

**FARKLI SİMAN ARALIKLARINDA
HAZIRLANAN CAD/CAM MONOLİTİK
KURONLARIN KIRILMA DİRENCİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Nurdan POLAT SAĞSÖZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Doktora Tezi - 2015

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI SİMAN ARALIKLARINDA HAZIRLANAN
CAD/CAM MONOLİTİK KURONLARIN KIRILMA
DİRENCİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Nurdan POLAT SAĞSÖZ

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU**

**ERZURUM
2015**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI SİMAN ARALIKLARINDA HAZIRLANAN CAD/CAM
MONOLİTİK KURONLARIN KIRILMA DİRENCİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Nurdan POLAT SAĞSÖZ

Tez Savunma Tarihi : 16.01.2015

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Gözlem CEYLAN

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ahmet Berhan YILMAZ

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Yavuz Selim SAĞLAM
Enstitü Müdürü

**Doktora Tezi
ERZURUM – 2015**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ.....	X
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Seramikler	3
2.1.1. Metal-Seramik Restorasyonlar	3
2.1.1.1. Metal-Seramik Restorasyonların Avantajları	4
2.1.1.2. Metal-Seramik Restorasyonların Dezavantajları	4
2.1.2. Tam Seramik Restorasyonlar	5
2.1.2.1. Tarihçe	5
2.1.2.2. Tam Seramiklerin Yapısı	6
2.1.2.3. Tam Seramiklerin Mekanik Özellikleri	8
2.1.2.4. Sınıflandırma	9
2.1.2.5. Yaygın Kullanılan Tam Seramik Türleri	11
2.1.2.6. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları	15
2.1.2.7. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları.....	16
2.1.2.8. Tam Seramik Sistemlerin Avantajları.....	16
2.1.2.9. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları	17
2.1.2.10. Tam Seramik Kuronlarda Diş Kesimi	17
2.2. CAD/CAM Sistemleri.....	18

2.2.1. Tarihçe	19
2.2.2. CAD/CAM Sisteminin Kullanım Alanları	22
2.2.3. CAD/CAM Sisteminin Avantajları.....	22
2.2.4. CAD/CAM Sisteminin Dezavantajları	23
2.2.5. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	23
2.2.6. Diş Hekimliğindeki Bazı CAD/CAM Sistemleri.....	25
2.2.6.1. PROCERA.....	26
2.2.6.2. CERCON	26
2.2.6.3. CICERO.....	27
2.2.6.4. E4D Sistem	28
2.2.6.5. iTero Sistem.....	28
2.2.6.6. LAVA C.O.S Sistem.....	28
2.2.6.7. CEREC.....	29
2.3. Tam Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Simanlar.....	32
2.3.1. Siman Aralığı.....	34
2.4. Tam Seramik Kuronlarda Başarısızlık Nedenleri	34
2.5. Kırılma Direnci ve Test Yöntemleri	36
2.5.1. Kırılma	36
2.5.1.1. Kırılma Direnci	37
2.5.2. Test Yöntemleri	37
3. MATERYAL VE METOT.....	42
3.1. Doğal Dişlerin Toplanması ve Örneklerin Hazırlanması	43
3.2. Dişlerin Preparasyonlarının Yapılması	43
3.3. Ölçü Alınması	44
3.4. Ölçülerden Güdük Hazırlanması	45

3.5. Restorasyonların CEREC Sistemi Kullanılarak Hazırlanması	45
3.6. Restorasyonların Simantasyonu.....	53
3.7. Kırılma Testinin Uygulanması.....	55
4. BULGULAR.....	58
4.1. Kırılma Testi Bulguları; Pilot Çalışma	58
4.2. Kırılma Testi Bulguları; Ana Çalışma	59
5. TARTIŞMA.....	65
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	80
KAYNAKLAR	82
EKLER	103
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	103
EK-2. ETİK KURUL İZİN FORMU	104

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tez çalışmamda bilgisiyle ve tecrübesiyle her an yanımda olan değerli hocam Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve çalışma arkadaşlarıma, çalışmanın istatistiksel analizlerinin yapımında yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Ömer AKBULUT'a, sabrı, sevgisi ve anlayışıyla tez çalışmamın tamamlanmasında bana büyük destek veren sevgili eşim Dr. Dt. Ömer SAĞSÖZ'e ve bugünlere gelebilmemde büyük özveriler göstermiş anneme ve babama en içten teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Nurdan POLAT SAĞSÖZ

ÖZET

Farklı Siman Aralıklarında Hazırlanan CAD/CAM Monolitik Kuronların Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmada farklı siman aralıklarında hazırlanan CAD/CAM monolitik kuronların kırılma direnci değerlendirildi.

Materyal ve metod: Üzerinde kuronların kırılacağı güdüklerin standardizasyonu için üst insan 1. küçük azı dişi uygun boyutlarda kesildi. Bu dişten ölçüler alındı ve güdükler hazırlandı. Güdük materyalini belirlemek için yapılan pilot çalışmada üç farklı materyal (Ni-Cr, epoksi rezin, dentin) değerlendirildi. Güdükler üzerinde feldspatik CAD/CAM seramik kuronlar hazırlandı, kırılma kuvveti uygulandı. Dentine yakın kırılma değeri gösteren epoksi rezin materyalinden güdükler hazırlandı. CEREC 4 CAD/CAM sisteminde 4 farklı monolitik bloktan (feldspatik cam seramik 1, rezin nano seramik 2, lityum disilikat 1 ve lösit içerikli seramik 1 çeşit), 3 farklı siman aralığında (30, 90, 150 μ m) kuronlar freze edildi. Her bir siman aralığı için 7 ve bir kuron materyali için 21 olmak üzere toplam 105 örnek hazırlandı. Kuronlar tek tip self adeziv rezin siman ile simante edildikten 1 saat sonra test yapılncaya kadar 37°C' de 1 hafta bekletildi. Prepare edilmemiş doğal dişler kontrol grubu olarak kullanıldı. Kırılma direncini belirlemek için başlık hızı 1 mm/dk olan universal test cihazı kullanıldı. Kuvvet, kuronların santral oluşuna uygulandı. Sonuçlar Newton olarak kaydedildi.

Bulgular: Veriler one way ANOVA ve iki faktörlü etkileşim modelleme testi ($p<0.001$) ile değerlendirildi. CAD/CAM monolitik kuronların kırılma direnci arasında istatistiksel olarak önemli farklılık bulunurken ($p<0.001$), siman aralıklarının kırılma direnci üzerine etkisinin istatistiksel olarak önemli olmadığı görüldü. ($p>0.001$)

Sonuç: En yüksek kırılma direnci değeri IPS e.max CAD'de (1390.327 N), en düşük değer IPS Empres CAD'de (787.988 N) bulundu. 30, 90 ve 150 μ m olarak belirlenen siman aralıklarında ise kırılma direnci değerlerinin benzer olduğu görüldü.

Anahtar kelimeler: Kırılma direnci, monolitik CAD-CAM kuronlar, siman aralığı

ABSTRACT

Evaluation of the Fracture Resistance of CAD/CAM Monolithic Crowns Prepared In Different Cement Thicknesses

Aim: In this study, the fracture resistance of CAD/CAM monolithic crowns prepared in different cement thicknesses was evaluated.

Material and method: A human maxillary first premolar tooth was prepared in proper sizes for the standardization of dies on which crowns would be fractured. Impressions were taken from this tooth and dies were prepared. In the pilot study that was conducted to specify the die material, three different materials (Ni-Cr, epoxy resin, dentin) were evaluated. Feldspathic CAD/CAM ceramic crowns were prepared on the dies and fracture force was applied. Dies were prepared from epoxy resin that showed a similar fracture value to dentin. Crowns were milled from 4 different monolithic blocs (feldspathic glass ceramic 1, resin nano ceramic 2, lithium disilicate 1, and ceramic including leucite 1 type) in 3 different cement thicknesses (30, 90, 150 μm) in the CEREC 4 CAD/CAM system. For each cement thickness 7 and for one crown material 21, in total 105 samples were prepared. Crowns were cemented with a monotype self-adhesive resin cement, and after 1 hour, they were stored at 37 °C for 1 week until the test was done. Natural teeth that were not prepared were used as the control group. A universal test machine with a cross-head speed of 1 mm/min was used to determine the fracture resistance. Force was applied on the central groove of the crowns. Results were recorded as Newton.

Results: The data were evaluated with one way ANOVA and interaction modelling test with two factors ($p < 0.001$). There was a statistically significant difference among the fracture resistance of CAD/CAM monolithic crowns ($p < 0.001$); however, it was observed that the effect of cement thickness on the fracture resistance was not statistically significant. ($p > 0.001$)

Conclusion: The highest fracture resistance value was recorded for IPS e.max CAD (1390.327 N), and the lowest value was recorded for IPS Empres CAD (787.988 N). It was also observed that fracture resistance values were similar in cement thicknesses determined as 30, 90, and 150 μm .

Key Words: Cement thickness, fracture resistance, monolithic CAD/CAM crowns.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ANOVA	: Analysis of Variance Test
°C	: Santigrat Derece (Sıcaklık Birimi)
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Yardımı İle Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing, Machining (Bilgisayar Yardımı İle Üretim)
CEREC	: Chairside Economical Restoration Of Esthetic Ceramics
CIM	: Computer Integrated Manufacturing (Bilgisayarla Entegre İmalat)
cm	: Santimetre
CNC	: Computer Numeric Controlled (Bilgisayar Sayısal Kontrolü)
dk	: Dakika
μ	: Mikron (Uzunluk Birimi)
MPa	: Megapaskal (Basınç ve Stres Birimi; N/m ²)
μm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
N	: Newton (Kuvvet Birimi)
sn	: Saniye
Y-TZP	: Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. CEREC 4 CAD/CAM sistemi	29
Şekil 2.2. Makaslama test örneği.....	39
Şekil 2.3. Üç nokta eğme testi	39
Şekil 3.1. Prepare edilmiş dişin görüntüsü	44
Şekil 3.2. Plastik kalıplarla alınan ölçüler	44
Şekil 3.3. CEREC optik yansıtıcı toz	46
Şekil 3.4. Çalışmada Kullanılan Bloklar	46
Şekil 3.5. Restorasyon çeşidinin belirlenmesi	48
Şekil 3.6. Optik ölçünün alınması	48
Şekil 3.7. Restorasyonun modelinin elde edilmesi.....	49
Şekil 3.8. Restorasyon marjininin belirlenmesi.....	49
Şekil 3.9. Kuronun giriş aksının belirlenmesi (Bu aşamada kesimde var olan andırkatlar görülmektedir.).....	50
Şekil 3.10. Restorasyonun tasarımı (okluzal görünüm)	50
Şekil 3.11. Restorasyonun tasarımı (proksimal görünüm)	51
Şekil 3.12. Kazıma öncesi kuronun blok içinde yerinin belirlenmesi.....	51
Şekil 3.13. K azıma öncesi blok içinde yeri belirlenen kuronun içten görünümü.....	52
Şekil 3.14. CEREC 4'te değiştirilebilen parametreler; siman aralığının belirlendiği aşama.....	52
Şekil 3.15. Freze ünitesi	53
Şekil 3.16. Monolitik bloğun freze ünitesine yerleştirilmesi.....	53
Şekil 3.17. Freze esnasında alınan bir görüntü	53
Şekil 3.18. RelyX U200.....	54

Şekil 3.19. Simantasyon sonrası kuronların statik yük altında bekletilmesi	54
Şekil 3.20. Simantasyon öncesi ve sonrası okluzo-apikal mesafe ölçümü.....	55
Şekil 3.21. Shimadzu Üniversal Test Cihazı	55
Şekil 3.22. Yükleme ucunun şematik görünümü.....	56
Şekil 3.23. Mekanik test düzeneği.....	56
Şekil 4.1. CAD/CAM monolitik kuronların kırılma şekilleri.....	60
Şekil 4.2. Kullanılan materyallerin ve kontrol grubunun kırılma dirençlerinin ortalamları	62
Şekil 4.3. Siman aralıklarına göre grupların ortalama kırılma dirençleri	63
Şekil 4.4. Siman aralıklarına göre monolitik kuron materyallerinin kırılma direnci	64

TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Siman çeşitleri ve avantajları	33
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik blokların yapıları, içerikleri, kullanım alanları.....	47
Tablo 4.1. Farklı güdük materyallerine simante edilen CAD/CAM monolitik kuronların kırılma dirençlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri ...	58
Tablo 4.2. Grupların ortalama kırılma direnci değerleri	59
Tablo 4.3. CAD/CAM monolitik kuronların gözlenen kırılma şekilleri.....	61
Tablo 4.4. Kontrol grubu ve materyallerin Duncon çoklu karşılaştırma testine göre karşılaştırılması	63

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde son yıllarda estetik gereksinimin artışı, seramik restorasyonların gelişmesinde önemli rol oynamıştır. Seramikler üstün biyolojik uyumluluk, kimyasal stabilite ve estetik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıkça kullanılmaktadır. ¹

Seramik kuronlar ilk olarak 19. yy' ın başlarında jaket kuron olarak hazırlanmış, ancak kırılğan olmaları ve mekanik dirençlerinin az olması nedeniyle metal alt yapı ile birlikte uygulanmıştır. Metal alt yapı, çiğneme kuvvetlerine karşı direnci artırmış fakat ışık geçirgenliğinin olmaması nedeniyle doğal olmayan restorasyonlar elde edilmiştir. Ayrıca bazı metal alaşımlar korozyona uğramaları sonucu toksik ve alerjik reaksiyon oluşturabilmektedirler. ²

Metal-seramik restorasyonların bu olumsuz özellikleri diş hekimlerini, metal alt yapı içermeyen, doğal görünümlü tam seramik sistemleri geliştirmeye yöneltmiştir. Gerilme streslerine karşı gösterdikleri düşük direnç nedeniyle, bu materyallerin kullanım alanlarının 'lamine veneer', 'inley', 'onley' ve 'jaket kuron' ile sınırlanmaları önerilmektedir. Ancak çeşitli güçlendirme metotlarıyla kullanım alanı artık sadece ön bölge ile sınırlı kalmayıp, arka bölgeleri de içine almaktadır. ³

Diş hekimliğinde bilgisayar ve otomasyon teknolojisinin gelişmesi ile birlikte yapım işlemleri değişmektedir. Özellikle otomatik üretim metotlarında yüksek kalitede materyallerin kullanılması ve maliyetin düşmesi tedaviye yeni olasılıklar getirmiştir. Bilgisayar destekli tasarım (CAD), bilgisayar destekli üretim (CAM), bilgisayar sayısal kontrolü (CNC-Computer Numeric Controlled) ve bilgisayarla bütünleşmiş imalat (CIM-Computer Integrated Manufacturing) gibi teknolojiler son yıllarda hızla gelişmektedir. ^{4,5}

CAD/CAM sistemlerinin temel prensibi olan aşındırma tekniğinde kullanılan materyalin fabrikada üretilmiş hazır bloklar halinde bulunması, yapım aşamasında materyalin özelliklerini etkileyebilecek hataların elimine edilmesini sağlamaktadır.⁶ Ayrıca klasik yöntemlerde revetmana alma ve döküm işlemlerinde meydana gelen hatalar da elimine edilmektedir. Yine bilgisayar destekli sistemler ile daha homojen alt yapı elde edilmektedir.⁷ Son yıllarda, diş hekimliğinde tam seramiklerin kullanımı, hem hastalar hem de klinisyenler için çok önemli hale gelmiştir. İleri düzeyde estetik özelliklere sahip olan bu materyaller, ön ve arka segmentte kayıp diş veya diş dokularının restore edilmesinde geniş bir kullanım alanı bulmakta ve başarıyla uygulanmaktadır.⁸

Ağız içerisinde kullanılacak olan materyalin uzun ömürlü olabilmesi için mekanik özelliklerinin iyi olması çok önemli bir faktördür. Dental materyaller çiğneme esnasında oluşan gerilim, sıkışma, eğilme ve makaslama kuvvetlerinin yanı sıra mikroorganizmalar ve yiyeceklerin de etkisindedir.⁹ Tam seramik kuronlarda metal alt yapının olmaması ve seramiğin kırılgan bir malzeme olması nedenleri ile siman, restorasyon ve diş arasında tampon görevi görerek ağız içerisindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlere karşı restorasyonu güçlendirmekte ve kırılmasını önlemektedir.^{10, 11} Siman kalınlığı da restorasyonun uyumu, bağlantısı, direnci açısından önemli bir faktördür.¹²

Bu çalışmada; CAD/CAM sistemiyle değişik siman aralıklarında farklı materyallerden hazırlanan monolitik kuronların kırılma direncinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Bu çalışmanın hipotezi; Kuron materyalleri ve siman aralığının CAD/CAM monolitik kuronların kırılma direnci üzerine etkili olabileceği yönünde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramikler

Protetik diş hekimliğinde kaybedilmiş olan fonksiyon, fonasyon ve estetiği tekrar kazandırmak amacıyla birçok restoratif materyal ve teknik geliştirilmiştir. Dental seramikler restoratif materyaller arasında önemli bir yere sahiptir. Seramikler metal ve rezin olmayan inorganik yapılardır. Çeşitli minerallerin yüksek derecelerde fırınlanması sonucu elde edilmektedirler. Seramik terimi Yunancada yakılmış madde anlamına gelen ‘keramos’ tan gelir. Porselen ise uzun yıllardır kullanım alanı bulan seramiklerin özel bir tipidir. Üç doğal mineral olan saf beyaz kil, quartz ve feldspar karışımından oluşmaktadır. Karışımında bu mineraller dışında farklı bir mineral varlığında porselen terimi yerine seramik terimi kullanmak daha doğrudur. Pratikte bu iki terim birbirinin yerine kullanılmakta ve sonuç olarak aynı restorasyonu tarif etmek amaçlanmaktadır.

Dental seramik restorasyonlar, metal alt yapı üzerine pişirilerek (metal-seramik) veya tam seramik sistemler olarak kullanılmaktadır.¹³

2.1.1. Metal-Seramik Restorasyonlar

Metal-seramik restorasyonların uygulanması, 1962 yılında ABD’ de altın alaşımının ve feldspatik porselenin patentinin alınması ile başlamıştır. Uzun çalışmalar sonucunda metal ve seramik arasındaki kimyasal bağlantı ve ısısal genleşme problemleri çözümlenmiş ve metal-seramik restorasyonlar sabit protez uygulamalarında önemli bir yer almıştır.¹³

Metal-seramik restorasyonlarda başarılı olmak için doğru endikasyon, diş kesimi, tasarım, seramiğin fırınlanması ve soğutması önemliyken; kullanılan alaşımın özellikleri de başarıyı etkilemektedir. Bununla birlikte estetik beklenti seramiğin mümkün olduğunca kalın olmasını gerektirmektedir. Belirttiğimiz bu nedenlerden

dolayı, metal alt yapı yeterli direnç sağlayacak kadar ince, seramik ise optik kalite sağlayacak kadar kalın olmalıdır.¹³

Metal-seramik restorasyonlarda güncel gelişmelerle geline en son noktalardan biri, tam seramik restorasyonlarla kullanılan preslenebilir seramiklerin, fonksiyonel dayanıklılık ve estetiğin artırılması amacıyla metal-seramik restorasyonlarda da kullanılmaya başlanmış olmasıdır. Preslenebilir seramik teknolojisi, büzülmeyi, poroziteyi ve fırça ile elde edilen üst yapının düzensizliklerini elimine ederek, iyi uyumlu kuronlar üretmektedir. Preslenebilir seramikler, feldspatiklere göre en az iki kat daha dayanıklıdır. Malzeme ısı altında dengeli basınçta preslendiğinden, partiküller arası mesafeler sıkışır ve homojen bir yoğunluk sağlanır. Bundan dolayı, preslenebilir seramikler daha uzun ömürlü ve kırılmaya karşı dirençlidirler.¹⁴⁻¹⁸

2.1.1.1. Metal-Seramik Restorasyonların Avantajları

1. Yüksek dayanıklılık, metal alt yapının streslere karşı koymada yardımcı olması,
2. Isısal uyum,
3. Çatlak oluşma olasılığının azlığı,
4. Kırılmaya karşı yüksek direncinin olması.¹⁹

2.1.1.2. Metal-Seramik Restorasyonların Dezavantajları

1. Metal alt yapı nedeniyle seramik kalınlığının yetersiz kalabilmesi,
2. Ön bölgede metal renginin yansımaları,
3. Diş eti çekilmesi sonucunda metalin açığa çıkması,
4. Porselen metal bağlantısında oksit tabakaya bağlı problemler oluşabilmesi,¹⁹
5. Porselen kalınlığının az olduğu bölgelerde (özellikle 1/3 gingival bölgede) koyu metal renginin görülmesi,
6. Metal allerjisi,

7. Metal seramiklerin karşıt arktaki dentisyon ile aşınması.²⁰

2.1.2. Tam Seramik Restorasyonlar

2.1.2.1. Tarihçe

İlk tam seramik restorasyon 1886 yılında Land tarafından geliştirilmiştir. Porselen jaket kuron olarak bilinen bu restorasyon uzun yıllar sunulabilecek en estetik restorasyon olma özelliğini sürdürmüştür. Ancak kırılma eğilimleri nedeniyle kullanımları sadece ön bölge kesici dişlerle sınırlı kalmıştır.²¹

Son yıllarda daha geniş kullanım alanları sağlamak amacıyla estetik özelliğinin yansıra yeterli güce sahip seramikler elde etmek için pek çok yöntem üzerinde çalışmalar yürütülmüştür. 1965 yılında Mc Lean ve Hughes, çatlakların ilerlemesini engellemek için % 40 ila % 50 oranında alüminyum oksit kristalleri içeren ve alüminöz porselen çekirdeğe sahip bir jaket kuron geliştirmiştir.²²

Bu tür güçlendirmenin uygulanması porselen jaket kuronların kullanımını yeniden canlandırmış, ancak yine de dayanıklılıkları ön grup tek üye kuronların dışındaki uygulamalar için yetersiz kalmıştır. 1972 yılında ise Southan ve Jorgensen' in “refraktör day” materyalini geliştirmeleri ile diş hekimliğinde tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır.²³

1976 yılında McLean ve Sced, çift folyo tekniği ile platin folyoyu kuron iç yüzeyinde bırakarak alumina seramik jaket kuronların güçlendirilmesini sağlamışlardır.^{3, 24}

1982'de Cerestore adında yeni bir sistem piyasaya sürülmüştür. Sonraki yıllarda kaybolan mum tekniğine dayanan ve Dicor ve Cera Pearl olarak bilinen teknikler geliştirilmiştir. Tam seramik kuronlardaki bu ilerlemeler devam etmiş, Hi-Ceram ve Duceram sistemleri piyasaya sürülmüştür.²⁵

1983'te Ivoclar firması kayıp mum tekniği esasına dayanan ısı ve basınçla şekillendirilebilen seramiklerden IPS-Empress sistemini tanıtmıştır. Bunu takiben yine Ivoclar firması ön bölgede üç üyeli köprü yapma imkânı sağlayan IPS-Empress 2 sistemini geliştirmiştir.²⁵

1989'da Vita firmasının tanıttığı Vita In-Ceram sistemi, metal içermeyen ve yüksek stabiliteye sahip seramik alt yapıların üretilmesini sağlayan bir teknik olarak yer almıştır.²⁵

2000 yılında Degussa firması tarafından zirkonyum esaslı Cercon sistemi piyasaya sürülmüştür. Cercon sistemi çok üyeli arka bölge köprülerin yapımına imkân vermiştir. Daha sonra günümüze kadar çok sayıda zirkonya seramik sistemi geliştirilmiştir.^{26, 27}

2.1.2.2. Tam Seramiklerin Yapısı

Feldspatik porselenin ana yapısı oksijen iyonu ile silisyum tetrahedral gibi dörtlü ünitelerin kimyasal bağlarla bağlanması sonucu oluşur. Silisyum tetrahedra, dental seramiğin ana yapısı olup, dental seramiği oluşturan feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$), kaolin ($2H_2OAl_2O_32SiO_2$) ve quartz'ın (SiO_2) yapısına girer ve $K_2O-Al_2O_36SiO_2-SiO_2$ faz şemasının feldspar köşesinde, leucite kristalizasyon bölgesinde bir yapı oluşturur.²⁸

Dental seramiğin elemanlarını 5 alt grupta inceleyebiliriz:

1. Feldspar: Dental seramiğin yapısında %70-80 oranında bulunan birleştirici ajandır ve saydamlık sağlar. Doğada yaygın şekilde bulunur. Saf olarak bulunmayan feldspar genelde sodyum (Na_2O) ve potasyum (K_2O) içerir. Daha çok potasyum feldspar tercih edilmektedir. Nedeni ise; porselenin şeffaflığını arttırırken fırınlama sırasındaki form bozulmasını engelleyebilmesidir.²⁹

