

## Farklı Seramikler ile Hazırlanan Endokron Restorasyonların Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi: İn Vitro Çalışma

Müberra GÜNEY,<sup>1</sup> Zeynep YEŞİL<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Dentis Diş Kliniği, İstanbul, Türkiye

<sup>2</sup>Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye  
Müberra GÜNEY Orcid No: 0009-0006-0542-6336, Zeynep YEŞİL Orcid No: 0000-0002-9767-0080

### MAKALE BİLGİSİ

### ÖZ

Recep Tayyip  
Erdoğan Üniversitesi  
Diş Hekimliği  
Fakültesi  
Uluslararası Diş  
Hekimliği Kongresi  
5-7 Mayıs 2023,  
Rize, Türkiye, Sözlü  
Bildiri olarak  
sunulmuştur.  
Geliş: 30.03.2024  
Kabul: 22.05.2024  
**Anahtar Kelimeler**  
Bağlanma dayanımı,  
Endokron, Farklı  
seramikler  
**\* Sorumlu Yazar**  
zyesilz@hotmail.com

Bu çalışmada, farklı seramikler ile hazırlanan endokron restorasyonların bağlanma dayanımları değerlendirildi. Çalışma 21 adet çekilmiş daimi alt büyük azı diş üzerinde yürütüldü. Kök kanal tedavileri tamamlanan dişlerin endokron için preparasyonları yapıldı. Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) tekniği ile üç farklı seramikten (Cerasmart (GC, Tokyo, Japan), Upcera (UP-CAD, Guandong, China), CeltraDuo (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany)) endokron restorasyonlar hazırlandı. Endokron restorasyonlar, rezin siman (Maxcem Elite) ile simante edildikten sonra her birinden bölgesel (apikal, orta ve koronal) olarak alınan 63 kesit rastgele olarak üç gruba (n = 7) ayrıldı. Örneklerin bağlanma dayanımları push-out testi kullanılarak universal test cihazında değerlendirildi. Elde edilen veriler; Jamovi 2,2,5 programı (The Jamovi Project, Sydney, Avustralya) kullanılarak iki yönlü varyans analizi ve çoklu karşılaştırma testi ile incelendi. Kullanılan materyalin ve kesit alınan bölgenin istatistiksel olarak anlamlı (p<0,001) olduğu belirlendi. Değerlendirilen her bir bölgede lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (Upcera) ile rezin nano seramik (Cerasmart) materyalleri arasında anlamlı fark saptanmaz iken (p>0,05), her iki materyalin CeltraDuo'dan daha fazla (p<0,05) bağlanma dayanımı gösterdiği belirlendi. Bağlanma dayanımı üzerine materyallerin içeriğinin etkili olduğu belirlendi.

## Evaluation of Bond Strength of Endocronal Restorations Prepared with Different Ceramics: In Vitro Study

### ARTICLE INFO

### ABSTRACT

Presented as an oral  
presentation at Recep  
Tayyip Erdoğan  
University Faculty of  
Dentistry  
International  
Dentistry Congress,  
5-7 May 2023, Rize,  
Turkey  
Received:  
30.03.2024  
Accepted:  
22.05.2024  
**Keywords**  
Different Ceramics,  
Endocrown, Bond  
Strength.  
**\* Corresponding  
Author**  
zyesilz@hotmail.com

In this study, the bond strength of endocrown restorations prepared with different ceramics was evaluated. The study was conducted on 21 extracted permanent lower molar teeth. Teeth whose root canal treatments were completed were prepared for endocrown restoration. Endocron restorations made of three different ceramics (Cerasmart (GC, Tokyo, Japan), Upcera (UP-CAD, Guandong, China), CeltraDuo (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany)) with Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) technique prepared. After the endocrown restorations were cemented with resin cement (Maxcem Elite Kerr), 63 sections were taken locally (apical, middle and coronal) and they were randomly divided into 3 groups (n=7). The bond strength of the samples was examined on a universal testing device using the push-out test. The data obtained; It was examined by two-way analysis of variance and multiple comparison test using Jamovi 2,2,5 program (The Jamovi Project, Sydney, Australia). It was determined that the material used and the sectioned area were statistically significant (p<0.001). While no significant difference was detected between lithium disilicate-reinforced glass ceramic (Upcera) and resin nanoceramic (Cerasmart) materials in each evaluated region (p>0.05), both materials showed significantly higher binding (p<0,05) than CeltraDuo. It was determined that it showed durability. It was determined that the content of the materials was effective on the bond strength.

## GİRİŞ

Kök kanal boşluğunu mümkün olan en geniş ölçüde boşaltıp ve dezenfekte ettikten sonra kanalları en etkili şekilde doldurmak endodontik tedavinin öncelikli hedefidir. Fonksiyon, rahatlık ve bazı durumlarda estetik açıdan dişleri eski haline döndürmek ise restoratif tedavinin amacıdır. Endodontik tedavideki başarı, takip eden restoratif tedavinin başarısına bağlıdır (1).

Post-kor/kron restorasyonlar, kron kısmı aşırı kaybolan kanal tedavili dişlerin tedavisi için uygulanan geleneksel tedavilerdir (2). Endokronlar; farklı kök kanal morfolojilerine sahip dişlerde, kısa klinik kron boyu olan, interoklüzal mesafesi yetersiz, dişteki doku kayıpları fazla ve yeterli ferrule etkisi sağlanamayan vakalarda endikedir (3).

Seramik materyallerdeki yenilikler ve CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler, endokron restorasyonlarında etkilemiştir. CAD/CAM sistemlerinde; farklı yapılarda çeşitli materyaller kullanılabilir (4).

Estetik restorasyonlarda, seramik ve kompozitler en fazla tercih edilen materyallerdir. Seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir arada bulunduran, doğal dişlerin mekanik ve yapısal özelliklerini içeren; ‘nanoseramikler’ ve ‘polimer-infiltrat-seramik-ağ’ yapısında ‘hibrit seramikler’ üretilmiştir (5). Seramik materyallerde görülen çatlak ilerlemesini engellenmek için; hibrit seramiklerin yapısında fazlaca bulunan seramik ağ, birbirleri içerisine geçmiş olan bir polimer ağ ile desteklenmiştir (6).

Rezin nanoseramik blokların içeriğinde; nanoseramiklerin yapısında üretilen dimetakrilat (UDMA) esaslı rezin matris ile nano boyutta seramikler bulunur. Fabrikasyon aşamasında ilave edilen silan, rezin matris ve nanomerler arasında bağlanmayı sağlar. Nanoseramik materyallerin üretilmesiyle birlikte kompozit materyallerin kullanım kolaylığı ile porselenlerin kırılma dayanımı özellikleri birleştirilmiştir (7).

