

种植体钛基台和氧化锆基台粘结 冠修复体的抗折强度:无饰瓷全 瓷冠和饰面瓷全瓷冠系统的比较 研究

Fracture Resistance of Crowns Cemented on Titanium and Zirconia Implant Abutments: A Comparison of Monolithic Versus Manually Veneered All-Ceramic Systems

Francisco Martínez-Rus, Alberto Ferreiroa, Mutlu Özcan, Dr Med Dent, José F. Bartolomé, Guillermo Pradíes 原载 INT J MAXILLOFAC IMPLANTS, 2012, 27: 1448-1455. (英文) 华泽乾 ¹ 译 汤春波 ² 审

摘要

目的: 研究种植体钛基台和氧化锆基台上全瓷冠修复体的抗折强度。材料与方法: 内连接式种植体修复右上中切牙, 分别制作个性化钛基台 30 个和氧化锆基台 30 个。两组基台分别以以下全瓷系统进行修复。每组 10 个: ①计算机辅助设计 / 计算机辅助制作硅酸锂 (MLD); ②热压铸造硅酸锂 (PLD); ③二氧化锆 (YTZP)。其中 PLD 和 YTZP 底冠表面经氟磷灰石饰瓷完成修复体。各组修复体分别粘固于两组种植体基台,在万能测试机上以 0.5mm/min 的速度加载至断裂。数据采用双因素方差分析 (ANOVA) 和 Tukey's test 检验 (α=0.05)。结果: 基台材料 (P=0.0001) 和全瓷冠系统 (P=0.028) 均对实验结果有显著影响,组间交互作用不显著 (P=0.598); Ti-MLD组平均抗折强度(558.5±35N)相比其他各组(340.3±62~495.9±53N) 为最高(P<0.05)。钛基台各组的抗折强度 (558.5±35~495.9±53N) 远高于氧化锆基台各组(392.9±55~340.3±62N)(P<0.05);无论是钛基台还是氧化锆基台的MLD组其抗折强度均高于饰面瓷全瓷冠组(P<0.05)。在Ti-MLD组和Ti-PLD组断裂模式仅为冠破裂,无基台断裂;在Zr-YTZP组则发生基台断裂,无冠破裂;在Zr-MLD组和Tr-PLD组既有基台断裂也有冠破裂;Ti-YTZP组仅表现为种植体颈部的形变结论:钛基台结合无饰瓷冠修复抗折强度最高,而钛基台结合氧化锆全瓷冠修复整体断裂模式最理想。

关键词 计算机辅助设计/计算机辅助制作: 硅酸锂陶瓷: 无饰瓷冠:铸造陶瓷: 钛: 氧化锆

译者单位 1 北京瑞尔齿科

北京市朝阳区酒仙桥路 18 号颐堤港 LG100 100621

2 南京医科大学附属口腔医院种植修复科 南京市汉中路 136 号 210005

1 引言

目前虽然对缺失牙齿的修复具有多种选择, 然而临床医师对美学区域的修复仍面临着较大的挑战。尽管树脂粘结固定桥能够更好地保留牙体组织, 但其长期的临床效果还需要进一步研究。而另一方 面,传统固定桥又存在牙体预备量较大,牙体组织 丧失过多的缺点。

种植修复单颗牙缺失的临床有效性已得到较好的证实,但也有研究指出种植体支持式的固定修复体的并发症仍较高,这些并发症包括固位螺丝/基台松动,固位螺丝/基台断裂,以及修复体底冠破裂或者饰面瓷崩脱等。

研究已证实商业纯钛具有较好的生物相容性和 机械性能而被广泛用于种植体基台材料,临床研究 也表明种植体— 钛基台支持式修复体具有较高的临 床成功率。尽管钛基台在制作和设计方面均做了较 多的改进,然而钛基台的金属色会透过牙龈黏膜而 显现出来,影响美观,即便将钛基台置于龈下牙龈 软组织仍会有不自然的灰色呈现出来,当然牙龈的 青灰色有些是因为种植体周牙龈软组织较薄而不能 阻挡基台表面对光的反射所致,因此,钛基台虽然 具有较好的生物相容性,然而其在美学区域的应用 却受到了限制。

