

口腔生物力学

主编/赵云凤

口腔生物力学



北京医科大学

1
792
ZYF

北京医科大学
中国协和医科大学 联合出版社

版社

2082

口腔生物力学

主编 赵云凤
编者 赵云凤 陈新民 陆文越 滕胜毅
赵志河 杨小东 高 宁

北京医科大学
中国协和医科大学 联合出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

口腔生物力学/赵云凤主编. —北京:北京医科大学、中国协和医科大学联合出版社, 1996
ISBN 7-81034-446-3

I. 口… II. 赵… III. 口腔-生物力学 IV. R333. 1

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (96) 第 04755 号

口腔生物力学

赵云凤 主编

责任编辑: 张元芬 袁 钟

*

北京医科大学 联合出版社出版
中国协和医科大学

北京怀柔燕文印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行

*

787×1092 毫米 1/16 印张 11.75 千字 287

1996 年 9 月第一版 1996 年 9 月北京第一次印刷

印数: 1—2000

ISBN 7-81034-446-3/R · 445

定 价: 19.00 元

内 容 简 介

本书比较全面和深入地介绍了口腔生物力学的新动向和科研新成果，系一部口腔生物力学专著。其主要内容包括生物力学基础理论和口腔生物力学知识，以及临床应用的生物力学有关问题。本书可作为口腔医学七年制学生和研究生的教材，亦可供临床口腔医师参考。

前 言

生物力学是一门新兴的边缘学科,近10余年来发展很快,随着各学科的相互交叉,相互渗透,生物力学已与口腔医学相结合,形成一门新学科——口腔生物力学。生物力学在口腔医学领域中的应用,国内外已作了大量的研究,并取得了显著的成果,促进了口腔修复学、正畸学、颌面外科学、颞颌关节学、口腔解剖生理学等学科的迅速发展,提高了口腔医学各学科的理论 and 临床诊治水平。

1982年我院开始在硕士研究生中开展口腔生物力学的教学工作,已有13年历史,虽累积了一定的教学经验,但缺乏一本全面、系统结合口腔临床的生物力学教材,影响了这门课程教学质量的进一步提高。加之,口腔医学七年制学生和研究生在设计科研课题时,有的选题也涉及到生物力学问题。目前,关于生物力学在口腔医学中的应用参考书,国外很少,而国内尚未见到专题著作。由此,促使我们动手将多年来在口腔生物力学的教学、科研和临床方面的经验进行总结,结合国内外科研成果,编写此书。

本书共分12章,包括概论、生物力学的理论基础、牙体及牙周组织的生物力学、殆与颞下颌关节的生物力学、固定修复和可摘义齿的生物力学、牙颌面畸形矫治和口腔种植的生物力学、牙周病矫治和修复材料力学、实验应力分析等。本书阐述了本门学科的基础理论,又充分重视临床方面的实际应用,介绍了国内外当前口腔生物力学发展的新动向和科研新成果,是为口腔医学七年制学生和研究生编写的教材,也可作为临床口腔医师的参考书。

编写中难免有不足之处,希望批评指正。

赵云凤

于华西医科大学口腔医学院

1995年12月

目 录

第一章 概论	(1)
第一节 生物力学研究的内容	(1)
第二节 生物力学研究的方法	(4)
第三节 生物力学的发展概况	(8)
第四节 生物力学对人类保健事业的贡献	(11)
第二章 口腔生物力学的理论基础	(16)
第一节 力	(16)
第二节 应力与应变	(22)
第三节 材料的基本变形	(25)
第四节 粘弹性物质	(36)
第三章 牙体组织生物力学	(41)
第一节 牙体组织的结构特点	(41)
第二节 牙体组织的基本力学性质	(42)
第三节 牙体组织的各向异性性质	(45)
第四节 牙体组织的断裂力学性质	(45)
第四章 牙周组织生物力学	(50)
第一节 牙周组织的结构和功能特点	(50)
第二节 牙周组织的基本力学性质	(54)
第三节 下颌骨和牙槽骨的各向异性性质	(55)
第四节 下颌骨的强度和断裂	(57)
第五章 髁与颞下颌关节的生物力学	(60)
第一节 颞下颌关节负重的生物力学分析	(60)
第二节 颞下颌关节韧带和后附着生物力学	(64)
第三节 颞下颌关节盘的生物力学	(69)
第四节 咬合的力学平衡与生理性近(中)移动的力学分析	(76)
第六章 固定修复生物力学	(81)
第一节 嵌体与充填修复	(81)
第二节 全冠	(85)
第三节 桩冠	(87)
第四节 固定义齿	(91)
第七章 可摘义齿的生物力学	(96)
第一节 可摘局部义齿的生物力学	(96)
第二节 全口义齿的生物力学	(109)
第八章 牙颌面畸形矫治的生物力学	(115)

