



技能型紧缺人才培养培训教材
卫生职业学校口腔工艺技术专业教学用书

口腔工艺材料学

席建成 米新峰 主编



科学出版社

www.sciencep.com

技能型紧缺人才培养培训教材

卫生职业学校口腔工艺技术专业教学用书

口腔工艺材料学

主 编 席建成 米新峰

副主编 刘宇飞 党同斌

编 委 (以姓氏笔画为序)

韦振飞(南宁地区卫生学校)

米新峰(开封市卫生学校)

刘宇飞(商丘医学高等专科学校)

党同斌(枣庄卫生学校)

席建成(开封市卫生学校)

郭建康(河南省卫生学校)

科 学 出 版 社

北 京

内 容 简 介

《口腔工艺材料学》是教育部技能型紧缺人才培养培训教材之一。本教材根据临床口腔工艺材料的实用性,着重介绍了口腔印模材料、模型材料、聚合物、口腔金属材料、铸造包埋材料、口腔陶瓷材料、种植材料及辅助材料等内容。教学内容的设置分为三个模块:基础模块、实践模块和选学模块。基础模块和实践模块是必学内容,选学模块的内容由各学校根据专业、学时、学分等实际情况选择使用。

在每章节编写的内容上,都有学习目标、教学内容、小结、目标检测、参考文献,同时附有必要的插图,对有必要进一步说明和引导的地方插入了链接,其目的是使学生在在学习过程中更具有针对性、系统性和可读性。本书配套教学用电子课件。

本书适于口腔工艺技术专业的学生使用。

图书在版编目(CIP)数据

口腔工艺材料学 / 席建成,米新峰主编. —北京:科学出版社,2005.8
技能型紧缺人才培养培训教材

ISBN 7-03-015779-6

I. 口… II. ①席…②米… III. 口腔科材料—专业学校—教材
IV. R783.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2005)第 067877 号

责任编辑:裴中惠 李 君 / 责任校对:陈丽珠

责任印制:刘士平 / 封面设计:陈 敬

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>

双青印刷厂 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:850×1168 1/16

2005年8月第一次印刷 印张:10 1/4 插页:1

印数:1—5 000

字数:251 000

定价:18.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换<路通>)

中高职口腔专业课程建设委员会

成员学校名单

(按笔画排序)

山东省枣庄卫生学校	河北省沧州医学高等专科学校
山东省菏泽市卫生学校	河北省唐山职业技术学院
广东省广州卫生学校	河南大学医学院
广东省佛山科学技术学院医学院	河南省卫生学校
广东省湛江卫生学校	河南省开封市卫生学校
广西区南宁地区卫生学校	河南省商丘医学高等专科学校
辽宁省本溪市卫生学校	陕西省汉中市卫生学校
吉林省吉林职工医科大学	湖南省益阳市卫生学校
江西省南昌市卫生学校	湖南省岳阳职业技术学院
江西省职业技术学院	暨南大学医学院
江苏省泰州职业技术学院	

中高职口腔专业课程建设委员会

委员名单

主任委员 李新春

委 员 (按姓氏笔画排序)

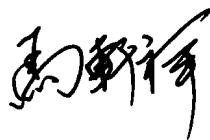
马惠萍	王伯钧	王金河	韦天德
孙志成	李小龙	李治田	吴伯英
汪春祥	张 伟	张怀举	欧阳耀基
侯斐盈	高明灿	徐国华	徐晓勇

序 言

根据教育部职业学校重点建设专业教学指导方案的精神,遵照技能型紧缺人才培养培训教材的编写要求和宗旨,中高职口腔专业课程建设委员会指导了此套教材的编写。全套教材坚持“贴近学生,贴近社会,贴近岗位”的原则,并结合教学与临床实践经验,在体现实用性、可读性和启发性方面做了大胆尝试。编者们为了便于学生阅读和理解,在坚持体现思想性、科学性的基本精神的同时,力求深入浅出地阐述相关基础知识和实践技能;在编写体例上也做了有益的探索,力图突出教材的实用性,并适当地扩增了新的知识点,以便启发学生尽快掌握相关的新理论和新技能。总之,该套教材既力求满足口腔医学、口腔工艺技术专业的职业教育教学关于理论教学的需要,也着力突出培养学生今后实际工作中需要掌握的实用技能。

