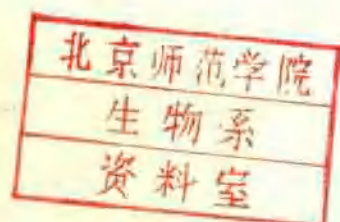


上海市生理科学会会址

学术资料选编

1



一九七九年

前 言

上海市生理科学会自恢复活动以来,在党的领导下,调整了组织机构,重新登记了新旧会员,积极开展学术活动,会务蒸蒸日上,出现了一派大好形势。为了适应新形势,活跃学术空气,理事会决定把会员分为生理、药理、病理生理、生物物理四个专业小组,分别举办一系列的专题报告。由于会员同志们的大力支持,已按计划完成了任务。总计一年之内共进行了 40 余次专题报告,内容丰富、受到听众的欢迎。

这些报告,有的是综述生理科学上某一领域的新进展,有的是介绍某一种新的研究方法。对于教学和科研有一定的参考价值。会员们纷纷提出要求,把这些报告汇编成册、以便随时参阅。有些会员因为不住在上海市或因故未能参加报告会的也可以在汇编上看到报告,籍以弥补错过机会的遗憾。为了满足这种愿望,决定在会志上印发这些材料,供本会会员间交流之用。

本会志内所刊登的只是专题报告的一部分;其余报告,或由于已在其他刊物发表,或由于报告者本人认为尚需补充修改不欲急于发表,所以没有包括进去。

此外,一年以来我会曾多次请到国外著名生理科学家乘访沪之便来我会作专题讲演,介绍国际上生理科学的新进展,内容丰富。本拟在本会志上刊登一部分供会员们参考,但由于讲者大多没有讲稿,我们的记录又不完全,以致未能纳入本刊。我们希望在 1980 年度会志内尽量把这类材料包括进去。

这是我会自成立以来第一次刊印会志,供会员同志们了解会务进行情况,希望今后每年出版一次。因系初次尝试缺乏经验,如有不妥之处,请会员同志们多提改进意见。

张 香 桐

目 录

一、前 言

二、学 术 资 料

生 理:

1. 心泵功能的若干力学概念与测定指标
.....中国科学院上海生理研究所 宁学寒 周兆年..... 1
2. 潜水—高气压条件下的体内惰性气体运动规律
.....第二军医大学 倪国坛..... 15
3. 下丘脑—垂体—卵巢功能调节的研究近况
.....中国科学院上海生理研究所 谢衷明..... 21
4. 横纹肌收缩研究的一些进展.....中国科学院上海生理研究所 范世藩..... 31
5. 条件反射活动研究的近况.....中国科学院上海生理研究所 梅镇彤..... 41

药 理:

1. 临床药理学的若干问题.....上海第二医学院 金正均..... 51
2. 平滑肌细胞药理学进展.....上海第一医学院 杨藻宸..... 61
3. 安定剂与多巴胺能系统的作用关系
.....中国科学院上海药物研究所 金国章..... 67
4. 抗心肌缺血药的药理研究.....上海第一医学院 江文德..... 75
5. 胸腺多肽近展.....中国科学院上海药物研究所 乐俊民..... 87
6. 免疫药物研究的动向.....中国科学院上海药物研究所 沈美玲 瞿志祥..... 93

病理生理:

1. 应激.....第二军医大学 徐仁宝..... 99
2. 动脉粥样硬化发生机理.....南京医学院 蔡海江..... 107
3. 肾素—血管紧张素——醛固酮系统在调节体液的容量和电介质平衡中的作用.....第二军医大学 石一鸣..... 115
4. 心功能与心功能不全.....上海第二医学院 徐也鲁..... 127

三、1979 年各专业组学术活动一览表..... 139

四、会 务 消 息 141

五、消 息 报 导 142

心泵功能的若干力学概念与测定指标*

宁学寒 周兆年

(中国科学院 上海生理研究所)

把心脏作为一具血泵对待^[1],应从1628年Harvey, W.发表了《心脏与血液运动的解剖学研究》算起。此后,1895年,弗兰克(Frank, O.)首先提出了蛙心室的等长曲线,指出骨骼肌长度与张力的变化和心脏的容积及压力变化相符。1914年,施塔林(Starling, E. H.)用孤立心肺制备,研究了《决定心室输出的力学因素》,确定了充盈压与搏出量之间的关系,即著名的弗兰克-施塔林关系。自1959年以来,Abbott, B. C.等许多学者把Hill研究骨骼肌的原则发展到心脏乳头肌的研究上^[2-5],他们观察到心肌与骨骼肌不同,在牵张心肌时,活动的心肌存在着一恢复的力量,即在心肌模型中,需要第三种成分——平行弹性成分。随后,很快将心肌力学研究的成果,用到完整心脏上。继1974年Mirsky, I.和Parmley, W. W.主编的《心脏力学》一书问世后,1978年又有Caro, C. G.等的《循环力学》专著,说明心血管生理学在近十多年又有了迅速的发展。

I. 心泵功能力学特征的涵义

人的心室,在静息状态每次收缩约可搏出60—80毫升血液,以70次/分计算,一昼夜可搏血八吨多。从这一角度看,心脏在本质上是一只血泵。既然是一只泵,所以应具备机械泵的力学特征;一只机械泵性能的好坏,可表现在泵出压、泵出量、泵速、功率等方面。相应地,心室作为一只血泵性能的优劣,则应表现为搏血压力、搏血量、心室率、外功率等方面。但是,心脏乃心肌构成,心肌功能的整合表现为心脏搏动,心肌的特性直接决定了心脏的生理学特征。心肌的兴奋性、节律性、传导性和收缩性,表现为心脏的应激性、变时性、同步性和“变力性”^{***}。心脏功能的力学特征是其生理学特征的外在表现,反映在心脏周期性收缩—舒张作用的频率和强度上,心脏舒缩起着唧筒样的作用,简称之心泵;从心肌的力学特征和机械泵的力学特征来研究心脏,即用力学原理和手段来揭示心脏活动的规律,统称之心泵功能的研究。