Tam seramik restorasyonların başarılı bir şekilde kullanılabilmesi için önemli faktörlerden biri iyi bağlanma dayanımı göstermeleridir. Güçlü bir bağlanma dayanımı için adezyon, en önemli faktördür (8). Diş ile seramik arasındaki simanın adeziv bağlantısının başarısı güçlü ve dayanıklı bir bağlanma için önemlidir. Simantasyon işlemi; restorasyonun tutuculuğunu, dayanıklılığını ve kenar sızdırmazlığını, buna bağlı olarak da klinik başarıyı artıran en önemli faktörlerden biridir (9).

Piyasaya yeni sürülen dental materyallerin klinik başarısıyla ilgili yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışma, endokron restorasyonlarda tercih edilen farklı seramiklerin bağlanma dayanımını, push-out test yöntemini kullanarak incelemek ve elde edilen verileri, hem restorasyonun kendi içerisinde bölgesel olarak, hem de gruplar arasında karşılaştırmak amacıyla yapılmıştır.

Bu doğrultuda çalışmanın H0 hipotezi; kullanılan materyallerin, H1 hipotezi; kesit alınan bölgeden elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin farklı olacağı şeklinde oluşturulmuştur.

## GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmada G\*Power analizi (G\*Power Ver. 3,0,10, Franz Faul, Üniversit Kiel, Almanya) ile %25 etki büyüklüğü, %80 güç ve  $\alpha=0.05$  tip I hata oranı ile örnek sayısının minimum 21 adet olması gerektiği belirlendi.

Bu araştırma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri birimi tarafından TDH-2022-1369 nolu proje ile desteklendi.

## Araştırmanın Etik Yönü

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2022/65 numaralı karar ile onay alındı.

## Dişlerin Seçilmesi

Çalışmada periodontal nedenlerle çekilen kırık, çatlak, çürük ve restorasyon olmayan, benzer morfolojide, mezio-distal ile bukko-lingual boyutları birbirine yakın 21 adet alt 1. ve 2. büyük azı dişi kullanıldı. El ve ultrasonik aletler ile dişler üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları elimine edildi. Preparasyon yapılmaya kadar dişler, distile su içerisinde oda sıcaklığında bekletildi.

## Kanal Tedavilerinin Yapılması

Dişler, dokuz santimetreküplük silikon kalıplar içerisine dökülmüş akrilik rezinler (Imident, Imicryl, Konya, Turkey) içerisine, mine-sement sınırının 2 mm altında (kemik seviyesini temsilen) olacak ve köklerin eksenleri yere dik gelecek şekilde yerleştirildi.

Giriş kavitesi, pulpa odasının morfolojisine uygun olarak elmas fissur frezler ile prepare edildi. Pulpa dokuları timerf ile uzaklaştırıldıktan sonra #10 numaralı H tipi kanal aleti (VDW Anteos, Munich, Almanya) kullanılarak kanal içi çalışma boyutu foramen apikaleden 0,5 mm kısa olacak şekilde ayarlandı. Endodontik motora (SybronEndo, Glendora, CA, ABD) takılan nikel titanyum eğe sistemi (2Shape - MicroMega, Coltene, Besancon, France) ile kök kanallarının genişletme ve şekillendirme işlemleri tamamlandı. Tüm dişlerin kök kanal preparasyonu TS1(25/04) ve TS2(25/06) eğeleriyle {hız:300 rpm (dakikadaki devir sayısı), tork:2,5 N/cm} tamamlandı. Eğe değişiminden sonra kanallar 2,5 ml, %5,25'lik sodyum hipoklorit (NaOCl, Microvem AF, İstanbul, Turkey) ile irrig edildi.

Kanal şekillendirilmesi bittikten sonra kanaldaki smear tabakasını uzaklaştırmak için kök kanalları 2,5 mL %17'lik etilendiamin tetraasetik asitle (EDTA, Saver, Prime Dental, Maharashtra, India) 1 dk boyunca temizlendi. Daha sonra kanal içleri tekrar sodyum hipoklorit (NaOCl) ile yıkandı ve 5 mL distile su ile temizlenerek tüm yıkama solüsyonlarının etkisi uzaklaştırıldı.

Eğeleme işlemi bittikten sonra kanallar, 25/06 kağıt konlarla (DiaDent, Heungdeok - Gu, Korea) kurutuldu ve kanal doldurma işlemine geçildi. Kanallar şekillendirilirken kullanılan son eğeyle uyum gösteren ana kon gutta-perka (2Shape - MicroMega, Besancon, France) ve kök kanal dolgu patı ADSeal (Meta Biomed, Cheongju, Korea) ile kanallar dolduruldu. Konulan gutta-perka sıcak bir aletle kanal ağzlarının 1 mm altında olacak şekilde kesilerek apikal yönde soğuk plugger ile sıkıştırıldı.

Dişlerdeki artık kanal patları alkol ile uzaklaştırıldı. Kök kanal girişlerine ve kanal ağzı dentinine tek aşamalı adeziv sistem (Clearfil S3 Bond Universal, Kuraray, Osaka, Japan) 20 sn tatbik edildikten sonra düşük hava basıncı ile 5 sn kurutularak inceltildi. Işık cihazıyla (Elipar S10, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) 20 sn polimerize edildi. İnce bir tabaka akışkan kompozit (Clearfil Majesty Flow, Kuraray, Osaka, Japan) yerleştirilerek 20 saniye ışık uygulandı.

## Endokron Restorasyon için Preparasyon Yapılması

Pulpa odasının iç kenar açıları çevresel 90° butt-joint marjin oluşturacak şekilde hazırlandı. Silindirik-konik frez (Cylindro-conical bur, Dentsply Sirona, Ballaigues Switzerland) kullanılarak aksiyal preparasyon yapıldı. Servikal band genişliğinin (yani mine/dentin kalınlığının) 2 mm'den az olmamasına dikkat edildi. Kavitede var olan düzensizlikler giderildi.

Pulpa odası içinde hazırlanan retansiyon kavitesinin intrakoronel yüksekliği (kavite derinliği; kavite kenarından pulpa tabanına olan mesafe) 6 mm, endokronun kalınlığı (oklüzal

kalınlık; preparasyon kenarından, santral fossaya kadar olan mesafe) 2 mm olarak ayarlandı. Yapılan preparasyon şematik olarak Şekil 1’de gösterildi.

Prepare edilen dişler rastgele olarak üç grubu ayrılarak (n=7), farklı seramik materyallerden (Tablo 1) endokronlar hazırlandı.

