皮肤的力学性能概述*

卢天健 [1,†] 徐 峰 [2]

[1] 西安交通大学强度与振动教育部重点实验室, 西安 710049

[2] 剑桥大学工程系, CB2 1PZ, 英国剑桥

摘 要 鉴于皮肤的力学性能对于临床和日用化妆品的重要性, 人们已经对在体和离体皮肤的力学性能进行了长期的研究. 本文对皮肤力学的近期发展进行了全面的回顾, 总结了在体和离体实验的方法和仪器, 概述了皮肤的主要力学性能, 包括杨氏模量、泊松比、压缩系数、强度、韧性、初应力和初张力、热膨胀系数、约束力/层离能、摩擦系数, 以及这些性能的各向异性, 并以表格形式收集了现有文献中的有关数据. 最后, 讨论了有关皮肤力学的一些特殊领域中的未来研究方向.

关键词 皮肤组织, 力学性能, 实验

1 引 言

1.1 皮肤的结构

皮肤是一种特殊的组织和人体最大的器官, 其重量约占人体重量的 16%[1]. 由于皮肤具有独特的层状结构 (见图 1), 因此它扮演了许多重要的角色, 例如感觉器官、体温调节器官和机体保护者等. 所以, 我们很有必要先来认识皮肤的结构、功能和特性. 人类皮肤的结构在人体的不同部位是不同的, 在某些特殊部位, 皮肤的结构还与其功能有关 [2].

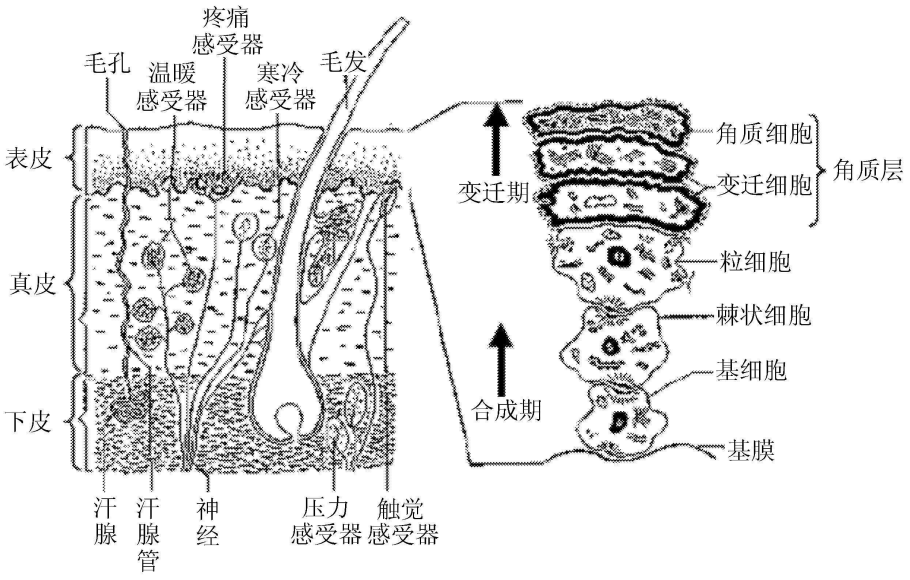


图 1 人类皮肤的结构 [2]

收稿日期 : 2007-11-07, 修回日期 : 2008-03-06

* 剑桥大学 “海外研究奖学金 (Overseas Research Studentship, ORS)” 和 “剑桥大学海外信托奖学金 (Overseas Trust Scholarship)”, 西安交通大学校基金, 以及中国国家自然科学基金 (10572111, 10632060)、国家 “111 计划”(B06024)、国家重点基础研究规划 (2006CB601202) 资助项目

† E-mail: tjlu@mail.xjtu.edu.cn

皮肤在分子层次的组成见图 2 [3]. 图 2 中 d、e 带指胶原蛋白结构中的微结构. 真皮由一种内含弹性蛋白和胶原质纤维的含水凝胶状基本物质所构成, 其中胶原质纤维是真皮的主要构件, 重量占真皮干重的 60%~80%[4,5], 体积占乳头状和网状真皮的 66%~69%[6]. 在乳头状真皮和网状真皮中都含有由 I 型和 III 型胶原质构成的纤维, 在乳头层中 III 型胶原质与 I 型胶原质的比值要略高于在网状层中的比值 [7], 而 I 型胶原质占了总胶原质含量的 80%~90%. 柔性长弹性蛋白分子结成了一张三维 (橡皮状) 网络, 这张网络在真皮内部包裹缠绕着粗大的胶原质纤维, 可以比其未受力状态下的原始长度伸展 2.5 倍 [8,9].

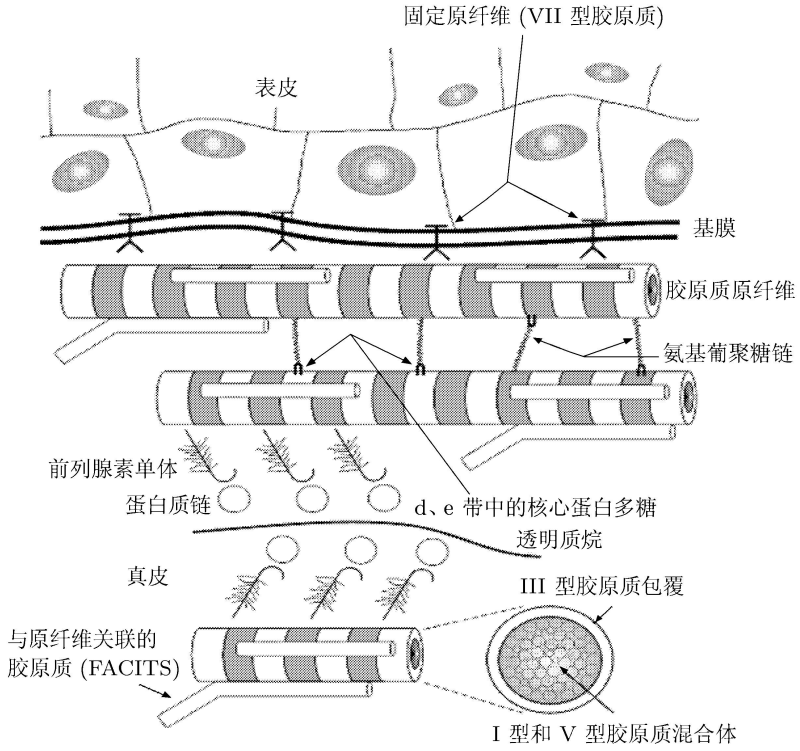


图 2 皮肤的宏观分子组成 [3]

1.2 皮肤力学的重要性

皮肤力学在临床和化妆品的应用中 (例如整形手术、伤口恢复、疾病检测、康复、药物注射和皮肤给药, 以及对触觉功能和疼痛的了解) 都具有十分重要的作用. 同时, 人类皮肤力学性能的全面掌握对于医疗、制药、化妆品行业开发新产品及改进现有产品, 也是相当重要的.

1.2.1 在化妆品应用中的重要性

皮肤力学在化妆品中的应用, 包括剃须、脱毛和皮肤护理 (使用护肤霜和润肤液), 等等. 皮肤力学性能的量化在新型护肤产品的开发中是至关重要的 [10], 因为不同类型的产品通过改变不同皮肤的状态来发挥作用. 例如, 有些产品通过抑制皮肤表面的水分蒸发来发挥作用, 有些化合物通过吸收并直接将水化元素释放到皮肤中来发挥作用, 而其他产品的作用则是使人获得油性皮肤或黏性皮肤.

1.2.2 在医疗应用中的重要性

与临床有关的皮肤生物力学的典型例子就是整形外科、皮肤医学和浅表压伤病因学. 在外科手术过程中, 需要将皮肤切开, 然后再将伤口进行缝合. 为此, 需要很好地具备皮肤性能 (包括皮肤力学性能) 方面的知识. 考虑人体的部位和各部位皮肤的力学性能将有助于刀口形状的优化. 同时, 定量评估皮肤组织的力学性能对于了解影响伤口恢复和疤痕形成的因素也是非常重要的 [11].

皮肤力学有助于更好地了解许多物理疗法的相关技术. 皮肤的力学性能已经被广泛用于评价面部光化学损伤的修复治疗和远期效果, 并用于评估面部平整治疗的有效性 [12]. 基于皮肤力学性

能的计算机模拟也可用来协助进行整形手术, 例如制定手术方案、计算机辅助手术、外科医生培训系统和外科机器人设计 [13~15].

在选择皮肤扩展方法和皮肤组织除皱的程序/处理、设计替换皮肤、替换或修补 “有缺陷的” 皮肤以及制造更能 “为社会所接受的” 皮肤的时候, 通常都要考虑生物机械组织的性能 [16~18]. 对于皮肤力学性能的理解也将会有助于皮肤代用品的设计 [19,20], 而这对于烧伤病人来说是急需的.

1.2.3 皮肤的敏感性

人类的皮肤具有大部分的重要感觉, 例如触觉和痛觉, 皮肤中的刺激感受器对皮肤变形的不同型式作出不同响应 [21]. Birznieks 等人 [22] 认为, 由材料的各向异性引起的不同应变型式可以解释触觉传入响应的方向性. Moy 等人 [23] 发现, 皮肤的黏弹性对触觉的感知具有显著的影响. Biggs 和 Srinivasan[24] 曾报导, 某些个体对他们前臂上受到的切向力比正向压力更敏感, 但是对于作用在手指面上的力, 他们的感觉则正好相反. 人们还认为, 感觉性能与皮肤的摩擦有关 [25~29]. 综上所述, 这些观测结果表明, 皮肤的生物力学对于诸如皮肤中的机械性刺激感受器是如何受到激励的, 以及传输到大脑的信号类型 [30] 等问题, 都能够从机理上得出结论. 有关皮肤行为的详细知识也引起了触觉显示设计人员的极大兴趣 [31~33].

1.2.4 在机器人技术中的重要性

随着机器人的发展, 例如自动外科手术工具和机器人 [34] 的出现及其在各种情况下的广泛应用, 对皮肤的力学性能进行精密测试的需求日益迫切. 此外, 机器人的发展已经提高了对机器人皮肤的要求, 这将会使机器人在高度自由的环境中反应更加快速高效, 人 - 机交互更加简便, 并且能够探测不同的感觉, 例如压力、湿气/湿度和物体的硬度. 所有这些都将得益于对皮肤力学性能的进一步了解.

1.3 目的与结构安排

虽然目前已经有一些优秀的从不同角度对皮肤生物力学所进行的综述 [1,35~39], 但是这些综述都没有概括现有的对皮肤力学性能的实验数据, 而在本文的综述中, 则对这一不足进行了适当的弥补.

本综述的要点如下: 介绍了在体或离体实验所用的方法和设备; 讨论了皮肤的主要力学性能, 并以表格的形式列出了本综述所引文献中的数据; 讨论了未来的研究方向.

2 皮肤力学性能的测量

自从 1861 年 Langer 采用一台圆形仪器冲压人类尸体的皮肤以研究皮肤组织的各向异性以来, 由于皮肤组织的力学性能在临床和化妆品应用中的重要性, 人们对在体和离体对皮肤组织的力学性能进行了广泛的研究.

在早期的研究中, 曾使用过许多不同的仪器和测量条件. 人们发现: 人类的皮肤通常在在体条件下处于张紧状态, 其性能具有多样、各向异性、非线性和黏弹性的特点; 有许多因素可以影响皮肤的力学性能, 例如年龄、性别、在人体上的位置、水化作用、PH 值、相对湿度以及一天中的不同时间段. 此外, 由于众多的皮肤结构成分和功能, 以及不同个体之间皮肤性能的适应性和可变性, 使得皮肤表现出非常复杂的力学行为.

典型的皮肤组织在单向和双向拉伸下的应力 - 应变关系见图 3. 从图 3 中可以观察到 3 个显然不同的区域: 第 1 个区域为弹性模量相对较低的区域, 在该区域内皮肤形变主要由弹性纤维的拉伸积累所造成; 第 2 个区域为线性区域, 在该区域内应力几乎随着应变线性增加, 这个特征主要是由相互交联的胶原蛋白纤维内的胶原蛋白分子的拉伸和滑移, 以及胶原蛋白纤丝的滑移所引起; 最后的为屈服区域, 是由于起因于胶原质纤维结构破坏造成的.

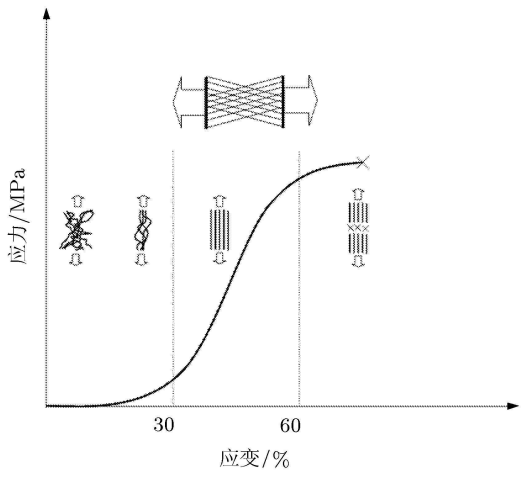


图 3 皮肤的拉伸应力 - 应变关系

有关皮肤力学行为的实验主要可以分为离体

实验和在体实验二类. 离体实验包括测试从活体上切除的皮肤组织, 而在体实验则测试仍然依附在活体上的皮肤. 唯一真正可靠的确定皮肤性能的方法是通过在体实验, 因为在离体实验过程中, 皮肤是与其影响环境 (例如血液灌注、淋巴管引流、新陈代谢、神经系统调节和激素调节) 相分离的 [14,40]. 但是, 在体测试要受到皮肤组织本身以及皮肤组织所依附的其他结构的影响, 因而在进行测试时很难在样本中获得均匀的应变场和控制边界条件, 所以也经常需要进行离体实验.

许多学者研究了离体和在体实验结果的差异. Cook 等人 [41] 发现, 对于老鼠皮肤, 在应变量相同的情况下在体实验的张力要高于离体实验的张力, 而 Vogel 和 Denkel[42]、Vogel[43] 的研究则表明, 如果使用相同的皮肤夹持方法, 二者的差别很小. Marangoni 等人 [44] 观察了在体和离体实验试样力学性能的差异, 提出了一项快速冻/融技术来减小切除后皮肤试样的差别. Jacquet 等人 [45] 指出, 应力 - 应变曲线的形状取决于实验是在在体进行还是离体进行. 在体实验所得到的应力 - 应变曲线与离体实验所得到的曲线相比发生了移动, 而这一移动与皮肤中的初始应力有关.

大部分离体测量采用拉伸方法, 而在体实验测量最常用的技术则是拉伸、压痕、扭矩和抽吸测试, 每一种实验都要求采用与所加应力类型相适应的特殊方法.

2.1 在体皮肤测量

人们设计和使用了许多不同类型的设备来进行在体的皮肤测量, 例如测量张力、扭矩、抽吸、压痕、弹性图、波传播等的设备. 这一课题已经被一些全面的综述所涉及 [40,46~48], 下面简单介绍几种常见的在体测量方法.

(1) 拉伸法 (extension): 在这类方法中, 借助于粘在皮肤表面的定位键或者通过夹具对皮肤进行在体拉伸试验. 采用这种方法的在体测量仪器包括皮肤伸缩仪 (extensometers)、气体轴承电动仪和线性皮肤流变仪 (gas-bearing electrodynamometer and linear skin rheometer).

(2) 吸力法 (suction): 在这类方法中, 一般采用吸引头施加一个垂直于皮肤表面的一个吸入力, 通过测量垂直的位移来得到皮肤的弹性和黏弹性性质. 该方法测试程序迅速简便, 采用的参数不受皮肤厚度的影响, 已经用来研究影响不同的因素, 像是老化、部位、性别等等. 采用这种方法的在体测量仪器包括: 皮肤弹性测量仪 (cutometer、echorheometer、dermalab 和 dermaflex A). 但是这种方法也有其缺陷: 其适用的测试部位有局限性, 不能测量厚度较大皮肤的黏弹性和各向异性.

(3) 压痕法 (indentation): 与吸入法相反, 在压痕法中施加一个垂直于皮肤表面的一个压力, 通过测量垂直的位移来测量皮肤的刚度、抗拉强度和硬度等性质. 采用这种方法的在体测量仪器包括硬度测定计 (durometer) 和微压痕硬度仪 (micro-indentometer).

(4) 扭力法: 在这类方法中, 一般采用一个扭力马达驱动贴在皮肤上的圆盘, 通过测量相应的扭力得到皮肤弹性、黏性和塑性等性质, 采用这种方法的在体测量仪器包括皮肤扭距仪 (dermal torque meter).

2.2 离体皮肤测量

离体实验的优点是可以分离皮肤的各层, 尽管人们还并不清楚这种分离对各层皮肤的力学性能有何影响. 离体实验的另一个优点是可以研究皮肤的极限载荷或损伤. Marks 等人 [46] 和 Wiles 等人 [49] 对各种已经开发出来的单轴和剪切实验设备进行了回顾, 这类单轴实验多使用 Instron 实验机 [17,40,50~54]. Vogel 和 Papanicolaou[55] 开发了一种恒定蠕变测试系统, Arbogast 等人 [56] 则开发出了用于软生物组织测试的高频剪切仪. 能在两个正交方向施加面内载荷的设备也已经开发出来 [5,57~61]. Lanir 和 Fung[57] 提出了一种具有温度控制功能的十字形双轴系统, 用于正方形试样的二维拉伸、弛豫和蠕变实验. 以后开发的大部分双轴系统都是以此为基础的. Thubrikar 和 Eppink[62] 开发了一种弯剪复合载荷测试系统. Hung 和 Williams[63] 所开发的系统可以实现相等的双轴载荷和均匀应变场. Reihsner 和 Menzel[58] 开发出了一种与 Lanir 和 Fung[57] 所提出的系统相似的系统, 但可用于 12 轴圆形试样. Mitchell 等人 [64] 所开发的双轴装置可以用来对软组织 (例如皮肤) 施加用户指定的应变, 而 Sanders 等人 [65] 所开发的实验系统可以用于对皮肤表面施加可控制的压缩和剪切载荷.

3 各种力学参数的评价

利用上面所提到的实验方法, 人们对皮肤的

力学性能进行了大量的测试, 根据这些测试结果, 推导出了皮肤组织的各种力学特性, 例如各向异性、杨氏模量、刚度、泊松比、压缩系数、强度、韧性、初始应力/张力、热膨胀系数、约束力和层离能, 以及皮肤摩擦系数. 在这一节中, 我们将讨论皮肤组织的主要力学性能.

