

皮肤力学进展*

曾衍钧 倪茜

北京工业大学 (邮政编码100022)

提要 本文概述了近年来皮肤力学的发展成果,介绍了皮肤离体和在体实验的装置、方法以及所用的力学模型。并讨论了皮肤的主要力学性质,对皮肤力学在医学临床上的应用作了简介。

关键词 皮肤力学; 应力-应变关系; 离体实验; 在体实验; 粘弹性

皮肤是人体的一个重要组成部分,它起到支持、容纳和保护体内器官的作用。皮肤力学是用力学的方法研究皮肤的性质并试图将研究成果应用于整形外科,为医学提供定量的科学依据。近年来,皮肤力学在实验手段、力学模型及临床应用方面都有了很大进展,本文将对这几方面的研究作出概述。

1 皮肤的结构

皮肤由表皮、真皮组成。表皮主要起屏障作用,还明显地提供皮肤的摩擦阻力,但它对皮肤抵抗拉伸几乎不起什么作用。

真皮的主要成分是基质和胶原纤维。胶原纤维占皮肤干重的60—80%,但此比例也因人的年龄、性别及身体部位的不同而不同。胶原(大部分是I型,也有少量为III型)的形态是由波纹状或卷曲纤维构成的三维不规则的网络,而且主要由几层平面网络构成,其间还穿插着许多纤维。胶原纤维是皮肤中的主要力学元素,受拉时它的作用要比其他几种成分都大得多。其强度较大(拉伸强度为 $1.5-3.5 \times 10^2$ MPa)且较刚(线性区域的杨氏模量接近1 GPa),可逆伸长值在2—4%范围内,自然状态下具有粘弹性。单轴拉伸时,皮肤横向收缩,胶原纤维逐渐按拉伸方向排列且呈现得更加紧密,其后被拉长。

基质大约占皮肤体积的70—90%。尽管传统上认为它是一种多孔物质,但有迹象表明基质中的某些成分混有胶原纤维结构。

弹性纤维大约占干重的4%,是一种缠绕在真皮深层较粗胶原纤维上的细纤维,但在接近表皮处就相当直。弹性纤维的刚度显著地比胶原低,但它能可逆地拉伸100%以上。在组织拉伸时,弹性纤维最先受拉,所以在低应变水平时弹性纤维对皮肤整体性质影响显著,这

* 国家自然科学基金资助项目。

时胶原纤维还绞缠在一起。

网状纤维占皮肤干重的 0.4%，它位于接近表皮层的血管和毛发周围，其化学成分与胶原类似。由于它占的数量比较少所以对皮肤总体性质的影响也较小。

2 在体和高体力学试验

历史上很多工程方法都曾用于在体和离体的皮肤力学特性研究。下面就从几个方面概括介绍皮肤力学试验的基本方法。

离体试验方面，1974 年 Lanir 和 Fung 测量了兔子皮肤离体的二维力学性质^[1]，而后 Schneider 等在同样装置上进行了人体皮肤的二维应力-应变的反应实验^[2]。

试样尺寸由视频维度分析仪 (VDA) 监测，此系统包括三个部分：电视摄像机，电视信息处理机和视频监控器。

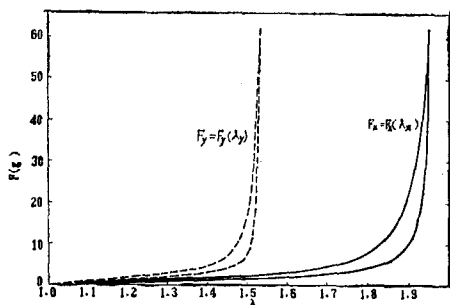


图1 兔皮肤力与伸长率关系曲线

图 1 示出兔腹部皮肤力-伸长率关系曲线。实线表示 λ_y 固定等于 1 时改变 λ_x 所得的结果；而虚线表示 λ_x 固定等于 1 时改变 λ_y 时得的结果。其中 x 代表兔体长度方向而 y 代表兔体宽度方向。从力-伸长率曲线来看，兔皮肤为明显的各向异性材料；人体皮肤实验也获得同样的各向异性结果。

虽然在离体实验条件下，整个试样上的应变场较容易控制，而且皮肤厚度和静息时的应力及变形的测量问题较好解决。但由于离体时血液及血压，淋巴管的导液，机体的新陈代谢及神经和激素的控制都已不存在，以致它们的作用也就无法评价，而且皮下组织对皮肤的影响也无法考虑。皮肤离体环境变更的一个最明显的结果就是试样将会肿胀，因此许多研究者作了大量的在体研究，在体实验主要在以下几个方面进行。

2.1 单轴拉伸实验 1986 年 Manschot 和 Brakkee 等发表的人体皮肤在体单轴拉伸实验^[3]，其装置是用氰基丙烯酸酯粘合剂把两个正方形加载块 (10×10 mm) 粘贴在人的腿上，两个加载块之间的距离为 5 mm，其中一个固定在仪器架上 (图 2)，另一个与可沿平行于皮肤表面的圆筒形圈轴自由移动的磁铁相连，与线圈相通的可控电流产生的电磁力可将两个加

