

中山医学院 刘普和
兰州医学院 邝华俊 主编
湖南医学院 吴幸生

医学物理学

• 人民卫生出版社 •

61.53
855

医学物理学

主 编

刘普和 邝华俊 吴幸生

编 写

王书光	王 照	文宗曜
史宏敏	邝华俊	朱国恩
朱懋森	曲 直	刘普和
刘 骥	刘子遥	李诗豪
李济时	李聚五	吕景新
华蕴博	吴幸生	吴作舟
陈景藻	何绍钦	沈一英
沈友民	沈树声	杨世铭
杨春智	姜远海	周希贤
张书琴	罗泮祥	胡纪湘
胡基琰	姚忠权	徐佩璜
徐纪湖	徐葆仁	秦 诚
黄治焯	曾仁端	蒋 霖
粟载福	谭润初	霍纪文

戴学助



人民卫生出版社

4110687

医 学 物 理 学

刘普和 郎华俊 吴幸生 主编

人民卫生出版社出版

四川新华印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行

787×1092毫米 16开本 $72\frac{1}{2}$ 印张 4插页 1703千字

1981年 10月第1版第1次印刷

印数：1—8,200

统一书号：14048·3828 定价：9.50元

D-64/06

编者的话

由于物理学的理论和方法在医学基础、临床和理论研究方面的应用发展很快,许多生命科学工作者和有关院校师生都感到需要一本综合介绍这方面知识的参考书。这本《医学物理学》就是为满足这样的要求而编写的。

医学物理学是一门边缘科学。它不仅发展很快,而且涉及的学科也很多。有些方法技术上的问题既是医学物理学也是医学生物工程学的内容;有些理论性的探讨不仅与物理有关,而且也牵涉到生物化学、生理学、组织学、数学等。因此要严格给医学物理学规定一个范围是有困难的。本书在内容的选择上采取比较灵活的做法,只要是大家感兴趣的有关课题都予以列入。对于一本参考书来说,我们认为这样做是合适的。当然这并不是说本书已经把所有的有关内容都已包括无遗了。

我们意识到本书每一章的内容都可以写一本专著。但是在这里我们只准备在大学物理学的基础上对每一个专题作一般原则性的介绍,使读者对感兴趣的问题有一个入门的知识。在每章后面都列出参考文献书目,供有志深入的读者进一步阅读时作参考。

编写这样一本大型的参考书,对我们来说,既缺乏经验,又限于水平,缺点一定是不不少的。希望读者多提批评意见,以便在再版时改进。

本书在编写过程中除得到各兄弟院校物理学教研组的大力支持外,又蒙姚忠权和曾仁端两同志协助阅读部分稿件,曾仁端同志绘制大量插图,中山医学院物理学教研组的同志们协助撰写稿件,我们特在此表示谢意。

刘蕃和 邝华俊 吴幸生

D769/09

目 录

第一章	人体力学	(1)
第二章	大气对人体的作用	(30)
第三章	航天中的超重和失重	(54)
第四章	生物中的表面现象	(70)
第五章	心血管动力学	(92)
第六章	射流技术的医学应用	(141)
第七章	液晶和生物液晶态	(167)
第八章	生物膜的渗透和运输过程	(184)
第九章	生物热力学	(207)
第十章	热学测量和热学仪器	(237)
第十一章	医用电子电路基础	(274)
第十二章	医用换能器及记录装置	(336)
第十三章	生物电位与神经传导	(360)
第十四章	人体生物电及其描记	(397)
第十五章	心脏起搏和除颤	(442)
第十六章	微波的产生、生物学作用及医疗应用	(469)
第十七章	磁场的生物作用及医疗应用	(509)
第十八章	人工脏器	(520)
第十九章	声波与听觉	(546)
第二十章	超声在医学上的应用	(579)
第二十一章	眼的光学系统	(614)
第二十二章	生物显微镜	(638)
第二十三章	电子显微镜	(665)
第二十四章	几种医用光学仪器	(681)
第二十五章	X射线及其医学应用	(695)
第二十六章	激光和医用激光器	(733)
第二十七章	激光生物作用机制及医疗应用	(762)
第二十八章	光谱分析方法	(814)
第二十九章	核子医学物理	(857)
第三十章	医用核子仪器	(895)
第三十一章	生物学中的信息论浅说	(927)
第三十二章	电子计算机及其医学应用	(958)
第三十三章	生物控制论	(985)
第三十四章	量子生物学基础	(1011)

· 医用数学基本知识.....	(1058)
· 医疗电器和电子设备中的安全用电.....	(1124)
三 常用表.....	(1144)

第一章 人体力学

目 录

第一节 肌肉和骨骼的力学性质	1
一、肌肉的力学性质	1
二、骨的力学性质	6
第二节 人体静力学	11
一、人体中的杠杆作用	11
二、作用于髋关节的力	14
三、作用在脊柱上的力	18
第三节 人体动力学	21
一、人体直立	21
二、步行和步行速度	22
三、跑步的最大速度	22
四、跳跃力学	23
五、游泳跳板跳水力学	24
第四节 临床力学器械	26
一、膝部器械	26
二、手部和颈部器械	28
参考文献	29

从力学的观点来研究生物的科学叫做生物力学。生物力学是一门边缘科学。它的内容涉及到解剖学、生理学、病理学、物理学、工程学等方面的知识。本章着重讨论与人体有关的力学原理。首先简略地介绍肌肉和骨骼的力学性质,再在此基础上讨论人体静力学和人体动力学的一些问题,最后介绍几种临床力学器械,至于细胞力学,则留到第四章讨论。

