



普通高等教育“十一五”国家级规划教材
全国卫生职业院校规划教材

供口腔医学、口腔医学技术、口腔修复工艺专业使用

口腔材料学

(第2版)

主 编 马冬梅 任彦萍



科学出版社

普通高等教育“十一五”国家级规划教材

全国卫生职业院校规划教材

供口腔医学、口腔医学技术、口腔修复工艺专业使用

口腔材料学

(第2版)

主 编 马冬梅 任彦萍
副主编 王 进 温秀红
编 者 (按姓氏汉语拼音排序)
李 凯(开封大学医学部)
马冬梅(开封大学医学部)
任彦萍(运城护理职业学院)
王 进(廊坊卫生职业学院)
温秀红(山西医科大学汾阳学院附属汾阳医院)
编写秘书 吴艳娟(开封大学医学部)

科学出版社

北 京

· 版权所有 侵权必究 ·

举报电话:010-64030229;010-64034315;13501151303(打假办)

内 容 简 介

口腔材料学是口腔医学专业的基础课程,其内容丰富、知识广泛,不仅包括口腔医学的内容,还涉及物理学、化学、生物医学基础与临床的内容。全书共5章,附有图表100余幅。本教材从材料的种类、组成、性能、用途及使用方法等方面予以阐述,并在第一版教材和传统编写模式的基础上,酌情对部分章节的内容进行了创新性调整,增加了不少新的内容,使学生能更多地了解口腔材料学的基础理论,并在今后的临床实践中,能运用这些知识,结合临床实际为口腔疾病的防治提出理论依据和合理设计,更好地为患者服务。教材附有实验指导、教学基本要求、学时分配建议,供老师和学生参考。

本教材可供职业院校口腔医学、口腔医学技术、口腔修复工艺专业使用,同时可供各级口腔医护人员参阅。

图书在版编目(CIP)数据

口腔材料学 / 马冬梅,任彦萍主编. —2版. —北京:科学出版社,2014.4
普通高等教育“十一五”国家级规划教材·全国卫生职业院校规划教材
ISBN 978-7-03-040354-4

I. 口… II. ①马… ②任… III. 口腔科材料-中等专业学校-教材
IV. R783.1

中国版本图书馆CIP数据核字(2014)第065602号

责任编辑:邱 波 秦致中 / 责任校对:韩 杨

责任印制:肖 兴 / 封面设计:范璧合

版权所有,违者必究。未经本社许可,数字图书馆不得使用

科学出版社 出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

新科印刷有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2005年8月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2014年4月第 二 版 印张:10 1/2

2014年4月第六次印刷 字数:237 000

定价:29.80元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

前 言

本教材是在教育部及卫生和计划生育委员会的改革精神指导下,立足“以社会、专业岗位需求为导向,以学生为中心,培养其综合职业能力”的课程研究思路,坚持“贴近学生,贴近社会,贴近岗位”的基本原则,保证教材的科学性、思想性,同时体现实用性、可读性和创新性。

本教材全体参编人员均来自教学和临床第一线,编者在充分理解该系列教材的编写要求和指导思想的前提下,结合自身的教学与临床实践体会,以高度的责任心和使命感投入到教材的编写中。本教材的编写目的是向口腔医学和口腔医学技术专业大专层次的学生提供平台性模块教学内容,丰富口腔医学、口腔医学技术高等专科教材类型。根据学生的心理特点和实际需求,力求专业、突出重点,尽可能地简化文字叙述,图、文、表并举,达到形象易懂、易学实用之目的。本教材在上一版《口腔材料学及药理学》基础上,保持了教材知识结构的连续性、系统性,并尽可能地做到与其他相关专业衔接;按照学习要点、导言、正文、目标检测的框架编写,并在正文中穿插“链接”,结合活泼、新颖的版面设计,使本教材以一种崭新的构架、独特的形式展现在读者面前,激发读者的求知欲和兴趣。

口腔材料学是口腔医学专业的基础课程,其内容丰富、知识广泛,不仅包括口腔医学的内容,还涉及物理学、化学、生物学基础与临床实践的内容。全书共6章,分别从材料的种类、组成、性能、用途及使用方法等方面予以阐述,并在传统编写模式的基础上对部分章节的内容进行了创新性调整,增加了不少新的内容,使学生能更多地了解口腔材料学的基础理论,希冀其在今后的临床实践中,能结合临床实际运用这些知识,为口腔疾病的防治提出理论依据和合理设计,更好地为患者服务。本教材附有实验指导、教学基本要求、学时分配建议,供教师和学生参考。

本教材是全国卫生职业院校规划教材之一,可供高职高专的口腔医学专业和口腔医学技术专业使用,同时可供各级口腔医护人员参阅。

感谢各位参编老师在本教材编写过程中付出的才智和努力;同时,本教材的编写还得到了科学出版社各位老师的指导和帮助,在此,致以真诚的谢意!因编者的经验和水平有限,书中难免有不妥之处,恳请读者指正。

