

椅旁计算机辅助设计与制作技术应用于根管治疗后牙体修复的研究进展

李翊甄 卢嘉蕊 张晓磊

中山大学附属第八医院口腔科,深圳 518033

通信作者:张晓磊,Email:zhangxl35@mail.sysu.edu.cn

【摘要】 根管治疗后的牙齿(ETT)由于牙髓及牙体结构的缺失会导致脆性变大,牙折风险增高。因此,ETT的牙体修复是必要的。常见的牙体修复方式包括嵌体、全冠和桩核冠等,但传统的修复流程耗时长、临床步骤多。计算机辅助设计与制作(CAD/CAM)技术使得椅旁修复得以实现,为ETT的牙体修复提供便利和效率。本文就椅旁CAD/CAM技术在ETT牙体修复的应用进行回顾,介绍ETT的修复设计及CAD/CAM的材料进展。

【关键词】 计算机辅助设计; 牙,失活; 义齿修复术; 陶瓷材料

引用著录格式:李翊甄,卢嘉蕊,张晓磊.椅旁计算机辅助设计与制作技术应用于根管治疗后牙体修复的研究进展[J/OL].中华口腔医学研究杂志(电子版),2023,17(4):272-278.

DOI:10.3877/cma.j.issn.1674-1366.2023.04.007

Research advance on the application of chairside computer aided design/computer aided manufacturing technology in restoration of endodontically treated teeth

Lee Yichen, Lu Jiarui, Zhang Xiaolei

Department of Stomatology, The Eighth Affiliated Hospital, Sun Yat-sen University, Shenzhen 518033, China

Corresponding author: Zhang Xiaolei, Email: zhangxl35@mail.sysu.edu.cn

【Abstract】 Endodontically treated teeth (ETT) are prone to fracture due to the loss of pulp and tooth structure. Therefore, it is necessary to restore the tooth structure after root canal treatment. Inlay and post-core crown are widely used for dental restoration, but the traditional restoration process requires multiple manufacturing steps and clinic - visits. At present, the computer - aided design and computer - aided manufacturing (CAD/CAM) technology enables dental restoration to be chairside - manufactured, providing great convenience to reconstruct the crown structure of ETT. This article reviewed the application of chairside CAD/CAM technology in the restoration of ETT, and also introduced the prosthetic design of ETT and the progress of CAD/CAM materials.

【Key words】 Computer-aided design; Tooth nonvital; Prosthodontics; Ceramics

DOI:10.3877/cma.j.issn.1674-1366.2023.04.007

牙髓病和根尖周病是常见的口腔疾病,根管治疗是治疗这类疾病最有效的手段。然而,根管治疗导致的牙体性状变化与结构缺失会增加牙齿折裂的风险。因此,对根管治疗后的牙体进行修复很有必要。各类型的嵌体、全冠和桩核冠是常见的牙体修复方式,常规采用藻酸盐、硅橡胶等印模材料进行取模,石膏制备模型,在体外还原口腔内预备体形态和位置关系,再将模型送至义齿加工厂制作修复体。这样的流程时间较长、步骤较多,要求充分的医技沟通。当比色、印模等出现瑕疵或误差时,还存在修复体调改时间较长,甚至返工重新制作等问题。目前,计算机辅助设计与制作(computer aided design/computer aided manufacturing, CAD/CAM)技术的出现大大优化了传统修复的流程,临床医生可以通过CAD/CAM系统对患者进行口内扫描,完成修复体的设计和制作,患者单次就诊即可完成修复。数字化椅旁诊疗技术为根管治疗后的牙齿(endodontically treated teeth, ETT)修复提供了极大的便利性,并且带动了CAD/CAM修复材料的发展。

本文分析根管治疗对修复设计的影响,简要说明椅旁CAD/CAM技术在ETT牙体保存的优势与劣势,介绍ETT的修复设计及椅旁CAD/CAM修复材料的进展。

一、根管治疗对修复设计的影响

根管治疗是目前治疗牙髓炎、根尖周炎的首选方法,然而根管治疗后牙髓及成牙本质细胞的丧失会导致牙本质水分减少、代谢降低,修复性牙本质停止生成。另外,牙釉质是人体最硬的组织,牙本质的弹性模量相对低,其两者之间的紧密结合为牙周膜和牙槽骨的咀嚼负荷和应力分布创造了完美条件,但根管治疗会破坏这精密的结合,导致牙体微结构和力学性能的改变,使ETT折裂的风险提高。与此同时,ETT的修复能有效地进行根管的冠方封闭,减小微渗漏引起根管再感染及再治疗的可能,提高根管治疗的成功率,恢复牙齿的外形及功能。因此,对ETT的牙体修复是十分必要的。

ETT的修复设计取决于剩余牙体组织的“质”和“量”。ETT牙体缺损的部分一方面来自其本身,如深龋、磨损和冠

折,另一方面则来自根管治疗开髓孔的设计及根管预备的入路。为了最大限度地保存牙体结构,有学者提出了微创开髓洞型(conservative endodontic access cavity, CEC)。CEC对传统开髓洞型进行改良,通过精准的开髓,尽量保存在咬合运动中至关重要的结构,经CEC治疗后的患牙较大程度保留了牙尖嵴和颈周牙本质等牙体硬组织^[1],对于减少患牙的牙体缺损及增强远期疗效具有重要意义。有研究报道,与传统开髓洞型(traditional endodontic access cavity, TEC)相比,CEC由于微创的开髓洞型和预备通道能减少应力的集中,可以改善根管治疗后牙齿的抗折强度^[2]。但也有学者持反对意见,认为没有足够证据支持使用CEC代替TEC可增强牙齿的抗折能力,相关研究表明两种开髓洞型的牙齿的抗折强度没有显著差异^[3]。除了与抗折强度的相关性外,CEC过小的开髓洞型也会妨碍根管的充分探查,对牙髓组织、碎屑和坏死物的清理产生不良影响。

