

骨及软组织 流变学概论



01

内 容 简 介

本书综合了近年来国内外关于骨骼及软组织流变学方向的研究成果,系统地介绍了骨组织及某些软组织的流变性质、测量方法及在医学和生理学方面的应用,主要内容涉及骨、软骨、韧带和腱、血管、皮肤、肺以及肌肉等组织。

本书可作为生物力学、生物医学工程和医学工作者以及有关专业研究生的参考书。

骨及软组织流变学概论

李 晋 唐 编著

成都科技大学出版社出版、发行
四川省新华书店经销
成都科技大学印刷厂印刷
开本: 787×1092 1/32 印张 5.75
1989年12月第1版 1990年11月第1次印刷
字数: 125 千字 印数: 1—1000册

ISBN7-5616-0606-0/Q·4

定价: 2.90元

目 录

序 言	(1)
第一章 概 述	(3)
§ 1-1 确定生物材料或组织的本构方程的意义	(3)
§ 1-2 骨及软组织流变学的研究内容和意义	(4)
§ 1-3 骨及软组织流变学的发展趋势	(5)
第二章 粘弹性模型理论简介	(7)
§ 2-1 Maxwell模型和Kelvin 模型	(7)
§ 2-2 标准线性固体模型	(8)
§ 2-3 广义模型	(10)
§ 2-4 线性粘弹性材料的动态响应	(10)
§ 2-5 线性粘弹性材料本构方程的积分表达	(13)
第三章 骨组织的弹性性质	(16)
§ 3-1 骨的组成及结构	(16)
§ 3-2 密质骨的非各向同性弹性性质	(18)
§ 3-3 骨的强度及破坏特性	(22)
§ 3-4 骨的力学性质与其功能之间的关系	(26)
§ 3-5 骨的粘弹性性质	(27)
§ 3-6 骨的电力学性质	(29)
第四章 骨组织对应力的适应性	(37)

§ 4-1 Wolff定律	(37)
§ 4-2 松质骨的结构与应力关系的近代研究	(38)
§ 4-3 密质骨的重建	(43)
§ 4-4 描述骨重建的连续介质力学模型	(50)
第五章 软组织的一般力学性质	(60)
§ 5-1 软组织的组成、结构与宏观力学性质的关系	(60)
§ 5-2 准弹性	(65)
§ 5-3 非线性应力——应变关系	(66)
§ 5-4 粘弹性	(68)
§ 5-5 试验中的技术考虑	(69)
§ 5-6 试验内容	(71)
§ 5-7 研究前景	(72)
第六章 关节软骨力学	(77)
§ 6-1 概 述	(77)
§ 6-2 关节软骨的拉伸应力——应变关系	(78)
§ 6-3 拉伸的应力——应变历史关系	(71)
§ 6-4 关节软骨的二相理论	(73)
§ 6-5 二相理论应用于拉伸试验	(91)
§ 6-6 关节软骨的非线性渗透理论	(93)
§ 6-7 关节润滑及其二相理论分析	(95)
§ 6-8 关节软骨中固体质的粘弹性	(103)
§ 6-9 关节软骨组成与宏观力学性质的关系	(104)
§ 6-10 关节炎成因的某些生物力学见解	(108)

第七章 韧带和腱的流变性质	(109)
§ 7-1 概 述.....	(109)
§ 7-2 应力——应变关系.....	(111)
§ 7-3 粘弹性性质的数学模型.....	(113)
§ 7-4 行平排列胶原类组织的不连续流变 学模型.....	(116)
§ 7-5 在体腱和韧带组织对应力水平的反应...	(123)
§ 7-6 腱和韧带损伤治疗的生物力学研究.....	(130)
第八章 动脉的力学性质	(136)
§ 8-1 动脉的弹性理论.....	(136)
§ 8-2 增量弹性.....	(142)
§ 8-3 动脉壁中的残余应力.....	(144)
第九章 皮肤及肺组织的力学性质	(152)
§ 9-1 皮肤的组成、结构及力学功能.....	(152)
§ 9-2 皮肤的应力——应变关系.....	(152)
§ 9-3 皮肤的本构关系.....	(154)
§ 9-4 皮肤力学在整形外科中的应用.....	(156)
§ 9-5 肺组织的力学试验.....	(156)
§ 9-6 肺组织的本构关系.....	(162)
第十章 肌肉的力学性质	(166)
§ 10-1 概 述.....	(166)
§ 10-2 肌肉静息状态时的力学性质.....	(167)
§ 10-3 刺激状态下肌肉的力学性质.....	(169)
参考文献	(174)

