



**FARKLI MATERYALLERDEN HAZIRLANAN
MONOLİTİK KURONLARIN MARJİNAL
UYUM VE KIRILMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ**

Dt. Cansu Ayser ALOSMAN
Protetik Diş Tedavisi Programı

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

Uzmanlık Tezi-2023

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI MATERYALLERDEN HAZIRLANAN MONOLİTİK
KURONLARIN MARJİNAL UYUM VE KIRILMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ**

Dt. Cansu Ayser ALOSMAN

**Protetik Diş Tedavisi Programı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL**

RİZE-2023

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XI
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.2. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi	3
2.3. Dental Seramiklerin Yapısı	4
2.3.1. Feldspar.....	5
2.3.2. Kuartz	5
2.3.3. Kaolin	5
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	5
2.4.1. Cam Matriks Seramikler.....	6
2.4.1.1. Feldspatik Seramikler.....	6
2.4.1.2. Sentetik Seramikler	6
2.4.1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikler	7
2.4.2. Polikristalin Seramikler	7
2.4.3. Rezin Matriks Seramikler	7
2.5. Tam Seramik Restorasyonlar	8
2.5.1. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları	8
2.5.2. Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları	8
2.5.3. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları	9
2.5.4. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları	9
2.6. Zirkonyum	10
2.6.1. Zirkonyanın Yapısı.....	10
2.6.2. Monolitik Zirkonya	11
2.6.3. Monolitik Zirkonyanın Avantajları	11
2.6.4. Monolitik Zirkonyanın Dezavantajları.....	12
2.7. CAD/CAM Sistemleri	12
2.7.1. CAD/CAM Sistemlerinin Tarihsel Gelişimi	12

2.7.2. CAD/CAM Sistemlerin Avantajları	13
2.7.3. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları.....	13
2.7.4. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller.....	14
2.7.4.1. Feldspatik Seramik Bloklar.....	14
2.7.4.2. Lössle Güçlendirilmiş Seramik Bloklar	15
2.7.4.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramik Bloklar	15
2.8. Marjinal Uyum	16
2.8.1. Marjinal Uyumun İncelenme Yöntemleri.....	16
2.8.1.1. Sondla ve Radyografi ile İnceleme	17
2.8.1.2. Direkt Güdük Üzerinden Ölçüm Yöntemi	17
2.8.1.3. Silikon Replika Yöntemi.....	18
2.8.1.4. Reçine Replika Yöntemi	18
2.8.1.5. Kesit Alarak Ölçüm Yöntemi	18
2.8.1.6. Bilgisayarlı Mikrotomografi (Micro-CT) Yöntemi.....	19
2.8.1.7. Üç Boyutlu Yüzey Tarama ile Ölçüm Yöntemi	19
2.9. Dental Simanlar	19
2.9.1. Rezin Simanlar.....	19
2.10. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	20
2.10.1. Suda Bekletme	20
2.10.2. Termal Yaşlandırma.....	21
2.10.3. Hava Koşulları Döngüsü.....	22
2.10.4. Mekanik Yükleme.....	22
2.11. Taramalı Elektron Mikroskobu	22
2.12. Tam Seramik Sistemlerde Uygulanan Kırılma Dayanımı Testleri	23
2.12.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Testler	23
2.12.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Testler	23
3. MATERYAL ve METOD	24
3.1. Çalışma Modelinin Hazırlanması	24
3.2. Kuronların Hazırlanması	25
3.2.1. Feldspatik Kuronların Hazırlanması	25
3.2.2. Lityum Disilikat Kuronların Hazırlanması	26
3.2.3. Zirkonya Kuronların Hazırlanması	28
3.3. Kuronların Marjinal Uyumlarının Değerlendirilmesi	29
3.4. Kuronların Simantasyon İşlemi	30
3.5. Yaşlandırma İşleminin Uygulanması.....	31
3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi	32
3.7. Kırılma Dayanımı Testinin Uygulanması	32

3.8. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	33
4. BULGULAR.....	34
4.1. Simantasyon İşleminde Önce ve Sonra Kuronların Marjinal Uyumlarının Değerlendirilmesi	34
4.2. Yaşlandırma İşleminde Önce ve Sonra Kuronların Marjinal Uyumlarının Değerlendirilmesi	38
4.3. Kuronların Marjinal Uyumlarının SEM ile Değerlendirilmesi	41
4.4. Kuronların Kırılma Dayanımı Verilerinin Değerlendirilmesi	43
5. TARTIŞMA	48
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	63
KAYNAKLAR	65
EKLER	74
EK 1. ÖZGEÇMİŞ	74

TEŞEKKÜR

Tez sürecimde danışman hocam olmasından dolayı kendimi şanslı hissettiğim, ailemden uzak kaldığım uzmanlık eğitimim süresince her zaman desteğini hissettiğim, bilgi ve deneyimleriyle hayatıma ışık tutan saygıdeğer hocam Prof. Dr. Zeynep YEŞİL'e,

Uzmanlık eğitimime her anlamda katkıda bulunan anabilim dalımızın değerli öğretim üyeleri Sayın Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR'a, Doç. Dr. Murat ALKURT'a,

Bu tez çalışmasını TDH-2022-1329 proje numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum çalışma arkadaşlarıma,

Hayatımda her mutluluğumu paylaştığım, karşılaştığım her zorlukta desteklerini sonuna kadar hissettiğim bir tanecik ailem; annem Ayten DEMİR'e, babam Ahmet DEMİR'e ve başarılarıyla gurur duyduğum kardeşim Uğurcan DEMİR'e,

Tanıdığım günden beri mutluluk kaynağım olan, hayatı paylaşmaktan keyif aldığım sevgili eşim Doğancan ALOSMAN'a teşekkürlerimi sunarım.

Cansu Ayser ALOSMAN

ÖZET

FARKLI MATERYALLERDEN HAZIRLANAN MONOLİTİK KURONLARIN MARJİNAL UYUM VE KIRILMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışma, üç farklı materyalden hazırlanan monolitik kuronların marjinal uyum ile kırılma dayanımlarına simantasyon ve yaşlandırma işlemlerinin etkisinin incelenmesi amacıyla yapıldı.

Materyal ve Metod: Çalışmada kullanılan kesilmiş üst birinci küçük azı dişini temsil eden metal güdük, 5 mm kuron boyu ve 6° taper açısında 1 mm chamfer basamak ile anatomik oklüzal yüzeyli olarak Computer Numerical Control (CNC) torna tezgahında hazırlandı. Metal güdükten geleneksel yöntemle alınan ölçülerden toplam 48 adet epoksi rezin güdük elde edildi. Hazırlanan epoksi rezin güdükler rastgele olarak üç gruba ayrıldı (n=16) ve numaralandı. Daha sonra farklı monolitik materyallerden (feldspatik porselen; VITABLOCS Mark II, lityum disilikat; IPS e.max CAD, zirkonya; Zolid FX) kuronlar üretildi. Hazırlanan kuronların simantasyon öncesi marjinal uyumları stereomikroskop kullanılarak değerlendirildi ve tüm kuronlar adeziv rezin siman ile simante edildi. Simantasyon işleminden sonra marjinal uyum ölçümleri tekrarlandı. Her gruptan örneklerin yarısı (n=8) 24 saat süre ile 37°C’de distile su içerisinde bekletildi. Kalan örneklerle, 5°C ve 55°C su bulunan yaşlandırma cihazında 20 saniye bekletme süresi ile 5000 defa yaşlandırma işlemi uygulandı ve örneklerin marjinal uyumları tekrar değerlendirildi. Tüm örnekler çekme-sıkıştırma cihazında kırılma testine tabii tutuldu. Elde edilen veriler, megapascal (MPa) olarak kaydedildi. İstatiksel analiz için Jamovi 2.2.5 programı kullanıldı. Marjinal uyum tekrarlı ölçümler varyans analizi, kırılma dayanımı kovaryans analizi ile değerlendirildi.

Bulgular: Kullanılan materyal çeşidinin, simantasyon ve yaşlandırma işleminin marjinal uyum üzerinde etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlendi. Yaşlandırma işleminin kırılma dayanımını feldspatik kuronlar hariç olumsuz olarak etkilediği saptandı.

Sonuç: Tüm materyallerin marjinal uyum ve kırılma dayanım değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu sonucuna varıldı.

Anahtar Sözcükler: Monolitik materyaller, marjinal uyum, kırılma dayanımı, simantasyon işlemi, yaşlandırma işlemi.

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE MARGINAL FIT AND FRACTURE STRENGTH OF MONOLITHIC CROWNS MADE FROM DIFFERENT MATERIALS

Aim: This study was carried out to examine the effects of cementation and aging on the marginal fit and fracture strength of monolithic crowns fabricated from three different materials.

Material and Method: The steel die representing the upper first premolar used in the study was prepared on a Computer Numerical Control (CNC) lathe with an anatomical occlusal surface with a 5 mm crown length and a 1 mm chamfer line at 6° taper angle. 48 epoxy resin dies were obtained from the impression taken from the steel die with the conventional impression method. The prepared epoxy resin dies were randomly divided into three groups (n=16) and numbered. Then crowns were fabricated from different monolithic materials (feldspathic porcelain; VITABLOCS Mark II, lithium disilicate; IPS e.max CAD, zirconia; Zolid FX). The marginal fit of the prepared crowns was evaluated using a stereomicroscope before cementation and all crowns were cemented with adhesive resin cement. After cementation, marginal fit measurements were repeated. Half of the samples (n=8) from each group were kept in distilled water at 37°C for 24 hours. The remaining specimens were aged 5000 times with a 20-second holding time in an aging device with 5°C and 55°C water, and the marginal adaptation of the samples was re-evaluated. All specimens were subjected to the fracture test in a tensile-compression device. The data obtained were recorded in megapascal (MPa). Jamovi 2.2.5 program was used for statistical analysis. Marginal fit was evaluated with repeated measures analysis of variance and fracture strength with analysis of covariance.

Results: It was determined that the effect of the type of material used, cementation and aging process on the marginal fit were statistically significant. It was determined that the aging process affected the fracture strength negatively, except for feldspathic crowns.

Conclusion: It was found that the marginal fit and fracture strength values of all materials tested were within clinically acceptable limits.

Keywords: Monolithic materials, aging process, cementation process, fracture strength, marginal fit.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
(SiO ₄) ⁻⁴	: Tetrahedral
°C	: Derece santigrat
µm	: Mikrometre
Al	: Alüminyum
Al ₂ O ₃	: Alüminyum Oksit
Al ₂ O ₃ -2SiO ₂ -2HO	: Kaolin
Ca	: Kalsiyum
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CaO	: Kalsiyum Oksit
CEO ₂	: Selenyum Oksit
cm ³	: Santimetreküp
CNC	: Computer Numerical Control
GPa	: Gigapascal
ISO	: International Organization for Standardization
K	: Potasyum
K ₂ Al ₂ Si ₈ O ₁₆	: Feldspar
Li	: Lityum
Li ₂ Si ₂ O ₃	: Lityum Metasilikat
Mg	: Magnezyum
MgO	: Magnezyum Oksit
Mikro-CT	: Bilgisayarlı Mikrotomografi
mm	: Milimetre
MPa	: Mega Paskal
N	: Newton
n	: Örnek Sayısı
Na	: Sodyum
Na ₂ O	: Sodyum Oksit
Na ₂ O ₂ Al ₂ O ₃ 6SiO ₂	: Sodyum Alümina Silikat
O	: Oksijen
P	: Fosfor

Q-Q	: Quantile-Quantile
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
Si⁺4	: Silisyum
SiO₂	: Silisyum Dioksit
Ti	: Titanyum
UV	: Ultraviole
ZiO₂	: Zirkonyum Oksit
ZOE	: Çinko oksit öjenol
Zr	: Zirkonyum
ZrO₂	: Zirkonyum Dioksit
ZrSiO₄	: Zirkonyum Silikat

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırması	6
Şekil 2.2. Holmes ve ark. göre uyumsuzluk terminolojisi	17
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan metal güdük	24
Şekil 3.2. Hazırlanan epoksi rezin güdükler	25
Şekil 3.3. Feldspatik kuronların tasarım ve üretimi	26
Şekil 3.4. Hazırlanan feldspatik kuronlar	26
Şekil 3.5. Lityum disilikat kuronların üretim aşaması	27
Şekil 3.6. Lityum disilikat kuronların sinterizasyon aşaması	27
Şekil 3.7. Hazırlanan lityum disilikat kuronlar	27
Şekil 3.8. Zirkonya kuronların dijital tasarım aşaması	28
Şekil 3.9. Sinterizasyon işleminden önce zirkonya kuronlar	28
Şekil 3.10. Hazırlanan zirkonya kuronlar	28
Şekil 3.11. Marjinal uyumun değerlendirilmesi	29
Şekil 3.12. Simantasyon işleminden önce marjinal uyumun stereomikroskopta değerlendirilmesi	30
Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan siman	30
Şekil 3.14. Simantasyon işleminden sonra marjinal uyumun stereomikroskopta değerlendirilmesi	30
Şekil 3.15. Yaşlandırma işlemi uygulanan cihaz	31
Şekil 3.16. Yaşlandırma işleminden sonra marjinal uyumun stereomikroskopta değerlendirilmesi	31
Şekil 3.17. Çalışmada kullanılan SEM cihazı	32
Şekil 3.18. Instron Universal test cihazında kuvvet uygulanması	33
Şekil 4.1. Marjinal uyum verilerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği	34

Şekil 4.2. Materyallerin simantasyon işleminden önce ve sonra marjinal uyumlarının grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	36
Şekil 4.3. Materyallerin simantasyon işleminden önce marjinal uyumlarının grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	37
Şekil 4.4. Materyal tipinden bağımsız olarak, simantasyon işleminden önce ve sonra marjinal uyumun grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	38
Şekil 4.5. Yaşlandırma işleminden önce ve sonra marjinal uyum verilerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği.....	38
Şekil 4.6. Materyallerinin marjinal uyumunun grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	40
Şekil 4.7. Materyal tipinden bağımsız olarak, marjinal uyumun grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında).....	41
Şekil 4.8. Feldspatik kuronların; simantasyon işleminden önce (a), sonra (b) ve yaşlandırma işleminden sonra (c) SEM görüntüleri.....	41
Şekil 4.9. Lityum disilikat kuronların; simantasyon işleminden önce (a), sonra (b) ve yaşlandırma işleminden sonra (c) SEM görüntüleri.....	42
Şekil 4.10. Zirkonya kuronların; simantasyon işleminden önce (a), sonra (b) ve yaşlandırma işleminden sonra (c) SEM görüntüleri.....	42
Şekil 4.11. Kırılma dayanımı verilerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği	43
Şekil 4.12. Yaşlandırma işleminden bağımsız olarak, kırılma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	45
Şekil 4.13. Materyal tipinden bağımsız olarak, kırılma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	46
Şekil 4.14. Materyallerinin kırılma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında).....	47

TABLÖLER DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik materyaller	25
Tablo 4.1. Marjinal uyum değerlerinin tekrarlanmış ölçümler için varyans analiz sonuçları.....	34
Tablo 4.2. Marjinal uyum (μm) verilerinin ortalama, standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları	35
Tablo 4.3. Materyallerin simantasyon işleminden önce marjinal uyumlarının Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları	36
Tablo 4.4. Materyalden bağımsız olarak marjinal uyum verilerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları	37
Tablo 4.5. Yaşlandırma işleminden önce ve sonra marjinal uyum değerlerinin tekrarlanmış ölçümler için varyans analiz sonuçları	39
Tablo 4.6. Kullanılan materyallerin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları	39
Tablo 4.7. Materyal tipinden bağımsız olarak, marjinal uyum verilerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları	40
Tablo 4.8. Kırılma dayanım (MPa) değerlerinin varyans analiz sonuçları.....	43
Tablo 4.9. Kırılma dayanımı (MPa) değerlerinin ortalama ($n=8$), standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları	44
Tablo 4.10. Yaşlandırma işleminden bağımsız olarak, materyallerinin kırılma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	45
Tablo 4.11. Materyal tipinden bağımsız olarak, yaşlandırma işlemi uygulanan ve kontrol grubundaki kuronların kırılma dayanım (MPa) verilerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları	46

1. GİRİŞ

Dış hekimliğinde, gelişen teknoloji ve artan estetik beklentilerin karşılanabilmesi için tam seramik restorasyonlara olan ilgi her geçen gün artmaktadır. Uzun yıllardır rutin olarak kullanılan metal alt yapılı sabit protezlerde, alerjik reaksiyonlar ve marjinal kenarda estetik olmayan görüntüler oluşabilmektedir. Bu sebeple hem anterior hem de posterior bölgedeki restorasyonlarda kullanılabilen metal desteksiz tam porselen restorasyonlar yaygın olarak tercih edilmeye başlanmıştır.¹ Tam seramik restorasyonlar, estetik ve biyolojik başarılarına rağmen, kırılğan yapıdadırlar. Yapılan çalışmalarla, bu sistemlerin kırılma dayanımları arttırılmaya çalışılmıştır.²

Dijital ölçü ve tasarım yöntemlerinin kullanılması ile birlikte konvansiyonel yöntemlerde karşılaşılan kontaminasyon riski, ölçü hataları ve tedavi süresinin uzun olması gibi sorunlar elimine edilmiştir.³ Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) sistemlerinin geliştirilmesiyle, birbirinden farklı içeriğe sahip bloklar kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemlerinde feldspatik seramik içerikli bloklar ilk olarak kullanılmıştır. Estetik özelliklerinin çok iyi olmasına karşın mekanik özelliklerin zayıf olması feldspatik seramiklerin kullanım alanlarını kısıtlamıştır. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler üretilerek mekanik özellikler geliştirilmiştir. Monolitik zirkonya, son yıllarda protetik diş tedavisi alanında sıklıkla kullanılan yeni jenerasyon bir tam seramik materyaldir. Vener porselen uygulanmadan tek bir malzeme ile kuron veya köprüler hazırlanabildiğinden zirkonya alt yapılı kuronlarda meydana gelen bağlantı problemleri, monolitik zirkonya restorasyonlar ile aşılmıştır.⁴

Hastaların protetik tedavilerinden öncelikli beklentileri estetik iken; hekimler için restorasyonların marjinal uyumları ve ağız ortamındaki kuvvetlere karşı dayanımları gibi faktörler önemlidir. Shillingburg ve ark.⁵ tarafından oral kavitede uzun ömürlü bir sabit restorasyon yapabilmek için, restorasyonun bitiş çizgisi ve preparasyonun sınırının

birbirine sıkıca adapte olması gerektiği vurgulanmıştır. Yetersiz marjinal uyum, simanın zamanla çözünmesine, mikrosızıntıya ve bu bölgede plak retansiyonuna sebep olabilmektedir.⁶

Yapılan araştırmalarda dijital olarak üretilen kuronlardaki marjinal uyumun, geleneksel yöntemlerle elde edilen kuronlardan daha iyi olduğu bulunmuştur.⁷ Bu sebeple çalışmada kullanılan farklı materyallerden hazırlanan kuronların hepsi dijital yöntemle üretilmiştir.

Bu çalışmanın amacı; farklı materyallerden hazırlanan monolitik esaslı kuronların marjinal uyum ile kırılma dayanımlarına simantasyon ve yaşlandırma işlemlerinin etkisini incelemektir.

