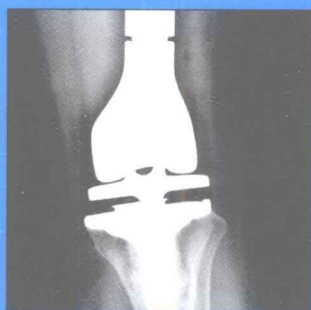
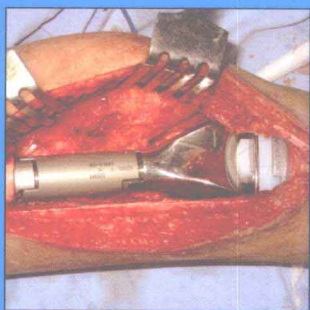
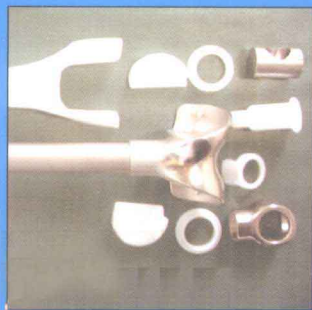


中国当代医学名家经典手术

■ 主 编 / 郭 卫

# 肿瘤型人工关节 置换手术

ZHONGLIUXING RENGONG GUANJIE  
ZHIHUAN SHOUSHU



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

中国临床指南数据库

主编 王岩 副主编

# 肿瘤型人工关节 置换手术

ZHONGGUO LINCHUANG ZHIDAO SHU SHU  
ZHUYUAN SHOUZHU



中华医学会骨科分会  
CHINESE SOCIETY OF ORTHOPAEDICS  
AND TRAUMATOLOGY (CSOT)

---

# 肿瘤型人工关节置换手术

---

ZHONGLIUXING RENGONG GUANJIE  
ZHIHUAN SHOUSHU

---

主 编 郭 卫

副主编 汤小东

编 者 (以姓氏笔画为序)

孙彦实 汤小东 杨 毅 唐 顺

郭 卫 姬 涛 燕太强



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

---

**图书在版编目 (CIP) 数据**

肿瘤型人工关节置换手术/郭 卫主编. --北京: 人民军医出版社, 2011.12

ISBN 978-7-5091-4161-8

I. 肿… II. ①郭… III. ①人工关节-移植术 (医学)  
IV. ①R687.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2011) 第 241121 号

---

**策划编辑:** 王海燕 黄建松 **文字编辑:** 王三荣 王兰芝 **责任审读:** 陈晓平

**出版人:** 石 虹

**出版发行:** 人民军医出版社

**经 销:** 新华书店

**通信地址:** 北京市 100036 信箱 188 分箱

**邮 编:** 100036

**质量反馈电话:** (010) 51927290; (010) 51927283

**邮购电话:** (010) 51927252

**策划编辑电话:** (010) 51927300-8013

**网址:** www.pmmp.com.cn

---

**印刷:** 潮河印业有限公司 **装订:** 京兰装订有限公司

**开本:** 889 mm × 1194 mm 1/32

**印张:** 5.625 **字数:** 190 千字

**版、印次:** 2011 年 12 月第 1 版第 1 次印刷

**印数:** 0001-3000

**定价:** 50.00 元

---

**版权所有 侵权必究**

购买本社图书, 凡有缺、倒、脱页者, 本社负责调换

---

## 内容提要

---

本书系统阐述了肿瘤型人工关节相关基础的研究和临床应用，重点介绍了全身各部位不同类型肿瘤型人工关节置换手术的适应证、手术操作、术后疗效、并发症的防治及术后康复训练。本书还综合整理了近年来国际知名骨肿瘤治疗中心的重要文献，并总结了北京大学人民医院骨与软组织肿瘤治疗中心十余年来应用肿瘤型人工关节的临床经验。本书图文并茂，适合骨肿瘤领域的骨科临床医师、外科医师及康复医师等阅读参考。

---

# 序

---

近二十余年来，普通型人工关节在中国得到了快速地发展，由于骨性关节炎的发病率很高，人工关节置换已经普及至基层医院。但是肿瘤型人工关节置换在中国还未实现规范化应用，其主要原因是骨肿瘤发病率极低，很难在单一中心积累大宗病例，普通骨科医师还不能很好地掌握和使用肿瘤型人工关节。为了让更多的骨科医师了解肿瘤型人工关节的特点及临床应用现状，郭卫教授及其团队编写了《肿瘤型人工关节置换手术》一书。

