



**HİBRİT SERAMİK VE ZİRKONYA KATKILI LİTYUM SİLİKAT
SERAMİK YÜZEYİNE UYGULANAN YÜZEY İŞLEMLERİNİN
SERAMİK VE SİMAN ARASINDAKİ BAĞLANTI
DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Hatice SEVMEZ

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

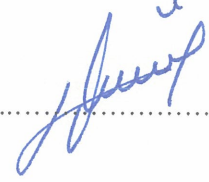
MAYIS 2019

Hatice SEVMEZ tarafından hazırlanan “Hibrit Seramik ve Zirkonya Katkılı Lityum Silikat Seramik Yüzeyine Uygulanan Yüze İşlemlerinin Seramik ve Siman Arasındaki Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Handan YILMAZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Başkan: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Prof. Dr. Alper ÇAĞLAR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Yedek Üye: Prof. Dr. Bilge TURHAN BAL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....

Yedek Üye: Doç. Dr. Güliz AKTAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....

Tez Savunma Tarihi: 23/05/2019

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.



Prof. Dr. Nurdan ÖZMERİÇ KURTULUŞ
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Hatice SEVMEZ

23.05.2019

HİBRİT SERAMİK VE ZİRKONYA KATKILI LİTYUM SİLİKAT SERAMİK
YÜZEYİNE UYGULANAN YÜZEY İŞLEMLERİNİN SERAMİK VE SİMAN
ARASINDAKİ BAĞLANTI DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ
(Uzmanlık Tezi)

Hatice SEVMEZ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Mayıs 2019

ÖZET

CAD/CAM teknolojisi, biyouyumlu, estetik ve fonksiyon açısından yeni geliştirilmiş yüksek kaliteli materyaller ve restorasyonların yapımına olanak tanımaktadır. Tam seramik sistemlerinde simantasyon işlemleri klinik başarıyı artıran önemli aşamalardan biridir. Bu nedenle tez çalışmasında, yeni geliştirilen hibrit seramik ve zirkonya katkılı lityum silikat seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin seramik ve siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi ve oluşan başarısızlık tiplerinin değerlendirilmesi amaçlandı. Çalışmada iki hibrit seramik (Vita Enamic (n=80) ve Nacera Hybrid (n=80)) ve iki zirkonya katkılı lityum sililikat seramik (Celtra Duo (n=80) ve Vita Suprinity (n=80)) yüzey işlemlerine göre 8 farklı (kontrol, HF asit, HF asit+silan, Al₂O₃ kumlama, Al₂O₃ kumlama+silan, Cojet kumlama, Cojet kumlama+silan ve silan) alt gruba ayrıldı (n=10). Yüzey işlemleri sonrası her örneğin yüzey pürüzlülük değeri (Ra) ölçüldü. Yüzey pürüzlülüğü ölçülen örneklerle siman uygulaması sonrası makaslama dayanım testi uygulandı ve makaslama bağlantı dayanım değerleri (SBS) tespit edildi. Testler sonrasında oluşan kırık yüzeyleri değerlendirildi. Elde edilen bulgular ANOVA, Tukey HSD, Tamhane's ve Ki-kare testleri ile analiz edildi. İstatistiksel analizler sonucunda materyal ve yüzey işlemlerinin hem yüzey pürüzlülüğü hem de makaslama bağlantı dayanım değerlerine etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Çalışma sonucunda yüzey işlemlerinin hem yüzey pürüzlülüğü hem de makaslama bağlantı dayanım değerlerini artırdığı tespit edildi.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : Hibrit seramik, zirkonya katkılı lityum silikat, yüzey işlemleri, bağlantı dayanımı
Sayfa Adedi : 134
Danışman : Prof. Dr. Handan YILMAZ

EFFECTS OF SURFACE TREATMENTS ON THE SHEAR BOND STRENGTH
BETWEEN HYBRID AND ZIRCONIA REINFORCED LITHIUM SILICATE
CERAMICS AND RESIN CEMENT

(Thesis Residency)

Hatice SEVMEZ

GAZI UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

May 2019

ABSTRACT

Computer aided design-computer aided manufacturing (CAD / CAM) technology enables the fabrication of high quality materials and restorations in terms of biocompatibility, aesthetics, and function. In all ceramic systems, cementation process is one of the important step to increase clinical success of the restoration. Therefore, the purpose of this study was to investigate the effects of surface treatments applied to the newly developed hybrid ceramic and zirconia reinforced lithium silicate ceramic surface on the bond strength between ceramic and cement. The failure types were also evaluated. In this study, a total of 320 specimens from each material two hybrid ceramics (Vita Enamic and Nacera Hybrid) and two zirconia reinforced lithium silicate ceramics (Celtra Duo and Vita Suprinity) were divided into 8 different (control, HF acid, HF acid+silane, airborne particle abrasion, airborne particle abrasion+silane, Cojet sandblasting, Cojet sandblasting+silane and silane) subgroups according to surface treatments (n=10 per group). Surface roughness (Ra) of each specimen was measured after surface treatment. Then, shear bond strength test (SBS) was determined after the application of cement on to the specimens. The failure surfaces after SBS test were evaluated. The data were statistically analyzed by ANOVA, Tukey HSD, Tamhane's analysis and Chi-square tests. As a result of statistical analysis, the effect of material and surface treatment factors were statistically significant on both surface roughness and shear bond strength values ($p<0.05$). As a result of the study, both surface roughness and shear bond strength values of surface treatments were increased after surface treatments.

Science Code : 1050

Key Words : Hybrid ceramic, zirconia reinforced lithium silicate ceramics, surface treatments, bond strength

Page Number : 134

Advisor : Prof. Dr. Handan YILMAZ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren, tezimin hazırlanması sürecinde her türlü yardımı ve desteği esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Handan YILMAZ' a,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Cemal AYDIN' a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan ve her konuda yardımlarını esirgemeyen ve tez çalışması sürecinde bizzat yardım ederek bana destek olan Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR' e,

Her koşulda birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, çalışma ortamımızı sıcak hale getiren değerli hocalarıma ve uzmanlık eğitimimde birlikte olduğumuz bütün asistan arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimine birlikte başladığımız Uzm. Dt. Gökçe TATOĞLU, Uzm. Dt. Burcu TOKSOY, Uzm. Dt. Ezgi BOSTANCIOĞLU' na ve Dt. Gülmelis AKIN ERDEVE' ye,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bugünlerimi borçlu olduğum anneme, babama ve kardeşlerime ve manevi desteğinden dolayı kuzenime,

03/2017-24 nolu proje desteğiyle tez çalışmama destek sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne

Sonsuz saygı ve şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xiv
RESİMLERİN LİSTESİ	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.1.1. Dental seramiklerin tarihçesi	3
2.1.2. Dental seramiklerin yapısı	4
2.1.3. Dental seramik sınıflaması.....	5
2.2. CAD/CAM Sistemi	15
2.3. Adezyon	17
2.4. Tam Seramik Restorasyonlarda Simanlar	17
2.4.1. Resinin diş yapısına adezyonu	18
2.4.2. Resinin seramiğe adezyonu	19
2.4.3. Resin siman.....	19
2.5. Seramik Yüzeyine Uygulanan Yüzey İşlemleri	22
2.5.1. Elmas döner aletlerle pürüzlendirme	22
2.5.2. Kumlama.....	23
2.5.3. Asitle pürüzlendirme.....	24

	Sayfa
2.5.4. Tribokimyasal silika kaplama	25
2.5.5. Pirokimyasal silika kaplama	26
2.5.6. Silan uygulaması	26
2.5.7. Lazer ile pürüzlendirme	27
2.5.8. Selektif infiltrasyon etching (SIE)	28
2.5.9. Plazma sprey yöntemi	28
2.5.10. Kloro-silan tekniği.....	29
2.5.11. Astar (liner) uygulaması.....	29
2.5.12. Nano Parçacıklı Alumina Kaplama.....	30
2.6. Yüzey Pürüzlülüğünün Önemi ve Analizi	30
2.6.1. Mekanik profilometre	31
2.6.2. Optik profilometre.....	31
2.6.3. Lazer uçlu profilometre.....	32
2.6.4. Atomik kuvvet mikroskobu	32
2.6.5. Taramalı elektron mikroskobu	32
2.7. Bağlanma Dayanım Testleri.....	33
2.7.1. Makro makaslama (shear) bağlanma dayanım testi	34
2.7.2. Makro çekme (tensile) bağlanma dayanım testi	34
2.7.3. Mikro çekme (microtensile) bağlanma dayanım testi	34
2.7.4. Mikro makaslama (microshear) bağlanma dayanım testi	35
2.7.5. İtme (push-out) testi	35
2.7.6. Koparma (pull-off) testi	35
3. GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1. Örneklerin Hazırlanması	37
3.2. Test Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	44
3.2.1. Kontrol grubu	45

	Sayfa
3.2.2. Hidroflorik asit grubu.....	45
3.2.3. Hidroflorik Asit ve Silan Grubu.....	45
3.2.4. Al ₂ O ₃ kuşlama grubu.....	46
3.2.5. Al ₂ O ₃ kuşlama ve silan grubu.....	47
3.2.6. Cojet kuşlama grubu.....	47
3.2.7. Cojet kuşlama ve silan grubu	48
3.2.8. Silan grubu	49
3.3. Yüzey İşlemi Uygulanan Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü.....	49
3.4. Örneklerin Yüzeyine Rezin Simanın Uygulanması	50
3.5. Makaslama Bağlantı Dayanım Testinin Yapılması.....	52
3.6. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi	53
3.7. Verilerin İstatistiksel Analizi	54
4. BULGULAR	55
4.1. Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları ve İstatistiksel Analiz.....	55
4.1.1. Materyallere göre yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü bulguları ve istatistiksel analizi.....	59
4.1.2. Yüzey işlemlerine göre materyallerin yüzey pürüzlülüğü bulguları ve istatistiksel analizi.....	63
4.2. Makaslama Bağlantı Dayanım Testi Bulguları ve İstatistiksel Analiz	69
4.2.1. Materyallere göre yüzey işlemlerinin SBS bulguları ve istatistiksel analiz	72
4.2.2. Yüzey işlemlerine göre materyallerin SBS bulguları ve istatistiksel analiz	75
4.3. Başarısızlık Tiplerine Ait Bulgular ve İstatistiksel Analiz	81
4.3.1. Materyaller ile başarısızlık tipleri arasındaki istatistiksel analiz.....	84
4.3.2. Yüzey işlemleri ile başarısızlık tipleri arasındaki istatistiksel analiz	85
5. TARTIŞMA	87
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	107

Sayfa

KAYNAKLAR	109
ÖZGEÇMİŞ	133



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan seramik materyalleri	37
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar.....	38
Çizelge 3.3. Örnek grupları ve yüzey işlemleri	44
Çizelge 3.4. Yüzey işlemlerinde kullanılan materyaller.....	44
Çizelge 4.1. Materyal ve yüzey işlemlerine göre yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra) ...	55
Çizelge 4.2. Yüzey pürüzlülüğü ait çok yönlü varyans analizi (Two-Way ANOVA)	56
Çizelge 4.3. Tek yönlü varyans analizi sonuçları	57
Çizelge 4.4. Tek yönlü varyans analizi sonuçları	58
Çizelge 4.5. Celtra Duo materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar.....	59
Çizelge 4.6. Vita Suprinity materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar.....	60
Çizelge 4.7. Vita Enamic materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar.....	61
Çizelge 4.8. Nacera Hybrid materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar.....	62
Çizelge 4.9. Kontrol grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	63
Çizelge 4.10. HF asit grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	63
Çizelge 4.11. HF asit ve silan grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar.....	64
Çizelge 4.12. Al ₂ O ₃ kumlama grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar.....	65
Çizelge 4.13. Al ₂ O ₃ kumlama grubunda ve silan Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	66
Çizelge 4.14. Cojet kumlama grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar.....	67

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.15. Cojet kumlama ve silan grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	68
Çizelge 4.16. Silan grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	68
Çizelge 4.17. Materyal ve yüzey işlemlerine göre SBS Değerleri	69
Çizelge 4.18. Bağlantı dayanımına ait çok yönlü varyans analizi (Two-Way ANOVA)	69
Çizelge 4.19. Tek yönlü varyans analizi sonuçları	70
Çizelge 4.20. Tek yönlü varyans analizi sonuçları	71
Çizelge 4.21. Celtra Duo materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar.....	72
Çizelge 4.22. Vita Suprinity materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar.....	73
Çizelge 4.23. Vita Enamic materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar.....	74
Çizelge 4.24. Nacera Hybrid materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar.....	75
Çizelge 4.25. Kontrol grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	76
Çizelge 4.26. HF asit grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	76
Çizelge 4.27. HF asit ve silan grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar.....	77
Çizelge 4.28. Al ₂ O ₃ kumlama grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar.....	78
Çizelge 4.29. Al ₂ O ₃ kumlama ve silan grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	79
Çizelge 4.30. Cojet kumlama grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar.....	79
Çizelge 4.31. Cojet kumlama ve silan grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	80
Çizelge 4.32. Silan grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	81

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.33. Materyal ve yüzey işlemlerine göre başarısızlık tipleri.....	83
Çizelge 4.34. Materyaller ile başarısızlık tipleri arasındaki ilişki	84
Çizelge 4.35. Yüzey işlemleri ile başarısızlık tipleri arasındaki ilişki.....	85



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. Aritmetik yzey pürzölölğün (Ra) gösterimi.....	50



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Celtra Duo blok.....	39
Resim 3.2. Celtra Duo örneklerin kesilmesi	39
Resim 3.3. Vita Suprinty blok.....	40
Resim 3.4. Vita Suprinity örneklerin kesilmesi	40
Resim 3.5. Vita Suprinity örneklerin kristalizasyonu	40
Resim 3.6. Vita Enamic blok	41
Resim 3.7. Vita Enamic örneklerin kesilmesi.....	41
Resim 3.8. Nacera Hybrid disk.....	42
Resim 3.9. Nacera Hybrid örneklerin kesilmesi	42
Resim 3.10. Akril bloğa gömülmüş örnek	42
Resim 3.11. Zımparalama ve parlatma cihazı.....	43
Resim 3.12. Örneklerin zımparalanması.....	43
Resim 3.13. Zımparalanmış örnek yüzeyleri	43
Resim 3.14. Örneklerle HF asit uygulaması	45
Resim 3.15. HF asit sonrası yıkayıp kurutulmuş örnek yüzeyleri	45
Resim 3.16. Silan uygulanan örnek yüzeyleri	46
Resim 3.17. Kumlama cihazı	46
Resim 3.18. Kumlama düzeneği	47
Resim 3.19. Örneklerin kumlanması	47
Resim 3.20. Cojet kum.....	48
Resim 3.21. Örneklerin ultrasonik temizleme cihazıyla temizlenmesi.....	50
Resim 3.22. Örneklerin yüzey pürüzlülüğün ölçülmesi.....	50
Resim 3.23. Politetrafloroetilen (PTFE) kalıp	51
Resim 3.24. Panavia F 2.0 rezin siman seti	51

Resim	Sayfa
Resim 3.25. Örneklere simanın yerleştirilmesi.....	52
Resim 3.26. Rezin simanın ışınlanması	52
Resim 3.27. Test işlemine hazır örnekler.....	52
Resim 3.28. Makaslama bağlantı testi uygulanması.....	53
Resim 4.1. Materyal yüzeyinde siman tabakasının olmadığı kırık tipi (Tip 1)	82
Resim 4.2. Materyal yüzeyinde siman tabakası mevcut olduğu kırık tipi (Tip 2).....	82
Resim 4.3. Materyalin bir kısmı siman ile birlikte koptuğu kırık tipi (Tip 3)	82



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
>	Büyüktür
<	Küçüktür
%	Yüzde
°C	Santigrat derece
γ -AlOOH	Boehmit
μm	Mikrometre
Al_2O_3	Alüminyum oksit
B_2O_3	Bor trioksit
BaO	Baryum oksit
Ca	Kalsiyum
CaO	Kalsiyum oksit
CeO_2	Seryum oksit
cm	Santimetre
CO_2	Karbon dioksit
E	Elastik modülü
GPa	Gigapaskal
$\text{K}_2\text{Al}_2\text{Si}_6\text{O}_{16}$	Potasyum feldspar
K_2O	Potasyum oksit
Li_2O	Lityum oksit
Li_3PO_4	Lityum ortofosfat
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
Li_2SiO_3	Lityum metasilikat
MgAl_2O_4	Magnezyum spinal
mm	Milimetre
mm^2	Milimetrekare
MPa	Megapaskal

Simgeler	Açıklamalar
N	Newton
Na₂O	Sodyum oksit
nm	Nanometre
O	Oksijen
P₂O₅	Fosfor pentoksit
Ra	Ortalama yüzey pürüzlülüğü
Si	Silisyum
Si-O-H	Silanol
Si-O-Si	Siloksan
SiO₂	Silisyum dioksit
SiO₄	Silisyum tetraoksit
sn	Saniye
W	Watt
Y₂O₃	İtriya
ZnO	Çinko oksit
ZrO₂	Zirkonyum oksit
ZrO_xF_y	Zirkonyum oksiflorür

Kısaltmalar	Açıklamalar
ADA	Amerikan Diş Hekimliği Birliği
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
ATZ	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
Bis-GMA	Bisfenol glisidil dimetakrilat
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
Er:YAG	Erbium-doped yttrium aluminum garnet
FSZ	Tamamen stabilize zirkonya
HF	Hidroflorik asit
ISO	International Organization for Standardization
LED	Light emitting Diode
MDP	Metakriloksidesil Dihidrojen Fosfat

Kısaltmalar**Açıklamalar**

MPS	γ -methacryloxypropyltrimethoxysilane
Nd:YAG	Neodymium-doped yttrium aluminum garnet
PICN	Polimer infiltre seramik ağ
PSZ	Kısmen stabilize zirkonya
SBS	Shear Bond Strength
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SİE	Selektif infiltrasyon etching
ss	Standart sapma
TEG-DMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TZP	Tetragonal zirkonya polikristalleri
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y-TZP	Yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal
ZLS	Zirkonya katkılı lityum silikat
ZTA	Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

1. GİRİŞ

Sabit tedaviler, kaybedilen fonksiyon, fonasyon ve estetiğin geri kazandırılmasını amaçlayan protetik restorasyonlardır. Metal destekli seramik restorasyonlar, metal-seramik bağlantısında ve renk uyumunda oluşan problemler sebebiyle bazı dezavantajlara sahiptir. Protetik diş hekimliğinde, artan estetik ve doku uyumluluğuna karşı gösterilen hassasiyet, diş hekimi ve hastaları, tam seramik sistem arayışına yönlendirmiştir.

Günümüz diş hekimliğinde, değişik özellik ve endikasyona sahip dental seramik ve kompozit materyal çeşitliliği bulunmaktadır. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) (CAD/CAM) teknolojisinin hızla gelişim göstermesi ile beraber yüksek kaliteli materyaller üretilmiş ve geliştirilmiştir. CAD/CAM sistemi ile kullanılan materyaller kompozitler, polimerler, seramikler ve metallerdir. Yeni geliştirilen hibrit seramikler ve zirkonya katkılı seramikler CAD/CAM ile şekillendirilen materyaller arasındadır.

Tam seramik sistemlerinde simantasyon prosedürleri, restorasyonun retansiyonunu, dayanıklılığını ve marjinlerin sızdırmazlığını ve klinik başarıyı artıran önemli aşamalardan biridir. Tam seramik sistemlerde simantasyonda başarı için klinisyenin seramiğin yapısını ve siman materyalleri ve uygulama prosedürlerini bilmesinin yanında, uygulanan yüzey işlemlerini de bilmesi gerekmektedir. Tam seramik restorasyonlara uygulanan yüzey işlemleri, siman bağlanma dayanımını, iki seramik tabakası arasındaki bağlanma dayanımını ve tamir işlemlerinde tamir materyali ile seramik arasındaki bağlanma dayanımını artırır. Güvenilir bir bağlantı için seramik yüzeyine mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu olan yüzey işlemleri uygulanmaktadır.

Bu tez çalışmasında, hibrit seramik ve zirkonya katkılı lityum silikat seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve seramik ve siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi ve oluşan başarısızlık tiplerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramikler, 100 yıldan beri estetik diş hekimliğinde kullanılan önemli materyallerden biri olmuştur. Silika yapısında olan seramikler, bu ismi Yunanca' da topraktan yapılmış anlamına gelen "keramikos" kelimesinden almaktadırlar [1]. Dental seramikler genel olarak silikat yapısındadır ve oksijen, bir veya birden fazla metal veya yarı metal atomlarının kovalent ya da iyonik kimyasal bağ kurulması ile oluşan inorganik materyallerdir [2].

2.1.1. Dental seramiklerin tarihçesi

Seramik, milattan önce 50' li yıllarda Çinli' ler tarafından kullanılmıştır. 18. yüzyılın başlarında seramiğin Avrupa'ya gelmesinden sonra, Parisli bir eczacı olan Alexis Duchateau, diş hekimliğine seramiği tanıtmıştır [3]. 1774 yılında Paris' li eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ilk seramik yapay dişleri üretmişlerdir [3, 4]. 1838 yılında Elias Wildman tarafında vakumlu fırınlama işleminin yapılması porselendeki renk ve translülensi özelliğinin gelişmesine katkıda bulunmuştur [4]. 1886' da Charles Land, porselen inley, onley ve kronu tanıtarak estetik ve fonksiyonel seramik restorasyonlara öncülük etmiştir [3]. Porselenlerin asıl gelişimi 19. yüzyılda başlamıştır. 1962 yılında Weinstein ve diğerleri, metal alt yapı ve veneer porseleni arasındaki ısıl genleşme katsayısı uyumsuzluğu problemini porselen tozuna % 11-15 oranında potasyum oksit (K_2O) ilavesi yaparak çözmüştür [3].

1963 yılında Mc Lean ve Hughes alümina seramikleri geliştirerek günümüzdeki metal desteksiz sistemlerinin temelini oluşturmuşlardır. 1984 yılında Adair ve Grossman, camın kontrollü kristalizasyonu ile üretilen dökülebilir cam seramiği (Dicor, Dentsply Inc., York, PA) üretmişlerdir [5]. Aynı yıllarda Brugges, yeni bir refraktör day (ısıya dayanıklı day) metodu olan % 70 Alumina içeren bir sistem (Hi-Ceram, Vident, Baldwin Park, CA) geliştirmiştir. 1989' da Sadoun tarafından, slip casting yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği bir seramik sistemi (In-Ceram, Vident, Baldwin Park, CA) tanıtılmıştır. 1990' ların başında, basınç ile şekillendirilen cam seramikler (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) geliştirilmiş ve daha sonra yüksek kırılma dayanıklılığına sahip, basınç ile şekillendirilebilen cam seramik (IPS Empress 2, Ivoclar

Vivadent, Schaan, Lichtenstein) sistemi piyasaya sürülmüştür. İlerleyen zamanlarda ise yüksek oranda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize (Procera All-Ceram, Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) alt yapı seramiği üretilmiştir [6]. Daha sonra ise itrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) seramik geliştirilerek hem alt yapı materyali hem de tek tabaka olarak uygulama alanı bulmuştur. [3]. CAD/CAM (Computer Aided Desing/ Computer Aided Manufacturing) (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) sistemlerinin gelişimi dental seramiklerin gelişimine ve kullanımlarının artmasına katkıda bulunmuştur [3]. CAD/CAM ile kompozit, polimer, seramik ve metal materyaller üretilmekte ve uygulanmaktadır [7-9].

Diş hekimliğinde seramiklerin üretimindeki teknolojik gelişmelerle birlikte, restorasyonlar için biyouyumluluğun ve yüksek estetik taleplerin artmasıyla birlikte, diş hekimleri ve hastalar metal içermeyen diş renginde restorasyonları daha fazla tercih etmektedirler [10].

2.1.2. Dental seramiklerin yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, merkezinde bir silisyum atomu (Si^{4+}) ve dört oksijen (O^-) atomunun kimyasal olarak bağlanmasıyla oluşan silisyum tetrahedradan (SiO_4) oluşmaktadır. SiO_4 dental seramiğin çekirdek yapısı olup; dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın içeriğinde bulunmaktadır. Dental seramiklere ayrıca çeşitli renk pigmentleri, ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler ve opaklaştırıcı veya fluoresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da eklenmektedir [11]. Dental seramikleri kuvvetlendirmek amacıyla yapıya alümina, spinel, magnezyum ve zirkonya gibi kristaller de ilave edilmektedirler [12].

Tam seramik restorasyonlar, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Tam seramik sistemlerin ışık geçirgenlikleri (translusens), ışığı yansıtması gibi özellikleri sayesinde doğala yakın estetik restorasyonlar yapılabilir. Metal ve metal destekli seramik restorasyonlar, ışık geçişine izin vermemeleri nedeniyle doğal dişin translusens özelliğini tam olarak yansıtamaz. Metal destekli restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı oluşan korozyon, metal yansıması, toksik etki ve alerjik etkiler tam seramik restorasyonlarda görülmez. Tam seramiklerde ısı ve elektrik iletkenliklerinin düşük olması nedeniyle destek diş dış etkenlerden korunur [13]. Tüm bu avantajlarına rağmen tam seramik restorasyonlar, metal destekli seramik restorasyonlara göre, klinik uygulama prosedürleri ve laboratuvar

işlemleri açısından daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir. Tam seramik sistemler, uzun ve posterior bölgede yapılacak köprü restorasyonları için dikkatle seçilmelidir. Tam seramikler, metal destekli sistemler kadar ekonomik değillerdir ve yapımları için çoğu zaman özel ekipmanlar gerektirir [14].

Günümüzde çok çeşitli üretim teknikleri ve mikro yapıya sahip dental seramik bulunmaktadır. Materyal çeşitliliğinin çok fazla olması hekimlerin materyal seçimini zorlaştırmaktadır [10].

2.1.3. Dental seramik sınıflaması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikleri araştırmacılar farklı şekillerde sınıflamışlardır. Seramikler, pişirme ısılarına, kullanım yerlerine, dental seramiği destekleyen yapıya, üretim şekillerine [15] ve mikro yapılarına [2] göre sınıflandırılmıştır.

Modern seramiklerin güncel sınıflaması, genel olarak mikroyapılarına (kristalin faz miktarı, tipi, ve cam kompozisyonu) göre ya da işlenme tekniklerine (toz-likit, basınçla veya freze) göre yapılır [2].

Mikroyapılarına göre seramikler 4 ana gruba ayrılırlar.

1. Cam bazlı sistemler (esas olarak silika)
2. Cam bazlı, dolduruculu sistemler/kristalin faz olarak lösit veya lityum disilikat (esas olarak silika)
3. Kristalin bazlı, cam dolduruculu sistemler (esas olarak alümina)
4. Polikristalin katılar (alümina ve zirkonyum) [2]

Şimdiye kadar yapılan mevcut seramik sınıflandırmaları, yeni geliştirilen seramik ve rezin kompozitlerin özelliklerini birleştiren yüksek oranda seramiklerle doldurulan rezin-matriks materyallerini içermemektedir. Bu malzemeler 2013' te seramik benzeri özelliklere sahip olduklarından dolayı, Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) tarafından "seramik" olarak kodlanmıştır [10, 16]. Gracis ve diğerleri, yapmış oldukları sınıflamada ise, seramik materyallerini 3 grup altında incelemişlerdir [10].

1. Cam matriks seramikleri:
 - a. Feldispatik,
 - b. Sentetik: Lösit, lityumdisilikat ve floroapatit içerikli seramik
 - c. Cam infiltre seramik
2. Polikristalin seramikler:
 - a. Alümina
 - b. Stabilize zirkonya
 - c. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
 - d. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
3. Rezin matriks seramikler:
 - a. Rezin nanoseramik
 - b. Rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik
 - c. Rezin matriks içinde zirkonya-silika seramik [10].

Cam matriks seramikleri

Feldispatik seramikler

Metal destek ya da kor yapı üzerine tabakalama tekniği ile kullanılan estetik üst yapı seramikleridir. Feldispatik seramikler, kil / kaolin (hidrate alüminosilikat), kuartz (silika) ve feldispar (potasyum ve sodyum alüminosilikatların bir karışımı) içerir. Potasyum feldispat ($K_2A1_2Si_6O_{16}$), restorasyonun içsel kuvvetini arttır ve ısıl genleşme katsayısını düşürerek (yaklaşık % 10 veya daha az ısıl genleşme katsayısı) metal alt yapı üzerine veneer materyali olarak kullanımına olanak sağlar. Düşük bir dirence sahip oldukları için altyapı desteği olmadan kullanılmazlar [10, 17].

Feldispatik seramikler, inley, onley, laminate veneer, anterior kron restorasyonlarında kullanılabilirken, kırılma dirençleri düşük olduğundan köprü restorasyonlarında ve endokron restorasyonlarında kullanımı sınırlıdır [18].

Lösit içerikli seramikler

Dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucu lösit adı verilen kristalin mineral partikülleridir. Cam seramik porselenlere % 17-25 ağırlıkta lösit doldurucu ilave edilmesi bu porselenlerin fırınlama esnasında dental alaşımlarla uyumlu olmasını sağlamaktadır [10]. Lösit yapısındaki cam tozlarına ısı işlem uygulanarak gren sınırlarında kristal odakların oluşumu sağlanır. Kristal odakların gren merkezine doğru büyümesi ile birlikte yapı içerisinde yaklaşık % 40 oranında lösit kristali oluşur. Lösit kristallerinin genleşme katsayısı, içinde bulunduğu cam matriksin genleşme katsayısından daha fazladır. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek cam matrisi kendine doğru çeker. Bundan dolayı yapı içinde bir iç basınç oluşur. Bu iç basınç yapının içinde bulunan çatlaklarının ilerlemesini durdurur [19]. Lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin uygulama alanları inley, onley, laminate veneer ve tek kron yapımı ile sınırlı kalmaktadır [18, 20].

Lityum disilikat içerikli seramikler ve türevleri

Lityum disilikat içerikli seramikler

Bu sistemde alt yapı seramiğini güçlendirmek amacıyla, % 70 oranında lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristalleri kullanılmaktadır [21, 22]. Lityum disilikat, rastgele dağılmış ve iç içe geçmiş halde bulunan kristallerden oluşan bir mikroyapıya sahiptir. Bu kristaller, materyal içinde çatlakların yayılımını engelleyerek dayanıklılığını arttırmaktadır [23]. Yapıda çok az miktarda lityum ortofosfat kristalleri de bulunmaktadır [11]. Lityum disilikat içerikli cam seramik olan IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) disilikattan ve lityum orto fosfattan oluşan bir cam seramiktir. Bu materyal lösit ile güçlendirilmiş IPS Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) materyalinden daha dayanıklıdır ve daha iyi estetiğe sahiptir [24]. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) de bu gruba dahildir ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda 0,8 mm kalınlıkta hazırlanan altyapı sayesinde kırılma direnci 400 ± 40 MPa' ya kadar arttırılmıştır. Bu sayede kuron protezlerinin yanı sıra, 3 üyeli köprü protezlerinde de kullanılabilir. Köprü protezlerinin endikasyon alanı 2. premolar dişlerden itibaren ön bölge ile sınırlıdır [25]. CAD/CAM sistemleri için geliştirilen lityum disilikat esaslı IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) blokların kimyasal yapısı diğer lityum disilikat içerikli seramiklerle aynıdır, ama üretim sürecinde ısı işlem uygulanarak parsiyel olarak kristalize edilirler [26].

Zirkonyum içerikli lityum silikat seramikler (ZLS)

Son zamanlarda geliştirilen, CAD/CAM sistemleri ile uyumlu, zirkonya katkılı lityum silikat cam seramik (ZLS), yüksek mekanik dayanıklılık, iyi kenar uyumu ve mükemmel bir estetik için translüsesi, opalesans ve floresans gibi özellikleri ile zirkonya ve cam seramiklerin avantajlarını birleştirir [27].

ZLS mikro yapısında bulunan zirkonya, lityum metasilikat kristallerinin çekirdekleşmesini etkilemek için bir çekirdekleştirici madde olarak görev yapar ve çatlak oluşumunu engeller [27]. Zirkonyanın kübikten tetragonal faza, tetragonalden monoklinik faza dönüşümleri, sırasıyla % 2.31 ve % 4.5' lik hacim artışlarına neden olur bu şekilde çatlak ilerlemesi durur [28-30]. Tüm bu özellikler, ZLS' nin zirkonya içermeyen lityum disilikat seramiklere kıyasla kırılma direncini azaltır ve dayanıklılığını artırır [27, 31].

Bu gruba giren materyaller arasında Vita Suprinity (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya) ve Celtra Duo (Sirona Dentsply, Milford, DE, A.B.D) bulunmaktadır. Vita Suprinity, ilk zirkonya katkılı lityum silikat materyalidir ve ağırlığının % 8-12'sini zirkonya, % 56-64' ünü silikon dioksit, % 15-21 lityum oksit, % 10' dan daha azını çeşitli bileşenler oluşturur. Anterior ve posterior kron restorasyonlarında, anterior ve posterior implant üstü kron restorasyonlarda, inley, onley, parsiyel kron ve lamine restorasyonlarında kullanılmaktadır [32]. Celtra Duo, diğer zirkonya katkılı lityum silikat materyalidir ve ağırlıkça % 10' unu zirkonya oluşturmaktadır. Celtra Duo ve Vita Suprinity benzer malzemeler (mikroyapıları) olmasına karşın Vita Suprinity pre-sinterize, Celtra Duo ise tam sinterize olarak piyasaya sunulmaktadır. Celtra Duo ve Vita Suprinty arasındaki belirgin fark Li_2SO_3 boyutlarıdır [33].

Florapatit içerikli seramikler

Florapatit seramikler, feldispatik camsı matris içinde dağılmış florapatit kristallerinden ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$) oluşmaktadır [34, 35]. Florapatit kristalleri, 2-5 μm uzunluğunda ve 300 nm çapında iğ şeklindedir. Dental restorasyonlarda bu kristaller translüsen ve opalesans gibi optik özellikleri sağlar [36].

