

KONUSKRONEN TELESCOPE DENTURES



圆锥型套筒冠义齿

主编 张富强



上海科学技术文献出版社

SHANGHAI SCIENTIFIC AND TECHNOLOGICAL LITERATURE PUBLISHING HOUSE

圆锥型套筒冠义齿

主 编 张富强

编 者(以姓氏笔画为序)

郑元俐	钱 琼	徐 侃
黄成刚	葛起敏	程蕙娟

上海科学技术文献出版社

图书在版编目 (C I P) 数据

圆锥型套筒冠义齿/张富强编著. —上海: 上海科学技术文献出版社, 2002.6

ISBN 7-5439-1967-2

I. 圆... II. 张... III. 义齿学 IV. R783.6

中国版本图书馆CIP数据核字 (2002) 第024002号

责任编辑: 何 蓉

封面设计: 石亦义

圆锥型套筒冠义齿

主 编 张富强

*

上海科学技术文献出版社出版发行

(上海市武康路2号 邮政编码 200031)

全 国 新 华 书 店 经 销

上海界龙印刷装订厂印刷

*

开本 787×1092 1/16 印张 11 字数 281,000

2002年6月第1版 2002年6月第1次印刷

印数: 1-3,100

ISBN 7-5439-1967-2/R · 517

定价: 88.00元

前 言

圆锥型套筒冠义齿是指套筒冠为固位体的可摘义齿,这种修复方法 20 世纪 50 年代末在欧洲已应用于临床,并取得较好的修复治疗效果。20 世纪 80 年代末我国学者开始将该修复方法介绍给口腔医学界,由于圆锥型套筒冠义齿结合了固定义齿和可摘局部义齿的优点,在国内逐步得到推广应用,也得到同行们的认可。20 世纪 90 年代初,因制作口腔修复体所需的精密仪器、设备和相关材料的大量引进,使得该修复技术的临床应用面不断扩大,在中、重度牙周炎,殆重建,残存少数牙牙列缺损保存与修复等治疗中,采用该修复技术来制定修复治疗方案的病例数逐步增加,同时给疑难病例提供了一种可选择的有效的治疗方法。但近年来在临床应用中仍发现一些问题,如对圆锥型套筒冠义齿设计和制作的基础理论以及修复体制作要求掌握欠佳,影响了修复效果。为了使临床医师和修复体制作人员能更系统地掌握修复治疗方法,笔者根据课题研究结果和临床实践经验,并通过查阅文献,编写《圆锥型套筒冠义齿》一书。

本书内容包括圆锥型套筒冠义齿的生理学基础、生物力学分析、适应证、修复治疗方案设计、修复治疗步骤等共十一章。在书中大量使用插图与照片,通过基础理论与临床实践结合让读者能直观地了解该项修复技术。企望本书对口腔临床医师和口腔医学学生有较大帮助。

该书在写作过程中得到上海第二医科大学口腔医学院口腔修复教研室、上海第二医科大学附属第九人民医院口腔修复科、口腔技术中心的全体人员鼎力相助,孙健、李隽、陆尔奕、胡滨、阎俏梅、焦婷、魏斌等参与本书的部分编写工作,在此表示衷心感谢!石清女士为本书原稿打印,付远飞、朱梓园为本书文字校对付出了辛勤的劳动,在此一并致谢!

尽管作者们为本书的编写花费大量心血,但由于水平有限,仍会存在不足或错误,恳请读者批评指正。

上海第二医科大学口腔医学院口腔修复学教研室主任
上海第二医科大学附属第九人民医院口腔修复科主任

张富强

2002 年 5 月

目 录

第一章 概论	1
第二章 圆锥型套筒冠义齿修复的生理学基础	3
一、口腔硬软组织保存与生理性刺激	3
二、牙周组织保存与基牙运动方式	4
三、咀嚼系统的协调	7
四、咀嚼效能的恢复	10
第三章 圆锥型套筒冠义齿修复的生物力学分析	11
一、缓冲型圆锥型套筒冠义齿修复	11
二、圆锥型套筒冠义齿与牙周炎修复治疗	13
三、圆锥型套筒冠义齿与牙列末端游离缺损修复	17
四、圆锥型套筒冠固位体、卡环固位体与牙列缺损修复	20
第四章 圆锥型套筒冠义齿的组成	22
一、圆锥型套筒冠固位体	22
二、人工牙	23
三、基托	24
四、连接体	24
第五章 圆锥型套筒冠义齿的固位	26
一、圆锥型套筒冠固位体的固位原理	26
二、圆锥型套筒冠固位体与义齿固位	27
第六章 圆锥型套筒冠义齿的适应证和禁忌证	32
一、圆锥型套筒冠义齿的适应证	32
二、圆锥型套筒冠义齿的禁忌证	33

第七章 圆锥型套筒冠义齿的优缺点	36
一、圆锥型套筒冠义齿的优点	36
二、圆锥型套筒冠义齿的缺点	37
第八章 圆锥型套筒冠义齿的设计	39
一、基牙的选择	39
二、圆锥型套筒冠固位体设计	41
三、人工牙设计	50
四、连接体设计	51
五、基托设计	54
六、病例设计	55
第九章 圆锥型套筒冠义齿修复治疗步骤	60
一、修复治疗流程	60
二、修复前检查	63
三、修复前准备	64
四、临床操作和修复体制作	66
五、圆锥型套筒冠义齿初戴	95
第十章 圆锥型套筒冠义齿初戴后出现的问题和处理	98
一、基牙病变	98
二、义齿固位效果	105
三、修复体损坏	106
第十一章 圆锥型套筒冠义齿的临床应用	109
一、牙周炎修复治疗	109
二、殆重建修复治疗	117
三、牙列缺损修复治疗	120
四、圆锥型套筒冠义齿临床修复步骤实例	134
附 制作圆锥型套筒冠义齿所需的材料与器械	168

