



生物医学工程

Biomedical Engineering (BME)

川北医学院 医学影像学院

2016年09月12日

第二章

生物力学

Biomechanics

本章内容

1. 概述
2. 软组织的力学性质
3. 骨的力学性质
4. 血液的流动性质
5. 心脏、动脉和静脉中的血液动力学

第1节 概述

1.1 生物力学的概念

1.2 生物力学的发展概况

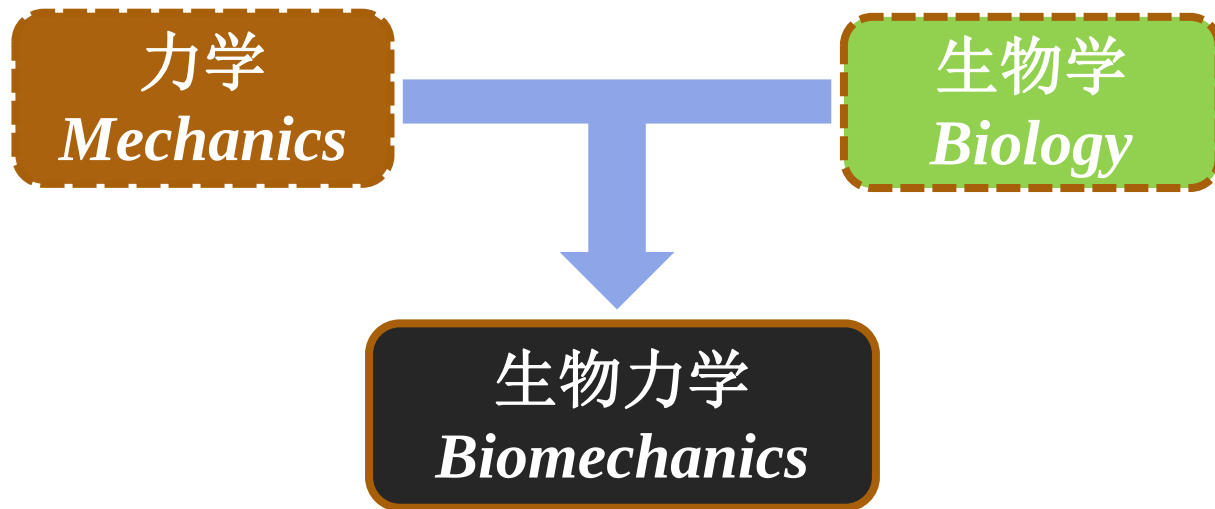
1.3 生物力学的研究内容

1.4 生物力学的研究方法

1.5 生物力学对保健事业的贡献

1.1 生物力学的概念

- 力学：研究物体变形和运动的科学。
- 生物学：研究生命的生长和衰亡的科学。



应用力学的原理和方法研究生物体中的力学问题的科学

1.1 生物力学的概念

- 生物力学是力学、生物学、解剖学等学科之间相互渗透的边缘科学，它将这些学科的基本原理和方法有机地结合起来，同时它还广泛应用了物理学、应用数学的概念和方法。
- 学科间彼此渗透、相互交叉、紧密联系的特点。

1.2 生物力学的发展概况

- 伽利略·卡里勒（1564-1642）

曾是医学专业学生，用单摆度量人的心率

- 威廉·哈维（1578-1658）

证明了血液流动的单向性，提出了血液循环的概念

- 雷内·笛卡儿（1596-1650）

发现因身体暴露而减轻体重，奠定了新陈代谢研究的基础

1.2 生物力学的发展概况

●G. A. Borelli (1608-1679)

意大利数学家、天文学家和医学家，第一个推导出天体以椭圆路径运动的原因，其专著《论动物的运动》，阐明了肌肉的运动和身体的动力学问题，研究了鸟的飞行，鱼的游动，和心脏和肠的运动。

●Robert Boyle (1627-1691)

研究了肺，阐述了水中的气体与鱼类呼吸的关系。

●罗伯特·虎克 (1635-1703)

虎克定律，细胞。

1.2 生物力学的发展概况

- S. Hales (1677-1761)

测量了马的动脉血压和动脉血管的膨胀特性。提出了血液流动的外周阻力的概念。

- 莱昂哈得·欧拉 (1707-1783)

提出了脉搏波传播方程。

- Jean Poiseuille (1799-1869)

医学专业学生，创造了用水银压力计测量狗的主动脉搏血压的方法，发现了粘性流的Poiseuille定律。

1.2 生物力学的发展概况

● 赫尔姆霍茨 (1821-1894)

生物工程之父。能量守恒定律；眼的聚焦机理，彩色视觉的三色理论；听觉的机理，Helmholtz共振仪；涡量守恒定理，流体力学的基础；第一次确定了神经脉冲的传播速度为30米/秒。

● O. Frank (1889-1980)

1899年提出了关于动脉系统功能的“风箱”(Windkessel)模型。

1.2 生物力学的发展概况

- E. H. Starling(1866-1927)

通过毛细血管壁的水分的输运，提出了著名的Starling定律。

- A . Krogh (1874-1949)

建立了微循环的力学模型，并因此而获诺贝尔奖。

- A . V . Hill (1886-1977)

关于肌肉收缩规律的研究。通过蛙缝匠肌挛缩实验，建立了骨骼肌的功能模型。这一创造性的工作使Hill 荣获诺贝尔奖。而且，一直到目前为止，Hill 模型依然是肌肉力学的主要基础。

1.3 生物力学的研究内容

分类I:

- 生物固体力学

骨，口腔，软组织等

- 生物流体力学

血液，组织液等

- 生物材料力学

- 运动生物力学

多刚体，体育，步态等

分类II:

- 心血管血流动力学

- 骨及软组织生物力学

- 口腔生物力学

- 细胞力学

- 康复工程中的生物力学

-

1.3.1 生物固体力学

从力学的角度（材料力学、弹塑性理论和断裂力学的基本理论和方法），研究各种组织、器官乃至整个系统的形状、结构及其功能之间的关系。人体的牙齿、骨骼、关节、脊柱和软骨的力学性能。



1.3.2 生物流体力学

研究生物体中的流动规律以及生物体在其他流体介质中的运动规律。

心血管系统、消化呼吸系统、泌尿系统、内分泌等。

游泳、飞行等与水动力学、空气动力学、边界层理论和流变学。

1.3.3 生物材料力学

研究组成生物体的材料所具有的力学特性。主要是用生物材料制作的各种人工脏器。

如：人工牙的材料有金属材料、无机非金属材料、高分子材料 -- 聚甲基丙烯酸甲酯

1.3.4 运动生物力学

- 生物体力和运动关系的力学。
- 人体由于力的作用而产生的位移、位移的速度和加速度。

宇航员能承受的超重、失重 冲击、振动的能力进行估计。

运动力学的原理分析运动的过程，可以在体育运动中采取合理的训练方法，设计新颖而科学的动作

1.3.4 运动生物力学

●起跑姿势 挑战人体极限

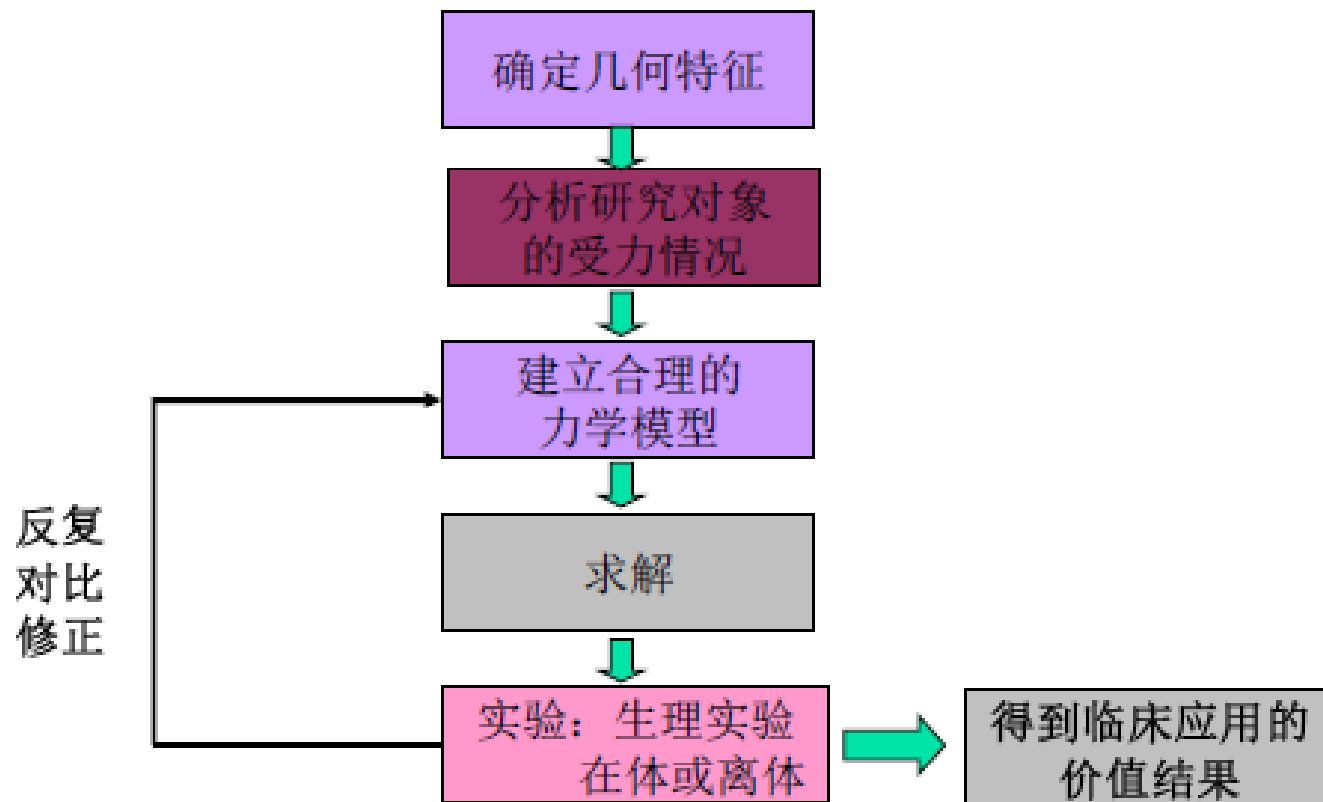
蹲踞式起跑的水平支撑反作用力比较大，而站立式相对较小。蹲踞式起跑时获得水平后蹬力要大于站立式起跑的水平后蹬力。

蹲踞式起跑可以使加速过程缩短，在比较短的时间内让运动员获得较快的速度。

1.4 生物力学的研究方法

- 应用解剖学确定研究对象的几何特征；
- 应用材料力学的方法，确定研究对象的力学特性，给定本构关系（组织材料的变形和引起变形的力之间的函数关系，是材料的固有力学特性）；
- 建立力学模型，导出微分方程或微分-积分方程；
- 给出解（解析、数值、近似解等）；
- 建立相应的实验方案，进行在体、离体实验；
- 反复对比修正，以期得到有临床价值的结果。

1.4 生物力学的研究方法



1.5 生物力学对保健事业的贡献

生物力学是在全身疾病及对延长寿命方面进行的研究和取得的成果。

- 生理学：（促进了生理学的进一步发展）

（1）循环系统：是研究分子、细胞膜、细胞、单一微血管、微血管网络、大动脉、器官和系统。研究的微血管血液动力学进行测量，如微血管内径、血管内红细胞速度。对微循环现象的发现和认识都有助于心血管疾病的诊断、治疗和预防，是生物力学对人类保健事业的一大贡献

（2）呼吸力学：设计呼吸机

1.5 生物力学对保健事业的贡献

- 外科学：

骨伤科，骨的生长和愈合与骨的力学环境有密切关系。
外科手术。

- 人工器官：骨科、心脏科

- 运动力学：竞技体育

第2节 软组织的力学性质

2.1 软组织的材料特性

2.2 血管的力学性质

2.3 肌肉的力学性质

2.1 软组织材料特性

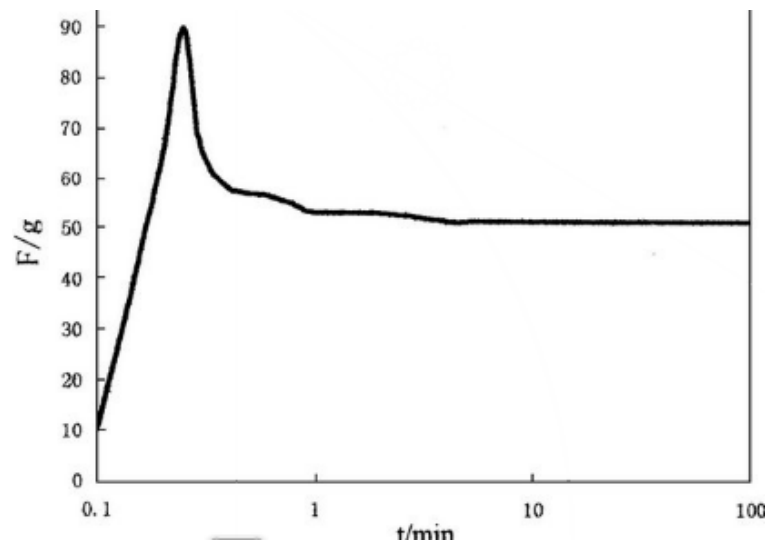
- 软组织是由各种具有特定功能的细胞、弹性纤维、胶原纤维、平滑肌和基质等构成的具有一定空间构形的复合体。（如血管、气管、肌肉和皮肤等）
- 软组织的力学性质主要取决于其各组分的力学性质，绝大多数具有粘弹性，这种粘弹性主要来源于胶原纤维和平滑肌。

2.1 软组织的材料特性

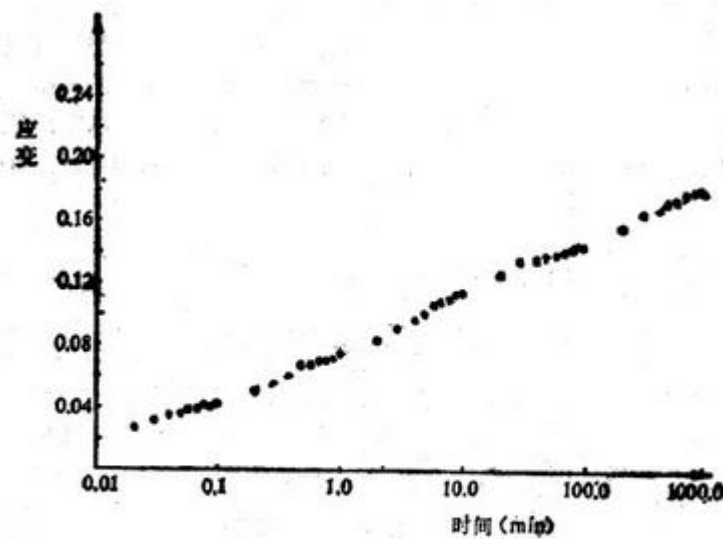
黏弹性的三个特点

- 应力松弛(stress relaxation): 瞬间将物体拉伸一长度, 而后观察其力的变化。
- 蠕变(creep): 瞬间施加一力到物体, 并观察该物体长度的变化。
- 滞后(hysteresis): 周期性的加载和卸载过程中, 加载和卸载时应力应变曲线不重合。