Cam infiltre seramikler

Diş hekimliğinde, birbirine geçmiş (interpenetre) mikroyapı konsepti ilk olarak 1980' de tanıtılmış ve poröz seramik ağın (alümina, zirkonya, spinel), düşük viskozitede camla infiltre edildiği sistemin gelişimine sebep olmuştur [37]. In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen) olarak adlandırılan bu sistemde sinterlenmiş oksit alt yapıya erimiş cam partikülleri infiltre edilmektedir [38, 39]. In-Ceram sisteminde kimyasal içeriğine göre hazırlanan alt yapı, In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirkonya olmak üzere üç çeşidi bulunmaktadır [39].

In-Ceram Alumina

Yapıya alumina ilave edilmesiyle üretilen cam infiltre seramik In-Ceram Alumina' dır (VITA Zahnfabrik, Vita, DBad Sackingen) [40]. Bu sistemde oldukça yoğun Al_2O_3 partikülleri refraktör die üzerinde $1120^0 C$ ' de 10 saat sinterlenir. Ortaya çıkan poröz yapının dayanıklılığını artırmak, poroziteyi ve çatlak yayılımını azaltmak için ikinci bir fırınlama işlemi ile lantanhum camı infiltre edilir. İkinci fırınlama $1100^0 C$ ' de 4 saattir [41, 42]. In-Cream Alumina seramik sistemi, anterior ve posterior bölgede üç üyeli köprü ve tek kron restorasyonlarında endikedir [4, 39, 42]. Yarı opak yapısından dolayı ışığın tam geçişine izin vermeyen bu seramik sistemi sınırlı estetik olanaklar sağlar [40, 43].

In-Ceram Spinell

Bu sistem, cam infiltre edilmiş magnezyum ve alumina karışımı ($MgAl_2O_4$) içerir ve üretim aşamaları, In-Ceram Alumina ile benzerdir. 1994 yılında In-Ceram Spinell sistemi (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen) In-Ceram Alumina sisteminin opak alt yapısına alternatif olarak üretilmiştir. Bükülme direnci In-Ceram Alumina' dan düşüktür fakat translüsent özelliği daha iyidir. Estetik gereksinimin yüksek olduğu anterior bölgede kron endikasyonu vardır [4, 39, 42].

In-Ceram Zirkonya

In-Ceram Alümina sisteminin, % 35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ve cam infiltre edilmiş alümina içeren bir modifikasyonudur. In-Ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen) kor yapının opak özellikte olmasından dolayı anterior bölgede kullanımı

çok tercih edilmemektedir, posterior bölgede köprü ve kron restorasyonlarının yapımında endikedir [42].

Polikristalin seramikler

Polikristalin seramiklerin içeriğinde asitlenebilir bir cam faz yoktur ve kristal atomları düzenli bir şekilde dizilerek yoğun bir yapı oluştururlar [44]. Bu yapı, polikristalin seramiklerde çatlak ilerlemesini zorlaştırmış ve diğer seramiklere göre daha sert ve dayanıklı olmasını sağlamıştır. Polikristalin seramikler, tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmaktadırlar. Dayanıklı alt yapı, uygun bir cam seramik ile veneerlendiğinde ve estetik açıdan başarılı restorasyonlar elde edilmektedir [20]. Günümüzde veneer başarısızlıklarını engellemek için tek tabaka (monolitik) şeklinde de üretilmekte ve kullanılmaktadır [45].

Alümina seramikler

Bu malzeme yüksek saflıkta Al_2O_3 ' ten (% 99.5' e) oluşmaktadır. İlk olarak 1990' ların ortasındaki Nobel Biocare tarafından CAD / CAM restoratif malzemesi olarak tanıtıldı. Çok yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve dayanıklılığa sahiptir. Tüm dental seramiklerin içinde en yüksek elastik modüle ($E = 300$ GPa) sahiptir [10, 46, 47]. Yarı sinterize edilmiş Al_2O_3 bloklardan, CAD/CAM kullanılarak alt yapı şekillendirilmektedir. Yüksek ısılarda tam sinterize edilirler ve veneer porseleni uygulanan bu alt yapı materyali ile son derece estetik restorasyonlar yapılabilir. Bu sistem, ön ve arka bölgede kron restorasyonları ile inley ve onleylerin yapımında kullanılmaktadır [48].

Stabilize zirkonya

Zirkonya, kübik, tetragonal ve monoklinik formlarda bulunabilen polimorf bir yapıya sahiptir. Saf zirkonya oda ısısında monoklinik fazdadır ve 1170 °C' e kadar stabildir. Bu derecenin üstüne çıkıldığında tetragonal forma, 2370 °C' nin üzerine kadar ısıtıldığında ise kübik forma geçer. Soğuma işlemi sırasında ise 1070 °C' de tetragonal-monoklinik faz değişimi gerçekleşir. Bu değişim sırasında ise % 4' lük hacim büyümesi oluşur [10, 49]. Bu hacim artışı, çatlakları kapatabilir ve materyalin kırılma dayanıklılığını artırır. Bu özelliğe transformasyon sertliği denir. Oda sıcaklığında, zirkonya tetragonal veya kübik faz sebebiyle

itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle kısmi ya da parsiyelize stabilize edilmesi gerekmektedir [10, 50]. Zirkonya mikroyapılarına göre tamamen stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılmıştır. FSZ'de zirkonya kübik formdadır ve % 8 molden fazla itriyum oksit içerir (Y_2O_3). PSZ, bir kübik matriks içindeki nano boyutlu tetragonal veya monoklinik parçacıklar içerir ve TZP'ler çoğunlukla yttria (Y) veya seryum (Ce) ile stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik materyallerdir [10, 51]. Dental zirkonyumlar TZP tipidir, en yaygın olarak kullanılan itriyumla stabilize edilmiş Y-TZP şeklindedir, çünkü bu form işleme ve sinterleme sonrası en yüksek dayanıma ve kırılma dayanıklılığına sahiptir [10].

Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Zirkonyanın genel olarak tetragonal fazda kısmen stabilize olması, alüminanın orta derecede dayanıklılık göstermesinden dolayı, alümina-zirkonya (alümina ile güçlendirilmiş zirkonya, ZTA) ve zirkonya-alümina (zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, ATZ) geliştirilmiştir [10, 52]. Zirkonya veya alümina oranı üreticilerin formülasyonuna göre değiştirilebilir. Sınıflandırma amacıyla, ZTA' da ağırlığının % 50' den fazlasının alumina olması gerektiği belirtilirken, ATZ' de ise ağırlıkça % 50' den fazla zirkonya olduğu belirtilmektedir [10]. Bu seramikler, Y-TZP' ye kıyasla, düşük ısı bozulmasına, daha yüksek dayanıklılığa ve kırılma dayanımına ve Y-TZP' den iki kat daha fazla döngüsel yorulma dayanımına karşı dirençtir [10, 53-55].

Rezin matriks seramikler

Son yıllarda seramik ve kompozitin olumlu özelliklerini birleştiren ve CAD/CAM ile şekillendirilen yeni alternatif materyaller piyasaya sunulmuştur. Yeni üretilen bu materyaller, yüksek oranda inorganik seramik partikülleri ile doldurulmuş organik matriks içermektedir [10]. ADA 2013' de, seramiği 'büyük bölümünü, porselen, cam, seramik ve/veya cam-seramik gibi inorganik refraktör içeren preslenmiş, pişirilmiş, polisajlanmış veya millenmiş materyaller' olarak tanımlamıştır [10, 16]. Yeni geliştirilen bu materyaller, inorganik içeriklerin ağırlığının % 50' den fazla olması ve az miktarda organik faz içerdiklerinden dolayı, seramik benzeri materyaller olarak kategorize edilmişlerdir [10]. Yeni materyallerin avantajları rezin kompozitlerle benzerlik göstermektedir. Karşıt diş dokusunda daha az aşındırma yapması, daha az preparasyon gerektirmesi, tamirinin yine

benzer rezin kompozitlerle yapım kolaylığı ve adeziv resin simanlarla kimyasal uyumlulukları önemli özelliklerindedir [56, 57].

Yeni geliştirilen bu materyaller, frezleme sırasında marjinal kenarlarda oluşan kırılma ve çatlağa seramiklere göre çok daha dayanıklı, daha az kırılığandır ve daha az pörözdürler. Bu materyallere, seramikler gibi şekillendirildikten sonra ısı uygulanmasına gerek yoktur ve daha hızlı bir şekilde restorasyon yapımı mümkündür [26, 58-60]. Ayrıca artırılmış kırık dayanımı, azalan mine abrazyonu ve hızlı üretim önemli avantajlarını oluşturmaktadır [10, 56, 58, 59, 61]. Bu yeni jenerasyon polimer içerikli seramikler, elastik modüllerinin dentine yakın olması sebebiyle daha iyi bükülme ve daha düşük kırılma direnci gösterirler [62, 63]. Albero ve diğerleri, rezin matriks veya rezin nanoseramiklerin, seramiklerden diş dokusuna daha yakın bükülme dayanımı ve elastik modüle ve daha az sertliğe sahip olduklarını ve restoratif materyal olarak bir alternatif olabileceklerini saptamışlardır [64].

Yeni geliştirilen bu materyaller, seramiğin dayanıklılık ve renk stabilitesi ile rezin kompozitlerin iyi bükülme dayanımı ve düşük aşındırma özelliklerini birleştirmişlerdir [65]. Bu materyaller, rezin nanoseramik, hibrit seramik, rezin-matriks seramik, seramik esaslı interpenetran faz kompozitleri veya polimer infiltre seramik ağ (PICN) gibi çeşitli isimler altında adlandırılmıştır [10, 28, 66].

Rezin nanoseramik

Rezin nanoseramik kompozit ve seramiğin karışımıdır ve esas olarak seramikten oluşur. Bu kategoride yer alan materyaller Lava Ultimate (3M ESPE, Neuss, Almanya), Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) ve Nacera Hybrid' tir (DOCERAM Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya).

Lava Ultimate' nin, ağırlığının % 80' ini rezin matriks içinde nanoseramik partiküller oluşturur [4, 6]. Nanoseramik parçacıkları, polimer matriksi güçlendiren, yüksek oranda çapraz bağ oluşturan üç farklı nanopartikülden oluşmaktadır. 20 nm çaplı silika nanopartikülleri, 4-11 nm çaplı zirkonya nanopartikülleri ve dolgu maddesinin arasındaki boşlukları dolduran zirkonia-silika nanokümelerinden oluşur [6]. Blokların üretimi esnasında nanopartiküllere silan uygulanması nanopartiküllerin rezin matriks ile kimyasal bağlanmasını sağlar. Lava Ultimate, yüksek ısı uygulanarak üretildiğinden frezelendikten

sonra tekrar fırınlanma gereksinimini yoktur [67]. Matriks kısmında ise üretilen dimetakrilattan (UDMA) oluşur ve fotopolimerizasyondan ziyade ısı ile polimerize olmaktadır [66].

Lava Ultimate, dentine eşdeğer elastikiyet modülüne sahiptir ve cam seramiklerden daha az kırılımandır. Esnek olduklarından öğütme sırasında chipping ve çatlamaya karşı çok dirençlidirler [62]. Düşük elastik modülü sayesinde çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe ederler [68]. Hatta çiğneme kuvvetleri altında bazı CAD/CAM seramiklerinden daha az çatlak yayılımı gösterdiği bildirilmiştir [69, 70].

Lava Ultimate' in avantajları; kolayca ajüste edilebilmesi ve yeniden cilalanabilmesi, iyi aşınma direnci göstermesi, lekelerle karşı dirençli olması, cam seramiğine kıyasla antagonistin dişte daha az aşındırma yapması, laboratuvar prosedürlerin çok daha az olması, yüksek bükülme dayanımı (200 MPa), intraoral veya ekstraoral olarak renklendirme yapılabilmesidir [62, 71]. Bu materyalin endikasyonları inley, onley ve veneer restorasyonlarıdır [62, 67]. Lava Ultimate' in elastik modülünün düşük olması, kron içinde elastik bir deformasyon oluşmasına ve bu stres konsantrasyonunun adeziv tabakaya iletilmesi ile desimantasyona sebep olabilmektedir [62]. Bu sebeple, bu materyalin full kron endikasyonu firma tarafından kaldırılmıştır [62, 67].

Bu gruba giren diğer bir materyal ise Cerasmart' tır (GC, Tokyo, Japonya). Ağırlığının % 71 doldurucu partiküllerden oluşan Cerasmart da, üretici firma tarafından nano seramik olarak adlandırılmıştır. Doldurucu partiküller silika ve baryum, rezin matriks ise BisMEPP, UDMA ve DMA içerir [72]. Cerasmart' in endikasyonları; inley, onley, veneer, kron ve implant destekli kron restorasyonlardır [73].

Nacera Hybrid (DOCERAM Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya), yeni geliştirilmiş bir hibrit seramiktir. Materyalle ilgili firma bilgisi dışında herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Yapısında % 50 nano cam ve % 50 polimer matriks içerir. CAD/CAM ile kullanılmaktadır ve restorasyon üretildikten sonra tekrar fırınlama gerekmez. Bu materyal nano cam ve güçlendirilmiş polimerden oluşan mikro yapısı sebebiyle daimi restorasyonlarda kullanılır ve kontrollü ısı ile polimerize edilir. Cam yapı tamamıyla silanize edildiğinden uzun süreli parlaklık ve renk stabilizasyonu sağlar. Elastik modülü çiğneme sırasında stresleri dağıtır ve materyalin kırılma ve yorulma risklerini azaltır. İçeriğinde Bis-

GMA, UDMA, BDMA gibi polimer ile silikat cam bulunmaktadır. İnley, onley, kron, üç üyeli köprülerde ve kuvvetleri absorbe etme kabiliyetinden dolayı implant üstü restorasyonlarda da kullanılabilir. [74].

Rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik

Rezin matriks içine infiltre edilmiş seramik, birbirine bağlı ağlardan (baskın bir seramik ve bir polimer) oluşan hibrit bir materyaldir. [75]. Seramik ağ yapısı, feldspatik orijinli bir lösit esaslı faz ve bir güçlendirme bileşeni olarak işlev görebilen küçük bir kristal halinde zirkonyadan oluşmaktadır [75]. Bu materyalin üretiminde, ilk olarak önceden sinterlenmiş pöröz feldspar seramik üretilir. Daha sonra bu pöröz seramik ağı kapiller hareket ile rezin infiltre edilir. Rezin infiltre edilmeden önce seramik ağ bir bağlayıcı ajan ile şartlandırılır. Böylece, polimer ağı, interpenetre ağ sistemini oluşturmak için seramik ağ ile kimyasal olarak çapraz bağ oluşturur. Kimyasal olarak şartlandırılmış pöröz inorganik ağ, kapiller hareket ile çapraz bağlı polimerlerle (UDMA, TEGDMA) infiltre edilir. Isı ile polimerizasyon uygulanarak, polimer infiltre seramik ağ oluşumunu sağlayan polimer ağı oluşturur [76]. Bu gruba polimer infiltre seramik ağ (PICN) ve hibrit seramik de denilmektedir.

Bu grupta Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) yer almaktadır. Vita Enamic, feldspatik seramik ağ, ağırlığının % 86' ı, hacminin % 75' ini ve polimer ağ ağırlığının %14' ü, hacminin % 25' ini oluşturur [10]. Bu çift ağ yapısı sayesinde çatlak ilerlemesi durdurulur. Seramik ağın içeriği; SiO₂ (% 58-63), Al₂O₃ (% 20-23), Na₂O (% 6-11), K₂O (% 4-6), B₂O₃ (% 0,5-2), CaO (< % 1), Zr₂O (< % 1) [6]. Polimer ağ ise UDMA ve TEGDMA içerir [10, 62].

Enamic' in avantajları; düşük kırılma göstermesi, çatlak/kırık olmadan ince bölgelerde şekillendirebilme (millenebilme) olanağı, geleneksel seramiklere kıyasla daha yüksek elastikiyet modülü olması, restorasyonların elmas frezlerle millenebilmesi, daha az millenme süresine sahip olmasıdır. Bu materyal, kron, inley, onley ve veneer restorasyonlarında kullanılmaktadır. Köprülerde ve parafonksiyonel durumlarda ise kontrendikedir [62].

Rezin matriks içinde zirkonya-silika seramik

Bu materyaller, seramik ağırlığının yüzde olarak değişkenlik gösterdiği farklı organik matriks içeren materyallerdir. Materyalin ağırlığının % 60' tan fazlasını silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro-füme silika, pigmentler gibi inorganik içerik oluşturmaktadır. Rezin matriks içinde zirkonya silika seramik içeren materyalleri Paradigma MZ (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD) ve Shofu Block'dur (Shofu, Kyoto, Japonya).

Paradigma MZ100' ün ağırlığının % 85' ini zirkonya-silika seramik parçacıkları (küresel şekilli, 0.6 µm boyutlarında [10, 66]) oluşturur ve polimer matriks olarak ise bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEDGMA) ve başlatıcı sistem içermektedir [10, 77]. Shofu Block HC da ise, ağırlığının % 61' inden fazlasını inorganik komponent oluşturur ve silika tozu, zirkonyum silikat ve mikro kümeli silika içerir [10, 72].

Günümüz diş hekimliğinde, değişik özellik ve endikasyona sahip dental seramik ve kompozit materyal çeşitliliği bulunmaktadır [66]. Bu materyaller, revetman üzerinde şekillendirilerek, ısı ve basınçla preslenerek ya da CAD/CAM ile şekillendirilmektedir [78]. CAD/CAM sistemlerinde, standart maliyeti azaltan yüksek kaliteli materyaller ile restorasyonlar üretilmektedir. Bu materyallerin üretim sürecini standart haline getirmek, maliyetlerini düşürmek, daha yüksek dayanıklılığa sahip restorasyonlar üretmek için CAD/CAM hızla geliştirilmektedir [79].

2.2. CAD/CAM Sistemi

CAD/CAM teknolojisinin, Mormann tarafından ilk olarak 1980' lerde kullanımından itibaren, CAD/CAM sistemleri hızla gelişim göstererek kullanımları yaygınlaşmıştır [80]. Optik teknolojiye hızlı ilerlemeler ve yeni intraoral tarayıcıların sisteme katılımıyla, CAD/CAM sistemlerin gerek laboratuvar da gerekse klinikte restorasyonların üretimi mümkün olmuştur [81].

CAD/CAM sistemleri, intraoral dokuları dijital bilgilere dönüştürebilen bir tarayıcıdan, bilgisayar yazılımından ve bir freze makinesinden oluşmaktadır [80, 82]. Mevcut gelişmiş CAD/CAM sistemleri üretim yöntemlerine göre ofis sistemi, laboratuvar sistemi ve merkezi üretim sistemi olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır [80]. CAD/CAM sistemleri inley, onley,

lamine veneer, kron ve köprü restorasyonlarında, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde stentlerin yapımında, maksillofasiyal protezlerde, implant destekli protezlerde dayanak, kron-köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde kullanılmaktadır[83].

CAD/CAM teknolojisi maliyeti azaltmakta olup, biyouyumluluk, estetik ve fonksiyon açısından yeni geliştirilmiş yüksek kaliteli materyaller ile restorasyon yapımına olanak tanımaktadır. CAD/CAM blokları, monolitik olması sebebiyle daha az poröz yapıya sahiptir[84]. Tek seansta restorasyonun yapımı mümkün olduğundan geçici restorasyon yapımına genellikle gerek yoktur. Dijital ölçü ile daha doğru modeller elde edilir. CAD/CAM teknolojisi, protez üretimi için gereken süreyi azaltır ve maliyeti düşürür fakat yazılımın ve ekipmanın başlangıç maliyeti son derece yüksektir. Ayrıca diş hekiminin, sistemi verimli bir şekilde kullanabilmesi için eğitim alması ve zaman harcaması gerekmektedir [84]. Klinik olarak kabul edilebilir protez yapmak için dijital tarama hassas bir biçimde yapılmalıdır. CAD/CAM sistemlerinde monokromatik blokların kullanılması ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olmaktadır. Ancak farklı renklerde blokların yavaş yavaş geliştirilmesi ile bu sorun giderek azalmıştır [7].

CAD/CAM sistemlerinin kullanımlarının yaygınlaşması ile estetik ve fonksiyonel beklentiler artmış ve farklı yapısal ve fiziksel özelliklere sahip materyaller geliştirilmiştir. Üretimde kullanılan blok materyalleri restorasyon tipine, restorasyonun ağızdaki konumuna, hastanın beklentilerine, sosyo-ekonomik durumuna ve hekimin tercihinine göre değişkenlik göstermektedir. CAD/CAM sistemi ile kullanılan materyaller kompozitler, polimerler, seramikler ve metallerdir [7-9].

Tam seramiklerin klinik başarısını birçok faktör etkiler. Bunlar; preparasyonun geometrisi, restorasyonun yapım tekniği, seramik tabakalarının kalınlığı, okluzal yük, simantasyon tekniği, siman seçimi ve siman kalınlığıdır [42, 85, 86]. Restorasyonun uzun dönem klinik başarısı için önemli olan faktörlerden biri de bağlantı dayanımıdır. Güçlü bir bağlantı dayanımı için kuvvetli bir adezyon gerekmektedir [87].

2.3. Adezyon

Adezyon, iki maddenin birbirleriyle tam temasa getirilmesi durumunda bunları bir arada tutan kuvvettir. Bir maddenin molekülleri diğer maddenin moleküllerini çeker. Birbirine benzemeyen moleküller arasındaki çekim kuvvetine adezyon, benzer moleküller arasındaki çekim kuvvetine ise kohezyon denir. İki yüzeyi birbirine bağlama özelliğine sahip maddelere adeziv ve adezivin uygulandığı materyale ise adherent denir [2, 88].

Adezyonu daha iyi anlaşılması için yüzey enerjisi, ıslanma ve temas açısı kavramlarının tanımlanması gerekmektedir. Adezyonun gerçekleşmesi için, adeziv tüm aderent yüzeyi boyunca kolayca yayılmalıdır. Bu özellik ıslanma olarak adlandırılır [89].

Yüzey enerjisi, yakın temastaki iki materyalden birinin moleküllerinin diğerine doğru çekilmesi ve bağlanmasını gösterir. Materyal yüzeyindeki atomlar, her yöne doğru farklı çekim kuvvetlerine maruz kaldıkları için materyal içindeki atomlara oranla daha yüksek enerjiye sahiptir. Maddenin yüzeyinin birim alanındaki enerji artışına yüzey enerjisi denir [89].

Temas açısı, adeziv ile adherentin ara yüzeyinde adeziv tarafından oluşturulan açıdır. Adherentin yüzeyini ıslatan adezivin yayıldığı alanın genişliği, adeziv ve adherent arasındaki temas açısının ölçülmesiyle belirlenebilir. Temas açısı arttıkça adezyonun gücü azalmaktadır. Adherent yüzeyinin pürüzlü olması; bağlanma yüzeyini arttırmakta, adeziv ve adherentin mekanik olarak kilitlenmesini sağlamaktadır [89].

Restorasyonun klinik başarısında en önemli faktörlerden biri de simantasyon işlemidir [90, 91]. Başarılı bir adeziv bağlantı ile, yüksek retansiyon, mikrosızıntının engellenmesi ve iyi bir marjinal adaptasyon sağlanmaktadır [69, 92-95]. Ayrıca başarılı adeziv bağlantı, dişin ve indirekt restorasyonun direncini arttırmaktadır [69, 92-95].

2.4. Tam Seramik Restorasyonlarda Simanlar

Tam seramik restorasyonların ağız ortamında uzun süre başarılı bir şekilde kullanılabilmesi seramik, siman ve diş yapıları arasındaki bağlanmanın başarısına bağlıdır. Simanların retansiyon mekanizmaları kimyasal, mekanik ve mikromekanik olduğu gibi siman ve yapıştırılacak materyalin yapısına bağlı olarak iki veya üç mekanizmanın

kombinasyonu şeklinde de olmaktadır [96]. Kabul edilebilir siman dayanımı için çözülmeye karşı direnç, mekanik kilitleme ve adezyon için güçlü bağlanma kuvveti, gerilim altında yüksek dayanıklılık ve biyolojik olarak uyumlu olması istenir [96-98].

Dental simanlar farklı araştırmacılar tarafından sınıflandırılmıştır. O' Brien simanları matris bağ türüyle (fosfat, fenolat, polikarboksilat, rezin ve rezin modifiye cam iyonomer) sınıflandırmıştır [15]. Donovan ise simanları basitçe geleneksel (çinko fosfat, polikarboksilat, camiyonomer) ve güncel (rezin ve rezin modifiye cam iyonomer) olarak iki grupta incelemiştir [99].

Craig, dental simanları içeriklerine göre sınıflandırmıştır [23];

1. Çinko fosfat siman
2. Çinko silikofosfat siman
3. Çinko oksit-öjenol siman
4. Çinko poliakrilat siman
5. Cam-iyonomer siman
6. Resin siman

Tam seramik restorasyonlarda kullanılan, restorasyon ile destek dişi birbirine bağlayan simanlardan bazıları, konvansiyonel siman, adeziv resin kompozit siman, self adeziv resin kompozit simandır [90].

Tam seramik restorasyonların klinik başarısında güçlü ve dayanıklı bir bağlantı, seramik, yapıştırma simanı ve dişi arasındaki başarılı bir adeziv bağlanmayla sağlanır. Adeziv resin siman, yüksek mekanik dayanıklılığın yanında dişe ve restorasyona adezyon sağlar. Adeziv simantasyon iki yönde gerçekleşir: resinin dişi yapısına ve resinin restorasyona bağlanması [100, 101].

2.4.1. Resinin dişi yapısına adezyonu

Resin simanların yapısı, dişi dokularına kimyasal olarak bağlanmaya izin vermektedir. Resin simanların, mine ve dentine bağlantısı farklıdır [91].

Minenin asitlenmesinde; % 30-40' lık ortofosforik asit uygulaması mine yüzeyinden 10 µm kalınlığında bir tabakayı uzaklaştırır ve demineralize bölgeler meydana getirir. Asit uygulaması, mine yüzeyini pürüzlendirir. Rezin simanlar bondinglerle beraber kullanılırlar ve mikromekanik bağlanma sağlarlar [102].

Dentinin organik yapısı ve içeriğinin farklı olması rezinin dentine bağlanmasını zorlaştırmaktadır [103]. Dentin yüzeyine asit uygulanması, adeziv bağlantı için yüzeydeki smear tabakasını uzaklaştırır ve kollojen liflerin açığa çıkarılmasını sağlar ve dentinin geçirgenliğini artırır. Kollajen liflerin açığa çıkması ve intertübüler dentinin mikropörözitesinin artması rezinin penetrasyonunu kolaylaştırır. Diş yüzeyi yıkanıp kurutulduktan sonra bonding ajanı uygulanır [104]. Bonding sistemi dentindeki demineralize yapı içerisine infiltre olur ve hibrit tabakasını oluşturur. Rezin simanın, diş yüzeyine bağlanması hibrit tabaka ile olmaktadır [103].

2.4.2. Rezinin seramiğe adezyonu

Rezinin seramik yüzeyine adezyonu, mikromekanik kilitleme ve seramik yüzeyinin aktivasyonu ile kimyasal bağlantı sağlanmasıyla oluşur. Yapılan çalışmalar, adeziv hataların en çok rezin seramik arasında olduğunu göstermiştir [102]. Simantasyon prosedürleri, restorasyonun retansiyonunu, dayanıklılığını ve marjinlerin sızdırmazlığını ve klinik başarıyı artıran önemli aşamalardan biridir [100, 105].

Porselen lamina veneerler, seramik inley ve onleyler, tam seramik kron ve köprülerin yapıştırılması ya da metal destekli seramiklerin tamiri için seramik rezin bağlantısı gereklidir [106].

2.4.3. Rezin siman

Rezin simanlar, hem diş yapısına hem de restorasyona bağlanabilmelerinden dolayı günümüz diş hekimliğinin önemli bir bölümünü oluşturur [96]. Rezin simanlar, rezin bazlı kompozitlerin az doldurucu içeren veya doldurucu içermeyen düşük vizkoziteli varyasyonlarıdır. Rezin simanın mekanik özellikleri, matris yapısına, doldurucu içeriğine ve hacmine, doldurucu ve matris ara yüzünün bağlanmasına, polimerizasyon yöntemine göre değişebilmektedir [91]. Rezin simanlar, organik polimer bir matriks içerisindeki inorganik

faz ve ara faz olmak üzere üç ayrı fazdan oluşur. Ayrıca yapı içerisinde eriticiler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve dentine bağlantı sağlayan fonksiyonel monomerler bulunur [107].

Organik matriks; yüksek molekül ağırlığına ve vizkoziteye sahip BIS-GMA veya UDMA gibi monomerler ile vizkoziteyi kontrol etmek amacıyla TEG-DMA gibi düşük vizkoziteli monomer karışımını içerir [108]. Ayrıca organik matriks içine, polimerizasyonu başlatma yöntemine göre; kamforokinon gibi kimyasal başlatıcılar veya materyalin kendi kendine polimerizasyonunu engellemek amacıyla 4-metakorfenol gibi inhibitörler ilave edilir.

İnorganik faz; matriks içinde dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz, borosilikat cam, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, yiterbiyum, cam, çinko gibi doldurucu partiküller vardır. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düşer; ısıl genişleme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi azalır ve dayanıklılık artar. Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirerek ışığı geçirir ve yayar [2].

Rezin simanlarda organik matriks ve inorganik faz arasında bağlantı ara faz ile sağlanır. Ara faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Rezin simanlarda silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlanma ajanları ile kaplanmıştır. Silanlar, silika partikülleri yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturmuştur. Bu katmandaki molekülün bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları, diğer ucu organik matriksteki monomerler ile kimyasal olarak bağlanmıştır. Silan bağlama ajanları, rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezin simanın çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır [2].

Rezin simanlar, tam seramik restorasyonların, rezistansın ve retansiyonun azaldığı metal veya metal-seramik restorasyonların ve post simantasyonunda kullanılır [109]. Bu siman grubu polimerizasyon mekanizmasına göre üçe ayrılır; kimyasal (otopolimerize), ışıkla veya hem ışık hem de kimyasal (dual cure) polimerize olan simanlar olarak sınıflandırılırlar [109].

Polimerizasyon mekanizmasına göre rezin simanlar

Kimyasal (otopolimerize) polimerize rezin simanlar

Kimyasal olarak sertleşen adeziv rezin simanlar, genellikle çift pat sistemi ile üretilmişlerdir. Patlardan biri, benzoil peroksit gibi bir başlatıcıyı; diğer pat ise polimerizasyonu hızlandıran organik amini içerir. İki pat karıştırıldığı zaman amin, benzoil peroksit ile reaksiyona girmekte ve polimerizasyon başlamaktadır [2].

Bu tür simanlar ışığın geçmesini engelleyen kalın ve opak tam seramik restorasyonlarda, post ve metal destekli seramik kuronlarda kullanılmaktadır. Ancak bu sistemlerde çalışma zamanı hekim kontrolünde değildir ve polimerizasyon süresi uzundur. Reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile oluşan amin renklenmesi restorasyonun renk değiştirmesine ve sarımtırak renk almasına neden olur ve bu tür rezin simanların renk seçenekleri sınırlıdır. Bu nedenle, translüsentliği fazla olan restorasyonlarda kullanılması uygun değildir [2, 110, 111].

Işıkla polimerize rezin simanlar

Işık ile sertleşen adeziv rezinler, genellikle tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Polimerizasyon için ultraviyole veya görülebilir ışık kaynakları kullanılmaktadır. Bu kaynaklar, ışık yayan diyot (Light Emitting Diod, LED), halojen, plazma ark veya lazerlerdir. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Işıkla polimerize olan rezin simanlar değişik renk, yoğunluk ve bileşenlerde bulunmaktadır. Klinik uygulamada uzun çalışma zamanına sahip olup, ışığa maruz bırakıldıktan sonra hızlı sertleşme göstermektedir. Kimyasal ve dual cure sertleşen simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler [2, 112]. Fakat bu simanların kullanımı, ışık kaynağının kolaylıkla ulaşabileceği, en fazla 1,5 mm kalınlığındaki cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonuyla sınırlıdır [112].

Hem Işıkla Hem de Kimyasal Polimerize (Dual) Rezın Simanlar

Bu kategorideki simanların polimerizasyonu, hem ışıkla hem de kimyasal olarak gerçekleşir. Bu simanlarda ışığa hassas kamforokinon ile kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda bulunan peroksit amin birlikte bulunmaktadır. Baz ve katalizör olmak üzere iki

pat sistemi olarak bulunur. Kamforokinon, baz içinde, aminperoksit katalizör içinde bulunur. Polimerizasyon, ışık aktivasyonu ile başlar, ışığın ulaşmadığı alanlarda ise kimyasal olarak devam eder. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translusent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm' den fazla olan) restorasyonlarda kullanılmaktadır [2, 112]. Polimerizasyonun tamamlanması için geçen süre yaklaşık 24 saattir. Hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen rezin simanların çoğunda sertleşme reaksiyonu büyük ölçüde ışığa bağımlıdır ve ışık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde azalma gözlenir [93]. Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Inc, Okayama, Japonya) siman bu grubun içindedir.

Tam seramik sistemlerde simantasyonda başarı için klinisyenin seramiğin yapısını ve siman materyalleri ve uygulama prosedürlerini bilmesinin yanında, uygulanan yüzey işlemlerini de bilmesi gerekmektedir. Simantasyon öncesinde uygulanan yüzey işlemleri seramik tipine göre değişmektedir [105].