序 言

冯元桢(Y·C·Fung)先生的重要著作《Biomechanics, Mechanical Properties of Living Tissues》(1981)为生物流变学这一生物力学的重要分支奠定了基础。自那以后生物流变学不仅受到力学研究者的重视,也引起了许多医学工作者的兴趣,生物流变学的理论与应用获得了较快发展,骨及某些软组织流变学是其中有成就的部分。本书试图综合国内外在骨及软组织流变学方面的最新研究成果,扼要地介绍生物固体流变性质的某些基本方面和前沿问题。为了能适合不同读者的需要,也涉及一些基本资料。

本书主要内容取材于《Handbook of Bioengineering》(1987),《Frontiers in Biomechanics》(1986),《Biomaterials Science and Engineering》(1984),《Mechanical Properties of Bone》(1981),《Journal of Biomechanics》,《Journal of Biomechanical Engineering》以及某些国内和国际生物力学会议论文集。本书是以近年来作者为研究生及高年级本科生开设生物流变学课程的讲稿为基础编写的。本书用较大的篇幅介绍关节软骨力学、腱及韧带力学以及活骨组织的重建,这些方面涉及了生物流变学许多前沿课题,对生物流变学的发展,以及对生理学和医学都有重要价值。肌肉力学是另一个有重要研究价值的问题,本书只扼要作了介绍,进一步的资料可参考冯元桢的有关著作。

由于作者水平有限，错误与不当之处在所难免，恳请读者批评指正。

李晋鑫

于成都科技大学

1989, 8,

第一章 概 述

生物流变学主要研究生物组织或材料的力学性质，其重点是确定它们的本构方程式。确定生物材料或组织的本构关系，在理论上及应用上均有重要意义。

§ 1-1 确定生物材料或组织的本构方程的意义

生物流变学是研究生物材料或组织对荷载作用的响应，这种响应集中表现为其本构关系，即描述力学性质的数学表达式。在生物力学学科发展中，最为困难的一步是确定材料或组织的本构方程式。根据大量试验数据整理分析所得到的很多表示组织力学性质的曲线，只包括少量的材料参数，这些参数的变化，在一定程度上反映了健康和疾病状态，也能估计药物的有效程度。在生物力学中，本构方程式的重要性为：（1）像在弹性力学中的虎克定律，粘性流体力学中的牛顿定律一样，在生物力学中如果没有可靠的本构方程式，便不能求解生物器官的应力和变形，而有关器官的应力和变形的资料，对理解器官的生理功能是必需的。（2）生物材料或组织，由于有复杂的组成和结构，而且明显地受到年龄及生活环境的影响，由流变学试验所测量的力学性质数据通常是较为分散的，如何将这些数据加以整理，浓缩为少数几

个因素及材料性质参数,是重要的工作,本构方程的功能就可以解决这个问题。(3)当生物组织的生理状态发生变化时,反映生物组织本构方程特征的材料系数将发生变化,例如,当关节炎发生时,关节软骨的渗透系数和聚集模量将明显改变。通过材料系数的测量并与正常组织进行比较,可在一定程度上预计某种疾病的发生。