尤其在前牙区域, 单颗牙种植修复的成败取决 于与种植体周软组织相关的众多因素,种植体 - 冠 整体在颜色和形态上与周围软组织及邻牙的协调性 尤为重要。从这个角度讲,具有天然牙齿颜色的瓷 基台最有可能成为取代钛基台的材料, 如氧化钇稳 定四方氧化锆晶体 (hereon, zirconia)。氧化锆 具有较好的机械性能, 抗折强度高达900~1200 MPa。氧化锆基台较钛基台不仅明显地降低了牙龈 变色而且也减少了细菌附着,并且研究指出软组织 与氧化锆的结合方式和与钛的结合方式相似。在制 定修复治疗计划时不仅仅需要考虑种植体基台的材 料、上部修复体的材料也必须同时考虑在内,金属 烤瓷修复体是种植体上部结构的常用材料。由于种 植体与牙槽骨之间缺少牙周韧带组织, 缺少牙周本 体感觉神经末梢, 天然牙的敏感性和生理动度并不 存在,这样种植牙并不能像天然牙那样根据牙周膜 的本体感觉和被压缩程度而做出调节。因为种植体 缺少这一神经调节机制, 所以会影响种植修复体的 长久稳定性,并导致一些并发症的发生。

近年来随着高强度陶瓷材料的出现和加工技术

的进步, 使得兼顾生物力学性能和美学需要的种植 修复体成为可能。在这些材料中,有20世纪90年 代末作为底冠材料应用于口腔医学的硅酸锂玻璃陶 瓷 (SiO₂-Li₂O), 其弯曲强度在300~400Mpa, 断裂韧性在 2.8 ~ 3.5MPa/m1/2 。硅酸锂全瓷冠 的制作方法既可以用失蜡法结合热压铸造技术也可 以通过计算机辅助设计和制作(CAD/CAM)技术 研磨, 两种方法的适应证相同。热压铸造技术能够 让技师更好地调整修复体的形态,同时避免了购买 昂贵的 CAD/CAM 设备。硅酸锂陶瓷具有较高的 强度,在临床上有多种用途,可以通过椅旁或技工 室操作系统切削全硅酸锂冠, 然后经染色和表面修 饰处理完成修复体。目前对硅酸锂陶瓷的实验研究 是在人工代型上进行的,且很有限,尚未见报道在 种植体上进行研究的。一篇临床研究发现通过热压 铸造硅酸锂玻璃陶瓷技术制作的三单位固定桥 8 年 临床成功率实际上为93%,但这类修复体在种植体 基台上的临床成功率尚未见报道。高强度陶瓷材料 的另一项重大进步是氧化锆陶瓷的出现, 它可以作 为底冠材料,同样可以采用 CAD/CAM 加工。与 其他陶瓷系统相比,氧化锆因其相变增韧机制而具 有更好的机械性能。

硅酸锂玻璃陶瓷的抗折强度不如氧化锆陶瓷, 因此种植体基台上的氧化锆修复体也被认为应该具 有较高的抗折强度;另一方面,饰瓷全瓷冠最主要 的问题是存在底瓷与饰面瓷容易分离,而无饰瓷全 瓷冠被认为是解决这一问题的方法;由于金属的延 展性和抗弯强度能减少陶瓷材料的破裂,因此氧化 锆基台 - 全瓷修复体与钛基台 - 陶瓷修复体相比 被认为具有较低的抗折强度。

本文旨在研究:①种植体钛基台和氧化锆基台分别经 CAD/CAM 全硅酸锂冠,热压铸造硅酸锂全瓷冠和氧化锆全瓷冠修复后整体的抗折强度;②分析其断裂模式。本实验基于以下假设:①钛基台一冠修复体较氧化锆基台一冠修复体具有更高的抗折强度;②二氧化锆全瓷冠较硅酸锂全瓷冠抗折强度高。

2 材料和方法

2.1 样本制作

本研究选取 Straumann SP 直径 4.1mm、长度 12mm 内连接种植体 60 颗,选择一个临床病例制作模型,基台高 7mm,聚合度 6°,通过三维数字化基台制作软件(inLab 3D for Abutments,

version 3.80, Sirona Dental Systems) 设计基台(图1)。

将数据发送给德国 Markkleeberg 士卓曼生产中心分别制作两组完全相同的个性化基台,氧化锆基台 (Straumann CARES Abutment Ceramic, Straumann) 和钛基台 (Straumann CARES Abutment Titanium, Straumann),每组30个(图2)。