2.1 软组织的材料特性

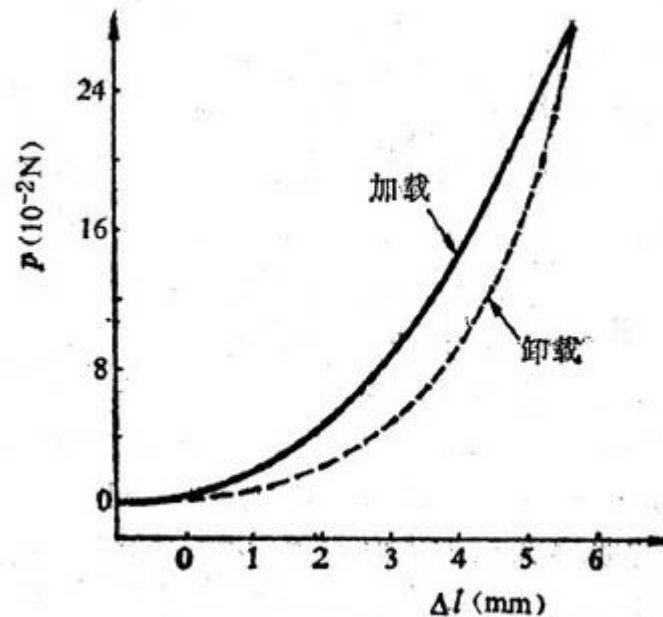


2.1 软组织的材料特性



兔心脏乳头肌蠕变曲线

2.1 软组织的材料特性



狗主动脉弓的载荷-伸长曲线

2.1 软组织的材料特性

- 拟弹性：软组织的应力应变关系特性和金属材料的塑性特性有所不同，完全消除载荷并经过一段时间后，能够恢复到原有形状而无明显残余变形。
- 多次循环加载和卸载循环后，加载和卸载曲线间的差别越来越小。
- 软组织的力学性质个体差异性较大，随着动物种类、年龄、经历等多因素而变化，还随着功能的需要变化。

2.2 血管的力学性质

● 血管组成的材料、结构

◆ 结构为多层复合、中空的管道。

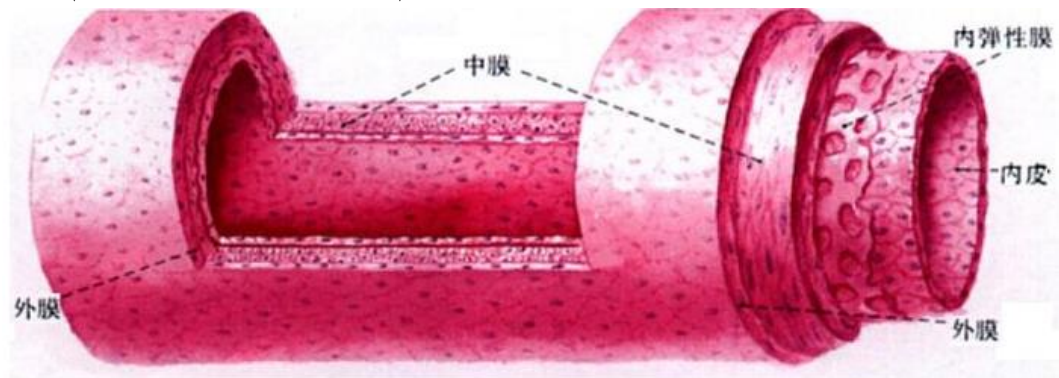
◆ 血管壁

内层——内皮细胞、基质膜

中层——弹性纤维、胶原纤维、
平滑肌

外层——
松散的结缔组织

血管的力学性质
主要取决于中层

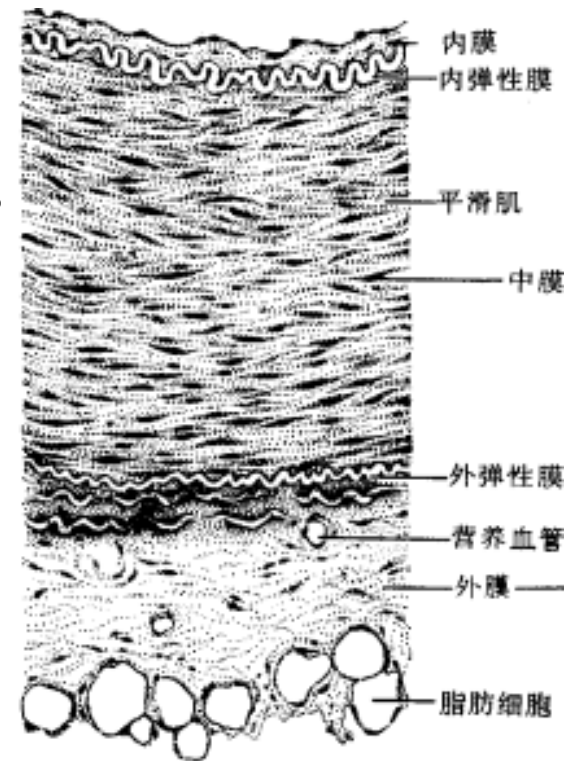


2.2 血管的力学性质

● 血管组成的材料、结构

◆ 中膜

位于血管中层。因血管种类不同，它的厚度和成分也不一样。大动脉血管以弹性膜为主。



2.2 血管的力学性质

- 弹性纤维、胶原纤维、平滑肌的空间结构

- ◆弹性纤维-存在裂隙

- ◆胶原纤维-皱成波纹状网络

- ◆平滑肌-螺旋状结构

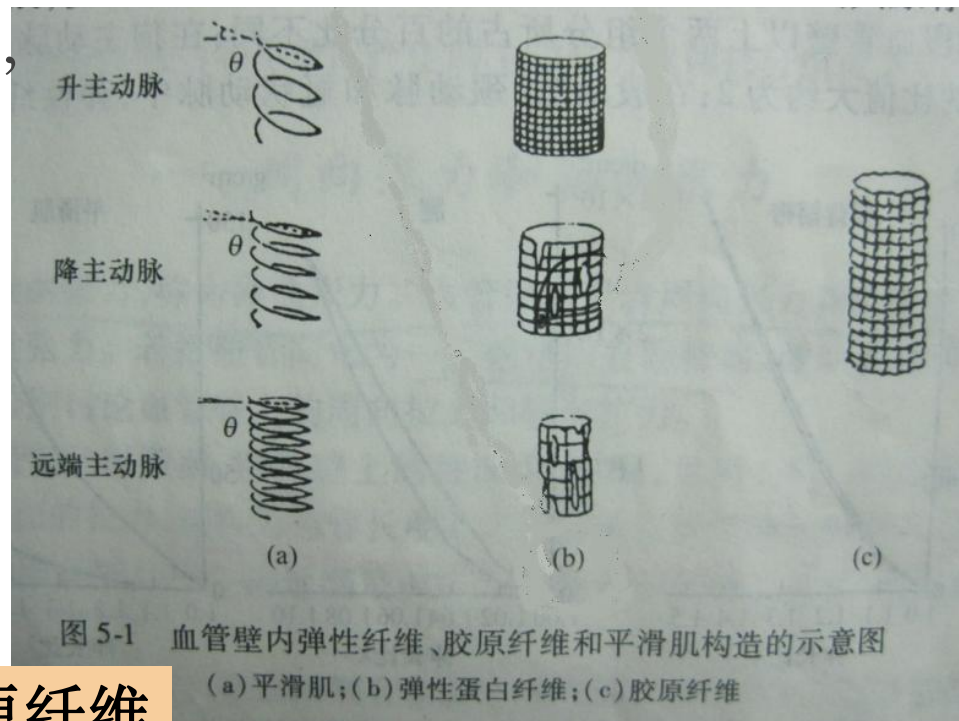
2.2 血管的力学性质

●弹性纤维、胶原纤维、平滑肌的空间结构

◆弹性纤维-网状结构，存在裂隙

◆胶原纤维-皱成波纹状网络结构

◆平滑肌-螺旋状结构



平滑肌<弹性纤维<胶原纤维

2.2 血管的力学性质

低应力下承载的主要是弹性纤维和平滑肌，高应力下主要的承载体是胶原纤维。

●胶原纤维

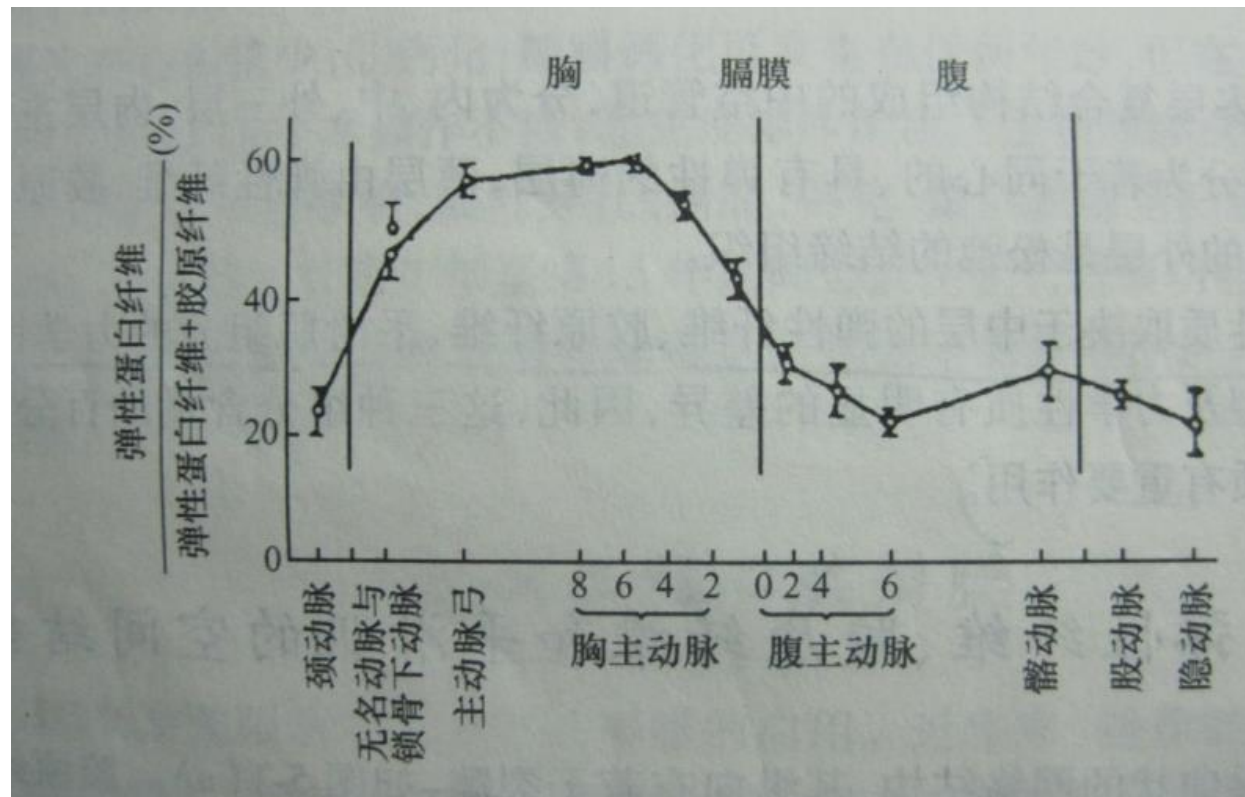
◆血管一般扩张压：不伸展

◆血管扩张一定程度：伸展到原有长度产生张力

◆继续扩张：产生极大张力，阻碍血管进一步扩张

2.2 血管的力学性质

- 弹性蛋白纤维和胶原纤维的含量



2.2 血管的力学性质

- 具有软组织的一般特性：应力松弛、蠕变、滞后等粘弹性。
- 弹性模量随载荷或变形量的增加而加大。
- 各向异性材料，周向抗载荷能力比轴向要强。

2.3 肌肉的力学性质

- 肌肉组织的肌细胞呈细丝状，称为肌纤维，其特征是能将化学能转变为机械能，使肌纤维缩短，产生收缩，以保证机体的各种运动。动物的肌肉分为3类：

- ◆骨骼肌（横纹肌）

- ◆心肌（横纹肌）

- ◆平滑肌

三类肌肉组织组成成分相同，收缩的生化机理相似，但在结构、功能和力学性质上有许多差异。

2.3 肌肉的力学性质

● 骨骼肌结构

肌纤维 (基本构造单位)
(肌内膜endomysium)



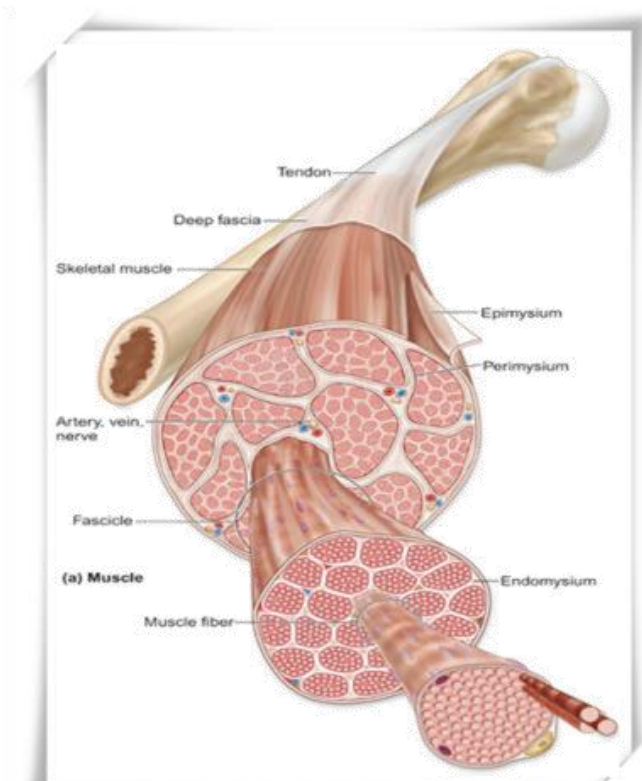
初级肌束 (primary bundle)
(肌束膜 (perimysium))



次级肌束(数十条初级肌束)



肌肉块 (肌外膜, epimysium)

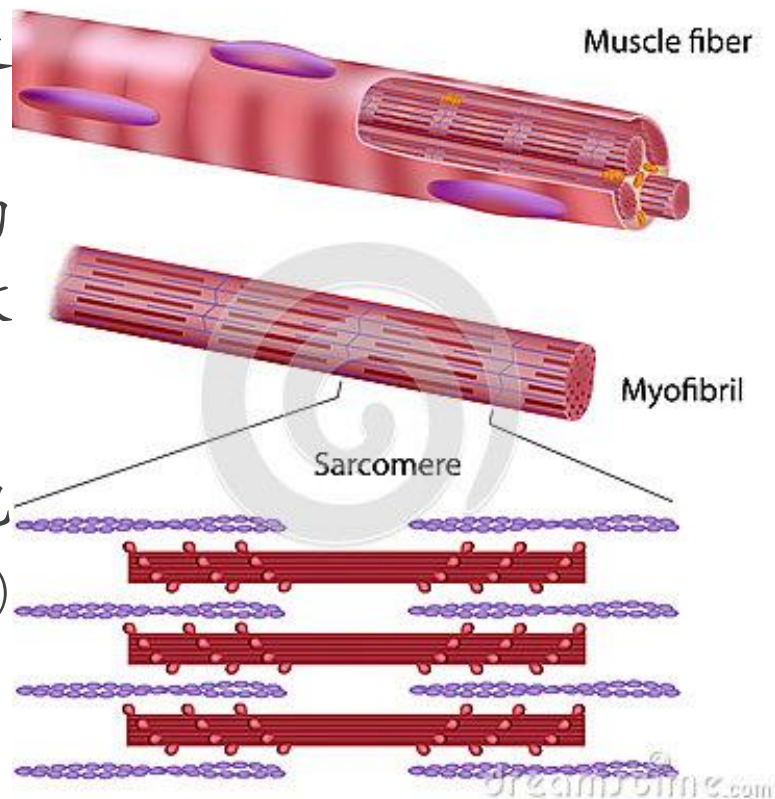


2.3 肌肉的力学性质

● 骨骼肌结构

◆ 肌纤维为基本单位，本身是一个细胞，含有多个细胞核，呈长圆柱形或棱柱形。直径约为 $10 \sim 60 \mu\text{m}$ ，长数毫米至数厘米，有时长30 cm。