第一节 肌肉和骨骼的力学性质

一、肌肉的力学性质

动物的基本特征是能够“动”,而“动”是靠肌肉收缩来完成的,可见肌肉收缩是动物的主要生命过程之一。肌肉是怎样收缩的,肌肉收缩时的张力和收缩量(或伸长量)有什么关系,肌肉收缩的快慢决定于哪些因素以及肌肉如何作功等等,从力学的观点来看,都是很重要的问题。在讨论这些问题之前,有必要先简略介绍一下肌肉的结构。

1. 肌肉的结构 人体肌肉有横纹肌、平滑肌和心肌三种。这里只介绍横纹肌的结构。图 1-1 是横纹肌解剖示意图。图 1-1a 是一块肌肉,它是由大量肌纤维并联而成

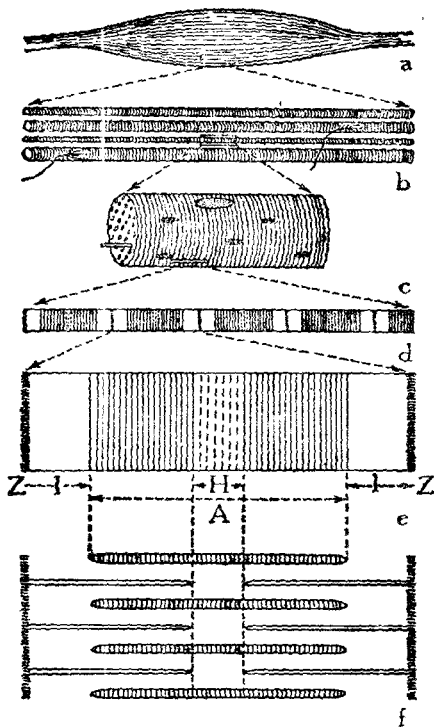


图 1-1 横纹肌解剖示意简图

肌肉 (a) 由肌纤维 (b) 组成, 在光学显微镜下显示出横纹。纤维表面的小分枝结构是运动神经的“终极”, 可向肌纤维发出收缩信号。单根的肌纤维 (c) 由肌纤维组成, 其旁有细胞核和线粒体。在单根的肌原纤维 (d) 内, 横纹显示为明带和暗带反复相间的型式。这种形式的横纹的一个单位 (e), 依次由“Z线”、“I带”、“A带” (被“H带”分开)、“I带”和“Z线”组成。电子显微镜照片业已表明, 这种反复相间的盘带型式是由于粗、细纤维 (f) 的相互透合所形成的。

肌丝分粗细两种, 粗丝长约 1.5 微米, 直径 110 ± 10 埃 (1 埃等于 10^{-10} 米)。细丝长约 2.0 微米, 直径约为 40 ± 10 埃。由图 1-1f 可见, Z 线是致密物质, 有细丝穿过它 (实际上 I 带为 Z 线平分); I 带只有细丝, A 带粗丝细丝都有, 粗丝和 A 带同长, H 带只有细丝。

若取 A 带的横截面, 可得图 1-2 的示意图。由图可见, 粗丝、细丝都各自组成正六边形。每一细丝在三粗丝之间的对称位置上。而每一粗丝周围则和其他粗丝共有六条细丝。两粗丝间的间距为 440 埃。

粗丝几乎完全由大约 200 个肌凝蛋白分子组成, 分子长约 1500 埃, 直径 20~40 埃, 分子量是 50 万。其形状类似英文字母 Y, 彼此相嵌而成粗丝, 伸出侧面的叉

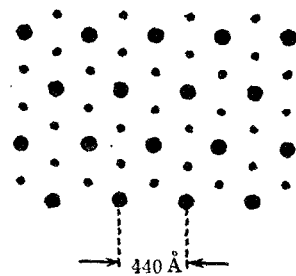


图 1-2 A 带横截面

的。图 1-1b 是横纹肌纤维, 即肌细胞, 呈长圆柱纤维形, 所以叫肌纤维。肌纤维有长有短, 有粗有细, 其直径约 10~100 微米, 其长度不是几乎等于肌肉的全长, 就是等于它的一半。图示肌纤维表面的小分支结构是运动神经的终极, 运动神经通过它向肌纤维发出收缩信号。一个神经元及其纤维所支配的一些肌纤维构成一个运动单位, 运动单位的肌纤维是一起运动的。一个运动单位的肌纤维数有多有少, 如眼外肌的只有 5~10 根, 而二头肌的有 1,000~2,000 根。少的力小, 能控制细致的运动; 多的力大, 适于出大力。人类能用手绣花, 又能用手打铁, 就是靠着选用不同肌肉和不同数目的强弱运动单位来做到这一点的。图 1-1c 是单根肌纤维。

单根肌纤维又由大量肌原纤维 (图 1-1d) 并联而成。肌原纤维也有粗有细, 有长有短, 其长度等于肌纤维的长度, 直径约 1~2 微米。肌原纤维呈现横纹, 因而又叫做横纹肌。横纹显示出明带和暗带反复相间的型式, 从一条 Z 线到另一条 Z 线, 为一个肌节。肌节是具有收缩性的结构单位, 静息时一个肌节长约 2~2.5 微米, 这就是说一个肌原纤维是由许多肌节串联而成。而一个肌节 (图 1-1e) 依次由 Z 线、I 带 (明带)、A 带 (暗带, 其中央区是致密程度较小的 H 带)、I 带和 Z 线组成。

肌原纤维又是由许多肌丝串联并联而成。

叫做横桥，横桥是肌原纤维收缩时生力的构件之一。细丝主要由大约 200 个肌纤蛋白分子构成，这些分子的直径为 54 埃，分子量是 5 万。

以上简单介绍了横纹肌的结构。应该说明，肌纤维和肌原纤维可用光学显微镜观察，肌丝及其各带要用电子显微镜观察，至于构成肌丝的分子键则只能用 X 射线衍射、流动双折射等方法间接观察。

