

不同类型桩核修复牙体重度缺损的回顾与进展

王新知[△], 杨 茜

(北京大学口腔医学院·口腔医院修复科, 北京 100081)

[关键词] 牙修复体; 根管疗法; 牙缺失

[中图分类号] R783.3 [文献标志码] A [文章编号] 1671-167X(2011)01-0006-07

doi:10.3969/j.issn.1671-167X.2011.01.002

桩核是用于根管治疗后修复牙齿残冠、残根的常见修复体, 桩是粘固在患牙根管内用于获得桩核固位的部分, 核是连接固定于桩之上, 与牙冠剩余的牙体硬组织一起形成全冠预备体的部分。桩核可以分体或一体制作, 用以初步重建缺损牙齿的临床冠外形, 增加牙齿抗力, 创造条件以利于进一步制作最终恢复牙齿功能、形态、颜色的外部全冠。多年以来, 桩核的应用材料与制作加工技术不断改进, 对牙齿残冠、残根的修复有很好的效果。

本文主要对各种桩核的材料、应用特点、修复效果及影响疗效的因素进行回顾总结, 并介绍最新的计算机辅助设计/计算机辅助制作 (computer aided design/computer aided manufacturing CAD/CAM) 一体化玻璃纤维桩核修复技术。

1 桩核应用的发展简史

根据 Ring^[1]口腔医学历史图示的记载: 1728年, 法国牙医 Pierre Fauchard首次描述了将金属桩旋入根管中为修复体提供固位的方法; 1746年 Claude Mouton提倡利用一体化金桩冠增加固位, 来修复严重破坏的牙冠; 1880年, Richmond设计了一种烤瓷桩冠修复体, 以后被逐渐改进成桩核、冠分体修复, 奠定了现代桩核冠修复的基础。

20世纪60年代曾有学者使用预成固位钉加银汞合金或树脂核修复严重缺损的牙齿, 但由于无髓牙的牙本质弹性和强度降低, 使用固位钉容易引起牙折而导致修复失败, 70年代后期, 整体铸造桩核得到应用。

1990年 Duret等^[2]将一种以应用碳纤维/环氧树脂复合材料制作的非金属预成桩 (composipost) 引入口腔修复领域。与金属桩比较, 碳纤维桩的弹性模量与牙本质更接近, 使牙齿受到的咀嚼应力沿桩体更均匀地分布, 且它的剪切抗折强度达到临床修复要求, 但碳纤维桩为无透明性的黑色, 美观性低, 随后, 与牙齿颜色近似的玻璃纤维桩、石英纤维桩陆续得到研制与应用。

1991年, Kern等^[3]借助于材料科学、加工技术的发展, 进行了渗透瓷氧化铝全瓷桩核在临床上的应用研究。1993年, Meyenberg等^[4]开始尝试应用预成氧化锆桩+铸造玻璃陶瓷核与全瓷冠配套应用, 均获得了良好的牙齿美学修复效果。2003年张相皞等^[5-6]在国内首先报道了关于碳纤维桩的临床应用观察结果以及碳纤维桩与金属桩、瓷桩的剪切抗折强度和剪切粘结强度体外对比实验结果, 证明碳纤维桩可以部分替代金属桩或瓷桩修复牙齿的重度缺损。

2 桩核材料的种类与特点

2.1 金属桩核

金属桩核的口腔临床应用时间最长, 已有两百余年历史, 制作材料主要有金钯、银钯贵金属合金; 镍铬 (简称钢桩核)、钴铬、银铜、钛等非贵金属合金; 纯钛金属等, 显著优点是物理强度高, 坚固耐用。

2.1.1 金属简单桩 在根管内固位的预成金属桩统称为简单桩, 常用不锈钢或钛合金制作, 口腔修复临床

[△] Corresponding author's e-mail xinzwang@sina.com

上需与银汞合金、玻璃离子水门汀或复合树脂等可塑形的配套核材料联合应用,也可与铸造合金核铸接形成桩核修复体应用。按照金属简单桩的外形可分为锥形桩和平行桩(光滑面平行桩以及锯齿状表面平行桩);按照金属简单桩的固位方式可分为表面没有螺纹的粘结式固位桩,又称为被动式桩,以及靠螺纹旋转嵌入根管内壁固位的螺纹式固位桩,又称为主动式桩。螺纹桩的固位力更大,但在桩的旋入过程中会对牙根产生较大的应力,增加了牙根折裂的风险。预成桩多用于圆形根管,不同直径的桩需用直径配套的钻针进行根管预备。金属预成桩的优点是临床操作简便快捷,价格低廉;缺点是其形态不能与个性化的患牙根管紧密贴合;如果剩余牙体组织不足,根管细小或呈椭圆形,不适合使用金属预成桩,而且桩与核以不同材料相结合的强度较低,易发生核的碎裂导致失败。