### **Endokron Restorasyonların Dijital Ölçülerinin Alınması, Tasarımı ve Üretimi**

Prepare edilen dişlerin ölçüleri ağız dışı tarayıcı Aadv Lab Scanner 2 (GC Europe, Leuven, Belçika) ile alındı. Hazırlanacak restorasyonların tasarımlarında bilgisayar üzerindeki yazılım (DentalCAD, 3.0, Galway, Exocad, Fraunhofer–Gesellschafts, München, Almanya) kullanıldı. Endokron restorasyonlar kazıma cihazı (CORiTEC 350i, imes – icore GmbH, Hessen, Germany) ile hazırlandı.

DentalCAD, 3.0, Galway yazılım programı açıldı, hazırlanan restorasyonlarda karışıklık oluşmaması için dişler numaralandırıldı. Restorasyonun hazırlanacağı dişin numarası elde edilen model üzerinden seçildi. Restorasyon tipi olarak ‘İnlay (dolgu)’ seçeneği işaretlendikten sonra her bir grup için materyal tipi kaydedildi.

Hazırlanan dişler, ölçü için ağız dışı tarayıcının haznesine yerleştirilerek kaideye tespit edildi. Cihaz çalıştırıldı, dişlerin bukkal, oklüzal, lingual, mesial ve distal yüzeyleri otomatik olarak döndürülerek her açıdan tarandı. Ölçülerin doğruluğu incelendi, eksik ölçüler yenilendi.

Görüntünün kalitesi ve doğruluğundan emin olunduktan sonra ‘Dizayn’ sekmesi seçilerek tasarım aşamasına geçildi. ‘Çene taramaları’ sekmesi açılarak, ‘Düzeltil/Çiz’ kısmı seçilerek dijital model, restorasyonun kenar çizimlerine hazırlandı. Başlama noktası belirlenerek kenarlar çizildi, düzenlendi ve aynı noktaya gelindiğinde çizim tamamlandı. Daha sonra giriş yolunun belirleneceği ‘Giriş doğrultusu’ aşamasına geçildi. Görüntüye oklüzalden bakıldığında ortadaki mavi ok giriş doğrultusunu göstermekte olup, ‘Güncel bakışı Giriş eksenini ayarla’ tuşuyla, otomatik giriş yolu gerektiğinde manuel olarak düzeltilerek restorasyonun giriş yolu ayarlandı. Restorasyona yanlış giriş açısı verildiğinde andırkat bölgeleri, kırmızı gölgeli alanlar olarak görülerek düzeltildi.

Marjin çizim aşamasından sonra restorasyonun tasarımına başlanmadan önce endokron restorasyon için uygun olan parametreler saptandı. ‘Dolgu diplerini oluştur’ sekmesinden ‘Boşluk’ tuşu seçilerek siman aralığı (pulpa kavitesini çevreleyen sarı renkli alan) 0,05 mm olarak ayarlandı. Siman aralığı, koleden 1 mm merkeze kadar olan yeşil renkli alanda bırakılmadı.

Restorasyonun formu uzatma, kısaltma, ekleme ve çıkarmalar yapılarak tamamlandı. Alt çene büyük azı dişlerinin standart kron boyutları (7.0 mm-7.5 mm) dikkate alınarak mine-sement sınırından başlayarak restorasyonların en yüksek tüberkül tepesine kadar olan kron boyları standardize edildi. Endokronların taban kısmıyla en derin fissür arası kalınlık ortalama 6-6.5 mm arasında olacak şekilde tasarlandı. ‘Diş yerleşimi’ sekmesinden ‘Taşı’, ‘Döndür’ ve ‘Ölçeklendir’ seçenekleri ile dişin yerleşimi ayarlanarak dijital örneğin üzerine adapte edildi. Tasarımda son aşama olarak, ‘Birleştirme’ sekmesi seçilerek restorasyonun pulpa odasını kapsayan retansiyon kavitesi kısmı ile restorasyonun üst kısmı birleştirildi. Restorasyonun tasarımına üretime geçilmeden önceki son şekli verildi. Tasarım üretime hazır STL dosyası haline getirildi ve kaydedildi. Kullanılacak olan blokların boyutu seçildi. Blok boyutları Cerasmart bloklar için 14L, CeltraDuo bloklar için C14 ve Procera bloklar için 14 olarak belirlendi.

Özel bir tornavida ile kazıma cihazına bloklar yerleştirilerek kazıma işlemi başlatıldı. İşlem tamamlandıktan sonra hazneye düşen endokron restorasyonlar alınarak, aynı numaradaki dişle birlikte ayrı bir kap içerisine yerleştirildi. Ortalama 20-30 dakikada kazıma işlemi tamamlandı, 21 adet dişin her biri için bu işlemler tekrar edildi.

Endokron restorasyonların kazıma işlemleri tamamlandıktan sonra ait oldukları dişlere uyumları kontrol edildi. Restorasyonların sadece dış yüzeylerine, üretici firmanın önerileri doğrultusunda karıştırılan toz ve likit bir fırça yardımıyla çok ince bir tabaka halinde sürüldü ve porselen fırınında (Gemini 2 Press, Shenpaz Industries, Migdal HaEmek, İsrail) 9 dk süre ile 940°C’de glaze işlemi tatbik edildi.

### **Endokron Restorasyonların Simantasyonu**

Restorasyonların bağlanma yüzeylerine %9,5’lik hidroflorik asit (Porcelain Etchant, Ultradent, Utah, ABD) 20 sn süre uygulanarak pürüzlendirildi. Daha sonra restorasyonlar su ile 60 sn yıkandı ve hava ile kurutuldu. Bağlanma yüzeylerine bir fırça yardımıyla 60 sn süreyle silan (Silane, Ultradent, Utah, ABD) tatbik edilerek hava spreyi ile kurutuldu.

Dişlerin prepare edilen mine yüzeylerine %37’ lik fosforik asit 30 sn uygulanarak selektif pürüzlendirme işlemi tamamlandı. Daha sonra 20 sn su spreyi ile yıkanan yüzeyler, 5 sn hava spreyi ile kurutuldu. Adeziv ajan (Clearfil S3 Bond Universal, Kuraray, Osaka, Japan) 20 sn tüm yüzeye bond fırçası ile tatbik edildi ve 5 sn havayla inceltildikten sonra ışık cihazıyla (Elipar S10, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) 10 sn polimerize edildi.