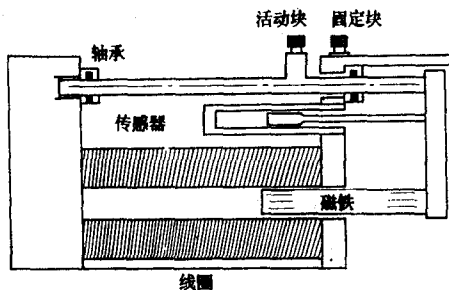


图2 单轴应变装置示意图

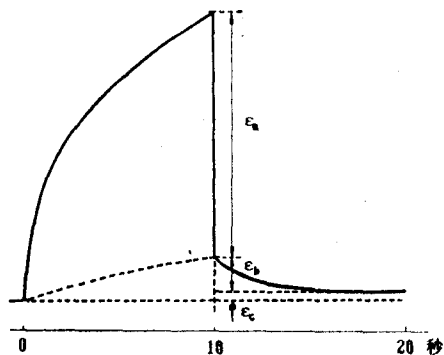


图3 皮肤对历时为10秒锯齿形载荷反应示意图

载块分开, 这些力在 12mm 的范围内与加载块的位置无关, 加载块的位移由电感位移传感器检测出。

实验时用四个振幅相同的 (12 N) 锯齿形载荷波加载。每次加载时间为 10 s。每两次加载之间间隔为 20 s。

图 3 所示卸载相的反应过程可分为三部分: 纯弹性变形 ε_a , 粘弹性变形 ε_b 及永久变形 ε_c (“永久”指比时间间隔 20s 要长)。

图 4 示出沿胫骨纵向和横向的皮肤纯弹性应力-应变关系, 呈现明显的各向异性。

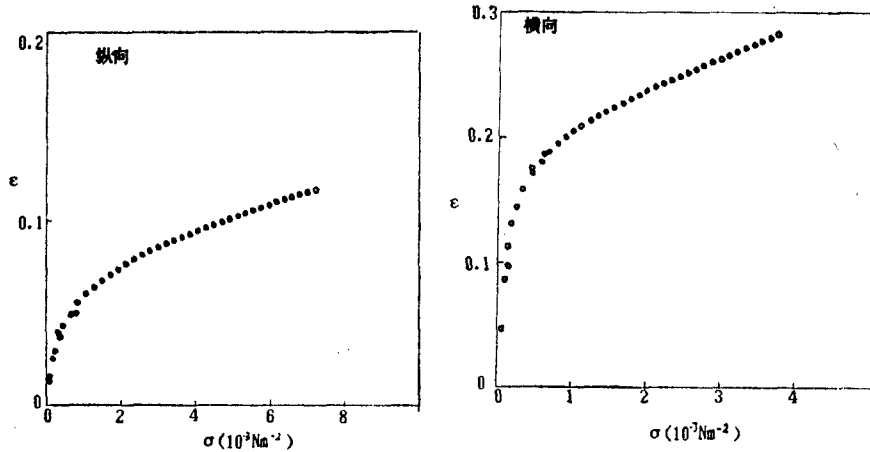


图 4 沿胫骨轴纵向和横向皮肤纯弹性应力-应变关系

2.2 人体皮肤某些弹性性质测量 用于测量皮肤弹性性质的仪器为压痕计^[35]。其测量区域是一个表面积为 0.2 cm² 的圆形塑料片 (用特氟纶制成), 与其接触的是个轻金属有杠杆平衡重的测量杆, 系统的净压力系统小于 1g/cm², 测量杆用特殊构造的砝码加载。

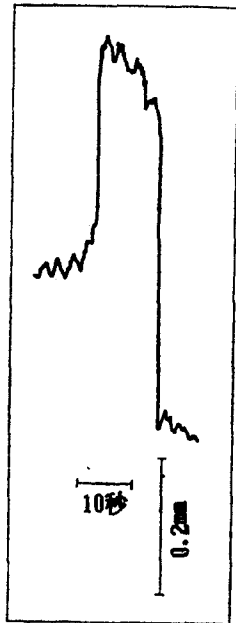


图 5 典型压痕曲线

为方便起见选择测量前额皮肤中部, 突加上一标准砝码记录凹痕 10 s, 撤去砝码再记录 10 s, 测出记录的 10 s 内总的凹痕值

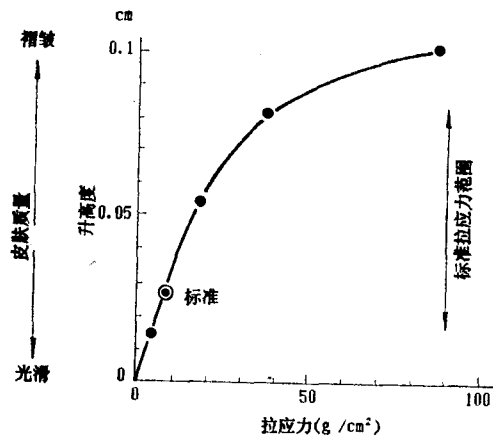


图 6 典型拉应力与升高高度关系曲线

I_{max} 以及撤去砝码后 6 s 内回弹的百分数即 $\frac{\text{测量杆移回的距离}}{I_{max}}$ ，图 5 为典型的压痕曲线。

还可以对上述的压痕计加以改进制成提高仪用于测量皮肤的松弛度。把测量探头改成中空的，形成真空以便把皮肤“吸”到探头上。图 6 为典型拉应力-升高度关系曲线。很明显当拉应力超过 20 g/cm^2 时胡克定律线性关系就不再适用。

还有一种悬臂式传感器利用谐振频率的技术测量皮肤角质层的能量吸收^[6]。图 7 所示悬臂式传感器示意图，在平台 A 上拧有两个电磁线圈 D, H，一个是振荡器，另一个是接收器。传感器水平臂 B 一端固定在平台垂直支撑上，这样铁磁性金属盘 E 正好位于电磁线圈之上。竖直臂 C 固定在水平臂 B 的另一端，它可随意谐振，通过竖直臂的频率由声谱分析仪计数器测量。臂的谐振频率可以通过附在水平臂上的环形砝码 G 的移动调节到任何所需值，竖直臂的下端为圆形且与皮肤 F 接触以便将谐振频率声波穿过皮肤。图中 I 和 J 为连接声谱分析仪的导线。

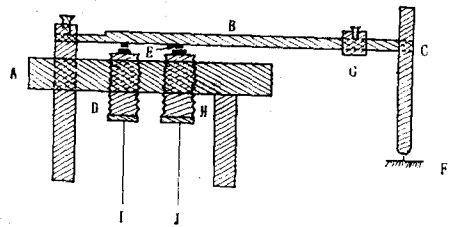


图 7 悬臂梁式传感器示意图

由于在体情况下很难控制边界条件再加上在体与离体之间生理上的差别，所以很难对同一试样比较其在体和离体情况下的反应。

已发表的这类比较结果都不尽相同：Cook 等^[6]发现老鼠皮肤在同样应变下，在体时拉力要比离体时大 10%（小应变时）到 20%（大应变时）。Kenedi 等^[7]观察到离体的人体皮肤试样中的载荷要稍大于在原处的，但这种差别在实验误差范围之内。Vogel 等^[8,9]曾证明如果在体与离体实验使用同样的夹具，那么得到的应力-应变关系就相似，同时依赖于应变的各向异性反应也相差很小。

