

THE ATLAS IN THE DESIGN OF
REMOVABLE PARTIAL DENTURE

可摘局部义齿 设计图谱

主编 郑元俐



世界图书出版公司

R783.6-64
20121

阅 览

THE ATLAS IN THE DESIGN OF
REMOVABLE PARTIAL DENTURE

可摘局部义齿 设计图谱

主编 郑元俐



世界图书出版公司

上海·西安·北京·广州

图书在版编目(CIP)数据

可摘局部义齿设计图谱 / 郑元俐主编. —上海:
上海世界图书出版公司, 2012. 4

ISBN 978-7-5100-4392-5

I. ①可… II. ①郑… III. ①义齿学—图谱 IV.
①R783.6-64

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2012)第 029302 号

可摘局部义齿设计图谱

郑元俐 主编

上海世界图书出版公司出版发行

上海市广中路 88 号

邮政编码 200083

南京展望文化发展有限公司排版

上海市印刷七厂有限公司印刷

如发现印刷质量问题,请与印刷厂联系

(质检科电话:021-59110729)

各地新华书店经销

开本: 188×260 1/16 印张: 11.5 字数: 250 000

2012 年 4 月第 1 版 2012 年 4 月第 1 次印刷

ISBN 978-7-5100-4392-5/R·285

定价: 150.00 元

<http://www.wpcsh.com.cn>

<http://www.wpcsh.com>

参编人员(按编写章节先后排名):

李静、黄慧、赵军、焦婷、郭瑜、付远飞、郝轶

PREFACE | 序

口腔修复学是口腔医学中一门重要的分支学科,也是一门与材料学、生物力学、工程技术学、机械制造和精密加工等学科相互交叉、相互关联的临床应用性学科。为了规范口腔医学口腔修复学的临床操作技能,促进口腔医学学生及住院医师对牙列缺损可摘局部义齿修复知识面的理解,以及规范口腔修复临床操作、口腔医学修复学的教育,上海交通大学口腔医学院郑元俐主任医师负责编写了《可摘局部义齿设计图谱》这本参考书。该书主要以临床实例为主,结合了编写者多年的临床经验,并增加了一些新理论、新技术的介绍,重点围绕牙列缺损肯氏分类的修复设计以及部分复杂病例的序列治疗方案。希望本书对年青医师以及口腔医学学生提高牙列缺损可摘局部义齿修复设计能力有所帮助。

上海交通大学口腔医学院
张富强

FOREWORD

前 言

我们发现许多刚刚毕业的年青临床修复医师在遇到较为复杂的牙列缺损类型时,很难在较短的临床诊治过程中制定出一套行之有效的个性化修复方案。于是我们期望编写一本实用性较强的可摘局部义齿设计案例的参考书,以满足年青医师对可摘局部义齿设计能力提高的需要。

本书共分七个章节,第一至第五章节主要介绍有关可摘局部义齿设计的基础理论知识,并融入了许多参编人员多年积累的临床经验。同时涉及部分热点知识,如 SLM,SDA 等。第六章为牙列缺损肯氏分类修复设计图谱。第七章为复杂的牙列缺损病例修复治疗方案。两章全部选择实际临床病例,并附有设计要点和修复方式,希望能够传递新的科技、规范的技能 and 独特的理念。

本书编写得到上海交通大学医学院附属第九人民医院口腔修复科全体医、护、技职工的大力支持,尤其感谢程惠娟、石清、耿屹、凌月华、董剑华、潘瑾、蔡晴雯、张屹、孔方圆、张硕、朱锐等同行的鼎力相助,同时更要感谢张富强主任一贯的支持、关心和巨大的帮助,在此表示深深的谢忱。

尽管我们编写此书的初心力求“实用性、专业性、知识性、规范性”,但由于编写者能力有限,难免有错误和不足之处,恳请广大读者批评指正。

上海交通大学口腔医学院

郑元俐

CONTENTS | 目 录

序	001
前言	001

第一章 可摘局部义齿的生物力学原则

一、基本机械力学原理	001
(一) 杠杆	001
(二) 楔子和斜面	002
(三) 轮轴	003
(四) 滑轮	003
(五) 螺旋	003
二、可摘局部义齿设计中的力学原则	003
(一) 可摘局部义齿的固位	003
(二) 基牙选择原则	004
(三) 骀力的分配	004
三、可摘局部义齿各部件的受力分析	004
(一) 卡环	004
(二) 支托	006
(三) 连接体	006
(四) 邻面板	006
(五) 基托	007
(六) 支点线的受力分析	007