每组基台随机分为 3 个亚组(每组 10 个),分别以如下全瓷系统制作上部结构: ① CAD/CAM 硅酸锂(MLD; IPS e.max CAD, lvoclar Vivadent); ②热压铸造硅酸锂 (PLD; IPS e.max Press); ③氧化钇稳定四方氧化锆 (YTZP; IPS e.max ZirCAD)。根据硅胶导板制作标准右上中切牙冠(高度 11mm,近远中宽度 8.5mm,厚度为2mm),所有的全瓷冠均按照产品标准由经验丰富的技师完成。

MLD 组全硅酸锂冠和 YTZP 组氧化锆基底冠使用厂商提供的预烧结瓷块由 CAD/CAM 系统(CEREC InLab, Sirona Dental Systems)进行设计和研磨后,分别按照生产要求进行致密烧结。PLD 组基底冠厚度为 0.6mm 采用热压铸造技术完成。YTZP 组和 PLD 组基底冠经由氟磷灰石陶瓷饰面瓷(IPS e.max Ceram, lvoclar Vivadent)修饰完成修复体。

使用环氧树脂 (Epoxicure Resin, Buehler) 将所有的种植体包埋于专用样本架中央,并使其与水平面成 90°,根据 ISO14801标准保留种植体的颈缘下 3mm 的垂直距离无包埋,以模拟临床种植体周围 3mm 垂直骨吸收。环氧树脂弹性模量约为 12GPa,与人骨弹性模量 (18GPa) 较为

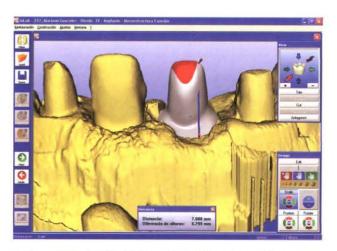


图 1 三维数字化基台制作软件设计右上中切牙种植体基台

接近。氧化锆基台通过钛基底 (SynOcta 1.5mm, Straumann) 连接到种植体上,而钛基台直接固定在种植体上。按照生产商建议所有的基台均采用扭力控制系统 (NO.046.049 Straumann) 在 35Ncm 扭力下拧紧固定。固位螺丝孔由聚四氟乙烯 (PTEE) 胶带填充,临时修复材料 (Fermit N, Ivoclar Vivadent) 密封。

为了保证冠与基台的粘结强度,所有的基台表面和氧化锆内冠表面均经氧化铝颗粒(100 μm, 1bar)喷砂处理。所有硅酸锂冠内表面经由 4.5%氢 氟 酸 (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent)酸蚀 20s,彻底冲洗,基台的粘结面和冠的内表面硅烷化 (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent)处理,采用Multilink树脂粘结剂(Multilink Implant, Ivoclar Vivadent)根据厂商要求粘固牙冠,完成后将样本存储于 37℃下 48h 后待测试。

2.2 抗折强度测量与断裂类型分析

所有的样本固定于金属加载台,并与万能测试机 (Shimadzu AG-X Series. Shimadzu)加载头成 30°(图 3)。为确保加载样本至断裂或形变过程中样本受力均匀,使用 0.5mm 的锡箔纸覆盖牙冠。根据 ISO 14801 标准万能测试机十字加载头以 0.5mm/min 的速度在牙冠切端加载。当最大载荷



图 2 右上中切牙上尺寸相同的个性化钛基台和氧化锆基台

下降 10% 时记录为断裂载荷, 断裂载荷经专用软件 (Trapezium X Software, Shimadzu)计算得出, 单位为牛顿。

抗折强度测试完成后,断裂类型分类如下: ① 1 类,牙冠完全断裂,基台未断裂;② 2 类,仅有基台断裂,牙冠未断裂;③ 3 类,固位螺丝断裂;④ 4 类,牙冠与基台同时断裂;⑤ 5 类,种植体颈部形变。

3 统计学分析

使用 SPSS 14.0 软件对各组抗折强度进行基台类型 (两种)和牙冠种类 (三类)的双因素方差分析 (AVOVA),采用 Tukey 事后检验法进行多重比较,P < 0.05 为有统计学意义。

