

# 生物软组织力学活体测试技术进展

成海平 刘正津 何光旒

第三军医大学解剖学教研室生物力学实验室, 重庆 630038

**提要** 本文综述了近年来有关生物软组织如皮肤、粘膜、肌腱、肌肉、神经和血管等活体状态下进行力学测试的新技术和新的试验装置, 讨论了离体和活体生物力学性质之间存在差别的可能因素, 以及活体生物软组织力学试验方法在临床应用中的意义。

**关键词** 活体; 生物软组织; 生物力学; 试验装置

## 1 引言

活体生物软组织力学特性的研究属于生物粘弹性固体力学的研究范畴, 有别于离体研究的特点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。这是近些年来适应应用研究, 特别是临床应用研究的需要而发展起来的。

自1967年生物力学作为一门学科在国际上正式出现以来, 受到人们的高度重视, 当前软组织力学正沿着几个方向发展<sup>[1]</sup>。一是向微观研究方向发展, 另一是系统地收集和丰富软组织的数据库。而更引起人们普遍关注的则是对“活”的组织的力学特性的描述<sup>[2]</sup>。

生物软组织是构成生命有机体的重要组成成分, 它受神经、体液、代谢以及理化环境的调控。由于生命系统的结构和功能的复杂性和特殊性, 所以对生物体进行力学分析的边界条件和测试手段, 比工程力学更为复杂, 测试手段必须随着其它学科如电子学、光学、电子计算机等技术的发展而发展。随着临床应用研究的深入, 对活体状态下生物软组织力学特性进行研究势在必行。而早期生物软组织力学试验方法, 多采取离体测试, 其原因, 并非人们没有认识到上述多因素调控作用对其生物力学特性的影响, 而是为实验条件所限。无疑离体状态下生物软组织力学特性的研究是非常必要的, 但是作为有生命的生物组织, 活体状态下的力学特征, 更能揭示生命活动的规律, 为医学及其它相关学科, 提供更为可信的参数。例如大多数外科手术可根据已有的知识和技术取得疗效, 但如能把握相关组织结构的生物力学特性, 在临床治疗中判断不同组织结构应力的方向和受力方向, 施以相应的矫治, 必将进一步提高疗效。为了深入研究生物软组织力学特性, 设计出既适合生物软组织的性能, 又符合

1994-01-20 收到, 1994-11-23 收到修改稿

力学基本原理的生物力学试验方法，人们经历了沿用普通材料力学的方法、离体生物力学方法和活体生物力学方法几个阶段。目前，“活”组织力学特性的研究，只能说仅仅出现了一种趋势，还谈不上系统研究，原因是活体研究时边界条件的确定很困难，理论分析复杂，试验技术与方法也不成熟。本文仅根据现有资料将有关力学指标测定的新方法、新技术和新的试验装置的研究现状，按研究对象分述如下。

## 2 几种活体生物软组织主要力学指标的测定

### 2.1 皮肤和粘膜

在活体力学研究中皮肤研究得最多最早，由于它在体表，便于进行非侵入性直视研究。在活体状态下，将动物麻醉，用张力计直接测量皮肤张力的研究颇多。张力计有3种基本设计方案：即重力-负荷张力计，机械张力计和气压张力计<sup>[3-8]</sup>，Lee等<sup>[9]</sup>设计了一种新型机械张力计，主要由滑杆和张簧组成，他们对犬的缝合伤口的不同愈合期进行了张力测定，发现术后第5—14天张力强度显著增加。Jones等<sup>[10]</sup>设计了一个粘贴有应变片的半环形不锈钢组成的张力传感器，用于外科皮肤切口张力的测定及位移的测定。这种张力计使用方便，对定量描述活体皮肤张力的实验手段是一个发展，这就有可能从生物力学角度对合理选择特殊切口或切口方向加以指导，以达到理想的缝合强度和最小疤痕。Bartell等<sup>[11]</sup>用一种张力稳定的弹片和电阻应变片制成的弹力计，对肥厚皮肤疤痕组织和正常皮肤的弹性，进行了非侵入性的测定和比较，对皮肤疤痕的疗效给予定量评价。结果表明，陈旧的疤痕，其百分伸长率较高。对狗的正常皮肤进行活体测量，并与标准张力计测得的离体结果进行比较，回归分析有显著差异( $r=0.87, P<0.01$ )。这种差异很可能与皮肤离体后缺血缺氧、缺乏神经支配以及失去皮下组织的联系等原因有关。这表明：在皮肤移植的临床应用中，对于皮肤弹性的估计应以活体力学试验资料为标准，以离体试验资料为参考。