四、支持组织的结构力学	008
(一) 黏膜	008
(二) 基牙	008
(三) 牙槽骨	008
五、可摘局部义齿设计中的力学问题	009
(一) 末端游离缺失的可摘局部义齿设计	009
(二) 非游离缺失的可摘局部义齿设计	010

第二章 可摘局部义齿设计中的殆学与美学原则

一、修复治疗中应考虑的因素	011
(一) 建立协调的殆关系	011
(二) 控制殆力在支持组织的生理耐受值内	013
(三) 咬合调整	014
(四) 消除殆干扰	014
二、修复治疗中有关咬合的评价标准	015
(一) 负载测试阴性	016
(二) 紧咬试验阴性	016
(三) 研磨(殆运)测试没有后牙干扰	016
(四) 震颤测试阴性	017
(五) 稳定测试阳性	017
(六) 舒适感测试	017
(七) 审美测试	018
三、短牙弓修复	018
(一) 短牙弓修复法的适应证	019
(二) 短牙弓修复法的禁忌证	019
(三) 短牙弓修复中应考虑的因素	019
四、可摘局部义齿设计中的美学原则	020
(一) 基本美学概念	020
(二) 可摘局部义齿修复中应注意的美观问题	022

第三章 可摘局部义齿设计的基本要素

一、可摘局部义齿的支持方式	027
二、可摘局部义齿的固位	028
(一) 影响可摘局部义齿固位力的两个因素	029

(二) 直接固位体的设计原则	030
(三) 基牙选择原则	031
三、可摘局部义齿的稳定	033
(一) 造成义齿不稳定的原因	033
(二) 消除不稳定的方法	033
(三) 增加稳定的部件	034
(四) 可摘局部义齿的设计中常见的杠杆现象	035

第四章 可摘局部义齿支架设计

一、大连接体	038
(一) 选择大连接体的两个因素	038
(二) 优先选择的上颌大连接体	039
(三) 需谨慎考虑的上颌大连接体	041
(四) 下颌大连接体	041
二、小连接体	044
三、支托	046
(一) 殆支托	046
(二) 隆突支托	047
(三) 切支托	047
四、RPI卡环和RPA卡环	048
(一) RPI(rest guiding plate I-bar) 卡环组	048
(二) RPA(rest guiding plate Aker clasp) 卡环组	049
五、模型分析	049
(一) 模型设计	049
(二) 模型设计要考虑的因素	049
(三) 常规模型设计步骤	050
(四) 模型设计顺序	050
(五) 在模型上画设计图	052

第五章 可摘局部义齿铸造支架的制作工艺及进展

一、铸造支架的制作工艺	056
(一) 石膏工作模型的复制	056
(二) 铸造支架工作模型的准备	057
(三) 耐火材料模型的翻制	059

(四) 铸造支架蜡型的制作	060
(五) 铸道的设置	061
(六) 铸型的制作	061
(七) 铸造	063
(八) 铸件的表面处理	063
二、铸造支架的新进展	064
(一) Vitallium 合金铸造支架	065
(二) 钛及钛合金铸造支架	066
(三) 数字化技术制作支架	068

第六章 可摘局部义齿分类设计

一、肯氏 I 类缺损设计	070
二、肯氏 II 类缺损设计	094
三、肯氏 III 类缺损设计	120
四、肯氏 IV 类缺损设计	142

第七章 复杂病例的修复设计

一、附着体义齿	146
二、套筒冠义齿	152
三、牙体组织重度磨耗的修复治疗	156
四、牙周夹板	161
五、牙列缺损伴舌缺损修复	164

参考文献	166
------------	-----

可摘局部义齿的生物力学原则 | 第一章

可摘局部义齿(removable partial denture, RPD)是由固位体、基托、人工牙和连接体四部分组成,结构比较复杂,设计类型千变万化。可摘局部义齿的设计必须从生物力学角度出发,从多方面入手进行综合分析才能设计出既具有良好功能,又能很好保护口腔组织的义齿。RPD 各组份与牙齿不是固定连接,这就意味着 RPD 各构件易受类似咀嚼引起的功能性负荷的影响而运动。因此从生物力学角度出发,运用一系列生物力学的研究方法对活动义齿各个部分的自身受力情况及对牙、牙周组织的影响进行研究,可合理分配殆力,达到保护口腔软硬组织的功效,将为 RPD 的临床设计与制作提供坚实的理论基础。