Çalışmanın H0 hipotezi; değişik materyallerin marjinal uyum ve kırılma dayanımlarının farklı olacağı, H1 hipotezi; simantasyon işleminden sonra marjinal uyumun bozulacağı, H2 hipotezi; yaşlandırma işleminden sonra marjinal uyum ve kırılma dayanımının olumsuz etkileneceği şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik kelimesi, çömlekçilik anlamına gelen Yunanca ‘keramikos’ kelimesinden köken almıştır.⁸ Seramikler inorganik yapılı, metal olmayan minerallerin yüksek ısıda fırınlanması ile açığa çıkan katı nesnelerdir.⁹

Diş hekimliğinde seramikler, oksijenin (O), alüminyum (Al), zirkonyum (Zr), sodyum (Na), kalsiyum (Ca), magnezyum (Mg), lityum (Li), fosfor (P), titanyum (Ti) ve potasyum (K) gibi metalik veya yarı metalik elementler ile oluşturduğu bileşikler içeren metalik olmayan yapılardır.¹⁰ Porselen ise kaolin, kuartz ve feldspatın belirli oranlarda karıştırılarak yüksek sıcaklıkta fırınlanmasıyla elde edilen seramik materyaldir.¹¹ Porselen kelimesi İtalyancada istiridye kabuklarının iç yüzeyindeki beyaz kıvrımlar anlamına gelen ‘porcella’ ve ufak deniz kabuğu anlamına gelen ‘porcellana’ kelimelerinden köken almıştır.¹²

2.2. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Seramik materyalinden, M.Ö 10000’li yıllardan bu yana; balıkçı-avcı-toplayıcı uygarlıklar yaşam tarzlarını sürdürebilmek ve temel ihtiyaçlarını karşılamak için yararlanmışlardır.¹³ Diş hekimliğinde ilk defa 18. yüzyılın başlarında, Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından total protezlerde yapay diş olarak porselen kullanılmıştır.¹⁴ İtalyan diş hekimi Fonzi tarafından, 1808 yılında “terro-metalik” diye adlandırılan tek üye porselen diş üretilmiştir. Bu dişler, platin pin veya çerçeve kullanılarak kaide plağına sabitlenmiş, ancak kırılabilirlik, renk ve opasite sorunları yaşanmıştır.¹⁵ Porseleni sabit protezlerde etkin olarak kullanmaya başlayan Dr. Charles Land olmuş ve 1889 yılında jaket kuranın patentini almış, 1895 yılında ise porselen kuranları üretmek için kullanılan platin folyo tekniğini geliştirmiştir. Tam seramik kuranlar, alüminanın dental porselene

ilave edilerek güçlendirilmesine kadar geçen sürede yaygın bir kullanım alanı bulamamışlardır.¹⁶

Porselen protezlerin geliştirilmesi estetik ve oral hijyen açısından diş hekimliğinde yeni bir dönemin başlangıcı olmuştur.¹⁴ Weinstein tarafından 1962 yılında altın alaşımlar üzerine potasyum oksit içeren seramik tozları uygulanarak metal destekli dental seramik restorasyonlar üretilmiştir.¹³ Mc Lean ve Hughes 1965 yılında porselene %40 oranında alümina ekleyerek, günümüzde kullanılan metal desteksiz porselenleri üretmişlerdir.¹⁷ O'Brien 1983 yılında, geleneksel alüminöz seramikten daha dayanıklı olan magnezya kor materyalini geliştirmiştir.¹⁸

Dicor tarafından 1984 yılında camın kontrollü kristalizasyonu sağlanmış ve bu sistem sayesinde ilk dökülebilir cam seramik üretilmiştir.¹⁷ Slip-cast yöntemiyle alüminyum oksit içeriği %90'a çıkartılan ve bu sayede daha dayanıklı hale gelen In-Ceram sistemi 1989 yılında piyasaya sunulmuştur.¹⁹ Daha sonra bu sisteme %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilerek mekanik özellikleri geliştirmiş ve In-Ceram Zirkonya materyali elde edilmiştir.²⁰ Hacimce %34 lösit içeren preslenebilir bir cam seramik olan IPS Empress 1990'ların başında piyasaya sunulmuştur. Hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içeren ve kırılma dayanımı IPS Empress'in iki katından fazla olan preslenebilir bir cam seramik olan IPS Empress II 1990'ların sonunda üretilmiştir.²¹

2.3. Dental Seramiklerin Yapısı

Bileşim açısından dental seramikler, eşya yapımında kullanılan seramiklerden oldukça farklıdır. Dental seramiklere kil çok az oranda ya da hiç katılmaz.²² Dental seramiklerin bileşiminde, merkezde silisyum (Si^{+4}) ve ona bağlı olan dört oksijen (O^-) atomu bulunur. Silisyum tetrahedral (SiO_4)⁻⁴ yapısındadır. Silisyum tetrahedral molekülü seramiğin çekirdeğini oluşturur. Dental seramikler temel olarak feldspar, kuartz ve kaolinden oluşur.¹³ Bunlara ilave olarak ara oksitler, cam modifiye ediciler, renk

pigmentleri, akışkanlar, opaklaştırıcı veya floresans özellik veren çeşitli ajanlar ilave edilmiştir.²³

2.3.1. Feldspar

Feldspar potasyum alüminyum silikat ($K_2OAl_2O_26SiO_2$) ve sodyum alümina silikat ($Na_2O_2Al_2O_26SiO_2$)’dan oluşur. Porselene %75-80 oranında ilave edilerek, ana bileşeni oluşturur. 1250°C’den 1500°C’ ye kadar fırınlandığında kuartz ve kaolini sararak cam matriksi oluşturur. Dental porselene translusensi özelliği kazandırır.²⁴

2.3.2. Kuartz

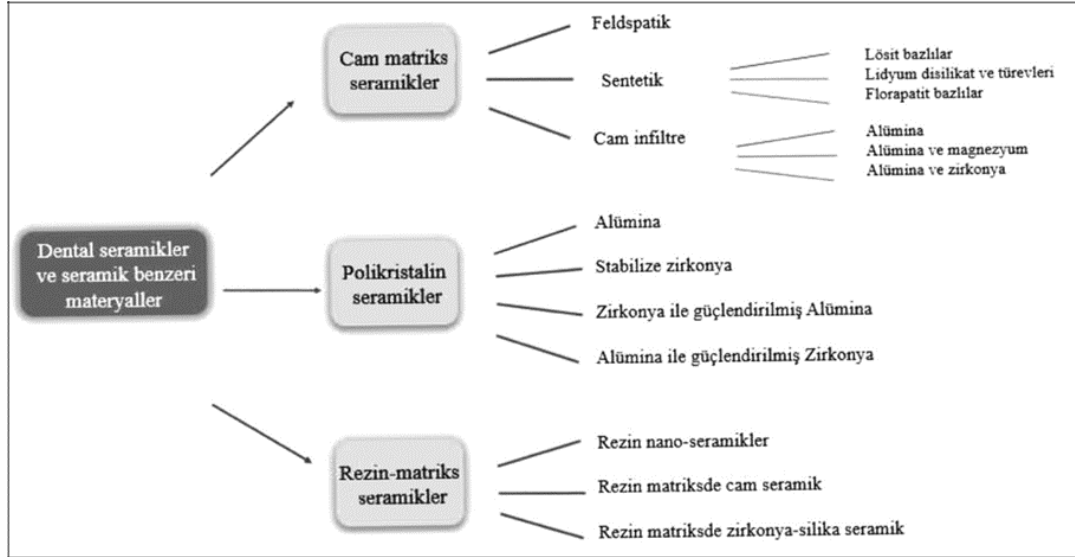
Kuartz, silika (SiO_2) yapısında olup, erime ısısı (1700 °C) yüksektir. Dental porselenin bileşiminde %10-%30 oranında bulunur, doldurucu görevi yapar. Fırınlanma sırasında porselenin büzülmesini engelleyerek porselene dayanıklılık ve stabilite sağlar.²⁵

2.3.3. Kaolin

Kaolin volkanik kaynaklardan elde edilen bir tür kil olup $Al_2O_3-2SiO_2-2HO$ formülüne sahiptir ve alüminyum hidrat silikat olarak adlandırılır. Opaklık verdiği için dental seramiklerde az miktarda (%1-5) kullanılır. Bağlayıcı görevi görerek porselenin şekil almasını sağlar.²⁶

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramiklerin; içerikleri, üretim teknikleri, pişirme ısıları, mikroyapıları, translusensleri, kırılma dayanımları ve aşındırıcılıkları gibi farklı özelliklerine göre yapılan sınıflandırmaları bulunmaktadır.²⁷ Polikristalin seramiklerin kullanımının artması ve hibrit seramiklerin tanıtılmasıyla yeni bir sınıflandırmaya ihtiyaç duyulmuştur. Amerikan Diş Hekimleri Birliği’ne göre seramik-benzeri özellikleri olan bu materyaller de seramikler sınıfında yer alması gerekir. Gracis ve ark.²⁸ tarafından 2015 yılında seramikler üç grup altında sınıflandırmış olup, bu en güncel sınıflandırmadır (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırması²⁸

2.4.1. Cam Matriks Seramikler

2.4.1.1. Feldspatik Seramikler

Kil/kaolen, kuartz ve doğal feldspat (sodyum ve potasyum) olarak, üç ana maddeden oluşan geleneksel tip seramiklerdir.²⁹ Feldspat esaslı camların biyouyumluluğu ve estetik özellikleri oldukça iyi olup porselene şeffaflık verir.¹⁸ Potasyum feldspar ($K_2Al_2Si_8O_{16}$) lösit kristallerini oluşturur.²⁸ Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olmak üzere üç farklı tipi bulunur. Dikromatik, polikromatik ve monokromatik blokların yetersiz kaldığı durumlarda estetik özellikleri geliştirmek için üretilmişlerdir.³⁰

2.4.1.2. Sentetik Seramikler

Sentetik seramikler; lösit, lityum disilikat ve fluorapatit içerikli olmak üzere üç farklı gruba ayrılırlar. Doğal kaynaklar, ham materyaller ve bunların varyasyonlarına daha az bağımlı olmak amacıyla üretilmişlerdir. Kompozisyonları üretici firmalara göre farklılık gösterebilmekle birlikte hepsi temelde silisyum dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içerirler.²⁸

2.4.1.3. Cam İnfiltre Seramikler

Alt yapı seramiği olarak alüminyum oksit kullanılan bu seramiklerde hazırlanan alt yapı kimyasal içeriğine göre; alumina (In-Ceram Alumina, Vita), alumina ile güçlendirilmiş magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita) ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya (In-Ceram Zirconia, Vita) olmak üzere üç farklı şekilde bulunurlar.²⁸

2.4.2. Polikristalin Seramikler

Camsı faz içermeyen polikristalin seramiklerin kristal yapısı ince grenli olup yoğun bir dizilim gösterir. Bu sayede kırılmaya karşı dayanımları artmış olmakla birlikte, estetik açıdan daha az translusenstirler. Cam faz içermedikleri için hidroflorik asitle pürüzlendirilmeleri zordur, daha uzun süre ya da daha yüksek sıcaklıkta asit uygulanması gerekir. İçeriklerine göre; alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya olmak üzere dört gruba ayrılırlar.²⁸

2.4.3. Rezin Matriks Seramikler

Rezin matriks sistemler yüksek oranda seramik partikülleri ile doldurulmuş bir organik matriks içerirler. Üretici firmaların bu seramikleri geliştirmesi birçok avantaj sağlamıştır. Geleneksel seramikler ile karşılaştırıldıklarında, dentine daha yakın bir esneklik katsayısına sahiptirler. Frezelenme işlemleri cam matriks seramikler ve polikristalin seramiklere oranla daha kolaydır. Gerekli olduğu durumlarda kompozitler ile tamir edilebilirler. Bu seramikler inorganik bileşimlerine göre; rezin nanoseramik, rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik ve rezin matriks içinde zirkonya - silika seramik olmak üzere üç farklı gruba ayrılırlar.²⁸

2.5. Tam Seramik Restorasyonlar

Yapılan restorasyonlarda komşu dişler ile renk uyumu aranmaktadır. Bunun sağlanabilmesi için restorasyonların ışık geçirgenliğinin ve yansımalarının doğal dişlere benzer olması gerekir. Doğal dişler, ışığın geçişine izin verecek şekilde daha saydam yapıdadırlar. Metal destekli porselen kuronlar ise sadece ışığın yansımaya olanak verirler. Bu estetik dezavantaj, tamamı seramik olan ve ışık geçişine izin veren restorasyonlar kullanılarak aşılmıştır.³¹

2.5.1. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları

- Estetik beklentinin yüksek olduğu ve yeterli interoklüzal mesafenin bulunduğu vakalarda.
- Aşınma, kırılma, çürük veya renklenme olan dişlerde.
- Anterior bölgede kuron, köprü ve lamina vener restorasyonlarda.
- Posterior bölgede onley, inley, tek kuron ve en fazla üç üyeli köprülerde kullanılabilirler.³²⁻³⁴

2.5.2. Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

- Preparasyon sonrası interoklüzal mesafenin 1 mm'den az olduğu vakalarda.
- Restorasyonla düzeltilmesi mümkün olmayan maloklüzyonu olan vakalarda veya brüksizm vakalarında.
- Önceki restorasyonda basamaksız kesim yapılan dişlerde.
- Derin kapanış ve ileri itimin artmış olduğu vakalarda.
- Preparasyon sonrası retansiyonun az olacağı kuron boyunun çok kısa ve periodontal desteği yetersiz olan dişlerde tam seramik restorasyonlar kullanılmamalıdır.³²

2.5.3. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları²⁴

- Seramikler, restoratif materyaller içinde biyouyumluluk özellikleriyle ön plana çıkar ve plak oluşumuna karşı en dirençli materyallerdir.

- Tam seramik restorasyonlar ışığı yansıtma özellikleriyle doğal diş görünümüne daha yakın estetik sonuçlar sağlarlar. Diş kesiminin diğer bölgelere oranla daha az yapıldığı servikal bölgede metal destekli seramik restorasyonlarda renk problemi yaşanabilir. Yetersiz yapılan diş kesimlerinde alttaki metal yansımaları engellemek için opak veya mine porseleni ile maskelemek gerekir. Bunun sonucunda metal destekli restorasyonlarda daha kalın veneder seramiğı kullanılır, dolayısıyla restorasyon aşırı konturlu olur. Tam seramiklerde ise restorasyonun aşırı konturlu olma ihtimali daha azdır.

- Periodontal dokularla uyumludur.
- Homojen yapıdadır.
- Radyoopasiteleri düşük olduğundan, radyografik kontrollerde çürük kolayca tespit edilebilir.

- Isı iletkenliğı düşüktür.
- Aşınmaya karşı dirençlidir.
- Diş minesi ile benzer ısısal genişleme katsayısına sahiptir.

2.5.4. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları²⁴

- Kırılabilirliğı fazladır.
- Gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksızdır.
- Kullanım alanlarında sınırlamalar vardır, posterior bölgede ve köprülerde kullanımı her çeşidinde mümkün değildir. Parafonksiyonları olan bireylerde kullanımı uygun değildir.

- Maliyeti yüksektir.

2.6. Zirkonyum

Zirkonyum ismi Arapça altın rengi anlamına gelen zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden oluşan Zargon sözcüğünden türetilmiştir. Zirkonyum bir geçiş metalidir. Sembolü Zr' dir. Atom numarası 40, atom ağırlığı 91.22, yoğunluğu 6.49 g/cm³, erime noktası 2128 K (1855 °C veya 3371 °F) ve kaynama noktası 4682 K (4409 °C veya 7968 °F) dir.³⁵ Periyodik tablonun 5. Periyodunda 4B grubuna ait oldukça aktif bir elementtir. Bu nedenle doğada saf halde değil, bileşikler halinde bulunur.

En bilinen iki bileşiği zirkonyum silikat (ZrSiO₄) ve zirkonyum dioksit (ZrO₂)' tir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkon, zirkonyum dioksitin diğer adları ise zirkonya ve baddeleyittir.³⁶ Zirkonyum dioksit (ZrO₂) 1789 yılında Alman kimyager olan Martin Heinrich Klaproth tarafından keşfedilmiştir.³⁷ Zirkonya hava ile temas eden yüzeylerinde oluşan oksit tabakası sayesinde korozyona karşı daha dirençlidir.³⁸ Zirkonya biyomedikal alanda ilk defa 1969 yılında Christel ve ark.³⁹ tarafından kalça protezlerinde kullanılmıştır. Zirkonya yüksek biyouyumluluğa sahiptir, doku reaksiyonu yaratmaz. Yüzeyinin pürüzsüz olması plak tutulumunu engeller ve dişeti dokusu için uygun bir yüzey sağlar.⁴⁰

2.6.1. Zirkonyanın Yapısı

Zirkonya polimorf özellik gösterir ve doğada üç farklı fazda bulunabilir. Bu fazlar;⁴¹

- Monoklinik faz (m): Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan zirkonya, 1170 °C'ye kadar bu fazda stabil kalır.
- Tetragonal faz (t):Zirkonyanın 1170 °C ve 2370 °C arasında bulunduğu fazdır.
- Kübik faz (k): Zirkonyanın 2370 °C ile 2680 °C arasında bulunduğu fazdır.

Sinterleme işleminden sonra soğuma gerçekleşirken zirkonyanın kristal yapısı tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşür. Bu dönüşüm %4-5 oranında bir hacim artışına ve iç yapıda strese neden olur. Kontrolsüz gerçekleşen bu faz değişimi saf zirkonya içerisinde çatlaklar oluşturur ve yapı kırılgan bir hal alır. Bu hacim artışı kontrol altına alınarak materyalin

tetragonal fazda stabil kalması istenir. Çünkü; tetragonal fazdaki zirkonyanın mekanik özellikleri daha gelişmiştir.³⁶ Oda sıcaklığında stabil olabilmesi için tetragonal faz taneciklerine; kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), itriyum oksit ve selenyum oksit (CeO₂) gibi çeşitli metal oksitler ilave edilmiştir.³⁸

2.6.2. Monolitik Zirkonya

Zirkonya altyapılı kuronların dayanımlarının yüksek olmasına karşın bazı teknik ve biyolojik sorunlar meydana gelebilmektedir. En sık rastlanan sorun zirkonya altyapı ile porselen üst yapı arasında meydana gelen kopma ve kırılmadır.⁴² Yaşanan bu sorunlardan dolayı venter porselenine ihtiyaç duyulmadan tek bir materyalden restorasyonların üretilmesinin yolları aranmış ve CAD/CAM sistemleri ile üretilen monolitik kuronlar piyasaya sürülmüştür.⁴³

Yunancada tek anlamına gelen ‘mono’ ve taş anlamına gelen ‘lithos’ kelimelerinden köken alan monolitik terimi ‘tektaş’ anlamına gelmekte olup, tek materyalle restorasyonun tamamının yapıldığını ifade etmek için kullanılır.⁴⁴

2.6.3. Monolitik Zirkonyanın Avantajları⁴⁵⁻⁴⁷

- Kullanılacak olan materyalin kalınlığı feldspatik porselenle yapılan restorasyonlara göre daha azdır. Bu sayede daha az diş preparasyonu yapılarak, diş dokusunun korunması sağlanır.
- Üretimi CAD/CAM sistemleri ile yapılmaktadır. Bu sayede üretim basamakları azaltılmış ve teknik hassasiyet gerektiren laboratuvar aşamaları en aza indirilmiştir.
- Yüksek biyouyumluluğa sahiptir ve yapılarında gözenek bulunmaz. Antagonist dişte oluşturduğu aşınma diğer zirkonya restorasyonlara oranla minimumdur.
- Kırılma dirençlerinin yüksek olması nedeniyle interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda, restorasyonlar 0.3-0.5 mm’ ye kadar ince hazırlanabilir.

2.6.4. Monolitik Zirkonyanın Dezavantajları⁴⁷

- CAD/CAM sistemlerinin üretim teknikleri, zirkonya blokları ve frez maliyetleri nedeniyle geleneksel seramik restorasyonlara göre daha maliyetlidir.
- Ağız içinde uyumlanmaları geleneksel porselenlerden hem daha zor hem de zaman alıcıdır.
- Kırıldığında tamirleri mümkün olmayabilir.
- Renklendirilebilmelerine rağmen estetik olarak tabakalama ile hazırlanmış bir viner kuron kadar iyi değildir.

2.7. CAD/CAM Sistemleri

Günümüzde otomobil, uzay, iletişim, elektronik gibi birçok alanda CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemlerinde üretim; tarama ile verilerin elde edilmesi, restorasyonun tasarlanması ve restorasyonun üretimi olmak üzere üç aşamadan oluşur. Veriler elde edilirken tarayıcılar, restorasyonlar tasarlanırken bilgisayar yazılımları, üretim yapılırken freze cihazları kullanılır.⁴⁸

2.7.1. CAD/CAM Sistemlerinin Tarihsel Gelişimi

Dr. Duret tarafından CAD/ CAM sistemleri ile ilk dental restorasyon 1983 yılında üretilmiştir. Tek üyeli restorasyonlar tasarlanmış, fakat yaygın kullanımı oluşmamıştır.⁴⁹ İlerleyen yıllarda, İsviçre’de Marco Brandestini ve Werner Mörmann CEREC sistemini geliştirmişlerdir. Bu sistem ile ilk kez hasta başında veriler toplanmış ve kısa sürede üretim yapılmış, CAD/CAM teknolojisinin yaygın kullanım alanı bulması sağlanmıştır. İlk zamanlar yalnızca inley ve onley restorasyonların üretiminde kullanılırken günümüzde hassasiyeti yüksek frezeleme cihazları sayesinde kuronlar, köprüler ve lamine restorasyonların yapımında kullanılabilmektedirler.⁵⁰

2.7.2. CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

- Tek seansta restorasyonlar yapılabildiğinden, geçici protez ihtiyacı ortadan kalkmıştır.⁵¹
- Ölçüler geleneksel yöntemler kullanılmadan hasta başında dijital tarama ile alındığından ve üretim geleneksel yöntemlere göre daha hızlı yapılabildiğinden zamandan tasarruf sağlanır.⁵²
- Laboratuvar ücretleri CAD/CAM kullanan kliniklerde azalmıştır.⁵³
- Elde edilen restorasyonlarda hata olma ihtimali geleneksel yöntemlere göre daha azdır.⁵⁴
- CAD yazılımları ile teknisyenlerin restorasyonları ve alt yapıları hazırlama süreleri kısalmıştır. Ayrıca kalitesi önceden belirlenmiş homojen bloklar sayesinde geleneksel yöntemlerde karşılaşılan internal defektler görülmez. Üretim tek seferde yapılabildiği için geleneksel yöntemlerde yaşanabilen tekrar fırınlama işlemleri ve bundan kaynaklanan problemlerin önüne geçilmiştir. Yapılan tasarımlar bilgisayar ortamına kaydedilebilir ve gerektiğinde tekrar kullanılabilir.⁵⁵

2.7.3. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları

- CAD/CAM sistemlerinin yaygın kullanımının önündeki engel, ekipman ve yazılım maliyetlerinin yüksek olmasıdır.⁵⁵
- Pefabrike bloklar kullanıldığı için yapılan restorasyonun renk uyumu geleneksel porselen kadar iyi değildir.
- Hazırlanan basamak sınırının dış etinin altında olduğu durumlarda, tarama yaparken cihazın sınırlarının görüntülenebilmesi ve bilgisayara aktarılması sırasında hatalar oluşabilmektedir.⁵⁴

2.7.4. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller⁵⁶

2.7.4.1. Feldspatik Seramik Bloklar

Diş hekimliğinde inley restorasyonlar için ilk kez kullanılan bloklardır.⁵⁷ Cam matriksi %30-35 oranında, 3-4 µm boyutlarında feldspar parçacıkları içerir. Kırılma dayanımları ortalama 150.00 MPa, elastik modülleri ise 45-63 GPa'dır.⁵⁸

Feldspatik seramik bloklar monokromatik, dikromatik ve polikromatik olmak üzere üç farklı renk özelliğine sahiptir. Monokromatik bloklar tek renk içerir. Dikromatik bloklar ortasında dentine yakın bir renk ve çevresinde translusens bir mine tabakası rengi olmak üzere iki renk içerir. Polikromatik bloklar ikiden fazla renk içermektedir, ışık geçirgenlikleri ve renk doygunlukları oldukça yüksektir. Bu sayede diş dokusunu taklit edebilirler.⁵⁹

Güncel olarak kullanılan feldspatik CAD/CAM seramik bloklar;

- Vita Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); 1985 yılında üretilen, ince grenli ve CEREC sistemi ile kullanılan bir feldspatik bloktur. Geleneksel yöntemlerde kullanılan feldspatik porselen ile aşınma ve dayanım özellikleri benzerlik gösterir. Kırılma dayanımları 120.00 MPa'dır. Vita Mark I bloklardan hazırlanan kuronlarla ilgili Otto ve De Nisco³⁰ tarafından yapılan 10 yıllık prospektif çalışma sonucunda %90.4 gibi yüksek bir başarı oranı belirlenmiştir.

- Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); 1991 yılında CEREC sistemi ile kullanım için üretilmiştir. Vita Mark I'e göre daha ince gren içermektedir. Bu sebeple bükülme dayanımı daha fazladır. Glaze işleminden sonra dayanımı 160.00 MPa'dır. Renk seçenekleri olmakla birlikte tüm blokları monokromatiktir.⁵⁶

- Vita Triluxe, Triluxe Forte, RealLife (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

- CEREC blok (Sirona, Bensheim Almanya)

Feldspatik seramikler; inley, onley, laminate vener, bölümlü kuron ve anterior veya posterior bölgedeki tek kuronlarda kullanılırlar.⁶⁰ İçeriğindeki cam miktarı fazladır bu sebeple hidroflorik asitle pürüzlendirme işlemi etkili bir şekilde yapılabilir. Adeziv simantasyonları oksit seramiklerden daha iyidir.⁶¹

2.7.4.2. Lösitle Güçlendirilmiş Seramik Bloklar

İçeriğinde %68 kuartz ve %18 alüminyum oksit bulunmaktadır. Hacimce %35-40 oranında lösit kristalleri içerir. Işık geçirgenliği ve aşınma miktarı mineye yakındır.⁶² Genleşme katsayılarının cam matriksten fazla olması sebebiyle; lösit kristalleri yapıda oluşabilen çatlakların ilerlemesini önler.⁶³ ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) olmak üzere iki çeşit lösitle güçlendirilmiş CAD/CAM blok bulunmaktadır.

2.7.4.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramik Bloklar

Bu blokların içeriğinde lösit cam seramiklerden daha fazla miktarda kristal bulunmaktadır. Lityum disilikat kristallerinin dayanım ve bükülme dirençleri yüksek olup %70 oranında kristal faz içerirler. Bükülme dayanımı 360.00 MPa'dır.⁶⁴ Lityum disilikatın kırılğan ve zor freze edilebilir yapıda olması nedeniyle CAD/CAM sistemlerinde kullanılan lityum disilikat bloklar parsiyel kristalizasyonla üretilir. Parsiyel kristalizasyondaki yapı lityum metasilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$)' tır. Bu yapı sayesinde kazıma kolay ve hızlı bir şekilde yapılabilir. Elde edilen yapı 850°C'de kristalizasyon işlemine tabi tutulur. Bu şekilde diş renginde ve daha dayanıklı olan lityum disilikata dönüşür.⁶⁵ IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bu tip bloğa örnektir.

Bu gruplar dışında CAD/CAM sistemleriyle; zirkonya ile güçlendirilmiş, lityum disilikat ile güçlendirilmiş, cam infiltre, polikristalin, hibrit, rezin nanoseramik ve rezin matrikse ilave zirkonya-silika içeren seramik bloklar kullanılmaktadır.⁶⁵

2.8. Marjinal Uyum

Literatürde marjinal uyumun farklı tanımlamaları bulunmaktadır. Marjinal uyum; restorasyonun bitim sınırı ile dış yüzeyi arasındaki morfolojik uygunluk olarak tanımlanır. Marjinal uyumun miktarını ölçerken kullanılan referans noktaları ve uyumu tanımlayan terminoloji, farklı araştırmacılara göre değişkenlik göstermektedir.⁶⁶

Restorasyonun oturacağı yüzeyin geometrik formu, aksiyel yüzeylerin eğimi, kullanılan simanın viskozitesi, simantasyon süresi, simantasyon basıncı, day spacer uygulanması ve basamak tipi marjinal uyumu etkileyen faktörlerdir.^{66, 67}

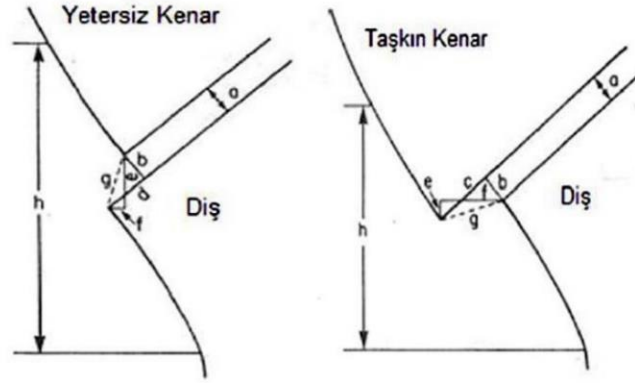
Uzun dönem başarılı bir restorasyon elde etmek için, dikkat edilmesi gereken en önemli faktör restorasyonun marjinal bölgede dış yüzeyi ile sağladığı uyumdur. İdeal marjinal uyum elde edilen restorasyonlarda, daha az periodontal hastalık ve daha az sekonder çürük ile karşılaşmaktadır. Marjinal uyumu iyi olan restorasyonların dayanıklılığı ve mekanik özellikleri de artar.⁶⁸ Marjinal uyumsuzluk olan protetik restorasyonlarda, bu bölgedeki siman ağız sıvılarından etkilenecek zamanla çözünür ve destek dişle arasındaki bağlantı zayıflayarak desimante olur.⁶⁹

2.8.1. Marjinal Uyumun İncelenme Yöntemleri

Literatür incelendiğinde; marjinal uyumun ölçülmesinde ve değerlendirilmesinde standart bir yöntem ve metot olmadığı görülmektedir. Ölçüm noktaları içinde araştırmacılar arasında fikir birliği sağlanamamıştır.⁷⁰ Marjinal uyum değerlendirilirken, en çok tercih edilen yöntem uyumsuzluk miktarının ölçülmesidir. Uyumsuzluk miktarı en sık yatay ve dikey olmak üzere iki düzlemde incelenir. Restorasyonun giriş yoluna paralel yapılan ölçümlerdeki uyumsuzluk “vertikal marjinal uyumsuzluk” giriş yoluna dikey olarak yapılan ölçümlerdeki uyumsuzluk ise “horizontal marjinal uyumsuzluk” olarak tanımlanır. Bu iki uyumsuzluğun açılal kombinasyonu “mutlak marjinal uyumsuzluk” ışı verir. Marjinal aralıktan restorasyonun

dış yüzeyine kadar olan mesafe taşkın kenar, marjinal aralıktan dışın kenar açısına kadar olan mesafe ise eksik kenar olarak tanımlanır (Şekil 2.2).⁶⁶

Marjinal uyum ile ilgili yapılan çalışmalarda 120 mikronun üzerindeki kenar açıklığının klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığı bildirilmiştir.^{66,67,71} Literatürde birçok farklı marjinal uyum inceleme yöntemi bulunmaktadır. Sorensen⁷² bu yöntemleri; sondla ve radyografi ile inceleme, direkt gözlem, kesit alma yöntemi ve silikon replika yöntemi olmak dört ana gruba ayırmıştır. Sondla ve radyografi ile inceleme kalitatif ölçüm yöntemleridir. Daha hassas ölçümler kantitatif yöntemler ile yapılabilmektedir.



Şekil 2.2. Holmes ve ark.⁶⁶ göre uyumsuzluk terminolojisi

(a. İnternal açıklık, b. Marjinal açıklık, c. Taşkın kenar, d. Yetersiz kenar, e. Dikey marjinal açıklık, f. Yatay marjinal açıklık, g. Mutlak marjinal açıklık, h. Oturma uyumsuzluğu)

2.8.1.1. Sondla ve Radyografi ile İnceleme

Ölçeklendirilmiş bir sond yardımıyla, direkt gözlem yoluyla yapılan subjektif bir ölçüm yöntemidir.⁷³

2.8.1.2. Direkt Güdük Üzerinden Ölçüm Yöntemi

Büyütme ve ışık altında ölçüm yapılır. Ölçüm yapan klinisyenin el becerisi ve görme keskinliğinden etkilenir. Kantitatif bir ölçüm yöntemidir.⁷⁴

2.8.1.3. Silikon Replika Yöntemi

Bu yöntemde kuronun içerisine düşük viskoziteli silikon ölçü maddesi uygulanır. Ardından kuron güdüğün üzerine yerleştirilir. Arada kalan silikon ölçü maddesi siman aralığını temsil eder. Ölçü maddesi sertleştikten sonra kuron güdük üzerinden uzaklaştırılır. Kuron içindeki silikon uzaklaştırılmadan önce daha düşük viskoziteli bir silikon ölçü materyali kuronun içine enjekte edilir. Bu şekilde siman aralığını temsil eden silikon ölçü desteklenmiş olur. Elde edilen replikadan kesitler alınır ve bu kesitler mikroskop altında incelenir. Marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi için kullanılabilir.⁷⁵

2.8.1.4. Reçine Replika Yöntemi

Bu yöntemde silikon ölçü materyali ile restorasyonun kole bölgesinin ölçüsü alınır. Alınan silikon ölçünün içerisine karbonize akrilik rezin maddesi dökülür. Elde edilen model restorasyonun kenar bölgesinin reçine replikası olup bu modelden ölçümler yapılır. Işık mikroskobu veya taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile ölçümler yapılabilir. Bu tekniğin en önemli avantajı silindire benzer replikalar elde edildiği için mikroskop altında ölçüm yapılırken rotasyonel hareketlerle çeşitli noktalardan ölçüm yapılabilmesidir. Böylece ara yüz bölgelerinden ölçümler kolay bir şekilde yapılabilir. Dezavantajı ise akrilik rezinde meydana gelebilecek olan boyutsal değişikliklere bağlı oluşabilecek hatalardır.⁷⁶

2.8.1.5. Kesit Alarak Ölçüm Yöntemi

Kesit alarak ölçme tekniğinde, kuron boyayıcı maddelere batırılır. Bu işlem kuron simante edilmeden önce veya sonra yapılabilir. Amaç kuron-diş arasına boyayıcı maddenin sızmasını sağlamaktır. Daha sonra kuron-diş ile birlikte rezine gömülür. Bu yapıdan istenen sayıda kesit elde edilir. Her bir kesitten marjinal uyum ve iç uyum incelenebilir. Araştırmacının kararına göre kesit incelemeleri boyar madde kullanılmadan da yapılabilir. Diğer yöntemlere göre daha az güvenilir bir yöntemdir.⁷⁷

2.8.1.6. Bilgisayarlı Mikrotomografi (Micro-CT) Yöntemi

Bu yöntemde örneklerin iki boyutlu ve üç boyutlu görüntüleri elde edilip, birden fazla noktadan hem marjinal hem de internal uyum ölçümü yapılabilir. Örnekler ölçüm sırasında zarar görmez.⁷⁸ Yöntemin dezavantajı pahalı olması, daha uzun zaman alması ve özel ekipman gerektirmesidir.⁷⁹

2.8.1.7. Üç Boyutlu Yüzey Tarama ile Ölçüm Yöntemi

Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi CAD/CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunluğunda kullanılır. Marjinal uyumu ölçülecek restorasyonun iç yüzeyi ve prepare edilmiş dış yüzeyi üç boyutlu olarak taranır. Elde edilen dijital veriler bilgisayar programında üst üste getirilerek incelenir. Bu yöntemde restorasyona zarar verilmeden marjinal ve internal uyum değerlendirilebilir. Tekniğin güvenilirliği kullanılan sistemin hassasiyetine bağlıdır.⁸⁰

2.9. Dental Simanlar

Simantasyon işlemi sabit protetik restorasyonun dış ile bağlantısını sağlayan ve klinik başarıyı arttıran önemli bir aşamadır.⁸¹ Simanların; içerik, kullanım alanı ve matriks tipi gibi çeşitli sınıflandırmaları bulunmaktadır. O'Brien⁸² tarafından matriks tipine göre simanlar aşağıdaki şekilde sınıflandırılmıştır:

- Fosfat simanlar: Çinko fosfat, silikat, çinko silika fosfat
- Fenolat simanlar: Çinko-oksit-öjenol (ZOE), kalsiyum hidroksit salisilat
- Polikarboksilat simanlar: Çinko-polikarboksilat, cam iyonmer
- Rezin simanlar: Akrilik rezin, adeziv rezin (kompozit rezin) simanlar

2.9.1. Rezin Simanlar

Son yıllarda, diş hekimliğinde estetik beklentilerin daha da artması ile birlikte metal altyapısız tam seramik restorasyonların yapımı artmıştır. Geleneksel simanlar, estetik beklentileri karşılayamamaktadır. Bu sebeple doğal dişe benzer optik özelliklere sahip rezin simanlar geliştirilmiştir.⁸³

Rezin simanların ilk kullanımı 1973 yılında Rochette tarafından gündeme getirilmiştir.⁸⁴ Rezin simanlar yüksek basınç ve gerilme dayanımına sahiptir. Polimerizasyon sertleşmesi gösterirler. Diş ve porselen yüzeyine yüksek bağlanma değerine, farklı renk seçeneklerine ve estetik özelliklere sahiptirler. Diğer simanlara oranla çözünürlükleri daha düşüktür.⁸⁵ Işık geçişine izin veren bir yapıya sahiptirler. Günümüzde en ideal siman grubu olarak kabul edilirler. Ancak rezin simanların kullanımı teknik hassasiyet gerektirir ve maliyeti yüksektir.^{86,87}

Rezin simanlar; organik polimer faz, inorganik doldurucu faz ve ara fazdan oluşmuşlardır. Organik faz, dimetakrilat monomerleri ve oligomerleri içerir. Rezin simanlar; tam seramikler veya kompozitten üretilmiş inley, onley, lamina, kuron, endo-kuron ve köprüler, ortodontik bantların simantasyonu veya fiber postların kanal içine simantasyonlarında kullanılırlar.⁸⁸

2.10. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Ağız ortamındaki ısı ve pH değişiklikleri, yapılan dental protezleri devamlı olarak etkilemektedir. Diş hekimliğinde kullanılacak restoratif materyallerin ağız ortamına uygunluklarını değerlendirmek için yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır.⁸⁹

2.10.1. Suda Bekletme

Suda bekletme yöntemi kullanılarak materyalin ağız ortamında maruz kaldığı ıslaklığın taklit edilmesi amaçlanmıştır. Bu işlemde materyaller 37°C'deki suda; 24 saat, 7 gün veya 30 gün bekletilir. Yapılan çalışmalarda 24 saat bekletme süresi yeterli görülmüş, daha kısa bekletme sürelerinde de hidrolitik bozulmanın arttığı ve bağlanma dayanımının olumsuz yönde etkilendiği bildirilmiştir. Bekletme sıvısı olarak genellikle su tercih edilmektedir; fakat yapay tükürük veya esteraz enzimi bulunan solüsyonlar da kullanılabilmektedir.⁹⁰

2.10.2. Termal Yaşlandırma

Ağız boşluğunun sıcaklığı yüzyıldan daha fazla bir zaman önce ölçülmüştür. Sıcaklık ölçümünde rutin oral bölge olarak dil altı bölgesi kullanılmaktadır. Belirli koşullar altında yapılan çalışmalarda bu bölgenin sıcaklığı çoğunlukla 37°C'ye yakındır. Fakat bu parametre tüm ağız kavitesi için geçerli değildir.⁹¹

Ağız boşluğundaki ısı değişimleri dinamiktir. Yanaklar, dil ve periodontal dokular ağız sıcaklığını hem düzenleyen hem de sıcaklığın kaybını önleyen fiziksel bariyerlerdir. Ağız sıcaklığını etkileyen diğer faktörler; nefes alma, farklı sıcaklıklarda tüketilen yiyecek ve içeceklerdir. Yapılan çalışmalarda çoğu araştırmacı; havanın sıcaklığının, neminin ve hızının ağız ortamındaki ısıyı etkilediğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte bu durumun çok etkili olmadığını ve daha çok ön dişler bölgesini etkilediğini öne sürmüşlerdir. Araştırmacılar yiyecek ve içeceklerin tüketimi sırasında oluşan ısı dalgalanmalarının hızlı bir şekilde oluştuğunu, ilk sıcaklığa dönüşün ise yavaş bir şekilde gerçekleştiğini, bu nedenle ağız fizyolojisine en yakın sıcaklık aralığını belirlemenin oldukça zor olduğunu belirtmişlerdir.⁹²⁻⁹⁴

Yapılan çalışmalarda 15°C ile 45°C arasındaki sıcaklıklar tercih edilmiş, 35°C referans istirahat sıcaklığı olarak kabul edilmiştir.⁹³ ISO (International Organization for Standardization) 11405 standartlarında termal yaşlandırma işleminin 5-55°C arasındaki ısı derecelerinde ve 500 kez yapılması önerilmiştir.⁹⁵

En sık kullanılan *in vitro* yaşlandırma yöntemi, termal yaşlandırma işlemidir. Bu yöntemde sıcak ve soğuk su banyolarına daldırma ve bekletme yöntemiyle uygulanan döngülerle, ağız içindeki ısı değişikliklerinin materyal üzerindeki etkisi taklit edilmektedir. Klinik çalışmaların uzun sürmesi, pahalı ve zor olması nedeniyle, materyalleri değerlendirmek için termal yaşlandırma işlemi sıklıkla kullanılmaktadır.⁸⁹

2.10.3. Hava Koşulları Döngüsü

Hava koşulları döngüsü yöntemi ile materyalin ağız ortamında maruz kaldığı çevresel hava koşulları taklit edilmektedir. Ultraviyole (UV) ışık ile ısı ve nemin istenilen oranlarda ayarlanması mümkündür. Bu yöntem çoğunlukla renklendirme çalışmalarında kullanılmaktadır.⁹⁶

2.10.4. Mekanik Yükleme

Dental materyallerin çiğneme hareketleri sırasında maruz kaldığı yükleri taklit etmek amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Çiğneme simülatörleri ile mekanik kuvvetler uygulanarak yapılmaktadır. Çalışmalar incelendiğinde; tek başına çiğneme simülatörü kullanılarak yapılan yaşlandırmanın bağlantı yüzeyine etkisinin belirsiz olduğu bulunmuştur. Bu sebeple termal yaşlandırma yöntemiyle birlikte kullanılması önerilmiştir.^{97, 98}

2.11. Taramalı Elektron Mikroskobu

Taramalı elektron mikroskobu materyalin yüzeyinin daha detaylı incelenmesi için görüntülerin elde edilmesinde kullanılır. Tarama işlemi yapılmadan önce örnekler kakodilat buffer solüsyonunda %2.5 gluteraldehit içinde sabitleme işlemine tabii tutulur. Daha sonra konsantrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyonu sağlanır. Bu işleme kimyasal kurutma denir. Elektron akışının sürekli olması için incelenecek materyalin iletken olması gerekir. İletken olmayan materyaller yüzeyine ince bir tabaka altın veya karbon püskürtülerek iletken hale getirilir.^{99, 100}

Elektron demetleri ile incelenecek yüzeyler taranır. Elektron demetlerindeki ve incelenen yüzeydeki elektronlar etkileşime girer ve elektronların dağılmasına sebep olur. Dağılan elektronlar tarayıcı tarafından tespit edilir, bu şekilde yüzeyin topoğrafisi hakkında bilgi edinilir. Tarayıcıya ulaşan elektronların sayısı fazla ise görüntü aydınlık, azsa karanlık olarak oluşur.¹⁰¹

2.12. Tam Seramik Sistemlerde Uygulanan Kırılma Dayanımı Testleri

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yeterli dayanıklılıkta ve mekanik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Dayanıklılık, materyalin kırılmadan önce gösterdiği en yüksek stres değeridir. Kırılma dayanımı, dental seramiklerin ömrünü belirleyen en önemli faktörlerden biridir.¹⁰²

Dental materyallerin kırılma dayanımını ölçmek için standart bir prosedür belirlenmemiştir. Uygulanan statik testler, materyallerin uzun dönem maruz kaldıkları stresler karşısındaki davranışlarını yansıtmamaktadır. Kırılma dayanımı testleriyle materyalle ilgili sınırlı bilgiler elde edilmesine karşın, *in vitro* çalışmalarda kullanılması klinik işlemler için fikir verir.¹⁰³

Kırılma dayanımları değerlendirilirken tek eksenli veya iki eksenli testler kullanılabilir. Seramik materyallerinin fonksiyon sırasında çok yönlü aksiyal kuvvetlere maruz kalması nedeniyle kırılma dayanımlarının iki eksenli testlerle değerlendirilmesi daha doğrudur.¹⁰⁴

2.12.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Testler

Kırılma testi test edilecek olan materyalin çeşitli uçlar arasında sabitlenerek statik yükleme altında dayanımının ölçüldüğü testlerdir.¹⁰⁵

2.12.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Testler

İki eksenli kırılma testleri, tek eksenli kırılma testlerinden daha çok tercih edilmektedir. İki eksenli dayanım testlerinde ölçülen kuvvet, materyalin kenar sınırlarından etkilenmez. Dental materyaller ağız ortamında çok yönlü kuvvetlere maruz kalır. Bu nedenle iki eksenli kırılma dayanım testleri ile materyalin dayanıklılığı hakkında daha iyi değerlendirme yapılabilir.^{106,107}

3. MATERİYAL ve METOD

Bu *in vitro* çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan ekipman ve cihazlarla gerçekleştirildi. Kullanılan materyal ve laboratuvar giderleri Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenen TDH-2022-1329 numaralı projeden sağlandı. Örnek sayısı G*Power paket programı (G*Power Ver. 3,0,10, Franz Faul, Universität Kiel, Almanya) kullanılarak, %25 etki büyüklüğünde, %80 güç için $\alpha=0.05$ tip I hata oranı ile toplam 48 adet olması gerektiği belirlendi.

3.1. Çalışma Modelinin Hazırlanması

Kuronların elde edileceği kesilmiş üst 1. küçük azı dişini temsil eden güdük, standardizasyonun sağlanması amacıyla 5 mm kuron boyu ve 6° taper açısında 1 mm chamfer basamak ile anatomik oklüzal yüzeyli olarak CNC torna tezgahında (Space Turn LB2000, Okuma Corp, Japonya) hazırlandı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan metal güdük

Hazırlanan metal güdükten silikon esaslı ölçü maddesi (A Silikon- Elite HD+; Zhermack, İtalya) kullanılarak aynı ortam koşulları sağlanarak çift karıştırma tekniği ile ölçüler alındı.