其它有关皮肤张力和变形的测量方法，如：张福保和叶宁<sup>[12]</sup>采用云纹形象测量及其图象处理方法，对背部皮肤云纹图象，即皮肤活体形状的等高线云纹条纹进行分析，用于青少年脊柱侧弯症的检测，根据背部等高线图，判断受试者的脊柱侧弯程度和侧弯方向。Lanir等<sup>[13]</sup>

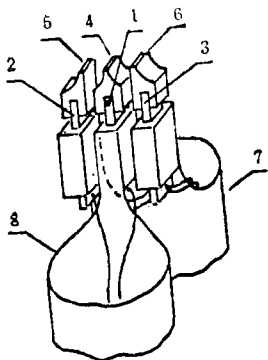


图1 非损伤性声学测试生物软组织弹性测定装置探头  
1, 2, 3——电压换能器；  
4, 5, 6——接触端；7和8——声延时装置

用棒触及皮肤，对皮肤进行压痕试验，将皮肤看成不可压缩的固体-液体混合体，建立了分析模型，在0—5kPa范围内，压痕反应与压力之间的关系为指数关系，并且这种关系与皮肤的结构成分有关，因此该模型可作为估价皮肤结构随年龄改变的一种工具。这种方法对于研究活体皮肤在衰老过程中皮肤的结构与功能的改变有一定的理论意义和实用价值。西尔维亚等<sup>[14]</sup>发明了一种非损伤性声学测试生物软组织弹性的方法和装置，由一个探头(图1)和电子设备组成，探头具有一个发射压电换能器和两个接收压电换能器，这些换能器上装有接触端，用作声延时线的细杆，将换能器安装到探头壳体上。电子设备形成激励换能器的脉冲，对收到的信号进行处理，最后将结果显示出来，可用来对生物软组织表面声波传导速度进行非损伤性测量，提供估计组织切变弹性的手段。用于测量人体皮肤在低

温按摩前、后的弹性,显示了皮肤弹性的松弛率。

在口腔粘膜力学特性研究方面, Roodenburg等<sup>[15]</sup>设计了一种微张力测试仪。这种仪器是由游标卡尺状的结构,以步进电机为动力推动线性导杆给粘膜加载,根据电机步进数计算位移量,实现了粘膜的活体测量。分别对狗正常的口腔粘膜(对照组)、外科粘膜切除术和二氧化碳-激光蒸发损伤术后6个星期的口腔粘膜进行载荷-应变的测量。结果表明:载荷-应变率的组间比较:激光蒸发组比对照组增加75%。外科切除术组几乎是对照的3倍。而且载荷-应变率与愈合粘膜上皮和疤痕组织的厚度成正比。

## 2.2 韧带和肌腱

有关活体人骨骼肌的功能和力学行为,在很多方面还是个未知数。要找到答案,必须研究一种方法,在活体状态下直接测量肌腱力。测量肌腱力值的各式各样的传感器,在不少文献中已有报道<sup>[16-23]</sup>。早期,很多传感器因体积过大,或覆盖在传感器上的硅物质不够光滑,以及试件易滑脱等原因而不断淘汰或改进,这里介绍两种设计上较成熟的传感器。An等<sup>[24]</sup>在活体肌腱力测量系统的设计中,研制了一只结构为“S”形的不锈钢传感器,“S”形中部为敏感元件,叫中心梁,两面共粘贴4个与中轴成45°的应变片,接成Wheatston电桥。肌腱安置在传感器两端的前方,中心梁的后方,肌腱因肌肉收缩产生纵向力时,可使中心梁产生扭转,致使电桥平衡打破,产生输出信号,完成活体肌腱力的测定。1990年Komi介绍了由Salmons<sup>[25]</sup>原始设计带扣形的力传感器,四边为“带扣”架,贴有2个应变片,与外部两个电阻接成电桥,中间是一横置的中心棒,肌腱栓在传感器的中间,呈“申”字形,当肌肉收缩时,框架变形,继之使应变片阻值改变,产生输出信号。报道了应用该传感器测量人在步行,跑步和跳跃等动作时,跟腱力的大小和力的波形。结果表明:一些试验对象的跟腱负荷可达9kN,相当于体重的12.5倍,如除以肌腱的横截面积,即应力为:11100 N/cm<sup>2</sup>,在正常运动中(包括伸长-缩短周期),小腿三头肌的力学反应与离体试验获得的经典曲线有很大的差别。Hawkins<sup>[26]</sup>介绍了一种骨-肌腱-肌肉-肌腱复合组织力学试验的工作台(work station),由神经刺激器、测力计、高速摄像系统、计算机和温控箱等组成。能在活体上测量保留有神经的肌肉-肌腱复合组织的力学特性,在刺激被测肌组织的支配神经的同时分别记录肌肉和肌腱受力和位移。这种装置的缺点是被测组织一端必须切断离体,连体端在拉伸过程中会产生非受力方向的位移。1991年成海平等<sup>[27-30]</sup>设计的HLC-1型生物活组织力学试验机中附设了轴向拉伸定向器(图2)解决了连体端在拉伸过程中会产生非受力方向位移的问题。