第一章 概论

套筒冠义齿(telescope denture)是指套筒冠为固位体的可摘义齿。套筒冠固位体的研究与临床应用,已有较长历史,套筒冠固位体在 20 世纪 20 年代由口腔修复学创始人 Peeso F. A. (1924 年)首先提出,当时又称二重冠固位体、套叠冠固位体,此固位体在临床开始试用后,在 20 世纪 20 年代末和 30 年代,Reichborm-Kjennerud I.、Höupl K.、ReHm H. 等开始在牙列缺损可摘局部义齿修复设计中采用了套筒冠为义齿的固位体。随着该固位体的临床应用,以及口腔修复技工工艺技术的不断发展,Steiger A.、Böttger H.、Gaermy A.、Körber K. H. 等对套筒冠固位体设计进行改良,推出了多种结构与形态的套筒冠固位体,如圆柱状套筒冠、缓冲型套筒冠、圆锥型套筒冠等类型。各种类型套筒冠固位体的形态与结构设计存在着差异,但基本结构相似,都由内冠与外冠组成固位体。内冠覆盖在基牙的牙冠组织表面,与基牙紧密粘固。外冠覆盖在内冠表面,外冠与内冠之间贴合。外冠作为固位体与义齿的其他组成部分连接成整体。当义齿戴入后,套筒冠固位体的内、外冠之间贴合,产生固位力。

根据外形与内、外冠之间的结合形式,以及固位力形成机制,当时将固位体分为两种类型:

1. 根据内冠外形分类(图 1-1)

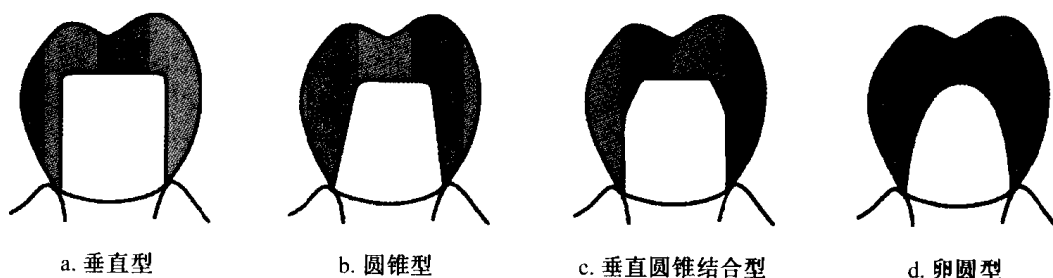


图 1-1 内冠外形分类

- (1) 垂直型套筒冠 内冠近远中和颊舌侧的轴面相互平行,轴面与殆面呈直角。
- (2) 圆锥型套筒冠 内冠近远中和颊舌侧的轴面向殆方略有内聚度。
- (3) 垂直圆锥结合型套筒冠 内冠高度 1/2 处至颈部的近远中和颊舌侧的轴面相互平行,内冠高度 1/2 处至殆面的近远中和颊舌侧的轴面向殆方略有内聚度。
- (4) 卵圆型套筒冠 内冠近远中和颊舌侧的轴面向殆方内聚呈卵圆型。

2. 根据固位力形成机制分类(图 1-2)

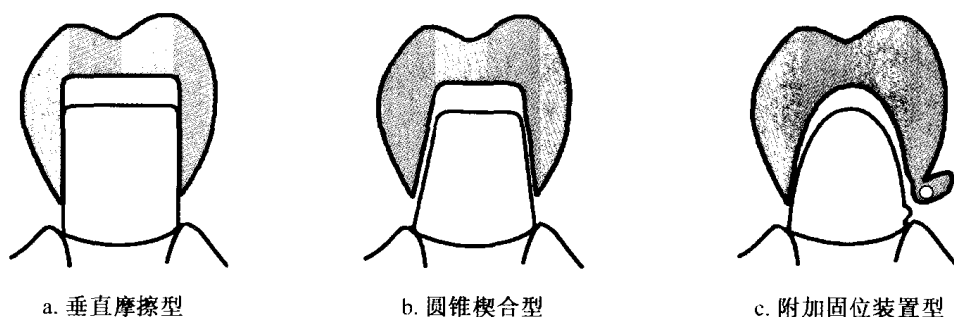


图 1-2 固位力形成机制分类

(1) 垂直摩擦型套筒冠 圆柱型内冠与外冠之间垂直贴合,在就位和脱位时产生垂直向摩擦形成固位力。

(2) 圆锥楔合型套筒冠 圆锥型内冠与外冠之间贴合,在就位和脱位时产生圆锥体摩擦形成固位力。

(3) 附加固位装置型套筒冠 内冠与外冠之间贴合,而固位力主要由固位装置形成固位力。

上述各种类型套筒冠固位体所组成的义齿,在修复牙列缺损时都具有以下共同点:

- (1) 义齿将所有基牙连接成整体,起到夹板作用。
- (2) 在承受各方向的外力时,义齿能保持良好的稳定性、固位性。
- (3) 骀力能得到合理分配,咀嚼功能恢复良好。
- (4) 义齿摘取方便,易清洁。
- (5) 对基牙周围组织有保护作用。
- (6) 义齿长期使用能保持良好修复效果。
- (7) 临床应用面广。

随着套筒冠固位体在临床上不断推广应用,Körber K. H. (1958 年)设计的圆锥型套筒冠被口腔修复学界公认为是较理想的可摘义齿固位体,该固位体内冠为圆锥型,外冠与内冠之间形成楔合作用,固位力大小可以通过内冠的内聚角度进行调节。采用该固位体的可摘义齿修复牙列缺损,修复体就位后义齿的固位和稳定性能良好,能较好地恢复咀嚼功能。在 20 世纪 70 年代初期,该固位方式在日本修复学界得到推广应用,短期内在临床上被应用的同时,进行了较多的应用研究。在 20 世纪 80 年代后期我国口腔修复学者也开始关注该修复固位方式的临床应用前景,也着手进行了大量的基础与临床应用研究,并将该修复方式介绍给国内口腔修复学界,使圆锥型套筒冠义齿的修复方式得到了推广应用。

圆锥型套筒冠可摘义齿临床应用面广,可应用在少数牙残存的牙列缺损、牙周炎伴牙列缺损、骀面严重磨损伴牙列缺损、部分颌骨切除的牙列缺损、先天性牙列缺损等修复病例。该修复方法在欧美、日本、中国等国家和地区已纳入口腔修复学的教科书中。

第二章 圆锥型套筒冠义齿修复的生理学基础

牙体组织、牙槽骨、牙周组织的保存,对牙列缺损修复而言,为义齿提供了固位和稳定的基础,而这些组织的健康与咀嚼时得到生理性刺激有密切关系。圆锥型套筒冠义齿修复牙列缺损时,通过调整义齿支持组织的承受力、基牙的运动方式、口颌系统协调性,既能达到修复治疗效果,又能保存口腔硬软组织。