第一节	牙移动的生物力学·····	(115)
第二节	矫形治疗的生物力学·····	(123)
第三节	矫治器力学·····	(127)
第九章	口腔种植体的生物力学·····	(132)
第一节	种植体的生物力学相容性及种植体周围骨代谢的力学因素·····	(136)
第二节	种植体-骨界面的连接形式及其力学性质·····	(140)
第三节	种植体-骨界面的结合力·····	(143)
第四节	人工种植牙设计的生物力学·····	(148)
第十章	牙周病矫治的生物力学·····	(148)
第一节	松动牙的力学分析·····	(151)
第二节	牙周病矫治的力学·····	(155)
第三节	牙周病矫治器的设计·····	(158)
第十一章	修复材料的力学·····	(158)
第一节	复合树脂·····	(158)
第二节	口腔陶瓷材料·····	(161)
第十二章	实验应力分析·····	(167)
第一节	电阻应变测量·····	(167)
附实验 1	电阻应变片的粘贴技术·····	(170)
附实验 2	电测法测量弹性模量 E 和泊松比 μ ·····	(171)
第二节	光弹性法·····	(172)
附实验 3	光弹性实验方法观察·····	(174)
第三节	全息干涉法·····	(175)
附实验 4	用全息干涉法测量悬臂梁的挠度·····	(177)
第四节	激光散斑干涉法·····	(178)
附实验 5	用激光散斑干涉法测表面内位移·····	(179)

第一章 概 论

第一节 生物力学研究的内容

一、生物力学的概念

生物力学是一门独立的新兴学科,近20年来才突飞猛进。随着社会的不断进步,科学技术的发展,生物力学逐渐渗透入生物学、医学、口腔医学的各个领域,促进了各个学科的迅速发展,从而提高了基础学科的理论水平和临床学科的诊断治疗水平。

(一)生物力学的含义 力学是研究物质运动规律的科学。生物学是研究生命的科学。生物力学(biomechanics)是研究生物与力学有关的问题,试图从力学的角度了解和解释生命科学。换言之,生物力学就是应用力学的原理和方法去研究医学、生理学和其他生物系统的问题。生物力学的内容十分丰富,从鞭毛虫和纤毛的运动到鸟飞鱼游;从人的整个机体到各个器官组织,包括血液、体液和气体与水分的运动,以及植物体内水分的输运等。

本书主要讨论与口腔解剖生理学、口腔医学有关的力学问题。这部分也正是近年来生物力学研究的重点。人们之所以重视这方面的研究,主要认为:没有生物力学就不可能很好地了解口腔生理学及口腔医学。例如对于人体器官来说,生物力学有助于了解器官的功能,由功能的变化来推知生理或病理变化的含义,从而设法进行防治。生物力学的发展能使医学和生理学上许多知其然而不知其所以然的现象得到合理的解释。故有人认为生物力学是研究医学的重要工具之一。

生物力学在20世纪90年代发展十分迅速,这主要由于生物力学促进了人们对自然界动物和植物的了解;对医学卫生、生理、病理研究有所贡献。生物力学是用工程学的方法、手段去研究生物的各种机理,以公式或定量计算去分析、论证有关生理现象规律的学科。有人从力学方面研究生理问题,也有人从生理方面研究力学问题。生物力学现已形成一门跨学科领域的多学科性力学分支,正方兴未艾。

(二)生物力学与生物医学工程的关系 生物力学是生物医学工程(biomedical engineering)的一个基本的,而且是当前很活跃的组成部分。生物医学工程是利用自然科学和工程技术来研究人体结构与功能关系的边缘学科。它将人体划分为整体、器官和组织、微观等各个层次,而各层次的生命过程、病理过程可看作是一个系统状态的变化过程,并将工程学的理论和方法与生物学、医学的理论和方法有机地结合起来,研究这些系统状态变化的规律,在此基础上,应用各种工程技术手段,建立适宜的方法和装置,以最有效的途径,人为地控制这种变化,以达预定目标。生物医学工程学的根本任务在于保障人类健康,为疾病的预防、诊断、治疗和康复服务。生物医学工程在20世纪60年代初期已成为独立学科,70年代初期引入我国,美国、日本、法国的这门学科发展非常迅速,近十年来生物医学工程在我国也得到了很好的发展,并受到各方面的重视。

生物医学工程包括以下内容:

1. 生物力学 生物力学主要包括生物固体力学(结构力学、牙及骨组织力学等)、生物流体力学、生物流变学、动力学等。

2. 生物医学材料 生物材料包括高分子材料、无机非金属材料、金属材料、复合材料及生物活性材料。其用途是用于制作各种人工脏器。生物医学材料的研究,除材料之外,还包括这些材料的性能测试、消毒和加工工艺等。

3. 人工脏器 人工脏器是指采用人工方法和生物医学材料,模拟人体各种脏器的功能,研制成的各种脏器。其目的是代替人体脏器的部分机能或全部机能,以治疗疾病和挽救人的生命。人类最早应用的人工脏器是人工牙,即假牙,又称义齿。现在的人工脏器还有人工心脏、人工心脏瓣膜、人工心肺机、人工肾、人工血管、人工肝、人工胰、人工关节、人工喉、人工晶体,以及假肢等。

4. 生物医学信息 生物医学信息研究的对象是对生物、人体各种信息的检测、传递、记录、处理及贮存。它在医学研究和临床应用中均占有十分重要的地位。其内容包括甚广,主要有以下几方面:

1) 生物医学电子技术 它包括生物、人体检测的各种生理信息和作用于生物、人体的电刺激。例如各种电极直接检测细胞电位、心电图、脑电、肌电、视网膜电等,借以研究其功能。除上述直接检测生物电的参数外,还可采用适当的换能器将生物、人体的各种物理参数转换成电讯号。如检测血压、心音、脉搏、脉象、呼吸、体温、血流量等,经过放大、传递、处理、记录,成为医学和临床上有价值的信息。正如临床上常用的心电图、心音图、脑电图、脉象图、血流量和流速,以及心脏起搏器等重要医疗诊断手段。