2. Kaolin: Çin kili olarak da adlandırılan kaolin dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Yapışkan bir yapıya sahiptir ve diğer materyalleri bir arada tutar. Bu özelliği

ile seramiğin modelajında yardımcı olur. %1-5 oranındadır ve 1800 °C’ de erir. Opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır. ^{30,31}

3. Kuartz: Erime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek ve yaklaşık 1700 °C’dir. Tutucu bir destek oluşturur. Silika yapısındadır ve yapı içinde doldurucu görevi vardır. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler, aynı zamanda termal genişleme katsayısını kontrol etmede yardımcı olmaktadır. % 10-30 oranında bulunur. Seramiğin dayanıklılığını artırır. ³²

4. Renklendirici ve opaklaştırıcı ajanlar: Doğal dişi taklit edebilmek amacıyla renklendirici olarak metal oksitlerden faydalanılmaktadır. Örneğin; demir oksit; kahverengi, bakır oksit; yeşil, titanyum oksit; sarımsı/kahverengi, kobalt alüminat; mavi renk verir. ³³

Estetiği yakalamak adına renklendirici ajanlar tek başına yeterli değildir çünkü seramiğin şeffaflığı artmaktadır. Doğal dentin rengini yakalamak için opaklaştırıcı ajanlara da ihtiyaç vardır. Seryum oksit, titan oksit ve zirkonyum oksit yaygın olarak kullanılan opaklaştırıcı oksitlerdir. Ayrıca şeffaflığın sağlanması için; uterbium, cerium, europinyum, samaryum, sodyum diürinat vb. maddeler kullanılmaktadır. ³⁴

5. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler: Potasyum, sodyum, kalsiyum oksitler akışkanlık kazandırmakla beraber; silikon gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantı miktarını azaltarak, camın yumuşama ısını düşürürler. Modifiye edici ajanlar ise; magnezyum, kalsiyum ve baryum oksittir. ³³

6. Ara Oksitler: Akışkanlar ve cam modifiye edici ajanlar seramiğin yumuşama ısını düşürmenin yanı sıra, viskozitesini de azaltır. Ara oksitler akışkanlığa direnç sağlar. Camın viskozitesi ve sertliği ara oksitlerin kullanımı ile artar. ³³

2.1.2.3. Tam Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Young Modülü (Elastisite modülü): Materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür, materyalin sertliği arttıkça elastisite modülü değeri de artar. Malzemenin elastik deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Stresin strain' e oranı ile belirlenir. 'E' harfi ile gösterilir.³⁵

Sertlik: Malzemenin plastik deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Başka bir ifade ile kalıcı yüzey penetrasyonuna karşı gösterilen dirençtir. 'H' harfi ile gösterilir.³⁵

Tokluk: Malzemede oluşan çatlağın ilerlemesine karşı olan dirençtir. Başka bir ifade ile tokluk, malzemede başarısızlığa neden olacak bir çatlağın başlaması için gerekli olan enerji olarak tanımlanır. Tokluk, kırılma direncidir. Materyali kırılma noktasına getirmek için gerekli olan enerji miktarıdır. Gerilim-gerinim eğrisinde, elastik ve plastik kısımların altındaki alandır. Kırılma tokluğu, kırılma olmadan plastik olarak deforme olabilme yeteneği ya da kırılma için gerekli enerji miktarıdır. Seramik gibi kırılğan malzemeler için, kırılma ile birlikte bölgesel bir deformasyon olmaz. 'T' harfi ile gösterilir.³⁶

Dayanım: Malzemenin dayanabileceği maksimum gerilme stresidir. Materyalin kırıldığı andaki strese kırılma dayanımı ya da kırılma stresi denir. Kırılğan materyallerde maksimum gerilme streslerinin kompresif test ile belirlendiği bir yol vardır. Bu test kolaydır ve tekrarlanabilir bir testtir. Bu teste, 'tension için diametral kompresyon testi' (Brezilyalı Testi ya da İndirekt Tensile Test) denir. Bu test için kırılğan materyalden hazırlanmış disk şeklinde örneklerin olması gerekir. Disk örnek, kırılma olana kadar test cihazında kompresyona tabi tutulur.^{35, 37}

Poisson oranı: Çekme veya basmada aksial yükleme esnasında aynı zamanlı aksial ve lateral strain mevcuttur. Çekme yüklemesi altında yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz

kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral strainin aksial straine oranı, poisson oran olarak tanımlanır. Çekme yüklemesinde poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzamanın çapraz kesitin azalmasıyla orantılı olduğunu gösterir. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder.³⁸

2.1.2.4. Sınıflandırma

A) Yapım tekniğine göre sınıflandırma:

Hastaların estetik beklentilerine daha uygun olan tam seramik restorasyon sistemleri yapım tekniği yönünden 5 gruba ayrılmaktadır:³⁹

1. Folyo Tekniği: Renaissance, Sunrise, Optec HSP, Flexobond, Plati-deck

2. Dökülebilir Cam Seramikler: Dicor, Cerapearl

3. Refractor Model Üzerinde Fırınlanan Seramik Sistemleri: Vitadur-N Cerestore, Cerestore\Alceram, Optec, Hi-Ceram, In-Ceram (Alümina, Magnesia, Zirkonia), Duceram, Optec, Mirage

4. Isı İle Basınçlı Olarak Üretilen Seramik Sistemleri: IPS Empress, IPS e-max press, Finesse, Evopress, Carrara Press, Optec 3G

5. Cad-Cam Sistemleri Ve Kopyalama Freze Tekniğine Dayalı Sistemler:

- Prefabrik seramik ingot/ CAD-CAM işleme: CEREC
- Prefabrik seramik ingot/ Kopya-freze işleme: Celay
- Yüksek saflıkta alümina/ CAD-CAM işleme: Procera Al-Ceram, CICERO
- Presinterize Y-TZP blank/ CAD-CAM işleme: CERCON, Lava
- Presinterize Y-TZP blank/ Kopya-freze işleme: Zirkonzahn

B) Kimyasal yapılarına göre sınıflandırma: ³⁹

1. Cam Seramikler

- Mika bazlı (tettasilisik floromika) cam seramikler (Dicor; Dentsply)
- Hidroksiapatit içerikli cam seramikler (Cera Pearl; Kyocera)
- Lösit içerikli cam seramikler (IPS Empress; Ivoclar Vivadent, Finesse; Ceramco)
- Lityum disilikat içerikli cam seramikler (IPS e-max Press; Ivoclar Vivadent)
- Flor apatit içerikli cam seramikler (IPS d.Sign; Ivoclar Vivadent)
- Feldspatik cam seramikler

2. Alümina Seramikler

3. Zirkonya Seramikler

C) Kor yapılarına göre sınıflandırma : ³⁹

1. Cam seramikler

✓ Lityum disilikat:

- IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press ısı ile presleme tekniği ile üretilir.

✓ Lösit:

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent) ısı ile presleme tekniği ile üretilir.
- Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn) ısı ile presleme tekniği ile üretilir.
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) frezeleme tekniği ile üretilir.

✓ Feldspat :

- VITABLOCKS Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) frezeleme tekniği ile üretilir.
- VITA TriLuxe Bloc (VITA Zahnfabrik) frezeleme tekniği ile üretilir.

- VITABLOCKS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik) frezeleme tekniği ile üretilir.

2. Alümina Seramikler

✓ Alüminyum oksit:

- In-Ceram Alümina (VITA Zahnfabrik) slip-cast ve frezeleme tekniği ile üretilir.
- In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik) frezeleme tekniği ile üretilir
- Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands) frezeleme tekniği ile üretilmiştir.
- In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik) slip-cast ve frezeleme tekniği ile üretilir.
- Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) yoğun sinterleme ile üretilir.

3. Zirkonya Seramikler (Yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri)

- Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn) frezeleme ve sinterleme ile üretilir.
- Cercon (Dentsply Ceramco, York Pa) frezeleme ve sinterleme ile üretilir.
- DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland) frezeleme ile üretilir.
- Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweeden) frezeleme ile üretilir.
- Procera (Nobel Biocare AB) yoğun sinterleme ve frezeleme ile üretilir.^{39, 40}

2.1.2.5. Yaygın Kullanılan Tam Seramik Türleri

Dicor: 1980' lerin başında ilk defa tanıtılan Dicor seramik bir “micaceous cam seramik” (%45 cam, %55 crystalline tetrasilicic mica) olup klasik mum boşluğuna döküm tekniği ile cam dökümü kombinasyonu olarak hazırlanmaktadır.⁴¹

Metal-seramik restorasyonların alternatifi olarak düşünülen dökülebilir bu cam seramik 1370 °C' de refraktör day ile santrifüj tekniği kullanılarak dökülür. Sonra

kristalizasyon işlemi için ısı uygulanır. Daha sonra porselenin renklendirilmesi ve cilası için ince tabaka seramik uygulanır. Bu renklendirmeler estetik problemlere neden olduğundan, döküm seramik üzerine feldspatik porselen pişirilmektedir. Kullanım alanları tek üyeli restorasyonlarla sınırlıdır.³⁴

Cera Pearl: Hobo ve Iwata 1985 yılında tekniği Dicor seramik sistemine benzeyen Cera Pearl sistemini geliştirmişlerdir. Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü ısı uygulamasıyla kristalin bir yapıya dönüşür, bu faz oksiapatit yapısındadır. Suyun varlığında hidroksilapatite dönüşür. Bu yapının bazı fiziksel özellikleri mineye yakın bulunmuştur. Yapım tekniğinde kuron özel bir düzenekte döküm yöntemi ile elde edilir. Daha sonra kuron üzerine “cerestain” glaze maddesi ve boyama uygulanarak fırınlama yapılır.⁴²

In-Ceram: Bu sistemin In-Ceram olarak adlandırılmasının nedeni; sinterlenmiş oksit alt yapıya erimiş cam partiküllerinin infiltre edilmesidir. Temsilcileri; In Ceram Alümina, In Ceram Spinell ve In Ceram Zirkonya’dır.⁴²

In Ceram Alümina: 1989 yılında tanıtılmıştır. Alümina alt yapının şekillendirilip fırınlanmasını takiben içerisine cam infiltre edilir. % 99 oranında saf alümina içerir. Anterior ve posterior bölgede üç üye köprü ve tek kuron restorasyonların uygulanmasında endikedir.^{39, 43} In Ceram alümina kopingler üzerine feldspatik porselen işlenir. Ayrıca CEREC sisteminde de kullanılabilen alümina bloklar mevcuttur. (Vitablocks In Ceram Alümina; Vita Zahnfabrik)⁴³

In Ceram Spinell: In Ceram Alümina sisteminin opak alt yapısına alternatif olarak 1994 yılında üretilmiştir. Translusenliği In Ceram Alümina’nın 2 katı kadar olmasına karşın, bükülme direnci daha düşüktür. Bu nedenle estetik ihtiyacın ön planda olduğu anterior bölgelerde kullanılma endikasyonu vardır.^{39, 43, 44}

In Ceram Zirkonia: Genel bileşime % 33' lük zirkonyum oksit ilavesi yapılarak dayanıklılığı artırmak amaçlanmıştır. Alt yapı 800 MPa' lık bir dirence sahiptir ki; bu direnç tam seramik restorasyonlar için yüksek sayılmaktadır. In Ceram Zirkonya opak yapısından dolayı anterior dişlerde kullanılmamaktadır, posterior kuron ve köprülerde endikedir.⁴⁵

Hi-Ceram: 1972 yılında Southan ve Jorgensen, tam seramik kuronların yapımı sırasında, porselenin platin yaprağı ıslatmasında zorluklar oluştuğunu belirtmiş; fosfat bağlı revetman ile platin yaprak kullanılmaksızın alümina porselenini fırınlamıştır. % 70 Al_2O_3 içermektedir. Teknik olarak kor yapı, dayanıklı güdük üzerinde şekillendirilmekte, daha sonra bilinen yöntemlerle üst yapı elde edilmektedir. Üstün estetik sağlayan, iyi boyutsal stabilite ve kenar uyumuna sahip olan Hi-Ceram, tek kuron restorasyonlarda kullanılmaktadır.⁴⁶

Cerestore: 1982 yılında Sozio ve Riley tarafından piyasaya sürülmüştür. Kristalize magnezyum alüminyum oksit içeren Cerestore; enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilmektedir. Al_2O_3 ve magnezyum alüminat yapıya dayanıklılık kazandırır. Kor yapı, epoksi rezin güdük materyali üzerinde hazırlanan mum örneğin, sistem için geliştirilmiş özel bir fırında işlenmesiyle elde edilmektedir.⁴⁷⁻⁴⁹

Optec-OPC: Lösitle güçlendirilmiş feldspatik porselendir ve dağılımla güçlendirilmiş bir sistemdir. Kor yapı içermez, yüksek oranda yarı şeffaf bir yapıya sahiptir. Özel Optec porselen materyalinin ısı ve basınç altında enjeksiyonu ile gerçekleştirilir.^{23, 50-53}

Mirage 2: Zirkonyum oksit kristalleriyle güçlendirilmiş kor porselenidir.⁵⁴

Finesse: Lösit kristalleri içeren Finesse sistemi de IPS Empress sistemi gibi kaybolan mum tekniği esasına dayanır. Diğer sistemlerle karşılaştırıldığında laboratuvar işlemleri daha düşük ısıda gerçekleştirilir yani ısı ve basınçla şekillendirme işlemi

850°C’ de gerçekleştirilir. Boyama ve tabakalama olmak üzere 2 farklı tekniği vardır. Kimyasal olarak; % 60-65 SiO₂, % 5-10 Al₂O₃, % 1-3 Li₂O, % 8-12 Na₂O, % 5-10 K₂O, % 1-3 B₂O₃, % 1-3 CaO, % 0-3 ilave element ve boyalar içermektedir.²⁵

IPS Empress: 1990 yılında Wohlrwend tarafından temel yapısı açıklanan IPS Empress lōsit ile güçlendirilmiş özel bir camdır. Lōsit kristallerinin cam matrice kontrollü kristalizasyonu ile üretilir. Toz halindeki materyal preslenerek pişirilir ve Empress tabletler oluşturulur.⁵⁵ Hazırlanan mum modelajın uçurulmasını takiben tablet şeklindeki seramik blokların belirli ısı ve basınç altında bu boşluğa preslenmesi ile elde edilir. Restorasyonun tümü preslenebilir porselenden yapılabileceği gibi, alt yapı olarak da kullanılabilir.^{56, 57} Kimyasal yapısı; SiO₂-AlO₃-K₂O’dan oluşmaktadır.^{48, 58, 59}

IPS Empress 2: IPS Empress sisteminin ardından 1998 yılında IPS Empress 2 sistemi sunulmuştur. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş bu sistem anterior ve posterior kuron, 3 üyeli köprü yapımına olanak sağlamıştır.⁵⁹ Kimyasal yapısı; SiO₂-LiO₂’den oluşmaktadır.⁵⁹⁻⁶¹

IPS e-max sistemi

Lityum disilikat seramiklerin en yenisidir. IPS e.max aşağıdaki beş farklı komponent şeklinde kullanılabilen bir tam seramik sistemidir.⁶²

1. IPS e.max Press (lityum disilikat cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir.)
2. IPS e.max ZirPress (florapatit cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir.)
3. IPS e.max CAD (lityum disilikat cam seramik bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir.)
4. IPS e.max ZirCAD (zirkonyum oksit bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir.)

5. IPS e.max Ceram (floraapatit veneer seramiğidir.)

IPS e.max Press 2005 yılında IPS Empress 2 ile kıyaslanarak geliştirilmiştir. IPS Empress 2 gibi lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam seramiktir. Farklı pişirme prosedürü uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapma imkânı vermektedir.⁶³

CAD/CAM sistemler için geliştirilmiş olan lityum disilikat esaslı IPS e.max CAD bloklar IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıya sahiptir. Fakat daha farklı bir ısı işleme tabi tutularak; blokların hızlı ve kolay freze edilebilmelerini sağlamak ve seramiğe yeterli direnci sağlamak için parsiyel olarak kristalize edilirler.⁶⁴

2.1.2.6. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları

Dişlerde tam seramik kuron restorasyonu gerektiren durumları şöyle sıralayabiliriz:

1. Varolan eski kuron restorasyonunun değiştirileceği durumlarda,
2. Lingual yüzeyin prepare edilmesi, oklüzal yüzeyin değiştirilmesi gereken durumlar ve geniş interproksimal çürük sahalarının mevcut olduğu durumlarda,⁶⁵
3. Renklenmiş, aşınmış ve kırılmış dişlerde,
4. Normal diş kavsinin dışında olan dişlerin anatomik yapısını sağlayarak çapraşıklığın düzeltilip, estetiğin sağlanmasında,
5. Periodontal sağlığın ve diş yapısının mutlak korunması gerektiği durumlarda,⁶⁶
6. Diastema varlığında,
7. Metal alerjisi olan bireylerde,
8. Çene-yüz protezlerinde,
9. Kule defektlerinde,
10. Doğumsal veya kazanılmış kısa dişsiz boşlukların mevcudiyetinde,

11. Abrazyon, atrisyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde. ^{48, 67}

2.1.2.7. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları

1. Diş kesimi sonrasında interokluzal mesafenin 1 mm' den az olduğu durumlarda,
2. Kesim sonrası tutuculuğun en alt düzeyde olacağı çok kısa dişlerde ve periodontal desteği yetersiz olan dişlerde,
3. Bruksizm ya da düzeltilemeyecek düzeyde malokluzyon gibi, mandibulanın parafonksiyonel aktiviteye sahip olduğu vakalarda,
4. Daha önce basamaksız kesim yapılmış dişlerde,
5. Örtülü kapanış ve ileri itimin ileri derecede artmış olduğu dişlerde,
6. Kuvvetli ve aktif kas sistemine sahip olan, pipo kullanmış veya bazı meslek alışkanlıkları olan ya da kontak sporla uğraşan bireylerde tam seramik kuron uygulanmamaktadır. ⁶⁶

2.1.2.8. Tam Seramik Sistemlerin Avantajları

1. Biyolojik uyumlulukları, ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyeli yüksek olan metallere oranla daha üstündür. ⁶⁸
2. Homojen yapıdadırlar. ⁶⁸
3. Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları, metal seramik kuronlarda gözlenen seramiğin iç yüzeyindeki opak tabakasından doğan doğal olmayan yansımalara ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıkları için doğal diş yapısına daha yakın görünümündedirler. ⁶⁹
4. Doğal diş dokusuna yakın ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler. Alttaki dişin iyi bir şekilde korunmasını sağlarlar. ⁶⁸
5. Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdırlar. ⁵¹

6. X ışınlarına karşı geçirgen olmaları nedeniyle, alttaki dişin kök kanalı veya mevcut dolgular rahatlıkla görülebilir.
7. Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı korozyon, toksik ve allerjik etkiler tam seramik kuronlarda görülmez.
8. Metal seramik birleşimlerinde görülebilen kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar görülmez.
9. Metal seramik restorasyonlarda, alaşımda gümüş varlığında, bazı seramiklerin renk değiştirmesi gibi sorunlar tam seramik kuronlarda görülmez.
10. Metal seramik restorasyonlarda görülen dişetindeki gri renklenme görülmez.⁶⁶

2.1.2.9. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları

1. Diş kesimi metal destekli seramik kronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir.
2. Basamaklı kesim gerektiği için üst çene arka bölgede uygulanması zordur.
3. Laboratuvar aşamasında daha dikkatli ve titiz bir çalışma gerektirir.
4. Maliyeti yüksektir ve ek laboratuvar donanımı gerektirir.⁶⁶
5. Gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksızdır.
6. Kullanım alanları sınırlı olabilir. Posterioriorda ve uzun gövdeli köprü sistemlerinde kullanımı uygun olmayabilir.⁷⁰

2.1.2.10. Tam Seramik Kuronlarda Diş Kesimi

Restorasyonların biyomekanik özelliklerini karşılayacak diş kesimi yapmak gerekmektedir. Bu amaçla belirlenen kesim prensiplerinde paralellik, yüzey alanı, kuron boyu dikkat edilmesi gereken ölçütlerdir.⁷¹

Restorasyonlarda kırılmaya neden olan en önemli nedenlerin başında kesime bağlı hatalar gelmektedir. Diş kesimi tam seramiklerin kullanım ömrünü de

etkilemektedir. Miller' in tam seramik kuronlar için belirlediği diş kesim prensipleri şöyle sıralanabilir: ⁷²

1. Restorasyona direnç ve retansiyon sağlayacak formun oluşturulması
2. Restoratif materyal için yeterli miktarda madde kaybının olması
3. Dişin canlılığının korunması
4. Periodonsiyumun sağlığının ve devamlılığının korunması
5. Düzgün bir basamak ve servikal form oluşturulması

Tam seramik kuronlarda diş kesiminde okluzal yüzde 1,5-2 mm, aksiyal yüzde 1-1,5 mm'lik madde kaybı ve servikal bölgede dik açılı basamak şekli önerilmiştir. Ayrıca tam seramik kuronlarda chamfer tarzı basamak da önerilmektedir. Restorasyonun gelen okluzal kuvvetlere destek verebilmesi için basamak genişliği 1-1,5 mm olmalıdır. Yine seramiklere yeterli direnç verebilmek için kuronun iç yüzeyindeki kuvvet yoğunlaştırıcı bölgelerden kaçınılmalı, restorasyon dişe pasif oturtmalı bunun için de keskin köşe ve açılı oluşturulmaması ve düzgün bir servikal form hazırlanması önerilmektedir. ⁶⁶

2.2. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM terimi “Computer-aided design” (Bilgisayar destekli tasarım) ve “Computer-aided manufacturing” (Bilgisayar destekli üretim)’ in kısaltmasıdır.

Endüstride, CAD/CAM farklı tiplerdeki materyallerin oluşturma, tasarımı ve üretimini bilgisayar sistemlerini kullanarak yapmaktadır. CAD/CAM terimi bir kullanıcının hem istenen ürünleri tasarlaması hem de üretilen ürünü kontrol etmesi için özel bir sistem kullanabilmesi anlamına gelir. Sistemin CAD bileşeni modeli üretirken, CAM bileşeni tasarlanan ürünü oluşturmak için mekanizmayı kontrol eder. ⁷³

2.2.1. Tarihçe

Restorasyonların otomatik olarak yapımı diş hekimliğinde ilk olarak CAD/CAM sisteminin kurucusu olarak kabul edilen Francois DURET tarafından 1971 yılında gerçekleştirilmiştir.⁵

CAD-CAM teknolojileri için holografiye dayanan optik olarak ölçü alma tekniği 1973 yılında Altschuler tarafından sunulmuştur. 1979 yılında Heitlinger ve Rodder adlı araştırmacılar CAD/CAM' le ilgili çalışmalar yapmışlardır. Gerçek manada günümüze en yakın CAD/CAM gelişmesi Japonya'da 1988 yılında Kimura, Watanabe ve Shomura tarafından gerçekleştirilmiştir. Gelişmeler diğer birçok sistemin ortaya çıkarılması ile devam etmiştir.⁷⁴

İlk mevcut ticari dental CAD-CAM sistemi Zürih Üniversitesinde Mormann ve Brandestini tarafından 1980' de geliştirilen CEREC ® (Sirona Dental Systems, Charlotte, NC) sistemidir. İlk hasta yine Zürih üniversitesinde 1985 yılında, VITA ® porselenden (Vident, Brea; CA) oluşan blok ve CEREC metodu kullanılarak tedavi edilmiştir.⁷³

1987' de CEREC' in gelişimi ve pazarlama lisansı edinen Siemens AG (Münich, Germany) VITA porselen blokla tek ve iki yüzeyli inley endikasyonu varlığında kullanılan CEREC 1' i tanıttı. Birçok araştırmacı tarafından incelenen yöntem çeşitli eleştirilere maruz kalmış, bunun üzerine 1994 yılında 6 eksenli freze işlemi yapabilen CEREC 2 sistemi geliştirilmiştir. CEREC 2 sistemi, geliştirilmiş şekil verme tekniği ile kavite tabanı ve duvarlarına daha iyi adaptasyon ve anatomik oklüzal yüzey dizaynı sağlama gibi avantajlar getirmekle beraber zamanla yetersiz kalmaya başlamış ve Şubat 2000' de CEREC 2'nin geliştirilmiş versiyonu olarak CEREC 3 sistemi piyasaya sürülmüştür.⁷⁵ 2001 Nisan ayında, CEREC 3 sistemi network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera veya dijital radyografik birimle kombine edilerek; üç üyeli sabit

protez alt yapı imali için genişletilmiştir. Bu sistem protetik çalışmalar için diagnostik, restoratif ve aynı zamanda dökümantatif bir araç olmuştur. Son olarak 2003 yılında CEREC 3D ve 2011 yılında CEREC 4 sistemi geliştirilmiştir.⁴⁶

CAD/CAM tekniği ile restorasyonların üretilmesi için gerekli veri kesik diş üzerinden direk yöntemle alınabileceği gibi, alçı model üzerinden indirek olarak da elde edilebilir. Direk yöntemde diş preparasyonu tamamlandıktan sonra bilgisayarın monitörüne görüntünün yansıtılması işlemi gerçekleştirilir, buna ‘optik ölçü’ denilir.⁷⁶

Sistemin bazı dezavantajları vardır: Maliyeti yüksektir. Restorasyonların hazırlandığı bloklarda renk seçenekleri fazla değildir. Bu da istenilen restorasyon renginin sağlanmasına engel olmaktadır. Bundan dolayı farklı renk seçenekleri olan bloklar üretilmiştir. Ayrıca boyama teknikleri kullanılmaktadır. Yine de anterior bölgedeki restorasyonlarda yüzeyel boyama tekniği kullanılmasına karşın istenilen estetik sonuçlar elde edilmemektedir.⁷⁷

Sistem temel olarak üç basamaktan oluşur:⁷⁸⁻⁸¹

1. Üç boyutlu yüzeyin taranması
2. Üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım
3. Restorasyonun üretilmesi
 - a. Eksiltme yöntemi
 - b. Ekleme yöntemi
 - c. Kombine sistem

Üç Boyutlu Yüzeyin Taranması Ve Üç Boyutlu Bilgisayar Destekli Tasarım

Verilerin toplanması mekanik ve optik sayısallaştırıcılar kullanılarak yapılır. Tarayıcının diş ile pozisyonu korunarak preparasyon yüzeyinin tamamının haritası oluşturulur. Mekanik sayısallaştırıcılar genellikle kavite ve negatif yüzeylerden veri elde edilmek için kullanılır. Fakat tarama esnasında marjinal bölgelerde deformasyon

olabileceğinden, model elde edildikten sonra kullanımı önerilir. Optik sayısallaştırıcılar ise; harekete duyarlıdır. Bu nedenle hastanın en ufak hareketi restorasyonun uyumunu etkileyebilir. Optik yüzey tarayıcı alet ile yüzeyin üç boyutlu modeli elde edilir. Nesnenin veri grubunu oluşturulması için her bir taramadan elde edilen noktalar sıralanır, birleştirilir ve üç boyutlu yüzey modeli oluşturulur. Restorasyonun tasarım tamamlandıktan sonra CAD yazılımı, sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirir.^{78, 80}

Restorasyonun Üretilmesi

a. Eksiltme yöntemi: CAM modelin oluşturulmasından sonra, protezin boyutuna göre seçilen seramik blok kesici bölüme yerleştirilir. İstenilen şekli elde etmek için blok materyalden eksiltme yapılır. Bu yöntem etkin olarak kullanılmaktadır. Fakat prefabrik bloğun büyük bir kısmı uzaklaştırıldığı için, malzemenin bir kısmı boşa gitmektedir.⁸²

b. Ekleme yöntemi: Eksiltme yöntemine alternatif olarak ekleme yoluyla üretim yapan sistemler geliştirilmiştir. Bu yöntemde kesme işlemi yerine seramik ya da metal toz sürekli eklemelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanır. Böylece artık materyal kalmamaktadır.⁸²

c. Kombine sistem: Bazı CAD/CAM sistemleri de ekleme ve eksiltme yöntemlerini birlikte kullanmaktadır. (Procera, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç ve Wol Ceram, Wol-Dent, Ludwingshaten, Almanya)⁸²

CEREC en çok bilinen CAD/CAM sistemi olmasına rağmen; dünyada birçok CAD/CAM sistemi kullanılmaktadır.