Elde edilen ölçülere; üretici firmanın önerileri doğrultusunda hassas terazide (reçine ve sertleştirici karışımı ağırlıkça 5:2 olacak şekilde) tartılarak hazırlanan epoksi rezin karışımı

(Armor Chemical, AC520, İstanbul) yerleştirildi ve sertleşmesi bekledi. Epoksi rezin güdüklerde hava kabarcığı ve hata olmamasına dikkat edildi. Toplam 48 adet epoksi rezin güdük elde edildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Hazırlanan epoksi rezin güdükler

3.2. Kuronların Hazırlanması

Güdükler rastgele olarak üç gruba ayrıldıktan sonra numaralandı ve Tablo 3.1’de gösterilen monolitik bloklardan CAD/CAM sistemi kullanılarak kuronlar hazırlandı.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik materyaller

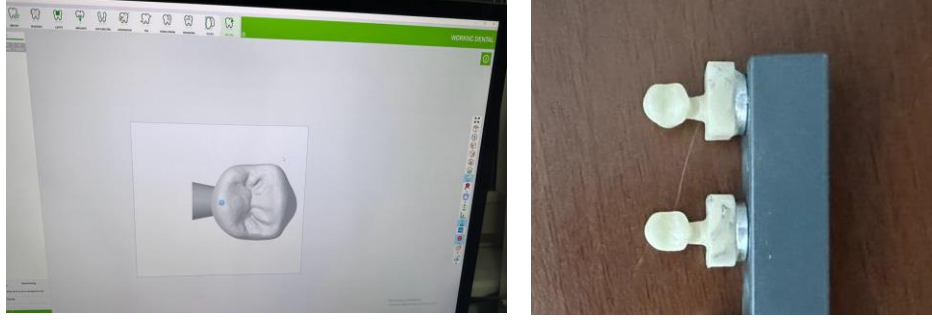
Bileşim	Materyal	Üretici Firma
Feldspatik porselen	VITABLOCS Mark II	Vita - Almanya
Lityum disilikat	IPS e.max CAD	Ivoclar - İsviçre
Zirkonya	Zolid FX	Amann Girrbach - Avusturalya

Monolitik kuronlar hazırlanırken güdükler Shinning ds200+ laboratuvar tarayıcısı ile dijital olarak tarandı. 30 µm siman aralığında, üst 1. küçük azı dişi formunda Exocad programında tasarım yapılarak standardizasyon sağlandı.

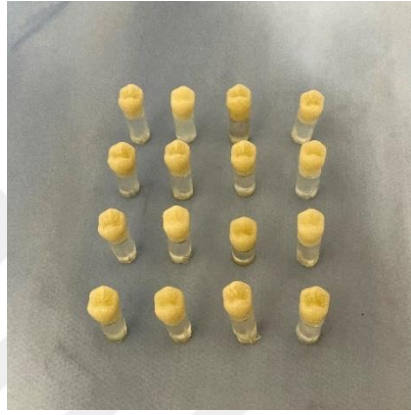
3.2.1. Feldspatik Kuronların Hazırlanması

Dijital ortamda yapılan tasarımlar Yena d15 frezeleme ünitesine gönderildi ve feldspatik porselen bloktan (VITABLOCS Mark II®) kazıma yapılarak 16 adet üst 1. premolar kuron hazırlandı (Şekil 3.3). Elde edilen kuronların epoksi rezin güdükler üzerinde uyumları kontrol edildi. Uygun olmayan kuronlar yeniden elde edildi.

Presinterize feldspatik kuronlar Programat® EP 3000 (Ivoclar – İsviçre) fırınında üretici firmanın talimatlarına uygun olarak sinterize edildi ve glaze işlemi uygulandı (Şekil 3.4).



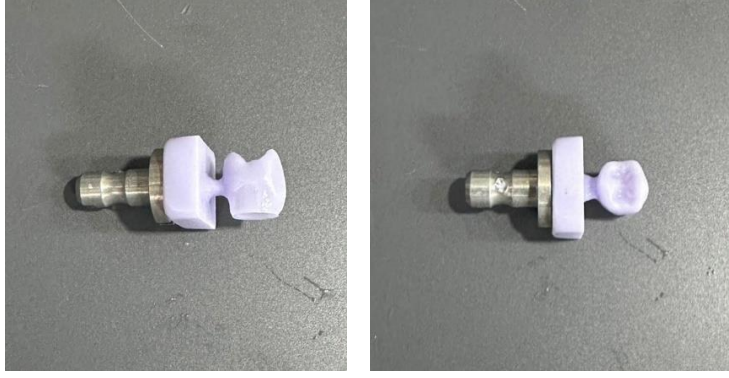
Şekil 3.3. Feldspatik kuronların tasarım ve üretimi



Şekil 3.4. Hazırlanan feldspatik kuronlar

3.2.2. Lityum Disilikat Kuronların Hazırlanması

Dijital ortamda yapılan tasarımlar Yena d15 frezeleme ünitesine gönderildi ve lityum disilikat bloktan (IPS e.max CAD®) kazıma yapılarak 16 adet üst 1. premolar kuron hazırlandı. Elde edilen kuronların epoksi rezin güdükler üzerinde uyumları kontrol edildi. Uygun olmayan kuronlar yeniden hazırlandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Lityum disilikat kuronların üretim aşaması

Presinterize lityum disilikat kuronlar, Programat® EP 3000 (Ivoclar – İsviçre) fırınında üreticinin talimatlarına uygun olarak sinterize edildi ve glaze işlemi uygulandı (Şekil 3.6, Şekil 3.7).



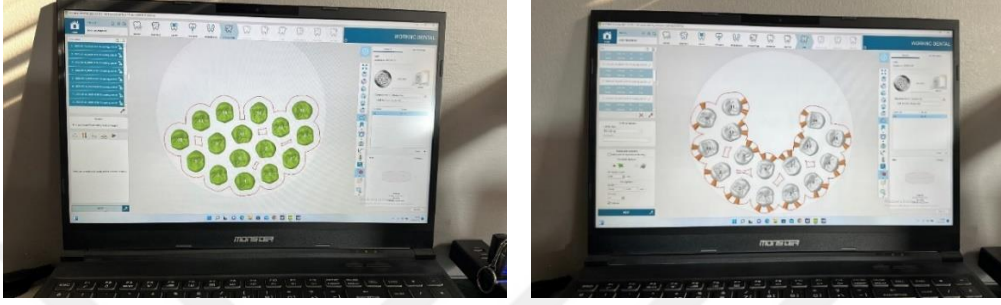
Şekil 3.6. Lityum disilikat kuronların sinterizasyon aşaması



Şekil 3.7. Hazırlanan lityum disilikat kuronlar

3.2.3. Zirkonya Kuronların Hazırlanması

Dijital ortamda yapılan tasarımlar Yena d15 frezeleme ünitesine aktarıldı ve zirkonya bloktan (Zolid FX®) kazıma yapılarak 16 adet üst 1. premolar kuron hazırlandı. Elde edilen kuronların epoksi rezin güdükler üzerinde uyumları kontrol edildi. Uygun olmayan kuronlar yeniden hazırlandı (Şekil 3.8, Şekil 3.9).



Şekil 3.8. Zirkonya kuronların dijital tasarım aşaması



Şekil 3.9. Sinterizasyon işleminden önce zirkonya kuronlar

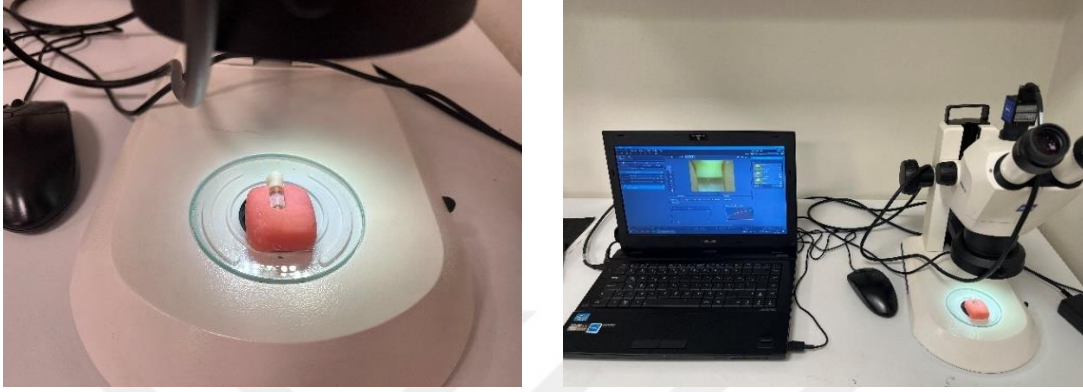
Presinterize zirkonya kuronlar Programat® EP 3000 (Ivoclar - İsviçre) fırınında üretici firmanın talimatlarına uygun olarak sinterize edildi ve glaze işlemi uygulandı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Hazırlanan zirkonya kuronlar

3.3. Kuronların Marjinal Uyumlarının Değerlendirilmesi

Marjinal uyum ölçümleri üretici firmanın talimatları doğrultusunda kalibrasyonu yapılan stereomikroskop (Leica MZ 16, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) kullanılarak epoksi rezin güdükler üzerinde yapıldı (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Marjinal uyumun değerlendirilmesi

Epoksi rezin güdükler üzerindeki kuronların ölçümler esnasında hareket etmemeleri ve sürekli olarak belirli bir kuvvet altında stabil kalmalarını sağlayabilmek için otopolimerizan akrilik rezinden (Self Cure Soğuk Tamir Akriliği, IMICRYL, Konya, Türkiye) taşıyıcı bir düzeneç hazırlandı. Düzeneç içerisine yerleştirilen örneklerin basamak kısımlarından x40 büyütmede fotoğraflar çekilerek analiz programına (Leica Application Suite v. 3.3.1, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) aktarıldı. Bu programda basamak kısmının hemen altında oluşturulan işaretler rehberliğinde her çizginin olduğu bölgede kuronun bitim sınırı ile epoksi diş örneği üzerindeki mesafe ölçüldü. Bu şekilde epoksi diş örneği üzerinde saat yönünde ilerleyerek rehber noktaların olduğu bölgelerden ölçümler tamamlandı ve her örnek için 20 adet ölçüm değeri elde edildi. Elde edilen bu 20 ölçüm değerinin ortalaması alındı ve bu değer, ölçümü yapılan kuron için marjinal uyum değeri olarak kaydedildi. Tüm ölçümler mikrometre (μm) cinsinden elde edildi (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Simantasyon işleminden önce marjinal uyumun stereomikroskopta değerlendirilmesi

3.4. Kuronların Simantasyon İşlemi

Marjinal uyumları değerlendirilen kuron restorasyonların iç yüzeylerine üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlık yapıldı. Adeziv rezin siman (Panavia® F 2.0. Light, Kuraray Co., Osaka, Japonya) homojen bir şekilde karıştırıldı ve kuronların içerisine uygulandı (Şekil 3.13). Kuronlar parmak basıncı ile yerleştirildi ve taşan simanlar temizlendi.



Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan siman

Marjinal uyum ölçümleri her bir kuron için; simantasyon işleminden sonra (Şekil 3.14) aynı araştırmacı tarafından referans noktalar dikkate alınarak tekrar yapıldı.



Şekil 3.14. Simantasyon işleminden sonra marjinal uyumun stereomikroskopta değerlendirilmesi

3.5. Yaşlandırma İşleminin Uygulanması

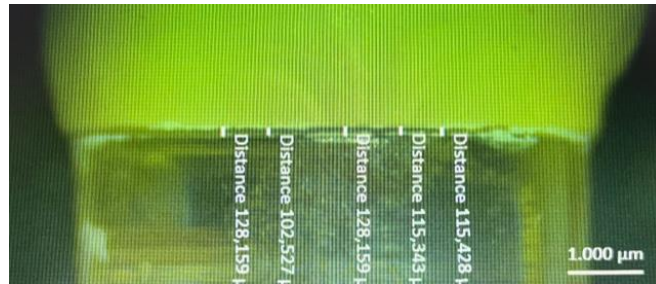
Simantasyon işlemi tamamlanan her gruptan kuronların yarısı (n=8) 37 °C’de distile suda 24 saat süre ile bekletildi. Diğer yarısına ise ağız ortamında oluşabilecek ısı değişikliklerini taklit etmek amacıyla Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı’nda bulunan yaşlandırma cihazında (Gökçeler Makina, Sivas, Türkiye) (Şekil 3.15) yaşlandırma işlemi; 5 °C ile 55 °C sıcaklıklarda distile su haznesinde 10 saniye aralıklarla 20 saniye boyunca bekletilerek, 5000 devir uygulandı.

Yaşlandırma işlemi sırasında özellikle sıcak su banyosundaki buharlaşmadan dolayı oluşabilecek su kayıpları için eksilen su miktarları ilave edildi. Su ilavesi sırasında banyo sıcaklıklarının değişmemesine dikkat edildi.



Şekil 3.15. Yaşlandırma işlemi uygulanan cihaz

Marjinal uyum ölçümleri her bir kuron için; yaşlandırma işleminden sonra (Şekil 3.16) aynı araştırmacı tarafından referans noktalar dikkate alınarak tekrar yapıldı.



Şekil 3.16. Yaşlandırma işleminden sonra marjinal uyumun stereomikroskopta değerlendirilmesi

3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Her gruptan bir örneğin marjinal uyumunun detaylı incelemesi Taramalı Elektron Mikroskobu (Şekil 3.17) kullanılarak yapıldı. SEM incelemesinden önce karbon püskürtme cihazıyla ince bir tabaka ile kuronlar kaplandı. Marjinal uyum x100 büyütmelerde değerlendirildi.



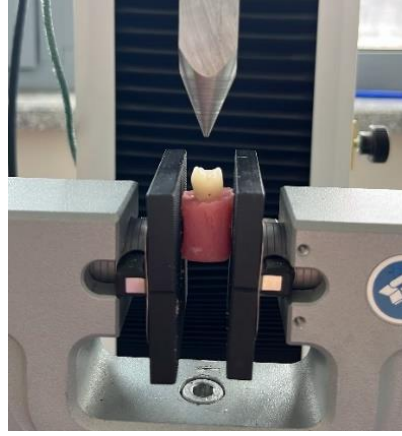
Şekil 3.17. Çalışmada kullanılan SEM cihazı

3.7. Kırılma Dayanımı Testinin Uygulanması

Kırılma dayanımı testi epoksi rezin güdüklerin çevresi otopolimerizan akrilik rezin ile desteklendikten sonra Instron Universal test cihazı (Instron Corp, Amerika) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.18).

Kuvvet uygulaması sırasında dik açıda hareketsiz kalması için örnekler, Instron aletinin alt parçasına yerleştirilerek sabitlendi. Cihazın hareketli olan üst parçasına ise bıçak ucu şeklinde, ucu 3 mm çapında olan metal bir kuvvet uygulayıcı uç yerleştirildi.

Örneklerin vestibül tüberküllerine ilk kırılma oluşuncaya kadar 1 mm/dakika başlık hızı ile kuvvet uygulandı.



Şekil 3.18. Instron Universal test cihazında kuvvet uygulanması

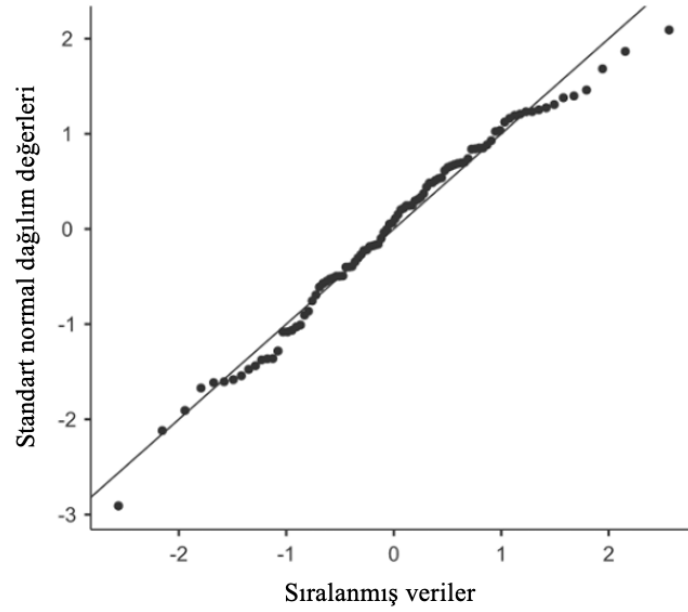
3.8. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

İstatistiksel analiz için Jamovi 2.2.5 istatistik programı (The Jamovi Project, Sydney, Avustralya) kullanıldı. Karşılaştırmalardaki normal dağılım Kolmogorov-Smirnov testi ve Q-Q grafiği ile değerlendirildi. Tüm bağımsız değişkenler için verilerin normal dağılım gösterdiği kabul edildi. Marjinal uyum verilerinin değerlendirilmesinde tekrarlanmış ölçümler için varyans analizi (Repeated Measure Anova) uygulandı. Kırılma dayanımı verileri için kovaryans analizi (ANCOVA) uygulandı. Çoklu karşılaştırmalar için Tukey testi uygulandı. İstatistikler için anlamlılık derecesi $p < 0.05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Simantasyon İşleminde Önce ve Sonra Kuronların Marjinal Uyumlularının Değerlendirilmesi

Verilerin dağılımını gösteren Q-Q grafiği incelendiğinde marjinal uyum değerlerinin düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiği, ayrıca Kolmogorov-Smirnov testinde her bir bağımlı değişken için anlamlılık düzeyinin 0.05' in üzerinde olduğu belirlendi (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Marjinal uyum verilerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği

Marjinal uyum verilerinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan tekrarlanmış ölçümler varyans analiz sonuçları Tablo 4.1' de gösterildi.

Tablo 4.1. Marjinal uyum değerlerinin tekrarlanmış ölçümler için varyans analiz sonuçları

	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	P- Değeri
Materyal (M)	2299.26	2	1149.63	77.74	< .001
Simantasyon İşlemi (Sİ)	1529.38	1	1529.38	108.49	< .001
Sİ * M	10.88	2	5.44	0.39	0.682

Yapılan tekrarlanmış ölçümler için varyans analizi sonucunda; kullanılan materyal çeşidinin ve simantasyon işleminin marjinal uyuma etkisinin çok anlamlı ($p<0.001$) olduğu, ikili etkileşimlerin ise anlamlı olmadığı ($p>0.05$) istatistiksel olarak belirlendi (Tablo 4.1).

Elde edilen verilerin ortalama, standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.2’ de gösterildi.

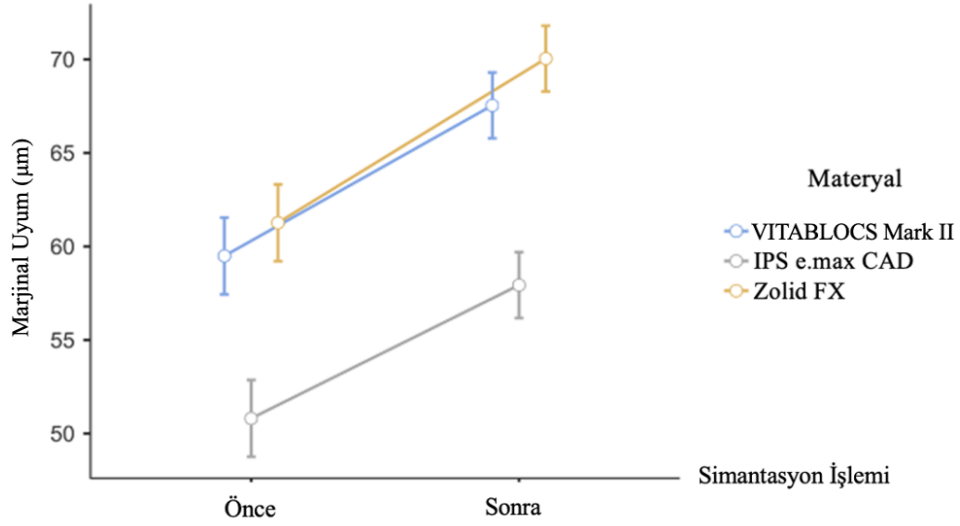
Tablo 4.2. Marjinal uyum (μm) verilerinin ortalama, standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Materyal	Simantasyon İşleminde Önce	Simantasyon İşleminde Sonra
VITABLOCS Mark II	59.49 ^{A,a} $\pm$ 3.83	67.54 ^{B,a} $\pm$ 3.03
IPS e.max CAD	50.80 ^{A,b} $\pm$ 3.44	57.93 ^{B,b} $\pm$ 3.55
Zolid FX	61.27 ^{A,a} $\pm$ 4.83	70.04 ^{B,a} $\pm$ 3.87

Farklı büyük harfler satır içi, farklı küçük harfler ise sütun içi anlamlı farklılığı göstermektedir ($p<0.05$)

Her bir materyalden hazırlanan kuronların kendi içerisinde simantasyon işleminden sonra, öncesine göre anlamlı ($p<0.05$) bir şekilde daha fazla marjinal uyumsuzluk gösterdiği belirlendi. Simantasyon işleminden önce ve sonra Zolid FX ve VITABLOCS Mark II bloklardan hazırlanan kuronların marjinal uyumları arasında anlamlı ($p>0.05$) farklılık saptanmaz iken, her iki materyalden hazırlanan kuronların IPS e.max CAD’den anlamlı ($p<0.05$) bir şekilde daha fazla marjinal uyumsuzluk gösterdiği tespit edildi (Tablo 4.2) (Şekil 4.2).

En fazla marjinal uyumsuzluk (70.04 μm) simantasyon işleminden sonra Zolid FX kuronlarda, en az marjinal uyumsuzluk (50.80 μm) simantasyon işleminden önce IPS e max CAD kuronlarda saptandı.