2) 医用成像技术 成像是近几年来随着科学技术的快速发展而发展起来的,如当前已用于临床的X线断层扫描(CT)、B型超声切面显像和磁共振成像等。

3) 临床生化分析技术 生化分析技术是指采用化学和物理学方法,对人体的血液、尿、体液等进行成分分析的技术。最常用的方法有光学方法和电化学方法。例如临床上测血糖、胆固醇用的光学方法。同时,以上方法也可用来测定人体口腔唾液的钙、磷、镁含量及其参数。

总之,医学信息的检测方法甚多,有光学、电学、磁学、力学、热学、超声射线及临床综合检查等。

5. 人体内物质和能量的传递 生物物质(质量)传递,是研究各种质量在人体内传递的机理和过程。它包括气体、液体在体内的扩散、渗透的规律等。例如人的呼吸过程,血液循环到肺部,将二氧化碳排到体外,又吸进新鲜氧气,把氧气带到全身。这就是质量传递的过程。

生物能量传递,是研究能量在生物、人体内传递的机理和过程。能量包括:声、光、电、磁、热、放射线等。例如研究微波诊断和治疗肿瘤,就是利用微波能量在人体内传递,对生物组织产生致热效应,从而达到治疗肿瘤的目的。口腔科开展微波治疗口腔肿瘤和唇癌,已取得良好效果。能量传递的研究也包括各种能量的安全防护。

6. 生物控制 生物控制是指自动控制的概念和方法在生物医学中的应用,生物控制有最佳控制和应急控制。从生物体来说可通过反馈系统和感觉神经系统进行控制。例如健康人分泌胰岛素的量,是根据血糖浓度自动调节的。当胰腺的内分泌部功能障碍而患糖尿病时,胰岛素分泌不足,则血中葡萄糖大量增加,血糖升高,对此可定量注射胰岛素进行治疗,但无法正确控制血糖浓度的正常值。因此,人们就研究用自动控制原理和生物反馈方法,采用酶

电极连续测定血糖浓度，由微机自动控制胰岛素注入量，使血糖控制在生理范围内。

7. 新技术的应用 主要是指将自然科学、工程技术上出现的新技术，应用于各种生物医学，或者将新技术研制成各种生物医学仪器。其内容包括很广，例如电子计算机、激光、光导纤维、高能粒子、低温或遥测等新技术的应用，特别是电子计算机技术的应用，使放射诊断技术发生了革命性的飞跃。CT的研制成功即是例子。尚有利用光导纤维的导光、导像特性，研制成的各种内窥镜，能直接观察病灶，并可取出病变组织，进行病理学镜检，从而确定疾病的诊断。如现用于临床观察消化道病变的食管镜、胃镜、十二指肠镜、结肠镜；用于口腔医学领域的颞颌关节内窥镜等。此外尚有口腔医学研究及临床应用的龈沟液流量仪、MBF-1型验力仪，虽未采用光导纤维，但采用了电子技术和电子计算机技术。通过上述仪器的应用，明显提高了全身疾病和口腔疾病的诊断正确率，并减轻了患者的痛苦。其他诸如激光治疗口腔癌症、激光预防牙齿的龋坏、激光手术刀等，对医学科学的发展都起了很大的促进作用。

总之，生物医学工程是一个新技术的领域，它几乎吸收和利用了所有的高新技术。生物医学工程的研究是人们利用现代科技成果，探索防病治病的新途径，以达到保健与延长人的生命的目的。生物力学是生物医学工程的重要组成部分，二者具有非常密切的关系。

二、生物力学研究的内容

生物力学是研究人和动物身体各部分的运动形态；血液、体液和气体流动等的力学，以及与之相联系的控制器官的力学功能；内力和外力对于运动或静止状态的人体和动物的影响；生物材料的力学性能等。作为生物力学学科，其基础内容为大量的基础研究。具体地说就是应用力学的概念、理论、方法了解和确定生物组织和器官的力学性质和作用规律。结合力学和医学、生理学方法，研究生物体的力学特性与功能特性之间的联系，研究生物体的力学表现的生理、病理效应，建立用于诊断、治疗、修复、矫治、护理等方面的生物力学原理、方法、装置、评价和优化等方面的系统知识，这是生物力学的核心部分。而生物力学的主要目的在于建立生物功能的力学基础。

生物力学的研究，是从生物体材料力学性能的研究，发展到对人工材料的研究；从对生物体结构在受力和动作时的作用方式和规律的研究，发展到在有关的工程技术中的模拟和应用问题的研究。我们现在研究的生物系统是经历了千万年的演化，优选发展起来的。例如，对人骨骼的许多研究表明，骨是多相性的，非均匀性的、各向异性的、多孔性的一种材料。骨的应力—应变关系是非线性的、粘弹性的，其本构关系是十分复杂的。即它的载荷与变形之间有着非线性的关系，且与时间有关。

(一) 生物固体力学 生物固体力学主要是研究人体的牙齿、骨骼、关节、脊柱和软骨的力学性能。人工关节和人工牙的设计，各种颌骨和牙齿缺损、缺失修复体和牙颌畸形矫治器的设计，以及人工牙、支持牙的生物功能的力学效应，就是应用生物固体力学原理，根据人体各部位在不同状态时的受力情况进行研究分析的。