2. 肌肉收缩的类型 在讨论肌肉收缩时，必须了解收缩类型，因类型不同所得到的结果不同。根据肌肉受激收缩时其长度是否发生变化，可把收缩分为等张收缩、等长收缩和伸长收缩。（1）肌肉收缩时其张力几乎不变，改变的只是肌肉缩短，这类收缩（如举起重物）叫做等张收缩。若这样布置仪器，使收缩开始后才加负荷，叫后负荷法。（2）把肌肉两端固定，使长度不变（即使负荷大于肌肉所能产生的最大张力，但实际上是有少许变化的），变的是肌肉所产生的张力，这类收缩（如压挤握力计）叫做等长收缩。也可以突然释放等长收缩下的肌肉，让它在一小负荷下收缩，以研究其变化。（3）负荷过重，即大于肌肉所能产生的最大张力，此时肌肉收缩时不仅不能缩短反而伸长，这类收缩（如手提重物）叫做伸长收缩。

就肌肉收缩和刺激强度及频率来说，可把收缩分为单收缩、局限收缩、强直收缩和挛缩。（1）若用一个电脉冲刺激神经或肌肉，只引起一次迅速的收缩，叫单收缩。图 1-3A 上曲线示动作电位，下曲线示等长单收缩时张力随时间的变化。若是等张单收缩，就得到收缩量随时间的变化曲线。实验证明，就二者达到最大值的时间来说，等长单收缩快于等张单收缩。还应说明，只要刺激强度等于或大于阈强度，肌纤维就会发生一样的收缩，即单收缩服从全或无定律。（2）当刺激强度小于阈强度时，虽然不会出现整个肌纤维的收缩，但在电阴极附近还是会产生较小的收缩，这叫局限收缩（图 1-3C）。

（3）在刺激频率低时，可产生一连串各自分立的单收缩。若相邻两次刺激相隔的时间近，就可能发生收缩的重叠，但各收缩还是可分辨的。就人体横纹肌来说，当刺激频率达到 50 赫时，则出现一次平滑的收缩（图 1-3B），这叫强直收缩，其持续时间比单收缩长得多，其收缩强度则是单收缩的 4 倍。（4）当刺激频率高达 300 赫时，就会出现比强直收缩强 10% 而持续时间更长的不随意的收缩，这叫挛缩（图 1-3D）。

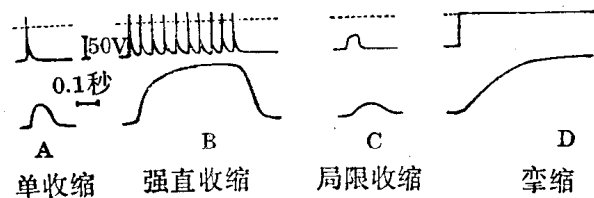


图 1-3 收缩量和时间关系

3. 肌肉收缩与滑行学说 实验证明，肌凝蛋白和肌纤蛋白是肌肉的活动部分，而主要能源是 ATP，即肌凝蛋白和肌纤蛋白在 ATP 溶液中同时存在时可发生收缩；而其松弛则是化学因素（叫做 M-B 因子）引起的。这是从化学观点看肌肉的收缩和松弛，既收缩和松弛是通过一系列化学过程来完成的。

实验又证明，在肌纤维缩短和伸长时，细丝和粗丝的长度实质上都没有变化。既然如此，那么肌原纤维又是怎样缩短和伸长的呢？为此提出了一些学说，比较成熟的是赫胥黎（Huxley）的滑行学说，即肌纤维的缩短和伸长借助于细丝和粗丝的相对滑行来完成。图 1-4 是一个肌节的示意图。图 1-4b 是肌节静止时的情况。图 1-4a 是肌节伸

长的情况，细丝向外滑行，此时细丝粗丝几乎完全分开，I带和H带都变宽，A带不变。图1-4c是肌节缩短的情况，细丝相内滑行，I带变窄，H带变得更多，A带不变。图1-4d是显著收缩的情况，I带变得更窄，细丝向内滑行以致部分重叠。在电子显微镜下可见粗丝周围本来有6根细丝，现在是12根了，A带长度仍未变。图1-4e是最大收缩，此时除细丝重叠外，粗丝还发生了皱褶，连A带都变短了。应说明重叠和皱褶不是收缩的原因而是收缩的结果。

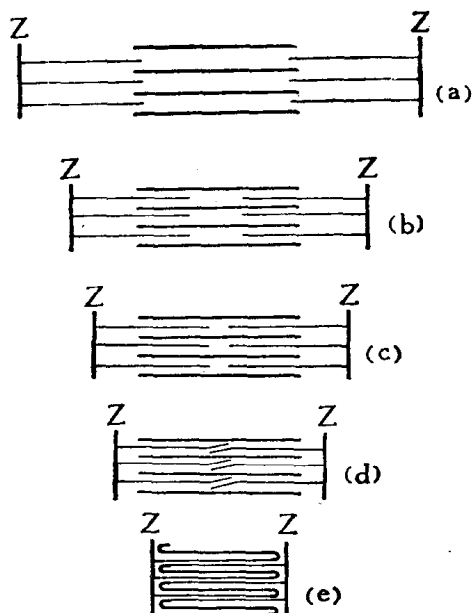


图1-4 肌节伸缩示意图

4. 肌肉张力和其长度的关系 已知刺激是通过一连串化学过程引起肌肉收缩的，那么肌肉收缩时的张力又是怎样产生的呢？图1-5示肌原纤维张力来源的模型图。粗丝的突出物即前述横桥M因热运动而在平衡位置O左右振动，A是细丝上的特异部位。设收缩时粗丝向右细丝向左滑行。在某一瞬间，M将和A结合在一起，于是粗丝上的弹性元件将有张力作用于细丝，这张力和位移X成正比，并和收缩的趋势一致，AM结合后将向平衡位置移动，到达或超过平衡位置时，某化学因子(M-B)将起作用，使A和M分离，细丝就向右滑行，恢复肌节原长。显然在收缩时诸原纤维的AM结合越多，所生的张力就越大。