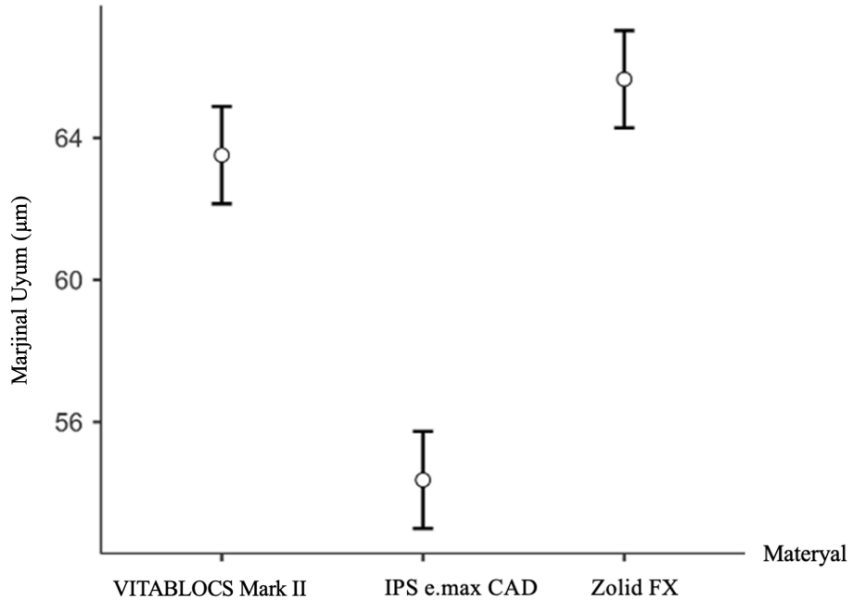
Şekil 4.2. Materyallerin simantasyon işleminden önce ve sonra marjinal uyumlarının grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

Kullanılan materyallerin simantasyon işleminden önce marjinal uyumlarının Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.3’ de gösterildi.

Tablo 4.3. Materyallerin simantasyon işleminden önce marjinal uyumlarının Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Materyal	Materyal	Ortalamalar Arası Fark	Standart Hata	SD	t	P-Değeri
Zolid FX	- IPS e.max CAD	11.28	0.96	45	11.74	<.001
Zolid FX	- VITABLOCS Mark II	2.14	0.96	45	2.22	0.078
IPS e.max CAD	- VITABLOCS Mark II	-9.15	0.96	45	-9.51	<.001

Simantasyon işleminden önce, Zolid FX ve VITABLOCS Mark II bloklardan hazırlanan kuronların, IPS e.max CAD’e göre anlamlı ($p < 0.001$) bir şekilde daha fazla marjinal uyumsuzluk gösterdiği belirlendi. Zolid FX ve VITABLOCS Mark II kuronlar arasında ise anlamlı ($p > 0.05$) bir farklılık elde edilmedi (Tablo 4.3) (Şekil 4.3).

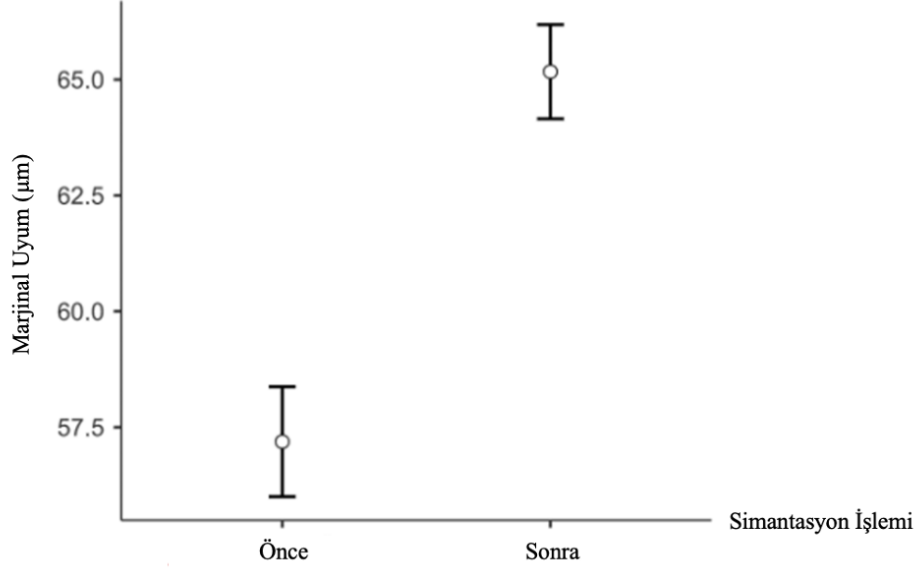


Şekil 4.3. Materyallerin simantasyon işleminden önce marjinal uyumlarının grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

Tablo 4.4. Materyalden bağımsız olarak marjinal uyum verilerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Simantasyon İşlemi			Ortalamalar	Standart Hata	SD	t	P-Değeri
			Arası Fark				
Önce	-	Sonra	-7.98	0.77	45	-10.42	<.001

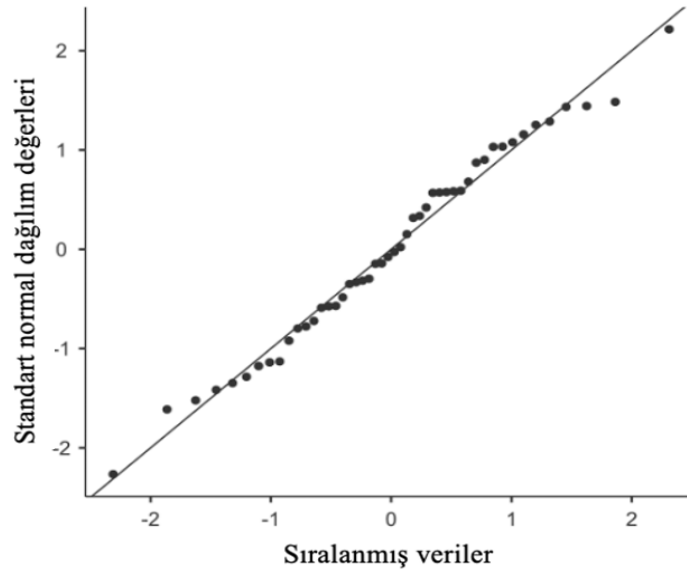
Materyal tipinden bağımsız olarak, marjinal uyumun simantasyon işleminden önce sonrasına göre anlamlı bir şekilde daha iyi ($p < 0.001$) olduğu belirlendi (Tablo 4.4) (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Materyal tipinden bağımsız olarak, simantasyon işleminden önce ve sonra marjinal uyumun grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

4.2. Yaşlandırma İşleminden Önce ve Sonra Kuronların Marjinal Uyumlarının Değerlendirilmesi

Yaşlandırma işlemi için marjinal uyum değerlerinin Q-Q grafiği incelendiğinde düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiği (Şekil 4.5) ve Kolmogorov-Smirnov testinde her bir bağımlı değişken için anlamlılık düzeyinin 0.05'in üzerinde olduğu belirlendi.



Şekil 4.5. Yaşlandırma işleminden önce ve sonra marjinal uyum verilerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği

Tablo 4.5. Yaşlandırma işleminden önce ve sonra marjinal uyum değerlerinin tekrarlanmış ölçümler için varyans analiz sonuçları

	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	P-Değeri
Materyal	1110.27	2	555.14	29.55	< .001
Yaşlandırma	274.38	1	274.38	44.55	< .001
Yaşlandırma * Materyal	22.75	2	11.37	1.85	0.182

Yapılan tekrarlanmış ölçümler için varyans analizi sonucunda; kullanılan materyallerin ve yaşlandırma işleminin anlamlı ($p<0.001$) olduğu, materyal ile yaşlandırma işlemi etkileşiminin ise anlamlı bir fark ($p>0.05$) (Tablo 4.5) oluşturmadığı belirlendi.

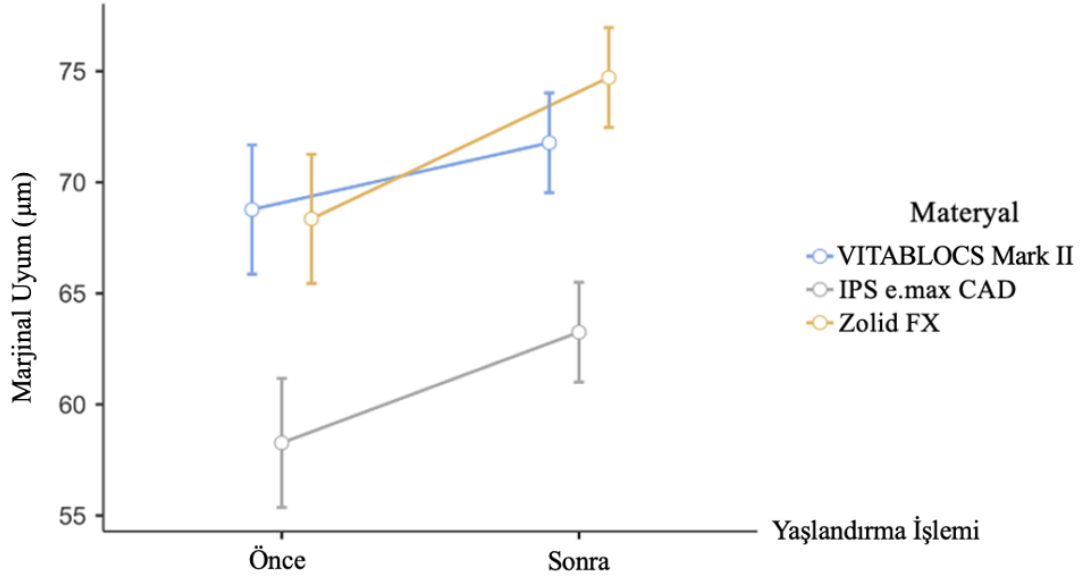
Tablo 4.6. Kullanılan materyallerin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Materyal	Yaşlandırma İşleminin Önce	Yaşlandırma İşleminin Sonra
VITABLOCS Mark II	67.54 ^{A,a} ± 3.03	71.78 ^{A,a} ± 2.74
IPS e.max CAD	57.93 ^{A,b} ± 3.55	63.25 ^{B,b} ± 4.19
Zolid FX	70.04 ^{A,a} ± 3.87	74.71 ^{B,a} ± 1.72

Farklı büyük harfler satır içi, farklı küçük harfler ise sütun içi anlamlı farklılığı göstermektedir ($p<0.05$)

Hazırlanan kuronların marjinal uyumları arasında Zolid FX ve IPS e.max CAD’de yaşlandırma işleminin öncesi ve sonrası arasında anlamlı fark ($p<0.05$) olduğu, VITABLOCS Mark II de anlamlı ($p>0.05$) farklılık oluşmadığı belirlendi. Yaşlandırma işleminden önce Zolid FX ve VITABLOCS Mark II kuronların marjinal uyumları arasında anlamlı bir farklılık ($p>0.05$) olmadığı, IPS e.max CAD’den hazırlanan kuronların ise anlamlı ($p<0.05$) bir şekilde farklı olduğu saptandı (Tablo 4.6) (Şekil 4.6).

En fazla marjinal uyumsuzluk (74.71 μm) yaşlandırma işleminden sonra Zolid FX kuronlarda, en az marjinal uyumsuzluk (57.93 μm) simantasyon işleminden önce IPS e max CAD kuronlarda tespit edildi.

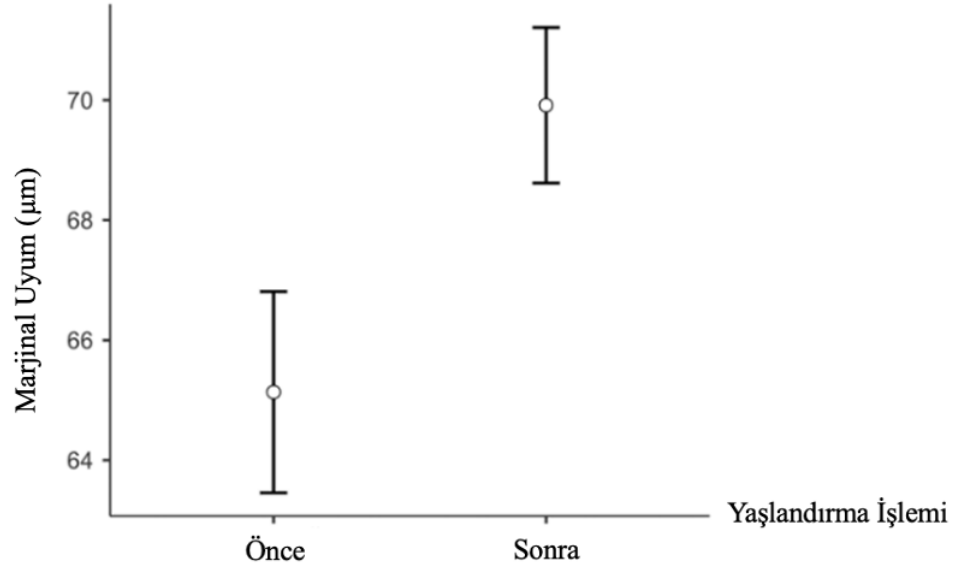


Şekil 4.6. Materyallerinin marjinal uyumunun grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

Tablo 4.7. Materyal tipinden bağımsız olarak, marjinal uyum verilerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Yaşlandırma İşlemi			Ortalamalar	Standart	SD	t	P-değeri
			Arası Fark	Hata			
Önce	-	Sonra	-4.78	0.72	21	-6.67	<.001

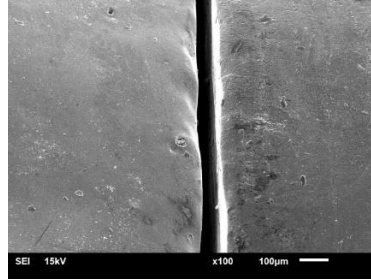
Yaşlandırma işleminden önce kuronların marjinal uyumunun anlamlı ($p < 0.001$) bir şekilde daha iyi olduğu belirlendi (Tablo 4.7) (Şekil 4.7).



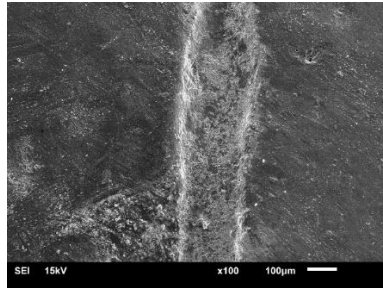
Şekil 4.7. Materyal tipinden bağımsız olarak, marjinal uyumun grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

4.3. Kuronların Marjinal Uyumlarının SEM ile Değerlendirilmesi

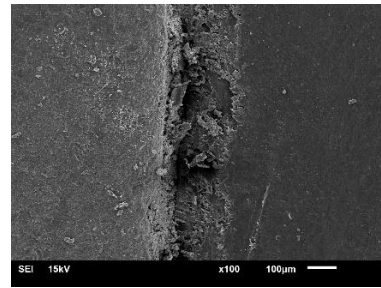
Farklı materyallerden hazırlanan kuronların marjinal uyumlarını gösteren Taramalı Elektron Mikroskobu görüntüleri Şekil 4.8- Şekil 4.10'da gösterildi.



Şekil 4.8. (a)

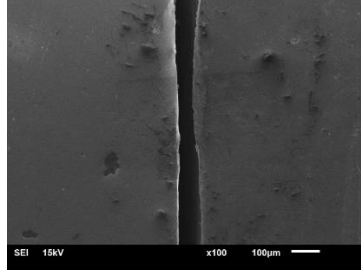


Şekil 4.8. (b)

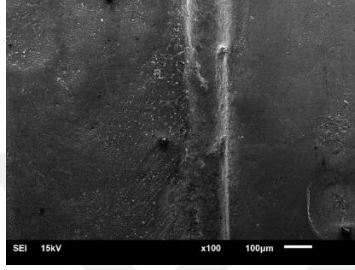


Şekil 4.8. (c)

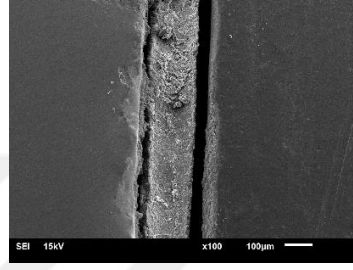
Şekil 4.8. Feldspatik kuronların; simantasyon işleminden önce (a), sonra (b) ve yaşlandırma işleminden sonra (c) SEM görüntüleri



Şekil 4.9. (a)

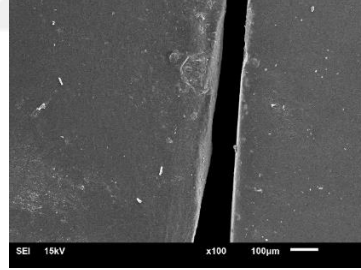


Şekil 4.9. (b)

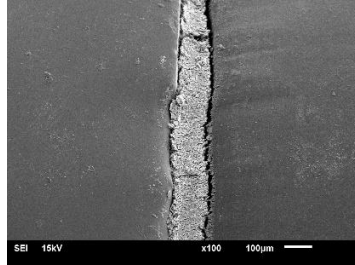


Şekil 4.9. (c)

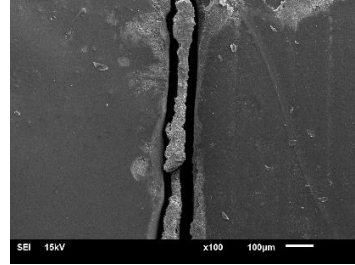
Şekil 4.9. Lityum disilikat kuronların; simantasyon işleminden önce (a), sonra (b) ve yaşlandırma işleminden sonra (c) SEM görüntüleri



Şekil 4.10. (a)



Şekil 4.10. (b)



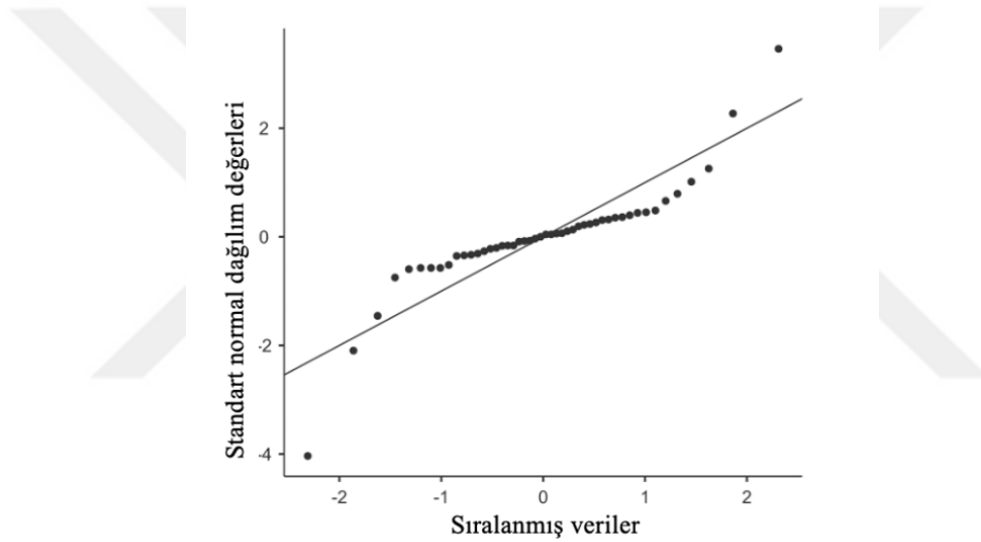
Şekil 4.10. (c)

Şekil 4.10. Zirkonya kuronların; simantasyon işleminden önce (a), sonra (b) ve yaşlandırma işleminden sonra (c) SEM görüntüleri

Hazırlanan kuronların SEM görüntüleri incelendiğinde; simantasyon işleminden önce marjinal uyumun daha iyi olduğu, simantasyon işleminden sonra marjinal uyumun bozulduğu, yaşlandırma işleminden sonra ise marjinal uyumsuzluğun arttığı belirlendi (Şekil 4.8- Şekil 4.10).

4.4. Kuronların Kırılma Dayanımı Verilerinin Değerlendirilmesi

Q-Q grafiği incelendiğinde kırılma dayanımı verilerinin düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiği ve Kolmogorov-Smirnov testinde her bir bağımlı değişken için anlamlılık düzeyinin 0.05'in üzerinde olduğu belirlendi (Şekil 4.11).



Şekil 4.11. Kırılma dayanımı verilerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği

Kırılma dayanım değerlerinin varyans analiz sonuçları Tablo 4.8'de gösterildi.

Tablo 4.8. Kırılma dayanım (MPa) değerlerinin varyans analiz sonuçları

	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	P- Değeri
Materyal	3066539.54	2	1533269.77	2610.2	< .001
Yaşlandırma İşlemi	64313.52	1	64313.52	109.49	< .001
Yaşlandırma İşlemi * Materyal	24207.54	2	12103.77	20.61	< .001

Yapılan varyans analizi sonucunda; kullanılan materyallerin, yaşlandırma işleminin ve ikili etkileşimin anlamlı ($p<0.001$) olduğu belirlendi (Tablo 4.8).

Kırılma dayanımı değerlerinin ortalama, standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.9’ da gösterildi.