心泵功能的汲血和排血效果,取决于它的舒张作用与收缩作用。心泵舒缩频率的改变,称为“变时效应”(chronotropic effect)。心泵舒缩强度的改变,取决于心肌的收缩性,兼有心脏应激性和同步性的影响;它通过(1)异长自身调节作用(Heterometric autoregulation)即施塔林效应(Starling effect)^[6],和(2)等长自身调节作用(Ho-

* 1979年1月20日报告

** 见后文“心脏收缩性”一节

meometric autoregulation), 即肌力效应 (Inotropic effect)^[7] 进行调节。我们将此二者统称为“力效应”, 以概括一切对舒缩强度的调节作用。

“力效应”可从 (1) 力量发展的强度 (力量大小)、(2) 力量发展的速率 (力量变化率) 这两个方面得到反映; 它概括着心肌收缩舒张的力及速度两项变化, 后者又包含了心肌收缩舒张的长度和时间两个变量。

但是, 从电刺激乳头肌的反应中所获的心肌力学变化, 并不能全面代表心泵的行为; 乳头肌上一维形式的力学特征很不同于心室三维结构的力学特征, 因此心泵功能力学特征的表达就较为复杂了。又因为心泵是心肌的复合体, 所以在表达心泵力学特征时, 必然涉及到心肌的力学特征——力、速度、长度、时间互相同的关系。

II. 心泵“力效应”的速率特征

一、生理状况下“力效应”速率特征的表达

1. 室内压力变化率 $\left(\frac{dp}{dt}\right)^{[8]}$

$\frac{dp}{dt}$ 是室内压力的一阶导数, 以毫米汞柱/秒表达。可用高精度微型管尖压力计测得室内压力波, 波的斜率用微分线路获得。

心室充盈时, 室内压力变化率最小, $\frac{dp}{dt}$ 是平的。等容收缩开始, $\frac{dp}{dt}$ 缓慢升高, 然后很快升达峰值 $\left(\frac{dp}{dt}\right)_{\max}$ (图 1), 峰值通常出现在半月瓣打开的时刻, 即在等容压峰值时。如果主动脉压甚高, 则 $\frac{dp}{dt}_{\max}$ 可以出现在主动脉瓣打开之前。正常时, 它在人的右室腔为 250 毫米汞柱/秒左右, 在左室腔约为 1000 毫米汞柱/秒。射血早期与中期, $\frac{dp}{dt}$ 降回基线。射血后期室内压力下降, $\frac{dp}{dt}$ 变成负值; 室腔压变化率降达谷值时, 相当于等容舒张末期。

心肌收缩速度增进, 张力发展率增加, 室内压力变化率峰值也增加; 心肌收缩速度抑制, 则降低。心率加快, $\frac{dp}{dt}_{\max}$ 也增大; 前负荷或后负荷增加, $\frac{dp}{dt}_{\max}$ 相伴增大, 传导障碍 (如 LBBB), $\frac{dp}{dt}_{\max}$ 降低。

2. IIT 与 CPIP 对用 $\frac{dp}{dt}_{\max}$ 表达肌力效应时的“校正”作用

等长收缩张力的积分值 (IIT——integrated systolic isometric tension), 随着心肌终末舒张长度或心泵容积而变化。 $\frac{dp}{dt}_{\max}$ /IIT 值则与此种长度变化无关; 在狗和人的心室, 已证明 $\frac{dp}{dt}_{\max}$ /IIT 与终末舒张压力无关。在人体上, 以相应于 $\frac{dp}{dt}_{\max}$ 时的等容压力 (IP) 代替 IIT, 则较为方便^[9], 也可消除终末舒张容积变化在用 $\frac{dp}{dt}_{\max}$ 表达肌力效应上的影响。依同理, 也有人用 $\frac{dp}{dt}_{\max}$ /LVEDP 或 $\frac{dp}{dt}_{\max}$ /MIT 来“校正”前负荷对 $\frac{dp}{dt}_{\max}$ 值的影响; LVEDP 为左室终末舒张压, MIT 为最大等容张力^[10], MIT 可从 LVEDP 和等容压峰值等测量资料计算而得。

当前负荷恒定时, $\frac{dp}{dt}$ /等容压力的比值, 不受后负荷的影响。当后负荷恒定时, $\frac{dp}{dt}$ /等

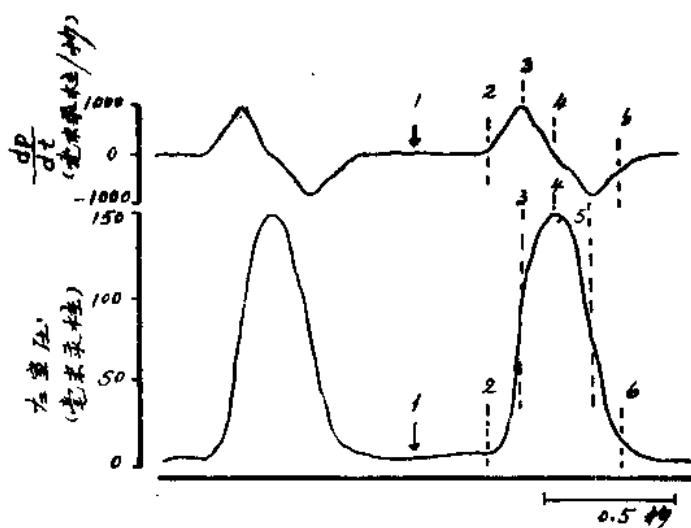


图 1 心室压力波及其一阶导数
图中各号码,系压力波及其一阶导数曲线的对应点。

容压力的比值,只轻微地受前负荷变化的影响。用 $\frac{dp}{dt}$ 和相应瞬时等容总压力 (CDIP—common developed isovolumetric pressure) 的比值来表达肌力效应时较为理想^[11]。还有人在病人身上观察到 $[(\frac{dp}{dt}_{max}/PIP)/\text{左室终末舒张环周纤维长度}]$ 的比值,在表达心脏肌力效应上是有利的^[12], PIP 为等容压峰值。

3. 达到腔内压力变化率峰值的时距 ($t - \frac{dp}{dt}_{max}$)