2.5. Seramik Yüzeyine Uygulanan Yüzey İşlemleri

Tam seramik restorasyonlara uygulanan yüzey işlemleri, siman bağlanma dayanımını, iki seramik tabakası arasındaki bağlanma dayanımını ve tamir işlemlerinde tamir materyali ile seramik arasındaki bağlanma dayanımını artırır. Uygulanan yüzey işlemleri, materyal yüzeyindeki temas alanının artmasını sağlayarak, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini de artırır [113, 114], bu sayede simanın mikro çukurcuklara akmasına izin verir ve güçlü bir mikro mekanik kilitleme sağlar [115]. Güvenilir bir bağlantı için seramik yüzeyine mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu olan yüzey işlemleri uygulanmaktadır [116]. Bu yüzey işlemleri, elmas döner aletlerle pürüzlendirme, alüminyum oksit kumlama, asitle pürüzlendirme, tribokimyasal silika kaplama, pirokimyasal silika kaplama, silan uygulaması, lazer ile pürüzlendirme, selektif infiltrasyon etching, plazma sprej yöntemi, klor-silan tekniği, astar uygulaması, nano parçacıklı alumina kaplamadır.

2.5.1. Elmas döner aletlerle pürüzlendirme

Elmas gibi sert parçacıklar yardımıyla seramik yüzeyinin aşındırılması işlemidir [117]. Frezle aşındırma işlemi, seramiklerin yüzey topografyasını, pürüzlülük değerini ve yüzey enerjisini değiştirir [114]. Kullanılan frezin gren büyüklüğü, basıncı, uygulama süresi ve hızı

seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyen değişkenlerdir [118]. Dental seramiklerde kullanılan frezler, gren büyüklüklerine göre değişik renklerle kodlanmıştır. Siyah bantlı frezler ‘çok kalın grenli’ (150-180 μm), yeşil bantlı frezler ‘kalın grenli’ (125-150 μm), mavi bantlı frezler ‘standart’ (100-110 μm), kırmızı bantlı frezler ‘ince grenli’ (45-50 μm) ve sarı bantlı frezler ‘çok ince grenli’ (15-30 μm)’ dir [119, 120]. Zirkonya gibi sert materyallerde kalın grenli (120-200 μm) frezlerin tercih edilmesi önerilir [121, 122].

Dental seramiklerin frezlerle pürüzlendirilmesi, seramiğin mikroyapısına göre değişmekle birlikte çatlak oluşumuna ve yayılmasına neden olabilmektedir [121, 123]. Buna frezin gren büyüklüğü, uygulama esnasında uygulanan basınç ve seramikteki artık stresler neden olabilmektedir [119]. Song ve Yin, elmas frezin gren büyüklüğünün feldspar porselende oluşturduğu yüzey hasarını inceledikleri çalışmalarında, kalın grenli frezlerin, ince grenli frezlerden 6-8 kat daha fazla yüzey hasarı oluşturduğunu, yüzey hasarının en aza indirilmesi amacıyla, küçük grenli frezlerin düşük basınçla uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir [124].

Zirkonya seramiklerde frezlerle pürüzlendirme işlemi, yüzeyde daha fazla stres oluşumuna ve faz değişimine (tetragonal→monoklinik) neden olmaktadır. Bu nedenle materyal daha zayıf bükülme dayanımı göstermektedir [125]. Zirkonya ile veneer seramiği arasındaki bağlantı dayanımını inceleyen bir çalışmada, frezle aşındırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü artırdığı, fakat zirkonya alt yapı ile seramik arasındaki makaslama bağlantı dayanımına etkisinin olmadığı belirtilmiştir [125, 126].

2.5.2. Kumlama

Kumlama, temiz ve aktif porselen yüzeyi elde etmek ve mikro mekanik retansiyon sağlamak için yaygın kullanılan yüzey işlemidir. Bu yöntem için alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri kullanılır. Al_2O_3 partiküllerinin, zayıf porselen parçacıklarını uzaklaştırması ile düzensiz yüzey elde edilir ve mekanik retansiyon, adezyon [127] ve ıslanabilirlik artar [121]. Kumlama için kullanılan Al_2O_3 partiküllerinin boyutu 30-250 μm [128] arasında olup, uygulama basıncı 2-3 bar, kumlama ucunun materyale uzaklığı 5-20 mm [121], süresi ise 15 sn kadardır [127]. Kumlamanın etkinliğini, partikül büyüklüğü, uygulama basıncı ve süresi, kumlama cihazının açısı gibi değişkenler etkiler [127]. Kumlama işleminin aşırı basınçla

uygulanması, chippinglere ve aşırı materyal kaybına neden olabileceğinden silika bazlı tam seramik sistemlerde kullanımı önerilmez [93, 129].

Zirkon seramiklerde kumlama işlemi farklı sonuçlara neden olmaktadır. Bunlar; yüzey mikro çatlaklarının oluşmasıyla tetragonalden monoklinik (t/m) faza dönüşümün gerçekleşmesi ile materyalin mekanik özelliklerinin olumsuz yönde değişmesi [121, 123, 130, 131] ve mikro çatlaklarının giderilmesi için sıkıştırma kuvvetlerinin gerekliliğidir [121, 132]. Bazı araştırmacılar, transformasyon değişimini elimine etmek/tersine çevirmek için, ya kumlama işleminden sonra zirkonyaya tekrar ısı uygulanmasını [121, 129, 132] ya da sinterlemeden önce kumlamanın yapılmasını önermişlerdir [121, 129, 133, 134].

2.5.3. Asitle pürüzlendirme

Tam seramik restorasyonların bağlantı dayanımını artırmak için kullanılan tekniklerden biri de asitle pürüzlendirme işlemidir. Seramiklerin yüzey işlemlerinde kullanılan asit, silika içeren cam matriks ile reaksiyona girerek heksaflorosilika oluşturur. Bu reaksiyon sonucunda cam matriks ortadan kalkar ve kristal yapı açığa çıkar. Sonuç olarak seramik yüzeyinde, daha yüksek yüzey enerjisine sahip mikro mekanik retansiyon alanları oluşur [135]. Hidroflorik asit ve fosforik asit simantasyon prosedürlerinde en çok kullanılan asitlerdir [115].

Hidroflorik Asit

Hidroflorik asit (HF), hidrojen floridin sulu bir çözeltisidir [100]. Seramiklerin içeriğine göre HF asit konsantrasyonu ve uygulama süreleri değişmektedir [100, 136-140]. HF, silikon dioksit ile reaksiyona girerek seramiğin cam fazını çözer [137]. Bu sebeple HF, seramik yüzeyinin pürüzlülüğünü, seramiğin bağlantı dayanımını artırır, temas açısını düşürür ve mikro mekanik retansiyon sağlar [100, 105, 137, 141]. Cam fazın çözünmesinde asidik yapının etkisi yoktur. Çözünme Si.F camındaki elektronegativeden dolayı florür ile oksijenin yer değiştirmesinden kaynaklanır [137]. Bu sebeple asitle etching terimi yerine HF etching kullanılır [137]. HF asit genellikle % 5-10 konsantrasyonda, yaklaşık 60 sn süre ile kullanılmaktadır [105]. HF, yüksek derecede korozivdir, bu nedenle, HF asit yerine fosforik asit, asidüle fosfat florür ve amonyum hidrojenflorür gibi başka kimyasallar da önerilmiştir [137]. Zirkonyum, silika içermediğinden dolayı HF ile asitlemeye dirençlidir [131].

Fosforik Asit

Diş hekimliğinde kullanılan fosforik asit ortofosforik asittir ve kimyasal formülü H_3PO_4 ' tür. Çoğunlukla seramik yüzeyi temizlemek ve daha iyi bağlantı için pürüzlü bir yüzey oluşturmak için kullanılır. % 40 fosforik asidin 5 s ya da 60 s boyunca uygulanmasını SEM ile incelendiği bir çalışmada, seramik yüzeyinde belirgin bir morfolojik değişiklik göstermediği belirtilmiştir [137, 142]. H_3PO_4 , seramik yüzeyini pürüzlendirme işleminde önemli rolü yoktur fakat fluorürün silikon dioksit ile yer değiştirme üzerindeki rolü daha büyük önem taşımaktadır [137].

2.5.4. Tribokimyasal silika kaplama

Tribokimyanın temel etkisi, mekanik enerji uygulanması sırasında materyalin kimyasal ve fizikokimyasal değişiklikler oluşturmasıdır [143]. Silanol grubu içermeyen metal ve oksit seramikler eğer silanize edilirse bağlantı dayanımının artacağı düşüncesiyle bu teknik geliştirilmiştir [144]. Ayrıca asit uygulamasına dayanıklı seramikler için de bu teknik önerilmiştir [140]. Tribokimyasal silika kum, alumina partiküllerinin silika ile modifiye halidir ve basınçla uygulandığında seramik yüzeyinde silika tabakası oluşturur [121, 140]. Bu yöntemle uygulanan sistemlerde (Rocatec ve Cojet, 3M-ESPE), alumina partikülleri seramik ve metal yüzeyine 15 μm ' ye kadar penetre olabilmektedir [140]. Tribokimyasal silika kaplamanın bağlantıya etkisi iki mekanizma ile açıklanabilir: kumlama ile rezinin mikro mekanik olarak bağlanabileceği yüzey oluşturulması ve seramik yüzeyinin silika ile kaplanması ile resin ve silan arasında kimyasal bağlantı sağlanmasıdır [137, 140]. Cojet, Siljet, Siljet Plus ve Rocatec gibi sistemler tribokimyasal silika kaplama işleminde kullanılmaktadır.

Cojet, Siljet ve Siljet Plus 30 μm boyutlarında silika (genellikle tetraetil ortosilika) modifiye Al_2O_3 kum içerir. Aralarındaki farklılık silika alumina oranıdır [145]. Rocatec sistemlerinde ise yüzey öncelikle 110 μm Al_2O_3 partikülleri içeren Rocatec Pre uygulanarak yüzeyin temizlenmesi sağlanır [146]. Daha sonra, Rocatec Soft (30 μm silika kaplı alumina) ya da Rocatec Plus (110 μm silika kaplı alumina) 280 kPa basınçla 13 sn/cm² süre ile yüzeye dik olarak 10 mm mesafeden uygulanır [143].

2.5.5. Pirokimyasal silika kaplama

Pirokimyasal silika kaplamanın etki mekanizması, silanın silikaya dönüşebilmesi için yüksek sıcaklıktaki silanın kimyasal reaksiyonu ile gerçekleşir [147, 148]. Bu amaçla 1984'ten beri Silicoater Classic, Silicoater MD ve Siloc® (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Almanya) gibi yüksek sıcaklıkların kullanımına dayalı sistemler laboratuvarında kullanılmaktadır [147, 149]. Bu sistemlerde 150-200 °C civarında alev kullanılır [147]. Reaktif silan ara maddeleri materyal yüzeyine çöker, soğuduktan sonra silika kaplanmış alana reaksiyona girmesi için silan uygulanır. Daha sonra yüzeye bir opak sürülür ve ışık ile polimerize edilir. Bu metot çok uygulama alanı bulamamıştır [147]. İlerleyen zamanlarda Silicoter teknolojisine modifikasyon getirilerek hasta başı kullanımına olanak sağlayan ve bir el aleti şeklinden çıkan alev ile kullanılan Silano-Pen ve PyroSil Pen geliştirilmiştir [147, 149].

2.5.6. Silan uygulaması

Silan, 1940' lı yıllardan beri organik adezivler ile seramik ve metal arasındaki bağı kuvvetini artırmak için kullanılmaktadır [140]. Silan materyalleri genellikle inorganik yüzeyin ıslanabilirliğini artırarak, düşük vizkositeli resin simanın yüzeyde daha kolay akmasına ve mikromekanik retansiyonun artmasına olanak sağlarlar [121, 123].

Silanlar, seramik yüzeyindeki hidroksil grupları ile ve kopolimerizasyon ile de resin simanın ya da adezivin organik kısmı ile bağlantı yeteneğine sahip bi-fonksiyonel moleküller içerir [96, 129]. Silan kimyasal formülü, $R'-Si(OR)_3$ ile gösterilmekte olup R' genellikle metakrilat olan ve polimerizasyondan sonra adeziv sistem ya da kompozit siman ile kovalent bağ oluşturan organofonksiyonel grubu simgeler. Alkil grup olan R ise silanole ($SiOH$) hidrolize ederek silikon inorganik molekülleri ile kovalent bağ ($Si-O-Si$) oluşturur [129]. Seramik resin bağlantısında en sık kullanılan silan monomeri 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane'dir (γ -methacryloxypropyltrimethoxysilane, MPS) [96, 100, 137].

Silan primerleri, silan ajanı, siloksan bağlarını artıran zayıf bir asit ve yüksek miktarda çözücü içerir [96]. Silan primerler, hidrolize olmamış tek şişe silan primeri, prehidrolize tek şişe silan primerleri ve 2 veya 3 şişe silan primerleri olmak üzere 3 ana grup olarak sınıflandırılırlar [93]. Silanın etkili olması için zayıf bir asitle hidrolize olması gerekmektedir. Hidrolize olmuş silanın raf ömrü daha kısadır ve etkinliği giderek

azalmaktadır [96]. Bunun nedeni inaktif siloksan oligomer/polimerlerin artmasıdır [147]. Bu sebeple tek şişe prehidrolize silan primerlerinin etkinliği tahmin edilemez ve klinik olarak tek gösterge ise sıvının görüntüsüdür. Alternatif olarak, raf ömrünü uzatmak ve ilk reaktiviteyi artırmak için iki şişe silan sistemi geliştirilmiştir. Bir şişede, etanol içinde çözülmüş hidrolize edilmemiş silan monomerini ve diğer şişede ise asetik asitin sulu çözeltisini içerir. Bu iki şişe silanın hidrolizini sağlamak için kullanımdan önce karıştırılmalıdır [147].

Silan tabakası genellikle 10-50 nm kalınlığında uygulanır. Başarılı bağlantı için ince bir tabaka silan uygulaması önerilir. Tekrarlayan silan uygulamalarında, kalınlık arttıkça koheziv yıkım gerçekleşir [137]. Bu nedenle silan kalınlığını azaltmak için ısı uygulaması önerilir [137, 150]. Ayrıca silan sonrası ısı uygulaması seramik yüzeyindeki alkol, su ve yan ürünleri uzaklaştırır ve silan-seramik arasındaki kovalent bağın daha etkili ve dayanıklı olmasına yardımcı olur [151-154].

2.5.7. Lazer ile pürüzlendirme

Lazerler, hipersentive tedavisinde, ağartma (bleaching) uygulamalarında, pit ve fissürlerin örtülmesinde, çürük dokunun kaldırılması gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır [155]. Diş hekimliğinde, CO₂ lazer yumuşak doku lazeri olarak periodontal cerrahide kullanılmaktadır [131, 156]. En çok kullanılan sert ve yumuşak doku lazerleri neodmium-doped yttrium aluminum garnet (Nd:YAG) ve erbium-doped yttrium aluminum garnet (Er:YAG) lazerdir [131].

Lazer ışınının enerjisi zirkonya/seramik tarafından absorbe edilir. Bu enerji, seramik yüzeyinde soyulmalar üreten bir ısı indüksiyonu yaratır ve mikromekanik bağlantı sağlar. Lazerin çıkış gücü ve enerji seviyesi, mikromekanik bağlantı için çok önemlidir ve makaslama bağlantısı üzerine etkisi bulunmaktadır [131, 157].

CO₂ lazerlerin emisyon dalga boyu uzunluğu (2.3-10.6 µm) seramiklerin pürüzlendirilmesi için uygundur [158]. Yapılan bir çalışmada bağlantı dayanımını artırmak için 3 W ve 4 W güçte CO₂ lazer uygulaması yeterli olduğu vurgulanmıştır [121, 159]. CO₂ lazerin 4.5 W' da 60 saniye boyunca uygulandığı bir çalışmada, yüzeyin pürüzlülüğünün derinliğinin arttığı bildirilmiştir [160].

Teknolojinin gelişimiyle birlikte, zirkonyanın simantasyonunda ve zirkonya-seramik bağlantısında lazerler kullanılmaya başlanmıştır [113, 131]. Lazerin zirkonya üzerinde daha yüksek bağlantı dayanımına neden olmasına rağmen, son çalışmalar, kumlamanın Er: YAG lazer uygulamasından daha üstün olduğunu göstermiştir [131, 161]. Nd:YAG lazer zirkonya yüzeyinde pürüzlülüğü ve bağlantı dayanımıyla beraber aynı zamanda monoklinik fazı da büyük oranda artırır [121, 162]. Nd:YAG lazer, zirkonya üzerinde siyah halka şeklinde pitler bırakmaktadır [121, 160]. Siyah halka oluşumuna neden olarak oksijenin azalması ve oluşan çatlaklarda erimiş materyalin katılaşması gösterilmiştir [160].

2.5.8. Selektif infiltrasyon etching (SIE)

Selektif infiltrasyon etching, zirkonyanın nonretatif yüzeyinde adeziv rezinlerle bağlantısını artıran mikro poröz alanlar oluşmasını sağlayan yeni bir tekniktir [163]. Yeni geliştirilen bu yüzey işleminde, silika partikülleri (ağırlılığının % 65' i), alümina (ağırlılığının % 15' i), sodyum oksit (ağırlılığının % 10' u), potasyum oksit (ağırlılığının % 5' i) ve titanyum oksit (ağırlılığının % 5' i) içeren özel bir cam infiltrasyonu uygulanır [131, 163]. Bu silika esaslı cam camsı geçiş sıcaklığı olan 750 °C' ye kadar ısıtılır, erimiş cam tam sinterize zirkonyanın yüzeyinde dağılır ve zirkonyanın gren sınırlarının değişmesine neden olur [163]. Asit banyosuyla camın uzaklaştırılmasından sonra, rezinin nüfus edebileceği, daha güçlü bir mikro mekanik bağlantının elde edilmesini sağlayan mikro poröziteler oluşur [131, 164]. Ayrıca SIE tekniğinde, kumlamada görölen zirkonya yüzeyinde stres konsantrasyon alanları, çatlak başlatma ve yayılımı gibi olumsuz yüzey hasarlarının olmadığı bildirilmiştir [163, 165].

2.5.9. Plazma sprej yöntemi

Plazma, elektronik olarak uyarılmış atomlar, moleküller ve serbest radikaller gibi reaktif parçacıklar içeren kısmi iyonize gazlar olarak tanımlanabilir [100, 166]. Gaz sıcaklığına (300-10000 K) bağlı olarak plazmalar, termal (yüksek sıcaklık) ve nontermal (düşük sıcaklık veya soğuk) plazmalar olmak üzere iki ana kategoriye ayrılırlar [100, 167]. Plazmalar, yüzeylerin aşındırılması ve temizlenmesi, yüzey düzenlemesi ve fonksiyonelleştirilmesi, organik veya inorganik kaplamaların depolanması, solid biomateryal ve tıbbi cihazların sterilizasyonunda kullanılmaktadır [166].

Plazma sprey yöntemi yüzey adezyonunu artıran yeni bir metottür. Plazmalar içerdikleri kimyasal aktif parçacıklar sayesinde, materyallerin sadece yüzeyini etkileyerek yüzey enerjisini artırır ve yüzey kimyasını optimize eder [168]. Plazma sprey yönteminde, kimyasal ve fiziksel özelliği farklı buharlar ve florin, klorosilan, heksametildisiloksan veya kalay oksit gibi plazmalar kullanılır [115]. Plazma gazı, aktif peroksit radikallerinin ve Y-TZP gibi inert materyallerin yüzeyine uygulandığında karbonmonooksit (CO) ve karbonhidrat (COH) gibi fonksiyonel grupların oluşumunu artırır [169]. Diş hekimliğinde plazmalar, cam fiberlerin, fiber içerikli kompozitlerin ve cam seramiklerin ve polikarboksilat seramiklerin bağlanma dayanımını artırmak için kullanılmıştır [168].

Plazma oksiflorür, zirkonya yüzeyine, zirkonyum oksiflorür (ZrOxFy) tabakası (1 ila 3 nm kalınlığında) kaplamak için kullanılır ve silan ve MDP içeren rezin simanlarla birlikte kullanıldığında bağlantı dayanımını artırır [121, 170]. Plazma heksametildisiloksan yüzeye uygulandığında ince bir tabaka ($< 1 \mu\text{m}$) siloksan kaplama izlenir [121, 171].

2.5.10. Klora-silan tekniği

Tetra-klorosilane (SiCl_4) ve su karışımı buhar haline gelene kadar ısıtılır ve bu buhar, vakumlu bir ortamda zirkonyumun üzerinden geçirilir [147, 172, 173]. Silan, hidrosillenmiş silika oluşturmak için hidrosilizis reaksiyonuna girer ve yan ürün olarak HCl gazı çıkar. Böylece zirkonya yüzeyinde silika tabakası (Si_xO_y) oluşur, bu silika tabakasının kalınlığı tetra-klorosilan ve suyun uygulama süresi ile değiştirilebilir [147, 172].

2.5.11. Astar (liner) uygulaması

Astar materyalleri, zirkonya kor ve veneer seramik arasında ara tabaka olarak uygulanan özel seramiktir. Astarların içeriği üretici firmaya göre değişkenlik gösterse de esas bileşen veneer seramiğin içeriğine benzer olan SiO_2 ' tir [174]. Bazı firmalar astarların zirkonyanın opaklığını maskelediğini, ıslanabilirliğini ve zirkonya-veneer bağlantısını artırdığını bildirmiştir [135, 175, 176]. Fakat astar materyallerinin zirkonya-veneer bağlantısını artırdığı konusunda literatürde farklı görüşler mevcuttur. Literatürde astarların bağlantı dayanımını artırdığını bildiren çalışmanın [177] yanı sıra bağlantı dayanımını azalttığını bildiren çalışmalar da [178-180] mevcuttur.

2.5.12. Nano Parçacıklı Alumina Kaplama

Alumina nanopartikülleri, 75 °C' ye kadar ısıtılan alüminyum nitrit (AlN) tozunun 15 dk. boyunca hidrolizi ile oluşur. Tepkime sonucunda ortaya çıkan ($\text{AlN} + 2\text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{AlOOH} + \text{NH}_3$) γ -AlOOH (boehmit) birbirine bağlı interlamellerden oluşur [181, 182]. Kaplama işlemi için boehmit 900-1200 °C arasında 120 dk ısıtılır ve faz değiştirerek δ -alüminaya dönüşür [147, 182]. Bu sayede yüzey alanı artmış olduğundan mikro mekanik retansiyon elde edilir [183, 184].

Seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri, materyalin yüzeyinin fiziksel ve/veya kimyasal özelliklerini değiştirir [113, 114]. Yüzey işlemleri bağlantı dayanımını etkilemektedir [90, 98]. Materyal yüzeyine uygulanan mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu olan yüzey işlemleri, materyalin yüzeyini pürüzlendirerek siman bağlantısının dayanımını artırır [115].

2.6. Yüzey Pürüzlülüğünün Önemi ve Analizi

Materyalin özelliklerine veya elde edilme yöntemlerine bağlı olarak yüzeyinde oluşan düzensizliklere yüzey pürüzlülüğü denilmektedir [185]. Restorasyonun dış yüzeyinin, parlak ve düzgün olması, estetik bir görünüm sağlaması için önemlidir. Materyallerin düzgün bir yüzeye sahip olması, renklenmiş tabakaların oluşmasını ve plak retansiyonunun, dişeti problemlerinin ve çürük oluşumunun önüne geçer. Düzgün ve parlak yüzeylerde, sürtünme katsayısı düşük, aşınma oranı daha az olmaktadır [185].

Restorasyonun siman uygulanacak yüzeyini pürüzlendirmek ise temas alanını artırarak bağlantı dayanımını güçlendirir [113, 114]. Yüzey pürüzlülüğünün analizinde optik veya mekanik sensörleri olan cihazlar kullanılmaktadır. Bunlar; taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif ve yüzey profili analizi (mekanik profilometre, optik profilometre, lazer profilometre ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM)) gibi kantitatif metotlarla yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapılabilmektedir. AFM ile de yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu topografisi elde edilebilmektedir [186].

2.6.1. Mekanik profilometre

Mekanik profilometreler, in vitro çalışmalarda dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünün ölçümünde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntemde, boyutları belirli elmas bir ucun yüzeye dik olacak şekilde temas etmesi ve yüzeyi taranması yoluyla iki boyutlu ölçüm yapılır. Mekanik sensor X-ekseni boyunca hareket eder, yüzeyde 20-50 μm çözünürlükte tarama yapar ve dikey eksendeki yükseklik farklılıklarını hesaplar [185].

Yüzey ölçümlerinde çeşitli parametreler kullanılmaktadır. Bu parametrelerden en önemli ve sık kullanılanları;

Ra; Yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü ifade eder.

Rz; Ard arda gelen beş parçada, en yüksek beş tepe ve en düşük beş çukurun ortalamasının yükseklik farkı olarak tanımlar.

Rt; Pürüzlülük derinliğini ifade eder.

Rpm; Yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade etmektedir.

Rpm:Rz oranı; Profil şekli hakkında önemli bir bilgi verir, 0,5' ten büyük ise keskin kenarlı profili, 0,5' ten küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir [185, 187].

2.6.2. Optik profilometre

Optik profilometre yöntemi, interferometre, ışığın saçılımı (light scattering), odak tespiti (focus detection) gibi çeşitli optik prensiplere dayanmaktadır. Mekanik profilometrelerle kıyaslandığında daha yüksek ölçüm genişliği ve çözünürlüğe sahiptir ve bu yöntemde 3-boyutlu ölçüm elde edilmektedir [188]. Örnek yüzeyi ile mekanik olarak temas etmezler ve optik ışın yardımıyla yüzey üzerinde belirlenen referans noktalar arasındaki mesafede tarama yaparlar. Bu tip profilometreler 100 μm^2 lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir. Yüzey topografisi 3-boyutlu olduğundan, yüzeyin doğal karakteri gözlenebilmektedir [185].

2.6.3. Lazer uçlu profilometre

Lazer uçlu profilometreler, yaklaşık 2 µm çapta küçük bir odak noktasına sahiptir. Örnek yüzeyi, lazerle paralel olarak taranır. Tarama sonucu 2 değer elde edilir; Ra- ortalama yüzey pürüzlülüğünü, LR- doğru profil uzunluğu oranını belirtir. LR boyutsal bir parametredir ve ideal pürüzsüz yüzey için değeri LR=1 olmalıdır [189].

2.6.4. Atomik kuvvet mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) çok yüksek çözünürlüklü bir taramalı kuvvet mikroskobudur. Diş hekimliği alanında yapılan çalışmalarda son yıllarda kullanılan atomik kuvvet mikroskobunda örnek yüzeyi çok ince sivri bir uç ile taranarak analiz edilmektedir. Genellikle 40-60 nm çapında olan uç ile yüzey taranırken atomik kuvvet mikroskobu da uç ve yüzey arasındaki etkileşimi kaydeder. Bu etkileşimler Van der Waals kuvvetleri, kapiller kuvvetler ve sürtünme kuvvetlerine dayanmaktadır [185]. Özel ölçümlerin yapılması ve pürüzlülük değerlerinin elde edilmesi ile sağlanan veriler kullanılarak topografik bilgi 3 boyutlu resimsel görüntüler şeklinde saklanabilir [190]. Yüzeyden yüksek çözünürlükte 3 boyutlu ölçüm yapması, vakum veya örneklere özel bir işlem gerektirmemesi gibi avantajlarının yanı sıra; düşük hızda tarama yapılması, örnek sayısının az olması ve andırkatları belirleyememesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır [185].

2.6.5. Taramalı elektron mikroskobu

Optik bir yöntemdir. Taramalı Elektron Mikroskobunun (SEM) çalışma prensibi primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminde primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girer ve bu elektronların etrafa dağılmasını sağlar. Dağılan bu elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilmesiyle yüzey topografisi, yüzey bileşenleri ve yüzey yapısı hakkında bilgi edinilmektedir. Algılayıcı tarafından tespit edilen elektron sayısı ne kadar fazla ise bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölgenin görüntüsü o kadar karanlık elde edilir. Böylece örnek yüzeyinin gri tonlarda görüntüsü elde edilmektedir. SEM analizinde kaliteli görüntü elde edebilmek için seramik gibi örnek yüzeylerinin altın-palladyum tozu ile kaplanması gerekir [185]. Bu yöntem, materyalin yüzeyinde var olan çizik ve bozuklukların analizinde sıklıkla kullanılmasına

rağmen, yüzey topografisinin belirlenmesinde bazı sınırlamalar içermektedir ve üç boyutlu yüzey özelliği görüntülenememektedir [188].

Tüm restorasyonlar ağız içerisinde çiğneme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Restorasyonun bu kuvvetler altında gösterdiği dayanıklılık, materyalin uzun dönem başarısını belirler. Klinik başarı için bağlantı dayanımı önemlidir. Başarılı bağlanma dayanımı için yapılan yüzey işlemleri, materyalin yüzeyini değiştirir. Materyaller, ağız içerisinde kullanılmadan önce, mekanik testler ile in vitro olarak test edilmelidir. Böylece materyalin klinik performansı tahmin edilebilir [185].

2.7. Bağlanma Dayanım Testleri

Materyallerin yapısal özellikleri mekanik testler ile incelenmektedir. Dental materyallere çeşitli Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) standartlarına göre, bükülme dayanımı (ISO 6872) [191], kırılma dayanımı (ISO 6872) [191] ve bağlantı dayanımı (ISO 11405) [192] gibi dayanıklılık testleri uygulanmaktadır. Bağlanma dayanımı, adeziv ile aderent arasındaki bağlantıyı koparmak için gerekli olan birim alan başına düşen kuvvettir. Dental materyallerin çoğunun diş dokusu ya da farklı materyaller ile bağlanma dayanımının iyi olması gerekir [188]. Restoratif materyallerin siman ile bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde çekme (tensile) ve makaslama (shear) dayanım testleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bağlanma dayanımı, makro (3 mm^2 ' den büyük bağlanma yüzeyleri için kullanılan yöntem) ya da mikro (yaklaşık 1 mm^2) test yöntemleri ile ölçülebilir. Testlerin asıl amacı, materyallerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenebilmesidir. Bağlanma dayanım kuvveti ne kadar fazla ise fonksiyon sırasında oluşan streslere o oranda dayanıklı olacaktır [193].

Bağlanma dayanım testleri sonrasında seramik yüzeyiyle rezin siman arasındaki başarısızlık tiplerinin değerlendirmesi önemlidir. Seramik ile rezin siman arasında oluşan başarısızlık adeziv başarısızlık, rezin siman veya seramikte oluşan başarısızlık ise koheziv başarısızlık olarak adlandırılır. Her iki başarısızlığın görüldüğü durum ise miks (karışık) başarısızlık olarak tanımlanır. Bu amaçla, makro makaslama, makro çekme, mikro çekme, mikro makaslama, itme testleri uygulanmaktadır.

2.7.1. Makro makaslama (shear) bağlanma dayanım testi

Makaslama bağlanma dayanım testinde iki materyal birbirine bağlanır ve ara yüzde kırık oluşuna kadar ara yüze kuvvet uygulanır. Kuvvet çeşitli uçlarla (keski, düz veya tel halka) uygulanmaktadır. Bağlanma dayanımı, maksimum uygulanan kuvvetin ara yüz alanına bölünmesi ile hesaplanmaktadır. Birimleri pound/inch², kg/cm² veya N/mm² olarak ifade edilebilir [23].

Makaslama dayanım testinde $\sigma = P / A$ formülü kullanılır ve birimi MPa' dır. P uygulanan en yüksek kuvveti gösterir ve birimi N (Newton)' dur A ise ara yüz alanıdır, birimi mm²' dir. Bağlanma dayanımı, uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesiyle bulunur [194].

Makaslama dayanım kuvvetini yükün uygulanma hızı etkilemektedir. Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO), makaslama bağlanma dayanımındaki yüklerle birlikte uygulanan hızın 0.45-1.05 mm/dk arasında olması gerektiğini belirtmiştir [192].

2.7.2. Makro çekme (tensile) bağlanma dayanım testi

Bu testte kullanılan malzemeler birbirlerinden ayrılana kadar ara yüz düzlemine dik yönde çekme kuvveti uygulanır. Bu nedenle bu test yönteminde örnek hazırlamak makaslama testinden daha zordur [195]. ISO 11405 nolu stadartta, hem test işlemini hem de bağlama işlemini güvenle yapılmasını sağlayacak özel düzenekler tanımlanmıştır [192]. Ayrılmanın gerçekleştiği andaki kuvvetin yüzey alanına bölünmesi ile çekme bağlanma dayanım değeri elde edilir. Çekme testlerinde stres dağılımı, makaslama testlerinden daha uniformdur [195]. Bu test yönteminin, örneklerin hazırlanma zorluğu ve üst yapının dış yüzeyinde çatlak gözlenmesi gibi dezavantajları mevcuttur [188].

2.7.3. Mikro çekme (microtensile) bağlanma dayanım testi

Mikroçekme testleri, yaklaşık 1 mm² kesit alanına sahip örneklerin bağlantı dayanımının ölçümünde kullanılır [23]. Bu test yöntemi, diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında daha az karmaşık olduğu ve daha az koheziv bağlantı başarısızlığı gösterdiği görülmüştür. Örneklerin hazırlanması makro testlerden daha zordur, çünkü örneklerin elmas disklerle ince dilimler halinde kesilmesini gerektirir. Test koşullarına veya materyallere bağlı olarak, test öncesinde çok sayıda bağlantı başarısızlığı meydana gelebilmektedir [195].

2.7.4. Mikro makaslama (microshear) bağlanma dayanım testi

Kompozit silindirler, taban üzerinde 0.5 mm yüksekliğinde ve 0.7 mm çapında silikon tüpler kullanılarak yapılmıştır. Tipik olarak, altı kadar tüp parçası bir yüzeye bağlanır ve kompozit ile doldurulur. Test, makro-makaslama testleri ile benzer şekilde uygulanır. Bağlanma dayanımı değerleri yaklaşık 20 MPa' dır ve koheziv başarısızlık insidansı % 50' dir [23].

