

T.C
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI KALINLIKTAKİ FARKLI BASAMAK TİPLERİNİN
ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM
SERAMİK KRONLARIN
KIRILMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ

Hazırlayan
Elif KARAKUŞ

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Server MUTLUAY ÜNAL

2022 – AFYONKARAHİSAR

T.C
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

FARKLI KALINLIKTAKİ FARKLI BASAMAK TİPLERİNİN
ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM
SERAMİK KRONLARIN
KIRILMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ

Elif KARAKUŞ
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Server MUTLUAY ÜNAL

Bu çalışma; Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Birimi tarafından 20.DUS.003 kodlu proje ile desteklenmiştir.

2022 – AFYONKARAHİSAR

KABUL VE ONAY



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez çalışmam sırasında her konuda yardım ve desteğini esirgemeyen, akademik ve klinik konularda bilgi ve tecrübesini itina ile aktaran, bana daima yol gösteren değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Server MUTLUAY ÜNAL'a,

Çalışmanın istatistiksel analizlerin yapımında yardımcı olan Prof. Dr. İsmet DOĞAN'a,

Çalışmanın laboratuvar aşamalarında büyük bir dikkat ve titizlikle çalışarak yardımcı olan başta Sezgin ALATÇI olmak üzere HİSAR DENTAL personeline,

Uzmanlık eğitimim süresince birbirimize destek olduğumuz, beraber çalışmaktan zevk duyduğum canım arkadaşlarım Dt.Gülsüm GÖKÇİMEN'e ve Dt.Kevser KARAKAYA'ya,

Tüm hayatım boyunca her an yanımda olan, bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren, her kararında arkamda duran annem Hatice KARAKUŞ'a, babam Şenol KARAKUŞ'a ve tez çalışmam süresince yardımını esirgemeyen sevgili kardeşim Ece KARAKUŞ'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

FARKLI KALINLIKTAKİ FARKLI BASAMAK TİPLERİNİN ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK KRONLARIN KIRILMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ

Elif KARAKUŞ

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hekimliğinde
Uzmanlık Tezi

Mart 2022

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Server MUTLUAY ÜNAL

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı basamak tiplerinin ve kalınlıklarının zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (ZLS) kronların kırılma dayanımı üzerine etkisini incelemektir.

Gereç ve Yöntem: Örneklerin elde edileceği 6 mm kuron boyu ve 6°taper açısında, düz oklüzal (anatomik olmayan) yüzeyli prepare edilmiş mandibular 1. molar dişini temsil eden güdükler, standardizasyonun sağlanması amacıyla CAD/CAM freze ünitesinde hazırlandı. Örnekler farklı basamak tipi ve kalınlıkta olmak üzere 8 gruba ayrıldı. Birinci grupta;1 mm 135° shoulder basamak, ikinci grupta;1 mm 90° shoulder basamak, üçüncü grupta;1 mm chamfer basamak, dördüncü grupta;1 mm deep chamfer basamak, beşinci grupta;0,5 mm 135° shoulder basamak, altıncı grupta;0,5 mm 90° shoulder basamak, yedinci grupta;0,5 mm chamfer basamak, sekizinci grupta;0,5 mm deep chamfer basamak şeklinde hazırlandı. Bu hazırlanan güdüklerden silikon kalıp kullanılarak her bir grup için 11 adet olacak şekilde toplam 88 adet epoksi rezinden die model elde edildi. ZLS kronlar rezin siman ile epoksi rezin die üzerine simante edildi. Örnekler 5 °C ile 55 °C arasında 5000 termal siklusa tabi tutuldu ve daha sonra Universal test cihazında 1 mm /dk yükleme hızı ile kırılma direnci testi uygulandı. Kırık örnekler Burke sınıflamasına göre kategorize edildi. Kırılan yüzeyler SEM’ de (Tarayıcı Elektron Mikroskobu) incelendi. Veriler Shapiro- Wilk, Oneway Anova testleri kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular: Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0,002$; $p<0,05$). Çalışmamızda elde edilen verilere göre 1 mm chamfer basamak($1749,88\pm327,69$ N) olarak hazırlanan ZLS kronlarının kırılma dayanım değerlerinin en yüksek olduğu ve 0,5 mm 90° shoulder basamak($1030,91\pm432,84$ N) ile hazırlanan ZLS kronlarının kırılma dayanım değerlerinin en düşük olduğu bulunmuştur.

Sonuç: Farklı basamak tiplerinin ve kalınlıklarının ZLS kronların kırılma dayanımını etkilediği, 1 mm chamfer basamak dizaynının ZLS kronların kırılma direncini arttırdığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Chamfer basamak şekli, Shoulder basamak şekli, Kırılma direnci, Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat(ZLS)

EFFECT OF DIFFERENT MARGINAL FINISH LINES AND MARGINAL THICKNESS ON THE FRACTURE RESISTANCE OF ZIRCONIUM REINFORCED LITHIUM SILICATE GLASS CERAMIC CROWNS

Elif KARAKUŞ

Afyonkarahisar Health Sciences University Faculty of Dentistry Department of Prosthodontics Specialization Thesis

March 2022

Supervisor: Assist.Prof. Server MUTLUAY ÜNAL

ABSTRACT

Aim: The aim of this study is to investigate the fracture resistance of zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic (ZLS) crowns with different marginal finish lines and marginal thickness.

Material and Method: The dies representing the prepared mandibular first molar tooth with a flat occlusal (non-anatomical) surface at 6 mm crown length and 6° taper angle, from which the specimens will be obtained, were prepared in the CAD/CAM milling unit to provide standardization. Specimens were separated into 8 groups as different marginal finish lines and marginal thickness. In the first group; 1 mm 135 ° shoulder finish line, in the second group; 1 mm 90 ° shoulder finish line, in the third group; 1 mm chamfer finish line, in the fourth group; 1 mm deep chamfer finish line, in the fifth group; 0,5 mm 135 ° shoulder finish line, sixth in the group; 0,5 mm 90 ° shoulder finish line, in the seventh group; 0,5 mm chamfer finish line, in the eighth group; 0,5 mm deep chamfer finish line. A total of 88 epoxy resin die models were obtained, 11 for each group, using silicone molds from these prepared dies. ZLS crowns were cemented with resin cement onto an epoxy resin die. The specimens thermocycled at 5-55 °C for 5000 cycles and then the fracture resistance test was performed with 1 mm/sec load speed by universal testing machine. Fractured specimens are grouped according to Burke classification fracture types. The fractured surfaces were examined in SEM (Scanning Electron Microscopy). The data were statistically evaluated using the Shapiro-Wilk, Oneway Anova tests.

Results: Statistically significant difference was found between the groups ($p=0,002$; $p<0,05$). According to the data obtained in our study, ZLS crowns prepared as 1 mm chamfer finish line (1749.88 ± 327.69 N) had the highest fracture strength values and ZLS crowns prepared as 0.5 mm 90° shoulder finish line (1030.91 ± 432.84 N) had the lowest fracture strength values.

Conclusion: It was concluded that different marginal finish lines and marginal thickness affect the fracture strength of ZLS crowns, 1 mm chamfer finish line design increases the fracture resistance of ZLS crowns.

Key words: Chamfer finish line, Shoulder finish line, Fracture resistance, Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS)

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL VE ONAY	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	viii
TABLOLAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi.....	3
2.2. Tam Seramikler	4
2.2.1. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları	4
2.2.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları.....	4
2.2.3. Tam Seramik Sabit Restorasyonların Avantajları	5
2.2.4. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları	5
2.2.5. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması	5
2.3. CAD/CAM Sistemleri	6
2.3.1. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller	8
2.3.1.1. Feldspatik Seramikler.....	8
2.3.1.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	9
2.3.1.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler	10
2.3.1.4. Oksit Seramikler.....	11
2.3.1.5. Nanoseramikler	12
2.3.1.6. Hibrit Seramikler.....	13
2.3.1.7. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	13
2.3.1.8. Kompozitler.....	15
2.3.1.9. Polimerler	16
2.3.1.10. Metaller	16
2.4. Diş Preparasyonu.....	16
2.5. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu.....	21
2.6. Tam Seramik Sistemlerde Kırılma Dayanımı ve Kırılma Testi	22

2.6.1. Kırılma Testleri.....	23
2.7. Termal Siklus Uygulanması	24
2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	24
3. MATERYAL VE METOT	25
3.1. Çalışma Modelinin Hazırlanması	27
3.2. Restorasyonların Hazırlanması.....	30
3.3. Restorasyonların Simantasyonu	35
3.4. Termal Siklus Uygulaması	38
3.5. Kırılma Testinin Uygulanması	38
3.6. SEM (Scanning Electron Microscobe) Analizi	41
4. BULGULAR.....	42
4.1. Kırılma Dayanımı Testi Bulguları ve İstatiksel Değerlendirmeler	42
4.2. Kırık Tipleri.....	44
4.3. SEM Bulguları.....	47
5. TARTIŞMA	50
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	58
7. KAYNAKÇA.....	59
EKLER.....	68

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

%	: Yüzde
<	: Küçüktür
°	: Derece
Al ₂ O ₃	: Aluminyum oksit
ark.	: Arkadaşları
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim
GPa	: Gigapaskal
HT	: High Translucent
ISO	: Uluslararası standartlar örgütü
K ₂ O	: Potasyum oksit
Li ₂ O	: Lityum oksit
Li ₂ SO ₃	: Lityum metasilikat
LT	: Low Translucent
mm	: Milimetre
MO	: Medium Opasite
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
nm	: Nanometre
P ₂ O ₅	: Fosfor pentaoksit
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
SiO ₂	: Silisyum oksit
UDMA	: Üretan dimetakrilat
Y ₂ O ₃	: Yttrium oksit
ZLS	: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler
ZrO ₂	: Zirkonyum dioksit
µm	: Mikrometre

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler	25
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar	26
Tablo 3.3. Örnek grupları	27
Tablo 3.4. Vita Suprinity kristalizasyonu	34
Tablo 4.1. Grupların kırılma dayanımı ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri (Aynı harfler anlamlı fark olmadığını göstermektedir.).....	43
Tablo 4.2. Gruplar arasında kırılma dayanımı farklılıklarının Scheffe testi ile değerlendirilmesi	44
Tablo 4.3. Her deney grubu için Burke sınıflandırmasına göre kırık tiplerinin dağılımı.....	45

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1.	a) Vita Suprinity freze edilmemiş blok b) frezeleme sonrası monolitik kron c) sinterleme sonrası kristalizasyonu tamamlanmış monolitik kron	15
Şekil 2.2.	Shoulder basamak	18
Şekil 2.3.	İç açısı yuvarlatılmış Shoulder basamak	18
Şekil 2.4.	Bizotajlı Shoulder basamak.....	19
Şekil 2.5.	135° Shoulder basamak	19
Şekil 2.6.	Chamfer basamak	20
Şekil 2.7.	Derin Chamfer basamak.....	20
Şekil 2.8.	Knife-Edge basamak	21
Şekil 3.1.	Çalışma dizaynı	26
Şekil 3.2.	Hazırlanan silikon kalıp	28
Şekil 3.3.	1mm kalınlığında 90° shoulder basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model.....	28
Şekil 3.4.	0,5mm kalınlığında 90° shoulder basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model	28
Şekil 3.5.	1mm kalınlığında 135° shoulder basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model.....	28
Şekil 3.6.	0,5mm kalınlığında 135° shoulder basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model	29
Şekil 3.7.	1mm kalınlığında chamfer basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model.....	29
Şekil 3.8.	0,5mm kalınlığında chamfer basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model.....	29
Şekil 3.9.	1mm kalınlığında deep chamfer basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model.....	29

Şekil 3.10. 0,5mm kalınlığında deep chamfer basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model	30
Şekil 3.11. Diş numarası ve restorasyon şeklinin belirlenmesi	30
Şekil 3.12. Die modelin yansıtıcı sprey tozuyla kaplanması ve ağız dışı tarayıcıya yerleştirilmesi	31
Şekil 3.13. 3 boyutlu ağız dışı tarayıcı	31
Şekil 3.14. Dijital ölçünün alınması.....	31
Şekil 3.15. Die modelin ark üzerinde konumlandırılması	32
Şekil 3.16. Preperasyonun marjinlerinin belirlenmesi	32
Şekil 3.17. Giriş yolunun belirlenmesi	32
Şekil 3.18. Tasarlanan restorasyonun parametrelerin ayarlanması	33
Şekil 3.19. Mandibular birinci molar restorasyon tasarımı	33
Şekil 3.20. Vita Suprinity CAD/CAM bloğu	33
Şekil 3.21. Bloğun freze ünitesine yerleştirilmesi ve freze edilmesi	34
Şekil 3.22. Örneklerin freze sonrası görünümü.....	34
Şekil 3.23. Porselen fırını ve bir grup örneğin kristalizasyonu	35
Şekil 3.24. Glaze tamamlanmış restorasyonların görünümü.....	35
Şekil 3.25. Simantasyon işleminde kullanılan materyaller	36
Şekil 3.26. Seramiğin iç yüzeyine hidroflorik asit uygulanması.....	36
Şekil 3.27. Seramiğin iç yüzeyine silan ajanı uygulanması	37
Şekil 3.28. Simantasyonda kullanılan rezin siman.....	37
Şekil 3.29. Örneklerin led ışık cihazıyla polimerizasyonu.....	37
Şekil 3.30. Simantasyonu tamamlanmış 88 adet örneğin görünümü	38
Şekil 3.31. Örneklerin termal siklus işlemiyle yaşlandırılması	38
Şekil 3.32. Otopolimerizan akrilik rezin içerisine gömülen örnekler	39
Şekil 3.33. Kırılma dayanımı testinde kullanılan cihaz.....	39
Şekil 3.34. Test cihazına yerleştirilen örnek	40

Şekil 3.35.	Test cihazındaki örneğin kırılma anı öncesi.....	40
Şekil 3.36.	Test cihazındaki örneğin kırılması	40
Şekil 3.37.	Karbon kaplama cihazı ve taramalı elektron mikroskobu.....	41
Şekil 4.1.	Grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin dağılımı	43
Şekil 4.2.	1mm kalınlığında 135° shoulder basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip I kırılma	45
Şekil 4.3.	0,5 mm kalınlığında 135° shoulder basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip I kırılma	45
Şekil 4.4.	1mm kalınlığında 90° shoulder basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip II kırılma.....	45
Şekil 4.5.	0,5 mm kalınlığında 90° shoulder basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip V kırılma.....	46
Şekil 4.6.	1 mm kalınlığında chamfer basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip V kırılma	46
Şekil 4.7.	0,5 mm kalınlığında chamfer basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip IV kırılma	46
Şekil 4.8.	1 mm kalınlığında deep chamfer basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip IV kırılma.....	46
Şekil 4.9.	0,5 mm kalınlığında deep chamfer basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip IV kırılma.....	47
Şekil 4.10.	Grup SB1’de Tip I kırık SEM görüntüsü (Resim B, Resim A’deki daire şeklinde belirtilen alanın büyütülmüş halidir).....	47
Şekil 4.11.	Grup SA1’de Tip II kırık SEM görüntüsü (Resim B, Resim A’deki daire şeklinde belirtilen alanın büyütülmüş halidir).....	48
Şekil 4.12.	Grup DC1’de Tip IV kırık SEM görüntüsü (Resim B, Resim A’deki daire şeklinde belirtilen alanın büyütülmüş halidir).....	48
Şekil 4.13.	Grup C1’de Tip V kırık SEM görüntüsü (Resim B, Resim A’deki daire şeklinde belirtilen alanın büyütülmüş halidir).....	48

Şekil 4.14. Grupların kırık hattının SEM görüntüsü (Resim A:Grup SA1, Resim B:Grup SA5, Resim C:Grup SB1, Resim D:Grup SB5, Resim E:Grup C1, Resim F:Grup C5, Resim G:DC1, Resim H:DC5)..... 49



1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde estetiğe olan ilginin artması, bazı hastalarda metal alaşımlara karşı toksik ve alerjik reaksiyonların gözlenmesinden dolayı hastalar ve diş hekimleri tam seramik restorasyonlara daha fazla ilgi göstermeye başlamışlardır. Son yıllarda tam seramik restorasyonlar hızla popüler hale geldiğinden dolayı yeni porselen materyalleri de diş hekimliğinde kullanımı gelişmekte ve yaygınlaşmaktadır (1).

Diş hekimliğinin amaçlarından biri; herhangi bir sebeple kaybedilmiş olan fonksiyon, estetik ve fonasyonun olabildiğince kısa sürede yeniden sağlanmasıdır. Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri daha kısa sürede, daha yüksek kalitede restorasyonların elde edilmesi gibi avantajları ile diş hekimliği pratiğinde gün geçtikçe daha fazla yer edinmektedir. Yeni geliştirilen CAD/CAM seramik malzeme olan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (ZLS), zirkonya seramiklerin mekanik avantajlarına, cam seramiklerin ise estetik avantajlarına sahiptir. Homojen dağılmış lityum silikat kristallerinden oluşan kristal yapıda camsı matris zirkonya doldurucular ile takviye edilerek lityum disilikat seramiklere göre dayanıklılığı arttırılmıştır (2). ZLS; inley, onley, parsiyal kron, anterior / posterior kron ve anterior ve posterior tek diş implant abutment olarak kullanılabilir (3).

Seramik restorasyonlardaki başarısızlık genellikle seramik materyalinin kırılması nedeniyle oluşur (4). Klinisyenlerin karşılaştığı en büyük sorunlardan biri, premolar ve molar dişlere uygulanan yüksek ısırma kuvvetleri nedeniyle oklüzal ve lateral kuvvetler altında seramik restorasyonlarda kırık oluşumudur. Marjin dizaynı, restorasyon kalınlığı, uygulanan yükün yönü/büyüklüğü, intraoral şartlar gibi birçok faktör restorasyonun dayanıklılığının azalmasına neden olabilir (5). Diş preparasyonu ile marjinal basamak dizaynı materyalin kırılma dayanımını belirleyen önemli faktörlerdir. Diş preparasyonunda oluşturulan basamak sayesinde porselene düşük bir düzeyde çiğneme kuvveti iletilir ve böylece çatlama veya kırılma gibi restorasyonun klinik ömrünü azaltan faktörlerin önüne geçilir (6).

Bu çalışmanın amacı, farklı basamak tiplerinin ve kalınlıklarının ZLS kronların kırılma dayanımı üzerine etkisini incelemektir. Çalışmanın sıfır hipotezi,

farklı basamak tiplerinin ve kalınlıklarının ZLS kronların kırılma dayanımını değiştirmeyeceğidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Seramik, bir veya birden fazla metalin metal olmayan elementlerle birleşerek yüksek ısıda işlenmesi ve sinterlenmesi(katılaştırılması) sonucunda oluşan inorganik bileşiktir. Seramik, orjinini Yunanca anlamı yakılmış madde olan ‘keramos’ sözcüğünden alır. Porselenler fiziksel olarak translusent, opalesans ve floresans özellik gösteren seramiklerin özel tipidir. Dental porselenler; kaolin (%4), kuartz(%15) ve feldspar (%81) gibi cam matris içerisinde bulunan üç ana madde ve çeşitli metalik pigmentlerden (<%1) oluşmaktadır (7).