为患者提供口腔医学服务,需要形成一个包括各层次的口腔专门技术人才的梯队。根据现阶段我国国情,特别是针对目前许多地方关于口腔初、中级技术人才队伍的短缺及质量参差不齐等诸多现象和问题,教育部、卫生部采取了相应措施,加强口腔医学领域里各类专门人才的培养,规范中高职口腔医学专门人才的教育,以期提高整个口腔医学工作者队伍的质量。为此,需要更多的口腔医学教育工作者投入到职业教育和教材建设的行列,为推动我国中高职口腔医学教育的发展做出贡献。

参加这套口腔中高职教材编写的编者们都从事教学和临床第一线的教师,他们为完成艰巨的编写任务,查阅了国内外大量资料,付出了大量心血与汗水,愿他们的劳动成果得到业内人士的认可,受到教师和同学们的欢迎。实践是最客观的检验标准,相信这套教材会日臻完善,为我国的口腔职业技术人才的教育事业做出贡献,使我国的口腔医学全方位的正规教育走上一个新的阶段,并逐渐形成一支高素质的口腔医学人才梯队,为民众造福。



2005年6月

前 言

《口腔工艺材料学》依据教育部技能型紧缺人才培养培训教材的编写要求和宗旨,在坚持“贴近学生,贴近社会,贴近岗位”的基本原则下,结合参与课程模式改革的体会编写而成。

本教材力求体现实用性、可读性和创新性,为教学理论和实践的研究提供了发展的空间。根据临床口腔工艺材料的实用性,本书主要介绍了口腔印模材料、模型材料、聚合物、口腔金属材料、铸造包埋材料、口腔陶瓷材料、种植材料及辅助材料等内容。为了便于学生阅读和理解,深入浅出地阐述了口腔工艺材料学的基础知识和运用技能。本书在编写上从学习目标、教学内容、小结、目标检测、参考文献等五个方面着手。同时,在教研内容上,附有必要插图,并对相关性知识设置了“链接”,扩充了新的知识点,使教材更具针对性和可读性。反映了编者们的坚持体现思想性、科学性、启发性和实用性的基本精神,以期为临床和教学提供帮助。

本书在编写过程中,曾受到第四军医大学马轩祥教授给予的大力支持和指导,在此谨表示衷心的感谢。

在编写教材的过程中,由于编者水平有限,编写时间有限,难免有不足之处,恳请广大师生予以批评指正。

席建成 米新峰

2005年3月10日

目 录

第 1 章 口腔工艺材料学总论	(1)
第 1 节 概述	(1)
第 2 节 口腔工艺材料的性能	(2)
第 2 章 印模材料	(12)
第 1 节 概述	(12)
第 2 节 弹性印模材料	(14)
第 3 节 非弹性印模材料	(21)
第 3 章 模型材料	(26)
第 1 节 概述	(26)
第 2 节 石膏模型材料	(27)
第 3 节 耐高温模型材料	(31)
第 4 节 蜡型材料	(31)
第 4 章 聚合物	(37)
第 1 节 义齿基托树脂	(37)
第 2 节 造牙树脂及树脂牙	(48)
第 3 节 义齿软性衬垫材料	(50)
第 5 章 口腔金属材料	(54)
第 1 节 概述	(54)
第 2 节 锻制合金	(62)
第 3 节 铸造合金	(65)
第 4 节 焊金及其他合金	(74)
第 5 节 常用金属制品	(76)
第 6 章 铸造包埋材料	(83)
第 1 节 概述	(83)
第 2 节 中低熔合金铸造包埋材料	(85)
第 3 节 高熔合金铸造包埋材料	(88)
第 4 节 其他特殊包埋材料	(90)
第 7 章 口腔陶瓷材料	(93)
第 1 节 概述	(93)
第 2 节 全瓷材料	(96)
第 3 节 金属烤瓷材料	(100)