3 力学模型

皮肤的应力-应变关系为非线性和各向异性（图 1），初始时皮肤是松弛的，而且很小的应力就产生很大的应变。随着进一步的拉伸，刚度增大一直到直线区域的最大常数值，若再加应力将导致破坏。皮肤各向异性可以由不同方向上的不同反应看出，离体与在体的单轴拉伸和双轴拉伸都可以说明这一点。

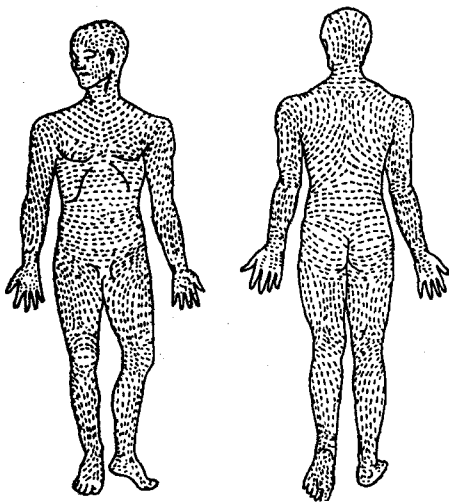


图 8 Langer 皮纹线

双轴沿着和穿过 Langer 线（图 8）方向均匀拉伸时，在体和离体实验都观察不到剪应变，这就是皮肤反应中的某些对称性即所谓正交各向异性或横向各向同性。

皮肤的非线性很容易解释为由胶原纤维的转动及逐渐拉直引起的。在大应变区域所有的胶原纤维都已拉直，这时应力-应变曲线成为线性，单轴拉伸时常可观察到在所有方向直线斜率都相等，这可能与胶原纤维完全按拉伸方向排列有关，

皮肤也是粘弹性组织，其应力-应变关系依赖于速率且表现出相当明显的回滞。单轴和双轴实验，扭转实验及不同动力的压缩（穿透、隆凸、皮肤皱褶压缩、射击和声阻）实验都说明了皮肤的粘弹性。

皮肤的粘弹性反应是非线性的，单轴和双轴实验中应力松弛及蠕变模型都依赖于相应的应变或应力水平（图 9 A）。小应变时皮肤表现的性质近似弹性体，离体和在体都如此。由离体蠕变实验可看到几分钟的瞬态时间之后试样的延伸率就成为常值并与应力水平成正比。

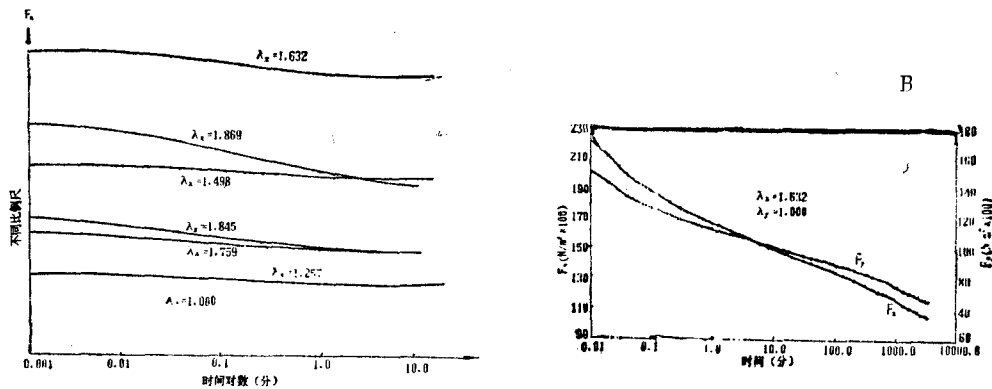


图 9 A. 兔腹皮肤线试样在 x (体长) 方向, 施加不同阶跃伸长比 λ_x ($\lambda_y = 1$) 时的应力松弛
B. 在 $\lambda_x = 1.632$ ($\lambda_y = 1.000$) 阶跃时, 两个主应力同步松弛的比较

离体的双轴应力松弛实验表明，两个主应力分量按不同的方式松弛（图 9 B）。所以皮肤为各向异性粘弹性物质。上述实验还说明单轴应力松弛实验中，横向尺寸随应力作用而连续收缩。

广义多维粘弹性理论是可用的，但这对实际应用来说过于复杂。某些情况下较简单的方法就足够了。一种广泛用于皮肤研究的简化法是基于以下事实：在常拉伸速率下拉伸（上升的）和收缩（下降的）两个阶段的应力-应变关系对预调过的试样来说是唯一的。由此皮肤在这些广泛采用的实验中可认为是拟弹性的。拟弹性应力-应变关系可表示为

$$s^{ij} = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}} \quad i, j = 1, 2, 3 \quad (1)$$

式中 $W(\varepsilon_{ij})$ 是应变分量的函数且称为初始单位体积应变能函数。 s^{ij} 和 ε_{ij} 分别为 Kirchhoff 应力和 Green 应变分量，它们都相对于试样的初始尺寸而言。 W 也可用三个主伸长比即 λ_i 来表示。

各向同性材料中 W 仅仅是三个应变不变量 I_1, I_2, I_3 的函数，应变不变量与应变或伸长比分量有关：

$$I_1 = 3 + 2\varepsilon_{rr} = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (2)$$

$$I_2 = 3 + 4\varepsilon_{rr} + 2(\varepsilon_{rr}\varepsilon_{ss} - 2\varepsilon_{rs}\varepsilon_{sr}) = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_1^2\lambda_3^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 \quad (3)$$

$$I_3 = \det(\delta_{rs} + 2\varepsilon_{rs}) = \lambda_1^2\lambda_2^2\lambda_3^2 \quad (4)$$

此处下标遵从 Einstein 求和约定。式 (1) 对各向同性材料可转化为

$$s^{ij} = \frac{\partial W}{\partial I_n} \frac{\partial I_n}{\partial \varepsilon_{ij}}, \quad W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (5)$$

在许多研究中,皮肤可看作为膜.膜应力张量 $N^{\alpha\beta}$ 是平面应变分量 $\varepsilon_{\alpha\beta}$ 的函数, $\alpha, \beta = 1, 2$ (表示为初始单位长度上的力).