一、口腔硬软组织保存与生理性刺激

恒牙逐渐替换乳牙形成完整恒牙列,此牙列中每个牙齿之间通过邻面外形高点相互接触,牙根通过牙周组织固定于牙槽窝内,咀嚼时𦍃力通过牙冠传递至牙根达牙周支持组织,对牙周膜和齿槽骨产生生理性刺激,保持牙周组织的结构完整和代谢健康,同时又通过牙冠之间接触点传递到邻牙,使𦍃力分散,防止个别牙受力过大(图 2-1)。牙齿之间紧密接触又可避免食物嵌塞,保护邻间隙的龈乳头免受损害。牙齿的相互依靠又可保持牙列的稳定,防止牙齿移位。在正常生理状态下,如果咀嚼压力超过牙周膜的耐受能力,通过牙周膜的感受

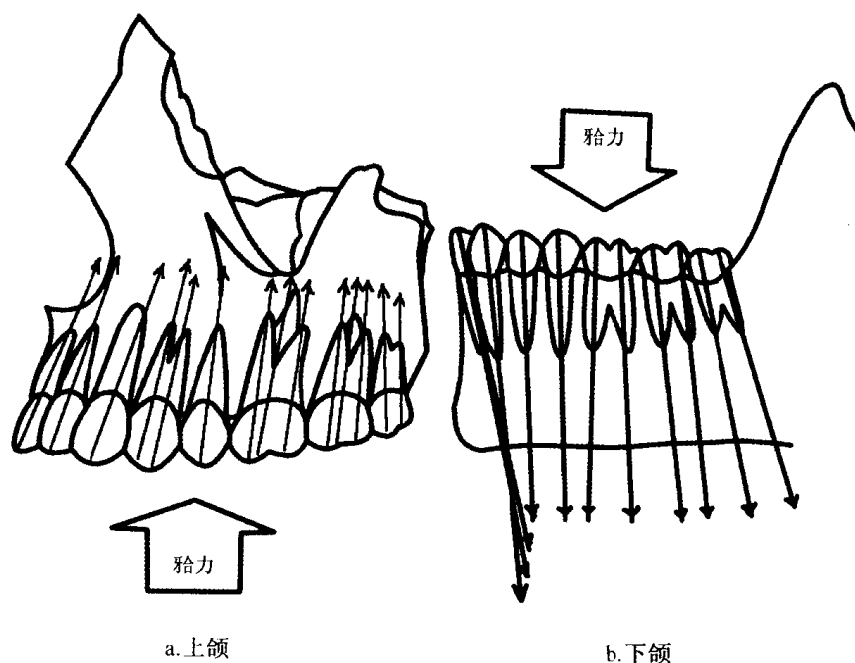


图 2-1 𦍃力传递方式

器反射作用使咀嚼肌的张力降低,能减少牙周组织的压力,避免组织损害(图 2-2)。当牙列

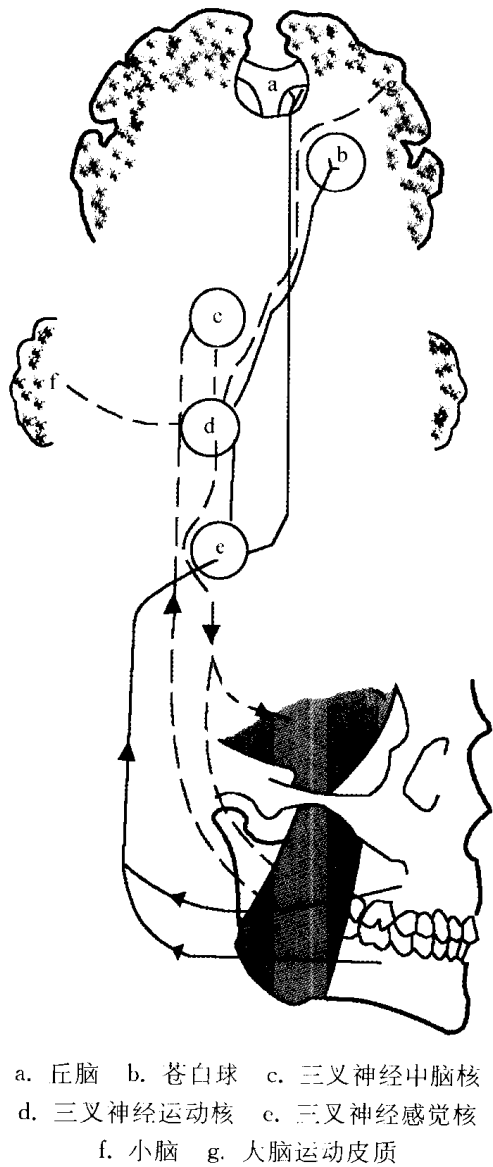


图 2-2 咀嚼肌张力调节

中部分牙缺失,由于牙列中其他牙齿牙周组织存在着储备力,能补偿缺失牙的咀嚼功能。但牙列中多数牙缺失时少数残存牙在咀嚼运动中易受到超出其耐受范围的过大殆力,损害牙齿的牙周组织,造成牙周纤维破坏,齿槽骨吸收,牙骨质撕伤并停止生长,引起牙齿松动,最终导致牙齿再丧失。如牙周炎患者牙周组织破坏吸收,使牙周膜面积不断缩小,牙周组织所能承受的殆力逐渐下降,即使在正常咀嚼时也容易造成牙周组织再创伤。如牙列中多数牙缺失,少数残留牙又无对应咬合关系,使该牙丧失正常的生理性刺激,引起牙周膜变薄,牙周纤维的数量及密度均减少,排列方向紊乱,牙槽骨骨质吸收、高度降低,骨小梁的数量和大小也相应减少,形成废用性萎缩。因此,牙周组织与咬合力之间始终保持着极为敏感的平衡关系。