总之,没有本构方程,生物力学仍然停留在定性研究的水平上,从定性研究发展到定量研究,把一大堆试验数据浓缩和简化为本构方程式,这便是生物流变学的主要任务。

§ 1-2 骨及软组织流变学的研究内容和意义

在生物流变学中,对骨组织力学性质的研究开始得较早,1870年J·Wolff提出了关于松质骨结构与其所受应力之间相互关系的假说。测量骨组织的力学性质比其它组织相对容易实现,按照常规的试验方法,可较准确地获得它们的力学性质指标。迄今的研究是将骨视为弹性体或粘弹性体,各向同性体或非各向同性体,这方面的研究已经积累了大量的数据。骨组织流变学的另一重要方面是研究骨生长与所承受应力间的关系,即所谓骨的重建(Remodeling)。这是一个古老的课题,由于电子技术的发展,使得从实验上证实Wolff假说成为可能,但描述骨生长与应力关系的数学模型仍然是有待解决的课题。这一问题的深入研究,对临床医学有重要价值,例如用内固定装置治疗骨折时,发生在固定部位骨组织中的应力遮挡(stress shielding)效应,将对骨折愈合产生消

极作用, 如何处理这一问题, 需要对骨组织的生长与所受应力的关系进行深入研究。

与测量骨的流变性质相比, 软组织流变性质的研究有更多的困难, 主要在于如何克服试件与拉力试验机夹头之间的相对滑动和试件变形的测量。软组织流变性质的测量, 通常应当进行不同等应变速度的加载——卸载试验, 不同应变水平的应力松弛试验, 不同应力水平的蠕变试验以及周期加载试验等。在理论分析方面, 已提出了不同的理论模型, 这些模型基本上有两大类, 一类是以实验为基础的表象模型, 例如 Y. C. Fung 的拟线性粘弹性 (Quasi-linear viscoelasticity) 模型。另一类是以组织的微观结构及组成为基础的物理模型, 例如 V. C. Mow 等的高含水软组织的二相模型 (Biphasic model), A. Viidik 的变长度弹簧模型等。以上这些模型已成功地应用于某些软组织 (韧带、腱、软骨、血管、皮肤等) 流变性质的描述。但是, 迄今一种统一的本构方程尚未得到, 对于软组织, 其力学性质可能借助于胶原纤维、弹性纤维, 各种基质以及隙间液体等所组成的网络结构, 从理论上加以推导而得到统一的本构关系, 但是, 即使上述各成分的超微结构是已知的, 软组织的力学性质还取决于各种成分之间的相互作用, 这一方面的问题多数仍不清楚。

§ 1-3 骨及软组织流变学的发展趋势

迄今, 对密质骨的力学性质已经有了深入了解, 但对松质骨了解则较少。在骨力学中, 关于骨的生长与所受应力的关系是当前研究的活跃课题之一。在临床应用方面, 骨力学的

一个重要课题是应力遮挡效应，要求新的设计，以减小骨折固定装置引起的应力遮挡。骨力学的另一课题是骨的压电效应及其应用；目前仍不清楚电刺激如何影响骨的生长或愈合。软组织流变性质研究，已取得重要进展的是关于韧带、腱、关节软骨以及血管等流变学，但肌肉力学仍是一个较薄弱的领域，软组织创伤的力学过程及机理也是值得进一步研究的问题。需要进一步研究的问题还有软组织的力学性质与其成分及微结构之间的关系；病变组织由于其组成及结构的改变如何影响其力学性质改变；软组织重建过程如何依赖力学环境和有关机理以及软组织的动态力学响应等。

第二章 粘弹性模型理论简介

以实验所得现象为基础所提出的粘弹性材料的本构方程称为模型理论，本章只涉及线性粘弹性材料在单向应力作用下的流变模型。

§ 2-1 Maxwell模型和Kelvin模型

组成任何线性粘弹性模型的基本单元是线性弹簧和线性阻尼器。

一、Maxwell模型

该模型由一个线性阻尼器和一个线性弹簧串联而成，对于这种模型的应力和应变关系的应力和应变关系很容易表示为

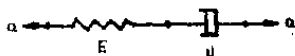


图2-1 Maxwell模型

$$\sigma + p_1 \dot{\sigma} = q_1 \dot{\epsilon} \quad (2-1)$$

式中 $\dot{\sigma}$ 及 $\dot{\epsilon}$ 分别表示应力和应变对时间的一阶导数， p_1 和 q_1 是与弹簧系数 E 和阻尼系数 η 有关的材料常数，这种模型反映粘弹性流体的性质。