从心室收缩开始至 $\frac{dp}{dt}_{max}$ 的时距缩短时,表明心肌肌力效应增进^[13]。例如主动脉狭窄的病人,给予异丙肾上腺素后,其 $\frac{dp}{dt}_{max}$ 从 1830 毫米汞柱/秒升至 2600 毫米汞柱/秒,而 $t - \frac{dp}{dt}_{max}$ 则从 70 毫米汞柱/秒降为 53 毫米汞柱/秒 (图 2)。而前、后负荷的变化所引起的 $\frac{dp}{dt}_{max}$ 变化和 $t - \frac{dp}{dt}_{max}$ 变化的方向一致。

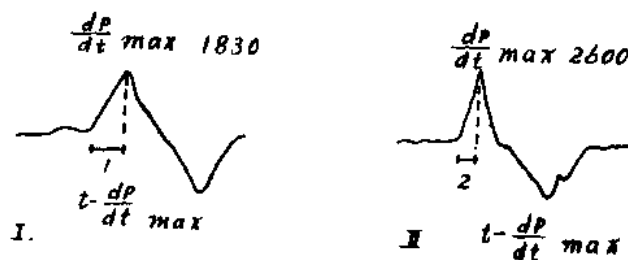


图 2 到达压力变化率峰值时距
I 为对照状态; II 为注射异丙肾上腺素后,可见压力变化率峰值增大,而时距缩短。

4. 收缩成分缩短速度 (V_{ce});

在等容(等长)收缩时,收缩成分的缩短等于串连弹性成分的伸长,并发展了张力 (T)。在乳头肌上,串连弹性成分伸长速度, (V_{se}) 可由其张力发展率 ($\frac{dT}{dt}$) 除以串连

弹性成分弹性系数 $\left(\frac{dT}{dl}\right)$ 而获得^[14, 15], (l 表示长度)。而 $\frac{dT}{dl}$ 则与张力呈线性关系。

$$\frac{dT}{dl} = KT + C$$

K 为“弹性系数-负荷曲线”的斜率, 无量度单位, 在猫乳头肌上平均值为 3.2/毫米 (或 32/厘米), 范围为 2.8—4.6/毫米。 C 是曲线的截距, 有量度, 为力/面积, 与前负荷呈线性关系, 是发展张力为 0 时的切线模数 (tangent modulus), 在猫乳头肌上约为 2 克/厘米²/肌长度。 K 和 C 均随温度而变, 在 37°C 时, K 值约为 32/厘米^[14] (在人体上, 长度单位均为厘米时⁸, 有人取 K 为 40, C 为 80)。

假定左心室近似球形, 按 Laplace 法则, 可把张力换算成心室内压, 进行运算。因等容收缩时心肌纤维总长度不变, 收缩成分的缩短等于串连弹性成分的伸长。 $V_{CE} = V_{SE}$,

可得: $V_{CE} = dp/dt / KP$ 。

这样, 通过室内 dp/dt 值和瞬时 P 值的测定, 就可以获得心肌等容收缩的速度。

5. V_{Pm}

从 V_{CE} 曲线上实际测到的最大值, 称为收缩成分速度最大生理值 (V_{Pm})。

由于总压力包含有前负荷的成分, 所以前负荷对 V_{CE} 值还是有影响的。如以发展的压力取代总压力, 符合于 Maxwell 模型, V_{Pm} 则较小受前负荷影响。在发展的压力 (developed pressure) $DP = 40$ 毫米汞柱时, V_{CE} 几乎不是前负荷的倚变数^[16, 17]。

6. 环周纤维缩短速度 (V_{CF})

V_{CF} 用心室环周平均缩短速度 ($\frac{dc}{dt}$) 表达。用 X 线造影电影摄影法或超声法, 均可测得心室半径的变化率。假定心室是一规则的园球形, 半径的缩短速度 ($\frac{dr}{dt}$) 可从血流离开心室的速度 ($\frac{dv}{dt}$) 计算出来。

二、非生理的特定条件下“力效应”速度特征的推测

所谓非生理的特定条件, 指在假定的特殊条件下才出现的状况。

零负荷时的收缩成分最大速度 (V_{max})

以等容收缩时的总压力为横座标, 以求得的 V_{CE} 为纵座标, 可构成等容力量速度曲

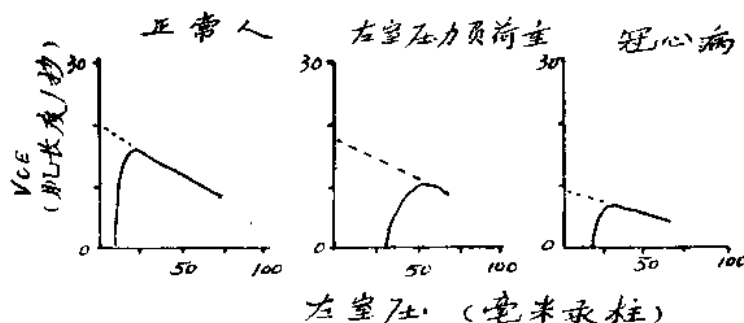


图 3 收缩成分速度曲线

图中实线为实测的收缩成分速度 (V_{CE}); 曲线由终末舒张压处开始, 峰值为收缩成分速度最大生理值 (V_{Pm}); 由曲线降支向零负荷坐标外推的 V_{CE} , 即为最大收缩成分速度 (V_{max}), 外推线以虚线表示。

线,由曲线的下降支外推向零负荷,即为收缩成分的最大内在速度($V_{\max}$ ——the maximal intrinsic velocity of the contractile elements^[118]) (图3)。它不大受前、后负荷的影响,被作为表达心脏肌力效应的一项指标,已在动物和人体广泛使用^{[119], [120], [121] [122]}。

在正常人, $V_{\max}$ 值约为 1.47—2.39 肌长度/秒、 $V_{Pm}=1.14—1.96$ 肌长度/秒^[122]、平均 V_{OF} 中国人的平均低值在心率 40—99 次/分范围时为 0.8—1.1 周值/秒^[123]。