2.7.5. İtme (push-out) testi

Bağlanma dayanımını ölçen testlerden bir diğeri itme testleridir. Dentine adezivlerin bağlanma dayanımını test etmek için kullanıldığında, 1-2 mm kalınlığında dentin dilimlerine konik silindirler elde etmek için delik açılır. Deliğin iç yüzeyine bir adeziv uygulanır ve delik kompozit ile doldurulur. Kompozit silindir dentin üzerinden küçük çaplı taraftan itilir. Bağlanma dayanımı, ekstruzyon kuvveti konik silindirin yan yüzey alanına bölünerek hesaplanır. Bu yöntem sertleşen kompozitin sınırlanmasını ve buna bağlı olarak da polimerizasyon stresini içerdiğinden çekme/makaslama testlerinden daha çok klinik durumu taklit eder. Bazı yazarlar radikaller dentin diskleri içerdiğinde ve kök kanalı test edilen materyalle doldurulduğunda bu yöntemi bir mikro itme testi olarak belirtmektedirler [23].

2.7.6. Koparma (pull-off) testi

Kron restorasyonlarının retansiyonları bu test yöntemi kullanılarak belirlenebilmektedir [196]. Bu test yönteminin avantajı adeziv uygulanan alanın test hesaplamasına entegre olabilmesidir [197].

Makaslama bağlantı testi, siman ve materyal arasındaki bağlantının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir testtir. Örnek hazırlama ve yapım kolaylığı avantajlarını oluştursa da bağlantı yüzeyindeki düzensiz stres dağılımına dikkat edilmelidir. Adezyon bağlantı dayanımı için önemlidir ve rezin siman seramik arasındaki başarısızlığın çeşidini etkilemektedir. Bağlantı dayanımı değeri arttıkça koheziv başarısızlık daha fazla görülmekte, bu değer düştükçe adeziv başarısızlık artmaktadır.

Çalışmanın birinci hipotezini, materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin yüzey işlemleri ve materyaller arasında farklılıklara neden olmaması oluşturmaktadır. Araştırmanın diğer hipotezi ise uygulanan yüzey işlemlerinin bağlantı

dayanımına etkisi olmadığıdır. Çalışmada, her iki hipotezde reddedildi ve yüzey işlemlerinin hem yüzey pürüzlülüğüne hem de makaslama bağlantı dayanımına etki ettiği belirlendi.

Materyaller, bağlantı dayanımının tespiti amacıyla, mekanik testler ile in vitro olarak test edilmelidir. Çalışmalarda, in vitro şartların ağız ortamına en yakın şekilde yansıtılması amacıyla ısısız ve mekanik (termo-dinamik) yaşlandırma testleri uygulanmaktadır. Isısız ve mekanik yaşlandırma işlemi, malzemelerin mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir. Yapılan tez çalışmasında makaslama bağlantı dayanımı tespit edilirken materyal ve yüzey işlemleri gruplarının ve örnek sayısının fazla olması sebebiyle ısısız ve mekanik yaşlandırma işlemi araştırmaya dahil edilememiştir. Değişik yüzey işlemlerinin materyal ve siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi amacıyla siman seçiminde yüzey işlemlerinin etkisinin daha iyi anlaşılabilmesi amacıyla tek bir siman çeşidi seçilerek çalışmaya dahil edilmiştir.

Bu tez çalışmasının sınırlamaları arasında araştırma gruplarına in vitro testlerin ağız ortamını benzer şekilde yansıtılması amacıyla uygulanan ısısız ve mekanik yaşlandırma işleminin dahil edilmemesi yer almaktadır. İleride yapılacak çalışmalarda, araştırma gruplarına materyal ve siman arasındaki bağlantı dayanımına ısısız ve mekanik yaşlandırma işlemlerinin de dahil edilerek in vitro koşulların ağız ortamına benzer şekilde yansıtılması ve yüzey işlemlerinin makaslama bağlantı dayanımına nasıl etki edeceğinin araştırılması amaçlanmaktadır.

Bu tez çalışmasında, yeni geliştirilen hibrit seramikler ile zirkonya katkılı lityum silikat içerikli seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve rezin siman arasında oluşan bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi, bağlantı dayanım testi sonrasında oluşan kırık yüzeylerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 03/2017-24 nolu proje desteğiyle, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı.

Çalışmada, iki farklı hibrit seramik ile iki farklı zirkonya katkılı lityum silikat içerikli seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin seramik ve siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisi incelendi. Makaslama dayanım testi sonrasında, örnek yüzeyleri ve siman arasındaki ara yüzde oluşan başarısızlık değerlendirildi.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Araştırmada 4 farklı materyalden 10×10×1 mm boyutlarında, kare şeklinde 320 adet örnek hazırlandı. Araştırmada kullanılan materyaller ve cihazlara ait bilgiler Çizelge 3.1 ve 3.2' de görülmektedir. Daha sonra farklı yüzey işlemleri uygulanmak üzere her bir materyal (n=80) kendi içinde sekiz alt gruba (n=10) ayrıldı.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan seramik materyalleri

Materyal	Marka	Üretici Firma	Lot No	İçerik
Zirkonya Katkılı Lityumsilikat	Celtra Duo	Sirona Dentsply, Milford, DE, A.B.D	16000579	SiO ₂ , P ₄ O ₁₀ , Al ₂ O ₃ , Li ₂ O, ZnO ₂ , Tb ₄ O ₇ , ZrO ₂ , CeO ₂
Zirkonya Katkılı Lityumsilikat	Vita Suprinity	Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya	59841	ZrO ₂ , SiO ₂ , Li ₂ O, La ₂ O ₃ , pigmentler
Hibrit Seramik	Vita Enamic	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	63460	Feldspatik Seramik, UDMA, TEGDMA
Hibrit Seramik	Nacera Hybrid	Doceram Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya	230516	Silikat Cam, Bis-GMA, UDMA, BDMA

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Marka	Üretici Firma
Microcut Kesit Cihazı	Metkon Microcut 201	Metkon, Bursa, Türkiye
Universal Test Cihazı	Lloyd Instruments	Ametek Inc, Florida, ABD
Seramik Fırını	Programat P300	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Dijital Kumpas	Alpha Tools Dijital Kumpas	Alpha Professional Tools, Oakland, ABD
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Erosonic Energy	Euronda, Vincenza, İtalya
Profilometre Cihazı	Marsurf M 300C	Mahr, Göttingen, Almanya
Led Cihazı	BA Optima 10 Bases 20	BA International Ltd. Kingsthorpe, Northampton
Zımpara Cihazı	Metkon Gripo 2V Grinder-Polisher	Metkon, Bursa, Türkiye
Kumlama Cihazı	Rocatec	3M ESPE, St. Paul, ABD
Mikromotor	Marathon Champion Mikromotor	Saeyang Microtech, Kore
Loupe	Loupe Opt-On	Orange Dental, Biberach, Almanya

Celtra Duo Örnek Hazırlanması

Celtra Duo (Sirona Dentsply, Milford, DE, A.B.D), tam kristalize zirkonya katkılı lityum silikat materyalidir ve ağırlıkça % 10' unu zirkonya oluşturmaktadır. Bu materyal ile yapılan restorasyonlar ve 12×14×18 mm boyutlarında olan bloklar (Resim 3.1) kullanılarak CAD/CAM' de şekillendirilmektedir.

Çalışmada 14x12x18 mm boyutlarında Celtra Duo bloklar, 1 mm kalınlıkta olacak şekilde, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı' nda microcut cihazı (Metkon Microcut 201, Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak hazırlandı (Resim 3.2). Örnekler, kullanılan elmas kesme diskinin kalınlığı da (0,3 mm) hesaplanarak 1,3 mm aralıklarla, su soğutması altında düşük hızda kesildi. Böylece 14x12x1 mm boyutlarında, 80 adet Celtra Duo örnek elde edildi. Daha sonra bu örnekler düşük hızda çalışan mikromotor (Marathon Champion Mikromotor, Saeyang, Kore) yardımı ile 10x10x1 mm boyutlarında olacak şekilde ayarlandı.



Resim 3.1. Celtra Duo blok



Resim 3.2. Celtra Duo örneklerin kesilmesi

Vita Suprinity Örnek Hazırlanması

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya), yarı kristalize zirkonya katkılı lityum silikat materyalidir ve ağırlıkça % 10' unu zirkonya oluşturmaktadır. Bu materyal ile yapılan restorasyonlar ve 12×14×18 mm boyutlarında bloklar (Resim 3.3) kullanılarak CAD/CAM' de şekillendirilmektedir. Restorasyonlar şekillendirildikten sonra seramik fırınında kristalize edilmektedir.

Çalışmada 14x12x18 mm boyutlarında Vita Suprinity bloklar, 1 mm kalınlıkta olacak şekilde, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı' nda microcut cihazıyla (Metkon Microcut 201, Metkon, Bursa, Türkiye) hazırlandı (Resim 3.4). Örnekler, kullanılan elmas kesme diskinin kalınlığı da (0,3 mm) hesaplanarak 1,3 mm aralıklarla, su soğutması altında düşük hızda kesildi. Böylece 14x12x1 mm ebatlarında, 80 adet Vita Suprinity örnek elde edildi. Daha sonra bu örnekler düşük hızda çalışan mikromotor yardımı ile 10x10x1 mm boyutlarında olacak şekilde ayarlandı. Vita Suprinity örnekler, yarı kristalize olduğundan tam olarak kristalize olması için seramik fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) IPS e.max CAD HT/LT için hızlı kristalizasyon/glaze programı kullanılarak 850⁰ C' de kristalize edildi (Resim 3.5).



Resim 3.3. Vita Suprinty blok



Resim 3.4. Vita Suprinity örneklerin kesilmesi



Resim 3.5. Vita Suprinity örneklerin kristalizasyonu

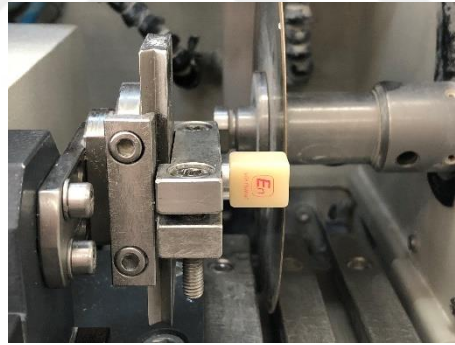
Vita Enamic Örnek Hazırlanması

Vita Enamic' de (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), feldspatik seramik ağ, ağırlığının % 86' ı, hacminin % 75' ini ve polimer ağ ağırlığının %14' ü, hacminin ise % 25' ini oluşturur. Polimer ağ ise UDMA ve TEGDMA içerir. Bu materyal ile yapılan restorasyonlar ve 12×14×18 mm boyutlarında blok (Resim 3.6) ile CAD/CAM' de şekillendirilmektedir.

Çalışmada 12x14x18 mm boyutlarında Vita Enamic bloklar, 1 mm kalınlıkta olacak şekilde, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı' nda microcut cihazıyla (Metkon Microcut 201, Metkon, Bursa, Türkiye) (Resim 3.7) hazırlandı. Örnekler, kullanılan elmas kesme diskinin kalınlığı da (0,3 mm) hesaplanarak 1,3 mm aralıklarla, su soğutması altında düşük hızda kesildi. Böylece 14x12x1 mm ebatlarında, 80 adet Vita Enamic örnek elde edildi. Daha sonra bu örnekler düşük hızda çalışan mikromotor yardımı ile 10x10x1 mm boyutlarında olacak şekilde ayarlandı.



Resim 3.6. Vita Enamic blok



Resim 3.7. Vita Enamic örneklerin kesilmesi

Nacera Hybrid Örnek Hazırlanması

Nacera Hybrid (DOCERAM Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya), % 50 nano cam ve % 50 polimer matriks içerir ve CAD/CAM ile kullanılmaktadır İçerisinde Bis-GMA, UDMA, BDMA gibi polimer ile silikat cam bulunmaktadır. Bu materyal CAD/CAM ile kullanıma uygun, iki farklı boyutta disk (15×98 mm, 20×98 mm) ve iki farklı boyutta blok (18x14.7x 4.7 mm (S) ve 38,8x18,9x15,5 mm (M)) olarak piyasada bulunmaktadır.

Çalışmada 15 mm çapında 20 mm eninde disk şeklinde Nacera Hybrid (Resim 3.8), 1 mm kalınlığında 2 mm genişliğinde dikdörtgen çubuklar elde edilecek şekilde, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda microcut cihazıyla (Metkon Microcut 201, Metkon, Bursa, Türkiye) hazırlandı (Resim 3.9). Örnekler, kullanılan elmas kesme diskinin kalınlığı da (0,3 mm) hesaplanarak 1,3 mm aralıklarla, su soğutması altında düşük hızda kesildi. Daha sonra bu örnekler düşük hızda çalışan mikromotor yardımı ile 10x10x1 mm boyutlarında olacak şekilde ayarlandı.



Resim 3.8. Nacera Hybrid disk



Resim 3.9. Nacera Hybrid örneklerin kesilmesi

Tesfiye, yüzey işlemlerinin ve makaslama bağlantı dayanımı testinin daha kolay ve standart bir şekilde yapılabilmesi için tüm örnekler, örneklerin yüzey işlemleri uygulanacak yüzeyi açıkta kalacak şekilde 15×15×20 boyutlarında otopolimerizan akrilik rezine (Panaycril, İnci Dental, İstanbul, Türkiye) (Resim 3.10) yerleştirildi. Akrilik resin kalıpların boyutları makaslama testinin yapılacağı evrensel test cihazının (Lloyd Instruments, Ametek Inc, Florida, ABD) tutucu bölmesiyle uyumlu olacak şekilde belirlendi. Polimerizasyon sonrasında tüm akril fazlalıkları temizlendi.



Resim 3.10. Akril bloğa gömülmüş örnek

Tüm örnekler, simantasyon yüzeyinin standart olması amacıyla yüzey işlemleri uygulanmadan önce sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 gritlik silikon karpid zımparalar (English Abrasives Ltd, Londra, İngiltere) kullanılarak su soğutması altında zımparalama ve parlatma cihazında (Metkon Gripo 2V, Grinder Polisher, Bursa, Türkiye) (Resim 3.11) 15 sn boyunca zımparalandı (Resim 3.12). Daha sonra yüzey işlemlerinin öncesinde distile su ile ultrasonik temizleme cihazıyla (Erosonic Energy, Euronda, Vincenza, İtalya) 10 dakika temizlendi, yüzeyler kurutulup alkol ile silindi (Resim 3.13).



Resim 3.11. Zımparalama ve parlatma cihazı



Resim 3.12. Örneklerin zımparalanması



Resim 3.13. Zımparalanmış örnek yüzeyleri

3.2. Test Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Çalışmada, her bir materyale ait örnekler, biri kontrol grubu olmak üzere toplam 8 gruba (n=10) ayrıldı. Kontrol grubundaki örnekler herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı. İkinci gruptaki örnekler, hidroflorik asit, üçüncü gruptaki örnekler, hidroflorik asit ve silan, dördüncü gruptaki örnekler Al_2O_3 kumlama, beşinci gruptaki örnekler Al_2O_3 kumlama ve silan, altıncı gruptaki örnekler Cojet kum, yedinci gruptaki örnekler Cojet kum ve silan, sekizinci gruptaki örnekler ise silan uygulandı (Çizelge 3.3).

Araştırmada kullanılan materyal ve yüzey işlemlerine ait gruplar ve bilgileri Çizelge 3.3 ve 3.4’ de görülmektedir.

Çizelge 3.3. Örnek grupları ve yüzey işlemleri

		Materyaller			
		Celtra Duo	Vita Suprinity	Vita Enamic	Nacera Hybrid
Yüzey işlemleri	Kontrol	10	10	10	10
	HF asit	10	10	10	10
	HF asit+silan	10	10	10	10
	Al_2O_3 kumlama	10	10	10	10
	Al_2O_3 kumlama+silan	10	10	10	10
	Cojet kumlama	10	10	10	10
	Cojet kumlama+silan	10	10	10	10
	Silan	10	10	10	10

Çizelge 3.4. Yüzey işlemlerinde kullanılan materyaller

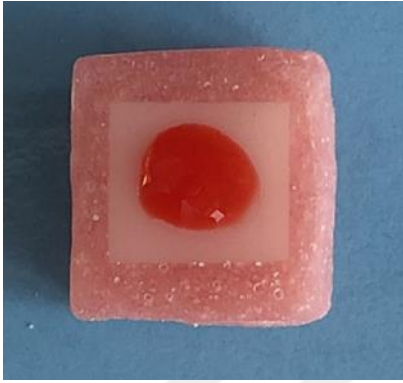
Materyal	Marka	Üretici Firma	Lot No	İçerik
Hidroflorik Asit	IPS Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein	W31655	< %5 Hidrofluorik Asit
Aluminyum Oksit Kum	Korox	Bego, Bremen, Almanya	14361781112	% 99.6 Al_2O_3 (50 μ m)
Tribokimyasal Silika Kaplama	Cojet Sand	3M ESPE, St. Paul, ABD	654604	30 μ m Silikatize Kum
Silan	Monobond N Silan	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein	W90335	Alkol Esaslı Silan Metakrilat, Fosforik Asit Metakrilat, Sülfür Metakrilat Çözeltisi
Dual Cure Rezin Siman	Panavia F 2.0	Kuraray Medical Inc., Okayama, Japonya	B70150	Pasta A: MDP, Hidrofobik Aromatik Dimetakrilat, Hidrofobik Alifatik Dimetakrilat, Hidrofilik Alifatik Dimetakrilat, Silanlanmış Silika Doldurucu, Silanlanmış Kolloidal Silika, Kamforokinon, Katalizörler, Başlatıcılar
			AR0034	Pasta B: Hidrofobik Aromatik Dimetakrilat, Hidrofobik Alifatik Dimetakrilat, Hidrofilik Alifatik Dimetakrilat, Silanlanmış Baryum Cam Doldurucu, Sodyum Florid, Katalizörler, Başlatıcılar, Renk Pigmentleri
			4K0054	Oxyguard: Gliserol, Polietilenglikol, Katalizörler, Başlatıcılar, Boya

3.2.1. Kontrol grubu

Bu gruptaki örneklere kontrol grubu oluşturmak amacıyla yüzey işlemi uygulanmamıştır.

3.2.2. Hidroflorik asit grubu

Bu gruptaki tüm örneklere % 5' lik konsantrasyonda hidroflorik asit (IPS ceramic etching gel, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) 20 sn uygulandı, 30 sn suyla yıkandı ve 1 dk boyunca havayla kurutuldu (Resim 3.14 ve 3.15).



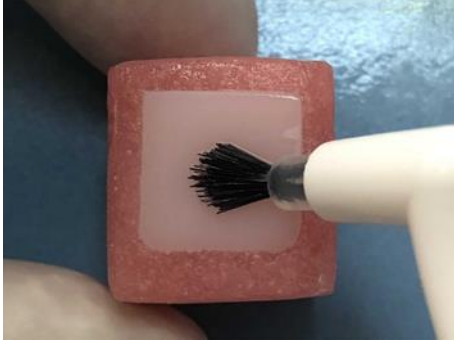
Resim 3.14. Örnekler üzerine HF asit uygulaması



Resim 3.15. HF asit sonrası yıkayıp kurutulmuş örnek yüzeyleri

3.2.3. Hidroflorik Asit ve Silan Grubu

Bu gruptaki tüm örneklere % 5' lik konsantrasyonda hidroflorik asit (IPS ceramic etching gel, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) 20 sn uygulandı, 30 sn suyla yıkandıktan sonra 1 dk boyunca havayla kurutuldu (Resim 3.14 ve 3.15). Daha sonra ise yüzeye silan bağlayıcı ajan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde uygulandı (Resim 3.16). Yüzeydeki fazla silan 60 sn beklendikten sonra yağsız bir hava ile kurutuldu.



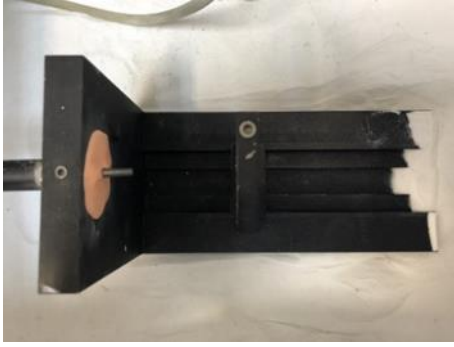
Resim 3.16. Silan uygulanan örnek yüzeyleri

3.2.4. Al₂O₃ kumlama grubu

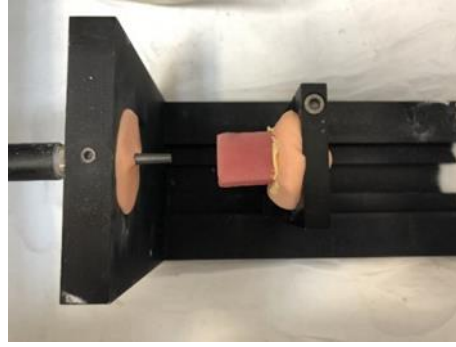
Bu gruptaki örnekler, 50 µm Al₂O₃ kum (Korox, Bego, Bremen, Almanya) ile 2.5 bar basınç altında, 15 mm mesafeden, 10 sn süreyle kumlama cihazıyla (Rocatec Junior, 3m ESPE, St. Paul, ABD) (Resim 3.17) kumlandı. Kumlamada standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla, kumlama işlemi esnasında örnekleri ve kumlama cihazının ucunu sabit bir pozisyonda tutan düzenek (Resim 3.18) hazırlandı. Düzenekte, birbirine paralel iki levha bulunmaktadır. Levhalardan biri üzerinde hazırlanan deliğe, kumlama ucu yere paralel olacak şekilde yerleştirildi. Diğer levha akril blokların boyu (20 mm) göz önünde bulundurularak kumlama ucundan 35 mm uzaklığa ayarlanarak sabitlendi. Bu levhanın üzerinde merkezi kumlama ucunun merkezi ile aynı doğrultuda yer alan ve örnekleri kumlama işlemi sırasında sabit tutan daire şeklinde bir yuva bulunmaktadır. Bu şekilde kumlama işlemi aynı mesafeden ve dik açıyla sabit bir şekilde yapıldı (Resim 3.19). Kumlama işleminden sonra örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Erosonic Energy, Euronda, Vincenza, İtalya) distile su ile 10 dk boyunca temizlendi.



Resim 3.17. Kumlama cihazı



Resim 3.18. Kumlama düzeneği



Resim 3.19. Örneklerin kumlanması

3.2.5. Al₂O₃ kumlama+silan grubu

Bu gruptaki örnekler, 50 µm Al₂O₃ kum (Korox, Bego, Bremen, Almanya) ile 2.5 bar basınç altında, 15 mm mesafeden, 10 sn süreyle kumlama cihazıyla (Rocatec Junior, 3m ESPE, St. Paul, ABD) (Resim 3.17) kumlandı. Kumlamada standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla, kumlama işlemi esnasında örnekleri ve kumlama cihazının ucunu sabit bir pozisyonda tutan düzenek (Resim 3.18) hazırlandı. Düzenekte, birbirine paralel iki levha bulunmaktadır. Levhalardan biri üzerinde hazırlanan deliğe, kumlama ucu yere paralel olacak şekilde yerleştirildi. Diğer levha akril blokların boyu (20 mm) göz önünde bulundurularak kumlama ucundan 35 mm uzaklığa ayarlanarak sabitlendi. Bu levhanın üzerinde merkezi kumlama ucunun merkezi ile aynı doğrultuda yer alan ve örnekleri kumlama işlemi sırasında sabit tutan daire şeklinde bir yuva bulunmaktadır. Bu şekilde kumlama işlemi aynı mesafeden ve dik açıyla sabit bir şekilde yapıldı (Resim 3.19). Kumlama işleminden sonra örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Erosonic Energy, Euronda, Vincenza, İtalya) distile su ile 10 dk boyunca temizlendi. Örnekler kurutulduktan sonra yüzeye silan bağlayıcı ajan (Monobond S, Ivocalar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde uygulandı (Resim 3.16), 60 sn beklendikten sonra yüzeydeki fazla silan yağsız bir hava ile kurutuldu.

3.2.6. Cojet kumlama grubu

Bu gruptaki örnekler, 30 µm Cojet kum (3M ESPE, St. Paul, ABD) (Resim 3.20) ile 2.5 bar basınç altında, 15 mm mesafeden, 10 sn süreyle kumlama cihazıyla (Rocatec Junior, 3m ESPE, St. Paul, ABD) (Resim 3.17) kumlandı. Kumlamada standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla, kumlama işlemi esnasında örnekleri ve kumlama cihazının ucunu sabit bir

pozisyonda tutan düzenek (Resim 3.18) hazırlandı. Düzenekte, birbirine paralel iki levha bulunmaktadır. Levhalardan biri üzerinde hazırlanan deliğe, kumlama ucu yere paralel olacak şekilde yerleştirildi. Diğer levha akril blokların boyu (20 mm) göz önünde bulundurarak kumlama ucundan 35 mm uzaklığa ayarlanarak sabitlendi. Bu levhanın üzerinde merkezi kumlama ucunun merkezi ile aynı doğrultuda yer alan ve örnekleri kumlama işlemi sırasında sabit tutan daire şeklinde bir yuva bulunmaktadır. Bu şekilde kumlama işlemi aynı mesafeden ve dik açıyla sabit bir şekilde yapıldı (Resim 3.19). Kumlama işleminden sonra örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Erosonic Energy, Euronda, Vincenza, İtalya) distile su ile 10 dk boyunca temizlendi.



Resim 3.20. Cojet kum

3.2.7. Cojet kumlama+silan grubu

Bu gruptaki örnekler, 30 μm Cojet kum (3M ESPE, St. Paul, ABD) (Resim 3.20) ile 2.5 bar basınç altında, 15 mm mesafeden, 10 sn süreyle kumlama cihazıyla (Rocatec Junior, 3m ESPE, St. Paul, ABD) (Resim 3.17) kumlandı. Kumlamada standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla, kumlama işlemi esnasında örnekleri ve kumlama cihazının ucunu sabit bir pozisyonda tutan düzenek hazırlandı (Resim 3.18). Düzenekte, birbirine paralel iki levha bulunmaktadır. Levhalardan biri üzerinde hazırlanan deliğe, kumlama ucu yere paralel olacak şekilde yerleştirildi. Diğer levha akril blokların boyu (20 mm) göz önünde bulundurarak kumlama ucundan 35 mm uzaklığa ayarlanarak sabitlendi. Bu levhanın üzerinde merkezi kumlama ucunun merkezi ile aynı doğrultuda yer alan ve örnekleri kumlama işlemi sırasında sabit tutan daire şeklinde bir yuva bulunmaktadır. Bu şekilde kumlama işlemi aynı mesafeden ve dik açıyla sabit bir şekilde yapıldı (Resim 3.19). Kumlama işleminden sonra örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Erosonic Energy, Euronda, Vincenza, İtalya) distile su ile 10 dk boyunca temizlendi. Örnekler kurutulduktan sonra yüzeye silan bağlayıcı ajan (Monobond S, Ivocalar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

bir fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde uygulandı (Resim 3.16), 60 sn beklendikten sonra yüzeydeki fazla silan yağsız bir hava ile kurutuldu.

3.2.8. Silan grubu

Bu gruptaki örneklere, silan bağlayıcı ajan (Monobond S, Ivocalar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde uygulandı (Resim 3.16), 60 sn beklendikten sonra yüzeydeki fazla silan yağsız bir hava ile kurutuldu.

Yüzey işlemleri tamamlanan tüm araştırma gruplarına yüzey pürüzlülüğü tespiti amacıyla yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapıldı.

3.3. Yüzey İşlemi Uygulanan Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü

Tüm örnekler ultrasonik temizleme cihazıyla (Erosonic Energy, Euronda, Vincenza, İtalya) temizlendikten sonra (Resim 3.21) yüzey pürüzlülüğü ölçümü (Ra) profilometre cihazı (MahrSurf M 300 C, Mahr GmbH, Göttingen, Almanya) (Resim 3.22) kullanılarak yapıldı. Yüzey işlemleri gruplarında silan uygulanan grupların yüzey ölçümleri silan uygulamasından önce yapıldı. Ölçümler her bir örnek için yüzeyin üç farklı yerinden yapıldı ve bu değerlerin matematiksel ortalaması alındı. Profilometre cihazının probu (MahrSurf M 300 C, Mahr GmbH, Göttingen, Almanya), örneğin yüzey işlemi uygulanmış alanına yerleştirildi ve 1.75 mm' lik bir hareket uzunluğu ve 0.2 mm/sn' lik sabit bir ölçüm hızı ile ölçümler yapıldı. Şekil 3.1' de yüzey analizinin grafiği gösterilmiştir.

Ra, yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü ifade eder. Aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır.

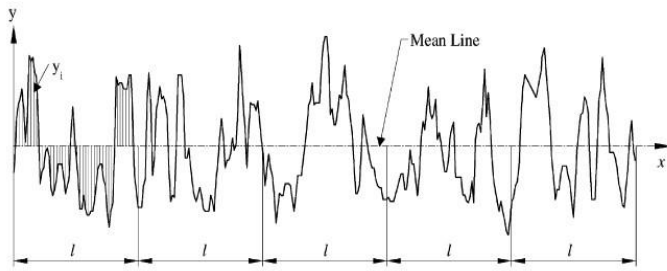
$$Ra = \frac{1}{L} \int_0^L |y(x)| dx$$



Resim 3.21. Örneklerin ultrasonik temizleme cihazıyla temizlenmesi



Resim 3.22. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi



L: Göreceli profil uzunluğu
 y: Düşey eksendeki uzunluk
 x: Yatay eksendeki uzunluk

Şekil 3.1. Aritmetik yüzey pürüzlülüğünün (Ra) gösterimi

3.4. Örneklerin Yüzeyine Rezin Simanın Uygulanması

Her bir örneğe, yüzey işlemlerinin tamamlanmasından sonra, 3 mm çapında 3 mm yüksekliğinde rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc., Okayama, Japonya) uygulandı. Rezin simanın doğru boyutlarda uygulanabilmesi için 3 mm çapında ve yüksekliğinde politetrafloroetilen (PTFE) bir kalıp (Resim 3.23) hazırlandı. Panavia F 2.0 (Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc, Okayama, Japonya) rezin siman iki tüp halinde

bulunmaktadır (Resim 3.24). Kalıp örnek yüzeyine yerleştirildikten sonra rezin siman üretici firmanın talimatları doğrultusunda Panavia 2.0 paste A ve paste B 1:1 oranında karıştırılarak halkanın içine tabakalama tekniği ile yerleştirildi (Resim 3.25). Tabakalar ışın cihazı (BA optima 10 Bases 20, BA International Ltd. Kingsthorpe, Northampton) ile 10 sn polimerize edildi (Resim 3.26). Fazlalıklar temizlendikten sonra rezin siman dört yüzeyden 20' er sn ışın cihazıyla (BA optima 10 Bases 20, BA International Ltd. Kingsthorpe, Northampton) ışınıldı. Işınlama sonrasında tek kullanımlık bir fırça yardımıyla Oxyguard II, rezin siman seramik birleşim yüzeyi ile açıkta kalan üst yüzeye uygulandı, 3 dakika bekledikten sonra Oxyguard II hava su spreyi kullanarak uzaklaştırıldı.

Dört farklı seramik yüzeyine rezin siman uygulandıktan sonra, örnekler makaslama testi uygulaması için hazır hale getirildi (Resim 3.27).



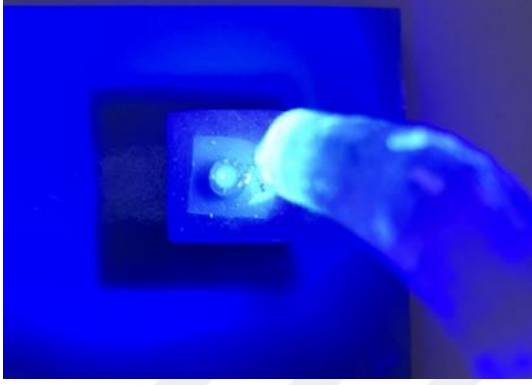
Resim 3.23. Politetrafloroetilen (PTFE) kalıp



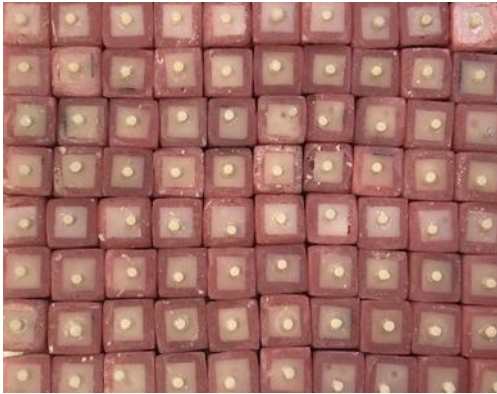
Resim 3.24. Panavia F 2.0 rezin siman seti



Resim 3.25. Örneklere simanın yerleştirilmesi



Resim 3.26. Rezin simanın ışınlanması



Resim 3.27. Test işlemine hazır örnekler

3.5. Makaslama Bağlantı Dayanım Testinin Yapılması

Makaslama bağlantı dayanımı testi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda, 0.5 mm/dk hızla çalışan universal test cihazında (Lloyd Instruments, Ametek Inc, Florida, ABD) (Resim 3.28) yapıldı.

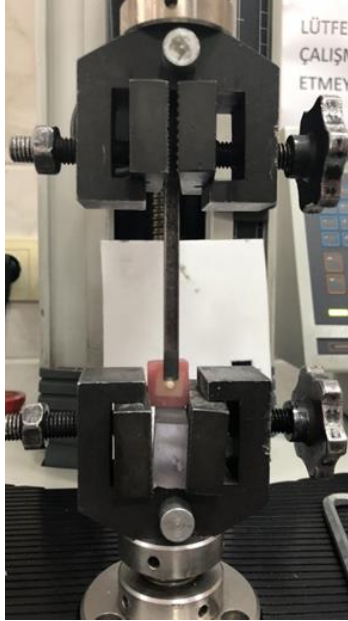
Örnekler, test cihazının keski şeklindeki ucu siman bağlantı noktasına dik olacak şekilde sabitlendi. Örneklere kırılma oluncaya kadar kuvvet uygulandı. Kırılma anındaki yük tespit Newton (N) cinsinden tespit edildi. Makaslama dayanımı (σ), aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) cinsinden hesaplandı.