编 者
2013 年 12 月

目 录

前言

第1章 总论	(1)
第1节 概述	(1)
第2节 口腔材料的性能	(3)
第2章 口腔有机高分子材料	(13)
第1节 印模材料	(13)
第2节 蜡型材料	(21)
第3节 义齿基托树脂	(25)
第4节 成品树脂牙及造牙树脂	(32)
第5节 义齿软性衬垫材料及颌面缺损修复材料	(33)
第6节 复合树脂	(36)
第7节 根管充填材料	(43)
第8节 粘接材料	(47)
第9节 窝沟点隙封闭剂	(54)
第3章 口腔无机非金属材料	(60)
第1节 陶瓷与烤瓷材料	(60)
第2节 模型材料	(73)
第3节 包埋材料	(78)
第4节 水门汀	(91)
第4章 口腔金属材料	(98)
第1节 概述	(98)
第2节 锻造合金	(105)
第3节 铸造合金	(109)
第4节 焊接与其他合金	(117)
第5节 银汞合金	(118)
第6节 常用金属制品	(124)
第5章 口腔辅助材料	(133)
第1节 切削和研磨材料	(133)
第2节 比色材料及方法	(137)
第3节 排龈材料及方法	(138)
第4节 常用分离剂及清洁材料	(138)
第5节 义齿稳定材料	(140)
第6节 其他辅助材料	(141)
实验指导	(143)

实验一 藻酸盐印模材料的应用 (143)

实验二 甲基丙烯酸甲酯树脂调和反应各期的变化 (145)

实验三 分析甲基丙烯酸甲酯树脂产生气泡和变形的原因 (146)

实验四 复合树脂固化和固化深度试验 (148)

实验五 粘接材料的粘接性能实验 (149)

实验六 下颌磨牙窝沟封闭试验 (151)

实验七 熟石膏的应用 (152)

实验八 磷酸盐包埋材料调拌及流动性实验 (153)

教学基本要求 (155)

参考答案 (159)

参考文献 (160)

灰石等生物陶瓷作为植入材料应用于口腔临床。这些新材料的不断涌现,极大地丰富了口腔医学的内容,也使口腔修复技术和制作工艺上了一个新台阶。

口腔医学漫长的发展过程表明,口腔材料的发展对口腔医学的发展起着重要的推动作用。与20世纪80~90年代相比,现阶段口腔材料的研究及应用正处于非常活跃的时期,并取得了很大的进展。但现在人们仍然面临着如何以生物学的标准设计新的口腔材料,如何按人体的要求修复和替代缺损、缺失的口腔软硬组织的形态和功能等问题。因此,口腔材料学还有待进一步发展。

作为一名口腔医务工作者,在从事口腔诊疗活动时,不仅要熟练掌握口腔临床医学知识,还要掌握口腔材料学的相关知识,并能正确使用口腔材料。否则,就容易由于口腔材料使用不当,造成各种不良现象和问题。只有充分了解各种材料的组成、性能和使用方法,才能安全、有效地完成口腔诊疗工作,从而达到改进口腔患者生活质量的目的。

二、口腔材料的分类

(一) 按材料的性质分类

1. **有机高分子材料** 如聚合物、印模材料、蜡、塑料牙等。
2. **无机非金属材料** 如烤瓷材料、模型材料等。
3. **金属材料** 如铸造合金、锻造合金等。

(二) 按材料的用途分类

1. **印模材料** 用于记录牙和口腔软、硬组织解剖形态及其关系的一类材料。
 2. **模型材料** 用于制作口腔模型的一类材料。
 3. **义齿材料** 在牙体缺损或牙列缺损、缺失的修复过程中,用于制作嵌体、冠、桥、人工牙、基托、固位体及连接杆的材料。
 4. **充填材料** 主要指用于牙体缺损充填的材料。
 5. **粘接材料** 用于将固定修复体粘固在口腔硬组织上的材料。
 6. **种植材料** 用于制作口腔种植体的材料。
 7. **包埋材料** 在修复体铸造过程中包埋蜡型所用的材料。
 8. **预防保健材料** 用于预防牙体组织疾病及损伤的材料。
- 此外,还有研磨材料、正畸材料、义齿衬层材料等。

● 链接

国际标准化组织牙科技术委员会(ISO/TC106 Dentistry)和国际牙科联盟(FDI)于1984年共同制定了ISO/TR7405技术文件,即“牙科材料的生物学评价”文件。该文件将牙科材料按用途分为7大类,并对每种材料需做的生物学评价实验做了相关规定。这些材料分类如下:

- 第1类 牙体修复材料。
- 第2类 修复用材料。
- 第3类 根管内材料。
- 第4类 牙周材料。
- 第5类 正畸材料。
- 第6类 口腔外科材料。
- 第7类 预防保健材料。