ETT的抗折强度很大程度上是取决于术前患牙的牙体组织状态。龋齿导致的牙髓炎、根尖周炎是根管治疗的主要适应证。龋齿会导致一个或多个洞壁的缺失,剩余洞壁的数量显著影响牙齿抗折强度^[4]。研究表明,洞壁的缺失,特别是近中和远中边缘嵴的缺失,会导致牙齿抗折能力的显著降低,其影响在不同的开髓洞型(TEC和CEC)中更明显^[5]。近中殆远中窝洞预备会使牙齿硬度降低超过60%,边缘嵴完整性的丧失是牙齿强度降低的最大原因^[6]。此外有研究表明,剩余的冠部牙本质表面积与抗折强度呈正相关^[4]。因此,当牙体的缺损涉及近中和远中边缘嵴时,为了确保长期的功能和治疗效果,有必要根据牙体缺损的情况对ETT选择合适的间接修复。

二、椅旁计算机辅助设计与制作技术在根管治疗后牙体修复的应用

椅旁CAD/CAM系统包括数据采集、计算机辅助设计和计算机辅助制作三个部分,通过光电子原理,获取数字化模型,并传输到计算机,进行牙颌系统的三维重建,然后根据修复体设计原则,参照余留牙、对颌和邻牙和存储在计算机内部的正常牙外形数据,设计出个性化的修复体,再连接到数控的加工设备上,研磨制作出全瓷修复体。椅旁CAD/CAM修复有利于尽快恢复ETT的外形与功能,降低ETT折裂的风险,提高ETT远期存留率。

1. 优势与劣势

(1)计算机扫描:椅旁CAD/CAM系统利用探头扫描获取口腔内的数字信息及图形信息,避免了传统印模材料取模型时对患者造成不适,改善了患者就医体验,同时降低了硅橡胶取模、石膏模型灌模等带来的潜在误差。有些患者张口度小,无法将探测头放入口中充分扫描,有些预备体边缘较深、龈沟液较多或者患者唾液分泌异常旺盛等情况下,无法通过口内扫描获得清楚影像数据,此时采用传统的取模方法则更为合适。对于较深的髓腔窝洞,甚至根管口内部,由于精密采集影像数据的制约,使用CAD/CAM技术制作个性化桩核仍具有较高的难度。

(2)CAD:修复体的设计可以在计算机计算的基础上,医生结合患者的口内情况现场进行调整,因而修复体可以达到更好的精密度和准确性。然而,医院里较少配备资深的技师指导,CAD/CAM系统制作的美学区修复体效果差强人意。因而当要求修复体需要具备良好的个性化形态及颜色时,送工厂制作是更合适的选择。

(3)CAM:椅旁CAM系统可在较短时间内制作出修复体,医生能够即刻进行试戴,迅速发现并解决修复体的各种问题,当天完成修复治疗。这种便利性不仅能增强患者修复ETT的意愿,降低ETT折裂风险,利于ETT远期的牙体保存。同时,节省了临床上临时冠的制作、调颌、抛光、粘接和拆除等操作,避免了临时牙的边缘不密合及粘接剂对患者牙龈可能造成的刺激。

2. 椅旁CAD/CAM技术应用于ETT牙体修复设计:根管治疗后的牙冠重建应该尽可能恢复与天然牙相似的生物力学性能。根部牙本质、核重建和修复体之间需要可靠的固位和粘接,从而形成一个完整的、个性化的复合体。由于根管治疗和修复所需的预备会破坏一定的牙体结构,因此,修复方案的选择应考虑牙齿剩余解剖结构的数量和质量,如余留壁的数量及厚度、牙尖或嵴是否还存留等方面。ETT常见的修复设计有高嵌体、超嵌体、全冠和桩核冠。

(1)嵌体修复:嵌体修复能更多地保留牙齿结构,通过粘接固位来取代全冠修复所需的机械固位,一方面减少全冠预备的牙体磨除量,另一方面设计具有灵活性,可根据覆盖的范围分为嵌体(inlay)、高嵌体(onlay)和超嵌体(overlay)。其中,嵌体是嵌入牙体组织内部的间接修复体,用来恢复牙齿形态和功能,因其不覆盖任何牙尖,对牙尖不起保护作用。三维有限元分析显示,根管治疗后的磨牙牙体缺损为MOD洞型时,嵌体作为间接修复体会导致应力集中,容易造成牙尖的折裂。因此,嵌体不被建议用来修复根管治疗后的牙齿,而覆盖牙尖的高嵌体、超嵌体是修复ETT的常见方式。

高嵌体覆盖一个牙尖或多个牙尖,对薄弱的牙尖具有支持保护作用,相比于嵌体,高嵌体可以更好地分散应力,适用于有完整的颊舌壁的MOD洞型,或殆龈距<4mm,全冠修复无法获得良好固位时的预备体;但当邻面箱形颊舌壁外形线超过轴线角或缺损大无法提供足够固位时使用建议全冠修复。