Makaslama dayanımı (σ): P/A

P: Kırılma anındaki yük (N)

A: Alt ve üst yapı arasındaki yüzey alanı (mm^2)

Makaslama bağlantı testi tamamlanan örnek yüzeyleri, başarısızlık tiplerinin değerlendirilmesi amacıyla incelendi.



Resim 3.28. Makaslama bağlantı testi uygulanması

3.6. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Her bir örnek, makaslama bağlantı testinden sonra loup (Loupe opt-on, Orange Dental, Biberach, Almanya) ile $\times 2,5$ büyütme altında incelenerek başarısızlık tipleri bakımından aşağıdaki gibi gruplandı. Bu gruplar;

Tip 1: Materyal yüzeyinde siman tabakası yok (Adeziv ayrılma)

Tip 2: Materyal yüzeyinde siman tabakası mevcut (Koheziv ayrılma)

Tip 3: Materyalin bir kısmı siman ile birlikte kopmuş (Koheziv ayrılma)

Yüzey pürüzlülüğü, makaslama bağlantı dayanımı tespit edilmiş ve başarısızlık tipleri incelenerek değerlendirilmiş olan verilere istatistik analiz uygulandı.

3.7. Verilerin İstatistiksel Analizi

Makaslama dayanım testi sonrası elde edilen veriler ile yüzey pürüzlülüğü değerleri istatistiksel olarak IBM SPSS Statistics Version 22 (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) paket programı ile analiz edildi.

Analizlere başlanmadan önce normallik testleri yapılarak değişkenlerin normal dağılımdan gelip gelmedikleri tespit edildi. Normallik testleri Shapiro Wilk's aracılığı ile gerçekleştirildi. Verilerin normal dağılım gösterdiği bulundu.

İki bağımlı değişken üzerindeki bağımsız değişkenlerin etkisini ölçmek amacıyla Çift yönlü ANOVA (Multivariate General Linear model, Two way ANOVA) kullanıldı.

Yüzey işlemleri ve materyal türünün ortalama yüzey pürüzlülüğü ve SBS değerlerine etkisi; gruplar arasında Tek yönlü ANOVA (One-way Anova) ile test edildi. Gruplar arasındaki farklılıkların tespit edilmesinde varyansların homojen olduğu durumlarda Tukey HSD ve varyansların homojen olmadığı durumlarda ise Tamhane's analizinden yararlandı.

Ra ve SBS değerleri arasındaki ilişki Pearson korelasyon testi ile analiz edildi. Nominal değişkenlerin grupları arasındaki ilişkiler incelenirken Ki-Kare analizi uygulandı. Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup, $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmada, kullanılan 4 farklı seramik materyali (2 hibrit seramik, 2 zirkonya katkılı lityum silikat seramik) uygulanan 8 farklı yüzey işlemine göre gruplara (n=80) ayrıldı. Yüzey işlemlerinin tamamlanması sonrası tüm örneklerin (n=320) yüzey pürüzlülüğü ölçüldü ve sonrasında siman yerleştirilerek makaslama bağlantı testleri uygulandı. Yüzey işlemlerinin, yüzey pürüzlülüğüne ve siman bağlantı dayanımına etkisi incelenmesi sonrası örnek yüzeylerinde oluşan başarısızlık tipleri tespit edildi.

4.1. Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları ve İstatiksel Analiz

Uygulanan yüzey işlemleri sonrasında her bir örnek yüzeyi profilometre cihazı ile ölçüldü ve ölçümlerin sonucunda elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri ise Çizelge 4.1’ de belirtildi.

Çizelge 4.1. Materyal ve yüzey işlemlerine göre yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra)

		Celtra Duo		Vita Suprinity		Vita Enamic		Nacera Hybrid	
		Ra Ortalama		Ra Ortalama		Ra Ortalama		Ra Ortalama	
		Ort	ss	Ort	ss	Ort	ss	Ort	ss
Yüzey işlemleri	Kontrol	0,19	0,06	0,18	0,05	0,18	0,04	0,23	0,08
	HF asit	0,35	0,08	0,2	0,07	0,39	0,05	0,22	0,07
	HF asit+silan	0,37	0,11	0,15	0,07	0,37	0,04	0,19	0,04
	Al ₂ O ₃ kumlama	1,65	0,26	1,5	0,31	1,82	0,19	2,18	0,24
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	1,45	0,34	1,39	0,29	1,79	0,38	1,96	0,2
	Cojet kumlama	1,15	0,11	0,92	0,13	1,21	0,17	1,43	0,11
	Cojet kumlama+silan	0,96	0,14	0,95	0,1	1,31	0,13	1,34	0,18
	Silan	0,18	0,04	0,09	0,03	0,18	0,06	0,21	0,05

Celtra Duo, Vita Suprinity, Vita Enamic, Nacera Hybrid materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülüklerine ait bulguların çok yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 4.2’ de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2. Yüzey pürüzlülüğü ait çok yönlü varyans analizi (Two-Way ANOVA)

Varyasyon Kaynağı	Tip III Kareler Toplamı	Serbestlik Dereceleri	Kare Ortalaması	F	Sig.
Düzeltilmiş Model	138,732 ^a	31	4,475	169,131	0,001
Kesen	222,373	1	222,373	8404,104	0,001
Materyal	4,097	3	1,366	51,614	0,001
Yüzey İşlemleri	130,477	7	18,64	704,444	0,001
Materyal * yüzey işlemleri	4,158	21	0,198	7,482	0,001
Hata	7,62	288	0,026		
Toplam	368,725	320			
Düzeltilmiş Toplam	146,352	319			

^a R Kare = ,959 (Uyumlanmış R Kare = ,949) Bağımlı Değişken: Ra

Araştırmada kullanılan tüm istatistik testlerinde $\alpha = 0,05$ ' dir. $p < 0,05$ gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark olduğunu gösterirken, $p > 0,05$ gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark olmadığını ifade etmektedir.

Çok yönlü varyans analizi sonucunda materyal*yüzey işlemi etkileşimi istatistik olarak önemli bulundu ($p < 0,05$). Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülükleri arasındaki farklar uygulanan yüzey işleme ve materyale göre değiştiğinden farkların incelenmesi amacıyla materyal ve yüzey işlemleri için ayrı ayrı tek yönlü varyans analizi yapıldı.

Materyal ve yüzey işlemlerine ait tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 4.3 ve 4.4' de görülmektedir.

Çizelge 4.3. Tek yönlü varyans analizi sonuçları

Materyaller	Yüzey İşlemleri	Ra Değerleri						Tek Yönlü ANOVA	
		n	Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Celtra Duo	Kontrol	10	0,19	0,18	0,125	0,317	0,06	116,58	0,001
	HF asit	10	0,35	0,34	0,21	0,455	0,08		
	HF asit+silan	10	0,37	0,36	0,157	0,586	0,11		
	Al ₂ O ₃ kuşlama	10	1,65	1,73	1,054	1,955	0,26		
	Al ₂ O ₃ kuşlama+silan	10	1,45	1,43	0,741	1,844	0,34		
	Cojet kuşlama	10	1,15	1,16	0,982	1,33	0,11		
	Cojet kuşlama+silan	10	0,96	0,95	0,768	1,201	0,14		
	Silan	10	0,18	0,18	0,124	0,241	0,04		
Vita Suprinity	Kontrol	10	0,18	0,17	0,095	0,251	0,05	125,152	0,001
	HF asit	10	0,2	0,23	0,091	0,275	0,07		
	HF asit+silan	10	0,15	0,13	0,085	0,329	0,07		
	Al ₂ O ₃ kuşlama	10	1,5	1,53	1,036	2,083	0,31		
	Al ₂ O ₃ kuşlama+silan	10	1,39	1,54	0,874	1,701	0,29		
	Cojet kuşlama	10	0,92	0,95	0,663	1,07	0,13		
	Cojet kuşlama+silan	10	0,95	0,97	0,753	1,115	0,1		
	Silan	10	0,09	0,08	0,061	0,149	0,03		
Vita Enamic	Kontrol	10	0,18	0,17	0,117	0,247	0,04	170,055	0,001
	HF asit	10	0,39	0,37	0,338	0,463	0,05		
	HF asit+silan	10	0,37	0,36	0,31	0,442	0,04		
	Al ₂ O ₃ kuşlama	10	1,82	1,78	1,568	2,165	0,19		
	Al ₂ O ₃ kuşlama+silan	10	1,79	1,83	1,162	2,386	0,38		
	Cojet kuşlama	10	1,21	1,24	0,846	1,385	0,17		
	Cojet kuşlama+silan	10	1,31	1,3	1,127	1,479	0,13		
	Silan	10	0,18	0,17	0,107	0,332	0,06		
Nacera Hybrid	Kontrol	10	0,23	0,24	0,136	0,362	0,08	384,525	0,001
	HF asit	10	0,22	0,21	0,131	0,334	0,07		
	HF asit+silan	10	0,19	0,18	0,138	0,263	0,04		
	Al ₂ O ₃ kuşlama	10	2,18	2,16	1,772	2,522	0,24		
	Al ₂ O ₃ kuşlama+silan	10	1,96	1,96	1,701	2,238	0,2		
	Cojet kuşlama	10	1,43	1,46	1,232	1,613	0,11		
	Cojet kuşlama+silan	10	1,34	1,35	1,082	1,676	0,18		
	Silan	10	0,21	0,19	0,164	0,301	0,05		

Çizelge 4.4. Tek yönlü varyans analizi sonuçları

Yüzey İşlemleri	Materyaller	Ra Değerleri						Tek Yönlü ANOVA	
		n	Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Kontrol	Celtra Duo	10	0,19	0,18	0,125	0,317	0,06	1,479	0,237
	Vita Suprinity	10	0,18	0,17	0,095	0,251	0,05		
	Vita Enamic	10	0,18	0,17	0,117	0,247	0,04		
	Nacera Hybrid	10	0,23	0,24	0,136	0,362	0,08		
HF asit	Celtra Duo	10	0,35	0,34	0,21	0,455	0,08	18,826	0,001
	Vita Suprinity	10	0,2	0,23	0,091	0,275	0,07		
	Vita Enamic	10	0,39	0,37	0,338	0,463	0,05		
	Nacera Hybrid	10	0,22	0,21	0,131	0,334	0,07		
HF asit +silan	Celtra Duo	10	0,37	0,36	0,157	0,586	0,11	25,885	0,001
	Vita Suprinity	10	0,15	0,13	0,085	0,329	0,07		
	Vita Enamic	10	0,37	0,36	0,31	0,442	0,04		
	Nacera Hybrid	10	0,19	0,18	0,138	0,263	0,04		
Al ₂ O ₃ kumlama	Celtra Duo	10	1,65	1,73	1,054	1,955	0,26	13,24	0,001
	Vita Suprinity	10	1,5	1,53	1,036	2,083	0,31		
	Vita Enamic	10	1,82	1,78	1,568	2,165	0,19		
	Nacera Hybrid	10	2,18	2,16	1,772	2,522	0,24		
Al ₂ O ₃ kumlama +silan	Celtra Duo	10	1,45	1,43	0,741	1,844	0,34	7,849	0,001
	Vita Suprinity	10	1,39	1,54	0,874	1,701	0,29		
	Vita Enamic	10	1,79	1,83	1,162	2,386	0,38		
	Nacera Hybrid	10	1,96	1,96	1,701	2,238	0,2		
Cojet kumlama	Celtra Duo	10	1,15	1,16	0,982	1,33	0,11	25,457	0,001
	Vita Suprinity	10	0,92	0,95	0,663	1,07	0,13		
	Vita Enamic	10	1,21	1,24	0,846	1,385	0,17		
	Nacera Hybrid	10	1,43	1,46	1,232	1,613	0,11		
Cojet kumlama +silan	Celtra Duo	10	0,96	0,95	0,768	1,201	0,14	23,218	0,001
	Vita Suprinity	10	0,95	0,97	0,753	1,115	0,1		
	Vita Enamic	10	1,31	1,3	1,127	1,479	0,13		
	Nacera Hybrid	10	1,34	1,35	1,082	1,676	0,18		
Silan	Celtra Duo	10	0,18	0,18	0,124	0,241	0,04	12,248	0,001
	Vita Suprinity	10	0,09	0,08	0,061	0,149	0,03		
	Vita Enamic	10	0,18	0,17	0,107	0,332	0,06		
	Nacera Hybrid	10	0,21	0,19	0,164	0,301	0,05		

4.1.1. Materyallere göre yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü bulguları ve istatistiksel analizi

Celtra Duo Materyali

Celtra Duo materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin ortalama yüzey pürüzlülüğüne etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.5' de verilmiştir.

Çizelge 4.5. Celtra Duo materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar

	Yüzey İşlemleri	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Celtra Duo	Kontrol	0,19 ^d	0,18	0,125	0,317	0,06	116,58	0,001
	HF asit	0,35 ^c	0,34	0,21	0,455	0,08		
	HF asit+silan	0,37 ^c	0,36	0,157	0,586	0,11		
	Al ₂ O ₃ kumlama	1,65 ^a	1,73	1,054	1,955	0,26		
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	1,45 ^{a,c}	1,43	0,741	1,844	0,34		
	Cojet kumlama	1,15 ^{b,e}	1,16	0,982	1,33	0,11		
	Cojet kumlama+silan	0,96 ^b	0,95	0,768	1,201	0,14		
	Silan	0,18 ^d	0,18	0,124	0,241	0,04		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0.05).

Celtra Duo materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Celtra Duo materyalinde en yüksek Ra değeri Al₂O₃ kumlama, Al₂O₃ kumlama+silan gruplarında en düşük ise silan ve kontrol grubunda bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Celtra Duo materyalinde Ra değerleri büyükten küçüğe, Al₂O₃ kumlama, Al₂O₃ kumlama+silan, Cojet kumlama, Cojet kumlama+ silan, HF asit+silan, HF asit, kontrol ve silan olarak yer almaktadır. Al₂O₃ kumlama grubunun ve Al₂O₃ kumlama+silan grubunun Ra değeri, Cojet kumlama ve Cojet kumlama+silan gruplarından ve Cojet kumlama ve Cojet kumlama+silan grubu ise HF asit ve HF asit+silan gruplarının Ra değerinden anlamlı derecede yüksek bulundu (p<0,05). Araştırmada en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olan silan ve kontrol grupları, diğer tüm yüzey işlemleri gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır (p<0,05).

Vita Suprinity Materyali

Vita Suprinity materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin ortalama yüzey pürüzlülüğüne etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.6' de verilmiştir.

Çizelge 4.6. Vita Suprinity materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar

	Yüzey İşlemleri	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Vita Suprinity	Kontrol	0,18 ^c	0,17	0,095	0,251	0,05	125,15	0,001
	HF asit	0,2 ^c	0,23	0,091	0,275	0,07		
	HF asit+silan	0,15 ^{c,d}	0,13	0,085	0,329	0,07		
	Al ₂ O ₃ kumlama	1,5 ^a	1,53	1,036	2,083	0,31		
	Al ₂ O ₃ kumlama +silan	1,39 ^a	1,54	0,874	1,701	0,29		
	Cojet kumlama	0,92 ^b	0,95	0,663	1,07	0,13		
	Cojet kumlama +silan	0,95 ^b	0,97	0,753	1,115	0,1		
	Silan	0,09 ^d	0,08	0,061	0,149	0,03		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0.05).

Vita Suprinity materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Vita Suprinity materyalinde en yüksek Ra değeri Al₂O₃ kumlama, Al₂O₃ kumlama+silan gruplarında en düşük ise silan ve HF asit+silan gruplarında bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Vita Suprinity materyalinde Ra değerleri büyükten küçüğe, Al₂O₃ kumlama, Al₂O₃ kumlama+silan, Cojet kumlama+silan, Cojet kumlama, HF asit, kontrol, HF asit+silan, silan olarak tespit edildi. Al₂O₃ kumlama, Al₂O₃ kumlama+silan gruplarının Ra değeri diğer yüzey işlemleri gruplarından anlamlı olarak yüksektir (p<0,05). Cojet kumlama+ silan ve Cojet kumlama gruplarının Ra değeri ise HF asit ve HF asit+silan gruplarından anlamlı olarak yüksek bulundu (p<0,05). Araştırmada en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olan silan grubu HF asit+silan grubu hariç diğer tüm yüzey işlemleri gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır (p<0,05).

Vita Enamic Materyali

Vita Enamic materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin ortalama yüzey pürüzlülüğüne etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.7' de verilmiştir.

Çizelge 4.7. Vita Enamic materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar

	Yüzey İşlemleri	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Vita Enamic	Kontrol	0,18 ^d	0,17	0,117	0,247	0,04	170,06	0,001
	HF asit	0,39 ^c	0,37	0,338	0,463	0,05		
	HF asit+silan	0,37 ^c	0,36	0,31	0,442	0,04		
	Al ₂ O ₃ kuşlama	1,82 ^a	1,78	1,568	2,165	0,19		
	Al ₂ O ₃ kuşlama+silan	1,79 ^{a,e}	1,83	1,162	2,386	0,38		
	Cojet kuşlama	1,21 ^b	1,24	0,846	1,385	0,17		
	Cojet kuşlama+silan	1,31 ^{b,e}	1,3	1,127	1,479	0,13		
	Silan	0,18 ^d	0,17	0,107	0,332	0,06		

*Tamhane's testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p>0.05).

Vita Enamic materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Vita Enamic materyalinde en yüksek Ra değeri Al₂O₃ kuşlama, Al₂O₃ kuşlama+silan gruplarında en düşük ise silan ve kontrol gruplarında bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Vita Enamic materyalinde Ra değerleri büyükten küçüğe, Al₂O₃ kuşlama, Al₂O₃ kuşlama+silan, Cojet kuşlama+silan, Cojet kuşlama, HF asit, HF asit+silan, silan ve kontrol olarak bulundu. Al₂O₃ kuşlama ve Al₂O₃ kuşlama+silan grubunun Ra değeri Cojet kuşlama ve Cojet kuşlama+silan gruplarından ve HF asit ve HF asit ve silan gruplarından anlamlı olarak yüksek saptandı (p<0,05). Araştırmada en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olan silan ve kontrol grupları, diğer tüm yüzey işlemleri gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır (p<0,05).

Nacera Hybrid Materyali

Nacera Hybrid materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin ortalama yüzey pürüzlülüğüne etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.8' de verilmiştir.

Çizelge 4.8. Nacera Hybrid materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar

	Yüzey İşlemleri	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Nacera Hybrid	Kontrol	0,23 ^c	0,24	0,136	0,362	0,08	384,53	0,001
	HF asit	0,22 ^c	0,21	0,131	0,334	0,07		
	HF asit +silan	0,19 ^c	0,18	0,138	0,263	0,04		
	Al ₂ O ₃ kumlama	2,18 ^a	2,16	1,772	2,522	0,24		
	Al ₂ O ₃ kumlama +silan	1,96 ^a	1,96	1,701	2,238	0,2		
	Cojet kumlama	1,43 ^b	1,46	1,232	1,613	0,11		
	Cojet kumlama +silan	1,34 ^b	1,35	1,082	1,676	0,18		
	Silan	0,21 ^c	0,19	0,164	0,301	0,05		

*Tamhane's testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0.05).

Nacera Hybrid materyalinde Ra değerleri bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Nacera Hybrid materyalinde en yüksek Ra değeri Al₂O₃ kumlama, Al₂O₃ kumlama+silan gruplarında en düşük ise HF asit+silan, silan, HF asit ve kontrol gruplarında bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Al₂O₃ kumlama, Al₂O₃ kumlama+silan grubunu, Cojet kumlama ve Cojet kumlama+silan grupları izledi ve aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Cojet kumlama ve Cojet kumlama+silan gruplarının Ra değeri, diğer yüzey işlemi gruplarına göre anlamlı derecede yüksek bulundu (p<0,05).

4.1.2. Yüzey işlemlerine göre materyallerin yüzey pürüzlülüğü bulguları ve istatistiksel analizi

Yüzey işlemlerinde ortalama yüzey pürüzlülüğüne ait bulgular her bir materyal için ayrı ayrı incelenmiş ve tek yönlü varyans analizi uygulanmıştır.

Kontrol grubunda ortalama yüzey pürüzlülüğüne ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.9' da verilmiştir.

Kontrol Grubu

Çizelge 4.9. Kontrol grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Kontrol	Celtra Duo	0,19	0,18	0,125	0,317	0,06	1,479	0,237
	Vita Suprinity	0,18	0,17	0,095	0,251	0,05		
	Vita Enamic	0,18	0,17	0,117	0,247	0,04		
	Nacera Hybrid	0,23	0,24	0,136	0,362	0,08		

Kontrol grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

HF Asit Grubu

HF asit grubunda ortalama yüzey pürüzlülüğüne ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.10' da verilmiştir.

Çizelge 4.10. HF asit grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
HF asit	Celtra Duo	0,35 ^a	0,34	0,21	0,455	0,1	18,826	0,001
	Vita Suprinity	0,2 ^b	0,23	0,091	0,275	0,1		
	Vita Enamic	0,39 ^a	0,37	0,338	0,463	0,1		
	Nacera Hybrid	0,22 ^b	0,21	0,131	0,334	0,1		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$).

HF asit grubu Ra değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). HF asit grubunda materyallerin Ra değerleri büyükten küçüğe doğru Vita Enamic, Celtra Duo, Nacera Hybrid, Vita Suprinity olarak sıralanmaktadır. HF asit grubunda, Vita Enamic ve Celtra Duo materyalleri en yüksek Ra değerine sahiptir ve Vita Suprinity ve Nacera Hybrid materyallerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır ($p<0,05$).

HF Asit+Silan Grubu

HF asit+silan grubunda ortalama yüzey pürüzlülüğüne ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.11' de verilmiştir.

Çizelge 4.11. HF asit+silan grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

HF asit + silan	Materyaller	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
	Celtra Duo	0,37 ^a	0,36	0,157	0,586	0,11	25,885	0,001
	Vita Suprinity	0,15 ^b	0,13	0,085	0,329	0,07		
	Vita Enamic	0,37 ^a	0,36	0,31	0,442	0,04		
	Nacera Hybrid	0,19 ^b	0,18	0,138	0,263	0,04		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$).

HF asit+silan grubu, Ra değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). HF asit+silan grubunda materyallerin Ra değerleri büyükten küçüğe doğru Celtra Duo, Vita Enamic, Nacera Hybrid ve Vita Suprinity' dir. HF asit+silan grubunda Celtra Duo ve Vita Enamic materyalleri en yüksek Ra değerine sahiptir ve Vita Suprinity ve Nacera Hybrid materyallerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır ($p<0,05$).

Al₂O₃ Kumlama Grubu

Al₂O₃ kumlama grubunda ortalama yüzey pürüzlülüğüne ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.12' de verilmiştir.

Çizelge 4.12. Al₂O₃ kumlama grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Al ₂ O ₃ kumlama	Celtra Duo	1,65 ^{c,b}	1,73	1,054	1,955	0,26	13,24	0,001
	Vita Suprinity	1,5 ^c	1,53	1,036	2,083	0,31		
	Vita Enamic	1,82 ^b	1,78	1,568	2,165	0,19		
	Nacera Hybrid	2,18 ^a	2,16	1,772	2,522	0,24		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0.05).

Al₂O₃ kumlama grubunda, Ra değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Al₂O₃ kumlama grubunda en yüksek Ra değeri Nacera Hybrid materyalinde bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Al₂O₃ kumlama grubunda Ra değerleri büyükten küçüğe doğru Nacera Hybrid, Vita Enamic, Celtra Duo ve Vita Suprinity' dir. Vita Enamic materyalinin Ra değeri Vita Suprinity materyalinin Ra değerlerinden anlamlı olarak yüksek bulundu (p<0,05). Al₂O₃ kumlama grubunda en düşük yüzey pürüzlülük değerine sırasıyla Vita Suprinity ve Celtra Duo materyali sahiptir ve diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır (p<0,05).

Al₂O₃ Kuşlama+Silan Grubu

Al₂O₃ kuşlama+silan grubunda ortalama yüzey pürüzlülüğüne ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.13' de verilmiştir.

Çizelge 4.13. Al₂O₃ kuşlama+silan grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Al ₂ O ₃ kuşlama+silan	Celtra Duo	1,45 ^{c,b}	1,43	0,741	1,844	0,34	7,849	0,001
	Vita Suprinity	1,39 ^c	1,54	0,874	1,701	0,29		
	Vita Enamic	1,79 ^{a,b}	1,83	1,162	2,386	0,38		
	Nacera Hybrid	1,96 ^a	1,96	1,701	2,238	0,2		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p>0.05).

Al₂O₃ kuşlama+silan grubunda, Ra değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Al₂O₃ kuşlama+silan grubunda en yüksek Ra değeri Nacera Hybrid materyalinde en düşük ise Vita Suprinity ve Celtra Duo materyalinde gözlemlendi. Al₂O₃ kuşlama+silan grubunda Ra değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla Nacera Hybrid, Vita Enamic, Celtra Duo, Vita Suprinity' dir. Nacera Hybrid ve Vita Enamic materyalinin Ra değeri Vita Suprinity materyalinin Ra değerinden anlamlı olarak yüksek bulundu (p<0,05).

Cojet Kumlama

Cojet kumlama grubunda ortalama yüzey pürüzlülüğüne ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.14' te verilmiştir.

Çizelge 4.14. Cojet kumlama grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Cojet kumlama	Celtra Duo	1,15 ^b	1,16	0,982	1,33	0,11	25,457	0,001
	Vita Suprinity	0,92 ^c	0,95	0,663	1,07	0,13		
	Vita Enamic	1,21 ^b	1,24	0,846	1,385	0,17		
	Nacera Hybrid	1,43 ^a	1,46	1,232	1,613	0,11		

*Tamhane's testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Cojet kumlama grubunda, Ra değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Cojet kumlama grubunda en yüksek Ra değeri Nacera Hybrid materyalinde en düşük ise Vita Suprinity materyalinde bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Cojet kumlama grubunda Ra değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla Nacera Hybrid, Vita Enamic, Celtra Duo ve Vita Suprinity' dir. Vita Enamic ve Celtra Duo materyalinin Ra değeri Vita Suprinity materyaline göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p < 0,05$).

Cojet Kumlama+Silan Grubu

Cojet kumlama+silan grubunda ortalama yüzey pürüzlülüğüne ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.15' te verilmiştir.

Çizelge 4.15. Cojet kumlama+silan grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

Cojet kumlama +silan	Materyaller	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
	Celtra Duo	0,96 ^b	0,95	0,768	1,201	0,14	23,218	0,001
	Vita Suprinity	0,95 ^b	0,97	0,753	1,115	0,1		
	Vita Enamic	1,31 ^a	1,3	1,127	1,479	0,13		
	Nacera Hybrid	1,34 ^a	1,35	1,082	1,676	0,18		

*Tamhane's testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0.05).

Cojet kumlama+silan grubunda, Ra değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Cojet kumlama+silan grubunda en yüksek Ra değeri Nacera Hybrid ve Vita Enamic' de saptanırken, en düşük değerler Celtra Duo ve Vita Suprinity' de tespit edildi. Araştırmada, Cojet kumlama+silan grubunda Ra değerleri en yüksekten en küçüğe doğru Nacera Hybrid, Vita Enamic, Celtra Duo ve Vita Suprinity' dir. Cojet kumlama+silan grubunda, Nacera Hybrid ve Vita Enamic materyallerinin Ra değeri Celtra Duo ve Vita Suprinity materyallerine göre anlamlı derecede yüksek bulundu (p<0,05).

Silan Grubu

Silan grubunda ortalama yüzey pürüzlülüğüne ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.16' da verilmiştir.

Çizelge 4.16. Silan grubunda Ra değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

Silan	Materyaller	Ra Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
	Celtra Duo	0,18 ^a	0,18	0,124	0,241	0,04	12,248	0,001
	Vita Suprinity	0,09 ^b	0,08	0,061	0,149	0,03		
	Vita Enamic	0,18 ^a	0,17	0,107	0,332	0,06		
	Nacera Hybrid	0,21 ^a	0,19	0,164	0,301	0,05		

*Tamhane's testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0.05).

Silan grubunda, Ra değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Silan grubunda, büyükten küçüğe doğru sırasıyla yer alan Nacera Hybrid, Celtra Duo ve Vita Enamic materyallerinin Ra değeri Vita Suprinity materyaline göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p < 0,05$).

4.2. Makaslama Bağlantı Dayanım Testi Bulguları ve İstatistiksel Analiz

Tüm örneklere yüzey işlemi sonrası siman uygulandı ve makaslama bağlantı değerleri hesaplandı. Makaslama bağlantı dayanım (SBS) değerleri Çizelge 4.17’ de verilmiştir.

Çizelge 4.17. Materyal ve yüzey işlemlerine göre SBS Değerleri

		Celtra Duo		Vita Suprinity		Vita Enamic		Nacera Hybrid	
		SBS		SBS		SBS		SBS	
		Ortalama	ss	Ortalama	ss	Ortalama	ss	Ortalama	ss
Yüzey işlemleri	Kontrol	2,45	1,56	3,43	1,97	8,87	5,25	5,53	1,37
	HF asit	11,58	2,53	12,84	4,37	13,17	1,9	12,81	4,03
	HF asit+silan	18,01	4,07	11,6	3,09	14,5	3,33	12,44	3,43
	Al ₂ O ₃ kumlama	6,81	2,66	8,7	3,04	12,65	5,22	5,76	2,08
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	8,55	3,27	7,15	4,15	11,25	4,64	8,24	3,3
	Cojet kumlama	5,37	1,68	5,62	2,31	13,99	4,69	8,23	2,41
	Cojet kumlama+silan	5,37	2,64	5,99	2,54	16,25	5,83	8,26	3,64
	Silan	5,36	1,74	4,3	2,6	10,59	5,82	8,69	3,49

Materyallerin ve yüzey işlemlerinin makaslama bağlantı dayanımına etkisi çok yönlü varyans analizi ile tespit edildi. Materyallerin ve yüzey işlemlerinin makaslama bağlantı dayanımı istatistiksel sonuçları Çizelge 4.18’ de gösterilmiştir.

Çizelge 4.18. Bağlantı dayanımına ait çok yönlü varyans analizi (Two-Way ANOVA)

Varyasyon Kaynağı	Tip III Kareler Toplamı	Serbestlik Dereceleri	Kare Ortalaması	F	Sig.
Düzeltilmiş Model	4693,089 ^a	31	151,39	12,398	0,001
Kesen	27074,655	1	27074,655	2217,24	0,001
Materyal	1345,274	3	448,425	36,723	0,001
Yüzey İşlemleri	2334,819	7	333,546	27,315	0,001
Materyal * yüzey işlemleri	1012,996	21	48,238	3,95	0,001
Hata	3516,759	288	12,211		
Toplam	35284,503	320			
Düzeltilmiş Toplam	8209,848	319			

^a R Kare = ,681 (Uyumlanmış R Kare = ,605) Bağımlı Değişken: SBS

Çok yönlü varyans analizi sonucunda materyal*üzey işleme etkileşimi istatistik olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Makaslama bağlantı dayanımı arasındaki farklar uygulanan yüzey işlemine ve materyale göre değiştiğinden farkların incelenmesi için materyaller ve yüzey işlemleri için ayrı ayrı tek yönlü varyans analizi yapılmıştır. Sonuçlar Çizelge 4.19 ve 4.20’ de görülmektedir.