圆锥型套筒冠义齿修复牙列缺损后,在殆力分散与调节基牙所承受的殆力上有其特点。可根据余留牙和牙槽骨的状况设计修复体,选择套筒冠类型、调整内冠内聚角度、连接体形态及基托覆盖软组织的面积,从而调整传递到基牙和基托下组织的殆力。例如,中重度牙周炎患者牙周组织面积明显减少,承受殆力能力显著下降的患牙,可选用缓冲型圆锥型套筒冠固位体,使基牙承受的殆力减低到最小程度;在基牙中也可根据基牙牙槽骨吸收的程度来调整内冠内聚角度,个别牙槽骨严重吸收的患牙,可增大其内冠内聚角度以减少固位力减轻基牙的负荷;此外,也可根据

基牙承受殆力的能力来调整基托面积,牙列中残存的基牙数少时,可增加基托面积来调整殆力分布,使基托下组织分担的殆力增加,以减少基牙的受力。因此,圆锥型套筒冠义齿修复牙列缺损后,义齿的支持组织承受的殆力得到合理调节,使少数残存牙齿、牙周炎患牙和基托下的组织都能受到生理性刺激。实验证明,采用圆锥型套筒冠义齿修复 Kennedy I 类牙列缺损,其基牙动度、基托负载均小于 Aker 铸造卡环及冷弯卡环固位体义齿,应力分布接近天然牙列。临床长期随访,中重度牙周炎患者通过圆锥型套筒冠义齿修复治疗,10 年的追踪复查显示,患牙牙周组织能得到保存,基托下骨组织也无明显吸收。

二、牙周组织保存与基牙运动方式

完整牙列每个牙齿之间通过邻面外形高点相互接触,在咀嚼时殆力通过牙冠传递至牙

根达牙周组织,同时又通过接触点传递到邻牙,使骀力分散,牙齿之间的相互依靠可保持牙齿的稳定性,降低牙齿的动度,牙齿受侧向力时,也不容易造成牙周组织的损伤。正常的牙齿受到垂直向力时,牙齿顺牙体长轴向根尖方向移动,牙根被压入牙槽窝内,牙周膜中几乎全部主纤维都呈紧张状态,使牙周组织能抵抗较大的垂直向压力。当牙齿受到水平向或侧向力时,外力与牙齿长轴形成一定角度,使牙齿以转动中心为支点产生倾斜或旋转移位(图 2-3)。侧向压力仅使牙周膜中的部分纤维呈紧张状态,即一部分牙周膜纤维受过大的张力,而另一

