

冯元桢

生物工程

论文选

重庆大学生物力学研究室译编



71.218
289



冯 元 桢 先 生

50711/9351-1

编 者 前 言

生物力学和生物工程作为一门独立的新兴学科和领域，在国际上才有二十来年的历史。它是用工程的方法、手段去研究生物的各种机理，以公式和定量计算去分析、论证有关生理现象规律的学科。研究的最重要对象当然是人体了。当然，这门学科的最终归宿不言而喻是为着人类的健康。所以，生物力学和生物工程是在工程和生物、医学之间发展起来的一门边缘学科和领域。近年来，工程技术人员转向生物、医学，而生物医学科学工作者采用工程方法、手段来研究解决自己的问题的愈来愈多。这方面的前景，正如冯元桢教授所喻：犹如春天的原野，一望无际盛开的野花，要研究的课题就像随手采摘春花一样，处处都有美好迷人的前景。

生物工程在我国可说是一块正待开垦的处女地。在这科学的春天里，大江南北已有不少学院及研究机构正精心培植着这些新苗。这是值得欣喜庆贺的。为迎接国庆三十周年及全国第一届生物力学座谈会，我们编译了这本《冯元桢生物工程论文选》，聊作给生物工程界的一件礼物吧！

冯元桢，常州人，1943年毕业于重庆中央大学航空工程系。1948年在美国加利福尼亚理工学院以优异成绩取得博士学位。随后十八年都在美国 CalTech 从事空气弹性力学和结构动力学的教学和研究工作。其代表著作有《空气弹性理论入门》（1953，1969已两版），《固体力学基础》（1965），和《连续介质力学初级教程》（1969）。这些书，国内外不少大学已作为研究生和大学生最常用的参考书籍。因此，冯教授在力学、数学方面有着很深的造诣。在60年代，他的兴趣开始转向于生物方面，并立志于用自己的数理工程知识去研究阐明生理方面的问题。从1966年起，冯教授完全离开了航空工程界，应聘到加州大学（圣迭戈分校）从事生物力学和生物工程方面的教学和研究工作。他的主要贡献是流体和固体力学基础并应用于工程和生物工程方面。他的论文已不下160篇之多，成为美国和国际上在此学术界的知名之士，而且他也是多种刊物、杂志的负责编辑。

我们这里收集的冯元桢教授在生物工程方面的十六篇论文，都是七十年代的作

品，而且多数是近年的。内容大致可分为：概述性的、肺力学、血液流动及微循环、心肌力学、软组织力学特性等部分。读者从集子中将体会到他的研究对象很大部分是肺，而且相当深入。由于时间仓促和水平有限，在翻译过程中，不可避免地会出现选题挂一漏万、译文在理解原意上体会有错、以及有许多术语尚未统一等缺点，希著者及广大读者指出，以利改进。

本书由重庆大学生物力学研究室约请本校力学教研室、热工学教研室一些同志共同参加翻译工作。译者姓名列在目录中。全书最后请杨大启同志作了校订，并请冯元桢教授在大学时的老师金锡如教授作了序。在此一并致谢。同时对在本书出版过程中给以大力支持的重庆市计委印刷厂、校印刷厂的有关同志们致谢。

编 者

1979.7

序 言

生物力学和生物工程是近代一门新兴的学科和领域。近年来，国内外有不少学者正在这个领域奋发开拓，有的已取得相当成就。本书就是在这个新领域中为国际学者所推崇的冯元桢教授所撰论文的选编。这里虽然只收译了十六篇，但内容已涉及生物力学综述、肺、心、血液流动、软组织等多方面丰富的内容。有的论文，由于内容的精湛、论证的严谨透彻而荣获各种褒奖。

冯教授于1943年毕业于当时在重庆的中央大学。他原系学航空工程的，后来赴美求学，在加利福尼亚理工学院以优异成绩获博士学位。然后在美国从事了十八年的航空工程方面的工作。所以，他在力学、数学、工程技术方面的基础非常深固。这也为他在生物力学和生物工程方面取得成就提供了可靠保证。大约在六十年代中期，他就完全转向于生物力学和生物工程方面的研究，并不断做出新的成果，成了该学术界享有盛名的学者。冯元桢教授所经历的途径，正是工程科学和生物、医学相结合并开出绚丽之花的途径。