Porselen, diş hekimliğinde ilk defa Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından 1774 yılında kullanılmıştır. İlk porselen dişler için patenti, Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau’nun metotunu geliştirerek 1788 yılında almıştır.

Tek diş seramik kronlar ilk defa 1808 yılında Paris’te İtalyan diş hekimi Giuseppe - Angelo Fonzi tarafından yapılmış, ancak kırılma ve opasite nedeniyle başarısız olmuştur (8). 19. yy. sonlarında seramikler sabit protezlerde kullanılmaya başlanmıştır. İlk defa metal desteksiz tam seramik kron Dr. Charles Land tarafından 1886’da yapılmıştır. Bu restorasyon, diş hekimliği tarihinde uzun bir süre en estetik çözüm olarak sunulmuştur. Materyalin kırılma eğilimi nedeniyle endikasyonu anterior tek diş restorasyonlarla sınırlı kalmıştır (9,10).

C.H Land, 1889’da platin yaprak üzerine feldspatik porselenle şekillendirmiş, yüksek ısıda pişirilen seramiklerle veneer kronların yapımı 1900 yılından itibaren rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır. William H. Taggart 1907’de diş hekimliği tarihinde döküm örneği yapımı esnasında ilk defa mum kullanılmasıyla yeni bir döküm sistemi geliştirmiştir (11).

Mc Lean ve Hughes 1963 yılında günümüzdeki metal içermeyen tam seramik sistemlerinin temelini oluşturan alümina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş seramik kronları geliştirmişlerdir (9). Alüminyum oksit, lityum disilikat ve zirkonyum oksit

gibi tam seramik sistemleri güçlendiren alt yapı materyallerindeki gelişmeler sayesinde tam seramik restorasyonların uygulama alanlarının artmıştır (10,12,13).

2.2. Tam Seramikler

Son 40 yıl içinde, metal destekli porselen sistemler sabit protetik restorasyonlar için güvenilir bir tedavi seçeneği olduğu ispatlanmıştır. Ancak, bazı metal alaşımların biyouyumluluğu konusundaki endişeler ve estetik diş hekimliğine olan ilginin artması tam seramik restorasyonların geliştirilmesini sağlamıştır (14).

2.2.1. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları

1. Çürük, aşınma, kırılma görülen dişlerde,
2. Normal diş kavsi içinde yer almayan dişlerde, çapraşıklığı ve estetiği düzenlemek amacıyla,
3. Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,
4. Kule defektlerinde,
5. Diastema vakalarında,
6. Metal alerjisi olan hastalarda,
7. İmplantüstü restorasyonlarda,
8. Çene- yüz protezlerinde tam seramik restorasyonlar kullanılabilmektedir (1,15,16).

2.2.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları

1. Preparasyon sonrası tutuculuğun azalacağı kron boyunun çok kısa olması durumunda ve yeterli periodontal desteği olmayan dişlerde,
2. Diş preparasyonu sonrası interokluzal mesafesinin 1'mm den az olduğu durumlarda,
3. Bruksizm veya parafonksiyonel alışkanlığa sahip olan hastalarda,
4. Basamaksız preparasyonun yapılmış olduğu dişlerde,
5. Aşırı overbite gibi oklüzyon bozuklukların olduğu vakalarda,
6. Ağız hijyeni kötü olan hastalarda,
7. Travmatik spor yapan bireylerde, tam seramik restorasyonlar uygulanmamalıdır (1,15,16).

2.2.3. Tam Seramik Sabit Restorasyonların Avantajları

1. Dokularla biyouyumludur.
2. Metal destekli porselen restorasyonlarda metal alaşımdan dolayı oluşan servikal alandaki renklenme, toksik ve alerjik etkiler, korozyon tam seramik kronlarda görülmemektedir.
3. Plak birikimi azdır.
4. Doğal diş yapısına benzer ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptir.
6. Aşındırıcı kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır.
7. Sıkıştırıcı kuvvetlere karşı dirençlidir (1,16,17).

2.2.4. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları

1. Kırılabilirler.
2. Kullanım alanları sınırlı olabilir.
3. Gerilme kuvvetlerine karşı dirençsizdir.
4. Laboratuvar çalışmaları özen ve titizlik gerektirmektedir.
5. Bazı teknikler ve özel ekipman gerektirir.
6. Maliyeti yüksektir.
7. Karşıt dişlerde aşınmalara sebep olabilir (1,17).

2.2.5. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramik materyaller; kompozisyon, klinik endikasyon, asitlenebilirlik, üretim yöntemleri, mikro yapı, fırınlama sıcaklıkları, kırılma dayanımı, translusentlik ve antagonist dişteki aşınma miktarı gibi özellikler dikkate alınarak farklı şekillerde sınıflandırılmaktadır (18).

Dental Seramikler ve Seramik Benzeri Materyaller

A. Cam-Matriks Seramikler

1. Feldspatik Seramikler
2. Sentetik Seramikler
 - a. Lösit ilave edilmiş seramik sistemler
 - b. Lityum disilikat ve türevleri ilave edilmiş seramik sistemler
 - c. Florapatit ilave edilmiş seramik sistemler

3. Cam İnfiltratif Seramik Sistemler

- a. Alümina seramik sistemler
- b. Alümina, magnezyum seramik sistemler
- c. Alümina, zirkonya seramik sistemler

B. Polikristalin Seramik Sistemler

1. Alümina
2. Stabilize zirkonya
3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramikler
4. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya seramikler

C. Rezin – Matriks Seramik Sistemleri

1. Rezin nanoseramikler
2. Rezin İnfiltr Cam Seramikler
3. Rezin İnfiltr Zirkonya Silika Seramikler

Yapım Tekniklerine Göre Tam Seramik Sistemlerinin Sınıflandırılması

1. Dökülebilir tam seramik sistemler
2. Isı ve basınçla şekillenen tam seramik sistemler
3. Refraktör day üzerinde fırınlanan tam seramik sistemler
4. Bilgisayar destekli tam seramik kopyalama sistemi ile üretilen seramikler(CAD/CAM) (17,19-21).

2.3. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM teriminin açılımı, ‘Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing’ olup bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir. Ağızdan direk olarak ya da model üzerinde indirek şekilde taramayı sağlayan üç boyutlu tarayıcı, restorasyonun üç boyutlu olarak modellenmesini yapan bilgisayar ünitesi ve sanal olarak hazırlanan restorasyonun üretiminin yapıldığı freze cihazından oluşan bir sistemdir.

CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde geliştirilmesinde Fransa'da Dr. François Duret, Amerika Birleşik Devletleri'nde Dianne Rekow, İsviçre'de Werner Mörmann, İsveç'te ise Matts Andersson önemli isimlerden bazılarıdır (22).

Dr. Duret 1971 yılının başlarında ilk dental CAD/CAM cihazını geliştirmiştir. İlk dental CAD/CAM restorasyonunu Fransız Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi'nde eşine 1 saatten daha kısa bir zamanda posterior kron restorasyonu yaparak gerçekleştirmiştir. Daha sonra Dr. Duret Sopha sistemini geliştirmiştir. Bu yöntem pahalı ve kompleks olduğu için başarılı olamamıştır (23).

Dr. Mormann, Dr. Marco Brandestini ile beraber ilk ticari CAD/CAM cihazının geliştirilmesini sağlamıştır. 1985 yılında optik tarayıcı kullanılarak preperasyonun taranması ve freze ünitesi ile ilk inley restorasyonunu üretmişlerdir. Bu cihaz CEREC(Ceramic Reconstruction) olarak adlandırılmıştır (24).

CAD/CAM sistemleri inley, onley, kron, veneer, parsiyel protezler, implant abutmentleri aynı zamanda ortodonti alanında da kullanılmaktadır (22).

Avantajları:

- ✓ Geleneksel ölçü alma metotları elimine edilmiştir.
- ✓ Hızlı bir şekilde yüksek kalitede uyumlu restoratif materyallerin elde edilmeleri sağlanmıştır.
- ✓ Laboratuvar işleri azalmıştır, seramik alt yapının wax-up ve döküm gibi işlemleri ortadan kalkmıştır.
- ✓ Hata potansiyeli oldukça azalmıştır.
- ✓ Tek seansta uygulamaların yapılabilmesi sayesinde zaman kaybı engellenmiştir. Böylece geçici restorasyonlara ihtiyaç ortadan kalkmıştır
- ✓ Tüm taramalar bilgisayarda saklanabilmektedir. Analog yöntemde standart alçı modeller yer kaplar ve uygun olmayan şekilde saklandığında kırılabilir (22,25).

Dezavantajları:

- ✓ CAD/CAM restorasyonlarının üretim maliyeti yüksektir.
- ✓ Monokromatik bloklar ile ideal estetik beklentilerin sağlanması her zaman mümkün olmamaktadır. Ancak farklı renklerde blokların gelişmesiyle beraber bu sorun çözülmeye başlanmıştır.

- ✓ Derin subgingival basamakların bilgisayar ortamına aktarılması zor olabilmekte, bu gibi durumlar ile karşılaşıldığında iyi bir dişeti retraksiyonu gerekmektedir (25).

2.3.1. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM teknolojisinin gelişmesiyle birlikte, protetik tedavilerde yeni materyaller kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılacak materyaller restorasyonun türüne, kullanılacağı bölgeye, hekimin kararına, hastanın beklentilerine ve sosyo-ekonomik durumuna göre değişebilmektedir.

Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılmaktadır;

1. Feldspatik seramikler
2. Cam matriksi güçlendirilen seramikler
 - a. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - b. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
3. Oksit seramikler
 - a. Cam infiltre oksit seramikler
 - b. Sinterlenen oksit seramikler
4. Nanoseramikler
5. Hibrit seramikler
6. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler
7. Kompozitler
8. Polimerler
9. Metaller (26).

2.3.1.1. Feldspatik Seramikler

CAD/CAM sistemlerinde ilk kullanılan bloklar olan feldspatik seramiklerin içerisinde %30 oranında homojen olarak dağılmış, 3-4 mikron büyüklüğünde feldspar partikülleri bulunmaktadır. Elastisite modülleri 45-63 GPa, kırılma dirençleri yaklaşık 150 MPa' dır (26).

Feldspatik seramik bloklar polikromatik, dikromatik ve monokromatik olmak üzere üç farklı renkte bulunmaktadır. Monokromatik bloklar tek renk içerir.

Dikromatik bloklar küresel bir dentin çekirdeği ve onun etrafında translusent mine tabakasından oluşmaktadır. Polikromatik bloklar farklı ışık geçirgenliklerine ve renk doygunluğuna sahip olduğu için doğal diş dokusunu taklit edebilirler (27).

Feldspatik cam seramik blokların kullanım alanları anterior bölgede kron protezleri inley, onley, laminate veneerlerdir. Kırılma dirençlerinin düşük olmasından dolayı feldspatik seramiklerin endokron restorasyonları ve köprü protezlerinde kullanımı kısıtlanmaktadır (28).

Cam içeriklerinin fazla olmasından dolayı hidroflorik asitle bu bloklar pürüzlendirilebilir, oksit seramiklere göre adeziv simantasyonda daha başarılı olduğu görülmüştür (29).

2.3.1.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik materyallerin içerisinde temel olarak silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksit (K_2O) bulunmaktadır. Silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 mikrometre büyüklüğündeki lösit kristalleri oluşturur (30).

Materyalin renk, floresanslık, translusentlik, opalesanslık, abrazyona direnç ve aşınma gibi özellikleri doğal dişe yakındır. Bu blokların bükülme dayanımı yaklaşık 160 MPa'dır. Parsiyel kronlar, anterior ve posterior bölgedeki kronlar, laminate veneer restorasyonlar için uygundur (31).

Lösit kristallerinin materyalin dayanımı üzerindeki etkisi iki çeşit yöntemle açıklanmaktadır. Bunlardan ilki; lösit kristallerinin çatlağın doğrultusunu değiştirerek çatlak ilerlemesini engellemesidir. İkinci yöntem; seramiğin soğuması esnasında cam matriks içerisinde baskı geriliminin oluşmasıdır. Bu baskı geriliminin oluşmasının nedeni içeriğindeki cam matriksin genleşme katsayısı, lösit kristallerinden daha az olmasıdır (32).

2.3.1.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramik restorasyonların kullanım alanlarını genişletmek için daha yüksek dayanıklılık ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesi gerekmektedir. Bu nedenle, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler üretilmiştir. Bu sistemde cam seramikleri güçlendirmek için l sitle güçlendirilmiş cam seramiklere göre daha yüksek miktarda kristal içeriğine sahiptir. Seramiklerin alt yapısında %70 oranında lityum disilikat kristalleri bulunmaktadır, üst yapı seramiği ise florapatit kristallerinden oluşmaktadır (33,34).

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin üretim esnasında bloklar, parsiyel olarak kristalize edilmektedir. Bu parsiyel kristalizasyon sayesinde blokların hızlı ve kolay bir şekilde freze edilmesi ve frezleme sırasında materyale yeterli direnç sağlanmaktadır. Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristal faz lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Bu aşamada materyal mavimsi bir renkte olup düşük kimyasal ve mekanik dayanıma sahiptir. 850 C’de vakum altında kristalizasyon işlemi sonrasında lityum metasilikat dış rengine sahip dayanıklı lityum disilikata dönüşür (35).

Kristalize işlemi sonrasında materyalin bükülme direnci 360-400 MPa’a kadar çıkmaktadır.  nley, onley, laminate veneerlerde, kronlarda, ikinci premolara kadar    yeli köprülerde kullanımı önerilmektedir (36).

Bu gruptaki bloklar endikasyonlara göre farklı translusensiteye sahiptir. Yüksek translusensiteye sahip HT bloklar, estetik özellikleriyle ve  evre dokuların rengini absorbe etme özelliği (bukalemun efekti) sayesinde inley ve onley restorasyonlarda kullanılabilir. Düşük translusensiteye sahip LT bloklar çeşitli renk seçenekleriyle full anatomik kron restorasyonlarda tercih edilir. Renkleşmiş dişlerin tedavisinde tabakalama tekniğiyle kullanılabilen orta opasiteye sahip MO bloklar bulunmaktadır (37).

2.3.1.4. Oksit Seramikler

- Cam infiltre oksit seramikler

1993 yılından beri alümina ve zirkonya içeren seramikler CAD/CAM ile üretilmektedir. Bu seramikler lanthan oksit cam infiltrasyonu işlemine maruz kalarak nihai sertliklerine ulaşabilirler. Cam infiltre oksit seramikler; alumina (In-Ceram Alumina), alumina+zirkonya (In-Ceram Zirkonya) ve alumina+magnezyum (In-Ceram Spinell) olmak üzere üç grupta sınıflandırılabilir.

In-Ceram Zirkonya, Spinell ve Alumina 'nın bükülme dayanımları sırasıyla 700 MPa, 350 MPa, 450-600 MPa'dır. InCeram Spinell bu grupta en translusens materyal olup özellikle anterior bölge restorasyonlarında tavsiye edilir. InCeram Alumina tek diş anterior, posterior kronlarının yapımında ve üç üyeli ön grubu içeren köprülerde altyapı materyali olarak tercih edilir. Bu grupta en dayanıklı materyal olan In-Ceram Zirkonya, cam infiltre edilmiş zirkonyanın alümina ile güçlendirilmesi ile oluşur. Fakat zirkonyanın opak olması uygulamaları sadece kron alt yapı ve posterior bölgedeki köprülerle sınırlandırmaktadır (38).

- Sinterlenen oksit seramikler

Alüminyum oksit seramikler

Yüksek dayanıklılığa sahip bu seramik bloklar, yarı sinterlenmiş %100 alüminyum oksit kristalleri içerir, üretildikten sonra 1520°C'de fırınlanırlar. Bükülme dayanımı ortalama 610 MPa, elastik modülü 380 GPa, kırılma dayanımı 500 MPa'nın üzerindedir. Monokromatik olan bu bloklar, daha sonra üzerine yığılacak porselenin rengine bağlı renklendirme solüsyonuyla renklendirilebilirler (39).

Zirkonyum oksit seramikler

Zirkonya üç farklı fazda bulunabilen polikristalin materyal olup, monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardan oluşmaktadır. 2370 C° üzerindeki sıcaklıklarda kübik faz, 2370 C°-1170 C° arasında tetragonal faz, oda sıcaklığı ile 1170 C° arasında ise monoklinik faz görülmektedir (40).

Zirkonyuma ilave edilen yttrium oksit (Y_2O_3) yapıyı oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmektedir. Bu sayede çatlak ilerlemesi engellenirken materyalin mekanik özellikleri artırılır. Zirkonyanın bükülme dayanımı 900-1200 MPa arasındadır. Üretim şekillerine göre 3 grupta incelenirler:

Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar, üretim safhasında zirkonyum dioksit tozuna sinterleme işlemi yapılmadan, basınçsız olarak preslenmesi ile üretilir. Bu blokları aşındırmak kolaydır (41).

Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit blokların üretiminde zirkonyum dioksit tozunu preslemek ve blok haline getirmek için uygun bir bağlayıcı madde konur. 1350 - 1550°C gerçekleşen ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Bu bloklarda sinterleme sonrası, %20-25 oranında bükülme oluşacağı için daha büyük üretilirler (42).

Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, ilk önce 1500°C'nin altında sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Oluşan bu yapı çok sert olduğundan freze cihazlarında kazıma işlemi zor ve uzun zaman almaktadır (41).

2.3.1.5. Nanoseramikler

Nanoseramik materyallerin içerisinde UDMA (üretan dimetakrilat) içerikli rezin matriks ve seramik partikülleri vardır. Üretim safhasında yapılarına katılan silan; nanomer yapı ve rezin matriks arasındaki kimyasal bağlantıyı oluşturmaktadır (43).

4-11 nm çapında zirkonya nanomerler ve 20 nm çapında silika nanomerler bulunan nanoseramiklerin elastiklik modülü 10-20 GPa sahiptir, dentine yakın değerler içermektedir. Bu materyaller cam seramiklere kıyasla stresi daha fazla absorbe etmektedir. Kırılma direnci 204 MPa'dır. Nanoseramikler; lösit, feldspatik ve kompozit içerikli materyallerden yüksek kırılma dayanımı gösterirken lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklere ise yakın bir değer içermektedir. Bununla birlikte cam seramiklerle göre antagonist dişte daha az aşınmaya sebep olurlar (44).

LavaTM Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bloklar, kompozit ve seramik materyallerin estetik ve fiziksel özelliklerine sahip rezin nanoseramik materyallerdir. Resin matriks içerisinde %80 oranda seramik nanopartikül bulunması, bu bloklara yüksek aşınma ve kırılma dayanıklılığı sağladığı belirtilmektedir. Bu restorasyonlara, ışıkla polimerize olan kompozitler kullanılarak tamir ve ilave işlemleri de yapılabilir. Bu bloklar laminate veneer, inley, onley, kron ve implant destekli kron protezleri yapımında kullanılmaktadır (28).