Adeziv ajan (Clearfil S3 Bond Universal, Kuraray, Osaka, Japan) dişlerin kavite yüzeylerine bond fırçası yardımıyla tatbik edilerek havayla inceltilti. Film kalınlığının oluşmaması için polimerizasyon yapılmadı. Özel şırıngası ile rezin simanın (Maxcem Elite; Kerr Hawe, California, ABD) bir kısmı kavite içerisine, bir miktarı da restorasyonun iç yüzeyine konuldu. Kaviteye dikkatli bir şekilde yerleştirilen restorasyonlara oklüzal yüzeyden parmak basıncı tatbik edildi ve 2 saniye ışıkla polimerizasyon tamamlandıktan sonra siman artıkları bir sond yardımıyla uzaklaştırıldı. Firmanın önerilerine uygun olarak kronun her yüzeyinden 20 saniye ışık uygulandı ve polimerizasyon işlemi tamamlandı (Şekil 3).

### **Endokron Restorasyonlardan Kesitlerin Elde Edilmesi**

Endokron restorasyonların koronal kısımları hassas testereyle (Isomet 1000 Linear Precision Saw; Beuhler, Illinois, ABD) su soğutması altında kesildi.

Restorasyonun geriye kalan kısmı olan; pulpa odasının içerisine uzanan ‘kor’ bölgesinden, kesici bıçağın kalınlığı (0,3 mm) da göz önüne alınarak 600 rpm hızla dişin uzun aksına dik bir şekilde 1 mm (+0,1mm -0,1mm) yüksekliğinde koronal, orta ve apikal bölgelerden 3’er adet kesit alındı.

Her bir kesitin yüksekliği dijital kumpas (Absolute, Mitutoyo, Japan) ile ölçüldü. Kesitler; koronal yüzeyi, alındığı bölgeyi temsil eden renkte işaretlenerek (koronal-kırmızı, orta üçlü-mor ve apikal-mavi renk) plastik kaplar içerisine yerleştirildi.

### **İtme (Push-Out) Testinin Uygulanması**

Hazırlanan dentin kesitleri (63 adet), akrilik rezinle sabitlenerek push-out (itme) testi uygulanmak üzere universal test cihazına (Instron Universal Test Machine; Elista, İstanbul, Türkiye) konuldu.

İtme testi için; 3 mm çapında, 10 cm uzunluğunda kuvvet uygulayıcı kol ve kuvvet uygulanacak disklerin üzerine konulabileceği delikli bir düzenek hazırlandı. Kırma ucu, restorasyon materyalinin merkezine gelecek ve çevre dentin kesiti üzerinde baskı oluşturmayacak şekilde ayarlandı. Örneklere apiko-koronal yönde 1 mm/dk başlık hızıyla bağlantı başarısız oluncaya kadar kuvvet uygulandı ve kopma anındaki kuvvet Megapaskal (MPa) olarak saptandı.

Bağlanma dayanımı; Bağlanma Dayanımı (MPa) = Bağlantının başarısız olması için gereken kuvvet (N) / Bağlantının gerçekleştiği alan (mm<sup>2</sup>) formülü kullanılarak hesaplandı.

## Verilerin Değerlendirilmesi

Jamovi 2,2,5 programı (The Jamovi Project, Sydney, Avustralya) kullanılarak istatistiksel analiz yapıldı. Normal dağılım Shapiro-Wilk testi ve Q-Q grafiği ile incelendi. Verilerin normal dağılım gösterdiği gözlemlendi. Değişkenler arası ilişki iki yönlü varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi uygulanarak  $p<0,05$  anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

## BULGULAR

Yapılan varyans analizi sonucunda; kullanılan materyalin ve kesit alınan bölgenin çok anlamlı ( $p<0,001$ ) olduğu, ikili etkileşimin ise anlamlı olmadığı ( $p>0,05$ ) istatistiksel olarak belirlendi.

Kullanılan materyallerin kesit alınan bölgelere göre bağlanma dayanımı sonuçlarının ortalama, standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi verileri Tablo 2’de gösterildi.

Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucunda; materyallerin kendi içerisinde bölgesel olarak bağlanma dayanımı açısından anlamlı ( $p>0,05$ ) farklılık göstermediği belirlendi. Kesit alınan bölgeler karşılaştırıldığında; Upcera ve Cerasmart materyalleri arasında anlamlı bir fark saptanmazken ( $p>0,05$ ), her iki materyalin Celtraduo’dan anlamlı ( $p<0,05$ ) miktarda daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiği belirlendi (Tablo 2) (Şekil 3).

Kesit alınan bölge dikkate alınmadan kullanılan seramiklerin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 3’ de gösterildi.

Kesit alınan bölgeden bağımsız olarak, Upcera ve Cerasmart materyalleri arasında anlamlı bir fark ( $p>0,05$ ) saptanmazken, Upcera ve Cerasmart materyallerinin Celtraduo’dan anlamlı ( $p<0,001$ ) bir şekilde daha fazla bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği tespit edildi (Tablo 3) (Şekil 4).

Seramik tipinden bağımsız olarak kesit alınan bölgelerdeki bağlanma dayanımı verilerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi verileri Tablo 4’ de gösterildi.

Seramik tipinden bağımsız olarak, koronal bölgedeki bağlanma dayanımı sonuçlarının apikal bölgeden anlamlı şekilde ( $p<0,001$ ) daha fazla olduğu saptandı. Koronal ile orta bölge ve orta ile apikal bölge arasında anlamlı fark ( $p>0,05$ ) belirlenmedi (Tablo 4) (Şekil 5).

## TARTIŞMA

Bu çalışmada; madde kaybı fazla olan kanal tedavili dişlerin restorasyonu için farklı içeriklere sahip tam seramik bloklar kullanılarak hazırlanan endokron restorasyonların bağlanma dayanımları değerlendirilmiş ve elde edilen veriler, hem restorasyonun kendi içerisinde bölgesel olarak, hem de gruplar arasında karşılaştırılmıştır. Değişik materyallerden ve kesit alınan bölgeden elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin farklı olduğu saptandığından çalışmanın H0 ve H1 hipotezi kabul edilmiştir.

Canlılığı kaybeden dişlerde, biyomekanik başarısızlığın görülme riski, vital dişlere oranla daha yüksek olduğundan; yapılacak restorasyonun çeşidi önemlidir (10). Kök dentini ile final restorasyon arasındaki adeziv bağlanma yapısal direnci sağlar (11). Aşırı harabiyete uğrayan dişlerde endokron restorasyonlar kullanılmaktadır (12). Endokron restorasyonlarda, kanal içi postlardan farklı olarak kök dokusu korunur. Pulpa odasına ve kavite kenarlarına bağlanarak makromekanik retansiyon, adeziv simantasyon ile pulpa duvarlarına bağlanarak mikromekanik retansiyon sağlanır (13). Seramik materyallerdeki ve CAD/CAM teknolojilerindeki ilerlemeler, endokron restorasyon uygulamalarının geliştirilmesini sağlamıştır (14).