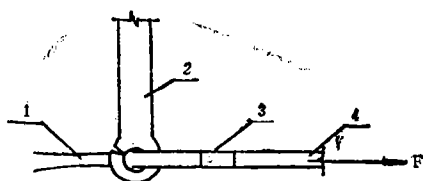


图2 大白鼠坐骨神经(SCN)半活体拉伸试验原理图(引自第一作者博士论文)  
1 SCN连体端 2 轴向拉伸定向器 3 SCN实测段 4 SCN断端 F 受力方向

## 2.3 脊髓和周围神经

神经组织是生物体内耐受缺氧能力最差、生理环境要求严格的组织,在活体状态下进行

生物力学试验才有意义。神经牵拉伤的理论研究，创伤缺损后手术修复等，都需要神经组织力学理论参数作为依据，但由于活体神经生物力学试验手段还不完善，因而公认的理论 and 实验方法不多。

神经张力的测定，对神经牵拉伤的发生机制，以及神经张力缝合的应用研究是有重要意义的。Orf<sup>[131]</sup>介绍了一种用不同直径的圆柱体移置的方法，来确定兔坐骨神经的临界切除长度。这种方法是将兔坐骨神经绕棒一圈，并保留在体内1天至35周，对受试神经进行组织学观察和微循环的观察，找出临界切除长度，并采用离体方法做力学试验。结果表明：广泛的神经损伤，主要是由于三种力学因素引起的：①原始长度；②神经因拉长使断面面积减小引起神经内压增加；③营养神经的血管同时牵拉受压，引起营养供应的不足。王仁润等<sup>[132]</sup>研制了神经吻合口张力测试仪，该仪器是由受力长臂和固定短臂及其间的敏感元件所组成。当长臂受力时，将力传给敏感元件，使之发生电阻变化，产生输出信号。用该测试仪对兔坐骨神经进行模拟试验，对不同缺损口进行张力测定，观察到缺损的长短与吻合的张力，在一定范围内成正比。

Chang等<sup>[133]</sup>介绍了一种富有创造性的活体拉伸实验方法，在普通试验机上，附加了立体不锈钢架来倒置固定动物（猫），再附设了三个金属环对猫脊髓进行活体拉伸试验。将猫的脊髓暴露后，分别将三个金属环用优质胶粘在脊髓的三个不同节段表面，下环连在试验机的下十字头上，中环和上环分别连接在负荷箱和上十字头上。完成了活体拉伸试验，测定麻醉状态下猫脊髓的线性和非线性粘弹性特性。但当应变值为 $e_0 > 0.01$ 时，要获得实验资料是很困难的，特别是金属环粘贴于软脊膜上的可靠性很难令人满意，当 $e_0$ 太大时，端点效应也会引起金属固定环从脊膜上滑脱。

1991年成海平<sup>[127-29]</sup>等设计HLC-1型生物活组织力学试验机，根据柔索的受力特性，该机附设了弦式加载定向器，只需将条索状生物软组织游离，不需切断，再将该定向器的两个套钩将条索状生物软组织的近心端和远心端定位，在试件中部加载，实现了活体拉伸试验，通过对活体鼠坐骨神经和离体鼠坐骨神经进行拉伸试验（图3）。结果表明：在0—36kPa轴向应力范围内，应力-应变关系在活体状态下基本服从虎克定律，在离体状态下为指数函数关系。这种差异可能与神经离体后轴突中断，轴浆双向流动被阻断以及生理环境的破坏有关。