◆ 骨骼肌细胞中含大量与细胞长轴平行的肌原纤维(myofibril)是 $1 \mu\text{m}$ 的圆柱形的结构。



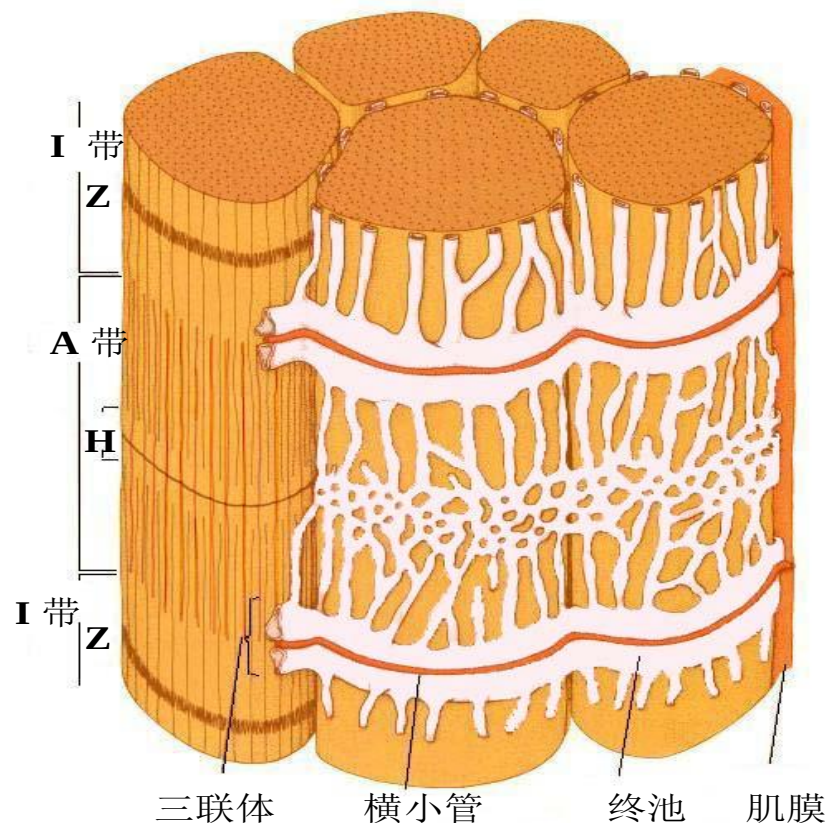
2.3 肌肉的力学性质

● 骨骼肌结构

◆ 肌原纤维由粗肌丝和细肌丝组装而成，粗肌丝的成分是肌球蛋白，细肌丝的主要成分是肌动蛋白。

◆ 肌原纤维有横纹，明带（I带）和暗带（A带），Z线和H线。

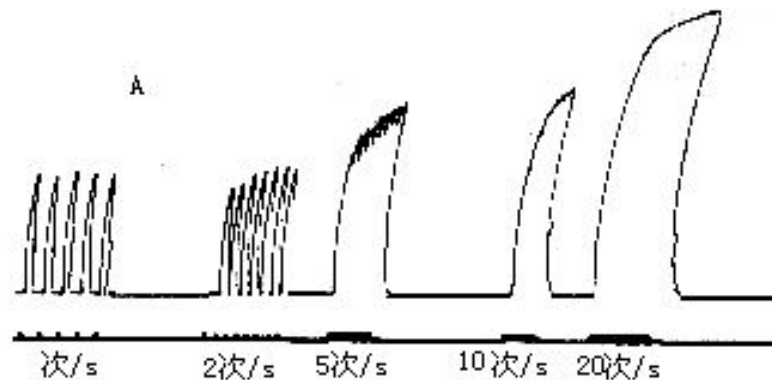
◆ 相邻两条Z线之间的一段肌原纤维称为肌节。



2.3 肌肉的力学性质

● 骨骼肌的特点

- ◆ 在电刺激或化学刺激下骨骼肌收缩产生张力。
- ◆ 其最大特点是刺激频率越高，产生张力越大。当频率足够高时，张力达到最大值，这种状态叫强缩。
- ◆ 在松弛态下应力很小，可忽略不计。



2.3 肌肉的力学性质

●Hill方程

上世纪30年代，Hill的经典性的工作奠定了骨骼肌力学的基础。他取青蛙的缝匠肌为试样，两端夹紧，保持肌肉的一定长度 L_0 。以足够高的频率和电压加电刺激，使挛缩产生张力 T_0 。然后将肌肉的一端松开，使其张力降为 T ($T < T_0$)，则肌肉纤维以速度 v 缩短。Hill 通过该方法测定 T 、 v 与 T_0 的关系，还测定了肌肉缩短时产生的热量，以及维持挛缩状态所需的热量。

2.3 肌肉的力学性质

●Hill方程

◆ Hill方程表明：在挛缩状态下，单位时间内从化学反应获得的机械能是常量。从力学观点来看，Hill方程描述了骨骼肌收缩时的力——速度关系。

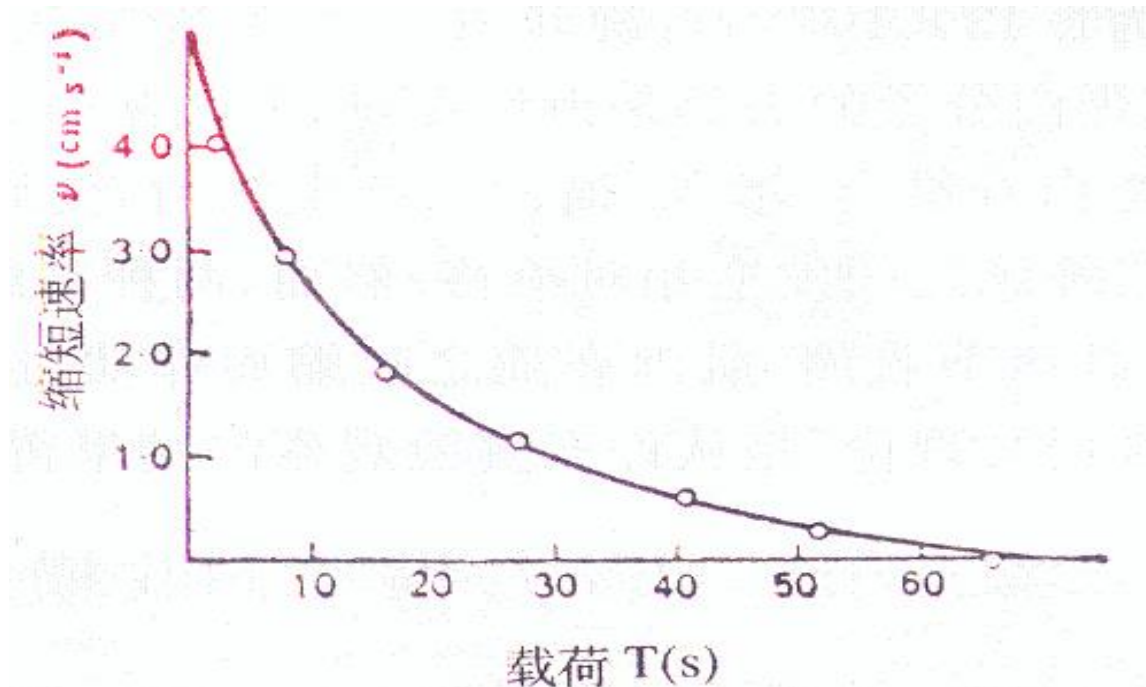
◆Hill 方程可写成如下形式：

$$\frac{v}{v_0} = \frac{1-T/T_0}{1+cT/T_0}, \text{ 其中 } c = T_0/a, a \text{ 为常数。}$$

当 $T=0$ 时， v 具有最大值 v_0 。

2.3 肌肉的力学性质

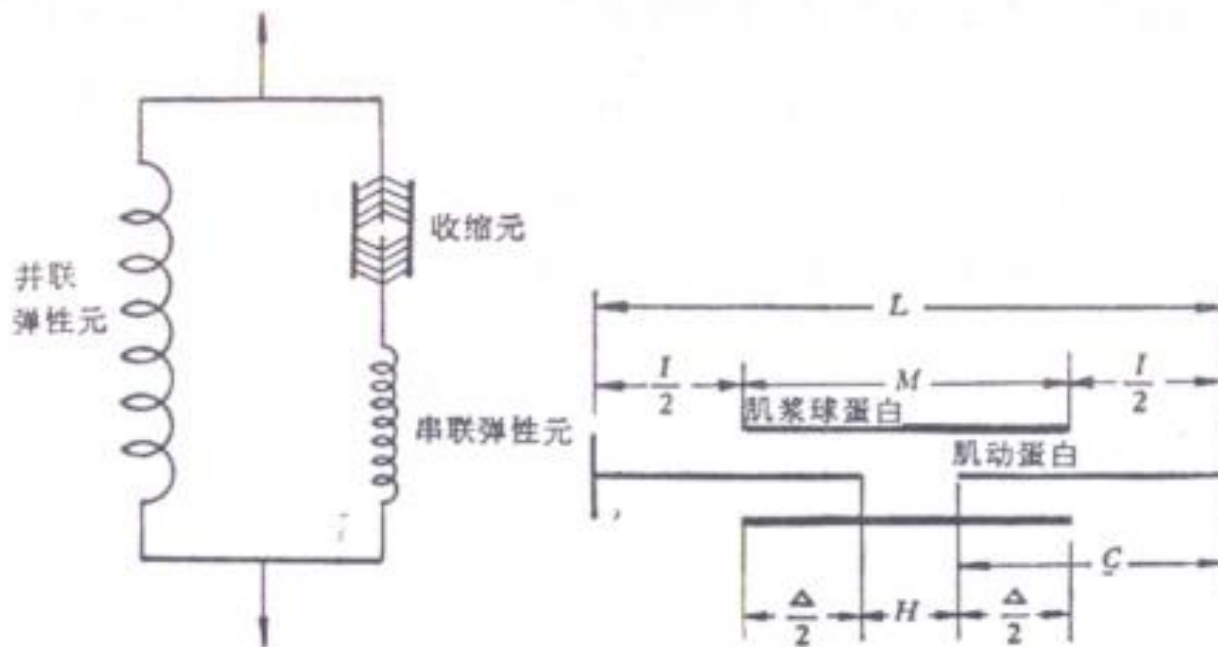
●Hill方程



挛缩状态的蛙缝匠肌快速释放实验中测得的等张收缩时 T , v 数据与 Hill 方程相比较（引自 Hill, 1938 年）

2.3 肌肉的力学性质

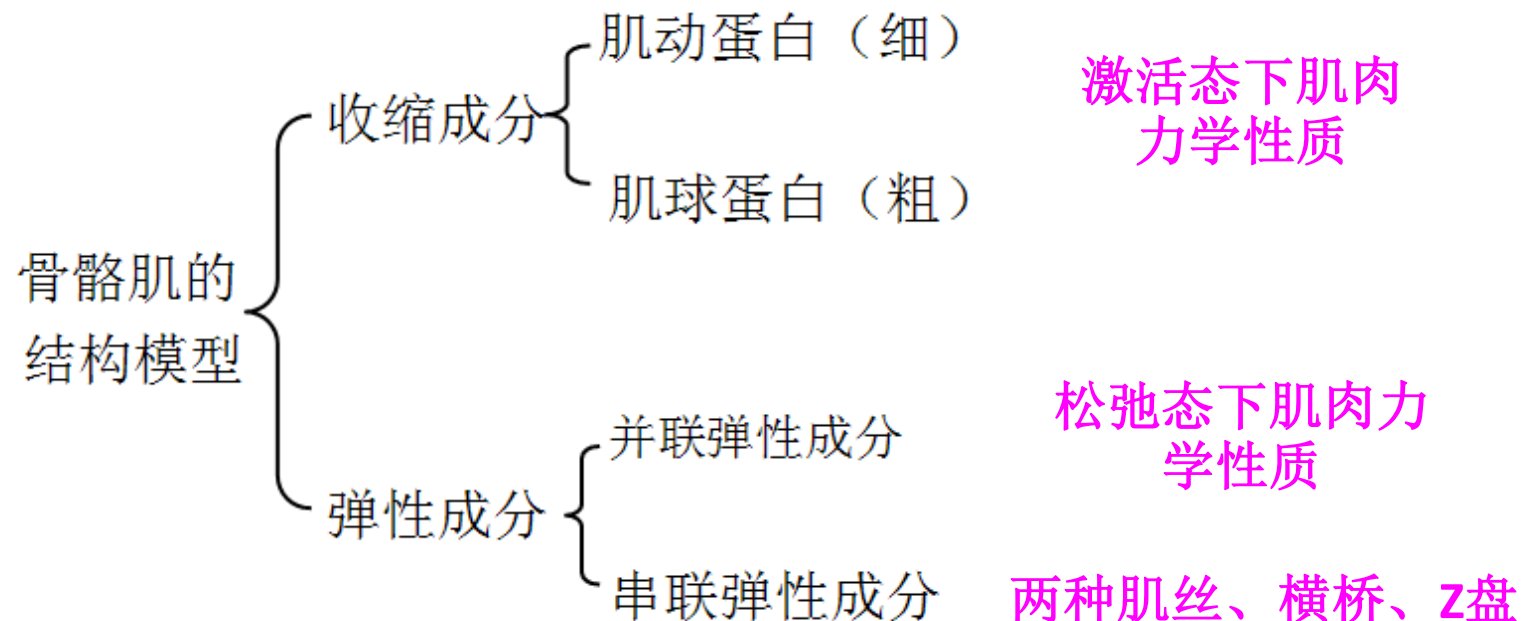
●Hill三元素模型



Hill三元素模型

2.3 肌肉的力学性质

●Hill三元素模型



2.3 肌肉的力学性质

●Hill三元素模型

1. 收缩元：代表可以相对滑动的肌浆球蛋白和肌动蛋白纤维丝，其张力与它们之间的横桥数目有关。松弛状态下，张力为零；
2. 串联弹性元：它表示肌浆球蛋白纤维、肌动蛋白纤维、横桥、z线以及结缔组织的固有弹性，设它是完全弹性体；
3. 并联弹性元：它表示静息状态下肌肉的力学性质。