3.1 各向异性

实验测试与观察结果表明, 皮肤组织是各向异性的 [5,56,66~84], 哪怕是在松弛状态下 [85,86]. 例如, 胶原质纤维网络显示出由朗格氏线 (Langer's lines) 表征的延伸性具有优先方向 [56]. 该朗格氏线是由一种圆形仪器冲压圆形皮肤时所引发的, 在这种情况下, 网络纤维趋向于沿延伸性最小的方向排列, 最终皮肤形成椭圆形. 取向沿着朗格氏线的弹性蛋白和胶原质纤维要比取向垂直于朗格氏线的弹性蛋白和胶原质纤维更容易延伸. 因此, 在朗格氏线的方向, 皮肤的延伸性较小 (因而对应着较高的刚度)[87]. 研究发现, 最大张力线是平行于皱褶线的, 因为只有当张力在直角处达到最小值时才会形成皱褶线 [88]. 横穿这些张力线的伤口比平行于张力线的伤口更有可能产生伸长的或肥厚性的疤痕. Van der Voorden 和 Douven [89]、Meijer 和 Douven [90] 利用 Lanir 的皮肤模型, 对活体皮肤的各向异性行为进行了表征. 皮肤的各向异性也随部位的变化而有所不同, 例如, Ankersen 等人 [91] 发现, 猪皮肤的各向异性在腹部很明显, 而背部皮肤的各向异性则可以忽略不计.

事实上, 典型的皮肤是正交各向异性的 [5,57,92,93], 而正交各向异性指的是存在关于二个垂直面的对称性; Lanir 和 Fung[57,92] 在对兔子皮肤所进行的双轴拉伸实验中观察到了这种情况. 由于二个垂直面与皮肤中胶原质纤维的择优取向有关, 所以人们提出了一些确定材料轴线的方法. 一般说来, 材料轴线的确定需要基于对试样大致形状或纤维大致结构的观察, 但是在皮肤组织中, 纤维极为细小, 凭肉眼是无法观察的, 因此研究人员提出了如下一些量化纤维结构的技术.

(1) Dupuytren[66] 和 Langer[56] 最初的研究所提出的方法: 一块在体为圆形的皮肤试样在从活体切除后会变成椭圆形, 椭圆形皮肤试样的长轴定义为朗格氏线, 并在试样上标出 [5,58]. 利用这一方法, 可发现最大主应力取向与朗格氏解理线方向的平均角度偏差范围为 $-10^\circ \sim +10^\circ$, 这意味着朗格氏解理线与试样切下后的收缩方式相符 [5,57].

(2) Borges[94] 提出了一种简易方法来确定张力线, 并称其为松弛皮肤张力线 (relaxed skin tension lines, RSTL): 捏皮肤时所产生的最长的那条线便是张力线, 因为当捏出来的线的方向与张力线一致的时候, 它们是直的, 而且更长.

(3) 等载荷法: 在应力载荷相同的情况下, 通过确定哪些方向能显示出最大和最小应变值来识别材料的轴线. 一块圆形的组织试样由反方向的小夹具对夹持, 小夹具沿整个试样圆周布置, 每对夹具分别预加载荷, 并在弹性轴线上作二个标记. 当完全卸载的时候, 这两个标记会产生一个椭圆状图形, 图形的二个半轴即为材料的轴线 [95].

(4) 小角度光散射 (small angle light scattering, SALS) 法: 可使用小角光散射仪, 通过量化皮肤组织中各位置上胶原质纤维的角度分布来估计试样内纤维的主方向, 由此确定纤维的择优取向和方位角度 [96,97].

(5) 偏振敏感光相干层析 X 射线照相法 (polarization-sensitive optical coherence tomography, PS-OCT): 此方法是以皮肤组织中胶原质的双折射特性为基础的 [98,99].

(6) 二次谐波成像 (second-harmonic-generation, SHG) 偏振测定法: 一种特殊的用于胶原质的探测手段, 利用皮肤组织中胶原质分子引发的 SHG 光来测定胶原质 [100].

(7) Khatyr 等人 [74] 利用关于各向异性材料的理论和正交各向异性模型, 基于人类男性前臂皮肤的在体实验数据计算出了杨氏模量, 确定了各向异性的主要方向为偏离手臂轴线 $5.33^\circ \pm 5.78^\circ$.

3.2 杨氏模量、刚度和泊松比

弹性模量是描述材料力学性能的最常用的参数, 其单位是每单位面积上的力. 刚度也是一个常用参数, 定义为弹性体在受力时抵抗挠曲和变形的能力. 杨氏模量 E 通过纵向应力引起的应变来描述材料的纵向变形. 杨氏模量也被称为弹力模量、弹性模量或拉伸模量. 剪切模量 G 描述的是横向应变与横向应力之间的关系, 与各向同性均匀介质中的剪切波传播有关. 剪切模量有时候也称为刚度模量. 体积弹性模量 K 用于描述材料在外部应力作用下的体积变化. 各向同性非均质固体的另一个物理性能是泊松比, 为单位宽度上的横向收缩与单位长度上的纵向延伸之比.

均质材料的传统力学特性对于皮肤来说并不适用. 皮肤既没有独特的单一杨氏模量, 也没有单一剪切模量. 上述这些力学性能对于皮肤来说不是材料常数, 而是随着所施加的应变而变化的. 不过, 这些材料参数能够反映任何弹性材料 (包括皮肤) 的基本弹性行为方式, 而对于皮肤弹性行为的描述, 杨氏模量和泊松比是最常用到的.

作为皮肤力学性能最重要的参数之一, 杨氏模量已经得到了广泛的测量. 表 1 ~ 表 4 分别概括了人类皮肤的在体杨氏模量值、人类皮肤的离体杨氏模量值、动物皮肤的离体杨氏模量值、以及皮肤角质层的杨氏模量值. 这些表格的数据表明, 杨氏模量的测定值之间存在很大的差异: 皮肤的杨氏模量测定值差异可高达 5 000 倍, 范围从 0.02 MPa 到约 100 MPa, 主要取决于推导材料参数所用的模型和所施加的应力. 出现这种情况的可能原因包括: (1) 用来推导力学参数的本构模型和力学模型不同, 而这些模型中的大部分都受外部变量 (例如施加于皮肤的应力) 的影响; (2) 解剖结构以及所采用的技术有差异; (3) 忽略了皮肤的初始张力, 而皮肤的初始张力是因人而异的; (4) 由于皮肤的非线性应力 - 应变行为而产生的变形量有差别; (5) 水化状态不同; (6) 皮肤厚度不同; (7) 实验标准尺寸不同. 另一种可能的原因是由于不同皮肤试样中胶原质和弹性蛋白的质量比不同, 因为它们的杨氏模量值有显著差异 (例如, 对于胶原质有 $E = 100 \sim 1\,000$ MPa[87,111], 而对于弹性蛋白有 $E \approx 0.3$ MPa[111]).

表 1 人类皮肤杨氏模量的在体测量结果

皮肤试样	测量值	方法	年龄与性别	参考文献
人类皮肤	28.42 MPa 65.66 MPa 79.38 MPa 107.80 MPa	拉伸	7 个月 ~ 3 岁 15~30 岁 30~50 岁 50~80 岁	文 [101]
人类前臂外侧	2.5 MPa	抽吸		文 [102](根据文献中的图 3 估计)
人类前臂	18~57 MPa	抽吸	从 20 到 70 岁增大	文 [103]
人类前臂外侧	23~107 kPa	扭转	在 6~61 岁间减小	文 [104]
活体皮肤中的弹性纤维	2~10 MPa			
上背部 (男性)	140~180 N/m	抽吸	从 6~25 岁减小	文 [105]
上背部 (女性)	180~200 N/m	抽吸	从 6~25 岁减小	
前臂 (男性)	320~420 N/m	抽吸	25 岁后增大	
前臂 (女性)	520~540 N/m	抽吸	25 岁后增大	
前臂外侧	0.42~0.85 MPa	扭转	30 岁前 0.42 MPa 30 岁后 0.85 MPa	文 [106~108]
前臂	0.3~1.1 MPa	牵引		文 [109]
男性大腿 男性前臂 女性前臂	1.99 kPa 1.51 kPa 1.09 kPa	压痕		文 [110]
人类小腿皮肤 垂直于胫骨轴 平行于胫骨轴	 4.6 MPa 20 MPa	拉伸		文 [70, 111]
人类皮肤	0.5 MPa	拉伸		文 [112]
前臂前部	1.1~1.32 MPa	扭转	65 岁后突然增大	文 [113]

表 1　人类皮肤杨氏模量的在体测量结果 (续)

皮肤试样	测量值	方法	年龄与性别	参考文献
前臂前部	0.25 MPa	抽吸		文 [114]
不同解剖学位置	0.13∼0.26 MPa	抽吸		文 [115]
人类皮肤	0.42∼0.75 MPa	拉伸 (变形测量仪)		文 [116]
前臂	457.8 kPa (应变 40%) 35 kPa (低应变)	拉伸 (变形测量仪)		文 [117]
前臂	14.0 ± 5.0 kPa (松弛) 58.8 ± 1.7 kPa (手中握力 5 kg, 比原始厚度提高 26%)	压痕		文 [118]
前臂 (男性)	0.14 MPa	抽吸	25 岁前	文 [119]
前臂 (女性)	0.16 MPa		25 岁前	
前额 (男性)	0.23 MPa		60 岁后	
前额 (女性)	0.27 MPa		60 岁后	
前臂 (男性)	0.11 MPa	抽吸 (回波流变仪)	28.3±6.2 岁	文 [120]
前臂 (女性)	0.12 MPa		27.8±8 岁	
前额 (男性)	0.21 MPa		28.3±6.2 岁	
前额 (女性)	0.25 MPa		27.8±8 岁	
人类皮肤	129±88 kPa	抽吸 (回波流变仪)		文 [121]
前臂掌侧	0.08∼0.26 MPa	抽吸 (回波流变仪)	6 个月 ∼90 岁	文 [122]
	79+1.7× 年龄 kPa	成年男性		
	102+1× 年龄 kPa	成年女性		
人类手指		三维有限元结果与		文 [123]
表皮	0.18 MPa	位移载荷数据匹配		
真皮	0.018 MPa			
人类皮肤	2.20∼4.48 (平均值 3.52) MPa	抽吸 (dermaLab)	9∼29 岁 (n=12)	文 [124]
(前臂内侧)	3.49∼6.05 (平均值 4.77) MPa		30∼39 岁 (n=11)	
	5.15∼8.81 (平均值 6.98) MPa		40∼58 岁 (n=12)	
人类皮肤	3.99∼6.53 (平均值 5.26) MPa	抽吸 (dermaLab)	成年女性 (n=23)	文 [124]
(前臂内侧)	3.26∼6.34 (平均值 4.80) MPa		成年男性 (n=12)	
	4.12∼6.08 (平均值 5.10) MPa		全部 (n=35)	
人类前臂掌侧	56 kPa	抽吸	19∼24 岁	
人类皮肤		动态弹性图	年轻人	文 [125]
真皮	1.20∼3.10 MPa			
下皮	3.10∼9.68 kPa			
人类皮肤		扭转		文 [126]
前臂	0.98			
手臂	0.58			
大腿	0.84			
皮肤	1.33			

表 1 人类皮肤杨氏模量的在体测量结果 (续)

皮肤试样	测量值	方法	年龄与性别	参考文献
人类前臂皮肤	0.132 ± 0.077 MPa	延伸	22~68 岁	文 [74]
主轴方向	0.657 ± 0.219 MPa			文 [74](主轴与臂轴的夹角为 5.33° ± 5.78°)
垂直于主轴方向	0.130 ± 0.062 MPa			
臂轴方向	0.522 ± 0.134 MPa			
垂直于轴向	0.132 ± 0.060 MPa			
人类手指皮肤	沿脊 垂直于脊	切向牵引		文 [30]
伸长	3.61 MPa 1.54 MPa			
剪切	1.36 MPa 0.96 MPa			
人类皮肤 (男性)		抽吸	29~47 岁	文 [127]
表皮和乳头状真皮	0.66 kPa			
网状真皮	0.96 MPa			

表 2 人类皮肤杨氏模量的离体实验测量结果

皮肤试样	测量值	方法	年龄与性别	参考文献
人类腹部	5.0 kPa	单轴拉伸		文 [128], 图 2 中提及
人类小腿		变形测量仪		文 [70], 根据文献中的图 5 估计
平行于胫骨轴	0.68 MPa			
垂直于胫骨轴	0.17 MPa			
				文 [5]
人类尸体手指表皮	136 kPa	二维有限元结果与载荷位移数据匹配		文 [129]
真皮	80 kPa			
人类皮肤	2.16 kPa (0% 应变)	单轴拉伸		文 [130]
	26.5 kPa (50% 应变)			
人类皮肤	0.1 MPa	拉伸	47~86 岁	文 [131]
人类癌变皮肤	51.88 kPa	−27°C 压缩		文 [132]
人类皮肤	0.3 MPa	拉伸		利用单项奥格登 (Ogden) 函数 [27], 根据文献 [133] 中的数据拟合

表 3 动物皮肤组织杨氏模量的测量结果

皮肤试样	测量值	方法	参考文献
猫皮肤, 离体实验	0.5 MPa	单轴拉伸	文 [134], 根据文献中的图 1 估计
老鼠背部皮肤		单轴拉伸	文 [135]
处理 2 d 后			
对照	1.182 MPa		
氨基氰化甲烷 100 mg/kg, 口服	1.665 MPa		
乙酸脱氢皮质醇 5 mg/kg , 皮下注射	2.334 MPa		
氨基氰化甲烷 100 mg/kg 口服 + 乙酸脱氢皮质醇 5 mg/kg 皮下注射	2.267 MPa		

表 3　动物皮肤组织杨氏模量的测量结果 (续)

皮肤试样	测量值	方法	参考文献
处理后 10 d			
对照	1.740 MPa		
氨基氰化甲烷 100 mg/kg, 口服	1.300 MPa		
乙酸脱氢皮质醇 5 mg/kg , 皮下注射	4.620 MPa		
氨基氰化甲烷 100 mg/kg 口服 + 乙酸脱氢皮质醇 5 mg/kg 皮下注射	4.160 MPa		
老鼠侧腹部皮肤, 离体实验			文 [136] (取自文献 中图 5 载荷伸长
对照	3.6 MPa		曲线的前 1/4 部分)
1 000 rad, 50 d	3.4 MPa		
2 000 rad, 50 d	3.2 MPa		
3 000 rad, 50 d	2.4 MPa		
对照	3.4 MPa		
1 000 rad, 120 d	3.3 MPa		
2 000 rad, 120 d	3.2 MPa		
3 000 rad, 120 d	1.8 MPa		
老鼠腰部皮肤		单轴拉伸	文 [137]
对照	0.24±0.07 MPa		
弹性蛋白酶 + 抑制剂处理	0.7±0.2 MPa		
兔子皮肤	60 kPa 剪切储能模量 32.5 kPa 损耗模量	动力波	文 [138]
青蛙皮肤, 离体实验		拉伸	文 [139]
雄性	33.5∼38.4 MPa		
雌性	10.4∼12.0 MPa		
兔子皮肤	0.56 kPa (0% 应变) 2.65 kPa (50% 应变)	单轴拉伸	文 [130]
老鼠背部皮肤	4.8 kPa (低应变) 240 kPa (高应变)		文 [51]
老鼠背部皮肤, 离体实验		单轴拉伸	文 [52]
对照	20.89∼37.60 (平均值 25.35) MPa		
切除卵巢 3 个 月后的皮肤	28.92∼43.64 (平均值 34.08) MPa		
老鼠腹部皮下组织, 离体实验, 雄性	4.77 kPa (瞬时) 2.75 kPa (平衡)	单轴拉伸	文 [140]
猴子指部皮肤, 在体 表皮 真皮	 0.14 MPa 0.014 MPa	三维有限元 结果与位移载 荷数据匹配	文 [123]
猪皮肤, 离体实验 空气中 生物液中		静态施压	文 [141]

表 4 皮肤角质层杨氏模量的离体实验测量结果

试样	杨氏模量	破裂时的 ε 值	相对湿度	温度	参考文献
人类上背部		22	32%	室温	文 [142]
		103	70%	室温	
		190	100%	室温	
猪耳	2 000 MPa		30%	25°C	文 [143,144]
	200 MPa		75%	25°C	
	6 MPa		100%	25°C	
新生鼠	8 900 MPa	1.9	26%	25°C	文 [145]
	2 400 MPa	7.7	68%	25°C	
	12 MPa	140	100%	25°C	
	2 600 MPa	5.0	32%	37°C	
	110 MPa	120	32%	60°C	
人类皮肤	210 MPa		76%	17°C∼21°C	文 [146]
人类皮肤	540 MPa		85%		文 [50]
人类皮肤	2 700∼3 700 MPa				文 [147]
猪皮肤	120 MPa		干态		文 [148]
	26 MPa		湿态		

测量皮肤组织的泊松比在技术上是比较困难的. 对于试样宽度和长度的变化, 泊松比对宽度的变化 (通常很小) 极为敏感, 这样在宽度的测量中即使是存在很小的误差, 也会导致泊松比产生相当大的变化 [91]. 在大部分皮肤力学性能的模拟和数值/实验计算中, 对泊松比进行了各种假定: 将泊松比分别取为 0.3[74,149], 0.33[150], 0.4[151,152], 0.48[123], 0.495[153] 和 0.5[121,154,155].

在实验测量方面, Lees 等人 [156] 测量了母牛乳头皮肤的单轴和双轴泊松比, 发现泊松比是各向异性的, 并由试样的长宽比所决定. 当应变值小于 0.1 时, 双轴实验测得的母牛乳头皮肤的泊松比远大于 1.0. 因此, 在力学上可将皮肤视为开放的神经纤维网, 而不是某种连续介质. Ankersen 等人 [91] 根据被动应变测量值 (忽略厚度的微小变化) 计算了猪皮肤的泊松比; 泊松比测定值的范围为 0.0∼1.0, 标准差为 0.25, 均值约为 0.6. Kenedi 等人 [86] 也指出, 泊松比取决于主动应变, 并给出了一个人体腹部皮肤的例子: 泊松比在低应变下的 0.1 和高应变下的 1.1 之间变化. Tilleman 等人 [132] 根据在径向长度 (定义为径向应变) 和组织厚度 (定义为轴向应变) 上所计算出的变化, 得到泊松比为 0.43. 人们发现, 猪皮肤的泊松比不是一个常数, 而是随所施加的应变和加载速率而变化的 [157]. 在典型的生理加载水平上, 泊松比为 0.45∼0.50, 变化范围很窄.