2.1.2 铸造金属桩核 据患牙根管破坏的不同形态进行个性化失蜡铸造法制作。铸造金属桩核的优点:(1)适应证范围广,能与患牙根管及根面紧密贴合,粘结后可以保证桩核在根管内的固位良好;(2)能适当改变排列不齐患牙的冠预备体的唇(颊)舌侧倾斜方向;(3)抗折强度较高,特别在咬合力大、修复空间小、牙本质肩领不足时不易变形折断及脱位;(4)对后牙不平行的多根管可制作成分体式铸造桩核;(5)金合金类贵金属桩核的生物相容性、抗腐蚀性相对较好,硬度比镍铬合金低,制作技术成熟,在国内外应用广泛,在过去的几十年中一直是桩核修复体的金标准;(6)纯钛铸造桩核具有较好的生物相容性和耐腐蚀性,对核磁共振成像的影响比镍铬合金桩核的影响小。铸造金属桩核的缺点:(1)镍铬不锈钢桩核的色泽和生物相容性差,在口腔的酸性环境中存在镍、铬离子的析出,使局部软硬组织着色;具有轻微的细胞毒性,部分患者可能对该合金过敏;(2)纯钛桩核的生物相容性、抗腐蚀性好,但抗压强度和抗张强度都比不锈钢桩核低,因其阻射性低难被X线检测辨别;(3)银钯合金桩核的生物相容性优于镍铬不锈钢桩核,硬度较低,降低了根裂的风险,但其强度低,应用时要求牙体剩余组织量多,且颜色不美观;(4)对需要重新根管治疗的病例,所有金属桩核都难以从根管内拆除;(5)一般金属材料的弹性模量均明显高于牙本质的弹性模量,即使使用弹性较大的粘接材料缓冲应力,导致牙根折裂的风险仍较大;(6)金属材料的弹性模量远高于水门汀,在功能状态下二者之间的结合层可能产生应力集中区而发生破坏,最终造成桩核脱粘;(7)镍铬合金桩核在核磁共振成像时可产生伪影,与金属体积成正比,在面部下1/3区影响对软硬腭、舌、颌骨、上颌窦底等解剖结构的观察^[7];(8)金属桩核没有透光性,与全瓷冠搭配使用时,不能达到模仿天然牙体组织半透明的美观效果。

2.2 全瓷桩核

全瓷桩核主要包括:渗透瓷的预成氧化铝桩+玻璃陶瓷核,预成氧化锆桩+玻璃陶瓷核,一体氧化锆桩核等。

预成全瓷桩加铸瓷核的优点:瓷桩核经过高温熔接,生物相容性优越,无细胞毒性和致敏性;尤其氧化锆桩由紧密排列的氧化锆四方晶体制成,抗压、抗折、硬度高则耐磨性好;由全瓷桩核支持的全瓷冠修复体有接近天然牙的美学、光学效果;对X射线阻射;不影响核磁检查。缺点:硬度过高,弹性模量比镍铬合金高,当修复体受到较大的咬合冲击力时,可能造成牙根劈裂;脆性高,折断后留在牙根内的残余部分很难再取出,使患牙失去再修复的机会;瓷桩的表面光滑,与树脂性粘结剂结合力差,在牙根内的固位力低;不能改善桩核冠修复的倾斜方向;制作价格昂贵。因此,目前全瓷桩核的应用不如金属和纤维桩核广泛。

近年来,已有个例报道使用CAD/CAM的方法制作出个性化一体化的氧化锆桩核,其长期临床应用的效果还需要进一步观察。

2.3 纤维树脂桩核

预成纤维树脂桩核属于新型材料的桩核修复体,其种类包括:预成纤维桩+树脂核、个性化纤维树脂桩核和CAD/CAM个性化一体纤维桩核。

应用预成纤维树脂桩核修复牙体缺损已有20余年,纤维桩内部含有很高比例的、连续的同向高强度纤维丝以及周围包裹的树脂基质,防止纤维散开^[8],这种高强度纤维丝可以代替某些金属制造航空航天器的零件。

与传统的金属桩核比较,纤维树脂桩核总体有以下突出优点:(1)纤维桩具有一定的弹性,在受到较大的咬合冲击力时,纤维桩核可先于剩余牙体组织发生折裂或脱落,减少牙根折裂的危险,保护患牙,有再次修