Çizelge 4.19. Tek yönlü varyans analizi sonuçları

Materyaller	Yüzey İşlemleri	SBS Değerleri						Tek Yönlü ANOVA	
		n	Ort.	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Celtra Duo	Kontrol	10	2,45	1,78	0,999	5,654	1,56	33,924	0,001
	HF asit	10	11,58	11,92	7,46	16,371	2,53		
	HF asit+silan	10	18,01	18,38	11,778	24,701	4,07		
	Al ₂ O ₃ kumlama	10	6,81	6,15	4,18	13,326	2,66		
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	10	8,55	8,95	4,13	13,554	3,27		
	Cojet kumlama	10	5,37	4,69	3,373	8,62	1,68		
	Cojet kumlama+silan	10	5,37	4,55	3,03	10,275	2,64		
	Silan	10	5,36	5,62	2,482	7,749	1,74		
Vita Suprinity	Kontrol	10	3,43	2,53	1,723	7,715	1,97	11,709	0,001
	HF asit	10	12,84	12,52	6,021	21,746	4,37		
	HF asit+silan	10	11,6	10,7	7,379	18,763	3,09		
	Al ₂ O ₃ kumlama	10	8,7	8,95	4,729	13,352	3,04		
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	10	7,15	5,95	2,523	12,953	4,15		
	Cojet kumlama	10	5,62	6,11	2,677	9,133	2,31		
	Cojet kumlama+silan	10	5,99	5,26	2,974	10,179	2,54		
	Silan	10	4,3	3,53	1,269	10,238	2,6		
Vita Enamic	Kontrol	10	8,87	7,17	3,487	21,405	5,25	2,461	0,025
	HF asit	10	13,17	12,73	11,009	16,771	1,9		
	HF asit+silan	10	14,5	16,02	7,956	18,11	3,33		
	Al ₂ O ₃ kumlama	10	12,65	11,54	6,077	23,144	5,22		
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	10	11,25	10,24	5,584	18,249	4,64		
	Cojet kumlama	10	13,99	15,31	4,558	18,88	4,69		
	Cojet kumlama+silan	10	16,25	13,71	9,67	26,988	5,83		
	Silan	10	10,59	7,8	3,442	20,178	5,82		
Nacera Hybrid	Kontrol	10	5,53	5,71	3,869	7,807	1,37	7,506	0,001
	HF asit	10	12,81	12,05	7,302	20,009	4,03		
	HF asit+silan	10	12,44	11,55	7,265	17,999	3,43		
	Al ₂ O ₃ kumlama	10	5,76	4,94	3,384	9,588	2,08		
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	10	8,24	7,54	3,54	13,804	3,3		
	Cojet kumlama	10	8,23	7,4	5,993	13,855	2,41		
	Cojet kumlama+silan	10	8,26	8,47	3,503	13,707	3,64		
	Silan	10	8,69	9,05	3,937	14,543	3,49		

Çizelge 4.20. Tek yönlü varyans analizi sonuçları

Yüzey İşlemleri	Materyaller	SBS Değerleri						Tek Yönlü ANOVA	
		n	Ort.	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Kontrol	Celtra Duo	10	2,45	1,78	0,999	5,654	1,56	9,007	0,001
	Vita Suprinity	10	3,43	2,53	1,723	7,715	1,97		
	Vita Enamic	10	8,87	7,17	3,487	21,405	5,25		
	Nacera Hybrid	10	5,53	5,71	3,869	7,807	1,37		
HF asit	Celtra Duo	10	11,58	11,92	7,46	16,371	2,53	0,433	0,73
	Vita Suprinity	10	12,84	12,52	6,021	21,746	4,37		
	Vita Enamic	10	13,17	12,73	11,009	16,771	1,9		
	Nacera Hybrid	10	12,81	12,05	7,302	20,009	4,03		
HF asit +silan	Celtra Duo	10	18,01	18,38	11,778	24,701	4,07	6,661	0,001
	Vita Suprinity	10	11,6	10,7	7,379	18,763	3,09		
	Vita Enamic	10	14,5	16,02	7,956	18,11	3,33		
	Nacera Hybrid	10	12,44	11,55	7,265	17,999	3,43		
Al ₂ O ₃ kumlama	Celtra Duo	10	6,81	6,15	4,18	13,326	2,66	7,689	0,001
	Vita Suprinity	10	8,7	8,95	4,729	13,352	3,04		
	Vita Enamic	10	12,65	11,54	6,077	23,144	5,22		
	Nacera Hybrid	10	5,76	4,94	3,384	9,588	2,08		
Al ₂ O ₃ kumlama +silan	Celtra Duo	10	8,55	8,95	4,13	13,554	3,27	2,012	0,13
	Vita Suprinity	10	7,15	5,95	2,523	12,953	4,15		
	Vita Enamic	10	11,25	10,24	5,584	18,249	4,64		
	Nacera Hybrid	10	8,24	7,54	3,54	13,804	3,3		
Cojet kumlama	Celtra Duo	10	5,37	4,69	3,373	8,62	1,68	17,873	0,001
	Vita Suprinity	10	5,62	6,11	2,677	9,133	2,31		
	Vita Enamic	10	13,99	15,31	4,558	18,88	4,69		
	Nacera Hybrid	10	8,23	7,4	5,993	13,855	2,41		
Cojet kumlama +silan	Celtra Duo	10	5,37	4,55	3,03	10,275	2,64	16,564	0,001
	Vita Suprinity	10	5,99	5,26	2,974	10,179	2,54		
	Vita Enamic	10	16,25	13,71	9,67	26,988	5,83		
	Nacera Hybrid	10	8,26	8,47	3,503	13,707	3,64		
Silan	Celtra Duo	10	5,36	5,62	2,482	7,749	1,74	6,098	0,002
	Vita Suprinity	10	4,3	3,53	1,269	10,238	2,6		
	Vita Enamic	10	10,59	7,8	3,442	20,178	5,82		
	Nacera Hybrid	10	8,69	9,05	3,937	14,543	3,49		

4.2.1. Materyallere göre yüzey işlemlerinin SBS bulguları ve istatistiksel analiz

Celtra Duo Materyali

Celtra Duo materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin makaslama bağlantı dayanımına etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.21' de verilmiştir.

Çizelge 4.21. Celtra Duo materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar

	Yüzey İşlemleri	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Celtra Duo	Kontrol	2,45 ^e	1,78	0,999	5,654	1,56	33,924	0,001
	HF asit	11,58 ^{b,d}	11,92	7,46	16,371	2,53		
	HF asit+silan	18,01 ^a	18,38	11,778	24,701	4,07		
	Al ₂ O ₃ kumlama	6,81 ^c	6,15	4,18	13,326	2,66		
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	8,55 ^{c,d}	8,95	4,13	13,554	3,27		
	Cojet kumlama	5,37 ^c	4,69	3,373	8,62	1,68		
	Cojet kumlama+silan	5,37 ^c	4,55	3,03	10,275	2,64		
	Silan	5,36 ^c	5,62	2,482	7,749	1,74		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0.05).

Celtra Duo materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Celtra Duo materyalinde en yüksek SBS değeri HF asit+silan grubunda en düşük ise kontrol grubunda bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Celtra Duo materyalinde SBS değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla HF asit+silan, HF asit, Al₂O₃ kumlama+silan, Al₂O₃ kumlama, Cojet kumlama, Cojet kumlama+silan ve silan grupları izledi. HF asit+silan grubunun SBS değeri HF asit grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulundu (p<0,05). HF asit ve HF asit+silan gruplarının SBS değerleri diğer tüm yüzey işlemi gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir (p<0,05). HF asit ile Al₂O₃ kumlama+silan grupları arasında ve Al₂O₃ kumlama+silan, Al₂O₃ kumlama, Cojet kumlama, Cojet kumlama+silan, silan grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi (p>0,05).

Vita Suprinity Materyali

Vita Suprinity materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin makaslama bağlantı dayanıma etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.22' de verilmiştir.

Çizelge 4.22. Vita Suprinity materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar

	Yüzey İşlemleri	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Vita Suprinity	Kontrol	3,43 ^{c,d}	2,53	1,723	7,715	1,97	11,709	0,001
	HF asit	12,84 ^a	12,52	6,021	21,746	4,37		
	HF asit+silan	11,6 ^a	10,7	7,379	18,763	3,09		
	Al ₂ O ₃ kuşlama	8,7 ^{a,b}	8,95	4,729	13,352	3,04		
	Al ₂ O ₃ kuşlama+silan	7,15 ^{b,c}	5,95	2,523	12,953	4,15		
	Cojet kuşlama	5,62 ^{b,c}	6,11	2,677	9,133	2,31		
	Cojet kuşlama+silan	5,99 ^{b,d}	5,26	2,974	10,179	2,54		
	Silan	4,3 ^{c,d}	3,53	1,269	10,238	2,6		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0,05).

Vita Suprinity materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Vita Suprinity materyalinde en yüksek SBS değeri HF asit grubunda en düşük ise kontrol grubunda bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Vita Suprinity materyalinde SBS değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla HF asit, HF asit+silan, Al₂O₃ kuşlama, Al₂O₃ kuşlama+silan, Cojet kuşlama+silan, Cojet kuşlama, silan ve kontrol grubu izlemektedir. HF asit, HF asit+silan ve Al₂O₃ kuşlama gruplarının SBS değeri Al₂O₃ kuşlama+silan, Cojet kuşlama+silan ve Cojet kuşlama gruplarının SBS değerlerine göre anlamlı derecede yüksek bulundu (p<0,05).

Vita Enamic Materyali

Vita Enamic materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin makaslama bağlantı dayanıma etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.23' de verilmiştir.

Çizelge 4.23. Vita Enamic materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar

	Yüzey İşlemleri	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Vita Enamic	Kontrol	8,87 ^b	7,17	3,487	21,405	5,25	2,461	0,025
	HF asit	13,17 ^{a,b}	12,73	11,009	16,771	1,9		
	HF asit+silan	14,5 ^{a,b}	16,02	7,956	18,11	3,33		
	Al ₂ O ₃ kuşlama	12,65 ^{a,b}	11,54	6,077	23,144	5,22		
	Al ₂ O ₃ kuşlama+silan	11,25 ^{a,b}	10,24	5,584	18,249	4,64		
	Cojet kuşlama	13,99 ^{a,b}	15,31	4,558	18,88	4,69		
	Cojet kuşlama+silan	16,25 ^a	13,71	9,67	26,988	5,83		
	Silan	10,59 ^{a,b}	7,8	3,442	20,178	5,82		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p>0.05).

Vita Enamic materyalinde, SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Vita Enamic materyalinde en yüksek SBS değeri Cojet kuşlama+silan grubunda en düşük ise kontrol grubunda bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Cojet kuşlama+silan grubunu sırasıyla HF asit+silan, Cojet kuşlama, HF asit, Al₂O₃ kuşlama, Al₂O₃ kuşlama+silan ve silan grupları takip etti ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p>0,05).

Nacera Hybrid Materyali

Nacera Hybrid materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin makaslama bağlantı dayanıma etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.24' te verilmiştir.

Çizelge 4.24. Nacera Hybrid materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılıklar

	Yüzey İşlemleri	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Nacera Hybrid	Kontrol	5,53 ^b	5,71	3,869	7,807	1,37	7,506	0,001
	HF asit	12,81 ^a	12,05	7,302	20,009	4,03		
	HF asit+silan	12,44 ^a	11,55	7,265	17,999	3,43		
	Al ₂ O ₃ kumlama	5,76 ^b	4,94	3,384	9,588	2,08		
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	8,24 ^{a,b}	7,54	3,54	13,804	3,3		
	Cojet kumlama	8,23 ^{a,b}	7,4	5,993	13,855	2,41		
	Cojet kumlama+silan	8,26 ^{a,b}	8,47	3,503	13,707	3,64		
	Silan	8,69 ^{a,b}	9,05	3,937	14,543	3,49		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0.05).

Nacera Hybrid materyalinde SBS değerleri bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Nacera Hybrid materyalinde en yüksek SBS değeri HF asit grubunda en düşük ise kontrol grubunda tespit edildi ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p<0,05). Araştırmada HF asit grubunu sırasıyla, HF asit+silan, silan, Cojet kumlama+silan, Al₂O₃ kumlama+silan ve Cojet kumlama takip etti ve bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi. HF asit ve HF asit+silan gruplarının SBS değeri kontrol ve Al₂O₃ kumlama gruplarına göre anlamlı derecede yüksek tespit edildi (p<0,05).

4.2.2. Yüzey işlemlerine göre materyallerin SBS bulguları ve istatistiksel analiz

Yüzey işlemlerinde SBS değerlerine ait bulgular her bir materyal için ayrı ayrı incelenmiştir ve tek yönlü varyans analizi uygulanmıştır.

Kontrol Grubu

Kontrol grubunda SBS değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.25' de verilmiştir.

Çizelge 4.25. Kontrol grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	SBS değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Kontrol	Celtra Duo	2,45 ^b	1,78	0,999	5,654	1,56	9,007	0,001
	Vita Suprinity	3,43 ^{a,b}	2,53	1,723	7,715	1,97		
	Vita Enamic	8,87 ^a	7,17	3,487	21,405	5,25		
	Nacera Hybrid	5,53 ^a	5,71	3,869	7,807	1,37		

*Tukey HSD testi, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Kontrol grubunda, SBS değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Kontrol grubunda en yüksek SBS değeri Vita Enamic materyalinde en düşük ise Celtra Duo materyalinde bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Kontrol grubunda SBS değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla Vita Enamic, Nacera Hybrid, Vita Suprinity ve Celtra Duo' dur. Vita Enamic materyali ile Vita Suprinity ve Nacera hybrid arasında ve Vita Suprinity materyali ile Celtra Duo materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur. Vita Enamic ve Nacera Hybrid materyalinin SBS değeri Celtra Duo materyaline göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p < 0,05$).

HF Asit Grubu

HF asit grubunda SBS değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.26' da verilmiştir.

Çizelge 4.26. HF asit grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyal	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
HF asit	Celtra Duo	11,58	11,92	7,46	16,371	2,53	0,433	0,73
	Vita Suprinity	12,84	12,52	6,021	21,746	4,37		
	Vita Enamic	13,17	12,73	11,009	16,771	1,9		
	Nacera Hybrid	12,81	12,05	7,302	20,009	4,03		

HF asit grubunda, SBS değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

HF Asit+Silan Grubu

HF asit ve silan grubunda SBS değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.27' de verilmiştir.

Çizelge 4.27. HF asit+silan grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
HF asit +silan	Celtra Duo	18,01 ^a	18,38	11,778	24,701	4,07	6,661	0,001
	Vita Suprinity	11,6 ^b	10,7	7,379	18,763	3,09		
	Vita Enamic	14,5 ^{a,b}	16,02	7,956	18,11	3,33		
	Nacera Hybrid	12,44 ^b	11,55	7,265	17,999	3,43		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$).

HF asit+silan grubunda, SBS değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). HF asit+silan grubunda en yüksek SBS değeri Celtra Duo materyalinde en düşük ise Vita Suprinity materyalinde bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). Celtra Duo materyalini sırasıyla Vita Enamic, Nacera Hybrid ve Vita Suprinity izledi. Vita Enamic, Nacera Hybrid ve Vita Suprinity arasında ise anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Celtra Duo materyali SBS değeri Vita Suprinity ve Nacera Hybrid materyallerine göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$).

Al₂O₃ Kuşlama Grubu

Al₂O₃ kuşlama grubunda SBS değerlerine ait bulgular her bir materyal için izelge 4.28’ de verilmiştir.

Çizelge 4.28. Al₂O₃ kuşlama grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Al ₂ O ₃ kuşlama	Celtra Duo	6,81 ^b	6,15	4,18	13,326	2,66	7,689	0,001
	Vita Suprinity	8,7 ^{a,b}	8,95	4,729	13,352	3,04		
	Vita Enamic	12,65 ^a	11,54	6,077	23,144	5,22		
	Nacera Hybrid	5,76 ^b	4,94	3,384	9,588	2,08		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0.05).

Al₂O₃ kuşlama grubunda, SBS değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Al₂O₃ kuşlama grubunda en yüksek SBS değeri Vita Enamic materyalinde en düşük ise Nacera Hybrid materyalinde bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Vita Enamic materyalini sırasıyla Vita Suprinity, Celtra Duo ve Nacera Hybrid izledi. Vita Enamic ile Vita Suprinty arasında ve Vita Suprinity, Celtra Duo ve Nacera Hybrid arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p>0,05). Vita Enamic materyalini SBS değeri, Celtra Duo ve Nacera Hybrid materyallerinden anlamlı derecede yüksek bulundu (p<0,05).

Al₂O₃ Kumlama+Silan Grubu

Al₂O₃ kumlama+silan grubunda SBS değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.29’ da verilmiştir.

Çizelge 4.29. Al₂O₃ kumlama+silan grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Al ₂ O ₃ kumlama +silan	Celtra Duo	8,55	8,95	4,13	13,554	3,27	2,012	0,13
	Vita Suprinity	7,15	5,95	2,523	12,953	4,15		
	Vita Enamic	11,25	10,24	5,584	18,249	4,64		
	Nacera Hybrid	8,24	7,54	3,54	13,804	3,3		

Al₂O₃ kumlama grubunda, SBS değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

Cojet Kumlama Grubu

Cojet kumlama grubunda SBS değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.30’ da verilmiştir.

Çizelge 4.30. Cojet kumlama grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Cojet kumlama	Celtra Duo	5,37 ^c	4,69	3,373	8,62	1,68	17,873	0,001
	Vita Suprinity	5,62 ^{b,c}	6,11	2,677	9,133	2,31		
	Vita Enamic	13,99 ^a	15,31	4,558	18,88	4,69		
	Nacera Hybrid	8,23 ^b	7,4	5,993	13,855	2,41		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p> 0.05).

Cojet kumlama grubunda, SBS değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Cojet kumlama grubunda en yüksek SBS değeri Vita Enamic materyalinde en düşük ise Celtra Duo materyalinde bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Vita Enamic materyalinin sırasıyla Nacera Hybrid, Vita Suprinity ve Celtra Duo takip etti ve Vita Enamic materyalinin SBS değeri, diğer materyaller göre

anlamli derecede yuksek bulundu ($p < 0,05$). Nacera Hybrid ile Vita Suprinity arasında ve Vita Suprinity ile Celtra Duo arasında istatiksels olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,05$).

Cojet Kumlama+Silan Grubu

Cojet kumlama+silan grubunda SBS değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.31' de verilmiştir.

Çizelge 4.31. Cojet kumlama+silan grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

Cojet kumlama+silan	Materyaller	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
	Celtra Duo	5,37 ^b	4,55	3,03	10,275	2,64	16,564	0,001
	Vita Suprinity	5,99 ^b	5,26	2,974	10,179	2,54		
	Vita Enamic	16,25 ^a	13,71	9,67	26,988	5,83		
	Nacera Hybrid	8,26 ^b	8,47	3,503	13,707	3,64		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Cojet kumlama+silan grubunda, SBS değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Cojet kumlama+silan grubunda en yüksek SBS değeri Vita Enamic materyalinde en düşük ise Celtra Duo materyalinde bulundu ve fark istatiksels olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Vita Enamic materyalini, Nacera Hybrid, Vita Suprinity ve Celtra Duo materyalleri takip etti ve Vita Enamic materyalinin SBS değeri, diğer materyallere göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p < 0,05$). Nacera Hybrid, Vita Suprinity ve Celtra Duo materyalleri arasında istatiksels olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$).

Silan grubu

Silan grubunda SBS değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.32' de verilmiştir.

Çizelge 4.32. Silan grubunda SBS değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

	Materyaller	SBS Değerleri					Tek Yönlü ANOVA	
		Ortalama	Ortanca	En Düşük	En Yüksek	ss	F	p
Silan	Celtra Duo	5,36 ^{a,b}	5,62	2,482	7,749	1,74	6,098	0,002
	Vita Suprinity	4,3 ^b	3,53	1,269	10,238	2,6		
	Vita Enamic	10,59 ^a	7,8	3,442	20,178	5,82		
	Nacera Hybrid	8,69 ^a	9,05	3,937	14,543	3,49		

*Tukey HSD testi, Ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Ra değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Silan grubunda, SBS değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Silan grubunda en yüksek SBS değeri Vita Enamic materyalinde en düşük ise Vita Suprinity materyalinde bulundu ve fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Vita Enamic materyalini sırasıyla Nacera Hybrid, Celtra Duo ve Vita Suprinity izledi. Vita Enamic, Nacera Hybrid ve Celtra Duo arasında ve Celtra Duo ve Vita Suprinity arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,05$). Vita Enamic ve Nacera Hybrid materyallerinin SBS değeri Vita Suprinity materyallerine göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p < 0,05$).

Pearson kolerasyon testi sonucunda Ra ve SBS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

4.3. Başarısızlık Tiplerine Ait Bulgular ve İstatistiksel Analiz

Makaslama dayanım testi sonrasında örneklerin yüzeyi incelendi, başarısızlık tiplerine göre sınıflandırıldı. Materyal yüzeyinde siman tabakasının olmadığı ayrılma (Tip1, adeziv ayrılma) (Resim 4.1), materyal yüzeyinde siman tabakası mevcut olduğu ayrılma (Tip 2, koheziv ayrılma) (Resim 4.2), materyalin bir kısmı siman ile birlikte koptuğu ayrılma (Tip 3, karışık koheziv ayrılma) (Resim 4.3) olmak üzere 3 ayrıldı.



Resim 4.1. Materyal yüzeyinde siman tabakasının olmadığı kırık tipi (Tip 1)



Resim 4.2. Materyal yüzeyinde siman tabakası mevcut olduğu kırık tipi (Tip 2)



Resim 4.3. Materyalin bir kısmı siman ile birlikte koptuğu kırık tipi (Tip 3)

Çizelge 4.33' te materyallere uygulanan yüzey işlemlerine göre başarısızlık tipleri verilmiştir.

Çizelge 4.33. Materyal ve yüzey işlemlerine göre başarısızlık tipleri

Materyaller	Yüzey İşlemleri	BAŞARISIZLIK TİPİ							
		Tip 1		Tip 2		Tip 3		Toplam	
		n	%	n	%	n	%	n	%
Celtra Duo	Kontrol	10	19,61	0	0	0	0	10	12,5
	HF asit	8	15,69	2	6,9	0	0	10	12,5
	HF asit+silan	4	7,84	6	20,69	0	0	10	12,5
	Al ₂ O ₃ kumlama	5	9,8	5	17,24	0	0	10	12,5
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	5	9,8	5	17,24	0	0	10	12,5
	Cojet kumlama	6	11,76	4	13,79	0	0	10	12,5
	Cojet kumlama+silan	3	5,88	7	24,14	0	0	10	12,5
	Silan	10	19,61	0	0	0	0	10	12,5
	Toplam	51	100	29	100	0	0	80	100
Vita Suprinity	Kontrol	10	21,28	0	0	0	0	10	12,5
	HF asit	5	10,64	5	15,15	0	0	10	12,5
	HF asit+silan	0	0	10	30,3	0	0	10	12,5
	Al ₂ O ₃ kumlama	6	12,77	4	12,12	0	0	10	12,5
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	4	8,51	6	18,18	0	0	10	12,5
	Cojet kumlama	7	14,89	3	9,09	0	0	10	12,5
	Cojet kumlama+silan	5	10,64	5	15,15	0	0	10	12,5
	Silan	10	21,28	0	0	0	0	10	12,5
	Toplam	47	100	33	100	0	0	80	100
Vita Enamic	Kontrol	8	18,6	2	22,22	0	0	10	12,5
	HF asit	8	18,6	1	11,11	1	3,57	10	12,5
	HF asit+silan	2	4,65	0	0	8	28,57	10	12,5
	Al ₂ O ₃ kumlama	7	16,28	0	0	3	10,71	10	12,5
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	4	9,3	1	11,11	5	17,86	10	12,5
	Cojet kumlama	4	9,3	1	11,11	5	17,86	10	12,5
	Cojet kumlama+silan	2	4,65	2	22,22	6	21,43	10	12,5
	Silan	8	18,6	2	22,22	0	0	10	12,5
	Toplam	43	100	9	100	28	100	80	100
Nacera Hybrid	Kontrol	10	18,87	0	0	0	0	10	12,5
	HF asit	6	11,32	4	15,38	0	0	10	12,5
	HF asit+silan	6	11,32	4	15,38	0	0	10	12,5
	Al ₂ O ₃ kumlama	7	13,21	3	11,54	0	0	10	12,5
	Al ₂ O ₃ kumlama+silan	7	13,21	3	11,54	0	0	10	12,5
	Cojet kumlama	4	7,55	5	19,23	1	100	10	12,5
	Cojet kumlama+silan	3	5,66	7	26,92	0	0	10	12,5
	Silan	10	18,87	0	0	0	0	10	12,5
	Toplam	53	100	26	100	1	100	80	100

4.3.1. Materyaller ile başarısızlık tipleri arasındaki istatistiksel analiz

Materyaller ve başarısızlık tipleri arasındaki istatistiksel analiz Çizelge 4.34' te verilmiştir.

Çizelge 4.34. Materyaller ile başarısızlık tipleri arasındaki ilişki

Materyaller	BAŞARISIZLIK TİPİ								Ki Kare Testi	
	Tip 1		Tip 2		Tip 3		Toplam		Ki Kare	p
	n	%	n	%	N	%	n	%		
Celtra Duo	51	26,29	29	29,9	0	0	80	25	94,296	0,001
Vita Suprinity	47	24,23	33	34,02	0	0	80	25		
Vita Enamic	43	22,16	9	9,28	28	96,55	80	25		
Nacera Hybrid	53	27,32	26	26,8	1	3,45	80	25		
Toplam	194	100	97	100	29	100	320	100		

*Ki-Kare Analizi

Başarısızlık tipi ile materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır ($p < 0,05$). Tip 1 başarısızlık, en fazla Nacera Hybrid materyalinde en az ise Vita Enamic materyalinde gözlemlendi. Tip 1 başarısızlık oranları fazladan aza doğru sırasıyla Nacera Hybrid (% 27,2), Celtra Duo (% 26,29), Vita Suprinity (% 24,23) ve Vita Enamic (% 22,16) olarak tespit edildi. Tip 2 başarısızlık, en fazla Vita Suprinity materyalinde en az ise Vita Enamic materyalinde gözlemlendi. Tip 2 başarısızlık oranları fazladan aza doğru sırasıyla Vita Suprinity (% 34,02), Celtra Duo (% 29,9), Nacera Hybrid (% 26,8) ve Vita Enamic (% 9,28) olarak tespit edildi. Tip 3 başarısızlık ise en fazla Vita Enamic ve Nacera Hybrid materyalinde görülürken Celtra Duo ve Vita Suprinity materyallerinde bu başarısızlık tipi görülmedi. Tip 3 başarısızlık oranları sırasıyla fazladan aza doğru sırasıyla Vita Enamic (% 96,55), Nacera Hybrid (% 3,45), Celtra Duo (% 0) ve Vita Suprinity (% 0) olarak tespit edildi.

4.3.2. Yüzey işlemleri ile başarısızlık tipleri arasındaki istatistiksel analiz

Yüzey işlemleri ve başarısızlık tipleri arasındaki istatistiksel analiz Çizelge 4.35’ de verilmiştir.

Çizelge 4.35. Yüzey işlemleri ile başarısızlık tipleri arasındaki ilişki

Yüzey İşlemleri	BAŞARISIZLIK TİPİ								Ki Kare Testi	
	Tip 1		Tip 2		Tip 3		Toplam		Ki Kare	p
	n	%	n	%	n	%	N	%		
Kontrol	38	19,59	2	2,06	0	0	40	12,5	*	0,001
HF asit	27	13,92	12	12,37	1	3,45	40	12,5		
HF asit+silan	12	6,19	20	20,62	8	27,59	40	12,5		
Al ₂ O ₃ kumlama	25	12,89	12	12,37	3	10,34	40	12,5		
Al ₂ O ₃ kumlama+silan	20	10,31	15	15,46	5	17,24	40	12,5		
Cojet kumlama	21	10,82	13	13,4	6	20,69	40	12,5		
Cojet kumlama+silan	13	6,7	21	21,65	6	20,69	40	12,5		
Silan	38	19,59	2	2,06	0	0	40	12,5		
Toplam	194	100	97	100	29	100	320	100		

*Ki-Kare Analizi, Gözelerdeki beklenen değerin %20 si 5’ den küçük olduğu için Monte Carlo Simülasyonu yardımı ile ki kare analizi yapılmıştır.

Başarısızlık tipi ile yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır ($p < 0,05$). Tip 1 başarısızlık kontrol ve silan grubunda en fazla, HF asit+silan grubunda en az gözlemlendi. Tip 1 başarısızlık oranları fazladan aza doğru sırasıyla kontrol (% 19,59), silan (% 19,59), HF asit (% 13,92), Al₂O₃ kumlama (% 12,89), Cojet kumlama (% 10,82), Al₂O₃ kumlama+silan (% 10,31), Cojet kumlama+silan (% 6,7) ve HF asit+silan (% 6,19) olarak tespit edildi. Tip 2 başarısızlık en fazla Cojet kumlama+silan grubuna en az ise kontrol ve silan gruplarında görüldü. Tip 2 başarısızlık oranları fazladan aza doğru sırasıyla Cojet kumlama+silan (% 21,65), HF asit+silan (% 20,62), Al₂O₃ kumlama+silan (% 15,46), Cojet kumlama (% 13,4), Al₂O₃ kumlama (% 12,37), HF asit (% 12,37), silan (% 2,06) ve kontrol (% 2,06) olarak tespit edildi. Tip 3 başarısızlık en fazla HF asit ve silan grubunda gözlenirken silan ve kontrol gruplarında hiç gözlenmedi. Tip 3 başarısızlık oranları fazladan aza doğru sırasıyla HF asit+silan (% 27,59), Cojet kumlama+silan (% 20,69), Cojet kumlama (% 20,69), Al₂O₃ kumlama+silan (% 17,24), Al₂O₃ kumlama (% 10,34), HF asit (% 3,45) silan (% 0) ve kontrol (% 0) olarak tespit edildi.

Materyalin siman ile birlikte koptuğu Tip 3 koheziv başarısızlık en fazla hibrit seramik olan Vita Enamic ve Nacera Hybrid materyalinde görülürken, zirkonya katkılı lityum silikat materyali olan Celtra Duo ve Vita Suprinity materyalinde tespit edilemedi. Materyal yüzeyinde siman tabakasının mevcut olduğu Tip 2 koheziv başarısızlık ise en fazla Vita

Suprinity materyalinde belirlendi. Tip 1 adeziv başarısızlık en fazla Nacera Hybrid materyalinde tespit edildi.

Yüzey işlemleri açısından başarısızlık tipi incelendiğinde ise, materyalin siman ile birlikte koptuğu Tip 3 koheziv başarısızlık en fazla HF asit+silan grubunda görülürken, materyal yüzeyinde siman tabakasının mevcut olduğu Tip 2 koheziv başarısızlık en fazla Cojet+silan grubunda tespit edildi. Tip 1 adeziv başarısızlık en fazla kontrol ve silan gruplarında gözlemlendi.



5. TARTIŞMA

Günümüzde estetik beklentinin artması nedeniyle, hastalar ve hekimler, metal ve metal-seramik restorasyonlar yerine tam seramik restorasyonları tercih etmektedir. Metal seramik ve tam seramik veneer restorasyonlarda görülen üst yapının ayrılması veya çatlaması gibi problemleri en aza indirmek için, son yıllarda, CAD/CAM sistemlerinde tek tabaka olarak şekillendirilen monolitik restorasyonların kullanımı hızla yaygınlaşmıştır [198].

Restorasyonların CAD/CAM sistemleriyle üretilmesi, zamandan tasarruf ve olası hataların ortadan kaldırılması gibi avantajlarından dolayı bu sistemlerin kullanımı son yıllarda artmıştır [199]. CAD/CAM materyalleri homojen yapıya blok veya disk şeklinde piyasada bulunmaktadır. Bu malzemeler farklı kompozisyonlara ve mikro yapıya sahip olduklarından, kırılma direnci, aşınma, dayanıklılık, hasar toleransı, optik özellikler, simantasyon prosedürleri ve işlenebilirlik materyal seçiminde göz önünde bulundurulmalıdır [200].

CAD/CAM sistemleri, restorasyonların tek seansta bitirilmesine olanak sağlaması, iyi mekanik ve optik özelliklere sahip olması, kimyasal olarak stabil ve biyouyumlu restorasyon üretimi yapılabilmesi gibi olumlu özellikleri sayesinde sıklıkla tercih edilmektedir [201, 202].

Kompozitler ve seramikler dental restorasyonların üretilmesinde en çok kullanılan malzemelerdir. Kompozit esas olarak inorganik dolgu parçacıkları içeren organik bir matristen oluşur [203, 204]. Doldurucu teknolojisinde ki gelişmeler, kompozit materyallerinin özelliklerinde gelişmelere yol açmıştır. Bununla birlikte, direk kompozitlerin klinik performansı, marjinal adaptasyon ve renk uyumu gibi özellikleri, seramik restorasyonlarından düşüktür. Ayrıca, CAD/CAM ile üretilen seramik ve kompozit materyalleri karşılaştırıldığında, kompozit restorasyonların, seramiklerden daha düşük aşınma direncine ve estetiğe sahip olduğu bildirilmiştir [75, 204].

Dental seramikler, kristalin faz veya cam matris içeren inorganik materyallerdir [56, 57]. Seramik materyaller, kompozitlerle karşılaştırıldığında millenebilmesi daha zordur fakat aşınma direnci ve biyouyumluluğu daha iyidir [205]. Son yıllarda, üreticiler, seramiğin dayanıklılık ve renk stabilitesi ile rezin kompozitlerin iyi bükülme dayanımı ve düşük

aşındırma özelliklerini birleştirmişler ve hibrit seramikleri tanıtmışlardır [65]. Yeni geliştirilen bu materyaller, inorganik içeriklerinin ağırlığı % 50' den fazladır ve az miktarda organik faz içerirler [10]. Bu materyallerin, karşıt diş dokusunda daha az aşındırma yapması, daha az preparasyon gerektirmesi, kompozitlerle tamirinin yapım kolaylığı ve adeziv resin simanlarla kimyasal uyumlulukları gibi avantajları mevcuttur [56, 57]. Ayrıca bu materyaller, frezleme sırasında oluşan kırılma ve çatlığa seramiklere göre çok daha dayanıklı, daha az kırılğan ve daha az pörözdürler. Bu materyallere, seramikler gibi şekillendirildikten sonra ısı uygulanmasına gerek yoktur ve daha hızlı bir şekilde restorasyon yapımı mümkündür [26, 58-60]. Bu yeni jenerasyon polimer içerikli seramikler, elastik modüllerinin dentine yakın olması sebebiyle daha iyi bükülme ve daha düşük kırılma direnci gösterirler [62, 63].

Della Bona ve diğerleri, polimer infiltre rezin seramik materyalinin (Vita Enamic), kırılma tokluğu, Poisson's ratio, Young modülü ve yoğunluk gibi mekanik özellikleri ve mikro yapısını inceledikleri çalışmalarında, bu materyalin mekanik özellik değerlerinin ve mikro yapısının seramik ve rezin kompozit materyalleri arasında olduğunu belirtmişlerdir [75].

Chavali R. ve diğerleri, bir rezin nanoseramik ve polimer infiltre seramik materyalleri ile yaptıkları çalışmada, her iki materyalinde yüksek frezlenebilirliğe sahip olduğunu ve lityumdisilikat ve zirkonya içerikli materyallerden daha az kopma ve kırılma gösterdiğini tespit etmişlerdir [206]. Shetty ve diğerleri ise rezin matris seramiklerin protetik diş hekimliğinde, düşük çigneme kuvvetine sahip bölgelerde, cam seramiklere alternatif olarak kullanabileceğini bildirmişlerdir [62].