传统的高嵌体在咬合面及邻面备出箱状洞形,有研究采用微创预备(不预备洞型),通过CAD/CAM技术制备高嵌体,发现微创预备所制备的陶瓷高嵌体较传统预备所制备的具有更好的生物力学性,这是由于陶瓷修复体的厚度影响应力集中,厚度越均匀,应力分布越均匀,而传统预备的箱装洞形导致修复体的厚度较不均匀,易导致折裂^[7]。ETT的缺损可能导致嵌体修复的洞形边缘低于釉牙骨质界,有学者用Logistic回归分析CAD/CAM陶瓷嵌体高度与陶瓷断裂发生率之间的关系发现,随着釉牙骨质界下陶瓷高度的增加,陶瓷断裂的概率急剧增加:殆龈高度<5.5mm的嵌体无折裂,5.5~6.5mm的嵌体有29%的折裂,高度>6.5mm时有89%的折裂。

裂^[8]。因此,当嵌体的预备在牙本质上的釉牙骨质界之下时,若牙龈向深度 >5 mm,建议使用龈壁提升术(deep margin elevation, DME),将缺损边缘从根方向冠方重新定位,以利于最终修复体的制作及粘接界面的位置优化,有效减少嵌体折断的风险。

尽管高嵌体修复可以减少牙体预备量,保留更多健康牙体组织,目前对于ETT的修复,覆盖整个咬合面的修复形式仍然是被多数口腔医生所推荐的,尤其是隐裂或根管治疗中发现裂纹的牙体,即使剩余牙体组织多,也应采用全覆盖的超嵌体修复或全冠修复,有利于分散应力,降低剩余牙体组织折断的风险。

超嵌体即为覆盖整个咬合面的修复体,应力分布更为均匀,可以保护剩余牙尖及侧壁,防止牙体折裂。一般情况下,ETT由于根管治疗的需要,髓顶完全揭开,髓腔充分暴露。此时,对髓腔进行简单的修整即可获得1个箱装固位洞形,利用这个洞形进行固位的超嵌体被称为髓超嵌体(endo-overlay, Endocrown)。髓超嵌体的预备要求:骀面减少 $2\sim 3$ mm,对接边缘 90° ,内部过渡平滑,髓室聚合度 6° ,牙髓室底部相对平坦,根管口封闭,边缘尽可能位于龈上。在髓腔固位洞深度方面,体外研究显示髓超嵌体的深度在 $2\sim 4$ mm时的下颌磨牙具有较大的抗折力,深度为 4 mm时其断裂时呈现不可修复性牙折。但是,由于此时应力远高于正常的咀嚼力量,可能临床意义有限。而当深度为 2 mm时,修复体还可能出现脱粘接的问题^[9]。研究显示,髓超嵌体的抗断裂强度较天然牙低,但较MOD洞型的嵌体高,由此可见全覆盖的修复模式对牙体的保存较为有利^[10]。

与全冠相比,髓超嵌体减少了为达到全冠“箍效应”所需的牙体预备,较为微创。同时也有研究发现,若在髓超嵌体周围预备“箍”,其失效载荷会高于常规嵌体,当存在 1 mm牙本质肩领时,超嵌体的不可修复性失败发生较少^[11]。从体积上看,髓超嵌体整体的瓷厚度在 $3\sim 7$ mm,远大于全冠修复体的 $1.5\sim 2$ mm,这意味着髓超嵌体具有较大的强度。最后,桩/核/冠通常使用不同弹性模数的材料,即桩部分使用金属或玻璃纤维,核/冠部分使用树脂复合材料或陶瓷。考虑到牙本质、粘接剂和修复体之间的硬度不匹配可能会影响应力分布,不同材料之间的界面数量越多越影响应力分布,髓超嵌体材料的单一性会使其应力分布较多界面属性的传统修复体更为均匀。

(2)全冠:全冠是覆盖全部牙冠表面的修复体。根据制作材料的不同可以分为金属全冠、树脂全冠、全瓷冠和烤瓷熔附金属全冠等。目前,CAD/CAM技术制作的大多为全瓷冠。全冠预备体要求骀面及轴面均匀磨除一定的牙体,预备体具有 4 mm以上的轴壁高度和 6° 以内的聚合度。但是临床上会受到缺损范围和医生操作的影响,这些要求可能较难完全实现。有研究采用CAD/CAM技术制备二硅酸锂玻璃陶瓷修复体,发现利用其粘接性能可以弥补预备体的不足,当聚合度为 10° 时,轴壁高度至少为 2 mm也可提供足够的固位力及抗力^[12]。此外,也可以通过预备固位形来提高固位力。

全冠修复体的边缘应覆盖所有缺损区和原有修复体,并在其边缘上方保留足够的健康牙本质。原则上,牙体边缘与最终修复体边缘应存在 1.5 mm的牙本质,称牙本质肩领。箍(ferrule)的定义为包绕物体防止劈裂的金属带状环或圈。“箍效应”(ferrule effect)即为由箍包绕所产生的抗力效应。在牙体修复中,箍效应一旦出现,牙本质肩领可将患牙受到的不良拉应力转化成压应力,提高患牙的抗折裂强度,这是决定ETT最佳生物力学行为的关键因素。