这本论文选是我校生物力学研究室组织编译出版的。无疑，这本集子对于我国新兴的生物工程界和有兴趣于此的工程、生物、医学界广大读者，会起到一种介绍、引荐的作用。但是由于这方面的工作才从头做起，水平不高，译校仓促、错误之处在所难免。希冯元桢教授和广大读者及时指正，以便随时修改。

金 锡 如

重庆大学 1979.7

目 录

1. 生物力学.....王公瑞 译 (1)
2. 生物工程研究的新领域.....屈超蜀 译 (33)
3. 肺的弹性理论.....徐铭陶 译 (45)
4. 肺的应力与应变.....敖尔真 译 (61)
5. 是表面张力使肺必然不稳定吗?孙泽权 译 (87)
6. 肺的应力、变形和肺不张.....屈超蜀 译 (97)
7. 肺组织的弹性本构方程.....杨瑞芳 译 (129)
8. 不均匀小血管中的流动.....游传忠 译 (151)
9. 由微脉管到支管的血流量与压力的分布.....李清荣 译 (167)
10. 通过一个红细胞来看微循环.....屈超蜀 译 (177)
11. 肺泡的血液流动.....李清荣、游传忠 译 (201)
12. 心肌不同模型的比较.....杨瑞芳 译 (281)
13. 心肌在无激励状态下的力学特性.....周仁荣 译 (293)
14. 软组织在单纯拉伸中的应力应变历程关系.....杨大启 译 (317)
15. 生物软组织的非线性应力—应变关系的逆转换.....杨瑞芳 译 (349)
16. 血管的力学特性.....杨大启 译 (363)

生 物 力 学

(在1976年第14届IUTAM 会议上的发言)

1. 绪 言

生物力学是试图了解生命的力学。它是一个古老的课题，并且包括一个非常宽广的领域。其研究的范围从亚晶细胞的组成到单个细胞直到植物和动物。在上次IUTAM大会上（1972），Lighthill谈到了水生动物的运动，Goldsmith谈到红细胞的流动。今天，我将介绍生物力学在生物学及医学上的应用，它包括了这个领域中最近的大多数工作。在这方面研究的动力是因为认识到，如果没有生物力学则有些生物学问题就不可能领会。这就好像没有空气动力学就能造出一架好飞机那样不可思议。这一比方丝毫不过份。对于一架飞机，力学可使我们能够设计它的结构，预示它的性能。对于一个器官来说，生物力学能够帮助我们了解器官的正常功能，以及由功能的变化可预示其变化，并指出人为的改进方法。因而，诊断学、外科学、修复术等都紧密地与生物力学联系在一起。

应用力学界通常熟悉的有 Galileo (1564—1642) 对心率测量的贡献；Descartes (1569—1650) 对眼睛的分析；Borelli (1608—1679) 对肢干的分析；Robert Hooke (1635—1703) 对细胞的观察；Euler (1707—1783) 对动脉脉动波的分析；Thomas Young (1773—1829) 的声音和视觉理论；Helmholtz (1821—1894) 对发音、视觉和神经生理学理论的贡献。你也许会高兴地听到由 Lamb (1849—1934) 预言的动脉管高频波已在最近的实验中得到证实。同样，你会高兴地了解到许多著名的生理学家的声誉正是建立于力学上的。例如：Stephen Hales (1677—1761) 测量出动脉血

压与排血量的关系,测量出心脏和主动脉的可膨胀性,并用它来解释主动脉的“平滑”作用,它将心脏的脉动流动转变为血管中的平滑流动。他介绍了在血液流动中,末稍阻力的概念,并指出这种阻力的主要部位是发生在组织中的微血管内。poiseuille (1799—1869) 阐明了在血液流动中的粘性和阻力等概念。Otto Frank (1865—1944) 阐明了心脏力学。Starling(1866—1926)提出了通过生物膜进行质量传递的定律,并阐明了在人体中水分平衡的规律。Krogh (1874—1949) 以他在微循环力学方面的贡献获得了诺贝尔奖金。Hill (1886—) 以他在肌肉力学方面的贡献获得了诺贝尔奖金。

通常,工程和医学各自独立地发展,这就出现了语言方面的障碍。例如:在心病学称为Fick定律是质量守恒定律的一个特殊应用。在工程中球壳薄膜的应力计算用到了相同的公式并称之为Laplace定律。这种多余的重复就会使我们产生混乱。另一方面,每一个器官都有其特殊的构造和功用。每一个组织都有其自己的特性。对于具体的器官来说,没有全面的知识要得到明确的成果是很困难的。例如生物力学它需要解剖学、组织学、生物化学、生理学和病理学等多方面的知识。为了明确表示边界值的问题,我们需要生物学的详细知识。而在一些文献资料中,通常用来使生物力学问题公式化的详细资料又不合用。于是,对于生物力学工作者来说,它必须正规地研究一些其他学科的有关知识,这几乎成了普遍的经验。