复的可能^[9]; (2) 预成纤维桩的挠曲抗折强度约在 550~900MPa(临床应用所需为 400MPa), 高于牙本质的挠曲抗折强度(约 210MPa)^[10], 可以增强缺损患牙牙颈部的抗折力, 单位横截面上的纤维丝量越多, 强度越高。虽然金属桩最硬, 挠曲强度比纤维桩高, 但其断裂模式大多为累及牙根的垂直破坏^[11], 造成牙根折裂, 丧失再修复的机会; (3) 纤维桩核与牙体组织的颜色接近, 具有半透明性, 在其外部制作的全瓷冠修复体自然逼真, 美观, 患者满意度高; (4) 纤维桩周围的树脂与树脂粘结剂的化学粘结性能超过金属桩。电子显微镜下纤维桩表面呈多孔性, 能提供最大粘结面积, 使粘结剂进入微孔中形成锁扣, 增强了固位粘结性能; (5) 生物相容性稳定, 不易引起牙周软组织过敏和牙龈变色, 纤维桩采用 134℃高温、2.2MPa高压消毒、50min 无显著变化^[12]; (6) 门诊修复周期短: 各种预成纤维桩核系统都有配套的钻针和树脂粘结材料, 可以由医生在椅旁一次完成纤维桩树脂核的临床制作, 减少了患者就诊的次数和时间; (7) 不对核磁共振成像检查产生伪影; (8) 必要时用螺旋器械去除旧纤维桩核比较容易, 利于保存牙根、牙周膜及牙槽骨完整性, 进行再治疗。

纤维树脂桩核的缺点: 对 X 线无透射作用, 不利于检查治疗效果和监测继发龋的发生; 不易判别拆除纤维树脂桩的效果; 由于纤维桩的弹性大, 在力的作用下可产生微弯曲, 如果不密合使粘固剂产生裂隙, 最终可能导致继发龋的产生。

2.3.1 预成纤维桩 包括预成碳纤维桩、预成玻璃纤维桩、预成石英纤维桩, 所有预成的纤维桩都要与复合树脂核联合应用。碳纤维桩应用较早, 但因其为影响前牙美观的黑色, 国内最早多用于儿童和青少年患者牙体缺损的临时修复。从材料特性的研究来看, 碳纤维桩和石英纤维桩的抗疲劳性能优于玻璃纤维桩, 虽然玻璃与石英的主要成分都是二氧化硅, 但玻璃是非结晶态的二氧化硅和其他化合物的混合物, 而石英是结晶态的纯二氧化硅, 抗疲劳强度更好。预成纤维桩具有上述纤维树脂桩核总体的优点和缺点外, 自身缺点为:

(1) 预成纤维桩的规格尺寸固定, 无法与椭圆形及严重缺损的漏斗状(喇叭口状)根管的形态密合匹配, 摩擦固位力低, 增加了桩核的脱粘率; (2) 应用时必须与患牙的长轴一致, 不能纠正牙冠唇颊舌向的不良倾斜角度; (3) 核树脂与纤维桩之间存在结合力低的粘结界面, 树脂核受到较大力时可能碎裂, 导致全冠脱落; (4) 患牙的牙本质肩领不足 2mm 高、1mm 宽时, 预成纤维桩易折断或脱落, 不宜选用^[13]。

2.3.2 个性化纤维树脂桩核 严重缺损患牙的根管口常呈现喇叭口状, 或某些根管呈椭圆形, 无法直接插入预成圆柱形纤维桩, 如果使用圆柱形钻预备根管, 使根管壁过薄或侧穿的风险较大。为了使纤维桩尽量与患者个性化的牙根形态匹配, 有报道应用下列方法制作个性化纤维树脂桩核: (1) 使用带有粘结性的聚乙烯纤维增加与牙体组织的结合力^[14]; (2) 用慢速磨头手工调改粗纤维桩, 至其适应根管的特殊形态^[15]; (3) 用导光棒插入根管内, 固化再造根管壁的复合树脂, 改变牙根管形态^[16]; (4) 将主纤维桩插入漏斗状根管, 然后用多根细纤维束填充二者间的空隙, 再进行桩核整体固化^[17]; (5) 在漏斗状牙根的石膏模型上, 改进纤维桩的形态, 然后在桩的周围包裹复合树脂, 与牙根形态相匹配; (6) 将硅烷化预浸润的具有可塑性的单束细 Everstick 纤维插入根管后进行侧压, 并弯制成所需角度, 再不断增加插入的纤维束, 进行侧压, 直至粗大的根管完全被纤维充满, 光照固化形成个性化纤维桩核^[18]。