边缘间隙是终点线上修复体和预备体之间的距离,边缘间隙过大会导致菌斑聚集,产生继发龋和牙周病。目前,临床上可接受的边缘间隙 $60\sim 120$ μm ,而CAD/CAM全瓷冠的边缘间隙应 <90 μm 。在影响边缘间隙的各种因素中,牙体预备的肩台位置对边缘间隙的影响非常小;而终点线的形态会显著影响边缘间隙的大小。有学者用CEREC口内扫描仪测量了二硅酸锂(IPS e.max)修复体的边缘间隙,圆肩预备的边缘间隙约 28 μm 、无角肩台约 65 μm 、深无角肩台 100 μm ^[13]。认为,当用二硅酸锂材料进行CAD/CAM修复时,牙体边缘的预备更适合选择圆肩和无角肩台。从材料角度上比较,二硅酸锂(IPS e.max)的边缘间隙 $<$ 四角形氧化铝(in-ceram YZ) $<$ 玻璃渗透强化氧化铝(in-ceram Zr)^[14]。

CAD/CAM制作全冠时,预留的粘接剂空间可以保障冠与预备体相适应。当粘接剂空间增加时,可以提高边缘适应性。但当粘接剂空间过大时,则会影响全冠固位力。有研究显示,在不影响冠固位的情况下,将粘接剂空间调整到 90 和 110 μm 可以改善冠缘适应性^[15]。若粘接剂空间过小,可能导致固化过程中受到较大冠内液压压力,妨碍冠就位固定。

(3)桩核冠: $1.5\sim 2$ mm牙本质肩领形成的“箍”效应对ETT的抗折性能有积极的作用,但ETT往缺损大,剩余牙体组织难以提供充分箍效应,因此桩核冠应运而生。目前认为,与牙本质弹性模量相似的桩核修复体可以使咀嚼应力分布更加均匀,从而保护剩余的牙体组织。高弹性模量的桩容易导致牙折,其中根中 $1/3$ 至根尖以及垂直向的断裂是不可修复的牙折。具有高弹性模量的传统汞合金桩核和铸造金属桩往往会发生不可修复的牙折,因此这些材料逐渐被弹性模量更佳的纤维桩取代。

有研究在大面积缺损的牙上,比较单根树脂纤维桩、多根树脂纤维桩、CAD/CAM个性化树脂纤维桩和金属桩的抗折性能,发现金属桩的抗力最强,但其修复失败大多数伴随着根中 $1/2$ 及根尖 $1/3$ 的损害,而CAD/CAM个性化树脂纤维桩抗力较单根树脂纤维桩强,损坏时大多位于颈 $1/3$ 。另一研究比较了玻璃纤维预成桩、CAD/CAM打印的玻璃纤维桩及铸造的贵金属桩,发现CAD/CAM打印的桩强度与贵金属桩的抗断裂强度差异无统计学意义,同时明显优于预成桩^[16]。其原因可能是,当玻璃纤维预成桩的刚性不够时,这种材料在反复加载后发生变形,在根颈处形成高应力断裂区。同时,玻璃纤维预成桩的弯曲会引起桩核的微小移动,破坏冠边缘的封闭,导致边缘裂缝或继发性龋病。特别是对于喇叭口型根管,剩余牙体较少,牙本质肩领高度不足或不存在,预

制纤维桩与根管适应性较差,需要大量粘接剂来填补桩与根管壁之间的间隙,而大量的粘接剂会降低桩核的整体强度,造成较低的载荷条件下的根颈断裂。

在铸造及CAD/CAM切割技术方面,有学者比较了银汞充填物、铸造钴铬合金桩、铸造非贵金属桩及CAD/CAM切割的钴铬合金桩的抗折能力,发现桩核系统的抗折能力优于直接充填。过载荷至折裂情况时,CAD/CAM系统出现可修复失效模式的频率最高,减少了不可修复性牙折发生的风险。这可能是因为CAD/CAM制作的金属桩较铸造的质地较均匀、切割较精准^[17]。但是从根尖间隙的角度来看^[18],CAD/CAM复合树脂桩核对比铸造桩略差,尤其在根尖1/3及根中1/3区。相关研究进一步提示,尽管差距均在临床可接受的范围之内,但是常规铸造Co-Cr合金在根尖间隙比用相同合金CAD/CAM切割得更准确^[19],传统铸造桩核比CAD/CAM制备的Co-Cr桩核具有更好的根方适应性^[20]。

在取模方法方面,有学者比较了传统法(直接硅橡胶取模)、半数字法(硅橡胶取模后扫描)和全数字法(直接扫描)制备的桩与根管壁的间隙,发现传统法的间隙比数字法更小,半数字法最大^[19]。将传统法制备的桩拔除所需平均力最大(171.6 N),而拔除半数字组的平均力最小(91.8 N)。这可能是因为半数字法在硅橡胶取模的过程中产生了一定的误差,全数字技术虽可准确扫描桩道上1/3,并利用预备钻与扫描桩相匹配的特点拟合出桩道剩余2/3的信息,仍无法精确获取桩道的末端结构。不同的研究也提供了不同的观点。有报道指出,CEREC系统的口内扫描的桩道深度可达10 mm,当桩道长度>10 mm,根管形态细窄时,采用半数字法制备似乎更为有利^[21]。另有学者认为,口内直接扫描桩道可以获得较好的适应性,间接法扫描容易引入更多的变量导致更大的误差^[22]。