现有的皮肤泊松比数据概括于表 5. 需要指出

表 5 皮肤组织的泊松比

试样	泊松比	方法	参考文献
母牛乳头皮肤	$\gg$1.0	双轴测量, 应变小于 0.1	文 [156]
皮肤	0.4		文 [151, 158, 159]
猪皮, 离体实验		单轴拉伸	文 [91]
背部皮肤, 纵向	0.00∼0.51 (平均值 0.28)		
背部皮肤, 横向	0.18∼1.00 (平均值 0.55)		
腹部皮肤, 纵向	0.71∼0.95 (平均值 0.88)		
腹部皮肤, 横向	0.52∼0.60 (平均值 0.57)		
癌变皮肤	0.43 ± 0.12	压缩测量	文 [132]
皮肤	0.48	测量 - 数值模拟	文 [160]
皮肤	0.45∼0.50	压缩测量	文 [157]

的是, 泊松比大于 0.5 的情况 (表明张力下的体积减小) 在三维连续介质中是不会出现的. 表 5 中的泊松比值仅仅是可能的值, 这是因为皮肤在宏观尺度上被处理为均匀的固体连续介质, 而实际上皮肤是一种复合层状介质, 由分布在软基体中的相当硬的纤维所组成.

3.3 压缩系数

体积压缩系数定义为 $\Delta V/(V\Delta P)$, 这里 ΔV 是在保持温度恒定、受到压力 ΔP 的情况下, 体积 V 的变化.

在直接压缩载荷作用下, 当压力为 0.3 MPa 时, 皮肤将会失去超过一半的水分 [161]. Von Gierke[162] 发现, 人体的软组织 (皮肤、皮下组织和内脏) 具有 0.38 m^2/GN 的体积压缩系数. North 和 Gilbson[163] 在人体皮肤上获得了类似的值 (0.30 m^2/GN), 这说明人体皮肤的可压缩性不如蒸馏水 (0.46 m^2/GN). 这些结果表明, 皮肤在受到约束的条件下是相当难压缩的. 根据 North 和 Gilbson[163] 的实验结果, Vossoughi 和 Vaishnav[164] 计算了皮肤的剪切模量 (假定泊松比为 0.5) 和体积弹性模量, 发现皮肤的体积弹性模量比剪切弹性模量要高 2~3 个量级, 从而认为在皮肤力学的解析和实验研究中, 皮肤组织可以视为不可压缩的.

尽管有人认为对于拉伸加载条件而言, 可以忽略皮肤本构模型中软组织的压缩系数 [57,92], 但是也有人发现猪皮肤在承受压力时是可压缩的. 即使在无侧限压缩状态, 猪皮肤试样的体积也是随压缩变形量的增加而变化的 [157]. Wu 等人 [157] 发现, 虽然猪皮肤的压缩系数很小, 但它的体积压缩率却是压应力的非线性函数, 并且随加载速率而变.

3.4 强　度

强度包括抗压强度、抗拉强度和抗剪强度, 它们分别反映了压缩、拉伸和剪切应力的极限状态. 在这些强度指标中, 材料的抗拉强度是最常用的, 定义为材料在破坏前所能承受的最大拉伸应力.

皮肤的强度已经被用作康复过程的一个指标. 例如, 疤痕组织的创伤康复程度正比于其力学强度 [165]. Howes 等人 [166] 对有创伤和无创伤的皮肤进行了强度确定实验, 随后 Sandblom[167~169] 对此实验进行了改进. Beckwith 等人 [170] 和 Glaser 等人 [171] 提出了通过单轴测量最大应力、输入功、最大刚度和最大轴向应变来确定疤痕组织强度的标准化方法, 这一方法在随后的工作中已经成为最常用的方法 [16,17,52,135,142,172,173]. Jansen 和 Rottier[133,174] 提供了大量的尸体皮肤在破坏时的受力和伸长方面的实验数据, 从这些数据中可以看到, 不同年龄组中和不同年龄组之间的破坏值差别很大. Gadd 等人 [175] 研究了在不同加载速率和边缘形状下皮肤的强度及其抵抗破坏的能力, 提出: 对于用金属利刃刺穿的皮肤来说, 主要的破坏模式是拉伸破裂, 而不是剪切 (切割) 作用. Veronda 和 Westmann[134] 研究了拉伸试样收缩截面的破坏情况, 发现破坏模式是表皮的破裂和层状真皮的同时蠕变破坏. 这种情况可归因于真皮有比表皮更好的延伸性.

皮肤抗拉强度的典型值范围 2.5~16 MPa[101]. 抗拉强度随皮肤位置 [91] 和试样尺寸 [176] 而变化, 并且主纤维方向的抗拉强度要高于其他方向的抗拉强度 [133,177,178], 男性皮肤的抗拉强度要高于女性皮肤的抗拉强度 [177]. 人们相信抗拉强度随着年龄的增长而提高 [101,133,136,177,179], 尽管也有相反趋势的报道 [180]. 抗拉强度似乎与应变速率无关, 但是在不同的应变速率下, 应变量却有显著的变化 [181]. 在长时间的蠕变实验中, 皮肤也会在相当低的应力 (只有抗拉强度的 1/5) 下发生破坏 [178,179,182].

皮肤的抗拉强度主要取决于胶原质结构的交联和尺寸 [183,184]. 但是, 皮肤破坏时的延伸量却与胶原质交联被打破的程度无关 [181], 这意味着当皮肤在应力作用下发生变形时, 载荷就直接作用在了胶原质纤维网络上 [185]. 皮肤的破坏可能是由纤维束的破断或滑移造成的, 也可能是由这二者共同造成的 [181]. 研究发现, 皮肤的机械强度随着年龄的增长所发生的变化, 与皮肤中胶原质成分的变化有关 [184].

据报道, 人类腹部皮肤的横向破坏应力值为 3~14 MPa(男性) 和 4~13 MPa(女性), 而破坏时对应的应变值范围则为 1.6~2.0(男性) 和 1.5~2.3(女性)[133,174]. 这些值在不同个体之间和不同年龄组之间差别很大, 而在不同性别之间似乎差别相对较小. 结缔组织和皮肤的基本抗拉强度与胶原质原纤维的统计平均直径正相关 [186].

现有的皮肤强度试验测量值见表 6.

表 6 皮肤组织的强度

试样	强度	应变	方法	参考文献
人类前额皮肤	4.6 MPa	54%	拉伸	文 [187]
老鼠背部皮肤			单轴拉伸	文 [135]
处理 2 d 后				
对照	0.539 MPa			
氨基氰化甲烷 100 mg/kg, 口服	0.503 MPa			
乙酸脱氢皮质醇 5 mg/kg , 皮下注射	0.669 MPa			
氨基氰化甲烷 100 mg/kg 口服 + 乙酸脱氢皮质醇 5 mg/kg 皮下注射	0.644 MPa			
处理后 10 d				
对照	0.558 MPa			
氨基氰化甲烷 100 mg/kg, 口服	0.412 MPa			
乙酸脱氢皮质醇 5 mg/kg 皮下注射	1.171 MPa			
氨基氰化甲烷 100 mg/kg 口服 + 乙酸脱氢皮质醇 5 mg/kg 皮下注射	1.112 MPa			
人类上背部角质层, 离体实验				文 [142]*
在水中水化 2 h	9.7 g	189%		
未处理, 相对湿度 0%	46 g	18%		
未处理, 相对湿度 84%	20 g			
未处理, 相对湿度 100%	10 g	180%		
水抽出量, 相对湿度 0%	36 g	12%		
水抽出量, 相对湿度 84%	24 g			
水抽出量, 相对湿度 100%	8 g	113%		
醚抽出量, 相对湿度 0%	56 g	18%		
醚抽出量, 相对湿度 84%	53 g			
醚抽出量, 相对湿度 100%	39 g	140%		
醚抽出量 + 水抽出量, 相对湿度 0%	41 g	23%		
醚抽出量 + 水抽出量, 相对湿度 84%	39 g			
醚抽出量 + 水抽出量, 相对湿度 100%	32 g	88%		
老鼠侧腹部皮肤, 离体实验			单轴拉伸	文 [136] (来自文献中的图 4)

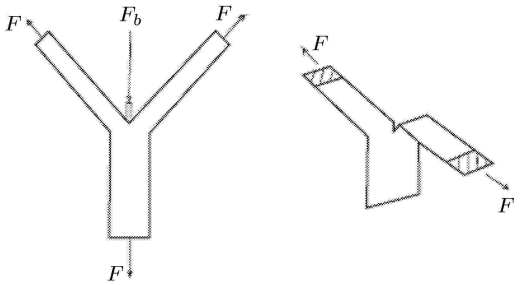
* 试样宽度为 2 mm, 厚度未给出

表 6　皮肤组织的强度 (续)

试样	强度	应变	方法	参考文献
对照	6.2 MPa			
1 000 rad, 50 d	5.7 MPa			
2 000 rad, 50 d	3.8 MPa			
3 000 rad, 50 d	1.9 MPa			
对照	7.1 MPa			
1 000 rad, 120 d	6.8 MPa			
2 000 rad, 120 d	4.5 MPa			
3 000 rad, 120 d	1.2 MPa			
人类胸、颈处皮肤	11 MPa			文 [188]
人类腹、背、臂、足部皮肤	9.5 MPa			
人类腿、手部皮肤	7.3 MPa			
人类脸、头、外生殖器处皮肤	3.7 MPa			
人类女性乳房皮肤 离体实验			拉伸	文 [189]
对照	27.1 MPa			
1 050 rad	24.5 MPa			
2 100 rad	15.3 MPa			
3 500 rad	8.0 MPa			
5 200 rad	9.1 MPa			
皮肤	2∼15 MPa		拉伸	文 [190]
青蛙皮肤, 离体实验			拉伸	文 [139]
雄性	15∼16.5 MPa	59%∼63%		
雌性	11.5 MPa	102%∼126%		
猪皮肤, 离体实验			单轴拉伸	文 [91]
背部, 纵向	7∼27 MPa (平均值 15.0)	42% (平均值)		
背部, 横向	12∼28 MPa (平均值 15.2)	37% (平均值)		
腹部, 纵向	8∼30 MPa (平均值 19)	31%(平均值)		
腹部, 横向	5∼8 MPa (平均值 6.3)	96% (平均值)		
扩展前猪皮肤, 离体实验	2 508.20 kPa	83.5%		文 [191]
扩展后	1 974.86 kPa	71.7%		
扩展前狗背部皮肤, 离体实验	7.153 2 MPa			文 [192]
扩展后	4.818 4 MPa			
老鼠背部皮肤, 离体实验				文 [52]
对照	6.58∼9.52 (平均值 7.83) MPa			
卵巢切除 3 个月后的皮肤	8.48∼12.5 (平均值 9.76) MPa			
狗肋部皮肤, 离体实验	9.67 ± 0.99 MPa			文 [16, 17]
胎儿鼠皮肤 (20∼25 周大)	4 kPa		流变仪分析 (剪切应力)	文 [193]
人类皮肤, 离体实验	3 ± 1.5 MPa	9.5%±1.9% (整体) 9.5%±1.9%(局部)	动态拉伸 (应变速率为 55%/s)	文 [194]

3.5 皮肤的韧性

韧性 R 定义为材料在破裂前能够吸收的能量, 可以通过计算应力 - 应变曲线下的面积获得. 有人利用裤子撕扯实验和剪刀剪切实验来研究皮肤的韧性和裂纹生长行为 [195], 示意图如图 4 所示.



(a) 剪刀剪切实验 [196] (b) 裤子撕扯实验 [160]

图 4 破裂实验示意图

对通过撕扯实验所测得的非线性弹性对生物材料韧性的影响所进行的理论分析, 强调了考虑试样裤腿中的能量储存的重要性 [197], 这一点得到了撕裂生物组织 (包括皮肤) 的实际结果的支持 [198]. 撕扯实验中的裤腿变形对于生物材料的意义, 可以通过这项实验中用于计算 R 的解析表达式来作出评价 [199]

$$R = (2\lambda X_f - W_0 A_0)/t \tag{1}$$

式中: t 为试样厚度; λ 为在载荷 X_f 作用下试样裤腿的延伸率; W_0 为在 X_f 载荷下处裤腿中的应变能量密度; A_0 为整个试样的横截面面积. 式 (8) 没有假定任何特殊形式的应力 - 应变行为. 事实上, W_0 可以通过测量材料拉伸实验 (载荷逐步增加到 X_f) 所得载荷 - 挠度曲线下的面积来确定. 应当注意的是, 试样裤腿中所储存的总应变能既取决于材料的载荷 - 挠度行为, 也取决于所用试样的宽度.

在裤子撕扯实验中, 从一片材料上剪下一块长方形试样, 并将其沿着纵向长度局部撕开 [200,201]. 如果裤腿中的能量存储和变形可以忽略, 那么当裤腿中的应变很小时, 就可以计算出裂口扩展过程中的破裂功来作为撕开裤腿所做的功 [198]

$$R = 2X_f/t \tag{2}$$

从载荷 - 挠度图上还可以进行 R 的另一项独立的测量. 相对于常数 R, 在实验过程中所消耗的总功 U 由下式给出

$$U = RA \tag{3}$$

因此, 韧性 R 可以通过用由载荷 - 挠度曲线下的面积所代表的能量除以裂纹扩展面积 A 来计算.

但是, 对于软材料 (例如皮肤) 来说, 试样裤腿的应变并不足够小, 因此在计算韧性时必须加以考虑 [198]. 皮肤也会表现出力学滞后, 对于高应变量, 实验过程中所做的外功等于材料中的可恢复弹性应变能的假定将不再有效 [202].

根据 Atkins 和 Mai[197] 的工作, Pereira 等人 [203] 进行了剪刀剪切实验, 以克服上述裤子撕扯实验的有关问题. 剪刀剪切实验的示意图如图 4 所示. 试样位于打开的剪刀刀刃之间, 当给剪刀施加一个力后, 试样就被剪开了, 此时在剪刀刀刃附近就发生了局部材料变形, 闭合剪刀柄所做的功等于扩展切口的断裂功.

另一种允许切口缓慢穿过角质层试样延伸的实验方法, 利用了一种宽度大于长度的试样, 即纯剪切几何形状的试样 [50,146]. 表 7 列出了由裤子撕扯实验和剪刀剪切实验所测量的各种生物组织的韧性. 这些实验强调了试样的几何形状和取向对于韧性测量结果的重要性. 剪刀剪切实验测量得到的鼠皮的韧性, 要比裤子撕扯实验的测量值低一个数量级. 举例来说, Pereira 等人 [203] 对于鼠皮韧性的剪刀剪切实验结果就比 Purslow[199] 的裤子撕扯实验结果低一个数量级. 产生这样的差异主要是因为剪刀刀刃锐利的尖端可以在整个实验过程中使正在延伸的裂纹尖端保持其尖锐度, 而与此相反, 由于裤子撕扯实验中材料的应变大, 所以正在延伸的裂纹尖端变钝. Purslow[200] 利用裤子撕扯实验研究了鼠皮韧性对裂纹发展速率的敏感性, 发现当实验速度提高二个数量级时 (从 8×10^{-5} m/s 提高到 8×10^{-3} m/s), 韧性值将提高一倍. 皮肤的韧性与胶原质网络的结构有关, 随胶原质密度的增加而提高 [201,204,205]. 例如: Wang 和 Attenburrow[205] 的研究表明, 当胶原质基质的密度提高时, 山羊皮的韧性也相应提高; Granot 等人 [204] 的研究也表明, 当胶原质密度较大时, 小鸡的皮肤相对不易被撕裂. 皮肤的韧性也是各向异性的: 裂纹沿着平行于胶原质纤维束方向传播时所显示的皮肤韧性, 要低于裂纹沿垂直于纤维方向传播时的韧性 [200,201,203,205].

表 7　皮肤的韧性和破裂后抗力

组织	破裂抗力 (kJ/m^2)	实验方法	参考文献
老鼠皮肤, 离体实验, 室温			文 [200]
延伸速率为 5 mm/min	16.36 (平均值)		数据根据图获得
延伸速率为 50 mm/min	22.55 (平均值)		
延伸速率为 500 mm/min	27.81 (平均值)		
老鼠皮肤, 离体实验,			文 [200]
延伸速率为 5 mm/min			数据根据图获得
7°C	8.46 (平均值)		
23°C	8.08 (平均值)		
30.5°C	12.10 (平均值)		
老鼠皮肤离体实验,		裤子撕扯实验	文 [200]
颈部背部皮肤, 室温,			
延伸速率为 50 mm/min			
周向	11.08±1.68**		
纵向	16.53±1.34**		
周向	13.7±2.29***		文 [201]
纵向	22.6±1.84***		
周向	13.2±1.79****		
纵向	26.9±2.73****		
兔子皮肤	20		文 [206]
预处理人类角质层,	3.6±0.12*		文 [146]
相对湿度 76%			
取自人类手背部的皮肤,		剪刀剪切实验	文 [203]
离体实验			
周向	1.777±0.376		
纵向	1.719±0.674		
取自人类手掌的皮肤,			文 [203]
离体实验			
平行于皮肤皱褶	2.365±0.234		
垂直于皮肤皱褶	2.616±0.395		
老鼠腹部皮肤, 离体实验			文 [203]
随机方向	0.588±0.152		
人类角质层			文 [50]
预处理, 相对湿度 85%	4.49±0.94*		
未经预处理, 相对湿度 85%	1.39±0.13*		
预处理, 相对湿度 35%	0.58±0.06*		
鸡皮, 离体实验, 沿头 - 尾轴线	2.323±0.399	裤子撕扯实验	文 [207]
人类皮肤, 在体实验	30.1±0.6	插入实验	文 [208]

* 厚度假定为 10 μm, ** $R = 2X_f/t$, *** $R = (2\lambda X_f - W_0 A_0)/t$, **** $U = RA$

3.6　初张力和初应力

自从 Dupuytren[66] 和 Langer [56] 的观测报告公布以来, 人们对皮肤内存在固有的、系统性的定向张力的了解已经有 150 多年了. 活体皮肤在正常情况下处于张力状态, 当它从活体上剥离下来之后会收缩 5%~30%, 收缩量取决于皮肤在身体上的位置、方向和体态 [1]. 一般说来, 可以利用二个参数来定量描述这种现象即初张力 (单位为 N/m) 和初应力 (单位为 Pa), 也称为预张力和预应力 [120,209].

有必要测量皮肤的初张力, 以便能够可靠地开发力学模型, 或进一步研究力学参数. 在对皮肤组织的力学行为进行建模时, 需要考虑初应力. 例如, Chaudhry 等人 [210] 指出, 通过考虑初应力可

以获得内部组织中应力和应变分布的更现实的预测. 事实上, 观察到的皮肤刚度来源于初应力和组织刚性的耦合效应 [45]. 尽管初应力显著影响力学参数的确定, 但对它的研究却很少.