2.3.3 CAD/CAM 个性化一体纤维桩核 2008 年, 北京大学口腔医学院与北京化工大学开发出可用于切削加工的新型环氧基玻璃纤维树脂块, 单位横截面上的纤维丝量增加, 每一根纤细的玻璃纤维都有树脂包裹, 无数根纤维呈一定方向紧密结合排列。在切削的过程中纤维不会散开。临床先对患牙按照金属铸造桩核的常规要求进行牙体预备、制取印模模型、制作个性化铸造桩核的蜡型, 然后对此蜡型进行扫描获得桩核的三维数学模型, 再利用 CAD/CAM 技术设计修改并切削成个性化的 一体玻璃纤维桩核, 初步应用的效果良好^[19], 基本达到了理想桩核应具备的很多要求, 成为定制式纤维桩核的发展新方向。新型的 CAD/CAM 一体化纤维桩核克服了以往预成纤维桩的不少缺点, 其特点是: (1) 个性化 CAD/CAM 制作, 与患牙根管比较密合, 避免粘结水门汀过厚, 尤其对于呈喇叭状根管口的患牙或牙本质肩领不完整的患牙固位良好; (2) 弹性模量仍与牙本质近似, 因桩与根管的接触面积增加, 可均匀传导咬合应力, 避免在薄弱牙根内出现应力集中区; (3) 一体化制作, 消除了桩与核的粘结界面, 质量更轻, 被认为是金属铸造桩核良好的替代品; (4) 其直径在根管口区一般大于预成玻璃纤维桩, 咬合时具有更大的抗折力; (5) 牙色纤维材料具有良好的半透明性, 耐腐蚀不变色, 与全瓷冠匹配修复的美观效果好; (6) 可以少量改变修复后牙冠唇颊舌向的倾斜角度;

(7) 不影响核磁共振的医学成像。CAD/CAM 一体化玻璃纤维桩核目前的主要缺点是制作工艺仍相对复杂,蜡型扫描及 CAM 加工精度仍有待于提高。

3 各种桩核材料的机械性能

不同学者根据各自的实验对桩核或桩核材料的各种机械性能进行过报道。

弹性模量值是反应材料抵抗变形能力的参数,材料的弹性模量值高代表硬度高,抗变形的能力强,而挠曲强度则是衡量材料弯曲韧性的参数,通常使用三点弯曲实验来测试材料的挠曲强度或测试脆性材料的抗折强度。根据力学原理,当一个复合体受到外界的应力时,应力将从弹性模量值高的材料向弹性模量值低材料传递,因此,如果桩材料的弹性模量比牙本质的弹性模量高出过多,桩核冠修复后的牙齿受到较大咀嚼冲击力时,首先破坏的将是牙本质。目前认为桩材料的弹性模量值接近或不超过牙本质弹性模量值的 2 倍时,使牙体组织首先被破坏风险较小。

3.1 不同桩核材料弹性模量的实验参考数据^[20-22]

根据实验测试,牙本质的弹性模量约为 17.5~18.6 GPa,其他桩或桩核材料的弹性模量分别为:碳纤维桩 34.4~116.9 GPa,石英纤维桩 24.4~41.9 GPa,玻璃纤维桩 28.2~56.2 GPa,钛桩 66.1~110.0 GPa,金合金桩 53.4~86.7 GPa,镍铬合金不锈钢桩 108.6~193.7 GPa,氧化锆的弹性模量约在 170~210 GPa 左右,后两种桩材料的弹性模量值明显高于牙本质。使用镍铬合金、氧化锆制作的桩核冠修复体设计不当而不能使咀嚼应力均匀分布时,修复后咬合力、冲击力造成牙体组织首先破坏的风险较大。上述桩材料中,纤维桩核的弹性模量值最接近牙本质的弹性模量值,金合金在所有金属桩核中的弹性模量值最低,以往应用最广泛。

3.2 不同桩核材料挠曲强度的实验参考数据^[20-22]

牙本质的挠曲强度是 212.4 MPa,碳纤维桩为 978.2~1394.4 MPa,石英纤维桩 879.1~1131.1 MPa,玻璃纤维桩 961.4~1412.2 MPa,镍铬合金不锈钢桩 742.6~1436.1 MPa,钛桩 1280.7~1477.9 MPa,金合金桩 355.5~1545.3 MPa。

某些实验将材料样本的一端包埋在环氧树脂中,进行剪切抗折强度的测试,结果为:牙本质的剪切抗折强度 100 MPa,碳纤维桩核的剪切抗折强度 199 MPa,二氧化硅全瓷核材料 193 MPa,铸造镍铬合金桩 210 MPa^[6],在相关文献报道中,先将离体牙截冠,体外分组,模拟不同材料的桩核冠修复,在万能力学试验机上逐渐加力,直至桩核样本折断破坏的方法是检测桩核修复体抗折强度的常用方法。