此外，还可利用固体力学原理研究正常人体各组织器官的力学性能，例如牙齿、颌骨、关节的形态及其与功能的关系；人们日常咀嚼食物时咬合力的传递方式、力的分布等。

(二) 生物流体力学 生物流体力学，主要是研究人体的呼吸系统和循环系统等的力学性能。例如医学上研究人体胆结石形成机理，就是应用流体力学原理。因为，胆汁进入胆囊时是一种阵发性射流，在胆囊内产生旋涡运动，它的中心形成负压，所以，胆汁中的成石物质向心运动，聚积成结石核心。根据这一原理，结石的形成已在体外人工模拟成功。

此外,血液、淋巴在人体内的流动、循环均属流体力学研究内容,与之有关的生物流变学等也属其研究范围。

(三)生物材料力学 生物材料包括高分子材料、无机非金属材料、金属材料、复合材料及生物活性材料等。这些材料主要用于制作各种人工脏器。例如用于制作人工牙、人工关节的金属材料有不锈钢、钛及钛合金、钴铬钼合金;非金属材料有氧化铝陶瓷、磷灰石陶瓷、四氟云母陶瓷、碳、尼龙和复合树脂,以及高密度聚乙烯等。此外尚有高分子材料——聚甲基丙烯酸甲酯亦是制作人工牙最常用的材料,且用量较大。用于人工肾透析器的合成高分子材料有赛璐玢、聚甲基丙烯酸甲酯、聚砒、铜仿、粘胶纤维等。用于人工心脏瓣膜的生物组织材料有牛心包和猪心瓣等。生物医学材料的研究内容甚多,随着科学技术的发展,新的生物材料将层出不穷,造福人类。

(四)生物动力学 讨论力和运动关系的力学称动力学(dynamics)。而研究生物体力和运动关系的力学称生物动力学。生物动力学研究人体由于力的作用而产生的位移、位移的速度和加速度。例如,人的牙齿由于它的排列和解剖生理结构的特点,当咀嚼受力时,在正常生理状态下,可产生近、远中向及殆、龈向的位移。但这种位移量很小,用肉眼看不出,但可采用一定的测试手段进行测试,可测出其位移量的数据。例如,超声波、激光全息干涉技术等均可测出牙的位移量,国内外学者已进行了这方面的研究,并获得了满意结果。

循环动力学又称血液动力学。循环系统由泵(心脏)、动脉、静脉(传输网络)和微循环(毛细血管、淋巴管)组成。其功能行为涉及血液流动、血管和血细胞变形。研究循环动力学的生物力学,必须从分子、膜、细胞水平到单微管、分枝点、微血管网络、大动脉水平系统地了解循环系统的各部分,从而建立正常循环功能的生物力学,在此基础上可进一步阐明各种循环系统疾病的病理学、生理学的机理,为疾病的诊断、治疗、预防提供理论依据。

第二节 生物力学研究的方法

生物力学研究方法,分为一般生物力学研究方法和口腔生物力学研究方法。

一、一般生物力学研究方法

生物力学研究的主要手段是测试和实验,当前着重发展的是电子计算机和检测仪器。电子计算机用于数据处理和分析;信息储存和检索;数字方程求解;实验控制和监测;图解显示与图像识别;系统模拟与优化等。生物力学的力学基础是牛顿力学和介质连续力学。生物力学的研究方法是研究连续体内的一个单元体。这个单元体周围都有物质存在,这些物质构成这个单元体产生力作用的环境。研究单元体模型可以说明整体的作用。因此,在生物力学研究中,数学模型的建立与分析是一个重要环节,并通过模型建立生物功能的力学基础。

生物力学研究的方法如下:

(一)了解研究对象的几何特点 在研究生物力学时,必须首先了解生物的形态,器官的解剖,组织的结构和微结构。

(二)测定组织或材料的力学性质,确定本构关系 本构关系是指物性的表现形式,描写物质的性质。本构关系用数学表示出来,就是本构方程,也就是描述生物物理性质应力—应变关系的方程。在生物力学中有三种本构方程:

1. 描述正常生理状态下应力—应变关系的本构方程。

2. 描述组织中水及其他物质输运规律的本构方程。

3. 描述应力-应变状态长时间变化下, 与之相应的组织生长或吸收规律的本构方程。

在生物力学研究中, 本构关系的确定往往比较困难。因为人们不能将人体组织分离出来进行试验; 或者由于要求组织试件大小不一; 或者难于使组织维持在活体状态。此外, 生物组织产生的变形很大(应变-位移关系是非线性的)。且应力-应变关系也通常是非线性的。

(三) 根据几个基本的物理学原理, 即能量不灭、动量不灭和质量不灭定律和器官与组织的本构方程, 导出其主要的微分方程和积分方程。

(四) 在生物力学研究中, 为了模拟接近人体生理状态的真实情况, 必须搞清楚器官组织的功能或工作情况, 以期获得理想的边界条件。有了边界条件, 再用解析方法或数值方法求解边界值。必要时, 可作生理实验, 以验证边界值是否可靠。

(五) 在研究过程中, 理论与实验应相互参照, 以获得一致性, 使问题在定性和定量方面均得到满意的说明。这样, 当器官、组织的性质或某些边界条件发生变化时, 人们可预计其机能的变化, 从而有助于疾病的诊断、治疗和预防。

二、口腔生物力学研究的方法

口腔医学是应用生物学、医学、工程学及其他自然科学的理论和技術, 研究和防治口腔及颌面部疾病的一门医药卫生科学。力学是研究物质运动规律的学科。口腔生物力学则是应用力学的原理方法和工程技术研究口腔颌面部生理、病理及矫治修复变化运动规律的学科。

