

# 阻抗血流图



顾慎为 黄建权 编著

生 出 版 社

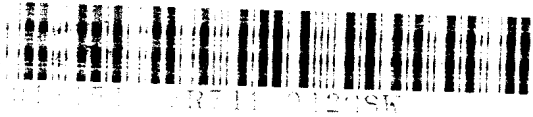


~~R774.042~~  
R540.4/GSW.  
C.2

~~018454~~ 92768

# 阻抗血流图

顾 慎 为 编著  
黄 建 权



人 民 卫 生 出 版 社

责任编辑 范君提

**阻抗血流图**

顾慎为 黄建权 编著

人民卫生出版社出版

(北京市崇文区天坛西里10号)

北京市房山县印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行

787×1092毫米16开本 13 $\frac{1}{4}$ 印张 287千字

1986年9月第1版 1986年9月第1版第1次印刷

印数：00,001—4,000

统一书号：14048·5102 定价：2.90元

〔科技新书目122—57〕

## 前 言

阻抗血流图是近年来发展起来的一项新的、无损伤性的生物物理学检查诊断方法。由于其仪器简单、操作方便、对病人无创伤性等优点，正受到人们广泛的注意。但目前国内有关这方面的专著较少，为了适应我国阻抗血流图发展的需要，我们在开展阻抗血流图工作的实践中，根据所收集的资料，编写了《阻抗血流图》一书，作为引玉之砖，供各级医务人员工作中参考。目前由于对阻抗血流图的临床应用尚有待进一步探讨和深化，故本书重点介绍阻抗血流图的基础知识、方法学等问题。对于一些命名、指标，因尚未完全统一，本书力求采用比较公认一致的内容作重点介绍，难免有许多错误及遗漏之处，望读者批评指正。

本书编写过程中得到上海第一人民医院、山西医学院、上海医用电子仪器厂等单位有关同志的大力支持。上海第一人民医院心功能室顾菊康医师参加了肺血流图、心阻抗血流图等有关章节的编写，并提供许多宝贵的病例资料；山西医学院肝病研究室周良楣主任审阅了肝血流图章；上海第一医学院生理教研组李鹏、苏清芬老师参加了本书初稿讨论，并提供了有关资料；上海医用电子仪器厂王惠康同志和我们一起编写了阻抗血流图的测定仪器章。在此一并向他们致谢。

编 者

一九八四年十二月

# 目 录

绪言	1
第一章 阻抗血流图基本原理	5
第二章 阻抗血流图的生物物理基础	11
第一节 有关物理学概念	11
第二节 容积导体	12
第三节 人体组织的阻抗	14
第四节 影响阻抗变化的几个因素	14
第三章 阻抗血流图的测量仪器	18
第一节 阻抗血流图仪基本组成	18
第二节 电桥式阻抗血流图仪	19
第三节 直接式阻抗血流图仪	24
第四节 仪器的选用	30
第四章 脑血流图	34
第一节 脑的血液供应及血循环的生理	34
第二节 脑血流图波形及形成机理	38
第三节 脑血流图的检查方法	47
第四节 脑血流图的分析指标及意义	53
第五节 正常脑血流图	63
第六节 脑血流图的机能与药物试验	65
第七节 脑动脉硬化的脑血流图特征	74
第八节 血管性头痛的脑血流图特征	79
第九节 急性脑血管疾病的脑血流图特征	81
第十节 椎基底动脉疾病的脑血流图特征	87
第十一节 脑血流图的其它应用	91
第十二节 脑血流图检查的申请、阅读和报告	95
第五章 肝血流图	100
第一节 肝脏位置及血液循环	100
第二节 肝血流图的检查方法	101
第三节 肝血流图波形及形成机理	105
第四节 肝血流图的分析指标及其意义	112
第五节 正常和异常肝血流图	115
第六节 肝脏疾患的肝血流图	118
第七节 肝血流图的临床应用	125
第六章 心阻抗血流图	129
第一节 有关心脏功能的生理学基础	129

306/2/1/98/6/2/230

第二节	心阻抗血流图的基本原理及生理学基础	132
第三节	心阻抗血流图的检查方法及影响因素	136
第四节	心阻抗血流图及其微分图的波形及其形成机理	140
第五节	心阻抗血流图及其微分图的分析方法	143
第六节	心阻抗血流图的应用	153
<b>第七章</b>	<b>肺阻抗血流图</b>	<b>159</b>
第一节	肺的解剖与血液循环	159
第二节	肺血流图的检查方法及影响因素	162
第三节	肺血流图的波形及其形成机理	165
第四节	肺血流图的测量指标及其正常范围	168
第五节	肺血流图的临床应用	172
<b>第八章</b>	<b>阻抗血流图的其它应用及进展</b>	<b>179</b>
第一节	肢体血流图	179
第二节	肾血流图简介	183
第三节	导纳图	185
第四节	肺阻抗通气图	187
<b>附录 1</b>	<b>波幅计算表</b>	<b>192</b>
<b>附录 2</b>	<b>转折高比值表</b>	<b>198</b>
<b>主要参考文献</b>		<b>199</b>