Esneklik ve kuvvetleri absorbe etme özelliklerine sahip Cerasmart (GC Dental Products, A.B.D.) bloklar; içeriğinde %71 oranında silika, %29 oranında kompozit bulunan nanoseramiklerdir. Bu materyalin, matriks yapısı sayesinde gelen kuvvetler homojen ve eşit şekilde dağıtılır. Esneklik özelliği yüksek olması marjinal uyumun iyi olmasına ve simantasyondan sonra yüksek dayanıklılık gösterebilmesine imkan sağlar. Bu blokların kullanım alanları; kron, inley, onley, veneer, implant üstü restorasyonlardır (44).

2.3.1.6. Hibrit Seramikler

Hacimce %75, ağırlıkça % 86 oranında seramikten oluşan bu blokların yapısında seramik ağı birbiri içerisine tamamen entegre olan bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir. Polimer ağı yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır (45).

Polimer ve seramikten oluşan ilk dental hibrit seramikler VitaEnamic (VITA, BadSackingen, Almanya) bloklardır. Materyalin polimer ağ yapısı ile intraoral stresleri absorbe ederken minimal invaziv restorasyonlar için gerekli olan elastisite sağlanmış olur. Minimum bir şekilde preparasyon yapıldığından dolayı sağlıklı diş dokusu korunur. Polimer ağ yapısı oluşabilecek bir çatlağın ilerlemesini önler. Elastisitesi 30 Gpa değerindedir ve dentine yakındır. T ve HT olmak üzere iki translusent seçeneği vardır (46).

2.3.1.7. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Diş hekimliğinde yeni geliştirilen bir materyal olan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerin (ZLS) iki firma tarafından üretilen

blokları bulunmaktadır: Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Germany) ve Celtra Duo (Dentsply Sirona, USA). Lityum silikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin mekanik özelliklerin geliştirilmesi için bu bloklar üretilmiştir.

ZLS'in kırılma direnci 370-420 MPa arasında değişmektedir. Buna göre, bu blokların kırılma dayanımının, lōsit ile güçlendirilmiş cam seramiklerinkinden yüksek, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler ile karşılaştırılabilir seviyede olduğu söylenebilir. ZLS materyalinin, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerden farkı; yapısında zirkonyum oksit bulunması ve lityum disilikat ile lityum metasilikat kristallerinin daha ince olmasıdır (44).

Yaklaşık %10 oranında zirkonya ile güçlendirilen bu malzemenin zirkonya (ZrO_2) ile cam seramiğin pozitif özelliklerini birleştirildiği iddia edilmektedir. Kristalizasyondan sonra oluşan yapının gelişmiş mekanik özellikler gösterdiği ve yüksek estetik gereksinimleri karşıladığı düşünülmektedir. İnley, onley, veneer restorasyonlar, anterior ya da posterior kron, implant üstü kronların yapımında kullanılmaktadır (2).

Vita Suprinity

Vita Suprinity CAD/CAM blokları; %56-64 SiO_2 , %1-4 K_2O , %15-21 Li_2O , %1-4 Al_2O_3 , %3-8 P_2O_5 ve %8-12 ZrO_2 bulunmaktadır (47) .

Vita Suprinity CAD/CAM bloklar üç farklı aşamada üretilirler. İlk olarak lityum oksit (Li_2O), zirkonyum dioksit (ZrO_2) ve diğer seramik bileşenler 1500 °C' ye ısıtılır. Homojen bir karışım sağladıktan sonra ısıtılmış cam, kalıplara dökülerek blok formu oluşturulur. Bu blokların frezeleme işlemi için uygun olmaması ve çok kırılğan yapıda olduğu ikinci bir ısıtma işlemi yapılması gerekir. Materyalin mekanik özellikleri geliştirmek ve frezeleme işlemi esnasında streslere karşı koyabilmek için ikinci ısıtma safhasında (500°C'den 600°C'ye), kristaller cam matrikste lityum metasilikat forma dönüşür. Sonuç olarak translusent cam seramik bloklar üretilir. Frezeleme işleminden sonra bu cam seramik bloklar, 840 °C'de 8 dakika fırınlanır. Lityum disilikatın homojen kristal yapısı, zirkonyum oksit içeren kristal fazla bağlantılıdır. Kristalizasyon sonrasında ZLS bükülme dayanımı yaklaşık 420 MPa ulaşır (Şekil 2.1) (48).

Simantasyon işlemi sırasında restorasyonun hidroflorik asit ile pürüzlendirilmesi, silan uygulanmasından sonra rezin siman ile simante edilmesi önerilmektedir. Restorasyonlara Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılmaması gerektiği ifade edilmiştir (44).



Şekil 2.1. a) Vita Suprinity freze edilmemiş blok b) frezeleme sonrası monolitik kron c) sinterleme sonrası kristalizasyonu tamamlanmış monolitik kron

Celtra Duo

Celtra Duo CAD/CAM blokları %10 zirkonya içermektedir. Cam matriks yüksek oranda, 500-700 nm büyüklüğünde ince lityum silikat kristalleri içermektedir. Bu geleneksel lityum disilikat seramiklerden 4-8 kat daha küçüktür. Üreticiye göre zirkonya tamamen cam faz içerisinde moleküler düzeyde çözünmektedir. Bu yapı sayesinde materyalin optik ve mekanik özellikleri üzerinde olumlu bir etkileri vardır.

Tam sinterize bloktur, kristalizasyon fazına gereksinim duymamasından frezleme işleminden sonra mekanik olarak cilalanıp simante edilebilir. Bükülme dayanımı 370 MPa' dır (49).

Simantasyon aşamasında, sistemin kendine özel asit-bonding ajanıyla medium ve translüsens renkte rezin simanı önerilmekte; fakat diğer adeziv sistemler de kullanılabilir. Kişiye özel renklendirme için Celtra renklendirme ve glazür ürünleri kullanılabilir (44).

2.3.1.8. Kompozitler

Ağırlıkça %85 oranında ve boyutları yaklaşık olarak 0.6 μm olan zirkonyum-silika partikülleri içeren Paradigm MZ100 (3M ESPE, Rüschlikon, İsviçre), polimer kompozit blok örneğidir. Ağız içerisinde kolaylıkla uyumlanıp, cilalanabilmesi ve hibrit kompozit ile tamir işlemi yapılabilmesi avantajlarındandır (36,50).

Kompozit rezin içerikli CAD/CAM bloklar özellikle bruksizm sorunu olan hastalarda, antagonist dişlerde daha az aşınmanın görülmesi, çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilmesinden dolayı kullanılabilir (51).

2.3.1.9. Polimerler

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan akrilik rezin esaslı materyallerdir. Bu bloklarla cerrahi plaklar ve artık monomer bırakmadan döküme girebilen altyapı modelajları hazırlanabilmektedir (52).

Polimer içerikli CAD/CAM bloklarına örnek olan Telio CAD; geçici restorasyonlarda, temporomandibular eklem problemlerini veya okluzal düzlemi düzeltmek için de kullanılabilir (46).

2.3.1.10. Metaller

CAD/CAM sistemlerinden üretilen bu bloklar, implantüstü restorasyonlarda bar yapımı esnasında veya metal içeren seramik restorasyonlar üretilirken dökümden kaynaklanan uyumsuzlukları ve büzülmeleri gidermek, pasif uyumu sağlamak amacıyla üretilmiştir.

Bu blokların üretilmesi ile zirkonya blokların üretim süreci birbirine benzerdir. Kısmi sinterlenmiş metal bloklar, sinterleme işleminden sonra gösterdikleri büzülmeyi engellemek için %10 oranında daha büyük freze edilirler. Freze edilen metal bloklar argon gazlı ortamda sinterlenerek boyut ve mekanik özellikler yönünden son haline ulaşır (51).

2.4. Diş Preparasyonu

Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan malzemelerin kırılma dayanımında marjinal basamak dizaynı ve diş preparasyonu önemli rol oynar. Diş kesimi sırasında elde edilen basamak dizaynı ile birlikte çiğneme kuvvetinin dişe eşit bir şekilde dağılmasını sağlarken, kronun mekanik dayanıklılığını da artırır. Tam seramik protetik restorasyonlarda kırılma riskini azaltmak için restorasyon belirli bir kalınlıkta olmalıdır. Bunu sağlayabilmek için de yeterli diş preparasyonu yapmak gerekmektedir (53).

Restorasyonların uzun süre kullanımı ve idamesi için yeterli tutuculuğa ve dirence sahip olmaları gerekir. Tutuculuk, restorasyonun giriş yolu boyunca yerinden çıkmasını engellerken; direnç, restorasyonun oblik ve vertikal kuvvetler karşısında yerinden hareket etmesini önler.

Prepare edilen dişin karşılıklı duvarları birbiriyle ne kadar paralelse tutuculuk o kadar fazla olmaktadır. Buna rağmen preparasyon yapılan duvarları görebilmek, andırkatları engellemek ve restorasyonların tam olarak oturabilmesini sağlamak için preparasyon duvarları konikleştirilir. Kaufman ve ark yaptıkları çalışmada, koniklik açısı artar ise tutuculuğun azalacağını belirtmişlerdir. Restorasyon ve kesim arasındaki simanda gerilimleri azaltabilmek için 2,5-6,5 arasındaki konikliğin en uygun olduğu bildirilmiştir (54,55)

Tam seramik restorasyonlarda preparasyonlar yapılırken porselen materyaline yeterli desteği verebilecek şekilde hazırlanmalıdır. Tam seramik kron uygulanacak dişin arktaki konumu, dişin morfolojik yapısı ve oklüzyona ilişkin faktörler detaylı bir şekilde incelenmelidir.

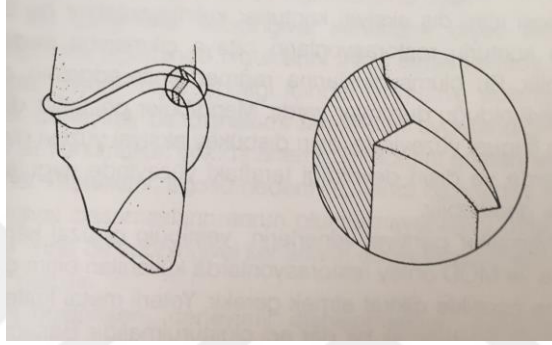
Preparasyon, kesici kenarda 2.0 mm, vestibülde ise 1.2-1.4 mm derinliğinde hazırlanır. Ayrıca tüm keskin kenar ve köşeler yuvarlatılmalıdır. Basamaktaki düzensizlikler kaldırarak basamak pürüzsüz duruma getirilmelidir. Aksiyel duvarların basamakla birleştiği yerlerde andırkat oluşturulmamasına dikkat edilmelidir.

Preparasyonu yapılacak dişin dişeti cebi içinde fakat cep tabanından bir miktar yukarıda yer alan, dişin eksensel duvarlarına belli açılarla oluşturulan sonlanmalara basamak denir (7). Basamak preperasyonu, restoratif materyale dişeti bölgesinde yeterli bir kalınlık kazandırarak restorasyonun estetik ve dayanıklılığını artırır ve gelen kuvvetlerin dişin uzun aksına paralel iletilmesini sağlar.

Marjin dizaynları; Shoulder, İç açıları yuvarlatılmış shoulder, Bizotajlı shoulder, Chamfer, Derin chamfer, Knife-edge olmak üzere 6 şekilde hazırlanabilir (54).

Shoulder Basamak

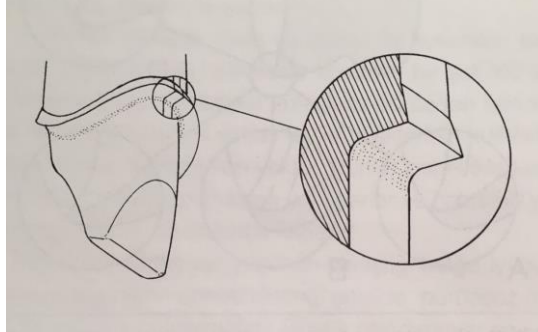
Shoulder, okluzal kuvvetlere karşı direnç göstermesi ve porselenin kırılmasına sebep olabilecek gerilimleri azaltmasından dolayı tam seramik restorasyonlarda yıllarca kullanılan bitim çizgisidir. Diğer marjin dizaynlarıyla karşılaştırıldığında daha fazla diş yapısı kaldırılır. Keskin ve 90^0 iç açığa sahip olması, dişteki gerilimlerin artmasına yol açarak kron kırıkları oluşabilir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Shoulder basamak

İç Açısı Yuvarlatılmış Shoulder Basamak

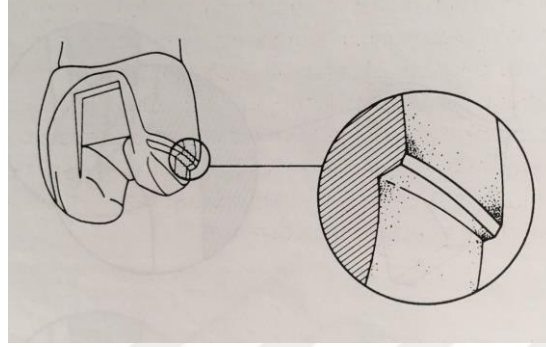
İç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak, shoulder tarzı preperasyonun modifikasyonudur. Basamak açısı 90^0 ve basamak genişliği iç açılarının yuvarlatılması nedeniyle biraz daralmıştır. Bu basamak dizaynında, klasik shoulder basamağa kıyasla diş üzerindeki gerilim kuvvetleri daha azdır ve seramik restorasyonlar için hazırlanan duvarların desteği iyidir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. İç açısı yuvarlatılmış Shoulder basamak

Bizotajlı Shoulder Basamak

Onleylerin ve kronların oklüzal basamaklarında, onley ve inleylerin proksimal kutularında dişeti bitim çizgisi olarak kullanılır. Ayrıca estetiğin önemli olmadığı metal seramik restorasyonların vestibül bitim çizgilerinde de kullanılabilir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4.Bizotajlı Shoulder basamak

135° Shoulder Basamak

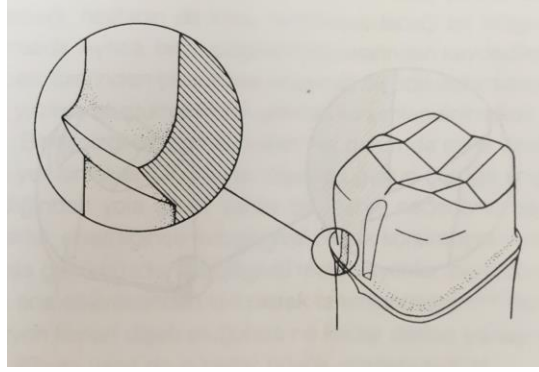
Bu preperasyon, shoulder basamağın bir modifikasyonudur. Dişeti çekilmesi ile birlikte kök yüzeyinin açığa çıktığı labial bölgede kullanışlı bir preperasyondur. Bu basamak tipi, düşük stres konsantrasyonu gösterir (56). Shoulder basamak gibi restorasyonun yerleştirilmesi için uygun alan sağlar. Marjinal bölgede eğim nedeniyle restorasyonun daha iyi oturması avantajına sahiptir (Şekil 2.5) (57).



Şekil 2.5. 135° Shoulder basamak

Chamfer Basamak

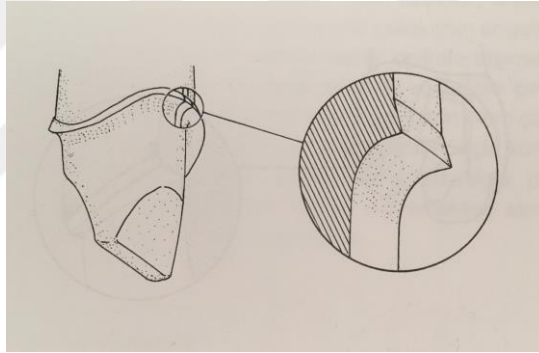
Veneer restorasyonlar için tercih edilen marjinal bitim çizgisidir. Chamfer basamağın en az strese sebep olduğu gösterilmiş ve böylece siman tabakasının başarısızlığa uğrama olasılığı da azalmıştır (Şekil 2.6) (58).



Şekil 2.6. Chamfer basamak

Derin Chamfer Basamak

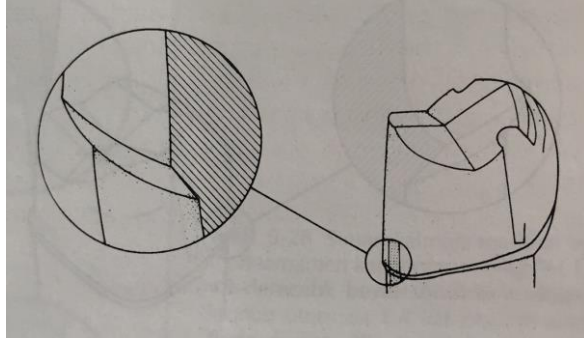
Derin chamfer basamak, geniş yarıçaplı bir iç açıyla birlikte 90 derecelik bir kavite yüzey açısı oluşturmak için kullanılır. Metal desteksiz restorasyonlarda derin chamfer uygun bir preparasyon şeklidir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Derin Chamfer basamak

Knife-Edge Basamak

Restorasyonun bitim kenarında dar açı oluşturmaya sebep olan bitim çizgisi knife-edge yani bıçak sırtı(basamaksız) bitim şeklidir. Restorasyonun ince bitim çizgisine sahip kenarları mumlama ve döküm esnasında hassas olarak oluşturulamaz. Okluzal kuvvetler altında ince kenarların kırılma ihtimali vardır. Knife-edge preparasyon kullanıldığında yeterli kütlenin oluşturabilmesi için diş aksiyal konturlar kalınlaştırılır. Böylelikle aşırı konturlu restorasyonlar elde edilmiş olur. Mandibuler posterior dişlerin lingual yüzeyinde, dişin devrildiği taraftaki yüzeyinde ve aşırı dışbükey aksiyel yüzlere sahip olan dişlerde knife-edge bitim şeklinin uygulanması gerekebilir (Şekil 2.8) (54).



Şekil 2.8. Knife-Edge basamak

2.5. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda adeziv simantasyonun kullanılması geleneksel simantasyonlara göre klinik başarıyı arttırdığı belirtilmiştir. Adeziv simantasyon ile siman restorasyon ve dentin ara yüzeyinde etkin bağlanma sağlandığı zaman okluzal kuvvetler diş dokuları ve restorasyon boyunca etkili bir biçimde dağılım göstereceğinden dolayı hem diş dokusu hem de restorasyon güçlendirilir.

Seramik yüzeyinde bağlanma silanlarla sağlanan kimyasal bağlanma ve kumlama veya hidroflorik asitle pürüzlendirmeye sağlanan mikromekanik kilitlenme olmak üzere iki yöntem ile sağlanır (7).

Rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre üçe ayrılırlar:

1. Işıkla polimerize olan rezin simanlar: Bu reaksiyonda kamforkinon veya luserin gibi ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı ajanların yapısının bozulup serbest radikaller oluşturulmasıyla polimerizasyon başlatılır. Işıkla polimerize olan rezin simanlarının farklı renk seçeneklerine sahip olması, uzun çalışma süresi ve renklerin stabil olması gibi avantajları vardır. Restorasyon kalınlığının fazla olması halinde polimerizasyonun yetersiz olması dezavantajıdır.