(三) 按材料与口腔组织的接触方式分类

1. 直接与口腔组织接触的材料 如印模材料、蜡、金属材料、种植材料等。
2. 间接与口腔组织接触的材料 如模型材料、包埋材料、研磨材料等。

(四) 按材料的应用部位分类

1. 非植入人体的材料 如印模材料、模型材料、聚合物等。
2. 植入人体的材料 如种植金属材料、种植陶瓷材料。

以上分类各有优缺点,本书为适应高职高专口腔医学专业,突出口腔材料学的特点,主要按照材料的性质分类法作为介绍思路,每章中又按照材料的用途分节进行介绍。

●链接

直接接触的材料按接触性质又分为:表面接触材料、外部接入材料和植入材料;按接触时间又分为:短期接触材料、长期接触材料和持久接触材料。

第2节 口腔材料的性能

口腔材料的性能与临床治疗的效果有着十分密切的关系。根据不同的使用环境和功能要求,选择不同性能的材料;而同一种材料,根据其要求和应用方法不同又具有不同的性能。由于口腔软、硬组织结构及口腔环境的特殊性,对材料的要求很高且严格,因此,在应用口腔材料的时候,必须将材料的生物学特性与物理、化学及机械性能一同考虑。口腔医务工作者必须掌握材料的性能,才能安全有效地完成实际临床工作。

●链接

口腔材料的检测

由于发现材料在应用中出现各种问题,因此口腔材料的标准就诞生了。第一项标准是由美国国家标准局于1920年制定的银汞合金标准,已经过5次修改。FDI是国际牙科联盟组织,ISO是国际标准化组织,通过这些组织制定了多项口腔材料和器械的技术规格。材料生产厂家要经测试产品符合标准后,才可注册并投放市场使用。我国现已制定口腔材料医药行业标准20余项。

一、物理性能

(一) 尺寸变化

●链接

材料的尺寸变化对临床有什么影响呢?

例如,在制作义齿时首先要制取印模并灌注模型,然后在模型上制作各种修复体。如果印模材料和模型材料的尺寸稳定性较差,那么制作出的修复体精度就会受到很大影响。又如,在龋洞充填时,如果选择的充填材料在固化期间的尺寸变化大,充填体与窝洞之间的密合性就会受到影响,可能会造成充填脱落等情况,使充填失败。

1. 定义 由于物理、化学因素影响,材料在口腔环境或应用过程中,可能会产生程度不同的形变,称为尺寸变化(dimensional change)。这种尺寸变化对修复或充填的精度有很大影响。因此在研制各类材料时,要努力减少其使用过程中的尺寸变化。尺寸变化通常用长

度(或体积)变化的百分率表示。其表达式为

$$\varepsilon = (L - L_0) / L_0 \cdot 100\%$$

式中, ε 为尺寸变化, L_0 为原长(mm), L 为变化后的长度(mm)。

2. 尺寸变化的测量方法 分为直接测量法和间接测量法,通常是用来测量尺寸变化的两种方法。

(1) 直接测量法:对材料固化前后的长度直接测量。

(2) 间接测量法:通常是将长度转换成其他物理量(如光学量和电学量),然后进行测量。常用的有光杠杆放大仪、光干涉仪和应变计及差动变压器等。

3. 几种口腔材料在固化期间的尺寸变化允许值 见表 1-1。

表 1-1 几种口腔材料在固化期间的尺寸变化允许值

材料名称	尺寸变化(%)	材料名称	尺寸变化(%)
银汞合金	-0.15 ~ 0.20	氧化锌丁香酚水门汀	-0.31 ~ 0.85
煅石膏	0 ~ 0.30	磷酸锌水门汀	-0.05 ~ -0.07
人造石	0 ~ 0.20	聚羧酸锌水门汀	-0.12 ~ -0.21

(二) 膨胀系数

膨胀系数是表征物体热膨胀性质的物理量,即表征物体受热时其长度、体积增大程度的物理量。长度的增加称“线膨胀”,体积的增加称“体膨胀”。

1. 线胀系数(linear expansion coefficient) 是表征物体长度随温度变化的物理量。单位为每开[尔文]或负一次方开[尔文],符号为 K^{-1} 。

$$\text{线胀系数 } \alpha = \Delta L / (L \cdot \Delta T)$$

式中, ΔL 为所给长度变化, ΔT 为物体温度的改变, L 为初始长度。

2. 体胀系数(cubic expansion coefficient) 是表征物体体积随温度变化的物理量。单位为每开[尔文]或负一次方开[尔文],符号为 K^{-1} 。

$$\text{体胀系数 } \gamma = \Delta V / (V \cdot \Delta T)$$

式中, ΔV 为所给体积变化, ΔT 为物体温度的改变, V 为初始体积。

3. 长度(体积)与温度之间呈正比 即多数物质随着温度的升高而增大。这是由于温度升高使分子(或原子)热运动振幅增大,位能增加的缘故。位能增大,分子平均距离增大,宏观表现为长度(或体积)的增大。