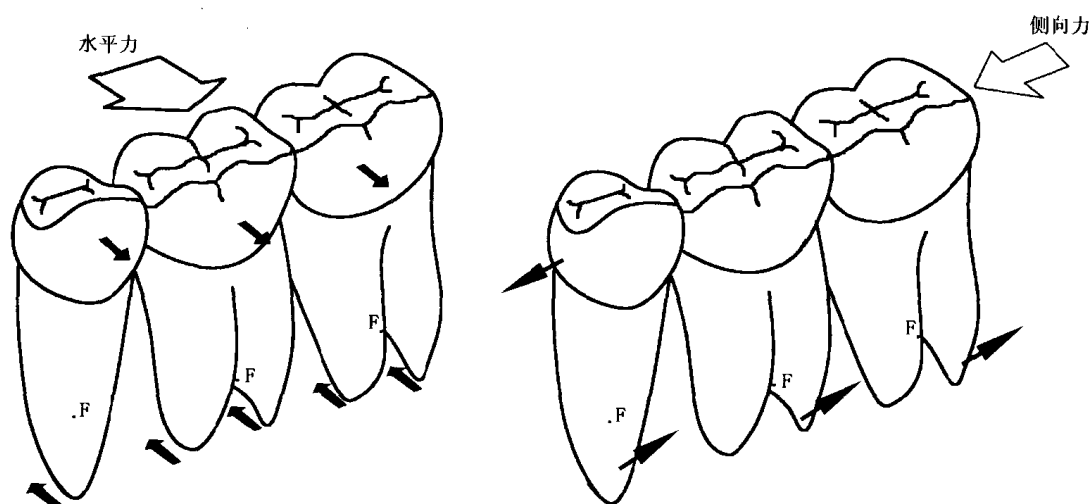


图 2-3 侧向和水平力与牙的运动

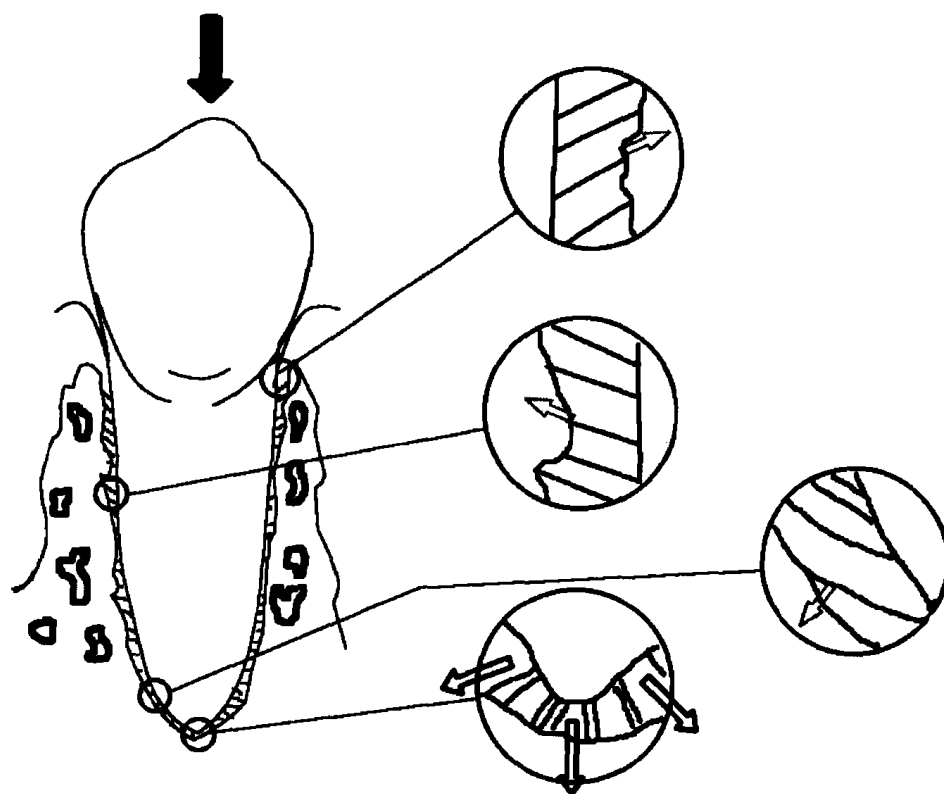


图 2-4 牙受力方向与牙周膜纤维受力

部分纤维受到压力,因此牙周组织抵抗水平向或侧向力的能力较弱。牙列中多根牙比较稳固,其牙周膜面积大,抵抗水平向或侧向力的能力比单根牙强(图 2-4)。

当牙列中部分牙齿因龋病、牙周炎、外伤等原因被拔除后,牙列的完整性受到破坏。而且牙列缺损后不及时修复,缺牙区邻牙随时间推延向缺牙区移位,邻近缺牙区的牙齿之间接触点丧失。由于失去牙齿与牙齿之间的相互制约作用,从而失去了通过邻面接触点传递分散殆力的作用,使邻牙承受外力的能力降低。同时,牙倾斜后在承受正常殆龈方向的垂直殆力时该牙齿也相当于承受了侧向力。牙齿受侧向力时以支点为中心产生位移,使部分牙周纤维受到过大张力,另一部分受到过大压力,久而久之,受力过大的倾斜牙牙周组织破坏吸收,导致牙齿倾斜位移度加大,此时更易造成牙周组织创伤。

牙周炎患牙,由于牙周组织不断破坏吸收,牙齿的冠根比例发生变化,临床牙冠增长,牙齿转动中心逐渐向根尖方向移动(图 2-5)。在承受水平或侧向力时,因力臂加长,对牙周组织创伤加剧,导致牙齿松动度增加,进一步加速牙周组织破坏吸收,形成恶性循环。

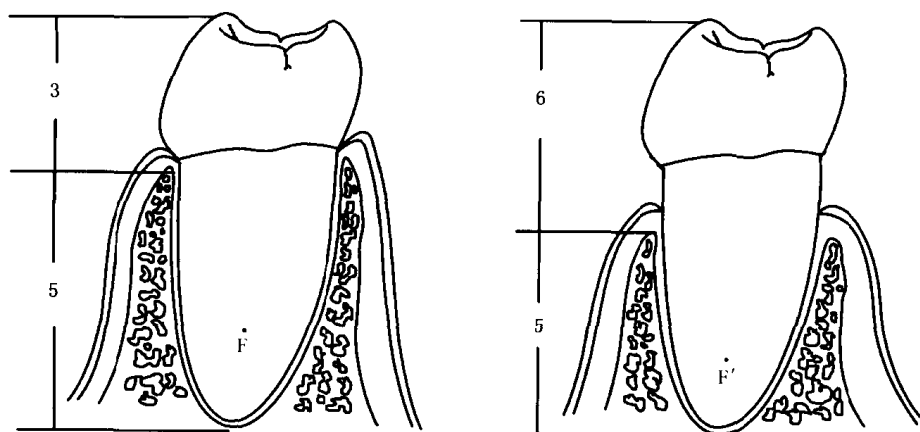


图 2-5 牙齿冠根比例与牙齿转动中心

圆锥型套筒冠义齿在修复治疗中,通过修复体将所有基牙连接成一个整体,同牙周炎夹

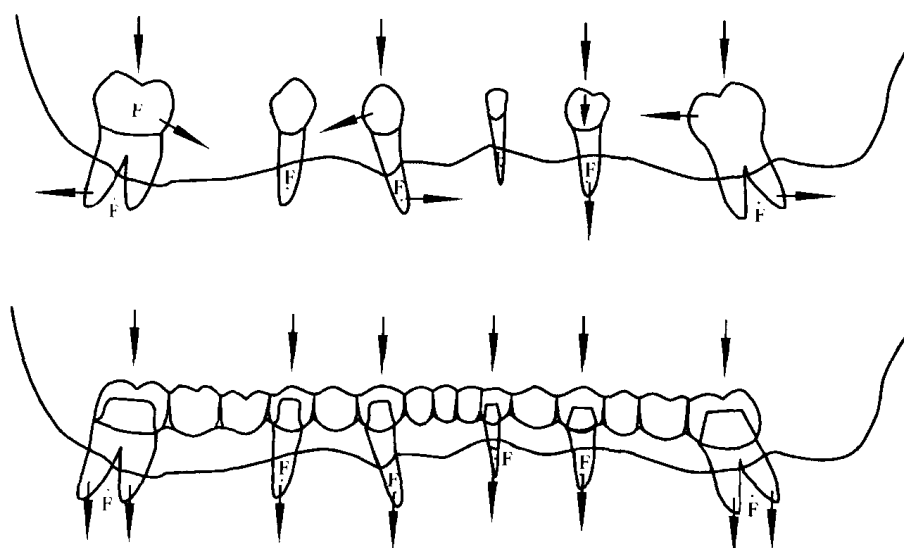


图 2-6 圆锥型套筒冠义齿的牙周夹板原理

板的治疗原理基本相似,形成一个新的“多根巨牙”(图 2-6)。在咀嚼时,每个牙齿不再是单独的受力单位,而是通过多根牙的牙周膜中纤维共同抵御外力,使殆力分散,减轻个别基牙的负荷,促进松动牙牙周组织修复。同时圆锥型套筒冠义齿中的多基牙的连线形成平面,更有利基牙之间的制约作用,减少牙齿的动度。而且义齿受力时所有基牙为整体运动,使殆力传递接近牙体长轴,更符合牙周支持组织的生理特性。圆锥型套筒冠固位体的内冠通过牙体制备,改善临床冠根比例,明显降低临床牙冠的长度,减小杠杆的作用力,减少牙齿受力时的动度,避免牙周组织损伤(图 2-7)。

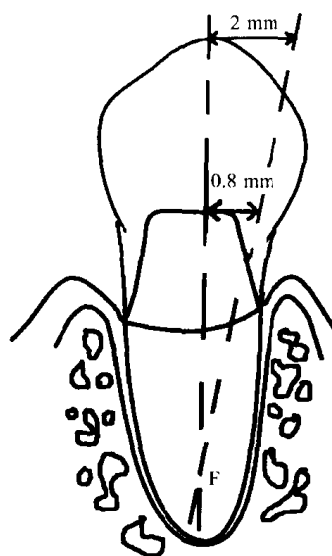


图 2-7 冠根比例改变与基牙动度

三、咀嚼系统的协调

咀嚼系统的健康,取决于殆、颞下颌关节、咀嚼肌群三者之间通过神经的调控达到协调,协调的咀嚼系统有利于咀嚼运动和提高咀嚼效能。当恒牙牙列替代乳牙牙列后,不断的咀嚼刺激促进殆、颌面的正常发育和维持它们的功能和形态。因此,良好咀嚼功能伴随着口颌系统的健康。