第4节 铸造陶瓷材料·····	(103)
第5节 陶瓷牙·····	(106)
第8章 种植材料·····	(111)
第1节 概述·····	(111)
第2节 口腔种植材料的分类和性能·····	(112)
第3节 金属与合金种植材料·····	(113)
第4节 陶瓷类种植材料·····	(116)
第9章 口腔辅助材料·····	(120)
第1节 切削和研磨材料·····	(120)
第2节 黏结材料·····	(124)
第3节 排龈材料及方法·····	(131)
第4节 分离剂和清洁材料·····	(132)
第5节 义齿稳定材料·····	(134)
实验指导·····	(138)
实验一 藻酸盐印模材料的应用·····	(138)
实验二 熟石膏的应用·····	(140)
实验三 甲基丙烯酸甲酯树脂调和反应各期的变化实验·····	(141)
实验四 分析甲基丙烯酸甲酯树脂中粉液比例与气泡的关系实验·····	(142)
实验五 水门汀调和实验·····	(143)
实习指导·····	(145)
实习一 技工打磨机(2学时)·····	(145)
实习二 高频离心铸造机(2学时)·····	(146)
实习三 烤瓷炉(2学时)·····	(148)
口腔工艺材料学教学基本要求·····	(150)
彩图	

第



口腔工艺材料学总论



学习目标

1. 记住口腔工艺材料学的概念
2. 说出材料学的临床分类
3. 叙述口腔材料应具备的临床性能

第1节 概 述

一、口腔工艺材料学及其发展简史

口腔工艺材料学是一门介绍以口腔修复工艺常用材料的种类、组成、性能、用途及应用为一体的临床学科。它是口腔工艺专业的主要课程之一,其内容包括印模材料、模型材料、聚合物、金属材料、铸造包埋材料、口腔陶瓷材料、种植材料及辅助材料等。

口腔材料的发展和应用是伴随着人类社会的进步和口腔疾病的发生而逐步发展起来的。口腔材料最早应用于公元前 2500 年。公元前 700~前 500 年就开始用黄金制造冠桥;1548 年, Walter Herman Ryff 撰写第一部口腔医学专著,它对口腔修复材料的发展产生了重要影响。1728 年, Pierre Fauchard 出版的口腔医学专著,其中描述了当时采用的各种修复材料及操作技术,包括用象牙制作义齿基托的许多内容,被视为现代口腔医学的开端。1756 年,蜡及煅石膏应用于口腔印模及灌注模型。1770 年, Jean Darcet 开始将低熔合金用于牙科。19 世纪初叶,法国人 de Chemat 获得了瓷牙制作方法的专利。1868 年,硫化橡胶用于制作义齿基托。1877 年,根据 Kerr 与 Roges 的考察报告,称中国人用象牙、兽骨雕刻成牙,用铜丝或肠线结扎在真牙上修复牙的方法,要比欧洲早几个世纪。1937 年,甲基丙烯酸甲酯基托材料的出现,使高分子合成材料应用于口腔,并取代了硫化橡胶,从此,口腔材料也从原始的单一材料,发展到了合成材料,促进了口腔临床修复技术的提高。1940 年,纯钛和钛合金出现。1978 年,羟基磷灰石等生物陶瓷作为植入材料应用于口腔临床,促进了模拟人体组织成分和结构材料的发展。



随着社会的不断进步和生活质量的日益提高,人们对口腔修复的要求也越来越高。而理想的口腔修复体很大程度上又依赖于各种口腔修复材料。因此,作为口腔修复工作者,不仅要熟练掌握各种口腔修复工艺技术,还必须能正确选择、合理应用各种口腔修复材料。只有充分认识、掌握口腔修复材料的组成、性能、特点及使用方法,才可能制作出既安全、有效,又舒适、美观的高质量口腔修复体。

二、口腔工艺材料的分类

临床使用的口腔材料品种繁多,可根据应用的需要采取不同的分类方法。

1. 按材料用途分类

- (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:用于制作口腔各种模型的材料。
 - (3) 义齿材料:在修复缺损的牙体或缺损、缺失的牙列的过程中,用于制造人造牙、基托、固位体、连接体、冠、桥及嵌体的材料。
 - (4) 包埋材料:在口腔铸造修复体的制作过程中,用于包埋熔模所用的材料。
 - (5) 种植材料:用于制作牙科种植体的材料。
 - (6) 黏结材料:用于口腔软、硬组织,与塑料、金属以及陶瓷等材料之间进行黏结的材料。
- 此外,还有研磨、切削材料,颌面修复材料,义齿衬层材料,磨平、抛光材料等。

2. 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、树脂材料等。
- (2) 无机非金属材料:如烤瓷材料、铸造陶瓷、模型材料等。
- (3) 金属材料:如铸造合金、锻造合金、焊接合金等。