4. 口腔临床应用 口腔材料的线胀系数对临床应用影响很大。如模型材料的线胀系数大,会使以此模型制作的修复体与实际口腔的情况不匹配,影响铸造修复体的精确度;口腔内充填体与牙体组织的线胀系数如差别较大,会在窝洞的束缚下产生热应力,久而久之,会使充填体产生微裂或在充填体与窝洞之间产生缝隙,唾液或细菌通过缝隙进入,导致继发龋形成。

5. 部分口腔材料线胀系数与人牙线胀系数的比较 见表 1-2。

6. 线胀系数的测试方法 有光杠杆放大法、光干涉法、差动变压器法和 X(或中子)射线法等。在口腔材料学的研究中,通常采用光干涉法和差动变压器法。差动变压器法具有精度高、试样小、操作简便等优点。但是,由于测量头容易受环境温度的影响,应采用恒温措施,以保证测量值的准确性。

表 1-2 人牙及部分口腔材料的线胀系数

材料	线胀系数($\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)	材料	线胀系数($\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)
人牙	10 ~ 15	钴铬合金	14.1 ~ 14.7
冠	11.4	镍铬合金	14.1 ~ 15.7
根	8.3	钯合金	14.2 ~ 15.2
牙釉质	11.4	汞	60.6
牙本质	8.3	银	19.2
银汞合金	22 ~ 28	铜	16.8
复合树脂	14 ~ 50	金	14.4
玻璃离子水门汀	10.2 ~ 11.4	铂	8.9
氧化锌丁香酚水门汀	35	钛	11.9
窝沟封闭剂	70.9 ~ 99.1	钛合金(Ti-6Al-4V)	12.43
丙烯酸树脂	70 ~ 100	金合金	12 ~ 15.5
硅橡胶印模材料	109 ~ 210	长石质陶瓷	6.4 ~ 7.8
嵌体蜡	260 ~ 320	体瓷及不透明瓷	12.4 ~ 16.2

●链接

1919年美国科学家 Wilmer Souder 和 Chauncey G. Peters 应用光干涉法测试了人牙的牙根、牙冠、全牙及一些口腔材料 20 ~ 50 $^{\circ}\text{C}$ 时的平均线胀系数。这种方法的精确度高达 0.1mm, 试样长度可小于 1 ~ 2mm。

(三) 热导率

1. 定义 热导率(thermal conductivity)又称导热系数,是度量材料导热性能的物理量,是热传导中最常用的一个量。热流量是指单位时间内通过一个面的热量。符号为 λ ; 公式为 $\lambda = W/m^2$ (W 为单位时间内通过一个面的热量,单位是瓦特)。

2. 牙釉质、牙本质及一些口腔材料的热导率 见表 1-3。

表 1-3 牙釉质、牙本质及一些口腔材料的热导率

材料	热导率($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)	材料	热导率($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)
牙釉质	0.87 ~ 0.92	磷酸锌水门汀	1.05 ~ 1.29
牙本质	0.57 ~ 0.63	氧化锌丁香酚水门汀	0.46
银汞合金	23	银	385 ~ 421
复合树脂	1.1	铜	370 ~ 394
金合金	297.3	金	297
丙烯酸树脂	0.21	铂	69.8
陶瓷	1.05		

3. 口腔临床应用 不同的材料有不同的导热性能,临床必须根据具体情况进行选择。例如,在深龋洞充填时,接近牙髓的部位选择热导率低的材料垫底(如磷酸锌水门汀和氧化锌丁香酚水门汀),以隔绝温度变化对牙髓的刺激。而义齿基托材料在选择时则应尽量选择热导率高的材料,从而使基托覆盖的口腔黏膜有良好的温度感觉。

(四) 流电性

1. 定义 在电解质溶液中,异种金属相接触,由于不同金属之间的电位不同,将出现电位差,导致微电流,这种性质称为流电性(galvanism)。

2. 原理 与原电池原理相同,见图 1-1。

3. 口腔临床应用 当口腔内存在异种金属修复体或充填物相接触时,由于不同金属之间存在电位差,当它们在和唾液接触时就会产生电流,即流电现象,此时会对牙髓产生刺激,患者会感到不舒服。此外随着流电现象不断发生,金属修复体或充填物也会不断被锈蚀(即电化学腐蚀)(图 1-2)。

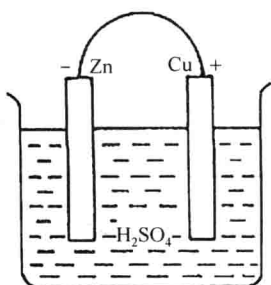


图 1-1 原电池工作原理示意图

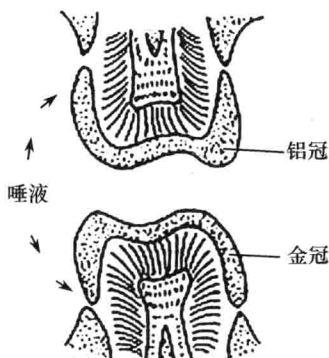


图 1-2 口腔中金冠和铝冠电流产生示意图

口腔中除了异种金属修复体间产生流电性外,由于加工中金属污染或不同部位所含各类元素浓度不同,同一种金属修复体也会产生上述现象。因此,在设计、制作修复体的过程中,应注意避免此类情况的发生。