以 CAD/CAM 一体化玻璃纤维桩核组修复无牙本质肩领患牙的体外实验表明其平均抗折力为 246.9 N,与铸造金合金桩核组(290.1 N)比较差异无统计学意义^[23]。

3.3 抗疲劳强度测试

口腔咀嚼过程是包括拉伸、压缩、剪切等多种形式的重复咬合加载和卸载的活动,并且经受口腔内反复的冷热循环刺激。抗疲劳强度的体外实验最接近口腔内的情况,可以推测模拟桩核修复牙齿残根后的使用寿命。有冷热循环和周期加载的疲劳实验结果表明:锆瓷桩的挠曲强度只降低 2% 时,各种纤维桩的挠曲强度下降 1%~24%,玻璃纤维桩的挠曲强度下降量最多^[24]。

推测影响纤维桩抗疲劳强度下降的因素与纤维束直径、分布、结合紧密程度以及包裹树脂的粘结性能有关,桩核、粘结剂、牙根三者中的最薄弱环节首先发生损坏。一般粘结剂层在咀嚼循环受到的应力比较集中,发生破坏的概率较高,从而造成桩核脱落^[25]。

4 各种桩核的临床应用效果及影响因素

4.1 各种桩核的临床修复成功率

对金属铸造桩核修复体的回顾性研究发现,金属铸造桩核的平均使用寿命为 7.3 年,平均失败率为 11.2%^[26],也有学者报道金属桩修复 10 年的平均失败率约为 6%^[27],造成失败的主要问题是桩核脱落、牙根折裂、牙龈变色等。

不同实验观察到预成纤维桩树脂核修复 1~3 年的成功率为 92.3%~93.5%^[28-29],7~11 年成功率为

89% ~ 93%^[28], 造成失败的主要问题是桩从牙根内脱落、树脂核碎裂造成修复冠脱落和边缘渗漏着色。牙根折断和纤维桩折断的情况较少见。

4.2 影响桩核临床修复效果的因素

4.2.1 患牙的剩余牙体组织量 牙冠部剩余牙体组织量的增加可以显著增加根管治疗后牙齿的抗折断性能。(1) 患牙剩余牙壁的数量至少应在两面牙壁以上^[30]。(2) 选择使用预成纤维桩核要求牙体根壁至少 1.00 mm 厚才能防止在水平作用力下根折裂^[31]。(3) 有无牙本质肩领: 牙本质肩领是被全冠修复体边缘越过桩核与剩余牙体组织的交界线后所覆盖的牙颈部完整一周宽度大于 1.5~2 mm 的牙本质, 也称“箍效应”(ferule effect)。牙本质肩领延长了冠向粘结封闭的距离, 增加了桩核在根管内的固位、抗折性。具有 2 mm 高完整牙本质肩领的桩核修复体所达到的抗折性能可以接近天然牙的抗力^[32]。牙本质肩领的部分缺失如为牙冠近远中斜行缺损, 仍可以使用纤维树脂桩核修复^[33]。牙本质肩领缺失较多时, 只能选择金属铸造桩核、个性定制的一体化全瓷桩核、CAD/CAM 一体化纤维桩核, 以保证修复体与剩余牙冠牙根组织密合, 达到足够的摩擦与粘结固位强度, 使咬合应力均匀分布, 防止牙根折裂。(4) 根管口的大小: 根管口敞开时, 使用铸造金属桩核修复的抗脱合力及抗折强度是使用预成纤维桩树脂核时的 2 倍^[9]。(5) 可保留修复的牙齿残冠残根被牙龈覆盖时, 应采用冠延长术或正畸牵引术完全使根面牙体组织暴露, 再结合修复治疗^[34]。(6) 磨牙半切除术的选用: 如果上颌磨牙的腭根、下颌磨牙的远中根周围牙槽骨的高度基本正常, 并能够进行完善的根充治疗加以修复利用时, 可以施行磨牙的半切除术切除牙周骨组织病变严重的上颌磨牙的颊根、下颌磨牙的近中根, 同时采取对修复体颊舌向减径等降低承受咬合力的措施进行桩核冠的修复。

4.2.2 牙位 纤维桩核及金属桩核应用于前牙时, 受到剪切向咬合力, 其失败率明显高于受垂直力的后牙^[35]。

4.2.3 桩核修复体适应证的选择 前牙区的美学修复要选用牙色的纤维树脂桩核、全瓷桩核, 与全瓷冠配套应用, 有短期观察研究证实螺纹桩加树脂或银汞核修复牙体缺损的成功率显著低于纤维桩树脂核修复的成功率, 且在前牙修复时差距更明显^[13]。