3. 按材料的应用部位分类

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

口腔材料的标准或质量规格是评价特定的口腔材料性能的技术文件。

国际标准化组织(International Standards Organization, ISO)是一个国际性的、非政府的组织,它的主要目标是国际级的标准。由84个国家的标准化组织构成。



4. 按材料与口腔组织接触方式分类

- (1) 直接、暂时与口腔组织接触的材料:如印模材料、蜡等。
- (2) 直接、长期与口腔组织接触的材料:如聚合物、金属材料等。
- (3) 间接与口腔组织接触的材料:如模型材料、包埋材料等。

上述分类方法各有特点,为便于临床口腔工艺专业掌握,主要按照材料在临床上的用途进行分类,并在以后各章节加以介绍。

第2节 口腔工艺材料的性能

口腔修复材料性能的优劣与临床修复体的质量和效果密切相关。为了保证材料符合临床



应用的要求,ISO/TC106 及各国标准化组织研究制定了口腔材料的技术标准,规定了不同口腔材料应满足的性能要求和技术指标。

一、物理性能

1. 尺寸变化 在口腔内及修复体制作过程中,因物理、化学因素的影响,而使修复材料产生不同程度的形变,称为尺寸变化(dimensional change)。如模型石膏的凝固膨胀、包埋材料的温度膨胀等。这些材料尺寸是否稳定对修复体的制作精度有重要影响。因此,在研制各类修复材料时,要努力减少在使用过程中的尺寸变化。尺寸变化通常用长度(或体积)变化的百分数来表示。其表达式为:

$$\epsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \times 100\%$$

尺寸变化的测量方法有两类:

(1) 直接测量法:对材料固化前后的长度直接测量。特点是简便易行,但精度低。

(2) 间接测量法:通常是将长度转换成电学量进行测量。常用的有应变计法和差动变压器法。



国际标准化组织牙科技术委员会(ISO/TC106)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七大类,并对每种材料需做的生物学评价实验做了相关的规定。这些材料是:

- 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



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

2. 线胀系数 线胀系数(linear expansion coefficient)是表征物体长度随温度变化的物理量。

体胀系数(cubic expansion coefficient)是表征物体体积随温度变化的物理量。

线胀系数和体胀系数的单位均为每开[尔文]或负一次方开[尔文],符号为 K^{-1} 。

多数物质的长度(或体积)随温度升高而增大,即物体的热胀冷缩。口腔材料的线胀系数对临床应用有很大影响。如模型材料、包埋材料的线胀系数直接会影响铸造修复体的精密度。表1-1列出了一些口腔修复材料的线胀系数。

表 1-1 某些口腔修复材料的线胀系数

材 料	线胀系数/ $(\times 10^{-6} \cdot K^{-1})$
陶瓷	4~14
长石质	6.4~7.8
体瓷及不透明瓷	12.4~16.2
嵌体蜡	260~1000
硅橡胶印模材料	109~210
丙烯酸树脂	70~100



续表

材 料	线胀系数/($\times 10^{-6} \cdot \text{K}^{-1}$)
钴-铬合金	14.1~14.7
镍-铬合金	14.1~15.9
钯基合金	14.2~15.2
钛	11.9
钛合金	12.4

3. 热导率 热导率(thermal conductivity)是量度材料导热性能的物理量,又称导热系数(coefficient of thermal conductivity)。其定义为单位面积热流量除以温度梯度。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)。不同的材料有不同的导热性能,临床必须根据所制作修复体的具体情况选择。如在牙体修复时,接近牙髓的部位必须选用热导率低的材料,以隔绝温度变化对牙髓的刺激;而义齿基托材料则以热导率高为理想,以使基托覆盖的口腔黏膜有良好的温度感觉。

4. 流电性 在口腔环境中存在异种金属修复体相接触时,由于不同金属之间的电位不同,会出现电位差,导致微电流产生,这种性质称为流电性(galvanism),该现象称为流电现象。其原理与原电池原理相同(图 1-1)。