大道至简(less is more)的思路或许能够回答临床上关于ETT桩核制作的选择困境。2022年的一个Meta分析研究表明,全冠和髓超嵌体是修复ETT较好的选择,不使用桩核的修复方式因其微创性及便利性越来越受欢迎^[23]。

3. 椅旁CAD/CAM修复材料研究进展

(1)玻璃陶瓷:第一个CAD/CAM精细结构长石陶瓷(Vita Mark II,Vita-ZahnFabrik)是传统的长石陶瓷演变而来的,尽管强度较低,目前仍应用于临床。随着“分散强化”技术的应用,在长石陶瓷中嵌入石榴石晶体,制备石榴石增强玻璃陶瓷,实现强度的进一步提高。IPS Empress CAD(Ivoclar-Vivadent)是一种石榴石增强玻璃陶瓷,源于早期几代含有40%的石榴石晶体嵌入长石微晶玻璃瓷块,它是整体式CAD/CAM瓷块(ProCAD,Ivoclar-Vivadent)的继承者。材料学家进一步通过对二硅酸锂晶体成核和生长的调控,制备获得二硅酸锂玻璃陶瓷,其强度显著提高,目前在临床上广泛使用。在两个成功的前驱体系统Empress 2和IPS e.max Press(Ivoclar-Vivadent)之后,适用于CAD/CAM加工技术的二硅酸锂玻璃陶瓷IPS e.max CAD(Ivoclar-Vivadent)得以问世。

二硅酸锂玻璃陶瓷在玻璃陶瓷中具有最高的强度(约为530 MPa),大约是其他玻璃陶瓷的3~4倍,虽远不及氧化锆(1200 MPa),但足以承担咀嚼受力。2017年,IPS e.max CAD(Ivoclar-Vivadent)使用指南将推荐的咬合面厚度从1.5 mm调整至1 mm。研究发现,即使IPS e.max CAD(Ivoclar-Vivadent)冠的厚度为0.8 mm,其抗折性能都超过了第一磨牙区域的最大咬合力,足以应用于临床^[24]。与石榴石陶瓷相比,采用CAD/CAM二硅酸锂陶瓷制造的髓超嵌体具有更高的断裂载荷,只要保证材料的最小厚度和牙釉质黏附力,这两种材料都表现出足够的抗断裂能力^[25]。另一研究收集了34911例CAD/CAM全瓷修复体修复后3.5年的折裂信息,发现二硅酸锂陶瓷在嵌体方面的性能明显好于石榴石增强陶瓷(IPS Empress CAD)^[26]。除了较高的抗断裂强度,二硅酸锂陶瓷较石榴石陶瓷还有较高的弹性模量,因此更适合应用于磨牙患者的咬合重建,但由于其修复体的应力集中程度偏高,一旦发生断裂,其程度往往比较严重。

二硅酸锂玻璃陶瓷的最大特点是粘接性强,其粘接力的来源包括微机械嵌合及化学键。使用氢氟酸(HF)去除无定形玻璃基体,暴露出可嵌入的不规则微观结构,黏合剂及水门汀即可穿透表面的不规则结构和孔隙,在聚合后与玻璃牢牢镶嵌,即为微机械嵌合;化学结合需通过引物建立化学键,如硅烷偶联剂,它的一端能与黏合剂或水门汀中的树脂发生化学反应,另一端与陶瓷玻璃基体中的二氧化硅发生化学反应。传统上,二硅酸锂玻璃陶瓷制备的修复体粘接时,要用HF和硅烷偶联剂进行处理,现今正试图将这些试剂结合成一种产品来简化这一过程。有实验测试常规法(氢氟酸蚀刻+硅烷偶联剂应用)和简化法(一步法使用Monobond Etch&Prime,Ivoclar Vivadent)处理压制的二硅酸锂玻璃陶瓷冠和CAD/CAM制作的二硅酸锂玻璃陶瓷冠,发现压制的二硅酸锂玻璃陶瓷冠具有更好的抗疲劳性能,特别是当采用一步法处理时,牙冠具有相似的疲劳性能和更高的机械可靠性^[27]。另有实验在体外以180 d保存+12000次热循环模拟长期的口腔环境,对简化法进行粘接强度的研究,发现用Monobond Etch&Prime(Ivoclar Vivadent)处理CAD/CAM制作的二硅酸锂玻璃陶瓷冠40 s或5 min可以长期保持稳定的键强度(19.3或21.5 MPa),且显著高于常规法(17.1 MPa)^[28]。

二硅酸锂玻璃陶瓷的另一优势是美学效果好,具有良好的半透明性和色泽多样性,是前牙美学修复的良好选择。有研究表明,CAD/CAM制作的二硅酸锂玻璃陶瓷冠最终修复的美学效果,受到基牙颜色、粘接剂的颜色、陶瓷的厚度和透明度等因素的影响^[29]。

硅酸锂/磷酸盐玻璃陶瓷,也被称为氧化锆增强硅酸锂陶瓷玻璃(如Vita Suprinity,Vita ZahnFabrik,Celtra,Celtra Duo,Dentsply-Sirona),适用于嵌体、贴面和冠等修复体,与二硅酸锂陶瓷具有相似的强度。当HF浓度是4.9%时,氧化锆增强硅酸盐玻璃陶瓷的粘接强度较二硅酸锂玻璃陶瓷高,酸蚀时间对粘接力没有显著影响^[30]。使用CAD/CAM技术制备的氧化锆增强硅酸锂玻璃陶瓷冠经过9% HF酸蚀10或