## 绪 言

阻抗血流图 (impedance rheogram) 又称电阻抗容积描记 (electrical impedance plethysmography)。给身体的某一部位或脏器通过一种微弱的高频交流电, 测定心搏过程中由于血流变化而引起该部位或脏器的电阻抗变化, 并加以描记, 成为阻抗血流图。它是一种无创伤性的新的生物物理学检查方法, 可用来估价机体各部位搏动性血液供给强度、血液动力学状况, 并借此来推断某些疾病; 它也是电子学与医学相结合的产物, 目前已发展成为生物医学工程中的一个分支。尽管阻抗血流图在临床上应用的历史并不长, 有许多理论性问题尚未得到完全阐明, 许多实际问题也有待解决; 但由于其仪器比较简单, 操作方便, 在一定程度上能客观地反映血液动力学变化, 并能连续观察, 特别是它的无创伤性, 对被检者毫无主观不适感觉及客观损害, 故近年来阻抗血流图在国内外的临床检查和实验研究中已逐步得到深入的发展和广泛的应用。

H. Cremer 被认为是阻抗血流图的创始人, 他在 1907 年将离体的蛙心在电荷电容场内跳动, 第一次显现出心脏活动过程中的生物电阻抗。经过 25 年后 Atzler 和 Lermann (1932 年) 利用 Cremer 所创造的方法, 发现心脏在电荷电容场内活动所显现的生物电阻抗就是器官的形态与容积的变化。以后 Archer 和 Hopf (1935 年) 设计了同样类型的电容积描记仪测定上肢的容积波动。Rose (1940 年) 改进了电极及放置方法成功地利用电阻抗方法记录了颈动脉、肱动脉、股动脉等的脉搏波动, 使阻抗血流图的方法得到了较大的发展。当时电阻抗容积描记仅是一项实验研究的方法, 尚不能用于临床。经过十几年的大量基础理论研究和实际使用, 在 50 年代开始用于头部研究大脑的血液循环, 并在 1957 年由 Jenkner 定名为“脑血流图”(rheoencephalography), 开始在临床上逐步应用。到六十年代有了肝血流图、肺血流图、心阻抗血流图等报道, 七十年代有肾血流图等报道, 这些都是采用改良的惠斯登电桥来测量阻抗变化, 即是目前的电桥式血流图仪(二电极法)。直接式血流图仪尽管在 1939 年由 Nyboer 发明, 但只是在五十年代及六十年代由 Kaindle, Nyboer, Kubicek 等对阻抗变化与血液容积变化建立了数学公式之后, 引起了人们广泛的兴趣和重视。特别是 1970 年 Kubicek 建立了利用阻抗变化的微分图(一阶导数)计算心输出量公式后, 直接式血流图仪作为无创伤性的测定心输出量和评价心肌功能在临床上得到了充份的发展和利用。近年来, 直接式血流图仪作为血流量的定量测定得到了广泛的应用。

1959 年 Nyboer 主编的“电阻抗容积描记法”专著出版, 他引用了 225 篇有关文献, 第一次系统的介绍了电阻抗容积描记法的基本原理和应用, 它的出版推动了阻抗血流图的进展。十年后, 即 1969 年 9 月由美国纽约科学院 S. E. Markovich 任主席召开了首届国际生物电阻抗会议, 讨论了电阻抗容积描记法的有关理论和应用问题, 会后出版了专刊, 发表了许多国家一些代表性文章共 30 余篇。在此基础上, 1970 年 Nyboer 再版了“电阻抗容积描记法”一书, 收集文献 500 余篇, 大大丰富了内容。此后, 1974 年在法国, 1976 年在意大利, 1979 年在南斯拉夫, 分别召开了第二、三、四届国际生物电阻抗会议。1981 年 9 月在日本东京召开了有 18 个国家 300 多位代表参加的第五届国际生

物电阻抗会议，共交流文章 108 篇，包括了阻抗血流图的基础理论研究，心脏、大血管、肺、脑及其它组织的阻抗血流图等文章，也出了专刊。中国代表第一次参加了国际生物电阻抗会议。1983 年 9 月在南斯拉夫召开了第六届国际生物电阻抗会议。有 20 个国家和地区的 120 名代表参加了会议，交流论文 98 篇，其中有关基础理论 22 篇，心阻抗血流图 28 篇，脑阻抗血流图 24 篇，其它组织阻抗血流图文章 24 篇。我国有 5 名代表参加，有 27 篇论文在会上交流。国际间的广泛交流、讨论和合作，有力地推动了阻抗血流图的发展。