2. Kimyasal polimerize olan rezin simanlar: Bu yapıştırma simanlarının içerisindeki tersiyer aminler zaman içerisinde renklenmeye sebep olabilmektedir. Metal, metal-seramik veya opasitesi yüksek dirençli tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar.

3. Hem ışık hem kimyasal polimerize (dual cure) olan simanlar: Işıkla polimerize olan rezin simanlarında, restorasyonun altında polimerizasyonun

sağlanamamasından dolayı geliştirilmiş olan rezin simanlardır. Işık geçirgenliğinin veya derinliğinin az olduğu durumlarda, polimerizasyonu yetersiz olan yapının kimyasal olarak polimerizasyonunun tamamlanması sağlanır.

Tam seramik restorasyonlarının başarısı kullanılan simana ve simantasyon işlemine bağlıdır. Aynı zamanda tam seramik protetik restorasyonların kırılma direncini belirleyen faktörler uygun diş preparasyonu ve restorasyonun uyumudur (59).

2.6. Tam Seramik Sistemlerde Kırılma Dayanımı ve Kırılma Testi

Tam seramik restorasyonların en büyük sorunlarından biri, oklüzal ve lateral kuvvetler altında oluşan kırılmalardır. Seramiklerin mekanik dayanımını etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar; marjin dizaynı, restorasyonun kalınlığı, uygulanan yükün büyüklüğü/yönü ve sıklığı, restorasyonun elastik modülü ve intraoral gibi birçok faktör olarak sayılabilir (60).

Dayanıklılık ve kırılma tokluğu, seramik materyallerinin klinik performansını belirleyen önemli mekanik parametrelerdir. Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyon görülmesi için gereken maksimum streştir. Kırılma tokluğu bir malzemenin çatlak yayılmasına karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır (61). Kırılma dayanımı ise kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı anda oluşan gerilim miktarına denir (62).

Dental malzemelerin yapısal özelliklerini inceleyen ve klinik ömrü hakkında bilgi verilmesini sağlayan mekanik testler şu şekilde sınıflandırılmaktadır:

1. Kırılma testleri
2. Bükülme testleri
 - a. Tek eksenli bükülme testleri
 - 3 nokta yükleme testi (three point bending)
 - 4 nokta yükleme testi (four point bending)
 - b. İki eksenli bükülme testleri
 - Halka üzerinde halka testi (Ring on ring)
 - Halka üzerinde top testi (Ball on ring)

-Üç top üzerinde piston testi (Piston on three balls)

3. Çekme testleri (Tensile)

4. Kesme testleri (Shear) (63).

2.6.1. Kırılma Testleri

Çiğneme anında dişlere uygulanan kuvvetler daha çok baskı şeklinde olduğundan baskı dayanımı çiğneme sırasında önemlidir (64). Kırılma testlerinde üniversal test makineleri kullanılır. Kuvvet, restorasyonun okluzal veya insizal yüzeyine dik gelecek şekilde uygulanır (5,65).

Restorasyonlarda görülen kırık tipleri Burke sınıflamasına göre değerlendirilmektedir:

Tip I: Krona minimal kırılma veya çatlak,

Tip II: Kronun yarısından daha azının kırılması,

Tip III: Orta hat boyunca kron kırığı veya kronun yarısına kadar kırık ya da yer değiştirmesi,

Tip IV: Kronun yarısından fazlasının kırılması,

Tip V: Kronla beraber dişin de kırıldığı katastrofik kırık görülmesini ifade etmektedir (66).

Kırılma dayanımı restorasyonların uzun vadeli başarısında en önemli kriterlerden birisidir (67). Kırılma dayanımı alt yapının elastisite modülüne, simanın özelliklerine, preperasyonun dizaynına, yüzey pürüzlülüğü ve restorasyon kalınlığına bağlıdır. Birçok çalışmada, tam seramiklerin kırılma dayanımını değerlendirirken metal (68), pirinç (69), akrilik rezin (70), epoksi rezin (71-73) die materyallerin kullanıldığı görülmektedir. Die materyalinin elastik modülü, tam seramik posterior kronlarda kırılma direncini etkilediği belirtilmektedir (74). Dentine benzemeyen elastik modüllü die materyalinin kullanılması klinik durumu tam olarak yansıtmayacağı ifade edilmektedir (75). Epoksi rezin die modeller, dentine benzer elastik modüle (12.9 GPa) sahiptir (73).

2.7. Termal Siklus Uygulanması

Dental malzemelerle ilgili yapılan çalışmalarda in vitro şartlarının ağız ortamını taklit etmesi amaçlanır. Termal siklus da in vitro çalışmalarda restorasyonları yaşlandırmak için uygulanan bir yöntemdir (76).

Termal siklusta örneklerin sıcak ve soğuk suya daldırılarak bekletilmesi işlemi ‘devir’ olarak adlandırılır. Devir (siklus) sayıları 500-50.000 arasında değişkenlik gösterir. Gale ve Darvell yaptıkları çalışmada, 10.000 siklusun ortalama 1 yıllık in vivo işlevine eşdeğer olduğunu belirtmiştir. ISO standartlarına göre, termal siklus testi için 5-55 °C arasındaki sıcaklıklar kullanılmaktadır. Literatürde devir sayısı, banyo sıcaklıkları, suda bekletme süresi değişkenlik göstermektedir (77,78).

2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Diş hekimliğinde yüzeyin daha detaylı görüntüsünü elde etmek için taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılmaktadır. SEM’da görüntü alma yöntemi, elektron demeti ile incelecek örnek yüzeylerinin taranması esasına dayanır. Tarama işleminden önce numuneler kakodilat buffer solüsyonunda % 2,5 gluteralehit içinde sabitlendikten sonra kontrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutularak kimyasal kurutma yapılmaktadır. Elektron akışının sürekli olabilmesi için incelenen malzemenin iletken olması gerekir. Bundan dolayı ince bir tabaka altın veya karbon püskürtülerek iletken kaplama oluşturulur (79,80).

Yüzey incelemeleri için numune üzerine iletilen elektronlar yüzeydeki elektronlar ile etkileşime girip elektronların dağılmasına sebep olurlar. Bu dağılan elektronlar algılayıcı tarafından belirlenip yüzeyin yapısı ve topografisi hakkında bilgi edinilebilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı fazla olduğunda görüntü parlak, elektron sayısı az ise görüntü karanlık oluşur (81).

3. MATERYAL VE METOT

Araştırmamız Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde, laboratuvar işlemleri Hisar Dental Özel Diş Laboratuvarında, Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) incelemesi Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde (TUAM) gerçekleştirilmiştir.

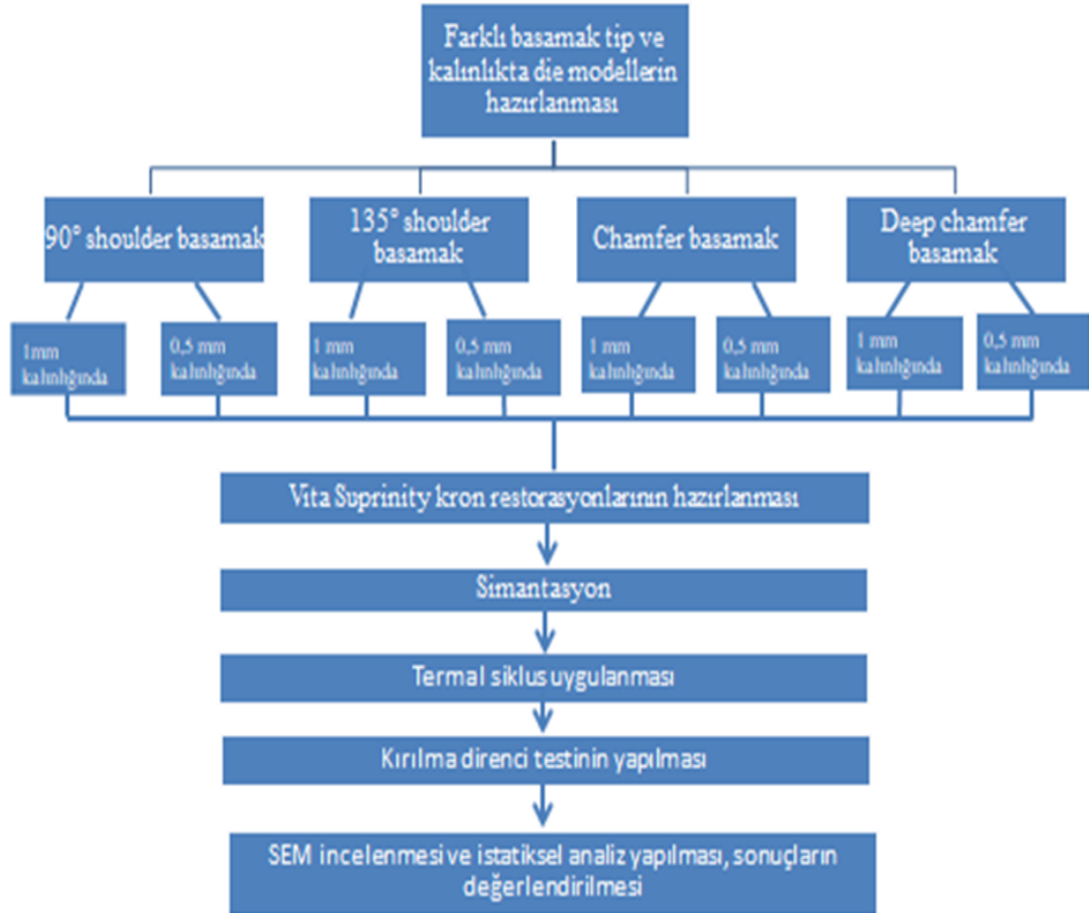
Bu çalışmada, farklı basamak tiplerinin ve kalınlıklarının ZLS kronların kırılma dayanımı üzerine etkisi in vitro olarak incelenmiştir. Çalışmamızda kullanılan malzemeler Tablo 3.1’ de ve cihazlar Tablo 3.2 'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler

Marka	Üretici Firma	Materyal	İçerik	Lot No
Vita Suprinity	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik blok	Zr_2O , Si_2O , K_2O , Li_2O , Al_2O_3 , P_2O_5 ,	97760
RelyX™ U200 Automix	3M ESPE, Almanya	Rezin siman	Baz: Metakrilat monomerler, başlatıcı bileşenleri, silanize doldurucular, stabilizatörler reolojik eklentiler. Katalizör: Metakrilat monomerler, silanize doldurucular, başlatıcı bileşenleri, stabilizatörler renk pigmentleri, reolojik eklentiler	8081716
Ultradent™ Porselen Asidi	Ultradent Products Inc, ABD	Porselen asidi	%9 Hidroflorik asit	BKCXT
Ultradent™ Silan	Ultradent Products Inc, ABD	Silan	Etanol, 3- trimetoksipropilmetakril at, Metakrilat fosforik asit esterleri?	BKC79
Dr.MAT	Mat Kimya, İstanbul, Türkiye	Yansıtıcı spre y toz	Ethanol içinde pigment süspansiyonu, propan- bütan karışımı	86800093802 22
IMICRYL SC soğuk akrilik	IMICRYL, Konya, Türkiye	Otopolimerizan akrilik	Toz: Metilmetakrilat- kopolimer Likit: Metilmetakrilat monomer	180110

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Üretici firma
Lazer Tarayıcı	Dental Wings, Series 7,Fransa
CAD/CAM tasarım ünitesi	Dental Wings, Series 7,Fransa
CAD/CAM freze ünitesi	Yena, Türkiye
Porselen fırını	ARTIS neo, Fransa
Işık cihazı	VALO Cordless, Amerika
Termalsiklus	Moddental, Esetron, Türkiye
Universal kırma testi cihazı	Moddental, Esetron, Türkiye
Karbon kaplama cihazı	BAL-TEC SCD 005 Sputter Coater
Taramalı elektron mikroskobu SEM	LEO 1430 VP



Şekil 3.1. Çalışma dizaynı

3.1. Çalışma Modelinin Hazırlanması

Örneklerin elde edileceği 6 mm kron boyu ve 6° taper açısında, düz oklüzal (anatomik olmayan) yüzeyli prepare edilmiş mandibular 1. molar dişini temsil eden die modeller, standardizasyonun sağlanması amacıyla CAD/CAM freze ünitesi ile hyperdent yazılım kullanılarak hazırlandı (Şekil 3.2). Örnekler farklı basamak tipi ve kalınlıkta olmak üzere 8 gruba ayrıldı. Her bir grupta 11 adet olacak şekilde toplam 88 adet örnek elde edilmiştir (Tablo 3.3).

1 mm kalınlığında 90° shoulder basamak “SA1”, 0,5 mm kalınlığında 90° shoulder basamak “SA5”, 1 mm kalınlığında 135° shoulder basamak “SB1”, 0,5 mm kalınlığında 135° shoulder basamak “SB5”, 1 mm kalınlığında chamfer basamak “C1”, 0,5 mm kalınlığında chamfer basamak “C5”, 1 mm kalınlığında deep chamfer basamak “DC1” ve 0,5 mm kalınlığında deep chamfer basamak “DC5” olarak adlandırılmıştır (Tablo 3.3).

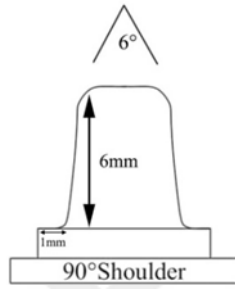
Tablo 3.3. Örnek grupları

Çalışma Grubu	Basamak Kalınlığı	Basamak Tipi	Örnek Sayısı	Grup Adı
1	1 mm	135° shoulder basamak	11	SB1
2	1 mm	90° shoulder basamak	11	SA1
3	1 mm	Chamfer basamak	11	C1
4	1 mm	Deep chamfer basamak	11	DC1
5	0,5 mm	135° shoulder basamak	11	SB5
6	0,5 mm	90° shoulder basamak	11	SA5
7	0,5 mm	Chamfer basamak	11	C5
8	0,5 mm	Deep chamfer basamak	11	DC5

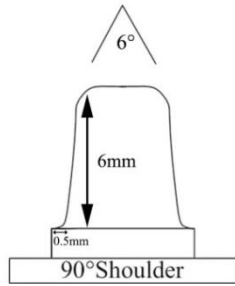
Hazırlanan güdüklerden standart die modeller hazırlamak için silikon kalıp (Scheftner, Almanya) hazırlandı (Şekil 3.2). Silikon kalıp kullanılarak epoksi rezinden farklı basamak ve kalınlıkta die modeller elde edildi (Şekil 3.3-3.10).



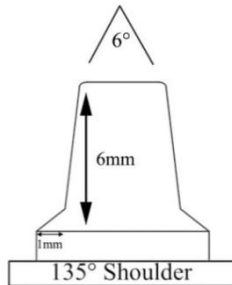
Şekil 3.2. Hazırlanan silikon kalıp



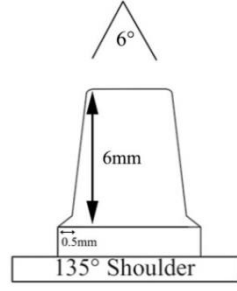
Şekil 3.3. 1mm kalınlığında 90° shoulder basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model



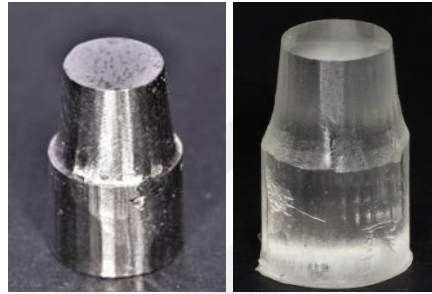
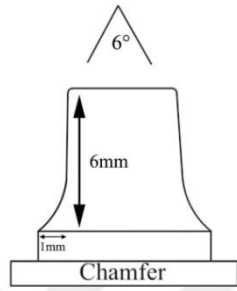
Şekil 3.4. 0,5mm kalınlığında 90° shoulder basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model



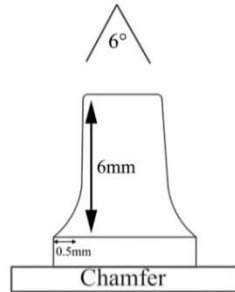
Şekil 3.5. 1mm kalınlığında 135° shoulder basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model



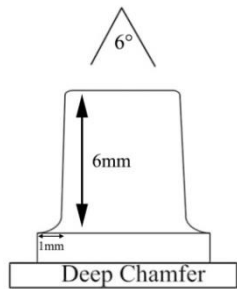
Şekil 3.6. 0,5mm kalınlığında 135° shoulder basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi resin die model



Şekil 3.7. 1mm kalınlığında chamfer basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi resin die model



Şekil 3.8. 0,5mm kalınlığında chamfer basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi resin die model



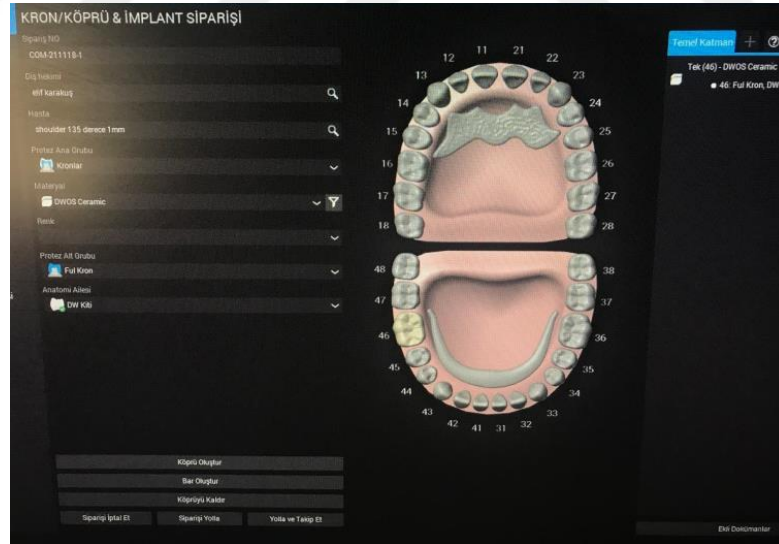
Şekil 3.9. 1mm kalınlığında deep chamfer basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi resin die model



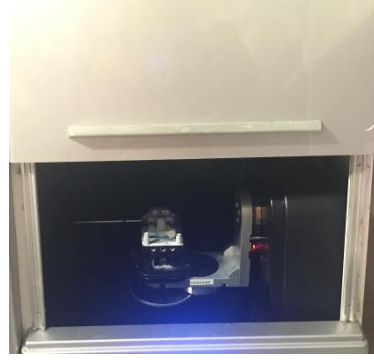
Şekil 3.10. 0,5mm kalınlığında deep chamfer basamak die model çizimi, metal master die model, epoksi rezin die model

3.2. Restorasyonların Hazırlanması

Kron restorasyonların oluşturulması için öncelikle standart olarak hazırlanan her basamak ve kalınlıktaki die modellerden birisi rastlantısal olarak seçildi. Optik taramayı başlatabilmek için diş numarası ve restorasyonun şekli işaretlendikten sonra (Şekil 3.11) seçilen die modelin yüzeyi yansıtıcı sprey tozuyla kaplandı ve tarayıcı tablasına yerleştirildi (Şekil 3.12). Hazırlanan model üç boyutlu ağız dışı tarayıcı yardımıyla dijital ortama aktarıldı (Şekil 3.13 ve 3.14).