皮肤的拟弹性模型列于表 1, 有些直接用应力-应变关系表示, 另一些则用应变能函数表示, 它们彼此之间的主要不同是函数形式和基本假设(各向同性或正交各向异性; 不可压缩性或可压缩性; 单轴拉伸或多轴拉伸), 幂函数和指数函数是常见的两种函数形式.

表 1 受拉时皮肤的拟弹性模型

来源	模型*	实验、结果和附注
Alexander 和 Cook ^[6]	$N = \frac{c}{\lambda} \left[\lambda^2 - \frac{1}{(\lambda \lambda_p)^2} \right] \cdot \exp k(I_1 - 3)^2$ $\lambda_p = \text{横向 } \lambda$	各向同性模型; 矩形吸附杯, 在人体皮肤; c, k 主要依赖于太阳照射. 典型值: $c = 10^4 \text{ Pa}$, $k = 100$
Allaire 等 ^[10]	$W = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3) + c_3(I_3 - 1)^2 - (c_1 + 2c_2)(I_3 - 1)$	各向同性模型; 单轴; 在体; 人体前臂皮肤 $c_1 = 2.16 - 5.90 \times 10^4 \text{ Pa}$ $c_2 = (-2.46) - (-6.27) \times 10^4 \text{ Pa}$ $c_3 = (-0.88) - (1.65) \times 10^4 \text{ Pa}$
Danielson ^[11]	$N^{\alpha\beta} = A^{\alpha\beta\lambda\mu} \gamma_{\lambda\mu} \cdot \exp(\beta^k \delta \gamma_{k\delta} + c \gamma^{\rho\phi} \gamma_{\rho\phi})$	把皮肤看作膜; $A^{\alpha\beta\lambda\mu}$, $B^{k\delta}$ 为弹性常数张量
Danielson 和 Natarajan ^[12]	皮肤有限变形下的张力场理论	将皮肤看作各向同性膜, 其中一个主应力轴上应力很大且为正值, 而其他主应力可以忽略不计, 该理论需要得知单轴应力-应变关系; 表明同 Z 形变换的数据一致 ^[41]
Demiray ^[13]	$W = B/[2(I_1 - 3)]$	假定为不可压缩且各向同性
Elden ^[14]	$\sigma = k \left(\frac{L}{L_0} - 1 \right)^2$	环向单轴, 离体鼠尾皮肤; k 依赖于体重和横截面积 k 典型值 = 1.5 MPa
Glaser 等 ^[15]	$0 \leq \varepsilon \leq 0.3 : \sigma = A\varepsilon^n$ $0.3 \leq \varepsilon : \text{线性 } \sigma(\varepsilon) \text{ 关系}$	单轴, 离体, 豚鼠 $A = 138 \text{ MPa}$; $n = 2.47$ 直线斜率 = $46.2 \pm 10.3 \text{ MPa}$
Gou ^[16]	$W = c \{ \exp[kI_1(I_1^2 - 3I_2)] - 1 \} + W_1(I_3)$	假设各向同性

续表 1

来源	模型*	实验、结果和附注
Kenedi 等 ^[7]	$\sigma = A\varepsilon^n$	单轴, 离体和在体人体皮肤, 阶跃拉伸, A 和 n 为年龄、方向的函数; 当 $n = 6-8$ 时 A 离散在很大范围内。
Lanir ^[17,18]	$N^{\alpha\beta} = \int_0^\pi U(\theta) \left(\frac{\partial \varepsilon}{\partial \varepsilon_{\alpha\beta}} \right) d\theta$ $+ N_p A^{\alpha\beta}$ $U(\theta) = \sum_{i=1}^2 S_i F_i(\varepsilon) R_i(\theta)$ $\varepsilon = \varepsilon_{11} \cos^2 \theta + 2\varepsilon_{12} \sin \theta \cos \theta$ $+ \varepsilon_{22} \sin^2 \theta$	双轴结构模型; 认为皮肤的反应是由其弹性纤维、胶原纤维和基质引起的。 h_0 为初始时厚度, J 为面积率, ε 为纤维应变, S 为纤维密度, F_i 为纤维应力-应变关系, R_i 为纤维的方向分布, $N_p A^{\alpha\beta}$ 为静水压力项。 1 弹性纤维; 2 胶原纤维
Peng 等 ^[19]	$W = E \sum_{i=1}^3 \frac{\lambda_i^n - 1}{n}$	双轴条状试样; 在体人体皮肤, 阶跃拉伸 $E = 3.9 \text{ GPa}$; $n = 18.99$
Ridge 和 Wright ^[20]	$0 < \sigma < 14.7 \text{ Pa} : \sigma$ $= a + b \log \sigma$ $14.7 < \sigma < 98.1 \text{ Pa} : \sigma$ $= c + A\varepsilon^n$	单轴, 离体人体皮肤, n, A 为年龄、性别及部位的函数; A 也依赖于方向及横截面积, 典型值: $A = 2 \times 10^4 \text{ Pa}$; $n = 3.3$
Snyder 和 Lee ^[21]	$W = \frac{k}{a^2} \exp[a(\beta - 1)] - \left(\frac{k}{a}\right)\beta$ $\beta = \frac{I_1 + (I_1^2 - 3I_2)^{1/2}}{I_2}$	假设不可压缩且各向同性; 纯剪(双轴条)及单轴, 离体蛙皮。单轴实验中不同的动物 a, k 值相差很大。
Tong 和 Fung ^[22]	$W = (1/2)(\alpha_1 \varepsilon_1^2 + \alpha_2 \varepsilon_2^2$ $+ \alpha_3 \varepsilon_{12}^2 + 2\alpha_4 \varepsilon_1 \varepsilon_2)$ $+ \frac{1}{2} c \exp(a_1 \varepsilon_1^2 + a_2 \varepsilon_2^2$ $+ a_3 \varepsilon_{12}^2 + 2a_4 \varepsilon_1 \varepsilon_2$ $+ \gamma_4 \varepsilon_1^2 \varepsilon_2 + \gamma_6 \varepsilon_1 \varepsilon_2^2)$	假设为平面应力, 正交各向异性, x_1, x_2 与材料的对称轴一致, 离体双轴拉伸($\varepsilon_{12} = 0$), 兔子腹部皮肤, 假设 $\alpha_1 = \alpha_2$ 。从一实验到另一实验发现同一试样的参数值变化相当大。
Veronda 和 Westmann ^[23]	$W = C_1 \{ \exp[\beta(I_1 - 3)] - 1 \}$ $+ C_2(I_2 - 3) + g(I_3)$	假定各向同性; 单轴、离体猫皮, 阶跃加载; 测出 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$, $C_1 = 27 \text{ Pa}$; $C_2 = 137 \text{ Pa}$; $\beta = 5.03$
Vlasblom ^[24]	$\varepsilon \rightarrow 0$ 时: 胡克定律	假设小变形下线弹性反应, 在体人体臂皮肤的扭转, 阶跃和持久蠕变实验。扭转角 $< 0.03 \text{ rad}$ 。呈线性且剪切模量 $G = 1.9 \pm 0.2 \times 10^4 \text{ Pa}$