一、基本机械力学原理

可摘局部义齿的设计尤其是在末端游离缺失的病例中显得尤为重要,其中涉及到许多相关力学原理。例如:一个罐子的盖子用螺丝刀比用一枚硬币更易撬开,这是因为力臂越长,用的力越小。同样的道理,设计远中游离缺失义齿,杠杆作用可以加大对远中(末端)基牙的作用力,因此一副可摘局部义齿可能无意地被设计成破坏性机器。为此我们很有必要了解有关的 6 种简单机械,分别是:杠杆、楔子、轮和轴、滑轮、螺旋和斜面(图 1-1-1)。在可摘局部义齿设计中应避免简单机械中的支点、楔子、斜面的作用,因为控制不当将对口腔组织产生危害。

(一) 杠杆

物理学中把在力的作用下可以围绕固定点转动的坚硬物体称为杠杆。由于杠杆在动力和阻力作用下保持静止时达到杠杆平衡,因此分为 3 种杠杆作用。第一种是省力的杠杆,如开瓶器、羊角锤等;第二种是费力的杠杆,如镊子、钓鱼竿等;第三种是既不省力也不费力的杠杆,如天平等。杠杆示意图(图 1-1-2)。

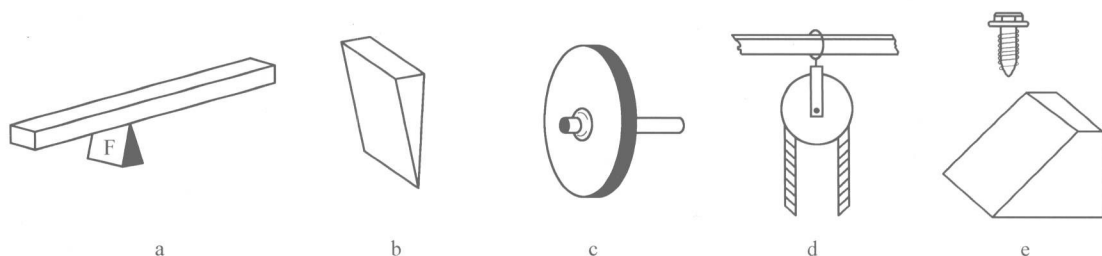


图 1-1-1 6 种简单机械示意图

(a 杠杆、b 楔子、c 轮和轴、d 滑轮、e 螺旋和斜面)

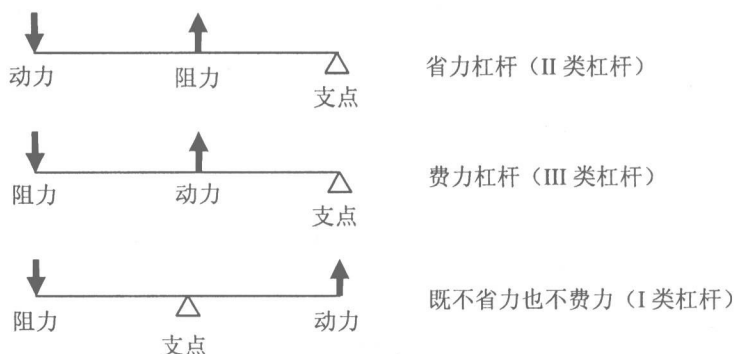


图 1-1-2 杠杆示意图

(二) 楔子和斜面

楔子由两个斜面组成,用来将物件分开。其原理主要是将楔子向下的力量转化成对物件水平的力量。短小而阔角度的楔子能较快将物件分开,比较长而窄角度的楔子将耗费更大的力量。常见的使用楔子原理的工具包括斧头及钉子等。其实楔和斜面有着很密切的关系,可以把楔想象成一个可以移动的斜面,当然也可以是两个背靠背的斜面。使用楔是以楔作为参照物来看,是物体在斜面上运动。如当人们劈柴时,向下挥动斧头,斧头给木头一个力,同样的木头也给斧头一个力。而正是这个力使楔两边的木头沿楔的表面也就是斜面运动。在可摘局部义齿中间隙卡对相邻牙齿的力量可以通过隙卡沟的正确预备来调节,避免出现楔子的作用(图 1-1-3)。