由于外推法的不精确性,而且 $V_{\max}$ 并非真正与肌肉长度无关;它对模型有较大的依赖性;加之理论解释上有困难^[124],在式 $\frac{dp}{dt}/KP$ 中的 P 为零时,此式值应为无穷大,所以,实际上 $V_{\max}$ 作为肌力效应的指标仍不够满意。

III. 心泵“力效应”的强度特征

一、生理状况下“力效应”强度特征的表达

1. 等容收缩压 (IP) 峰值 (PIP)

通常为 $(\frac{dp}{dt})_{\max}$ 时的腔内压,主要取决于后负荷。

2. 最大等容张力 (MIT)

根据 Laplace 定律可求得:

$$T = \frac{Pr}{2h}$$

h 壁厚

3. 射血峰压力 (P_s)

4. 射血峰压力^[125]

心室平分线上的周径应力 ($\sigma_{\theta\theta}$) 计算如下:

$$\sigma_{\theta\theta} = \frac{PM(2L^2 - M^2)}{4W(L^2 + MW)}$$

P 心室压

W 室壁厚度

L 心室大轴

M 心室小轴

$\sigma_{\theta\theta}$ 乘以 (瞬时的壁横截面/终末舒张时壁的横截面) 则为圆周方向上合成的纤维校正应力^[126] ($\sigma_{\theta\theta})_F$:

$$(\sigma_{\theta\theta})_F = (\sigma_{\theta\theta}) \frac{W(M+W)}{W_D(M_D+W_D)}$$

W_D 与 M_D 分别是终末舒张时的壁厚和小轴长度

二、非生理特定条件下“力效应”强度特征的推测

克服后负荷所能发展的极限力量 (P_0)

于动物身上可夹住主动脉根部造成人为的“等容收缩”,来测定心脏能发展的最大压力值。通常射血的峰收缩压,只比等容搏动时降低 10—15%,在终末收缩时,由于射血发生而使压力发展受到抑制的幅度,比由于肌力效应改变而引起的变化小四倍。

IV. 心泵“力效应”的复合表达

肌肉的长度、力量、速度三个“力效应”的基本因素，构成了“长度—力量”、“力量—速度”和“长度—速度”三种关系。心泵前负荷*、后负荷**和肌力效应的水平，都反映在“力效应”的诸种力学特征表现上（表1）。采用从心肌力学和心泵力学角度所用的复合指标，来表达心泵的“力效应”，则可望对心泵功能的变化获得较多的信息。

表1 前后负荷与肌力效应对心泵“力效应”基本因素的影响

	增加前负荷	增加后负荷	正性肌力效应
缩短长度	+	-	+
缩短速度	瞬时速度 + V_{max} 不变	-	+
发展的力量	+	+	+

对于压力—长度环^{[27], [28]} 压力—容积环^[29] 压力—速度环^[30] 和力量—速度—长度关系图^[18] 已有很多报导, 这里只简介一下“心力环”(CFL)^[31] 和“搏血环”(IADFL)^[32]。

— “心力环”(CFL)

“心力环”是将心泵舒缩活动时力量发展的强度和速率两者在整个心动周期中的变

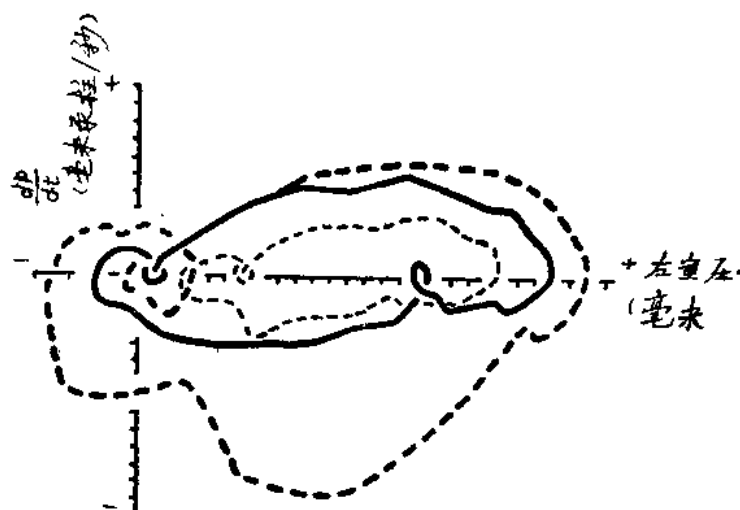


图4 “心力环”

此图摘自狗的实验记录。粗线环为对照状态；粗虚线环为低氧后出现环体增大、畸变反应；细虚线环为严重低氧反应，此时环体缩小、右移。

- * 前负荷：决定肌纤维初长度的负荷
- ** 后负荷：对抗心肌缩短的外部因素

化,同时展现于一个平面上呈环状的图,用以表达心泵的力学特征。用 X 轴表达心腔内压力, Y 轴表达压力变化率 ($\frac{dp}{dt}$)。“心力环”的大小以一个选定的“心力单位”表示,取 Y 轴上 1000 毫米汞柱/秒和 X 轴上 10 毫米汞柱所包绕的面积,作为 1 “心力单位”,相当于 1.333×10^7 达因²/厘米⁴/秒。“心力环”可分成六个相。I 相 (FL_I) 为心室等容收缩相,II 相 (FL_{II}) 为心室快速射血相,III 相 (FL_{III}) 为心室减速射血相,III_a 相 (FL_{IIIa}) 为主动脉关闭,IV 相 (FL_{IV}) 为快速舒张相,V 相 (FL_V) 为缓慢舒张相,VI 相 (FL_{VI}) 为充盈相。依据环体 (FL₀) 反应程度, $\frac{FL_{IV}}{FL_0}$ 比值的增减,搏血量 (SV) 与 FL₀ 比值 ($\frac{SV}{FL_0}$) 的大小,环体的右移程度,可以推断“力效应”的变化。泵衰竭时,FL₀ 小于正常, $\frac{FL_{IV}}{FL_0}$ 和 $\frac{SV}{FL_0}$ 值可增大,环体可右移。前负荷由环体始点表达,后负荷可由 $\frac{dp}{dt}$ 峰值点和 III_a 相表达 (图 4)。