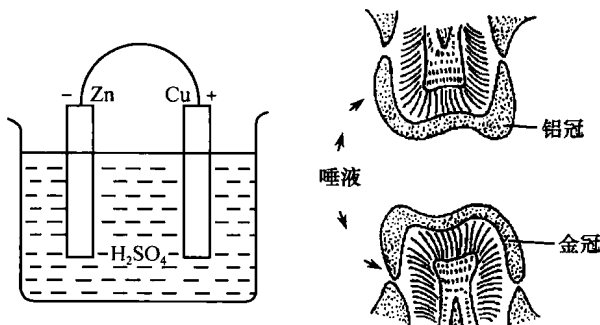


图 1-1 原电池工作原理及口腔中金属全冠和铝冠电流产生示意图

流电性会引起对牙髓的刺激,而且还会使金属全冠不断被溶解、锈蚀,即电化学腐蚀。因此,这种现象在临床中应尽量避免。此外,同一种金属修复体由于加工中金属污染或不同部位所含各类元素浓度不同也会发生上述现象。

5. 色彩性 口腔修复不仅要求能恢复缺损组织的形态和功能,而且还应达到审美的要求。色彩的和谐是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,它由三个特性构成:①色调(hue):又称色相、色别,为颜色的名称,是彩色彼此划分的特性,如红、蓝、绿;②彩度(chroma):又称饱和度,指颜色的纯度;③明度(value):又称明亮度,反映物体对光的反射性。非彩色只有明度的差别。

在口腔修复制作过程中,常采用与材料匹配的比色系统对患牙进行色泽的调配。如 vita



烤瓷粉有许多颜色,并有自己的比色板系统。这种比色系统共分为 A、B、C、D 四个色系。每个色系又按饱和度的大小分为 4~5 种色。在临床实际操作中,口腔修复医师还要根据患者的性别、年龄、职业、习惯、要求及皮肤、黏膜、牙齿的颜色、光泽、透明度和环境因素等综合考虑,然后采用相应的材料进行修复,这样才能获得人体的和谐美。

二、机械性能

材料的机械性能即材料的力学性能,主要是指材料在受外力作用下所产生的形变(或应力)及破坏现象。

1. 应力 应力(stress)指试样单位原横截面积所承受的载荷。即:应力 = 载荷/原横截面积。公式为

$$\sigma = F/S$$

式中: F 为载荷(外力); S 为受力面积(mm^2); σ 为应力。

应力分三类(图 1-2):一是压应力——抵抗压缩或缩短的应力;二是拉应力——抵抗延伸或拉力的应力;三是剪应力——抵抗扭曲或滑移的应力。

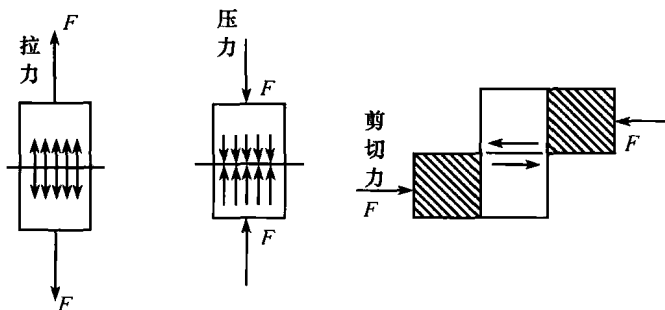


图 1-2 三种应力示意图

2. 应变 应变(strain)指在应力作用下,材料单位长度所发生的长度改变,通常研究的是线应变。可表示为

$$\epsilon = \Delta L / L_0$$

式中: ϵ 应变; ΔL 长度增量(mm); L_0 为原长度(mm)。

3. 弹性形变和塑性形变 材料受外力作用产生形变,外力除去后变形随即消失的性质叫弹性。

材料在外力去除后能完全恢复原来状态的变形叫弹性形变。

材料在外力作用下产生显著永久变形而不断裂的性能叫塑性。

材料在外力去除后不能恢复的变形叫

应力-应变的定性、定量分析法——光咬合法,又称光殆法,是利用具有永久性双折射性能的光咬合片(又称记忆性),在咬合力作用下,在咬合力的作用区产生永久变形。在偏振光场中,永久变形区可见双折射条纹,双折射条纹与应力和应变有对应关系,可根据双折射条纹值进行应力-应变分析。



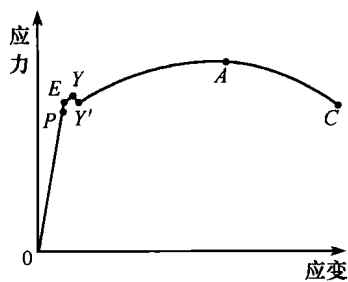


图 1-3 应力应变曲线示意图
P 正比例极限; E 弹性极限; Y 上屈服点; Y' 下屈服点; A 极限强度; C 断裂强度

塑性形变。

4. 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,即遵从虎克定律,符合虎克定律的应力极限值,称为比例极限。图 1-3 中 P 点所对应的应力值,即为比例极限。