中国是人口大国，在骨与软组织肿瘤的诊疗研究工作中具有得天独厚的优势，作为骨科领域内的一个规模不大的专业，骨肿瘤学在过去三十余年得到迅猛发展。在大中型城市，从事骨肿瘤专业的临床和研究人员逐年递增，诊治手段及治疗水平与欧美发达国家相比也差异不大。但我们必须承认的是，国内骨肿瘤学发展在很多环节上与国际先进水平还存在一定差距，其中突出表现在创新和总结方面。纵观骨肿瘤的分期、分级和分区体系中，大多是外国学者的名字。而在肿瘤型人工关节设计方面，国际知名的假体生产厂商更是与欧美著名的骨肿瘤临床医师紧密合作，通过回顾分析积累经验，从而不断更新假体设计，使之日趋完美。

由郭卫教授主编的《肿瘤型人工关节置换手术》即将问世，这本书内容丰富，条理清晰，图文并茂，结合国外文献论述充分概述了国内外肿瘤型人工关节相关研究的现状。更为可贵的是，本书还回顾了在北京大学人民医院骨与软组织肿瘤诊疗中心接受肿瘤型人工关节置换手术治疗的患者的资料，将十余年的经验加以总结，我相信这种回顾性研究对中国研发自主知识产权的肿瘤型人工关节必将大有裨益。

北京大学人民医院骨科  
中华医学会骨科学分会第一届主任委员  
冯传汉

---

# 前 言

---

应用肿瘤型人工关节完成肢体修复重建是骨与软组织肿瘤治疗领域中具有划时代意义的一次飞跃，随着肿瘤型人工关节技术日趋发展成熟，大多数患者无需再接受残酷的截肢手术，并可以获得理想的术后功能。

目前在世界范围内，保肢手术已逐渐成为治疗肢体恶性肿瘤的经典术式，这主要得益于肿瘤外科切除技术及肿瘤放、化疗技术的进步，以及生物力学和骨科材料学的发展。近十余年来，中国骨与软组织肿瘤的治疗取得了令世人瞩目的成果，在国内的大型骨肿瘤治疗中心，骨与软组织肿瘤的保肢率达到 90% 以上，而肿瘤切除后最常用的修复重建方法即为肿瘤型人工关节置换。不可否认的是，与国外的临床研究工作相比，我们在很多环节上还存在着较大的差距，尤其是对并发症的处理和二期翻修等问题缺乏规范流程。

纵览全球知名的肿瘤型人工关节系列产品，在其研发过程中无一例外地凝结了若干著名骨肿瘤外科医师的智慧结晶。我们编著本书，全面介绍了国际上该领域的最新成果，以期望更多国内骨科同道致力于肿瘤型人工关节技术的完善优化和规范应用。

本书系统介绍了肩、肘、膝、髋等不同部位各种类型的肿瘤型人工关节置换手术的适应证、手术操作、术后疗效、并发症防治及康复训练，在每一章节中，我们回顾整理了近年来国际知名骨肿瘤治疗中心的重要文献，并总结了北京大学人民医院骨与软组织肿瘤治疗中心十余年来应用肿瘤型人工关节的临床经验。相信本书对于骨肿瘤领域的骨科临床医师、外科医师和康复医师具有很好的参考价值。

由于编者水平有限，书中存在的纰漏及争议之处，恳请读者批评指正，以利再版修订。

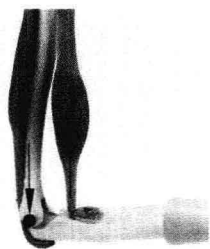
# 目 录

第 1 章	肿瘤型人工关节的相关基础研究	1
第一节	肿瘤型人工关节的生物力学	3
第二节	肿瘤型人工关节的摩擦材料学	23
第 2 章	肿瘤型人工关节的临床应用	37
第一节	恶性骨肿瘤保肢手术概论	39
第二节	肿瘤型人工关节的历史及现状	50
第三节	肿瘤型人工关节的种类及固定方式	57
第四节	肱骨上段肿瘤切除人工关节重建术	61
第五节	人工关节重建肘部肿瘤切除后骨缺损	71
第六节	人工关节假体置换重建髌臼周围肿瘤切除后骨缺损	81
第七节	股骨上段肿瘤切除后人工关节假体置换	90
第八节	膝部肿瘤切除后人工关节置换	99
第九节	下肢恶性骨肿瘤保肢术后假体生存分析及功能评估	110
第十节	膝关节定制型肿瘤假体的翻修	119
第十一节	肿瘤型人工关节置换术后感染的处理	128
第十二节	儿童膝关节肿瘤型人工关节	135
第十三节	全肩胛骨切除后的人工假体重建	141
第十四节	髌臼转移瘤的髌关节重建	149
第十五节	全股骨人工关节置换术	155
第十六节	全肱骨假体置换术	165