我国有关阻抗血流图应用的报告始于 1964 年，最早应用脑血流图(脑电图)研究对大脑肿瘤的诊断。六十年代后期，国内试制成功电桥式血流图仪，此项检查技术在我国得到了发展和应用，除脑血流图外，进行了肝血流图、肺血流图、肢体血流图等方面的研究，并开始应用于临床，陆续发表了许多有关基础理论研究和临床应用报告。七十年代我国又试制成功了直接式血流图仪，为血流量的定量测定打下了基础。近年来，在我国心血管疾病的研究中，阻抗血流图作为无创伤性的评价心脏功能的方法引起了重视，并取得了许多可喜的成果。1979 年在陕西省宝鸡市召开了有 13 个省市代表参加的首届阻抗血流图科研应用协作会议，交流了 58 篇论文。1981 年在武汉召开了全国第二届阻抗血流图科研应用协作会议，有 28 个省市 200 余名代表参加，交流论著 108 篇，并讨论通过成立“中国阻抗血流图研究会”的学术机构。1981、1982 年在宁波、南昌、洛阳等地分别举办了脑、肝、心、肺阻抗血流图的全国讲习班，广泛交流并普及了近年来我国开展阻抗血流图的成果和经验，逐步统一了阻抗血流图的测定方法、诊断标准等有关问题。1983 年 6 月在武汉召开了全国第三届阻抗血流图科研应用协作会议。有 20 多个省市 180 名代表参加。大会共收到阻抗血流图科研论文资料 257 篇，内容广泛涉及到脑、肝、心、肺、肢体、肾、眼、盆腔等阻抗血流图各个领域。不仅有许多基础理论研究，而且有大量临床观察资料。这些工作推动了我国阻抗血流图发展和临床应用。目前，在全国许多医学及工程期刊上均有不少阻抗血流图研究和应用报道。在全国许多有影响的书籍中，都已将阻抗血流图作为电生理学的检查方法之一。许多省市也都将阻抗血流图的研究成果作为重大的科研成果予以鉴定而获奖。这些都反映了近年来我国阻抗血流图工作已达到了一个新的水平。

前几年，国内对阻抗血流图的命名很不统一，名称很多，有的以其测定原理利用阻抗方法而命名，如电阻图、高频电阻抗图、阻抗心动图等。也有的以反映其血流状况而命名，如血流图、血容图等。为了全面反映此检查方法的特点，避免与其它一些检查方法相混淆，如脑电阻图易与脑电图相混。近年来，逐渐趋向于采用“阻抗血流图”的名称，它既反映此法是测定身体某部位或脏器的血液动力学，又能反映出是利用阻抗法而测得，便于与其它测定血流状况方法相区别。根据所测定部位和脏器不同，在“阻抗血流图”之前冠以所测定部位名称，如脑阻抗血流图、肝阻抗血流图、心阻抗血流图等等。为照顾到目前已广泛采用的一些名称，对某些脏器的阻抗血流图，有时亦简称为血流图而冠以测定部位的名称，如脑血流图、肝血流图等。对阻抗血流图所得到的波形命名及所采用的测量指标及其命名以往也不完全统一，但由于阻抗血流图工作的普遍开展，通过多次全国性的学术交流、广泛讨论，现已基本趋向于统一，随着阻抗血流图的深入研究和发 展，将会逐步的更趋完善。



近年来阻抗血流图得到了较大的发展,通过许多理论研究和临床实践观察,表明了阻抗血流图对于了解脏器和组织的血流动力学状况及对某些疾病的辅助诊断有一定的价值和它的优点。但是它应用的历史毕竟较短,特别在国内还是一项新兴技术,有许多理论和实际问题有待进一步阐明和解决。因此,对阻抗血流图的应用须注意以下几点:

首先,阻抗血流图原理决定了此法主要是反映血流动力学的变化。在临床实践中,主要也是反映各种不同疾病所引起的血流动力学的改变,而根据血流动力学的改变,借以作为某些疾病的辅助诊断指标。但有时不同疾病往往有相同的血液动力学改变,也就会出现相似的阻抗血流图变化,这样就缺乏特异性。因此,阻抗血流图一般不宜作为病因学上诊断,它必须结合临床症状及其它有关检查进行综合性的分析和评价,切忌单纯根据阻抗血流图的变化武断地作出病因学上诊断。

其次,阻抗血流图作为一项无创伤性的检查方法,测定时电极放置于体表,而人体又是一个容积导体,因此影响因素较多,容易造成伪差,甚至得出错误的结论。如测定肝血流图时,电极位置按放不正确,容易使肝血流图波形受到肺血流、心室血流及其它大血管血流的干扰,造成判断错误(详见有关章节)。早在五十年代就有人在肾区体表皮肤上放置电极,描记肾的阻抗血流图,但始终不能为多数学者信服,因为肾区周围邻近有许多大血管和脏器,电极放置体表,所得到的结果能否代表肾的血流状况就值得怀疑,到1974年苏联学者 Садренко 将一个电极放置在肾区表面,另一个电极利用膀胱镜将电极导管送入肾盂,记录肾血流图,并经动物实验和临床观察证明所得阻抗血流图确是反映肾血流状况,此法较电极放在体表更准确和合理,但由于电极放置困难,病人不易接受,推广较为困难。由于身体任何部位均有血流变化,故在人体体表任意按放电极均能描记出阻抗血流图波形,但决不能对所得波形随意解释,滥用此法,必将有损于阻抗血流图。