5. 弹性极限 应力超过比例极限时,应力与应变呈非线性关系,此时若去除应力,应变仍可完全恢复,此阶段仍为弹性变形阶段。材料在外力作用下不发生永久形变所能承受的最大应力值,称为弹性极限,即材料产生完全弹性形变时所承受的最大应力值。图 1-3 中 E 点所对应的应力值即为弹性极限。

6. 弹性模量 指在弹性限度内,应力与应变的比值,称为弹性模量,它是量度材料刚性的量,也称杨氏模量。弹性模量与材料的组成有关,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 1-2。

表 1-2 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)
牙釉质	46~130
牙本质	12~18.6
聚硫橡胶印模材料	$0.013 \times 10^{-3} \sim 2.8 \times 10^{-3}$
硅橡胶印模材料	$0.088 \times 10^{-3} \sim 0.35 \times 10^{-3}$
义齿基托树脂	1.06~2.94
长石质陶瓷	60~70
金合金	72.2~108
钴铬合金	125~218
镍铬合金	145~203
磷酸锌水门汀	13.7~22.4
玻璃离子水门汀	2.9~10.8

7. 屈服强度 当应力超过弹性极限值时,材料发生不可逆的变形,称为塑性。材料产生塑性变形所承受的力称屈服应力或屈服强度。图 1-3 中, Y 点所对应的应力值即为屈服强度。

8. 极限强度 是指在材料出现断裂过程中产生的最大应力值称为极限强度。它是材料在破坏前所承受的最大应力,可出现在折裂时也可出现在断裂前。图 1-3 中, A 点所对应应力值即为极限强度。

在拉应力时,极限强度为拉伸强度;压应力时,极限强度为压缩强度;切应力时,极限强度为剪切强度;弯曲应力时,极限强度为挠曲(或弯曲)强度。从表 1-3,可知材料的拉伸强度和压缩强度有较大区别。



表 1-3 牙体组织及部分材料的极限强度

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	—

9. 断裂强度 由图 1-3 可看出,材料在曲线终点 C 点断裂,材料发生断裂时的应力称为断裂应力或断裂强度。

10. 延伸率 延伸率是材料延展性的标志,表示材料塑性变形的能力。

延性是材料在拉力作用下不折断而经受恒久变形的能力,表示材料能够塑性伸长的能力。展性是材料在压力作用下不折断而经受恒久变形的能力,表示材料被锤塑成薄片的能力。一般认为,延伸率低于 5% 的材料为脆性材料,高于 5% 的材料为延展性材料。

11. 回弹性和韧性 回弹性是材料抵抗永久变形的能力。表明使材料出现永久应变单位体积所需要的能量。

韧性是材料抵抗开裂的能力。表明使单位体积材料断裂所需的能量。可用应力-应变曲线弹性区及塑性区的面积表示(图 1-4)。回弹性相同的材料,屈服强度可以是不相同的。韧性也是如此。

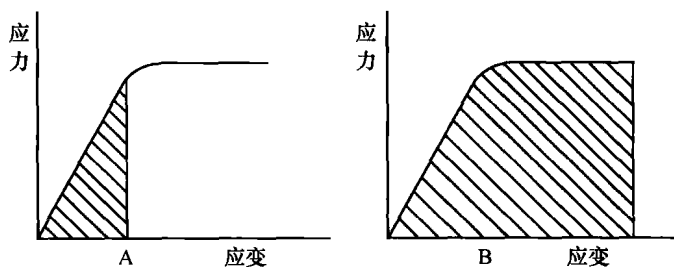


图 1-4 应力-应变曲线示意图

A. 图中阴影面积表示回弹性;B. 图中阴影面积表示韧性

12. 硬度 硬度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。通常人们认为,硬度是材料抵抗表面压痕或磨损的能力。

测定材料表面硬度的方法有多种,基本原理是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,压痕的深度或表面积的不同即表示材料的硬度不同。常用的硬度测试法有:布氏硬度(BHN)、洛氏硬度(RHN)、维氏硬度(VHN)、努普硬度(KHN)。硬度值的表示单位为兆帕(MPa)。表 1-4 列出了牙体组织和某些修复材料的硬度值。