对于惰性材料, 有许多测量残余应力的技术, 如 X 射线衍射、超声测量和光弹性测量, 但是这些技术都由于不适合或具有侵害性而不能应用于皮肤 [45]. 不过, 还是有人提出了一种光学方法 [211], Jones[212] 利用这一方法, 通过打孔方式研究了尸体皮肤的初应力. Diridollou[120] 提出通过模型来分析抽吸数据, 用这种方法可以将张力分解为实应力成分和有效应力.

皮肤的预张力随年龄 [5]、身体位置 [88] 和方向 [5,213~215] 而变化. Alexander 和 Cook[213] 利用应变仪预张力装置测量了皮肤的初始单轴向张力, 发现垂直于上背上的朗格氏线的初张力只有平行于朗格氏线的初张力的 20%. Reihsner 等人 [5] 观察到了相似的各向异性效应, 发现在身体的各个不同位置, 对于切割后回复到原始活体形状所需要的延伸量, 最小皮肤张力轴方向的要比最大张力轴方向的少 25%~50%. Bischoff 等人 [214] 模拟了 Gunner 等人 [216] 所做的在体拉伸实验, 发现最小活体皮肤张力相对于最大活体皮肤张力而言是可以忽略的. 基于 Manschot 和 Brakkee[112] 的实验数据, Shergold 和 Fleck[215] 获得了与 Bischoff 等人 [214] 的结果相似的最大人类活体皮肤张力结果.

当皮肤受到压缩载荷时会出现皱褶. De Jong 和 Douven[82] 利用这一现象研究了活体前臂的皮肤预张力, 将出现皱褶时刻的压缩载荷作为预张力的度量, 并采用有限元模型对实验进行了模拟. 预张力的计算结果为: 沿纤维方向 0.024 MPa, 垂直于纤维方向 0.009 3 MPa. Diridollou 等人 [120,121] 采用抽吸室和超声波装置测量了活体的垂直皮肤表面位移和皮肤厚度, 然后利用一个数学模型根据测量数据推导出了皮肤的初应力和杨氏模量. 用这种方法得到的初应力为所有方向上皮肤初张力的平均值. Diridollou 等人 [122] 利用这种方法发现, 对于两种性别的人群, 皮肤初应力增加的年龄段均在 0 岁到 15~20 岁之间, 皮肤初应力降低的年龄段均在 15~20 岁到 50 岁之间, 而对于 50~90 岁之间的人群来说, 皮肤初应力的变化都很小. Dahan 等人 [209] 利用回波流变仪测量了无烧蚀激光颈线处理前、后皮肤的初应力和杨氏模量, 结果发现前额皮肤在处理后的初应力有了显著提高. Bonilla 等人 [88] 发现, 在面部这样的区域, 以及在绷紧的皮肤区域和放松的皮肤区域, 皮肤张力都会以特有的方式发生改变. 例如, 在眉毛之间以及在眼睛旁太阳穴下的皮肤是放松的, 而在脸颊和前额的水平方向, 皮肤则是绷紧的. 根据 Wilkes 等人 [49] 的研究结果, 弹性纤维网络可能在很大程度上是造成预应力的原因. 当手臂拉紧时, 通过沿着手臂褶线方向尽量改变拉紧线直至手臂褶线的局部刚度等于手臂拉紧线的初刚度这种方法, 可以对初应力的提高作出快速估计, 由此可以推导出应力变化 [45].

目前可以查到的皮肤初张力/应力测量结果如表 8 所示.

表 8 在体人类皮肤的初张力/应力

试样	初张力/应力		参考文献
人类上背部皮肤			文 [213]
垂直于朗格氏线	5 N/m		
平行于朗格氏线	24 N/m		
人类皮肤	主应力 (Nm/g)		文 [5,76]
范围	主应力 1	主应力 2	主应力，平均 5 岁
前臂 (内侧)	1.1±0.14	0.8±0.09	
前臂 (外侧)	1.2±0.09	0.9±0.09	
上臂 (内侧)	1.6±0.20	1.3±0.18	
上臂 (外侧)	0.9±0.08	0.6±0.05	
肩膀	0.4±0.04	0.24±0.01	
胸部	1.2±0.18	0.9±0.17	
上背部	0.3±0.04	0.2±0.03	
腹部	0.4±0.04	0.2±0.04	
下背部	0.2±0.01	0.1±0.01	
大腿 (内侧)	1.2±0.14	0.9±0.09	

表 8　在体人类皮肤的初张力/应力 (续)

试样	初张力/应力		参考文献
大腿 (外侧)	0.7±0.04	0.5±0.07	
膝盖	1.1±0.09	0.4±0.04	
膝盖胫骨凹陷处	1.0±0.06	0.6±0.04	
胫骨	1.0±0.09	0.8±0.06	
小腿	0.7±0.05	0.5±0.03	
脚背	0.5±0.04	0.3±0.04	
年龄 (岁)			文 [5, 76]
30	0.80±0.13	0.62±0.12	16 个解剖区域的平均值
42	0.90±0.11	0.67±0.09	
55	0.78±0.12	0.39±0.07	
61	0.61±0.10	0.40±0.11	
80	1.13±0.21	0.85±0.17	
人类腋窝皮肤, 在体实验			文 [214]
平行于最大张力轴	51 kPa		根据 Gunner 等人 [174] 的数据
垂直于最大张力轴	0.5 kPa		
人类前臂内侧皮肤	14 kPa		文 [120]
人类前额皮肤	7 kPa		
人类前臂皮肤	13.5 ± 5 kPa		文 [121]
人类皮肤			文 [122]
未成年男性	$\sigma_0 = 9.2 + 0.4 \times$ 年龄 kPa		
未成年女性	$\sigma_0 = 8.6 + 0.6 \times$ 年龄 kPa		
成年男性	$\sigma_0 = 21.2 - 0.2 \times$ 年龄 kPa		
成年女性	$\sigma_0 = 18.3 - 0.3 \times$ 年龄 kPa		
狗背部皮肤	63.86∼64.20 kPa		文 [217]
人类前额皮肤, 对照	7.62 ± 3.68 kPa		文 [209]
用非烧蚀性激光进行第 5 次颈线处理后 3 个月	16.68±7.44 kPa		
人类小腿皮肤在体实验, 最大张力	100 kPa		文 [215] 根据 Manschot 和 Brakkee [175] 的数据
人类手臂皮肤	150 kPa		文 [45]

3.7　热膨胀系数

在传热过程中, 储存于分子间原子键中的能量会发生改变. 当储存的能量发生变化时, 分子键的长度也会发生变化。因此，固体受热会相应膨胀，遇冷会收缩，这种对温度变化的响应可以用热膨胀系数 (coefficient of thermal expansion, CTE) 来表示.　现有的皮肤组织热膨胀系数测量值如表 9 所示.

表 9　皮肤的热膨胀系数

	组织	温度范围 (°C)	膨胀系数 ($10^{-4} \times °C^{-1}$)	参考文献
线膨胀	初生老鼠的角质层	39∼176, 但不包括 70∼86	∼31.8	文 [218]*
	皮肤	假定	0.6	文 [150]
体膨胀	人类脂肪	10∼15	19.9	文 [219]
		15∼37	9.2	
	血液, 全血	15∼20	2.5	文 [220]
		25∼30	3.2	
		35∼40	4.0	
	血液, 血浆	15∼20	2.3	
		25∼30	3.1	
		35∼40	3.9	

* 20°C 时 (厚度/温度) 的变化与厚度的比值.

3.7.1 体积热膨胀系数

体积热膨胀系数是物质的一种热力学性质, 其表达式为 [221]

$$\beta = \frac{1}{V_T}\left(\frac{\mathrm{d}V_T}{\mathrm{d}T}\right)_P = -\frac{1}{\rho}\left(\frac{\mathrm{d}\rho_T}{\mathrm{d}T}\right)_P \tag{4}$$

式中 V_T 和 ρ_T 分别是温度 T 时的体积和密度. 在压力 P 不变的条件下求导数.

3.7.2 线性热膨胀系数

线性热膨胀系数使温度变化与材料的线尺寸变化之间建立起联系, 可以表示为温度每变化 1 °C 所引起的棒材长度的微小变化

$$\alpha = \frac{1}{L_T}\frac{\mathrm{d}L_T}{\mathrm{d}T} \tag{5}$$

式中 L_T 为温度 T 时的长度.

对于各向同性材料, 可得 α 和 β 之间的关系如下

$$\beta = \frac{1}{V_T}\frac{\mathrm{d}V_T}{\mathrm{d}T} = \frac{1}{L_T^3}\frac{\mathrm{d}L_T^3}{\mathrm{d}T} = 3\frac{1}{L_T}\frac{\mathrm{d}L_T}{\mathrm{d}T} = 3\alpha \tag{6}$$

Lanir 和 Fung[92] 的研究发现, 在 4°C∼40°C 范围内, 皮肤在较低的应变水平下 (像在弹性蛋白中) 具有负的热膨胀系数, 在较高的应变水平下 (像在胶原质中) 具有正的热膨胀系数. Tonsy[222] 提出了一项低成本的测量聚合物薄试样 (包括非自支撑试样) 线性热膨胀系数的技术.

3.8 约束力与层离能

不同皮肤层之间的约束力对于皮肤活体的响应是很重要的. Cook 等人 [41] 的研究发现, 老鼠躯干中的真皮对于皮下组织的约束力对抽吸实验结果的影响可达 10%∼20%. Vlasblom [223] 的研究发现, 若要将 1.0 cm^2 的人体前臂皮肤移动 1.0 mm, 需要施加 8×10^{-3} N 的滑动载荷. 研究发现, 真皮 - 表皮的附着力主要是黏性 [224]; 抽吸压力与起泡时间的乘积近似为常数, 对于人类下腹部皮肤其值约等于 90±30% MPa·s.

角质层的分层特性随环境的变化已经通过透明胶带剥离方法得到了证实. 在用胶带剥离之前对角质层水化 24 h, 可使细胞更容易去除, 从而能用更少的胶带将角质层从表皮上完全剥离 [225]. 另一方法采用了一种 “内聚力图” 来测量角质层的内聚强度 [226], 利用这种方法发现, 角质层的层间约束力随着部位和性别的不同而改变, 其数量级为 20 kPa. Marks 等人 [227] 通过测试, 发现了牛皮癣皮肤表面角质层的具有统计意义的增量内聚力. 也有人利用类似的设备来测定用于皮肤的材料 (例如黏性敷料剂) 的结合强度 [228]. 但是, 这些测量角质层分层特性的方法除了会受到角质层负荷不均匀的影响外, 还会受到角质层下组织的影响.

Wu 等人 [229] 介绍了一种在体力学方法, 可以量化垂直于皮肤表面方向的人类孤立角质层的细胞间层离能 (delamination energy). 他们发现: 未处理角质层的层离能在 1∼8 J/m^2 之间, 并且其值与实验温度有关; 充分水化试样的层离能随温度升高而降低; 室温水化试样显示出更加稳定的值 2∼4 J/m^2. 脱脂试样表现出了更高的层离能, 约为 12 J/m^2, 但随着实验温度的升高, 其层离能可降低至约 4 J/m^2. 峰值分离应力随温度和水化度的提高而下降, 但是脱脂试样显示出比未处理试样更高的峰值应力. 分层表面出现了一条细胞间的损伤缝, 但无细胞撕裂或破裂的迹象.

Chen 等人 [230] 研究了人类脚底面的皮肤和皮下脂肪组织, 利用材料试验机在 1 mm/s 的速率下对皮肤和皮下脂肪组织进行分离. 实验中未观察到中间试样带和侧面试样之间的差别, 但发现脚的趾头区试样和后跟区试样皮肤 - 脂肪界面的强度要明显高于足弓区试样的强度, 皮肤 - 脂肪界面的强度随皮肤厚度的增加而提高.

3.9 皮肤的摩擦系数

对皮肤摩擦性能的研究是对其他力学性能实验的补充. 皮肤的摩擦和润滑在人们的日常生活中 (例如抓握体育器材和感受护肤霜) 具有重要的作用. 皮肤的摩擦与润滑性能还具有重要的医学作用, 例如在褥疮的形成和保持眼睛舒适方面 [231]. 对于皮肤所进行的摩擦学研究可以为我们揭示诸如皮肤是如何与其他表面进行交互作用的, 在不同的情况下 (如年龄、健康, 以及洗液、保湿剂等化学处理) 它又是如何变化的这样一些问题 [232]. 这些研究同时还为我们提供了便利的、非侵入式的手段来定量评价皮肤的健康和水化性 [10]. 然而, 与已经大量发表的涉及皮肤组织拉伸或黏弹性能研究的文献相比, 与皮肤摩擦系数的测量有关的文献相对来说数量相当少.

摩擦力是平行地作用于二个表面的界面上的一种力, 这二个表面在运动过程中或一个表面在另一个表面上移动的过程中保持接触. 当摩擦存

在于二个表面之间时, 摩擦力 F_f 正比于法向力 f_N, 其关系如下

$$F_f = \mu f_N \tag{7}$$

式中 μ 为摩擦系数 (coefficient of friction, COF). 摩擦系数包括二项: 静摩擦系数 μ_s; 动摩擦系数 μ_d. 静摩擦系数定义为启动相对运动所需的力与两表面间的法向力之比, 动摩擦系数定义为两表面发生相对运动时的摩擦力与法向力之比.

3.9.1 动摩擦系数

对于动摩擦系数的研究主要集中于两表面以恒定相对速度运动时的情况 [232]. 目前已有许多关于人类皮肤在体摩擦和润滑研究的综述, 例如 Dowson[233] 的综述, 以及最近 Sivamani 等人 [234,235]、Gitis 和 Sivamani[10] 的综述.

通常所测量的摩擦参数是摩擦系数 μ_d, 可以通过测量二个相互接触表面在相对运动过程中的法向力 F_N 和切向摩擦力 F_f, 再根据下式表示的 Amonton 定律计算得出

$$\mu_d = F_f / F_N \tag{8}$$

人们已经设计出了各种各样的实验来测量皮肤的动摩擦系数 (见 Sivamani 等人 [232] 的综述). 不考虑实验中所使用的不同探针的几何形状和材料 [236,237], 这些实验可以分为二类: 一类为利用受已知法向力作用并在皮肤上旋转的探针或转轮进行测量 [238,239]; 另一类则是利用在皮肤上滑动的探针进行测量 [240].

在不同的研究中, 所采用的垂直法向载荷也是互不相同的, 并且难以利用静态砝码或弹簧进行有效的控制 [10,232]. 这些研究的主要问题在于不同实验之间的可重复性和不同研究者、不同日期和不同设备之间数据的可再现性方面 [10].

早先的各类研究曾得出了一系列皮肤摩擦系数值, 其中动摩擦系数测量值的范围是 0.12~0.7, 不过大部分的测量值都在 0.2~0.5 的较窄范围内. 除了皮肤的自然变化之外, 较宽的摩擦系数测量值范围可能是由探针的运动、几何形状和材料、以及法向力的监测控制等方面的差异所引起的 [232]. 此前研究人员所测量的皮肤摩擦系数值概括于表 10, 而法向载荷与摩擦系数之间的关系如表 11 所示. 手指、手掌和脚底的摩擦系数测量值值得我们特别予以重视, 因为身体的这些部位与其他表面接触得更为频繁. 手、脚出汗量的增加 [240] 以及由于表皮脊的存在使皮肤的韧性提高 [248], 都有助于提高皮肤的摩擦系数.

表 10　在体人类皮肤的动摩擦系数

试样	摩擦系数	法向载荷	材料	参考文献
皮肤	0.5~0.6		聚乙烯	文 [241]
皮肤	0.2		Teflon(聚四氟乙烯)	文 [240]
	0.45		尼龙	
	0.3~1.3		聚乙烯	
	0.4		羊毛	
皮肤	0.4		玻璃	文 [242]
皮肤	0.2~0.45		粗糙不锈钢	文 [28]
	0.3~0.6		光滑不锈钢	
未处理前臂掌侧皮肤	0.19~0.28	28.2 g	尼龙	文 [238]
干皮肤	0.2			文 [243]
皮肤 (水湿若干分钟)	0.7			
皮肤 (水湿若干分钟)	0.7			
剃须泡沫	0.5			
手掌				文 [29]
前额	0.34			文 [244]
前臂内侧	0.26			
手掌	0.21			
腹部	0.12			
上背部	0.25			
人类皮肤在体实验				文 [245]
阴户	0.66 ± 0.03			
前臂	0.48 ± 0.01			

表 10 在体人类皮肤的动摩擦系数 (续)

试样	摩擦系数	法向载荷	材料	参考文献
	0.3∼0.4			文 [246]
				文 [247]
平均值	0.46 ± 0.15			文 [248]
解剖	0.40∼0.62			
手掌	0.62 ± 0.22			
	0.37∼0.61		探针材料	
	0.37 ± 0.09		皮肤/尼龙	
	0.61 ± 0.21		皮肤/硅树脂	
前臂外侧	0.24			文 [249]
前臂内侧	0.64			
	0.7			文 [250]
岩石类材料	2.48∼3.25			文 [251]
手上无白垩	3.00			
手上有白垩	2.47			
干手掌 - 未握紧	0.78∼1.39			文 [252]
湿手掌 - 未握紧	0.90∼1.09			
涂肥皂手掌 - 未握紧	0.14∼0.34			
干手掌 - 主动握紧	1.44∼1.91			文 [253]
湿手掌 - 主动握紧	1.10∼1.92			
涂肥皂手掌 - 主动握紧	0.34∼0.64			
皮肤	0.2∼0.3			文 [254]
未处理	0.45∼0.65			文 [255]
矿物脂	1.19∼1.71			
甘油	1.25∼1.81			
腹部皮肤			直径 10 mm 不锈钢	文 [234]
	1.1	5 g		
	0.78	10 g		
	0.62	15 g		
	0.61	20 g		
	0.60	25 g		
	0.66	30 g		
	0.54	35 g		
	0.52	40 g		
	0.51	45 g		
女性前臂掌侧	0.12	105 mN	Teflon (聚四氟乙烯)	文 [256]
	0.42		钢	
	0.74		玻璃直径 10 mm, 速度 0.5 mm/s	
女性中胫骨皮质层		237 g, 直径 1 cm,	聚甲醛树脂	文 [257]
无滑囊	0.327 ± 0.078	温度 23 °C	或类似材料	(来自文献中图 3)
有滑囊	0.225 ± 0.090	相对湿度 48.6%		
女性前臂掌侧	1.62	20 mN	钢	文 [258]
	1.70	40 mN	直径 6.35 mm	
	1.56	80 mN		

表 11　动摩擦系数与法向载荷之间的关系

	参考文献
$\mu \propto f_N^{-1/3}$	文 [259]
$\mu \propto N^{-0.28}$	文 [249]
$\mu \propto N^{-0.32}$	文 [234]
玻璃 湿皮肤: $\mu \propto N^{-0.17}$ 干皮肤: $\mu \propto f_N^{0.07}$ 玻璃 湿皮肤: $\mu \propto N^{-0.15}$ 干皮肤: $\mu \propto f_N^{0.047}$ 聚丙烯 湿皮肤: $\mu \propto N^{-0.15}$ 干皮肤: $\mu \propto f_N^{0.02}$	文 [231]

3.9.2 静摩擦系数

尽管大部分有关皮肤摩擦性能的研究都集中于研究在相对恒定的速度下移动的二个表面的动摩擦系数, 但是仍然有少量的研究工作试图测量皮肤的静摩擦系数 [252,260]. 目前可获得的数据如表 12 所示.