4 结果

基 台 材 料 (P=0.0001) 和 全 瓷 冠 系 统 (P=0.028) 均对实验结果有显著影响,两者交互 作用不明显 (P=0.598) (表 1)。

Ti-MLD 组 (558.5±35N) 抗折强度远高于其他各组 (340.3±62 ~ 495.9±53N),具有统计学意义 (P<0.05) (表 2,图 4)。钛基台各组抗折强度 (558.5±35 ~ 495.9±53N) 远高于氧化锆基台各组 (392.9±55 ~ 340.3±62N),具有统计学意义 (P<0.05)。无论是与钛基台结合还是与氧化锆基台结合,MLD 冠系统抗折强度均高于有饰瓷冠系统 (P<0.05)。

在 Ti-MLD 组和 Ti-PLD 组仅发生冠破裂而

无基台断裂, Zr-YTZP 组仅发生基台断裂而无冠破裂 (表 3), Zr-MLD 组和 Zr-PLD 组更多地发生基台与冠均破裂,在 Ti-YTZP 组基台与冠均无破裂,仅种植体颈部发生形变,所有实验组均未发生固位螺丝断裂。



图 3 种植体 - 基台 - 冠整体固定于万能测试机加载台,加载头与种植体呈 30°,以 0.5mm 厚的锡箔纸覆盖牙冠以保证加载过程中受力均匀

表 1 双向方差检验结果 (α=0.05)

项目	Df (自由度)	总面积	平均面积	F (方差齐性检验)	P
基台材料	1	194 011 . 1	190 411 . 1	65.1	0.0001*
全瓷冠系统	2	23 767 . 4	11 883 . 7	3,9	0.028*
交互作用	2	3110.9	1555.4	0.5	0.598
剩余	54	101 225,5	2977.2		
总计	59	350 125 . 6	4		

表 2 实验各组的平均抗折强度及标准差

基台类型	全瓷冠系统					
	CAD/CAM 硅酸锂全瓷组	硅酸锂饰瓷组	氧化锆饰瓷组			
钛	558,5(35,2)a	482.2(58.4)b	495.5(53.4)b			
告 392.9(55.3)b		363.0(50.5)e	340.3(61.8)e			

^{*}行列间相同的上角标字母表示没有统计学意义 (P < 0.05)

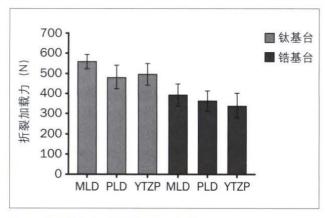


图 4 实验各组平均抗折强度和标准差

5 讨论

本文研究了种植体钛基台和氧化锆基台分别使用 CAD/CAM 全硅酸锂冠,热压铸造硅酸锂全瓷冠及氧化锆全瓷冠修复后的抗折强度,研究表明种植体钛基台各组均显示出较高的抗折强度,因此假设 1 成立;而全硅酸锂切削冠组的抗折强度高于硅酸锂饰瓷冠组和氧化锆全瓷冠组,因此假设 2 不成立。

全瓷基台和金属基台经全瓷冠修复后整体断裂 的临界载荷已有文献报道,其值为170~1454N。

表 3 折裂强度实验的失败类型分布

钛基台硅酸 锂全瓷冠	钛基台硅酸 锂饰瓷冠	钛基台二氧 化锆饰瓷冠	锆基台硅酸 锂全瓷冠	锆基台硅酸 锂饰瓷冠	锆基台二氧 化锆饰瓷冠			
10	10	0	0	0	0			
0	0	0	0		10			
0	0	0	0	0	0			
0	0	0	10	9	0			
0	0	10	0	0	0			
	(世全瓷冠) 10 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	锂全瓷冠 锂饰瓷冠 10 10 0 0 0 0	理全瓷冠 锂饰瓷冠 化锆饰瓷冠 10 10 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	理全瓷冠 锂饰瓷冠 化锆饰瓷冠 锂全瓷冠 10 10 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 10	理全瓷冠 锂饰瓷冠 化锆饰瓷冠 锂全瓷冠 锂饰瓷冠 10 10 0 0 0 0 0 0 0 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 10 9			