在此,我想谈谈在这个领域中的某些最新进展。着重于介绍生命组织的力学性质的特征,以及出现的边界值的性质问题。第二部分,我们将讨论软组织的本构方程式;第三部分,我们介绍了一个重要的生命器官—肺的典型问题,以便证明理论力学和应用力学可以由生物学来充实。反问一下,生物力学对于保健科学会有些什么贡献呢?这个问题将在本文的最后部分加以答复。

2. 人体软组织的应力—应变关系

对于治疗来说,组织和器官中的力学的变化是很重要的,因为许多疾病都表现于力学性质的变化。例如:动脉硬化是由于动脉血管的增厚和变化而产生的;透明膜疾病是婴儿肺的一种疾病,肺泡壁像玻璃一样透明可见;纤维性病变是在器官内白纤维结缔组织的生长。在这些组织中产生的变化引起它们流变特性的变化。器官的功能变化是随着组织的变化而产生的。

为了对各种器官进行力学分析，需要建立一个数学的本构方程式。由于我们的打算是通过实验室和人体来测定它，并进一步将它用于数学分析中。显然，它的形式应该是简单的，经验数据应尽可能少，这种有效的考虑引导我们确定近似的本构方程式。

2a. 经验资料

生物组织有复杂的构造，通常能在有限的应变下产生很大的变形。其应力—应变关系通常是非线性的。例如图1表示了狗主动脉弓环形带的长度—张力图〔3〕。这个张力可以根据拉格朗日(Lagrange)定义转化为应力。即在静止状态下(没有应变)将张力除以动脉横截面积。长度的变化也可以转化为伸长率 λ 。即将延伸长度除以试件的静止长度。此静止长度如在图1中表示的数据那样，它是由加载到卸载多次循环得到的。如果我们计算应力—应变曲线的加载段的斜率并绘制成相应于试件中的张力关系图，我们就得到了图2所示的结果。从图中可以看出：当应力(用Lagrangian概念所定义的)大于 $200\text{g}/\text{cm}^2$ 时，切向模数基本上与张应力呈直线关系变化，但对于较小的应力时，切向模数减小较快。即在很低的应力作用下，组织变得非常软。

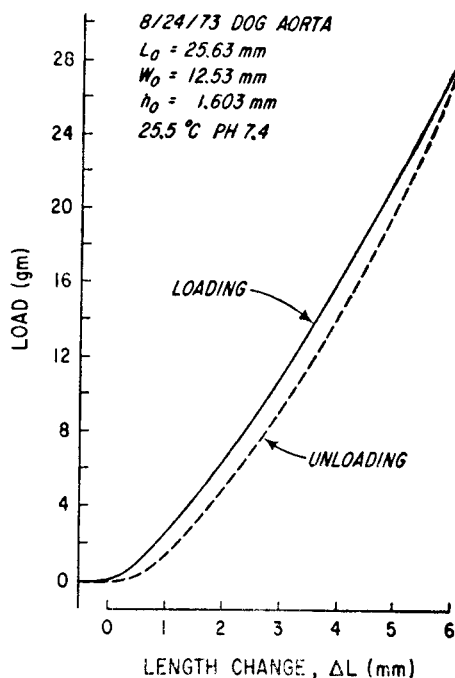


图1. 狗主动脉环形带的载荷—变形曲线。 L_0 、 W_0 、 H_0 表示试件的原始长度、宽度、厚度。
(Tamaka和Fung〔3〕)