续表 1

来源	模型*	实验、结果和附注
Wijn ^[25,26]	$\frac{d\sigma}{d\varepsilon} = E_0 + k\sigma$	小变形结构模型；仅考虑弹性纤维的效应；扭转及单轴，在体人体皮肤；小变形。 E_0 依赖于年龄和实验方向。典型值： $E_0 = 2\text{MPa}$ ； $k = 20$

* 参数定义 ε, λ 分别为单轴应变及伸长比； σ, N 分别为单轴应力和轴向力； $N^{\alpha\beta}, \gamma^{\alpha\beta} (\gamma^{\alpha\beta})$ 分别为双轴轴向力及应变分量； $\varepsilon_{\alpha\beta}, \varepsilon_{\alpha} (\equiv \varepsilon_{\alpha\alpha})$ 为直角坐标下双轴应变分量； $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ 为主伸长比； I_1, I_2, I_3 为应变不变量； W 为应变能函数。

依赖于时间的皮肤模型在表 2 中列出，并由图 10 说明。此处再一次出现的差异主要是函数形式（例如对数或指数的时间效应）和基本假设（单轴、多轴、线性或非线粘弹性）所引起。

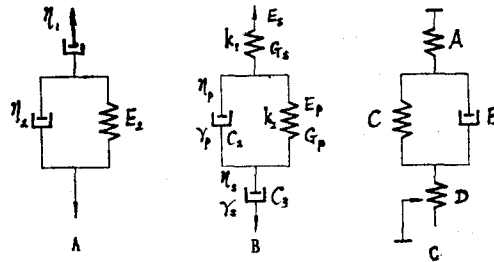


图 10 建议的力学模型

A) Jamison; B) Dinnar 和 Wijn 等; C) Sakata 等

表 2 受拉时皮肤粘弹性模型

来源	模型*	实验、结果和附注
Barbenel 等 ^[27]	$\sigma(t) = \sigma(\infty) + \sigma(0) \int_{-\infty}^{+\infty} H(\tau) \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) d \ln \tau$	线性粘弹模型；扭转蠕变、单轴松弛及循环实验；人体在体皮肤。对扭转实验是在下面的常扭矩下： $H(\tau) = 8 \times 10^{-2} \text{mN} \cdot \text{m} \quad 0 < \tau < 35 \text{s}$ $0 \quad \tau > 35 \text{s}$
Galford 和 McElhaney ^[28]	$\frac{\varepsilon(t)}{\sigma_0} = C_1 + C_2 \ln t$	单轴蠕变实验、猴子头皮、离体。应力值在 690—4140 Pa 范围 $C_1 = 6.0 \times 10^{-5} \text{Pa}^{-1}$ $C_2 = 9.4 \times 10^{-7} \text{Pa}^{-1}$
Jamison 等 ^[29]	见图 10A	单轴蠕变和常速率试验。豚鼠皮肤，离体。 E_2, η_1, η_2 依赖于应力水平及应力方向

续表 2

来源	模型*	实验、结果和附注
Kenedi 等 ^[30]	$\sigma(t) = \sigma(0) \left(a_0 + \sum_{i=1}^n a_i \exp \frac{-t}{\tau_i} \right)$	线性粘弹模型。单轴应力松弛，人体皮肤，离体； n, a_i 及 τ_i 随年龄、性别及部位变化。
Lanir ^[31]	$\sigma(t) = B + \frac{A}{(1+t/\tau)^N}$	双轴应力松弛实验、兔皮肤，离体。 B, A, N 依赖于应力且对不同应力分量其值也不同。
Lanir ^[18,32]	$N^{\alpha\beta}(t) = \int_0^\pi U(\theta, t) \left(\frac{\partial \varepsilon}{\partial \varepsilon_{\alpha\beta}} \right) d\theta$ $+ \mathcal{F}_p A^{\alpha\beta}$ $U(\theta, t) = \sum_{i=1}^2 S_i \mathcal{F}_i[\varepsilon(\tau), t] R_i(\theta)$ $\varepsilon(t) = \varepsilon_{11}(t) \cos^2 \theta + 2\varepsilon_{12}(t) \cos \theta \sin \theta$ $+ \varepsilon_{22}(t) \sin^2 \theta$	考虑弹性纤维（弹性）、胶原纤维和基质作用的结构模型。采用符号同表 1。 \mathcal{F}_i 为弹性纤维 ($i=1$) 及胶原纤维 ($i=2$) 的流变学规则。 $\mathcal{F}_p, A^{\alpha\beta}$ 为与时间有关的压力项。
Sanders ^[33]	$V(t) = V_e + V_v \left(1 - \exp \frac{-t}{\tau} \right) + At$	粘弹塑性模型。扭转蠕变实验。在体人体皮肤，小扭转角。 V_e, V_v, V 为弹性、粘性及总变形， At 为塑性（永久）变形。
Vlasblom ^[24]	$J(t) = J(\infty) - [J(\infty) - 1] \exp \frac{-t}{\tau}$ $\tau \approx 30 \text{ s}$	线性粘弹模型。扭转蠕变实验，在体人体皮肤。
Wijn 等 ^[34]	见图 10B I. ${}^+E_s = 1.5 \times 10^6; E_p = 4.0 \times 10^6$ $\eta_p = 2.0 \times 10^7; \eta_s = 3.0 \times 10^8$ II. $E_s = 3.8 \times 10^5; E_p = 4.0 \times 10^5$ $\eta_p = 2.0 \times 10^7; \eta_s = 3.0 \times 10^8$ III. $G_s = 2.8 \times 10^4; G_p = 1.0 \times 10^5$ $\gamma_p = 5.0 \times 10^5; \gamma_s = 9.0 \times 10^6$	线性粘弹模型。单轴及扭转蠕变实验。在体人体皮肤。 I 为沿 Langer 线单轴； II 为与 Langer 线正交方向单轴； III 为扭转。