二、“搏血环” IADFL^[32]

由于心室腔内压目前难用无创法测定,特别在等容收缩时更难以间接推算出来,所以,“心力环”和“压力—速度环”在人体^[33]和清醒动物上的使用,需插管才能进行。但是主动脉流量和心搏量,可以用无创法获得,通过由流量和流量变化率构成的“搏血环”(图 5),可计算出主动脉内有效推动力 (IADF)。它以“搏血单位”(1 搏血单位 = 1111 cm³/秒³) 作为计量单位,环的面积 (IADFL₀) 和 IADF 的相关系数 $r=0.92$ ($P<0.001$)。“搏血环”所表达的方程为:

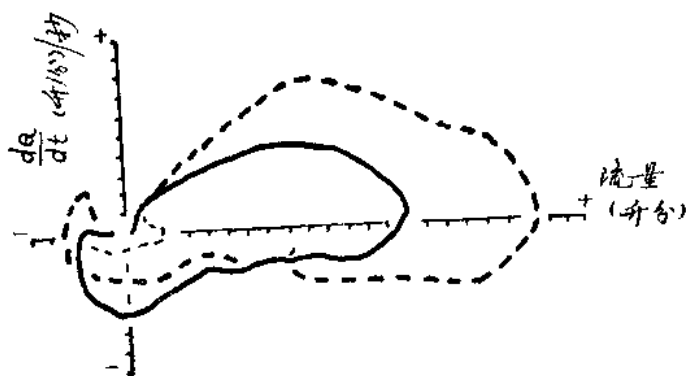


图 5 “搏血环”

此图系狗的低氧吸入实验记录。粗线环为对照;粗虚线环为严重低氧时的增大反应 (此时心力环变小);细线小环为纯氮吸入后的濒死记录。

$$F = \frac{D}{A} \cdot a \dot{Q}_a(t) \int_0^t \dot{Q}_a(t) dt$$

- A 测定流量部位的截面积
- D 血液密度
- $a \dot{Q}_a$ 血流加速度

$\dot{Q}_a$ 血流速度
t 时间

“搏血环”的升支(加速度)峰值和 $\frac{dQ}{dt}$ 为正值时的部分(前、中射血相)的比值 $\left(\frac{d\dot{Q}_a}{dt}\right)_{\max}/IADFL_{I+II}$ 可以表达心泵力效应的优劣。泵衰竭时,比值明显降低。

V. 心 泵 作 功 与 功 率

功与功率,是从机械泵的角度表达心泵的“力效应”。

心脏是一恒温系统,用能量方程来描述此系统比惯量方程较为方便,并且从能量方程可以推导惯量方程^[35]。

左室做功图^[34]、能量-平均功率密度(APD)图、功率-平均功率密度产生率(ARPD)图^[36]、等容收缩的功变化率 $\left(-\frac{dp_w}{dt}\right)$ ^[36]和射血的功率变化^[37]等表示法均有专文报导,不复赘述。

一、“心 泵 功 率 环”^[38] (CPL)

功率表达为

$$P_{w0} = \int_0^t P \, d\dot{q}$$

P_{w0} 功率

P 压力

$\dot{q}$ 搏血量

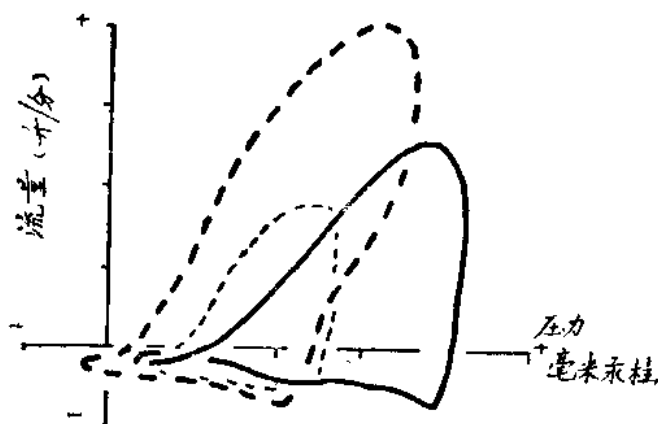


图 6 “心 泵 功 率 环”

摘自狗低氧吸入实验记录。粗线环为对照;粗虚线环为低氧时压力做功减小、容积做功增大的反应;细虚线环为严重低氧时,出现功率减小的反应。

以 P 为 X 轴, q 为 Y 轴, 可构成“心泵功率环”(图 6)。

$$P_{w_0} = \int_0^t q \, dp$$

以 q 为 X 轴, P 为 Y 轴, 也可构成“心泵功率环”, 在功率值计算上较前式的表达方便。

因为压力和流量已有多种方法可测定, 所以不仅在动物实验上方便可行, 而且随着无创技术的进展, 也具有应用范围渐广的可能。

“心泵功率环”(CPL) 亦可分成五个亚环, 凡环体变小、环体形状异常、IV 环与总环的比值 ($\frac{CPL_{IV}}{CPL_0}$) 增大、环体剧烈左移, 都是心泵功能衰竭的表现。

二、泵功能的傅立叶 (Fourier) 分析^[33]

将描记的心室压力波与主动脉血流波信号, 输入计算机进行傅立叶分析, 或者录音后再送入计算机处理, 可以获得泵阻抗模数和相角 (图 7), 并能计算出动能功率、压力功率以及总功率。随着电子计算机的普及, 无论在实验室里还是在临床上, 它将会占有越来越重要的地位。因为单用平均压和平均血流计算泵阻力, 不能表达波动状况。

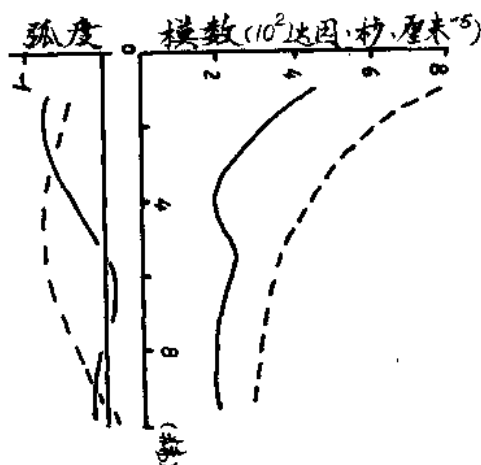


图 7 阻抗模数与相角

实线为正常人的主动脉压力和血流傅立叶分析记录, 其阻抗模数在频率为 6 赫芝处, 有“反射波”, 此时相角转正。虚线为高血压患者的记录, 阻抗模数曲线高而无“反射波”, 相角变正推迟。