## 第 1 章

# 肿瘤型人工关节的 相关基础研究





## 第一节 肿瘤型人工关节的生物力学

### 一、简介

生物力学是一门用简单的参数来描述复杂的运动系统的结构和功能的工程科学。在生物力学研究中，这些参数可以用来定量地描述骨骼肌肉系统的功能和假体的性能特征。与临床研究相比，通过减少不可控参数的数量，生物力学研究能够更敏感地反映不同骨科治疗方案的效果差异。相反，过度地简化会影响生物力学研究的结果和临床研究的可比性。因此，在设计和进行生物力学研究的过程中所面临的最大挑战是如何选择和简化参数，同时避免对临床研究进行不恰当的过度简化。

文献中有对骨科生物力学的很多参数及基本原则的详细描述，本章节通过对现有生物力学研究中常用的机械原则和测试参数进行描述，来帮助读者对该研究的相关性与限制性进行了解。

### 二、骨骼生物力学

骨骼生物力学反映了骨骼肌肉系统中最基本的承受负荷的结构元素。骨骼必须有足够的强度和刚度来充分满足它的力传递的基本功能。骨骼的强度和刚度依赖于它的材料属性和几何结构。

1. 材料属性 材料属性描述了一种材料的机械性能和性能极限。为了测量材料属性，会对小立方体样块进行渐进的压力负载，随着压力的增大，立方体的高度会降低（图 1-1）。载荷的大小和立方体被压缩的程度之间的比值反映了材料的刚度，对一个给定的压力，刚性材料的变形比弹性材料要小。

比如，如果用 10 N 的力使样块被压缩了 1 mm，这个样块的压缩刚度就是 10 N/mm。但是刚度不仅由试样材料属性决定，也取决于试样的高度和截面形状。为了做到和样块形状无关地去定义刚度，载荷被简化成应力（ $\sigma$ ），它是作用力除以受力面积（表 1-1）；同样变

形量也可以被简化成应变 ( $\epsilon$ )，它可以被解释为变形量除以样块变形前的高度。所以刚度可以用弹性模量来表达 ( $E$ -modulus 或者  $E$ ； $E = \sigma / \epsilon$ )，它和样块的尺寸无关。

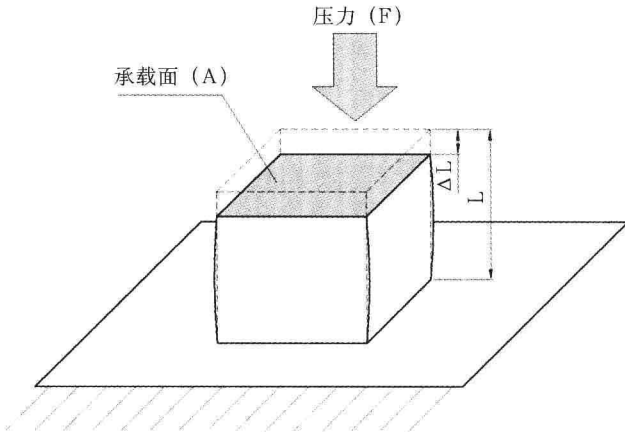


图 1-1 为压力测试材料的性能评估，力作用在小的金属立方体上进行测试，立方体的高度 ( $L$ ) 在力的作用下的发生形变，虚线代表压缩前的立方体

表 1-1 材料性能常用参数名称、公式及单位

名称	公式	单位	举例
力	$F = m [\text{kg}] \times 9.81 \text{ m/s}^2$	[N] 牛顿	1 ~ 2 N 约等于举起一个苹果的力量
力矩	$M = F \times d$	[Nm] 牛米	1 ~ 2 Nm 约等于旋转球形门把手的力矩
应变	$\epsilon = \Delta l / l$	0.01% ~ 1%	1% 约等于骨皮质骨折之前的最大应变
压强	$\sigma = F / A$	[N/m <sup>2</sup> ; Pa] 帕斯卡	1 000 Pa 约等于压在键盘键上的压强
弹性模量	$E = \sigma / \epsilon$	[Pa] 1 GPa = $1 \times 10^9$	110 GPa = $100 \times 10^9$ Pa, 约等于钛的弹性模量