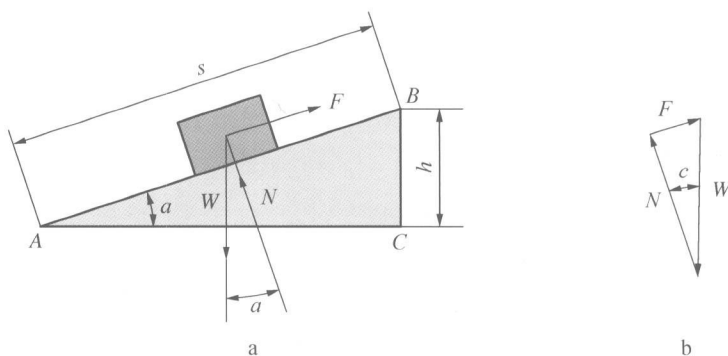


图 1-1-3 斜面 a 和力三角形 b

(三) 轮轴

轮轴,顾名思义是由“轮”和“轴”组成的系统。该系统能绕共轴线旋转,相当于以轴心为支点,半径为杆的杠杆系统。所以,轮轴能够改变扭力的力矩,从而达到改变扭力的大小。

(四) 滑轮

滑轮是一个周边有槽,能够绕轴转动的小轮,在绕中心轴转动有沟槽的圆盘上可穿上柔索(绳、胶带、钢索、链条等),多用来提起重物的简单机械(图 1-1-4)。

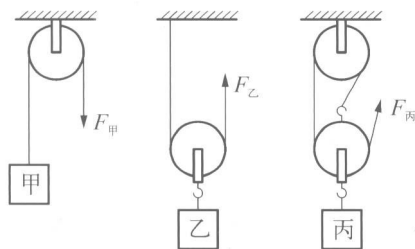


图 1-1-4 滑轮示意图

(五) 螺旋

螺旋是在圆柱体的侧表面上刻出螺旋形沟槽的机械。也可把螺旋看成是斜面绕在圆柱体上而构成,因此,螺旋应用了斜面原理。螺旋的特点是能把转动变成平动或者相反运动。

二、可摘局部义齿设计中的力学原则

(一) 可摘局部义齿的固位

可摘局部义齿的固位是指义齿在口腔内就位后行使功能时,不会受生理运动的外力而发生向殆方或与就位道相反的方向脱位现象。固位力的主要来源是固位体与基牙之间的摩擦力,其次是基托和黏膜间的吸附力和大气压力。目前,卡环仍为 RPD 的主要直接固位体,起着首要的固位作用。一般可以从以下三个方面考虑。

1. 弹性卡抱作用

是指卡环臂等弹性部件处于基牙倒凹区的状态。它与基牙倒凹的坡度、深度,卡臂的粗细、长短和形状,卡环材料的性能等因素密切相关。这种固位力的调节可通过以下手段来实现:

- (1) 增减基牙固位体及固位卡臂的数量。
- (2) 调节就位道。
- (3) 修整基牙形态来达到增减基牙倒凹的深度和坡度。
- (4) 选择弹性模量和弹性限度大,耐疲劳性好的材料制作卡环。
- (5) 调节卡环臂的粗细和选择适宜的形状。

2. 相互制约作用

当一副可摘局部义齿有多个固位体时,由于每个固位体的脱位力方向不同,而表现出相互牵制的作用。它与缺牙间隙、基牙的数目、基牙分布在牙弓的位置和基牙的外形(倒凹的深度和坡度不同)有关。基牙应最好在牙弓的两侧,在不增加基托面积的前提下,尽量分散。也可通过磨改基牙牙冠的形状形成特定的导平面增加固位。