Tablo 4.9. Kırılma dayanımı (MPa) değerlerinin ortalama ($n=8$), standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Materyal	Yaşlandırma İşlemi	Kontrol
VITABLOCS Mark II	113.63 ^{A, c} $\pm$ 3.89	141.75 ^{A, c} $\pm$ 7.94
IPS e.max CAD	295.00 ^{A, b} $\pm$ 9.49	352.00 ^{B, b} $\pm$ 7.6
Zolid FX	667.00 ^{A, a} $\pm$ 19.25	801.50 ^{B, a} $\pm$ 54.11

Farklı büyük harfler satır içi, farklı küçük harfler ise sütun içi anlamlı farklılığı göstermektedir ($p<0.05$)

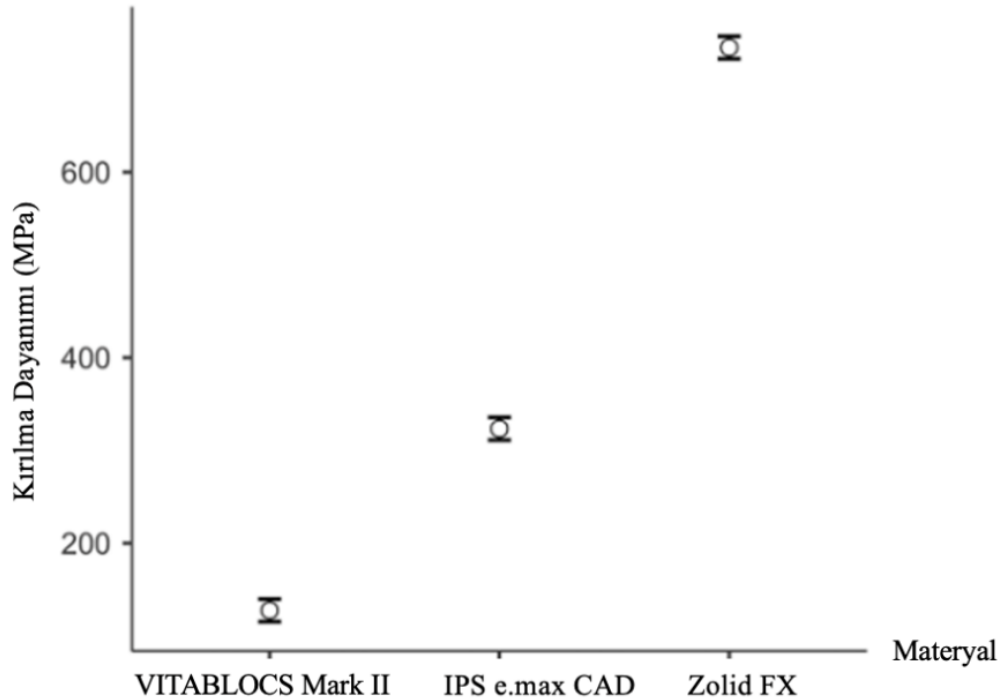
En yüksek kırılma dayanımı (801.50 MPa) yaşlandırma işlemi uygulanmayan Zolid FX kuronlarda, en az kırılma dayanımı (113.63 MPa) yaşlandırma işlemi uygulanan VITABLOCS Mark II kuronlarda belirlendi. Zolid FX ve IPS e.max CAD’ den hazırlanan kontrol grubundaki kuronların, yaşlandırma işlemi uygulanan kuronlardan anlamlı ($p<0.05$) şekilde daha yüksek kırılma dayanımı değerleri gösterdiği saptandı. VITABLOCS Mark II’ den hazırlanan yaşlandırma işlemi uygulanan (113.63 MPa) ve uygulanmayan (141.75 MPa) kuronların kırılma dayanımları arasında anlamlı ($p>0.05$) bir farklılık olmadığı görüldü. Hem yaşlandırma işlemi uygulanan hem de kontrol grubundaki Zolid FX kuronlarda diğer materyallerden, IPS e.max CAD kuronlarda ise VITABLOCS Mark II kuronlardan anlamlı ($p<0.05$) bir şekilde daha yüksek kırılma dayanımı değerleri belirlendi (Tablo 4.9) (Şekil 4.12).

Kullanılan materyallerin yaşlandırma işleminden bağımsız olarak Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.10' da gösterildi.

Tablo 4.10. Yaşlandırma işleminden bağımsız olarak, materyallerinin kırılma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Materyal	Materyal	Ortalamalar	Standart	SD	t	P-Değeri
		Arası Fark	Hata			
Zolid FX	- IPS e.max CAD	410.75	8.57	42	47.93	< .001
Zolid FX	- VITABLOCS Mark II	606.56	8.57	42	70.79	< .001
IPS e.max CAD	- VITABLOCS Mark II	195.81	8.57	42	22.85	< .001

Zolid FX kuronların, IPS e.max CAD ve VITABLOCS Mark II kuronlardan, IPS e.max CAD kuronların ise VITABLOCS Mark II kuronlardan anlamlı ($p < 0.001$) bir şekilde daha fazla kırılma dayanım değerleri gösterdiği tespit edildi (Tablo 4.10) (Şekil 4.12).

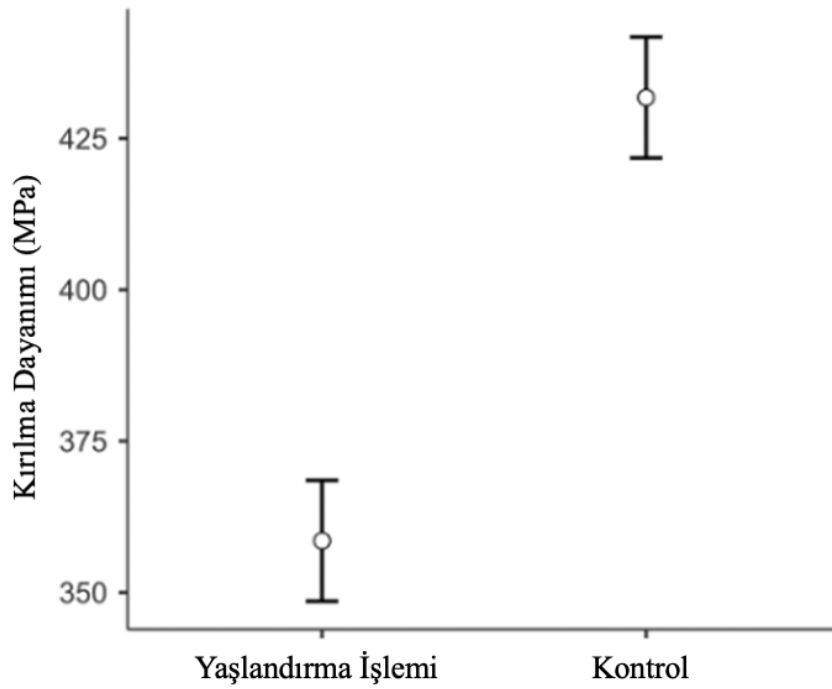


Şekil 4.12. Yaşlandırma işleminden bağımsız olarak, kırılma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

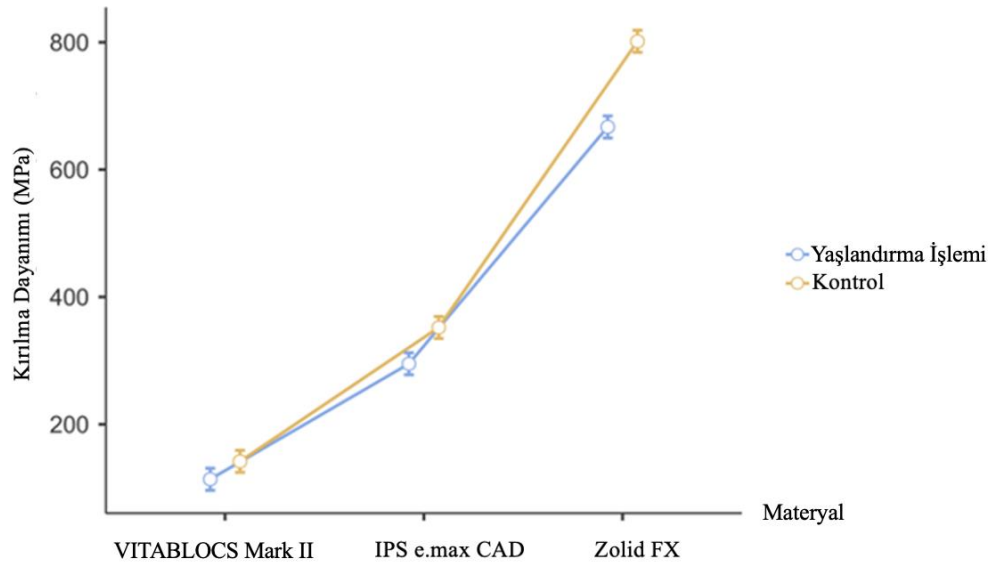
Tablo 4.11. Materyal tipinden bağımsız olarak, yaşlandırma işlemi uygulanan ve kontrol grubundaki kuronların kırılma dayanım (MPa) verilerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Yaşlandırma İşlemi			Ortalamalar	Standart	SD	t	P-Değeri
			Arası Fark	Hata			
Uygulanan	-	Kontrol	-73.21	7	42	-10.46	<.001

Materyal tipinden bağımsız olarak, yaşlandırma işlemi uygulanan kuronların anlamlı ($p<0.001$) bir şekilde daha düşük kırılma dayanım değerleri gösterdiği istatistiksel olarak belirlendi (Tablo 4.11) (Şekil 4.13). Yaşlandırma işlemine göre materyallerin kırılma dayanımları Şekil 4.14’de gösterildi.



Şekil 4.13. Materyal tipinden bağımsız olarak, kırılma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)



Şekil 4.14. Materyallerinin kırılma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

5. TARTIŞMA

Bu çalışma farklı materyallerden hazırlanan monolitik esaslı kuronların marjinal uyum ve kırılma dayanımlarına simantasyon ile yaşlandırma işleminin etkisini incelemek amacıyla yapılmıştır.

Elde edilen sonuçlara göre; kullanılan materyallerin marjinal uyum ve kırılma dayanımlarının farklı olduğu tespit edildiğinden H0 hipotezi, simantasyon işleminden sonra marjinal uyumun bozulduğu belirlendiğinden H1 hipotezi, yaşlandırma işleminin marjinal uyum ve kırılma dayanımını tüm materyallerde olumsuz olarak etkilemediği saptandığından H2 hipotezi kısmen kabul edilmiştir.

Sabit protetik restorasyonların klinik olarak başarılı olabilmeleri için en önemli faktörlerden biri marjinal uyumdur. Özellikle marjinal kenarı subgingival olarak hazırlanan kuronlarda, periodontal enfeksiyon ile marjinal uyum arasındaki ilişkinin çok daha önemli olduğu saptanmıştır.¹⁰⁸ Shillingburg ve ark.¹⁰⁹ uzun ömürlü bir sabit protetik restorasyon yapabilmek için; bitim sınırının, preparasyon sınırına sıkıca adapte olması gerektiğini belirtmişlerdir. Restorasyon ile prepare edilen diş arasındaki mesafe ne kadar az olursa, kuronun uyumu o kadar iyi olacaktır. Kuron ile diş arasındaki mesafe daima mikron seviyesinde olmalıdır.

Literatür incelendiğinde; marjinal uyum ile ilgili hem *in vivo* hem de *in vitro* çalışmaların yapıldığı görülmektedir. İyi tasarlanmış ve uygulanmış *in vivo* çalışmalarda hasta kaynaklı birçok faktörün sonuçları etkilemesi nedeniyle bilimsel kanıt seviyesinin *in vitro* çalışmalardan daha fazla olduğu belirlenmiştir. *In vitro* çalışmalarda hastaya bağlı etkenleri taklit edebilmek için; çiğneme simülatörü, yapay yaşlandırma veya kuvvet yükleme yapılması gibi farklı yöntemler kullanılabilir. *In vitro* çalışmalar daha kısa sürede tamamlanabilmektedir. *In vivo* çalışmaların uygun hasta popülasyonunun oluşturulamaması, hastaların kontrollerini aksatması veya hiç kontrole gelmemesi gibi dezavantajları

bulunmaktadır. Ayrıca preparasyonun hazırlanması, ölçünün alınması ve marjinal uyumun tespiti gibi çalışmanın önemli aşamaları daha zor bir şekilde yapılabilmektedir. *In vivo* çalışmalarda preparasyonun şeklini, dayanak dişin boyutunu, koniklik açısını ve basamak şeklini standardize etmek de mümkün değildir. *In vitro* çalışmaların ise tüm bu faktörlerin standardize edilebilmesi ve tekrarlanabilmesi gibi avantajları bulunmaktadır. Bu gibi faktörler dikkate alındığında *in vitro* çalışmaların yapılmasının daha doğru olduğu belirtilmiştir.^{75,110} Yukarıda belirtilen avantaj ve dezavantajlar göz önünde bulundurularak bu çalışma *in vitro* olarak tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

Rosentritt ve ark.¹¹¹ yaptıkları çalışmada; çekilmiş diş, metal ve polimer güdükler üzerinde hazırladıkları tam seramik kuronların marjinal uyumlarını SEM ile incelemişlerdir. Yapay güdükler ile çekilmiş dişlerin marjinal uyumları arasında anlamlı bir farklılık olmadığını saptamışlardır. Bu nedenle çalışmada epoksi rezin güdükler kullanılmıştır

Nakamura ve ark.¹¹² 4°, 8° ve 12°'lik taper açılarında, 10, 30 ve 50 µm siman aralıklarında Cerec 3 sistem ile hazırladıkları tam seramik kuronların marjinal ve internal uyumlarını incelemişlerdir. 10 µm siman aralığı olan dişlerin marjinal uyumunun diğer gruplardan daha kötü olduğunu belirlemişler, 30 µm ve 50 µm siman aralığı olan gruplar arasında ise anlamlı bir farklılık gözlemlemişlerdir. Siman aralığı 10 µm ve 30 µm olan gruplarda internal uyumun daha iyi olduğunu bulmuşlardır. Hem marjinal hem de internal uyumun 30 µm siman aralığına sahip grupta daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmaları sonucunda taper açısının marjinal uyum değerlerini etkilemediği sonucuna varmışlardır. Yapılan *in vitro* çalışmalarda¹¹³⁻¹¹⁶ güdüklerin çoğunlukla 6° taper açısında hazırlandığı belirlendiğinden, bu çalışmada da 6° taper açısına sahip metal güdük kullanılmıştır.

Rizonaki ve ark.¹¹⁷ çalışmalarında yuvarlatılmış shoulder, feather edge ve chamfer basamaklı olarak hazırladıkları güdükler üzerinde lityum disilikat (IPS e.max CAD) kuronların marjinal ve internal uyumlarını incelemişlerdir. Basamak tipinin marjinal uyumu istatistiksel

olarak anlamlı bir şekilde etkilediğini saptamışlar, en iyi marjinal uyumu chamfer basamaklı, en kötü marjinal uyumu ise feather edge basamaklı kuronların gösterdiğini belirtmişlerdir.

Tam seramik restorasyonlarda knife edge basamak tipi önerilmemekte, chamfer veya shoulder basamak hazırlanmasının daha uygun olduğu ifade edilmektedir.^{26,109} Cetik ve ark.¹¹⁸ çalışmalarında; shoulder, chamfer ve knife-edge basamak şekillerine sahip zirkonya kuronların marjinal uyumlarını elektron mikroskobu ile sekiz noktadan ölçüm yaparak incelemişler, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptamışlardır. Chamfer ve knife-edge basamak şekline sahip kuronların, shoulder basamak şekline sahip kuronlardan daha iyi marjinal uyum gösterdiğini belirtmişlerdir.

Chamfer basamak şekli kullanıldığında daha uyumlu restorasyonlar hazırlanabildiği belirtildiğinden,^{109,118} bu çalışmada ana model olarak 5 mm kuron boyunda, 1 mm chamfer basamaklı anatomik oklüzal yüzeyli metal güdük kullanılmıştır.

Kale ve ark.¹¹⁹ çalışmalarında, monolitik zirkonya kuronların marjinal uyumlarını incelemişler, siman aralığı arttıkça marjinal açıklığın azaldığını tespit etmişlerdir. Kale ve ark.¹²⁰ yaptıkları başka bir çalışmada monolitik zirkonya kuronlarda tasarım yapılırken ayarlanan siman aralığının marjinal uyuma etkisini incelemişler, marjinal uyumun siman aralığından etkilendiğini bulmuşlardır.

Shilingburg ve ark.¹⁰⁹ çalışmaları sonucunda siman aralığının 20-40 µm arasında olması gerektiğini tespit etmişlerdir. Yapılan araştırmalar^{109,121} dikkate alınarak, hazırlanan kuronlarda siman aralığı 30 µm olarak standardize edilmiş ve basamak kenarının 0.5 mm yukarısından başlayacak şekilde oluşturularak marjinal uyum değerlerine etki etmemesi sağlanmıştır.

CAD/CAM teknolojisinin kullanımı, daha yüksek dirençli seramikler ile daha ince restorasyonların hazırlanmasını kolaylaştırmıştır.¹²² CAD/CAM sisteminde kullanılan materyallerin fabrikada üretilen hazır bloklar şeklinde olması, yapımı sırasında deformasyona sebep olabilecek aşamaların önüne geçmiştir. Ayrıca materyalin özelliklerinin standart

olmasını sağlamıştır.¹²³ Yapılan çalışmalar incelendiğinde tabakalanarak üretilen iki farklı materyalin kullanıldığı kuronlarda chipping, tabakaların ayrılması, kırılma ve çatlak oluşumu gibi problemlerin yaşandığı gözlenmektedir.¹²⁴ Bu dezavantajların önüne geçebilmek için diş hekimlerinin güncel yaklaşımı monolitik restorasyonların kullanılması olmuştur.¹²⁵ Bu çalışmada sabit protetik restorasyonlarda sıklıkla tercih edilen monolitik yapıda dental materyaller kullanılmıştır.

Klinik başarı için restorasyon ile siman ve diş arasında sağlam bir bağlantı elde edilmelidir. Geleneksel simanların çözünürlüklerinin fazla ve adezyonlarının yetersiz olması nedeniyle tam seramik restorasyonlarda kullanılmaları önerilmemektedir.¹²⁶

Bu çalışmada, simantasyon işlemi için tam seramik ve zirkonya materyallerinde kullanımı uygun ve başarılı bulunmuş^{127,128} olan fosfat monomer içerikli, Panavia® F 2.0 dual cure rezin siman kullanılmıştır.

Literatür incelendiğinde simantasyon işlemi sırasında genellikle parmak basıncı (yaklaşık olarak 8 ± 1.3 kg) uygulandığı görülmüştür.¹²⁹⁻¹³² Weaver ve ark.¹³³ seramik kuronların marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, simantasyon sırasında uygulanan kuvvetin bir cihaz yardımıyla arttırılmasının marjinal uyum değerlerini etkilemediğini belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmada kuronların simantasyonu sırasında parmak basıncı uygulanmıştır.

Marjinal uyumun değerlendirilebilmesi için; direkt (mikroskopik ölçüm) veya kesit alma yöntemlerinin sıklıkla kullanıldığı görülmektedir.^{67,115,134-136} Bu yöntemlerin kolay uygulanma ve daha hızlı sonuç elde edilebilme gibi avantajları bulunmaktadır. Silikon replika tekniğinde ise daha hassas sonuçlar elde edildiği ifade edilmiştir.⁷⁵ Yu ve ark.¹³⁷ tarafından 0.1 mm hassasiyetle marjinal uyumun değerlendirilebilmesi için mikroskopik bir eleman ile ölçüm yapılması önerilmiştir.

Groten ve ark.¹³⁸ farklı yöntemlerle hazırladıkları In-ceram kuronların ışık mikroskobu ve SEM ile marjinal uyumlarını değerlendirmiş ve iki ölçüm yönteminin sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını saptamışlar, SEM ve ışık mikroskobundan elde edilen verilerin her ikisinin de güvenilir olduğunu bildirmişlerdir. Azar ve ark.¹³⁹ preslenerek ve CAD/CAM ile hazırlanan lityum disilikat kuronların marjinal uyumlarını ışık mikroskobu ile karşılaştırmışlardır. İki grupta da sonuçları klinik olarak kabul edilebilir değerlerde olduğunu bulmuşlardır.

Bu çalışmada farklı monolitik materyallerden hazırlanan kuronların marjinal uyumları Holmes ve ark.⁶⁶ tarafından tanımlanan terminolojiye göre stereomikroskop kullanılarak değerlendirilmiş ve her gruptan bir örneğin SEM görüntüsü alınmıştır.

Contrepolis ve ark.⁷⁸ farklı marka tam seramik kuronların marjinal uyumlarının değerlendirildiği çalışmaları incelemişler, bunların %94.9' unda marjinal aralık değerinin 120 µm'ye eşit veya daha az olduğunu ifade etmişlerdir.

Svanborg¹⁴⁰ yaptığı derlemede CAD/CAM ile hazırlanan zirkonya kuronların marjinal uyumlarını incelemiş, marjinal uyum değerlerinin 48 ila 141 µm arasında değiştiğini belirlemiştir. Zirkonya kuronlarda ortalama 60 µm marjinal aralığın uygun olduğunu ifade etmiştir. Bu çalışmada hazırlanan zirkonya (Zolid FX) kuronlarda simantasyon öncesi elde edilen marjinal aralık değerlerinin (61.27 µm) Svanborg¹⁴⁰'un bulgularıyla uyumlu olduğu görülmüştür.

Freire ve ark.¹¹⁶ yaptıkları çalışmada CAD/CAM ile üretilen monolitik zirkonya ve lityum disilikat kuronların marjinal uyumlarını, metal alt yapıli seramik kuronların marjinal uyumları ile karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda üç grup arasında marjinal aralık değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmuşlardır. En düşük marjinal aralık değeri lityum disilikat kuronlarda (27.95 µm) saptanmıştır. Marjinal aralık değerleri metal seramik kuronlarda; 57.42 µm, zirkonya kuronlarda; 58.05 µm' dir. Üç grup için de marjinal

aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada da marjinal uyumsuzluk değerleri; zirkonya kuronlarda 61.27 μm , feldspatik kuronlarda 59.49 μm ve lityum disilikat kuronlarda 50.8 μm olarak bulunmuştur.

Rayyan¹⁴¹ yaptığı araştırmada monolitik zirkonya (HTZ) ve porselen vener uygulanmış zirkonya (PVZ) kuronların marjinal uyumlarını incelemiştir. HTZ grubunun marjinal uyum değerlerini, PVZ grubuna göre istatistiksel olarak daha iyi bulmuştur. Her iki grupta belirlenen marjinal uyum değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğunu belirtmiştir.

Monaghegh ve ark.¹⁴² yaptıkları çalışmada tabakalı şekilde 1 mm kalınlığında ürettikleri zirkonya kuronlar ile 0.5 mm ve 1 mm kalınlığında hazırladıkları monolitik zirkonya kuronların marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmaları sonucunda üç grubun da marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu bulmuşlardır. 0.5 mm ve 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya kuronlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını, ancak tabakalı şekilde üretilen 1 mm kalınlığındaki zirkonya kuronlar ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğunu belirtmişlerdir.