VI. 时效应对“力效应”的影响

一、正性阶梯效应 (Bowditch staircase,)

刺激频率增高时, 心肌发展的等长收缩张力增加; 频率降低张力也降低。期前收缩后可见到此种现象 (这与钙离子内流增加有关^[34])。

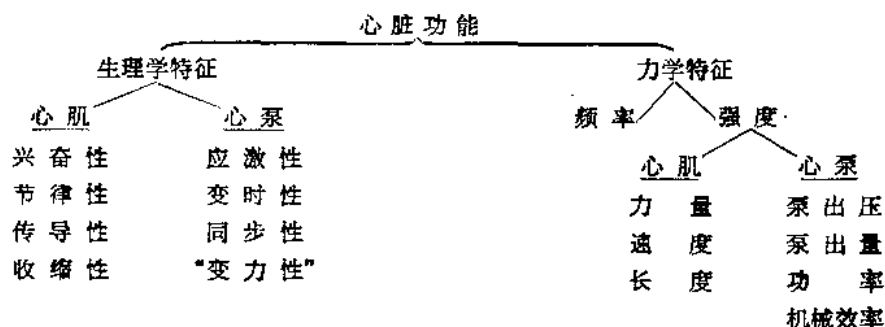
二、负性阶梯效应 (Woodworth staircase)

增加刺激频率,先有一短暂张力下降,反之,则有一短暂张力上升。

VII. 心脏收缩性的内涵

心脏收缩性系将对心肌具有舒缩交替的这一生物学特征的描述,引伸至整体心脏,来表达心脏具有周期性舒缩作用的生理学特征(表2);此项生理学特征可由心泵舒缩强度的诸力学表现来反映。

表2 心脏功能的生理学特征与力学特征



心脏收缩性 (Contractility)

在生理学上,把肌肉对刺激能够产生兴奋并进一步引起肌纤维收缩反应的特性,称之为肌肉的收缩性。心脏的心肌组织,也能对刺激产生兴奋并引起肌纤维收缩,但它与骨骼肌不同,不能产生强直收缩,而是在心脏传导组织传递来的冲动支配下,周期性地收缩和舒张,形成了心脏的射血,推进血液的进行。从心血管生理学发展的历史看,心脏的这种舒缩特性,就泛称之为心脏收缩性。

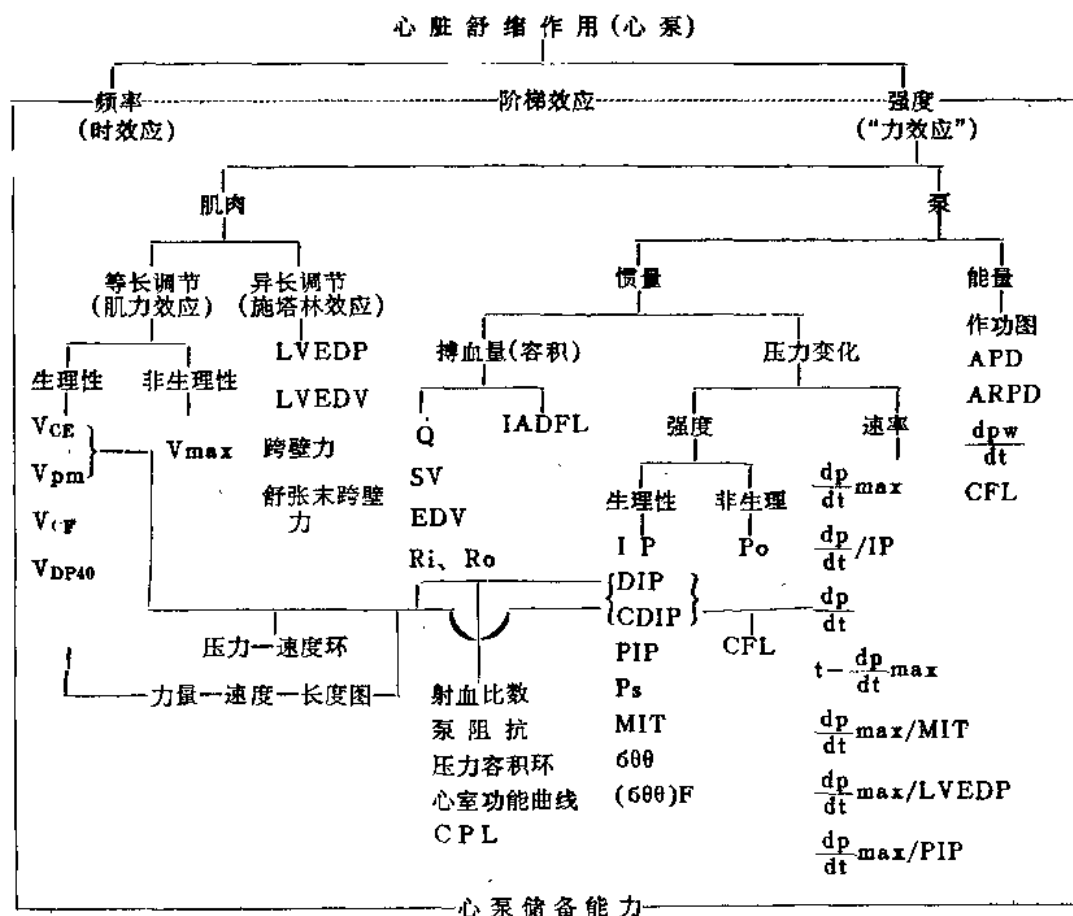
随着心脏力学的发展,心肌收缩机制在生化领域研究的深入,对“心脏收缩性”和“心肌收缩性”,近二十年来,曾下过种种力学的、生化的定义。这样,历史上泛义的心脏收缩性和由力学特征、生化特征所描述的狭义的“心脏收缩性”之间,出现了概念内涵上的差异,造成了术语概念上的纠缠;加之,由于对区分心脏收缩力量的强度和速度的变化是“内源性”还是受负荷影响所致测量指标的需求,使人们把具体测定指标所反映的某些特征和“收缩性”概念混同了起来;遂出现了定义多种、概念内涵不确定的局面。

