

狗屈肌腱的力学特性初探——一维拉伸下的应力与应变关系

AN EXPLORATION OF THE MECHANIC PROPERTY OF THE
DOG' S TENDON——RELATIONSHIP OF STRESS AND STRAIN
UNDER ONE DIMENSION TENSENESS

王伯初 刘玉萍 王公瑞 杨力
Wang Bochu Liu Yuping wang Gongrui Yang Li
(重庆大学生物工程研究中心)

摘 要 根据狗屈肌腱在一维拉伸状态下的实验曲线,利用拟弹性理论,建立了肌腱在一维状态下的本构方程。获得了弹性模量和最大断裂强度等一些反映肌腱特性的实际的力学参数。

关键词 应力;应变;本构方程;生物力学/本质特性
中国图书资料分类法分类号 Q66

ABSTRACT Based on experimental data and the force—deformation Curve of dog' s tendon under one dimension, the constitutive equation of tendon was set up with mathematical analysis and elastic theory. Some mechanic parameters (such as modulus of elasticity, maximum fracture strength etc.) of the dog' s tendon are acquired. the result would provide reliable experimental data for clinical application.

KEY WORDS stress; strain; constitutive equation; biomechanics/essence property

0 前 言

由解剖学理论可知,肌腱是一种致密的结缔组织,具有很高的抗张强度。然而,鞘内肌腱创伤后功能恢复不理想的问题,一直是临床外科急待解决的课题之一。但由于肌腱在人或动物的运动过程中,处于复杂的力学状态,对它的全面生物力学了解,在国内研究较少。而目前广大科研工作者是从肌腱的临床功能出发,作了一些定性的分析。虽然近年来对肌腱力学特性的研究,已经受到重视,如 Hubbard、Woo 等人从分析肌腱的简单力学特性和工程材料特性着手,科学地提出了替代肌腱的工程材料问题,这对创伤肌腱的愈合和修复,有着重要的临床使用价值,但未涉及肌腱的本质特性。本文将从狗屈肌腱的拉伸实验结果和冯元桢提出

* 收文日期 1990-05-31
第三届全国生物力学会议论文

的拟弹性理论为依据,建立了肌腱在一维状态下的本构方程,对肌腱进行深入的生物力学分析,迈出了新的一步。

1 实验材料的制备

3只成年杂种狗(雄性),体重8~12kg,麻醉杀死后自狗前肢取下拇指腱和指肌腱(掌指区),各6条,长度均取为25mm,然后分别用螺旋测微器测量出每条肌腱中点长短轴直径,在同一肌腱的不同位置处测量6处,取其平均值。然后分别将肌腱作好标记,放入 Hank's 溶液中,并置于4℃的冰箱中待用。

2 实验装置

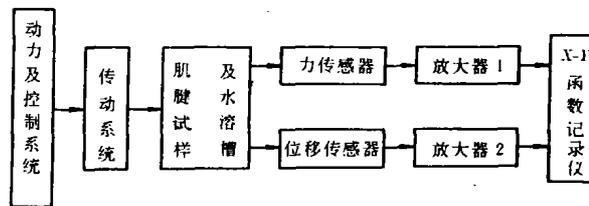


图1 试验装置框图

本文所用的生物软组织力学试验台(由重庆大学生物工程研究中心研制),其装置框图和夹具结构图分别见图1、图2。肌腱试样的两端分别固定在实验台的上、下夹具上。上夹具(连接器)与力传感器相连,下连接器接传动系统。当实验台启动后,由可控硅无级调速系统控制的传动装置使上、下夹具运动,从而带动肌腱试样产生纵向拉伸变形。其中力传感器

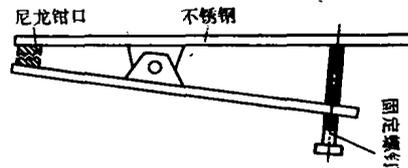


图2 夹具结构图

器(由重庆大学生物工程研究中心研制,其主要性能见表1)和位移传感器(美国 Trans,TEK 公司产品,其精度为±0.003mm)将肌腱受到的拉力及位移伸长量检测出来并转换成电信号,经放大器处理后,将由 X-Y 函数记录仪记录下肌腱受力与变形量的关系曲线。

表1 力传感器的主要性能

测量范围	非线性	零漂	精度	灵敏度
1~200N	±0.15%	0.5%/h	±5%	3%

3 力学试验

为了能测量肌腱的最大抗张能力,同时又保证力传感器在线性区域内,在测试前,将所有肌腱试样均从正中line剖开(从解剖学可知,肌腱的结构具有明显的对称性,若用肌腱的1/2