Amuthavalli ve ark.¹⁴³ metal güdükler üzerinde zirkonya kopingler, zirkonya alt yapılı porselen venerler ile monolitik zirkonya kuronların marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Tüm gruplar rezin siman ile simante edilmiş ve ölçümler stereomikroskop ile yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda; tüm gruplarda elde edilen veriler klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda bulunmuştur. Monolitik zirkonya kuronların marjinal uyumunu porselen vener uygulanan zirkonya kuronlardan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha düşük olarak saptamışlardır.

Hung ve ark.¹⁴⁴ premolar dişler kullanarak yaptıkları çalışmada tam seramik ve metal destekli seramik kuronların marjinal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Kabul edilebilir marjinal aralık değerinin 50 ila 75 μm arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir. Weaver ve ark.¹³³ da kabul edilebilir marjinal aralık değerinin 70 μm olması gerektiğini ifade etmişlerdir.

Ng ve ark.⁷ yaptıkları çalışmada, geleneksel yöntem ve CAD/CAM ile üretilen kuronların marjinal uyumlarını stereomikroskop ile ölçüm yaparak karşılaştırmışlardır. IPS e.max CAD kuronların marjinal uyumunu 48 µm, e.max Press kuronların marjinal uyumunu 74 µm olarak tespit etmişlerdir. Geleneksel yöntemle üretilen kuronların marjinal aralığının, CAD/CAM ile üretilen kuronlardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Dolev ve ark.¹⁴⁵ preslenerek ve CAD/CAM; IPS e.max CAD blok kullanarak, hazırlanan lityum disilikat kuronların marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Marjinal aralık değerini; CAD/CAM kuronlarda 87 µm, pres kuronlarda 90 µm olarak saptamışlardır. Çalışmanın sonucu tek-yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiş ve marjinal uyum açısından üretim yöntemleri arasında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır.

McLean¹⁴⁶ yaptığı klinik çalışmada 1000'den fazla restorasyonu, beş yıl incelemiştir. Çalışmanın sonucunda kuron restorasyonları için kabul edilebilir marjinal aralık değerinin 120 µm olması gerektiğini belirtmiştir. Yapılan çalışmalarda^{146,147} marjinal aralık klinik olarak kabul edilebilir değer olan 120 µm'nin altında bulunmuştur.

Ji ve ark.¹⁴⁸ yaptıkları çalışmada; akrilik rezin ve 6° taper açısına sahip, chamfer ve shoulder basamak şekli olan güdükler kullanarak geleneksel yöntemle hazırladıkları lityum disilikat cam seramik kuronların marjinal ve internal uyumlarını, CAD/CAM sistemi ile elde edilen lityum disilikat ve zirkonya kuronlarla rezin simanla simante ettikten sonra karşılaştırmışlardır. Lityum disilikat kuronların marjinal aralık değerlerini zirkonya kuronlarından istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha düşük bulmuşlardır.

Literatür incelendiğinde; marjinal uyumla ilgili çok sayıda çalışma yapılmış olduğu ve verilerin 4 µm'den 160 µm'ye kadar farklılık gösterdiği görülmüştür.^{149, 150} Bu çalışmada elde edilen değerler 50.8 µm (Lityum disilikat; IPS e.max CAD) ile 61.27 µm (Zirkonya; Zolid FX) arasında değişmektedir.

Wolfart ve ark.¹⁵⁰ lityum disilikat materyalinden hazırladıkları inley ve kuronların simantasyon öncesi ve sonrası marjinal uyum değerlerini karşılaştırmışlardır. Simantasyon işleminden önce marjinal aralık değerlerini inleylerde 89 µm, kuronlarda 96 µm olarak ölçmüşlerdir. Adeziv simantasyon sonrası ise marjinal aralık değerlerini; inleylerde 92 µm, kuronlarda 130 µm olarak saptamışlardır. Adeziv simantasyonun restorasyonların marjinal aralık değerlerinde önemli miktarda artışa neden olduğunu bildirmişlerdir.

Guess ve ark.¹⁵¹ e.max Press ve e.max CAD onleylerin simantasyon işleminden önce ve sonra marjinal uyumlarını stereomikroskop kullanarak incelemişlerdir. E.max Press onleylerin marjinal aralık değerini simantasyon işleminden önce; 45.51 µm, simantasyon işleminden sonra; 62.86 µm olarak tespit etmişlerdir. E.max CAD onleylerin marjinal aralık değerini simantasyon işleminden önce; 50.09 µm, simantasyon işleminden sonra 54.05 µm olarak saptamışlardır. Simantasyon işleminin marjinal aralığı istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde arttırdığını belirtmişlerdir. Demir ve ark.¹⁵² e.max Press kuronların simantasyon işleminden önce ve sonra marjinal uyumlarını, micro-CT kullanarak değerlendirmiş ve Guess ve ark.¹⁵¹ bulguları ile benzer şekilde simantasyon işleminin marjinal aralığı arttırdığını saptamışlardır.

Borges ve ark.¹⁵³ e.max Press kuronların iki farklı siman (rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman) kullanarak simantasyon işleminden önce ve sonra marjinal uyumlarını ışık mikroskobu ile karşılaştırmışlardır. Resin modifiye cam iyonomer siman kullanılan grupta marjinal aralık değerlerini; simantasyon işleminden önce 83.13 µm, simantasyon işleminden sonra; 137.82 µm olarak, resin siman kullanılan grupta marjinal aralık değerlerini; simantasyon işleminden önce 101.50 µm, simantasyon işleminden sonra 138.10 µm olarak belirlemişlerdir. Simantasyon işleminden sonra tüm grupların marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğunu ifade etmişlerdir.

Beschmidt ve Strub¹³⁵ yaptıkları çalışmada beş farklı tam seramik materyalinden hazırladıkları kuronların, simantasyon işleminden önce ve sonra marjinal uyumlarını

değerlendirmişlerdir. Tüm gruplarda simantasyon işleminin marjinal aralığı istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttırdığını tespit etmişlerdir. Bunun sebebinin simanın yarattığı hidrostatik basınç olduğu belirtmişlerdir.

Çalışmada simantasyon işleminden önce marjinal aralık değerleri; feldspatik (VITABLOCKS Mark II) kuronlarda 59.49 μm , lityum disilikat (IPS e.max CAD) kuronlarda 50.8 μm , zirkonya (Zolid FX) kuronlarda 61.27 μm olarak bulunmuştur. Simantasyon sonrası marjinal aralık değerleri; feldspatik (VITABLOCKS Mark II) kuronlarda 67.54 μm , lityum disilikat (IPS e.max CAD) kuronlarda 57.93 μm , zirkonya (Zolid FX) kuronlarda 70.04 μm olarak bulunmuştur. Simantasyon işleminden sonra marjinal uyumda bozulma tespit edilmiş olup, bu sonuç yapılan çalışmalarla^{150,154-156} benzerlik göstermektedir.

Yaşlandırma işlemi uygulanan çalışmalar incelendiğinde; 5°C ile 55°C derece arasında değişen farklı sıcaklıkların kullanıldığı görülmüştür.^{157,158} Gale ve Darwell⁹³ termal yaşlandırma işlemi uygulanan 130 adet çalışmayı incelemişler, 1 ile 1.000.000 arasında değişen termal döngü sayısı ve 4 ile 20 saniye arasında değişen farklı bekletme süresi gibi parametrelerin kullanıldığını saptamışlar, bu nedenle standart bir prosedür belirlemenin zor olduğunu belirtmişlerdir. Ancak genel bir bulgu olarak yaşlandırma işleminin marjinal uyumu bozduğunu ve sızıntıya sebep olduğunu ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada yaşlandırma işlemi; 5 °C ile 55 °C sıcaklıklarda 10 saniye aralıklarla, 20 saniye boyunca bekletilerek, 5000 devir şeklinde uygulanmıştır. Yaşlandırma işleminden önce ve sonra simante edilen kuronların marjinal uyumları değerlendirilmiştir. Çalışmada yaşlandırma işleminden önce marjinal aralık değerleri; feldspatik (VITABLOCKS Mark II) kuronlarda 67.54 μm , lityum disilikat (IPS e.max CAD) kuronlarda 57.93 μm , zirkonya (Zolid FX) kuronlarda 70.04 μm olarak bulunmuştur. Yaşlandırma işleminden sonra marjinal aralık değerleri; feldspatik (VITABLOCKS Mark II) kuronlarda 71.78 μm , lityum disilikat (IPS e.max CAD) kuronlarda 63.25 μm , zirkonya (Zolid FX) kuronlarda 74.71 μm olarak

saptanmıştır. Yaşlandırma işleminin marjinal uyumu; zirkonya (Zolid FX) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) kuronlarda istatistiksel olarak anlamlı şekilde olumsuz yönde etkilediği, feldspatik (VITABLOCKS Mark II) kuronlarda ise anlamlı bir farklılık oluşmadığı belirlenmiştir. Bu durumun zirkonya (Zolid FX) kuronlara üretici firmanın talimatları ve literatüre uygun olarak asit uygulanmamasına, lityum disilikat (IPS Emax CAD) kuronlara ise asit uygulanmasına karşın, asit uygulama işleminin feldspatik (VITABLOCKS Mark II) kuronlarda daha etkili olarak iç yapıda gözenekler oluşturmaya ve böylece fazla simanın bu boşluklara girmesine bağlı olduğu düşünülmektedir.

Bu çalışmada elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde; istatistiksel sonuçlarla uyumlu olarak simantasyon işleminden sonra marjinal uyumda bozulma, yaşlandırma işleminden sonra uyumsuzlukta artma ve simanda deformasyonlar görülmüştür.

Tam seramik kuronlar ile hastaların ve hekimlerin estetik beklentileri daha iyi bir şekilde karşılanabilmektedir. Yeni teknikler ve materyaller geliştirildikçe tam seramiklerin posterior bölgede de kullanımları artmıştır.¹⁵⁹ Ancak seramiklerin kırılma yapısı ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksız olmaları klinik kullanımlarında problemler yaşanmasına neden olmaktadır. Bu sebeple, seramik materyallerine kırılma dayanım testleri tatbik edilerek klinik kullanıma uygunlukları incelenmektedir.¹⁶⁰

Seramik kuronların farklı güdük materyalleri kullanılarak kırılma dayanımlarının incelendiği çok sayıda çalışma bulunmaktadır.^{135,161,162} Doğal dişler yaş, anatomi ve çekimden sonraki saklama koşulları sebebiyle farklılıklar gösterdiğinden, çalışmalarda kullanıldıklarında dayanaklarda tam standardizasyon sağlanamamaktadır. Birçok araştırmacı bu dezavantajın önüne geçebilmek için kırılma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarda metal veya rezin güdükler kullanmışlardır.¹⁶³⁻¹⁶⁵ Ancak metal ve rezin dayanaklar sert olduğundan doğal dişin mekanik özelliklerini yansıtamamazlar.¹⁶⁶

Epoksi resin materyalinin elastisite modülü 12.9 GPa olup, insan dentininin elastisite modülüne yakındır ve yüzeyinde %34' lük fosforik asitle pürüzlendirme yapılabilmektedir.^{167,168} Bu nedenle, çalışmada CNC torna tezgahında hazırlanan metal ana modelden duplike edilen epoksi resin güdükler kullanılmıştır.

Materyallerin kırılma dayanımları test edilirken kullanılan örneklerin formu oldukça önemlidir. Kuron şeklindeki örnekler kullanılarak yapılan çalışmalarda oluşan stres yoğunlaşmaları, bar veya disk örnekler ile yapılan çalışmalardan farklılık göstermektedir. Kullanılan örneğin ve uygulanan kuvvetin olabildiğince klinik durumu yansıtmaması gerekir.^{135,169}

Monolitik materyaller her ne kadar tek ve bütün bir yapı içerseler de alt kısımlarında dentin ile desteklenen bir siman tabakası (yaklaşık 30-120 µ) bulunmaktadır. Bu yapılar, üç ve dört nokta bükülme testlerinde kullanılan bar ve disk şekilli örneklerde bulunmamaktadır.¹⁷⁰ Oram ve ark.¹⁷¹ kırılma dayanımı testlerinde bar ve disk şeklindeki materyaller yerine, anatomik morfolojiye daha uygun olan anatomik şekilli kuronların kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmada anatomik formda kuron restorasyonlar kullanılmıştır.

Shahrbağ ve ark.¹⁷² çalışmalarında anatomik oklüzal yüzey kesimi ile düz oklüzal yüzey kesimi yaptıkları doğal dişler üzerine feldspatik kuronlar (VITABLOCS Mark II) hazırlamışlardır. Bu kuronları farklı elastisite modülüne sahip resin simanlarla simante etmişler ve kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. En yüksek kırılma dayanımını Panavia F 2.0. ile simante edilen gruplarda saptamışlardır.

Resin simanlar, seramiklerde mevcut olabilen pöröz defektleri doldurma özellikleri nedeniyle restorasyonun dayanımını ve stabilitesini arttırmaktadır.¹⁷³ Bu çalışmada tüm kuronların simantasyon işleminde adeziv resin siman (Panavia F 2.0.) kullanılmıştır.

Dişin preparasyon şeklinin tam seramik restorasyonların kırılma dayanımında etkisi vardır.¹⁷² Ohlmann ve ark.¹⁷⁴ yaptıkları çalışma sonucunda tam seramik restorasyonlarda

uygulanan chamfer ve shoulder basamak tiplerinde kırılma dayanımının daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Bu çalışmada premolar dişi temsilen hazırlanan kuronlara, ağız ortamında maruz kalacakları kuvvetler düşünülerek vertikal yükleme uygulanmıştır. Kırıcı ucun çapı ve yükleme hızı testin sonuçlarını etkilemektedir. Çalışmalarda kullanılan kuvvet uygulayıcı uçların çapları 2.65-6.35 mm arasında değişkenlik göstermektedir.¹⁷⁰ Yükleme hızı arttıkça materyalde oluşacak çatlağın büyümesi için zaman kalmayacağından, hatalı veriler elde edilebilmektedir. Kullanılan yükleme hızının mümkün olduğu kadar düşük olması gerekmektedir.^{175,176} ISO standartlarına göre ideal yükleme hızı 1 ± 0.5 mm/dakika olmalıdır.^{175,177} Bu çalışmada, 3 mm çapında kırıcı uç ve 1 mm/dakika yükleme hızı kullanılmıştır.

CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere ilk geliştirilen tam seramik blok feldspatik seramik bloklar olup, hazırlanan kuronların kırılma dayanımının 155.00 MPa olduğu saptanmıştır.^{178,179} Bu çalışmada kullanılan feldspatik seramik bloktan (VITABLOCS Mark II) hazırlanan kontrol grubundaki kuronların kırılma dayanımı 141.75 MPa olarak bulunmuştur.

Lityum disilikat içerikli cam seramikler feldspatik bloklarda karşılaşılan dayanıksızlık problemlerinin önüne geçmek için üretilmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan lityum disilikat içerikli (IPS e.max CAD) materyalden hazırlanan kontrol grubundaki kuronlarda kırılma dayanımı 352.00 MPa olarak bulunmuş olup, yapılan çalışmalar (> 350.00 MPa) ile uyumlu olduğu görülmüştür.^{178,179}

Carvalho ve ark.¹⁸⁰ CAD/CAM ile hazırladıkları feldspatik cam seramik, lityum disilikat seramik ve rezin nano seramik kuronların kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Lityum disilikat ve rezin nano seramik kuronların benzer, feldspatik kuronların ise diğer gruplardan daha düşük kırılma dayanım değerleri gösterdiğini saptamışlardır.

Bindl ve ark.¹⁸¹ feldspatik, lösitle güçlendirilmiş ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikten hazırladıkları kuronları iki farklı siman (çinko fosfat siman ve adeziv siman)

kullanarak simante ettikten sonra kırılma dayanımlarını incelemişler, adeziv rezin siman kullanılan kuronlarda kırılma dayanım değerlerini daha yüksek olarak bulmuşlardır. Lityum disilikat kuronların, feldspatik ve lösit içerikli kuronlardan daha fazla kırılma dayanımı değerleri gösterdiğini tespit etmişlerdir.

Della Bona ve ark.¹⁸² yaptıkları çalışmada lityum disilikat içerikli seramiklerin kırılma dayanımını 239.00 MPa olarak bulmuşlardır. Lityum disilikat esaslı seramiklerin yüksek kırılma dayanımına sahip olmasını; kristal içeriğinin cam matriks içerisinde düzenli bir dağılım göstermesine ve fazla olmasına bağlamışlardır.

Zadeh ve ark.¹⁸³ altı farklı zirkonya materyalinin mekanik ve estetik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, lityum disilikat seramik grubunu kontrol grubu olarak kullanmışlardır. Zirkonya (Ceramill Zolid FX) örneklerin kırılma dayanım değerlerini 557.00 MPa olarak tespit etmişlerdir. Kontrol grubu olan lityum disilikat (IPS e.max Press) örnekler ise en düşük kırılma dayanımı değerlerini (296.00 MPa) göstermişlerdir. Bu çalışmada zirkonya (Zolid FX) materyalinden hazırlanan kuronlarda saptanan kırılma dayanımı (801.00 MPa) değerleri Zadeh ve ark. çalışmalarında¹⁸³ elde edilen değerlerden daha yüksek bulunmuştur. Lityum disilikat (IPS e.max CAD)'den hazırlanan kuronların kırılma dayanım değerlerinin (352.00 MPa) ise IPS e.max Press kuronların¹⁸³ kırılma dayanımı değerleri ile benzer olduğu görülmüştür.

Seramiklerin klinik kullanımları sırasında maruz kaldıkları sıcaklık değişimlerinden ve suyun varlığından etkilendikleri bilinmektedir. Termal yaşlandırma işlemi sırasında materyalde ani sıcaklık değişimleri meydana gelmektedir. Bu değişimler materyalin yüzeyinde büzülme gerilimlerine sebep olarak materyale zarar vermektedir. Bu sebeple; kırılma dayanımının incelendiği çalışmalarda klinik durumları taklit edebilmek için, yaşlandırma işlemi genellikle uygulanmaktadır.¹⁷⁰

Abou-Madina ve ark.¹⁸⁴ IPS e.max Press materyalinden yapılan kuronların yaşlandırma işleminden sonra kırılma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Yaşlandırma işleminin tüm gruplarda kırılma dayanımında azalmaya sebep olduğunu saptamışlardır.

Winter ve ark.¹⁸⁵ yaptıkları çalışmada CAD/CAM polimer bloklarından hazırladıkları kuronların, kırılma dayanımını incelemişlerdir. Kontrol grubu olarak lityum disilikat içerikli IPS e.max CAD bloklar kullanmışlardır. Yaşlandırma işlemini 5°-55 °C’de 10.000 siklus olarak uygulamışlardır. Yaşlandırma işleminden sonra kırılma dayanımının istatistiksel olarak anlamlı şekilde azaldığını bildirmişlerdir.

Fathy ve ark.¹⁸⁶ monolitik zirkonyanın kırılma dayanımını ve translusensliğini etkileyen faktörlerle ilgili 2009-2019 yılları arasında yapılan çalışmaların bir derlemesini yapmışlardır. Yaşlandırma işleminin monolitik zirkonya materyalinin kırılma dayanımını düşürdüğünü belirlemişlerdir. Bu çalışmada yaşlandırma işlemi uygulanan grupta; zirkonya (Zolid FX) kuronlarda 667.00 MPa ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) kuronlarda 295.00 MPa kırılma dayanımı değerleri elde edilmiş olup, bu değerlerin kontrol grubundaki zirkonya (Zolid FX-801.5 MPa) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD-352.00 MPa) kuronların kırılma dayanımlarından anlamlı bir şekilde daha düşük olduğu belirlenmiştir.

Porto ve ark.¹⁸⁷ CAD/CAM materyallerinin kırılma dayanımına saklama ve yaşlandırma işlemlerinin etkisini araştırmışlardır. Örnekleri; yedi gün kuru bekletme, yedi gün 37 °C distile suda bekletme, 60.000 ve 120.000 yaşlandırma işlemi uygulanan olmak üzere dört grupta incelemişlerdir. IPS e.max CAD kuronlar yedi gün suda bekletildiğinde kuru olarak bekletilen kuronlardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek kırılma dayanım değerleri göstermiştir. Lityum disilikat (VITABLOCS Mark II)’ tan hazırlanan kuronların kırılma dayanımlarının uygulanan işlemlerden etkilemediğini saptamışlardır.

Bu çalışmada Porto ve ark.¹⁸⁷ bulgularına benzer şekilde yaşlandırma işlemi uygulanan (113.63 MPa) ve kontrol grubu lityum disilikat (VITABLOCS Mark II) kuronların (141.75

MPa) kırılma dayanımları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür. Bu duruma çalışmada kullanılan diğer materyallere göre feldspatik porselenin klinik koşullar altında, stabilitesini daha iyi korumasının ve içeriğindeki kristallerin partikül oranlarının sebep olduğu düşünülmüştür.

Güngör ve Nemli¹⁸⁸ monolitik ve vener kuronlardan oluşan 12 farklı gruba yaşlandırma (5000 siklus) işlemi uygulayarak kırılma dayanımlarındaki değişimi incelemişlerdir. En yüksek kırılma dayanımını monolitik zirkonya kuronlarda saptamışlar, bu grubu monolitik lityum disilikat kuronlar takip etmiştir. Bu çalışmada kırılma dayanımları büyükten küçüğe doğru; zirkonya (Zolid FX; 801.50 MPa), lityum disilikat (IPS e.max CAD; 352.00 MPa) ve feldspatik (VITABLOCS Mark II; 141.75 MPa) kuronlarda tespit edilmiş olup, elde edilen bulgular Güngör ve Nemli¹⁸⁹'nin çalışmasıyla uyum göstermiştir.

Al-Aali ve ark.¹⁸⁹ itriyum stabilize zirkonya materyalinin kırılma dayanımına suda bekletme (37°C) yöntemiyle yaşlandırmanın etkisini incelemişlerdir. Yaşlandırma işleminin kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşürdüğünü tespit etmişlerdir.