Şekil 3.11. Diş numarası ve restorasyon şeklinin belirlenmesi



Şekil 3.12. Die modelin yansıtıcı spray tozuyla kaplanması ve ağız dışı tarayıcıya yerleştirilmesi

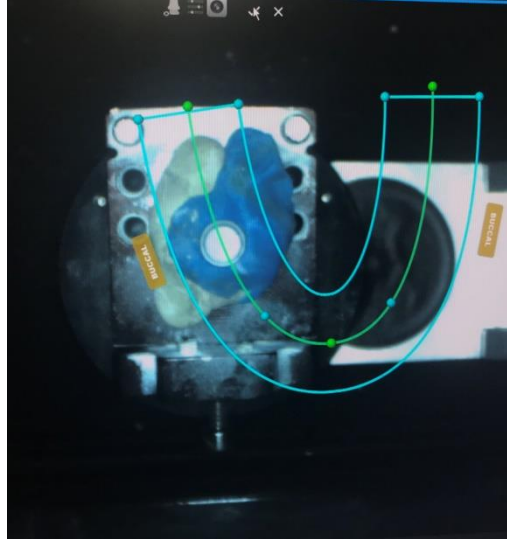


Şekil 3.13. 3 boyutlu ağız dışı tarayıcı



Şekil 3.14. Dijital ölçünün alınması

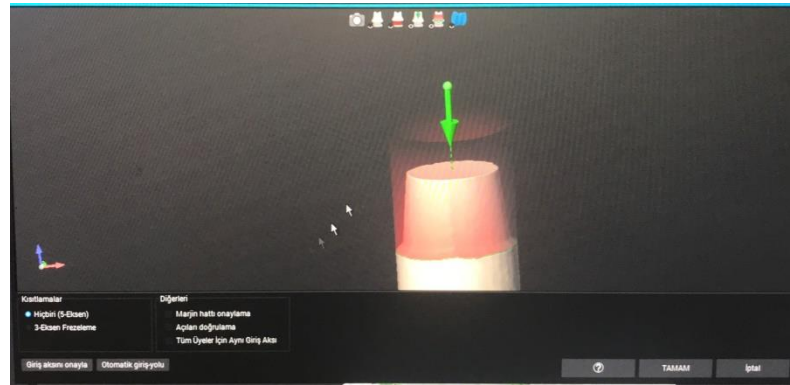
Model programda sanal çene arkı üzerinde mandibular 1. molar dişin yerine yerleştirildi (Şekil 3.15). Daha sonra preparasyon marjineri belirlendi (Şekil 3.16). Kronun giriş yolu sanal ortamdaki okluzyon düzlemine dik olacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.17).



Şekil 3.15. Die modelin ark üzerinde konumlandırılması

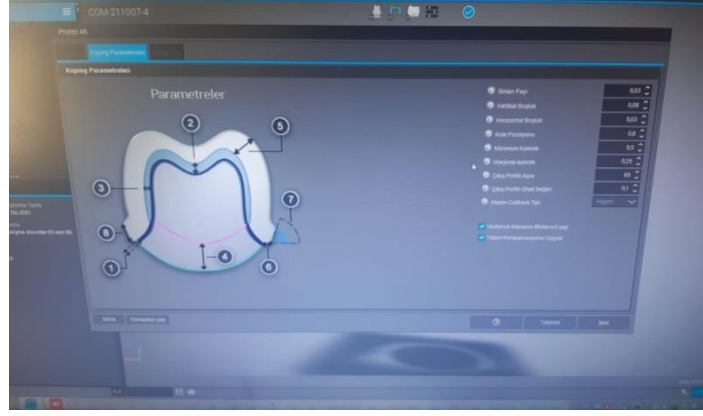


Şekil 3.16. Preperasyonun marjinlerinin belirlenmesi

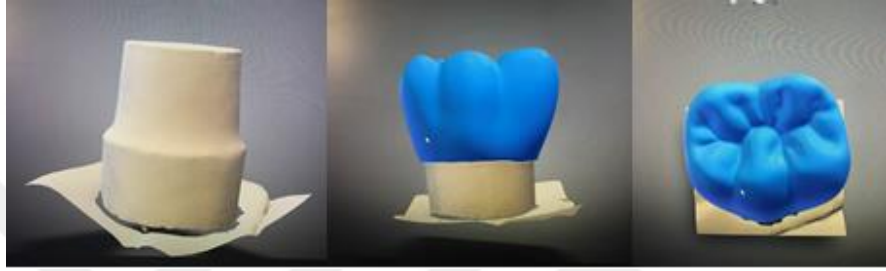


Şekil 3.17. Giriş yolunun belirlenmesi

Taranan verilerle CAD programı kullanılarak mandibular birinci molar dişin restorasyon tasarımı yapıldı. Tasarlanan restorasyonun oklüzal kalınlığı 1.5 mm, aksiyal duvar kalınlığı 0.8 mm ve siman kalınlığı 30 μm olarak belirlendi (Şekil 3.18 ve 3.19).



Şekil 3.18. Tasarlanan restorasyonun parametrelerin ayarlanması



Şekil 3.19. Mandibular birinci molar restorasyon tasarımı

Tüm basamak tipleri için ayrı ayrı olarak tasarlanan restorasyonlar freze ünitesine gönderildi.

Daha sonra Vita Suprinity CAD/CAM bloğu (Şekil 3.20) freze ünitesine yerleştirildi ve su soğutması altında freze edildi (Şekil 3.21 ve 3.22).



Şekil 3.20. Vita Suprinity CAD/CAM bloğu



Şekil 3.21. Bloğun freze ünitesine yerleştirilmesi ve freze edilmesi



Şekil 3.22. Örneklerin freze sonrası görünümü

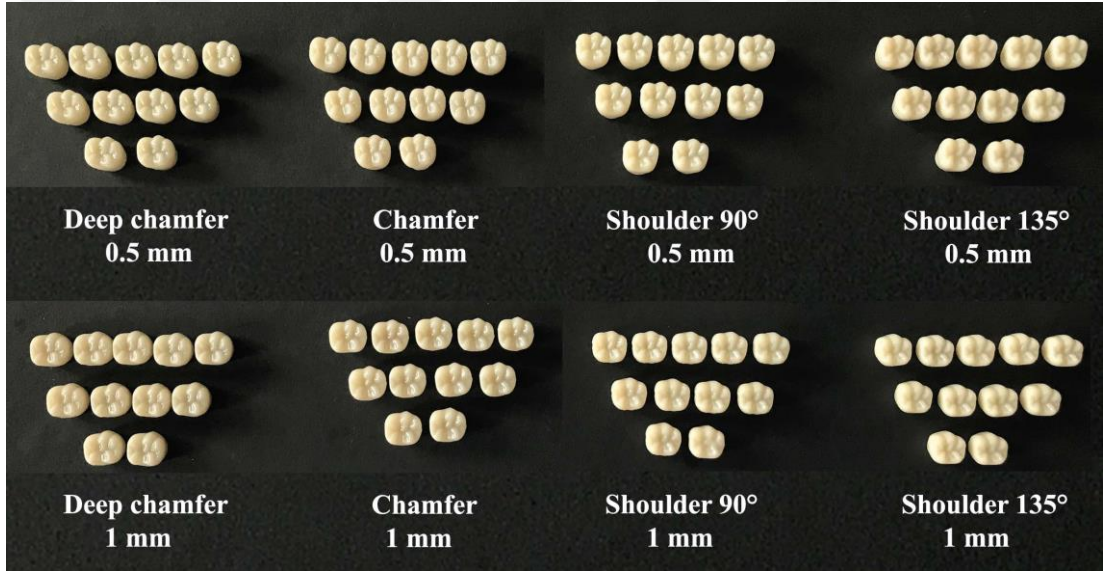
Vita Suprinity kron restorasyonlarının kristalizasyonu Tablo 3.4 de gösterilen üretici firmanın önerileri doğrultusunda porselen fırınında 840°C'de 8 dakika yavaş soğutma ile gerçekleştirildi (Şekil 3.23). Kron restorasyonların glazürü üretici firmanın önerileri doğrultusunda yapıldı (Şekil 3.24).

Tablo 3.4. Vita Suprinity kristalizasyonu

Predry. °C	$\xrightarrow{\quad}$ min.	$\nearrow$ min.	$\nearrow$ °C/min.	T °C	$\xrightarrow{\quad}$ min.	VAC min.	$\searrow$ °C *
400	4.00	8.00	55	840	8.00	8.00	680



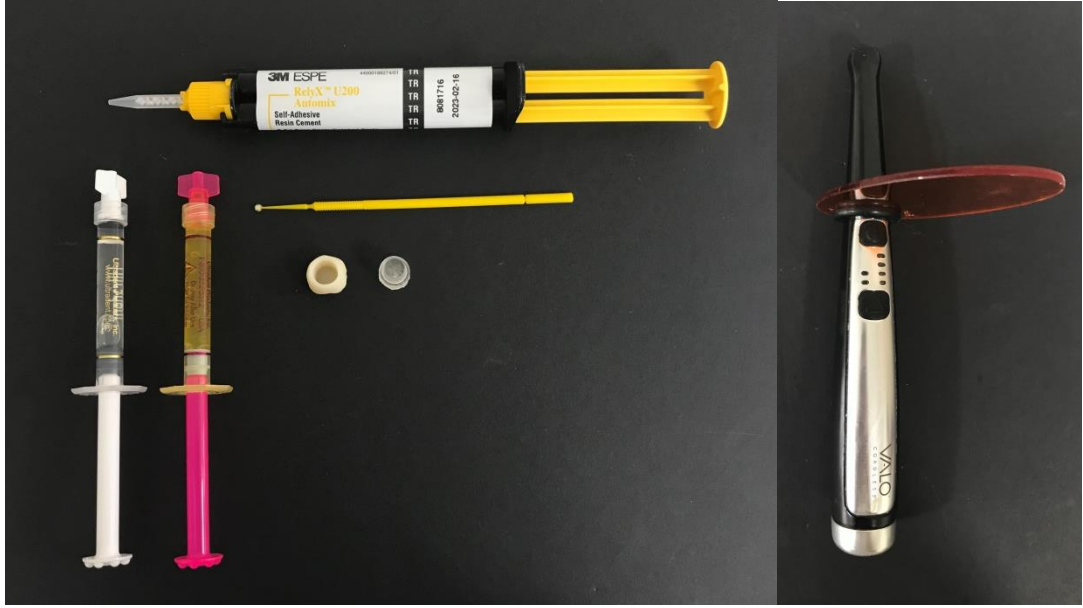
Şekil 3.23. Porselen fırını ve bir grup örneğin kristalizasyonu



Şekil 3.24. Glaze tamamlanmış restorasyonların görünümü

3.3. Restorasyonların Simantasyonu

Adeziv simantasyon için kron restorasyonların iç yüzeylerine üreticinin talimatlarına göre hazırlıklar yapıldı (Şekil 3.25).



Şekil 3.25. Simantasyon işleminde kullanılan materyaller

Seramik kronların iç yüzeyine hidroflorik asit fırça ile 20 saniye süreyle uygulandı. Daha sonra 60 saniye suyla yıkandı ardından 20 saniye hava ile kurutuldu (Şekil 3.26).



Şekil 3.26. Seramiğin iç yüzeyine hidroflorik asit uygulanması

Hidroflorik asit uygulanan seramik yüzeylerine 60 saniye boyunca silan ajanı fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde sürüldü ve 3-5 saniye hava ile kurutuldu (Şekil 3.27).

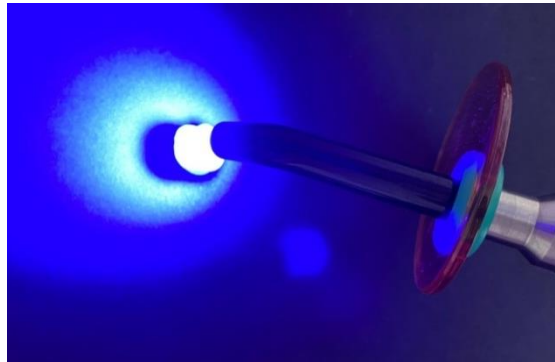


Şekil 3.27. Seramiğin iç yüzeyine silan ajanı uygulanması

Her bir kronun yüzey işlemi tamamlandıktan sonra Rely X automix rezin siman (Şekil 3.28) ile epoksi rezin die üzerinde simante edildi. Örneklerin bukkal, lingual, distal ve mesial yüzeylerine led ışık cihazıyla 20 saniye ışın verilerek polimerize edildi (Şekil 3.29) ve 88 adet örneğin simantasyon işlemi tamamlandı (Şekil 3.30).



Şekil 3.28. Simantasyonda kullanılan rezin siman



Şekil 3.29. Örneklerin led ışık cihazıyla polimerizasyonu



Şekil 3.30. Simantasyonu tamamlanmış 88 adet örneğin görünümü

3.4. Termal Siklus Uygulaması

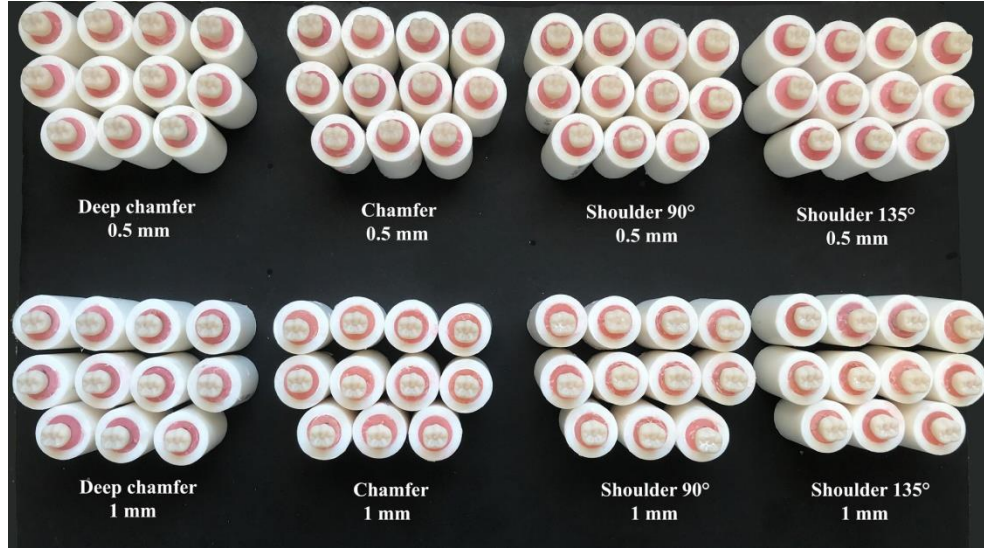
37 °C distile suda 24 saat süre ile bekletilen örneklere ağız ortamında oluşabilecek ısı değişikliklerini taklit etmek amacıyla termal siklus işlemi uygulandı. Örnekler 5 °C ile 55 °C arasında 10 saniye aralıklarla 20 saniye boyunca 5000 devir yaşlandırma işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.31).



Şekil 3.31. Örneklerin termal siklus işlemiyle yaşlandırılması

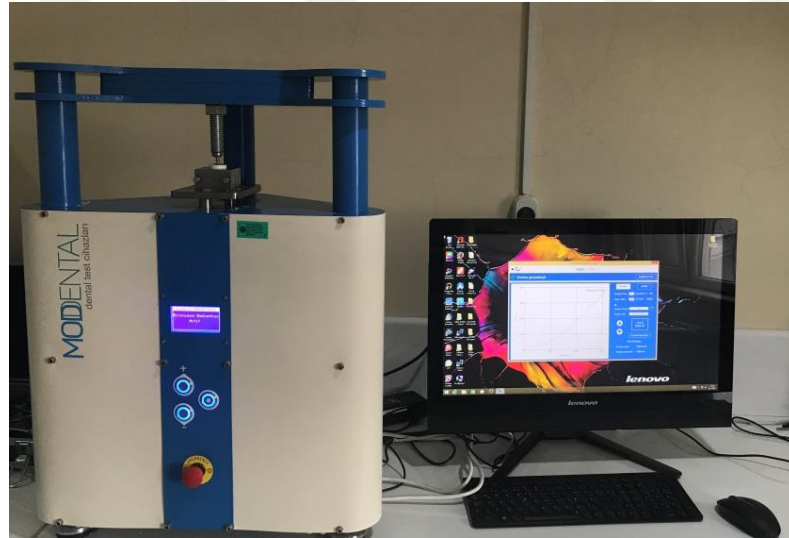
3.5. Kırılma Testinin Uygulanması

Kırılma testi uygulamadan önce örnekler otopolimerizan akrilik rezin içerisinde sabitlendi (Şekil 3.32).

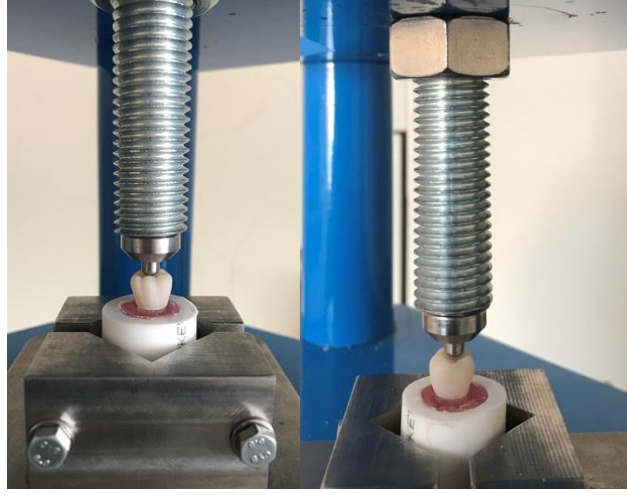


Şekil 3.32. Otopolimerizan akrilik rezin içerisine gömülen örnekler

Evrensel test cihazın üst bölümünde yer alan 5 mm çapında paslanmaz çelik bilye, kronların oklüzal yüzeyine dik açıyla gelecek şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.34). Kronların oklüzal yüzeylerin ortasında ve kırılma oluşuncaya kadar 1 mm /dk yükleme hızı ile kuvvet uygulandı (Şekil 3.35 ve 3.36). Kırılmanın gerçekleştiği zamandaki kuvvet değerleri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir (Şekil 3.33).



Şekil 3.33. Kırılma dayanımı testinde kullanılan cihaz



Şekil 3.34. Test cihazına yerleştirilen örnek



Şekil 3.35. Test cihazındaki örneğin kırılma anı öncesi



Şekil 3.36. Test cihazındaki örneğin kırılması

Kırılma direnci testi sonrasındaki örneklerin kırılma tipleri incelendi ve kırılma tipleri Burke sınıflamasına göre kategorize edilmiştir.

3.6. SEM (Scanning Electron Microscope) Analizi

Kırılma işleminden sonra her gruptan spesifik bir örneğin detaylı incelenmesi için SEM analizi yapıldı. Örnekler SEM incelemesine girmeden önce karbon püskürtme cihazıyla ince bir tabaka olacak şekilde kaplandı. Kırık örneklerin yüzeyleri x30, x50, x100, x150 büyütmelerde değerlendirildi.