20 s, 1年后仍表现出稳定的键强度,且其抗弯强度和弹性模量不受蚀刻时间的影响,而二硅酸锂玻璃陶瓷冠的黏合强度显著降低^[31]。提示,氧化锆增强硅酸锂陶瓷玻璃可能具有更好的粘接强度和稳定性。

(2)复合树脂材料:复合树脂材料^[32]又称混合陶瓷或纳米陶瓷。复合树脂材料形成了一组新型的CAD/CAM修复材料,可分为含有分散填料和主要有机相的高温聚合树脂基复合材料和以无机相为主的高温/高压聚合物渗透陶瓷网络材料。

复合树脂材料的开发在保留陶瓷美观的基础上,结合了聚合物的特点。与陶瓷相比,复合树脂材料表现出更低的硬度,它们可以更快地被切削,边缘切屑更少,铣刀磨损更少;但由于其高填充含量,表现为具有线性断裂行为的脆性材料,同时复合树脂材料的杨氏模量及热膨胀系数较大,导致这些断裂行为在口腔温暖、潮湿环境中可能加剧,材料易疲劳。复合树脂材料的吸水性使其作为全冠修复材料容易脱粘接^[33]。尤其在固位形差的情况下,冠的厚度较有固位形的冠大,可能会导致更高的含水量,因此对于复合树脂修复体,一定要具备良好的预备形态和密合性,以减少修复体脱粘接的风险。然而,为了避免脱粘接和修复体折断等问题,大多数医生及材料厂家认为树脂复合体材料适用于嵌体的制作,而不被建议用于制作全冠。

在强度上,由于热循环对含有树脂组分的材料的断裂韧性有不良影响,树脂复合材料的平面应变断裂韧性在热循环前后远远低于二硅酸锂玻璃陶瓷,而白榴石和二硅酸锂陶瓷的断裂韧性较稳定^[34]。在美学上,有学者对ETT复合树脂全冠及二硅酸锂玻璃陶瓷全冠进行3年成功率分析,发现前者冠生存率为83.1%,后者为93.5%。同时在颜色方面,复合树脂材料逐渐变暗,颜色稳定性较差,而二硅酸锂玻璃陶瓷材料倾向于变得更亮不透明,但与直接树脂修复材料相比稳定性较好^[35]。这提示在对ETT进行修复时,需要对材料的抗断裂能力、颜色稳定性进行考量,复合树脂修复体的制备设计、密合性和粘接方式会影响其最终性能。

(3)氧化锆:氧化锆修复体的边缘适合性、内部适合性和临床长期存活率在临床上已被认可,其应用范围已从单一冠和短跨度固定桥扩展到复杂种植体上部结构。氧化锆材料具有优异的抗断裂性能和较高的断裂韧性等材料特性,因此氧化锆修复体的牙体预备量较少。但氧化锆的缺点也比较明显,包括粘接性能差、透明度低、切割和烧结时间长。

氧化锆最大的缺点是难以获得有效的粘接,HF表面改性的应用仅限于玻璃陶瓷,而氧化锆缺乏二氧化硅的存在,对氢氟酸具有化学惰性。目前氧化锆表面改性分为机械黏固和化学粘接,前者包括物理方法和化学方法来改变形貌,如喷砂、激光以及各种酸处理;而后者主要分为耦联剂处理和硅涂层的应用。在机械黏固上,二氧化硅改性的Al₂O₃粒子喷砂(利于硅烷耦联剂结合)以及传统的Al₂O₃粒子喷砂(与如基于10-MDP的化学促进剂一起使用)在提高氧化锆粘接性能上的证据较充足,而在提高化学粘接的方法上还十分

匮乏^[36]。然而,有效的固位不仅只靠粘接,也与固位形的设计有关。有研究发现,当髓腔固位深度达到4 mm的情况下,经过Al₂O₃粒子喷砂处理的氧化锆髓超嵌体固位力虽不及二硅酸锂玻璃陶瓷经过氢氟酸处理,但也足够应用于临床^[37]。同时,也有研究认为CAD/CAM制作的氧化锆可以作为超薄咬合贴面的修复材料,固位和抗力足以抵抗临床预期的正常咬合力^[38]。

单块氧化锆修复体的使用越来越多,其机械稳定性良好,但氧化锆切割损耗大、烧结时间长。为了满足高效制备CAD/CAM修复体的需求,业界开发了新的切割和烧结方案(Speedfire, Dentsply-Sirona)。研究发现,氧化锆冠修复体的厚度为0.5 mm时,不同切割技术和烧结技术的搭配都能为临床上的应用提供足够的抗断裂强度^[39]。氧化锆冠虽在强度上具有压倒性的优势,但其美学效果较玻璃陶瓷差。为了改善氧化锆的美学性能、提高氧化锆的半透明性,许多制造商(如BruxZir, Glidewell, Dentsply, Zirkozahn)推出了更透明的CAD/CAM氧化锆块,但与传统的牙科四方氧化锆相比,这些半透明的氧化锆陶瓷材料在强度和脆性方面相对较弱。