1类,牙冠完全断裂,基台未断裂;2类,仅有基台断裂,牙冠未断裂;3类,固位螺丝断裂;4类,牙冠也基台同时断裂;5类,种植体颈部形变

Yildirimet 等研究了外连接式种植体氧化铝基台和 氧化锆基台以白榴石增强型热压铸造玻璃陶瓷冠 (IPS Empress 1, Ivoclar Vivadent) 修复后的抗 折强度,与本实验相似,没有人工模拟老化,该 实验指出氧化铝基台组(280N)和氧化锆基台组 (737N) 存在显著差异。在本实验中尽管采用强度 较白榴石增强型玻璃陶瓷更高的陶瓷冠材料, 但是 氧化锆基台各组的平均抗折强度(340~393N), 明显低于 Yildirim 的研究结果,这可能是因为测试 方法不同所致。在本实验中采用环氧树脂包埋种植 体,同时根据 ISO14801 标准模拟了临床上种植体 周 3mm 的垂直骨吸收,而在 Yildirim 等的研究中 采用自凝树脂包埋种植体至其颈部, 因此两实验测 试时杠杆臂不同;同时 Yildirim 等的研究中使用的 是外连接式种植体, 本实验中使用内连接式种植体 并且具有 1.8mm 的光滑颈部,这些都可能增加了 种植体的弯曲力矩。

本实验中根据 ISO14801 标准在包埋种植体时模拟了种植体周 3mm 的垂直骨吸收,实际上,在临床上种植体植人机体后种植体周的骨水平会逐渐的达到一个相对稳定的水平,边缘骨吸收达到 3mm以上的情况非常少见。因此,本实验中测试样本所暴露出的种植体螺纹几乎达到了临床上最坏的情况,样本更容易断裂。若将种植体平齐颈缘包埋,所得到的测试结果可能有所不同,这需要进一步的实验研究证实。

在另一项研究中采用了与本实验相似的测试方法,氧化锆基台结合研磨成型的白榴石增强型玻璃陶瓷冠形成整体,所得抗折强度为283N,同样低于Yildirim等的报道。由于本实验中所采用了强度更高的陶瓷材料,因此本实验的抗折强度较该研究高。

Sundh 和 Sjogren 研究了种植体钛基台和氧化 锆基台全瓷帽修复后整体的抗弯强度,指出氧化镁氧化钇稳定四方氧化锆基台组的弯曲强度等于甚至 优于对照组钛基台组(300N),这一结果与本实验研究结果不一致。这可能是因为加载方式不同所致,本实验中载荷与种植体长轴成 30°,而在该研究中采用楔形不锈钢条垂直种植体长轴加载,这可能会加剧种植体一修复帽之间的应力集中,另外该实验中并非采用解剖式冠修复,而是仅采用帽状修复体,这也可能是与本实验结果不一致的原因。根据 Cho等的研究在垂直载荷下种植体钛基台一修复体整体的抗折强度几乎是种植体陶瓷基台一修复体整体的

两倍, 然后在 45° 斜向加载的情况下, 两组没有统计学差异。

本实验中未能人工模拟老化和使用动态载荷加 载是本实验的不足之处。在动态载荷下可能导致陶 瓷材料微裂纹扩展, 若采用动态载荷加载, 可能会 对实验结果产生影响。因此本实验的研究结果表明 种植体修复体在临床上早期出现折断可能并非疲劳 损伤所致。循环加载和热机械疲劳条件下氧化锆基 台的抗折强度明显降低, Gehrke 等报道指出氧化 锆基台经过 5000000 次循环加载后强度由 672N 降 低到不足 405N。在其他两项研究中报道了不同的 种植体支持式全瓷系统整体经过咀嚼模拟实验后的 静态抗折强度,实验中96颗种植体通过内连接方 式分别与钛基台,氧化铝基台和氧化锆基台连接, 氧化铝和氧化锆全瓷冠修复,为了模拟临床使用5 年的情况样本经过120000次咀嚼循环模拟,钛基 台-氧化锆全瓷冠组和氧化锆基台-氧化锆全瓷冠 组的平均断裂载荷分别是 1251N 和 457N。尽管本 实验中样本未经过老化处理,但是本实验结果却出 乎意料的较 Att 等的结果低, 理论上, 环境压力所 导致的老化会使氧化锆陶瓷的四方晶相发生改变, 这种变化是多样的,包含晶粒拉出而形成的表面退 化,微裂纹形成及强度的退化。氧化锆陶瓷长期暴 露于湿热循环中可产生材料的低温老化, 然而这是 否会导致氧化锆陶瓷的抗折强度降低尚存在争议, 可以推测在咀嚼模拟的过程中并没有水进入种植体 内部,而水的存在却是诱发低温老化的必需条件。 因此,尽管本实验并未进行老化处理,也可以通过 以上研究对本实验结果偏低进行解释, 文献报道中 测试时种植体平齐颈缘包埋, 而本实验中在包埋种 植体时模拟了 3mm 的垂直骨丧失, 再加上种植体 的光滑颈部 1.8mm,种植体肩台几乎位于骨平面上 4.8mm, 这使得直接比较这些实验结果变得非常困 难,因此在以后的研究中应当提出标准的测试方法。