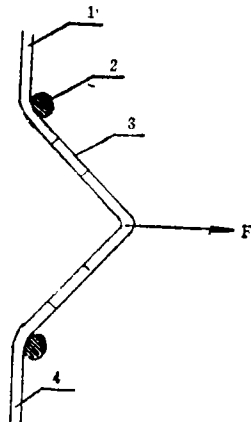


图3 大白鼠坐骨神经 (SCN) 活体拉伸试验原理图 (引自第一作者博士论文)

1 SCN近心连体端 2 弦式加载伸定向器套钩 3 SCN实测段 4 SCN远心连体端 F 受力方向

## 2.4 管道状器官

管道状器官的管腔和潜在腔隙内, 或大或小地存在着自然压力, 随着其功能状态的不同产生不等的压力, 如心脏的舒缩, 胃肠的蠕动, 括约肌的收缩与松弛, 引起管内压、管壁张力和管壁的变形等变化, 这些变化一方面反映了它的功能状态, 一方面反映它们的力学特征。目前对于功能大多采用文字描述, 如采用生物力学语言, 即建立活体状态下的本构方程, 使功能描述更富于科学性。这方面的研究如:

### 2.4.1 管道状道器官自然压力的测定

压力测定是一门比较成熟的技术, 人们早就根据帕斯卡定律和连通器的原理设计了“U”型管测压计<sup>[34]</sup>及其它各式各样的测压装置<sup>[35]</sup>。由于读数的不便, 后来应用表式测压计<sup>[26]</sup>。随着传感技术的发展而发明的压力传感器, 也已广泛应用于生物力学研究领域。根据研究的对象和目的, 在压源的引出方式及具体应用方面, 进行了不少有创新性的工作。

对于大血管的压力测定, 常用插管的方法。Lafortune 等<sup>[37]</sup>用肝静脉导管和脐门静脉导管插管, 分别测量肝硬化病人的肝静脉压和门静脉压。Koshy<sup>[38]</sup>将导管从鼠肠系膜上静脉插至靠近门静脉的位置, 并留置体内, 对假结扎、部分结扎和完全结扎的门静脉, 在清醒状态下进行压力监测。所有结扎组的心输出量, 门静脉属支血流量、门静脉压和肝动脉血流量均显著增加。Ready 等<sup>[39,40]</sup>应用肝静脉内气囊导管方法, 对酒精中毒性肝硬化病人的门静脉压力进行了监测, 以确定应用该技术预测门静脉高压出血的安全性和可行性。研究认为采用肝静脉内插管以监测门静脉压, 对食管静脉曲张出血的病人是可行的和安全的, 确定肝静脉压梯度, 可预示继续出血或再出血的风险程度。Gozna 等<sup>[41]</sup>用心导管技术和造影技术, 对人主动脉和肺动脉的力学性质与年龄之间的关系进行了研究, 认为二者的压力应变弹性模量与脉搏波速呈线性并随年龄增加。

对于微血管压力的测定, 目前较成熟的技术是伺服零微血管压力测量系统。1964年 Wiederhielm 等<sup>[42]</sup>设计制作该系统, 并对蛙肠系膜微循环的脉冲压进行测定。汪洋等<sup>[43]</sup>较详细地作了介绍。它的原理是: 尖端直径为 0.5—5  $\mu\text{m}$  的微插管, 充满 2M NaCl 溶液, 与血浆形成界面, 当界面产生微小位移时, 这种移动将造成微插管尖端阻抗的同步变化, 电桥平衡被破坏, 输出一压差信号。此信号经携带放大器, 伺服放大器驱动电磁驱动泵, 通过液压导管产生一个反压力, 抵消由于血压引起的电桥不平衡, 使插管尖端的血浆 NaCl 界面趋于原始平衡位置, 一只压力换能器记录测量过程中的压力变化, 此压力是对微血管血压的跟踪。伺服零微血管压力测量系统可用于单根微血管内的压力脉搏波的测量、跟踪、记录, 和各参数分析, 也可用于测量淋巴管内和组织液的压力。采用伺服零系统进行过研究的还有: Bhattacharya 等<sup>[44]</sup>对离体狗肺在血灌注状态下的微血管压力进行了测定, 并以此判定 5-羟色胺对微血管的作用, 不仅可使小动脉收缩, 而且可通过收缩微血管后静脉提高肺的微循环压力。Nagasaka 等<sup>[45]</sup>和 Rai 等<sup>[46]</sup>分别对猫低氧肺和兔水肿肺的微血管压力进行了测量, 认为低氧血管收缩的主要区域是肺动脉。肺水肿时, 肺底部水肿严重, 血流量最小, 肺尖部则因间质压升高而有血流量减少的趋势。Benoit 和 Granget<sup>[47]</sup>对门脉高压状态下鼠肠系膜微血管压力和直径进行了测量, 结果提示, 与慢性门静脉高压有关的小肠系膜微血管压力的增加, 是由于微动脉阻力的减小和静脉充血所引起的。