我们觉得,历史的看,心脏收缩性就是泛指心脏具有舒、缩能力的这项生理学特性;它表现在与心脏收缩-舒张的力量、速度和室壁肌肉缩短能力有关的诸力学特征上¹⁰。心泵舒缩的“力效应”全部表现,都是心脏收缩性这一生理学特征的反映。当前,在习惯上,多以肌力效应作为表达收缩性变化的标志,即以心肌初长度不变时心肌收缩的力量与速度,来衡量收缩状况(contractile state)的优劣。

本文为避免心脏收缩性一语涵义的不确定,遂以与“力效应”相呼应的“变力性”替代广义的心脏收缩性,来描述心泵所具的与舒缩力量强度和力量发展速率有关的特性。

我们可以暂撇开心脏收缩性的定义,而从心泵功能的概念,即从心肌与机械泵两者的力学特征来反映心脏舒缩的“力效应”(表3),把心泵舒缩作用的机制深入研究下去。

表3 心脏舒缩(心脏)的力学表达



Ⅷ 心泵储备能力

当心泵接近功能障碍时才能观察到可靠的信息来判断其性能的优劣,未免为时已晚。如何能在心泵储备能力尚好,但已受到明显影响时,即可获得可靠的信息呢?

我们设想用体力负荷作为应激的激原,以获取心泵“力效应”和时效应的反应,来推断其储备能力。

一、负荷稳态心率—恢复心率图^[41]

用心电图机或脉率仪记录体力负荷时达到稳态的心率(当男人以 600 公斤/分强度负荷时,约 5 分钟可达到稳态)和恢复心率。以稳态心率为 X 轴,以第 3 分钟恢复心率为 Y 轴,构成“负荷稳态心率—恢复心率图”,凡“稳态心率”和恢复心率都处在高水平,为

储备能力低下。

此方法简便,但只能表达心泵的时效应。

二、“心泵功能测验”^[42]

在定量负荷或其它刺激后,用“力效应”的指标(作Y轴)和时效应的指标(为X轴)构图;“力效应”的指标可用“心泵负荷指数”、“搏血力指数”等,时效应的指标用心率。在所选用的诸图上,凡动员程度大、恢复慢者为储备力差,称为阳性反应。依在各图中出现阳性的频数,可把心泵功能分成五级,来评定心泵的储备能力。

当心电图上出现由于吸入低氧气体而引起的缺氧变化前,在心泵储备能力上,可早有所表现。它对健康的运动员的心泵储备能力,也可作出分级评定^[43]。

结 语

心泵的力学特征,表现在心脏舒缩的时效应和“力效应”上。“力效应”的速率特征和强度特征,可用力学的理论与手段,从心肌和机械泵两者的角度,予以表达。时效应对“力效应”也有影响。心泵诸力学特征主要决定于其生理学特征——“变力性”。由“力效应”状况可判断“变力性”优劣,从而对心肌收缩功能的好坏作出推测。心泵的储备能力,可由“力效应”和时效应对激原的应激反应强度与恢复速度来表达。作为一个理想的心泵功能测定方法,应该是有理论根据、可靠、具敏感性、简便和无创。

参 考 文 献

- [1] Cole, J. S.: A historical review of the concept of the left ventricle as a pump. *Catheterization and Cardiovascular Diagnosis* 3:155, 1977.
- [2] Abbott, B. C. and Mommaerts, W. F. H. M.: A study of inotropic mechanisms in the papillary muscle preparation. *J. Gen. Physiol.* 42: 533, 1959.
- [3] Sonnenblick, E. H.: Force-velocity relations in mammalian heart muscle. *Amer. J. Physiol.* 202: 913, 1962.
- [4] Brady, A.: Time and displacement dependence of cardiac contractility: Problems in defining the active state and force-velocity relations. *Fed. Proc.* 24: 1410, 1965.
- [5] Hefner, L. L. and Bown, T. E.: Elastic components of cat papillary muscle. *Amer. J. Physiol.* 212: 1221, 1967.
- [6] A Ciba Foundation Symposium: the Physiological Basis of Starling's Law of the Heart, 1974, Elsevier, Excerpta Medica. North-Holland.
- [7] Linden, R. J. and Snow, H. M.: The inotropic state of the heart., In: Linden, R. J. (Ed.): Recent Advances in Physiology No. 9, 1974, 148-190. Churchill Livingstone, Edinburgh and London.
- [8] Mason D. T.: Usefulness and limitations of the rate of rise of intraventricular pressure (dp/dt) in the evaluation of myocardial contractility in man. *Am. J. Cardiol.* 23: 516, 1969.
- [9] Veragut, U. P. and Kraysenbuhl, H. P.: Estimation and quantification of