三、总结

根管治疗会导致牙髓-牙本质-牙釉质复合体的破坏和牙体结构的丧失,使得ETT折裂风险增高,因而ETT的修复是十分必要的。随着椅旁CAD/CAM技术的进展,口腔扫描的准确性得到重视;仰赖玻璃陶瓷优异的粘接性能和树脂复合体易于切削的特性,ETT在牙体预备上具有越来越微创的倾向、修复设计更加灵活;在材料上,玻璃陶瓷的强度和粘接性能在不断提升,复合树脂材料的不稳定性仍需解决,氧化锆材料的美观性能、制备技术有一定的进展,但粘接性能还有待进一步研究。掌握CAD/CAM材料的特性,对修复体进行个性化设计,椅旁CAD/CAM修复将简化临床步骤、提高ETT的牙体修复效果,最终达到ETT牙体保存的治疗目标。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突

参 考 文 献

- [1] Lin CY, Lin D, He WH. Impacts of 3 different endodontic access cavity designs on dentin removal and point of entry in 3-dimensional digital models[J]. J Endod, 2020, 46(4): 524-530. DOI: 10.1016/j.joen.2020.01.002.
- [2] Zhang Y, Liu Y, She Y, et al. The effect of endodontic access cavities on fracture resistance of first maxillary molar using the extended finite element method[J]. J Endod, 2019, 45(3): 316-321. DOI: 10.1016/j.joen.2018.12.006.
- [3] Silva EJNL, Rover G, Belladonna FG, et al. Impact of contracted endodontic cavities on fracture resistance of endodontically treated teeth: A systematic review of *in vitro* studies[J]. Clin Oral Investig, 2018, 22(1): 109-118. DOI: 10.1007/s00784-017-2268-y.
- [4] Ibrahim AM, Richards LC, Berekally TL. Effect of remaining tooth structure on the fracture resistance of endodontically-treated maxillary premolars: An *in vitro* study[J]. J Prosthet Dent,

- 2016, 115(3):290-295. DOI:10.1016/j.prosdent.2015.08.013.
- [5] Corsentino G, Pedullà E, Castelli L, et al. Influence of access cavity preparation and remaining tooth substance on fracture strength of endodontically treated teeth [J]. J Endod, 2018, 44(9):1416-1421. DOI:10.1016/j.joen.2018.05.012.
- [6] Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures [J]. J Endod, 1989, 15(11):512-516. DOI:10.1016/s0099-2399(89)80191-8.
- [7] Vianna ALSV, Prado CJD, Bicalho AA, et al. Effect of cavity preparation design and ceramic type on the stress distribution, strain and fracture resistance of CAD/CAM onlays in molars [J]. J Appl Oral Sci, 2018, 26: e20180004. DOI:10.1590/1678-7757-2018-0004.
- [8] Vertolli TJ, Martinsen BD, Hanson CM, et al. Effect of deep margin elevation on CAD/CAM -fabricated ceramic inlays [J]. Oper Dent, 2020, 45(6):608-617. DOI:10.2341/18-315-L.
- [9] Hayes A, Duvall N, Wajdowicz M, et al. Effect of endocrown pulp chamber extension depth on molar fracture resistance [J]. Oper Dent, 2017, 42(3):327-334. DOI:10.2341/16-097-L.
- [10] Kassis C, Khoury P, Mehanna CZ, et al. Effect of inlays, onlays and endocrown cavity design preparation on fracture resistance and fracture mode of endodontically treated teeth: An *in vitro* study [J]. J Prosthodont, 2021, 30(7):625-631. DOI:10.1111/jopr.13294.
- [11] Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, et al. Preparation ferrule design effect on endocrown failure resistance [J]. J Prosthodont, 2019, 28(1):e237-e242. DOI:10.1111/jopr.12671.
- [12] Wake R, Buck R, DuVall N, et al. Effect of molar preparation axial height on retention of adhesively-luted CAD-CAM ceramic crowns [J]. J Adhes Dent, 2019, 21(6):545-550. DOI:10.3290/jjad.a43651.
- [13] Souza RO, Özcan M, Pavanelli CA, et al. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system [J]. J Prosthodont, 2012, 21(2):94-100. DOI:10.1111/j.1532-849X.2011.00793.x.
- [14] Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, et al. Marginal adaptation of CAD/CAM all - ceramic crowns made by different impression methods: A literature review [J]. J Prosthodont, 2019, 28(2): e536-e544. DOI:10.1111/jopr.12800.
- [15] Hassan LA, Goo CL. Effect of cement space on marginal discrepancy and retention of CAD/CAM crown [J]. Dent Mater J, 2021, 40(5):1189-1195. DOI:10.4012/dmj.2020-408.
- [16] Pang J, Feng C, Zhu X, et al. Fracture behaviors of maxillary central incisors with flared root canals restored with CAD/CAM integrated glass fiber post-and-core [J]. Dent Mater J, 2019, 38(1):114-119. DOI:10.4012/dmj.2017-394.
- [17] Nodehi D, Moraditalab A, Shafiee S, et al. Fracture resistance of endodontically treated premolars reconstructed by traditional casting and CAD -CAM milling post and cores [J]. Int J Dent, 2022:6736303. DOI:10.1155/2022/6736303.
- [18] Perucelli F, Goulart da Costa R, Machado de Souza E, et al. Effect of half-digital workflows on the adaptation of custom CAD-CAM composite post-and-cores [J]. J Prosthet Dent, 2021, 126(6):756-762. DOI:10.1016/j.prosdent.2020.08.014.
- [19] Hendi AR, Moharrami M, Siadat H, et al. The effect of conventional, half-digital, and full-digital fabrication techniques on the retention and apical gap of post and core restorations [J]. J Prosthet Dent, 2019, 121(2):364.e1-364.e6. DOI:10.1016/j.prosdent.2018.09.014.
- [20] Kanduti D, Korat L, Kosec T, et al. Comparison between accuracy of posts fabricated using a digital CAD/CAM technique and a conventional direct technique [J]. Int J Prosthodont, 2021, 34(2):212-220. DOI:10.11607/ijp.6502.
- [21] Al-Qarni FD. Customized post and cores fabricated with CAD/CAM technology: A literature review [J]. Int J Gen Med, 2022, 15:4771-4779. DOI:10.2147/IJGM.S365296.
- [22] Moustapha G, AlShwaimi E, Silwadi M, et al. Marginal and internal fit of CAD/CAM fiber post and cores [J]. Int J Comput Dent, 2019, 22(1):45-53.
- [23] Fathi A, Ebadian B, Dezaki SN, et al. An umbrella review of systematic reviews and meta-analyses evaluating the success rate of prosthetic restorations on endodontically treated teeth [J]. Int J Dent, 2022:4748291. DOI:10.1155/2022/4748291.
- [24] Jurado CA, Pinedo F, Trevino DAC, et al. CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns: Effect of occlusal thickness on fracture resistance and fractographic analysis [J]. Dent Mater J, 2022, 41(5):705-709. DOI:10.4012/dmj.2022-018.
- [25] Tribst JP, Dal Piva AO, Madruga CF, et al. The impact of restorative material and ceramic thickness on CAD/CAM endocrowns [J]. J Clin Exp Dent, 2019, 11(11): e969 - e977. DOI:10.4317/jced.56002.
- [26] Belli R, Petschelt A, Hofner B, et al. Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all - ceramic restorations [J]. J Dent Res, 2016, 95(1):67-73. DOI:10.1177/0022034515608187.
- [27] Schestatsky R, Zucuni CP, Venturini AB, et al. CAD - CAM milled versus pressed lithium - disilicate monolithic crowns adhesively cemented after distinct surface treatments: Fatigue performance and ceramic surface characteristics [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2019, 94: 144-154. DOI:10.1016/j.jmbbm.2019.03.005.
- [28] Dapieve KS, Aragonez GC, Prochnow C, et al. Different etching times of a one-step ceramic primer: Effect on the resin bond strength durability to a CAD/CAM lithium-disilicate glass-ceramic [J]. J Adhes Dent, 2021, 23(2):133-143. DOI:10.3290/jjad.b1079573.
- [29] Czigola A, Abram E, Kovacs ZI, et al. Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns [J]. J Esthet Restor Dent, 2019, 31(5):457-464. DOI:10.1111/jerd.12470.
- [30] Fabian Fonzar R, Goracci C, Carrabba M, et al. Influence of acid concentration and etching time on composite cement adhesion to lithium-silicate glass ceramics [J]. J Adhes Dent,