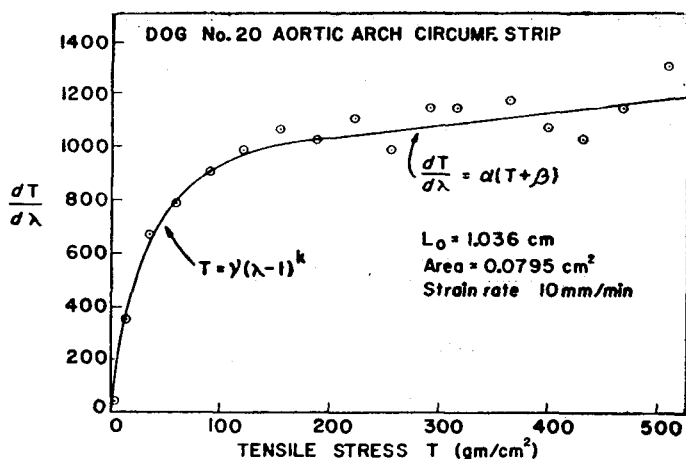


图2. 根据另外的试件加载曲线得到的斜率 $\frac{dT}{d\lambda}$ 相对于张力 T 的关系图 (Tanaka和Fung[3])。

因此, 动脉显示出应力—应变的非线性关系。其他的软组织也表现出非常强的非线性关系。图3表示了兔子的心脏乳头肌在拉伸时的应力—应变曲线图〔4〕。它表示了三种不同的应变率下的加载—卸载曲线。每根曲线都是在经过予处理后才记录的。假如在加载作用下乳头肌的切向模数与张力之间的关系如图4所示, 我们可以看出它几乎是一根不通过原点的直线〔4〕。另外如肺〔5〕、〔6〕、输尿管〔7〕、

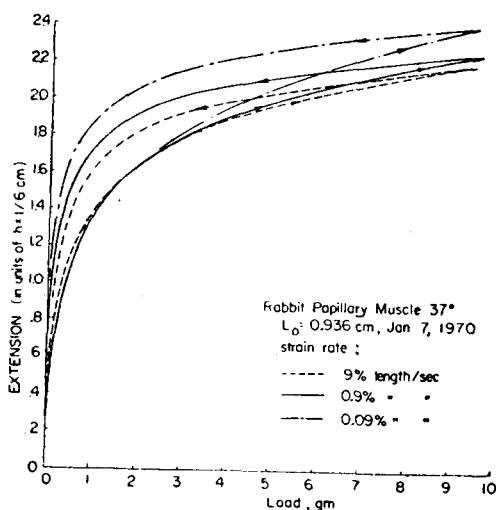


图3. 兔子心脏乳头肌试件的载荷—伸长量曲线。应变的影响非常小。根据 Fung [15] 资料作图, 数据是由 Pinto 提供的。

肠系膜〔8〕等其他组织的情况也与乳突肌相似。肌浆球蛋白纤维〔9、8〕和腱在低应力水平的作用下也表现出类似的关系（Stromberg等〔10〕）。对于这些组织〔8〕，在经过予处理后，其加载时的正切模量相应于张力的曲线，在应力和应变的有限范围内可以用下列方程式表示：

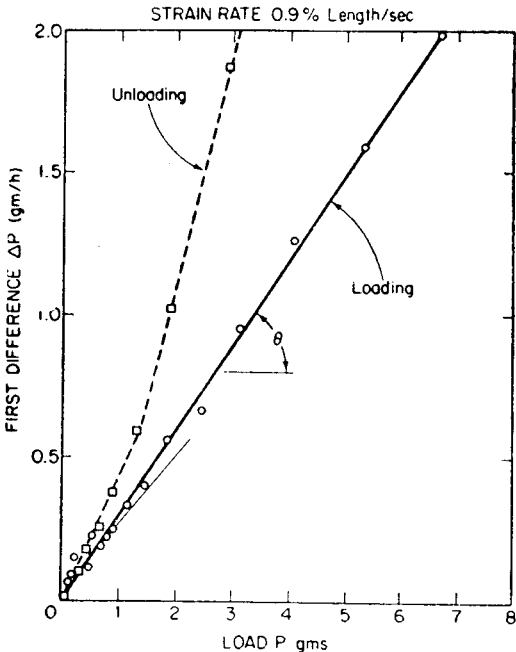


图4. 载荷P变化时，载荷—变形曲线的斜率图。对于指数曲线而言，斜率 $\frac{dP}{d\lambda}$ 是与 $\Delta P/\Delta \lambda$ 成正比的，这里 ΔP 是除以一个不变的 $\Delta \lambda = h$ 并表示在图的纵坐标上。此图来自Fung〔15〕，数由据Pinto提供的。

$$dt/d\lambda = \alpha (T + \beta), \quad (0 < T_a \leq T \leq T_b) \quad (1)$$

即
$$T = (T^* + \beta) e^{\alpha (\lambda - \lambda^*)} - \beta, \quad (1 < \lambda_a \leq \lambda \leq \lambda_b) \quad (2)$$