Swain ve diğerleri, seramik rezin kompozit dental restoratif materyallerin (Cerasmart, Ultimate, Enamic) mekanik özellikleri ile ilgili yapmış oldukları bir çalışmada, bu materyallerin mevcut porselen ve cam seramiklere göre daha az elastik modülü ve sertliğe ancak daha yüksek kırılma tokluğuna sahip olduğunu vurgulamışlar ve dental restorasyonlarda kullanımı için uygun olduklarını belirtmişlerdir [207]. Benzer sonuçları He ve Swain' de vurgulamış ve mekanik özelliklerinin doğal dentin ve mine ile çok benzer olduğunu saptamışlardır [75, 208]. Dentin sertliği 0.6 ile 0.92 GPa arasında mineninki ise 3-5.3 GPa arasındadır [209]. Malzemenin, 160 MPa'lık eğilme dayanımı ve 38 GPa'lık elastik modülü vardır [62, 210].

Diş dokusu değerlerine benzer sertlik ve elastik modülü olduğundan bu materyal, posterior alanlarda inley restorasyonlar için iyi bir seçim oluşturmaktadır [211]. Yüksek esneklik kabiliyeti sayesinde yüksek yük kapasitesini tolere edebilir. Ausiello ve diğerleri, adeziv simanların elastik modülünün, hibrit seramiklerin elastik modülüne yakın olduğunu saptamış ve restore dişlerde çiğneme sırasında stresin daha düzgün dağılımına izin verdiğini bildirmişlerdir [212].

Araştırmada, hem seramik hem de kompozit materyallerinin özelliklerini içermesi ve diş dokusuna benzer sertlik ve elastik modülüne sahip olması nedeniyle yeni geliştirilen hibrit seramik grubunda yer alan Vita Enamic ve Nacera Hybrid materyalleri seçildi. Nacera Hybrid materyali son yıllarda tanıtılmıştır ve bu materyalle ilgili literatürde bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Lityum disilikat cam seramik materyalleri, tam seramik restorasyonlar arasında yaygın kullanılan materyallerdendir. Bu seramikler, yüksek dayanıklı polikristalin seramiklerden daha üstün translüsensi ve estetik görünüm sergiler, fakat mekanik özellikleri molar bölgede kullanımlarını sınırlamaktadır [213, 214]. Bu nedenle cam seramiklerin ve zirkonyanın olumlu özelliklerini birleştirmek amacıyla zirkonya katkılı lityum silikat (ZLS) içerikli materyaller piyasaya sunulmuştur.

Elsaka ve Elnaghy, lityum disilikat seramik ile zirkonya katkılı lityum silikat seramik materyallerinin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, zirkonya katkılı lityum silikat seramiklerin kırılma ve bükülme dayanıklılıkları, elastik modülü ve sertliklerinin lityum disilikat seramikten daha yüksek olduğunu bildirmiştir [29].

Restoratif materyali olarak iki farklı ZLS seramik materyali bulunmaktadır ve bunlar esasen camsı bir matrise gömülü iki kristal fazdan oluşmaktadır. Kristalin fazlardan biri, yuvarlak ve iğ şeklinde lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri, diğeri ise nanometrik boyutta yuvarlak bir biçimde bir lityum ortofosfattır (Li_3PO_4) [215]. Aynı zamanda camsı matrisin içinde % 10 oranında zirkonya içermektedir [213]. Bu nedenle, bu materyallerin mekanik dayanımı, lityum disilikat seramiklere göre daha fazladır [216]. Belli ve diğerlerine göre, iki farklı ZLS materyalleri (Celtra Duo, Vita Suprinity) arasındaki temel fark lityum metasilikat kristallerinin büyüklüğüdür. Kristaller, Celtra Duo (yaklaşık 1 μm büyüklüğünde) materyalinde, Vita Suprinity' e (0.5 μm büyüklüğünde) göre daha büyük grenlidir [33, 215].

Araştırmada, mekanik dayanımın lityum disilikat seramikten daha iyi olması ve polikristalin seramiklerden daha iyi tranlüsensi göstermesi nedeniyle zirkonya katkılı lityum silikat materyallerinden Vita Suprinity ve Celtra Duo materyalleri seçildi.

Literatürde yeni geliştirilen hibrit seramiklerin ve zirkonya katkılı lityum silikat seramiklerin mekanik [29, 75, 212] ve optik [217-219] özellikleri hakkında çalışmalar bulunmaktadır. Literatürlerde yeni geliştirilen bu materyallerin rezin siman ile bağlantısını inceleyen yeterli sayıda çalışma mevcut değildir. Bu nedenle çalışmamızda, son yıllarda piyasaya sunulan iki farklı hibrit seramik (Vita Enamic, Nacera Hybrid) ile iki farklı zirkonya katkılı seramik (Celtra Duo, Vita Suprinity) kullanıldı. Çalışmada kullanılan materyallere farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra siman ile bağlantı dayanımı test edildi ve test sonrasında oluşan başarısızlık tipleri incelendi.

Tam seramiklerin başarısını preparasyonun geometrisi, materyal seçimi, restorasyonun yapım tekniği, seramik tabakalarının kalınlığı, okluzal yük, siman seçimi ve siman kalınlığı ve simantasyon tekniği etkilemektedir [42, 85, 86]. Tam seramik restorasyonların simantasyonu klinik başarıda önemlidir [90, 91]. Peumans ve diğerleri, simantasyonun, indirek restorasyonların uzun vadede hizmet verebilmesi için kritik öneme sahip olduğunu bildirmiştir [92]. Mine ve diğerleri ise restorasyonlar ile rezin siman arasındaki bağlantının önemli olduğunu vurgulamışlardır [220]. Barutçigil ve diğerleri, indirek restorasyonların diş yapısına adezyonu, tedavinin ömrünü ve başarısını etkileyen kritik bir adım olduğunu ve restorasyon ve diş arasındaki yapıştırmanın, retansiyonu artırdığını, mikro sızıntıyı önlediğini ve marjinal adaptasyonu artırdığını bildirmişlerdir [221]. Simantasyon işleminde konvansiyonel simanlar ve adeziv rezin simanlar kullanılmaktadır [222]. Resin simanların hem diş yapısına hem de restorasyona olan adezyonu sayesinde günümüzde sıklıkla tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır [96].

Resin simanlar polimerizasyon mekanizmasına göre üçe ayrılmaktadır [96]. Klinik uygulamalarda tam seramik restorasyonlar, ışıkla polimerize veya hem ışık hem de kimyasal polimerize (dual cure) olan rezin siman kullanılarak simante edilir [223]. Işıkla polimerize resin simanların uzun çalışma süreleri avantajı iken 2 mm' den kalın olması durumunda ya da opak restorasyonlarda ışığın erişememesinden dolayı polimerizasyonun tamamlanamaması dezavantajdır. 2 mm' den kalın restorasyonlarda ve ışık geçirgenliği sınırlı olduğu durumlarda hem ışık hem de kimyasal polimerize olan simanların kullanılması

önerilir [223]. Türkmen ve diğerleri, hem ışık hem de kimyasal polimerize rezin simanların yüksek mekanik dayanıklılığa ve estetiğe sahip olduğunu ve kimyasal kompozisyonlarının birçok dental materyale ve diş yapısına bağlanmasına olanak sağladığını bildirmişlerdir [224].

Bazı araştırmalarda, klinik başarılarını kanıtlamış olmaları, iyi retansiyon sahibi olmaları ve estetik özellikleri nedeniyle hem ışık hem de kimyasal polimerize olan rezin simanlar kullanılmıştır [225-228]. Çalışmada, yüksek mekanik dayanıklılık ve ışığın yetersiz kaldığı durumlarda polimerizasyonun kimyasal olarak tamamlanabilmesi amacıyla hem ışık hem de kimyasal polimerize olan adeziv rezin siman seçildi

Hem ışık hem de kimyasal polimerize rezin simanların bazıları 10-metakriloiloksidezil dihidrojen fosfat (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate, MDP) içerir. MDP' nin yapısı, polimerleşebilen metakrilol grubu ve fonksiyonel dihidrojen fosfat içermektedir [229]. Fonksiyonel dihidrojen fosfat, seramik yüzeyindeki hidroksil grupları ile reaksiyona girerek kimyasal bağ gerçekleştirmektedir [96, 131]. Panavia F 2.0 birçok in vivo ve in vitro çalışmada kullanılmıştır [230-234]. Borges ve diğerleri ve Özcan ve diğerleri, farklı rezin siman materyalini kullanarak inceledikleri çalışmalarında Panavia F 2.0 rezin simanın diğer simanlara göre en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir [235, 236]. Panavia F 2.0' ın klinik kullanımının kolay olması, hem ışık hem de kimyasal polimerize olması ve içeriğinde MDP bulunması sebebiyle çalışmamızda kullanıldı.

Dayanıklı bir adeziv bağlantı mikro sızıntısının önlenmesini ve marjinal adaptasyonun artırılmasını sağlar ve dişin ve restorasyonun kırılma direncini artırır [69, 92-95]. Adeziv bağlantıyı, restoratif materyalin kompozisyonu, kullanılan siman, simanın adezyon mekanizması (mekanik veya kimyasal) ve uygulanan yüzey işlemleri etkilemektedir [237]. Stabil ve sürdürülebilir bir bağlantı için seramik yüzeyine mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu olan yüzey işlemleri uygulanmaktadır [238]. İn vitro çalışmalar, seramiğe uygulanan yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımını arttırdığını bildirmiştir [92, 100, 201, 239-241]. Elsaka çalışmasında, uygulanan yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımına etkisini, yaşlandırma öncesinde ve sonrasında da, yüzey işlemi uygulanmayan gruplara göre daha yüksek olduğunu bildirmiştir [201]. Peumans ve diğerleri, seramik ile rezin arasındaki bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmalarında, yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımını

artırdığını vurgulamışlardır [92]. Benzer sonuçlar, birçok çalışmada da tespit edilmiştir [241, 242].

Diş hekimliğinde bağlantı dayanımını artırmak için seramik yüzeyine frezle pürüzlendirme [125, 126, 194], kumlama [243, 244], hidroflorik asit uygulama [92, 100, 105, 137, 141], tribokimyasal silika kaplama [145, 245], lazer [246, 247], silan [90, 92, 201, 248] ve primer uygulaması [249] gibi çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Güngör ve diğerleri, materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğünü artırdığını bildirmişlerdir [194]. Resinin, pürüzlü seramik yüzeyine uygulanması yüzey alanı arttırdığı için daha fazla mekanik kilitlenme sağlar [250]. Silva ve diğerleri, yüzey işlemlerinin temas açısını düşürdüğünü ve yüzey gerilimini azalttığını bunun sonucunda daha iyi bir adezyon sağlandığını vurgulamışlardır [242].

Çalışmada klinik ve laboratuvar şartlarında kolaylıkla ve sıklıkla hibrit seramik ve seramik materyaline uygulanan hidroflorik asit, hidroflorik asit+silan, Al_2O_3 kumlama, Al_2O_3 kumlama+silan, tribokimyasal silika kaplama, tribokimyasal silika kaplama+silan, silan yüzey işlemleri seramik yüzeyine uygulandı. Çalışmada yüzey işlemleri uygulanmadan önce tüm örneklerin yüzeyinin standart olması için sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 gritlik silikon karpid zımparalar kullanılarak su soğutması altında zımparalandı. Daha sonra yüzey işlemlerinin öncesinde distile su ile 10 dakika süreyle ultrasonik olarak temizlendi, yüzeyler kurutulup alkol ile silindi. Daha sonrasında çalışma gruplarına göre yüzey işlemleri uygulandı.

Çalışmalarda, hibrit seramiklere ve zirkonya katkılı lityum silikat seramiklere HF asit [30, 92, 241, 251], fosforik asit [241], tribokimyasal kaplama [92, 241], Al_2O_3 kumlama [92, 243, 251], silan [241] ve lazer [221] gibi çeşitli yüzey işlemleri uygulanmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü oluşturmak için kullanılan yüzey işlemlerinden biri asitle pürüzlendirmedir. Seramik yüzeyini pürüzlendirmek için hidroflorik (HF) asit, asidüle fosfat florid ve amonyum biflorid gibi çeşitli asitler kullanılmaktadır. Hidroflorik (HF) asit, seramik yüzey üzerinde mikro gözenekler oluşturarak yüzey alanını arttırarak yapıştırma rezin simanı ile mekanik kilitlenme oluşturur [92] ve rezin simanın seramik yüzeye mekanik olarak tutunmasını sağlar. Resin siman performansı materyalin bileşimine, konsantrasyonuna ve uygulama süresine göre değişmektedir [252-255].

Della Bona ve diğerleri, cam seramiklere HF asit, asidüle fosfat florid ve amonyum biflorid uygulamış ve HF asit uygulanan grupta en yüksek bağlantı dayanımı elde edilmiş ve amonyum biflorid ve asidüle fosfat florid grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır [137, 256]. Başka bir çalışma da ise lösit cam seramiklere HF asit uygulandığında oluşan mikro çekme bağlantı dayanımının, fosforik asit uygulandığındaki mikro çekme bağlantı dayanımından fazla olduğu bildirilmiştir [137, 257].

Naves ve diğerleri, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere farklı sürelerde HF asit (% 10) uygulamış ve yüzey morfolojisi ve rezin ile bağlantı dayanımını incelemiştir. Artmış asitleme süresinin bağlantı dayanımını düşürdüğünü, silan ve doldurucusuz rezinin birlikte kullanımında bağlantı dayanımının, sadece silan uygulanan gruba göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir [255].

Neis ve diğerleri, çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları cam seramiklere (feldspatik, lösitle güçlendirilmiş, lityum disilikat cam seramik) kompozit rezin ile tamir yaptıkları çalışmalarında, frezle pürüzlendirme işleminin feldspatik ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere, HF asit uygulamasını lityum disilikat cam seramiklere ve tribokimyasal silika kaplamanın ise lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere uygulandığında kompozitle tamir işleminin daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir [245]. Çalışmada, zirkonya katkılı lityum silikat seramiklerde ve hibrit seramik olan Nacera Hybrid materyalinde en yüksek SBS değeri HF asit+silan ve HF asit grubunda görülürken, hibrit seramik olan Vita Enamic' de Cojet kumlama+silan grubunda belirlenmiştir.

Seramik materyalleri için HF asit % 2,5 ile % 10 konsantrasyonları arasında, 1 ile 3 dk süreyle uygulanan en etkili yüzey işlemidir [93, 105, 221]. Peumans ve diğerleri çalışmalarında % 5' lik HF asit kullanırken [92], Schwenter ve diğerleri ise % 5' lik HF asiti çeşitli sürelerde (15, 30, 60, 120 ve 240 sn) uygulamışlardır [90]. Al-Thagafi ve diğerleri ise çalışmalarında 60 sn % 5' lik HF asit kullanmışlardır [258]. Çalışmamızda kullanılan materyallerin mikroyapılarının farklı olması ve materyaller arasında standardizasyonun sağlanması amacıyla % 5' lik HF asit 20 sn olarak seçildi ve uygulandı.

Vita Enamic yüzeyine HF asit uygulandığında, polimerde çözünme olmazken, seramik matris kısmen çözünür ve yüzeyde mikro gözenekler oluşur [259-261]. Vita Enamic materyaline HF asit uygulaması sonrası yüzeyin SEM ile incelendiği çalışmalarda, yüzeyde

çok sayıda düzensiz rasgele dağılmış mikro çukurcuklar olduğu bildirilmiştir [201, 241]. Campos ve diğerleri, Vita Enamic materyaline HF asit uygulamasından sonra temas açısının kontrol grubuna göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bu durumu ise asit uygulamasının cam matriksi çözmesi sonucunda yüzeyin hidrofilik hale gelmesiyle ilişkilendirmişlerdir [241].

Yüzey işlemlerinden bağlantı dayanımını etkileyen diğer bir yüzey işlemi ise kumlama. Kumlama yapıştırıcı rezin materyalleri ile dental restoratif materyaller arasındaki bağlantı dayanımını artırılmasını sağlayan bir yöntemdir [262]. Spitznagel ve diğerleri, kumlama uygulamasıyla artan yüzey pürüzlülüğünün, hidroflorik asit ile pürüzlendirmeden daha fazla bağlantı dayanımını artırdığını bildirmiştir [228, 251]. Kumlama işleminin bağ dayanımını üzerinde etkisi, yüzey alanını artırarak mikromekanik kilitlenmeyi ve yüzey ıslanabilirliğini artırmasıyla açıklanmaktadır [92, 201, 228]. Kumlama için kullanılan Al_2O_3 partiküllerinin boyutu 30-250 μm [128] arasında olup, uygulama basıncı 2-3 bar, kumlama ucunun materyale uzaklığı 5-20 mm [121], süresi ise 15 sn kadardır [127].

Borges ve diğerleri, yapmış oldukları bir çalışmada 50 μm parikül boyutuna sahip Al_2O_3 kumun cam seramiklerin yüzey morfolojisini değiştirdiğini bildirmişlerdir [253]. Addison ve diğerleri, feldspatik seramikten yapılmış lamine restorasyonlarının en iyi kırılma dayanımının 50 μm partikül boyutuna sahip Al_2O_3 ile olduğunu bildirmiş ve 110 ve 250 μm boyutlarındaki partiküllerinin ise bağ dayanımını azalttığını vurgulamışlardır [263].

Farklı çalışmalarda ise yüksek partikül boyutuna sahip Al_2O_3 kum ve artan kumlama basıncının bağlantı dayanımını artırmadığı bildirilmiştir [128, 264]. Bununla birlikte, kumlama işlemi, seramik yüzeyinde kırıklara neden olabilecek mikro çatlaklara sebep olmakta böylece iç ve marjinal adaptasyonu etkilemektedir [201, 228, 241]. Yoshihara ve diğerleri, rezin matriks seramik CAD/CAM blokların (Cerasmart, Lava Ultimate, Shofu Block HC, Katana Avencia, KZR-CAD HR) bağlantı dayanımına kumlamanın etkisini inceledikleri çalışmada, her bloğun değişik mikroyapıya sahip olduğunu, kumlamanın yüzey pürüzlülüğünü artırdığını, ancak kumlamanın yüzeyde hasar oluşturduğunu ve kumlama sonrası silan uygulamasının bağlantıyı Shofu Block' lar hariç artırdığını bildirmişlerdir [243]. Çalışmada, her dört materyalde de Al_2O_3 kumlama ve Al_2O_3 kumlama+silan yüzey işlemleri arasında en yüksek yüzey pürüzlülük değeri gösterdi.

Bellan ve diğeri çalışmaları 50 µm Al₂O₃ kum kullanırken [259], Tekçe ve diğeri ise 2,5 bar basınç altında 50 µm Al₂O₃ kumu farklı sürelerde uygulamışlardır [251]. Çalışmamızda 50 µm Al₂O₃ kum, 2,5 bar basınç altında, 15 mm mesafeden, 10 sn süreyle uygulandı.

Bağlantı dayanımını artıran yüzey işlemlerinden bir diğeri ise tribokimyasal silika kaplamadır. Tribokimyasal silika kum, alumina partiküllerinin silika ile modifiye halidir ve basınçla uygulandığında seramik yüzeyinde silika tabakası oluşturur [121, 140]. Silika kaplama sırasında Al₂O₃ partiküllerinin sahip olduğu yüksek enerji, yüzeye silika füzyonunu sağlar [30]. Seramik yüzeyindeki silika parçacıkları, yüzeyde silikon hidroksilin artmasını ve silanın etkisinin artmasını sağlar [265]. Seramik yüzeyindeki silika tabakasına silan uygulamasıyla rezin simanlarla olan bağlantı dayanımının arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur [30, 266, 267]. Bazı çalışmalar ise silika kaplamanın materyalin mekanik dayanımını azalttığı [30, 268, 269], ve çatlak yayılımını indüklediğini [30, 270] savunsalar da, diğeri çalışmalarda uzun vadeli mekanik dayanım üzerinde zararlı bir etki göstermediği vurgulanmıştır [30, 271-273]. Bu yöntemle uygulanan sistemler Rocatec, Cojet, Siljet' tir.

Pilo ve diğeri, üç farklı tribokimyasal sistem (CoJet, SilJet, SilJet Plus, Medical Grade Alpha Alumina) ile silan reaktivitesinin zirkonya-rezin bağlantısına etkisini inceledikleri çalışmalarında, SilJet Plus en yüksek bağlantı dayanımı gösterirken, Cojet ve Siljet' in bunu takip ettiğini, en düşük bağlantı dayanımının ise Alumina grubunda olduğunu bildirmişlerdir [145].

Cojet sistemi, seramik ve metal-seramik restorasyonların kırık tamiri ve simantasyon işlemlerinde kullanılır ve silika kaplama işlemi soğuk silikatizasyon ile yapılır [274]. Soğuk silikatizasyon metodunda gerekli olan enerji kumun yüzeye çarpması esnasındaki kinetik enerjiden elde edilir. Bu kinetik enerji uygulandığı alanda lokal bir ısı artışına neden olur böylece sıcaklıkta bir değişiklik olmaksızın silikatizasyon makroskopik olarak gerçekleşir [274]. Cojet sistemi 30 µm boyutlarında silika modifiye Al₂O₃ kum içerir ve tamir işlemlerinde intraoral olarak, restorasyonların simantasyonunda ise ekstraoral olarak uygulanır [274, 275]. Çalışmada, seramik yüzeyinin silika ile kaplanmasını sağladığından dolayı 30 µm boyutlarında silika modifiye Al₂O₃ kum içeren Cojet sistemi kullanıldı.

Yüzey işlemlerinde uygulanan yöntemlerden bir de yüzeye silan uygulamasıdır. Silan, seramik rezin bağlantısında, seramik yüzeyine absorbe olarak kimyasal etkileşimi kolaylaştıran bağlayıcı madde olarak işlev görür [92, 276]. Silan, kovalent olarak silikon dioksite bağlanan ve hibrid seramik organik matris ile kopolimerize olabilen iki fonksiyonlu bir molekül içerir [242, 277]. Silan yüzeyin ıslanabilirliğini artırmaktadır [92]. Silan uygulaması, bazı in vitro çalışmalarda da bildirildiği üzere seramik-rezin bağ dayanımı için önemli görünmektedir [92, 93, 254, 278]. Silanın yüzey ıslanabilirliğini artırmasından dolayı çalışmaya etkinliğini test etmek amacıyla araştırma gruplarına silan uygulamasını dahil ettik.

Sattabanasuk ve diğerleri, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğe (IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanan mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin rezin ile bağlantı dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, silan uygulanan gruplarda daha iyi bağlantı dayanımı olduğunu bildirmişlerdir [248]. Peumans ve diğerleri, mekanik yüzey işlemi uygulansa da uygulanmasa da silanın en yüksek bağ dayanım kuvveti gösterdiğini bildirmişlerdir [92]. Araştırmada, uygulanan yüzey işlemleri makaslama bağlantı dayanım değerlerini arttırmış ve incelenen dört materyalde de en düşük değerler kontrol ve sadece silan uygulanan grupta bulundu.

Silva ve diğerleri, hidroflorik asit uygulamasından sonra silan uygulanan örneklerin, en düşük temas açısı değeri (daha yüksek ıslanabilirlik) gösterdiğini ve bu sayede yüzey enerjisinin artmasıyla mikro retansiyonun arttığını bildirmişlerdir [242].

Seramik yüzeyine uygulan yüzey işlemleri yüzeyi pürüzlendirmektedir. Yüzey pürüzlüğünün ölçülmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobu, profilometre ve atomik kuvvet mikroskobu gibi cihazlar kullanılmaktadır [186]. Yüzey pürüzlülüğün ölçümü için en yaygın kullanılan cihaz profilometredir [279]. Tekçe ve diğerleri ile Güngör ve diğerleri çalışmalarında profilometre cihazını kullanmışlardır [194, 251]. Yüzey pürüzlülüğü analizinde çeşitli parametreler kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde birçok çalışmada yüzey pürüzlülük değeri olarak ise Ra kullanılmaktadır [194, 201, 221, 280]. Profilometre cihazı, Ra değerini rakamsal olarak vermesi, kullanımının kolay ve sık kullanılan yöntemlerden biri olmasından dolayı yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede çalışmada kullanıldı.

Silva ve diğerleri, Vita Enamic materyalinin kompozitle tamirini çeşitli yüzey işlemlerini (kontrol, Al₂O₃ kumlama, tribokimyasal silika kaplama, frezle pürüzlendirme, HF asit)

uygulayarak incelemişlerdir. En yüksek yüzey pürüzlülük değerinin frezle pürüzlendirmede görüldüğünü, bunu sırasıyla HF asit, Al_2O_3 kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve kontrol grubu takip ettiğini bildirmişlerdir. En yüksek bağ dayanımını ise frezle pürüzlendirme sonrası adeziv uygulamasında olduğunu tespit etmişlerdir [242]. Çalışmada, Vita Enamic materyalinde en yüksek yüzey pürüzlülük değeri Al_2O_3 kumlama ve Al_2O_3 kumlama+silan grubunda tespit edildi.

Wu ve diğerleri, Lava Ultimate üzerinde yaptıkları çalışmalarında Cojet kumun (30μ) Al_2O_3 kumdan (50μ) daha az yüzey pürüzlülüğü ve mikromekanik retansiyon gösterdiğini bildirmişlerdir [265]. Benzer sonuçlar, Cojet gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri için belirlendi ve Al_2O_3 kumlamadan düşük olarak saptandı.

Gomez ve diğerleri, üç farklı CAD/CAM materyalinin (IPS e.max CAD, IPS Empress CAD, Vita Enamic) rezin simanla bağlantısını ve yüzey işlemleri sonrasında lazer profilometre ile yüzey pürüzlülüğünü incelemişlerdir, Vita Enamic örneklerine uygulanan yüzey işlemleri (kontrol, HF asit ve silan, self etching primer) arasında en yüksek yüzey pürüzlülüğünü HF asit grubunda olduğunu, bunu self etching primer grubunun takip ettiğini ve en yüksek bağlantı dayanımının ise self etching primer uygulanan grupta olduğunu bunu ise HF asit ve silan uygulanan grubun takip ettiğini bildirmişler ve yüksek yüzey pürüzlülük değerinin her zaman yüksek bağlantı dayanımını göstermeyeceğini vurgulamışlardır [252]. Benzer şekilde, çalışmada da Al_2O_3 kumlama ve Al_2O_3 kumlama+silan gruplarının yüzey pürüzlülük değeri en yüksek olmasına rağmen bağlantı dayanım değerleri HF asit ve HF asit+silan gruplarına göre genellikle daha düşük tespit edildi.

Barutçigil ve diğerleri, Vita Enamic materyaline çeşitli yüzey işlemleri (kontrol, tribokimyasal silika kaplama, Al_2O_3 kumlama, % 10' luk HF, universal adeziv ve lazer) uyguladıkları çalışmalarında Al_2O_3 kumlamanın en yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdiğini, ancak Al_2O_3 kumlama yapılan grupların makaslama bağlantı dayanımının, HF asit ve universal adeziv uygulanan gruplara göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir [221]. Çalışmada Vita Enamic materyali değerlendirildiğinde Barutçigil ve diğerlerinin çalışmasına benzer şekilde, Al_2O_3 kumlamanın en yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdiğini fakat bağlantı dayanım değerleri incelendiğinde en yüksek makaslama bağlantı dayanım değerleri Cojet kumlama+silan grubunda tespit edilirken bu grubu HF asit, HF asit+silan grupları izledi.

Alp ve diğerkleri, Vita Enamic, Lava Ultimate ve Cerasmart örneklere Al₂O₃ kumlama ve silika kaplama uyguladıkları çalışmaları, materyallerin rezin siman ile bağlantı dayanımını incelemişlerdir. Yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımına ve yüzey pürüzlülüğüne etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Vita Enamic materyali için, Al₂O₃ kumlama ile silika kaplama arasında yüzey pürüzlülük değeri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını vurgulamışlardır [237]. Çalışmada, Alp ve diğerklerinin aksine Al₂O₃ kumlamanın yüzey pürüzlülük değeri tüm materyaller arasında Cojet kumlamadan anlamlı derecede yüksek bulundu.

Elsaka yaptığı çalışmada, HF asit uygulamasının yüzey pürüzlülüğünün, Al₂O₃ kumlamaya göre daha düşük olduğunu bildirmiş fakat bağ dayanımlarının karşılaştırılabilir olduğunu bulmuştur [201]. Çalışmada, Elsaka'ın bulduğu sonuçlara benzer sonuçlar bulundu. Yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla bağ dayanımında da her zaman artış olmayacağı çalışmalarda da bildirilmiştir [69, 201, 281].

Çalışmada yüzey işlemlerinin Ra değerleri incelendiğinde, her dört materyal için en yüksek Ra değeri ise Al₂O₃ kumlama ve Al₂O₃ kumlama+ silan grubunda belirlenirken en düşük Ra değeri kontrol ve silan grubunda bulundu. Al₂O₃ kumlama ve Al₂O₃ kumlama+silan gruplarını Cojet kumlama ve Cojet kumlama+silan grupları anlamlı olarak izledi. HF asit ve HF asit+silan gruplarında en yüksek pürüzlülük değerleri anlamlı olarak Vita Enamic ve Celtra Duo' da belirlendi. Al₂O₃ kumlama ve Cojet kumlamada ise Nacera Hybrid materyalinde ve Al₂O₃ kumlama+silan ve Cojet kumlama+silan gruplarında ise anlamlı olarak Nacera Hybrid ve Vita Enamic' te saptandı. Çalışma sonucundaki yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) önceki çalışmalara benzer bulundu [201, 221, 265].

Yüzey işlemleri sonucunda, genellikle en yüksek Ra değeri Al₂O₃ kumlama ve Cojet kumlama yapılan gruplarda hibrit seramik olan Nacera Hybrid materyalinde ve daha sonra ise Vita Enamic materyalinde tespit edilirken, en düşük bağlantı değerleri ise tüm materyallerde genellikle kontrol ve silan gruplarında bulundu. Araştırmada dört materyalinde içerikleri ve mikro yapıları farklılık göstermektedir. Nacera Hybrid % 50 polimer ve % 50 cam seramik içeren bir materyaldir. Vita Enamic materyalinin ise hacminin % 75' ini feldspatik seramik ve % 25' ini polimer oluşturmaktadır. Lityum silikat içerikli olan Celtra Duo ve Vita Suprinity materyalleri yapısında lityum metasilikat ve lityum ortofosfat kristal fazlardan oluşan camsı matriks içinde % 10 oranında zirkonya

içermektedir. Ra değerlerindeki bu farklılık materyallerin yapısında bulunan polimer fazdan ve materyaller arasındaki mikro yapı farklılıklarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca materyallerin sertlik değeri arttıkça materyalin mekanik dayanıklılığı, çizilme, kırılma ve aşınma direnci artar [185]. Aynı zamanda elastik modülü yüksek olan materyaller daha serttir [188]. Nacera Hybrid materyalinin sertlik ve elastik modülü değerleri (Vickers sertlik değeri 700 MPa, elastik modül değeri 9900 MPa) diğer materyallerden daha düşüktür. Bu sebeple mekanik olarak yüzeyin pürüzlendirildiği (Al_2O_3 kumlama ve Cojet kumlama) gruplarda Ra değerleri arasındaki fark sertlik ve elastik modülü arasındaki farkla ilişkilendirilebilir. Çalışmanın birinci hipotezini, materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin yüzey işlemleri ve materyaller arasında farklılığa neden olmaması oluşturmaktadır. Bu nedenle çalışma sonuçları değerlendirildiğinde araştırmanın birinci hipotezi reddedildi.

Yeni materyallerin geliştirilmesi ve bu materyallerin performanslarının önceden tahmin edilebilmesi için klinik ve laboratuvar testleri yapılmaktadır. Klinik testler hasta takibindeki zorluklar ve standardizasyon zorluklarından dolayı çok fazla tercih edilmezler. Laboratuvar testleri, materyallerin klinik performanslarını önceden tahmin edilmesini kolaylaştırmaktadır [282]. Bağlantı dayanımını ölçmek için çekme veya makaslama bağlantı testleri uygulanmaktadır [283]. Makaslama bağlantı testinde örnek hazırlanması ve test protokollerinin uygulanması çekme testine göre daha kolaydır [194]. Flury ve diğerleri, makaslama bağlantı testinin test öncesinde örneklerde başarısızlığa sebep olabilecek travmatik işlemlere neden olmadığından çalışmalarında kullandıklarını vurgulamışlardır [284]. Hu ve diğerleri ile Güngör ve diğerleri ise makaslama bağlantı testinin yapım ve uygulama prosedürlerinin kolay olduğunu belirtmişlerdir [194, 261]. Barutçigil ve diğerleri ise güvenilir sonuçlar vermesi, hızlı ve kolay olması sebebiyle makaslama testini tercih etmişlerdir [221]. Yapılan çalışmalarda, seramik siman arasındaki mikro çekme testi bağlantı değerleri, 18-66 MPa arasında bulunurken [30, 92, 241, 251, 285], makaslama bağlantı testi değerleri ise 5-20 MPa arasında saptanmıştır [90, 194, 286]. Klinik uygulamalar için 15-25 MPa bağlantı değerinin uygun olacağı bildirilmiştir [194].

Çalışmada, uygulanma kolaylığı, hızlı ve güvenilir sonuçlar vermesi sebebiyle makaslama bağlantı testi uygulandı. Ra değerlerinin ölçümünden sonra örnek yüzeylerine rezin siman uygulandı. Simanın polimerizasyonu tamamlandıktan sonra makaslama bağlantı dayanım testi gerçekleştirildi.

Campos ve diğeri, hibrit seramiğe uygulanan yüzey işlemlerinin yaşlandırma sonrası rezin ile bağlantı dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, HF asitin bağlantı dayanımını artırdığını, yaşlandırma sonrası ise tüm yüzey işlemlerinde bağlantı dayanımının düştüğünü bildirmişlerdir [241].

Sato ve diğeri, zirkonya katkılı lityum silikat seramiğe (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) uygulanan yüzey işlemlerinin siman ile bağlantısına etkisini mikro çekme testi ile inceledikleri çalışmalarında, silika kaplamanın yaşlandırma sonrasında bağ dayanımına etkisi olmadığını, HF asitin 20 sn ve 40 sn uygulanmasının (32,33 MPa ve 32,07 MPa) bağlantı dayanımına etkisinin ise eşit olduğunu bildirmişlerdir [30]. Bu çalışmada, ısıl ve mekanik yaşlandırma işlemi araştırma gruplarına dahil edilmedi ve Vita Suprinity için en yüksek bağlantı değeri 20 sn HF asit uygulanmasında (12,84 MPa) belirlendi.