抗折强度应结合断裂模式综合分析,实验各组组内的断裂模式几乎相同。钛基台 - 硅酸锂全瓷冠组和钛基台 - 硅酸锂饰瓷冠组两组均仅发生冠的破裂,研究已证实表层有饰瓷的全瓷冠较无饰瓷全瓷冠更容易发生折裂。虽然全硅酸锂切削冠抗折强度高于硅酸锂饰瓷冠,然而钛基台 - 全硅酸锂切削冠组断裂模式与钛基台 - 硅酸锂饰瓷冠组相比并没有显示出优势。因为陶瓷材料较钛金属具有较低的承载能力,硅酸锂陶瓷冠被认为是基台 - 冠整体中的最为薄弱的部分,从临床角度讲,在前牙美学区域

使用钛基台 - 玻璃陶瓷冠并不能满足美学需求,因此,使用氧化锆基台 - 硅酸锂陶瓷冠更为可行,但是不幸的是,该组实验中基台和冠均发生了断裂。

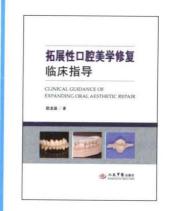
在实验各组中,仅有氧化锆基台 - 氧化锆全瓷冠组基台断裂,而没有冠破裂,且这种组合的美学效果更好,但是本实验断裂模式分析提示氧化锆基台存在发生断裂的危险。有趣的是,钛基台 - 氧化锆全瓷冠组中氧化锆全瓷冠并没有破裂,该组中仅有种植体颈部发生形变,而没有冠、基台发生断裂。尽管氧化锆陶瓷的通透性较硅酸锂陶瓷低,但与钛基台结合后仍能达到可接受的美学效果,因此,综合抗折强度和断裂模式分析钛基台 - 氧化锆全瓷冠成为最可行的方法。

口腔修复体在体内的应力应变非常复杂,并不能用实验室结果完全推断临床情况,但是这些实验

室研究仍能帮助我们对口腔市场上不断涌现的种植体基台和全资系统在临床应用前进行优化组合。本实验中仅采用上颌中切牙作为研究对象,因前后牙形态上的差异,在后牙区的实验结果可能会有所不同,本实验研究结果尚需要口腔种植学领域的早期和长期临床失败模式的更为详尽的报道进行验证论证。

6 结论

基于本实验的研究结果得出以下结论: 钛基台 机械强度优于氧化锆基台; 钛基台 - 全硅酸锂切削 冠整体抗折强度最高, 虽然伴有冠破裂的断裂模式, 但是未有基台的断裂; 钛基台 - 氧化锆全瓷冠断裂模式仅有种植体颈部形变的发生, 没有冠破裂。



《拓展性口腔美学修复临床指导》

牙医在临床工作中,经常面临治疗方式的选择,首先应该考虑的是尽可能多地保留自然牙齿组织,维持并促进牙列健康。此时应根据患者的口腔情况,从所有传统的治疗方法中首选对牙齿破坏最小的方法,比如漂白、嵌体、贴面等微创美学治疗技术。

本书采用国际先进的治疗方法和最新的概念进行编写, 主要内容包括临床常用的嵌体、贴面等微创美学修复, 氧化锆冠桥修复, 咬合重建,被动法转移颌位关系,颌面部软组织缺损的美学修复等方面,尤其是被动法转移颌位关系是笔者自主创新的一套理论和技术,是一种简单易学,且准确可靠的临床新方法。全书内容注重于理论结合临床,并辅以大量的病例照片,具有很强的指导性和实用性,不仅适合广大的口腔临床医师,也可作为在校学生学习相关章节时的补充教学材料。

著者: 邵龙泉(南方医科大学南方医院口腔修复科主任) 定价: 180.00 出版时间: 2014年10月 262页,大16开精装,彩色印刷 ISBN: 978-7-5091-7481-4