现较详细地讨论此张力的关系(图1-6)。曲线A示肌原纤维不活动即被动拉长的情况(伸长收缩)。由曲线可见，肌肉虽然随着负荷的增加而伸长，但并不服从虎克定律，即伸长不与负荷成正比，而且负荷越大，伸长的增加率越小，也就是越难伸长，负荷过重时可能拉断。A线

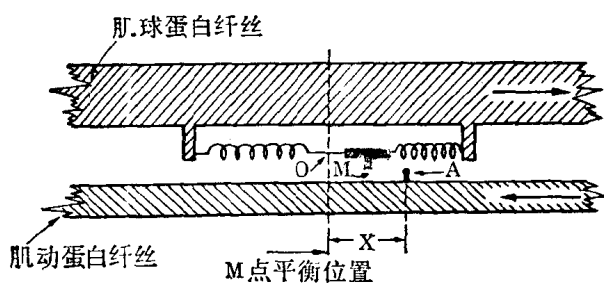


图1-5 肌原纤维张力模型图

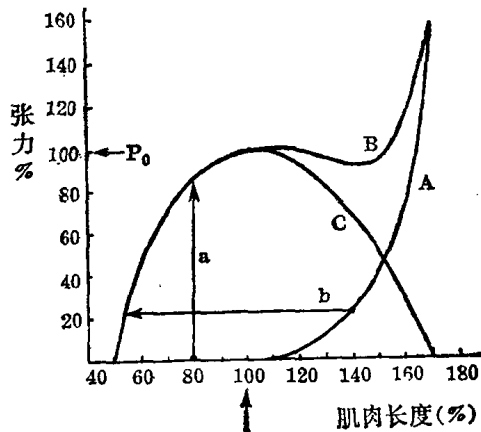


图1-6 肌肉长度与张力大小的关系

上的b点示负荷为 $0.20P_0$ 时(P_0 是肌肉强直收缩时的最大张力)，肌肉长度为 $1.4L_0$ 。 $(L_0$ 是肌肉原来长度)，这是等张伸长收缩。曲线C示肌肉受到刺激，即肌肉活动时，其张力和长度的关系。就肌原纤维来说，当其长度为 $1.7L_0$ 时，粗丝和细丝间完全无结合，所以张力为零。随着其长度的缩短，粗细丝的结合变多，张力变大，到全部结合

时（即曲线C的顶点），张力达到最大值。到肌肉再短时，由于先是细丝迭合后是粗丝的皱褶，因而张力变小。如长度=0.8L。时，张力等于0.8P。（等长收缩时的情况），到肌肉长度等于0.5L。时，张力为0。曲线B是曲线C与曲线A之和，代表实际测得的肌肉长度和张力关系。由图可见，当肌肉长度在L₀~1.3L₀之间强直收缩时大约产生最大张力。

至于一块肌肉，其张力的大小则和运动单位的并联有关。要得到较大的张力则是并联越多越好，但缺点是收缩量不大。即使就人肌单位横截面来说，其值也有不同，大约是1~8.2公斤/厘米²。

5. 肌肉收缩做功 物理学上有关功的定义也适用于肌肉，即功等于位移方向的分力和着力点位移的乘积。这里的力是指肌肉的张力，位移是指肌肉的收缩。若肌肉收缩没有使负荷沿收缩方向移动，则肌肉不作功，尽管此时是消耗能量的。若负荷的重量大于最大收缩张力（如手提重物），则肌肉将被拉长，那么肌肉作的是负功，因肌力和位移方向相反。

设一长肌的横截面积为50平方厘米，长为15厘米，每平方厘米的张力为8公斤，设缩为原长的一半，则该肌肉每收缩一次所作之功为：

$$W = Px = 8 \times 50 \times \frac{15}{200} = 30 \text{ 公斤} \cdot \text{米} \quad (1-1)$$

为了说明肌肉结构和肌肉所作之功二者间的关系，设一块肌肉内有800根肌纤维并联着，每根长4厘米，各能施1克之力，并能缩短一半，则该肌肉所能完成之功为（800×1×4/2）=1.6公斤·厘米。如果该肌肉块只有400根并联的肌纤维，但每根长8厘米，也是各施1克之力，其所作之功仍然是（400×1×8/2）=1.6公斤·厘米。由此可见，体积一样的肌肉，尽管力和位移可能不同，但所作之功还是一样。

肌肉在什么条件下所作的外功（即有用功）最大呢？肌肉作外功的多少决定于负荷的大小。若负荷过小，则肌肉的化学势能只用掉一部分，一部分变为热。若负荷过重，则肌肉缩短得很少，有时甚至不缩短（如等长收缩），即没有作外功，其所消耗的化学势能全部转变为热。既然负荷过重过轻都不好，那么负荷多重时肌肉所作之功最大呢？表1-1是在不同负荷情况下，对蛙肌作相等刺激的结果。由表可见，只有当负荷为肌肉所能施的最大的力的一半时，肌肉所作之功才具有最大值。

表 1-1 负荷与肌肉缩短及做功的关系

负荷 (克)	缩短 (厘米)	功 (克·厘米)	负荷 (克)	缩短 (厘米)	功 (克·厘米)
0	0	0	6	5	30
1	10	10	7	4	28
2	9	18	8	3	24
3	8	24	9	2	18
4	7	28	10	1	10
5	6	30	11	0	0