截面面积进行实验,引起的最大误差小于4.7%),用肌腱的1/2截面面积进行匀速单轴加载和卸载实验,加载速度为10mm/min。若取每个受试肌腱的参考长度为10mm。在对试件进行预处理时,载荷范围取0~50N,每个试件均需经过3~4次以上的预处理使其力学性质达到基本稳定。试样经预处理后,对肌腱进行加载—卸载实验,同时记录力与变形的变化曲线。最后,将肌腱进行一次破坏试验,获得不同指区肌腱的最大断裂载荷(此值是分析正常肌腱和受创伤后愈合肌腱的最大断裂载荷与营养等生化指标的参数,有关这方面的研究将在另文中报导)。

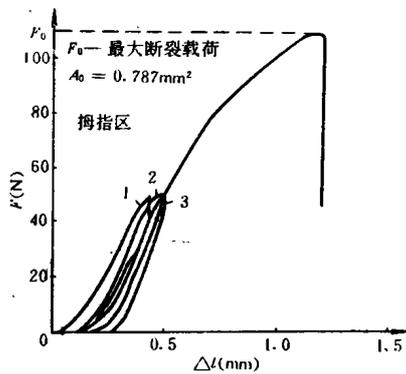


图 3 肌腱的预处理过程

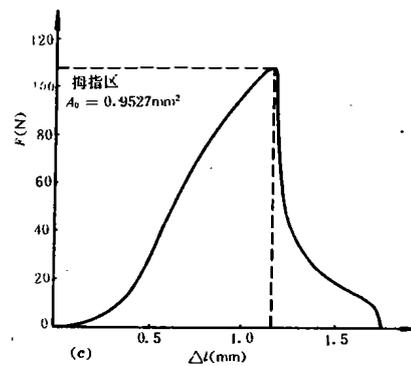
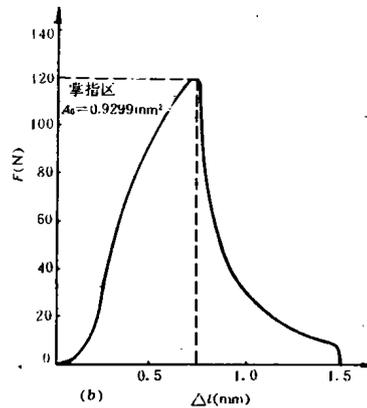
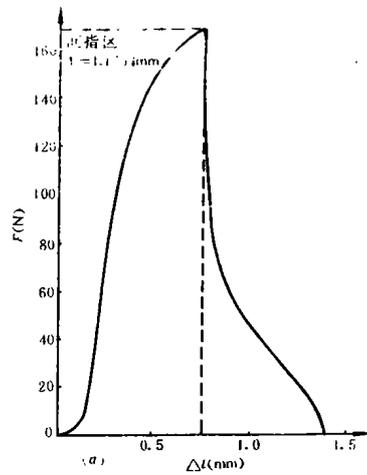


图 4 力与变形曲线

4 数据处理与分析

设在无外载荷作用的条件下,肌腱的参考长度为 L_0 ,取肌腱横断面长、短半轴分别为 a 、 b (肌腱的横断面近似于椭圆,本文以椭圆面积来近似代替肌腱断面的实际面积)。则肌腱的横截面积为:

$$A_0 = \pi ab \tag{1}$$

设试样受力后瞬时长度为 L ,载荷的大小为 F ,则:

$$\text{伸长比} \quad \lambda = L/L_0 \tag{2}$$

$$\text{张应力} \quad T = F/A_0 \tag{3}$$

因肌腱不是弹性体,而是粘弹性体(见图3、4)。运用拟弹性理论来反映生物软组织的粘弹性行为,且认为大多数生物软组织材料的应力与应变关系对应变率的变化不敏感。故一般的生物软组织材料可以认为在加、卸载时,具有不同的应力与应变关系的两种弹性体,从而将加、卸载过程分别处理。因此,本文将借用该方法来获得肌腱的本构方程。

经预处理后,肌腱的应力与应变关系处于稳定,可用下述方程来描述这种关系:

$$T = \begin{cases} f_1(\lambda) & d\lambda/dt > 0 \\ f_2(\lambda) & d\lambda/dt < 0 \end{cases} \tag{4}$$