3. 制锁作用

设计义齿的就位方向时,利用就位方向和脱位方向不一致便可获得制锁作用。义齿受

相邻牙约束的部分称为制锁区。就位道与脱位道之间形成的夹角称为制锁角。它与制锁角的大小成正比关系。同时尽量选择刚性部件进入制锁区,尽量采取多点制锁。

(二) 基牙选择原则

1. 牙体

选择牙冠固位形好的牙齿,也就是说基牙的外形应具备一定的倒凹深度和坡度,或是可利用的导平面。

2. 牙周

牙周健康,牙周膜面积大,牙根支持组织健康,牙支持力量强者为首选基牙。

3. 缺牙间隙

选择邻近缺隙区的牙作为基牙,其固位、支持效果好。

4. 基牙位置

选用多个基牙时,彼此分散度越大则每个基牙与就位道形成的交角越大,越有利于固位。尽量使基牙上的直接固位体的连线形成的平面的中心位于整个义齿中部,这样更利于义齿的稳定。

5. 基牙的数目

通常一副可摘局部义齿的基牙可选择2~4个,应不少于2个。若基牙数目过多,固位力总和大于2 kg,义齿摘戴比较困难,基牙所受的侧向力增加,容易引起基牙牙周创伤。若基牙数目过少,固位力总和小于1.0 kg,义齿容易受功能性负荷的影响而引起不稳定,甚至脱位。

6. 牙周情况

基牙牙根的数目,缺牙数目、部位和缺牙区的跨度和支持组织的高度和宽度,以及缺牙区的软组织状况。

(三) 骀力的分配

合理地设计固位体、基托、连接体,并选择合适的人工牙,目的是广泛均匀地分配骀力,使各基牙和牙槽骨黏膜上,承受的力均衡,减少口腔组织单位面积上所承受的负荷,避免某一组织受力过大而造成损伤,达到保护口腔软、硬组织的功效。同时必须通过咬合调整建立义齿的平衡骀,它包括去除早接触,骀干扰,并对牙列的骀曲线进行局部修整。

三、可摘局部义齿各部件的受力分析

(一) 卡环

卡环是可摘义齿固位的主要部件,卡环的作用有两点:① 在对基牙损害最小的情况下保持RPD的稳定固位(图1-3-1)。② 有效地转移基牙所受的侧向力。因此必须注意卡环设计中的一些力学问题。可摘局部义齿要求其有良好固位力,同时在静止状态下不给基

牙施加任何力量,使基牙保持原位。

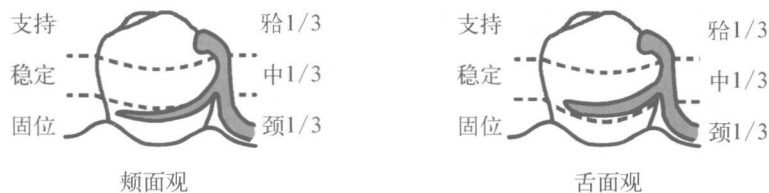


图 1-3-1 卡环各部分的作用(支持、稳定、固位)

卡环的分类形式多样,种类繁多。但对于游离端缺失,因基牙受力特殊,应力分布不均匀使许多卡环的应用受到限制。图 1-3-2 为 RPI 卡环 I 卡的受力图(颊面)。图 1-3-3 为 A 卡的受力图(颊面)。

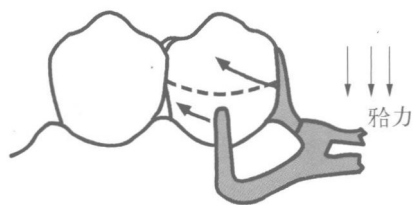


图 1-3-2 I 卡的受力图(颊面)

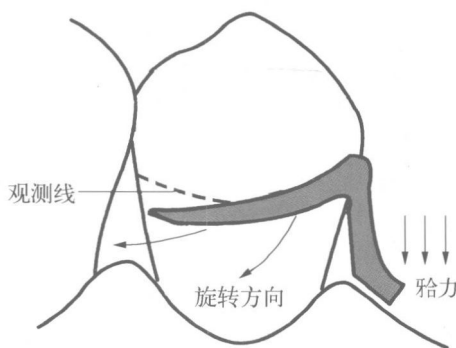


图 1-3-3 A 卡的受力图

1. 卡环设计原则

(1) 卡环在完全就位后,应是静止的,对基牙不产生任何作用力,只有当脱位力作用在义齿上时才对基牙产生作用力起固位作用。

(2) 卡环的对抗臂应能抵销卡环臂通过基牙最大周径时对基牙所施加的压力。

(3) 卡环臂合抱必须超过牙齿周径的 180° ,否则会因减少卡环的挠曲而增加断裂的危险性。

(4) 尽量选择坚硬的卡环体,可以抵抗修复体水平方向移位,起稳定作用,故铸造环形卡环稳定作用较好。而锻丝卡环的体部弹性大,杆型卡缺少体部,因此这两种卡环的稳定作用较差。