6. 肌肉张力和收缩速度的关系 关于肌肉收缩的做功和生热，希尔（Hill）做

过大量实验研究。他指出，肌肉收缩时所消耗的能量 E 用于两部分：一是作机械功，这功等于负荷 P 乘以收缩距离 X ，即等于 Px 。二是产生收缩热量 Q ，其值等于 ax ，即生热量和收缩距离成正比。 a 是比例常数，它是肌肉收缩 1 厘米时所生的热（量纲为克重或公斤重）。值得指出的是 a 对不同肌肉的值是一样的，并且和负荷的大小无关，但其值和肌肉横截面积 S 成正比，还和温度有关。就蛙的缝匠肌来说，在 0°C 时最大收缩情况下， a/S 等于 400 克重/厘米²。可见（不包括活化热），

$$E = Px + ax = (P + a)x \quad (1-2)$$

对上式求导数，得

$$\frac{dE}{dt} = (P + a) \frac{dx}{dt} = (P + a)v \quad \left(v = \frac{dx}{dt} \right) \quad (1-3)$$

希尔从实验得出

$$\frac{dE}{dt} = b(P_0 - P) \quad (1-4)$$

即肌肉收缩时所消耗的功率 $\frac{dE}{dt}$ 和 $(P_0 - P)$ 成正比，式中 b 是比例常数， P_0 是肌肉等长强直收缩的最大张力， P 是负荷。由式可见，当负荷变小时，消耗功率变大。在负荷等于零时，消耗功率最大，而在 $P = P_0$ 时反而为零。

由式 1-3 和 1-4 可得

$$v(P + a) = b(P_0 - P)$$

改写上式得 $(P + a)(v + b) = (P_0 + a)b = \text{常数} \quad (1-5)$

这式是希尔最早提出的、关于肌肉收缩的基本方程式，常称为希尔方程式。这是一个双曲线方程式，如图 1-7 所示。它指出在等张收缩时肌肉的收缩速度 v 随负荷的增大而双曲线式地下降。应说明的是，此处的 v 是指任一收缩中能得到的最大收缩速度。这意味着在一次等张收缩时，收缩是有快有慢的，图 1-8 是肌肉收缩的时程图。由图可见，

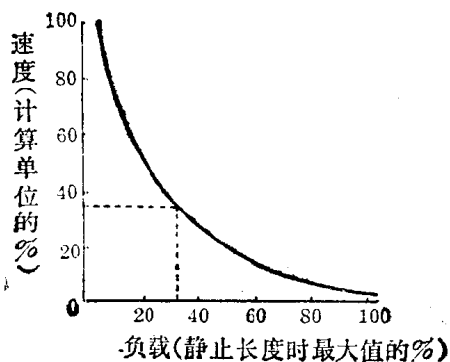


图 1-7 希尔方程式

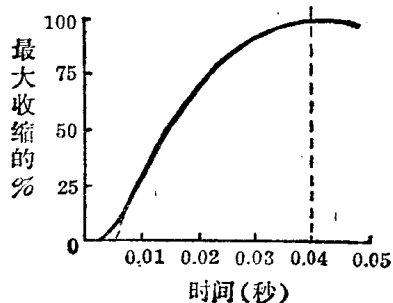


图 1-8 肌肉收缩的时程图

在等张情况下，收缩速度（即曲线的斜率）是最初快，然后变慢，到最大收缩时为零。

二、骨的力学性质

骨构成人体支架，是人体运动的被动部分，它还起到保护内脏器官的作用。因为作

用不同，骨的形态也不同，一般分为长骨、短骨、扁骨和不规则骨。在这里我们只讨论长骨的力学性质。先简单介绍骨的结构。

1. 骨的结构 无论哪一种骨，外层都是坚硬的骨密质，内层是海绵状的骨松质。骨的内、外表面都包有一层致密结缔组织膜。骨密质和骨松质的主要成份都是骨单位（Osteon），骨单位也是骨的力学单位。

通常骨单位具同心柱形的层状结构，并有分支。截面可以是圆形或椭圆形等。长约几毫米，平均直径为 180~200 微米。骨单位的每一层则由胶原纤维束和无机微晶组成（骨单位内还有骨细胞，它有许多长的分支突），后者和前者是牢固地连在一起的，并保持各自原有的特性。胶原纤维则靠粉状粘合剂粘合在一起而具板层形。每一层的胶原纤维是互相平行的（图 1-9），但相邻两层的取向可以不同。如图 1-9 (A) 诸纤维束

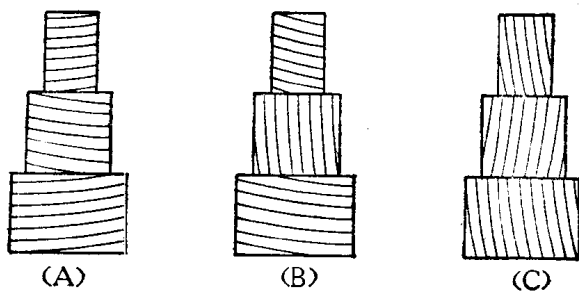


图 1-9 骨单位各层的胶原纤维

具有横向螺旋形，(C) 中诸纤维束具有纵向螺旋形，而 (B) 中的诸纤维中则是一层横向一层纵向。还应指出各层也不一定一样厚。一般说来，虽然任一种骨都有这三种类型的骨单位，但某一骨可能以 A 型为主，而另一骨则以 C 型为主。此外，骨中还有许多小孔，即使是骨密质，也是如此，孔的直径为 10~20 微米，两孔间的间距是 200~300 微米。至于骨