若 $f_1 = f_2$ 时,则材料为弹性的,反之则材料为非弹性的,分析函数 $f_1(\lambda)$ 和 $f_2(\lambda)$ 的一种比较方便的方法是以 $T-\lambda$ 曲线的斜率 $dT/d\lambda$ 对 T 作图,如图5所示。

5 结果与分析

本实验所取的载荷范围为0~200N,在拉伸速度为10mm/min的条件下,其各组肌腱的典型代表曲线见图3、4。当张应力 T 值在0~35KPa 设定时,各组肌腱所得的曲线上,各 T 值所对应点的斜率 $dT/d\lambda$ 即可确定。求得每组所有曲线上同一 T 值所对应点 $dT/d\lambda$ 的平均值,然后以每组肌腱各 T 值对应点的平均 $dT/d\lambda$ 与 T 作图。狗屈肌腱各组的 Young's 模量($dT/d\lambda$) 与张应力(T) 的关系见图5所示。

为了更好地反映出狗屈肌腱的粘弹性性质,本文将以直线方程,分别拟合实验所得的数据。

$$dT/d\lambda = E_0 + \alpha T \tag{5}$$

式中 E_0 是截距; α 是直线的斜率。该方程也可进一步写成:

$$dT/d\lambda = \alpha(T + \beta) \tag{6}$$

两边积分,可得:

$$T + \beta = Ce^{\alpha T} \tag{7}$$

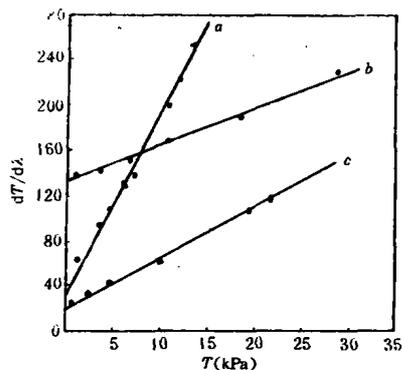


图5 肌腱的弹性模量 $dT/d\lambda$ 与张应力 T 的关系曲线

- a: 间指区 $A_0 = 1.1754\text{mm}^2, l_0 = 10\text{mm}$
- b: 掌指区 $A_0 = 0.9267\text{mm}^2, l_0 = 10\text{mm}$
- c: 拇指区 $A_0 = 0.9587\text{mm}^2, l_0 = 10\text{mm}$

方程中的积分常数可用曲线上的任意一点值来确定。如当 $\lambda = \lambda^*$ 时, $T = T^*$, 则

$$T = (T^* + \beta)e^{\alpha(\lambda - \lambda^*)} - \beta \quad (8)$$

即当 $0 \leq T \leq 35\text{kPa}$ 时, 肌腱存在指数型的应力与应变关系, 即方程(8)为肌腱的一维本构方程, 其 α, β 的值见表2所示。

各种不同肌腱的最大断裂指标, 见表3。

表 2 不同区域肌腱的 α, β 实测值

实测参数	拇指区	掌指区	间指区
α	0.5 ± 0.01	0.5 ± 0.01	2.1 ± 0.02
β	40 ± 0.25	255 ± 1.2	16.7 ± 0.2

表 3 最大断裂强度比较(室温)

强度指标	拇指区	掌指区	间指区
最大断裂强度(Pa)	110.7 ± 0.1	126.5 ± 0.1	140.0 ± 0.1

6 结 论

研究肌腱生物力学特性具有以下几方面的意义。

1) 通过对肌腱力学特性的研究, 可进一步了解肌腱的结构和功能特征, 并为肌腱的功能康复和临床研究提供了必要的力学依据;

2) 获得的肌腱的本构方程, 可将生物问题变成数学上的边值问题来处理;

3) 肌腱材料的弹性模量比一般生物软组织的弹性模量要高得多, 大约是血管的20倍;

4) 从本构方程(8)式的形式可知, 它与图4所得的结果基本上相符(都是指数型);

5) 从图4和表3可知, 间指区的弹性模量和最大断裂强度为最高, 掌指区次之, 而拇指区为最低, 这一点与一般生物体的手或脚的运动状况相符;

6) 间指区、掌指区和拇指区具有相同的本构方程形式, 只是系数 $T^*, \lambda^*, \alpha, \beta$ 值不同, 其 α, β 值详见表2所示。

参 考 文 献

- 1 Viidik A. Handbook of Biomechanics. New York: McGraw-Hill Book Company, 1989, 6. 1~6. 19
- 2 冯元桢. 生物力学. 长沙: 湖南科学技术出版社, 1986, 222~296