(5) 卡环臂方向应朝向鞍基侧。因为卡环的位置离移位的力越远防止移位的效果越好。

2. 影响卡环固位力大小的因素

(1) 固位倒凹。卡环位于基牙的倒凹位置通常是用基牙的倒凹深度和坡度而描述的。基牙倒凹的深度是指观测器的分析杆至倒凹区牙面某一点的水平距离,又称水平倒凹。通常在卡环臂的弹性限度内,倒凹深度越大,固位力越大。基牙的倒凹坡度是指倒凹区牙面与基牙长轴之间构成角度。倒凹深度相同时,坡度越大固位越好,倒凹的坡度一般应大于 20° 。

(2) 制作卡环的材料。目前制作卡环常用的材料为不锈钢丝、钴铬合金和金合金。从材料的性能来看,不锈钢丝弹性最高,其次金合金,钴铬合金弹性最低。这就意味着同样断

面的钴铬合金卡环比金合金硬,使卡环移位的力也就大。由于各材料的弹性模量不同,故位于基牙倒凹的深度也不同。钴铬合金铸造卡环在前磨牙为倒凹深度为 0.25 mm,磨牙为 0.375 mm;金合金铸造卡环在前磨牙的倒凹深度为 0.375 mm,磨牙为 0.5 mm;锻丝卡环的固位倒凹一般 >0.5 mm。

(3) 卡环的横截面和长度,卡环臂直径与弹性成反比。圆形横断面卡环臂比半圆形的弹性大。Warr 和 Bates 等学者的研究认为,钴铬合金铸造卡环的长度应为 15~20 mm,横截面为半圆形,半径为 0.5~1 mm,宽度与厚度之比为 2。因为杆的挠曲受圆锥的厚度的影响而非其宽度,所以不应过多的增加宽度。

(二) 支托

支托通常由金属铸造而成,多位于基牙的颊面或舌面常规呈三角形,表面凹陷呈匙形,其宽度为基牙颊舌径的 $1/2\sim 1/3$,最小厚度钴铬合金 1.38 mm,金合金 1.43 mm,颊面负荷 80 kg。其底部与基牙长轴垂直成小于 90° 的斜面,它与殆力的传导密切相关。殆支托在受力时,弯矩和应力均从其尖端向根端逐渐加大,将殆支托设计为匙形,即前窄后宽前薄后厚形以符合力学原理。殆支托材料应有足够刚度,截面积一定时弹性模量越大刚度越大,所以应选用高弹性模量的材料。殆支托受力示意图(图 1-3-4)。

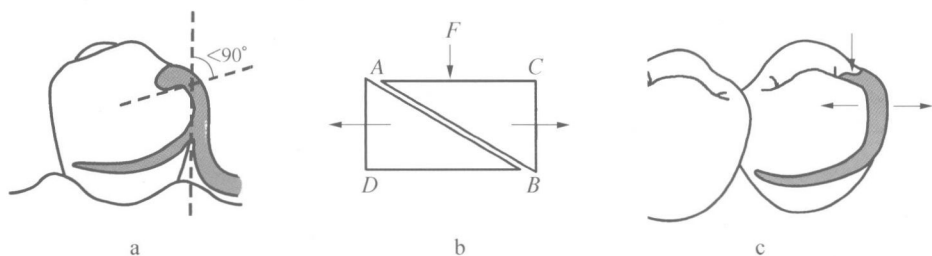


图 1-3-4 殆支托受力示意图

(a 显示殆支托凹底应从已降低的边缘嵴处开始向根尖方向倾斜,支托凹底的斜度要小于 90° ; b 和 c 显示当殆支托凹底向边缘嵴根方倾斜时,殆力作用于殆支托凹底斜面的结果。F 为作用于基牙的殆力,AB 为殆支托凹大于 90° 时支托凹与基牙的关系。ABC 为可摘局部义齿支架,ABD 为基牙。)