松质就更加明显了，它呈海绵状，孔的直径有大到几毫米的。所有这些结构上的差别都将表现为骨在力学性能上的差别。最后还应指出骨单位不是静态的，而是在不断地新生和死亡。

就骨单位的三成分来说，无机微晶一般认为是 $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$ ，长度约为 20 毫微米。它们和胶原纤维束结合后能大大增强骨的硬度，如胶原纤维的弹性模量为 10^4 公斤/厘米²，而骨的却增大了 10~20 倍。无机微晶的结合还可增加强度，比同体积的纯胶原纤维强一倍。这种情况在工业上也有类似的例子，如给橡胶加少许炭黑，使其硬度和强度均显著增加。

至于胶原纤维的粘合剂，一般是蛋白-多糖复合体。它的光学性质是均匀的，作用是把胶原纤维束粘合在一起。

最后，骨单位上可见的是胶原纤维束，其直径为 2~4 微米。顾名思义，纤维束包括许多纤维，它们刚刚能用光学显微镜分辨，而纤维又为许多原纤维组成，原纤维又分为许多明暗相间的带，明带窄（240 埃），亮带宽（400 埃）。

2. 长骨的力学性质 研究骨的力学性质多用股骨，至于样品可用骨单位、骨密质和全骨，现试分别说明它们的力学性质如下。

(1) 骨单位的力学性质：有人从年龄为 30 岁的人尸的湿股骨骨干取样，样品厚 500 微米，厚度和截面直径的比值是 2.5:1 或 3:1。样品分为 A、B、C 三类，有完全骨化的，有开始骨化的。测量厚度和直径用目镜测微计。试验抗压强度等时，每次加负荷 5 克，厚度变化用微波测微计。整个测量是在 20℃ 温度下进行的。因样品太薄，

没有进行抗张强度的测量。试验结果如表 1-2 和图 1-10 所示。由此可得如下一些结论：①就肺强肺变的关系是否服从虎克定律来说，由图可见以 A 类完全钙化的直线性最好，最差的是 B 类开始钙化的样品，因从一开始，曲线就弯曲，这意味着可塑性出现得

表 1-2 骨单位的力学性质

骨单位的类型	样品数	弹性模量 (公斤/毫米 ²)	极限抗压强度 (公斤/毫米 ²)	出现裂痕时的肺变 ($\frac{\Delta l}{l}$ %)
A类(已完全钙化)	13	949.05±166.70	16.70±1.19	1.88±0.29
A类(开始钙化)	7	736.62±56.06	10.02±1.05	2.82±0.57
B类(已完全钙化)	12	754.04±163.49	13.66±0.95	2.09±0.51
B类(开始钙化)	2	336.11±170.63	7.99±1.37	3.04±0.59
C类(已完全钙化)	7	644.97±184.89	11.20±1.03	2.46±0.40
C类(开始钙化)	7	490.83±152.98	8.96±0.94	2.97±0.36

早；其他样品的直线则有长有短。②就极限抗张强度来说，以纤维束横向的（A类）最大，纤维束纵向的（C类）最小，一横一纵的居间。这是因为纵向纤维束容易被压缩，所以抗压强度小，而纤维束一纵一横的骨单位，纵纤维束的压弯将受到另一层横向纤维

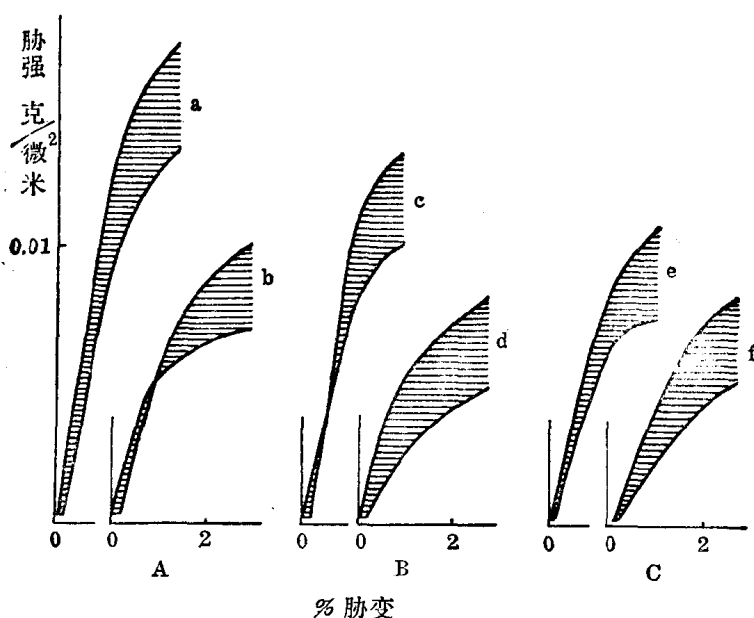


图 1-10 各类骨样品的肺强和肺变的关系。a, c, e 为完全钙化，, b, d, f 为开始钙化。

束的约束，所以抗张强度大一些。③以纤维束横向的骨单位（A类）的弹性模量最大。④就所有三类骨单位的肺强-肺变曲线来说，完全钙化的和开始钙化的有明显的不同，前者的弹性模量和极限抗压强度都大一些，但出现裂纹时的肺强小一些，可见无机微晶有增强硬度和强度的作用。⑤出现裂纹和骨单位的长轴对于三类骨单位都是夹 30~35° 的角度，这裂纹是由于压缩引起的切肺强产生的裂纹附近发生了微晶的歪曲和纤维束的断裂。⑥将骨单位的试验结果和宏观的试验结果比较，发现它们很相近，这证明骨单位是骨密质的力学单位。

(2) 骨密质和骨松质的力学性质:

①骨密质: 从四肢取出一小段湿的密质骨, 研究胁强和胁变的关系, 结果如表 1-3 和图 1-11 所示。由图可见, 当胁变小于 0.5% 时, 胁强和胁变有直线关系, 这意味着骨服从虎克定律。胁变大于 0.5% 时, 曲线弯曲, 增加胁强所产生的胁变远大于弹性体所应产生的胁变。当胁强增加到某一值时, 骨将出现裂纹, 即发生了骨折。骨折大约发生在胁变为 1.5% 处, 此时的胁强叫极限抗压 (或抗张或抗弯) 强度。由表 1-3 可见, 各骨同一力学参数的值相差不大, 骨的极限抗弯强度大于极限抗压强度, 而极限抗压强度大于极限抗张强度。关于极限抗弯强度, 值得指出的是, 随着年龄的增长, 其值有所下降, 但 70 岁以上比 20~30 岁, 其值只下降了 25%。因此骨变硬对于老年骨折是其中的一个原因, 但其主要原因还是老年人不够灵活, 跌倒时不能将其体重分布在较大面积上。

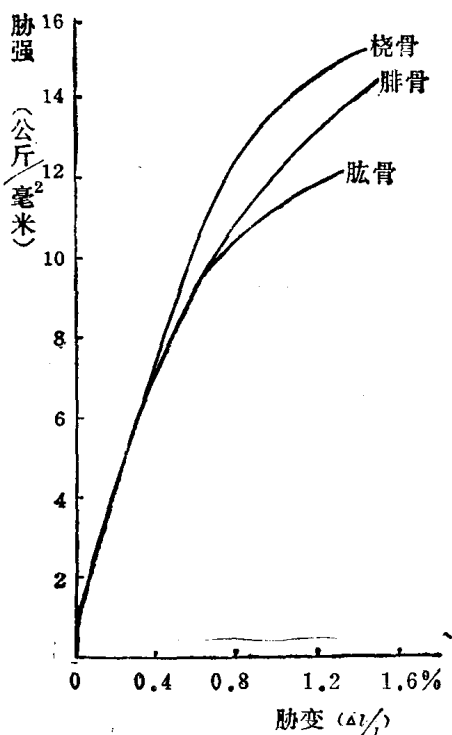


图 1-11 密质骨的胁强和胁变的关系

②骨松质: 人们对密质骨的力学性质研究得很多, 而对骨松质的力学性质则研究得很不够。有人从股骨的松质骨的不同部位, 取出 $0.79 \times 0.79 \times 2.5$ 厘米的样品, 进行力学参数的测量, 所得结果列于表 1-4。由表可见, 和密质骨比, 骨松质的极限抗压强度和弹性模量都小许多。就极限抗压强度, 以股骨颈最大而大转子最小。

②骨松质: 人们对密质骨的力学性质研究得很多, 而对骨松质的力学性质则研究得很不够。有人从股骨的松质骨的不同部位, 取出 $0.79 \times 0.79 \times 2.5$ 厘米的样品, 进行力学参数的测量, 所得结果列于表 1-4。由表可见, 和密质骨比, 骨松质的极限抗压强度和弹性模量都小许多。就极限抗压强度, 以股骨颈最大而大转子最小。

表 1-3 六肢骨的力学性质比较

骨	弹性模量 (公斤/毫米 ²)	极限抗压强度 (公斤/毫米 ²)	极限抗张强度 (公斤/毫米 ²)	极限抗弯强度 (公斤/毫米 ²)
股骨	1720	14.36	12.1	20.8
胫骨	1800	16.78	14.0	21.3
腓骨	1850		14.6	21.6
肱骨	1710	13.93	12.2	21.1
桡骨	1850		14.9	
尺骨	1840		14.8	

(3) 全骨的力学性质: 有人认为用全骨做试验更合乎实际情况。但用全骨做抗压试验在装置上有困难。所得到的结果如表 1-5 所示。为了比较, 还列出了硬木、铸铁、低碳钢的参数。由表可见, 长骨的力学性质远优于硬木。和铸铁比, 骨的重量只是同体积铸铁的 1/3, 而抗弯强度相近。并且其弹性强于铸铁, 其所受胁强大到极限强度 3/4 时, 还是弹性体。还应指出, 若将湿骨在室温中放干, 其强度约增 1/3。

(4) 长骨的形状和力学性质的关系: 骨因其功能和部位的不同而有各种不同的形

表 1-4 股骨各部松质骨的力学性质

股骨部位	密度 (克/厘米 ³)	弹性模量 (公斤/毫米 ²)	极限抗压强度 (公斤/毫米 ²)	出现裂纹时的胁变 (%)
头	0.748	291.70	3.815	3.3
外踝	0.658	286.55	2.534	2.7
内踝	0.663	209.63	2.331	2.2
大转子	0.590	40.73	0.679	2.6
颈	0.822	377.72	4.389	2.0

表 1-5 长骨与几种物质力学性质的比较

样 品	密 度 (克/厘米 ³)	弹性模量 (10 ³ ×公斤/毫米 ²)	极限抗弯强度 (公斤/毫米 ²)	极限抗扭强度 (公斤/毫米 ²)
人的长骨	1.7~2.0	1.7~2.5	22	6.7
硬 木	0.95~1.00	8~10	7	0.7
铸 铁	7.8~7.9	8~10	28	18.8
低 磁 钢	7.6~7.8	19~20	49	2.8

状和大小。例如关节软骨的作用是使构成关节的诸骨间接触更加密切。脊柱各椎骨之间的软骨垫（椎间盘），使脊柱具有柔韧和弹性，犹如弹簧，在人跳跃及跑步时起缓冲作用，减免大脑受到震动。还应附带指出，由于软骨是可压缩的，因之人在傍晚时的身高往往比清晨时要矮一点。