CAD/CAM sistemi üretim metotlarına göre 3 kategoriye ayrılır:^{83, 84}

1. Direkt klinikte kullanılan CAD/CAM Sistemleri

Öncelikli olarak klinikte ve diş hekiminin kullanması için tasarlanmış olup,

restorasyonun tasarımı ve üretimini yapmaktadır. CEREC 3D ve CEREC 4 (Sirona Dental System) bu kategorinin öncüsüdür.

2. Laboratuarda kullanılan CAD/CAM Sistemleri

- Everest® (Kavo Dental, Lake Zürich, IL)
- Precident System (DCS Dental, Allschwil, Germany)
- CERCON® Smart Ceramic System (Dentsply Ceramco, York, PA)
- Hint-ELs® Denta CAD System (Hint-ELS, Griesheim, Germany)
- Denzir™ (Decim AB, Skellefteå, Sweden)
- CEREC® in Lab (Sirona Dental System)

3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri

- Procera® (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA)
- Lava™ (3M ESPE, St. Paul, MN)

2.2.2. CAD/CAM Sisteminin Kullanım Alanları

1. İnley, onley, laminate veneer, parsiyel kuron,
2. Tam seramik kuron ve köprü sistemleri,
3. Hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları,
4. İmplant cerrahisinde kullanılan stentlerin üretilmesi,
5. İmplant yerleştirilmesini takiben immediat protezin hazırlanmasına olanak veren çalışma modellerinin hazırlanması,
6. Maxillo-fasiyal protezlerin hazırlanması,
7. İmplant üstü protezlerde kuron, köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretilmesinde CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır.⁸⁵

2.2.3. CAD/CAM Sisteminin Avantajları

1. Yüksek kalitede materyal kullanımı mevcuttur.

2. Geleneksel ölçü yöntemlerini ortadan kaldırdığı için uygulama kolaylığı sunmuştur.
3. Çapraz kontaminasyonun önüne geçmiştir.
4. Maksimum iki seansta bittiği için zaman tasarrufu sağlanmıştır.
5. Laboratuvar işlemleri kalktığı için maliyetten tasarruf sağlanmıştır.
6. Farklı parametreleri kontrol kolaylığı (tabaka kalınlığı, prepare edilen kavite şekli vb.) elde edilmiştir.
7. Yüksek kalitede restorasyon üretiminde devamlılık sağlanmıştır. ^{5, 77}

2.2.4. CAD/CAM Sisteminin Dezavantajları

- 1- Restorasyonlarda prefabrik ve preforme blok kullanımı nedeni ile sınırlı bir renk seçiminin olması,
- 2- Bazı sistemlerin uzman kullanıcı gerektirmesi,
- 3- Kullanılan cihazların pahalı olması, ^{5, 86}
- 4- Subgingival kenar bitiminde dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması problem oluşturabilir, bu nedenle iyi bir diş eti retraksiyonu gerektirmesi. ⁸⁷

2.2.5. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinde seramik, kompozit veya metal esaslı birçok malzeme kullanılabilmektedir. ⁸⁸

1-Seramikler:

A) Silika esaslı seramikler: İnley, onley, veneer, parsiyel kuron ve tam kuron yapımında kullanılmaktadırlar. Anterior ve posterior tam kuron yapımına 360 MPa'lık esneme dayanıklılıkları sayesinde uygundur. ^{89, 90} Bu bloklar monokromatik (tek renkli) olabildikleri gibi polikromatik de olabilmektedirler. Polikromatik bloklar, silika esaslı seramiklerin translusent yapısına ek olarak dentin, mine ve minenin translusent kısmını taklit eden üç farklı renk birleşimi ile doğal diş rengine benzer özellikler

gösterir. Bu bloklar chairside uygulamalarına bu özellikler sayesinde çok daha uygundur. Cam içeriklerinin fazla olması sayesinde hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir ve adeziv simantasyonda oksit seramiklere oranla daha başarılı sonuçlar verirler.^{91, 92}

B) İnfiltrasyon seramikleri: Bu seramik sistemleri son sertliklerine ulaşabilmeleri için lantanum cam infiltrasyonu işlemine maruz kalırlar. Bu bloklar Vita In-ceram sisteminde mevcuttur. In-ceram spinell, In-ceram alumina ve In-ceram zirconia olmak üzere üçe ayrılır.⁸⁸

C) Oksit Seramikler (Yüksek Performans Seramikleri):

a. Alüminyum oksit (Al_2O_3): Bu seramikler pre-sinterize durumdadır ve restorasyon üretildikten sonra 1520 °C’ de fırınlanırlar. Bu bloklar tek renklidirler fakat daha sonra üzerine yığılacak porselen rengine göre Vita renklendirme likitiyle renklendirilirler.⁸⁸

b. Zirkonyum oksit (ZrO_2): Yüksek mekanik özellikleri sayesinde krun ve köprüler için alt yapı materyali hatta uygun endikasyonda implantlar için abutment materyali olarak bile kullanılırlar. Yüksek ısıda tetragonal fazda olan zirkonyum oda sıcaklığında yitriyum oksit (% 3-% 5) ile stabilize edilir. Zirkonyumun oda sıcaklığında monoklinik faza dönmesi oluşan çatlakların karşısına gerilme enerjisi olarak çıkar. Çünkü bu değişim esnasında hacimde % 4 oranında da bir artış görülür. Bu artış çatlağın stres yoğunluğunu azaltır ve büyümesini engeller. Buna değişim güçlenmesi (transformation strenghtening) denir. Pre-sinterize bloklar tornalama işleminden sonra, in Fire HTC fırınında 1550 °C’ de 6 saat fırınlanarak esneme dayanıklılıkları yaklaşık 900 MPa’ a kadar artırılır.⁹³

2-Kompozit Rezinler: Uzun süreli geçici restorasyonlar olarak kullanılırlar. Bazı durumlarda rezin materyalden restorasyonlar üretilip marjin adaptasyonundan

emin olunup daha sonra maliyeti çok daha yüksek seramik bloklardan üretime geçilmektedir.⁸⁸

3-Metaller: Saf titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımları olabilir. Bunlar implant üstü restorasyonlarda bar yapımı ya da metal destekli seramik restorasyon hazırlarken dökümden kaynaklanan büzölmeleri ve uyumsuzlukları engellemek ve pasif uyumu sağlamak amacıyla yapılır.⁸⁸

Ayrıca CAD/CAM sisteminde kullanılan materyaller içeriklerine göre şu şekilde sınıflandırılmıştır:⁹⁴

1. Monolitik materyaller

A. Cam Seramikler

- Feldspatik cam seramikler
- Lössit içerikli cam seramikler
- Lityum disilikat içerikli cam seramikler

B. Y-TZP seramikler

C. Zirkonyum ile güçlendirilmiş seramikler

D. Kompozit rezinler (Lava Ultimate)

2. Bi-layered materyaller

A. Polikristalin seramikler

- Alüminyum oksit seramikler
- Zirkonyum dioksit seramikler

B. Metal seramikler

2.2.6. Diş Hekimliğindeki Bazı CAD/CAM Sistemleri

1985' ten bu yana inley, onley, kuron ve sabit parsiyel protezlerin yapımı için; PROCERA, CERCON, CICERO ve CEREC gibi çeşitli CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir.^{95, 96} CAD/CAM sistemlerinde görüntü direkt ve indirekt görüntüleme

yöntemleriyle elde edilmektedir. İndirekt yöntemlerde görüntü ölçü maddesi ya da modelden elde edilirken, direkt sistemlerde görüntü direkt olarak ağız içi kamera ile ağızdan alınmaktadır. Direkt görüntüleme sistemleri sürekli gelişmektedir. Çünkü konvansiyonel metotlara göre daha invaziv, hızlı ve kusursuz sonuçlar elde edilebilmektedir. Bunun yanı sıra dijital görüntü uzun süre saklanabilmektedir. Direkt görüntü alabilen sistemler şunlardır: ⁹⁷

- CEREC (Sirona)
- Lava C.O.S. Sistem (3M ESPE)
- iTero Sistem (Cadent/Straumann)
- E4D Sistem (D4D Technologies)

2.2.6.1. PROCERA

Bir CAD/CAM sistemi olan Procera (Nobel Biocare) ilk olarak 1986' da kuron ve köprü restorasyonlarının titanyum alt yapılarının üretilmesi için geliştirilmiştir. ⁹⁸ Procera sistemi tam seramik restorasyonlarda da alt yapı hazırlanmasında kullanılmaya başlanmıştır. ⁹⁹

1993 yılında CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, alüminyum oksit (% 99,5) alt yapılar üretmek üzere Procera All Ceram sistemi geliştirilmiştir. İlk yıllarda bu sistemle ön ve arka bölgelerde tam seramik kuronlar üretilirken, günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonlarının da yapımına olanak vermiştir. Fakat köprü restorasyonları için daha çok zirkonyum oksit alt yapıları Procera All Zircon sistemi tercih edilmektedir. Bu sistemde 4-5 üyeli köprüler dahi çalışabilmektedir. ¹⁰⁰

2.2.6.2. CERCON

1999 yılında geliştirilen CERCON Smart sisteminde diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli tasarım yapılmaz. Diş teknisyeninin hazırlamış olduğu mum

modelaj esas alınarak CAM sistemi ile alt yapı hazırlanmaktadır. Mum modelaj lazer yardımıyla taranır ve tarama bilgileri aşındırma ünitesinde işlenerek alt yapı elde edilir. Elde edilen alt yapı üzerine CERCON Ceram-S porselen tozu tabakalama tekniği ile ilave edilir ve restorasyon bitirilir. Tek kuron, 3-5 üyeli köprü ya da implant üstü kuron, köprü restorasyonlarında kullanılabilir. Son zamanlarda daha büyük blokların da üretilmesiyle birlikte sistem 6 üyeli restorasyonların yapılabilmesine olanak vermiştir. Oldukça dayanıklı restorasyonlar üretebilen CERCON sistemi aynı zamanda % 100 doku uyumludur.¹⁰¹

2.2.6.3. CICERO

CICERO sisteminin açılımı “Computer Integrated Ceramic Reconstruction” dir. Optik tarama, seramik sintering ve bilgisayar destekli şekillendirme (CAM) esaslarına dayanmaktadır.¹⁰²

Bu sistemde hazırlanan dişin ölçüsünden elde edilen çalışma modeli, bilgisayarın hazırlanan preparasyonun bitim sınırlarını daha kolay belirlemesi için dişli bölümleri beyaz, çevre dokular ise siyah olarak boyanır. Tarama, modelin hızla hareket eden lazer tarayıcıyla çizgisel olarak taranmasıyla olur. Böylece preparasyona, çevre dokulara ve karşıt dişlere ait ölçümler yapılarak 3 boyutlu görüntüler oluşturulur. Önce güdük tek başına taranır ardından model tarayıcının tablasına sabitlenerek tüm diş kavsi taranır. Bu taramanın bilgisayar ekranına yansmasıyla preparasyonun yerleşimi, komşu bölgelerle ilişkileri proksimal kontaklar ve taranan alanın sınırları belirlenmiş olur. Sonra bu görüntü üzerinde çift taraflı olarak kesici kenar ve son büyük azya ait tüberkül tepesi işaretlenir. Bu işlem kullanıcıya oklüzal planın uyumu hakkında bilgi verir. Ardından karşıt dişlere ait kapanış ölçüsü model üzerine yerleştirilerek hassas bir şekilde taranır. Bilgisayarda yapılan belirlemeler rehberliğinde alt yapı işlenir. Son sinterleme işlemi sırasında oluşacak büzülme miktarını kompanse edebilmek için

bilgisayar tarafından ayarlanan ve freze ünitesine aktarılan bilgiye göre önceden belirlenen ölçümden daha büyük bir boyutta freze işlemine son verilir. Bunu takiben aynı sistemle önce dentin sonra da kesici kenar porseleni preslenip pişirilir ve freze cihazıyla şekillendirilir. Tüm bu işlemlerden sonra hasta ağızda kontroller yapılarak; makyaj ve glazür yapılır, kuron bitirilip hasta ağızına simante edilir.¹⁰²

2.2.6.4. E4D Sistem

D4D Technologies (Richardson, TX) tarafından üretilen bu sistem tam ya da parsiyel restorasyonları aynı gün teslim etmek için tasarlanmış; tarama, tasarım ve freze işlemlerini bir arada yapabilen bir sistemdir. CEREC üreticileri ışık yansıtıcı pudra kullanmadan, direkt olarak ağızdan ölçü alabilen cihazı geliştirene kadar; ışık yansıtıcı kullanmadan direkt olarak ağızdan ölçü alabilen tek sistemdi.⁹⁷

2.2.6.5. iTero Sistem

iTero sistem 5 yıllık yoğun çalışmadan sonra 2007 yılında üretildi. Bu sistem dijital ölçü için ‘paralel confacol’ görüntüleme kullanmıştır. ‘Paralel confacol’ tarama ile birlikte iTero sistem diş üzerinden yansıtıcı pudraya ihtiyaç olmadan görüntüleme yapılmaktadır.^{103, 104} Bu sistemde başlangıçta implant uygulamasında problem oluşmuş, daha sonra bunun da üstesinden gelinmiştir.⁹⁷

2.2.6.6. LAVA C.O.S Sistem

‘The Lava Chair Side Oral Scanner’ (C.O.S.) Brontes Technologies tarafından Lexington, Massachusetts’ de Ekim 2006’ da tanıtıldı. Üretim resmi olarak Şubat 2008’ de Chicago’ da başlatıldı. iTero sistem yansıtıcı pudraya ihtiyaç duymazken Lava C.O.S sisteminde tarama öncesi yeterli yansıtıcı pudraya ihtiyaç vardır. Ağız içi kamerayla hem restorasyonun yapılacağı çene hem de karşıt çene aynı yöntemle görüntülenip restorasyonun tasarımı yapılır.⁹⁷

2.2.6.7. CEREC

BRAINS AG tarafından tasarlanan ve Siemens (günümüzde Sirona Dental Systems) firması tarafından geliştirilen CEREC ya da “ceramic reconstruction” sistemi klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir. ^{105, 106} 1985 yılında kullanıma sunulan CEREC sistemi üzerinde çalışmalar devam etmiş ve 1994 yılında CEREC 2 ve 2000 yılında CEREC 3 sistemleri piyasaya sürülmüştür. CEREC sistemi tek seansta inley, onley ve kuron gibi restorasyonların yapımına olanak sağlar. CEREC sistemi kolaylıkla bir yerden bir yere taşınabilen portatif bir ünite olup, üç boyutlu video kamera (tarayıcı başlık), elektronik imaj süreci (video işlemcisi), hafıza ünitesi (kontur hafızası) ve üç boyutlu minyatür şekillendiriciye bağlı bir bilgisayardan oluşur. ¹⁰⁷ (Şekil 2.1) Prepare edilen yüzeyler optik olarak kaydedilir. Yani dişin görüntüsü ağız içi kamera ile görüntülenir. Bilgisayarda tasarlanır ve temas sahaları, marjinal alanlar oluşturulur. Sonra prefabrik bloktan su püskürtmeli elmas kesicilerle restorasyon işlenir. ^{108, 109}



Şekil 2.1. CEREC 4 CAD/CAM sistemi

CEREC Teknolojisinin Avantajları

1. En önemli avantajı kullanılan materyalin ısısal genleşme katsayısı ve elastisite modülünün diş minesine çok yakın olmasıdır. CEREC’ te kullanılan materyallerde mükemmel yapısal güvenilirlik mevcuttur. Bundan dolayı bu

sistem ile üretilen kuronlar konvansiyonel metotlarla üretilen kuronlarla kıyaslanabilecek kırılma direncine sahiptirler.^{108, 109}

2. Tek randevuda tedavi olanağı tanır.
3. Tüm tedavi süreci kontrol edilebilir.
4. Geçici protezlere gereksinim duyulmaz.
5. Hızlı üretim ve çabuk kullanım söz konusudur.
6. Ölçü kaşığı kullanmadan hasta ağzından dijital görüntü alınır.
7. Etkin ve kararlı maliyeti vardır.
8. Sterilizasyon güvenliği garantilidir.
9. Son derece estetik metalsiz tam porselen restorasyonlar ve geniş materyal seçiminden, bahsedilir.^{87, 110}

CEREC Teknolojisinin Dezavantajları

1. Pahalı olması,
2. Marjinal adaptasyonunun yeterli olmaması,
3. Renk ve translusensliğin verilebilmesi için tabakalama tekniğinin kullanılamaması.^{108, 109}

CEREC Sistemi İle Birlikte Kullanılan Materyaller

CEREC 4, çeşitli prefabrik bloklardan inley, onley, tam kuron ve laminate kuron işleyebilen bir sistemdir. CEREC 4, restorasyonların yapımında kullanılan çeşitli materyaller vardır. Bunlardan ikisi feldspatik porselen esaslı seramiklerdir: Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) ve ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein). Bunlar günümüzde IPS Empress CAD olarak adlandırılmaktadır. IPS Empress CAD bloklar lösit içerikli seramiklerdir. Paradigm MZ100 (3M ESPE, St Paul, Mim) ise Z100 Restorative (3M ESPE, St Paul, Mim) kompozitinin prefabrike blok versiyonudur.¹¹¹ CEREC bloklar ince taneli parçacık içeren geleneksel feldspatik

seramiklerdir. IPS e.max CAD bloklar ise lityum disilikat içerikli seramiklerdir. Vita Enamic ve 3M ESPE Lava Ultimate ise rezin nano seramik olarak bilinmektedirler. ¹¹²⁻

114

Bloklar sürekli yoğun ve yüksek kaliteli materyaller olarak aynı tarzda üretilirler. Materyallerin güvenilirliği üretim sürecinin tekrarlanabilirliğinden dolayı artmaktadır. Elle yapılan ya da preslenebilen restorasyonlarda boşluk gözlenirken; prefabrike bloklarda boşluk gözlenmez. Mikro yapıları ince parçacıklardan oluşur, bu özelliği; tornalamada hasardan korumaya, mekanik özelliklerinin iyileştirilmesine, polisaj süresinin kısılmasına ve aşındırma özelliklerinin iyi olmasına yardımcıdır. ¹¹¹

Blok materyallerinin en büyük sakıncalarından biri de monokromatik olmalarıdır. Fakat çoğu preslenebilir restorasyonlarda da önce full kuron preslenip, daha sonra boyama ve glazür ile estetik sağlanmaktadır. CAD-CAM restorasyonlarda da tek blok kazınıp sonra boyama ve glaze işlemleriyle renk uyumu sağlanabilir. Bu estetik ihtiyaçtan dolayı polikromatik bloklar üretilmiştir. Vitablocks TriLuxe (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) derecelendirilmiş renk saturasyonuna sahiptir. Alt tabaka; yüksek chroma, düşük translusensi, orta tabaka; standart chroma, üst tabaka da düşük chroma, yüksek translusensiden oluşmaktadır. ¹¹¹

CEREC Restorasyonunun Yapım Aşamaları: ¹¹⁵

- Hastanın ağzı CEREC pudrasıyla pudralanarak ölçüye hazırlanır ve dijital kamerayla 3 boyutlu ölçü alınır.
- Yapılacak olan kuron, ölçü aşamasından sonra 3 boyutlu olarak, hastanın beklentilerine ve ağzın anatomik yapısına uygun olarak tasarlanır ve ekranda yerine yerleştirilir. Diş hekimi isterse, estetik olarak ufak değişiklikler yapabilir.