不断的咀嚼造成牙齿殆面和切缘磨耗。在上下颌牙列建殆接触的初期,通过咀嚼,过高过陡牙尖逐渐磨耗,使初建的殆接触从不密合逐步达到上下殆面广泛接触,建立殆的平衡。

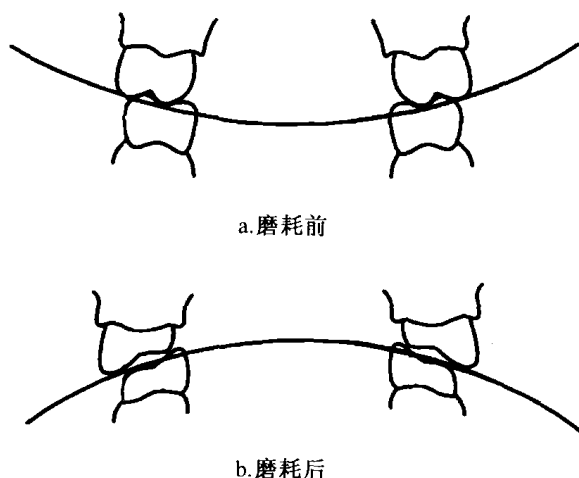


图 2-8 殆面严重磨耗后殆曲线的变化

但是,如果由于各种原因,造成牙齿切缘和殆面过度磨损,使前牙切缘变短,后牙牙尖磨平,前牙覆殆消失,下牙列逐渐向前移位,以致形成前牙的对刃殆,殆关系发生变化。磨损更严重者,连接左右上颌后牙颊舌尖的横殆曲线变为向上凹,左右下颌后牙的横殆曲线变为向上凸(图 2-8),与正常横殆曲线相比,在侧向咀嚼运动中严重磨损的后牙容易引起牙周组织的创伤和牙体组织的折裂,同时过度磨损使颌间垂直距离降低,髁突后移,相关咀嚼肌失去正常张力,下颌位置发生改变,导致颞下颌关节紊乱综合征。

牙列中部分牙的缺失,如不及时修复,随着缺失时间推延,会造成殆牙伸长、邻牙向缺牙区倾斜、牙周炎的松动牙移位、个别牙反殆或舌向错位、严重的锁殆、深覆殆等使下颌前伸和侧向运动受到障碍,正中关系和正中殆不协调,改变了髁状突在关节凹内的正常位置,使髁状突向前或向后移位,严重者将损伤关节内部正常结构,也会引起颞下颌关节紊乱综合征。

上述原因引起的临床症状,除个别牙错殆可通过局部治疗,大多病例需殆重建治疗。圆锥型套筒冠义齿能达到殆重建治疗的目的,可通过基牙的预备和修复体制作,建立符合患者

自身的正中颌位关系,以及正确的咬合关系,解除因伸长、倾斜、错骀等原因引起的咀嚼中前伸、侧向运动的障碍,恢复因骀面磨损等原因造成的垂直距离过低,使髁状突在关节凹的位置回复到正常,从而使骀、关节、咀嚼肌达到新的协调(图 2-9)。

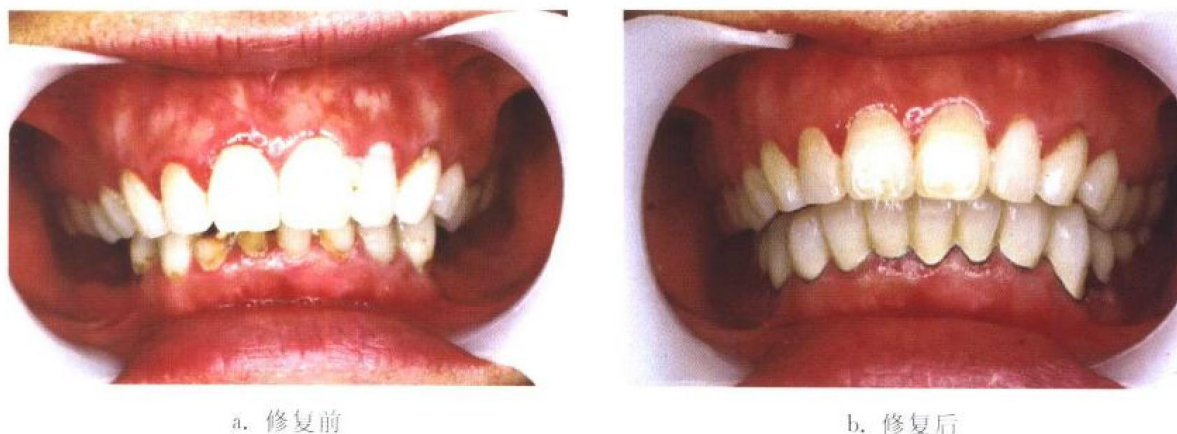


图 2-9 骀重建

为探讨圆锥型套筒冠义齿修复牙列缺损后能达到的咀嚼功能以及肌肉与下颌咀嚼运动的协调性,有学者通过对圆锥型套筒冠义齿修复前、后不同时期咀嚼肌进行动态性肌电测定,分析不同时期咀嚼肌肌电的变化规律。实验证明,肌电信号积分值与肌力积分值呈正相关。测定患者应用圆锥型套筒冠义齿修复前、后不同时期咀嚼肌电积分均值,发现随着义齿使用时间的延长咀嚼肌力逐渐提高,戴用义齿 6 个月时,已达修复前的 2 倍(图 2-10),表明咀嚼肌肌力的恢复与行使功能及对义齿的适应程度密切相关(表 2-2)。恢复缺损牙列的完整性,牙齿咬合接触面积增大,骀力增强;义齿就位后能与基牙紧密贴合,牙齿支持组织所承受的应力得到了均匀分布,因此在咀嚼运动过程中,各咀嚼肌均协调参与活动,从而使咀嚼肌肌力提高。两侧咀嚼肌肌电积分值均等,说明两侧咀嚼肌已同步均匀地收缩、运动协调。实验结果显示(表 2-3),义齿修复前咀嚼肌肌电积分值右侧明显大于左侧,到修复后 3 个月时左、右两侧咀嚼肌肌电积分值趋向平衡。由于牙齿支持组织的破坏和牙列缺损等因素,使牙齿缺失侧的咀嚼运动被抑制而移向对侧,形成缺损性偏侧咀嚼习惯,偏侧咀嚼必然导致左右两侧咀嚼肌收缩失调,缺牙侧骀力明显低于健牙侧,骀力或咀嚼肌功能低下与组织化学所