Yeni bir seramik materyalin uygunluğuna, *in vitro* araştırmalardan elde edilen sonuçlarla hali hazırda bilinen ve kabul görmüş olan materyallerden elde edilen bulgular karşılaştırılarak

karar verilebilir. Yeni geliştirilen dental materyallerin fiziksel özellikleri, klinik kullanım için önerilmeden önce test edilmelidir (15). Yapılan bazı çalışmalarda; doğal dişlerin yapısına benzer rezin dişler kullanılmıştır. Resin dişler ile standardizasyonun sağlanması daha kolay olsa da, doğal dişlerin adeziv ajanlarla olan bağlantısını klinik olarak tam olarak yansıtamaz (16).

Biyomekanik testlerin uygulandığı araştırmalarda, her bir dişin dentin yapısı ile mekanik özelliklerinin ayrı olması, ayrıca dişlerin boyut bakımından çok fazla çeşitlilik göstermesi nedeniyle standardizasyonun tam olarak sağlanamaması doğal diş kullanmanın dezavantajlarıdır (17). Çekilmiş insan dişlerinin bağlanma dayanımlarının, ısı iletkenliklerinin ve mekanik özelliklerinin, yapay dişlerden ve hayvan dişlerinden çekilmemiş dişlere daha fazla benzemesi nedeniyle *in vitro* çalışmalarda kullanılması önerildiğinden (18) bu çalışmada çekilmiş insan dişleri kullanılmıştır.

Endokronların; aşırı harabiyete uğramış kanal tedavili üst kesici dişlerde (19), alt küçük azı dişlerinde (20), üst küçük azı dişlerinde (21), ve alt büyük azı dişlerinde (22) kullanılabileceği belirtilmiştir.

Klinik bir çalışmada, Bindl ve arkadaşları (23) 208 adet endokron restorasyonun performansını değerlendirmiş ve küçük azı dişlerinin, azı dişlerine nazaran daha fazla başarısızlık gösterdiğini tespit etmişlerdir. Bu sonucun küçük azı dişlerinin, büyük azı dişlerine oranla adezyonun gerçekleşeceği daha küçük bir yapıya yüzey alanına sahip olmasına bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Buna ilave olarak, küçük azı dişlerinin kron boyu büyük azı dişlerinden daha uzundur. Fonksiyonel hareketler sırasında ağız içinde; küçük azı dişleri, daha fazla yıkıcı lateral kuvvetlere maruz kalırken, büyük azı dişleri ise dikey kuvvetlerle daha fazla karşılaşır. Bu durum kırılma dayanımını olumsuz yönde etkiler, dolayısıyla küçük azı dişlerine uygulanacak olan endokron restorasyonun mekanik özelliklerini tehlikeye atar (23). Bu nedenle çalışmada büyük azı dişleri kullanılmıştır.

Literatür incelendiğinde endokron restorasyonların hazırlanmasında, tasarım ve preparasyon ile ilgili çeşitli uygulamalar olduğu görülmüştür (24). Sedrez-Porto ve arkadaşları (25) yapmış oldukları çalışma sonucunda; endokron restorasyonların oklüzal kalınlığının 3-7 mm arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir.

Endokron restorasyonların oklüzal kalınlığının, geleneksel tam kronlardan daha fazla olması nedeniyle, dişe gelen oklüzal kuvvetlere karşı daha fazla direnç gösterirler. Mörmann ve arkadaşları (26) yapmış oldukları çalışma sonucunda, endokron restorasyonların geleneksel kronlardan iki kat daha fazla kırılma direnci gösterdikleri belirlenmiştir. Kullanılan endokron restorasyonlarda oklüzal kalınlığının; restorasyonun oklüzal kalınlığının; 4 mm (27), 6 mm (28), ve 7.5 mm (29) arasında değiştiği belirlenmiştir. Bu çalışmada endokron restorasyonlar 2 mm kalınlığında hazırlanmıştır.

Büyük azı dişleriyle yapılan bir çalışmada; biyomekanik için; 90 derece açılı bir servikal kenar hazırlanması, servikal bantın 2 mm, pulpa odası derinliğinin en az 3 mm olması, simanın fotopolimerize edilmesi sırasında tüm yüzeylere ışığın ulaşabilmesi için restorasyonun en fazla 7 mm kalınlığında hazırlanması, kanal ağızlarından kaldırılan guta perka miktarının 2 mm yi aşmaması ve 90 derece açılı preparasyon ile bağlanmayı optimize edecek şekilde bir periferik mine hattı hazırlanması gerektiği ve bunun en iyi şekilde büyük azı dişlerinde uygulanabileceği belirtilmiştir (5).

Endokron restorasyonların, merkezi retansiyon kavitesinin boyutları hakkında bir görüş birliği bulunmamaktadır. Değişik intrakronal derinlikteki endokron restorasyonlar ile ilgili çalışmalar yapılmıştır. Bir çalışmada, merkezi retansiyon kavitesi derinliği 1, 3 ve 5 mm olan endokronların stres dağılımı; üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmiş ve 5 mm derinliğe sahip olan endokronlarda stres dağılımının daha iyi olduğunu bulmuşlardır (30). Diğer

bir çalışmada, mandibular azı dişlerine 2, 3 ve 4 mm derinliğinde pulpa odası uzantılarına sahip lityum disilikat endokronlar yapılmış ve kırılma dirençleri değerlendirilmiştir. Pulpa odası uzantısı 4 mm olan endokronlarda, en yüksek kırılma dayanımı değerleri saptanmıştır (31).

Endokron restorasyonlarda retansiyon kavitesinin derinliği ile oklüzal kalınlığın gerilme dağılımı üzerindeki etkisi üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiş, 1, 2 veya 3 mm oklüzal kalınlıkla, 1, 2 veya 3 mm pulpa odası uzantısına sahip dokuz tip endokron tasarlanmıştır. 2 mm oklüzal kalınlığın restorasyonlar üzerinde nispeten düşük stres oluşturduğu belirlendiğinden kullanılabilmesi bildirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada pulpa odası derinliğinin çevredeki yapılar üzerinde daha fazla strese neden olduğu ve kırılma riskini artırdığı belirlenmiştir. Üst ve alt çenedeki büyük azı dişlerinin pulpa odalarının CBCT ile değerlendirildiği bir çalışmanın sonuçlarına göre; endokron restorasyonlarda pulpa odası uzantısı ne kadar derin ve adeziv bağlantı için yüzey alanı ne kadar geniş olursa çiğneme kuvvetlerinin köke iletimi o kadar iyi olacaktır (32).