口腔生物力学研究的方法与一般生物力学相似, 但因口腔系统的解剖结构、器官功能与人体其他组织尚不完全相同, 具有一定的特殊性, 因此其研究方法也有些差异。例如, 牙齿表面上的釉质是全身骨骼中最硬的组织, 其结构也特殊; 牙冠下面的牙根由牙周膜固连于颌骨的牙槽骨内, 在人的一生中, 行使着重要功能。牙齿在口腔内根据功能的需要, 排列成上下规则的弧形, 支撑着面部的高度和外形, 牙齿一旦丧失, 特别是多数后牙缺失, 人的面容也将发生改变, 显得苍老, 从而影响患者的身心健康。此外, 上下颌骨通过颞颌关节、由肌群的作用, 颌骨可以上、下、左、右、前、后自由运动, 使人们自由的咀嚼、语言和表情。牙齿虽小, 但对维持全身的健康起着巨大的作用。在口腔临床上常见患者在咀嚼时不慎而导致牙齿的牙冠折裂或折断; 或因长期进行咀嚼切割功能, 到老年后, 牙齿自行松动而脱落; 或因外伤使牙冠、牙根折断或脱落, 甚至可使颌骨骨折, 牙齿产生错位。这些现象是怎样造成的, 牙齿上受力的方向是怎样的, 可否预防, 应如何预防; 用于恢复牙冠缺损、牙列缺损和缺失的各种修复体应如何设计, 才能发挥最佳的功能, 且又不容易损坏。以上情况均与力学有着密切关系, 同时也说明口腔系统的特殊性、重要性。

生物力学研究的方法、手段甚多, 现将口腔生物力学研究的方法介绍如下。

(一) 实验应力分析法 实验应力分析法是利用物理模型或实物对构件进行应力分析的一种方法, 主要由基础理论和工程技术相结合, 可以对构件进行应力、应变和位移的分析, 并且是复合材料力学等基础理论研究的必要手段。实验应力分析法包括电测法、光测法、脆性涂层法和电场比拟法等。其中光测法包括光测力学应力法(光弹法)和光测力学位移法(如全息干涉法、散斑法、云纹法等)两大类。

1. 电测法 又称电阻应变测试法(electronic resistance strain gauge techniques), 是实验应力分析方法中最基本的方法之一。电阻应变测量的基本原理是以电阻应变片作为传感元件, 将测点的应变转换成电压信号, 然后以应变的标度给出, 即通过贴于被测物体的电阻应

变片,将物体表面指定点的应变情况,由电阻应变仪用数字显示出来。

电测法的特点:

- 1) 灵敏度与精度高,可分辨到一个微应变。
 - 2) 用于现场测定时,所获得的数据反映被测物体应力分布的实际情况。
 - 3) 可用于各种复杂环境下测定多种力学参数,可测量力、位移、加速度、压强、扭矩,以及大变形和裂纹扩展速率等。
 - 4) 测量结果为电信号,可将其输入电子计算机,进行数据处理,并可实现测试自动化。
- 但是,电测法只能逐点测量物件表面的应变,且仅能获得应变片所在位置的应变平均值,不能直观得出构件应力分布的全貌,在环境条件恶劣时,误差较大。

电测法是应力分析的基础。口腔系统各组织的基本力学性质,如弹性模量、剪切模量、泊松比、极限强度等数据的测量,均可采用电测法完成。临床上测量牙齿咬合力的骀力仪也可用电测法原理制作。电测法还可直接用于各种修复体的应力分析。

2. 光测力学应力法 即光弹实验应力分析(photoelastic experimental stress analysis),是由光学和弹性理论相结合,用以对结构或零件进行应力分析的实验方法。其基本原理是,当偏振光通过加载的具有特殊光学性质的透明塑料时,这些材料由原来的光学各向同性体变为各向异性体,发生双折射现象,使实验模型内出现条纹。实际运用中,将光弹性材料制成的模型,放入光弹性仪中,使其受力,在单色光源照射下,出现黑白相间的条纹;在白光源照射下,出现彩色条纹。这些条纹称为等差线或等色线(isochromatic fringe)。等色线与应力强度有关,等色线越多、越密集,应力越大。此外,还有一种黑色条纹,称为等倾线(isoclinic),这种线与主应力的方向有关。常用的光弹模型材料为环氧树脂。

光弹性应力分析法具有直观性和全场性的优点,可用以分析各种形状的复杂构件和构件的表面应力及其内部应力,适宜于研究几何形状和加载条件复杂的物体,故光弹法是口腔生物力学常采用的研究方法,现已广泛应用于口腔医学各领域,如牙冠窝洞形状的设计,以及可摘局部义齿、可摘全口义齿、固定义齿和颌面颌骨的力学研究。光弹法又分为以下几种:

1) 二维(平面)和三维光弹法 构件的应力状态沿厚度方向不变时,称为平面应力状态或平面应变状态。在进行模型实验时,将构件作成平面模型,这种构件的光弹性实验,称为二维光弹法。当实际物体的形状和载荷都比较复杂时,其中任意一点单元体的主应力大小和方向,随点的位置不同而变化,这类三向光弹实验的研究,称为三维光弹法。在三维光弹性应力分析中,比较成熟的是冻结应力切片法。