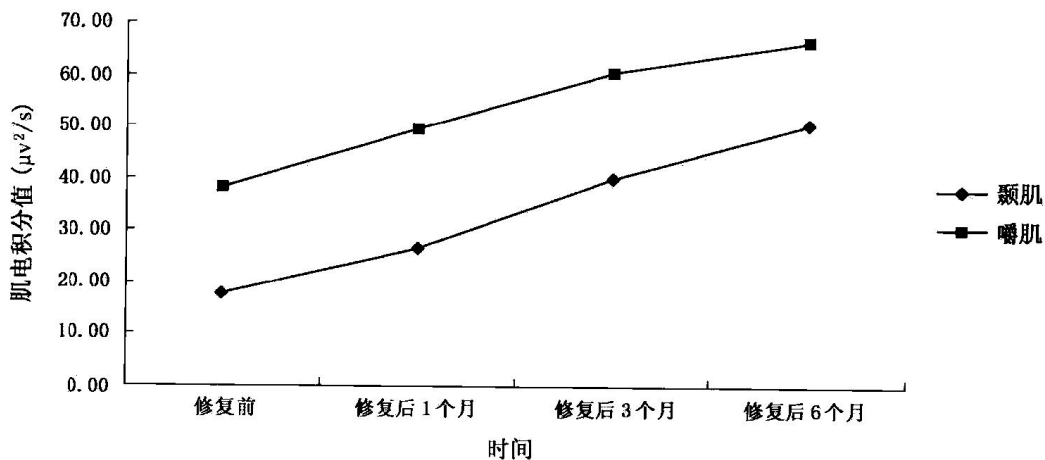


图 2-10 圆锥型套筒冠义齿修复前后不同时期咀嚼肌肌电积分值变化

见的肌纤维类型的分布不同相一致,缺牙侧肌纤维明显萎缩。而应用圆锥型套筒冠义齿修复后,既能最大限度地保留患牙,同时也保存了牙齿支持组织的本体感受器,当传入信号传递给牙齿支持组织本体感受器时,均匀的殆力刺激传递给神经中枢,经过重新整殆,反馈给各咀嚼肌群,从而提高了咀嚼肌的功能,并调整咀嚼肌的肌力趋向平衡与协调,恢复正常的咀嚼功能。

表 2-2 修复前后不同时期各咀嚼肌肌电积分均值($\mu\text{V}^2/\text{s}$)的比较(方差分析)

咀嚼肌	修复前	$\bar{x}$			F 值	P 值
		修复后 1 个月	修复后 3 个月	修复后 6 个月		
右侧颞肌	11.86	19.34	23.20*	29.95*	4.81	0.001
左侧颞肌	5.54	10.00	15.93*	21.46***	9.97	0.000
右侧嚼肌	26.54	29.98	32.97	36.40	0.41	0.749
左侧嚼肌	12.14	18.62	23.92	28.86*	1.90	0.147
颞肌(总)	17.77	26.68	39.75*	50.32***	4.69	0.008
嚼肌(总)	38.21	49.32	60.07	66.25*	2.47	0.082

注: * 修复前与修复后某期之间有差异 ($P < 0.05$);

*** 修复后 1 个月与修复后 6 个月之间有差异 ($P < 0.05$)。

表 2-3 圆锥型套筒冠义齿修复前后不同时期左右颞肌、嚼肌的肌电积分均值($\mu\text{V}^2/\text{s}$)的 t 检验结果

时 间	t 值	
	颞 肌	嚼 肌
修 复 前	2.629 5*	2.321 5*
修复后 1 个月	2.566 5*	1.347 9
修复后 3 个月	2.05	0.974 4
修复后 6 个月	1.595 2	0.809

注: * $P < 0.05$ 。

不同时期咀嚼肌功率谱变化显示,在 0~500 Hz 频率分段中,重度牙周炎所致牙列缺损患者在修复前咀嚼肌纤维参与运动是不稳定和不均匀的,双侧颞肌的运动无明显规律,嚼肌在 125~250 Hz 频率段肌纤维运动明显高于低频与高频段。同时,咀嚼习惯侧的肌电积分均值明显高于对侧,当应用该修复体修复后,双侧咀嚼肌肌电积分均值有增加,非咀嚼习惯侧的肌电积分均值提高幅度大于咀嚼习惯侧,功率谱图逐渐趋向规律性,至修复后 6 个月时,呈现以 125~250 Hz 频率为中心的均匀类似正态分布图形,双侧咀嚼肌肌力逐渐趋向平衡和规律。提示随着使用圆锥型套筒冠义齿时间的延长,各咀嚼肌纤维束的咀嚼运动逐渐趋向稳定、均匀和协调。这是因为在修复前,由于牙列缺损、基牙松动等因素,致使咀嚼肌纤维束的收缩运动分布不均,牙周膜的本体感受器传入信号亦呈现无明显规律的图形,圆锥型套筒冠义齿恢复了缺损牙列,改变了牙周韧带的应力分布并调节了神经肌肉的反应。随着修复体使用时间的延长,双侧颞肌、嚼肌的咀嚼肌功率谱图形逐步趋向稳定,规律趋向一致。经过该修复体修复后,机体能够适应并积极调动协调神经、肌肉的正常兴奋活动,从而