4.2.4 桩核预备体的基本要求 (1) 参照患牙完善根管充填治疗后的 X 线片, 桩的长度最好达到患牙牙根长度的 2/3 最低要达到牙槽骨内根长的 1/2。理论上桩的理想长度应与修复后的临床冠长度相等, 但在实际临床工作中, 牙根在牙槽骨内的长度与修复后临床冠的长度相等是最低的保存修复要求。因此, 桩长可短于修复后临床冠长约 2~4 mm, 这 2~4 mm 为根尖的根充封闭区。桩长度对金属桩抗折性的影响大于纤维桩。随着金属桩长度(5.0~7.5, 10.0 mm)的增加, 牙体应力值减少, 牙体的抗折裂性加强, 而纤维桩核长度影响应力的变化不如金属桩核明显。使用桩长度 2 与 7 mm 的纤维桩核修复后, 牙体抗折性无明显差别, 当桩长度等于 5 mm 时, 选择使用纤维桩核修复, 牙体的抗折裂性要优于使用金属桩核修复^[36-38]。(2) 桩的直径应为牙根水平横截面直径的 1/3, 桩直径增加, 抗折强度将增加, 但如果牙根壁过薄, 整体修复的抗折性降低。(3) 桩的形态需适合根管锥度形态, 尽量少破坏根管的受力形态。(4) 桩核与牙冠保留的牙体组织共同形成冠预备体的形态。(5) 外冠的边缘最好包绕牙本质肩领。在修复的过程中因牙体预备不当造成剩余牙体组织的过度丧失或根壁侧穿, 会降低患牙的强度, 增加牙根折裂的风险。

4.2.5 桩核粘结的影响 铸造金属桩核在根管内的固位力主要来自因密合性良好的磨擦力。以往常选用磷酸锌水门汀、玻璃离子水门汀粘固, 目前也常用树脂水门汀粘固。镍铬合金桩核的剪切粘结强度约为 3.8 MPa^[6], 预成桩核、全瓷桩核、纤维桩核通常用树脂水门汀粘固, 碳纤维桩核的剪切粘结强度约为 2.4 MPa^[6]。有报道认为近牙颈部根管区域的粘结强度最高, 从冠方向根尖方向移动时, 桩与根管壁的粘结固位力显著降低^[39-40]。纤维桩被环氧树脂基质包绕与树脂粘结剂可以形成化学粘结; 在粘结剂与牙本质界面, 粘结剂向脱矿的牙本质中渗透可以形成复合层; 预成纤维桩与树脂核界面的结合力相对较弱, 报道为 5~11 MPa, 硅烷偶联剂可以提高纤维桩与树脂核的化学结合力^[41-42]。树脂粘结剂的前处理液一般会加快一些树脂水门汀的聚合速度, 如果没有擦干前处理液将造成树脂水门汀提前聚合, 容易使桩核无法正确就位。水门汀过厚或者过薄都会影响粘结效果, 根管内的树脂水门汀常被桩核压挤得过薄, 没有充足的空间聚合收缩, 不利于树脂固化, 但粘结剂层过厚易破坏。有研究认为, 粘结预成金属桩的最佳的水门汀厚度约为 105 μm ^[43], 而粘结预成纤维桩时, 87.4 μm 与 316.7 μm 的水门汀厚度对粘结力影响差异无统计学意义^[44]。

4 2 6 其他因素 新型的发光二级管型光固化灯在粘结效能上优于传统的卤素灯泡型光固化灯。光固化灯长期使用后功率降低会明显影响粘结剂固化效果,需定期检测更换灯泡。

4 2 7 微渗漏 用树脂水门汀粘结桩核的微渗漏值显著低于用玻璃离子水门汀和磷酸锌水门汀粘结的结果。对比不锈钢桩、碳纤维桩,氧化锆瓷桩核粘结后的微渗漏值及桩核粘结力的大小是否有差别,不同的实验结果不同,仍有争议。

5 桩核修复体的体外实验研究及有限元应力分析研究

体外模拟实验通过在离体牙上制作桩核修复体的样本,模拟口腔内的情况,用来研究桩核修复体的抗折性能、抗咀嚼疲劳性能、粘结性能、粘结面的形态。

定性研究主要依靠扫描电镜观察和透射电镜观察;定量实验主要有最大抗折实验、循环加载实验、推出实验和微拉伸实验等。

二维及三维有限元分析法广泛应用于口腔桩核修复体的生物力学分析,为桩核修复体的设计和材料选择提供理论依据。通过有限元分析发现,尽量使桩、粘结剂、牙本质三者的弹性模量接近而缓解咬合造成的应力集中,似乎可以达到更理想的修复效果^[45-46]。