第三,阻抗血流图主要是测定人体的阻抗变化来反映血流变化,但影响阻抗变化的因素很复杂,故使用不当就会造成假象。如1964年以前,国外对脑血流图的应用价值有二种截然相反的观点。一种对它完全持否定态度,并应用了许多实验及临床观察,证明它是反映颅外血管,临床应用价值不大。另一种观点,同样根据实验研究和临床观察得到了完全肯定的结论,后来通过许多学者的努力,发现造成这二种不同观点分歧的原因,在于没有注意到阻抗变化的其它因素,如果采用较小电极、较低频率的电流,则主要反映颅外血管成分。反之,如采用较大的电极,较高频率的电流,则以反映颅内血管成分为主。同时,由于采取了适当的评价指标,并注意到某些指标的生理变化规律,如年龄、性别差异,这样使二种不同观点趋于统一。因此,正确使用,合理评价,避免干扰因素,严格掌握其适用范围,是提高阻抗血流图临床应用价值的一个关键。

第四,目前对某些阻抗血流图的波形,特别是在不同病理情况下,由于血流动力学的改变而描记出的一些波形的形成机理,还不十分清楚。因此,有时往往会将由于描记过程中的某些干扰因素而造成的伪差作为一种“异常”或“病理性”的波形来解释,重复性差,易造成判断错误。事实上,阻抗血流图是反映心动周期内某部位或某脏器的血液循环状态,它的波形应与被测部位的血流动力学改变相一致。任何波形的解释都应按心动周期内的血流动力学为基础,决不能随主观的意愿加以解释。在动物实验中造成一定的血液动力学改变,然后观察阻抗血流图波形变化,是取得对波形正确解释的一个重要方面。

今后在阻抗血流图研究方面,主要是加强基础理论研究,以及细致系统的临床观察,发扬它的长处,避免及克服它的局限性,这样阻抗血流图的临床应用价值将会得到进一步的提高。

(顾慎为)

# 第一章 阻抗血流图基本原理

阻抗血流图的基本原理是基于生物体容积变化时引起的电阻抗变化。身体的某一节段或区域，当由于某种原因而引起其容积的扩大或缩小时，该节段的电阻抗特性也随之变化。生物体中短暂性的容积变化，主要是由血液的流动所造成。因此阻抗血流图的基本原理可最简略地概括为：血液流动造成身体某一节段的容积变化，而容积的变化有其相应的电阻抗变化，记录此种阻抗变化，即可间接推测血流情况。

某一节段的容积变化与阻抗变化之间有一定的规律，经过许多学者的努力，身体容积变化与阻抗变化可用一系列数学公式加以推导和论证。鉴于本书读者主要为医务工作者，故在下面的讨论中，尽量避免用高等数学方法来进行公式的推导，而多用文字及图解说明，少数必需用公式的地方，尽量简化。

### 〔人体各组织的电阻率〕

人体是一个导体，但各组织的电阻率( $\rho$ )不一样，与含电解质的浓度有关。据测定，体内电阻率最低者为尿、血浆、脑脊液等，约在  $60\sim 75\Omega\text{cm}$  左右，皮肤与皮下组织等约与肌肉的电阻率相当，为  $700\Omega\text{cm}$  左右，骨组织较大，为  $3000\Omega\text{cm}$ 。从电阻率来看，多属于半导体范围。电阻率最大的可能是脂肪组织，电阻率接近无穷大，几乎为一绝缘体。图 1-1 是 Kraft 测定资料。

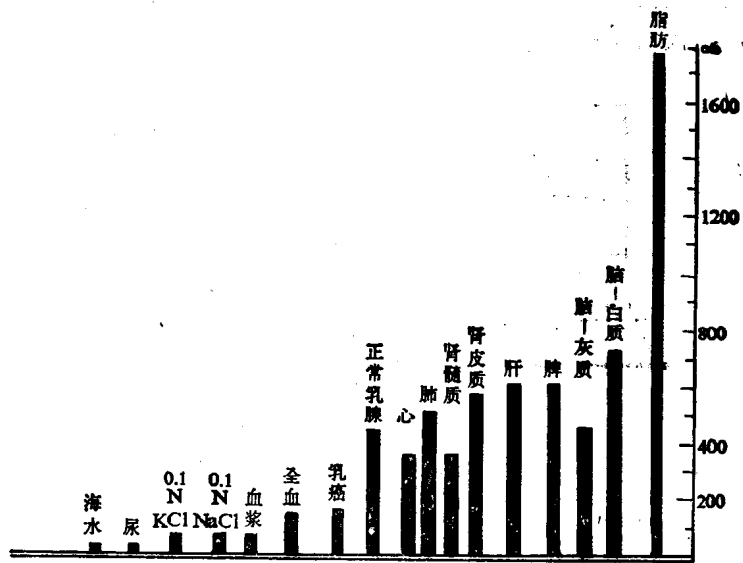


图 1-1 人体各组织的电阻率 ( $\Omega\text{cm}$ )  
(Kraft 测定资料)