达到肌肉与下颌咀嚼运动的同步协调。

四、咀嚼效能的恢复

咀嚼效能是指一个人在一定时间内将定量食物嚼碎的程度,是咀嚼活动的实际效果。牙列缺损患者,尤其是末端游离缺损患者咀嚼效能是正常牙列者的 1/4~1/3,卡环固位体可摘局部义齿恢复患者咀嚼效能一般达到正常牙列的 2/3 左右。有实验证明,圆锥型套筒冠义齿的固位优于卡环固位体义齿,并且可获得良好的支持与稳定,咀嚼效能更接近正常牙列。随机选择门诊重度牙周炎伴牙列缺损的患者作圆锥型套筒冠义齿修复前后不同时期咀嚼效能测试实验,结果显示咀嚼效能均值在修复后 1 个月及 3 个月时恢复幅度较大,修复后 6 个月恢复幅度渐缓,咀嚼效能的恢复已趋于稳定,其值已接近正常牙列者(图 2-11,表 2-4)。这是由于该修复体将孤立分散的患牙连接成一体,形成新的整体咀嚼单位,合理地分配了骀力,调动了牙周储备力,最大限度地发挥了患牙的生理功能,咀嚼效能迅速提高。

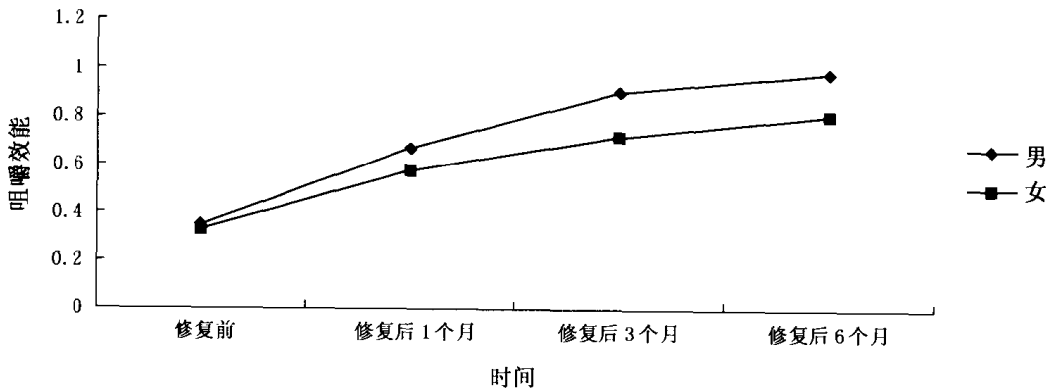


图 2-11 修复前后不同时期咀嚼效能值

表 2-4 修复前后不同时期咀嚼效能比较(方差分析)

时 间	病例数	$\bar{x}$	s	P*
修 复 前	10	0.341 5	0.166 6	C
修复后 1 个月	10	0.628 3	0.138 9	B
修复后 3 个月	10	0.821 6	0.123 8	A
修复后 6 个月	10	0.901 3	0.101 2	A

注: * 以相同字母表示无显著差异 ($P > 0.05$);
以不同字母表示有显著差异 ($P < 0.05$)。

第二

章 圆锥型套筒冠义齿修复的生物力学分析

一、缓冲型圆锥型套筒冠义齿修复

多数牙缺失,少数牙残存的牙列缺损病例设计圆锥型套筒冠义齿修复时,在相同实验条件下,缓冲型与非缓冲型圆锥型套筒冠义齿的位移、应力、基牙的移动等都有所不同。

1. 内外冠之间间隙与软组织弹性的关系

缓冲型圆锥型套筒冠固位体内外冠之间的殆面与轴面间隙与殆力再分配有密切关系,还与牙槽嵴覆盖软组织的致密度及弹性有关。有实验资料证明,一般基托下软组织被压缩范围在 0.3 mm 左右,加载力在 75 N 时,基托下被覆盖软组织位移在 0.017 mm,软组织被压缩量较小;当加载到 100 N 时,位移明显增加到 0.232 mm,从数值可见 70 N~100 N 殆力时,软组织被压缩量最明显。此后加载力增加与位移有规律性,每加载 25 N,组织位移约 0.058 mm,因此加至 150 N 时,位移达 0.348 mm。由此推算,130 N 时固位体内外冠殆面之间 0.3 mm 间隙消失,基牙开始承受殆力。日常生活中人类咀嚼食物所需的咬合力一般在 100 N~150 N。因此,咀嚼时,当缓冲型圆锥型套筒冠固位体义齿修复缺损牙列后,承受殆力小于 130 N 时,义齿支持组织中基托下组织承担殆力大,基牙支持组织承受殆力小。加大咀嚼力直到组织被压缩到一定范围,基牙受力加大。但过大殆力会刺激牙周感受器,通过神经系统调节,降低咀嚼肌的收缩力而降低咬合力。

2. 支持组织位移与应力分布

有限元数学实验位移对比分析显示(图 3-1),作垂直向加载缓冲型与非缓冲型圆锥型套筒冠固位体对义齿支持组织的位移有明显差异。非缓冲型圆锥型套筒冠义齿在承受载荷时,基牙牙周组织近远中垂直向位移值明显大于缓冲型位移值,水平向位移值也大于缓冲型。缓冲型圆锥型套筒冠义齿的基托下组织位移值大于非缓冲型,基牙牙周组织位移

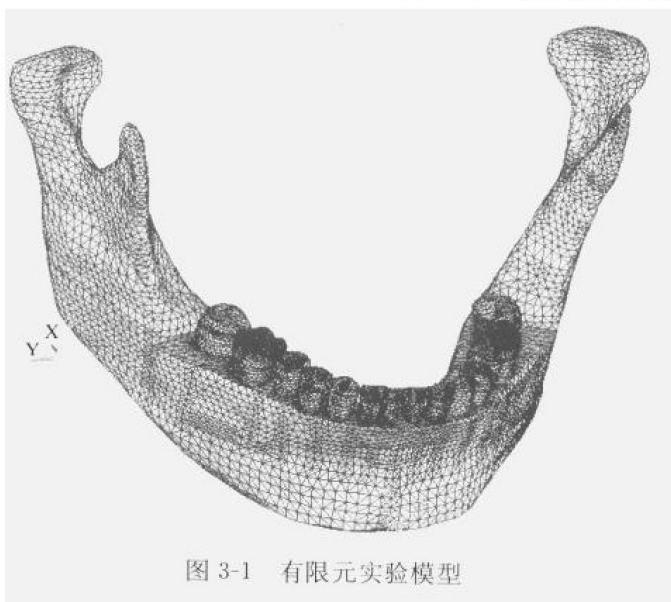


图 3-1 有限元实验模型