2) 光弹性贴片法 又称光敏涂层法,是将厚度为1~3mm的薄片材料粘贴或涂敷在待测的构件的反光表面上,加载后,借助反射或光弹性仪测量贴片的等差线和等倾线参数,通过解析计算出构件表面任意一点的应力大小和方向。光弹贴片法不仅能在模型上进行,还可在实际结构上应用,如可在机械、采矿和土木工程中应用。

3) 光弹性散光法 此法是利用散射光在受载模型内产生的光弹效应,研究者借助散光光弹仪可以从不同方位观察到受力光弹模型内的散射条纹,从而得知模型内的应力分布。光弹性散光法不需要冻结切片就能解决三维应力分析。因此比一般的三维光弹法优点更突出。

4) 全息光弹性法 将激光器发射出的一种高单色性、高方向性、高亮度、高相干性的优质光源照射光弹材料,获得模型的全部应力分布情况。这种方法是全息照相术与光弹性法相结合而产生的。应用全息光弹性法,不仅计算简便,而且精度较高。

3. 光测力学位移法 是一种以测位移为主的方法。可从受载物体的干涉条纹中求出物体表面上各点的位移, 首先得到的是位移分量。

1) 全息干涉法 全息干涉法的基本原理是利用光的干涉, 将物体光波的位相和振幅信息记录在全息底片上, 再利用光的衍射, 再现物体光波, 便能获得与物体表面位移有关的定量资料。

全息干涉法中应用较广的是两次曝光法, 把相应的两个波面记录在同一张全息底片上。当再现时, 能在重构物体表面观察到由这两个光波形成的干涉条纹, 这些条纹代表了物体状态变化的情况。全息干涉法具有能全场测量、灵敏度和精度高、多重干涉、适用范围广等优点, 因而已广泛应用于口腔医学的各领域。

2) 云纹法 云纹法的基本元件是栅板。栅板由透光和不透光的等距平行线所组成, 明和暗线相间, 暗线称为栅线。测试的试件粘贴在胶片栅上, 然后撕掉胶片, 只保留栅线在试件表面(即试件栅)。试件栅可随物体而变形, 而基准栅则不随物体变形。当光源照射时, 可观察到试件栅与基准栅的重叠栅线。入射光波上述栅线阻光最多时, 此处形成暗条纹; 阻光最少时, 形成明条纹, 这种明暗条纹称为云纹。云纹法可测量物体的位移场和应变场, 是一种应用范围较广的实验应力分析法, 从弹性到塑性变形, 从二维到三维的应用, 也适用于静载和动载、常温和高温的测试。

3) 激光散斑干涉法 当物体的漫反射表面被激光照射时, 漫反射的光波如同是由许多点的光源发射出来的、相干性很好的光。由于物体表面不光滑, 漫反射光的位相差逐点不同。因而, 在物体表面的前方干涉成随机分布的亮点和暗点, 称为散斑。此种方法具有非接触、无损坏的优点。它可用来测量物体面内位移和离面位移、振动和动态问题的分析, 以及无损检验等。此法与激光全息干涉法配合使用, 可测物体的三维位移。

(二) 理论应力分析法 理论应力分析法是指用材料力学和弹性理论求得应力分布的理论解答。理论分析涉及基本物理学法则的运用和一些基本公式, 如应力—应变的关系等。理论分析常需进行大量复杂数据的处理, 可借助电子计算机寻求数值计算结果, 即目前应用的有限单元分析法(finite element stress analysis)。

有限单元法又称有限元法, 是一种求解连续介质力学问题的数值方法。将连续的弹性体分割成一系列有限个力学单元, 组成一个单元的集合体, 以代替原来的连续体, 并逐一研究每个单元的性质, 而获得整个弹性体的性质。

有限元法有以下主要优点:

1. 可用于各种问题的力学研究, 所分析的结构可以具有任意的形状、载荷和边界条件。
2. 能计算出模型内任意处的应力值和位移值。
3. 可根据需要对模型进行修改, 能保证模型和加载条件的同一性。
4. 使用计算机, 可以处理庞大的数据, 计算结果准确, 并能根据程序自动给出应力图, 使结果更为直观。

随着电子计算机的高速发展, 有限元法逐步发展, 已从简单的二维结构分析扩展到三维立体的分析, 结构的优化设计, 材料的线性及非线性分析。长期以来, 对口腔组织的应力研究多采用实验应力法。但由于口腔各组织结构的非均质性、各向异性和粘弹性、几何形态的不规则性、受力的复杂性, 以及实验应力法的局限性, 而与电子计算机技术密切结合的有限元法, 则成为口腔医学研究中的一种实用的、先进有效的应力分析方法。

第三节 生物力学的发展概况

生物力学是力学与生理学、医学等学科之间相互渗透的边缘学科,它用经典力学、固体力学、流体力学的知识来解释生物的某些现象。用力学的方法定量地分析研究生命系统的功能与形态结构的关系。

一、生物力学的发展概况

生物力学很早就受到科学家的注意。早在1615年Harvey发现了血液循环,是个“理论”的结论。Malpighi(1661)发现微血管,是他解剖青蛙肺的时候,看到了微血管的存在及其中的血流。

著名的物理学家伽利略,找到了钟的摆长与周期的定量关系。他用摆来测定人的心率,摆长即可表达心率。

意大利的数学家和天文学家Borelli(1608~1679),在其著作《论动物的运动》(1680)中,阐明了肌肉的运动和动物的自身运动问题,并研究了鱼游和鸟飞,心脏和肠的运动。