对括约肌的功能测定, Gibbons<sup>[48]</sup>提出肛门的数学模型简化为两共轴的各向同性、均

匀、线弹性圆筒，内筒壁厚，相当于肛门内皮，外筒壁薄，相当于括约肌。实验采用 12 cm 长、直径为 1—3 cm 的圆柱形硬型探头，插入肛门测出肛门挤压、休息、松弛时的压力。肛门压力的变化，主要由挤压时外括约肌及放松时内括约肌的作用引起。Sivri 和 Mittal<sup>[49]</sup> 用反灌注袖检测胃食管接合部，通过检测膈肌脚收缩时的压力，来判定人膈肌脚的括约肌功能。这一技术对临床诊断反流性食道炎有重要的应用价值。

#### 2.4.2 波的传播

Aniker 等<sup>[50]</sup> 在自然发生的压力动脉上人为地迭加有限高频正弦波列的暂态信号，用此方法研究了动脉中的波运动，Chapman 和 Charlesworth<sup>[51]</sup> 对移植入患者体内经戊二醛固定的人脐静脉，活体测量了移植压力波传播中的压力衰减，计算出渐近线的相速度和特征阻抗，结果认为该移植物的粘弹性特性与自体大隐静脉类似。

#### 2.5 非接触性位移测量的新方法

随着影像技术的发展，非接触性位移测量的新方法逐渐应用于生物力学试验，其中非侵入性测量方法有脉冲多普勒系统，CT，MRI，X 线造影术等<sup>[52]</sup>，已广泛应用于人体器官以及实验动物器官形态的测量，但由于噪声的干扰，测量精度不是很理想。因此，直视下的接触性和非接触性测量，仍是常用的主要方法。接触性测量方法，主要用位移传感器。Murgo<sup>[53]</sup> 等设计了一种悬臂梁式传感器用于活体动脉管径的连续测量。直视下非接触测量法主要有用于动态测量的电视光栅线扫描法、光电扫描法、快速图像分析法和激光扫描仪等，其中电视光栅线扫描法的扫描频率和精度较高，已广泛应用于生物力学试验的位移记录。

#### 2.6 原始断面的测量

生物软组织几何形状不规则，在测试中往往只能将其假设成不可压缩性的试件，假如原始断面测不准，将严重影响加载过程中的应力推算，因此，原始断面测量的准确性至关重要。人们尝试了各式各样的测量方法，以取得较为准确的测量值。Sato 等<sup>[54]</sup> 将血管试件固定后切片，用投影仪测得血管的平均内外径和壁厚，再将实测值的面积乘以一个常数（固定收缩率）。也有人在显微镜下以方格测微尺，用数学上的割补法测面积。Tozilli 等<sup>[55]</sup> 在兔膝关节韧带力学特性研究中，应用了一种韧带的断面面积测量仪。它是一个“C”型的金属架，金属架的下脚安有一上端带矩形槽的圆棒，上脚安有一可升降的圆棒，棒下端为与矩形槽匹配的矩形棒，棒上端为测微尺。韧带放入矩形槽内后，被矩形棒以 0.1 MPa 的压力压向槽内，韧带的截面成矩形，根据矩形槽内的已知宽度及测微尺的读数，就知面积大小。Lee & Woo<sup>[56]</sup> 将基于激光光束测量的影象重建技术用于生物软组织横断面形状和面积的测量。他们用这一方法对猪的股骨-前交叉韧带-胫骨复合体的断面进行测量，韧带的影象重建形态与相应组织切片照片相比较是一致的，而面积测量值与用测微尺方法的实测结果相比则有显著差异，相差值为 17%。Shrive 等<sup>[57]</sup> 设计的横截面面积及形状测量系统，是由厚度测径器和线性电位计组成的，测径器实际上是一对悬臂梁式的位移传感器。测径器与驱动棒相连，由变速电机控制，在  $x$  轴方向移动，线性电位计在  $y$  轴上移动，通过测量标本的厚度描出组织的横截面面积和形状。该系统已用于兔膝关节内侧副韧带直接的非破坏性的横截面面积的测量，测量结果与游标测径器所测值相差甚小。此测量系统适用于张力好的组织，不适用于疏松的组织。Carville<sup>[24]</sup> 设计了弹性加载微米计测定肌腱厚度，应用旋转电位计的原理测定肌腱所占据的空间，由此计算断面面积。测定的结果是肌腱厚度测量与截面积测定值正相关