(五) 色彩性

口腔修复不仅要恢复缺损组织的形态和功能,而且还应达到美观的要求。色彩的和谐是口腔修复体自然美的基本要求。

颜色由彩色和非彩色构成,彩色指除黑白以外的所有颜色。由色调、彩度和明度三个特性构成。

1. 色调 又称色相、色别,为颜色的名称,如红色、绿色等。

2. 彩度 又称饱和度,指颜色的纯度。

3. 明度 又称明亮度,反应物体对光的反射性。

在口腔修复体制作过程中,常采用与材料相匹配的比色板来对照患者牙齿色泽进行配色,如 Vita 烤瓷粉有许多种颜色和相应的比色板系列。在临床比色时,要在自然光线下,根据患者的皮肤、黏膜、邻牙的颜色、光泽、透明度,参考患者的性别、年龄、职业、习惯,用比色板进行配色,然后采用相应的材料进行修复,这样才能获得自然美的效果。

● 链接

Vita 3D-MASTER 比色板

这种比色板共有 26 个牙色,分 5 组,各组分别有 2、7、7、7、3 个比色片,排列成 3 行。1~5 组由左向右为明度顺序。1 组明度最高,5 组最低。1~3 行为彩度级别,最上面一行为彩度 1 号,彩度最低;最下面一行为 3 号,彩度最高;中间者为 2 号,彩度居中;另外还有 1.5、2.5 两个彩度级别。色相有 3 种类型:L、M、R。L 代表偏黄色的色调,M 代表偏黄红色的色调,R 代表偏红色的色调。

●链接

使用 Vita 3D 比色板比色时,首先在比色板中去掉 L 和 R 组比色片,用 M 组的比色片,从 5~1 组的顺序确定明度;一旦明度级别确定,在该组的比色片中选出与天然牙最接近的彩度级别;最后确定色相,即比较天然牙的颜色是“偏黄”(L)还是“偏红”(R),或者介于红黄之间(M)。将比色结果进行记录,作为医师和技师间传递牙齿颜色信息的依据。

二、机械性能

材料的机械性能也称力学性能,是材料受外力作用时所表现出的变形和破断方面的特性。口腔材料应具有良好的机械性能,才能保证修复体或充填物在咀嚼应力的作用下,保持正常的功能。因此,研究修复体和充填物的机械性能对指导临床操作有重要意义。

●链接

力

力是物体对物体的作用。口腔修复体或充填体在咀嚼时受外力作用而变形时,其内部各质点之间相互作用力发生了改变,这种由于外力作用而引起的固体内各质点之间相互作用力的改变量,称为“附加内力”,简称内力。内力与外力共同保持受载状态下的平衡。内力和外力总是大小相等,方向相反。所以常通过对外力的研究来了解内力的规律。

(一) 应力

当材料受到外力作用时,从材料内部诱发一种与之抗衡、大小相等、方向相反的内力,单位面积所受的力即为应力(stress)。其计算方法为

$$\text{应力 } \delta (\text{MPa}) = \text{外力 } F (\text{N}) / \text{受力面积 } S (\text{mm}^2)$$

当外力为拉力时产生的是拉应力(tensile stress);当外力为压力时,产生的是压应力(compressive stress);当外力为剪切力时,产生的是剪切应力(shear stress)。口腔咀嚼是一个极其复杂的力学过程,在一件修复体中,这三种应力往往作为复合应力同时存在。例如,咀嚼力作用在固定桥时,当作三点受力的简单固定梁形式来说,桥体殆端部位诱发压缩应力,桥体龈端部位诱发压缩应力,两侧基牙处诱发剪切应力(图 1-3)。

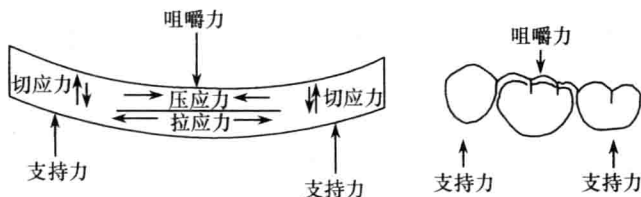


图 1-3 固定桥应力分布示意图

(二) 应变

应变(strain)是材料在外力作用下,单位长度的形状变化量。如在拉伸力作用下,试样相对伸长。通常研究的是线应变(linear strain)。可表示为

$$\varepsilon = \Delta L / L_0$$

式中, ε 为应变, ΔL 为长度增量(mm), L_0 为原长度(mm)。

(三) 比例极限

材料受外力作用,当应力不超过某一极限时,应力与应变成正比例关系,即遵从胡克定

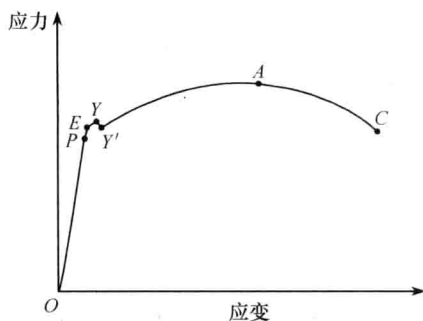


图 1-4 应力-应变曲线示意图

P. 正比例极限;E. 弹性极限;Y. 上屈服点;
Y'. 下屈服点;A. 极限强度;C. 断裂强度

律,符合胡克定律的应力极限值,称为比例极限 (proportional limit)。它是材料不偏离正比例应力-应变关系所能承受的最大应力。图 1-4 中 P 点所对应的应力值,即为比例极限。