- myocardial contractility in the closed-chest dog. *Cardiologia*, **47**: 96, 1965.
- [10] Frank, M. J. and Levinson, G. E. : Measurement of myocardial contractility in man, *Clin. Res.*, **12**: 182, 1964.
- [11] Mason, D. T., Sonnenblick, E. H., Ross, J. Jr., Covell, J. W. and Braunwald, E. : Time to peak dp/dt ; A useful measurement for evaluation the contractile state of the human heart. *Circulation*, **32**: (Suppl. ii) 45, 1965.
- [12] Braunwald, E., Ross, J. Jr., Gauly, J. H., Mason, D. T., Mills, C., Gabe, I. and Epstein, S. E. : Assessment of cardiac function. *Ann. Int. Med.*, **70**: 369, 1969.
- [13] Frank, M. J. and Levinson, G. E. : An index of the contractile state of the myocardium in man. *J. Clin. Invest.*, **47**: 1615, 1968.
- [14] Yeatman, L. A., Jr., Parmley, W. W. and Sonnenblick, E. H. : Effects of temperature on series elasticity and contractile element motion in heart muscle. *Amer. J. Physiol.* **217**: 1030, 1969.
- [15] Sonnenblick, E. H. Parmley, W. W. And Urschel, C. W. : The contractile state of the heart as expressed by force-velocity relations. *Amer. J. Cardiol* **23**: 488, 1969.
- [16] Davidson, D. M., Covell, J. W., Malloch, C. E. and Ross, J. Jr. : Effects of alterations in left ventricular filling on the ratio of dp/dt to LV pressure in the conscious animal. *Circulation* **44**: 126, 1971.
- [17] Mahler, F., Ross, J. Jr., O' Rayrke, R. A. and Covell, J. M. : Effects of changes in preload, afterload and inotropic state on ejection and isovolumic phase measures of contractility in the conscious dog. *Am. J. Cardiol.* **35**: 626, 1975.
- [18] Ross, J. J., Covell, J. W., Sonnenblick, E. H. and Braunwald, E. : Contractile state of the heart characterized by force velocity relations in variably afterloaded and isovolumic beats. *Circulation Res.*, **18**: 149, 1966.
- [19] Tucker, C. E., James, W. E., Berry, M. A., Johnstone, C. J. and Grover, R. F. : Depressed myocardial function in the goat at high altitude. *J. Appl. Physiol.* **41**: 356, 1976.
- [20] Robie, N. W. and Newman, W. H. : The influence of preload measured as diastolic mural force on myocardial contractility indices. *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.* **148**: 69, 1975.
- [21] Krayenbuehl, H. P., Rutishauser, W., Wirz, P., Amende, I. and Mehmel, H. : High-Fidelity left ventricular pressure measurements for the assessment of cardiac contractility in man. *Am J. Cardiol.* **31**: 415, 1973.
- [22] Bruner, H. H. Steiger, U. Goebel, N. H. J. and Krayenbuehl, H. P. : Left ventricular contractile function in aortic stenosis evaluated by isovolumic and ejection phase indexes. *Amer. Heart J.* **93**: 147, 1977.
- [23] 张楚武、白玉茹、汪师贞、顾梅云、杨安喜著：超声心动图诊断学，新疆人民出版社，1978年，第49页
- [24] Brutsaert, D. L. and Sonnenblick, E. H. : Cardiac muscle mechanics in the evaluation of myocardial contractility and pump function : problems, concepts, and directions. *Progress in Cardiovascular diseases.* **16**: 337, 1973.
- [25] Falsetti, H. L., Mates, R. E., Grant, C. and Greene, D. G. : Left ventricular

- wall stress calculated from one-plane cineangiography. (An Approach to force-velocity analysis in man) *Circ. Res.* 26: 71, 1970.
- [26] Falsetti, H. L., Mates, R. E., Greene, D. G. and Bunnell, I. L. : Vmax as an Index of contractile state in man. *Circulation* 43: 467, 1971.
- [27] Tyberg, J. V., Forrester, J. S., Wyatt, H. L., Goldner, S. J., Parmley, W. W. and Swan, H. J. C. : An analysis of segmental ischemic dysfunction utilizing the pressure-length loop. *Circulation* 49: 748, 1974.
- [28] Dyke, S. H., Urschel, C. W., Sonnenblick, E. H., Gorlin, R. and Cohn, P. F. : Detection of latent function in acutely ischemic myocardium in the dog. *Circulation Res.* 36: 490, 1975.
- [29] Gibson, D. G. and Brown, D. J. : Assessment of left ventricular systolic function in man from simultaneous echocardiographic and pressure measurements. *British Heart J.* 38: 8, 1976.
- [30] Grossman, W., Brooks, H., Meister S. Sherman, H. and Dexter, L. : New technique for determining instantaneous myocardial force-velocity relations in the intact heart. *Circulation Res.* 28: 290, 1971.
- [31] 胡旭初、宁学寒、周兆年、卢希正、黄彭国、奚华光、陈佩娟：心脏急性低氧耐受性的研究 I 急性低氧时狗心舒缩的力学分析。《生理学报》，30：29，1978。
- [32] 中国科学院上海生理研究所四室心血管组：心脏急性低氧耐受性的研究 II 急性低氧时狗心射血相的力学分析。待发表。
- [33] Mason, D. T., Spann, J. F. Jr. and Zells, R. : Quantification of the contractile state of the intact human heart. *Am. J. Cardiol.* 26: 248, 1970.
- [34] Katz, A. M. : Physiology of the Heart. Raven. Press, New York, 1977. PP 209-227, 175-195, 218-221.
- [35] Bloomfield, M. E., Gold, L. D., Reddy, R. V., Katz, A. I. and Moreno, A. H. : Thermo-dynamic characterization of the contractile state of the myocardium *Circulation Res.* 30: 520, 1972.
- [36] Stein, P. D. and Sabbah, H. N. : Ventricular performance in patients based upon rate of change of power during isovolumic contraction. *Am. J. Cardiol.* 35: 258, 1975.
- [37] Stein, P. D. and Sabbah: Rate of change of ventricular power: An indicator of ventricular performance during ejection. *Am. Heart J.* 91: 219, 1976.
- [38] 中国科学院上海生理研究所四室心血管组：心脏急性低氧耐受性的研究 III 急性低氧耐受性在心泵功能上的表现。待发表。
- [39] Abel, F. L. : Fourier Analysis of left ventricular performance, Evaluation of impedance matching. *Circulation Res.* 28: 119, 1971.
- [40] Milnor, W. R. : Arterial impedance as ventricular afterload. *Circ. Res.* 36: 565, 1975.
- [41] 中国科学院上海生理研究所四室心血管组：负荷心率与急性低氧适应性的关系。印刷中。
- [42] 中国科学院上海生理研究所四室心血管组：应用“心泵功能测验”判断急性低氧适应性。印刷中。
- [43] 中国科学院上海生理研究所四室心血管组：攀登珠穆朗玛峰过程中“心泵功能测验”的表现与登高能力的关系。印刷中。