- Kendine özel renk skalası ile hastanın diş rengi tespit edilir. Diş rengine uygun blok seçilerek cihaza yerleştirilir. Programın hazırladığı kuron kesilmek üzere kazıma ünitesine gönderilir. Tek kuron ortalama 10 dakika içinde mikronluk hassasiyetle üretilir. Son olarak, kuronun makyajı ve cilalanması yaklaşık 10 dakikada yapılır, aynı seansta kuron hastanın ağzına takılır. Geçici kuron uygulaması da bu süreçte ortadan kaldırılmış olur ve zaman tasarrufu sağlanır.¹¹⁵

2.3. Tam Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Simanlar

Dental simanlar, restorasyonu yapışacağı yüzeye kimyasal, mekanik, mikromekanik olarak birleştirir. İdeal bir siman, gerilme ve basınca karşı yüksek direnç göstermeli, restorasyon ve diş aralığının maruz kaldığı streslere karşı dayanıklılığı iyi olmalıdır. Ayrıca hazırlanması kolay ve biyouyumlu olmalıdır.¹¹⁶

Diş hekimliğinde çok çeşitli simanlar kullanıma sunulmuştur. Ancak bütün uygulamalar için güvenle kullanılabilecek klinik olarak ideal bir dental siman henüz geliştirilememiştir. Siman çeşitlerini ve avantajlarını şöyle özetleyebiliriz: ¹¹⁷ (Tablo 2.1)

Tablo 2.1. Siman çeşitleri ve avantajları

Yapıştırma ajanı	Avantaj	Uyarı
Adeziv reçine siman	Adezyon, düşük çözünürlük, restorasyonun kırılma dayanımının artması	Nem kontrolünün sağlanması
Cam iyonomer siman	Flor salınımı	Uygulamanın erken evresinde nemden kaçınılmalı
Reçine modifiye cam iyonomer siman	Düşük çözünürlük, flor salınımı	Silika içerikli seramik restorasyonlarda kullanımı kontrendike
Çinko fosfat siman	Uzun süredir kullanılıyor olması, klinik tecrübe	Geleneksel döküm restorasyonlar için
Çinko polikarboksilat siman	Biyouyumluluk	Toz/likit oranına dikkat edilmeli

Adeziv simanlar kimyasal olarak, ışık ile veya hem ışık hem kimyasal olarak polimerize olabilmektedir. Işıkla polimerize olan rezin simanların çalışma zamanlarının uzun olması, renk stabilizasyonlarının iyi olması gibi avantajları vardır. Ancak bu simanların kullanımı ışık kaynağının kolaylıkla ulaşabileceği ince tam seramik restorasyonların simantasyonuyla sınırlıdır.¹¹⁶ Işık gücünün ulaşmasının mümkün olmadığı restorasyonların simantasyonunda ya da opak materyallerin ışığın geçmesini engellediği durumlarda dual-cure rezin simanlar kullanılmaktadır.^{118, 119}

Tam seramik kuronların simantasyonu, klinik başarıyı etkileyen en önemli basamaklardan bir tanesidir.^{10, 11}

Son yıllarda geliştirilen rezin simanlar ve dentin bonding ajanlar tam seramiklerin simantasyonunda başarı ile kullanılmaktadır. Adeziv simantasyonda diş yüzeyi dentin bonding sisteminin ajanları ile hazırlanır ve rezin simanın kimyasal

bağlanması için hazır hale getirilir. Restorasyonun iç yüzeyi hidroflorik asit ile asitlenip pürüzlü bir yüzey elde edilir ve silan uygulanıp seramik iç yüzeyi rezin simanlara bağlantı için hazır hale getirilir.¹²⁰

2.3.1. Siman Aralığı

Siman aralığı restorasyonun retansiyonu açısından büyük önem taşımaktadır. Ayrıca siman aralığındaki değişimler simanın kuvvetler karşısında direncini etkilemekte ve kırılmaya neden olabilmektedir. Siman aralığı; diş kesim eğim açısı, dişin boyutu, preparasyonda oluk mevcudiyeti ve basamak tipi gibi faktörlere bağlı olduğu gibi, kuron iç yüzeyinin dişe uyumuna, siman kaçış deliklerine, simanın cinsine, simantasyon basıncına, simanın karıştırma oranına, ortamın ısisına, simanın viskozitesine ve yerleştirme şekline de bağlıdır. Ayrıca siman aralığını oluşturmak için kullanılan yöntemler de (döküm iç yüzeyinden mekanik, kimyasal, elektrokimyasal aşındırmalar, mum örneğin içinden alma ve die spacer uygulaması) siman aralığını etkilemektedir.¹²¹

Siman film kalınlığındaki artış tam kuronun oturmasını engelleyebilmekte, marjinal uyum bozukluklarına ve okluzyonda yükselmeye yol açabilmektedir.¹² Böyle durumlarda kenar sızıntısı, plak birikimi, çürük oluşumu ve estetiğin bozulması gibi sorunlar çıkabilir.¹²¹

2.4. Tam Seramik Kuronlarda Başarısızlık Nedenleri

1. Diş desteğinin seramik restorasyon için yetersiz olması,
2. Hatalı yüzeyler oluşturan seramik kalınlığındaki ani değişimler,
3. Seramiğin düzensiz şekilde kondensasyonu ve pişirilmesi, kritik bölgelerde mekanik kusurlara neden olur. Termal şok sonucu oluşan, mikroçatlaklar ve aksiogingival kenardaki büyük hava boşluğu kırığa neden olur.
4. Düzeltilemeyecek derecedeki malokluzyona sahip bireylere uygulanması,

5. Bruksizm, dişleri sıkma gibi aşırı basınç oluşturan parafonksiyonel alışkanlığı olan bireylerde kullanılması,
6. Travmatik etkiler.⁶⁶

Tam seramik kuronların kırılma risklerini önlemek ve kuron başarısızlığının önüne geçmek için bir takım kriterler tavsiye edilmiştir. Bunları şöyle sıralayabiliriz:

- Dayanıklı materyal kullanılmalıdır. (Lityum disilikat içerikli seramikler posterior bölgede metal destekli seramik restorasyonlara benzer dayanım özellikleri göstermektedir.)
- İyi uyumlu kuronlar elde etmek için çok iyi bir preparasyon yapılmalıdır. Preparasyonda andırkat ve keskin kenar bırakılmamalıdır.
- Uygun yapıştırma simanı tercih edilmelidir. Karıştırma tekniği, karıştırma oranı ve ortamın sıcaklığının da önemli olduğu unutulmamalıdır.
- Restorasyonda poroziteler en aza indirilmeli, bu cila işlemleriyle ve CAD/CAM teknolojisiyle kullanıma sunulan bloklar ile sağlanabilir.¹²²
- Yüzeylerin parlatılmasından ziyade fırında glaze edilmesi CAD/CAM restorasyonların yüklere karşı direncini artırmaktadır.¹²³
- Kama etkisi yaratan oluk biçimli basamağa göre ilave bir hacim sağlaması sebebi ile dik açılı basamak preparasyonu kuron dayanıklılığını arttıracaktır.
124 125
- Prepare dişin aksial açısı da restorasyon başarısını etkilemektedir. Cerec üreticileri 12°' lik konverjan açığı tavsiye etmektedirler.¹²⁶
- Okluzal ilişkinin düzenlenmesi restorasyonun kırılma riskini önlemektedir.
- Materyal kalınlığının yeterli olması, kuron materyalinin mikro yapısı ve kuron ve diş yüzeyine bağlanması restorasyonun başarısı için önemlidir.

- CAD/CAM’ de hazırlanan tam seramik restorasyonlar için optik pudranın kalınlığı restorasyonun uyumunu etkilemektedir. Pudra kalınlığı fazla olmamalıdır.
- Yapıştırma simanının film kalınlığı direkt olarak uzun dönem başarıyı etkilemektedir. Restorasyon hazırlanırken buna da dikkat edilmelidir. ^{93, 127-129}

2.5. Kırılma Direnci ve Test Yöntemleri

2.5.1. Kırılma

Katı bir cismin kuvvet altında iki veya daha fazla parçaya ayrılmasına kırılma denir ve makroskobik olarak sünek ve gevrek olmak üzere iki grupta ele alınır; ¹³⁰

Sünek Kırılma: Oluşan çatlağın büyümesi esnasında önemli ölçüde şekil değişimi gözlenir. Çatlak boşlukların oluşması ve birleşmesiyle meydana gelir ve yavaş ilerler. Kırılma yüzeyleri mat ve lifli görünüm alır.

Gevrek Kırılma: Çatlak hızlı bir şekilde ilerler. Kırılma aniden meydana gelir ve şekil değişimi önemsiz derecede az olur. Kırılma yüzeyi parlak ve taneli bir görünüm alır. Gevrek kırılmanın önceden fark edilmesi çok zordur ve bu özelliğinden dolayı malzemelerin bu kırılma türüne sahip olması istenmez. Genellikle camlar ve seramikler gevrek olarak kırılırlar. Bir malzemenin uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiği tepki mekanik davranış olarak tanımlanır. Bu davranış değişik tür zorlamalar altında oluşan gerilme ve şekil değiştirmeleri ölçerek ve gözleyerek saptanır. Cisimler artan dış zorlamalar altında önce şekil değiştirir, sonra dayanımını yitirerek kırılır. Malzemenin içyapısındaki kalıcı değişim veya kırılma oluşturan herhangi gerilme sınırı mukavemet olarak tanımlanır. Bir maddenin mukavemeti kırılmaya karşı gösterdiği direnç ile belirlenebilmektedir. ¹³¹

2.5.1.1. Kırılma Direnci

Restoratif materyallerin kırılma direncini ölçme işleminin standart bir prosedürü yoktur. Statik testler bu materyallerin uzun dönemde stres karşısındaki davranışları konusunda ipucu verememektedir. Bununla birlikte sınırlı bilgiler edinilmesine karşın, restoratif sistemlerin kırılma direnci ile ilgili yapılan in vitro çalışmalar bu materyallerin yüke dayanma kapasiteleri hakkında fikir edinmemizi sağlayarak, klinik çalışmalar için temel oluşturmaktadırlar.¹³²

Diğer test metotlarında ölçümler basit geometrik şekilli örneklerden yapılmaktadır ve tam olarak klinik şartları yansıtmaz.¹³³ Anatomik formda hazırlanan seramik örneklerin kırılma direnci testleri, malzemenin davranışını belirlemede daha yararlı olabilir.⁶¹ Bu test inley, kuron, köprü gibi örneklerin kuvvet altında kırılmalarını sağlayarak yapılır. Ancak bu test metodunda her çalışma farklı tasarlanabileceği için çalışma sonuçlarını birbirleriyle karşılaştırmak oldukça zordur.¹³³ Buna rağmen piyasaya yeni sürülen bir materyal önceki çalışmalarda kullanılan materyallerle benzer laboratuvar şartlarında test edilip karşılaştırılabilir.¹³⁴ Bununla birlikte bu metot bile klinik koşulları tam olarak ortaya koyamaz ve aralarında farklılıklar olabilir.¹³⁵

2.5.2. Test Yöntemleri

Dental materyallerin yapısal özellikleri ve restorasyonun tasarım sonuçları, mekanik testler ile incelenir.¹³⁶

Test metotları, test örneklerinde olan esas streslere göre sınıflandırılmıştır. Tensile (gerilme), shear (makaslama), bending (eğme), torsion (torsiyon, burma), tensile-shear (gerilme-makaslama), test tasarımları kullanılmıştır.¹³⁶ Seramikler için birçok direnç ölçüm test metotları kullanılır. Küresel çelik veya sivri uçlarla kompresyon testleri, eğme testleri örnek olarak verilebilir. Direnç ölçüm testlerinde kullanılan kırıcı uç şekilleri de çalışmalarda farklılık göstermektedir.^{132, 135}

Araştırmacılar test işleminde birçok farklı metot kullansalar da bu metotların tam olarak doğal diş, restorasyon ve ağız ortamı şartlarını yansıttığı söylenmez. Daha güvenilir test yöntemleri için arayışlar sürmektedir.¹³⁵ Çekme ve makaslama testleri, restorasyonların ağız ortamında maruz kalacakları olası gerilimleri taklit ederek materyalin direncini araştırmaya yönelik testlerdir.¹³⁷

Çekme Testi (Tensile Test): Çekme testi genellikle alt yapı ile üst yapı ara yüzündeki bağlanma dayanımının ölçülmesi için uygulanmaktadır.¹³⁸ Homojen olmayan ara yüz streslerini engellediği için tercih edilmektedir. Alt yapı ile üst yapıyı ayırmak için ara yüze dikey yönde bir çekme kuvveti uygulanır.¹³⁹

Makaslama Testi (Shear Test): Makaslama testlerinin avantajları; düzeneğinin kolay olması, kuvvet uygulamada sapma ihtimalinin az olması, örnek hazırlığının daha kolay olması şeklinde sıralanmaktadır.¹³⁶

Makaslama testi diş hekimliğinde en çok tercih edilen bağlanma deneylerinden biri olmuştur. Testte sabit taşıyıcıya gömülmüş örneğe keski şeklindeki uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu yük saptanır. (Şekil 2.2) Makaslama testinin farklı uygulama metotları vardır.¹³⁶

- İçinden çekme testi (Pull-through test)
- Düzlemsel ara yüz makaslama testi (Planar interface shear test)
- Oblik makaslama testi (Oblique shear test)
- Konik ara yüz makaslama testi (Conical interface shear test)¹⁴⁰



Şekil 2.2. Makaslama test örneği

Bükme Testi (Flexure test): Üç ve dört nokta bükme testlerinde makaslama ve çekme kuvvetleri aynı anda meydana gelir. Deney yinelenabilir ve güvenilir sonuçlar verir. Çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre bu testle farklı materyallerin dayanıklılıkları karşılaştırılabilir. Farklı uygulama yöntemleri vardır:

- Üç nokta eğme testi (Şekil 2.3)
- Dört nokta eğme testi
- Biaksial bükme testi
 - Çember üzerine çember (Ring on ring)
 - Çember üzerine top (Ball on ring)
 - Üç top üzerine piston (Piston on three balls ^{140, 141})



Şekil 2.3. Üç nokta eğme testi

Burkulma testi (Torsion test): Bu test ile üst yapı ve alt yapı arasındaki bağlanma dayanımı değerlendirilir. Test örnekleri alt yapının her iki tarafına seramik uygulamasıyla elde edilir. Oldukça karmaşık bir yöntemdir.¹⁴²

Fraktografi: Kırılma yüzeylerinin analizidir. Bu teknik başlangıç çatlakları ve ilerleyen ayrılmaların sonucu olan kırılma yüzeylerinin morfolojisini inceleme esasına dayanır.¹⁴³

Kuron başarısızlığı ile ilgili in vitro testlerde klinik uygunlukla ilgili dikkat edilmesi gereken bazı hususlar bulunmaktadır. Bunları şöyle sıralayabiliriz:

- Güdük materyali elastisite modülünün dişe yakın olması.
- Örnek boyutlarının ve preparasyon şeklinin klinik tavsiyelere uygun yapılması.
- Doğal diş formunda örnekler hazırlanması.¹³⁵
- Resorasyonun simante edilerek teste tabi tutulması ve uygun rezin siman tercih edilmesi.¹³⁵ Simante ederek elde edilen kırılma dayanımları daha gerçekçi sonuçlar verecektir.¹⁴⁴
- Oral ortamın termik, biyolojik ve fizyolojik durumunu taklit etmek amacıyla örneklerin test öncesi su veya yapay tükürükte bekletilmesi, ısıl çevrim işlemine tabi tutulması.^{135, 145}
- Kırılma testi sırasında universal test cihazının yükleme hız değeri de sonuçlar üzerinde etkilidir. Yükleme hızı arttıkça çatlakların büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı, dayanıklılık artar ve hatalı veriler elde edilebilir.¹⁴⁶⁻¹⁴⁸
- Simantasyon sırasında uygulanan kuvvetin standardizasyonu.¹⁴⁹

Tam seramik kuronların kırılma direnci üzerinde kuron materyalinin içeriği, preparasyon dizaynı, siman tipi ve siman aralığının etkili olduğunu belirten çalışmalar vardır.^{126, 146, 149-151}

Bu alışma; lityum disilikat, feldspatik, rezin nano seramik ve lsit içerikli materyallerden CAD-CAM sistemi ile hazırlanan kuronların kırılma dirençleri ve farklı siman aralıklarının bu direnç üzerindeki etkilerinin araştırılması üzerine planlanmıştır.

3. MATERYAL VE METOT

CAD-CAM sistemiyle farklı siman aralıklarında hazırlanan monolitik kuronların kırılma direncinin in vitro olarak incelenmesini konu alan çalışma iki basamakta gerçekleştirilmiştir:

- ✓ Güdük materyalinin belirlenmesi için pilot alışma
- ✓ Farklı materyallerden ve farklı siman aralıklarında hazırlanan CAD/CAM monolitik kuronların kırılma direnci değerlerinin belirlenmesi için ana alışma

Doğal dişlerin toplanması, diş preparasyonlarının yapılması, ölçü alınması, restorasyonların simantasyonu Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi laboratuvarında; kırılma testinin uygulanması Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği laboratuvarında; restorasyonların CAD/CAM’ de hazırlanması ise Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi A.D.’ da CEREC 4 ile gerçekleştirilmiştir. Ölçülerden Ni-Cr ve epoksi rezin güdük hazırlanması ise özel bir diş protez laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışma 2012/373 BAP proje numarası ile Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiş ve Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurul Başlanlığı tarafından onaylanmıştır. (no: 2013/17)

Güdük Materyalinin Belirlenmesi için Pilot alışma

- Doğal dişlerin toplanması ve örneklerin hazırlanması
- Diş preparasyonlarının yapılması
- l alınması
- Ölçülerden Ni-Cr ve epoksi rezin güdük hazırlanması
- Restorasyonların CAD/CAM sistemi kullanılarak hazırlanması
- Restorasyonların simantasyonu

- Kırılma testinin uygulanması

Farklı Siman Aralıklarında Hazırlanan CAD/CAM Monolitik Kuronların

Kırılma Direncinin Belirlenmesi İçin Ana Çalışma

- Belirlenen güdük materyalinden her grup için 7' şer örnek hazırlanması
- CAD/CAM'de monolitik kuronların farklı siman aralıklarında hazırlanması
- Restorasyonların simantasyonu
- Kırılma testinin uygulanması

3.1. Doğal Dişlerin Toplanması ve Örneklerin Hazırlanması

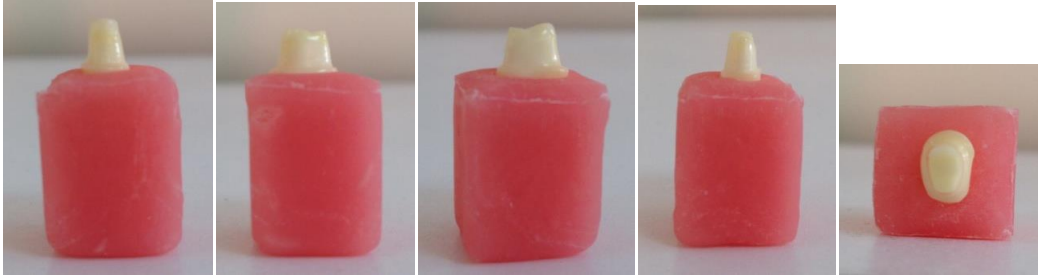
Çalışmanın bu bölümünde çekilmiş beş adet üst küçük az dişi kullanıldı. Seçilen dişlerin çatlak, kırık veya çürük olmamasına dikkat edildi. Dişler üzerindeki eklentiler kavitrone yardımıyla uzaklaştırıldı sonrasında fırça ve pomzayla temizlendi. Dezenfeksiyonun sağlanması için % 0.1' lik timol solusyonunda 24 saat bekletildi. Daha sonra çalışma süresince oda sıcaklığında distile su içerisinde saklandı.

Dişlerin uzun ekseni yer düzlemine dik olacak şekilde plastik bir kalıp içerisinde mine-sement sınırının 2 mm apikal kısmına kadar otopolimerizan akriliğe (Paladur, Kulzer, Wehrheim, Germany) gömüldü.

3.2. Dişlerin Preparasyonlarının Yapılması

Dişlerin preparasyonu su soğutması altında aereetör kullanılarak yapıldı. Okluzal yüzeylerden 1.5-2 mm diş dokusu kaldırıldı ve 12° konverjans açısı belirlendi. Elmas frezler kullanılarak çepeçevre basamak kalınlığı 1 mm olacak şekilde preparasyon yapıldı. Preparasyonun marjinal bitim şekli yani basamak şekli shoulder tarzında hazırlandı. Preparasyon sonunda tüm keskin kenar ve köşeler uygun bir frez ile yuvarlatıldı ve ince grenli bir frezle preparasyon yüzeyleri düzeltildi. Preparasyonu tamamlanan dişlerin $\times 4$ büyütme büyüteç altında yüzeyleri dikkatli bir şekilde incelendi. Düzensizlik tespit edilen dişlerde tekrar düzeltmeler yapıldı.

Hazırlanan dişlerden bir tanesi master model olarak belirlendi ve farklı güdük materyallerinin (epoksi rezin ve Ni-Cr) hazırlanmasında kullanıldı. (Şekil 3.1) Diğer dişler pilot çalışmada güdük materyali olarak kullanıldı. Her güdük materyali için 5 örnek hazırlandı.



Şekil 3.1. Prepare edilmiş dişin görüntüsü

3.3. Ölçü Alınması

Doğal dişin preparasyonu tamamlandıktan sonra standart plastik kalıplar kullanılarak polieter ölçü maddesiyle (Elite HD+, Zhermack Clinical, Badia Polesine, Rovigo/ITALY) çift karıştırma ölçü tekniği ile ayrı ayrı ölçüsü alındı. (Şekil 3.2) Alınan ölçü yüzeylerinde düzensizlik ve hava kabarcığı olmaması için $\times 4$ büyütmede büyüteç ile kontrol edildi ve düzensizlik tespit edilen ölçüler yenilendi. Laboratuara gönderilen ölçülerden güdük yapım aşamasına geçildi.



Şekil 3.2. Plastik kalıplarla alınan ölçüler

3.4. Ölçülerden Güdük Hazırlanması

Alınan ölçülerden metal güdükler kayıp mum tekniği ile Ni-Cr alaşımından özel bir protez laboratuvarında hazırlandı. Epoksi rezin güdükler ölçü içerisine epoksi rezinin (Epoxy-Die, Ivoclar, AG) yerleştirilip sertleştirilmesi yöntemiyle aynı laboratuvarda hazırlandı. Dentin güdükler ise doğal dişler kesilerek hazırlandı.

Hazırlanan rnek yüzeyleri optik yansıtıcı toz ile kaplandı. Örneklerin dijital ölçüsü alınıp, CAD/CAM feldspatik monolitik kuronlar (CEREC blocks, Sirona Dental Systems GmbH, Benheim, Germany) hazırlandı. Kuronlar tek tip rezin siman (RelyX U200, 3M ESPE, USA) ile simante edildi ve 1 mm/dk başlık hızı ile universal test cihazında (Shimadzu niversal Test Cihazı) kırılma testi uygulandı. Dentine yakın kırılma direnci gösteren epoksi rezin güdükler ile ana çalışmaya devam edildi.

Pilot çalışmada elde edilen ölçümlerin istatistiksel değerlendirmesinde tek yönlü varyans analizi ve Post hoc LSD testi kullanıldı. nem düzeyi $p=0.05$ olarak belirlendi.

3.5. Restorasyonların CEREC Sistemi Kullanılarak Hazırlanması

Çalışma ncesi power analizi yapılarak örnek sayısı 7 olarak belirlenmiştir. rnek sayısını yüksek tutarak standart sapmanın yüksek olması nlenmeye çalışılmış ve sonuçların yorumlanması daha kolay hale getirilmiştir.

zerine monolitik kuron yapılacak olan standart şekilde epoksi rezinden hazırlanan güdükler her bir kuron materyali için 21 adet olmak üzere toplam 105 adet güdük hazırlandı. Elde edilen güdüklerin $\times 4$ büyütmede büyüteçle incelenerek kontrolleri yapıldı. Güdükler dikdörtgen prizması şeklinde soğuk akrilik kalıplara yerleştirilerek oluşabilecek rotasyon hareketi elimine edildi. Rastgele seçilerek alt gruplar belirlendi.

Hazırlanan güdük yüzeyleri optik yansıtıcı toz (Titanium Dioxide; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ile kaplandı (şekil 3.3). Hazırlanan gdklerden

CEREC Bluecam ile dijital ölçü alınıp, CEREC 4 ve CEREC 4 software (Version, 4.2.0.57192, Sirona Dental Systems GmbH, Benheim, Germany) kullanılarak bilgisayar ortamına aktarıldı daha sonra, yapılacak kuronların tasarımı yapıldı.



Şekil 3.3. CEREC optik yansıtıcı toz

Seçilen blok cihaza yerleştirildi. (Şekil 3.4) Tasarımı yapılan kuron, CEREC MC XL Milling ünitesine gönderildi. Üreticinin talimatına göre belli sayıda kuron taranması tamamlanınca frez değiştirildi.