表 12　人类皮肤的静摩擦系数

试样	摩擦系数	材料	参考文献
手掌	0.5∼2.2	聚乙烯	文 [240]
手掌	0.21		文 [244]
干手掌	0.97(0.08)	不锈钢	文 [252]
湿手掌	1.09 (0.08)		
涂肥皂手掌	0.18 (0.03)		
干手掌	1.32 (0.09)	粉末镀层钢	文 [252]
湿手掌	0.90 (0.11)		
涂肥皂手掌	0.14 (0.02)		
干手掌	1.39 (0.17)	铬合金	文 [252]
湿手掌	1.00 (0.14)		
涂肥皂手掌	0.28 (0.15)		
干手掌	0.78 (0.06)	粗糙铝	文 [252]
湿手掌	0.90 (0.09)		
涂肥皂手掌	0.25 (0.05)		
干手掌	0.79(0.07)	表面压花钢	文 [252]
湿手掌	1.01 (0.05)		
涂肥皂手掌	0.34 (0.04)		
干手掌	1.44 (0.18)	不锈钢	文 [252]
湿手掌	1.27 (0.23)		
涂肥皂手掌	0.41 (0.06)		
干手掌	1.91 (0.21)	粉末镀层钢	文 [252]
干手掌	1.10 (0.14)		
涂肥皂手掌	0.34 (0.04)		
干手掌	1.87 (0.21)	铬合金	文 [252]
湿手掌	1.22 (0.15)		
涂肥皂手掌	0.34 (0.04)		

表 12 人类皮肤的静摩擦系数 (续)

试样	摩擦系数		材料	参考文献
干手掌	1.72 (0.18)		粗糙铝	文 [252]
湿手掌	1.61 (0.23)			
涂肥皂手掌	0.57 (0.05)			
干手掌	1.67 (0.17)		表面压花钢	文 [252]
湿手掌	1.92 (0.18)			
涂肥皂手掌	0.64 (0.08)			
中层胫骨皮肤		剪切力	袜子	文 [260]
平均值	0.49 +/− 0.08	1 N		
	0.48 +/− 0.05	2 N		
	0.54 +/− 0.04	3 N		
	0.66 +/− 0.06	4 N		
	0.53 +/− 0.09	平均值		
中层胫骨皮肤		剪切力	硅凝胶 (spenco)	文 [260]
平均值	0.66 +/− 0.10	1 N		
	0.60 +/− 0.05	2 N		
	0.72 +/− 0.11	3 N		
	0.80 +/− 0.08	4 N		
	0.69 +/− 0.11	平均值		
中层胫骨皮肤		剪切力	聚亚安酯 (poron)	文 [260]
平均值	0.75 +/− 0.11	1 N		
	0.75 +/− 0.10	2 N		
	0.69 +/− 0.04	3 N		
	0.77 +/− 0.06	4 N		
	0.74 +/− 0.08	平均值		
中层胫骨皮肤		剪切力	中等泥质岩	文 [260]
平均值	0.62 +/− 0.05	1 N	(medium pelite)	
	0.69 +/− 0.09	2 N		
	0.77 +/− 0.10	3 N		
	0.83 +/− 0.11	4 N		
	0.73 +/− 0.12	平均值		
中层胫骨皮肤		剪切力	硬泡沫塑料	文 [260]
平均值	0.74 +/− 0.08	1 N	(firm plastazote)	
	0.75 +/− 0.08	2 N		
	0.82 +/− 0.12	3 N		
	0.89 +/− 0.09	4 N		
	0.80 +/− 0.11	平均值		
中层胫骨皮肤		剪切力	常规泡沫塑料	文 [260]
平均值	0.67 +/− 0.08	1 N	(regular plastazote)	
	0.73 +/− 0.09	2 N		
	0.78 +/− 0.12	3 N		
	0.83 +/− 0.08	4 N		
	0.75 +/− 0.11	平均值		
中层胫骨皮肤		剪切力	镀镍塑料	文 [260]
平均值	0.73 +/− 0.12	1 N		
	0.82 +/− 0.10	2 N		
	0.83 +/− 0.11	3 N		
	0.83 +/− 0.10	4 N		
	0.80 +/− 0.11	平均值		

Sanders 等人 [260] 研究了弥补术和矫正术中不同支持材料与皮肤和袜子间的静摩擦系数. 人类皮肤的静摩擦性能显示出与固体表面的摩擦性能不同的特点 [28,29,240,259,261]. 皮肤的柔顺性和柔韧性, 以及当皮肤水化时能改变其特性的能力, 导致了皮肤的摩擦性能与固体材料的摩擦性能有所不同. 但是, 各种研究已经证实, 当存在足够大的法向力时, 静摩擦系数的计算方法可以应用于人类皮肤.

测量手指、手掌和脚底的静摩擦系数应该是更有意义的, 因为像握扶手、握汽车方向盘或拿杯子等常见活动都更多地涉及静摩擦系数, 而不是动摩擦系数.

手掌在扶手表面滑动的方法已经被证明是一种比早先文献 [26,28,29,238,240,241,244,262~264] 中所报道的方法更有效的测量摩擦系数的方法. 研究人员发现, 静摩擦系数的范围为 0.14 (涂覆粉末的钢与涂肥皂的手之间的静摩擦系数) 到 1.39 (铬合金与湿手之间的静摩擦系数) 之间. 这一结果已经得到了大部分其他手掌皮肤摩擦系数研究成果的支持.

有关手掌摩擦性能的初始研究结果 [26] 表明, 表面的特性、施加的压力、存在于界面的湿度水平以及手的水化都对摩擦性能有重要影响. Comaish 和 Bottoms[240] 发现, 手掌与聚乙烯之间的摩擦系数为 0.5~2.2; 他们指出: 手掌中汗液的持续存在可提高这一皮肤区域的摩擦系数; 与手掌接触的材料将决定湿度对手掌皮肤摩擦系数的影响程度. Highley 等人 [238] 指出, 由于对皮肤的水化不能有效地控制, 导致手掌皮肤摩擦系数的测量值有多种结果, 同时, 所采用的测量方法和探针材料不同, 也是导致手掌皮肤摩擦系数测量结果不同的原因之一. Buchholz 等人 [29] 利用一种摩擦测量仪测定的手掌皮肤的摩擦系数为 0.27~0.66, 并且发现皮肤与多孔材料之间存在的水分可使摩擦系数分别提高 61% (对胶带)、68% (对小山羊皮) 和 59%(对纸). Cadoret 和 Smith 等人 [264] 所记录的摩擦系数为 0.2~1.4, 而 Smith 等人 [263] 所记录的摩擦系数则为 1.0~2.0. Bobjer 等人 [261] 研究了诸如石蜡油、甘油、猪油和汗液等污染物对与 4 种有织纹的表面和一种光滑表面相接触的手掌皮肤的影响, 发现当手掌皮肤干燥时, 光滑表面所产生的最大动摩擦系数为 2.22, 而当有污染物存在时, 光滑表面所产生的最小动摩擦系数为 0.09. 这项研究的结果表明, 摩擦系数和与皮肤接触的表面的面积大小有关. 当界面存在石蜡油时, 凹槽较宽的织纹表面对摩擦系数表现出积极的作用, 但是当界面存在汗液时, 凹槽间更大的表面面积对保持动摩擦显得更加重要.

4 今后研究方向

当前软组织力学正在沿着几个方向发展, 包括: (1) 离体/在体皮肤力学的研究; (2) 系统地收集和丰富皮肤组织的数据库; (3) 与温度/热损伤有关的皮肤力学.

4.1 皮肤力学中尚未解决的问题

虽然人们已经在不同的水平上对皮肤力学进行了大量的研究, 但是仍然还有一些关于皮肤响应的问题尚未得到解答. 在这些问题中, 有一部分涉及皮肤的黏弹特性、预处理过程和恢复过程、这些过程与时间和应变的关系, 以及皮肤的蛋白聚糖与皮肤响应模式之间的关系 [51].

此外, 还有方法论问题, 涉及对时变响应的各个方面以可靠方式进行实验表征和分析的方案. 与其他有关皮肤的学科相比, 皮肤力学尚未得到广泛的研究, 同时仍然需要继续探索在一定程度上公认的方法. 上述二个问题有可能具有内在的相互联系, 其中一个问题的解决依赖于另一个问题的答案 [265].

另外的发展方向是向微观研究发展. 橡胶状材料的连续介质尺度为大聚合物分子级别, 而生物软组织的连续介质尺度为纤维级 (约 $1\,\mu$m). 值得强调的是, 由生物组织构成的纤维显示出有限的非线性应力 - 应变响应, 并且承受较大的应变和旋转, 这些因素共同导致了其复杂的力学行为, 而这些力学行为却很难用传统的本构模型来描述. 利用精准的实验评价和本构模型的公式表示来揭示这些力学行为, 将始终是生物力学中的一个颇具挑战性的领域 [266].

在体皮肤组织的力学性能需要进行进一步的研究. 在体皮肤组织的力学特性描述有别于离体研究的是它注重综合考虑活体状态下神经和体液等因素对被测组织力学特性的影响. 另外还存在的一个问题是活组织有生长或自适应能力, 而这常常由一些力学和生物化学过程来调节. 近年来也有许多在活体状态下研究皮肤组织力学特性的新方法、新技术和试验装置, 如本文第 2 节所描述. 皮肤生物力学的研究方法应该是能进一步将皮肤

组织与受神经、体液、代谢以及理化环境的调控反应联系起来, 即皮肤生物力学从离体研究发展为活体研究, 今后发展为基于生理系统的研究.

4.2 皮肤力学性质数据库

系统地收集和丰富皮肤的数据库, 该数据库主要由男性和女性全年龄皮肤特性参数构成, 除此之外, 还应有各种皮肤伤病造成皮肤特性参数变化的数据. 例如, 目前一个尚未充分研究的领域是对皮肤的弹性性能与健康皮肤和癌变皮肤形态组织的检查所见之间相关性的揭示; 将这些常数与癌变组织的组织病理学特征相关联, 有可能导致另外一种非侵入式在体和离体诊断工具的诞生. 理论研究与实际应用相结合, 研究成果直接为临床及其他应用学科服务, 并且为其他软组织生物力学的研究提供有益的参考和启发.

4.3 与温度/热损伤有关的皮肤力学

激光、微波和类似技术的发展带来了病变及受损皮肤组织 (如皮肤癌、皮肤烧伤) 热疗的新进展. 这种皮肤组织热疗的目标是在皮肤表面以下几毫米的范围内精确地诱导热损伤, 但却不影响周边的健康组织. 这项热疗技术迫切地需要掌握皮肤组织与温度/热损伤有关的力学性能. 到目前为止, 人们已经对正常状态下的皮肤组织力学性能进行了广泛的在体和离体实验测量, 但是对高温条件下皮肤的力学性能以及热行为和力学行为之间耦合作用方面的研究却进行得极少.

我们在本文第 1.1 节中已经提到, 胶原质是皮肤的主要成分, 提供了皮肤组织中主要的结构和机械支撑. 在热负载的作用下, 随着皮肤温度的提高, 胶原质中具有热不稳定性的分子内部交联被打破, 使得胶原质从高度有序的晶体结构转变为结构无序的类凝胶状态 [267]. 这一过程就是热变性, 宏观上相应地表现为组织的热收缩. 皮肤中还含有少量的弹性蛋白 (占皮肤干重的 0.1%), 这种弹性蛋白具有很高的热稳定性 [268], 即使放入沸水中若干小时仍然能够保持活性, 而不发生明显的改变. 因此, 当我们讨论皮肤在不同热负荷作用下的力学行为时, 所涉及的对象只是胶原质.

随着温度的升高, 胶原质将发生变性. 在胶原质变性的过程中, 发生变化的不仅是胶原质的结构, 而且还有它的水化作用. 因此, 热变性会导致胶原组织的各种性能 (例如力学性能 [269~282]、热性能 [283~286] 和光学性能 [196,287~295]) 发生显著的改变. 尽管皮肤的真皮组织主要是由胶原质组成的, 但是目前对皮肤组织热变性的研究却相当少 [296~299].

人们已经在许多胶原质组织 (如腱和软骨) 中观察到了热损伤的影响, 这些组织也是由与皮肤组织中相同的 I 型胶原质组成的. Chen 等人 [269~271] 对牛的腱索进行了一系列热收缩实验, 结果表明, 利用特征时间 (自由收缩时的特征时间 $\tau_2 = ce^{m/T}$, 等压收缩的特征时间 $\tau_2 = ce^{\alpha+\beta P}e^{m/T}$) 来表示实际加热时间, 可获得自由收缩与加热持续时间的单一相关关系, 由此表明了一种时间 - 温度 - 热负荷的相关性.

基于实验数据, Chen 等人 [272] 提出了二个唯象方程来量化单轴胶原质组织中由时间决定的热损伤. 利用 Danielsen[300] 建议的混合准则, 他们发现一种经验模型可以很好地描述由热 - 力学加载历史谱所引发的皮肤热致轴向收缩 ξ. 另一种指数衰减模型也能够很好地描述皮肤在加热后回复到体温时的部分恢复情况. 对于收缩区域

$$\xi = (1 - f(\nu))(A_0 + A_1\nu) + f(\nu)(a_0 + a_1\nu), \forall\nu \quad (9)$$

式中 $\nu = \ln(\tau/\tau_2)$; $\tau_2 = e^{(\alpha+\beta P)}e^{m/T}$; A_0、A_1、a_0 和 a_1 为材料常数; $f \in [0,1]$ 为线性行为分布分数, 定义为

$$f(\nu) = 1 - e^{-\Omega} = \frac{e^{a(\nu-\nu_m)}}{1 + e^{a(\nu-\nu_m)}}$$
$$\forall\nu \in (\ln(\tau_a/\tau_2), \ln(\tau_b/\tau_2)) \quad (10)$$

对于恢复区域

$$\xi(t) = B_0 - B_1(1 - e^{-t/t_c}) \quad (11)$$

式中 $B_0 = \xi_0$ 为 $t = 0$ 时的收缩; $B_0 - B_1 = \xi_e$ 为恢复后的平衡收缩; t_c 为材料常数.

Diaz 等人 [275] 进行了一项关于猪软骨在激光加热期间力学响应的实验研究, 发现在加热过程中, 内应力和相应的应变速率发生了明显的变化, 这种变化由温度调节, 与组织取向关系密切.

Chao 等人 [276] 测量了兔子鼻隔膜软骨在激光辐射期间的动态变化. 他们假定这种变化是线弹性行为, 由此计算了弹性模量, 结果发现: 自然组织中的弹性模量为 6.08 MPa, 而在第 1、2、3 次连续的激光照射过程中和照射后, 弹性模量分别下降为 5.41 MPa, 4.94 MPa, 5.05 MPa, 4.17 MPa; 4.23 MPa, 3.71 MPa. 在再水化之后, 弹性模量回复到接近原始值, 为 5.33 MPa.

Chae 等人 [273] 采用动态热 - 力学分析仪和其它技术, 利用猪鼻隔膜软骨的横、纵定向试样, 对与时间 - 温度相关的弯曲储存模量和力学松弛进行了实验测量, 结果表明: (1) 猪软骨的储存模量随温度的升高而减小, 临界变化点 (存储模量减小 85%∼90%) 在 58°C∼60°C 之间; (2) 可观察到在 50°C∼57°C 之间发生了从黏弹固体应力松弛行为向黏弹液体应力松弛行为的移动, 这个温度范围对应于结构变化的转变温度区域.

Aksan 与 McGrath[274] 实验研究并量化了新西兰白兔膝腱在加热时引起的热 - 力学响应特性. 他们发现对于所有的实验试样, 不管其热和力学历史如何, 在拉伸实验过程中机械应力 σ 都随所施加的应变 ε 呈指数变化, 即

$$\sigma = C_1 + C_2 \exp(C_3 \varepsilon) \tag{12}$$

$$\frac{\mathrm{d}\sigma}{\mathrm{d}\varepsilon} = C_3 \sigma - C_1 C_3 \tag{13}$$

式中 C_1, C_2, C_3 为拉伸实验开始前所累积的热损伤 Ω 的函数, 定义为

$$C_3 = 7.738 + 95.79 \exp(-0.102 \sum e_2) \tag{14}$$

$$\frac{\sum e_2}{e_{2,\max}} = 1 - \exp(-0.648\,9 \Omega / \Omega_m) \tag{15}$$

$$e_{2,\max} = 23.77 + \frac{12.41}{1 + \exp(T - 0.364/0.025\,58)} \tag{16}$$

$$\Omega_m = 15.796 \exp(7.857T) \tag{17}$$

这里 e_2 为平衡应变, Ω_m 代表已达到最大平衡收缩量 50% 的膝腱试样中累积的热损伤.

Dahan 等人 [209] 观察到了前额皮肤初应力 (硬度) 的显著提高, 即从处理前的 7.62, 提高到用非烧蚀性激光进行第 5 次颈线处理后 3 个月的 16.68.

因此, 今后皮肤力学研究的另一个极其重要的方向是皮肤热行为和力学行为之间的耦合, 即皮肤热力学. 皮肤组织的生物热力学是近年来形成的一门高度交叉的学科, 涵盖了生物学、传热学、热损伤、力学、生理神经学等不同学科. 皮肤组织的生物力学行为表征对该学科的发展具有非常重要的意义, 而且可以在医学的一系列领域内得到实际应用.