Yapılan bir çalışmada kalan diş dokusu 1.5, 3 ve 4.5 mm olacak şekilde modellenen üst azı dişlerinde oluşan stresler sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirilmiştir. Kalan diş dokusunun, restorasyonun üzerinde biriken stresi artırdığı; ancak, diş dokularına iletilen stresi azalttığı belirlenmiştir (33).

Pulpa odasının aksiyel duvarlarının, adeziv yüzeydeki stresi dengelemek için, 6 ila 12 derecelik açıyla hazırlanması gerektiği belirtilmiştir (34).

Bu bilgiler dikkate alınarak, çalışmada hazırlanan endokron restorasyonun; toplam restorasyon yüksekliği 8 mm, retansiyon kavitesinin derinliği ise 6 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Kavitenin iç duvarları oklüzale doğru 8-10 derecelik açıyla genişleyecek şekilde hazırlanmıştır.

Endokronlar CAD/CAM sistemiyle farklı materyallerden hazırlanabilirler. Kullanılan materyallerden biri olan lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin; diğer yüksek dayanımlı cam seramiklerden daha iyi saydamlık ve renk tonlama seçenekleri olması nedeniyle, monolitik restorasyonlarda tek başlarına ya da tabakalama seramikleri için kor materyali olarak tercih edilirler (35). Lityum disilikatın, düşük termal genleşme göstermesi nedeniyle termal şoka direncinin fazla olması, seramik restorasyonlar hazırlanırken tercih edilmesini sağlamıştır (36).

Yapılan bir çalışmada; ısı ile presleme ve frezeleme yöntemleri ile üretilen lityum disilikat endokronlarla restore edilen büyük azı dişlerin, imalat yönteminden bağımsız olarak maksimum insan çiğneme kuvvetine dayanım gösterebileceği ve yeterli fonksiyonu sağladığı bildirilmiştir (37).

Lityum disilikat cam seramikler, biyomekanik özelliklerinden dolayı endokron restorasyonlarda yaygın olarak kullanılan materyallerdir. Lityum disilikat cam seramiklerin, endokron restorasyonlarda fonksiyon ve estetiği yeterli bir şekilde karşıladığı, iyi adapte olup güvenilir bir materyal olduğu bildirilmiştir (38). Bu nedenle araştırmada, lityum disilikat esaslı cam seramik olan Upcera tercih edilmiştir.

Seramiklerin; yüksek biyouyumluluk, dayanıklılık ve iyi estetik gibi özelliklere sahip olmalarına karşın, oklüzal aktivitesi fazla olan hastalarda, karşıt dişin mine yüzeyini aşındırmaları klinikte olumsuzluk yaratabilmektedir. CAD/CAM kompozit rezin materyallerinin aşınmaya karşı olan dirençleri, seramiklerden çok daha düşüktür. CAD/CAM kompozit rezin materyallerin, ağız içinde tamirlerinin kolay olması, oklüzyonun ayarlanması ve cilalanmaları kolaydır. Tüm bu faktörler, diş hekimliğinde kompozit rezin materyallerini CAD/CAM ile hazırlanan restorasyonlarda tercih edilir hale getirmiştir (39). Son yıllarda, klasik partikül doldurucu rezinler ve seramikler arasında özelliklere sahip olan ara ürün elde etmek için yüksek seramik dolduruculu



hibrit materyaller kullanıma sunulmuştur (40). Zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikten hazırlanan endokronlarla yapılan bir çalışmada; diş ve adeziv rezin siman arasındaki bağlantı bozulmadan kalmıştır. Bu durum zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramiklerin klinikte kullanımlarını sağlamıştır (41). Hasta başında uygulanan (chair-side concept) CAD/CAM materyallerinin incelendiği başka bir çalışmada ise; zirkonya ile güçlendirilmiş bir lityum disilikat olan Celtra-Duo incelenmiş ve mikroyapısının ve elastik özelliklerinin başarı gösterdiği bildirilmiştir (42).

Bu nedenle yapılan çalışmada zirkonya ile güçlendirilmiş bir lityum disilikat olan Celtra-Duo kullanılmıştır.

Rezin nanoseramik sınıfına ait bir materyal olan Cerasmart; içeriğinde, %71 oranında silika ve baryum cam nanopartikülleri bulundurur, kuvvetleri absorbe eder ve esneklik özellikleri gibi avantajları bulunur. Ayrıca mine ve dentin dokusuna benzer mekanik özellikler gösterir (43), bu nedenle çalışmada Cerasmart bloklar kullanılmıştır.

Kron kısmı aşırı harap olan dişlerde; bağlanma yüzey alanı azaldığı için restorasyonun tutuculuğu, genellikle adeziv bağlantı ile sağlanır. Kullanılan siman ile simantasyon tekniği indirekt restorasyonların başarısını etkileyen faktörlerden biridir. Adeziv simantasyon, mikrosızıntıyı azaltırken, bağlanma dayanımını artırır (44). Yapılan restorasyonun başarısında, uygulanan simanın polimerizasyon tipi ve yeterli derecede polimerize olması da; restorasyonun mekanik özellikleri ve biyoyumluluğu açısından önemlidir (45). Işıkla polimerize olan rezin simanların, restorasyonun altında tamamen fotopolimerize olup olmadığından emin olunamaması nedeniyle dual-cure polimerize rezin simanlar, indirekt restorasyonların simantasyonunda yaygın olarak kullanılırlar (46). Dual-cure polimerize olan simanlarda ışık kaynağının ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon, otopolimerizasyon yolu ile kimyasal olarak tamamlanır (47). Yapılan bir çalışmada; 7.5 mm kalınlığında seramik endokronlar hazırlanarak dual-cure rezin siman ile simante edilmiştir. Restorasyonun altındaki simanın iyi bir şekilde polimerize olduğu ve klinik olarak dual-cure rezin simanların, indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanılabileceği belirtilmiştir (29). Hazırlanan endokron restorasyonların retansiyon kavitesinin derinliği fazla olduğundan, çalışmada dual-cure rezin siman olan Maxcem Elite kullanılmıştır.

Protetik restorasyonlar; çürük ve travma nedeniyle kaybedilen diş yapısının yerini alırlar. Simantasyon için kullanılan ajanlar, restorasyon ile destekleyici diş dokuları arasında yapışma sağlar. Restorasyonlar yerleştirilirken birçok siman maddesi türü kullanılabilir. Protetik restorasyonlar için uzun vadede prognoz; büyük ölçüde siman maddesi seçiminin, siman dayanıklılığının, adeziv bağın içeriğinin bir fonksiyonudur. Adezyon, retansiyon ve uzun süreli dayanıklılık açısından önemlidir ve bu nedenle daimi restorasyonların klinik başarısı için anahtar faktördür (48).