Şekil 3.4. Çalışmada Kullanılan Bloklar

Bu çalışmada feldspatik cam seramik (CEREC blocs), lösitle güçlendirilmiş seramik (IPS Empress CAD), lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD) ve iki tane rezin nano seramik (3M ESPE Lava Ultimate ve Vita Enamic) bloklardan monolitik kuronlar hazırlandı. (Tablo 3.1) Herbir materyalden hazırlanan

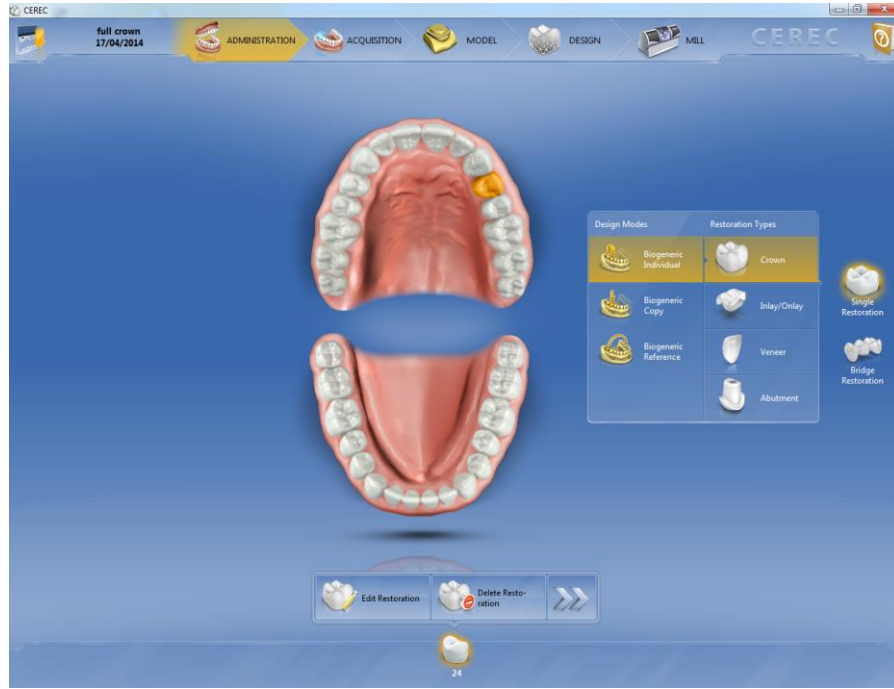
kuronlar için 30 µm, 90 µm ve 150 µm olmak üzere 3 farklı siman aralığı belirlendi. Milling ünitesinden çıkan restorasyona lastik frezle cila yapılarak kuronlar simantasyona hazır hale getirildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik blokların yapıları, içerikleri, kullanım alanları

Ticari İsim	Üretici Firma	Yapı	İçerik (% wt)	Kullanım Alanı
CEREC Blocs, CEREC Blocs PC	SIRONA	Feldspatik	SiO ₂ 56 - 64 Al ₂ O ₃ 20 - 23 Na ₂ O 6 - 9 K ₂ O 6 - 8 CaO 0,3 - 0,6 TiO ₂ 0,0 - 0,1	-Tek diş restorasyonlar -Köprü üst yapı
IPS Empress CAD	IVOCLAR	Lösitle güçlendirilmiş cam seramik	SiO ₂ 60 - 65 Al ₂ O ₃ 16 - 20 K ₂ O 10 - 14 Na ₂ O 3.5 - 6.5 Diğer oksitler 0.5 - 7.0 Pigmentler 0.2 - 1.0	-Tek diş restorasyonlar
IPS e.max CAD	IVOCLAR	Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik	SiO ₂ 57 - 80 Li ₂ O 11 - 19 K ₂ O 0 - 13 P ₂ O ₅ 0 - 11 ZrO ₂ 0 - 8 ZnO 0 - 8 Al ₂ O ₃ 0 - 5 MgO 0 - 5	-Tek diş restorasyonlar
Lava Ultimate	3M ESPE	Resin nano seramik	Seramik(%80) Resin(%20)	-Tek diş restorasyonlar
Enamic	VITA	Resin nano seramik	Seramik(%86): SiO ₂ 58-63 Al ₂ O ₃ 20-23 Na ₂ O 6-11 K ₂ O 4-6 B ₂ O ₃ 0.5-2 CaO < 1 TiO ₂ < 1 Polimer(%14): PMMA	-Tek diş restorasyonlar

Kuronlar optimum sonuç elde etmek için üreticinin tavsiyeleri doğrultusunda üretildi. Standardizasyonu sağlamak adına, kazımada aynı preoperatif optik ölçü kullanıldı. Restorasyonların CAD/CAM Ünitesinde yapım aşamaları Şekil 3.5-3.17’de görülmektedir.

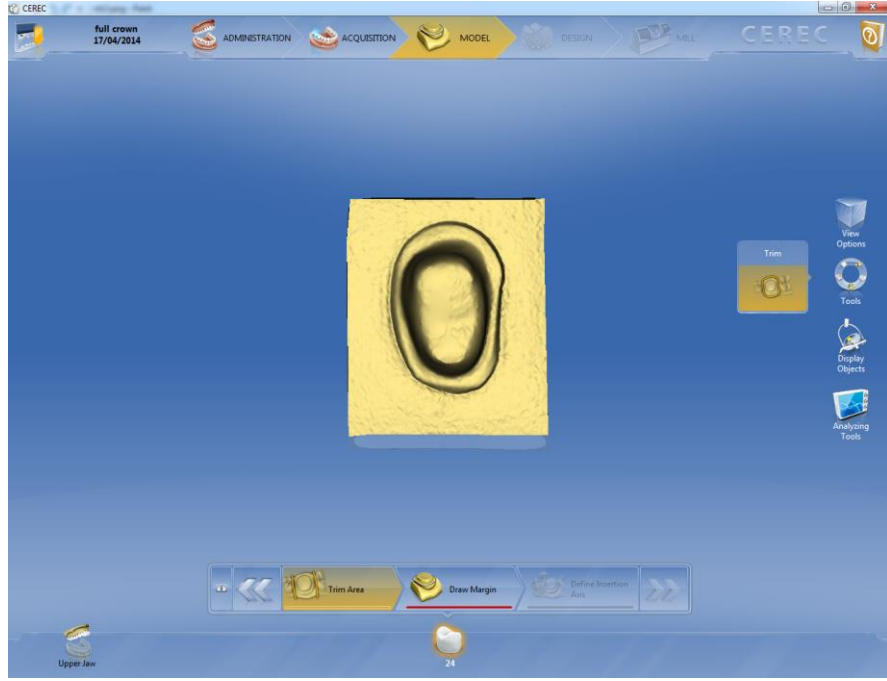
Restorasyonun üretim aşamalarını şöyle sıralayabiliriz:



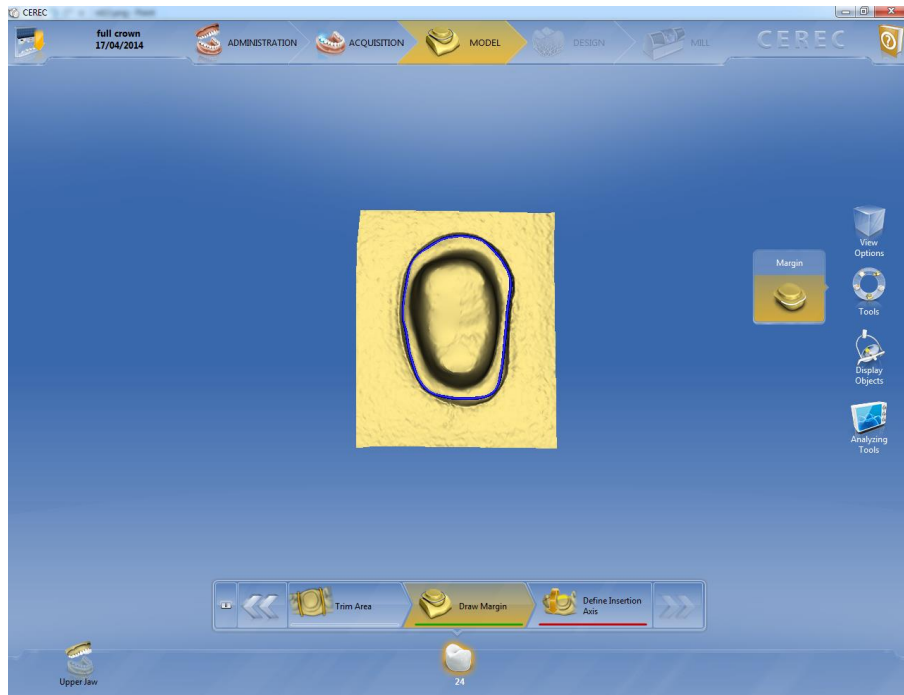
Şekil 3.5. Restorasyon çeşidinin belirlenmesi



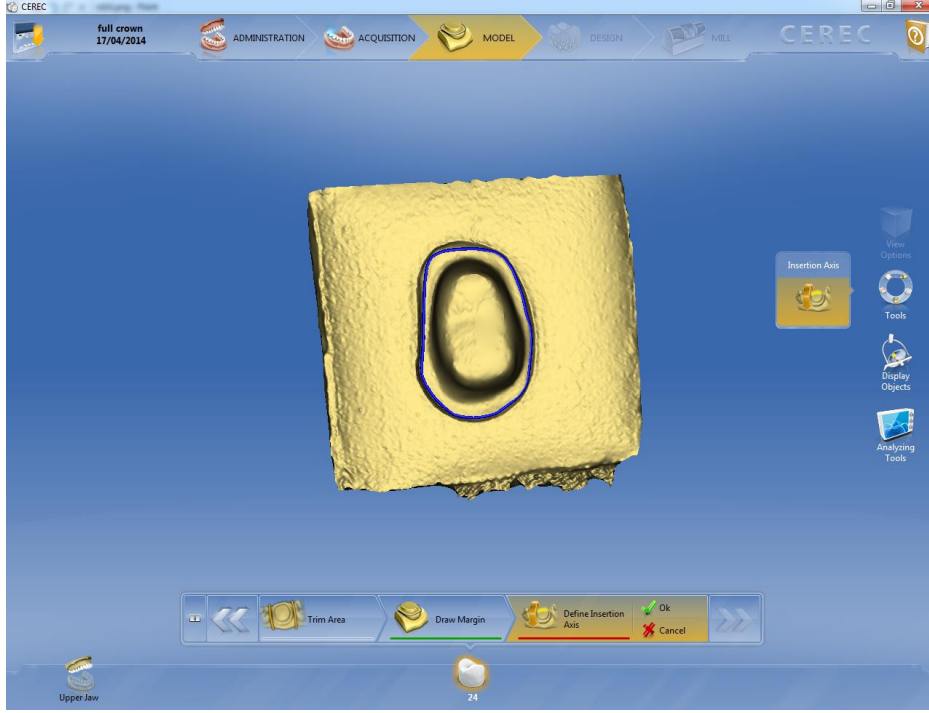
Şekil 3.6. Optik ölçünün alınması



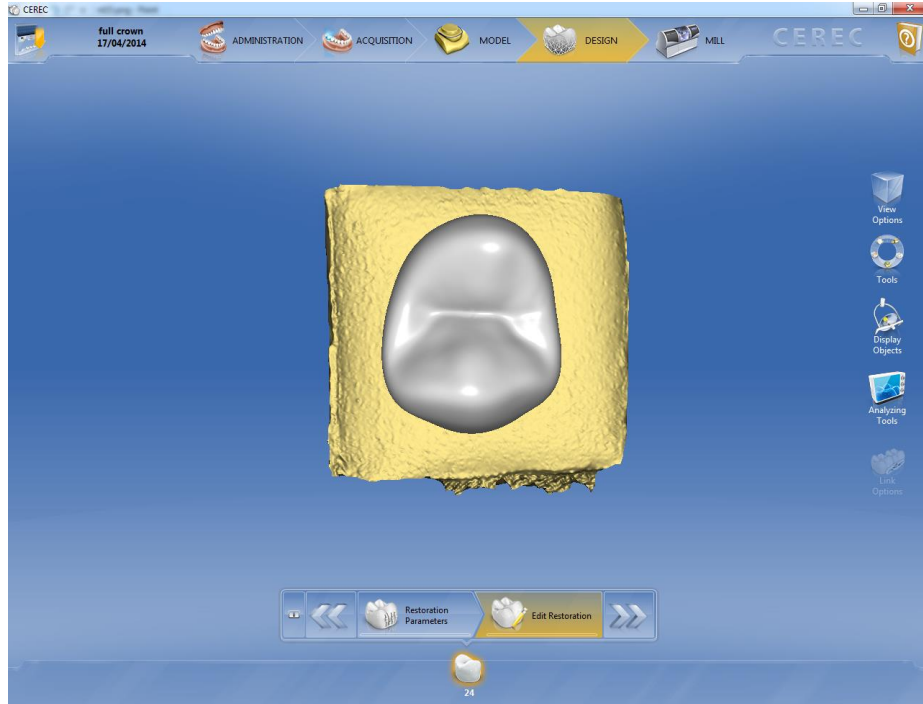
Şekil 3.7. Restorasyonun modelinin elde edilmesi



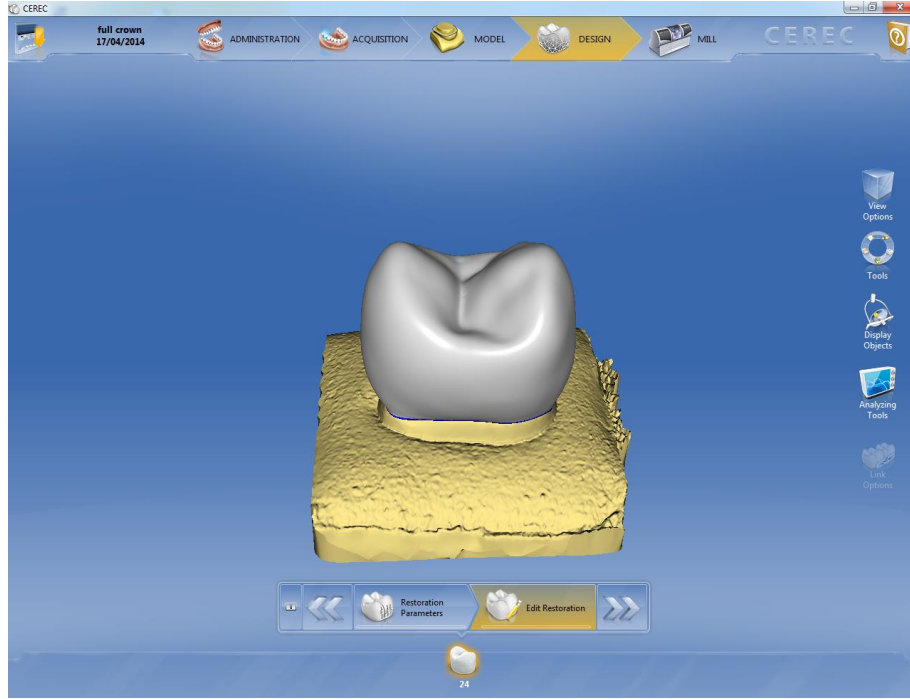
Şekil 3.8. Restorasyon marjininin belirlenmesi



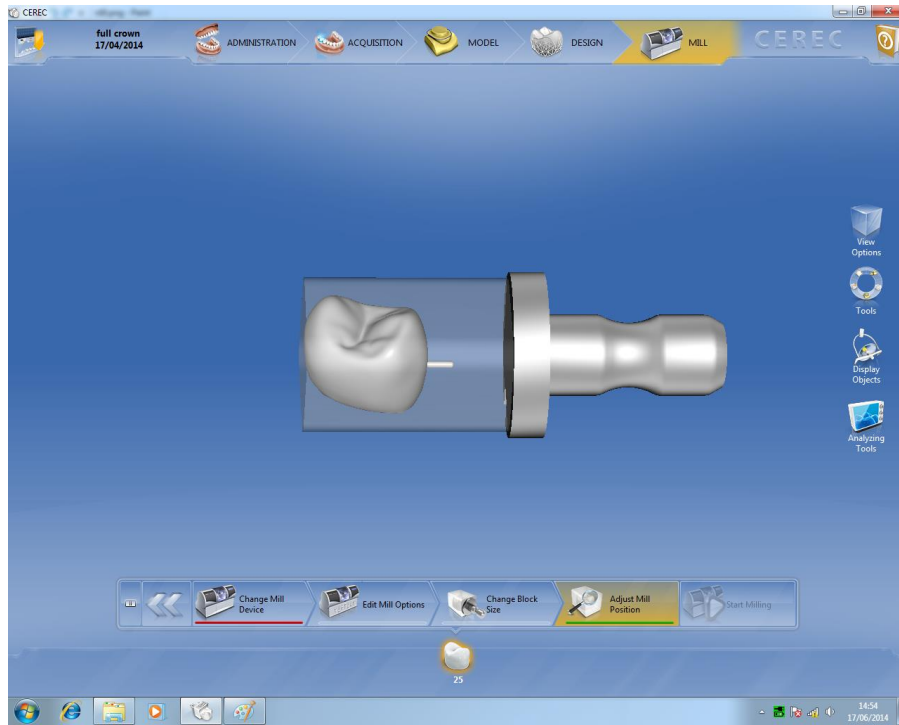
Şekil 3.9. Kuronun giriş aksının belirlenmesi (Bu aşamada kesimde var olan andırkatlar görülmektedir.)



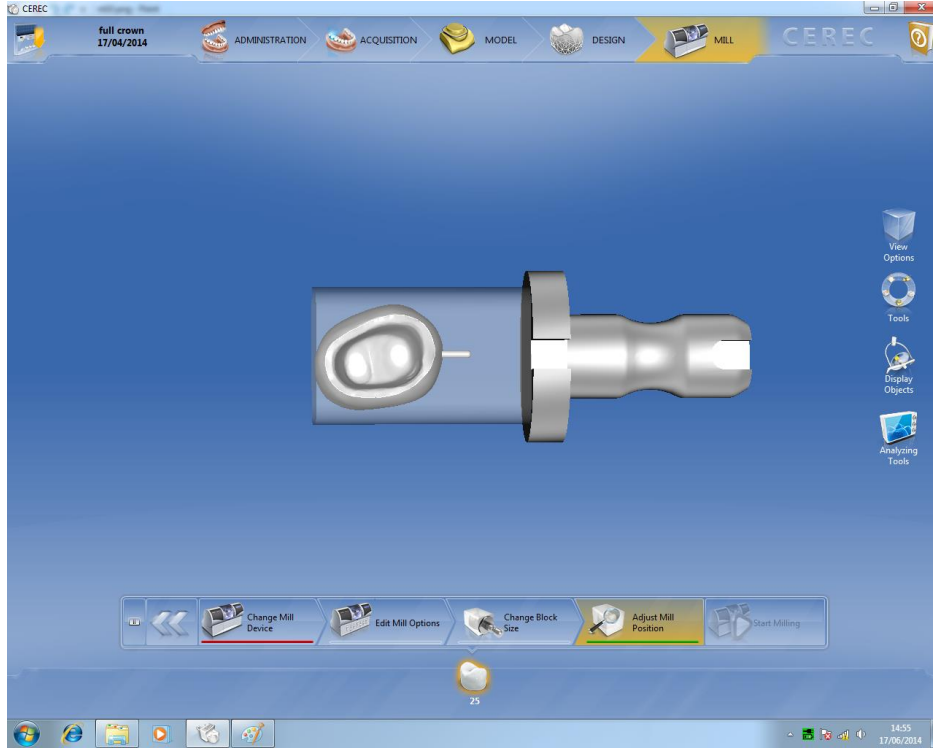
Şekil 3.10. Restorasyonun tasarımı (okluzal görünüm)



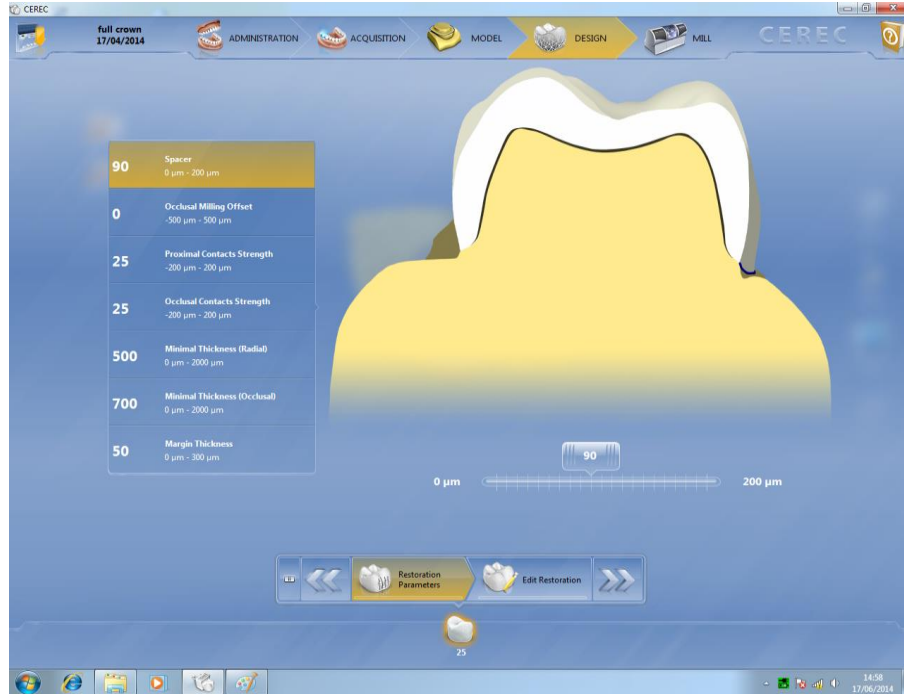
Şekil 3.11. Restorasyon tasarımı (proksimal görünüm)



Şekil 3.12. Kazıma öncesi krunun blok içinde yerininin belirlenmesi



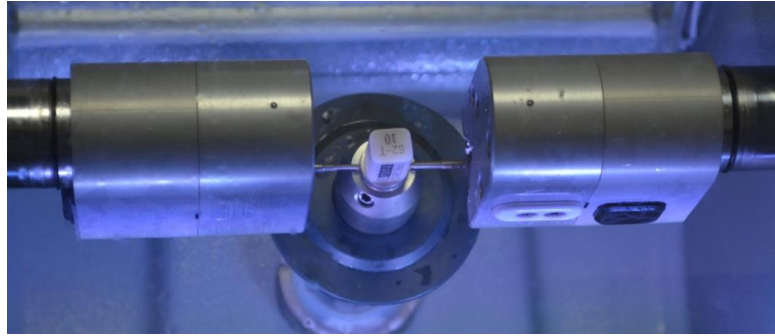
Şekil 3.13. K azıma öncesi blok içinde yeri belirlenen kuronun içten görünümü



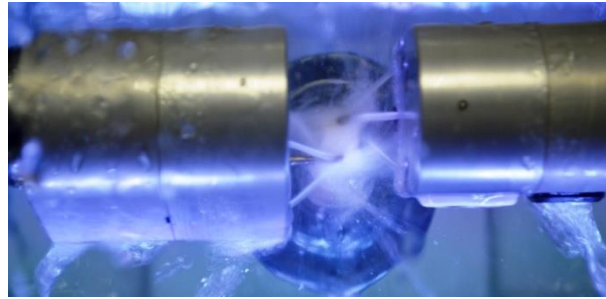
Şekil 3.14. CEREC 4'te değiştirilebilen parametreler; siman aralığının belirlendiği aşama



Şekil 3.15. Freze ünitesi



Şekil 3.16. Monolitik bloğun freze ünitesine yerleştirilmesi



Şekil 3.17. Freze esnasında alınan bir görüntü

3.6. Restorasyonların Simantasyonu

Kuron materyali ve adeziv rezin siman arasında optimum bağlanma sağlamak için seramik kuronların iç yüzeyine % 9,6' lık hidroflorik asit jel (Pulpdent Corporation, Watertown, MA, USA) 2 dakika süre ile uygulandı. ¹⁴⁵ Asitlenen yüzeyler 60 sn su spreyi ile yıkandı. Son olarak yağsız hava ile kurulandı. ¹⁴⁹ Diş ve epoksi güdük yüzeyleri % 34,9' luk fosforik asit (Vocoacid Ething gel, Voco, Cuxhaven Germany) ile 1 dk pürüzlendirildi, yağsız hava ile kurutuldu. Tüm kuronlar tek tip rezin simanla

yapıştırıldı. (RelyX U200, 3M ESPE, USA) (Şekil 3.18) Kuronlar 40 N' luk statik yük altında 5 dk bekletildi. ¹⁴⁹ (Şekil 3.19)



Şekil 3.18. RelyX U200



Şekil 3.19. Simantasyon sonrası kuronların statik yük altında bekletilmesi

Sertleşme sonrası taşan simanlar temizlendi. Kumpas yardımıyla yapıştırma öncesi ve sonrası okluzo-apikal mesafe ölçümü yapılarak kuronların yerine tam oturup oturmadığı belirlendi. (Şekil 3.20) Simantasyon sonrası 50 µm veya daha fazla yükselme tespit edilen kuronlar çıkarılıp tekrar simante edilmelidir. ¹³⁹ Çalışmamızda oturma hatası nedeniyle kuron simantasyonu yenilemesi yapılmamıştır. Kuronlar simantasyondan 1 saat sonra distile su içinde 1 hafta 37°C' de bekletildi. ¹⁵¹



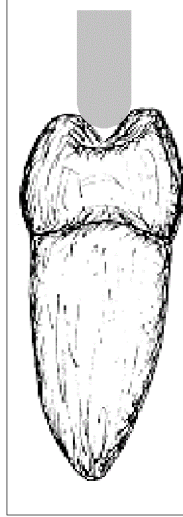
Şekil 3.20. Simantasyon öncesi ve sonrası okluzo-apikal mesafe ölçümü

3.7. Kırılma Testinin Uygulanması

Örnekler universal test cihazındaki (Shimadzu Üniversal Test Cihazı) yuvaya, olası rotasyonları engellemek amacıyla sabitlendi. (Şekil 3.21) Cihazın hareketli üst bölümüne monte edilen 3.5 mm çaplı çelik küre uç ile kuronun santral fossa ve tüberkül eğimleri üzerinden yükleme yapıldı. Böylece yüzey teması sağlanmış oldu. (Şekil 3.22) Yük 1 mm/dk başlık hızı ile uygulandı; her bir dişi kırmak için gerekli olan basınç Newton cinsinden kaydedildi ve kırılma şekli gözlemlendi.