血液因含有血细胞，其电阻率比血浆要大得多。人体的血液电阻率一般为  $135\sim 150\Omega\text{cm}$ ，但它受红细胞比容的影响很大，详见第二章。

### 〔导体电阻与容积的关系〕

根据物理学的概念，圆柱形导体的电阻  $R$  决定于该导体的电阻率、长度及其截面积，

其关系如下:

$$R = \rho \frac{L}{a} = \rho \cdot \frac{L^2}{V} \quad (1-1)$$

式中:  $\rho$  ——电阻率  $\Omega\text{cm}$   
 $a$  ——导体截面积  $\text{cm}^2$   
 $L$  ——导体长度  $\text{cm}$   
 $V$  ——导体体积  $\text{cm}^3$

如果圆柱导体的长度不变, 容积的变化只是横截面积的变化, 则可导出电阻变化 ( $\Delta R$ ) 与容积变化 ( $\Delta V$ ) 的关系式。设  $R_1$  及  $R_2$  分别为容积变化前后的电阻,  $V_1$  及  $V_2$  分别为变化前后的容积, 则:

$$\Delta R = R_1 - R_2$$

代入 (1-1) 式:

$$\begin{aligned} \Delta R &= \rho L^2 \left( \frac{1}{V_1} - \frac{1}{V_2} \right) \\ &= \rho L^2 \left( \frac{V_2 - V_1}{V_1 V_2} \right) \\ &= -\rho L^2 \Delta V / V_1 V_2 \end{aligned} \quad (1-2)$$

当容积的前后变化量与实际容积比值很小时, 即  $V_1$  与  $V_2$  的绝对值相差很小, 可认为  $V_1 V_2 \approx V^2$ , 代入 (1-2) 式得:

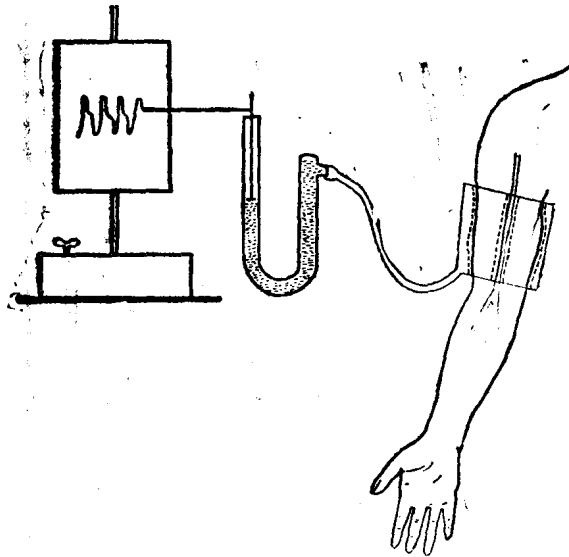


图 1-2 机械式容积描记器示意图

$$\Delta R = - \frac{\rho L^2 \Delta V}{V^2} = - \frac{R \Delta V}{V} \quad (1-3)$$

(1-3) 式可改写为:  $\frac{\Delta R}{R} = - \frac{\Delta V}{V} \quad (1-4)$

(1-4)式表明容积的变化与电阻的变化密切相关，负号表示容积的增加将导致电阻的降低。

Nyboer 曾用兔的主动脉做实验，在其中灌注电解溶液，记录其容积变化，同时从血管壁上安放电极导出电阻的变化，结果确实呈直线关系。Кедров 也曾得到类似的结果。

#### 〔生物体中容积变化〕

生物体某一部分在短暂时间内的容积变化，从整体来看，主要是与心动周期有关，由于心脏有节律地收缩而使全身血管(主要是动脉系统)也有搏动，造成容积的变化，当心脏收缩时，血液由心室被驱出而使各动脉充盈并扩张。对某一节段来看，该部位动脉的充盈扩张，就造成该段原有体积的微小扩张。当心脏舒张时，血液由静脉流回心房，在测定节段中的血容量减少，因而造成该节段体积又恢复到原来的水平。这种体积的微小变化，可应用机械式容积描记器 (plethysmograph)记录下来(图 1-2)。

造成生物体容积变化的原因，在胸腹腔还可能是由呼吸运动引起，但呼吸运动的节律和幅度与脉搏毫不相同，易于区别。在头部还可能由于脑脊液的波动引起，但脑脊液的波动与血管的搏动相比，容积的变化甚微，一般可以忽略。