Şekil 3.37. Karbon kaplama cihazı ve taramalı elektron mikroskobu

4. BULGULAR

Çalışmada elde edilen veriler değerlendirilirken istatistiksel analizler için SPSS 20.0 programı kullanıldı. Çalışma verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilks testi ile değerlendirildi. Sonuçlar normal dağılıma uygun bulundu. Varyansların homojenliği Levene istatistiğine göre test edilmiş ve anlamlılık değeri 0,05'ten büyük olduğu için verilerin homojen olarak dağıldığı sonucuna ulaşılmıştır ($p=0,077$). Grupların kırılma dirençleri arasında farklılık olup olmadığını karşılaştırmak için "One-way ANOVA" varyans analiz testi kullanıldı. Bu testin sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p=0,002$).

Hangi gruplar arasında farklılık olduğunu belirlemek için "Scheffe" çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. $p<0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi (Tablo 4.2).

4.1. Kırılma Dayanımı Testi Bulguları ve İstatistiksel Değerlendirmeler

Scheffe testi sonuçlarına göre; SA5'deki kırılma dayanımı ortalaması($1030,91\pm432,84$), C1'in ortalamasından($1749,88\pm327,69$) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p=0.026$). Diğer gruplar [C5($1150,88\pm440,85$), DC1($1491,65\pm544,09$), DC5($1344,74\pm325,465$), SA1($1343,35\pm360,10$), SB1($1089,51\pm311,87$), SB5($1395,20\pm469,29$)] arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Çalışma gruplarının kırılma dayanımına ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri Newton cinsinden Tablo 4.1'de ve ortalama kırılma dayanımı değerlerinin dağılımı Şekil 4.1' de gösterilmektedir.

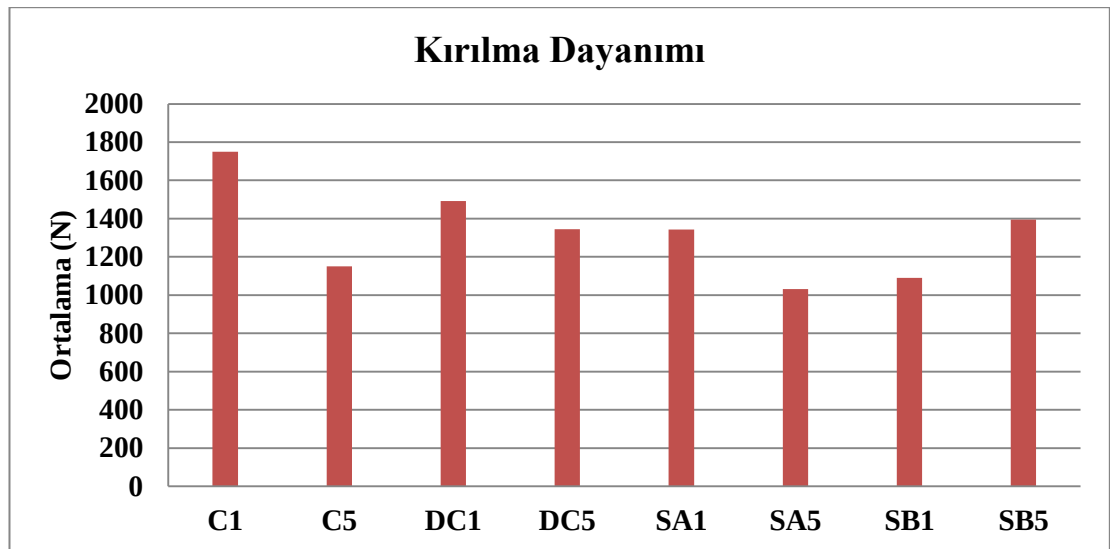
Farklı kalınlıktaki farklı basamak tipleri ZLS kronların kırılma dayanımını değiştirdiği gözlemlenmiştir. Çalışmamızda kullandığımız basamak tiplerinin kırılma dayanımları yüksekten düşüğe; 1 mm chamfer basamak($1749,88$), 1 mm deep chamfer basamak($1491,65$), 0,5 mm 135° shoulder basamak($1395,2$), 0,5 mm deep chamfer basamak($1344,74$), 1 mm 90° shoulder basamak($1343,35$), 0,5 mm chamfer

basamak(1150,88), 1 mm 135° shoulder basamak(1089,51), 0,5 mm 90° shoulder basamak(1030,91) olarak tespit edilmiştir.

1 mm chamfer basamak(1749,88±327,69 N) olarak hazırlanan ZLS kronlarının kırılma dayanım değerlerinin en yüksek olduğu ve 0,5 mm 90° shoulder basamak(1030,91±432,84 N) ile hazırlanan ZLS kronlarının kırılma dayanım değerlerinin en düşük olduğu bulunmuştur.

Tablo 4.1. Grupların kırılma dayanımı ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri (Aynı harfler anlamlı fark olmadığını göstermektedir.)

Grup	n	Ortalama (N) ± Standart Sapma	Minimum	Maximum
C1	11	1749,88±327,69 ^a	1064,90	2232,73
C5	11	1150,88±440,85 ^{a,b}	445,91	1717,53
DC1	11	1491,65±544,09 ^{a,b}	725,11	2283,63
DC5	11	1344,74±325,46 ^{a,b}	1003,69	1906,68
SA1	11	1343,35±360,10 ^{a,b}	918,69	1883,43
SA5	11	1030,91±432,84 ^b	490,96	1697,44
SB1	11	1089,51±311,87 ^{a,b}	481,22	1434,79
SB5	11	1395,20±469,29 ^{a,b}	832,24	2117,20
Total	88	1324,51±450,16	445,91	2283,63



Şekil 4.1. Grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin dağılımı

Tablo 4.2. Gruplar arasında kırılma dayanımı farklılıklarının Scheffe testi ile değerlendirilmesi

Grup	p
SA1-SA5	,862
SA1-SB1	,951
SA1-SB5	1,000
SA1-C1	,609
SA1-C5	,990
SA1-DC1	,998
SA1-DC5	1,000
SA5-SB1	1,000
SA5-SB5	,735
SA5-C1	,026
SA5-C5	,999
SA5-DC1	,440
SA5-DC5	,859
SB1-SB5	,875
SB1-C1	,059
SB1-C5	1,000
SB1-DC1	,623
SB1-DC5	,949
SB5-C1	,762
SB5-C5	,960
SB5-DC1	1,000
SB5-DC5	1,000
C1-C5	,124
C1-DC1	,946
C1-DC5	,613
C5-DC1	,797
C5-DC5	,989
DC1-DC5	,998

4.2. Kırık Tipleri

Çalışmamızda örnekler Burke'in yaptığı kırılma tiplerine göre sınıflandırılmıştır (Şekil 4.2-4.9). SA1, SA5, SB1, SB5, C5, DC5 'te en çok Tip I kırık gözlenirken, DC1'de en çok Tip V kırığa ve C1'de en çok Tip IV kırığa rastlanmıştır. Çalışmamızda Tip III kırık hiçbir basamak tipinde görülmemektedir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Her deney grubu için Burke sınıflandırmasına göre kırık tiplerinin dağılımı

KIRIK TİPLERİ	SA1	SA5	SB1	SB5	C1	C5	DC1	DC5
I	4	6	5	6	1	7	3	5
II	2	-	-	-	-	-	-	-
III	-	-	-	-	-	-	-	-
IV	3	4	4	3	6	3	2	3
V	2	1	2	2	4	1	6	3



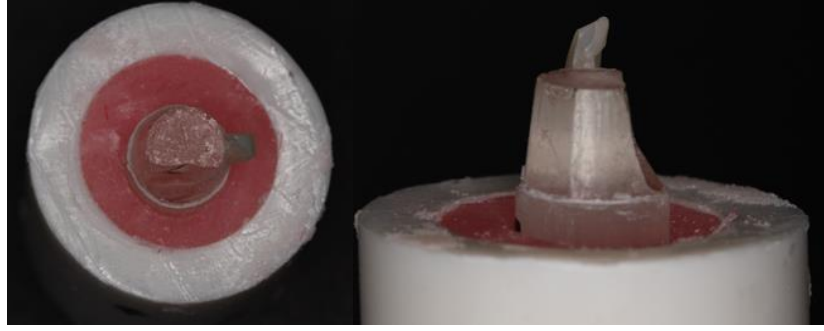
Şekil 4.2. 1mm kalınlığında 135° shoulder basamak tipinde ZLS krona görülen Tip I kırılma



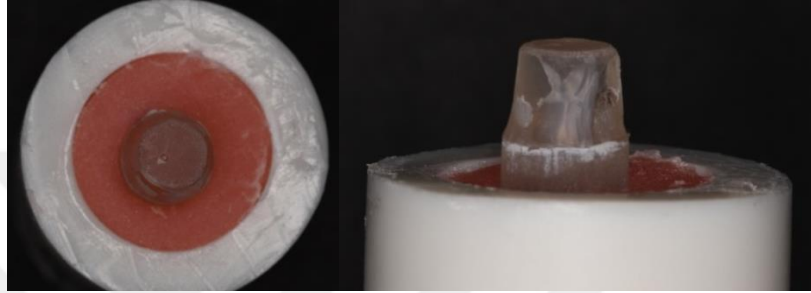
Şekil 4.3. 0,5 mm kalınlığında 135° shoulder basamak tipinde ZLS krona görülen Tip I kırılma



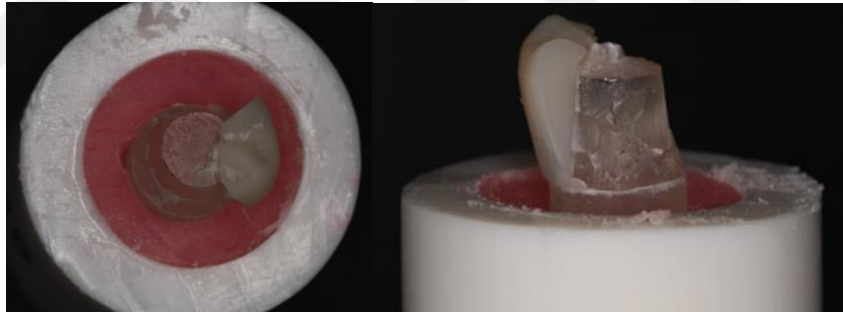
Şekil 4.4. 1mm kalınlığında 90° shoulder basamak tipinde ZLS krona görülen Tip II kırılma



Şekil 4.5. 0,5 mm kalınlığında 90° shoulder basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip V kırılma



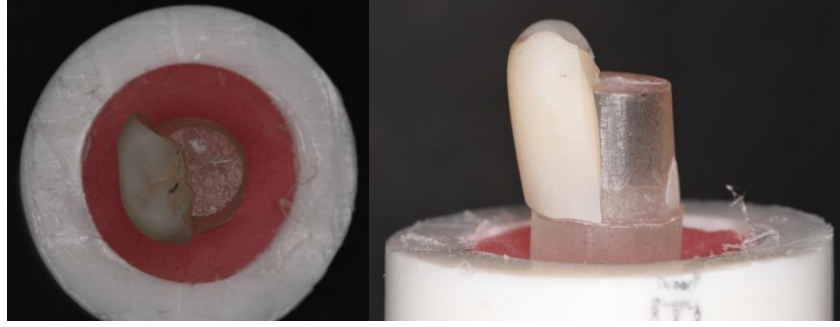
Şekil 4.6. 1 mm kalınlığında chamfer basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip V kırılma



Şekil 4.7. 0,5 mm kalınlığında chamfer basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip IV kırılma



Şekil 4.8. 1 mm kalınlığında deep chamfer basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip IV kırılma

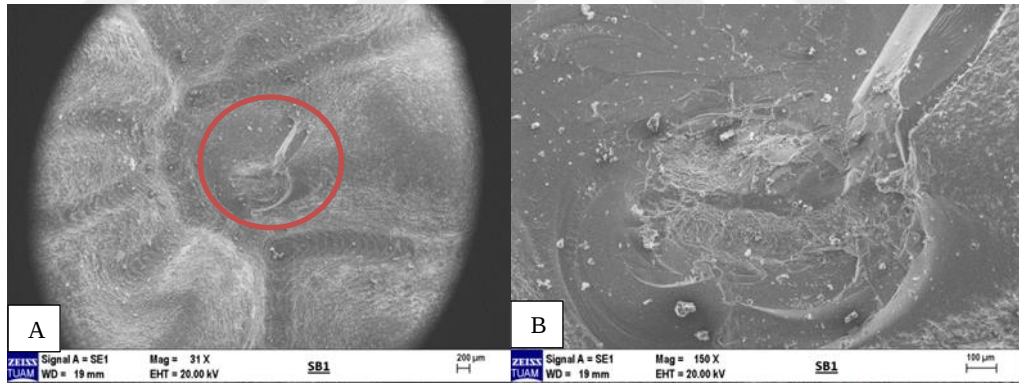


Şekil 4.9. 0,5 mm kalınlığında deep chamfer basamak tipinde ZLS kronda görülen Tip IV kırılma

4.3. SEM Bulguları

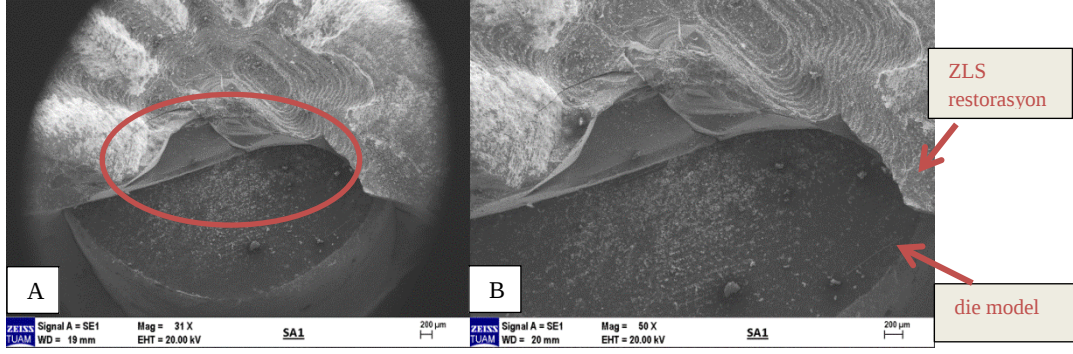
Çalışmamızda her gruptaki spesifik kırık tipine sahip numunelerden biri seçilerek SEM görüntüleri incelendi.

1 mm kalınlığında 135° shoulder basamak tipinde ZLS kronda çatlak şeklinde görülen Tip I kırık tipinin okluzalden kırık hattı Şekil 4.10' da gösterilmektedir.



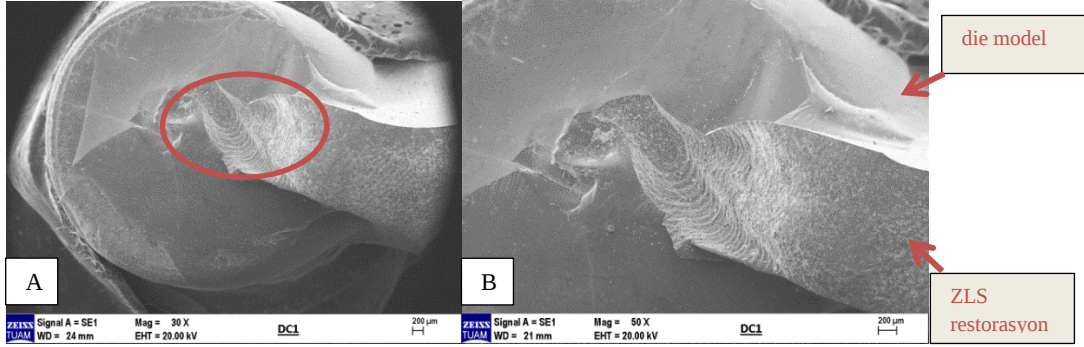
Şekil 4.10. Grup SB1'de Tip I kırık SEM görüntüsü (Resim B, Resim A'deki daire şeklinde belirtilen alanın büyütülmüş halidir)

1 mm kalınlığında 90° shoulder basamak tipinde ZLS kronun yarısından daha azının kırılması şeklinde görülen Tip II kırık tipinin okluzalden kırık hattı Şekil 4.11' de gösterilmektedir.



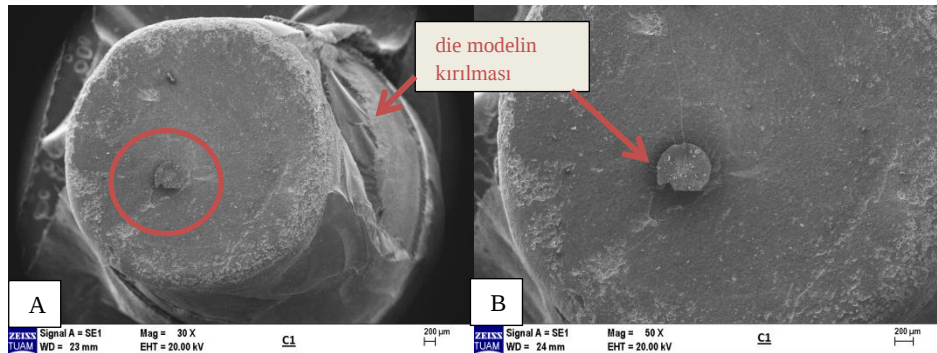
Şekil 4.11. Grup SA1’de Tip II kırık SEM görüntüsü (Resim B, Resim A’deki daire şeklinde belirtilenen alanın büyütülmüş halidir)

1 mm kalınlığında deep chamfer basamak tipinde ZLS kronun yarısından fazlasının kırılması şeklinde görülen Tip IV kırık tipinin okluzalden kırık hattı Şekil 4.12’ de gösterilmektedir.