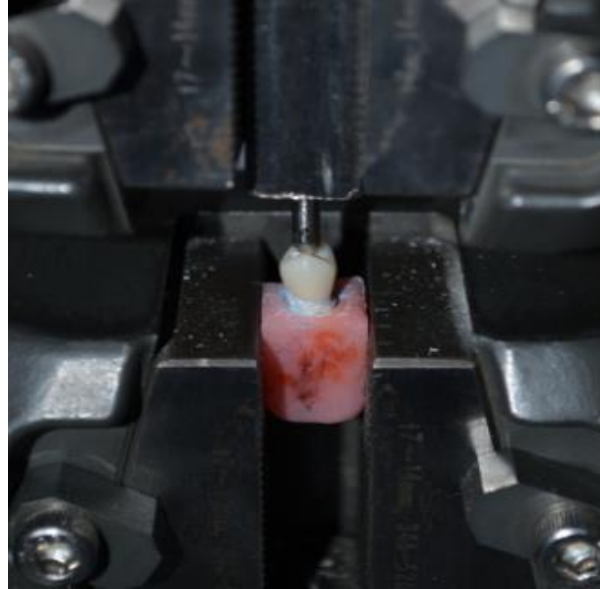


Şekil 3.21. Shimadzu Üniversal Test Cihazı



Şekil 3.22. Yükleme ucunun şematik görünümü

Preparasyon farklılıklarından, yükleme yönünden ve yükleme ucundan doğan farklılıklardan sakınmak için hazırlanan örneklerin tümünde özdeş analog ve yükleme cihazı kullanıldı (Şekil 3.23).



Şekil 3.23. Mekanik test düzeneği

Örneklerden elde edilen ölçümlerin her bir grup için ortalamaları alındıktan sonra SPSS 17.0 istatistik programı kullanılarak istatistiksel değerlendirme yapıldı. İstatistiksel önem düzeyi $p=0.001$ olarak kabul edilirken; çoklu karşılaştırmalarda $p=0.05$ olarak kabul edildi. Verilere istatistiksel değerlendirme iki aşamada yapıldı. İlk

aşamada kullandığımız beş farklı CAD/CAM monolitik kuron materyali ve kontrol grubunun kırılma direncini değerlendirmek amacıyla tek yönlü varyans analizi uygulanırken; ikinci aşamada siman aralığı ve kullanılan CAD/CAM monolitik kuron materyalleri arasındaki ilişkiyi belirlemek amacıyla iki faktörlü faktöriyel analiz yapıldı. Benzer alt grupların belirlenmesinde Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Kırılma Testi Bulguları; Pilot Çalışma

Güçük materyallerini karşılaştırmak amacıyla uygulanan direkt yükleme kırılma testi sonucunda biri hariç tüm örneklerde bukkal-palatinal düzlem yönünde kırılma görüldü. Bir örnek ise yükleme sırasında desimante olup daha sonra kırıldı. Kuronların proksimal yarısı küçük üzerinde rezin siman ile bağlantısını yitirmezken; diğer yarısı tamamen ayrıldı. İki epoksi rezin küçük üzerine yapılan tam kuronların kırılma testi sonucunda ise; her iki proksimal parça rezin siman ve küçük ile bağlantısını kaybetmeden küçük ortadan ikiye ayrıldı.

Farklı küçük materyalleri üzerine simante edilen CAD/CAM feldspatik kuronların ortalama kırılma dirençleri sırasıyla; doğal diştten elde edilen küçükler için, 578.00 N, epoksi rezin küçükler için, 594.98 N ve Ni-Cr küçükler için, 606.29 N olarak bulundu. (Tablo 4.1)

Epoksi rezin küçükler üzerinde hazırlanan CAD/CAM kuronlar, dentin küçükler üzerine hazırlanan CAD/CAM kuronlara yakın kırılma direnci değeri gösterdiği için ana çalışmada epoksi rezin küçükler kullanıldı.

Tablo 4.1. Farklı küçük materyallerine simante edilen CAD/CAM monolitik kuronların kırılma dirençlerine ait ortalama ve standart sapma değeri (N) (n=5)

	Ortalama için % 95 güven aralığı			
	Ortalama	Standart Hata	Alt sınır	Üst sınır
Metal	606.29	46.228	477.94	734.64
Doğal diş	578.00	35.186	480.31	675.69
Epoksi	594.98	48.617	459.99	729.96

4.2. Kırılma Testi Bulguları; Ana Çalışma

Monolitik kuronların farklı siman aralıklarında kırılma dirençlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.2’de görülmektedir.

Tablo 4.2. Grupların ortalama kırılma direnci değerleri (N) (n=7)

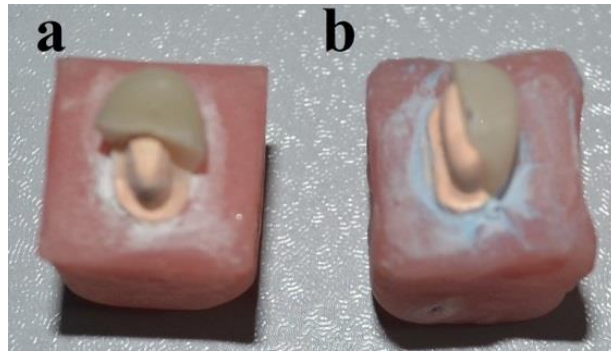
Materyal	Siman Aralığı (µm)	Ortalama
CEREC	30	801,79± 153,79
	90	745,18±220,23
	150	982,59±153,66
e.max	30	1443,30±167,78
	90	1372,77±161,47
	150	1354,91±220,85
Empres	30	881,16±78,70
	90	670,63±40,64
	150	812,18±146,58
Lava	30	907,14±62,65
	90	933,48±158,96
	150	778,57±104,74
Enamic	30	950,89±123,11
	90	910,71±102,30
	150	1012,50±122,24

Farklı siman aralıklarında meydana gelen kırılma dirençlerini karşılaştırmak amacıyla lösit içerikli bloklardan hazırlanan kuronlara (IPS Empress CAD) uygulanan kırılma testi sonucunda toplam 21 örnek içinde, 15 örnekte bukkal-palatinal düzlem yönünde kırılma görüldü. (Şekil 4.1.) 2’ si 30 µm, 1’i 90 µm, 1’i 150 µm siman aralığına sahip 4 örnekte ise kırılma aynı düzlem yönünde olup; kuron güdük materyalinden ayrılmadı. 90 µm ve 150 µm siman aralığına sahip iki örnekte ise kırılma

çok yönlü olup güdük üzerinde çok az materyal kaldı. Bunların ortalama kırılma direnci 787.99 N bulundu.

Feldspatik bloklardan (CEREC Blocs) hazırlanan kuronlara uygulanan kırılma testi sonucunda 11 örnekte bukkal-palatinal düzlem yönünde kırılma meydana geldi. 30 µm siman aralıklarına sahip 4 örnekte ise kırılma aynı düzlem yönünde olup kuron güdük materyalinden ayrıldı. 4'ü 150 µm, 1'i 90 µm, 1'i de 30 µm siman aralığına sahip 6 örnekte ise kırılma çok yönlü olup güdük üzerinde çok az materyal kaldı ya da hiç materyal kalmadı. CAD/CAM feldspatik monolitik kuronların ortalama direnci 843.18 N olarak bulundu.

Rezin nano seramik bloklardan (Vita Enamic) hazırlanan kuronlara uygulanan kırılma testi sonucunda 7 örnekte mesial-distal yönünde kırılma görüldü. (Şekil 4.1.) 10 örnekte ise bukkal-palatinal düzlem yönünde kırılma görüldü. 30 ve 90 µm siman aralığına sahip kuronlarda ise kırılma bukkal-palatinal düzlem yönünde olup kuronlar güdük materyalinden ayrıldı. 2 örnekte çok az materyal güdük materyali üzerinde kalırken kırılma birçok yönden gerçekleşti. Bu grubun ortalama kırılma direnci 958.04 N bulundu.



Şekil 4.1. CAD/CAM monolitik kuronların kırılma şekilleri; a)Buccal-palatinal düzlem yönünde kırılma, b) Mesial-distal düzlem yönünde kırılma

Rezin nano seramik bloklardan (3M ESPE Lava Ultimate) hazırlanan bir diğer grup örneklerle uygulanan kırılma testi sonucunda 3'ü 30 µm, 2'si 150 µm ve 3'ü 90 µm siman aralıklarına sahip 8 örnekte kırılma bukkal-palatinal düzlem yönünde meydana geldi. 10 örnekte mesial-distal düzlem yönünde kırılma görüldü. 3 örnekte ise kırılma birçok yönden gerçekleşti ve çok az materyal güdük üzerinde kaldı. Bu grubun ortalama direnci ise 873.07 N bulundu.

Lityum disilikat içerikli bloklardan (IPS e.max CAD) hazırlanan kuronlara uygulanan kırılma testi sonucunda 2'si 90 µm, 2'si 30 µm ve 1'i 150 µm siman aralığına ait 5 örnekte kırılma bukkal-palatinal düzlem yönünde meydana geldi. 16 örnekte ise kırılma birçok yönden gerçekleşti ve çok az materyal güdük üzerinde kaldı. Lityum disilikat kuronların ortalama kırılma direnci 1390.33 N bulundu (Tablo 4.3).

Doğal dişlerden oluşan kontrol grubunun ortalama kırılma direnci ise 1387.50 N olarak bulundu.

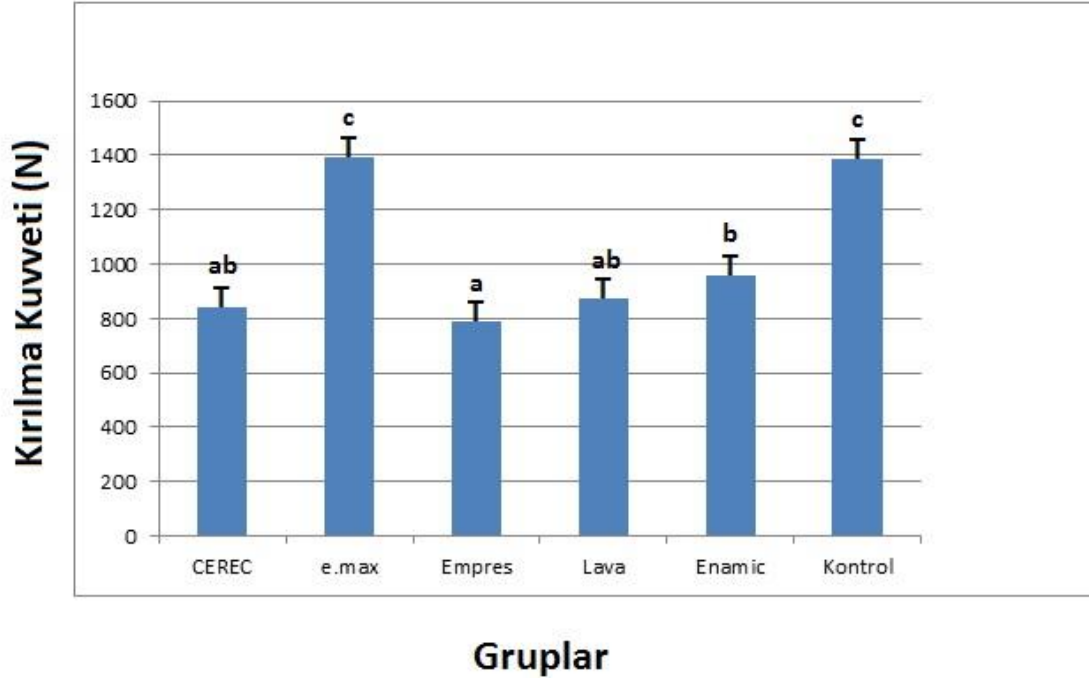
Tablo 4.3. CAD/CAM monolitik kuronların gözlenen kırılma şekilleri

Kuron materyalleri	Bukkal-Palatinal Düzlem Yönünde Kırılma (Kuron güdükten kırılarak ayrıldı)	Buccal-Palatinal Düzlem Yönüne Kırılma (Kuron güdük üzerinde kaldı)	Mesial-Distal Düzlem Yönünde Kırılma	Çok Yönlü Kırılma
Empres	15 örnek	4 örnek	-	2 örnek
CEREC	11 örnek	4 örnek	-	6 örnek
Enamic	10 örnek	2 örnek	7 örnek	6 örnek
Lava	8 örnek	-	10 örnek	3 örnek
e.max	5 örnek	-	-	16 örnek

(Her kuron materyali için 21 örnek test edilmiştir)

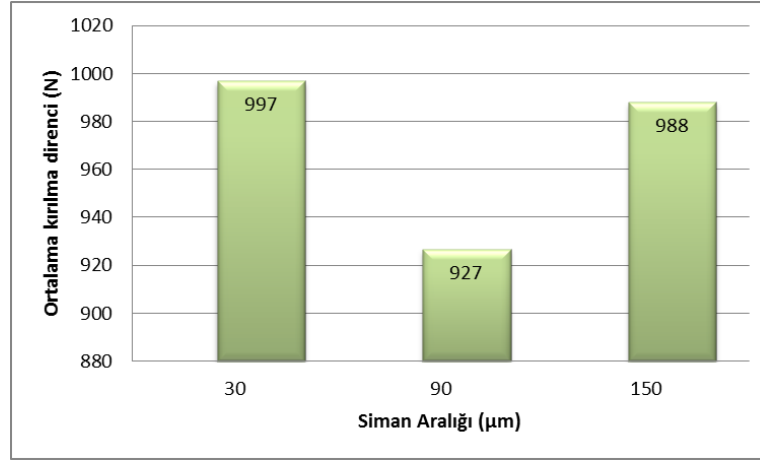
Kullanılan materyallerin kırılma dirençleri en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla; CAD/CAM lityum disilikat kuronlar (IPS e.max CAD) > doğal dişlerden

oluşan kontrol grubu > CAD/CAM rezin nano seramik kuronlar (Vita Enamic > 3M ESPE Lava Ultimate) > CAD/CAM feldspatik kuronlar (CEREC blocs) > CAD/CAM l s t kuronlar (IPS Empress CAD) olarak bulunmuştur. (Şekil 4.2)



Şekil 4.2. Kullanılan materyallerin ve kontrol grubunun kırılma dirençlerinin ortalamaları (Farklı harfler istatistiksel olarak farklı olan grupları göstermektedir.)

Çalışmanın sonucuna elde edilen ölçümlerin istatistiksel analizi sonucunda kullanılan CAD/CAM monolitik kuron materyalleri ve kontrol grubu arasında önemli farklılık bulunurken ($p < 0.001$), 30, 90 ve 150 µm olarak belirlenen siman aralıkları arasında önemli farklılık bulunmamıştır ($p > 0.001$). (Şekil 4.3)



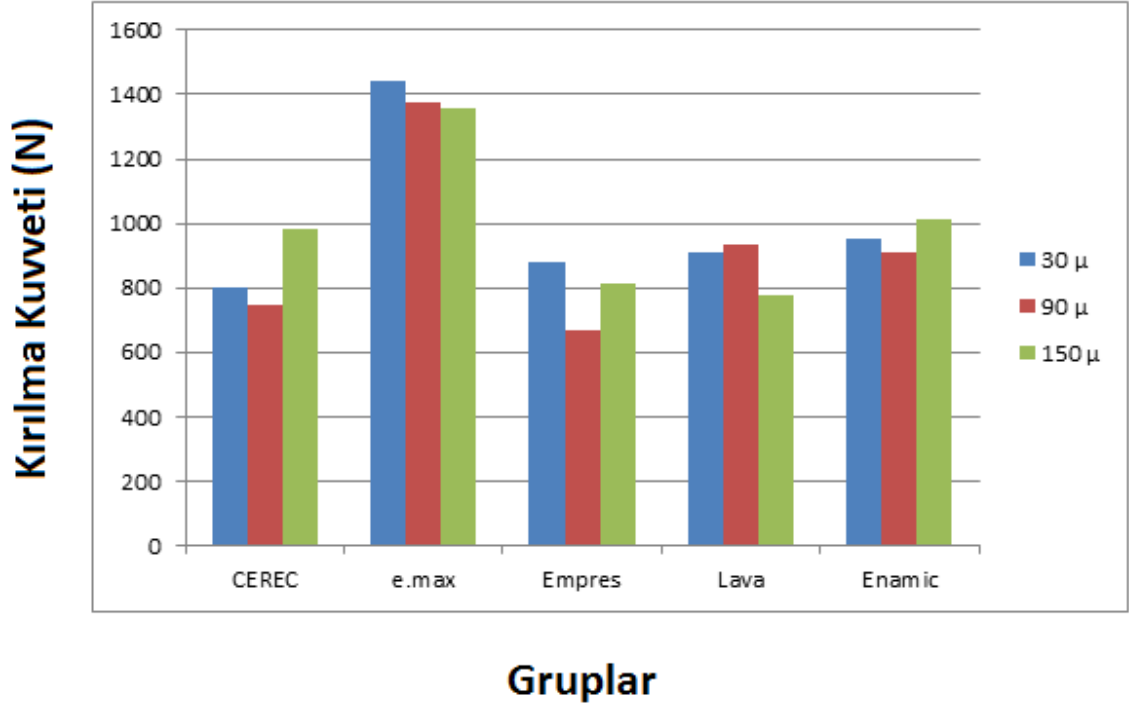
Şekil 4.3. Siman aralıklarına göre grupların ortalama kırılma dirençleri

IPS Empres CAD, CEREC blok ve 3M ESPE Lava Ultimate kuronların kırılma direnci kendi aralarında benzer bulunurken, CEREC blok, 3M ESPE Lava Ultimate ve Vita Enamic kuronların kırılma direnci de kendi aralarında benzer bulunmuştur. Kontrol grubu ile IPS e.max CAD kuronların kırılma direnci ise kendi aralarında benzerdir ve diğer gruplardan oldukça yüksektir (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Kontrol grubu ve materyallerin Duncon çoklu karşılaştırma testine göre karşılaştırılması

Materyal	N	Alt grup		
		1	2	3
Empres	21	787,99		
CEREC	21	843,18	843,18	
Lava	21	873,07	873,07	
Enamic	21		958,04	
e.max	21			1390,33
Kontrol	7			1387,50
Önem düzeyi		,262	,129	,968

En yüksek kırılma direnci değeri 30 μ m siman aralığına sahip IPS e.max CAD kuronlarda görülürken, en düşük kırılma direnci 90 μ m siman aralığına sahip IPS Empress CAD kuronlarda görülmüştür (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Siman aralıklarına göre monolitik kuron materyallerinin kırılma direnci

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada CEREC 4 sistemiyle farklı siman aralıklarında prepare edilen, farklı materyallerden hazırlanan CAD/CAM monolitik kuronların kırılma dirençleri incelenmiştir.

Seramikler, mükemmel estetik sonuçları, biyouyumlu yapıda olmaları ve diş hekimliğinin farklı uygulamalarında kullanılabilme özelliklerinden dolayı günümüzde hekim ve hastalar tarafından en çok tercih edilen materyallerdir.¹⁵² Ancak seramik kristalindeki iyonik ve kovalent karakterdeki atomik bağlar; stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler sağlarken; seramiğe kırılma özelliği de kazandırdığından olumsuz bir durum ortaya çıkmasına sebep olmaktadır.¹⁴⁴

Kelly¹³⁵ tam seramik kuronların başarısızlığı ile ilgili in-vitro testlerde klinik uygunlukla ilgili birçok kriter tavsiye etmiştir. Bu kriterler; elastisite modülü dişe yakın güdük materyali kullanılması, klinik tavsiyelere uygun preparasyon yapılması, klinik kullanıma uygun boyutlarda örnek hazırlanması ve uygun rezin siman tercih edilmesidir. Çalışmada bu kriterlere dikkat edilmiştir.

Seramik kuronların kırılma direncini inceleyen çalışmalarda farklı güdük materyalleri ve gerçeği taklit eden protetik restorasyonlar kullanılmıştır.^{50, 149, 153} Beschnidt ve Strub¹⁵³ çalışmalarında, çekilmiş insan santral dişi kullanmış ancak doğal dişler yaş, boyut, anatomi, çekim sonrası saklama şekilleri ve saklama sürelerine göre farklılıklar gösterdiğinden, örneklerin tam standardizasyonunu sağlayamadıklarını belirtmişlerdir. Bu nedenle birçok araştırmacı^{139, 154-156} kırılma direncinin değerlendirilmesinde metal ya da rezin güdükler kullanmışlardır. Böylece örneklerin tam standardizasyonunu sağlamayı amaçlamışlardır. Ancak metal veya rezinden elde edilen örnekler de, dişin doğal durumunu tam olarak taklit edememektedir.¹⁵⁷ Epoksi

rezin, insan dentinine yakın elastisite modülüne (12,9 Gpa) sahiptir ¹⁵⁶ ve yüzeyinde % 34' lük fosforik asitle mikropürüzlülük oluşturulabilmektedir. ¹²²

Skoguchi ve ark. ¹⁵⁶ çalışmalarında kuron materyali ne olursa olsun rezin güdüklere simante edilen kuronların metal güdüklere simante edilen kuronlara göre daha yüksek kırılma direnci gösterdiği sonucuna varmışlardır. Buna göre kırılma materyallerin kırılma direnci iki faktörden etkilenmektedir: güdüğe bağlanma kuvveti ve güdük materyali ile kuronun elastiklik modülünün uygun olması. Eğer kuron materyalinin elastisite modülü güdük materyalinden düşük olursa, kuron protezi güdüğe sınıksı simante edilse dahi tekrarlayan yükler altında kolayca deforme olabilecektir.

Ana çalışma öncesinde, güdük materyalini belirlemek için bir pilot çalışma yapıldı. Metal analogların elastisite modülünün doğal dişten oldukça fazla olması sebebi ile elastisite modülü yüksek Ni-Cr güdükler üzerine simante edilen kuronların kırılma dirençleri, doğal dişler üzerine simante edilen örneklere göre daha yüksek olduğu görüldü. Elastisite modülü dentine yakın olan epoksi resin güdüklerin kırılma direncinin doğal dişlerin kırılma direncine yakın olduğu belirlendi. Böylece ana çalışmada epoksi resin güdükler kullanılarak; preparasyon boyutlarındaki değişiklikler, bitim sınırlarının pozisyonu gibi farklı preparasyon kriterleri, kaldırılan diş dokusunun miktarındaki farklılıklar gibi değişkenlerin kuronların kırılma direncini etkilemesinin önüne geçilmiş oldu. ^{50, 147}

Metal desteksiz estetik kuronların kırılma dirençlerinin karşılaştırılmasında, literatürde kontrol grubu olarak prepare edilmemiş doğal dişlerden ¹¹² başka prepare edilen dişlere yapılan metal destekli porselen restorasyonlar da kullanılmıştır. ¹¹³ Ancak prepare edilmemiş doğal dişin doğru kontrol grubu olarak daha iyi kullanılacağı çünkü sabit restorasyonların hedefinin doğal durumu geliştirmek değil, dişlerin orijinal fizyolojik seviyedeki fonksiyon, estetik ve özelliklerini restore etmek olduğu

düşünülmektedir. ¹³⁵ Pilot çalışmada ve ana çalışmada kontrol grubu olarak üç aylık dönemde diş kliniklerinden temin edilen ve timol solusyonunda bekletilen dişler kullanılmıştır.

Kelly ¹³⁵ çalışmasında; materyallerin maruz kalacakları kompleks gerilimlere karşı gösterecekleri direnci ölçmek amacıyla test edilecek materyalin ağız içerisinde kullanılacakları formda hazırlanarak denenmelerinin daha gerçekçi sonuçlar vereceğini belirtmiştir.

Kelly ¹³⁵, nin de önerdiği gibi bu çalışmada doğal diş formunda hazırlanan deney örnekleri kullanılmıştır.

Tam seramik restorasyonların kırılma direnci üzerinde diş preparasyonlarının da etkisi vardır; ¹⁵⁸ diş preparasyonunda chamfer ve shoulder basamak şekilleri tavsiye edilmektedir. Basamak preparasyon tipi tam seramik restorasyonun yapımı için kullanılan sisteme bağlıdır. Procera sisteminde metal tarayıcı ucun küre şeklinde olmasından dolayı chamfer basamak şekli oluşturmak mecburiyken; ¹⁵⁹ CEREC sisteminde hem chamfer hem de shoulder basamak preparasyonu uygulanabilir. Restorasyonun başarısı için basamak preparasyonunun şekli de önemlidir. Tam seramik restorasyonlarda kama etkisi yaratan oluk biçimli basamağa göre ilave bir marjinal hacim sağlaması sebebi ile dik açılı basamak preparasyonu önerilmektedir. ^{124, 160}

Bu çalışmada shoulder basamak şekli tercih edilmiştir. Birçok araştırmacı da çalışmalarında shoulder basamak şeklini kullanmışlardır. ^{151, 156, 161}

Shahrbağ ve ark. ¹²⁵ anatomik okluzal kesim ve düz yüzey kesim yaptıkları örneklerinde, farklı elastisite modülüne sahip rezin simanlarla yapıştırılan CAD/CAM feldspatik cam seramiklerin (Vita Mark II) kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. En yüksek kırılma dayanımı Panavia F 2.0. simanla yapıştırılan düz yüzey okluzal

kesim yapılan örneklerde elde edilirken, en düşük kırılma direnci Rely X Unicem simanla yapıştırılan anatomik okluzal kesim yapılan örneklerde elde edilmiştir.