2.3 肌肉的力学性质

●Hill三元素模型

几十年来的实践表明，对于骨骼肌的性质来说，Hill方程和Hill模型仍然是一种良好的近似。而且，到目前为止，这也是唯一可操作的模型。从实际应用的需要来看，对于骨骼肌来说，当务之急不在于新的、更完善的理论的探索和更完备的本构关系的寻求，而在于肌肉（肌群）力的在体无创监测方法的研究，这无论对于骨和关节的受力分析、骨折的治疗的方法选择和参数优化，以及运动生物力学等都有重大的实用意义。在这方面，Hill模型理论有可能发挥它的独特的作用。

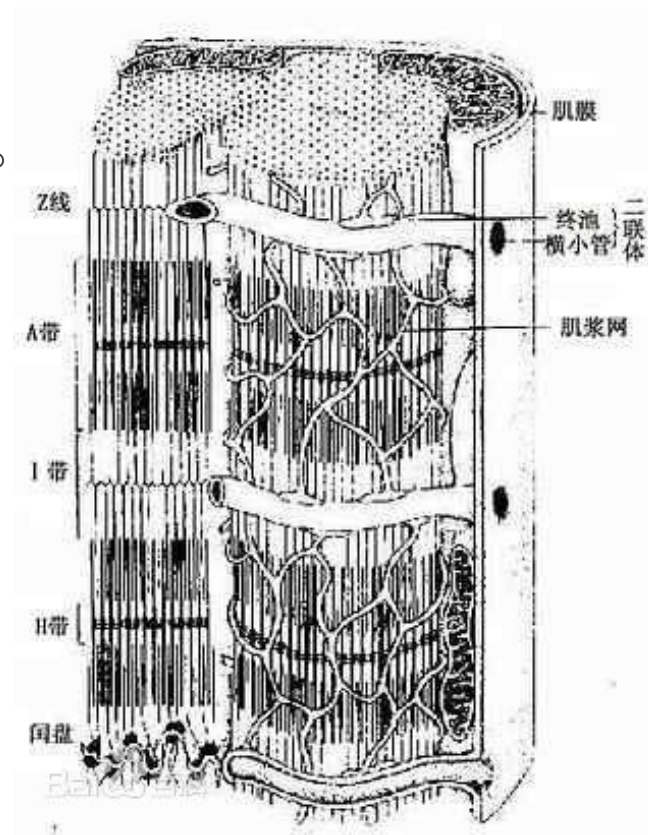
2.3 肌肉的力学性质

●心肌的构造

◆心肌细胞分布于心脏房、室壁上。

◆心肌细胞为短柱状，一般只有一个细胞核。心肌细胞之间有闰盘结构。该处细胞膜凹凸相嵌，并特殊分化形成桥粒，彼此紧密连接。

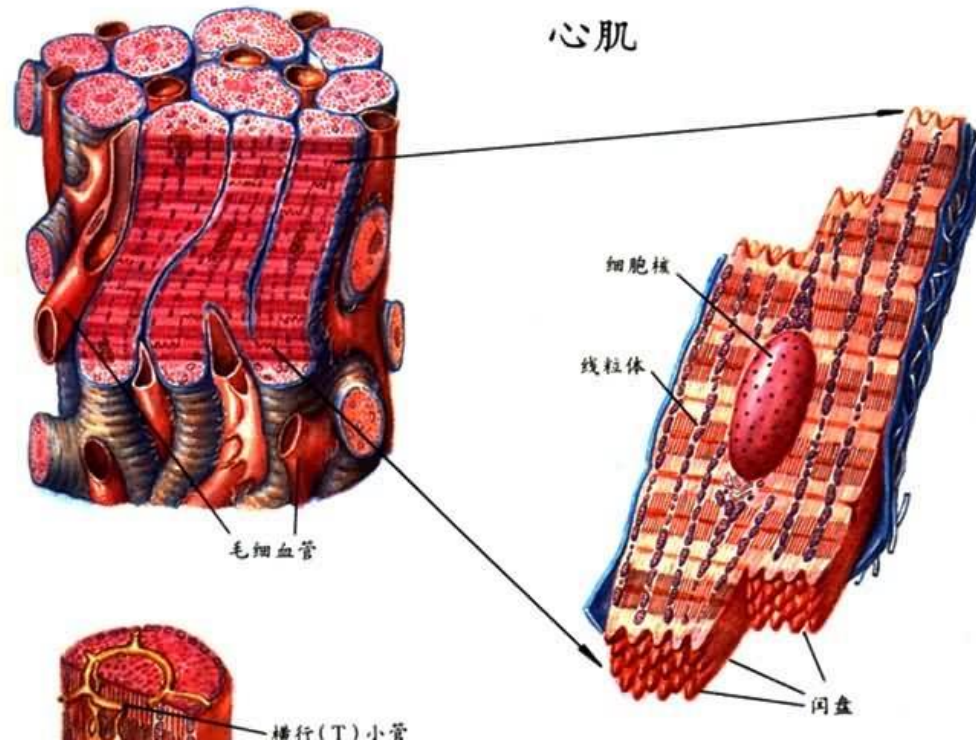
◆心肌细胞的直径比骨骼肌小，心肌细胞的肌节长度也比骨骼肌的肌节为短。



心肌纤维超微结构立体模式图

2.3 肌肉的力学性质

● 心肌的构造



2.3 肌肉的力学性质

●心肌的力学特点

形态和收缩原理上与骨骼肌相似。与骨骼肌的不同：

◆不停的收缩和舒张运动，时刻不能缺氧和营养。

◆节律性强，不允许挛缩（不能处于强直状态）。

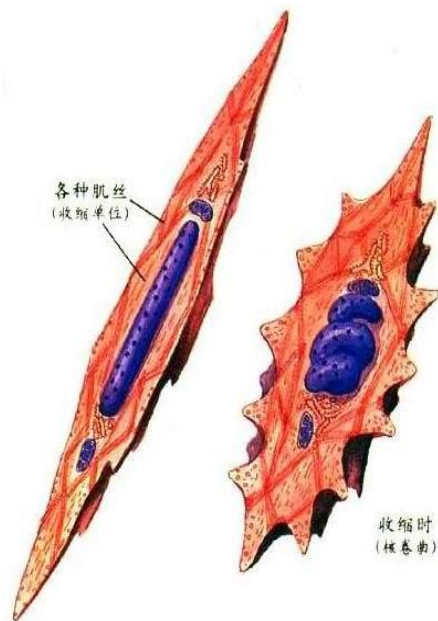
◆松弛状态心肌静息张力具有重要性。

◆心肌长度工作范围有限

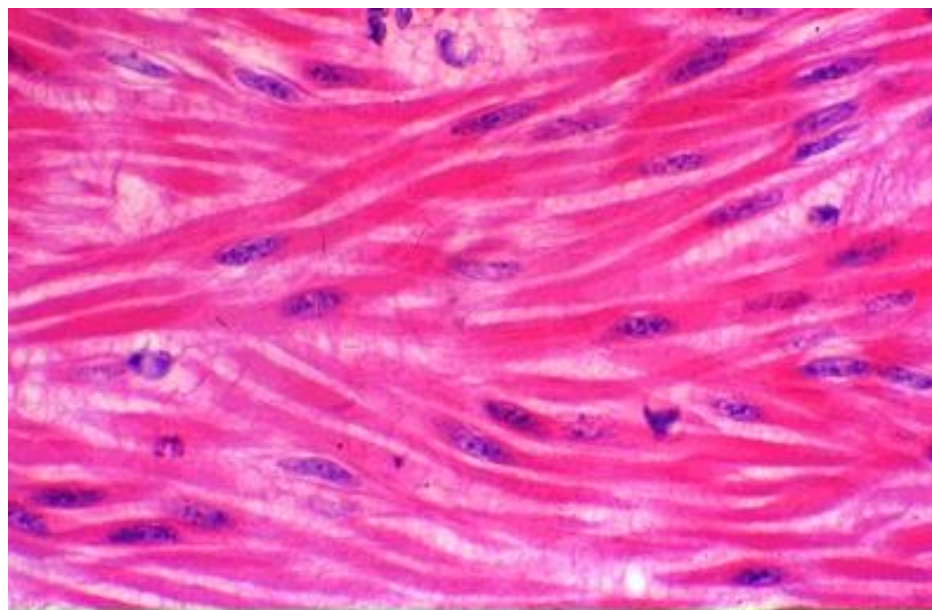
2.3 肌肉的力学性质

●平滑肌结构

◆梭形，一个细胞核，排列弯曲并纠缠在一起。



平滑肌细胞



2.3 肌肉的力学性质

- 平滑肌力学特点

- ◆平滑肌的运动不受自主神经控制。

- ◆不同器官中的平滑肌力学性质差异显著。

第3节 骨的力学性质

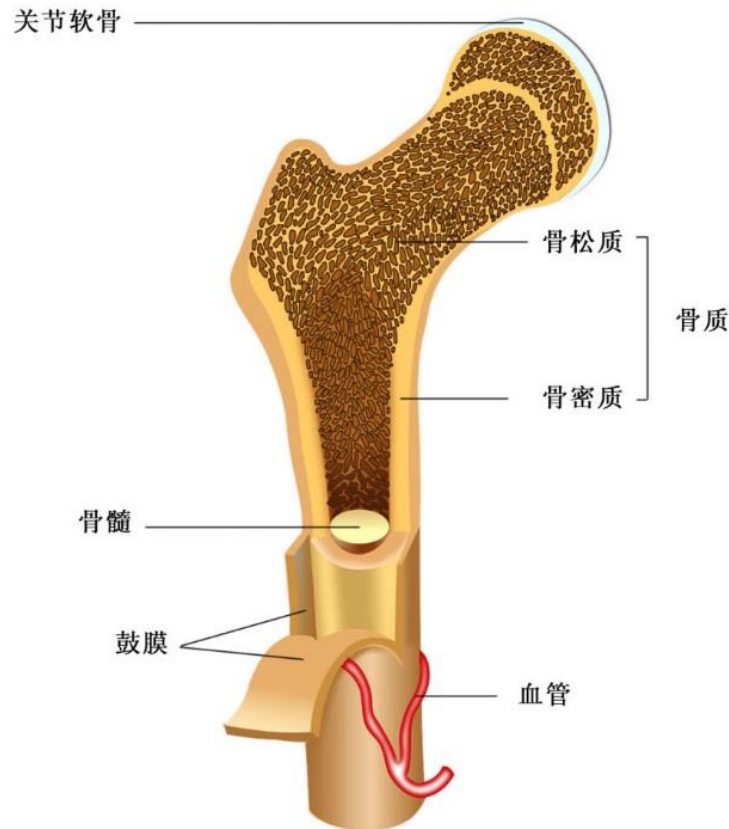
3.1 骨的基本结构与分类

3.2 骨的基本力学性质

3.3 骨的功能适应性

3.1 骨的基本结构与分类

● 骨的基本结构包括：骨膜、骨质和骨髓



◆骨膜：由结缔组织构成，分为骨外膜和骨内膜。

◆骨质：是骨的主要成分，分为骨松质和骨密质。

◆骨髓：分布在骨髓腔和骨松质的网眼里。

3.1 骨的基本结构与分类

●骨的分类

- ◆成人全身共有206块骨（东亚人只有204块骨头），根据具体的部位可分为中轴骨和四肢骨两部分。
- ◆中轴骨包括颅骨和躯干骨，四肢骨包括上肢骨和下肢骨。
- ◆其中，有颅骨29块、躯干骨51块、四肢骨126块。

3.1 骨的基本结构与分类

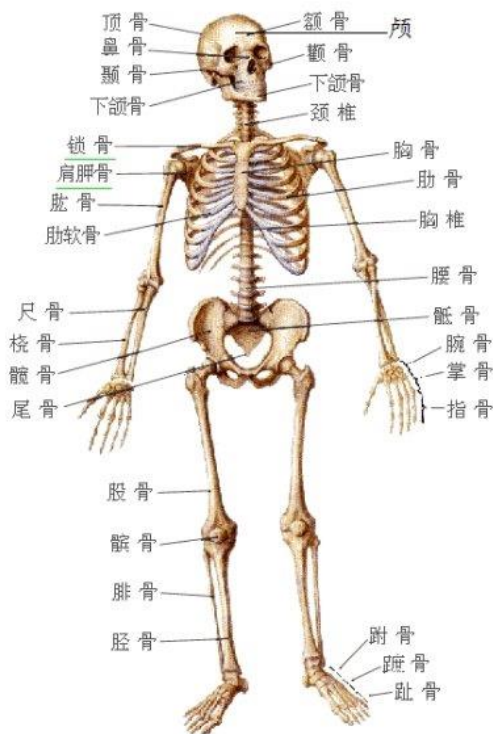
●骨的分类

Key Word:
206

中轴骨 四肢骨
颅骨 躯干骨

长骨
短骨
扁骨
不规则骨

表面形态
构造
化学成分
物理性质
发生与发育
可塑性与骨组织工程



	上肢骨	下肢骨
肢带骨	肩胛骨	髌骨
	锁骨	
自由肢骨	肱骨	股骨
	桡骨	胫骨
	尺骨	腓骨
	腕骨	跗骨
	掌骨	跖骨
	指骨	趾骨

3.2 骨的基本力学性质

- 有一定的硬度；
- 具有很高的抗拉、压性能；
- 干燥骨抗拉强度提高，但变脆。而鲜骨的最大应变可达1.2%；
- 骨的应变很小，可用Cauchy应变描述；
- 从骨的结构而言，经过生物优化过程，具有最优的力学性能，既优化为最大的强度、最省的材料、最轻的重量。

3.2 骨的基本力学性质

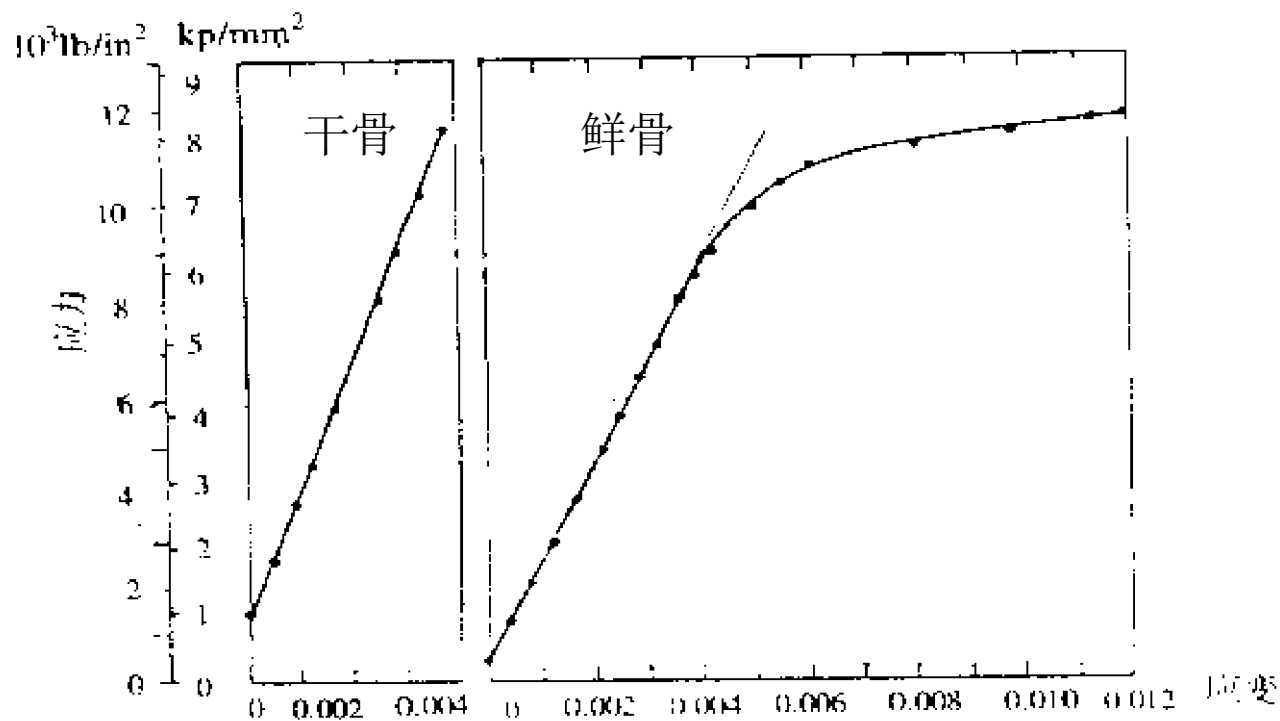


图3-1 人股骨单轴拉伸实验结果 (取自 Evans, 1969年)