四肢的大多数骨如股骨、肱骨、胫骨等，都是管状骨。试以股骨为例来说明其构造。股骨中部是圆管状的骨干，两头有肥大的末端，叫做髁。骨干的腔壁和髁外面，由骨密质组成。髁的骨密质下有比较粗松的骨松质，松质由粗细不同的骨小梁构成，骨小梁按一定严密次序排列着（图 1-12）。怎样从力学观点来说明这些情况呢？管状骨如股骨、胫骨等的主要作用是担负重量。由于骨是通过两端传递压强的，而骨与骨的接触不可能每点都密合，所以，为了保证两端所承受的压强和骨干的一样，两端就应较中部肥大些。任何建筑的支柱都是两头粗，也是这个道理。其次，图 1-13 示一横梁在负荷下的弯曲情况。由图可见，

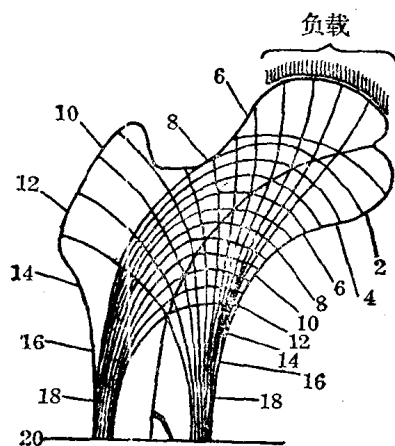


图 1-12 股骨头的骨小梁的分布
纵线是骨小梁组成的压力线，横线为其组成的张力线。

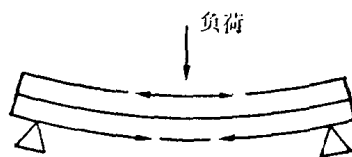


图1-13 横梁形变

上层缩短，下层伸长，中层未变；在上层出现斥力，在下层出现引力，中层没有力的作用，可见负荷对中层并不起作用，因而是可有可无的。若将它挖出，既不会影响负载，又节省了材料，管状骨中空

以及自行车的支架由管构成,就是这个道理。骨对纵向压缩的抵抗最强,这一事实表现在骨小梁的严密排列次序上,即骨小梁的方向与最大压缩力的方向一致,另一些则和张力方向一致,承受压力的骨小梁所排成的曲线和承受张力的骨小梁所排成的曲线互相垂直(参看图1-12)。这样的结构使得骨能用最少的骨质材料而得到最大的坚韧性。

第二节 人体静力学

由于人体可取各种各样的姿势,加之体内肌肉和骨骼的联系也较复杂,因此计算人体处于静力平衡时某些肌肉所受的力,并非轻而易举。这一节将先介绍较简单的人体杠杆问题,然后讨论人体取某种姿势时作用于髋关节和脊柱上的力。

一、人体中的杠杆作用

1. 三种杠杆 杠杆是一能绕支点转动的杆。在人体中,骨就是杠杆,支点可能是关节或其它点。肌肉两端常附着于两骨:一为肌起点,一为肌止点。肌肉收缩所产生的动作主要是使骨绕关节旋转。但应指出,有些关节是单轴的,例如肱尺关节;有些是双轴的,例如肘关节;有些是三轴的(即各个方向的运动都有),例如肩或髋关节。最简单的杠杆,除了受到支持力外,还受到两个力。一个是作用力 F ,另一个是阻力 R 。如图1-14所示。作用力线离支点距离叫力臂 L_F ,阻力离支点距离叫阻力臂 L_R ,杠杆平衡条件是 $F \times L_F = R \times L_R$ 。常见杠杆有三种,由二个力及支点位置的配置而定。

(1) 第一类杠杆:支点位于作用力与阻力之间。改变力臂与阻力臂的距离关系,可以获得很小的力克服大的阻力,或以很小的距离移动一个大的距离(图1-14A,图1-15A)。第一类杠杆的作用力与阻力的方向相反,也就是,作用力向下,则阻力便向上。

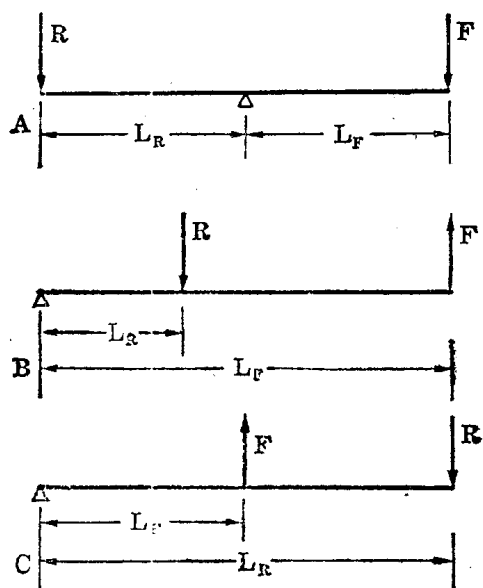


图1-14 三种杠杆

(A) 第一类杠杆 (B) 第二类杠杆
(C) 第三类杠杆

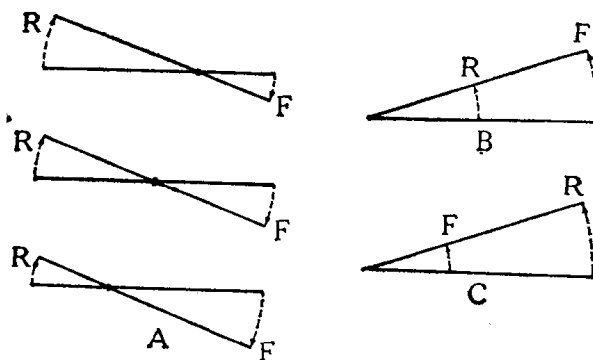


图1-15 不同杠杆臂与移动距离的关系

(2) 第二类杠杆:阻力位于作用力和支点之间(图1-14B)。在此种情况下,作用力移动的距离大于阻力移动的距离(图1-15B),若作用力的力点向上移动,则阻力点也向上移动。

(3) 第三类杠杆:作用力位于支点与阻力之间(图1-14C)。在这种情况下,力