表 1-4 牙体组织及某些修复材料的硬度值(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	—	—

片 段

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 BHN,单位帕[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° 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,符号 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° 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 VHN,单位帕[斯卡](Pa)。适用于测量小面积非常硬的材料。负荷小于 1 千克力维氏硬度称为显微硬度。显微硬度用于测试金属、陶瓷及应脆性非金属。

“腐蚀”(corrosion)这个术语起源于拉丁文“Corrodere”,意即“损坏”、“腐烂”。20 世纪 50 年代前腐蚀的定义只局限于金属的腐蚀。它是指金属在周围介质(最常见的是液体和气体)作用下,由于化学、电化学或物理溶解而产生的破坏。随着非金属材料(特别是合成材料)的迅速发展,它的破坏引起人们的重视。从 20 世纪 50 年代以后,腐蚀的定义扩大到所有材料,定义为:“由于材料和它所处的环境发生反应而使材料和材料的性质发生恶化的现象。”腐蚀对材料影响表现为色泽和结构性质的改变。



三、化学性能

口腔环境由于它具有特殊性,因此,理想的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。在选用修复材料时,应注意它的化学稳定性。

1. 腐蚀性 腐蚀是指材料由于周围环境的化学侵蚀而造成的破坏或变质的现象。腐蚀的类型有湿腐蚀和干腐蚀两类。前者指在有水存在下的腐蚀,后者指在无水存在下的气体中腐蚀。对金属材料来说湿腐蚀是一种电化学全面腐蚀,干腐蚀常见的是高温氧化。



修复体在口腔环境中所产生的腐蚀是复杂的。口腔中的唾液、食物及其分解物构成了腐蚀的环境条件,再加之咀嚼压力的作用,金属及高分子修复体易发生腐蚀。因此,在制作修复体时,采取有力措施防止或减缓腐蚀现象的发生是非常必要的。

2. 溶解性 材料的分子和原子均一、稳定地分散到溶剂中的过程称溶解。某些口腔材料在口腔中会吸附唾液或其他生理性液体,导致部分材料溶解。过量的溶解会使材料性能受到影响。

3. 老化 材料在加工、储存和使用过程中,物理、化学性质和机械性能变坏的现象称为老化。老化对口腔高分子材料的应用影响很大,在口腔唾液、食物残渣及分解物、氧气、酶、微生物等各种化学、生物因素和光、热及咀嚼压力等共同作用下,以聚丙烯酸酯类为主的高分子材料,易出现基团的改变和降解,从而降低或失去原有的性能。

4. 化学性黏结 黏结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。此结合包含物理、机械和化学结合,其中以化学结合为主。固体之间的化学黏结,是指黏结剂与被黏结物表面的原子或离子以共价键或离子键形式相结合。

口腔内固定修复体的固位主要靠黏结,因此,黏结在修复体固位中占有更重要的地位。

四、生物性能

口腔材料是应用于人体的修复性材料,因此,良好的生物性能是保证临床应用安全有效的重要技术指标。根据材料的发展和临床对材料生物学性能要求的提高,参照“国际标准”,我国也于1995年制定了一套口腔材料生物学评价医药行业标准,即YY0268-1995。这说明随着口腔材料的发展,其生物性能在国内外越来越受到重视。

口腔材料生物性能应符合下列条件:

1. 生物安全性 生物安全性是指材料进入临床应用前具有安全使用性质。

口腔材料是应用于人体的,与人体组织相接触,因此,材料对人体应无毒、无刺激、不致癌和致畸等作用。在人体内正常代谢作用下,应保持稳定状态,无生物退变性,其代谢或降解物对人体无害,且易被代谢。任何材料在临床应用前均应进行生物安全性检测。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。

2. 生物相容性 生物相容性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所产生相互反应的能力。是材料在生物体内动、静态变化中与宿主保持相对稳定而不被排斥的性质,又称生物适应性和生物可接受性。

生物相容性主要包括生物化学相容性、生物物理机械相容性和生物电相容性。

3. 生物功能性 生物功能性是指材料与宿主间产生最大生理功能(活性反应)的总称。材料能长期在体内保持稳定,不仅对机体不产生损伤和破坏,而且能承受各种静力和动力的作用,产生新的平衡与不平衡,达到不断促进组织修复,保持长期稳定的发挥最大生物功能作用。