(相关系数0.97),认为这两种方法均可用于肌腱大小的测定。Jiao等<sup>[58]</sup>对人大脑中动脉进行生物力学试验,将试验后的标本进行冰冻切片,应用图象分析系统对原始断面进行测量。

### 3 结 语

生物力学的宗旨,是寻求能更精细地描述活组织及器官工作机理的新的生理学原理。因此,生物力学的研究方法,应该是能进一步把人体各基本层次同各类器官乃至整个机体的反应联系起来,将理论研究同临床应用联系起来。活体研究的趋势是:由体表向体内,由麻醉状态向清醒状态,由单一的力学指标,向综合的力学性能测定发展。活体生物软组织力学研究,是一个具有广阔前景的领域,无数的处女地有待开发和探索。目前技术上急待解决的问题主要有:

①高频响应、体积小和组织相容性好的传感器的研制,以适应体育、军事、航天等学科理论研究的发展,以及器官在生理状态下力学特性研究的需要。

②既严格遵循力学原理又能适应生物组织特性的合理加载方式,是活体生物力学研究迫切需要的。

③测定、了解器官内部应力的分布是一个大课题,需要探讨一种能告诉我们怎样去确定活组织中的残余应力的新理论和技术方法。

④研究器官的力学特性,应与其形态结构相结合,运用形态与功能相统一的观点,寻求可同时检测、记录组织器官的形态构筑和力学特性的方法,深入探讨人体生命科学的奥秘。

⑤理论与实际应用相结合,研究成果直接为临床及其它应用学科服务。

重庆大学生物医学工程中心王公瑞教授对本文提出了不少宝贵意见,在此表示感谢。

### 参 考 文 献

- 1 Shalad R, Chien S. Handbook of bioengineering, McGraw-Hill Book Company (1987): 1-10
- 2 杨桂通, 吴文周. 论生物力学研究的学科发展战略. 国外医学生物医学工程分册, 15, 4 (1992): 187-193
- 3 Finsterbush A, et al. Healing and tensile strength of CO<sub>2</sub> Laser incision and scalpel wounds in rabbits. *plast. reconstr. surg.*, 70 (1982): 360-362
- 4 Al-Sadi H I, Gourky I M. Simplified method for studying metchanical properties of healing linear skin wounds in dogs. *Am. J. Vet. Res.*, 38 (1977): 903-906
- 5 Botsford T W. The tensile strength of sutured skin wounds during healing. *Surg. Gynecol. Obstet.*, 72 (1941): 690-697
- 6 Krueger W W O, et al. Fibroblast implantation enhances wound healing as indicated by breaking strength determinations. *Oto-Rhino-Laryngol. (Tokyo) (Jibi Inkoka Tenbo)*, 86 (1978): 804-811
- 7 Thompson L W, et al. A tensiometer to measure wound tersile strength in situ. *J. Surg. Res.*, 9 (1969): 543-546
- 8 Howes E L, et al. The healing of wounds as determined by their tensile strength. *JAMA.*, 92 (1929): 42-45
- 9 Lee A H, et al. A new designed tensiometer. *Am. J. Vet. Res.*, 47, 3 (1986): 683-686
- 10 Jones M H, et al. A method for measuring skin tension. *ISA Transaction*, 27, 4 (1988): 21-26
- 11 Bartell T H, et al. A new instrument for serial measurements of elasticity in hypertrophic scar. *J. Burn Care Rehabil.*, 9, 6 (1988): 657-660
- 12 张福保, 叶宁. 云纹形象测量法及其图象处理——在青少年脊柱侧弯症检测中的应用. *生物力学*, 2, 2(1987): 17-22
- 13 Lanir Y, et al, in vivo indentation of human skin, *J. Biomech, Eng.*, 112 (1990): 63-69