(三) 连接体

连接体将义齿各个部分连成一个整体,具有传导和分散殆力至基牙和邻近的支持组织,减少基牙在功能状态时所承受的扭力和载荷,同时可增加义齿的强度的作用。其分为大、小连接体两种,大连接体又称为连接杆,主要代表为舌杆和腭杆。连接体的类型、形状、位置(图 1-3-5)及与基牙接触的关系等因素都影响力的传递与分散。

(四) 邻面板

邻面板与基牙导平面成线接触更符合生物力学要求。导平面必须与就位道方向平行并

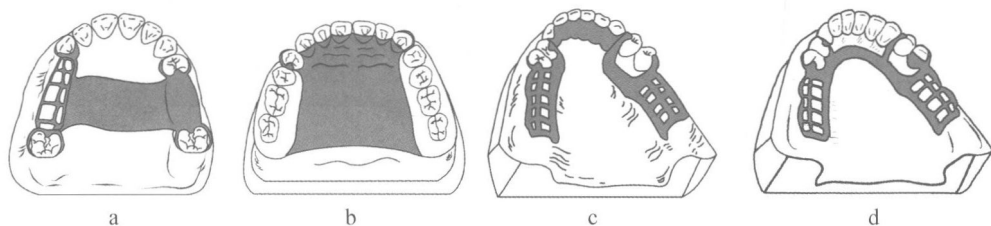


图 1-3-5 连接体的位置

a 上颌单个宽腭杆; b 上颌腭板; c 下颌舌板; d 下颌舌杆

且保证一定长度以提供足够固位。一个延长的并与就位道方向平行的邻面板可以补偿因为导平面不足而引起的固位力低下。

(五) 基托

基托主要功能是承载人工牙,传导和分散殆力。防止义齿移位,具有稳定义齿的作用。从力学角度讲,基托必须具有一定的坚固性,才可承受日常咀嚼压力。金属基托较为理想,但由于金属材料的刚性,易在基托下组织形成支点。凡是因组织吸收不均形成的支点很易造成应力集中,引起组织创伤。除金属基托外,基托用材料多为丙烯酸树脂,它适合性好,无明显的组织损害,是一种较为理想的齿科用聚合体,但在强度、老化和抗冲击强度方面存在一些缺点。为保持基托具有一定的坚固性,可适当增加基托的厚度和面积,使其具有一定的挠曲强度。同时,应避免两类支点:① 殆支托形成支点:它形成的原因是:混合支持式设计单一殆支托,或基托与黏膜不贴合,那么支点附近的基托则易折裂。② 义齿基托下的组织形成支点,力集中在支点处,易导致基托折断。

(六) 支点线的受力分析

图 1-3-6 为各种类型牙列缺损的支点线,箭头所指即为间接固位体最有利的位

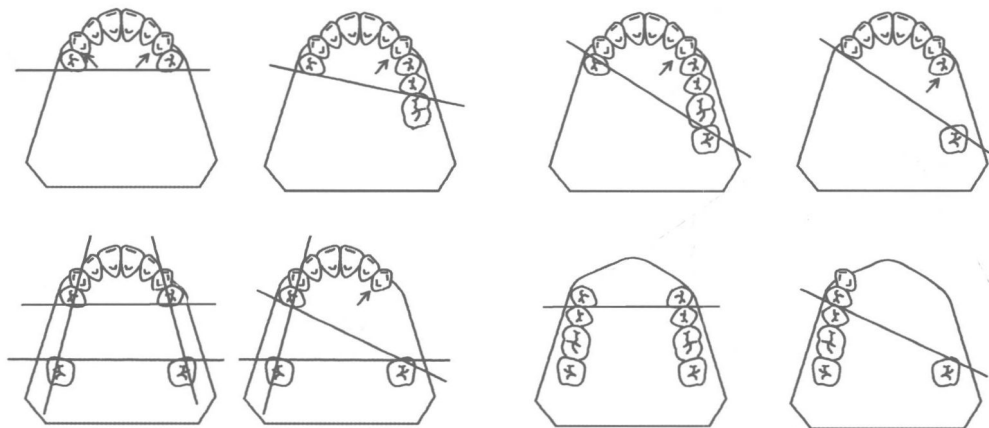


图 1-3-6 各种类型牙列缺损的支点线