式中： λ^* 、 λ_a 、 λ_b 分别与 T^* 、 T_a 、 T_b 、相对应。

这种应力—应变的指数关系可以推广到二维和三维问题上。例如：Lanir 和 Fung〔11〕对于兔子腹部皮的大量实验结果表明，可以符合于下列应力—应变关系〔12〕

$$\sigma_1 = \frac{\partial w}{\partial e_1}, \quad \sigma_2 = \frac{\partial w}{\partial e_2} \quad (3)$$

式中： e_1 、 e_2 为对应于延伸比 λ_1 、 λ_2 的有限应变量。

$$e_1 = \frac{1}{2} (\lambda_1^2 - 1), \quad e_2 = \frac{1}{2} (\lambda_2^2 - 1) \quad (4)$$

又: W 为应变能的二维函数。

$$W = \frac{1}{2} (\alpha_1 e_1^2 + 2\alpha_4 e_1 e_2 + \alpha_1 e_2^2) + \frac{1}{2} C \exp [a_1 e_1^2 + a_2 e_2^2 + 2a_4 e_1 e_2 + e_1 e_2 (\beta_1 e_1 + \beta_2 e_2)] \quad (5)$$

常数 α_1 、 α_4 、 C 、 a_1 、 a_4 、 β_1 、 β_2 必须用实验确定。对于皮肤的一组经验数据为:

$$\begin{aligned} \alpha_1 &= 13.8, & \alpha_4 &= 7.8 & (6) \\ a_1 &= 3.904, & a_2 &= 11.28, & a_4 &= -13.97, \\ \beta_1 &= 24.85, & \beta_2 &= 32.77, & C &= 0.0164, \end{aligned}$$

方向 1、2 分别表示兔子腹部的纵向和横向方向。由于 W 是一指数式, 应力 σ_1 、 σ_2 是应变 e_1 、 e_2 的指数函数。这个实验是在皮肤具有三个自由度的情况下进行的。因此 $\sigma_3 = 0$, 试件只在 x_1 、 x_2 方向上产生伸长, 故剪应力 τ_{12} 、 τ_{23} 、 $\tau_{31} = 0$, 皮肤是被视为不可压缩的, 故 $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$ 。皮肤存在着膨胀, 并且在皮肤切除后, 是液体环境和时间的函数。然而在任何指定的时间内, 考虑应力载荷时, 对皮肤的不可压缩性的假设都是可以接受的。

许多其他应变能函数的形式已被提出来了, 最为流行的是一种多项式形式。但经常发现多项式的阶次非常高 (用到 8—18 阶 [13]), 而动脉是这种规律的一种例外情况。如图 1 和图 2 所示, 应力在生理范围内, 有一个接近于不变的正切模量。因此, 在动脉管壁中的应力, 用应变多项式的两项或三项就足够了 [14]。换言之, 在实验室中, 我们发现在生理应力范围内, 对动脉用下面的应变能函数就十分满意了。

$$W = C \exp [\alpha_1 e_1 + \alpha_2 e_2] \quad (7)$$

各种非线性的能量法则可用来描述简单拉伸实验的长度和变形的关系 (请看 Fung 的著作评述 [15])。我选择的指数规律是根据如下理由: 不管本构方程式是怎样的非线性, 当用柯西应力来表达时, 其平衡方程式总是线性的。因此, 将应力—应变的指数关系式代入平衡方程式, 将产生一个方程式, 其指数函数可以消去, 因而得到一个简单方程式。这样一来, 指数应力—应变规律的一个优点是可简化理论分析。近来, 有更多的作者选择不同型式的指数规律。

2b. 生物流变学实验

二维或三维软组织实验的主要困难在于小试件有大变形,而且该试件必须保持活状态。相对于无载荷情况,软组织可以伸长50%、100%甚而200%(随软组织的种类而异)。问题在于,在如此大的变形范围内,既要保持这种应力状态,又要使应变非常均匀进行。怎样来做这种试件的拉伸实验呢?在我们的实验室里,我们广泛地采用了电视摄像机来测量试件上点的尺寸变化。于是就避免了许多建立边界条件等麻烦问题〔11、35、36、37〕。试件的厚度变化,可以用近焦聚摄影机进行无接触测量。当然,为了维持活状态,试件将保持在适当的环境中。