3.2 骨的基本力学性质

- 骨力学特性的基本概念

- ◆ 强度：抵抗破坏的能力

- 抗张强度、抗压强度、弯曲强度

- ◆ 刚度：抵抗变形的能力

- ◆ 稳定性：保持相对位置的能力

- ◆ 弹性模量、韧性、应力—应变曲线

3.2 骨的基本力学性质

●骨的力学性能特点

◆有生命

◆非均匀、各向异性的复合材料

◆接近于工程材料，用工程学方法分析骨的力学性能

◆骨的可塑性：在生长、发育过程中，由于各种条件的影响使得骨的形态有所改变。

◆骨的粘弹性：在外力作用下，骨产生的形变与时间相关。

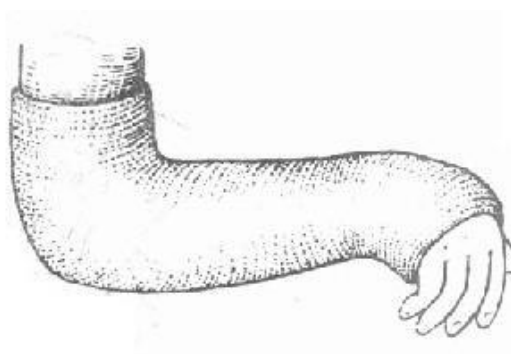
3.3 骨的功能适应性

- 应力对骨的改变、生长和吸收起着调节作用
- 应力过低或过高都会使骨逐渐萎缩
- 从骨的结构而言，经过生物优化过程，具有最优的力学性能，既优化为最大的强度、最省的材料、最轻的重量。

3.3 骨的功能适应性

● Wolf定律

◆活体骨按其所受应力而改变成分、内部结构以及外部形态——重建（内部重建、表面重建）



第4节 血液的流动性质

4.1 流体的黏性

4.2 血液的黏度

4.3 Casson方程

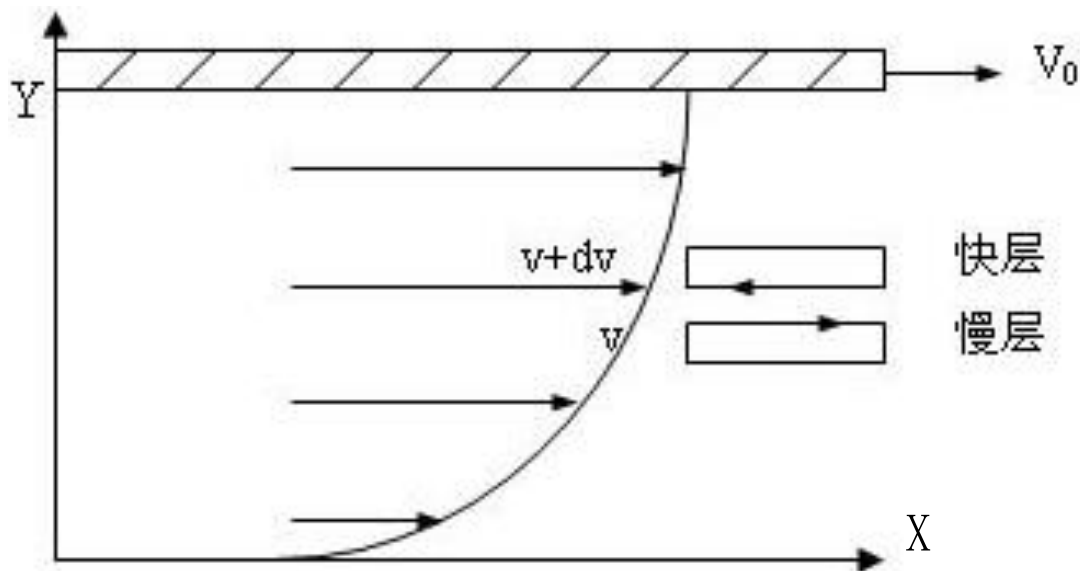
4.4 血液在刚性圆管中的层流流动

4.5 血液流变学的医学应用

4.1 流体的黏性

● 牛顿实验

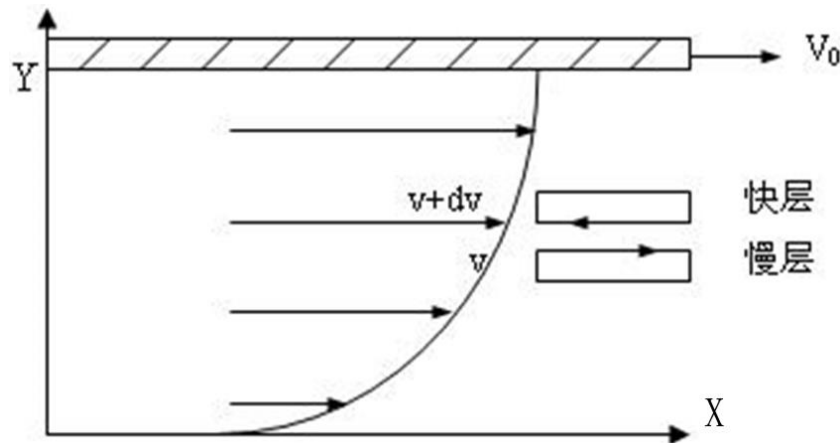
两无限大平行平板之间充满了静止的液体。将下板固定，对上板施加一恒定外力，使上板以速度 v_0 沿 x 方向作匀速运动。



4.1 流体的黏性

● 牛顿实验

发现：紧靠上板的液体粘附在其表面上而与之以相同的速度 v_0 向前运动；紧靠下板的液体，也因粘附作用而与下板一起保持不动，而两板之间的液体，则由于粘滞作用，从上到下速度逐渐由大变小，直至为零。



剪应变率：

$$\dot{\gamma} = \frac{dv}{dy}$$

4.1 流体的黏性

● 牛顿内摩擦定律

流体相对运动时所引起的摩擦力：

- ◆ 与两层流体的速度梯度（剪应变率 $\dot{\gamma}$ ）成正比；
- ◆ 与两层流体的接触面积（A）成正比；
- ◆ 与流体物性有关：黏性系数（ η ）

牛顿内摩擦力：

$$F = \eta \frac{dv}{dy} A = \eta \dot{\gamma} A$$

剪应力：

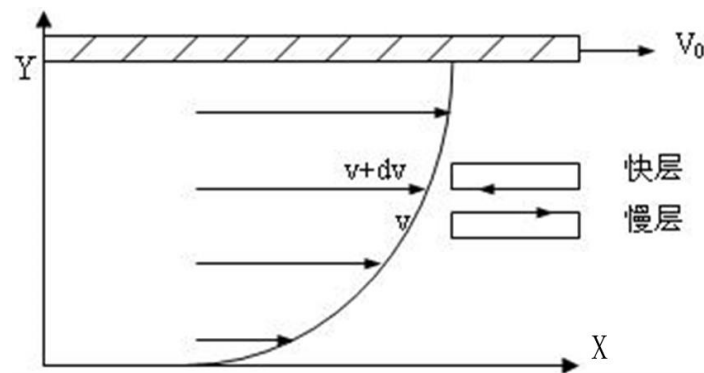
$$\tau = \frac{F}{A} = \eta \dot{\gamma}$$

4.1 流体的黏性

●黏性产生的原因

◆流体分子间存在吸引力，速度较快的流体层会拖着慢层向前运动；

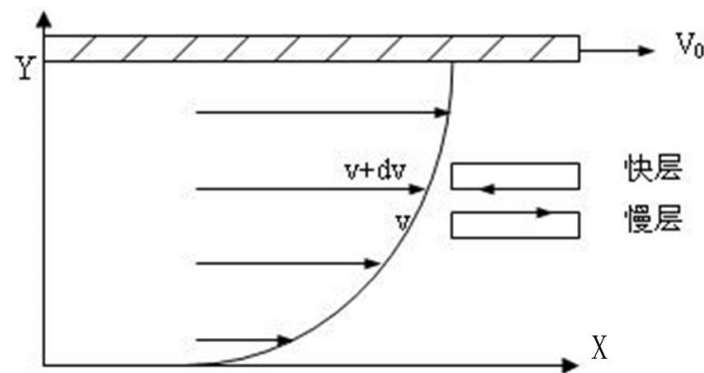
◆速度较快的流体层中的流体，其在 x 方向的动量也大，该层流体分子中的一部分由于无规则热运动进入速度较慢的流体层，通过碰撞将动量传递给后者，使其产生一个加速力；



4.1 流体的黏性

●黏性产生的原因

- ◆同时，运动较慢的流体层亦有同样数量分子进入运动较快的流体层，而对后者产生一个大小相等、方向相反的减速力；
- ◆这种传递一层一层进行，直至壁面。流体向壁面传递动量的结果是产生了壁面处的摩擦力。



4.1 流体的黏性

●黏性系数 (η)

◆又称为黏度，其物理意义表示速度梯度为1时，单位受力面积上流体层之间内摩擦力的大小。显然，流体黏度是衡量流体黏性大小的一个物理量。

◆单位： $\text{N}\cdot\text{s}/\text{m}^2$ ($\text{Pa}\cdot\text{s}$) 。

4.1 流体的黏性

●影响流体黏度的因素

流体黏度的数值随流体种类不同而不同，并随压强、温度变化而变化。

◆1) 流体种类。一般地，相同条件下，液体的黏度大于气体的黏度。比如，常温、常压下水的黏度系数为 $1.01\text{E-}3\text{Pa}\cdot\text{s}$ ，空气为 $1.8\text{E-}5\text{Pa}\cdot\text{s}$ 。

◆2) 压强。对常见的流体，如水、气体等，黏度值随压强的变化不大，一般可忽略不计。

4.1 流体的黏性

●影响流体黏度的因素

流体黏度的数值随流体种类不同而不同，并随压强、温度变化而变化。

◆3) 温度是影响黏度的主要因素。当温度升高时，液体的黏度减小，气体的黏度增加。

a.液体：内聚力是产生黏度的主要因素，当温度升高，分子间距离增大，吸引力减小，因而使剪切变形速度所产生的切应力减小，所以黏度系数值减小。

b.气体：气体分子间距离大，内聚力很小，所以黏度主要是由气体分子运动动量交换的结果所引起的。温度升高，分子运动加快，动量交换频繁，所以黏度系数值增加。

4.1 流体的黏性

●理想流体:

- ◆当流体的粘性很小时,或运动的相对速度不大时,所产生的粘性力与其他类型的力相比可忽略不计,可以把流体看成是无粘的,叫做理想流体。
- ◆剪应力和剪应变率成正比（黏性系数 η 为常数）的流体,叫牛顿流体。
- ◆凡是剪应力与剪应变率不符合不符合正比关系的流体均称为非牛顿流体。

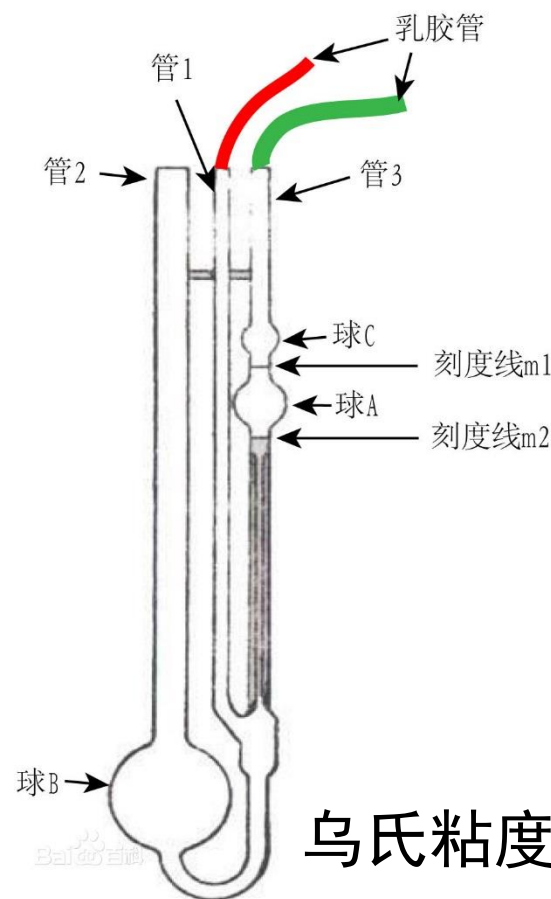
4.1 流体的黏性

●测定流体黏度的方法:

◆毛细黏度计。当液体在毛细管黏度计内因重力作用而流出时遵守 Poiseuille 定律。

◆Couetter黏度计。

◆锥—板黏度计。



4.2 血液的黏度

●血液的组成

血液是流动在人的血管和心脏中的一种红色不透明的粘稠液体。包括细胞和液体两部分。

◆细胞：红细胞和白细胞和血小板三类

◆液体：血浆，除含有大量水分以外，还有无机盐、纤维蛋白原、白蛋白、球蛋白、酶、激素、各种营养物质、代谢产物等

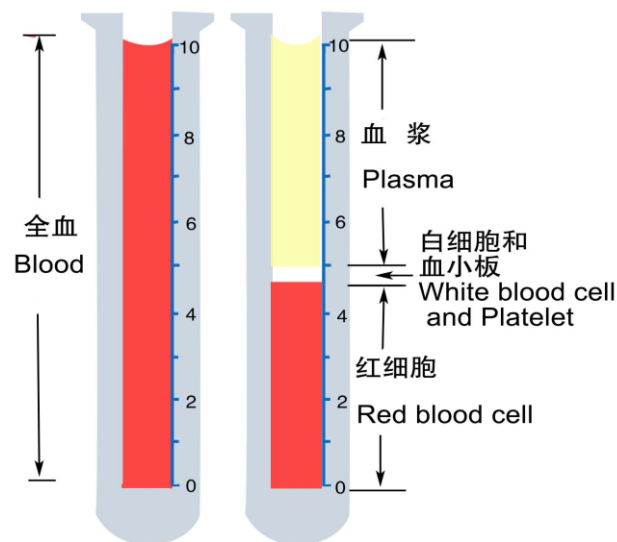


图 - 血液的组成示意图

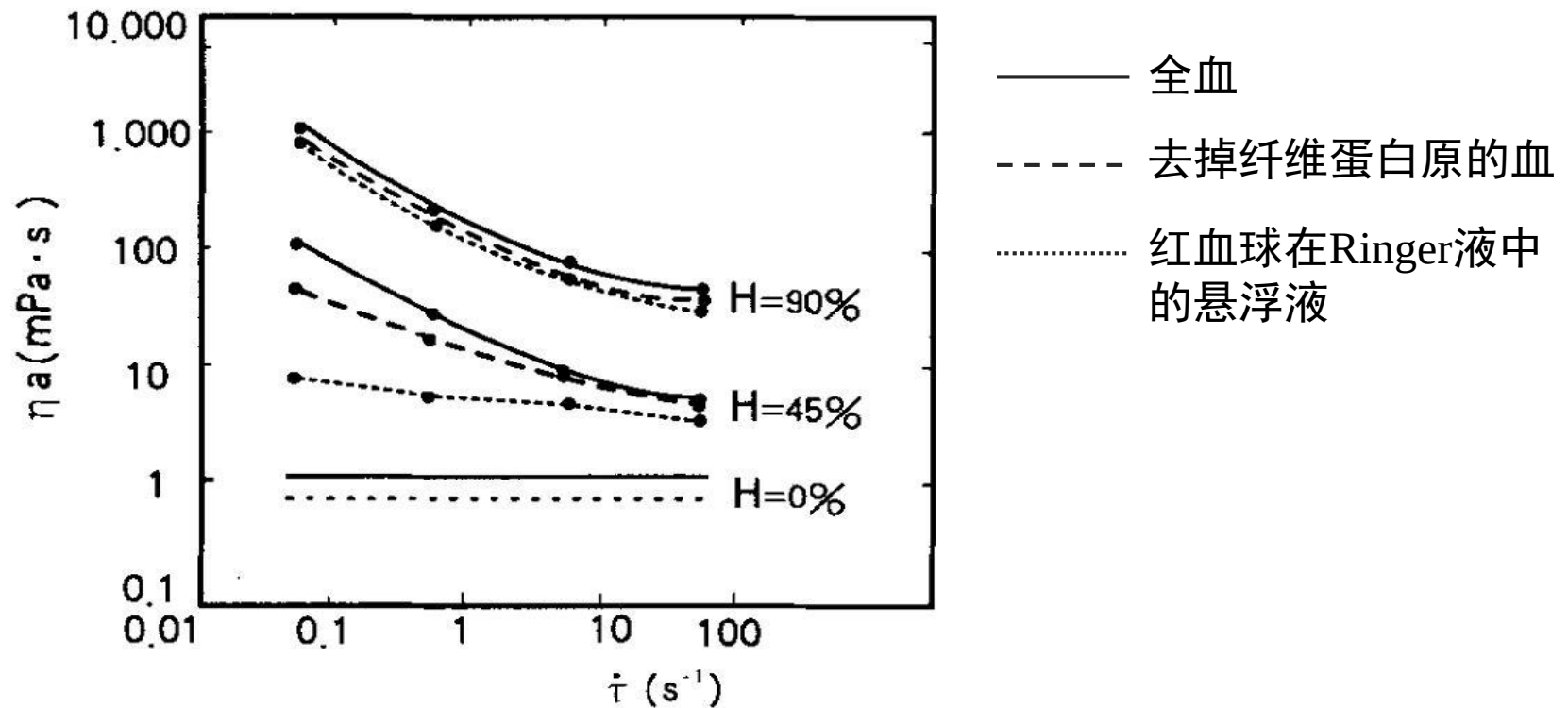
4.2 血液的黏度

●血液的流动性质

- ◆正常血浆是牛顿流体，黏度值通常为1.2cP。
- ◆由于血细胞的存在，血液的黏度随剪应变率的变化而变化，属于非牛顿流体。
- ◆剪应变率 $\dot{\gamma}$ 增大，黏度 η 降低。
- ◆红血球浓度（血球比 H ）越大，黏度 η 越高。

4.2 血液的黏度

● 血液的流动性质



4.3 血液的Casson方程

●Casson方程

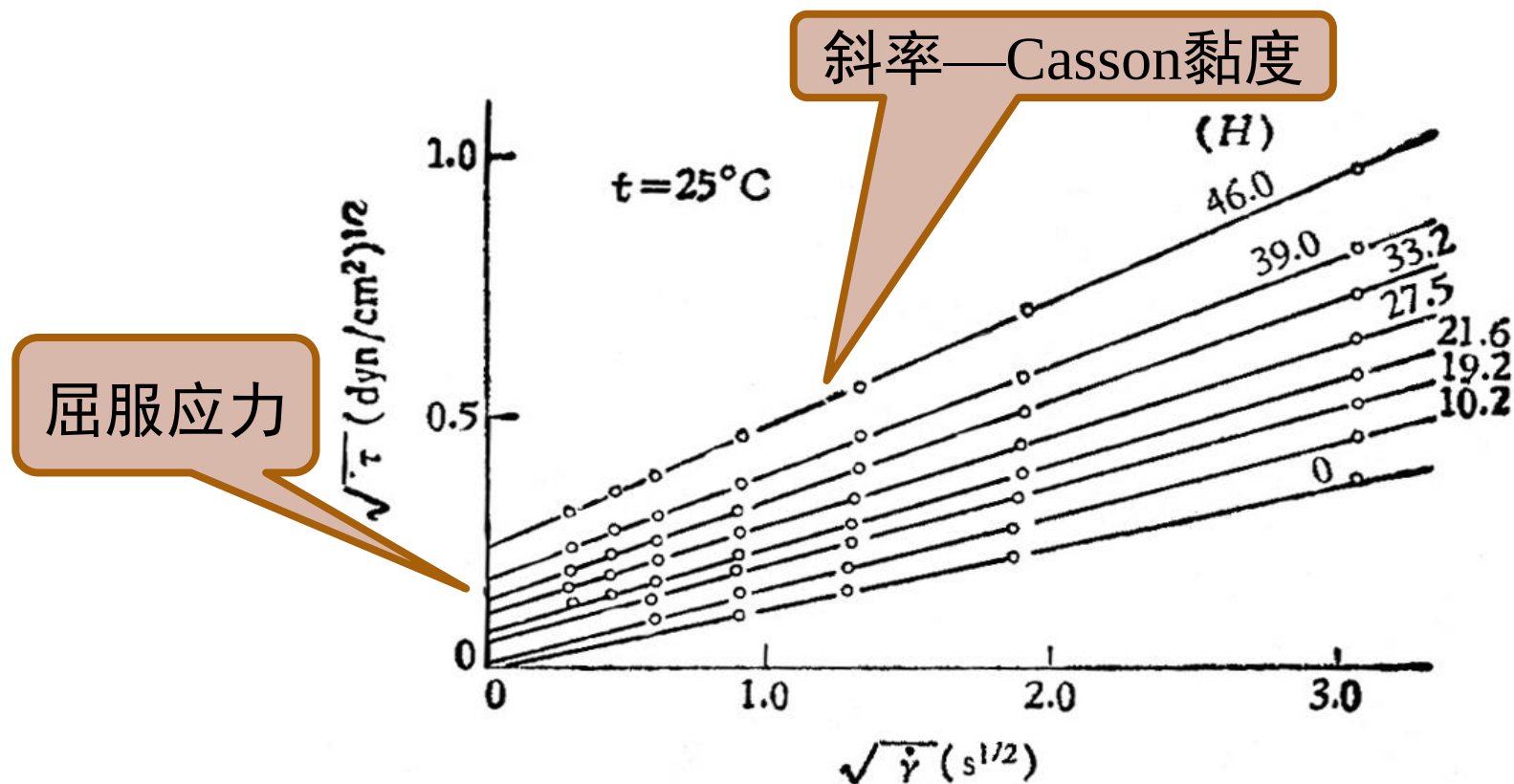
Chien其人通过试验，发现血液的流变特性可以通过以下本构方程（即剪应力与剪应变率关系）来描述：

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\eta_c} \sqrt{\dot{\gamma}} + \sqrt{\tau_y}$$

上式称为Casson方程。其中， τ_y 称为Casson屈服应力， η_c 称为Casson粘度，均为常数。

4.3 血液的Casson方程

● Casson方程



4.3 血液的Casson方程

●参数的意义:

◆屈服应力 (τ_y) : 使血液开始流动性所需要的最小剪切应力，对于人体全血而言，只有施加于血液的剪切应力达到一定值时，才能消除其内部对抗并开始流动。当血液内部剪切应力低于 τ_y 时，血液犹如固体，只会变形不会流动。

◆血液流变学数据统计分析统计表明，屈服应力与全血低剪切黏度相关性十分显著，故与红细胞聚集性有关。

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\eta_c} \sqrt{\dot{\gamma}} + \sqrt{\tau_y}$$

4.3 血液的Casson方程

●参数的意义:

◆Casson黏度 (η_c) : 随着剪切率的增加, 红细胞缃钱状聚集体逐渐瓦解直至完全分散, 血液表观粘度降低, 剪切率继续增大, 红细胞可被拉长, 顺着流线运动, 血液粘度进一步降低, 但降低不是无止境的, 达到一个极限值或最低值, 就是Casson黏度。

◆Casson黏度与全血黏度的高剪切黏度相关性非常显著, 故与红细胞的变形性有关。

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\eta_c} \sqrt{\dot{\gamma}} + \sqrt{\tau_y}$$

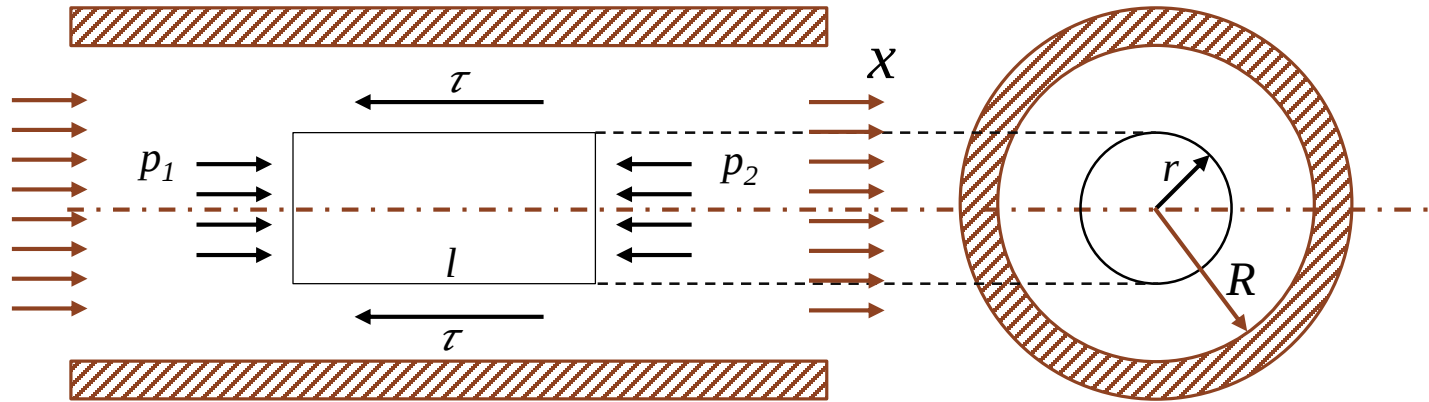
4.4 血液在刚性圆管中的层流流动

- 流体在刚性圆管中的层流模型

- ◆ 假设管壁是刚性的，边界上径向流动速度为零；
- ◆ 假设管壁处无滑动条件成立，即管壁处血液相对于壁的速度为零；
- ◆ 假设管导足够长，可以不考虑端头，流动是定常层流。轴向流速 u 仅为半径 r 的函数。

4.4 血液在刚性圆管中的层流流动

● 流体在刚性圆管中的层流模型



剪切力与压力平衡，可得：

$$\tau \cdot 2\pi r l = \tau A_1 = -\Delta p A_2 = -\frac{dp}{dx} l \cdot \pi r^2$$

因此，半径 r 处的剪切力 $\tau = -\frac{r}{2} \frac{dp}{dx}$

4.4 血液在刚性圆管中的层流流动

- 牛顿流体的流速分布和流量计算

对于牛顿流体有, $\tau = -\frac{r}{2} \frac{dp}{dx} = \eta \frac{du}{dr}$

p 与 r 无关, 积分得, $u = -\frac{r^2}{4\eta} \frac{dp}{dx} + C$

存在边界条件, 当 $r = R$ 时, 流速 $u = 0$, 代入可得

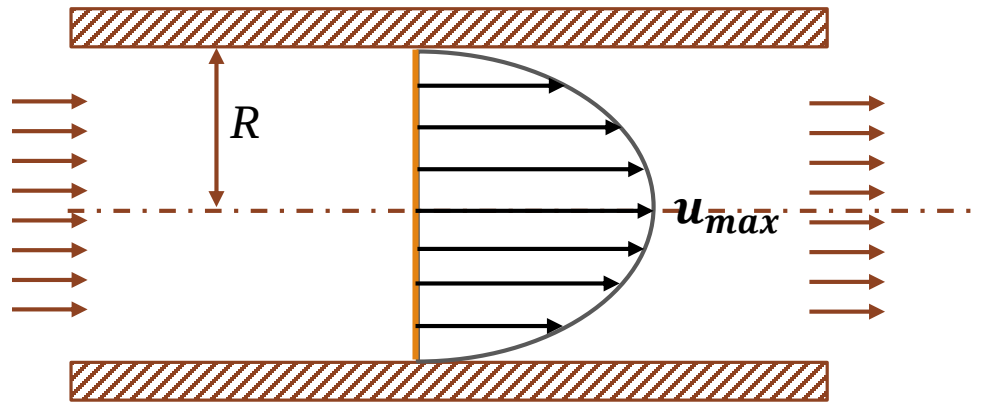
$$u = \frac{1}{4\eta} (R^2 - r^2) \frac{dp}{dx}$$

4.4 血液在刚性圆管中的层流流动

● 牛顿流体的流速分布和流量计算

牛顿流体的速度沿径向呈抛物线分布

$$u = \frac{1}{4\eta} (R^2 - r^2) \frac{dp}{dx}$$



当 $r = 0$ 时,

$$u_{max} = \frac{R^2}{4\eta} \frac{dp}{dx}$$

u 对 r 求导,

$$\dot{\gamma} = \frac{du}{dr} = -\frac{r}{2\eta} \frac{dp}{dx}$$

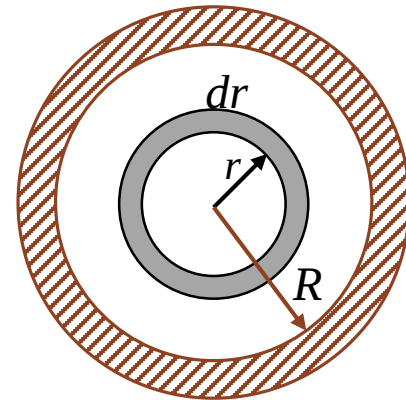
4.4 血液在刚性圆管中的层流流动

- 牛顿流体的流速分布和流量计算

流量Q为,
$$Q = \int_0^R u \cdot 2\pi r dr$$

代入流速,
$$u = \frac{1}{4\eta} (R^2 - r^2) \frac{dp}{dx}$$

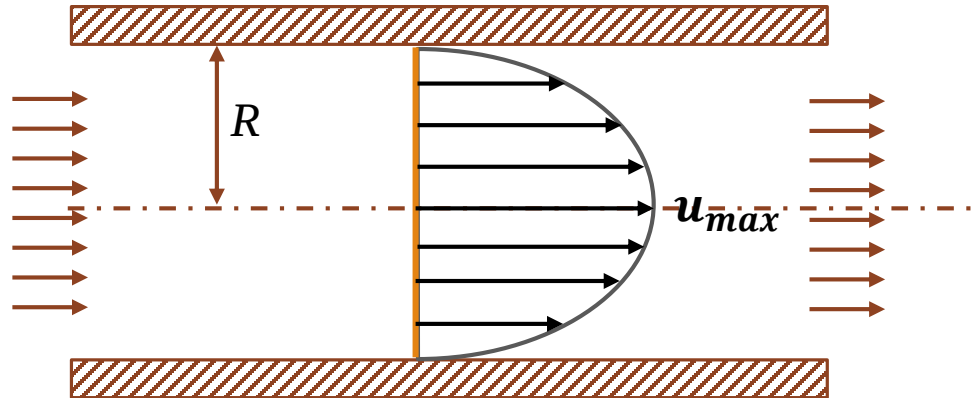
计算可得:
$$Q = \frac{\pi R^4}{8\eta} \frac{dp}{dx}$$