* 各参数定义见表 1。另外 t, τ, τ_i 为时间符号， ${}^+E_s, E_p$ 单位为 N/m^2 ， η_p, η_s 单位为 $\text{N} \cdot \text{s/m}^2$ 。

皮肤压缩性反应也可建立模型，其范围从纯弹性和纯粘性到线粘弹性和粘弹塑性，这些都列在表 3 中。

表 3 皮肤压缩反应的模型

来源	模型	实验、结果和附注
Dikstein 和 Hartzshtark ^[35]	$p = kI^2$	常载荷下在体压痕；人体前额皮肤；0.2 cm ² 的平圆柱形压具。 $k = 60 \text{ Pa}$, $p = \text{压力 (Pa)}$, $I = \text{压痕 (m)}$
Dinnar ^[36]	见图 10B	假设线性粘弹性。拟合 Hickman 等人实验数据得： $k_1 = 2.5$ ； $k_2 = 10$ ； $C_2 = 1.8 \times 10^4$ ； $C_3 = 10^4$ 。发生水肿时参数有所变化。
Sakata 等 ^[37]	$0 < F < 0.1 \text{ N}$ ：线性 $0.1 \text{ N} < F < 2.25 \text{ N}$ ： $\frac{\Delta h}{h_0} = a + b \ln F$	拟弹性模型。离体，压痕加载速率为常数，羊腹部皮肤，压具为直径 0.39 cm 的平圆柱。 $F = \text{载荷 (N)}$ 。典型值： $a = -0.49$ ； $b = -0.16$
Sakata 等 ^[37]	见图 10C	粘弹塑性模型。离体，叠加在常载荷上的循环实验。 $A = a_1 + b_1 \ln t$ ； $B = a_2 + b_2 \ln t$ $C = a_3 + b_3 \ln t$ ； $D = b_4 \ln t$ 观察到粘弹性反应的对数衰减。
Tregear 和 Dirnhuber ^[38]	$h^2(t) = \frac{h^2(0)}{1 + kFt}$	常载荷下在体压痕。人体胫骨和手臂背面皮肤。 $h(t)$ 为 t 时刻皮肤厚度， $F = \text{常载荷}$ ， $k = \text{常数}$ 。假设压缩仅包含粘性效应。

4 临床医学上的应用

4.1 皮肤力学和整形外科 皮肤的一个最重要的特征就是它的张力状态，即皮肤在在体正常状态下是承受张力的作用。张力（表示为单位长度上的力）在 0—20N/m 范围内，随身体部位、方向、及身体姿式的不同而不同。皮肤离体后将缩回 5—30%，这也因部位、方向及姿式的不同而不同。

方向对皮肤张力的影响很早就有人论述过^[39]，并作了详细的研究^[40,41]。人们发现当在皮肤上圆形穿孔时就会变为椭圆形孔裂缝，这些裂缝的主轴轨迹（皮纹线）称为 Langer 线（图 8）。它们在整形外科中相当重要。

Langer 皮纹线实际上除手掌、足底和四肢的某些部位外与皮肤上可见的皱褶及皱纹线密切相关。Flint^[39] 认为某些较早的矛盾观点（声称 Langer 线与皮肤皱纹不一致）是 Langer 原图粗糙且不精确地绘制和错误判断所引起。

皮肤在体张力及变形随方向而变化的数据表明沿 Langer 线方向应力及应变值为最大，

另外横穿 Langer 线的要比沿 Langer 线的线性伤口有较大收缩。

皮肤力学上的各向异性与 Langer 线的方向图相同：沿 Langer 线方向其延伸性最差，在体与离体都如此。而皮肤刚度沿 Langer 线方向最大，但更仔细的观察表明此结论只在低应变水平情况下成立，高应变水平时应力-应变曲线上直线部分的斜率在所有方向是相同的。

在选择最佳切口方向时，有许多不同的准则。其中与 Langer 线有关的准则可能是用得最广泛但迄今仍有争议。用 Langer 线的方法规定切口方向，可以使横过缝合线的张力最小，因此也就保证了瘢痕最不明显。

以往对用 Langer 线作为切口准则进行的批评，主要是因为 Langer 线的形状同许多部位特别是面部某些部位的通常皱褶或皱纹线之间不匹配。还要说明的是 Langer 线只代表了皮肤的静态性质，而在实际应用中应考虑同整个身体范围内运动有关的动力学影响。Kraissl^[42]建议皱纹线可作为切口的准则，因为它们一律竖直于皮下肌肉且实际上由皮下肌肉形成，于是皱纹线代表了作用在皮肤上的动力。

皮肤刀口的设计和力学分析还采用过其他的一些方法。Furnas 和 Fischer^[41]完成了标准的和组合的 Z 形刀口变换中生物力学方面的在体实验研究，Z 形整形是一种外科手术技术，这种刀口的形状象字母“Z”。在穿过 Langer 线、沿关节、或与自由边缘（例如嘴唇、眼睑）处需要开长刀口的情况下，这种技术可以防止留下过大的瘢痕。Furnas 和 Fischer 测量了闭合力、应变场周围的畸变和 Z 形刀口中段长度且作为其参数（全长、瓣数、尖端角、及角的非对称性）的函数。他们的结果为设计 Z 形刀口提供了有用的指南。