为了进行实验,对试验程序进行予处理是需要着重强调的,见Fung的文章〔15〕。予处理是一种“在体下”达到稳定的实验操作。它的意思是重复一个给定的加载—卸载程序若干次,直到一个周期性的状况被建立。即直到其响应可以重复出现为止。在予处理过程中,在力学响应方面会出现重要的变化。没有作予处理的试件在不同的实验中数据的比较变得非常困难。在文献中许多争论就是由它引起的,有的注意到了予处理,有的则不然。

对于每一个实验,都要进行予处理。也即是说材料不会有“自然状态”——当所有的载荷除去时,材料又复原。我们人类没有独一无二的自然状态。这种自然状态的缺乏是令人头痛的,因为它失去了一个供测量应力和变形的唯一的基准状态。最好我们希望能得到一个能重复出现的予处理状态。

2c. 粘 弹 性

至今,在我们的实验室中,所有的软组织实验都显示出粘弹性或粘塑性特性。例如:在不变的应变状态下松弛,在不变应力状态下蠕变,以及在循环加载和卸载中的滞后现象等。某些组织的松弛范围令人惊奇。例如在图5中所表示输尿管的松弛特性。

为了描述软组织的一般流变性能的特征。许多建议是有效的。例如Green和Rivlin〔38〕假定对应于 t 时间的变形的应力是应变历程的泛函。他们用无穷级数的多重积分来表示这一泛函。Sharma、Hollis〔39〕和Young〔32〕对主动脉已用到了Green和Rivlin的程序。每个核函数用一个应变的多项式表示,得到的结果有点复杂。为简化起见,我提出如下的近似方法〔15〕。考虑到软组织的单向延伸,如果作用在试件上的拉伸阶跃地增加($\lambda = 1 \rightarrow \lambda$),则应力响应 $\sigma(\lambda, t)$ —松弛函数由下式得到:

$$G(t)T^{(e)}(\lambda), \quad G(0) = 1 \quad (8)$$

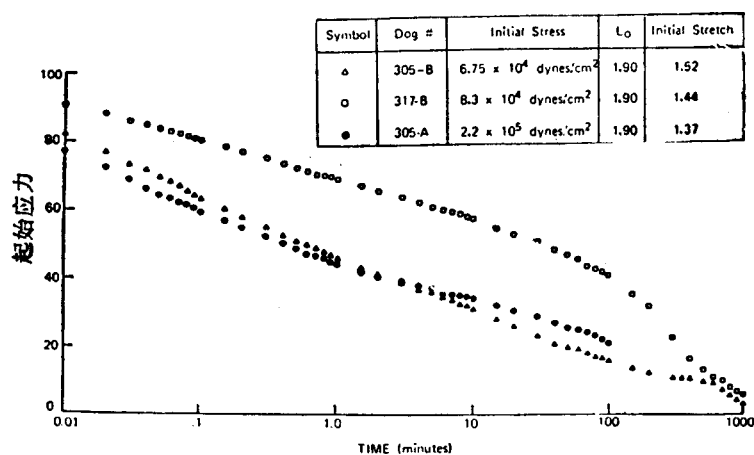


图5. 狗输尿管纵向断面长期应力松弛数据与初始延伸的关系。温度 37°C。此图根据Yin和Fung〔7〕。

式中： $G(t)$ 为一个时间的规范化函数，并称之为折合松弛函数。

$T^{(e)}(\lambda)$ 只为 λ 的函数，称为弹性响应。然后，我们将叠加原理应用于弹性响应的增量 $T^{(e)}$ 则：

$$T(t) = \int_{-\infty}^t G(t-\tau) \dot{T}^{(e)}(\tau) d\tau \quad (9)$$

式中小园点表示随时间的变化率。换言之我们假定

$$T(t) = \int_{-\infty}^t G(t-\tau) \frac{\partial T^{(e)}[\lambda(\tau)]}{\partial \lambda} \frac{\partial \lambda(\tau)}{\partial \tau} d\tau \quad (10)$$

根据张量方程，这一系关式可以推广到三维应力状态

$$T_{ij} = \int_{-\infty}^t G_{ijkl}(t-\tau) \dot{T}_{kl}^{(e)}(\tau) d\tau \quad (11)$$

式中下标 i, j, k, l 的范围分别是1、2、3。遵照这一种定律的材料，称之为拟线性材料。问题在于生命组织是否是拟线性材料？如果它们是，什么是它们的折合松弛函数呢？