Lösit cam seramik ve kompozit içerikli kuronların kırılma dirençlerinin değerlendirildiği bir çalışmada, geleneksel preparasyonla hazırlanan seramik kuronların kırılma dirençleri 1512 N, az preparasyonla hazırlanan seramik kuronların kırılma dirençleri 1837 N olarak bulunurken; geleneksel preparasyonla hazırlanan kompozit kuronların kırılma dirençleri 1682 N, az preparasyonla hazırlanan kompozit kuronların kırılma dirençleri 1751 N olarak bulunmuştur. Materyal açısından ise kompozit ve lösit içerikli kuronlar arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.¹⁶²

Bu çalışmada tüm materyaller için anatomik okluzal kesim yapılmış örnekler üzerinde hazırlanan CAD/CAM restorasyonlar kullanılmıştır.

Kuron restorasyonlarının direnç ve retansiyonunu prepare dişin aksial açısı da etkilemektedir. CEREC üreticileri 12 °' lik konverjans açığı tavsiye etmektedirler.¹²⁶ Bu tavsiyeye uygun olarak çalışmada 12 ° konverjans açısı kullanılmıştır.

CEREC restorasyonlarda tam seramik kuronların uyumunu etkileyen faktörlerden birisi de preparasyonun net görüntüsünü sağlamak için kullanılan optik pudranın kalınlığıdır.¹⁶³ Bu sebepten yapılan çalışmada pudra kalınlığını standardize etmek güç olsa da tam seramik ve kompozit içerikli restorasyonların üretimi aynı kişi tarafından yapılarak standardizasyon sağlanmaya çalışılmıştır.

CAD/CAM sistemi ile hazırlanan bir restorasyonun uyumu sistemi kullanan hekimin tecrübesine, sistemin veri alıcısı, kamera, freze ünitesi gibi donanım özelliklerine ve yazılım programına bağlıdır.¹⁶⁴ Bu çalışmada CEREC 4 sistemi ve Software Version 4.2.0.57192 yazılım programı kullanılmıştır. Deneyler öncesinde CEREC 4 sistemi etkin bir şekilde kullanılarak, uygulamaya bağlı hatalar elimine edilmeye çalışılmıştır.

CEREC sistemi ile ilgili yapılan araştırmalarda, restorasyonlarda kırık oluşması en sık görülen başarısızlık nedenidir. Oluşan seramik kırıklarının birçok nedeni vardır. Okluzal ilişkinin düzenlenememesi ve yeterli cila işlemlerinin yapılmaması CAD/CAM feldspatik kuronların kırılma riskini arttırmaktadır. Materyalin kalınlığının yetersiz olması bir diğer kırık nedenini oluşturmaktadır. Ayrıca seramik restorasyonlardaki kırılmaların yüzey deformatelerinden kaynaklandığı ve mikro çatlaklar boyunca yayıldığı düşünülmektedir. Yani seramiklerin i  yapılarında veya yüzeylerinde bulunan mikro çatlaklar stres odakları gibi davranarak kırılmaların başlamasında rol oynamaktadır. Camın kristalize şekle dönüştüğü cam seramiklerde mikro çatlaklar, cam kristaller arasında sıkışır. Böylece yayılması engellenerek seramiğin dayanıklılığı artırılmış olur.¹⁶⁵ CAD/CAM feldspatik cam seramik kuronlar tüm seramik kalınlığını içine alan katastrofik kırılma gösterir. Bu monolitik kuronlarda görülen kırılma şeklidir.

166

Carvalho ve ark.¹⁶⁷ CAD/CAM ile hazırlanan feldspatik cam seramik, lityum disilikat seramik ve rezin nanoseramik kuronların yorgunluk kırılma direnci değerlerini incelemişler; ortalama kırılma dirençlerini lityum disilikat kuronlar için 3237 N, feldspatik cam seramikler için 2500 N ve rezin nano seramikler için 3122 N olarak belirlemişlerdir. Lityum disilikat ve rezin nano seramiklerin kırılma direncini benzer bulmuşken, feldspatik seramik kuronların direncini istatistiksel olarak daha düşük bulmuşlardır. ($p < 0.05$)

Clausen ve ark.¹⁶⁸ tam seramik kuronların kırılma dirençlerini karşılaştırmışlar ve lityum disilikat seramik (IPS e.max Press) kuronların lösitle güçlendirilmiş seramik (IPS Empress Esthetic) kuronlardan daha dayanıklı olduğu sonucuna varmışlardır.

Cam seramik materyallerinin incelendiği bir çalışmada; lityum disilikat esaslı seramiklerin yüksek kırılma direncinin sadece kristal içeriğinin yüksek olmasından

değil, aynı zamanda lityum disilikat kristallerinin cam matrix içinde düzenli dağılım göstermesinden de kaynaklandığı belirtilmiştir.¹⁶⁹

Benzer simantasyonla yerleştirilen kuronların yorulma dirençleri karşılaştırıldığında rezin nanoseramik ve lityum disilikat kuronlar, feldspatik cam seramiklerle kıyaslandığında daha yüksek yorulma direnci göstermektedir.¹⁶⁷ Maximum posterior çiğneme kuvvetinin 600-900 N arasında değiştiği¹⁷⁰ düşünüldüğünde Carvalho ve ark.¹⁶⁷ bu üç materyalden yapılan CAD/CAM monolitik kuronların klinikte canlı diş üzerinde yapılabileceğini söylemişlerdir. Ancak özellikle daha yüksek çiğneme kuvveti oluşan hastalarda lityum disilikat ve rezin nano seramik kuronların daha uygun olabileceğini, feldspatik cam seramiklerin ise adeziv simantasyonla daha düşük olan direncinin artırılabilceğini belirtmişlerdir.

Standart oklüzal kuvvetlerin 40-80 N arasında değiştiği belirtilmektedir.¹⁷¹ Fakat oklüzal yük, bruksizm gibi parafonksiyonel hareketleri olan bireylerde bu kuvvet ön bölgede ortalama 570 N, arka bölgede ise 910 N olabilmektedir.¹⁷⁰ Pröbster ve ark.¹⁷² da yaptıkları çalışmada, çiğneme işleminin 40 N' luk kuvvet kullanılarak gerçekleştiğini ve maksimum 245-545 N' luk kuvvetlerin de oluşabileceğini belirtmişlerdir. Craig³⁶ ise, maksiller premolar bölgede oklüzal kuvvetlerin ortalama 300 N olduğunu ifade etmişlerdir. Bu değerler, dişlerin ve restorasyonların oral kavitede çok yüksek kuvvetlerle karşılaşabileceğini göstermektedir. Literatürde bir insan tarafından üretilen maksimum çiğneme kuvvetinin posterior bölgede ortalama 500-600 N olduğu bildirilmektedir.¹⁷³ Körber ve ark,¹⁷⁴ ağız içinde tek kronların 450 N, köprülerin ise 500 N'luk kırma kuvvetine karşı dayanıklı olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmanın bulgularına göre en düşük kırılma direnci değerinin 625 N olduğu ve Körber ve Ludwig' in¹⁷⁴ tek kuronlar için belirlediği kırılma direnci değerinden (450

N) daha yüksek kırılma direnci değerleri elde edildiği görülmektedir. Tüm bu bilgilerin ışığında ve elde edilen bulgulara dayanılarak; CAD-CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanan monolitik kuronların klinik kullanım için uygun olabileceği belirtilebilir.

CEREC restorasyonların klinik performansına dair pek çok çalışma mevcuttur. Qualtrough ve Piddock ⁵⁶ 299 hastayı kapsayan 12 yıllık bir çalışmada 1010 CEREC restorasyon yapmış ve incelemiştir. Başarı oranı; 10 yıl sonunda % 90, 11 yıl sonunda % 84.9 olarak bulunmuştur. Premolarlar, molarlardan; vital dişler de devital dişlerden daha yüksek başarı göstermiştir. Bu süre içinde restorasyonun ve dişin kırılması nedeniyle 81 adet başarısız vaka kaydedilmiştir. Bu çalışmada da tespit edileceği üzere CEREC restorasyonlarda başarısızlıklar büyük oranda mekanik nedenlerden kaynaklanmaktadır. Mekanik olarak dirençli bir restorasyon, başarı oranını belirgin şekilde artıracaktır.

Bindl ve ark. ¹⁵⁰ feldspatik seramik, lösitle güçlendirilmiş seramik ve lityum disilikat cam seramik blokların iki farklı simantasyon tekniği (çinko fosfat siman ve adeziv siman) ile kırılma dirençlerini karşılaştırmışlar; non-adeziv ve adeziv simantasyonda kırılmanın sonundaki yük değerlerini sırasıyla, lityum disilikat seramiklerde 2082 N–2389 N, lösitle güçlendirilmiş seramiklerde 1130 N–2469 N ve feldspatik seramiklerde ise 1270 N–2392 N olarak belirlemişlerdir. Lityum disilikat kuronların kırılma direncinin, feldspatik ve lösit içerikli kuronlardan önemli derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Attia ve ark. ¹⁴⁹ çalışmalarında rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanla yapıştırdıkları feldspatik CAD/CAM kuronlar (Vita Mark II) ve kompozit rezin CAD/CAM kuronların (MZ100 Block) kırılma dirençlerini incelediklerinde, döngüsel yük uygulansa dahi ortalama-maksimum çiğneme kuvvetlerinden daha yüksek kırılma direnci değerlerinin olduğu sonucuna varmışlardır. Aynı araştırmacılar ayrıca,

döngüsel yük uygulanmayan gruplar içerisinde doğal dişlerden oluşan kontrol grubuyla; CAD/CAM feldspatik kuronlar ve CAD/CAM kompozit kuronlar arasında önemli bir farklılık bulamamışlardır. Döngüsel yük uygulamasını takiben kontrol grubu, feldspatik ve kompozit kuron gruplarından daha yüksek kırılma direnci değeri göstermiştir. Yine de bu duruma rağmen döngüsel yük uygulanan feldspatik ve kompozit kuron gruplarının kırılma dirençleri literatürde belirtilen ortalama-maksimum çiğneme kuvvetinden daha fazladır.¹⁴⁹

Bu çalışmada kompozit içerikli monolitik kuronların kırılma direnci, feldspatik monolitik kuronların kırılma direnciyle istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Sonuçlar yukarıdaki çalışma ile uyumludur.

Chen ve ark.¹²³ ise çalışmalarında üç farklı seramik materyalinin kırılma dayanıklılıklarını (Vita Mark II, ProCAD ve IPS Empres) iki farklı yüzey işlemi uygulayarak karşılaştırmışlar, sonuçta ProCAD seramik kuronların, Vita Mark II seramik kuronlardan daha yüksek değerler verdiğini fakat ProCAD ile IPS Empres arasında istatistiksel olarak fark olmadığını ifade etmişlerdir. CAD/CAM' de hazırladıkları lösit içerikli seramik kuronların feldspatik kuronlara göre önemli derecede yüksek kırılma direnci değeri gösterdiğini ve bunun nedenini de lösit kristallerinin cam matriks içerisine dağılımının mukavemeti artırması olduğunu belirtmişlerdir.

Tyan ve ark.¹⁷⁵ seramik kuronlar için başlangıç yükünü 1250 N olarak, yorgunluk kırılma yükünü ise 798 N olarak belirtmişlerdir. Diğer bir araştırmacı ise feldspatik seramik kuronların kırılma direncini 972.28 N olarak bulmuştur. Tam seramik kuron ve kompozit kuronun kırılma direnci arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olmadığını tespit etmiştir.¹⁵⁷ Bu CAD/CAM' in optimize üretim koşullarının, boşluk ve hacimsel defektleri elimine etmesine bağlanabilir.^{112, 151}

Birçok çalışmada CAD/CAM feldspatik cam seramiklerin ortalama kırılma dirençleri 600-3000 N arasında olduğu bildirilmiştir. ^{123, 149, 151}

Bu çalışmada ise lösit içerikli CAD/CAM kuronların kırılma direnci (787.99 N), feldspatik CAD/CAM kuronlara göre (843.18 N) düşük bulunmuştur ancak bu farkın istatistiksel olarak önemli olmadığı ifade edilmiştir. Lösit içerikli CAD/CAM kuronlar ile rezin nano seramik kuronlardan 3M ESPE Lava Ultimate'in kırılma dirençleri istatistiksel olarak benzer bulunurken, rezin nano seramik kuronlardan Vita Enamic'in kırılma dirençleri istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. ($p<0.05$) Ortalama kırılma direnci değerleri 787.99 N – 1390.33 N arasında değişmektedir.

Literatürlerdeki kırılma direnci değerleri arasındaki farklılık; test yöntemlerinin, güdük materyallerinin, bonding tekniklerinin ve kullanılan simanların farklılığından kaynaklanmaktadır. ¹⁵⁷

Bu çalışmanın sonuçlarına göre diğer materyallerle kıyaslandığında rezin nano seramiklerin önemli avantajlarının olduğu görülmektedir; blokların daha kısa sürede aşındırılması, frezde daha az aşınma meydana gelmesi ve rezin içeriğinden dolayı kusursuz marjinal uyum oluşması bunlar arasında sayılabilir.

Kuron frakt  rlerini önlemek için dayanıklı materyal kullanmanın yanı sıra kuronların uyumu da çok iyi olmalıdır. İyi uyumlu kuron çok iyi bir preperasyon ve uygun bir yapıştırma simanı gerektirir. ¹⁷⁶ Son çalışmalarda, yapıştırıcı simanın kırılmanın ilerlemesini kısıtladığı ve direndiği gösterilmiştir. ^{146, 177}

Behr ve ark. ¹¹ çalışmalarında rezin simanla yapıştırmanın, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin ve tam seramik kuronların kırılma direncini arttırdığını bildirmişlerdir. Geleneksel simanlara göre adeziv rezin simanla yapıştırmanın tam seramiklerin kırılma oranını belirgin derecede azalttığı ifade edilmiştir. ^{178, 179} Resin yapıştırıcılar, seramiklerde p  r  z defektleri kapatarak restorasyonun direncini ve stabilitesini

arttırmaktadırlar. Adeziv teknolojisinin gelişmesiyle günümüzde çeşitli rezin simanlar piyasaya sürülmüştür. Klinik başarı için simanla güçlü bir bağlantı elde edilip, diş yapısı desteklendiğinde restorasyonun dayanıklılığı artmaktadır. İyi bir seramik-rezin bağlantısının elde edilmemesi sonucu zamanla restorasyonun marjinal bütünlüğü, tutuculuğu bozulabilmekte ve hatta bu durum, restorasyonun kırılmasına yol açabilmektedir.¹⁴⁵ Aslında adeziv bond, porselen iç yüzeyindeki çatlak oluşumunu elimine ederek, kırık oluşumunu da azaltmaktadır.^{180, 181} Bu nedenlerden dolayı yapıştırıcı siman tipi tam seramik restorasyonların başarısını etkilemektedir.^{158, 178} Bu çalışmada iyi bir adezyon sağlamak ve restorasyonların direncini artırmak için asitleme işlemini takiben rezin siman kullanılmıştır.

Tam seramik kuronlarda yapıştırıcı simanların etkisi ile ilgili çalışmalar varken^{182, 183} siman aralığı ile ilgili yeterli çalışma yoktur. Siman tipi ve siman aralığı tam seramik restorasyonların kırılma direncini etkileyen önemli faktörlerdendir.¹⁸⁴⁻¹⁸⁶

Yapıştırıcı simanın film kalınlığı direkt olarak uzun dönem klinik başarıyı etkilemektedir. Bu kalınlığını belirlerken; klinisyenin materyalle ilgili deneyimi kadar karıştırma tekniği, oran ve sıcaklık da önemlidir. Yine de en önemli faktör simanın viskozitesidir. Rezin siman yüksek viskoziteden dolayı eşit olmayan siman kalınlığı sergiler. Bu nedenle gerçek klinik kullanımlarda, asıl siman kalınlığı hekimin deneyimine ve kullanılan materyale bağlıdır.¹²⁷

Belirli siman kalınlığı elde etmek için die spicer veya platin folyo kullanılmakta, kuron örnekler mumla işlenip dökülmektedir.¹⁸⁴ Döküm prosedürlerinden dolayı, literatürde bildirilen 30, 50, 80 μm gibi siman kalınlıklarını geleneksel yöntemlerle elde etmek çok güçtür.¹⁸⁴⁻¹⁸⁶ Elde edilebilir minimum siman kalınlığı 20 μm civarındadır.^{187, 188} Bu film kalınlığı 50, 80, 110 μm olarak artırılabilir.¹⁸⁷ Rezin üreticisinden elde

edilen bilgiye göre (Ivoclar Vivadent, ISO 4040:2000) 50 N'luk simantasyon yükü, 50 μm ' nin altında siman film kalınlığı ile sonuçlanmaktadır.

Bu çalışmada siman kalınlıkları CAD/CAM sistemi yardımıyla oluşturulmuştur. Tam seramik kuronlar klinik simantasyonda parmak basıncıyla yerleştirilip, okluzyonda bekletildiği için ¹⁴⁹ bu çalışmada da tam seramik kuronlar güdüklere parmak basıncıyla yerleştirilip; polimerizasyon sırasında 40 N' luk statik yük altında bekletilmiştir.

CEREC 3 sistemiyle 30 μm siman aralığında hazırlanmış CAD/CAM feldspatik kuronların ortalama kırılma dayanım değerini 407.7 N olarak bulunmuştur. ¹²⁵

Bu çalışmada ise 30 μm siman aralığına sahip CAD/CAM feldspatik kuronların ortalama kırılma direnci 801.79 N olarak bulunmuştur. Ortalamalarda oluşan farklılıkların farklı materyal ve cihazların kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Kurtoğlu ve ark. ¹²⁷ siman kalınlığının 70 μm ' ye çıktığında maksimum temel stresin düştüğünü; 30 μm ve 50 μm arasında önemli farklılığın gözlenmediğini belirtmişlerdir. Bu nedenle siman kalınlığının maksimum temel stress üzerinde minimal seviyede etkisinin olduğunu bildirmişlerdir.

Bu minimal etki siman ve dentinin elastisite modülüsüne bağlı olabilir. Simanın stresleri dentine iletmesinde; simanın elastisite modülüsü, kalınlığı, kor ve destek materyallerinin önemli bir rol oynadığı bildirilmiştir. ^{182, 183} Ayrıca en yüksek temel stres değeri 30 μm siman kalınlığında elde edilmiştir. Simantasyon yüzeyinde maksimum stresin ortaya çıktığı yeri klinik olarak göstermek zor olduğundan tam seramik restorasyonlarda siman kalınlığı için 50 μm ' nin gerçek seçim olabileceğini belirtmişlerdir. ¹²⁷

Seramik kuronların üretimindeki hatalar ve uygun olmayan diş preparasyonu, diş ve kuron restorasyonu arasındaki aralığın arzu edilenden farklı olmasına sebep

olmaktadır. Oluşan fazla boşluk ise geleneksel adeziv simanlarla doldurulmaktadır.¹⁶¹ Rekow ve Thompson¹⁸⁹ çalışmalarında siman kalınlığının 20-200 µm arasında değişebileceğini bildirmişlerdir. Ancak zayıf bağlantıdan kaynaklanan dezavantajları elimine etmek için, hekim ve teknisyenin mümkün olduğu kadar ince siman tabakası oluşturmaya gayret etmesi gerektiği ifade edilmiştir.¹⁶¹

Salazar Morocho ve ark.¹⁹⁰ ≤ 150 , 70-150 ve >150 µm olarak belirledikleri siman aralıklarının, seramiğin dayanıklılığı üzerine etkisinin istatistiksel olarak önemli olmadığını ifade etmişlerdir.

Tuntiprawon ve Wilson,¹⁹¹ jaket kuronların siman aralıklarını değiştirerek (1. gruba bir tabaka platin folyo, 2. gruba iki tabaka die spacer ve 3. gruba dört tabaka die spicer uygulama) kırılma direncine olan etkisini incelemişler, gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulmuşlar ve siman aralığı 70 µm' nin üzerine çıktığı zaman, kırılma direncinin belirgin şekilde azaldığını belirtmişlerdir.

Liu ve ark.¹⁶¹ çalışmalarından iki sonuç elde etmişlerdir. Birincisi; restore edilen kuronun stresini minimize etmek için 90 µm civarında siman kalınlığının optimum siman kalınlığı olabileceği, ikincisi ise; yükleme koşullarının etkisi incelendiğinde siman kalınlığının tam seramiklerin devamlılığını sürdürmesinde çok önemli bir faktör olmadığı sonucudur. Yani aşırı yükleme koşullarında simandaki makaslama stresi, desimantasyona sebep olacak ve kuron restorasyonunda başarısızlığa yol açacaktır. Sonuç olarak optimal siman kalınlığının 90 µm olduğu ve tam seramik kuronlarda stres seviyesini azaltılabileceğini ancak yükleme koşulları ve siman modülüsünün etkisi ile karşılaştırıldığında kor ve veneerdeki gerilmelerde ikinci derecede önemlilik arz ettiğini belirtilmiştir. Ayrıca siman tabakasının deformasyon süresince oluşan mekanik enerjiyi tamamen absorbe edemezse, kuron içindeki stresin artacağı ifade edilmiştir.^{161, 192}

Çinko fosfat simanla yapıştırılan makinada işlenebilir cam seramik örneklerin kırılma direncinin siman aralığına bağlı olmadığı belirtilirken, siman aralığının 300 µm veya daha fazla olduğu durumlarda kompozit rezin simanla yapıştırılan örneklerin kırılma direncinde önemli derecede bir azalma meydana geldiği ve bunun istatistiksel olarak önemli olduğu belirtilmiştir. Sonuç olarak makinada işlenebilir cam seramiklerin kırılma direncinin siman film kalınlığından etkilenmediği ifade edilmiştir.¹⁴⁶

Bunun aksine Dong ve ark.¹⁹³ ise simantasyon kalınlığının makinada işlenebilir seramiklerin kırılma tokluğunu etkilediğini ve bu nedenle CAD/CAM restorasyonlar için mümkün olduğunca ince film kalınlığı oluşturulması gerektiğini belirtmişlerdir.

CAD/CAM seramik kuronların başarısızlık yüklerine siman kalınlığının ve simantasyonun etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ve fiziksel test ile incelenmesi sonucunda, başarısızlık yüklerinin siman kalınlığı ve bağlanma durumuna göre değiştiği belirtilmiştir. 50 µm siman aralığı olan simante edilmiş kuronların kırılma yükü 673.5 N bulunurken, simante edilmeyen kuronların kırılma yükü 308.25 N olarak bulunmuştur. 50 µm siman aralığı olan simante kuronlar, simante edilmeyen kuronlara göre en az iki kat daha çok yüke dayanmıştır. 500 µm siman aralığına sahip simante edilen ve simante edilmeyen kuronların kırılma direnci arasında ise fark görülmemiştir.¹²⁸

Ai ve Nagai¹⁹⁴ 20, 100 ve 200 µm olarak belirledikleri adeziv tabakasının kalınlıklarının kırılma tokluğu üzerine etkisini incelemişler, kırılma tokluğunun 100 ve 200 µm’ de benzer olduğunu, 20 µm’ de ise biraz azaldığını belirtmişlerdir.

Prakki ve ark.¹⁹⁵ rezin siman kullanarak dentine simante ettikleri 1 ve 2 mm kalınlığındaki seramik plakalar için siman kalınlıklarını 100, 200 ve 300 µm olarak belirlemişler ve simante edilmeyen seramik plakaları kontrol grubu olarak kullanmışlardır. 1mm kalınlığındaki plakalar için ortalama kırılma yükleri; kontrol grubu için 26 N, 100 µm siman kalınlığında simante edilen plakalar için 743 N, 200 µm

siman kalınlığı için 865 N, 300 µm siman kalınlığı için 982 N olarak bulmuşlardır. 2 mm kalınlığındaki plakalar için ortalama kırılma yükleri; kontrol grubu için 214 N, 100 µm siman kalınlığında simante edilen plakalar için 1096 N, 200 µm siman kalınlığı için 1067 N, 300 µm siman kalınlığı için 1351 N olarak bulmuşlardır. 1 mm kalınlığındaki seramik plakalar için; test grupları kontrol grubundan, 100 µm siman aralığına sahip grup ise 300 µm siman aralığına sahip gruptan istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0.001$). 2 mm kalınlığındaki plakalar için; farklı siman kalınlıkları arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Sonuç olarak 1 mm kalınlığındaki seramik plakalarda siman aralığı arttıkça, kırılma direnci de artmıştır. 2 mm kalınlığındaki plakalarda siman aralığı kırılma direncini etkilememiştir.

Bu çalışmada, siman aralıklarındaki değişimin (30 µm, 90 µm ve 150 µm) kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak etkili olmadığı görülmüştür.

In vitro testlerde oral ortamın termik, biyolojik ve fizyolojik durumunu taklit etmek ve bağlantının yaşlandırılması açısından, örnekler 23 ± 2^0 C lik oda ısısında hazırlandıktan sonra test öncesi suda ya da yapay tükürükte bekletilebilir veya ısıl çevirim işlemine tabi tutulabilir. ^{149, 151, 154, 196}

Bu çalışmada örnekler; simantasyondan 1 saat sonra, distile su içerisinde 37^0C ' de 1 hafta bekletilmek üzere etüve konulmuştur, daha sonra kırılma testi yapılmıştır.