Adezyonun güvenilirliğinin nicel tahmini için yapılan laboratuvar araştırmalarında; diş – materyal ara yüzeyindeki bağ ne kadar fazla olursa, oklüzal streslere restoratif materyalin o kadar iyi direnebileceği varsayımına dayanarak, bağlantı dayanımı testleri kullanılır (49). Bağlanma dayanımını ölçmek için çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Gerilme dayanımı testi hassastır, bundan dolayı yük uygulaması sırasında numunedeki veya stres dağılımındaki küçük değişiklikler, elde edilen veriler üzerinde önemli etki gösterir (38). Makaslama testi ile ilgili en büyük sorun; yükleme cihazının kuvvet ucunun bağlanma ara yüzü ile yakından hizalamanın zor olmasıdır. Yük, bağlanma ara yüzünden belirli bir mesafede dengelenir. Bu da numune üzerinde öngörülemeyen tork yüklemesine neden olur, bu tutarsız sonuçlara yol açabilir (50). Push-out testi, meydana gelebilecek küçük stres değişikliklerinden daha az etkilenir. Bağlanma dayanımı düşük olan materyaller değerlendirilebilir, aynı zamanda; etkili ve tekrarlanabilir bir test yöntemidir (38).

Push-out testinde; ince kesitler alınarak, yükleme altında stres eşit olarak dağıtılır ve daha güvenilir bağlanma dayanımı değerleri elde edilir (51). Push-out testinin aynı dişin farklı bölgelerindeki bağlanma değerlerinin ölçülebilmesine imkân tanınması en büyük avantajıdır (52).

Bu nedenle çalışmada bağlanma dayanımını ölçmek için etkili bir test olan push-out testi kullanılarak; apikal, orta ve koronal bölgelerden 1 mm lik kesitler alınarak bağlanma dayanımı bölgelere göre incelenmiştir.

Kullanılan dentin kesitlerinin kalınlıkları, push-out testinin güvenilir sonuçlar vermesi açısından önemlidir. Bir meta analizde, push-out testinde kullanılan dentin kesit kalınlığının 1mm'den fazla olması halinde, 1 mm veya daha az kalınlığa sahip olmasına kıyasla; numunenin kesit kalınlığı arttıkça sürtünme direnci de artacağından, materyalin yerinden çıkmaya karşı direncinin de artacağı belirtilmiş, bunun da daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturduğu saptanmıştır. Tüm numunelerde 1 mm'lik kesitler alınabileceği belirtilmiştir (53).

Bu çalışmada sürtünme kuvvetini elimine etmek için  $1 \pm 0,1$  mm kalınlığında dentin kesitleri kullanılmıştır.

Dentin dokusu; aynı diş içerisinde bulunduğu konuma göre ve ağız içi ortamdan gelen kuvvetlere göre değişiklik gösterebilen kompleks bir yapıdır. Dentine olan adezyon mekanizması mineye göre çok daha karmaşıktır. Bu nedenle standart bir klinik yaklaşım belirlemek oldukça zordur (54).

Kron ve kök bölgesinde yüzeysel ve derin dentin arasında önemli farklılıklar bulunur. Yüzeysel dentinde dentin tübülü sayısı daha azdır. Dentin tübülünün yoğunluğu; dişin koronal, orta ve apikal kısımlarında farklılık gösterir. Dişin koronal kısmında apikalden daha fazladır. Devital dişlerde; koronal ve yüzeysel dentine olan bağlanma, apikal ve derin dentine göre daha fazladır (55).

Çekilmiş insan azı dişlerinin; oklüzal, orta ve servikal bölgesinden koronal kesitler alınmış, mine-dentin birleşimine en yakın bölge olan oklüzal kesitlerde en yüksek kırılma dayanımını belirlenirken, servikal bölgeden alınan kesitlerde daha düşük değerler tespit edilmiş, pulpaya yaklaştıkça, hem eğilme mukavemetinde hem de kırılma dayanımı değerlerinde belirgin bir azalma saptanmıştır (56).

Bu çalışmada en yüksek bağlanma dayanımı değerleri koronal kesitlerde saptanmıştır. Bunu; orta üçlü ve apikal üçlü takip etmiştir. Bunun, dentinin yapısındaki dentin tübüllerinin ve kollajen bağ miktarının korondan apikale doğru gidildikçe azalmasının yanı sıra adeziv rezin siman için daha elverişsiz bir ortam oluşturmasına bağlı olduğu düşünülmüştür. Polimerizasyon için yapılan ışınlamanın apikale ulaşmasının daha güç olmasına bağlı olarak rezin simanın yeterince polimerize olmaması bağlanma dayanımlarının tüm gruplarda, korondan apikale doğru düşüş göstermesine sebep olmuş olabilir.

## SONUÇ VE ÖNERİLER

Üç değişik seramik materyalden hazırlanan endokron restorasyonların bağlanma dayanımlarının *in vitro* olarak değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Materyallerin içeriğinin bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğu saptanmıştır.
2. Bağlanma dayanımının kronal bölgeden, apikal bölgeye doğru gidildikçe azaldığı tespit edilmiştir.
3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (CeltraDuo)' den hazırlanan endokron restorasyonların diğer restorasyonlardan anlamlı şekilde daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği belirlenmiştir.

Yapılan *in vitro* araştırmaların, klinik takipli çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Çalışmalarda örnekler elde edilirken, kesme işlemi sırasında; kesitlerin mümkün olduğu kadar aynı kalınlıkta olması için, kullanılan bıçağın bıçak kalınlığına ve keskin olmasına dikkat edilerek su soğutması altında çalışılması daha doğru olacaktır.

## KAYNAKLAR

1. Ree M, Schwartz RS. The endo-restorative interface: current concepts. *Dental Clinics*. 2010, 54 (2):345-74.
2. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *J Esthet Restor Dent*. 2013;25(6):383-90.
3. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent*. 2015;40(2):201-10.
4. Fages M, Bennisar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc*. 2013;79:d140.
5. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent*. 2016, 115(3):321-8.e322.
6. Gueth J-F, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater J*. 2013, 32(6):865-71.
7. Yenice N, Büyükdere AK. CAD/CAM Sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonlar. *Dent Med J-Review*. 2020;2(1):1-15.
8. Kılınıç H, Turgut S, Ayaz EA, Bağış B. Güncel nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyalleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2018;28(4):592-8.
9. D'arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*. 2016, 115(3):350-5.
10. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod*. 2010;36(4):609-17.
11. Soares CJ, Rodrigues MdP, Faria-e-Silva AL, Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Kim H-C, Versluis A. How biomechanics can affect the endodontic treated teeth and their restorative procedures? *Braz Oral Res*. 2018, 32(Suppl 1):e76.
12. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod*. 2007;33(4):391-8.
13. Biacchi G, Basting R. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent*. 2012; 37(2):130-6.
14. El Ghouli W, Salameh Z. Marginal and Internal Adaptation of Lithium Disilicate Endocrowns Fabricated By Heat-Pressable and Subtractive Techniques. *J Prosthodont*. 2021;30(6):509-14.
15. Gresnigt MM, Özcan M, van den Houten ML, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mater*. 2016;32(5):607-14.
16. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2002;10(1):15-22.

17. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(1):5-9.
18. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci.* 2011;53(3):273-82.
19. Dejak B, Młotkowski A. Strength comparison of anterior teeth restored with ceramic endocrowns vs custom-made post and cores. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):171-6.
20. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2008;100(4):264-73.
21. Chang C-Y, Kuo J-S, Lin Y-S, Chang Y-H. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *J Dent Sci.* 2009;4(3):110-7.
22. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):e38-e49.
23. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont.* 2005;18(3):219-24.
24. Skupien J, Luz M, Pereira-Cenci T. Ferrule effect: a meta-analysis. *JDR Clin & Trans Res.* 2016;1(1):31-39.
25. Sedrez-Porto JA, da Rosa WLdO, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;52:8-14.
26. Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Prosthodont.* 1998;11(4):333-9.
27. El Ghouli WA, Özcan M, Ounsi H, Tohme H, Salameh Z. Effect of different CAD-CAM materials on the marginal and internal adaptation of endocrown restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2020;123(1):128-34.
28. Taha D, Spintzyk S, Schille C, Sabet A, Wahsh M, Salah T, Geis-Gerstorfer J. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *J Prosthodont Res.* 2018;62(3):293-7.
29. Gregor L, Bouillaguet S, Onisor I, Ardu S, Krejci I, Rocca GT. Microhardness of light-and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):942-8.
30. Dartora NR, de Conto Ferreira MB, Moris ICM, Brazão EH, Spazin AO, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YT, Gomes EA. Effect of intracoronary depth of teeth restored with endocrowns on fracture resistance: in vitro and 3-dimensional finite element analysis. *J Endod.* 2018;44(7):1179-85.
31. Hayes A, Duvall N, Wajdowicz M, Roberts H. Effect of endocrown pulp chamber extension depth on molar fracture resistance. *Oper Dent.* 2017;42(3):327-34.
32. Zhang Y, Lai H, Meng Q, Gong Q, Tong Z. The synergetic effect of pulp chamber extension depth and occlusal thickness on stress distribution of molar endocrowns: a 3-dimensional finite element analysis. *J Mater Sci: Mater Med.* 2022;33(56):2-10.
33. Deutsch AS, Musikant BL. Morphological measurements of anatomic landmarks in human maxillary and mandibular molar pulp chambers. *J Endod.* 2004;30(6):388-90.
34. Tribst JPM, Dal Piva AMdO, Madruga CFL, Valera MC, Borges ALS, Bresciani E, de Melo RM. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. *Dent Mater.* 2018;34(10):1466-73.
35. Magne P, Paranhos MPG, Burnett Jr LH, Magne M, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22(2):195-200.

36. Tribst JPM, Lo Giudice R, Dos Santos AFC, Borges ALS, Silva-Concilio LR, Amaral M, Lo Giudice G. Lithium disilicate ceramic endocrown biomechanical response according to different pulp chamber extension angles and filling materials. *Mater (Basel)*. 2021;14(5):1307.
37. El-Meliegy E, van Noort R, El-Meliegy E, van Noort R. Design and raw materials of medical glasses. *Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications*. 2012:95-106.
38. Shafi MA, Rayyan MR. Failure loads of heat-pressed versus milled lithium disilicate endocrowns. *Clin Oral Investig*. 2023;27(1):339-44.
39. Zhu J, Wang D, Rong Q, Qian J, Wang X. Effect of central retainer shape and abduction angle during preparation of teeth on dentin and cement layer stress distributions in endocrown-restored mandibular molars. *Dent Mater J*. 2020;39(3):464-70.
40. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent*. 2016;115(2):199-202.
41. Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N, Feilzer A, Krejci I. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD-CAM RNC crowns and endocrowns. *Dent Mater*. 2016;32:e338-e350.
42. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016;32(7):908-14.
43. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):587-93.
44. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc*. 2011, 142(Suppl 2):20S-24S.
45. Benetti AR, Peutzfeldt A, Asmussen E, Pallesen U, Franco EB. Influence of curing rate on softening in ethanol, degree of conversion, and wear of resin composite. *Am J Dent*. 2011;24(2):115-8.
46. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig*. 2005;9(2):71-6.
47. Faria-e-Silva AL, Casselli DSM, Lima GS, Ogliaeri FA, Piva E, Martins LRM. Kinetics of conversion of two dual-cured adhesive systems. *J Endod*. 2008;34(9):1115-8.
48. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2004; 92(3):265-73.
49. Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent*. 2007;35(11):827-35.
50. Watanabe L. Variables influence on shear bond strength testing to dentin. *Advanced adhesive dentistry, 3rd International Kuraray Symposium, 1999; 1999: Kuraray Co. Ltd.*
51. Drummond J, Sakaguchi R, Racean D, Wozny J, Steinberg A. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mater Res: An Official J Soci Biomater Japanese Soci Biomater*. 1996;32(4):533-41.
52. de Melo RM, Galhanoa GÁP, Barbosaa SH, Valandrob LF, Pavanellie CA, Bottinoc MA. Effect of adhesive system type and tooth region on the bond strength to dentin. *J Adhes Dent*. 2008;10(2):127-33.
53. Collares F, Portella F, Rodrigues S, Celeste R, Leitune V, Samuel S. The influence of methodological variables on the push-out resistance to dislodgement of root filling materials: a meta-regression analysis. *Int Endod J*. 2016;49(9):836-49.
54. Özcan M, Volpato CAM. Current perspectives on dental adhesion:(3) Adhesion to intraradicular dentin: Concepts and applications. *Jpn Dent Sci Rev*. 2020;56(1):216-23.

55. Li X, An B, Zhang D. Determination of elastic and plastic mechanical properties of dentin based on experimental and numerical studies. *Appl Mathematics Mech.* 2015;36:1347-58.

56. Arola DD, Repogel RK. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. *Biomater.* 2006, 27(9):2131-40.