参 考 文 献

1 Lanir Y. Skin mechanics. In: Skalak R, Chien S, eds. Handbook of Bioengineering. McGraw-Hill, 1987. 11.11∼11.25

2 Parsons K C. Human Thermal Environments. UK: Taylor & Francis, 1993

3 Silver F H, Siperko L M, Seehra G P. Mechanobiology of force transduction in dermal tissue. *Skin Research and Technology*, 2003, 9(1): 3∼23

4 Dombi G W, Haut R C. The tensile strength of skin and correlations with collagen content. 1985 Advances in Bioengineering. In: The Winter Annual Meeting of the American Society of Mechanical Engineers, Miami Beach, FL, USA, ASME, New York, NY, USA, 1985. 95∼96

5 Reihsner R, Balogh B, Menzel E J. Two-dimensional elastic properties of human skin in terms of an incremental model at the in vivo configuration. *Medical Engineering & it Physics*, 1995, 17(4): 304∼313

6 Cotta-Pereira G, Rodrigo G, Bittencourt-Sampaio S. Oxytalan, elaunin, and elastic fibers in the human skin. *The Journal of Investigative Dermatology*, 1976, 66: 143∼148

7 Weber L, Kirsch E, Muller P, et al. Collagen type distribution and macromolecular organization of connective tissue in different layers of human skin. *The Journal of Investigative Dermatology*, 1984, 82(2): 156∼160

8 Holzapfel G A. Biomechanics of soft tissue. In: Lemaitre J, ed. Handbook of Materials Behavior Models, vol. III, Multiphysics Behaviors, San Diego: Academic Press, 2001. 1057∼1071

9 Elsner P, Berardesca E, Wilhelm K P, et al. Bioengineering of the Skin: Skin Biomechanics. Boca Raton: CRS Press LLC, 2002

10 Gitis N V, Sivamani R K. Tribometrology of skin. *Tribol Trans*, 2004, 47: 461∼469

11 Hollander D A, Erli H J, Theisen A, et al. Standardized qualitative evaluation of scar tissue properties in an animal wound healing model. *Wound Repair Regen*, 2003, 11(2): 150∼157

12 Kitzmiller W J, Visscher M, Page D A, et al. A controlled evaluation of dermabrasion versus CO_2 laser resurfacing for the treatment of perioral wrinkles. *Plast Reconstr Surg*, 2000, 106(6): 1366∼1372; discussion 1373∼1364

13 Duchemin G, Maillet P, Poignet P, et al. A hybrid position/force control approach for identification of deformation models of skin and underlying tissues. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, 52(2): 160∼170

14 Gambarotta L, Massabo R, Morbiducci R, et al. In vivo experimental testing and model identification of human scalp skin. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38(11): 2237∼2247

15 Molinari E, Fato M, De Leo G, et al. Simulation of the biomechanical behavior of the skin in virtual surgical applications by finite element method. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 2005, 52(9): 1514∼1521

16 Zeng Y, Xu C Q, Yang J, et al. Biomechanical comparison between conventional and rapid expansion of skin. *The British Association of Plastic Surgeons*, 2003, 56: 660∼666

17 Zeng Y J, Liu Y H, Xu C Q, et al. Biomechanical properties of skin in vitro for different expansion methods. *Clin Biomech* (*Bristol, Avon*), 2004, 19(8): 853∼857

18 Saulis A S, Lautenschlager E P, Mustoe T A. Biomechanical and viscoelastic properties of skin, SMAS, and composite flaps as they pertain to rhytidectomy. *Plast Reconstr Surg*, 2002, 110(2): 590∼598; discussion 599∼600

19 Thacker J G, Stalnecker M C, Allaire P E, et al. Practical applications of skin biomechanics. *Clinics in Plastic Surgery*, 1977, 4(2): 167∼171

20 Powell H M, Boyce S T. EDC cross-linking improves skin substitute strength and stability. *Biomaterials*, 2006, 27(34): 5821∼5827

21 Goodwin A W, Wheat H E. Sensory signals in neural populations underlying tactile perception and manipulation. *Annual Review of Neuroscience*, 2004, 27: 53∼77

22 Birznieks I, Jenmalm P, Goodwin A, et al. Encoding of direction of fingertipforces by human tactile afferents. *Journal of Neuroscience Methods*, 2001, 21: 8222∼8237

23 Moy G, Singh U, Tan E, et al. Human psychophysics for teletaction system design. *Haptics-e*, 2000, 1(3): 1∼20

24 Biggs J, Srinivasan M A. Tangential versus normal displacements of skin: Relative effectiveness for producing tactile sensations. In: Proceedings of the 10th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Orlando, Florida, IEEE Computer Society, 2002. 121∼128

25 Iida I, Koyanagi T, Isobe Y, et al. Studies on typification of cosmetics —— application of sensory evaluation to classify milky lotion. *J Soc Cosmet Chem Jpn*, 1987, 20(3): 225∼231

26 Sulzberger M B, Cortese T A, Fishman L, et al. Studies on blisters produced by friction. *The Journal of investigative dermatology*, 1996, 47: 456∼465

27 Zimmerer R E, Lawson K D, Calvert C J. The effects of wearing diapers on skin. *Pediatric Dermatology*, 1986, 3: 95∼101

28 El-Shimi A F. In vivo skin friction measurements. *J Soc Cosmet Chem*, 1977, 28: 37∼51

29 Buchholz B, Frederick L J, Armstrong T J. An investigation of human palmar skin friction and the effects of materials, pinch force and moisture. *Ergonomics*, 1988, 31: 317∼325

30 Wang Q, Hayward V. In vivo biomechanics of the fingerpad skin under local tangential traction. *J of Biomechanics*, 2006, 40(4): 851∼860

31 Moy G, Wagner C, Fearing R S. A compliant tactile display for teletaction. In: Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Francisco, CA, USA, IEEE 2000. 3409∼3415

32 Levesque V, Pasquero J, Hayward V, et al. Display of virtual Braille dots by lateral skin deformation: Feasibility study. *ACM Transactions on Applied Perception*, 2005, 2(2): 132∼149

33 Drewing K, Fritschi M, Zopf R, et al. First evaluation of a novel tactile display exerting shear force via lateral displacement. *ACM Transactions on Applied Perception*, 2005, 2(2): 118∼131

34 Brett P N, Fraser C A, Henningan M, et al. Automatic surgical tools for penetrating flexible tissues. *IEEE Engineering and Medical Biology*, 1995, 13(3): 264∼270

35 Larrabee W F, Jr. A finite element model of skin deformation. I. Biomechanics of skin and soft tissue: a review. *Laryngoscope*, 1986, 96(4): 399∼405

36 Edwards C, Marks R. Evaluation of biomechanical properties of human skin. *Clin Dermatol*, 1995, 13(4): 375∼380

37 Pierard G E. EEMCO guidance to the in vivo assessment of tensile functional properties of the skin —— Part 1: Relevance to the structures and ageing of the skin and subcutaneous tissues. *Skin Pharmacology and Applied Skin Physiology*, 1999, 12(6): 352∼362

38 Wilhelmi B J, Blackwell S J, Mancoll J S, et al. Creep vs. stretch: A review of the viscoelastic properties of skin. *Annals of Plastic Surgery*, 1998, 41(2): 215∼219

39 DiMaio V J. Penetration and perforation of skin by bullets and missiles. A review of the literature. *Am J Forensic Med Pathol*, 1981, 2(2): 107∼110

40 Karwoski A C. Testing and analysis of the peeling of medical adhesives from human skin. Virginia Tech, Blacksburg, VA, USA. 2003

41 Cook T, Alexander H, Cohen M. Experimental method for determining the 2-dimensional mechanical properties of living human skin. 1977, 15(4): 381∼390

42 Vogel H G, Denkel K. Methodological studies on biomechanics of rat skin comparing in vivo and in vitro results. *Bioengineering Skin*, 1982, 4: 71∼79

43 Vogel H G. Mechanical properties of rat skin as compared by in vivo and in vitro measurement. *Bioengineering Skin*, 1982, 3: 198∼209

44 Marangoni R D, Glaser A A, Must J S, et al. Effect of storage and handling techniques on skin tissue properties. *Ann NY Acad Sci*, 1966, 136(16): 439∼454

45 Jacquet E, Gwendal J, Khatyr F, et al. A new experimental method for measuring skin's natural tension. *Skin Research and Technology*, 2008, 14: 1∼7

46 Marks M G, Doillon C, Silver F H. Effects of fibroblasts and basic fibroblast growth-factor on facilitation of dermal wound-healing by type-i collagen matrices. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1991, 25(5): 683∼696

47 Rodrigues L, Group E. EEMCO guidance to the in vivo assessment of tensile functional properties of the skin, Part II. Instrumentation and test methods. *Skin Pharmacol Appl Skin Physiol*, 2001, 14: 52∼67

48 Greenleaf J F, Fatemi M, Insana M. Selected methods for imaging elastic properties of biological tissuesy. *Annu Rev Biomed Eng*, 2003, 5: 57∼78

49 Wilkes G L, Brown I A, Wildnauer R H. The biomechanical properties of skin. *CRC Critical Reviews in Bioengineering*, 1973, 1(4): 453∼495

50 Nicolopoulos C S, Giannoudis P V, Glaros K D, et al. In vitro study of the failure of skin surface after influence of hydration and preconditioning. *Archives for Dermatological Research*, 1998, 290(11): 638∼640

51 Eshel H, Lanir Y. Effects of strain level and proteoglycan depletion on preconditioning and viscoelastic responses of rat dorsal skin. *Annals of Biomedical Engineering*, 2001, 29: 164∼172

52 Ozyazgan I, Liman N, Dursun N, et al. The effects of ovariectomy on the mechanical properties of skin in rats. *Maturitas*, 2002, 43(1): 65∼74

53 Shergold O A, Fleck N A, Radford D. The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates. *International Journal of Impact Engineering*, 2006, 32(9): 1384∼1402

54 Spencer T S, Smith S E, Conjeevaram S. Adhesive interactions between polymers and skin in transdermal delivery systems. *Polymeric Materials*: *Science and Engineering*, 1990, 63: 337∼339

55 Vogel S, Papanicolaou M N. A constant stress creep testing machine. *J Biomechanics*, 1983, 16: 153∼156

56 Langer K. Sitzungsberichte der mathematisch-natur- wissenschaftlichen classe der kaiserlichen academie der wissenschaften. *Die Spannung der Cutis*, 1861, 45: 133∼142

57 Lanir Y, Fung Y C. Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin. I. Experimental system. *J Biomech*, 1974, 7(1): 29∼34

58 Reihsner R, Menzel E J. Two-dimensional stress-relaxation behavior of human skin as influenced by non-enzymatic glycation and the inhibitory agent aminoguanidine. *Journal of Biomechanics*, 1998, 31(11): 985∼993

59 Vito R P. The mechanical properties of soft tissues —— I: A mechanical system for bi-axial testing. *Journal of Biomechanics*, 1980, 13(11): 947∼950

60 Nielsen P M, Hunter P J, Smaill B H. Biaxial testing of membrane biomaterials: testing equipment and procedures. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1991, 113(3): 295∼300

61 Wan A W. Biaxial tension test of human skin in vivo. *Biomed Mater Eng*, 1994, 4: 473∼486

62 Thubrikar M, Eppink R T. A method for analysis of bending and shearing deformations in biological tissue. *Journal of Biomechanics*, 1982, 15(7): 529∼535

63 Hung C T, Williams J L. A method for inducing equibiaxial and uniform strains in elastomeric membranes used as cell substrates. *Journal of Biomechanics*, 1994, 27: 227∼232

64 Mitchell S B, Sanders J E, Garbini J L, et al. A device to apply user-specified strains to biomaterials in culture. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, 2001, 48(2): 268∼273

65 Sanders J E, Mitchell S B, Wang Y N, et al. An explant model for the investigation of skin adaptation to mechanical stress. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2002, 49(12 Pt 2): 1626∼1631

66 Dupuytren G. Traité théorique et pratique des blessures par armes de guerre. *Lib Dumont, Bruxelles*, 1834, 1835: 1∼66

67 Gibson T, Kenedi R M. Biomechanical properties of skin. *The Surgical Clinics of North America*, 1967, 47(2): 279∼294

68 Gibson T, Stark H, Evans J H. Directional variation in extensibility of human skin in vivo. *Journal of Biomechanics*, 1969, 2: 201∼204

69 Manschot J F, Brakkee A J. The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo —— II. The model. *J Biomech*, 1986, 19(7): 517∼521

70 Manschot J F, Brakkee A J. The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo —— I. The measurement. *J Biomech*, 1986, 19(7): 511∼515

71 Wan Abas W A, Barbenel J C. Uniaxial tension test of human skin in vivo. *J Biomed Eng*, 1982, 4(1): 65∼71

72 Wan Abas W A B, Barbenel J C. Response of human skin to small tensile loads in vitro. *Biomed Mater Eng*, 1995, 5(2): 59∼63

73 van Ratingen M R,Petterson R,Drost M R, et al. Mixed numerical experimental method to find Langer's lines of skin. In: Bertram L A，Brown S B，Freed A D, eds. Proceedings of the 1993 ASME Winter Annual Meeting, 1993-11-28∼12-03. New Orleans, LA, USA, Publ by ASME, New York, NY, USA, 1993. 63∼65

74 Khatyr F, Imberdis C, Vescovo P, et al. Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy. *Skin Res Technol*, 2004, 10(2): 96∼103

75 Kirkpatrick S J, Duncan D D, Fang L. Low-frequency surface wave propagation and the viscoelastic behavior of porcine skin. *Biomed Opt*, 2004, 9(6): 1311∼1319

76 Reihsner R, Menzel E J. On the orthogonal anisotropy of human skin as a function of anatomical region. *Connect Tissue Res*, 1996, 34(2): 145∼160

77 Vexler A, Polyansky I, Gorodetsky R. Evaluation of skin viscoelasticity and anisotropy by measurement of speed of shear wave propagation with viscoelasticity skin analyzer. *J Invest Dermatol*, 1999, 113: 732∼739

78 Douven L F A, Meijer R, Oomens C W J. Characterisation of mechanical behaviour of human skin in vivo. *Proceedings of SPIE —— The International Society for Optical Engineering*, 2000, 3914: 618∼629

79 Melling M, Pfeiler W, Karimian-Teherani D, et al. Differential scanning calorimetry, biochemical, and biomechanical analysis of human skin from individuals with diabetes mellitus. *The Anatomical Record*, 2000, 259(3): 327∼333

80 Kirkpatrick S J, Chang I, Duncan D D. Viscoelastic anisotropy in porcine skin: Acousto-optical and mechanical measurements. In: Valery V I，Tuchin V, eds. Saratov Fall Meeting 2004: Optical Technologies in Biophysics and Medicine, Saratov, Russian Federation, International Society for Optical Engineering, 2005. 174∼183

81 Manschot J F M, Wijn P F F, Brakkee A J M. The angular distribution function of the elastic fibres in the skin as estimated from in vivo. In: Huiskes R, Campen D V, Wijn J D, eds. Biomechanics: Principles and Applications, The Hague: Martinus Nijhoff Publ, 1982. 411∼418

82 de Jong L A M, Douven L F A. Pre-tension and anisotropy in skin. Nat. Lab. Unclassified Report NL-UR 023/95. Philips Research Laboratories, 1996

83 Finlay B. Scanning electron microscopy of the human dermis under uni-axial strain. *Bio-medical Engineering*, 1969, 4: 322∼327

84 Stark H L. Directional variations in the extensibility of human skin. *Br J Plast Surg*, 1977, 30: 105∼114

85 Ridge M D, Wright V. Mechanical properties of skin: a bioengineering study of skin structure. *J Appl Physiol*, 1966, 21(5): 1602∼1606

86 Kenedi R M, Gibson T, Daly C H. Bioengineering studies of the human skin. In: Jackson S F, Harkness J M, Tristam G R, eds. Structure and Function of Connective and Skeletal Tissue, London: Butterworths, 1964

87 Maurel W, Wu Y, Magnenat Thalmann N, et al. Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation. Berlin: Springer-Verlag, 1998

88 Bonilla C M A, Massanet A R F, Almodóvar N V. Mechanics of biomaterials: skin repair and grafts. In: Proceedings of Applications of Engineering Mechanics in Medicine, University of Puerto Rico - Mayaguez, 2005. D1∼D24

89 Van der Voorden W K L, Douven L F A. Characterisation of the in-plane mechanical behaviour of human skin. A Mixed numerical-experimental approach employing a structural skin model. Nat. Lab. Unclassified Report NL-UR 014/96. Philips Research Laboratories, 1996

90 Meijer R, Douven L F A. Characterisation of anisotropic and non-linear behaviour of human skin. Nat. Lab. Unclassified Report NL-UR 013/97. Philips Research Laboratories, 1997

91 Ankersen J, Birkbeck A E, Thomson R D, et al. Puncture resistance and tensile strength of skin simulants. *Proc Inst Mech Eng*, 1999, 213(6): 493∼501

92 Lanir Y, Fung Y C. Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin. II. Experimental results. *J Biomech*, 1974, 7(2): 171∼182

93 Flynn D M, Peura G D, Grigg P, et al. A finite element based method to determine the properties of planar soft tissue. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 1998, 120(2): 202∼210

94 Borges A F. Relaxed skin tension lines (RSTL) versus other skin lines. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 1984, 73: 144∼150

95 Choi H S, Vito R P. Two-dimensional stress-strain relationship for canine pericardium. *Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME*, 1990, 112: 153∼159

96 Harris J L, Humphrey J D. Kinetics of thermal damage of a collagenous membrane under biaxial isotonic loading. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2004, 51: 371∼379

97 Wells P B, Harris J L, Humphrey J D. Altered mechanical behavior of epicardium under isothermal biaxial loading. *ASME J Biomech Eng*, 2004, 126: 492∼497

98 Saxer C E, de Boer J F, Park B H, et al. High-speed fiber-based polarzationsensitive optical coherence tomography of in vivo human skin. *Opt Lett*, 2000, 25: 1355∼1357

99 Jiao S, Todorovic M, Stoica G, et al. Fiber-based polarization-sensitive Mueller matrix optical coherence tomography with continuous source polarization modulation. *Appl Opt*, 2005, 44: 5463∼5467

100 Yasui T, Tohno Y, Araki T. Determination of collagen fiber orientation in human tissue by use of polarization measurement of molecular second-harmonic-generation light. *Appl Opt*, 2004, 43: 2861∼2867

101 Rollhauser H. Tensile Strength Human Skin. Germany: Marburg-Lahn, 1950. 341∼346

102 Grahame R. In vivo Observations on the Elastic Properties of Human Skin. London London University, 1968

103 Grahame R, Holt P J L. The influence of aging on the in vivo elasticity of human skin. *Gerontologia*, 1969, 15: 121∼139