(四) 弹性极限

当应力超过比例极限时,应力与应变呈非线性变化,但去除应力后,应变可完全恢复,此阶段为弹性阶段 (plastic limit)。材料在外力作用下不发生永久形变所能承受的最大应力极限值,称为弹性极限。去除应力后,材料的形变可完全恢复。图 1-4 中 E 点所对应的应力值即为弹性极限。

(五) 弹性模量

在弹性极限内,应力与应变的比值,称为弹性模量 (modulus of elasticity),是度量材料刚性的量,也称杨氏模量 (Young's modulus)。弹性模量越大,材料的刚性越大。牙体组织与某些修复材料的弹性模量见表 1-4。

表 1-4 牙体组织与某些修复材料的弹性模量

牙体组织/材料	弹性模量 (GPa)	牙体组织/材料	弹性模量 (GPa)
牙釉质	46 ~ 130	聚硫橡胶印模材料	$(0.013 \sim 2.80) \times 10^{-3}$
牙本质	12 ~ 18.6	硅橡胶印模材料	$(0.088 \sim 0.35) \times 10^{-3}$
银汞合金	27.6 ~ 60.1	义齿基托树脂	1.06 ~ 2.94
复合树脂	5.4 ~ 25.3	钴铬合金	125 ~ 218
氧化锌丁香酚水门汀	0.17 ~ 3.04	镍铬合金	145 ~ 203
磷酸锌水门汀	13.7 ~ 22.4	金合金	72.2 ~ 108
玻璃离子水门汀	2.9 ~ 10.8	长石质陶瓷	60 ~ 70
无填料丙烯酸树脂	1.9 ~ 2.8		

(六) 屈服强度

当应力超过弹性极限时,使材料发生永久变形,但不断裂,材料的这种能力称为塑性。材料发生塑性变形所承受的应力称为屈服应力或屈服强度 (yield strength)。在图 1-4 中,应力-应变曲线的 YY' 阶段,虽然应力基本保持不变,但应变仍在不断增加,曲线上出现水平或上下轻微抖动的阶段,表明材料暂时失去抵抗变形的能力,该现象为材料的屈服或流动,此阶段又称为屈服阶段。Y 点称为上屈服点,所对应的应力值为在屈服阶段内的最高应力,称为上屈服极限;Y' 称为下屈服点,所对应的应力值为在屈服阶段内的最低应力,称为下屈服极限,常取下屈服极限为材料的屈服强度。

(七) 极限强度

在材料出现断裂过程中产生的最大应力值称为极限强度 (ultimate strength),是材料在破坏前所能承受的最大应力。在图 1-4 中,A 点所对应的应力值即为极限强度。

当承受拉应力时,极限强度为拉伸强度;当承受压应力时,极限强度为压缩强度;当承受切应力时,极限强度为剪切强度;当承受弯曲应力时,极限强度为弯曲强度。每种材料的拉伸强度和压缩强度有很大区别。表 1-5 列出了部分修复材料的极限强度。

表 1-5 牙体组织及部分修复材料的极限强度

牙体组织/材料	拉力强度 (MPa)	压缩强度 (MPa)	剪切强度 (MPa)
牙釉质	10 ~ 40.3	261 ~ 400	90 ~ 90.2
牙本质	48 ~ 105.5	232 ~ 305	102 ~ 138
金合金	414 ~ 828	—	—
长石质陶瓷	24.8	149	128
人造石	5.7 ~ 7.7	60 ~ 81	—
磷酸锌水门汀	8.3 ~ 9.5	62.1 ~ 171	13 ~ 63.4
玻璃离子水门汀	2.3 ~ 14.2	20 ~ 173	—

从表 1-5 可以看出,材料的拉伸强度和压缩强度有很大区别。如牙釉质、银汞合金和复合树脂的压缩强度远远大于其拉伸强度。

(八) 断裂强度

材料发生断裂时的应力称为断裂应力或断裂强度(fracture strength)。在图 1-4 中,材料在曲线终点 C 点断裂,C 点所对应的应力值即为断裂强度。

(九) 延伸率

表示材料能够塑性伸长的能力称为延性,即在拉力下抽丝的能力;表示材料被锤塑成薄片的能力称为展性。

试样拉断后,长度由原长 L 变为 L_1 , $L_1 - L$ 是残余伸长,它与 L 之比的百分率称为延伸率(elongation)。延伸率是材料在拉力作用下所能承受的最大拉应变。它是材料延展性的标志,是材料塑性变形的能力。一般认为延伸率低于 5% 的材料为脆性材料,如陶瓷;高于 5% 的材料为塑性材料或延展性材料,如金合金延伸率为 19%,为延展性材料。