对于肌肉、皮肤、输尿管、肠系膜以及血管的实验结果，表明这些组织近似地为拟线性材料。请看〔3、4、7、15、40〕的例子。它们是近似的，尽管不十分精确，在

生物领域中找到一种精确的拟线性材料也是非常希望的。

关于 $G(t)$ 函数的确定,已由Fung详细论述过〔15〕。在这里最主要的思路来自于滞后曲线。例如在图3中所表示的那样,当应变率在几十倍的范围内变化时,滞环(每周期的能量损失)几乎与应变率无关。这种不敏感性与任何粘弹性模型是不一致的。这种粘弹性模型是由有限个数量的弹簧和减振器组成的,因此这种不敏感性是有限的分散松弛时间常数。反之,则应是一个连续的松弛系列。一个标准线性固体(kelvin模型)的松弛函数为:

$$G(t) = E_R \left[1 + \left(\frac{\tau_\sigma}{\tau_\varepsilon} - 1 \right) e^{-t/\tau_\varepsilon} \right] \quad (12)$$

式中 τ_σ 为恒定应力时的蠕变时间常数;

τ_ε 为恒定应变时的松弛时间常数;

E_R 为 $t \rightarrow \infty$ 时“剩余”的弹性响应系数。

如果有一个标准线性固体,作用一个频率为 ω 的循环载荷。此时在频率 $\omega = (\tau_\sigma \tau_\varepsilon)^{-1/2}$ 处,滞后将有一个峰值。对于某种材料,其滞后在实验的频率范围内不存在峰值时,很显然其松弛时间常数必须扩大,于是我们提出:

$$G(t) = \left[1 + \int_0^\infty S(\tau) e^{-t/\tau} d\tau \right] / \left[1 + \int_0^\infty S(\tau) d\tau \right] \quad (13)$$

式中 $S(\tau)$ 为松弛常数的系列,代入分母则得到 $G(0) = 1$,与定义是吻合的。

建议如下的一组数字:

$$\begin{aligned} S(\tau) &= c/\tau && \text{当 } \tau_1 \leq \tau \leq \tau_2 \\ &= 0 && \text{当 } \tau < \tau_1, \tau > \tau_2 \end{aligned} \quad (14)$$

式中 C 为常数。对于肌肉、输尿管、肠系膜和动脉已成功地得到该值〔15、40〕。

我已着重强调了应力—应变关系对于应变率的不敏感性。其他的研究者可能会不同意我的意见。无论是谁在研究应变率对于活组织应力—应变关系的影响时都会发现它。我的要点是异常均匀地越过一个宽广的应变率范围。McElhaney〔41〕在对肌肉的动态响应的研究中,表示了应变率对于应力—应变曲线的影响。当应变率从0.001/秒变到1000/秒增加 10^6 倍时,应力在任何给定的变形下总共增加约2.5倍。我认为这是一种明显的敏感性。

Van Brocklin和Ellis〔42〕在他们对于腱的研究中,指出当应变率很小时,其影响可忽略。当应变率很大时,其影响就变得非常重要了。Collins和Hu〔43〕用爆炸的方法,将很大的应变率($\dot{\epsilon}$)作用于人体主动脉组织上,得出下列的结果:

$$\sigma = (0.28 + 0.18\dot{\epsilon})(e^{12\dot{\epsilon}} - 1) \quad (15)$$

当 $\dot{\epsilon} \geq 3.5 \text{秒}^{-1}$

Bauer和Pasch〔44〕,对老鼠的尾动脉进行了研究,提出当频率从0.01—10赫时动态杨氏模量与频率无关,但损耗系数要随着频率而变化。所有这些研究都未能绘出一个相同的图形。而这一点是明确的,即这些组织不能用Maxwell模型或Voigt模型表示。我们的连续松弛系列的建议(无限多个Maxwell和Voigt振子的集合)看来是合逻辑的。这个概念其实早已在航空工程的“结构”减振〔45、46〕中用到,以及由物理学家Wagner〔47〕和Becker〔48、49〕在电磁滞后中用到。我们在很久以前就发现,并提出了拟线性粘弹性,收录在参考目录〔9〕—〔11〕中。Guth等〔50〕二十年前在研究类似橡胶的材料时已经提出了这一概念。

2d. 软组织流变特性的简易表示: “拟弹性”