Bu çalışmada yaşlandırma işlemi uygulanan kuronlarda kırılma dayanımı büyükten küçüğe doğru; zirkonya (Zolid FX; 667.00 MPa), lityum disilikat (IPS e.max CAD; 295.00 MPa) ve feldspatik (VITABLOCS Mark II; 113.63 MPa) olarak tespit edilmiştir.

Yapılan çalışmada marjinal uyum ve kırılma dayanım değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde bulunmuştur. *In vitro* bir araştırma olması nedeniyle klinik koşullarda karşılaşılabilecek hasta, hekim veya dental asistan kaynaklı problemleri yansıtmaması, ayrıca tek kuron ve premolar diş formunun kullanılması bu çalışmanın sınırlamalarıdır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Üç farklı materyalden hazırlanan monolitik kuronların marjinal uyum ve kırılma dayanımlarına simantasyon ve yaşlandırma işlemlerinin etkisinin *in vitro* olarak değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Tüm kuronların marjinal uyum değerleri, literatürde klinik olarak kabul edilebilir sınır değerin (120 μ m) altında bulunmuştur.

2. Simantasyon işleminden bağımsız olarak, zirkonya (Zolid FX) ve feldspatik (VITABLOCS Mark II) kuronlar, lityum disilikat (IPS e.max CAD) kuronlardan anlamlı ($p<0.001$) bir şekilde daha yüksek marjinal uyumsuzluk göstermiştir. Zirkonya (Zolid FX) ve feldspatik (VITABLOCS Mark II) kuronlar arasında ise anlamlı ($p>0.05$) bir farklılık elde edilmemiştir.

3. Tüm kuronlarda simantasyon işleminden sonra marjinal uyumsuzluk anlamlı ($p<0.05$) bir şekilde artmıştır.

4. Zirkonya (Zolid FX) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) kuronlar yaşlandırma işleminden sonra öncesine göre anlamlı ($p<0.05$) bir şekilde daha fazla marjinal uyumsuzluk gösterirken, feldspatik (VITABLOCS Mark II) kuronlarda anlamlı ($p>0.05$) bir farklılık gözlenmemiştir.

5. En yüksek kırılma dayanım değerleri, zirkonya (Zolid FX) blok kullanılarak hazırlanan kuronlarda elde edilmiştir. Bunu sırası ile lityum disilikat (IPS e.max CAD) ve feldspatik (VITABLOCS Mark II) kuronlar takip etmiştir.

6. Kontrol grubu Zirkonya (Zolid FX) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) kuronlar, yaşlandırma işlemi uygulanan kuronlara göre anlamlı ($p<0.05$) bir şekilde daha yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermiştir. Buna karşın feldspatik (VITABLOCS Mark II) kuronlarda yaşlandırma işlemi uygulanan ve kontrol grubu arasında anlamlı ($p>0.05$) bir farklılık tespit edilmemiştir.

Güncel monolitik blok sayısı arttırılarak, uyum ölçümünde farklı teknikler ile değerlendirme yapılarak, molar diş, köprü veya full ark restorasyonlar kullanılarak farklı çalışmaların yapılması düşünülebilir.



KAYNAKLAR

1. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dent Clin.*, 2017, 61: 797-819.
2. Miara P, Touati B, Nathanson D, Giordano R. *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. Baskı. CRC Press, 1998.
3. Negruțiu CS. Digital dentistry digital impression and CAD/CAM system applications. *J Interdiscip Med.*, 2017, 2: 54-57.
4. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont.*, 2017, 9: 486-495.
5. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L. Brackett S. E., *Fundamentals of fixed prosthodontics*, III. Baskı, Carol Stream (IL). Quintessence, 2003: 85-103.
6. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice K. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent.*, 2001, 26: 367-374.
7. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.*, 2014, 112: 555-560.
8. Yavuziyılmaz H, Ulusoy M, Kedici P, Kansu G. *Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Yayınları*, Ankara, 2003.
9. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.*, 1997, 128: 297-307.
10. Sukumaran V, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. *Trends Biomater Artif Organs.*, 2006, 20: 7-12.
11. Baldissara P, Wandscher VF, Marchionatti AME, Parisi C, Monaco C, Ciocca L. Translucency of IPS e. max and cubic zirconia monolithic crowns. *J Prosthet Dent.*, 2018, 120: 269-275.
12. Komoto M, Maseki T, Nara Y. The effect of additional photochemical treatments on the bonding of silanized CAD/CAM ceramic restorations after water-storage. *Odontology*, 2021, 109: 585-595.
13. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Baskı. Elsevier Health Sci., 2012.
14. Piggot AS. *Chemistry and metallurgy as applied to the study and practice of dental surgery*. Baskı. Lindsay and Blakiston, 1854.
15. Akın E. *Diş hekimliğinde porselen*. Ü. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 1999, 43.
16. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.*, 1996, 75: 18-32.
17. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent.*, 2004, 91: 136-143.
18. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.*, 2011, 56: 84-96.
19. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.*, 1992, 67: 859-865.
20. Phillips RW, Anusavice KJ, Shen C, Rawls H. *Phillips' science of dental materials*. Baskı. Elsevier/Saunders, 2013.
21. Krishna JV, Kumar VS, Savadi RC. Evolution of metal-free ceramics. *J Indian Prosthodont Soc.*, 2009, 9: 70.
22. ElBatal FH, Azooz MA, Hamdy YM. Preparation and characterization of some multicomponent silicate glasses and their glass-ceramics derivatives for dental applications. *Ceram Int.*, 2009, 35: 1211-1218.

23. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.*, 2001, 85: 61-66.
24. Yavuziyilmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005, 22: 49-60.
25. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: Part I-An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol.*, 2015, 3: 13-18.
26. KJ A. Phillips' science of dental materials. St. Louis: WB Saunders, 2003, 596: 41-43.
27. Eakle WS, Bastin KG. Dental materials: clinical applications for dental assistants and dental hygienists. Baskı. Elsevier Health Sci., 2019.
28. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.*, 2015, 28.
29. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Maced J Med Sci.*, 2018, 6: 1742-1755.
30. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.*, 2002, 15.
31. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems: is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin N Am.*, 1992, 36: 765-782.
32. da Cunha LF, Pedroche LO, Gonzaga CC, Furuse AY. Esthetic, occlusal, and periodontal rehabilitation of anterior teeth with minimum thickness porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent.*, 2014, 112: 1315-1318.
33. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Giesinger JM, Dumfahrt H. Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. *Int J Prosthodont.*, 2012, 25: 395-402.
34. Molin MK, Karlsson SL. Five-Year clinical prospective evaluation of zirconia-baseddenzir 3-Unit FPDs. *Int J Prosthodont.*, 2008, 21.
35. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. *Futur Dent J.*, 2016, 2: 55-64.
36. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomater.*, 1999, 20: 1-25.
37. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.*, 2017, 48.
38. Lughi V, Sergio V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.*, 2010, 26: 807-820.
39. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci.*, 1988, 523: 234-256.
40. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans.*, 2016, 45: 19194-19215.
41. Bartolo D, Cassar G, Husain NA-H, Özcan M, Camilleri J. Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *J Prosthet Dent.*, 2017, 117: 545-551.
42. Hung CY, Huang YS. Effect of veneering techniques on ceramic fracture of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.*, 2012, 1: 66-70.
43. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater.*, 2012, 28: 449-456.
44. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, Stawarczyk B, Özcan M, Hämmerle CH. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *J Biomed Mater Res. Part B: Appl Biomater.*, 2012, 100: 447-456.

45. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont.*, 2013, 5: 296-304.
46. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.*, 2013, 29: 1201-1208.
47. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent.*, 2014, 42: 684-690.
48. 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. *Dent Mater J.*, 2009, 28: 44-56.
49. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg.*, 2005, 63: 22-32.
50. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.*, 2011, 56: 97-106.
51. Lowe RA. A One-Visit Option: An alternative to traditional ceramic restorations. *dentistry today*, 2017, 36: 100, 102, 104-100, 102, 104.
52. Van Zeghbroeck L. CAD/CAM treatment for the elderly-a case report. *Gerodontology.*, 2012, 29: e1176-e1179.
53. Christensen GJ. In-office CAD/CAM milling of restorations: the future? *J Am Dent Assoc.*, 2008, 139: 83-85.
54. Santos Jr GC, Santos Jr M, Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O. Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *Gen Dent.*, 2013, 61: 36-40; quiz 41.
55. Goswami R, Priya A. CAD/CAM in restorative dentistry: a review. *Br Biomed Bull.*, 2013.
56. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.*, 2014, 58: 208-216.
57. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin.*, 2002, 46: 405-426.
58. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent.*, 2012, 33: 50, 52-58.
59. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.*, 2002, 88: 44-49.
60. McLaren E, Giordano R. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.*, 2010, 31: 682-684.
61. Höland W, Frank M, Rheinberger V. Surface crystallization of leucite in glasses. *J Non Cryst Solids.*, 1995, 180: 292-307.
62. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *J Dent.*, 2000, 28: 529-535
63. Naves LZ, Soares CJ, Moraes Rd, Gonçalves LS, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent.*, 2010, 35: 420-427.
64. Ural Ç, Kaleli N. Diş hekimliğinde kullanılan güncel porselenler ve farklı sınıflamaları. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics.*, 2017, 3: 151-163.
65. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Mater.*, 2010, 3: 3700-3713.
66. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.*, 1989, 62: 405-408.
67. Suárez MJ, Villaumbrosia D, González P, Pradíes G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont.*, 2003, 16.
68. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review.

J Oral Rehabil., 2010, 37: 866-876.

69. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. J Prosthet Dent., 2013, 109: 227-233.

70. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. J Prosthet Dent., 2000, 83: 40-49.

71. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent., 2007, 98: 389-404.

72. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. J Prosthet Dent., 1990, 64: 18-24.

73. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. J Prosthet Dent., 2000, 83: 362-366.

74. Hayashi M, Wilson N, Ebisu S, Watts D. Influence of explorer tip diameter in identifying restoration margin discrepancies. J Dent., 2005, 33: 669-674.

75. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. J Prosthodont., 2013, 22: 419-428.

76. Stappert C, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub J. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. Br Dent J., 2004, 196: 766-770.

77. Davis D. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. J Prosthet Dent., 1988, 59: 12-16.

78. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. J Prosthet Dent., 2013, 110: 447-454. e410.

79. Zinelis S. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. Department of Prosthodontics, School of Dentistry, National and Kapodistrian University., 2009.

80. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. Int J Prosthodont., 2004, 17.

81. McCabe JF, Walls AW. Applied dental materials. Baskı. John Wiley & Sons, 2013.

82. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence, 2002.

83. Addison O, Marquis P, Fleming G. Quantifying the strength of a resin-coated dental ceramic. J Dent Res., 2008, 87: 542-547.

84. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. J Prosthet Dent., 1973, 30: 418-423.

85. Zandinejad A, Atai M, Pahlevan A. The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites. Dent Mater., 2006, 22: 382-387.

86. Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2011, 2011: 150-162.

87. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dent Clin N Am., 2007, 51: 643-658.

88. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. Oper dent., 2005, 30: 39-49.

89. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. Dent Mater., 2002, 18: 189-196.

90. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res., 2005, 84: 118-132.

91. Moore RJ, Watts JT, Hood JA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod.*, 1999, 21: 249-261.
92. Youngson C, Barclay C. A pilot study of intraoral temperature changes. *Clin Oral Investig.*, 2000, 4: 183-189.
93. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.*, 1999, 27: 89-99.
94. Michalesco P, Marciano J, Grieve A, Abadie M. An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: a pilot study. *J Prosthet Dent.*, 1995, 73: 214-218.
95. ISO I. TS 11405: Dental materials-testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: ISO Central Secretariat., 2003.
96. Tatar N. Rezin-nano seramik ve polimer-infiltrer seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin kompozit rezinlerle bağlantısının incelenmesi. 2016.
97. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox C, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater.*, 2002, 18: 269-275.
98. Bedran-de-Castro AKB, Pereira PN, Pimenta LAF, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *J Adhes Dent.*, 2004, 6.
99. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.*, 2005, 93: 253-259.
100. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky Jr JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.*, 2003, 19: 693-699.
101. Watt IM. The principles and practice of electron microscopy. Baskı. Cambridge University Press, 1997.
102. Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tıraş T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent Mater.*, 2011, 27: 786-795.
103. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent.*, 2002, 88: 170-175.
104. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.*, 2010, 26: e100-e121.
105. Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.*, 1992, 5: 409-409.
106. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater.*, 2003, 19: 206-211.
107. Hsueh CH, Thompson G. Appraisal of formulas for stresses in bilayered dental ceramics subjected to biaxial moment loading. *J Dent.*, 2007, 35: 600-606.
108. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2000, 10: 79-88.
109. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of fixed prosthodontics. Baskı. Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA, 1997.
110. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MMK, Katamish HAEM, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.*, 2013, 109: 83-87.
111. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont.*, 2000, 13.
112. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.*, 2003, 16.
113. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. Precision of fit of two margin designs

for metal-ceramic crowns. *J Prosthodont.*, 2007, 16: 233-237.

114. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater.*, 2011, 27: 1119-1126.

115. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent.*, 2004, 91: 554-560.

116. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The marginal fit of CAD/CAM monolithic ceramic and metal-ceramic crowns. *J Prosthodont.*, 2019, 28: 299-304.

117. Rizonaki M, Jacquet W, Bottenberg P, Depla L, Boone M, De Coster PJ. Evaluation of marginal and internal fit of lithium disilicate CAD-CAM crowns with different finish lines by using a micro-CT technique. *J Prosthet Dent.*, 2022, 127: 890-898.

118. Cetik S, Bahrami B, Fossoyeux I, Atash R. Adaptation of zirconia crowns created by conventional versus optical impression: in vitro study. *J Adv Prosthodont.*, 2017, 9: 208-216.

119. Kale E, Yilmaz B, Seker E, Özcelik TB. Effect of fabrication stages and cementation on the marginal fit of CAD-CAM monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent.*, 2017, 118: 736-741.

120. Kale E, Seker E, Yilmaz B, Özcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent.*, 2016, 116: 890-895.

121. Olivera AB, Saito T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J Prosthodont.*, 2006, 15: 243-249.

122. Magne P, Hanna J, Magne M. The case for moderate “guided prep” indirect porcelain veneers in the anterior dentition. The pendulum of porcelain veneer preparations: from almost no-prep to over-prep to no-prep. *Eur J Esthet Dent.*, 2013, 8: 376-388.

123. Ural Ç. Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in-vitro olarak değerlendirilmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Sosyal Bilimler Enstitüsü. 2006.

124. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent Mater.*, 2017, 33: 1012-1020.

125. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.*, 2014, 30: 1195-1203.

126. Blatz MB, Phark JH, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, Sadan A. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin Oral Investig.*, 2010, 14: 187-192.

127. Koizumi H, Nakayama D, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *J Adhes Dent.*, 2012, 14: 385.

128. Saker S, Ibrahim F, Ozcan M. Effect of different surface treatments on adhesion of In-Ceram Zirconia to enamel and dentin substrates. *J Adhes Dent.*, 2013, 15: 369-376.

129. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, von Steyern PV. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil.*, 2005, 32: 753-758.

130. Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Özkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J.*, 2013, 32: 42-47.

131. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent.*, 2009, 102: 253-259.

132. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *J Dent.*, 2012, 40: 670-677.

133. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J*

Prosthet Dent. 1991, 66: 747-753.

134. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.*, 1989, 61: 527-531.

135. Beschmidt S, Strub J. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.*, 1999, 26: 582-593.

136. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont.*, 2004, 17.

137. Yu H, Zhao Y, Li J, Luo T, Gao J, Liu H, Liu W, Liu F, Zhao K, Liu F. Minimal invasive microscopic tooth preparation in esthetic restoration: a specialist consensus. *Int J Oral Sci.*, 2019, 11: 31.

138. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil.*, 1997, 24: 871-881.

139. Azar B, Eckert S, Kunkela J, Ingr T, Mounajjed R. The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs. CAD/CAM. *Braz. Oral Res.*, 2018, 32.

140. Svanborg P. A systematic review on the accuracy of zirconia crowns and fixed dental prostheses. *Biomater Investig Dent.*, 2020, 7: 9-15.

141. Rayyan MR. Marginal adaptation of monolithic high-translucency versus porcelain-veneered zirconia crowns. *Int J Prosthodont.*, 2019, 32: 364-366.

142. Mohaghegh M, Firouzmandi M, Ansarifard E, Ramazani L. Marginal fit of full contour monolithic zirconia in different thicknesses and layered zirconia crowns. *J Int Soc Prev.*, 2020, 10: 652.

143. Amuthavalli V, Manoharan P, Shivasakthy M. A comparative evaluation of marginal fit of all ceramic crowns fabricated with zirconia cored crowns and monolithic crowns-An in vitro study. *J Adv Clin Res Insights.*, 2020, 7: 1-6.

144. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent.*, 1990, 63: 26-31.

145. Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent.*, 2019, 121: 124-128.

146. McLean J. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.*, 1971, 131: 107-111.

147. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater.*, 2009, 25: 94-102.

148. Ji MK, Park JH, Park SW, Yun KD, Oh G-J, Lim HP. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *J Adv Prosthodont.*, 2015, 7: 271-277.

149. Ural Ç, Nurgaz Y, Saraç D. Farklı yöntemlerle yapılan porselen restorasyonların kenar uyumlarının tarayıcı elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi. 2008.

150. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.*, 2003, 16.

151. Guess PC, Vagkopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *J Dent.*, 2014, 42: 199-209.

152. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent.*, 2014, 8: 437-444.

153. Borges G, Faria J, Agarwal P, Spohr AM, Correr-Sobrinho L, Miranzi B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Oper Dent.*, 2012, 37: 641-649.

154. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical

discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent.*, 2009, 102: 378-384.

155. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent.*, 2004, 92: 250-257.

156. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont.*, 1993, 6.

157. 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. *Dent Mater.*, 2010, 26: 533-538.

158. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Combined effects of thermocycling and load-cycling on microleakage of computer-aided design/computer-assisted manufacture molar crowns. *Int J Prosthodont.*, 2011, 24.

159. Silva NR, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW, Esquivel-Upshaw J. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc.*, 2011, 142: 4S-9S.

160. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.*, 2002, 29: 951-955.

161. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.*, 1994, 7.

162. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.*, 2006, 95: 117-123.

163. Holmes J, Bayne S, Sulik W, Holland G. Marginal fit of castable ceramic (Dicor) crowns. *J Dent Res.*, 1987; 283-283.

164. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent.*, 1994, 72: 585-590.

165. Rinke S, Huls A. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.*, 1995, 8.

166. Madani DA. Fracture resistance of non-metallic molar crowns manufactured with CEREC 3D. University of Toronto, 2010.

167. 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. *Dent Mater J.*, 2013, 32: 433-440.

168. Neiva G, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *J Esthet Restor Dent.*, 1998, 10: 60-66.

169. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater.*, 1995, 11: 142-146.

170. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.*, 1999, 81: 652-661.

171. Oram D, Davies E, Cruickshanks-Boyd D. Fracture of ceramic and metaloceramic cylinders. *J Prosthet Dent.*, 1984, 52: 221-230.

172. 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. *Dent Mater.*, 2014, 30: 234-241.

173. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.*, 2003, 89: 268-274.

174. Ohlmann B, Gruber R, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *J Prosthet Dent.*, 2008, 100: 211-219.

175. Dérand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.*, 2000, 13.

176. Zan T. Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. GÜ Doktora Tezi, Ankara, 1999.
177. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont.*, 1998, 11.
178. Kim JH, Oh S, Uhm S-H. Effect of the crystallization process on the marginal and internal gaps of lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Biomed Res Int.*, 2016, 2016.
179. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health.*, 2019, 19: 1-14.
180. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent.*, 2014, 111: 310-317.
181. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.*, 2006, 22: 29-36.
182. Della Bona A, Mecholsky Jr JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate-and leucite-based ceramics. *Dent Mater.*, 2004, 20: 956-962.
183. Zadeh PN, Lümekemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent.*, 2018, 120: 948-954.
184. Abou-Madina MM, Özcan M, Abdalaziz KM. Influence of resin cements and aging on the fracture resistance of IPS e. max Press posterior crowns. *Int J Prosthodont.*, 2012, 25.
185. Winter A, Schurig A, Rasche E, Rösner F, Kanus L, Schmitter M. The flexural strength of CAD/CAM polymer crowns and the effect of artificial ageing on the fracture resistance of CAD/CAM polymer and ceramic single crowns. *J Mater Sci.: Mater Med.*, 2020, 31: 1-8.
186. Fathy SM, Al-Zordk W, Grawish ME, Swain MV. Flexural strength and translucency characterization of aesthetic monolithic zirconia and relevance to clinical indications: a systematic review. *Dent Mater.*, 2021, 37: 711-730.
187. Porto TS, Roperto RC, Akkus A, Akkus O, Teich S, Faddoul F, Porto-Neto ST, Campos EA. Effect of storage and aging conditions on the flexural strength and flexural modulus of CAD/CAM materials. *Dent Mater. J.*, 2019, 38: 264-270.
188. Güngör MB, Nemli SK. Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *J Prosthet Dent.*, 2018, 119: 473-480.
189. Al-Aali KA, Alresayes S, Alhenaki AM, Vohra F, Abduljabbar T. Influence of time and hydration (ageing) on flexural strength of yttrium stabilized zirconia polycrystals (Y-TZP) fabricated with different CAD-CAM systems. *Pak J Med Sci.*, 2021, 37: 833.

EKLER

EK 1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Cansu Ayser ALOSMAN
Adres	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 53100, RİZE
Tel	: 0464 222 00 00-01
Faks	: 0464 222 00 02
Eğitim	
Lise	: Cağaloğlu Anadolu Lisesi (2014)
Lisans	: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2014-2019)
Yüksek lisans	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2020-2023)
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce - Almanca	
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
Akademik Çalışmalar	