#### 〔阻抗血流图的基本原理〕

如上所述，由于血液的搏动性流动，造成生物体各节段的容积有周期性的变化，而根据上述推导的公式(1-4)，可知容积的变化能引起电阻的相应变化，当容积增加时电阻将降低。如果将一适当的电流通过身体的某一节段，测量其电阻变化，则可见随着心脏收缩，血液向外周某一节段血管充盈，可引起该节段容积的增大，亦即电阻变小。反之，当心脏舒张，血液回流，该节段容积又变小，电阻亦即变大，恢复至原有水平。由于这种电阻的变化 ( $\Delta R$ ) 是与某节段的容积变化量 ( $\Delta V$ )、亦即变化的血流量成一定比例关系，我们就可以通过电阻的变化量来推测血流情况，并可通过一定形式的记录装置将这种变化的过程描记下来。因此这种方式实质也是一种容积描记法，是利用电阻抗的变化来测量由于搏动性血流所引起的容积变化。故称阻抗血流图。

#### 〔阻抗血流图波形的形成〕

阻抗血流图在描记时，可以某一节段的最大阻抗，即血流量最少(相当于心脏舒张期末)时为起点，待心脏收缩，血流向全身动脉充盈而动脉扩张，节段容积增大时，电阻值减小，此时描笔向下。反之当心脏舒张血液回流而节段容积减小时，电阻值又增大而描记笔向上，回到起点(图 1-3)。这样描记下的曲线，只是阻抗变化的情况，而实际的阻抗值，即图 1-3 中下部的长方形面积，已被省略。这矩形顶端的波动曲线，就是阻抗变化曲线，这一小部分变化值 ( $\Delta Z$ 或称 $\Delta R$ )，只占总阻抗  $Z$ 或 $R$ (即图 1-3 中矩形的高度)的 0.05%左右。

在实际应用中，往往在描记  $\Delta Z$  曲线时将相位颠倒，即电阻值减小时描笔向上，而电阻值增大时反而向下，这样描出的曲线(图 1-4)，与由机械式容积描记器所描的图形相位一致，而且也较符合一般概念，即心脏收缩，血管舒张时，曲线向上，表示血流量增加；反之曲线向下时表示血流量减少。这样描记出来的曲线实际上为电阻的倒数即电导的变化，但为符合使用者的习惯，在阻抗血流图中仍以电阻变化欧姆值来表示。

典型的阻抗血流图曲线如图 1-4 所示，由上升枝 (CS段)、顶峰 S、切迹 I、重搏

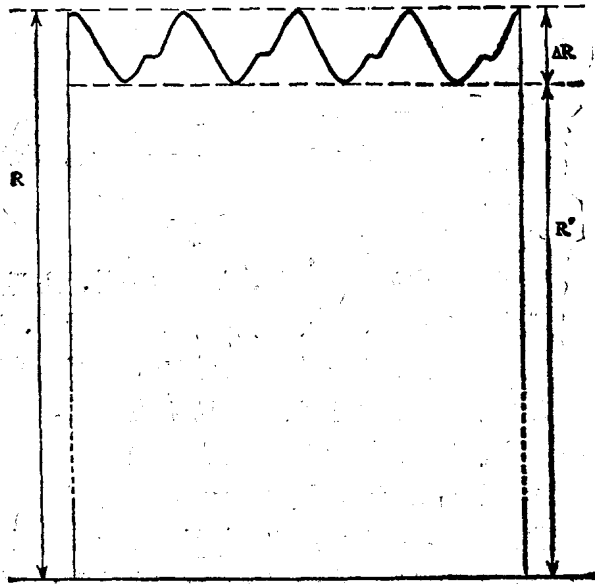


图 1-3 阻抗变化曲线与总阻抗的关系

$R$  为总阻抗， $R'$  为不变部分即基础阻抗， $\Delta R$  为阻抗变化的幅度。

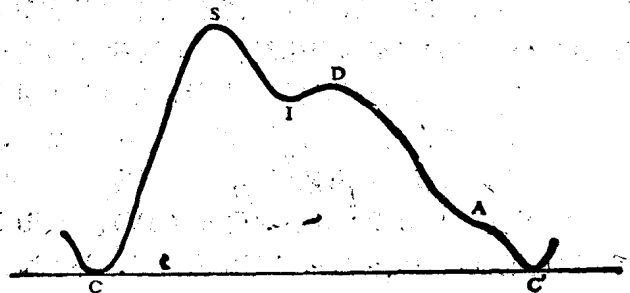


图 1-4 阻抗血流图典型波形曲线

波 D、下降枝 (SC'段)、以及在下降枝末尾可能出现的小波 A 等所组成。上升枝 (CS段) 显然是由心室收缩使动脉充盈扩张所形成，当进入所测节段的动脉中的血量与流出量相等时，即达顶峰 S，此值即是血管的最大充盈度。此后由于流出量大于流入量而曲线下降，至切迹 I 点附近时，心室收缩期已告结束。舒张期开始后，曲线又有程度不等的重复上升，形成第二个峰 D，在不同部位血流图中，此波的形成有不同的原因，有的可能主要是主动脉瓣关闭时动脉内血流发生逆流，而使主动脉压又一次轻微升高所引起的血流量稍有增加所致，如脑血流图，有的也可能是由于大静脉充盈而使所测节段容积又有少量增大所致，如肺、肝等部位的血流图。此后血液流回心房，节段中血流量减少，呈现缓慢下降的下降枝后部。