6 展望

综上所述,与传统的金属桩核相比,纤维桩核与牙齿颜色相近,美学性能良好,质量更轻,不含金属,在弹性模量、生物相容性、抗腐蚀、抗疲劳性能、耐腐蚀性以及电绝缘性等方面显示出突出的优势,能增加牙齿残冠残根的再修复率,在国内外的应用越来越广泛。

随着加工技术的进步,CAD/CAM技术也开始应用于一体化纤维桩核的个性定制,它能部分替代铸造金属桩核修复呈喇叭状根管口的患牙或牙本质肩领不完整的患牙,进一步扩大纤维材料应用的适应证,延长患牙的使用寿命,因此被认为是铸造金属桩核的很好的替代品,是桩核修复材料、技术发展的新方向,但目前个性化一体化纤维桩核的制作需要经过下列复杂流程:制作桩核预备体的印模-模型-蜡型-扫描,才能形成三维图像,设计修改后才能进行CAM加工制作,步骤较多,制作精度受到影响。从患者牙根的三维CT精确图像或从根管预备后的印模扫描直接转换成个性化一体化桩核的3D图像,再进行桩核的虚拟现实设计,以及计算机辅助加工,实现桩核更高精确性的制作及研究正在进行中。

参考文献

- [1] Ring ME. Dentistry: an illustrated history[M]. New York: Hany N. Abrams Inc. 1986: 147-246
- [2] Duret B, Reynaud M, Duret F. New concept of coronadicular reconstruction: the Composit post (1) [J]. Chir Dent Fr, 1990, 60(540): 131-141
- [3] Ken M, Knöde H. Posts and cores fabricated out of In-Ceram—direct and indirect methods [J]. Quintessenz Zahn tech, 1991, 17(8): 917-925
- [4] Meyenberg KH, Lthy H, Schärer P. Zirconia posts—a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth [J]. J Esthet Dent, 1995, 7(2): 73-80
- [5] 张相峰,佟岱,王新知. 碳纤维桩与镍铬合金桩核的临床应用对比观察 [J]. 现代口腔医学杂志, 2003, 17(3): 238-240
- [6] 张相峰,佟岱,王新知. 碳纤维桩与几种桩的剪切抗折强度和剪切粘结强度的测定比较 [J]. 中华口腔医学杂志, 2003, 38(5): 339-341
- [7] 孙樱林,刘玉华. 镍铬合金固定修复体对MR影像的影响 [J]. 现代口腔医学杂志, 2007, 21(1): 72-73
- [8] Lassila LV, Tanner J, Le Bellam, et al. Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts [J]. Dent Mater, 2004, 20(1): 29-36
- [9] Maccari PC, Cosme DC, Oshin HM, et al. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems [J]. J Esthet Restor Dent, 2007, 19(1): 30-36
- [10] Seefeld F, Wenz HJ, Ludwig K, et al. Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems [J]. Dent Mater, 2007, 23(3): 265-271.
- [11] Martnez-Insua A, da Silva L, Rib B, et al. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core [J]. J Prosthet Dent, 1998, 80(5): 527-532
- [12] 王尊一,卫彦,邓旭亮,等. 高温高压消毒对五种桩挠曲强度与弹性模量的影响 [J]. 西安交通大学学报: 医学版, 2006, 27(1): 90-92
- [13] Schmitter M, Rammelsberg P, Gabbert O, et al. Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: A randomized clinical trial [J]. Int J Prosthodont, 2007, 20(2): 173-178
- [14] Pavesan EM, Demarco FE, Cenci MS, et al. Survival rates of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced custom posts and cores—a 97-month study [J]. Int J Prosthodont, 2007, 20(6): 633-639
- [15] Plotino G, Grande NM, Panerijer CH, et al. Influence of surface remodelling using burs on the macro and micro surface morphology of anatomically formed fiber posts [J]. Int Endod J, 2008, 41(4): 345-355