二、Kelvin模型

该模型由一个线性弹簧和一个线性阻尼器并联而成。容

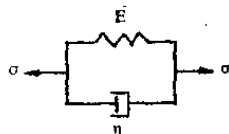


图2-2 Kelvin模型

易导出这种模型的本构方程式是

$$\sigma = q_0 \varepsilon + q_1 \dot{\varepsilon} \quad (2-2)$$

式中 q_0 及 q_1 是材料常数它们与弹簧系数 E 及阻尼系数 η 有关。

研究粘弹性材料的力学性质，通常需进行应力松弛或蠕变试验，Maxwell模型的应力松弛性质，可在公式(2-1)中令 $\varepsilon = \varepsilon_1 = \text{常数}$ ，求解应力作为时间的函数而得到，所代表的应力松弛曲线如图2-3所示。Kelvin模型的蠕变性质，可在公式(2-2)中令 $\sigma = \sigma_1 = \text{常数}$ ，求解应变而得到，所代表的蠕变曲线如图2-4所示。

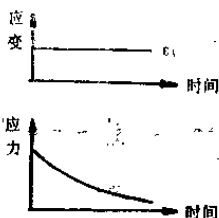


图2-3 Maxwell模型的应力松弛

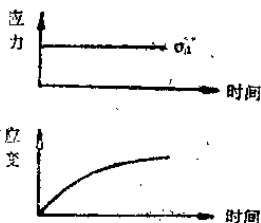


图2-4 Kelvin模型的蠕变

以上两种最简单的模型有很大的局限性，例如，Maxwell模型的应力松弛曲线当时间足够长时，应力将完全松弛，这与多数粘弹性材料的性质不符合，而Kelvin模型则不呈现应力松弛性质，于是要求较为复杂的模型。

§ 2-2 标准线性固体模型

一个Maxwell模型与一个线性弹簧并联，构成的模型称

为标准线性固体。

如图 2-5 所示。这种模型的本构方程式为

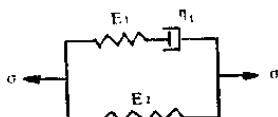


图 2-5 标准线性固体模型

$$\sigma + p_1 \dot{\sigma} = q_0 \epsilon + q_1 \dot{\epsilon} \quad (2-3)$$

式中 p_1 , q_0 及 q_1 是与 E_1 , E_2 , η_1 等有关的材料常数。当对试件施加一个阶跃应变 $\epsilon = \epsilon_1$ 时，由式 (2-3) 容易得到其应力松弛表达式为

$$\sigma = \epsilon_1 \left[q_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{p_1}} \right) + \frac{q_1}{p_1} e^{-\frac{t}{p_1}} \right] \quad (2-4)$$

式中 t 为时间。

当对试件施加一个阶跃应力 $\sigma = \sigma_1$ 时，由式 (2-3) 容易得到其蠕变关系为

$$\epsilon = \sigma_1 \left[\frac{1}{q_0} \left(1 - e^{-\frac{q_0}{q_1} t} \right) + \frac{p_1}{q_1} e^{-\frac{q_0}{q_1} t} \right] \quad (2-5)$$

式 (2-4) 及 (2-5) 对应的图形如图 2-6 及 2-7 所示。

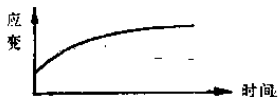
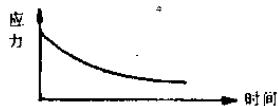
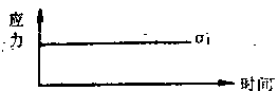
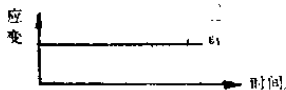


图 2-6 标准线性固体模型的应力松弛

图 2-7 标准线性固体模型的蠕变

§ 2-3 广义模型

对于有复杂流变性质的线性粘弹性材料。前两节的少数几个弹簧单元和粘性单元所组成的模型，可能不能较准确地描述其特性，如果增加单元的数目，则有可能逼近这些材料的真实模型。由几个 Maxwell 模型并联的模型称为广义 Maxwell 模型，其应力——应变关系表达式为

$$\sigma = \left(\sum_{i=1}^n \frac{D}{\frac{D}{R_i} + \frac{1}{\eta_i}} \right) \varepsilon \quad (2-6)$$

式中 $D = \frac{d}{dt}$, $R_i = \frac{q_i}{p_i}$, $\eta_i = q_i$.