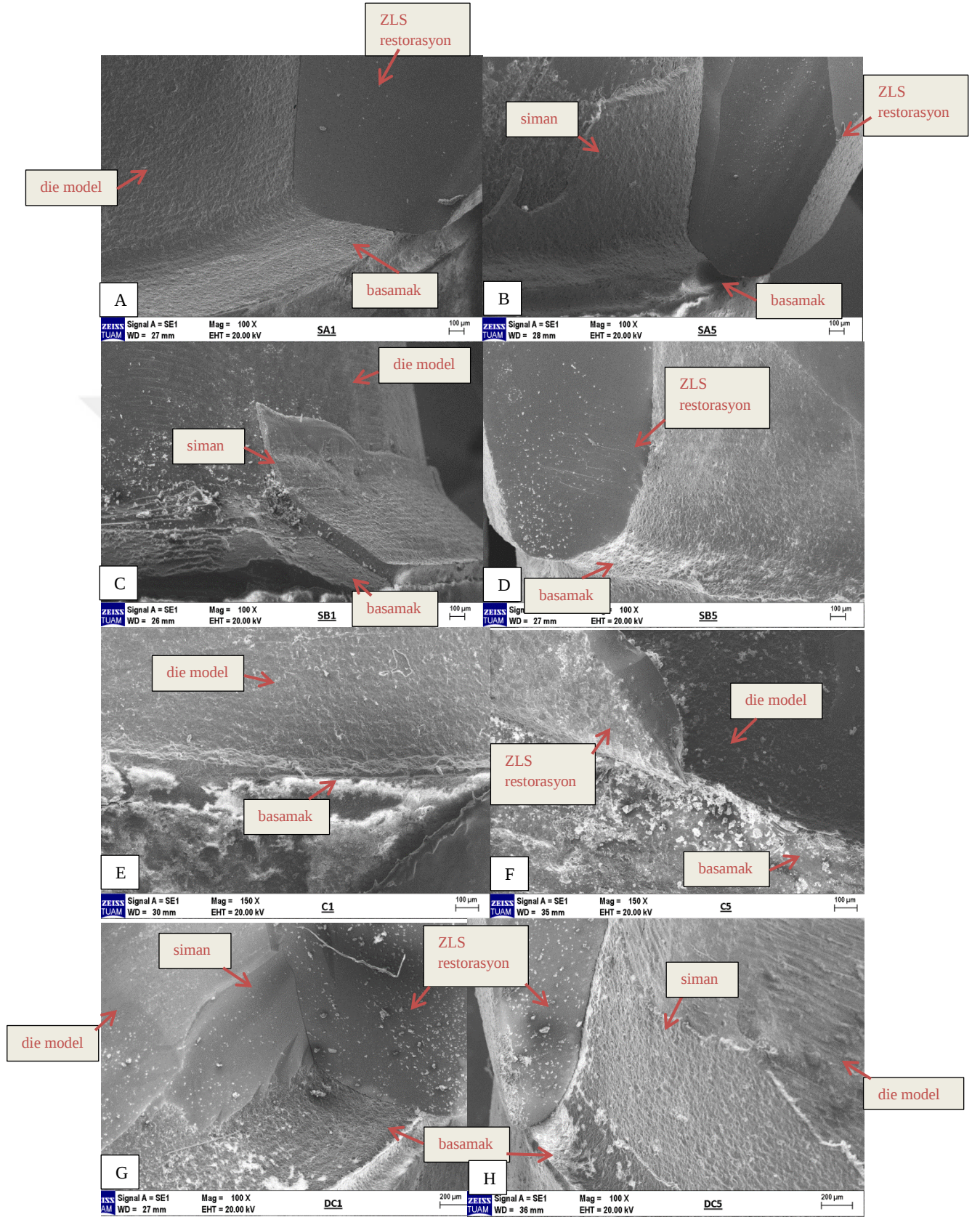
Şekil 4.12. Grup DC1’de Tip IV kırık SEM görüntüsü (Resim B, Resim A’deki daire şeklinde belirtilenen alanın büyütülmüş halidir)

1 mm kalınlığında chamfer basamak tipinde ZLS kronla beraber dişin de kırılması şeklinde görülen Tip V kırık tipinin okluzalden kırık hattı Şekil 4.13’ te gösterilmektedir.



Şekil 4.13. Grup C1’de Tip V kırık SEM görüntüsü (Resim B, Resim A’deki daire şeklinde belirtilenen alanın büyütülmüş halidir)

Her basamak tipinin SEM görüntüsü Şekil 4.14' te gösterilmektedir.



Şekil 4.14. Grupların kırık hattının SEM görüntüsü (Resim A:Grup SA1, Resim B:Grup SA5, Resim C:Grup SB1, Resim D:Grup SB5, Resim E:Grup C1, Resim F:Grup C5, Resim G:DC1, Resim H:DC5)

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; farklı kalınlıktaki basamak tiplerinde hazırlanan modeller üzerinde üretilen ZLS blokların kırılma dayanımı karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda; çeşitli basamak dizaynları ile hazırlanan ZLS kronların kırılma dirençlerinin belirlenmesi, bu verilerin yapılacak yeni araştırmalara ve klinik uygulamalara yön vermesi amaçlanmaktadır. Farklı basamak tiplerinin ve kalınlıklarının ZLS kronların kırılma dayanımını değiştirmemesi şeklinde kurulan sıfır hipotezimiz reddedildi.

Doğal, estetik görünüm ve uzun ömür, sabit protetik diş tedavilerde dişlerin restore edilmesinde temel amaçtır. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretimin (CAD/CAM) artan popülaritesi ile birlikte, birçok sayıda estetik malzemeler tanıtıldı (82). Polikristal zirkonyum dioksit seramikler ve lityum disilikat cam seramikler, optimal mekanik ve estetik özelliklerden dolayı restoratif indirekt restorasyonlarda kullanılmaktadır.

Zirkonya mükemmel biyouyumluluk, 900-1200 MPa bükülme dayanımı içeren mekanik özelliklere sahiptir ve kırılma direncinin daha yüksek olduğu premolar ve molar bölgelerde kullanılmaktadır. Zirkonya kor için mükemmel dayanımlar bildirilmiş olsa da birkaç çalışmada veneer seramik ile ilgili kırıklar belirtilmiştir. Kırılmayı önlemek ve üretimi kolaylaştırmak için zirkonya restorasyonlar şu anda monolitik olarak kullanılmaktadır. Farklı çalışmalar monolitik zirkonya kronların, geleneksel veneer kronlardan daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmiştir (5).

Cam seramik grubu hala en iyi translusent ve estetik özelliklere sahiptir. Her ne kadar yeni nesil lityum disilikat bazlı seramikler, 300-400 MPa arası bükülme dayanımı ile geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip olsa da sadece tek üye restorasyonlar için ve anterior bölgelerde kısa köprülerde önerilir (5).

Yüksek mekanik ve estetik performanslar elde etmeyi amaçlayan yeni restoratif materyallerin araştırılması ve geliştirilmesi zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin (ZLS) piyasaya sunulması ile sonuçlanmıştır. ZLS; Vita

(Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co., Bad Sackingen, Germany) ve Dentsply (Dentsply Sirona, DeguDent, GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany) tarafından Vita Suprinity PC ve Celtra Duo olarak pazarlanmaktadır. Bu malzemeler benzer mikro yapılar sergiler: homojen bir camı matris, yuvarlak ve submikrometrik olarak uzamış lityum metasilikat taneciklerinden ve lityum ortofosfatlardan yapılmış kristal bir bileşen içerir; bunlara ek olarak dayanıklılık değerlerini arttırmaya yönelik tetragonal zirkonya dolgu maddeleri eklenir. Kristalizasyon işleminden sonra, lityum disilikat taneleri ortaya çıkar. Bu yapısal tipoloji, diğer cam seramiklerle karşılaştırıldığında uygun optik özellikleri artan mekanik özelliklerle birleştirmek için geliştirilmiştir; ancak bugüne kadar bu varsayım hala tartışmalıdır (83).

ZLS malzemesinin piyasaya son zamanlarda tanıtılması göz önüne alındığında, uzun vadeli takip çalışmaları mevcut değildir (84). ZLS ile ilgili yapılmış çalışmalar genellikle translusens, kronlarda marjinal ve internal adaptasyon konularını içermektedir (85-88). Literatürde farklı kalınlıktaki marjinal basamak dizaynların ZLS kronların kırılma dayanımı üzerinde etkisi araştırılmamıştır.

Birçok çalışmada, tam seramiklerin kırılma dayanımını değerlendirirken dayanak materyali olarak metal (68,89), akrilik rezin (70), epoksi rezin (60,71-73), doğal diş (90) kullanılmıştır. Doğal diş kullanıldığında her dişin farklı boyut ve mineralizasyon yüzdesi, anatomik konfigürasyonu, farklı yaş evreleri ile pulpa boyutu varyasyonu ve iç çatlakları nedeniyle standardizasyon sağlamak imkansız görünmektedir. Ayrıca çekilen dişlerin saklama süreci ve seçilen dişlerin çekim koşulları gibi doğal dişlerin kullanılması durumunda çalışmaların sonuçlarını etkileyen birkaç parametre daha vardır (91).

Die materyalinin elastik modülü, tam seramik kronların kırılma direncinin belirlenmesinde önemli bir faktördür. Seramiğin kırılma dayanımını araştırırken klinik koşullara daha yakın sonuçlar elde etmek için die materyalinin elastik modülü dişlere benzer olması gerekmektedir. Scherrer ve de Rijk (74) yaptığı çalışmada die materyalinin elastik modülü arttıkça tam seramiklerin kırılma dayanımının artış gösterdiği belirtilmiştir. Metal die çok serttir, dentin ve epoksi rezinden daha yüksek bir elastik modüle sahiptir. Böylece bu metal die daha az deforme olur, bu da kron iç yüzeyinde daha düşük makaslama streslerine yol açar.

Yucel ve ark. sonlu elemanlar analizi çalışmasında zirkonya korların dentin ve epoksi rezin die modelleri üzerindeki kırılma dayanımı pirinç ve çelik die modellerden daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca dentin ve epoksi rezin die benzer strese maruz kalmıştır (92). Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda klinik koşullara daha yakın sonuçlar sergileyebilmek için epoksi rezin die modeller kullanılmıştır.

Klinik olarak diş preparasyonlarının aksiyal duvarlarına 6 ila 10 derece taper açısı verilir (93). Cho ve ark. (94) çalışmasında 6° taper açısına sahip restorasyonlarda en yüksek kırılma dayanımı gözlemlenmişler ve preparasyonun taper açısı arttıkça kırılma direncinin azaldığını belirtmişlerdir. Tam seramik restorasyonların kırılma dirençlerinin incelendiği çalışmalarda Komine ve ark. (95) 4°-6° taper açısı ve 4,5 mm kron boyunda, Pallis ve ark. (93) 6° taper açısı ve 5 mm kron boyunda, Jalalian ve ark. (60) 10° taper açısı ve 7 mm kron boyunda, Ardakani ve ark. (57) 6° taper açısı ve 6,4 mm kron boyunda prepare edilmiş modelleri kullanmışlardır. Çalışmamızda bu bilgiler doğrultusunda die modeller, 6 mm kron boyu 6° taper açısına sahip keskin kenar ve köşe içermeyecek şekilde prepare edildi.

Restorasyonun kalınlığı, tam seramik sistemlerin kırılma direncini ve protezin hayatta kalma oranını güçlü bir şekilde etkiler. ZLS restorasyonların ortalama kırılma yüklerinin kalınlık arttıkça önemli ölçüde arttığı bildirilmiştir. S. Choi ve ark. yapmış olduğu bir in vitro çalışmaya göre, 1.5 mm kalınlığında Vita Suprinity, lityum disilikat seramiklere benzer, Vita Enamic ve Celtra Duo'dan daha yüksek bir kırılma direnci sergiledi (96). Buna karşılık, başka bir makale hem 1,5 mm hem de 1,0 mm kalınlıkta lityum disilikat seramikler ZLS'ye göre daha yüksek kırılma değerleri göstermiştir (97). Bir diğer araştırmada; ZLS tek kuronlarının dayanıklılığı, 1.0 mm kalınlıkta da umut verici görünmektedir (98). Çalışmamızda oklüzal kalınlığı 1.5 mm, aksiyal duvar kalınlığı 0.8 mm olan mandibular birinci molar dişin restorasyon tasarımı yapılmıştır. Bu tasarlanan restorasyonun parametreleri sabitlenerek 88 adet kron restorasyonu CAD programı yardımıyla aynı tasarıma göre frezlenerek hazırlanmıştır.

Restorasyon ile die model arasında siman ile doldurulacak bir boşluk bulunmaktadır. Amerikan Diş Hekimleri Birliği Specification No: 8'e göre bu siman

aralığı 25 µm civarında olmalıdır (99). Shillingburg ve Whitsett (100) ise siman aralığının 20-40 µm arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Tuntiprawon ve Wilson (101) tam seramik kronların kırılma direnci üzerine siman kalınlığını etkisini değerlendirmişler ve siman aralığının artışı ile restorasyonlarda kırılma direncinin azaldığı sonucuna varmışlardır. Bu bilgilere göre çalışmamızda siman aralığı 30 mikron olarak belirlenmiştir.

Kırılma direnci, restorasyonların uzun süreli performansını etkileyen en önemli kriterlerden biridir. Seramikler kırılmandır ve düşük çekme direncine, kırılma dayanımına sahiptir (102). Bununla birlikte, tam seramik restorasyonun başarısızlığında tek ve etkili faktör seramiklerin dayanıksızlığı değildir. Restorasyon kalınlığı, restorasyon fabrikasyon prosedürlerinden kalan residual stresler, hastanın bruksizm gibi alışkanlıkları, basamak dizaynı ve siman tipi de restorasyonun nihai gücünü etkilemektedir (57).

Basamak dizaynının, tam seramik restorasyonun dayanıklılığı üzerindeki etkisi ile ilgili olarak birçok araştırma yapılmıştır. Jalalian ve ark. (103) Inceram tam seramik restorasyonların kırılma direnci üzerine shoulder ve chamfer marjinal tasarımlarının etkisini değerlendirmiş ve chamfer basamak şeklinin daha fazla kırılma direncine sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Aynı araştırmacı tarafından farklı bir çalışmada (104) aynı marjinal tasarımları zirkonya korlar üzerinde değerlendirilmiş ve chamfer basamağın, shoulder basamağa göre restorasyonun dayanıklılığını daha fazla arttırdığı bulunmuştur. Cho ve ark.'nın (99) seromer/fiberle güçlendirilmiş kompozit kron üzerinde yaptığı bir çalışmada chamfer basamağın kırılma direnci de oldukça yüksek bulmuşlardır.

Bunun yanı sıra Di Lorio ve ark. (105) 50° chamfer ve 90° shoulder basamak dizaynının Procera all-ceram korların (0,4 mm kalınlığında) kırılma direncine etkileri üzerine bir çalışma yapmışlar ve shoulder basamak dizaynının chamfer basamak dizaynından daha dayanıklı olduğunu bildirmişlerdir. Ancak Sadan ve ark. (106) her iki basamak dizaynını da eşit derecede dirençli bulmuşlardır.

Beuer ve ark. (107) beş farklı preperasyon dizaynının (shoulder-less, hafif chamfer, belirgin deep chamfer, beveled shoulder ve shoulder) kalınlığı 0,4 mm olan

zirkonya kopinglerin kırılma direnci üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmada; shoulder preparasyonunda maksimum kırılma direncini gözlemlemişlerdir ve ayrıca sadece endodontik tedavi görmüş ince duvarlı dişler için hafif chamfer basamağı tavsiye etmişlerdir.

Sonlu elemanlar analizi çalışmasında, Shinya ve ark. (108) dört preperasyon dizaynının (knife edge, chamfer, deep chamfer ve yuvarlak iç açılara sahip shoulder) seramik ve hibrit kompozit rezin kronlarda marjinal stres dağılımı üzerindeki etkilerini değerlendirmişler. Kompozit restorasyonların kenarlarındaki çekme ve basma gerilmelerinin seramikten daha az olduğu, ayrıca stresin knife edge kıyasla yuvarlatılmış iç açılarla sahip shoulder basamakta daha eşit dağıldığı sonucuna varmışlardır. Bu çalışma aynı zamanda deep chamfer, seramik kronlar için uygun bir basamak dizaynı olduğunu bildirmiştir. Ardakani ve ark. (57) 135° ve 90° shoulder basamak dizaynının zirkonya kopinglerin kırılma direnci üzerine etkilerini incelemiş ve 135° shoulder basamağın zirkonya kronların kırılma direncini arttırdığı sonucuna varmışlardır.

Bizim çalışmamızda da chamfer basamağın kırılma direncinin shoulder basamaktan yüksek olduğu görülmektedir. Bu farkın sebebi, chamfer basamağın 90° shoulder basamağa kıyasla daha iyi kuvvet dağılımı ve marjinal oturmanın yanı sıra yuvarlatılmış bir iç açıya sahip olmasıdır (57). Bu araştırmalar bu bakımdan çalışmamızı desteklemektedir.

2019 yılında Khidher tez çalışmasında 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm shoulder basamak genişliklerinin lityum disilikat ve feldspatik seramik kronlarda kırılma dayanımının etkisini incelemiş ve lityum disilikat seramik restorasyonlarda basamak genişliği arttıkça, kırılma direncinin de paralel olarak arttığını gözlemlemiştir (109). Bizim yaptığımız çalışmada 1 mm 90° shoulder, chamfer, deep chamfer basamak genişliklerinin ZLS kronlarda kırılma dayanım değerleri 0,5 mm olarak hazırlanan basamak genişliklerinden daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Fakat çalışmamızda 0,5 mm 135° shoulder basamak genişliğinin ZLS kronlarda kırılma dayanım değerleri 1 mm olarak hazırlanan basamak genişliklerinden daha yüksek çıkmıştır.

Tam seramik restorasyonlarda yapılan basamak dizaynlarının seramik kronların kırılma dayanımı üzerindeki etkisi ile ilgili bir fikir birliğinin olmadığı

görülmektedir. Çalışmamızın sonucunda elde edilen veriler incelendiğinde; 1 mm chamfer basamak($1749,88 \pm 327,69$ N) olarak hazırlanan ZLS kronlarının kırılma dayanım değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür. Daha sonra sırasıyla 1 mm deep chamfer basamak($1491,65 \pm 544,09$ N), 0,5 mm 135° shoulder basamak ($1395,20 \pm 469,29$ N), 0,5 mm deep chamfer basamak($1344,74 \pm 325,465$ N), 1 mm 90° shoulder basamak($1343,35 \pm 360,10$ N), 0,5 mm chamfer basamak($1150,88 \pm 440,85$ N), 1 mm 135° shoulder basamak ($1089,51 \pm 311,87$ N) izlenmiştir. En düşük kırılma dayanım değerleri 0,5 mm 90° shoulder basamak($1030,91 \pm 432,84$ N) ile hazırlanan ZLS kronlarda olduğu görülmüştür.

Birçok çalışmada tam seramik restorasyonlarda adeziv simantasyonun kırılma direncini artırdığı gözlemlenmiştir (110-112). Borges (113) tarafından yapılan bir çalışmada, kompozit rezin siman ile simante edilen farklı seramik kronların(lityum disilikat, lōsit ile güçlendirilmiş ve cam infiltre alümina seramikler), kırılma yüklerinin rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer simanla karşılaştırıldığında önemli bir artış bildirilmiştir.

Adeziv bonding yöntemlerinin geliştirilmesiyle beraber seramik restorasyonların yüzeyindeki küçük çatlaklar kapatılarak seramiklerin dayanımı arttırılır. Silika bazlı seramiklerin asitle aşındırılması ardından silanlanmasıyla seramik-rezin bağlantısı başarıyla gerçekleştirilir (114).

Preis ve ark. 2015 yılında simantasyonun, CAD/CAM ile üretilmiş ZLS molar dişlerin kırılma direnci ve marjinal adaptasyon üzerine etkisini değerlendirmişler ve ZLS kronların simantasyonla birlikte kırılma direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış gösterdiğini rapor etmişlerdir (82). D'Addazio ve ark. yaptığı çalışmada konvansiyonel ve adeziv olarak yapılan simantasyonun ZLS kronların kırılma direnci üzerine olan etkisini araştırmışlar ve adeziv simantasyonun ZLS materyali için önemli ölçüde daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği sonucuna varmışlardır (115). Bu nedenle çalışmamızda restorasyonların simantasyonunda rezin siman kullanılmıştır.