- [16] Lui JL. A technique to reinforce weakened roots with post canals[J]. *Endod Dent Traumatol* 1987, 3(6): 310-314
- [17] Bonfante G, Kazer OB, Pegoraro LF, et al. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fiber posts[J]. *Int Dent J* 2007, 57(3): 153-160.
- [18] Xie QF, Wu W, Liu P, et al. Fatigue resistance of resin-bonded post-core-crown treated teeth with flared root canals[J]. *J Adhes Sci Technol* 2009, 23(7-8): 1113-1124
- [19] Liu P, Deng XL, Wang XZ. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth[J]. *J Prosthet Dent* 2010, 103(6): 330-333.
- [20] Plotino G, Grande NM, Bedini R, et al. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin[J]. *Dent Mater* 2007, 23(9): 1129-1135
- [21] Peyton FA, Mahler DB, Hershenov B. Physical properties of dentin[J]. *J Dent Res* 1952, 31: 366-370.
- [22] Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The flexural properties of endodontic post materials[J]. *Dent Mater* 2010, 26(8): 730-736
- [23] 刘 鹏, 邓旭亮, 王新知, 等. CAD/CAM 一体化玻璃纤维桩核抗折力的体外实验研究[J]. *北京口腔医学*, 2010, 18(2): 90-93
- [24] Hedlund SO, Johansson NG, Sjogren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro[J]. *Br Dent J* 2003, 195(3): 155-158.
- [25] Tonbjermer A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth[J]. *Int J Prosthodont* 2004, 17(3): 369-376.
- [26] Balkenhol M, Wlstrmann B, Rein C, et al. Survival time of cast post and cores—a 10-year retrospective study[J]. *J Dent* 2007, 35(1): 50-58
- [27] Elher S, Bergendal T, Bergman B. Four post-and-core combinations as abutments for fixed single crowns—a prospective up to 10-year study[J]. *Int J Prosthodont* 2003, 16(3): 249-254
- [28] Naumann M, Sterzenbach G, Franke A, et al. Randomized controlled clinical pilot trial of titanium vs glass fiber prefabricated posts—Preliminary results after up to 3 years[J]. *Int J Prosthodont* 2007, 20(5): 499-503
- [29] Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, et al. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts[J]. *Am J Dent* 2007, 20(5): 287-291.
- [30] Grandini S, Goracci C, Tay FR, et al. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth[J]. *Int J Prosthodont* 2005, 18(5): 399-404
- [31] Kivanc BH, Akcam T, Cilingir IG, et al. Fracture resistance of thin-walled roots restored with different post systems[J]. *Int Endod J* 2009, 42(11): 997-1003.
- [32] Naumann M, Preuss A, Rosentritt M. Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts composite buildups and all-ceramic crowns—An in vitro evaluation after chewing simulation[J]. *Acta Odontol Scand* 2006, 64(1): 31-36
- [33] 杰恩斯, 史 力, 刘 鹏, 等. 纤维桩核修复 3 种上切牙牙冠缺损类型的有限元应力对比[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2009, 13(17): 3251-3255.
- [34] 朱静涛, 于 新, 刘 奕. 龈下残根正畸牵引后桩冠修复 12 例疗效分析[J]. *中国实用口腔科杂志*, 2010, 3(8): 472-473.
- [35] Naumann M, Blankenstein F, Kessler S. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations—a prospective observational clinical study[J]. *Eur J Oral Sci* 2005, 113(6): 519-524.
- [36] 陈新民, 杨 艳, 姚 蔚, 等. 不同桩长度的核桩冠修复体桩根联合体水平承载力的研究[J]. *华西口腔医学杂志*, 2006, 24(6): 536-540
- [37] Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, et al. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth[J]. *Int Endod J* 2008, 41(6): 493-501
- [38] Schmitter M, Rammelsberg P, Lenz J, et al. Teeth restored using fiber-reinforced posts—In vitro fracture tests and finite element analysis[J]. *Acta Biomater* 2010, 6(9): 3747-3754.
- [39] 刘 嘉, 马志宏, 戎志诚. 不同厚度树脂水门汀及不同根管部位对纤维桩粘固效果的影响[J]. *北京口腔医学*, 2010, 18(2): 100-102
- [40] 陈丽萍, 阙珍妮, 张富强. 树脂黏结剂对纤维桩剪切黏结强度的研究[J]. *上海交通大学学报: 医学版*, 2008, 28(5): 567-580
- [41] Matinlinna JP, Lasila LV, Ozcan M, et al. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry[J]. *Int J Prosthodont* 2004, 17(2): 155-164.
- [42] Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, et al. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts[J]. *Dent Mater* 2007, 23(1): 95-99
- [43] Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS. Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel[J]. *J Prosthodont* 2002, 11(1): 19-24
- [44] Perez BE, Barbosa SH, Melo RM, et al. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin[J]? *Int J Prosthodont* 2006, 19(6): 606-609
- [45] Assussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth[J]. *J Prosthet Dent* 2005, 94(4): 321-329.
- [46] 刘则玉, 李 彦, 凌均荣, 等. 铸造桩核修复重度缺损上颌第一磨牙三维有限元模型的建立[J]. *中华口腔医学研究杂志*, 2008, 2(2): 141-146.

(2010-11-19 收稿)

(本文编辑: 刘淑萍)