上面讨论了活组织的这一特殊粘弹性情况,即在加载或卸载时应力—应变关系对于应变率相对的不敏感性是表现生物组织力学状况的简化方法的基础。如果我们假定,在加载时,某一应力—应变关系与应变率无关,则此时把材料作为加载弹性体来处理是可以的。在卸载过程中,此材料用不同的弹性体来表示。我们认识到滞后现象的存在,我们知道在加载过程中和卸载过程中应力—应变关系是不同的。我们也认识到“自然状态”是不存在的,只有在予处理后的循环加载这一前提条件的作用下,才有可能得到流变的重复性。考虑到这些限制,我们说在加载时或卸载时材料处于“弹性”状态,其意思是无论在哪种过程中(两种过程当中),当变形为已知时我们可以予计出应力。在这个意义上,前一节中的公式(1)—(7)可以被采用。为了方便起见,尽管我们也借用了“弹性”这一术语,但我们必须注意到加在它上面的许多限制条件。当我们用到这些公式时,我们要记住,材料实际上并不是弹性的。为了避免混淆故称之为“拟弹性”较为妥当。我们建议称应变能函数(5)和(7)为“拟应变能函数”。

2e. 复杂构造的基本材料和组织

上述的各种组织是各种中间类型的组合体。在较纯状态下的基本材料如骨胶原纤

维、纯弹性硬蛋白等缺少器官的组合物复杂性，同时流变性能也有所不同。换言之，复杂构造的组织也表现出不同特性。我们将以肺作为一个例子加以说明。

我们的肺是一个氧合血液的器官。末梢循环的静脉血液由心脏的右心室泵入肺动脉。动脉分叉为若干次动脉，次动脉又分叉为若干小的或更小的血管。最小的血管称为毛细血管，这种毛细血管壁非常薄(大约只有1微米)，在壁上，血液就与我们吸入的空气交换氧和二氧化碳(CO_2)。氧合后的血液流入静脉，最后进入心脏的左心房。这种构造的简图表示在图6和图7中。进入毛细血管前的肺动脉的最后一段称之为小动脉血管。在毛细血管之后的第一段小血管称之为小静脉血管。本篇文章的后面部分，我们将详细地讨论动脉血液从小动脉流到毛细血管，然后流到小静脉的情况。

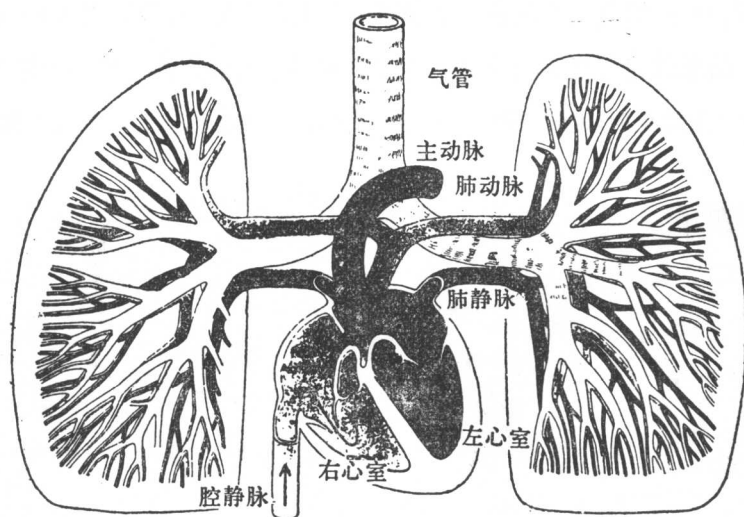


图6. 人体心脏和肺构造简图根据E.C.Hammond

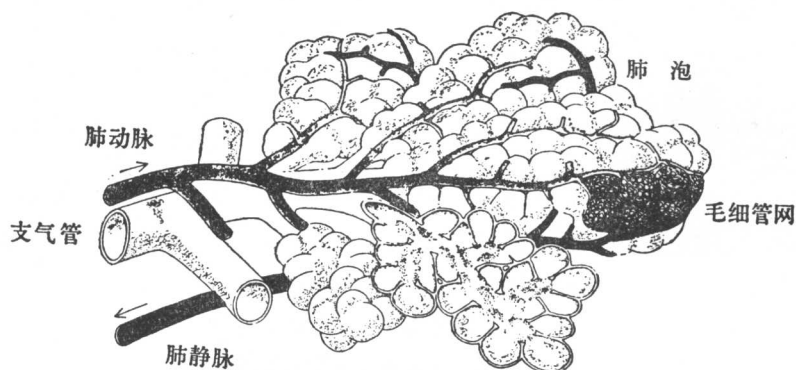


图7. 末端气管和血管放大图根据E.C.Hammond