假设一个正方形样块的边长为 10 mm, 10 N 压力载荷所作用在样块表面的应力是  $\sigma = 10 \text{ N} / 0.0001 \text{ m}^2 = 100\,000 \text{ N/m}^2$ ; 其所产生的 1 mm 压缩变形可以表达为  $\varepsilon = 1 \text{ mm} / 10 \text{ mm} = 0.1$ , 或者更直观地表达为 10%。因此, 样块的弹性模量 (E) 可以表达为  $E = 100\,000 \text{ N/m}^2 / 0.1 = 1\,000\,000 \text{ N/m}^2$ 。因为应变没有单位, 所以应力和弹性模量的单位都是  $\text{N/m}^2$ , 或者帕斯卡 (Pa)。这个单位非常的小, 通常更多地用到的是 MPa ( $10^6 \text{ Pa}$ ) 或者 GPa ( $10^9 \text{ Pa}$ )。

钛金属的弹性模量 ( $E = 110 \text{ GPa}$ ) 大概是不锈钢 ( $E = 200 \text{ GPa}$ ) 的 1/2 (表 1-2), 由于这些合金的刚度可以充分地用一个弹性模量来表达, 因此被称为拥有均一的材料属性。骨组织的材料属性则是不均一的, 骨皮质的纵向刚度 (沿骨小梁方向,  $E = 17 \text{ GPa}$ ) 比横向刚度 ( $E = 12 \text{ GPa}$ ) 大约 50%。不考虑受力方向的情况下, 不锈钢的弹性模量比骨皮质大 10 倍以上; 然而, 骨皮质的弹性模量又是羟基丙基酸甲酯骨水泥的弹性模量 ( $E = 3 \text{ GPa}$ ) 的 4 倍多。

表 1-2 各材料的性能参数值

材料	弹性模量 (GPa)	屈服强度 (MPa)	极限强度 (MPa)	失效应变率 (%)
不锈钢	200	700	820	12
钛合金	110	800	860	10
骨皮质	17	200	200	1
人工骨	3	74	74	2

弹性模量描述了材料在弹性变形区域相对一定载荷的变形能力, 弹性变形区域是指载荷的大小位于只能造成材料的弹性形变的区域内, 在载荷完全卸载后, 产生的形变能够完全消失。为了确定材料的机械强度, 必须加载到超过这个弹性形变区域, 直到材料发生断裂。使材料开始发生塑性变形的载荷, 被称为材料的屈服极限 (图 1-2)。使材料发生断裂的载荷被称为断裂强度。钛金属的断裂强度 (860 MPa) 和不锈钢的断裂强度 (820 MPa) 相似, 说明一种非坚强的材料在这

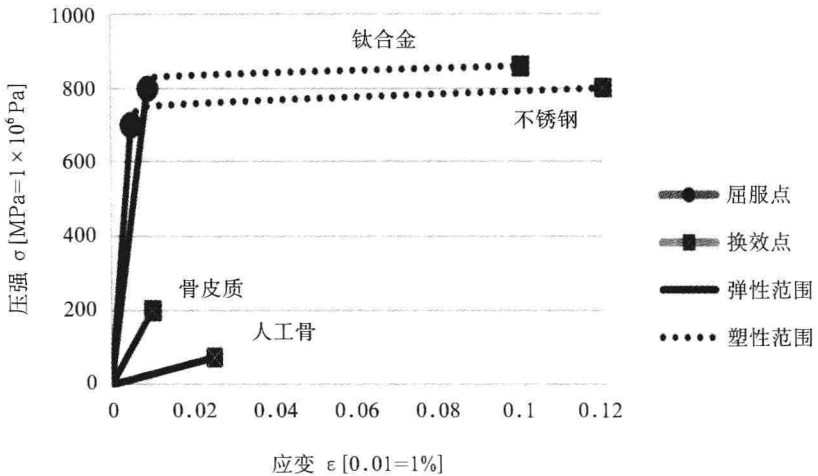


图 1-2 示应力应变曲线在压力试验中反映材料的性能,实线的斜率代表刚度,斜率的大小代表金属的硬度,屈服点之前进行的是弹性形变范围。如骨皮质属脆性材料,所以屈服点即为失效点