Danielson 和 Natarajan^[12]用张力场理论解出了沿椭圆形口主轴缝合的张力形式，还分析出类似特征的 Z 形刀口转化为 Furnas 和 Fischer 所用的刀口所需的力。通过调整参数他们还得到了与实验数据一致的结果。Danielson^[11]用同样的理论确定了缝合矩形创伤口所需的牵引力。Bradsley 等^[43,44]用 Veronda 等皮肤力学模型有限元法确定了缝合椭圆口时出现的作为其轴比函数的张力以及其改变 8cm 长的不同尖端角 Z 形刀口所需总的力。他们的结果与 Furnas 和 Fischer^[41]的实验数据趋势相同。有一段时期整形外科认为缝合伤口中张力的存在影响了瘢痕形式。皮肤张力方向和皮肤延伸性已得知，因此很自然就期望能用工程力学的标准方法改善切口使形成的瘢痕不明显且对皮肤的机能约束最小。

应力对伤口愈合的效应是一个有显著临床意义的课题，不幸的是，迄今对这项研究还很少有报道。长期以来应力一直被认为对骨的愈合有重要的影响(Wolff 定律)，但它对软组织愈合的作用尚无系统的研究。不断积累的临床经验指导外科医生沿 Langer 线而不是穿过它们开刀，同时 Berard 等^[45]发现在瘢痕长到第 14 和 21 天时平行于皱纹线的瘢痕要比穿过的薄而且也弱。

根据一些现象可以认为应力对伤口愈合可能有利，即使是周期性地施加，但可用的实验数据还不充分，还需作进一步的研究。

人们发现应力有助于阻止皮肤移植的挛缩（皱缩），人体上较高张力部位做皮肤移植时剩下的皮肤挛缩程度较小，而在同一部位沿 Langer 线方向与其他方向相比为最小。

4.2 皮肤力学用于解释褥疮的机理 在机械应力作用下，皮肤和皮下组织的改变对褥疮形成的研究是很有意义的。褥疮亦称卧位溃疡。

组织上的应力作用可看作是各向同性应力（组织液的静水压）和各向异性的应力分量之

和。类似地，总的正应力是组织液静水压力和附加的正应力之和。组织液静水压力梯度引起液体流动，而各向异性的外界正应力则引起固体基质元素的变形，正常人体中固体基质元素是一个重要承载对象，而脊髓损伤的病人体中由于失去胶原的完整性，其主要承受外载对象

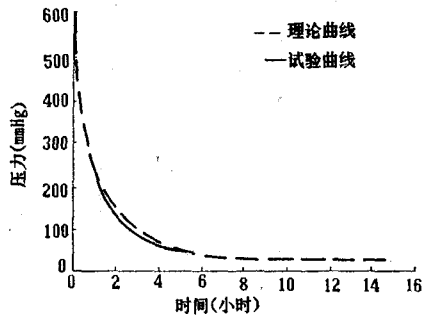


图11 引起皮肤和皮下组织损坏所需施加压力的历时与强度临界值之间的关系。曲线之下区域表示可能形成溃疡

转移到组织液上导致经毛细血管交换的紊乱。许多研究者认为血管的闭塞是形成褥疮的一个主要因素。实验观察揭示了在外界载荷作用下血液流动的特征时间为15—30分钟，而对组织液的特征时间为几个小时量级。考虑一个同心圆柱的简单模型，其内圆柱代表承载区域而同心圆柱代表周围区域组织，按上述理论分析表明，外载荷强度与引起组织液体积达到其初始体积一定部分所需时间成逆反关系(图11)。由此提出形成褥疮的机理：如果足够多组织液排挤走了，那么细胞间的直接接触就可能产生接触应力，而且如果外载荷突然撤去，组织液压力即刻变成相当大的负值因而

引起毛细血管破裂、水肿和组织液崩流。

4.3 皮肤力学与美容 美容制剂一般用于改善皮肤的弹性、湿度等性质。可以将未经处理的皮肤的性质与经美容制剂处理过的性质加以比较，以此来检验一种制剂是否有效。

前面提到的压痕计就可用于此项研究。规定使用90分钟后仍有作用的治疗法称为“有效的”方法。表4中所列的是有效的制剂。

表4 制剂有效治疗的效应

制 剂	90分钟后的变化		120分钟后的变化	
	$I_{max}(\%)$	回弹(%)	$I_{max}(\%)$	回弹(%)
橄 榄 油	-20	0	-20	0
10%乳酸钠水溶剂 (pH值为4.0)	-20	+10	-10	+5
羊毛酯水含物	-30	+15	-20	0
20%甘油水溶剂	-30	0	0	0

没有一种制剂在涂上后3小时仍起作用。

压痕计还可用来测量皮肤的湿度。压痕计压缩了皮肤而最后得到的凹痕与周围组织的液体交换有紧密的关系。因此随着前额皮肤湿度的增加压缩量就要减小(水要比蛋白质压缩性小得多)。另一方面水或其他制剂还增加了前额皮肤的伸长量这就导致凹痕量减小及形成松弛。

皮肤力学是在许多科学和医学领域有显著兴趣的课题。近几十年已有很大发展，特别是在科学研究领域。在临床应用方面也做了一些工作，但还有大量的工作要做，有待于生物物理学和医学工作者进一步的通力合作。