Young是一位英国医生,当他看到三棱镜分光为彩色光谱时,创造了光的波动理论,还建立了声带发音的弹性力学理论。杨氏模量(即弹性模量)就是由此而提出的。流体力学家Poiseuille,当他还是一位医科学学校学生时,就发明了用水银计来测量狗主动脉的血压,并发现了粘性流体在直圆管中的压力差与流量的关系,后世称之为Poiseuille定律。

Von Helmholtz是Königsberg大学的生理和病理学教授、Bönn大学的解剖和生理学教授、柏林大学(1871)的物理学教授。他发现了眼的聚焦机理,发明了晶体状镜,并用来研究眼球内晶体的变化,以及用眼底镜来观察视网膜;他研究了听觉的机理,发明了Helmholtz共振仪。他的流量守恒定理是流体力学的基础。他在光学、声学、热力学、电动力学、生理学和医学上都作出了重大贡献。

Frank提出了心脏流体力学理论。Hales测量了马的动脉血压,并寻求血压与失血的关系,建立心室处于舒张压时的模型,通过模型体积测量估计心输出量和心肌力。

Krogh由于对微循环的贡献而获得诺贝尔奖。Hill因肌肉力学的研究获诺贝尔奖。以上研究成果和贡献为生物力学奠定了良好的基础。

生物力学具有理论和实践的意义,现代技术给生物力学提供了必要的手段,特别是60年代后,电子计算机开始用于医学,为生物力学开辟了新的前景,近几年来发展很快。人类不久将进入生命科学的时代,有可能人为地控制生命。

自从1960年美国召开第一届仿生学讨论会以来,生物力学引起了人们的广泛注意和研究。美国、日本、前苏联、澳大利亚、加拿大等国,均建立了专门研究机构,经常召开国际会议,十分活跃。

我国的生物力学研究才刚开始,但发展速度很快。1978年全国力学规划会议将生物力学作为力学的一个分支列入规划中。1979年11月在重庆召开全国高等学校生物力学座谈会;1980年11月在北京召开我国第一届生物医学工程会议,生物力学引起了与会者的重视;1981年在上海举行全国第一届生物力学会议,研究工作的广度和深度均有显著提高。1983年在武汉召开了国际生物力学会议,通过交流对我国生物力学的发展起到很大的促进作用。

二、口腔生物力学的发展概况

口腔生物力学的内容非常丰富和广泛,为了更有系统的、较详细的说明其发展情况,主要从以下几方面介绍。

(一) 牙颌关节组织结构力学性质研究情况 早在1880年, Messerer 采用液压装置研究人体下颌骨整骨极限强度,说明其强度与年龄、性别有关。Black (1895) 测量牙本质强度为257 MPa,弹性模量为6 GPa。盐田重利(1959)曾用弯曲试验测试下颌骨皮质骨弹性模量,新鲜骨为11.34 GPa。Tyldesley 用四点弯曲法获得牙本质的比例极限为66.19 MPa,强度为266 MPa,弹性模量为12.3 GPa。1952年 Peyton 通过实验研究牙本质小管方向与弹性性质的关系,证明牙本质是各向异性材料,此观点为 Rasmussen (1976, 1984) 牙本质的断裂力学研究所支持。

1960年 Craig, Peyton 等测定人牙釉质压缩弹性模量是84.199 GPa。1967年 Rech, Brendan 测人牙釉质泊松比为0.3。1973年 Thresher 等采用二维有限元法研究上颌中切牙受侧向力时的应力分布,结果绘出了不同截面的应力传递图。Renson (1975) 用剪切法测定牙本质剪切模量为6.19 GPa,并测试计算前、后牙冠根牙本质的泊松比为0.025~0.26。

1976年 Yettram 分析外力作用对下颌第二双尖牙牙体内的应力状况,认为牙釉质的应力大于牙本质,位于釉牙本质界和釉牙骨质界处的牙釉质有较高的应力。牙体沟裂处有高的拉应力。1978年 Craig 等用应力应变图法测试下颌骨弹性模量为13.8 GPa。

1980年 Takahashi 等分析不同载荷作用下牙周膜的受力反应,发现牙齿颈部牙周膜应力最大,根尖次之,根尖1/3处最小。Standley, Caputo 等(1981)用三维光弹实验应力分析法研究在各种殆力作用时,下颌髁状突的应力分布情况。Carter (1983)报道根管治疗后的牙,牙本质剪切强度和韧性低于活髓牙,说明根管治疗影响牙齿的强度。Reinhardt (1984)将牙槽顶距牙骨质界2, 4, 6, 8mm,考察牙槽骨高度变化对牙周支持组织的应力影响,发现当牙槽骨减少60%时,牙周膜应力增大2.85倍。周书敏(1984)发现牙槽骨高度减少1/3时,牙周支持组织应力明显增大。吴瑞琪、赵云凤及叶德临等(1986)用激光散斑法和电测法测定中国人牙本质弹性模量为19.613 GPa。刘寒冰(1987)对下颌骨结构作有限元分析,表明主应力线与下颌骨骨小梁排列方向一致。Tanne, Farah (1988)对颌颌系统及牙列完整的下颌骨作有限元分析,提出加载条件是影响应力分布的重要因素。1989年陈新民、赵云凤用弯曲试验测试下颌新鲜骨,其弹性模量为12.29 GPa。1990年叶德临、赵云凤及杜传诗(1990)测中国人牙釉质拉伸弹性模量为 2.3717×10^4 MPa,泊松比为0.246。