104 Sanders R. Torsional elasticity of human skin in vivo. *Pflugers Arch*, 1973, 342(3): 255∼260

105 Alexander H, Cook T H. Variations with age in the mechanical properties of human skin in vivo. In: Kennedy R M, ed. Bedsore Biomechanics, Bath: McMillan Press, 1976. 109∼118

106 Agache P G, Monneur C, Leveque J L, et al. Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo. *Arch Dermatol Res*, 1980, 269(3): 221∼232

107 Leveque J L, de Rigal J, Agache P G, et al. Influence of ageing on the in vivo extensibility of human skin at a low stress. *Archives for Dermatological Research*, 1980, 269(2): 127∼135

108 Leveque J L, Corcuff P, de Rigal J, et al. In vivo studies of the evolution of physical properties of the human skin with age. *International Journal of Dermatology*, 1984, 23(5): 322∼329

109 Wijn P F F. The alinear viscoelastic properties of human skin in-vivo for small deformation. Katholieke Universteit Nijmegen, The Netherlands, 1980

110 Bader D L, Bowker P. Mechanical characteristics of skin and underlying tissues in vivo. *Biomaterials*, 1983, 4(4): 305∼308

111 Manschot J F M. The mechanical properties of human skin in vivo. Neitherlands: Catholic University of Nijmegen. 1985

112 Manschot J F M, Brakkee A J M. Characterisation of in vivo mechanical skin properties independent of measuring configuration. *Bioeng Skin*, 1987, 3: 1∼10

113 Escoffier C, de R J, Rochefort A, et al. Age-related mechanical properties of human skin: an in vivo study. *J Invest Dermatol*, 1989, 93(3): 353∼357

114 Agache P. Noninvasive assessment of biaxial Young's modulus of human skin in vivo. In: 9th Int Symp Bioeng, SkinSendai, 1992

115 Barel A, Courage W, Clarys P. Suction method for measurement of skin mechanical properties: the Cutometer. In: Serup J, Jemec G B E, eds. Handbook of Non-Invasive Methods and the skin. Boca Raton: CRC Press, 1995. 335∼340

116 Clark J A, Cheng J C Y, Leung K S. Mechanical properties of normal skin and hypertrophic scars. *Burns*, 1996, 22(6): 443∼446

117 Pan L, Zan L, Foster F S. In vivo high frequency ultrasound assessment of skin elasticity. *Proc-IEEE Ultrason Symp*, 1997, 1082: 1087∼1091

118 Zhang M, Zheng Y P, Mak A F. Estimating the effective Young's modulus of soft tissues from indentation tests-nonlinear finite element analysis of effects of friction and large deformation. *Med Eng Phys*, 1997, 19(6): 512∼517

119 Barel A O, Lambrecht R, Clarys P. Mechanical function of the skin: state of the art. In: Elsner P, Barel A O, Berardesca E, et al, eds. Skin Bioengineering Techniques and Applications in Dermatology and Cosmetology, Current Problems in Dermatology. Basel: Karger, 1998. 69∼83

120 Diridollou S, Black D, Lagarde J M, et al. Sex- and site-dependent variations in the thickness and mechanical properties of human skin in vivo. *International Journal of Cosmetic Science*, 2000, 22: 421∼435

121 Diridollou S, Patat F, Gens F, et al. In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction. *Skin Res Technol*, 2000, 6(4): 214∼221

122 Diridollou S, Vabre V, Berson M, et al. Skin ageing: changes of physical properties of human skin in vivo. *International Journal of Cosmetic Science*, 2001, 23: 353∼362

123 Dandekar K, Raju B I, Srinivasan M A. 3-D finite-element models of human and monkey fingertips to investigate the mechanics of tactile sense. *Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME*, 2003, 125: 682∼691

124 Pedersen L, Hansen B, Jemec G B. Mechanical properties of the skin: a comparison between two suction cup methods. *Skin Res Technol*, 2003, 9(2): 111∼115

125 Gennisson J L, Baldeweck T, Tanter M, et al. Assessment of elastic parameters of human skin using dynamic elastography. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2004, 51(8): 980∼989

126 Grebenyuk L A, Uten'kin A A. Mechanical properties of the human skin: Communication I. *Human Physiology*, 1994, 20(2): 157∼162

127 Hendriks F M, Brokken D, Oomens C W, et al. The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments. *Med Eng Phys*, 2006, 28(3): 259∼266

128 Daly C H. Biomechanical properties of dermis. *J Invest Dermatol*, 1982, 79 Suppl 1: 17s∼20s

129 Maeno T, Kobay-Ashi K, Yamazaki N. Relationship between the structure of human finger tissue and the location of tactile receptors. *Jsme International Journal Series C-Mechanical Systems Machine Elements and Manufacturing*, 1998, 41: 94∼100

130 Pan L, Zan L, Foster F S. Ultrasonic and viscoelastic properties of skin under transverse mechanical stress in vitro. *Ultrasound Med Biol*, 1998, 24(7): 995∼1007

131 Silver F H, Freeman J W, DeVore D. Viscoelastic properties of human skin and processed dermis. *Skin Res Technol*, 2001, 7(1): 18∼23

132 Tilleman T R, Tilleman M M, Neumann M H A. The elastic properties of cancerous skin Poisson's ratio and Young's modulus. *Isr Med Assoc J*, 2004, 6: 753∼755

133 Jansen L H, Rottier P B. Some mechanical properties of human abdominal skin measured on excised strips: a study of their dependence on age and how they are influenced by the presence of striae. *Dermatologica*, 1958, 117(2): 65∼83

134 Veronda D R, Westmann R A. Mechanical characterization of skin-finite deformations. *Journal of Biomechanics*, 1970, 3(1): 111∼124

135 Vogel H G. Antagonistic effect of aminoacetonitrile and prednisolone on mechanical properties of rat skin. *Biochim Biophys Acta*, 1971, 252(3): 580∼585

136 Ranu H S, Burlin T E, Hutton W C. The effects of x-irradiation on the mechanical properties of skin. *Phys Med Biol*, 1975, 20(1): 96∼105

137 Oxlund H, Manschot J, Viidik A. The role of elastin in the mechanical properties of skin. *J Biomech*, 1988, 21(3): 213∼218

138 Pereira J M, Mansour J M, Davis B R. Dynamic Measurement of the Viscoelastic Properties of Skin. *Journal of biomechanics*, 1991, 24(2): 157∼162

139 Greven H, Zanger K, Schwinger G. Mechanical properties of the skin of Xenopus laevis (Anura, Amphibia). *J Morphol*, 1995, 224(1): 15∼22

140 Iatridis J C, Wu J R, Yandow J A, et al. Subcutaneous tissue mechanical behavior is linear and viscoelastic under uniaxial tension. *Connective Tissue Research*, 2003, 44(5): 208∼217

141 Chi X, Nian L, Zhongyou G, et al. Investigating testing elasticity of equivalent material for human skin. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2005, 6: 5862∼5864

142 Wildnauer R H, Bothwell J W, Douglass A B. Stratum corneum biomechanical properties. I. Influence of relative humidity on normal and extracted human stratum corneum. *The Journal of Investigative Dermatology*, 1971, 56(1): 72∼78

143 Park A, Baddiel C. Rheology of stratum corneum i. a molecular interpretation of the stress-strain curve. *Journal of the Society of Cosmetic Chemists*, 1972, 23: 3∼12

144 Park A C, Baddiel C B. Rheology of stratum corneum ii. a physio-chemical investigation of factors influencing the water content of the corneum. *Journal of the Society of Cosmetic Chemists*, 1972, 23: 13∼21

145 Papir Y S, Hsu K H, Wildnauer R H. The mechanical properties of stratum corneum. I. The effect of water and ambient temperature on the tensile properties of newborn rat stratum corneum. *Biochim Biophys Acta*, 1975, 399(1): 170∼180

146 Koutroupi K S, Barbenel J C. Mechanical and failure behaviour of the stratum corneum. *Journal of Biomechanics*, 1990, 23(3): 281∼287

147 Gardner T N, Briggs G A. Biomechanical measurements in microscopically thin stratum comeum using acoustics. *Skin Res Technol*, 2001, 7(4): 254∼261

148 Yuan Y, Verma R. Measuring microelastic properties of stratum corneum. *Colloids and Surfaces*, 2006, 48(1): 6∼12

149 Smalls L K, Wickett R R, Visscher M O. Effect of dermal thickness, tissue composition, and body site on skin biomechanical properties. *Skin Research and Technology*, 2006, 12(1): 43∼49

150 Deng Z S, Liu J. Non-Fourier heat conduction effect on prediction of temperature transients amd thermal stress in skin cryoperservation. *Journal of Thermal Stress*, 2003, 26: 779∼798

151 Gefen A, Chen J, Elad D. Stresses in the normal and diabetic human penis following implantation of an inflatable prosthesis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1999, 37: 625∼631

152 Retel V, Vescovo P, Jacquet E, et al. Nonlinear model of skin mechanical behaviour analysis with finite element method. *Skin Res Technol*, 2001, 7(3): 152∼158

153 Zhang Y, Goldgof D B, Sarkar S, et al. A modeling approach for burn scar assessment using natural features and

elastic property. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 2004, 23(10): 1325∼1329

154 Majaron B, Lukac M. Thermo-mechanical laser ablation of hard dental tissues: an overview of effects, regimes, and models. *Proceedings of SPIE —— The International Society for Optical Engineering*, 1999, 3593: 184∼195

155 Magnenat-Thalmann N, Kalra P, Leveque J L, et al. A computational skin model: fold and wrinkle formation. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2002, 6(4): 317∼323

156 Lees C, Vincent J F, Hillerton J E. Poisson's ratio in skin. *Biomed Mater Eng*, 1991, 1(1): 19∼23

157 Wu J Z, Dong R G, Smutz W P, et al. Non-linear and viscoelastic characteristics of skin under compression: experiment and analysis. *Biomed Mater Eng*, 2003, 13(4): 373∼385

158 Gefen A, Chen J, Elad D. A biomechanical model of Peyronie's disease. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33(12): 1739∼1744

159 Gefen A, Megido-Ravid M, Azariah M, et al. Integrating a Photoelastic Device into Open MRI for Soft Tissue Mechanics Studies. In: Allison I M, ed. 11th International Conference on Experimental Mechanics, Oxford, UK, Taylor & Francis, 1998. 829∼833

160 Delalleau A, Josse G, Lagarde J M, et al. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test. *Journal of biomechanics*, 2006, 39(9): 1603∼1610

161 Hvidberg E. Investigation into the effect of mechanical pressure on the water content of isolated skin. *Acta Pharmac*, 1960, 16: 245∼259

162 Von Gierke H E. Biomechanics of impact injury. In: Proceedings of the Impact Acceleration Stress Symposium, National Academy of Sciences, National Research Council, 1962. Publication No. 977

163 North J F, Gibson F. Volume compressibility of human abdominal skin. *J Biomech*, 1978, 11(4): 203∼207

164 Vossoughi J, Vaishnav R N. Comments on the paper "volume compressibility of human abdominal skin". *Journal of Biomechanics*, 1979, 12(6): 481

165 Sekhon K S. Ultrasonic techniques to study wound healing. *American Society of Mechanical Engineers, Applied Mechanics Division, AMD*, 1976, 450∼455

166 Howes E L, Sooy J W, Harvey S C. The healing of wounds as determined by their tensile strength. *JAMA*, 1929, 92: 42∼45

167 Sandblom P. Determination of the tensile strength of the healing wound as a clinical test. *Journal international de Chirurgie*, 1953, 13(4): Extra pages, 1∼4

168 Sandblom P, Petersen P, Muren A. Determination of the tensile strength of the healing wound as a clinical test. *Acta Chirurgica Scandinavica*, 1953, 105(1-4): 252∼257

169 Sandblom P. Tensile strength of healing wounds, an experimental study. *Acta Chir Scand*, 1944, Suppl. 89

170 Beckwith T G, Brody G S, Glaser A A, et al. Standardization of methods for measuring mechanical properties of wounds. New York, NY, United States, American Society of Mechanical Engineers (ASME), 1963. 7

171 Glaser A A, Marangoni R D, Must J S, et al. Refinements in the methods for the measurement of the mechanical properties of unwounded and wounded skin. *Med Electron Biol Eng*, 1965, 3(4): 411∼419

172 Ankersen J, Birkbeck A E, Thomson R D, et al. Puncture resistance and tensile strength of skin stimulants. *Proc Instn Mech Engrs*, 1999, 213(part H): 493∼501

173 Haut R C. The effects of orientation and location on the strength of dorsal rat skin in high and low speed tensile failure experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1989, 111(2): 136∼140

174 Jansen L H, Rottier P B. Comparison of the mechanical properties of strips of human abdominal skin excised from below and from above the umbilic. *Dermatologica*, 1958, 117(4): 252∼258

175 Gadd C W, Lange W A, Peterson F J. Strength of skin and its measurement. American Society of Mechanical Engineers (ASME), 1965. Paper No. 65-WA/HUF-68

176 Fazekais I G, Kosa F, Basch A. Uber dieR eissfestigkeit derH aut verschiedener Korperregionen (Experimental, in vitro, human skin). *Dt Z Ges Gericht Med*, 1968, 64: 62∼92

177 Mendoza S A, Milch R A. Age variations of nominal tensile strength of Wistar rat skins. *Gerontologia*, 1964, 10: 42

178 Wenzel H G. Untersuchungen einiger mechanischer Eigenschaften der Haut, insbesondere der Striae cutis distensae. *Archiv Patol Anat Physiol*, 1950, 317: 654∼706

179 Fry P, Harkness M L, Harkness R D. Mechanical properties of the collagenous framework of skin in rats of different ages. *Am J Physiol*, 1964, 206: 1425∼1429

180 Sussman M D. Aging of connective tissue: physical properties of healing wounds in young and old rats. *The American Journal of Physiology*, 1973, 224(5): 1167∼1171

181 Arumugam V, Naresh M D, Sanjeevi R. Effect of strain rate on the fracture behaviour of skin. *J Biosci*, 1994, 19(3): 307∼313

182 Fry P, Harkness M L R, Harkness R D, et al. Mechanical properties of tissues of lathyritic animals. *J Physiol*, 1962, 164: 77

183 Harkness R D. Functional aspects of connective tissues of skin. In: Balazes E A, ed. Chemistry and Molecular Biology of Inter Cellular Matrix. London: Academic Press, 1970. 1309∼1340

184 Felsher Z. Physiology and Biochemistry of Skin. Chicago: University of Chicago Press, 1954. 391

185 Wainwright S A, Biggs W D, Curry J D, et al. Mechanical designs in Organisms. London: Edward Arnold, 1976

186 Bailey A J, Peach C M, Fowler L J. The Chemistry and Molecular Biology of the Intercellular Matrix. New York: Academic Press, 1970. 385∼404

187 Yamada H. Strength of Biological Materials. Baltimore, MD: Williams and Wilkins Co. 1970. 226∼231

188 Duck F A. Physical Properties Of Tissue: A Comprehensive Reference Book. New York: Academic Press, 1990

189 Ranu H S. Effects of radiotheraphy on the mechanical properties of human skin. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 1991, 10(2): 55∼57

190 Silver F H, Kato Y P, Ohno M, et al. Analysis of mammalian connective tissue: relationship between hierarchical structures and mechanical properties. *J Long Term*

Eff Med Implants, 1992, 2(2-3): 165∼198

191 Zhou L, Li Z, Guo S Z, et al. Biomechanical and histomorphological changes in stretched pig skin. *Chinese Journal of Aesthetic Medicine*, 2000, 9(4): 244 ∼250

192 Zhang G J. Biomechanical characteristics of expanded skins after transplantation. *Chinese Journal of Biomechanical Engineering*, 2002, 21(2): 144∼148

193 Tsubouchi K, Enosawa S, Harada K, et al. Evaluation of the relationship between the viscoelastic stress and strain of fetal rat skin as a guide for designing the structure and dynamic performance of a manipulator for fetal surgery. *Surgery Today*, 2006, 36(8): 701∼706

194 Jacquemoud C, Bruyere-Garnier K, Coret M. Methodology to determine failure characteristics of planar soft tissues using a dynamic tensile test. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40(2): 468∼475

195 Serrat M A, Vinyard C I, King D. Alterations in the mechanical properties and composition of skin in human growth hormone transgenic mice. *Connective Tissue Research*, 2007, 48(1): 19∼26

196 Pickering J W, Posthumus P, van Gemert M J. Continuous measurement of the heat-induced changes in the optical properties (at 1 064 nm) of rat liver. *Lasers Surg Med*, 1994, 15(2): 200∼205

197 Mai Y W, Atkins A G. Further comments on J-shaped stress-strain curves and the crack resistance of biological materials. *Journal of Physics D*: *Applied Physics*, 1989, 22(1)：48∼54

198 Purslow P P. Fracture of non-linear biological materials: Some observations from practice relevant to recent theory. *Journal of Physics D*: *Applied Physics*, 1989, 22(6): 854∼856

199 Rivlin R, Thomas A. Rupture of rubber: I Characteristic energy for tearing. *J Polymer Sci*, 1953, 10: 291∼318

200 Purslow P P. Measurement of the fracture toughness of extensible connective tissues. *Journal of Materials Science*, 1983, 18(12): 3591∼3598

201 Purslow P P. Positional variations in fracture toughness, stiffness and strength of descending thoracic pig aorta. *Journal of Biomechanics*, 1983, 16(11): 947∼953

202 Shergold O A, Fleck N A. Experimental investigation into the deep penetration of soft solids by sharp and blunt punches, with application to the piercing of skin. *Journal of biomechanical Engineering*, 2005, 127(5): 838∼848

203 Pereira B P, Lucas P W, Swee-Hin T. Ranking the fracture toughness of thin mammalian soft tissues using the scissors cutting test. *Journal of Biomechanics*, 1997, 30(1): 91∼94

204 Granot I, Bartov I, Plavnik I, et al. Increased skin tearing in broilers and reduced collagen synthesis in skin in vivo and in vitro in response to the coccidiostat halofuginone. *Poult Sci*, 1991, 70(7): 1559∼1563

205 Wang Y L, Attenburrow G E. Strength of Brazilian Goatskin Leathers in Relation to Skin and Animal Characteristics. *Journal of the Society of Leather Technologists and Chemists*, 1994, 78(2): 55∼60

206 Atkins A G, Mai Y W. Elastic and Plastic Fracture. Chichester: Ellis Horwood, 1985

207 Doran C F, McCormack B A O, Macey A. A simplified model to determine the contribution of strain energy in the failure process of thin biological membranes during cutting. *Strain*, 2004, 40(4): 173∼179