方面并不弱于坚强的材料。骨皮质因为它的各向异性的原因,在压应力方面(193 MPa)比在剪应力方面(133 MPa)有更优异的表现。另外,骨皮质对压应力的承受力要高于扭转力的 50%。这些数据对临床有重要的意义。典型的长骨骨折通常都是由于高强度的外力引起的,这可以通过一定的加载模式而得到肯定的结果。在不锈钢上施加的断裂强度的参数是在骨皮质上的 4 倍。这对于单变量加载实验的结果很重要,例如,坠楼相对于假体骨折更有可能导致假体周围骨折。略低于断裂强度的周期性载荷会造成微断裂,以致于疲劳断裂。在健康的骨组织中,重塑效应会不断地修复微骨折,使骨组织能更好地抵抗疲劳断裂。但是在假体中微断裂会因为周期性载荷不断扩散,最终导致疲劳断裂。如果骨折没有愈合,那么周期性载荷会导致内置物的疲劳断裂。

与在拉压载荷下材料所表现出来的材料属性类似,在弯曲和扭转载荷下,材料的刚度,屈服极限和断裂强度同样是材料的固有属性,在文献中有具体的描述。

2. 结构特性 结构特性不仅取决于材料属性,也和工件的几何形状有关。对于几何形状简单、材料属性已知的工件,通过计算可以得出机械测试所需要的结构特性数据。例如,骨板的结构特性仅取决于材料属性和截面形状。假设骨板的宽度( $w$ )为15 mm,厚度( $t$ )为5 mm,骨板的弯曲刚度( $EI$ )为弹性模量和转动惯量的乘积。转动惯量 $I=(w \cdot t^3)/12$ (图1-3)。由此可见,骨板的弯曲刚度和它的宽度及厚度的3次方成正比。因此使骨板的宽度提高1倍,弯曲刚度也会提高1倍,但是使骨板增厚1倍,却可以使骨板的弯曲刚度提高到原来的8倍。类似的髓内钉的弯曲刚度是其弹性模量和转动惯量 $[I=(\pi \cdot d^4)/64]$ 的乘积, $d$ 为髓内钉的直径。增加髓内钉的直径1倍,髓内钉的弯曲刚度会变为原来的16倍。一个圆柱体的弯曲刚度也可以通过变成空心圆柱体,在不增加截面积的情况下被增大,同时保持着与原来相同截面积的圆柱体相同的质量和轴向刚度。这个质量优化的空心管结构与长骨的髓腔结构相类似。但是,类似的计算刚度和强度的计算公式,只适合于简单规则的几何结构,并不能精确地预知骨的力学性能。

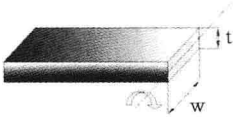


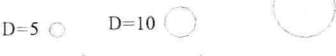

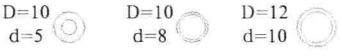
结构抗弯曲阻力: 转动惯量 ( $I$ )	结构抗弯曲阻力 例: 截面图
 $I = w \times t^3 / 12$	 $I = 156 \text{ mm}^4$ $I = 312 \text{ mm}^4$ $I = 1250 \text{ mm}^4$
 $I = \pi \times D^4 / 64$	 $I = 31 \text{ mm}^4$ $I = 490 \text{ mm}^4$ $I = 2484 \text{ mm}^4$
 $I = \pi \times (D^4 - d^4) / 64$	 $I = 460 \text{ mm}^4$ $I = 290 \text{ mm}^4$ $I = 527 \text{ mm}^4$