在舒张期末，心房先于心室而收缩，使流回心房的大静脉受阻，又有短暂的少量扩张，这可能是小波 A 形成的原因，故此小波又称房缩波。

在不同部位所描记的阻抗血流图，由于其血液动力学变化不同，其所描记的波形有不同特点，在上述典型曲线的基础上，可能有不同的变化和不同形成原因，读者可参阅各有关章节。此外，由于一些生理变化或病理变化对血液动力学的影响，亦可使所得波

形发生较大的改变，因此有可能根据所得波形的变化及由其所引起的一些分析指标的变化来判断该部位的血液循环状态，从而判断其病理改变。这就是阻抗血流图临床应用价值的基础。

#### 〔阻抗血流图的分析指标〕

阻抗血流图的分析指标，随各观察部位和目的而有不同，在各应用者之间也有差别，尚无统一标准，但总的来看可以分为幅度指标、时间指标及复合指标三类。

幅度指标一般是指从曲线上某标志点至基线的垂直线距离，如图 1-4 中从 S 点至基线间的距离，称为 S 波波幅；从 D 点至基线间距离称为 D 波波幅等。幅度指标一般以欧姆为单位，由波幅的高度与标准讯号高度相比而得。幅度指标的大小可以间接表示所测得部位由血管扩张而引起的容积改变的程度（在胸部有时尚可表示由于呼吸运动引起肺空气容积改变的程度）。

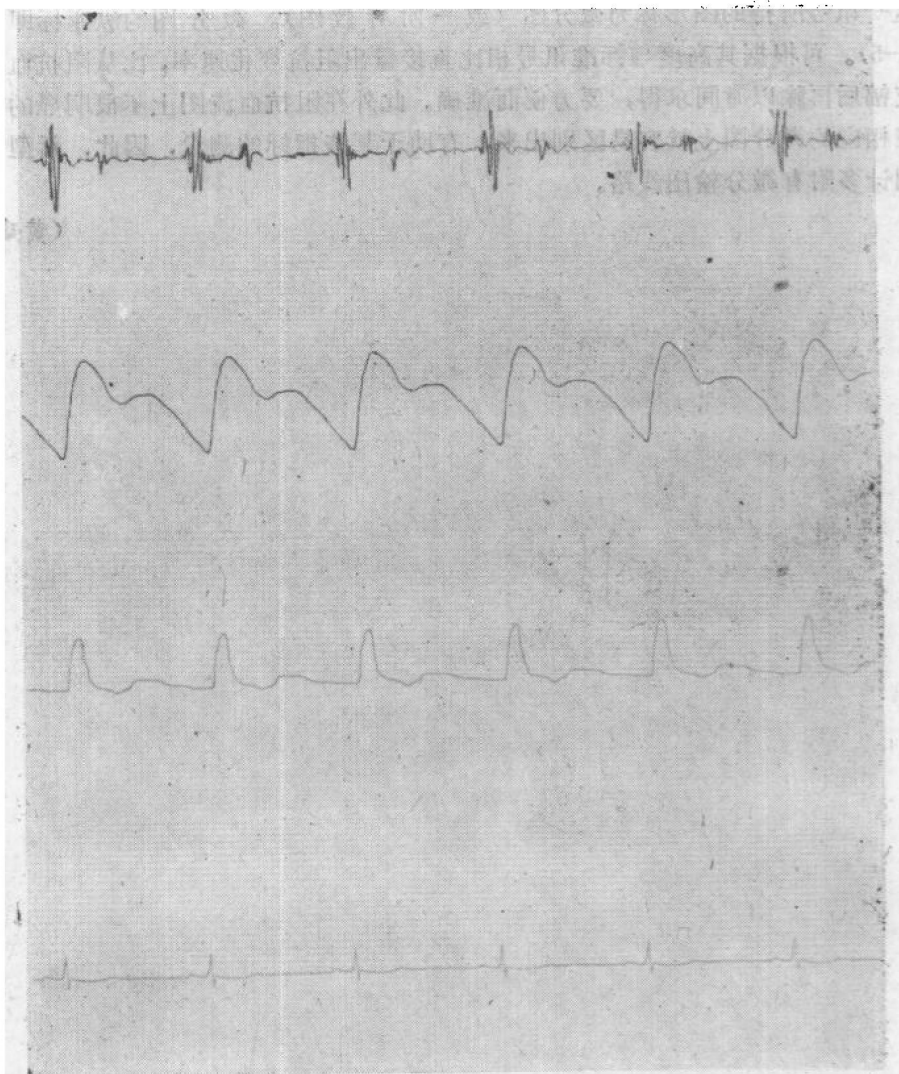


图 1-5 应用四导程记录仪同步记录心阻抗血流图  
自上至下，心音图，心阻抗血流图 ( $\Delta Z$ )，心阻抗血流图的微分图 ( $dz/dt$ )，I  
导联心电图。