(十) 硬度

硬度(hardness)是固体材料抵抗弹性变形、塑性变形或破坏的能力,或抵抗其中两种或三种情况同时发生时的能力。人们通常认为硬度是材料抵抗永久压痕的能力。

材料表面硬度的测试方法有许多种,基本原理为:在一定时间内将具有特殊形状的较硬物体(称压头)以一定的载荷间隔地压入被测材料的表面,使材料表面产生局部塑性变形而形成压痕,然后测量压痕的深度或表面积。压痕大,硬度低。

●链接

测定材料硬度的三种实验

布氏硬度试验是将一定直径的不锈钢球(或硬质合金球),在一定负荷的作用下压入试件表面一定时间,测量压痕直径,以单位压痕面积上所承受的压力表示布氏硬度值,符号为 BHN,单位为帕[斯卡](Pa)。该方法适用于测试金属及合金的平均硬度值,因其压痕面积大,故不适用于小的局部硬度的测量。有的也用于测量塑料及某些非金属的硬度。

洛氏硬度试验是用一个锥顶角为 120 度的金刚石圆锥体或金刚石球和一定直径的钢球为压头,以一定的载荷压入材料表面,以形成的压痕深度表示洛氏硬度值,符号为 RHN。其压头直径有多种,采用的负荷范围也不同,标为 Rockwell A-G,最常用的是 HRA、HRB、HRC 三种标尺。主要用于金属硬度的测定,其中 R_A 、 R_B 等用于测试塑料。

维氏硬度是用相对面间夹角为 136 度的正四棱锥形金刚石为压头,以负荷除以压痕的投影面积所得的商表示硬度值,符号为 VHN,单位为帕[斯卡](Pa)。适用于测量小面积非常硬的材料。负荷小于 1kgf 的维氏硬度称为显微硬度。显微硬度用于测试金属、陶瓷及脆性非金属。

压头可以由硬质合金、不锈钢或金刚石等制成,其形状可以是圆锥形、球形或棱锥形。可根据材料的不同,选择不同硬度试验。常用的硬度测试法有布氏硬度(BHN)、洛氏硬度(RHN)、维氏硬度(VHN)和努普硬度(KHN)。硬度值的表示单位为帕[斯卡](MPa)。表1-6列出了牙体组织和某些修复材料的硬度值。

表 1-6 牙体组织及某些材料的硬度值(MPa)

材料	KHN(MPa)	VHN(MPa)	BHN(MPa)
牙釉质	3430 ~ 4310	2940 ~ 4800	—
牙本质	680	570 ~ 600	—
牙骨质	400 ~ 430	—	—
金合金	690 ~ 2260	550 ~ 2500	450 ~ 265
陶瓷	4600 ~ 5910	4490 ~ 7750	—
长石质陶瓷	4600 ~ 5910	6630 ~ 7030	—
钴铬合金	3290 ~ 4240	3500 ~ 3900	2650
镍铬合金	1530 ~ 3280	2700 ~ 3950	—
聚合物	140 ~ 176	—	—

(十一) 挠曲强度和挠度

口腔咀嚼是一个非常复杂的力学过程。任何修复体和充填物都不是单纯承受某种压力或拉力,而是多点受力。

挠曲强度(flexure strength)又称弯曲强度(bending strength),是描述材料承受复杂应力情况下的性能,反映材料在持续受力后直至断裂时的强度。挠度(deflection)是物体承受其比例极限内的应力所发生的弯曲形变,可反映出材料在长期处于反复咀嚼应力作用下所产生的弯曲形变。在口腔内造成断裂的持续应力并不存在,多数都是反复出现的咀嚼应力。因此,挠度更能真实地反应材料在口腔环境中的受力与弯曲形变情况,这种情况对于义齿基托材料则更加明显。

三、化学性能

由于口腔环境具有的特殊性,因此,理想的充填及修复材料应在这一特殊环境中不溶解、不腐蚀,其重要成分不在唾液中溶出。材料的化学性能稳定与否,对修复体、充填物等在口腔中的使用寿命有很大影响。

(一) 腐蚀性

由于周围环境的化学侵蚀使材料发生变质或被破坏的现象称为腐蚀(corrosion)。腐蚀的类型分为湿腐蚀和干腐蚀两类。湿腐蚀即在有水存在下的腐蚀;干腐蚀即在水不存在下的气体中的腐蚀。口腔中的唾液、食物及其分解产物均构成了腐蚀的环境条件,再加上咀嚼力的作用,金属及高分子修复体很容易被腐蚀。