图 1-3 示几何截面形状对抗弯曲阻力的影响。例如:增加圆周的外径从10 mm 增加到12 mm,壁厚还是保持2 mm 而弯曲阻力增加了原来的82%

密度是骨组织的另外一个重要的材料属性。因为骨组织的矿物成分是相对稳定的，特定小区域的骨松质的刚度和强度是骨皮质的 10% ~ 15%。但是骨松质结构本身的强度要远远低于骨皮质。骨松质结构的孔隙率为 30% ~ 90%，密度远远小于结构致密的骨皮质。因此，骨松质的刚度和强度主要取决于它的密度。骨质疏松的主要诊断方法就是通过 X 线片来判断骨密度。骨松质的密度大致在 0.1 g ~ 1.0 g/ml 浮动，但是骨松质的刚度和强度与密度的 3 次方成正比，因此，骨密度的很小变化都会对骨松质的刚度和强度造成很大的影响。因为骨松质的几何结构的差异性很大，同样密度的骨松质所构成的骨组织结构的刚度和强度会有近 10 倍的差异，在人体研究中，比较可靠的测量骨组织的机械强度的方法是采用定量 CT 技术和微有限元分析方法。通过定量 CT 可以获得骨松质结构的高清晰度断层图像，有限元分析方法则是用这些图像来计算出骨松质结构的刚度和强度，这两者与骨松质的密度和几何形状相关。文献证明通过有限元分析方法计算出的造成骨折的受力情况和通过实验取得的数据高度相关 ( $R^2=0.75$ )，而单独通过骨密度来确定的受力情况和通过实验取得的数据直接的相关性较低 ( $R^2=0.45$ )。

临床研究要解决的是较为复杂结构之间的力学关系，比如假体和骨组织之间，它们的力学关系还与接触界面及界面之间的固定方法有直接联系。为了分析这些复杂的结构之间的受力情况，生物力学实验分析是目前最好的研究方法。其中，利用有限元分析方法的数学模拟在对复杂结构进行力学分析时，与其他生物力学实验分析相比有明显的优点。大多数情况下，数学模拟是对生物力学实验分析的预试验和验证。

3. 临床应用 对老年人股骨干骺端和股骨骨干骨折风险的分析是生物力学在临床方面的应用的一个很好的实例。骨质疏松作为一种系统性的疾病，会对老年人的股骨和股骨干骺端和股骨骨干造成相似的影响。但是，在老年人中，股骨干骨折的概率并没有像干骺端骨折那样明显增加。从流行病学调查结果可以从骨组织结构的角度来进行解析。随着年龄的增长，骨干的直径会增加，但是骨皮质的厚度会减小。利用之前介绍的转动惯量的概念，骨干的弯曲强度不但不会因为



骨皮质厚度的减少和骨密度的降低而减低,反而会因为骨干直径的增加而增加。弯曲强度的增加可以有效地防止老年人股骨干骨折的发生。而干骺端的几何结构并不会随着年龄的增长而发生变化,当骨松质结构由于骨质疏松的原因变薄,骨密度也下降的情况下,弯曲强度会明显下降,老年人发生干骺端骨折的风险就会大幅度提高。

### 三、关节生物力学

1. 关节受力 关节实现了骨骼结构之间的运动功能。关节的运动是受关节周围的力和力矩所控制的。关节所受的力可以表达为一个向量,包括受力的大小、受力的方向和力的作用点。如果力的大小为 $F$ ,力的向量到关节点之间的距离是 $d$ ,那么这个力就会形成一个绕着关节旋转的力矩 $M=F \times d$ , $M$ 会随着 $d$ 的增长线性增长, $d$ 被称之为力臂。力矩 $M$ 会造成关节的旋转,除非有一个同等大小的反向力矩与之相平衡。

关节受力和力矩可以是来自体外的,如要被举起的一个重物的质量,也有的力和力矩是来自体内的,如要举起重物肌肉所需要付出的力和力矩。体外的受力可以用力传感器进行测量,确定体内的受力要复杂很多,因为肌肉不能安装力传感器,而且同时有很多肌肉作用在同一个关节的周围,不同的作用点,不同的大小,不同的方向。但是当关节处于松弛或者静力平衡状态时,关节受力可以基于力平衡原理来计算,即一个稳定的关节所受的合力和合力矩都为0。可以测量的外力和肌肉内力之间会达到力平衡。例如,肘关节的力平衡可以通过计算求出(图1-4),举起一加仑牛奶所需要的上肢力量将近体重的 $1/2$ ,可见肌肉力量要远大于外力,原因在于维持关节受力平衡的肌肉的力臂要远远小于外力的力臂。

在之前的例子中,假设了肱二头肌是肘关节屈伸的唯一内力。由此可见,这种力学分析的局限性:内力的过度简化和只能对静止状态进行分析。实际在弯曲的过程中,很多块肌肉从不同角度共同发力所形成的力矩才能来完成肘关节弯曲这个过程,精确地去测量每块肌肉的力量目前还是无法实现的。图1-4中所示的分析方法,通过对算法的优化,对