时间指标是指在阻抗血流图上沿基线方向在某些标志点之间的距离。如从波形的起点至S波顶点在基线上的投影，一般称为上升时间。在描记阻抗血流图时，常常与心电图和心音图同步记录在同一纸上，则又可计算从心电图或心音图上某些标志点至阻抗血流图上某些标志点之间的横向距离，进行各种时相分析。时间指标一般以秒或毫秒为单位。

复合指标包括容积变化速度，波形上的某些角度，或波形所包含的面积等。容积变化速度一般是指单位时间内波幅变化（波幅/上升时间），可反映所测节段的血管中瞬时流量变化。

#### 〔阻抗血流图的微分图（一阶导数图）〕

如将阻抗变化值（ $\Delta Z$ ）对时间（ $t$ ）求一阶导数（ $dz/dt$ ）即得阻抗变化的速率，亦即上述容积变化速度。可以在血流图仪的输出线路中加微分器，使输出讯号微分化，记录这一讯号所得的图形称为微分图（或一阶导数图）。微分图的纵座标即为  $dz/dt$ （图 1-5）。可根据其高度与标准讯号相比直接量出阻抗变化速率，比从阻抗血流图波上测量波幅后再除以时间求得，要方便而准确。此外在阻抗血流图上不很明显的某些标志点，在相应的微分图上就容易区别出来，有助于某些指标的测量，因此，新型的直接式血流图计多附有微分输出线路。

（黄建权）



## 第二章 阻抗血流图的生物物理基础

### 第一节 有关物理学概念

#### 〔电阻与电阻率〕

导体对电流的阻碍作用称为导体的电阻，以  $R$  表示。电阻的单位是欧姆，简称欧，用  $\Omega$  表示。当导体两端电压为 1 伏 (V)，而通过的电流强度为 1 安培 (A) 时，该导体的电阻就是  $1\Omega$ 。

任何物质对通过的电流均有一定的电阻存在，其电阻大小除与物质的长度，截面积有关外，还与该物质的电阻率有关。可用下式表示

$$R = \rho \frac{l}{a} \quad (2-1)$$

式中： $l$  为导电物质的长度  $\text{cm}$

$a$  为其截面积  $\text{cm}^2$

$R$  为其电阻值  $\Omega$

$\rho$  为电阻率  $\Omega\text{cm}$

电阻率的单位，可由 (2-1) 式中决定，当电阻  $R$  用  $\Omega$ ，长度  $l$  用  $\text{cm}$ ，截面积  $a$  用  $\text{cm}^2$  时，则电阻率的单位为  $\Omega \cdot \text{cm}^2 / \text{cm}$ ，可简化为  $\Omega\text{cm}$ 。

电阻率只与材料的性质有关，不同材料有不同的电阻率，可根据电阻率的大小而将物质分为三类，即导体、半导体和绝缘体。导体的电阻率  $\rho$ ，一般小于  $10^{-3}\Omega\text{cm}$ ，如银的电阻率为  $1.6 \times 10^{-8}\Omega\text{cm}$ ，铜为  $1.7 \times 10^{-6}\Omega\text{cm}$ ，铝为  $2.8 \times 10^{-6}\Omega\text{cm}$  等；绝缘体的电阻率则大于  $10^8\Omega\text{cm}$ ，如石英电阻率为  $10^{18}\Omega\text{cm}$ ，硬橡胶电阻率为  $10^{22}\Omega\text{cm}$  等。半导体则介于二者之间，电阻率在  $10^{-3} \sim 10^8\Omega\text{cm}$  之间，例如锗电阻率为  $47\Omega\text{cm}$ ，硅电阻率为  $6.4 \times 10^4\Omega\text{cm}$  等。

#### 〔电容与电容器〕

导体所带电荷的电量与其电势之比称为导体的电容。两个彼此绝缘的但又相互接近的导体，就组成一个电容器。电容器极板上所带的电量，与两极板间的电势差成正比，其比值即为电容器的电容。以  $C$  表示电容， $Q$  表示电量， $V$  表示电势，则：

$$C = \frac{Q}{V} \quad (2-2)$$

电容的单位为法拉，用  $F$  表示。

#### 〔欧姆定律〕

通过电路的电流强度与其两端的电势差成正比，而与其电阻成反比，即欧姆定律。以  $I$  表示电流强度 (A)， $V$  表示电势差 (V)， $R$  表示电阻 ( $\Omega$ )，则欧姆定律可写成：

$$I = V/R \quad (2-3)$$

$$V = IR \quad (2-4)$$