，需要进行大量实验，因而往往要耗费大量人力物力；第三，有些实验条件尚不具备，如一些极端条件等，或时间周期太长而无法进行实验。若用人体为实验对象，则虽然可除去上述第一个限制条件，但其余两条仍然存在，同时，由于受伦理道德的限制，许多实验不能直接在人体上进行。

在数学物理和工程技术与生命科学交叉中所产生的生理系统建模与仿真的方法弥补了上述传统实验方法的不足之处，成为第三种人体生理学的研究方法。

所谓生理系统建模与仿真的方法，即为了研究、分析生理系统而构造一个与真实系统具有某种相似性的模型，然后利用这一模型对生理系统进行一系列实验，这种在模型上进行试验的过程就称为系统仿真。

如果按照所建模型的性质，可将系统仿真分成三大类：物理仿真，数学仿真，以及数学物理仿真。

物理仿真即按照真实系统的性质而构造的实体模型，并运行这一系统而进行实验。在计算机尚未普及的时代，系统仿真主要是指物理仿真。

数学仿真即将系统的特性用数学模型描述，并在数学模型上进行有关的实验。随着电子计算机的普及应用，许多复杂的数学问题都可借助计算机而获得解决，因此，数学仿真一般都是通过运行计算机程序而实现的，故又常常称之为计算机仿真。

对于某些应用场合，也有将实物和计算机的仿真实验结合起

来进行的，其模型可称为半实物模型，而运用这种半实物模型而进行的仿真实验就归为物理数学仿真一类。

目前，系统仿真的方法已经普遍为许多领域所采用，并已显现出许多其他实验手段所无法比拟的优越性，主要反映在如下几个方面：

(1) 可实现时空的伸缩。因为仿真尺度和时间不一定等同于实际的时空尺度，故可实现时空的伸缩，例如，可在几小时内仿真实验出数百年中的事件，亦可在实验室内对宇宙空间进行仿真实验。因此，系统仿真常常用来进行预测。

(2) 可实现极端条件下的实验。在现有的实验技术水平上，有些极端条件下的真实系统实验是无法进行的，例如电力系统故障检测系统的实验，以及许多生理实验都是无法进行的，而运用模型来进行的仿真实验则不受这些实际条件的限制，可以随意地考察系统在各种极端条件下的可能反应。

(3) 可作为预研手段为真实系统运行奠定基础。例如在对生理系统的研究中，可通过进行大量的仿真实验找出系统变化的规律性，然后再进行少数活体实验进行验证，这样既可节约大量实验经费，缩短实验周期，又可减少危险性和提高效率。

正是由于仿真实验方法的上述优势，同时也由于生理系统自身的错综复杂机制以及无扰动在体实验手段的缺乏，在生理系统的研究中，建立模型和系统仿真的方法已成为基本的预研手段，并已应用于几乎人体的各个生理系统的研究中[1]，发挥着重要的作用。

血液循环系统是一个重要的生理系统，也是较早且较为成功地运用了建模与仿真的方法进行研究的生理系统之一。对于血液循环系统的仿真研究，不仅开拓了人们对于循环系统生理病理机理的认识，还应用于对于循环系统辅助装置的优化控制方面[2]，也取得了显著的成效。

在本书的后续章节中，我们将系统地介绍应用建模与仿真方

法研究血液循环系统及其辅助医疗装置的方法和结果。

1.2 建立循环系统模型的基本方法

1.2.1 基本概念

由前面的叙述可知,要进行系统仿真,首先要建立一个在某一方面与真实系统具有相似性的系统,而这种相似系统之一为原型,另一个就称其为该原型系统的模型。对于生理系统,原型一般为真实的活体系统,而模型则为与这些活体系统在某些方面相似的系统。广义而言,生理系统的模型不仅仅包括人造的物理或数学的模型,亦应包括动物模型。但在本书所讨论的范畴内,我们的模型概念仅限于狭义的人造模型。

采用建立模型的方法来深化对客观事物的认识并不是新事物,早在19世纪,著名物理学家达尔文就曾经说过:“我永远不满足自己,直至我能对一事物做出它的物理模型为止。如果我能做出它的数学模型,我就能通晓它了。”可见,早在那个时候,人们就已认识到了通过建立物理和数学模型的方法研究自然的重要性和必要性了。当然,随着电子技术的发展,建立模型的方法已由最初的静态发展为动态,由形态相似的实体模型发展为性质和功能相似的电路模型,由用简单数学公式描述的模型发展为用计算机程序语言描述的复杂运算模型。然而,万变不离其宗,尽管模型的概念是建立在与其原型具有某种相似性的基础之上的,但是,相似并不是等同。尤其是对生理系统的模型而言,到目前为止,还无法构造一个与其原型完全一样的模型。幸而,那也不是建立模型的目标。正如 Prachofer^[3]所指出的,一个模型的建立往往蕴含着下列三层意思:(1)理想化;(2)抽象化;(3)简单化。这三点精辟地点出了建模与仿真方法的特色。从某种意义上说,在建立模型时并不苟求与其原型的等同性,相反,往往依

所研究的目的将实际条件理想化，将具体事物抽象化，同时还常常对一个复杂的系统进行一系列的简化以适应解决问题的需要。对循环系统的研究亦不例外。实际的血液循环网是个大的闭合回路，同时又与全身各个器官和系统相耦合和作用。但根据建模的目的，可以有形形色色的模型。例如，当研究心肌的力学特性时，可建立心肌的力学模型，而忽略其他因素的作用；而若研究血管的输运作用时，则可将心脏简化为一个泵。

正是由于在建立模型过程中所采用的理想化、抽象化、简化等手段，一般而言，模型是难于全面地反映其所描述的客观事物的，而仅仅能在有限的角度反映事物的某些特征。鉴于这一基本事实，将通过模型的方法将事物表述为模型空间。同时，由于模型是基于某一真实系统而构造的，因此，在模型空间所得出的问题的解就与真实空间同一问题的解有必然的联系。这种真实空间与模型空间的相互关系可用图1-1来表示。这里，所谓真实系统既可以是自然系统，亦可以是人工系统，既可以是现存的系统，又可以是将要建立的系统。

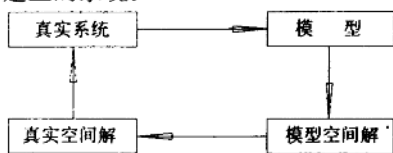


图1-1 真实空间与模型空间关系

对于模型空间而言，真实系统可视为含有无限多可观测信息的源，而在有限的时间内，我们只能从中获取其有限部分而远非全部。既然我们既不可能利用真实系统的全部信息，又不可能建立一个完满的模型，那么，作为建模者就总要面临如何论证其所建模型对某特定问题的有效性这一质疑。事实上，任何模型都是根据某一特殊目的而建立起来的，因而，其有效性的评判标准也不可能一样，而应与其特定的使命相联系。例如，一个心脏电话