4.4 血液在刚性圆管中的层流流动

● Casson流体的流速分布和流量计算

$$\dot{\gamma} = \frac{du}{dr} = -\frac{r}{2\eta} \frac{dp}{dx}$$



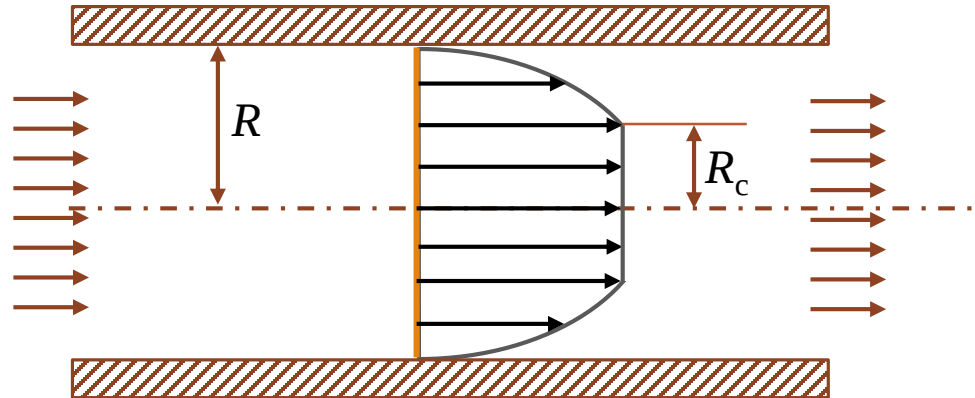
- ◆ 血管壁附近剪应变率较高，可看成是牛顿流体；
- ◆ 管中心区域剪应变率趋于0，非牛顿性表现明显；
- ◆ 整个血管近似服从Casson方程。

4.4 血液在刚性圆管中的层流流动

● Casson流体的流速分布和流量计算

◆ 当 $r \geq R_c$ 时，剪应力服从公式2-10；

◆ 当 $r < R_c$ 时，剪应力小于屈服应力 τ_y 。



当 $r = R$ 时，

$$\tau_w = -\frac{R}{2\eta} \frac{dp}{dx}$$

当 $r = R_c$ 时，剪应力为屈服应力

$$\tau_y = -\frac{R_c}{2\eta} \frac{dp}{dx}$$

4.4 血液在刚性圆管中的层流流动

● Casson流体的流速分布和流量计算

当 $R_c \leq r \leq R$ ，可利用Casson方程计算速度

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\eta} \sqrt{\dot{\gamma}} + \sqrt{\tau_y}$$

代入 $\tau = -\frac{r}{2} \frac{dp}{dx}$ ，可得
$$\sqrt{-\frac{r}{2} \frac{dp}{dx}} = \sqrt{\eta} \sqrt{\frac{du}{dr}} + \sqrt{\tau_y}$$

积分后得：

$$u = \frac{1}{4\eta} \frac{dp}{dx} \left(R^2 - r^2 - \frac{8}{3} (R^{3/2} - r^{3/2}) \sqrt{R_c} + 2R_c(R - r) \right)$$

4.4 血液在刚性圆管中的层流流动

● Casson流体的流速分布和流量计算

当 $0 \leq r \leq R_c$ ，可近似等于 R_c 处速度

$$u = \frac{1}{4\eta} \frac{dp}{dx} \left(R^2 - \frac{8}{3} R^{3/2} \sqrt{R_c} + 2R_c R - \frac{1}{3} R_c^2 \right)$$

流量 Q 可通过两部分分别计算得，

$$Q = \frac{\pi R^4}{8\eta} \frac{dp}{dx} F(\delta)$$

$$F(\delta) = 1 - \frac{16}{7} \sqrt{\delta} + \frac{4}{3} \delta - \frac{1}{21} \delta^4 \quad \delta = \left(\frac{2\tau_y}{R} \right) \left(\frac{dp}{dx} \right)^{-1}$$

4.5 血液流变学的医学应用

血液的静力学特性和流动特性与人的生理活动和病变有着密切的关系，在解释生理现象、疾病的诊断和治疗上做出了重要贡献。

应用得最多的是血液的黏度改变来诊断疾病。如红细胞增多症、冠心病、镰形血红蛋白病和糖尿病时,构成血液的各种微观组成成分的改变,主要是红细胞的系列特性的改变,是引起血液黏度异常的最直接因素,也是导致血液循环和微循环障碍以及组织或器官的缺血、缺氧和功能、代谢失调等一系列异常的原因。

第5节 心脏、动脉和静脉中的血液动力学

5.1 心脏力学

5.2 动脉中的血液流动

5.3 静脉中的血液流动

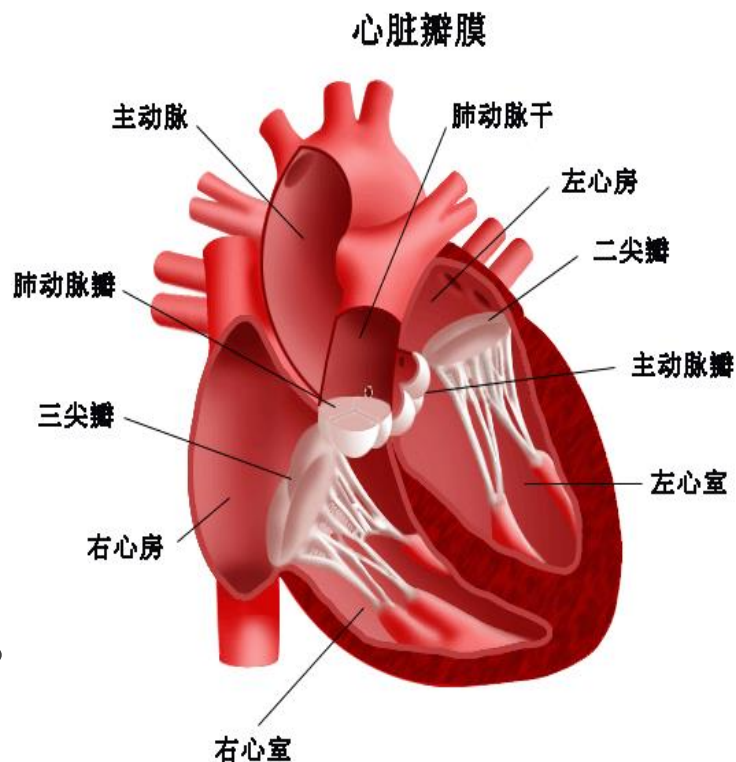
5.1 心脏力学

●心脏的结构

◆心脏有四个腔:左心房、右心房、左心室、右心室;

◆心室出入口处都有瓣膜。左心室的入口处有二尖瓣,出口处有主动脉瓣,右室的入口有三尖瓣,出口处有肺动脉瓣;

◆心脏肌肉壁由冠状动脉供血。



5.1 心脏力学

●心脏搏动的力学过程

◆心搏周期（cardiac cycle）：心脏每收缩和舒张一次构成一个心动周期。一个心动周期中首先是两心房收缩，其中右心房的收缩略先于左心房。心房开始舒张后两心室收缩，而左心室的收缩略先于右心室。在心室舒张的后期心房又开始收缩。

◆一个心搏周期可分为4个时期：

- 1、心室充盈期；
- 2、等容收缩期；
- 3、射血期；
- 4、等容舒张期。

5.1 心脏力学

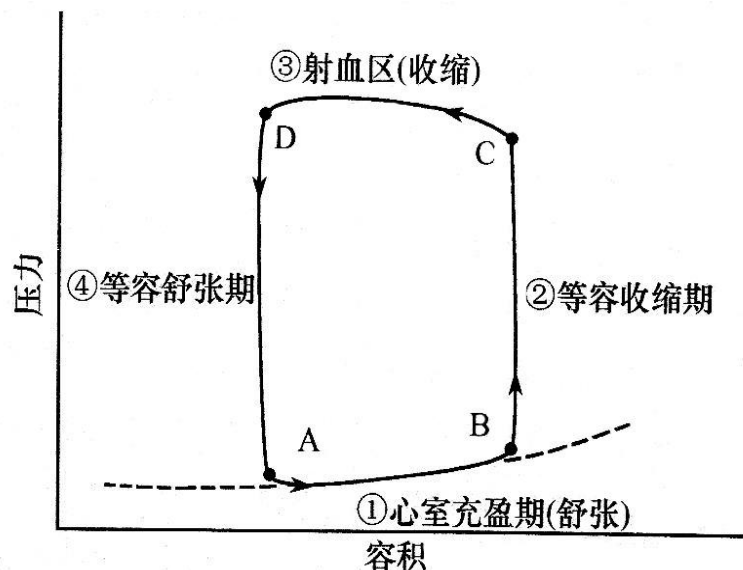
●心脏搏动的力学过程

◆1、心室充盈期（AB）：

心脏舒张，心肌松弛。积聚在心房和大静脉的血液迅速冲进心室。

◆2、等容收缩期（BC）：

心肌收缩，心室内压力迅速提高，在C点打开主动脉瓣。



5.1 心脏力学

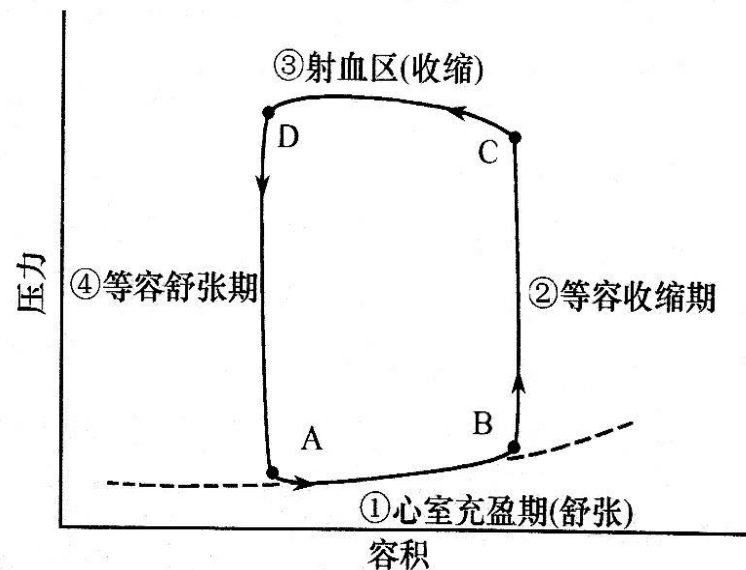
●心脏搏动的力学过程

◆3、射血期（CD）；

血液射入主动脉和肺动脉并很快达到最大速率。然后心室收缩力量和室内压开始减小，在D处主动脉瓣关闭。

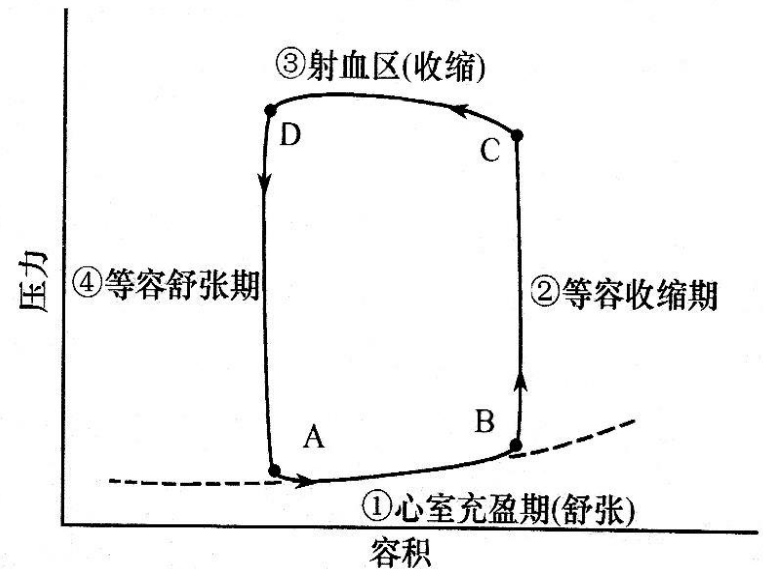
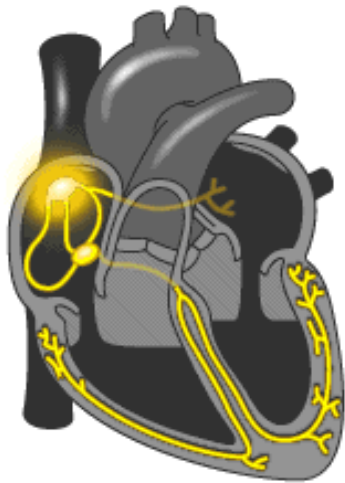
◆4、等容舒张期（DA）。

心肌松弛，心室内压继续下降，在A点房室瓣开放。



5.1 心脏力学

●心脏搏动的力学过程



5.1 心脏力学

●心脏泵功能的评价指标

◆1、心输出量

指每分钟左心室或右心室射入**主动脉或肺动脉**的血量。

◆2、心脏指数

由心脏泵出的血容量（升/分钟）除以体表面积（平方米）得出的数值。

◆3、射血分数

每搏输出量占心室舒张末期容积量的百分比。

5.2 动脉中的血液流动

●动脉的顺应性

◆动脉管壁富有弹性，当动脉管内的压力 p 增大时，动脉管会扩张，其容积 V 增大，动脉管的容积一般可表示为压力的函数 $V=V(p)$ 。

◆为表征动脉管内压力与其管腔容积之间的关系，引入动脉的顺应性(arterial compliance)作为指标。

$$C = \frac{dV}{dp}$$

5.2 动脉中的血液流动

●动脉的顺应性

◆度量动脉可扩张能力的指标，它表示动脉内压力改变一个单位，对应的动脉管腔容积的变化量。动脉的顺应性C值越大，说明同一压力变化所引起的动脉管腔容积的变化量也越大。即动脉的可扩张能力越大。

$$C = \frac{dV}{dp}$$

5.2 动脉中的血液流动

●动脉的顺应性

实验表明，不同种类的动物，由于其体态差异较大，对应于同一动脉管段的压力-容积曲线也有明显的差异。动脉的压力-容积之间的实验数据一般都可用指数函数拟合..

$$V = ae^{bp} + D$$

不同种类的生物，系数a会有明显区别，但系数b基本保持不变。

$$C = \frac{dV}{dp} = abe^{bp}$$

由于系数a,b都是负值，因此血压p越高，顺应性C越小。

5.2 动脉中的血液流动

●动脉的顺应性

对应于血压 $p = 0$ 的顺应性， C_0 叫做零压顺应性。这是一个反映血管固有扩张能力的量。

表 3-2-2 不同种类动物的零压顺应性和系数 b [4]