(二) 冠、桥应力的研究情况 1949年 Noonan 首先对牙的应力采用光弹性方法进行研究,提出了在模型上测定应力应变的有效方法。1955年 Mahler 考虑到修复体的设计受牙齿形态结构的限制,为防止牙体内部应力使修复体(嵌体、部分冠)失败而进行牙冠应力分布的研究,为修复体的设计提供依据。1967年 Craig 用光弹性方法研究全冠修复体表面应力分布,提出当制备体将牙尖制成圆形时,可避免制备的牙齿产生大的压应力,说明尖锐的部位是应力集中的区域。1965年 Craig 用脆漆法研究固定桥的表面应变情况,提示应力大小及应力方向与外力的作用部位、力的大小,以及桥体本身的长度和跨度有关。

EL—Ebrashi 1970年用二维光弹法比较三种不同设计的固定桥,当双端固定桥承受多点载荷时,拉应力和压应力区域交替出现,固定桥的连接体处显示出高的拉应力及剪应力,单端桥则更加明显。1974年 Farah 用二维有限元法对全冠不同制备的颈缘形态进行应力研究,提出凹面形(chamfer form)的颈缘应力分布较均匀。1975年 Fisher 对嵌体和高嵌体制备的

牙体,进行光弹应力分析,实验结构指出高嵌体因覆盖着整个制备体的咬合面,其应力最小,从而对基牙(制备体)有保护作用。Hood(1975)用二维光弹性方法研究改良卫生固定桥桥体表面应力,发现增厚的连接体处的剪应力明显降低。Takahashi(1978)采用有限元方法对下颌固定桥应力分布进行研究,发现垂直载荷时,固定桥受载后有下沉趋势,双尖牙基牙的应力值比磨牙基牙高。

1984年花村典之用光弹性实验方法研究桩冠的应力,实验结果表明在桩冠的颈部和根尖区应力较集中,此处易于折断。1986年尹亚梅等用二维有限元法对下颌第一磨牙缺失的固定桥受载的应力进行分析,提出修复后双尖牙基牙的应力有所增加,磨牙基牙的应力分布均匀,而固定桥桥体连接体处的应力集中。1989年赵云凤等用有限元法对下颌第一磨牙缺失的固定桥进行七种加载方式的定量应力分析,包括垂直和斜向加载,结果表明垂直向或斜向加载,双尖牙基牙的牙周组织的应力均较磨牙基牙的牙周组织的应力大。

1991年唐亮、赵云凤用三维有限元法分析固定桥基牙牙周膜及桥体粘膜和牙槽骨的应力,结果表明固定桥受水平向加载时,牙周膜的应力值为垂直向加载的4倍,应力集中在颈部。磨牙牙周应力为双尖牙的 $1/3 \sim 1/2$,应力分布均匀,故磨牙是理想的固定桥基牙。同时发现,加载方向不仅可改变应力值的大小,而且还可以改变应力的分布规律。当固定桥桥体受载时,垂直载荷,桥体下粘膜产生压应力;水平向载荷,则产生拉应力和压应力。1992年朱智敏用三维有限元法对下颌第二磨牙缺失的单端固定桥作应力分析,提出这种单端固定桥修复是可行的,但必须增加桥基牙。

(三)可摘局部义齿和全口义齿应力的研究情况 1977年Thompson对远中游离端义齿设计了4种直接固位体、近中殆支托和远中殆支托,以及各种卡环,用光弹实验作应力分析。实验结果指出近中殆支托、颊侧I杆卡、弯制卡环、舌侧铸造臂固位体,可以更好的分散殆力,并保护基牙,是较理想的修复设计。远中殆支托虽可直接传递殆力到基牙上,但可使基牙牙冠向远中移位,牙根向近中移位。1985年汪文骏等采用电测法分析游离端义齿,实验结果与上述结果相近似。

1988年周敬行等采用三维有限元法对上颌全口义齿基托折裂原因进行分析,发现拉应力集中在前牙区,压应力集中在腭顶部。1989年张少锋对上颌全口义齿及其支持组织进行三维有限元分析,发现义齿殆力以压应力形式传递至颌骨,最大压应力集中在牙槽嵴上。1990年黄琼等用三维光弹性方法分析全口义齿(上、下颌)受力情况,1992年杨永丰采用二维有限元法分析下颌全口义齿及其支持组织的应力分布。

1992年王雅北等用有限元法对殆支托凹底面斜度进行研究,发现下颌第二双尖牙的殆支托凹底斜度在 10° 左右,下颌第二磨牙殆支托凹底斜度在 20° 左右为最佳斜度。

(四)牙颌畸形矫治的力学研究情况 1980年Takahashi等采用二维有限元法分析了不同载荷下上颌中切牙、下颌第二双尖牙和下颌第一磨牙的反应;研究了牙的挠曲变形、旋转中心、牙周膜的应力分布、牙的旋转力矩,以及牙周膜的支持力等。结果显示,轴向(垂直向)加载对牙齿最有利,水平加载在牙周膜中产生的应力最大,并提出加载角度对多根牙的影响比单根牙小,牙阻力中心在根中 $1/3$ 和根尖 $1/3$ 交界处,且阻力中心在单根牙为一个点,而在多根牙为一个面。

1983年Tanne等首先用三维有限元法分析了在不同正畸力的作用下,牙周组织的初期反应阶段的应力分布。1984年Williams用二维有限元法计算上颌中切牙瞬时转动中心的位置,