Kırılma testlerinin uygulaması sırasında test cihazının yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı, dayanıklılık artar ve hatalı veriler elde edilebilir. Bu nedenle yükleme hızı çok düşük olmalıdır. ¹⁹⁷ Araştırmacılar yükleme hızının 0,5-1 mm/dak olmasının sonuçları etkilemediğini, 1 mm/dak' dan yüksek olan yükleme hızının hatalı sonuçlara sebebiyet vereceğini bildirmişlerdir. ¹⁴⁶⁻¹⁴⁸

Bilimsel sonuçların ışığında bu çalışmada yükleme kuvveti 1 mm/dk başlık hızı ile uygulanmıştır.

CAD/CAM Lityum disilikat (IPS e.max CAD), lösit (IPS Empres CAD), feldspatik (Cerec Blocs) ve rezin nano seramik (3M ESPE Lava Ultimate ve VITA Enamic) kuronların kırılma direnci yönünden kar  şılaştırıldığı bu çalışmada; lityum disilikat kuronlar diğer kuron materyallerine göre oldukça yüksek kırılma direnci değerini göstermiştir. ($p<0.001$) Ancak 30, 90 ve 150 μm ' lik siman aralıklarındaki değerimin ise kırılma direncine etki etmediğerini g  r  lm  ştir.

Bu çalışmanın sınırları içerisinde elde edilen bulgular doğerultusunda; Kuron materyalleri ve siman aralığının CAD/CAM monolitik kuronlarda kırılma direnci üzerine etkili olabileceğerini yönünde oluşturulan hipotezin ilk kısmı kabul edilirken, siman aralıklarının etkili olacağerını hipotezi reddedilmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı siman aralıklarında hazırlanan CAD/CAM monolitik kuronların kırılma direncinin değerlendirildiği bu çalışmanın sonuçları şöyle bulunmuştur:

1. Güdük materyalini belirlemek için yapılan pilot çalışmada; dentin güdükler üzerine simante edilen CAD/CAM kuronların, epoksi rezin güdükler üzerine simante edilen CAD/CAM kuronlara yakın kırılma direnci gösterdiği; Ni-Cr güdükler üzerine simante edilen CAD/CAM monolitik kuronların ise diğerlerine göre daha yüksek kırılma direnci gösterdiği belirlenmiştir. Fakat bu fark istatistiksel olarak önemli değildir. ($p>0.05$)

2. Kullanılan materyallerin kırılma dirençleri sırasıyla; lityum disilikat kuronlar (IPS e.max CAD) > rezin nano seramik kuronlar (Vita Enamic > 3M ESPE Lava Ultimate) > feldspatik kuronlar (CEREC blocs) > lösit kuronlar (IPS Empress CAD) olarak belirlenmiştir. En yüksek kırılma direnci değerleri lityum disilikat kuronlarda bulunmuştur. ($p<0.001$)

3) 30, 90 ve 150 μm olarak belirlenen siman aralıklarının kırılma direncine etkisi benzer bulunmuştur. ($p>0.001$)

4) Kontrol grubu olarak kullanılan doğal dişler; lityum disilikat kuronlardan sonra en yüksek kırılma direnci değerleri göstermiştir.

Bir tam seramik restorasyonun başarısı; hastaya bağlı faktörler, restorasyonun maruz kaldığı yükler, restorasyonun şekli, kullanılan materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlı olduğundan ayrıca, ağız ortamındaki birçok etkeni deney düzeneğine yansıtabilmek tam olarak mümkün olmadığından elde edilen kırılma direnci değerlerinin değişebileceğini düşünmekteyiz. Bu nedenlerden

dolayı deneysel çalışmaların devam etmesi ve klinik çalışmalarla desteklenmesi onerilebilir.

Çeşitli çalışmalarda kontrol grubu olarak doğal dişler kullanıldığı gibi, günümüzde halen yaygın olarak kullanılmakta olan metal-seramik restorasyonlar da kullanılabilir. CAD/CAM monolitik kuronların kırılma dirençleri altın standart olarak kabul edilen bu restorasyonlarla da karşılaştırılabilir.

Ayrıca 150-300  m ve daha geniş siman aralığında hazırlanan CAD/CAM monolitik kuronların kırılma direncini araştıran çalışmalar yapılabilir.

KAYNAKLAR

1. McLean JW. *Perspectives in dental ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics*. Chicago (IL), Quintessence Publishing Co., Inc, 1983:13-40
2. Marcusson JA. Contact allergies to nickel sulfate, gold sodium thiosulfate and palladium chloride in patients claiming side-effects from dental alloy components. *Contact Dermatitis*, 1996, 34: 320-323.
3. Shillingburg HT. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3rd ed. Chicago, Quintessence Publishing Co.,1997.
4. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM--fillings of the future? *International Journal of Dentistry*, 1997, 47: 247-258.
5. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 1999, 2: 9-35.
6. Ural Ç. Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in-vitro olarak değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi*. Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2006.
7. Pallesen U, van Dijken JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *European Journal of Oral Sciences*, 2000, 108: 239-246.
8. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dental Materials Journal*, 2009, 25: 63-71.

9. Akoğlu B. Seramik laminalarda kırılma direncinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD. Doktora tezi, İstanbul, Marmara Üniversitesi , 2005.
10. McCormick J, Rowland W, Shillingburg H, Jr., Duncanson M, Jr. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence International*, 1993, 24: 405-408.
11. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 538-542.
12. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 83: 362-366.
13. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 2004, 24: 149-162
14. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Material*, 2000, 16: 226-233.
15. Venkatachalam B, Goldstein GR, Pines MS, Hittelman EL. Ceramic Pressed to Metal Versus Feldspathic Porcelain Fused to Metal: A Comparative Study of Bond Strength. *International Journal of Prosthodontics*, 2009, 22: 94-100.
16. Schweitzer DM, Goldstein GR, Ricci JL, Silva NR, Hittelman EL. Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *Journal of Prosthodontics*, 2005, 14: 239-247.
17. Goldin EB, Boyd NW, 3rd, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 93: 143-147.

18. Grossman DG. Cast glass ceramics. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 725-739.
19. Meyenberg KH. Modified porcelain-fused-to-metal restorations and porcelain laminates for anterior aesthetics. *Practical Periodontics & Aesthetic Dentistry*, 1995, 7: 33-44.
20. Gozneli R. Metal üzerine preslenebilir seramik restorasyonlar ve klinik uygulaması: olgu sunumu. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2012, 15: 55-62.
21. Heymann HO. Resin-retained fixed partial dentures: The acrylic denture-tooth pontic. *General dentistry*, 1984, 32: 113-117.
22. Scheer B, Silverstone LM. Replacement of missing anterior teeth by etch retained bridges. *Journal of the International Association of Dentistry for Children*, 1975, 6: 17-19.
23. Hondrum SO. A review of the strenght properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 859-865.
24. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 61-66.
25. Toman M. Preslenbilir Tüm Seramik Kuronların Marjinal Uyumu ve Mikrosızıntısının İn vitro ve İn vivo Olarak Araştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İzmir, Ege Üniversitesi, 2004.
26. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 136-143.
27. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: 531-544.

28. Usanmaz G. Copy-Milling Sistemiyle Hazırlanmış Üç Üniteli İki Farklı Materyaldeki Tam Seramik Köprülerin Marjinal Uyumlarının Fırınlama Aşamalarında Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez (Diş) Programı. Doktora tezi, Ankara, Hacettepe Üniversitesi, 2005.
29. McLean, J.W. *The Science and Art of Dental Ceramics*, Vol II, Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo, Quintessence Publishing Co. Inc., 1980.
30. Akın, E. *Diş Hekimliğinde Porselen*, 2. Baskı, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul, 1983.
31. Öztaş, D.D.: Porselen Jaket Kron Yapımında Uygulanan Çeşitli Kor Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin Araştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara, 1990.
32. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993:25-54.
33. Coşkun A. Farklı metal desteksiz porselen sistemlerinin kenar uyumu ve mikrosızıntıya etkisi ve eğilme dayanıklılıklarının incelenmesi. Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sivas, 2002.
34. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 83: 396-401.
35. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 86: 495-510.
36. Craig R. Restorative Dental Materials. 10th ed. Baskı. St. Louis: Mosby, 1997.

37. Demiröz SS. Dentine Bağlanmanın Tam Seramik Malzemenin Mukavemeti Üzerine Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Çokurova Üniversitesi, Adana, 2006.
38. Çağlar A. Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-Distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara, 2003.
39. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 98: 389-404.
40. Küçük BE, Kunt GE. Lityum Disilikat Seramikler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012, 3: 123-131.
41. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association*, 1997, 128: 297-307.
42. Hobo S, Iwata T. Castable apatite ceramics--development and clinical application--
1. *Shikai Tenbo*, 1985, 66: 817-824.
43. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996, 75: 18-32.
44. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence international*, 2002, 33: 503-510.
45. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15: 339-346

46. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B. Tam Porselen Sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005, 22:49-60.
47. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 1996, 7: 134-143.
48. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2000, 10: 79-88
49. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *International Journal of Prosthodontics*, 1989, 2: 13-26.
50. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 329-338.
51. Gökçe SH. In-Ceram Core (kor) Destekli Porselen Kronlarda Core Tasarımının Dayanıklılığa Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 1999.
52. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*, 1992, 36: 765-782.
53. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 1996, 9: 30-37.
54. Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. *Quintessence International*, 1996, 27: 115-121.
55. Wohlwend A. The Empress Technique. *Quintessenz der Zahntechnik*, 1990, 16: 966-978.
56. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. *Journal of Dentistry*, 1997, 25: 91-95.

57. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 374-380.
58. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *The International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13: 468-472.
59. IPS Empress 2. Instruction for use. 2003.
60. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*, 2001, 17: 21-33.
61. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 2000, 28: 529-535.
62. IPS e.max Press. Research and Development Scientific Service. 2005.
63. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 514-522.
64. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *Journal of the American Dental Association*, 2010, 141: 10S-4S.
65. Bayramoğlu E, Özkan Y. Cam seramik restorasyonlar ve zirkonya alt yapıli seramik restorasyonların karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012, 6: 110-123.
66. Toksavul S, Artunç C, Yılmaz G. *Tüm Seramik Kuronlar*. Bornova, İzmir, Meta Basım, 2002: 3-4.

67. Oktay GH. Tüm seramik sistemler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2003, 24: 11-16.
68. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 859-865.
69. Sjogren G, Lantto R, Granberg A, Sundstrom BO, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*, 1999, 12: 122-128.
70. Taşveren SA, Özdemir AK. Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005, 8: 128-132.
71. Gilboe DB, Teteruck WR. Fundamentals of extracoronar tooth preparation. Part I. Retention and resistance form. 1974. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 94: 105-107.
72. O'Brein WJ. *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc., 2002.
73. Antenucci EL. CAD/CAM. *Inside Dentistry*, 2006, volume 2
74. Duret F, Blouin JL, Duret B. Cad-Cam in Dentistry. *Journal of the American Dental Association*, 1988, 117: 715-720.
75. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 2002, 46: 405-426
76. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *Journal of the American Dental Association*, 1989, 118: 703-707.
77. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of the American Dental Association*, 2001, 132: 1301-1303.

78. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 97: 389-394.
79. Withowski S. CAD-CAM in dental technology. *Quintessence of Dental Technology*, 2005, 28: 169-184.
80. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD-CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008, 32: 58-72.
81. Aykent F, İlbay S. İnley ve onley restorasyonların Cerec sistemi ile tek seansta uygulanması. *Diş Hekimliğinde Klinik*, 1993, 6: 122-126.
82. Baysal B. Diş hekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim. *Dentalife*, 2007: 18-22.
83. Çelik G. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2013, 16: 74-82.
84. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 2008, 204: 505-511.
85. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 557-562.
86. Siervo S, Pampalone A, Valenti G, Bandettini B, Siervo R. Porcelain CAD-CAM veneers. Some new uses explored. *Journal of the American Dental Association*, 1992, 123: 63-67.
87. Karaalioğlu OF, Yeşil Duymuş Z. Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008, 18: 25-32.

88. Şahin E, Özcan N. Diş Hekimliğinde CAD/CAM. *Dental Tribune Türkiye Baskısı*: 14-15.
89. Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WT. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. *Journal of the California Dental Association*, 1998, 26: 130-136.
90. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffeiner O, Meredith HR, Foser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Practical Periodontics & Aesthetic Dentistry*, 1999, 11: 95-106
91. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dental Materials*, 1991, 7: 118-123.
92. Sorensen JA, Munksgaard EC. Ceramic inlay movement during polymerization of resin luting cements. *European Journal of Oral Sciences*, 1995, 103: 186-189.
93. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 7S-13S.
94. Bilkhair VA. Fatigue behaviour and failure modes of monolithic CAD/CAM hybrid-ceramic and all-ceramic posterior crown restorations. Der Medizinischen Fakultät der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i. Br., 2013.
95. Sim C, Ibbetson R. Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *International Journal of Prosthodontics*, 1993, 6: 36-42.
96. Suh PS, Johnson R, White SN. Fit of veneers made by CAD-CAM and platinum foil methods. *Operative Dentistry*, 1997, 22: 121-127.
97. Galhano GA, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2012, 23: 575-579.

98. Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence International*, 1995, 26: 757-763.
99. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2000, 20: 151-161.
100. Sezer O. CAD-CAM sistemleriyle hazırlanan tüm seramikler. Protetik Diş Tedavisi, Bitirme Tezi. Ege Üniversitesi, İzmir, 2012.
101. Koçak A. Cercon Zirconia Sistemi ile Yapılan Posterior Sabit Protezlerin Uzun Dönem Klinik Başarılarının İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, İstanbul, 2006.
102. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 261-267.
103. Garg AK. Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty? *Dent Implantol Update*, 2008, 19: 1-4.
104. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *Journal of the American Dental Association*, 2010, 2: 5S-9S.
105. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *Journal of the American Dental Association*, 1996, 127: 1171-1181.
106. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15: 122-128.

107. Crispin BJ. Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations. *Dental Clinics of North America*, 1992, 36: 797-807.
108. Qualtrough AJ, Piddock V. Dental ceramics: what's new? *Dental Update*, 2002, 29: 25-33.
109. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. Tam seramik restorasyonlar. *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi*, 2004, 2: 32-37.
110. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 2009, 28: 44-56.
111. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 14S-21S.
112. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 551-556.
113. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11: 602-609.
114. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 1999, 12: 28-37.
115. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. The C. V. Mosby Company, 2001:697-706
116. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*, 2007, 51: 453-471
117. Koroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Geleneksel Ve Adeziv Dental Simanlar Hakkında Bir Derleme Çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012, 22: 205-216

118. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 66: 187-192.
119. White SN, Furuichi R, Kyomen SM. Microleakage through dentin after crown cementation. *Journal of Endodontics*, 1995, 21: 9-12.
120. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 277-282.
121. Nalbant AD. Döküm kuron ile diş arasındaki siman film kalınlığının değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, 2002, 19: 23-27.
122. Neiva G, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *International Journal of Esthetic Dentistry*, 1998, 10: 60-66.
123. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 82: 468-475.
124. Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1. *The International Journal of Prosthodontics*, 1990, 3: 159-168.
125. Shahrabaf S, van Noort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dental Materials Journal*, 2014, 30: 234-241.
126. Mormann WH, Bindl A, Luthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11: 333-339.

127. Kurtoglu C, Uysal H, Mamedov A. Influence of layer thickness on stress distribution in ceramic-cement-dentin multilayer systems. *Dental Materials Journal*, 2008, 27: 626-632.
128. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dental Materials Journal*, 2012, 28: 99-109.
129. Bayindir F, Uzun İ. Tam Seramik Kuron Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007, 2: 33-42.
130. Broek D. *The Practical Use of Fracture Mechanics*. Kluwer Academic Publishers, 1989: 425-428.
131. Özer Z. Seramik Bazlı Çok Katmanlı Sistemlerin Fiziko-Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi. Fizik A.D., Çukurova Üniversitesi, Adana, 2011.
132. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 88: 170-175.
133. Sadighpour L, Geramipناه F, Raeesi B. In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Journal of Dentistry*, Tehran University of Medical Sciences, 2006, 3: 143-152.
134. 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. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 2002, 10: 15-22.
135. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 652-661.

136. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996, 75: 602-608.
137. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine Bağlanma ve Değerlendirme Metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011, 4: 49-56.
138. Piconi C, Maccauro G. *Zirconia as a ceramic biomaterial*. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
139. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson P, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *Journal of Prosthodontics*, 2008, 17: 370-377.
140. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL, Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 2001, 17: 165-169.
141. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 1996, 9: 434-439.
142. Carter JM, Al-Mudafar J, Sorensen SE. Adherence of a nickel-chromium alloy and porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1979, 41: 167-172.
143. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 62: 536-541.
144. Sakaguchi RL, Cross M, Douglas WH. A simple model of crack propagation in dental restorations. *Dental Materials*, 1992, 8: 131-136.
145. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 268-274.
146. Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dental Materials Journal*, 1994, 10: 172-177.

147. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *The International Journal of Prosthodontics*, 1993, 6: 462-467.
148. Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{IC}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dental Materials*, 1999, 15: 342-348.
149. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006, 95: 117-123.
150. Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials Journal*, 2006, 22: 29-36.
151. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 247-252.
152. Hulterstrom AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1993, 51: 229-234.
153. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1999, 26: 582-593.
154. Yucel M, Yondem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clinical Oral Investigations*, 2012, 16: 1105-1110.
155. Chen H, Hickel R, Setcos J, Kunzelmann K. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 82: 468-475.

156. Sakoguchi K, Minami H, Suzuki S, Tanaka T. Evaluation of fracture resistance of indirect composite resin crowns by cyclic impact test: influence of crown and abutment materials. *Dental Materials Journal*, 2013, 32: 433-440.
157. Madani D. Fracture Resistance of Non-Metallic Molar Crowns Manufactured with CEREC 3D. Graduate Department of Biomaterials. Faculty of Dentistry University of Toronto, 2010.
158. Ohlmann B, Gruber R, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2008, 100: 211-219.
159. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 2001, 14: 504-509.
160. Doyle MG, Munoz CA, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 2. *The International Journal of Prosthodontics*, 1990, 3: 241-248.
161. Liu B, Lu C, Wu Y, Zhang X, Arola D, Zhang D. The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontics*, 2011, 20: 35-44.
162. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *Journal of Dentistry*, 2007, 35: 68-73.
163. John HH, Jr. Comparisons of the fit of CAD/CAM restorations using three imaging surfaces. *Quintessence International*, 1995, 26: 145-147.
164. Martin N, Jedyakiewicz NM. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dental Materials*, 2000, 16: 68-74.

165. Akkuş Özgüneş G. Farklı Cad/Cam Sistemleriyle Hazırlanan Kuron Protezlerinde Kenar Uyumunun İncelenmesi. Protetik Diş Tedavisi, Kuron Köprü Protezi Programı. İstanbul Üniversitesi, İstanbul, 2008.
166. Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 1990, 3: 430-440.
167. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014, 111: 310-317.
168. Clausen JO, Abou Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dental Materials Journal*, 2010, 26: 533-538.
169. Della Bona A, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dental Materials*, 2004, 20: 956-962.
170. Waltimo A, Kononen M. Bite force on single as opposed to all maxillary front teeth. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 1994, 102: 372-375.
171. De Boever JA, McCall WD, Jr., Holden S, Ash MM, Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1978, 40: 326-333.
172. Probster L. Survival rate of In-Ceram restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 1993, 6: 259-263.
173. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *Journal of Dental Research*, 1999, 78: 1336-44.

174. Korber KH, Ludwig K, Huber K. Experimental study of the mechanical strength of bridge frameworks for metalloceramics. *Das Deutsche ZahnArzteblatt*, 1982, 91: 50, 53-61.
175. Tyan BP, R.; Giordano, R. Fatigue of cad/cam milled crowns, IADR, 2002
176. Çöttert SD, M.; Ekmekçi, E. Adeziv tüm seramik restorasyonlarda klinik başarıyı etkileyen faktörlerin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Araştırma Projesi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. 2003.
177. Clark MT, Richards MW, Meiers JC. Seating accuracy and fracture strength of vented and nonvented ceramic crowns luted with three cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 74: 18-24.
178. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 86: 511-519.
179. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *The International Journal of Prosthodontics*, 1995, 8: 413-420.
180. Ariel J. Contemporary materials and technologies for All-ceramic Fixed Partial Dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 557-562.
181. Saraçoğlu A, Cura C, Çotert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2004, 3: 790-797.
182. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *Journal of Prosthodontics*, 2000, 9: 201-209.

183. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of cement on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 82-90.
184. Siadat H, Alikhasi M, Mirfazaelian A, Zade MM. Scanning electron microscope evaluation of vertical and horizontal discrepancy in cast copings for single-tooth implant-supported prostheses. *Implant Dentistry*, 2008, 17: 299-308.
185. Dixon DL, Breeding LC, Lilly KR. Use of luting agents with an implant system: Part II. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 68: 885-90.
186. Vermilyea SG, Kuffler MJ, Tamura JJ. Casting accuracy of base metal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1983, 50: 651-653.
187. Kyrios DM, Duke ES, Windeler AS. Glass-ionomer cement film thickness and working time. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 62: 533-536.
188. Hembree JH, Jr., George TA, Hembree ME. Film thickness of cements beneath complete crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1978, 39: 533-535.
189. Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2007, 18: 47-56.
190. Salazar Marocho SM, de Melo RM, Macedo LG, Valandro LF, Bottino MA. Strength of a feldspar ceramic according to the thickness and polymerization mode of the resin cement coating. *Dental Materials Journal*, 2011, 30: 323-329.
191. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J*, 1995, 40: 17-21.
192. Brukl CE, Philp GK. The fit of molded all-ceramic, twin foil, and conventional ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1987, 58: 408-413.

193. Dong YT, Wang XY, Gao XJ. Effect of cementation on fracture toughness of chair-side CAD/CAM ceramic. *Journal of Peking University*, 2012, 44: 299-302.
194. Ai H, Nagai M. Effect of the adhesive layer thickness on the fracture toughness of dental adhesive resins. *Dental Materials Journal*, 2000, 19: 153-163.
195. Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, Goncalves SE, Mondelli RF, Pereira JC. Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. *Journal of Prosthodontics*, 2007, 16: 172-178.
196. Yildiz C, Vanlioglu B, Evren B, Uludamar A, Ozkan Y. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dental Materials Journal*, 2013, 32: 42-47.
197. Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT. The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *International Journal of Prosthodontics*, 1996, 9: 563-571.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Nurdan POLAT SAĞSÖZ
Doğum tarihi: 26.06.1986
Doğum yeri: Erzurum
Medeni hali:
Uyruğu: T.C.
Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Tel: 534 661 92 21
Faks:
E-mail:
Eğitim
Lise: Erzurum İbrahim Hakkı Fen Lisesi
Lisans: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Yüksek Lisans:
Doktora: Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK KURUL İZİN FORMU

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

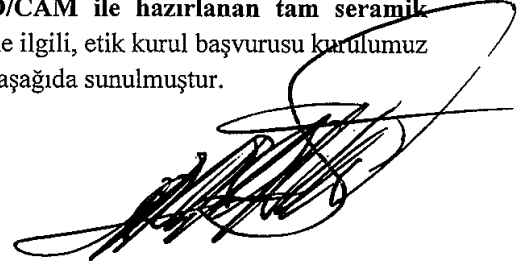
Sayı : 10

27 / 09 / 2013

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

26.09.2013 tarih/245 sayılı yazınız ekinde gönderilen, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'nun danışmanlığında Dt. Nurdan POLAT SAĞSÖZ'ün Doktora Tezi **“Preslenebilir ve CAD/CAM ile hazırlanan tam seramik kuronlarda kırılma direncinin değerlendirilmesi”** ile ilgili, etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.



Prof. Dr. Abubekir HARORLI

Etik Kurul Başkanı

KARAR No: 17/2013. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığının 26. 09. 2013 tarih/245 sayılı yazısı ve ekleri okunarak kurul üyelerinin bilgisine sunuldu.

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'nun danışmanlığında Dt. Nurdan POLAT SAĞSÖZ'ün Doktora Tezi **“Preslenebilir ve CAD/CAM ile hazırlanan tam seramik kuronlarda kırılma direncinin değerlendirilmesi”** ile ilgili, etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelendi.

Yapılan görüşmeler sonucunda; Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik” hükümlerine bağlı kalınarak yapılacak çalışmanın etik kurallara uygun olduğu kanaatine varıldı (katılanların oy birliği ile-Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU oylamaya katılmadı).

Prof. Dr. Abubekir HARORLI

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Prof. Dr. Y. Ziya BAYINDIR

Yrd. Doç. Dr. Ali KIKI