Dental seramiklere termal siklus işlemi yapılırken materyalde stres birikmesi meydana geldiği ve yüzeyin altında biriken bu stresin seramiği güçsüzleştirdiği bildirilmiştir (116). Seramiklerin kırılma dayanımı incelenirken sıcaklığın kontrol

edilmesi ve ortamın nemli olmasının çok önemli olduğu ve suya maruz kalmanın dental seramiklerin mekanik özelliklerinde etkili olduğu belirtilmiştir (116). ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre, numunelerin sıcaklığı 5°C ve 55 °C olan su banyolarında 500 siklusun uygun bir termal siklus yöntemi olduğu gösterilmiştir (117,118). El Ghoul ve ark. (119) yaptıkları çalışmada örneklerini 5- 55 °C sıcaklık arasında 3000 siklus yaşlandırma işlemine tabi tutmuştur. Mutaş (116), Kasem ve ark. (5) ise 5- 55 °C sıcaklıkta 5000 siklus uygulamıştır. Bu nedenle çalışmamızda termal siklus uygulaması; su sıcaklıkları en düşük 5 °C, en yüksek 55 °C aralığında ve 5000 devir olacak şekilde yapılmıştır.

Klinik ortamı in vitro olarak simüle etmek için birçok teknik mevcuttur. Dental materyallerin laboratuvar ortamında değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemlerinden birisi kırılma testidir. Tam seramik restorasyonların kırılma dirençlerinin ölçülmesinde araştırmacılar farklı metotlar kullanmışlardır. Bazı araştırmacılar disk yada dikdörtgen şeklinde örnekler hazırlamış, biaksiyel bükülme testleri ve uniaksiyel bükülme testleri kullanılarak kırılma dirençleri incelenmiştir (39,120).

Bazı araştırmacılar ise, kırılma testlerini klinik ortamı taklit eden diş formunda örnekler hazırlayarak uygulamışlardır (121). Dickinson (122), Strub ve Beschmidt (123) yaptıkları çalışmalarda; seramik materyaline ait kırılma direncinin değerlendirilmesinde örneklerin diş formuna yakın hazırlanmasının daha doğru sonuçlar yansıtacağını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda kırılma testini anatomik kron formunda hazırlanan ZLS örnekler üzerinde uyguladık.

Kırılma testlerindeki yükleme hızı da sonuçları etkilemektedir. Bazı çalışmalar kırılma testindeki yükleme hızını 0,5 mm/dk ve 1 mm/dk olarak belirlemiştir (82, 124-127). Kuvvet uygularken restorasyonun tüberküllerine eşit olarak temas edecek şekilde ucu yuvarlatılmış küre şeklinde bir uç kullanılmaktadır (5,119,128). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kırılma testi restorasyonların oklüzal yüzeyine dik açıyla gelecek şekilde yerleştirilmiş, özel olarak hazırlanan 5 mm çapında paslanmaz çelik bilye kullanılarak 1 mm/dk yükleme hızı ile gerçekleştirilmiştir.

Bir diş restorasyonu rutin olarak çiğneme yüklerine maruz kalır. Çiğneme sırasında uygulanan ortalama kuvvetler, 11-150 N arasında değişmektedir. Anteriorda bu değer 200 N, posteriorda 350 N kadar çıkabilmektedir. Parafonksiyonel alışkanlıkların görülmesi durumunda 1000 N kuvvet bildirilmiştir. Posteriorda yapılacak restorasyonlar bu kuvvetlere dayanmalıdır (129). Çalışmamızda test edilen restorasyonların kırılma dayanımı değerleri fizyolojik çiğneme kuvvetlerinden yüksek bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçlarına göre en yüksek kırılma dayanımı değeri 1 mm chamfer basamakta, en düşük kırılma dayanımı değeri 0,5 mm shoulder basamakta görölmüştür.

Sun ve ark.'nın yaptıkları çalışmada monolitik lityum disilikat ve monolitik zirkonya kronlarda tipik olarak katastrofik kırık gerçekleştiğini belirtmişlerdir (130). Kasem ve ark.'nın ZLS ve zirkonya seramikler üzerinde yaptıkları çalışmada ZLS kronlarda Tip III ve IV kırık tipleri, zirkonya kronlarda Tip V kırık tipleri daha çok görmüşlerdir (5). El-Damanhoury ve ark. ise lityum disilikat endokron restorasyonlarının %70'inde katastrofik kırık gerçekleştiği sonucuna varmışlardır. Bunun sebebinin rijit bir materyal olan lityum disilikat materyalinin kritik alanlarda stres birikimi oluşturması sonucunda katastrofik kırıkların görülmesi şeklinde açıklamışlardır (131). Çalışmamızda kırık tipleri incelendiğinde en yüksek kırılma dayanımı değerlerine sahip DC1 ve C1 gruplarında sırasıyla en çok katastrofik kırık olan Tip V ve kronun yarısından fazlasının kırılması şeklinde görölen Tip IV kırık tipi gözlenmektedir. C1 ve DC1 grupları daha fazla yükü karşıladıklarından dolayı Tip IV ve Tip V kırık tiplerinin göröldüğünü düşünmekteyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Farklı basamak tiplerinin ve kalınlıklarının ZLS kronların kırılma dayanımını etkilemektedir.
2. Çalışmanın sonuçları göz önüne alındığında posterior tek diş restorasyonlarda ZLS materyali kullanıldığı zaman 1 mm chamfer basamak tipi önerilebilir.
3. Bu çalışmada ZLS materyalinin kırılma dayanımı değerleri incelendiğinde ağız içinde oluşabilecek oklüzyon kuvvetlerine dayanabileceği düşünülmektedir.

Limitasyonlar;

Bu çalışmada farklı materyallerle karşılaştırma yapılmaması ve anterior bölgede kullanılmaması çalışmamızın limitasyonları arasındadır. Farklı kalınlıktaki farklı basamak tiplerinin ZLS kronlar üzerinde etkilerini uzun dönemde daha iyi bir şekilde gözlemlemek amacıyla in-vivo çalışmaların da yapılması gerekmektedir.

7. KAYNAKÇA

- 1- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg 2005; 22: 41-8.
- 2- Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic. Dent Mater 2016; 32(7): 908–914.
- 3- Springall GA, Yin L. Response of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic to cyclic nanoindentation. J Mech Behav Biomed Mater 2019; 92: 58-70.
- 4- Falahchai M, Babae Hemmati Y, Neshandar Asli H, Rezaei E. Effect of tooth preparation design on fracture resistance of zirconia- reinforced lithium silicate overlays. J Prosthodont 2020; 29(7): 617-622.
- 5- Kasem AT, Sakrana AA, Ellayeh M, Özcan M. Evaluation of zirconia and zirconia- reinforced glass ceramic systems fabricated for minimal invasive preparations using a novel standardization method. J Esthet Restor Dent 2020; 32(6): 560-568.
- 6- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics (3.Baskı), Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, 1997
- 7- Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 2011
- 8- Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen (3.Baskı), İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul, 1999
- 9- McLean JW. The Science and art of dental ceramics, Quintessence Publishing Co, Tokyo, 1980: 30-57.
- 10- Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen (3.Baskı), G.Ü Basım Evi ve Film Merkezi, İstanbul, 1990: 7-10, 232-4.
- 11-Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara, 1996: 13-25.
- 12- Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. J Prosthet Dent 2006; 96: 433-42.
- 13- Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. Clin Oral Invest 2013; 17: 1765-72.
- 14- Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dent Mater 2008; 24(11): 1556-67.
- 15- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics (3rd ed), St. Louis, Mosby, Inc. 2001
- 16- Korkmaz C. Tam seramiklerin dişhekimliğindeki yeri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2014; 24: 136-140.
- 17- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996; 75: 18-32.

- 18- 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(3): 227-235.
- 19- Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 13-26.
- 20- Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 859-65.
- 21- Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* 1992; 36: 765-82.
- 22- Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* 2011; 55(3): 559-70.
- 23- Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988; 117(6): 715-720.
- 24- Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 7-13.
- 25- Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001; 132: 1301-3.
- 26- Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent* 2012; 33: 50, 52-8.
- 27- Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 44-9.
- 28- Şen N, Tuncelli B. CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri Dishekimliği Bilimleri Dergisi* 2017; 23(2): 109-115.
- 29- Holand W, Frank M, Rheinberger V. Surface crystallization of leucite in glasses. *J Non-Cryst Solids* 1995; 180(2-3): 292-307.
- 30- Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; 28: 529-35.
- 31- Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium* 2002; 23(10): 911-6.
- 32- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont* 2004; 13: 141-9.
- 33- Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2005; 93(5): 459-66.
- 34- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimato J. Contemporary fixed prosthodontics (4th ed), St Louis: Mosby Elsevier, 2006
- 35- Ritzberger C, Apel E, Holand W, Perschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD/CAM technologies. *Materials* 2010; 33: 700-13.

- 36- Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 297-303.
- 37- Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computeraided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont* 2010; 23(3): 214-6.
- 38- Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 2014; 58: 208-16.
- 39- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 449-56.
- 40- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20(1): 1-25.
- 41- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br dent J* 2008; 204(9): 505-11.
- 42- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
- 43- Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera allceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; 36: 105-113.
- 44- Kılınç H, Turgut S, Ayaz E, Bağış B. Güncel nanoseramik ve hibrit Cad/Cam materyalleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2018; 28(4): 592-98.
- 45- Raigrodski AJ, Contemporary all ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 531-44.
- 46- Cengiz S, Ordu Ü. Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemlerinin güncel materyalleri. *J Int Dent Sci* 2015; 1: 9-12.
- 47- Vita Zahnfabrik. Vita Suprinity PC -Technical and scientific documentation. (2019).
- 48- Deniz D, Aktaş G, Güncü B, Canay Ş. CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe J Dent* 2019; 15(2): 224-30.
- 49- Sirona D. Celtra® Duo Developed to make a difference - Brochure for the dental laboratory. (2017).
- 50- Paradigm C, Technical Product Profile, St. Paul, MN: 3M ESPE, March (2006).
- 51- Çetindağ MT, Meşe A. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2016; 26: 524-33.
- 52- Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014; 33: 705-10.
- 53- Özdemir H, Aladağ Lİ. Basamak tipi ve koniklik açısının lityum disilikat cam seramiklerin baskı dayanımına etkisinin değerlendirilmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2018; 28(4): 545-52.

- 54- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Sabit protezin temelleri (3.Baskı), Ünsal MK, Üşümez A. (Edt), İstanbul: Quintessence Yayıncılık, 2010: 117-135.
- 55- Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the restoration of cemented gold castings. *J Prosthet Dent* 1961; 11: 487-502.
- 56- McLean JW, Wilson AD. Butt joint versus bevelled gold margin in metal ceramic crowns. *J Biomed Mater Res* 1980; 14(3): 239-50.
- 57- Ardakani ZH, Mohaghegh M. The Effect of Finish Line Design on the Fracture Strength of Zirconia Copings. *J Dent* 2019; 20(4): 271.
- 58- Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res* 1974; 53: 859-66.
- 59- Uludamar A, Aygün Ş, Özkan Y. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2011; 21: 150-62.
- 60- Jalalian E, Rostami R, Atashkar B. Comparison of chamfer and deep chamfer preparation designs on the fracture resistance of zirconia core restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2011; 5(2): 41–45.
- 61- Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15(4): 339-346.
- 62- Anusavice KJ. *Dental Ceramics In: Phillips' Science of Dental Materials* (11th ed), Saunders, 2003: 665-719.
- 63- Ban S, Anusavice KJ Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 1990; 69(12): 1791-99.
- 64- Craig RG. *Restorative Dental Materials* (9th ed), Mosby, St. Louis, 1993
- 65- Burke FT. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. *Dent Mater* 1999; 15(5): 359-62.
- 66- Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. *Quintessence Int* 1996; 27: 115-21.
- 67- Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 582–93.
- 68- AL-Makramani BM, Razak AA, Abu-Hassan MI. Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements. *J Prosthodont* 2008; 17: 20–124.
- 69- Lee SK, Wilson PR. Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. *Aust Dent J* 2000; 45: 103–107.
- 70- Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater* 2006; 22: 29–36.
- 71- Wood KC, Berzins DW, Luo Q, Thompson GA, Toth JM, Nagy WW. Resistance to fracture of two all-ceramic crown materials following endodontic access. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 33–41.

- 72- Manoharan PS, Rajasimhan NV, Livingstone D, Arivarasan NK. Comparative analysis of fatigue resistance, fracture strength, and fracture patterns in ceramic crowns with zirconia and direct metal laser-sintered cores-An in vitro study. *Journal of Advanced Clinical and Research Insights* 2018; 5(4): 92.
- 73- Zahran M, El- Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all- ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont* 2008; 17(5): 370-77.
- 74- Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 462-67.
- 75- Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 652-61.
- 76- Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cement. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 546-52.
- 77- Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 345-9.
- 78- Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27: 89-99.
- 79- Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 253-61.
- 80- Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky Jr JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater* 2003; 19: 693-701.
- 81- Watt IM. The principles and practice of electron microscopy (2nd ed), Cambridge University Press UK, 1996: 452-513.
- 82- Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater* 2015; 31(11): 1363-69.
- 83- Zarone F, Ruggiero G, Leone R, Breschi L, Leuci S, Sorrentino R. Zirconia-Reinforced Lithium Silicate (ZLS) mechanical and biological properties: a literature review. *J Dent* 2021; 109: 103661.
- 84- Rinke S, Pfitzenreuter T, Leha A, Roediger M, Ziebolz D. Clinical evaluation of chairside-fabricated partial crowns composed of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: 3-year results of a prospective practice-based study. *J Esthet Restor Dent* 2020; 32: 226-35.
- 85- Aljanobi G, Al-Sowygh ZH. The Effect of thermocycling on the translucency and color stability of modified glass ceramic and multilayer zirconia materials. *Cureus* 2020; 12(2): e6968.
- 86- Hasanzade M, Sahebi M, Zarrati S, Payaminia L, Alikhasi M. Comparative evaluation of the internal and marginal adaptations of CAD/CAM endocrowns and crowns fabricated from three different materials. *Int J Prosthodont* 2021; 34: 341-347.

- 87- Arif R, Yilmaz B, Johnston WM. In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *J Prosthet Dent* 2019; 122(2): 160-166.
- 88- El Eneen MA, El-Naggar G, Taymour M. Marginal accuracy of zirconium reinforced lithium silicate (Vita Suprinity) crowns with two marginal designs before and after cementation under thermo mechanical cycling. *International Journal of Applied Dental Sciences* 2019; 5(4): 382-390.
- 89- Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 678–683.
- 90- Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resinmodified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 699-707.
- 91- Burke FJT. Maximising the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. *J Dent* 1999; 27(3): 169-73.
- 92- Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clin Oral Invest* 2012; 16: 1105-1110.
- 93- Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 561-9.
- 94- Cho, L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent* 2002; 88(4): 388-395.
- 95- Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 359-364.
- 96- Choi S, Yoon HI, Park EJ. Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *J Adv Prosthodont* 2017; 9(6): 423-431.
- 97- Zimmermann M, Egli G, Zaruba M, Mehl A. Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns. *Dent Mater J* 2017; 36(6): 778–783.
- 98- Sieper K, Wille S, Kern M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017; 74: 342–348.
- 99- 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.
- 100- Shillingburg HH, Whitsett LD. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* (3th ed), Quintessence Publishing, Chicago, 1981: 119-211.
- 101- Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all- ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995; 40: 17-21.

- 102- Sagsoz NP, Yanikoglu N. Evaluation of the fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing monolithic crowns prepared indifferent cement thicknesses. *Niger J Clin Pract* 2018; 21(4): 417-22.
- 103- Jalalian E, Aletaha NS. The effect of two marginal designs (chamfer and shoulder) on the fracture resistance of all ceramic restorations, Inceram: an in vitro study. *J Prosthodont Res* 2011; 55: 121-125.
- 104- Jalalian E, Atashkar B, Rostami R. The effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings (computer associated design/ computer associated machine, CAD/CAM system). *J Dent (Tehran)* 2011; 8: 123-129.
- 105- Di Iorio D, Murmura G, Orsini G, Scarano A, Caputi S. Effect of margin design on the fracture resistance of Procera all ceram cores: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9: 1-8.
- 106- Sadan A, Blutz MB, Lang B. Clinical consideration for densely sintered alumina and zirconia restorations. Part1. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; 25: 213-219.
- 107- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J* 2008; 27: 362-367.
- 108- Shinya A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of preparation design on the marginal stress of resin-bonded metal-free crowns: a finite element study. *Int J Prosthodont* 2008; 21: 445-447.
- 109- Khidher L, Cad/Cam Restorasyonlarında Farklı Basamak Genişliklerinin Dayanım Üzerine Etkisinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Van, 2019: 153.
- 110- 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.
- 111- Bindl A, Richter B, Mormann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macro retention geometry. *Int J Prosthodont* 2005; 18: 219–224.
- 112- Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont* 2008; 21(1): 53-59.
- 113- Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, deOliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont* 2009; 18: 649–55.
- 114- Nejatidanesh F, Amjadi M, Akouchekian M, Savabi O. Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years-a retrospective study. *J Dent* 2015; 43: 1076-82.
- 115- D’Addazio G, Santilli M, Rollo ML, Cardelli P, Rexhepi I, Murmura G, et al. Fracture resistance of Zirconia-reinforced lithium silicate ceramic crowns cemented with conventional or adhesive systems: An in vitro study. *Materials* 2020; 13(9): 2012.

- 116- Mutaf B, Farklı Cad/Cam Blokları Kullanılarak Restore Edilen İmplant Üstü Kronlarda Termal Siklusun Kırılma Dayanımına Etkisi, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas, 2014: 72.
- 117- De Munck J, Landuyt KV, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling, *Dent Mater* 2005; 21: 999–1007.
- 118- Daneshkazemi AR, Davari A, Ataei E, Dastjerdi F, Hajighasemi E. Effects of mechanical and thermal load cycling on micro tensile bond strength of clearfil SE bond to superficial dentin. *Dent Res J* 2013; 10: 202–9.
- 119- El Ghou W, Özcan M, Silwadi M, Salameh Z. Fracture resistance and failure modes of endocrowns manufactured with different CAD/CAM materials under axial and lateral loading. *J Esthet Restor Dent* 2019; 31(4): 378-387.
- 120- Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006; 34(5): 317-325.
- 121- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231-238.
- 122- Dickinson AJ, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1989; 61(3): 297-304.
- 123- Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998; 11(6): 602-609.
- 124- Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ, et al. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater* 2016; 32(4): 499-509.
- 125- Gresnigt MM, Özcan M, van den Houten ML, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mater* 2016; 32(5): 607-614.
- 126- Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Invest* 2016; 21: 1213–1219.
- 127- Alammari MR, Abdelnabi MH, Swelem AA. Effect of total occlusal convergence on fit and fracture resistance of zirconia-reinforced lithium silicate crowns. *Clin Cosmet Investig Dent* 2019; 11: 1–8.
- 128- Al-Akhali M, Kern M, Elsayed A, Samran A, Chaar MS. Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2019; 121(4): 644-650.
- 129- Yılmaz H, Aydın C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; 98(2): 120-128.
- 130- Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 35: 93-101.

- 131- El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent* 2015; 40(2): 201-210.



EKLER

EK-1 ETİK KURUL ONAYI