- 2020,22(2):175-182. DOI:10.3290/j.jad.a44282.
- [31] Rigolin FJ, Negreiros WM, Giannini M, et al. Effects of sandblasting and hydrofluoric acid etching on surface topography, flexural strength, modulus and bond strength of composite cement to ceramics[J]. J Adhes Dent, 2021, 23(2): 113-119. DOI:10.3290/j.jad.b1079547.
- [32] Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review [J]. J Esthet Restor Dent, 2020, 32(2): 171-181. DOI: 10.1111/jerd.12566.
- [33] Rosentritt M, Preis V, Behr M, et al. *In-vitro* performance of CAD/CAM crowns with insufficient preparation design [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2019, 90:269-274. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.10.002.
- [34] Hampe R, Theelke B, Lümke N, et al. Fracture toughness analysis of ceramic and resin composite CAD/CAM material [J]. Oper Dent, 2019,44(4):E190-E201. DOI:10.2341/18-161-L.
- [35] Zhang L, Hou XX, Aishan M, et al. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with resin nanoceramic computer-aided design/computer-aided manufacture (CAD/CAM)-fabricated partial crowns[J]. Med Sci Monit, 2022, 28:e937331. DOI:10.12659/MSM.937331.
- [36] Scamina D, Russo D, Cinelli F, Sarti C, et al. Adhesion to zirconia: A systematic review of current conditioning methods and bonding materials[J]. Dent J (Basel), 2019, 7(3):74. DOI: 10.3390/dj7030074.
- [37] Sahebi M, Ghodsi S, Berahman P, et al. Comparison of retention and fracture load of endocrowns made from zirconia and zirconium lithium silicate after aging: An *in vitro* study[J]. BMC Oral Health, 2022, 22(1):41. DOI:10.1186/s12903-022-02072-x.
- [38] Ioannidis A, Bomze D, Hämmerle CHF, et al. Load-bearing capacity of CAD/CAM 3D-printed zirconia, CAD/CAM milled zirconia, and heat-pressed lithium disilicate ultra-thin occlusal veneers on molars [J]. Dent Mater, 2020, 36(4): e109-e116. DOI:10.1016/j.dental.2020.01.016.
- [39] Zimmermann M, Ender A, Mehl A. Influence of CAD/CAM fabrication and sintering procedures on the fracture load of full-contour monolithic zirconia crowns as a function of material thickness[J]. Oper Dent, 2020, 45(2): 219-226. DOI: 10.2341/19-086-L.

(收稿日期:2023-06-15)

(本文编辑:王嫚)