腐蚀发生的初期阶段又称变色。如修复体表面变色或失去光泽,不仅影响美观,而且影响其使用寿命。发生于有机高分子材料的变色主要是由于化学组成成分的不稳定性、高分子链的断裂或降解(如老化)及表面吸附外界色素等原因引起。因此,在选择修复材料时,应注意选择化学性能稳定的修复材料,并注意采取有效措施防止或减缓腐蚀现象的发生。

(二) 溶解性

材料的原子和分子均一、稳定地分散在分散剂中的过程称溶解。过量的溶解会使材料性能受到影响。因此,在选择充填和修复材料时,应对其溶解性进行了解。通常规定复合树脂的溶解值不应大于 $5\mu\text{g}/\text{mm}^3$,加热固化型义齿基托树脂溶解值不应大于 $1.6\mu\text{g}/\text{mm}^3$,室温固化型义齿基托树脂溶解值不应大于 $3.6\mu\text{g}/\text{mm}^3$ 。

(三) 老化

材料在加工、储存和使用过程中物理、化学以及机械性能变坏的现象称为老化。高分子材料可呈现变软、变硬、变脆、变色等。如聚丙烯酸酯类材料在口腔中的唾液、食物残渣及分解产物、酶、热、光及咀嚼力等各种物理、化学、生物因素的共同作用下,容易出现降解或基团的改变,从而降低或失去原有的性能。老化可造成材料机械性能如强度的改变等。影响老化的因素由内因和外因构成。外因有物理、化学、生物及加工成型的条件等;内因则由材料的组成和结构所决定。因此,要想减缓材料的老化速度,延长修复体的使用寿命,必须从材料的组成和结构等方面进行改进。

(四) 化学性粘接

粘接是指两个固体借助两者界面间力的作用而产生结合的现象。这种结合包括物理结合、机械结合和化学结合,其中以化学结合更为重要。固体与固体间的化学粘接,主要是指粘接剂与被黏体表面的原子或离子间以共价键或离子键形式的结合。

口腔固定矫治器中的托槽、颊面管等靠粘接固位,因而釉质粘接剂在托槽粘接中的作用是很重要的。

四、生物性能

口腔材料是用于人体的生物材料,其生物性能如何,直接关系到临床应用是否安全有效。随着材料学的发展,材料的生物性能越来越受到重视,国内外相继产生了专门机构从事这方面的研究工作,并制定出各种相应的标准来评价口腔材料的生物性能。

口腔材料生物性能应符合生物安全性、生物相容性和生物功能性。

●链接

20世纪70年代中期,美国牙科协会(ADA)研究制定了“牙科材料生物相容性评价推荐标准”。1997年,ISO/TC106和FDI共同制定了ISO7405-1997“牙科学——用于牙科的医疗器械生物相容性临床前评价——牙科材料试验方法”国际标准。我国也相应制定了一套(10余项)口腔材料生物学评价医药行业标准。随着口腔材料的发展,其生物性能在国际及国内越来越受到重视。

(一) 生物安全性

生物安全性(biological safety)是指材料制品具有临床前安全使用的性质。直接接触型的口腔材料应对人体无毒、无刺激、不致癌、不引起畸变。通常情况下应不发生生物性退变,其降解产物应对人体无害。任何材料在临床应用前均应进行生物安全性检测,符合检测要求后方可进入临床应用。

常用的生物学试验有:细胞毒性试验、溶血试验、全身毒性试验、遗传毒性试验、致敏试验、植入试验、皮肤刺激与皮下反应试验、牙髓牙本质刺激试验等。

(二) 生物相容性

生物相容性(biocompatibility)是指材料在宿主的特定环境和部位,与宿主直接或间接接触时产生相互反应的能力;是材料在生物体内处于静动态变化环境中,能耐受宿主各系统作用,保持相对稳定而不被排斥和破坏的生物学性质。又称生物适应性或生物可接受性。

生物相容性是口腔材料在生物安全性的基础上应具备的另一种重要的生物性能。影响生物相容性的因素包括材料的类型、形状、成分结构及表面特性,以及材料的化学、物理、机械和电性能等;此外,材料与组织接触的部位、方式、状态与时间等也对其有一定影响。

(三) 生物功能性

生物功能性(biofunctionability)是指材料与宿主产生功能反应(活性反应)的总称,是生物材料性质要达到的理想境界。材料除应具有生物安全性和生物相容性外,还应具有生物功能性,从而发挥最大的生理功能。

目标检测

A1 型题

1. 下列哪项不属于有机高分子材料
 - A. 聚合物
 - B. 模型材料
 - C. 印模材料
 - D. 蜡
 - E. 复合树脂
2. 下列哪项不属于材料机械性能
 - A. 应力
 - B. 应变
 - C. 弹性极限
 - D. 硬度
 - E. 流电性
3. 下列哪项属于材料的机械性能
 - A. 尺寸变化
 - B. 热传导
 - C. 流电性
 - D. 延伸率
 - E. 色彩性
4. 下列哪项不是材料的化学性能
 - A. 腐蚀性
 - B. 溶解性
 - C. 热传导
 - D. 老化
 - E. 化学性粘接