参 考 文 献

- 1 Lanir Y, Fung Y C. *J. Biomech.*, 7 (1974) : 29—34 (a) ; 171—182 (b)
- 2 Schneider D C, Davidson T M, Naham A M. *Arch. Otolaryngot.*, 110 (May 1984) : 329—333
- 3 Manschot J F M, Brakkee A J M. *J. Biomech.*, 7 (1986) : 511—515
- 4 Landel R F, Peng T J, Brody G S. *J. Rheol.*, (1979) : 23—113
- 5 Torgalkar A M. A resonance frequency technique to determine the energy absorbed in stratum corneum in vivo. *Bioengineering and the Skin*. MTP Press Limited (1981) : 55—67
- 6 Cook T, Alexander H, Cohen M. *Med. Bio. Eng. Comput.*, 15 (1977) : 381—390
- 7 Kenedi R M, Gibson T, Daly C H. Bio-engineering studies of human skin (II). *Biomechanics and Related Bio-Engineering Topics*. Pergamon Press, Oxford (1965) : 147—158
- 8 Vogel H C, Denkel K. *Bioeng. Shin*, 4 (1982) : 71—79
- 9 Vogel H G. *Bioeng. Shin*, 3 (1982) : 198—209
- 10 Allaire P E, Thacker J G, Edlich R F, Rodenheaver G J, Edgerton M T. *J. Bioeng.*, 1 (1977) : 239—249
- 11 Danielson D A. *J. Biomech.*, 6 (1973) : 539—546
- 12 Danielson D A, Natarajan S. *J. Biomech.*, 8 (1975) : 135—142
- 13 Deniiray H. *J. Biomech.*, 5 (1972) : 309—311
- 14 Elden H R. Biophysical Properties of Aging Skin. *Advances in Biology of Skin*, vol. X. The Dermis. Meredith, New York (1970) : 231—252
- 15 Glaser A A, Marangoni R D, Must J S, Beckwith T G, Brondy G S, Walker G R, White W L. *Med. Electron. Biol. Eng.*, 3 (1965) : 411—419
- 16 Gou P F. *J. Biomech.*, 3 (1970) : 547—550
- 17 Lanir Y. *J. Biomech.*, 12 (1979) : 423—436
- 18 Lanir Y. *J. Biomech.*, 16 (1983) : 1—12
- 19 Peng S T J, Landel R F, Brondy G S. In vitro study of human skin rheology. *Proc. 6th N. E. Bioeng. Conf.*, Pergamon Press, New York (1978) : 350—354
- 20 Ridge M D, Wright V. A rheological study of skin. *Biomechanics and Related Bioengineering Topics*. Pergamon Press, Oxford (1965) : 165—175
- 21 Snyder R W, Lee L H N. *J. Biomech.*, 8 (1975) : 415—419
- 22 Tong P, Fung Y C. *J. Biomech.*, 9 (1976) : 649—657
- 23 Veronda D R, Westmann R A. *J. Biomech.*, 3 (1970) : 111—124
- 24 Vlasblom D C. Skin elasticity. Ph. D. thesis, University of Utrecht, The Netherlands (1976)
- 25 Wijn P F F. A fibre model description of the alinear viscoelastic properties of the human skin in vivo for small deformation. 1st Int. Conf. Mech. Med. Biol., Aachen, Germany (1978)
- 26 Wijn P F F. The alinear viscoelastic properties of human skin in vivo for small deformation. Ph. D. thesis, Katholieke Universiteit Nijmegen, The Netherlands (1980)
- 27 Barbenel J C, Evans J H, Finlay J B. Stress-strain relationship for soft connective tissue. *Perspectives in Biomedical Engineering*. Macmillan, London (1973) : 165—172
- 28 Galford J E, McElhaney J H. *J. Biomech.*, 3 (1970) : 211—221
- 29 Jamison C E, Marangoni R D, Glaser A A. *J. Biomech.*, 1 (1986) : 33—46
- 30 Kenedi R M, Gibson T, Daly C H, Abranams M. Biomedical characteristics of human skin and costal cartilage. *Fed. Proc.*, 25 (1960) : 1084—1960
- 31 Lanir Y. *Ann. Biomed. Eng.*, 4 (1976) : 250—270
- 32 Lanir Y. *Biorheology*, 16 (1979) : 191—202
- 33 Sanders R. Torsional elasticity of human skin in vivo. *Pflugers Arch.* 342 (1973) : 255—260
- 34 Wijn P F, Brakkee A J M, Stienen G J M, Vendrick A J H. Mechanical properties of human skin in vivo for small deformations: A comparison of uniaxial strain and torsion measurements. *Bedsore Biomechanics*. Macmillan, London (1976) : 103—108
- 35 Dikstein S., Hartzshtark A. In vivo measurement of some elastic properties of human skin. *Bioengineering and the Skin*. MTP Press Limited (1981) : 45—55
- 36 Dinnar U. *Math. Biosci.*, 8 (1970) : 71—80
- 37 Sakata K, Parfitt G, Pinder K L. *Biorheology*, 9 (1972) : 173—184
- 38 Tregear R T, Dirnhuber P. *J. Invest. Dermatol.*, 45 (1965) : 119—125
- 39 Flint M A. *Surg. Annu.*, 8 (1976) : 25—46

- 40 Langer K. Zur Anatomie und physiologie der haut: I. Uber die spatbarkeit der cuits. *Sitzungber. Akad. Wiss. Wien.*, **44** (1981) : 19—46
- 41 Furnas D W, Fischer G W. *J. Plast. Surg.*, **24** (1971) : 144—160
- 42 Kraissl C J. *Plast Reconstr. Surg.*, **8** (1951) : 1—28
- 43 Bradsley T J. A finite element stress analysis of biological tissue. M. Sc. thesis, Bucknell University, Lewisburg, Pa. (1978)
- 44 DeHoff P H, Key J E. *J. Biomech.*, **14** (1981) : 549—554
- 45 Berard C W, Woodward S C, Herrmann J B, Pulaski E J. *Ann. Surg.*, **159** (1964): 260—270

ADVANCES IN MECHANICS OF SKIN

Zeng Yan-jun Ni Qian
Beijing Polytechnic University

Abstract In this paper, the recent developments of the skin mechanics are summarized and the methods and the apparatus of experiments *in vivo* or *in vitro* are introduced. The mechanical models and the main mechanical properties are discussed. Finally, the application of skin mechanics to clinical practice is briefly reviewed.

Keywords *skin mechanics; stress-strain relationship; experiments in vitro; experiments in vivo; viscoelasticity*

(上接第 279 页)

好”是用想要的粉末的特性来确定,而这一特性又取决于粉末本身的最终用途。)

C. 生产粉末金属中雾化过程的控制因素应该予以分类编目,以供用户参考。

D. 为了使方法的经济效益更高,应该努力提高雾化过程的效率。

E. 在超临界流体喷雾领域中可以进行更基本的研究。(如,不同的流体,变化的压力、温度和流量等。)

结 论

从根据那些应我们要求作了答复的研究者和生产者提出的意见中,我们确定了 7 个研究领域。每个领域的论文都作了概述或提及。认定和列举了可能进行深入研究的一些领域。尽管列举得并不全面,但覆盖范围广泛而且突出了某些重要领域。希望这里提供了足够的信息,使得那些雄心勃勃的研究者们能够在喷雾方面继续在他/她们选定的研究领域作出贡献。

参 考 文 献 (41篇,略)

梁 焰译自: *Appl. Mech. Rev.*, **41**, 10(1988): 365—369.

(董务民校)