- 14 西尔维亚, P. 阿莱曼等. 一种非损伤性声学测试生物软组织弹性的方法和装置. C89100841.1 (CN 1036505A)
- 15 Rocdenburg J L N, et al. Measurement of the uniaxial elasticity of oral mucosa in vivo after CO<sub>2</sub>-Caser evaporation and surgical excision. *J. Oral. Maxillofac. Surg.*, **19** (1990) : 181—183
- 16 Abraham I. D, Loeb G E. The distal hindlimb musculature of the cat patterns of normal use. *Expl. Brain Res.*, **58** (1985) : 584—493
- 17 Barnes G R G, Pinder D N. In vivo tendon tension and bone strain measurement and correlation. *J. Biomech.*, **7** (1974) : 35—42
- 18 Hoffer J A, et al. Discharge patterns of hindlimb motoneurons during normal cat locomotion. *Science*, **213** (1981) : 466—468
- 19 Lewis J L, et al. A note on the application and evaluation of buckle transducer for knee ligament force measurement. *J. Biomech. Eng.*, **104** (1982) : 125—128
- 20 O'Donovan M J, et al. Actions of FDL and FHL muscles in intact cats: functional dissociation between anatomical synergists. *J. Neurophysiol.*, **47** (1982) : 1126—1143
- 21 Sherif M H, et al. Correlation of myoelectric activity and muscle force during selected cat treadmill locomotion. *J. Biomech.*, **16** (1983) : 691—701
- 22 Walmsley B, et al. Forces produced by medial gastrocnemius and soleus muscles during locomotion in free moving cats. *J. Neurophysiol.*, **41** (1978) : 1203—1216
- 23 Whiting W C, et al. A technique for estimating mechanical work of individual muscles in the cat during treadmill locomotion. *J. Biomechanics*, **17** (1984) : 685—694
- 24 An K N, et al. Direct in vivo tendon force measurement system. *J. Biomech.*, **23**, 12 (1990) : 1269—1271
- 25 Komi P. Relevance of in vivo force measurement to human biomechanics. *J. Biomech.*, **23**, Suppl 1 (1990) : 23—34
- 26 Hawkin D, et al. A comprehensive approach for studying muscle-tendon mechanics. *J. Biomech. Eng.*, **116**, 1 (1994) : 51—55
- 27 成海平等. HLC-1型生物活组织力学试验机的研制与应用. 第三军医大学学报, **13**, 5 (1991) : 495
- 28 国家科学技术奖励工作办公室. 一九九二年度国家发明奖授奖项目目录(公布部分). 国家发明奖励评审委员会会议纪要(第二十七次会议). (1992) : 11—18
- 29 Cheng H P, et al. Comparative study on the biomechanical properties of the rat's sciatic nerve in vivo and in vitro. *Second International Conference of China on Anatomical Sciences* (1992): 137
- 30 刁会明等. 1992年度军队医药卫生科技进步奖部分获奖项目. 解放军医学情报, **7**, 2 (1993) : 100—105
- 31 Orf G. Critical resection length and gap distance in peripheral nerves. *ACTA Neurochirurgica Suppl.*, **26** (19) : 1—91
- 32 王仁润等. 神经吻合口张力测试仪的研制及应用. 中华骨科杂志, **7**, 2 (1987) : 135—136
- 33 Chang G L, et al. An in vivo measurement and analysis of viscoelastic properties of the spinal cord of cats. *J. Biomech. Eng.*, **110** (1988) : 115—122
- 34 鲁钟琪. 流体力学. 机械工业出版社. (1980) : 40—47
- 35 Vaishnav R N, et al. Effect of hypertension on elasticity and geometry of aortic tissue from dogs. *J. Biomech. Eng.*, **112** (1990) : 70—74
- 36 王义, 戴植本. 阻断胃动脉对胃壁静脉压影响的动物实验和临床研究. 中华外科杂志, **26**, 8 (1988) : 471—474
- 37 Lafortune M, et al. Portal system measurement in portal hypertension. *Radiol.*, **151**, 1 (1984) : 27—30
- 38 Koshy A, et al. Model for the study of portal systemic collateral vascular resistance in the conscious rat. *J. Pharmacological. Methods*, **20** (1988) : 265—277
- 39 Ready J B, et al. Assessment of the risk of bleeding from esophageal varices by continuous monitoring of portal pressure. *Gastroenterology*, **100** (1991) : 1403—1410
- 40 Ready J B, et al. Effects vasopressin on portal pressure during hemorrhage from esophageal varices. *Gastroenterology*, **100** (1991) : 1441—1416
- 41 Gozna E R, et al. Age-related changes in the mechanics of the aorta and pulmonary artery of man. *J. Appl. physiol.*, **36**, 4 (1974) : 407—411
- 42 Wiederhielm C A, et al. Pulsatile pressure in the microcirculation of the frog's mesentery. *Am. J. Physiol.*, **207** (1964) : 173—176
- 43 汪洋等. 伺服零微血管测压系统的研究. 生物医学工程杂志, **7**, 1 (1990) : 42—48
- 44 Bhattacharya J, et al. Micropuncture measurement of lung microvascular pressure during 5-HT infusion. *J. Appl. Physiol.*, **52**, 3 (1982) : 634—637