208 Davis S P, Landis B J, Adams Z H, et al. Insertion of microneedles into skin: measurement and prediction of insertion force and needle fracture force. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37(8): 1155∼1163

209 Dahan S, Lagarde J M, Turlier V, et al. Treatment of neck lines and forehead rhytids with a nonablative 1 540 nm Er: glass laser: a controlled clinical study combined with the measurement of the thickness and the mechanical properties of the skin. *Dermatol Surg*, 2004, 30(6): 872∼879; discussion 879∼880

210 Chaudhry H R, Bukiet B, Findley T, et al. Evaluation of residual stress in rabbit skin and the relevant material constants. *J Theor Biol*, 1998, 192: 191∼195

211 Guzelsu N, Federici J F, Lim H C, et al. Measurement of skin stretch via light reflection. *J Biomed Opt*, 2003, 8(1): 80∼86

212 Jones M H, Pouchak M A, Mikelsons R H. A method for measuring skin tension. *ISA Trans*, 1988, 27: 21∼26

213 Alexander H, Cook T H. Accounting for natural tension in the mechanical testing of human skin. *J Invest Dermatol*, 1977, 69(3): 310∼314

214 Bischoff J E, Arruda E M, Grosh K. Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33: 645∼652

215 Shergold O, Fleck N A. Mechanisms of deep penetration of soft solids, with application to the injection and wounding of skin. *Proc R Soc London Ser A*, 2004, 460: 3037∼3058

216 Gunner C W, Hutton W C, Burlin T E. Apparatus for measuring the recoil characteristics of human skin in vivo. *Med Biol Eng Comput*, 1979, 17(1): 142∼144

217 Yang J, Zeng Y J, Liu X J. Biomechanical properties of skin expanded by different methods in vivo. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2003, 20(4): 58∼582

218 Humphries W T, Wildnauer R H. Thermomechanical analysis of stratum corneum. I. Technique. *The Journal of Investigative Dermatology*, 1971, 57(1): 32∼37

219 Fidanza F, Keys A, Anderson J T. Density of body fat in man and other mammals. *J Appl Physiol*, 1953, 6: 252∼256

220 Phlillips R A, van Slyke D D, Hamilton P B. Measurement of specific gravities of whole blood and plasma by standard copper sulphate solutions. *J Biol Chem*, 1950, 183: 305∼330

221 Incropera F P, DeWitt D P. Fundamentals of Heat and Mass Transfer. Hoboken: Wiley, 2001

222 El-Tonsy M M. Low cost technique for measuring thermal expansion of thin polymer samples. *Polymer Testing*, 2003, 22(1): 57∼62

223 Vlasblom D C. Skin Elasticity. The Netherlands: University of Utrecht, 1967

224 Lowe L B, van der Leun J C. Suction blister and dermal-epidermal adherence. *J Invest Dermatol*, 1968, 50: 308∼314

225 Weigand D A, Gaylor J R. Removal of stratum corneum in vivo an improvement on the cellophane tape stripping technique. *The Journal of Investigative Dermatology*, 1973, 60: 84∼87

226 Marks R, Nicholls S, Ritzbeorge D. Measurement of intracorneal cohesion in man using in vivo techniques. *The Journal of Investigative Dermatology*, 1977, 69(3): 299∼302

227 Marks R, Barton S, King C S, et al. Formation of the horny layer in psoriasis-primarily defective or secondarily affected. *Acta Derm Venereol Suppl* (*Stockh*), 1979, 87: 77∼83

228 Dykes P J, Heggie R, Hill S A. Effects of adhesive dressings on the stratum corneum of the skin. *Journal of Wound Care*, 2001, 10(2): 7∼10

229 Wu K S, Stefik M M, Ananthapadmanabhan K P, et al. Graded delamination behavior of human stratum corneum. *Biomaterials*, 2006, 27(34): 5861∼5870

230 Chen Y, Davis B, Valdevit A. Regional differences in strength at the plantar skin-fat interface. In: IEEE 28th Annual Northeast Bioengineering Conference, 2002-04-20∼21. Philadelphia, PA, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2002. 69∼70

231 Adams M J, Briscoeb B J, Johnson S A. Friction and lubrication of human skin. *Tribology Letters*, 2007, DOI: 10.1007/s11249-007-9206-0

232 Sivamani R K, Goodman J, Gitis N V, et al. Coefficient of friction: tribological studies in man —— an overview. *Skin Res Technol*, 2003, 9(3): 227∼234

233 Dowson D. Tribology of the skin surface. In: Wilhelm K P, et al, eds. Bioengineering of the Skin: Skin Surface Imaging and Analysis. Boca Raton, FL: CRC Press, 1997

234 Sivamani R K, Goodman J, Gitis N V, et al. Friction coefficient of skin in real-time. *Skin Res Technol*, 2003, 9(3): 235∼239

235 Sivamani R K, Stoeber B, Wu G C, et al. Clinical microneedle injection of methyl nicotinate: stratum corneum penetration. *Skin Res Technol*, 2005, 11(2): 152∼156

236 Akers W A. Measurements of friction injuries in man. *Am J Ind Med*, 1985, 8: 473∼481

237 Sivamani R K, Maibach H I. Tribology of skin. *Proc IMechE Part J*: *J Engineering Tribology*, 2006, 220: 729∼737

238 Highley D R, Coomey M, DenBeste M, et al. Frictional properties of skin. *J Invest Dermatol*, 1977, 69: 303∼305

239 Comaish J S, Harborow P R, Hofman D A. A hand-held friction meter. *The British Journal of Dermatology*, 1973, 89(1): 33∼35

240 Comaish S, Bottoms E. The skin and friction: deviations from Amonton's laws, and the effects of hydration and lubrication. *Br J Dermatol*, 1971, 84(1): 37∼43

241 Naylor P F. The skin surface and friction. *The British Journal of Dermatology*, 1955, 67(7): 239∼246

242 Prall J K. Instrumental evaluation of the effects of cosmetic products on skin surfaces with particular reference to smoothness. *J Soc Cosmet Chem*, 1973, 24: 693∼707

243 Gerrard W A. Friction and other measurements of the skin surface. *Bio Eng Skin*, 1987, 3: 123∼139

244 Cua A B, Wilhelm K P, Maibach H I. Frictional properties of human skin: relation to age, sex, and anatomical region, stratum corneum hydration and transepidermal water loss. *British Journal of Dermatology*, 1990, 123: 473∼479

245 Elsner P, Wilhelm D, Maibach H I. Frictional properties of human forearm and vulvar skin: influence of age and correlation with transepidermal water loss and capacitance. *Dermatologica*, 1990, 181: 88∼91

246 Johnson S A, Gorman D M, Adams M J, et al. The friction and lubrication of human stratum corneum, thin films in tribology. In: Dowsonet D, ed. Proceedings of the 19th Leeds-Lyon Symposium on Tribology. San Diego, CA: Elsevier, 1993. 663∼672

247 Cua A B, Wilhelm K P, Maibach H I. Skin surface lipid and skin friction: relation to age, sex and anatomical region. *Skin Pharmacol*, 1995, 8(5): 246∼251

248 Zhang M, Mak A F T. In vivo friction properties of human skin. *Prosthetics and Orthotics International*, 1999, 23: 135∼141

249 Koudine A A, Barquins M, Anthoine P, et al. Frictional properties of skin: proposal of a new approach. *Int J Cosmet Sci*, 2000, 22: 11∼20

250 Asserin J, Zahouani H, Humbert P, et al. Measurement of the friction coefficient of the human skin in vivo. Quantification of the cutaneous smoothness. *Colloids and Surfaces B*: *Biointerfaces*, 2000, 19: 1∼12

251 Li F X, Margetts S, Fowler I. Use of chalk in rock climbing: sine qua non or myth? *J Sports Sci*, 2001, 19(6): 427∼432

252 O'Meara D M, Smith R M. Static friction properties between human palmar skin and five grabrail materials. *Ergonomics*, 2001, 44(11): 973∼988

253 O'Meara D M, Smith R M. Functional handgrip test to determine the coefficient of static friction at the hand/handle interface. *Ergonomics*, 2002, 45(10): 717∼731

254 Egawa M, Oguri M, Hirao T, et al. The evaluation of skin friction using a frictional feel analyzer. *Skin Res Technol*, 2002, 8(1): 41∼51

255 Sivamani R K, Wu G C, Gitis N V, et al. Tribological testing of skin products: gender, age, and ethnicity on the volar forearm. *Skin Res Technol*, 2003, 9(4): 299∼305

256 Elkhyat A, Courderot-Masuyer C, Gharbi T, et al. Influence of the hydrophobic and hydrophilic characteristics of sliding and slider surfaces on friction coefficient: in vivo human skin friction comparison. *Skin Res Technol*, 2004, 10(4): 215∼221

257 Polliack A A, Scheinberg S. A new technology for reducing shear and friction forces on the skin: implications for blister care in the wilderness setting. *Wilderness & Environmental Medicine*, 2006, 17(2): 109∼119

258 Elleuch K, Elleuch R, Zahouani H. Comparison of elastic and tactile behavior of human skin and elastomeric materials through tribological tests. *Polymer Engineering and Science*, 2006, 46: 1715∼1720

259 Wolfram L J. Friction of skin. *J Soc Cosmet Chem*, 1983, 34: 465∼476

260 Sanders J E, Greve J M, Mitchell S B, et al. Material properties of commonly-used interface materials and their

static coefficients of friction with skin and socks. *J Rehabil Res Dev*, 1998, 35(2): 161∼176

261 Bobjer O, Johansson S E, Serque P. Friction between hand and handle. Effects of oil and lard on textured and non-textured surfaces; perception of discomfort. *Applied Ergonomics*, 1993, 24: 190∼202

262 Nacht S, Close J A, Yeung D, et al. Skin friction coefficient: changes induced by skin hydration and emollient application and correlation with perceived skin feel. *J Soc Cosmet Chem*, 1981, 32: 55∼65

263 Smith A M, Cadoret G, St-Amour D. Scopolamine increases prehensile force during object manipulation by reducing palmar sweating and decreasing skin friction. *Experimental Brain Research, Experimentelle Hirnforschung*, 1997, 114(3): 578∼583

264 Cadoret G, Smith A M. Friction, not texture, dictates grip forces used during object manipulation. *Journal of Neurophysiology*, 1996, 75: 1963∼1969

265 Jemec G B, Selvaag E, Agren M, et al. Measurement of the mechanical properties of skin with ballistometer and suction cup. *Skin Res Technol*, 2001, 7(2): 122∼126

266 Sacks M S. Biaxial mechanical evaluation of planar biological materials. *Journal of Elasticity*, 2000, 61(1-3): 199∼246

267 Flory P J, Garrett R R. Phase transition in collagen and gelatin systems. *J Am Chem Soc*, 1958, 80: 4836∼4845

268 Davidson J M, Giro M, Sutclie M, et al. Regulation of elastin synthesis. In: Tamburro A M, Davidson J M, eds. Elastin: Chemical and Biological Aspects. Galatina, Italy: Congedo Editore, 1990

269 Chen S S, Wright N T, Humphrey J D. Heat-induced changes in the mechanics of a collagenous tissue: isothermal free shrinkage. *J Biomech Eng*, 1997, 119(4): 372∼378

270 Chen S S, Wright N T, Humphrey J D. Heat-induced changes in the mechanics of a collagenous tissue: isothermal, isotonic shrinkage. *J Biomech Eng*, 1998, 120(3): 382∼388

271 Chen S S, Humphrey J D. Heat-induced changes in the mechanics of a collagenous tissue: pseudoelastic behavior at 37 degrees c. *J Biomech*, 1998, 31(3): 211∼216

272 Chen S S, Wright N T, Humphrey J D. Phenomenological evolution equations for heat-induced shrinkage of a collagenous tissue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1998, 45(10): 1234∼1240

273 Chae Y, Aguilar G, Lavernia E J, et al. Characterization of temperature dependent mechanical behavior of cartilage. *Lasers Surg Med*, 2003, 32(4): 271∼278

274 Aksan A, McGrath J J. Thermomechanical analysis of soft-tissue thermotherapy. *J Biomech Eng*, 2003, 125(5): 700∼708

275 Diaz S, Lavemia E, Wong B J F. Mechanical behavior of cartilage during laser irradiation. San Jose, CA, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, 2001. 192∼197

276 Chao K K H, Burden M A, Wong B J F. Dynamic changes in the elastic modulus of lagomorph nasal septal cartilage during Nd:YAG ($\lambda = 1.32\,\mu$m) laser irradiation. San Jose, CA, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, 2001. 247∼254

277 Wang J C, Kabo J M, Tsou P M, et al. The effect of uniform heating on the biomechanical properties of the intervertebral disc in a porcine model. *Spine J*, 2005, 5(1): 64∼70

278 Kondo E, Yasuda K, Kitamura N, et al. The effect of electrothermal shrinkage on the biomechanical properties of the anterior cruciate ligament: an experimental study. *Arthroscopy*, 2005, 21(4): 448∼456

279 Wells P B, Harris J L, Humphrey J D. Altered mechanical behavior of epicardium under isothermal biaxial loading. *J Biomech Eng*, 2004, 126: 492∼497

280 Spoerl E, Wollensak G, Dittert D D, et al. Thermomechanical behavior of collagen-cross-linked porcine cornea. *Ophthalmologica Journal International D'Ophtalmologie. International Journal of Ophthalmology*, 2004, 218(2): 136∼140

281 Harris J L, Humphrey J D. Kinetics of thermal damage to a collagenous membrane under biaxial isotonic loading. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, 51(2): 371∼379

282 Bass E C, Wistrom E V, Diederich C J, et al. Heat-induced changes in porcine annulus fibrosus biomechanics. *J Biomech*, 2004, 37(2): 233∼240

283 Tsereteli G I, Belopol'skaia T V, Mel'nik T N. Thermal properties of collagen-water system. 1. Increments of heat capacity during denaturation and glass transition. *Biofizika*, 1997, 42(1): 68∼74

284 Siapi E, Mavromoustakos T, Trandafir V, et al. The use of differential scanning calorimetry to study the effects of gentamycin on fibrous collageneous membranes. *Thermochimica Acta*, 2005, 425(1-2): 165∼171

285 Naseef G S, 3rd, Foster T E, Trauner K, et al. The thermal properties of bovine joint capsule. The basic science of laser- and radiofrequency-induced capsular shrinkage. *The American Journal of Sports Medicine*, 1997, 25(5): 670∼674

286 Davis E D, Doss D J, Humphrey J D, et al. Effects of heat-induced damage on the radial component of thermal diffusivity of bovine aorta. *J Biomech Eng*, 2000, 122(3): 283∼286

287 Bosman S. Heat-induced structural alterations in myocardium in relation to changing optical properties. *Applied Optics*, 1993, 32(4): 461∼463

288 Agah R, Gandjbakhche A H, Motamedi M, et al. Dynamics of temperature dependent optical properties of tissue: dependence on thermally induced alteration. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 1996, 43(8): 839∼846

289 Jun J H, Harris J L, Humphrey J D, et al. Effect of thermal damage and biaxial loading on the optical properties of a collagenous tissue. *J Biomech Eng*, 2003, 125(4): 540∼548

290 Ritz J P, Roggan A, Isbert C, et al. Optical properties of native and coagulated porcine liver tissue between 400 and 2 400 nm. *Lasers Surg Med*, 2001, 29(3): 205∼212

291 Ritz J P, Roggan A, Germer C T, et al. Continuous changes in the optical properties of liver tissue during laser-induced interstitial thermotherapy. *Lasers Surg Med*, 2001, 28(4): 307∼312

292 Essenpreis M. Thermally induced changes in optical properties of biological tissues. University College London. 1992

293 Thomsen S, Vijverberg H. Changes in optical properties of rat skin during thermal coagulation. In: SPIE Proceedings of Laser-Tissue Interaction, 1993. 230∼236

294 Schwarzmaier H J, Yaroslavsky A N, Terenji A, et al. Changes in the optical properties of laser-coagulated and thermally coagulated bovine myocardium. In: Jacques S L, ed. Laser-Tissue Interaction IX SPIE 1998. 361∼365

295 Lin S Y, Duan K J, Lin T C. Simultaneous determination of the protein conversion process in porcine stratum corneum after pretreatment with skin enhancers by a combined microscopic FT-IR/DSC system. *Spectrochimica Acta - Part A Molecular Spectroscopy*, 1996, 52(12 PART A): 1671∼1678

296 Le Lous M, Cohen-Solal L, Allain J C, et al. Age related evolution of stable collagen reticulation in human skin. *Connect Tissue Res*, 1985, 13: 145∼155

297 Melling M, Pfeiler W, Karimian-Teherani D, et al. Differential scanning calorimetry, biochemical, and biomechanical analysis of human skin from individuals with diabetes mellitus. *The Anatomical Record*, 2000, 59: 327∼333

298 Reihsner R, Melling M, Pfeiler W, et al. Alterations of biochemical and two-dimensional biomechanical properties of human skin in diabetes mellitus as compared to effects of in vitro non-enzymatic glycation. *Clinical Biomechanics*, 2000, 15: 379∼386

299 Pierce M C, Sheridan R L, Park B H, et al. Collagen denaturation can be quantified in burned human skin using polarization-sensitive optical coherence tomography. *Burns*, 2004, 30: 511∼517

300 Danielsen C C. Thermal stability of reconstituted collagen fibrils: Shrinkage characteristics upon in vitro maturation. *Mech Aging Develop*, 1981, 15: 269∼278

MECHANICAL PROPERTIES OF SKIN: A REVIEW*

LU Tianjian[1,†] XU Feng[2]

[1]MOE Key Laboratory of Strength and Vibration, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China
[2]Engineering Department, Cambridge University, Cambridge CB2 1PZ, UK

Abstract Due to the importance in clinical and cosmetic applications, the mechanical properties of skin tissue in vivo and in vitro have been studied extensively. In this paper, we present a comprehensive review on the recent developments of skin mechanics. The methods and apparatus of experiments in vivo and in vitro are summarized. The main mechanical properties and their anisotropy are reviewed, which includes Young's modulus, Poisson ratio, compressibility, strength, toughness, initial stress/tension, thermal expansion coefficient, binding force/delamination energy, and skin friction coefficient. Data from the literature are grouped and tabulated. Finally, future research directions in special areas are discussed.

Keywords skin tissue, mechanical property, experiment

* The project supported by the Overseas Research Studentship (ORS) and Overseas Trust Scholarship of Cambridge University, Xi'an Jiaotong University Research Funding, the National Natural Science Foundation of China (10572111, 10632060), the National 111 Project of China (B06024), and the National Basic Research Program of China (2006CB601202)

† E-mail: tjlu@mail. xjtu. edu. cn