	鼠 ($n = 11$)	兔 ($n = 12$)	狗 ($n = 9$)
体重(kg)	0.57	2.30	20.0
主动脉弓长(mm)	11.2	17.2	60.9
系数 b (mmHg)	-0.011	-0.010	-0.009
零压顺应性 C_0 (ml/mmHg)	0.003 9	0.012 0	0.349 6

注： n 为测量例数；顺应性单位 $\text{ml/mmHg} = \text{mm}^3 / (\text{mm} \times 13.6 \times 10^3 \text{kg/m}^3) = 7.5 \times 10^{-9} \text{m}^3/\text{Pa}$

5.2 动脉中的血液流动

- 圆管中的血液层流

由弹性圆管的定常层流解，可得 p - Q 的关系：

$$\frac{24c_2\eta L}{\pi R_0^4} Q = \frac{1}{[1 - c_2 p(0)]^3} - \frac{1}{[1 - c_2 p(L)]^3}$$

$$\text{其中, } c_2 = \frac{R_0}{Eh}$$

这说明 Q 和压力 p 的关系是非线性的。

5.2 动脉中的血液流动

- 圆管中的血液层流

如果考虑管直径与压力为线性关系：

$$R(x) = R_0 + \alpha p$$

边界条件 $x = 0$ 时， $R(x) = R_0$ ，可得

$$-\frac{40\eta\alpha}{\pi}QL = R_0^5 - [R(L)]^5$$

由于 $R_0 > R(L)$ ，所以的变化对流量的影响远大于。即进口端变形的影响比出口端的影响要大得多。

5.2 动脉中的血液流动

●血管中的紊流（湍流、乱流或扰流）

速度、压强等流动要素随时间和空间作随机变化，质点轨迹曲折杂乱、互相混掺的流体运动。当雷诺数大，意味着惯性占主要地位，流体呈紊流。相同流量下紊流需要更高的压力。

雷诺数是一种可用来表征流体流动情况的无量纲数，以 Re 表示，

$$Re = \rho v r / \eta$$

其中 v 、 ρ 、 η 分别为流体的流速、密度与黏性系数， r 为管道半径。利用雷诺数可区分流体的流动是层流或湍流。

5.2 动脉中的血液流动

● 血管中波的传播

根据一维情况下的波动方程，血管中的波速取决于血管与血液的几何特性和材料特性：

$$c = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho R}}$$

考虑液体流动，假定血管平衡半径及杨氏模量变化极小，可以忽略。则上下游波传播速度分别为：

$$c_{\text{up}} = c - V \quad c_{\text{down}} = c + V \quad V \text{为血液流速}$$

5.2 动脉中的血液流动

- 实际血管中血液流动需考虑的因素

- ◆ 血管截面收缩的影响；
- ◆ 管路进出口的影响；
- ◆ 管路的弯曲；
- ◆ 血液黏性和管壁粘弹性的影响；
- ◆ 血流对血管壁的影响。

5.3 静脉中的血液流动

● 静脉血流与动脉血流的不同

- ◆ 血液在静脉内的压力低于同一高度动脉内的压力，甚至低于大气压力；
- ◆ 血管壁较薄，管截面的面积变化与动脉相比较较大；
- ◆ 静脉流方向都是从外周流向心脏的；
- ◆ 除腔静脉外，静脉内有瓣膜，以防止血液倒流；
- ◆ 静脉血管的截面刚度较小，很容易被管外压力压塌，会产生可塌陷管的失稳现象。

5.3 静脉中的血液流动

● 静脉血管在外压下的稳定性

忽略静脉截面几何变化的影响，由弹性稳定理论分析，对于长度比直径大得多的直圆管，不失稳的情况下所能承受的最大内外压差为：

$$\Delta p = \frac{Eh^3}{4(1 - \mu^2)R^3}$$

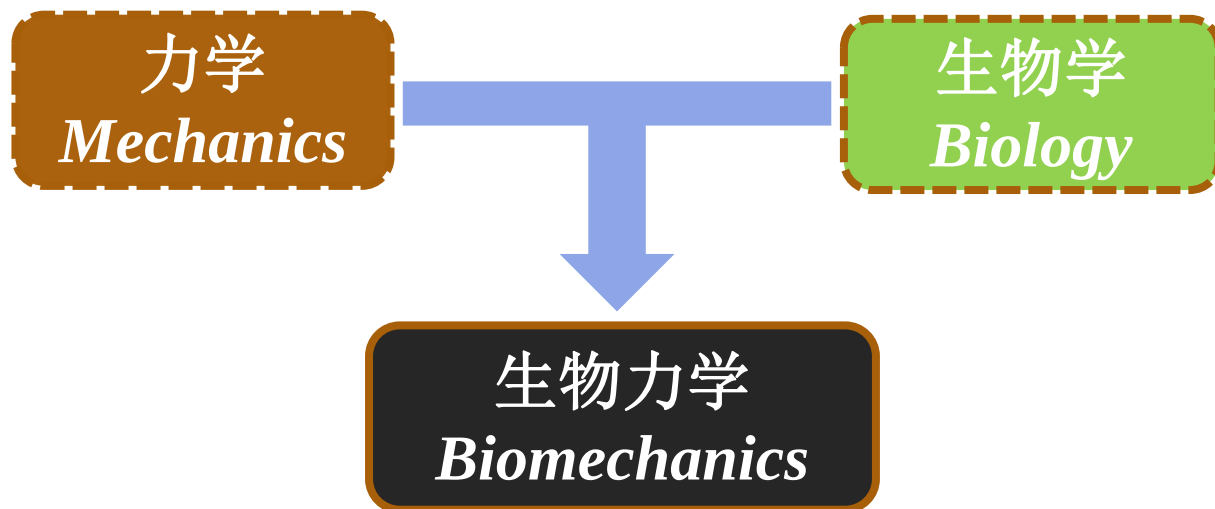
E 为血管单向拉伸下的弹性模量， μ 血管材料的泊松比， h 血管壁厚度， R 血管半径。

当血管承受压力大于 Δp 时，血管就会出现塌陷。

本章重点回顾

1. 生物力学的概念

- 力学：研究物体变形和运动的科学。
- 生物学：研究生命的生长和衰亡的科学。



应用力学的原理和方法研究生物体中的力学问题的科学

2. 生物力学的研究内容

分类I:

- 生物固体力学

骨，口腔，软组织等

- 生物流体力学

血液，组织液等

- 生物材料力学

- 运动生物力学

多刚体，体育，步态等

分类II:

- 心血管血流动力学

- 骨及软组织生物力学

- 口腔生物力学

- 细胞力学

- 康复工程中的生物力学

-

3. 生物力学的研究方法

- 应用解剖学确定研究对象的几何特征；
- 应用材料力学的方法，确定研究对象的力学特性，给定本构关系（组织材料的变形和引起变形的力之间的函数关系，是材料的固有力学特性）；
- 建立力学模型，导出微分方程或微分-积分方程；
- 给出解（解析、数值、近似解等）；
- 建立相应的实验方案，进行在体、离体实验；
- 反复对比修正，以期得到有临床价值的结果。

4. 黏弹性的三个特点

- 应力松弛(stress relaxation): 瞬间将物体拉伸一长度, 而后观察其力的变化。
- 蠕变(creep): 瞬间施加一力到物体, 并观察该物体长度的变化。
- 滞后(hysteresis): 周期性的加载和卸载过程中, 加载和卸载时应力应变曲线不重合。

5. 血管的力学性质

- 具有软组织的一般特性：应力松弛、蠕变、滞后等粘弹性。
- 弹性模量随载荷或变形量的增加而加大。
- 各向异性材料，周向抗载荷能力比轴向要强。

6. 骨骼肌的力学特点

- ◆在电刺激或化学刺激下骨骼肌收缩产生张力。
- ◆其最大特点是刺激频率越高，产生张力越大。
当频率足够高时，张力达到最大值，这种状态叫挛缩。
- ◆在松弛态下应力很小，可忽略不计。

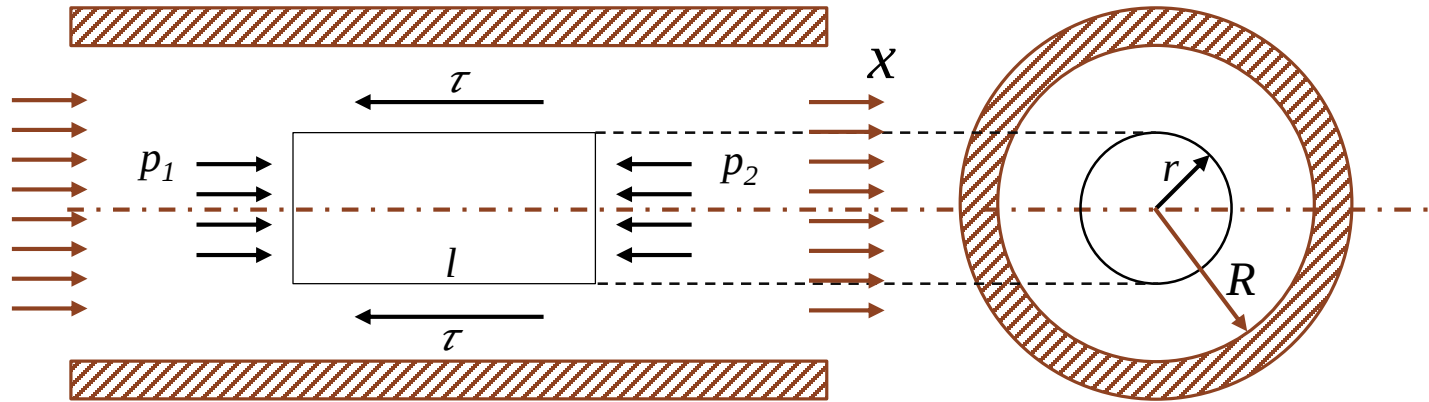
7. 骨的力学性能特点

- ◆有生命
- ◆非均匀、各向异性的复合材料
- ◆接近于工程材料，用工程学方法分析骨的力学性能
- ◆骨的可塑性：在生长、发育过程中，由于各种条件的影响使得骨的形态有所改变。
- ◆骨的粘弹性：在外力作用下，骨产生的形变与时间相关。

8. 血液的流动性质

- ◆ 正常血浆是牛顿流体，黏度值通常为1.2cP。
- ◆ 由于血细胞的存在，血液的黏度随剪应变率的变化而变化，属于非牛顿流体。
- ◆ 剪应变率 $\dot{\gamma}$ 增大，黏度 η 降低。
- ◆ 红血球浓度（血球比 H ）越大，黏度 η 越高。

9. 牛顿流体的流速分布和流量计算



剪切力与压力平衡，可得：

$$\tau \cdot 2\pi r l = \tau A_1 = -\Delta p A_2 = -\frac{dp}{dx} l \cdot \pi r^2$$

因此，半径 r 处的剪切力 $\tau = -\frac{r}{2} \frac{dp}{dx}$

9. 牛顿流体的流速分布和流量计算

对于牛顿流体有, $\tau = -\frac{r}{2} \frac{dp}{dx} = \eta \frac{du}{dr}$

p 与 r 无关, 积分得, $u = -\frac{r^2}{4\eta} \frac{dp}{dx} + C$

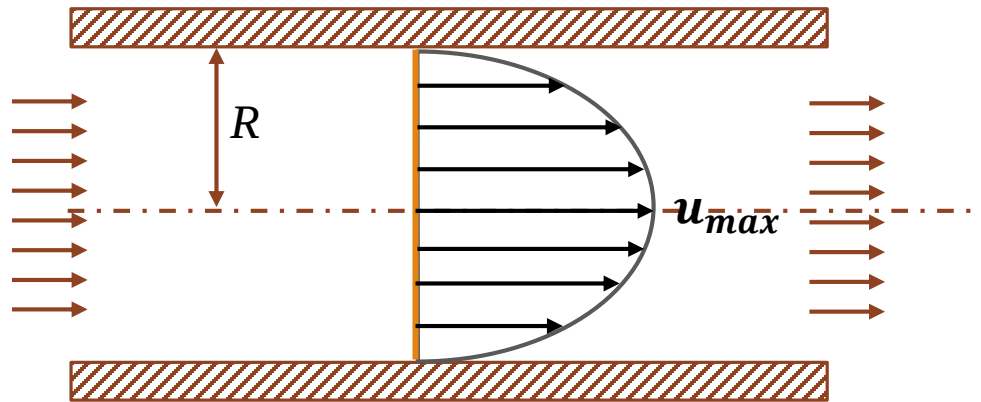
存在边界条件, 当 $r = R$ 时, 流速 $u = 0$, 代入可得

$$u = \frac{1}{4\eta} (R^2 - r^2) \frac{dp}{dx}$$

9. 牛顿流体的流速分布和流量计算

牛顿流体的速度沿径向呈抛物线分布

$$u = \frac{1}{4\eta} (R^2 - r^2) \frac{dp}{dx}$$



当 $r = 0$ 时,

$$u_{max} = \frac{R^2}{4\eta} \frac{dp}{dx}$$

u 对 r 求导,

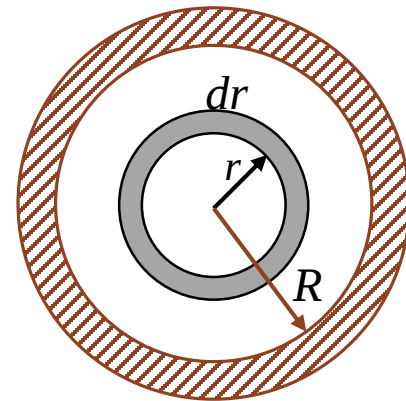
$$\dot{\gamma} = \frac{du}{dr} = -\frac{r}{2\eta} \frac{dp}{dx}$$

9. 牛顿流体的流速分布和流量计算

流量Q为,
$$Q = \int_0^R u \cdot 2\pi r dr$$

代入流速,
$$u = \frac{1}{4\eta} (R^2 - r^2) \frac{dp}{dx}$$

计算可得:
$$Q = \frac{\pi R^4}{8\eta} \frac{dp}{dx}$$



10. 心脏搏动的力学过程

◆心搏周期（cardiac cycle）：心脏每收缩和舒张一次构成一个心动周期。一个心动周期中首先是两心房收缩，其中右心房的收缩略先于左心房。心房开始舒张后两心室收缩，而左心室的收缩略先于右心室。在心室舒张的后期心房又开始收缩。

◆一个心搏周期可分为4个时期：

- 1、心室充盈期；
- 2、等容收缩期；
- 3、射血期；
- 4、等容舒张期。

11. 心脏泵功能的评价指标

◆1、心输出量

指每分钟左心室或右心室射入主动脉或肺动脉的血量。

◆2、心脏指数

由心脏泵出的血容量（升/分钟）除以体表面积（平方米）得出的数值。

◆3、射血分数

每搏输出量占心室舒张末期容积量的百分比。

12. 静脉血流与动脉血流的不同

- ◆血液在静脉内的压力低于同一高度动脉内的压力，甚至低于大气压力；
- ◆血管壁较薄，管截面的面积变化与动脉相比较大；
- ◆静脉流方向都是从外周流向心脏的；
- ◆除腔静脉外，静脉内有瓣膜，以防止血液倒流；
- ◆静脉血管的截面刚度较小，很容易被管外压力压塌，会产生可塌陷管的失稳现象。