- 45 Nagasaka Y, et al. Micropuncture measurement of lung microvascular pressure profile during hypoxia in cat. *circ. Res.*, **54** (1984) : 90—95
- 46 Rai J U, et al. Microvascular pressures measured by micropipettes in isolated edematous rabbit lungs. *J. Appl. Physiol.*, **60**, 2 (1986) : 539—545
- 47 Benoit J N, Granger D N. Intestinal microvascular adaptation to chronic portal hypertension in the rat. *Gastroenterology*, **94** (1988) : 471—476
- 48 Gibbons C P, et al. 肛门括约肌复合体的力学. 国外医学生物医学工程分册, **12**, 2 (1989) : 113
- 49 Sivri B, Mittal R K, Rererse-perfused sleeve: An improved device for measurement of sphincteric function of the crural diaphragm. *Gastroenterology*, **104** (1991) : 962—969
- 50 Fung Y C. Biomechanics, Springer-Verlag New York Inc. (1991) : 1—298
- 51 Chapman B L W, Charlesworth D. The mechanical properties of glutaraldehyde stabilized umbilical vein measured in vivo. *Br. J. Surg.*, **70** (1983) : 530—531
- 52 Hayashi K. Experimental approaches on measuring the mechanical properties and constitutive law of arterial walls. *J. Biomech. Eng.*, **115**, 4B (1993) : 481—488
- 53 Murgo J P, et al. Cantilever transducer for continuous measurement of arterial diameter in vivo. *J. Appl. Physiol.*, **31**, 6 (1971) : 948—953
- 54 Sato M, et al. 三种动脉壁的轴向力学性质以及它们的各向异性. 国外医学生物医学工程分册, **4**, 1 (1981) : 28—32
- 55 Tozilli P A, Arnoczky S P. Mechanical properties of lateral collateral ligament: effect of cruciate instability in the rabbit. *J. Biomech. Eng.*, **110** (1988) : 208—212
- 56 Lee T Q, Woo S L Y. A new method for determining cross-section shape and area of soft tissues. *J. Biomech. Eng.*, **110**, (1988) : 110—114
- 57 Shrive N G, et al. A new method of measuring the cross-section area of connective tissue structures. *J. Biomech. Eng.*, **110** (1988) : 104—109
- 58 Jiao H, et al. Biomechanical properties and their clinical signification of middle cerebral arteries and lenticulostriate arteries normal human. *Seventh International Conference on Biomedical Engineering*, (1992) : 137

## THE EXPERIMENTAL APPROACHES ON THE TECHNIQUE OF MEASURING THE MECHANICAL PROPERTIES OF SOFT TISSUES IN VIVO

Cheng Haiping Liu Zhengjin He Guangchi

Laboratory of Biomechanics, Department of Anatomy,

The Third Military Medical Univ., Chongqing, China 630038

**Abstract** This paper reviews the new method, technique and devices of measuring the mechanical properties of soft tissues, such as skin, muscous membrane, muscle, tendon, nerve and blood vessel etc. The differences of biomechanical properties between in the material vivo and that in vitro are discussed. It is concluded that the experimental method of biomechanics in vivo is important for clinical applications.

**Keywords** *in vivo; soft tissue; biomechanics; device*