对于由几个 Kelvin 模型串联而成的模型称为广义 Kelvin 模型，其应力——应变关系表达式为

$$\varepsilon = \left(\sum_{i=1}^n \frac{1}{D\eta_i + R_i} \right) \sigma \quad (2-7)$$

如果应力历史给定，则应用广义 Kelvin 模型较为方便，如果应变历史给定，则应用广义 Maxwell 模型较方便。但应注意，Maxwell 模型通常描述粘弹性流体的性质，Kelvin 模型通常描述粘弹性固体的性质。随着 n 的增加，实验确定的材料常数数目增加，给分析带来更大困难。

§ 2-4 线性粘弹性材料的动态响应

确定粘弹性材料流变性质的试验，除了应进行静态或准

静态荷载试验外，通常还应进行动态加载，常采用的方法是周期加载情况。对试件施加周期变化应力

$$\sigma = \sigma_0 \cos \omega t \quad (2-8)$$

式中 σ_0 是应力幅值， ω 是圆频率。如果材料是线性粘弹性的，则输入周期变化应力时，输出应变为

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \cos(\omega t - \delta) \quad (2-9)$$

式中 ε_0 为应变的幅值， δ 是位相角。以上两式如果用复数表示，则在研究上有许多方便，于是有

$$\sigma = \sigma_0 e^{i\omega t} \quad (\text{输入}) \quad (2-10)$$

$$\varepsilon = \varepsilon_0 e^{i(\omega t - \delta)} \quad (\text{输出}) \quad (2-11)$$

位相角的存在是材料内摩擦作用的结果，上式表明应变滞后于应力。类似以上的讨论，当对试件施加周期应变

$$\varepsilon = \varepsilon_0 e^{i\omega t} \quad (2-12)$$

则所测量的应力为

$$\sigma = \sigma_0 e^{i(\omega t + \delta)} \quad (2-13)$$

与在静态加载试验中相似，定义一个量

$$E^* = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} e^{i\delta} \quad (2-14)$$

注意到

$$e^{i\delta} = \cos \delta + i \sin \delta \quad (2-15)$$

则

$$\begin{aligned} E^* &= \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} (\cos \delta + i \sin \delta) \\ &= E_1 + iE_2 \end{aligned} \quad (2-16)$$

式中 E^* 称为复数模量， E_1 称为储存模量， E_2 称为损耗模

量。由于 δ 与频率有关，故 E^* 、 E_1 、 E_2 等是频率的函数。 E_1 和 E_2 可以通过试验测定，则 δ 可由下式确定

$$\operatorname{tg} \delta = \frac{E_2}{E_1} \quad (2-17)$$

如果材料的流变模型已知为 Maxwell, Kelvin 或标准线性固体等，则量 E_1 、 E_2 、 δ 可由计算得到

对于 Maxwell 材料

$$\left. \begin{aligned} E_1 &= \frac{p_1 q_1 \omega^2}{1 + p_1^2 \omega^2} \\ E_2 &= \frac{q_1 \omega}{1 + p_1^2 \omega^2} \\ \operatorname{tg} \delta &= \frac{1}{p_1 \omega} \end{aligned} \right\} \quad (2-18)$$

对于 Kelvin 材料

$$\left. \begin{aligned} E_1 &= q_0 \\ E_2 &= q_1 \omega \\ \operatorname{tg} \delta &= \frac{q_1 \omega}{q_0} \end{aligned} \right\} \quad (2-19)$$

对于标准线性固体

$$\left. \begin{aligned} E_1 &= \frac{q_0 + q_1 p_1 \omega^2}{1 + p_1^2 \omega^2} \\ E_2 &= \frac{(q_0 p_1 + q_1) \omega}{1 + p_1^2 \omega^2} \end{aligned} \right\} \quad (2-20)$$