Peumans ve diğeri, altı farklı materyale (Vita Mark II, IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, Celtra Duo, Vita Enamic, Lava Ultimate) mekanik yüzey işlemi sonrası (silikon karpit ile zımparalama, 30µm' luk Al₂O₃ kumlama, tribokimyasal kumlama) kimyasal yüzey işlemleri (hidroflorik asit, silan, hidroflorik asit sonrası silan) uygulayarak bağlantıya etkisini mikro çekme testi ile incelemiş ve Celtra Duo için HF asit (41,5 MPa) ve HF asit sonrası silanın (38,5 MPa) en yüksek bağlantı dayanımı gösterdiğini ve bu materyal için silanın bağlantı dayanımına ek bir etkisi olmadığını, Vita Enamic için ise, silan (44,9 MPa) ve HF asit sonrası silanın (46,3MPa) en yüksek bağlantı dayanımı gösterdiğini saptamışlardır [92]. Çalışmada makro makaslama bağlantı testi sonuçları Peumans ve diğeri'nin sonuçlarına benzer şekilde Celtra Duo materyali için en yüksek bağlantı değeri HF asit+silan uygulanan grupta (18,01 MPa) bulundu ve HF asit grubuna (11,58) göre anlamlı derecede yüksek tespit edildi. Vita Enamic grubunda ise Peumans ve diğeri'nin aksine en yüksek bağlantı değeri Cojet kumlama+silan grubunda (16,25 MPa) saptanırken bunu HF asit+silan grubu (13,17 MPa) takip etti, fakat aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Peumans ve diğeri'nin çalışması ile bu çalışmada ki bağlantı değerlerinin farklı bulunmasının sebebi bu iki çalışmada farklı test yöntemlerinin kullanılmış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Aboushelib ve Sleem çalışmalarında, IPS Empress II, IPS e.max CAD ve Celtra Duo materyaline (ZLS) uygulanan iki ayrı yüzey işlemi (HF asit ve Al₂O₃ kumlama) sonrası rezin

siman ile bağlanma dayanımını, mikro çekme testi ile karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda Celtra Duo materyali için en yüksek bağlantı dayanımının HF asit uygulaması ($34\pm 2,8$ MPa) sonrasında olduğunu bildirmişlerdir [139]. Çalışmada, Aboushelib ve Sleem' in çalışma sonuçlarıyla benzer sonuçlar tespit edildi.

Frankenbergera ve diğerleri, yeni geliştirilen materyallerin (e.max CAD, Celtra Duo, Lava Ultimate, Vita Enamic) adeziv bağlantısını mikro çekme testi ile inceledikleri çalışmalarında, Vita Enamic ve Celtra Duo için en yüksek bağlantı dayanımının HF asit sonrası silan uygulamasında (sırasıyla 23,4 MPa ve 31,2 MPa) olduğunu bildirmişlerdir [287]. Frankenbergera ve diğerlerinin çalışmasında olduğu gibi farklı test yöntemleri kullanılsa da, çalışmada da Celtra Duo materyalinde makaslama bağlantı değerleri en yüksek HF asit+silan grubunda bulundu. Ancak Celtra Duo materyaline ait değerler benzerlik gösterirken, Vita Enamic materyaline ait bağlantı değeri en yüksek Cojet kumlama+silan grubunda belirlendiği için Frankenbergera ve diğerlerinin Vita Enamic için bulduğu sonuçla uyuşmamaktadır.

Lise ve diğerleri, iki farklı CAD/CAM materyaline (Cerasmart, Vita Enamic) çeşitli yüzey işlemlerinin (kontrol, kumlama, kumlama+silan, kumlama+silan+akışkan kompozit, % 5' lik HF asit+silan, %37' lik fosforik asit+silan) siman ile bağlantı dayanımını mikro çekme testi ile incelemişler. Her iki materyalde yüzey işlemine bakılmaksızın bağlantı dayanımının arttığı ve bu materyallerin yaşlandırma işleminden etkilenmemesi için kumlama ve hidrofilik asit uygulanması sonrası silan uygulanması gerektiğini vurgulamışlardır [285].

Tekçe ve diğerleri, Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerinin kumlama süresinin (15, 30, 60 sn) hem ışık hem de kimyasal polimerize olan rezin simanla bağlantısının ısıl döngü uygulaması öncesi ve sonrası mikro çekme testi ile inceledikleri çalışmalarında, Vita Enamic örneklerde, 5000 ısıl döngüden sonra en düşük bağlantı dayanımının 60 sn kumlama (22,8 MPa) olduğunu bildirmişlerdir. Lava Ultimate ile karşılaştırıldığında, Vita Enamic örneklerde 30 sn üzerinde uygulanan kumlama işleminin bağlantı dayanımını düşürmesini, Vita Enamic' in seramik içeriğinin daha fazla olmasına bağlamışlardır [251].

Al-Thagafi ve diğerleri, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD materyallerinin kompozit ile tamirini mikro çekme test yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında, Cojet kum (2,8 bar basınç

altında 10 mm uzaklıktan 15 sn kadar uygulanmış) sonrası silan uygulamasının en yüksek bağlantı dayanımı ($33,1 \pm 2,4$ MPa) gösterdiğini bildirmişlerdir [258]. Çalışmada, Vita Suprinity materyalinin bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, Al-Thagafi ve diğerlerinin aksine, HF asit (18,84 MPa) ve HF asit+silan grubunda (11,06 MPa) en yüksek bağlantı dayanım değerleri tespit edildi ve Cojet kumlama+silan grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu.

Güngör ve diğerleri, hibrit seramiklere (Lava Ultimate, Vita Enamic ve GC Ceresmart) uygulanan yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımına etkisini makaslama testi ile inceledikleri çalışmalarında, ısıl yaşlandırma uygulanmayan grupta en yüksek bağlantı dayanımını frezle pürüzlendirme ve asit sonrası silan uygulanan grupta olduğunu bildirmişlerdir. Vita Enamic materyaline % 9' luk HF asitin 60 sn uygulanması sonrası silan uygulanan grupta ısıl yaşlandırma öncesi makaslama bağlantı dayanım değerini $17,91 \pm 1,81$ MPa tespit etmişlerdir [194]. Çalışmada, Vita Enamic materyaline 20 sn süreyle % 5' lik HF asitin uygulanıp sonrasında silan uygulanan grupta makaslama bağlantı değeri ise $14,5 \pm 3,33$ MPa bulundu.

Schwenter ve diğerleri, üç rezin kompozitle polimer infiltre seramik arasındaki bağlantı mekanizmasını inceledikleri çalışmalarında, asit sonrası silan uygulamasının daha yüksek makaslama bağlantı dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir [90]. Araştırmacılar, silanın Vita Enamic materyalinde bağ dayanımını artırmasının nedenini materyalin yapısında bulunan silikat seramik fazı ile kimyasal bağ yapmasına bağlamışlardır [90, 277]. Çalışmada, Vita Enamic materyalinde en yüksek bağlantı dayanım değeri Cojet kumlama uygulaması sonrası silan uygulamasında (16,25 MPa) tespit edilmiş ve bu grubu HF asit uygulaması sonrası silan (14,5 MPa) uygulanan grup izlemiştir.

Elsaka, HF asit sonrası silan uygulanan Vita Enamic örneklerin siman bağlantı dayanımını mikro çekme testi ile incelemişler, bağlantı dayanımının Al_2O_3 kumlama ve HF asite göre daha fazla olduğunu ve HF asit ve silan uygulanan grupta daha fazla koheziv başarısızlık görüldüğünü bildirmiştir. Ayrıca Al_2O_3 kumlama sonrası silan uygulamasının (24,95 MPa), HF asit ve silan uygulamasıyla (27,47 MPa) karşılaştırılabilir bağ dayanımı gösterdiğini, silanın kumlama ve HF asit sonrası bağ dayanımını artırdığını belirtmiştir [201]. Çalışmada da, Vita Enamic materyallerinde koheziv başarısızlık en fazla HF asit+silan uygulanan grupta bulundu ve Elsaka' ın çalışmasına benzer sonuçlar elde edildi.

Rohr ve diğerleri, Vita Enamic materyaline % 5' lik hidroflorik asiti farklı sürelerde (0, 15, 30, 60 ve 120) uygulamışlar daha sonra bu örneklerin yarısına silan, bond veya ikisi birden uygulandıktan sonra siman ile bağlantı dayanımını makaslama testi ile incelenmişler. En yüksek makaslama bağlantı değerlerinin tespit edildiği, 30 sn HF asit sonrası silan ve bond uygulanan gruplarda makaslama bağlantı değeri 11.6 ± 1.4 MPa (RelyX Unicem 2 Automix siman kullanılan grup) ve 11.5 ± 2.2 MPa (RelyX Ultimate siman kullanılan grup) bulunurken, 60 sn HF asit sonrası silan ve bond uygulanan gruplarda makaslama bağlantı değeri 12.0 ± 1.9 MPa (RelyX Unicem 2 Automix siman kullanılan grup) ve 12.7 ± 2.2 MPa (RelyX Ultimate siman kullanılan grup) tespit edilmiştir [286]. Çalışmada Vita Enamic materyaline 20 sn HF asit uygulanan grupta makaslama bağlantı değeri $13,17 \pm 1,9$ bulunurken 20 sn HF asit+silan grubunda ise $14,5 \pm 3,33$ tespit edildi.

Makaslama bağlantı testi sonrasında, HF asit ve HF asit+silan yüzey işlemleri, Vita Enamic materyali hariç diğer materyallerde en yüksek SBS değeri gösterdi. HF asit sonrası uygulanan silanın bağlantı dayanımına etkisi incelendiğinde, Celtra Duo materyali hariç anlamlı fark bulunmadı. Yüzey işlemleri sonrasında uygulanan silanın, Celtra Duo materyalinde HF asit sonrası silan uygulanan grup dışında, bağlantı dayanımına anlamlı bir etkisi bulunmadı. Al_2O_3 kumlama ve Cojet kumlama, HF asit uygulamasına göre daha yüksek Ra değeri göstermesine rağmen bağlantı dayanımı HF asitten düşük bulundu. Çalışmanın ikinci hipotezini uygulanan yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımına etkisi olmadığı oluşturmaktadır. Çalışma sonuçları doğrultusunda ikinci hipotez de reddedildi.

Bağlantı dayanımı önemli olduğu gibi bağlantı ara yüzünde oluşan kırık yüzeylerinin değerlendirilmesi de önemlidir. Adeziv başarısızlıkta bağ dayanımı düşüktür. Koheziv başarısızlık ise yüzeyde daha iyi bir adezyonun sağlandığını göstermektedir. Rezin simanda görülen koheziv başarısızlık bağ dayanımının iyi olduğunu, başarısızlığın ara yüzde olmadığını, rezin siman içindeki hatalardan kaynaklandığını gösterir [201, 288, 289]. Klinik olarak koheziv başarısızlık adeziv başarısızlığa göre daha çok tercih edilir [201, 290, 291]. Çalışmada, makaslama dayanım testi sonrasında örneklerin yüzeyi incelendi, başarısızlık tiplerine göre sınıflandırıldı. Materyal yüzeyinde siman tabakasının olmadığı ayrılma (Tip1, adeziv ayrılma), materyal yüzeyinde siman tabakasının mevcut olduğu ayrılma (Tip 2, koheziv ayrılma), materyalin bir kısım siman ile birlikte koptuğu ayrılma (Tip 3, koheziv ayrılma) olmak üzere 3 ayrıldı.

Gomez ve diğerleri, seramik rezin siman bağlantısına yüzey işlemlerinin etkisini inceledikleri çalışmalarında, Vita Enamic materyalinde, yaşlandırma öncesi ve sonrasında kontrol grubunda adeziv başarısızlığın en fazla görüldüğünü, self etching primer uygulanan gruplarda rezin simanda koheziv başarısızlık ve karışık başarısızlık fazla görülürken, HF asit ve silan uygulanan grupta yaşlandırma sonrasında adeziv başarısızlığın arttığı bildirilmiştir [252].

Elsaka, Vita Enamic ve Lava Ultimate materyalleri ile rezin siman bağlantısını karşılaştırdığı çalışmasında kontrol grubunda adeziv başarısızlığın görüldüğünü, diğer yüzey işlemlerinde (kumlama, kumlama ve silan, HF asit, HF asit ve silan) koheziv başarısızlık tiplerinin daha fazla görüldüğünü bildirmiştir [201]. Çalışmada, Gomez ve diğerleri ile Elsaka' nın çalışmasına benzer şekilde adeziv başarısızlık en fazla kontrol grubunda görüldü.

Schwenter ve diğerleri, Vita Enamic materyalinin de makaslama bağlantı dayanımı sonrasında rezin siman tipinin başarısızlık tipi ile bağlantısı olmadığını, 15 sn asitlenmiş ve silan uygulanmamış grup dışında adeziv başarısızlığın nadir görüldüğünü, silan uygulanmamış örneklerde karışık tip başarısızlığın daha çok olduğunu, silan uygulanmış örneklerde ise koheziv başarısızlığın daha fazla olduğunu bildirmişlerdir [90]. Çalışmada, Schwenter ve diğerlerinin çalışma sonuçlarına benzer olarak, Tip 2 ve Tip 3 koheziv başarısızlık tipleri, yüzey işlemlerinden sonra silan uygulanan gruplarda silan uygulanmayan guruplara göre artmıştır.

Hu ve diğerleri, Vita Enamic ve Vita Suprinity materyallerinin polisaj yapıldıktan ve % 5' lik HF asit ile 60 sn asitlendikten sonra rezin siman bağlantısını inceledikleri çalışmalarında, asitlenmiş Vita Enamic örneklerde çoğunlukla koheziv başarısızlık görülürken, asitlenmiş Vita Suprinity örneklerde çoğunlukla adeziv başarısızlık görüldüğünü bildirmişlerdir. Polisajlanmış grupta ise bağlantı dayanımının önemli oranda düşük olduğunu ve sadece adeziv başarısızlık görüldüğünü vurgulamışlardır [261].

Çalışmada başarısızlık tipleri materyale göre incelendiğinde, Tip 1 başarısızlık en fazla Nacera Hybrid materyalinde en az ise Vita Enamic materyalinde, Tip 2 başarısızlık, en fazla Vita Suprinity materyalinde en az ise Vita Enamic materyalinde gözlendi. Tip 3 başarısızlık ise en fazla Vita Enamic materyalinde görülürken Celtra Duo ve Vita Suprinity materyallerinde bu başarısızlık tipi görülmedi.

Yüzey işlemlerine göre başarısızlık tipi incelendiğinde ise Tip 1 başarısızlık kontrol ve silan grubunda en fazla, HF asit+silan grubunda en az gözlemlendi. Tip 2 başarısızlık en fazla Cojet+silan grubunda en az ise silan ve kontrol gruplarında görüldü. Tip 3 başarısızlık en fazla HF asit+silan grubunda gözlenirken silan ve kontrol gruplarında hiç gözlenmedi.

Çalışmada kullanılan hibrit seramik ve zirkonya katkılı lityum disilikat seramik materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ve bağlantı dayanım değerleri uygulanan yüzey işlemlerinden etkilenmiş ve uygulama sonrası makaslama bağlantı değerleri artmıştır. Tam seramik restorasyonların simantasyon işleminde başarılı bir adezyon sağlanması ve restorasyonun dayanımının artırılabilmesi amacıyla materyal yapısına ve seçimine göre yüzey işlemlerinin belirlenerek uygulanması ile klinik olarak başarılı restorasyonların yapımı mümkün olacaktır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, hibrit seramik materyallerinden Vita Enamic ve Nacera Hybrid ile zirkonya katkılı lityum disilikat seramik materyallerinden Celtra Duo ve Vita Suprinity' e uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve bağlantı dayanımı değerlerine etkisi incelendi ve başarısızlık tipleri tespit edildi. Çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı.

1. Çalışmada, materyal gruplarına uygulanan yüzey işlemleri tüm materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerini genellikle arttırdı. Tüm materyallerde en yüksek Ra değeri Al_2O_3 kumlama ve Al_2O_3 kumlama+silan grubunda tespit edildi. Bu grubu Cojet kumlama ve Cojet kumlama+silan grubu takip etti. Tüm gruplarda en düşük yüzey pürüzlülük değeri genellikle silan ve kontrol grubunda bulundu.
2. HF asit ve HF asit+silan gruplarında en yüksek pürüzlülük değerleri anlamlı olarak Vita Enamic ve Celtra Duo' da belirlendi. Al_2O_3 kumlama ve Cojet kumlama ise Nacera Hybrid materyalinde ve Al_2O_3 kumlama+silan ve Cojet kumlama+silan gruplarında ise anlamlı olarak Nacera Hybrid ve Vita Enamic' te saptandı.
3. Çalışmada makaslama bağlantı dayanım değerleri incelendiğinde kullanılan tüm materyallerin uygulanan yüzey işlemlerinden etkilendiği ve SBS değerlerinin arttığı belirlendi. En yüksek makaslama bağlantı değeri, Celtra Duo materyalinde HF asit+silan grubunda, Vita Suprinity ve Nacera Hybrid materyallerinde HF asit ve HF asit+silan grubunda, Vita Enamic materyalinde ise Cojet kumlama+silan grubunda tespit edilirken tüm materyallerde en düşük SBS değeri kontrol grubunda belirlendi.
4. HF asit, Al_2O_3 kumlama, Al_2O_3 kumlama+silan, Cojet kumlama, Cojet kumlama+silan, silan ve kontrol gruplarında en yüksek SBS değeri Vita Enamic materyalinde belirlenirken, HF asit+silan grubunda ise Celtra Duo materyalinde tespit edildi.
5. Çalışma sonucunda, yüzey pürüzlülük değerleri ve makaslama bağlantı dayanım değerleri arasında anlamlı bir ilişki tespit edilmedi ($p>0,05$). Yüzey pürüzlülük değerlerinin yüksek olduğu gruplarda, beklenenin aksine bağlantı dayanım değerlerinde de yükselme tespit edilemedi. Tüm materyallerde makaslama bağlantı değerleri yüksek olarak saptanan HF asit ve HF asit+silan gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri Al_2O_3 kumlama ve Al_2O_3 kumlama+silan gruplarından daha düşük olarak belirlendi.
6. Materyalin siman ile birlikte kohezyon başarısızlık en fazla hibrit seramik olan Vita Enamic ve Nacera Hybrid materyalinde görülürken, zirkonya katkılı lityum silikat materyali olan Celtra Duo ve Vita Suprinity materyalinde tespit edilemedi.

Materyal yüzeyinde siman tabakasının mevcut olduğu Tip 2 koheziv başarısızlık ise en fazla Vita Suprinity materyalinde belirlendi. Tip 1 adeziv başarısızlık en fazla Nacera Hybrid materyalinde tespit edildi.

7. Yüzey işlemleri açısından başarısızlık tipi incelendiğinde ise, materyalin siman ile birlikte koptuğu Tip 3 koheziv başarısızlık en fazla HF asit+silan grubunda görülürken, materyal yüzeyinde siman tabakasının mevcut olduğu Tip 2 koheziv başarısızlık en fazla Cojet+silan grubunda tespit edildi. Tip 1 adeziv başarısızlık en fazla kontrol ve silan gruplarında gözlemlendi.



KAYNAKLAR

1. Tatal, Z., Yamaner, I.D.Ş., and Tuncer, E.B. (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 157-166.
2. Can, G., Ersoy, E., ve Aksu, L., (2014). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: Özyurt Matbacılık.
3. Zhang, Y. and Kelly, J.R. (2017). Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 797-819.
4. Kelly, J.R., Nishimura, I., and Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.
5. McLean, J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-6.
6. Denry, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2), 134-143.
7. Çetindağ, M.T. ve Meşe, A. (2016). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524-533.
8. Fasbinder, D.J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33(1), 50, 52-8.
9. Fasbinder, D.J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 702-4, 706, 708-9.
10. Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R., and Bonfante, E.A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-35.
11. Anusavice, K.J., Shen, C., and Rawls, H.R., (2013). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
12. Ural, Ç. ve Kaleli, N. (2017). Diş hekimliğinde kullanılan güncel porselenler ve farklı sınıflamaları. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 151-163.
13. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557-62.
14. Donovan, T.E. (2008). Factors essential for successful all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 139 Suppl, 14S-18S.
15. O'Brien, W.J., (2002). *Dental materials and their selection*.

16. İnternet: American Dental Association. (March 17, 2015). URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.ada.org%2Fen%2Fpublications%2Fcdt&date=2019-05-08> Son Erişim Tarihi: 08.05.2019.
17. Zaimoğlu, A. ve Can, G., (2004). *Sabit protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
18. Şen, N. ve Tuncelli, B. (2017). CAD/CAM restorasyonlarının üretimi için kullanılan materyaller. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 23(2), 109-115.
19. Kang, S.H., Chang, J., and Son, H.H. (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 38(3), 134-40.
20. Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513-530.
21. Pagniano Jr, R.P., Seghi, R.R., Rosenstiel, S.F., Wang, R., and Katsube, N. (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(5), 459-466.
22. Pisani-Proenca, J., Erhardt, M.C.G., Valandro, L.F., Gutierrez-Aceves, G., Bolanos-Carmona, M.V., Del Castillo-Salmeron, R., and Bottino, M.A. (2006). Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 412-7.
23. Sakaguchi, R.L. and Powers, J.M., (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
24. Duymuş, Z.Y. ve Özdoğan, A. (2015). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1), 193-196.
25. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., and Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 297-303.
26. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14S-21S.
27. Springall, G.A.C. and Yin, L. (2019). Response of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic to cyclic nanoindentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 92, 58-70.
28. Denry, I. and Kelly, J.R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*, 93(12), 1235-42.
29. Elsaka, S.E. and Elnaghy, A.M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32(7), 908-14.

30. Sato, T.P., Anami, L., Melo, R., Valandro, L., and Bottino, M. (2016). Effects of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Operative Dentistry*, 41(3), 284-292.
31. Springall, G.A. and Yin, L. (2018). Nano-scale mechanical behavior of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 82, 35-44.
32. İnternet: VITA SUPRINITY® PC. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.vita-zahnfabrik.com%2Fen%2FVITA-SUPRINITY-PC-44049.html&date=2019-05-08>
Son Erişim Tarihi: 08.05.2019.
33. Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M.R., Petschelt, A., Peterlik, H., and Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 33(1), 84-98.
34. Sımmazışık, G. and Öveçoğlu, M. (2006). Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dental Materials*, 22(8), 735-745.
35. Kukiattrakoon, B., Hengtrakool, C., and Kedjarune-Leggat, U. (2011). Effect of acidic agents on surface roughness of dental ceramics. *Dental Research Journal*, 8(1), 6-15.
36. Junpoom, P., Kukiattrakoon, B., and Hengtrakool, C. (2011). Flexural strength of fluorapatite-leucite and fuorapatite porcelains exposed to erosive agents in cyclic immersion. *Journal of Applied Oral Science*, 19(2), 95-99.
37. El Zhawi, H., Kaizer, M.R., Chughtai, A., Moraes, R.R., and Zhang, Y. (2016). Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dental Materials*, 32(11), 1352-1361.
38. Li, R.W.K., Chow, T.W., and Matinlinna, J.P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208-16.
39. Şener, I.D. ve Türker, Ş.B. (2009). Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009(1), 61-67.
40. Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L., and Silva, N.R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 333-52, ix.
41. Xiao-ping, L., Jie-mo, T., Yun-long, Z., and Ling, W. (2002). Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dental Materials*, 18(3), 216-220.
42. Conrad, H.J., Seong, W.-J., and Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.

43. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., and Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4-9.
44. Kelly, J. and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84-96.
45. Güngör, M.B., Nemli, S.K., Çağlar, A., Aydın, C., and Yılmaz, H. (2017). Clinical study on the success of posterior monolithic zirconia crowns and fixed dental prostheses: preliminary report. *Acta Odontologica Turcica*, 34(3), 104.
46. Scherrer, S.S., Quinn, G.D., and Quinn, J.B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*, 24(8), 1107-1113.
47. Kim, B., Zhang, Y., Pines, M., and Thompson, V.P. (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of Dental Research*, 86(2), 142-6.
48. Terry, D.A. (2002). CAD/CAM Systems, Materials, and Clinical Guidelines for All-Ceramic Crowns and Fixed Partial Dentures. *Compendium*, 23, 637-652.
49. Bultan, Ö., Öngül, D., ve Türkoğlu, P. (2010). Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197-204.
50. Piconi, C. and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
51. Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A.V., and Clarke, D.R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(9), 1901-1920.
52. Roualdes, O., Duclos, M.-E., Gutknecht, D., Frappart, L., Chevalier, J., and Hartmann, D.J. (2010). In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 31(8), 2043-2054.
53. Tanaka, K., Tamura, J., Kawanabe, K., Nawa, M., Oka, M., Uchida, M., Kokubo, T., and Nakamura, T. (2002). Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(3), 262-270.
54. Ban, S. (2008). Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*, 44(1), 3-21.
55. Takano, T., Tasaka, A., Yoshinari, M., and Sakurai, K. (2012). Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *Journal of Dental Research*, 91(8), 800-4.
56. Petrini, M., Ferrante, M., and Su, B. (2013). Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dental Materials*, 29(4), 375-81.

57. Jongsma, L.A., Kleverlaan, C.J., and Feilzer, A.J. (2012). Clinical success and survival of indirect resin composite crowns: results of a 3-year prospective study. *Dental Materials*, 28(9), 952-60.
58. Ustun, O., Buyukhatipoglu, I.K., and Secilmis, A. (2018). Shear Bond Strength of Repair Systems to New CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Prosthodontics*, 27(8), 748-754.
59. Fasbinder, D.J. and Neiva, G.F. (2016). Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56-66.
60. Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T., and Matsumura, H. (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental Materials Journal*, 34(6), 881-887.
61. Dirxen, C., Blunck, U., and Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The Open Dentistry Journal*, 7(1), 118-22.
62. Shetty, R., Shenoy, K., Dandekeri, S., Suhaim, K.S., Ragher, M., and Francis, J. (2015). Resin-matrix ceramics – an overview. *International Journal of Recent Scientific Research*, 6(11), 7414-7417.
63. Wang, W., Liao, S.S., Zhu, Y.H., Liu, M., Zhao, Q., and Fu, Y.T. (2015). Recent applications of nanomaterials in prosthodontics. *Journal of Nanomaterials*, 2015(3), 1-11.
64. Albero, A., Pascual, A., Camps, I., and Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(4), e495-e500.
65. Awada, A. and Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587-93.
66. Mainjot, A., Dupont, N., Oudkerk, J., Dewael, T., and Sadoun, M. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487-95.
67. İnternet: Lava ultimate restorative for Cerec. URL: http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.3m.com%2F3M%2Fen_US%2Fcompany-us%2Fall-3m-products%2F%7E%2FLava-Ultimate-Restorative-for-CEREC-%3FN%3D5002385%2B3294768924%26rt%3Drud&date=2019-05-08 Son Erişim Tarihi: 08.05.2019.
68. Mihali, S., Bortun, C., and Bratu, E. (2013). Nano-ceramic particle reinforced coposite-lava ultimate CAD/CAM restorative. *Revista de Chimie*, 64(4), 435-437.
69. Chen, C.F., Trindade, F.Z., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., and Feilzer, A.J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, 30(9), 954-962.

70. Kassem, A.S., Atta, O., and El-Mowafy, O. (2012). Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of Prosthodontics*, 21(1), 28-32.
71. Koller, M., Arnetzl, G.V., Holly, L., and Arnetzl, G. (2012). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: Customization case study. *International Journal of Computerized Dentistry*, 15(2), 159-64.
72. Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., and Guth, J.F. (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55, 1-11.
73. İnternet: GC America Cerasmart. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.gcamerica.com%2Fproducts%2Foperatory%2FCERASMART%2Findex.php&date=2019-05-08> Son Erişim Tarihi: 08.05.2019.
74. İnternet: Nacera Hybrid. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.nacera-hybrid.com%2Fen%2F&date=2019-05-08> Son Erişim Tarihi: 08.05.2019
75. Della Bona, A., Corazza, P.H., and Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564-9.
76. Coldea, A., Swain, M.V., and Thiel, N. (2013). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 26, 34-42.
77. Lawson, N.C., Bansal, R., and Burgess, J.O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*, 32(11), e275-e283.
78. Bayındır, F. ve Uzun, İ. (2007). Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Supplement:2, 33-42.
79. Strub, J.R., Rekow, E.D., and Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-96.
80. Baroudi, K. and Ibraheem, S.N. (2015). Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing restorations: A review of the literature. *Journal of International Oral Health*, 7(4), 96-104.
81. Miyazaki, T. and Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(s1), 97-106.
82. Moörmann, W.H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137(Supplement 1), 7S-13S.
83. Ersu, B., Yüzügüllü, B., ve Canay, Ş. (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32, 58-72.

84. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
85. Land, M.F. and Hopp, C.D. (2010). Survival rates of all-ceramic systems differ by clinical indication and fabrication method. *Journal of Evidence Based Dental Practice*, 10(1), 37-38.
86. Prasad, H.A., Pasha, N., Hilal, M., Amarnath, G., Kundapur, V., Anand, M., and Singh, S. (2017). To evaluate effect of airborne particle abrasion using different abrasives particles and compare two commercial available zirconia on flexural strength on heat treatment. *International Journal of Biomedical Science: IJBS*, 13(2), 93-112.
87. Wong, A.C.H., Tian, T., Tsoi, J.K.H., Burrow, M.F., and Matinlinna, J.P. (2017). Aspects of adhesion tests on resin-glass ceramic bonding. *Dental Materials*, 33(9), 1045-1055.
88. Bagby, M. and Gladwin, M., (2009). *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases*. Wolters Kluwer business.
89. Powers, J.M., Sakaguchi, R.L., and Craig, R.G., (2006). *Restorative dental materials*. Mosby St. Louis (MO).
90. Schwenter, J., Schmidli, F., Weiger, R., and Fischer, J. (2016). Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic. *Dental Materials Journal*, 35(5), 796-802.
91. Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A., and Haselton, D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 135-41.
92. Peumans, M., Valjakova, E.B., De Munck, J., Mishevskaja, C.B., and Van Meerbeek, B. (2016). Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 18(4), 289-302.
93. Blatz, M.B., Sadan, A., and Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268-74.
94. El Zohairy, A.A., De Gee, A.J., Mohsen, M.M., and Feilzer, A.J. (2003). Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental Materials*, 19(7), 575-83.
95. Krämer, N., Lohbauer, U., and Frankenberger, R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, 13(Spec No), 60D-76D.
96. Manso, A.P., Silva, N.R., Bonfante, E.A., Pegoraro, T.A., Dias, R.A., and Carvalho, R.M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 311-32.
97. Meyer, J.M., Cattani-Lorente, M.A., and Dupuis, V. (1998). Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*, 19(6), 529-539.
98. Rosenstiel, S.F., Land, M.F., and Crispin, B.J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 280-301.

99. Donovan, T. and Cho, G. (1999). Contemporary evaluation of dental cements. *Compendium of Continuing Education In Dentistry*, 20(3), 197-9, 202-8, 210 passim; quiz 220.
100. Awad, M.M., Alqahtani, H., Al-Mudahhi, A., Murayshed, M.S., Alrahlah, A., and Bhandi, S.H. (2017). Adhesive Bonding to Computer-aided Design/ Computer-aided Manufacturing Esthetic Dental Materials: An Overview. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(7), 622-626.
101. de Lucena Pereira, L., Campos, F., Dal Pivac, A.M.d.O., Gondim, L.D., e Souza, R.O.d.A., and Özcan, M. (2015). Can application of universal primers alone be a substitute for airborne-particle abrasion to improve adhesion of resin cement to zirconia? *The Journal of Adhesive Dentistry*, 17, 169-174.
102. Dikicier, S. (2016). Diş hekimliğinde adezyon ve adeziv rezin simanlarda güncel yaklaşımlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Supplement 14, 152-158
103. Swift, E.J. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 456-61.
104. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., and De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100-e121.
105. Vargas, M.A., Bergeron, C., and Diaz-Arnold, A. (2011). Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association*, 142 Suppl 2, 20S-4S.
106. Uludamar, A., Akalin, B., ve Ozkan, Y.K. (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(2), 140-153.
107. Aksoy, D.İ., Varol, D.S., ve Özkan, Y. (2012). Zirkonyum restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(Supplement 6), 124-131.
108. Dietschi, D. and Spreafico, R., (1997). *Adhesive metal-free restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth*. Quintessence Chicago, Ill, USA.
109. Hill, E. and Lott, J. (2011). A clinically focused discussion of luting materials. *Australian Dental Journal*, 56, 67-76.
110. Rosenstiel, S.F. and Land, M.F., (2015). *Contemporary fixed prosthodontics*. Elsevier Health Sciences.
111. Vrochari, A.D., Eliades, G., Hellwig, E., and Wrbas, K.-T. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 25(9), 1104-8.
112. Türk, A.G., Ulusoy, M., ve Önal, B. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1-8.

113. Mello, C.C., Bitencourt, S.B., dos Santos, D.M., Pesqueira, A.A., Pellizzer, E.P., and Goiato, M.C. (2017). The effect of surface treatment on shear bond strength between Y-TZP and veneer ceramic: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontics*, 27(7), 624-635.
114. Dutra, D., Pereira, G., Kantorski, K.Z., Exterkate, R., Kleverlaan, C.J., Valandro, L.F., and Zanatta, F.B. (2017). Grinding with diamond burs and hydrothermal aging of a Y-TZP material: Effect on the material surface characteristics and bacterial adhesion. *Operative Dentistry*, 42(6), 669-678.
115. Papia, E., Larsson, C., du Toit, M., and von Steyern, P.V. (2014). Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research, Part B, Applied Biomaterials*, 102(2), 395-413.
116. Külünk, Ş., Külünk, T., Kavut, İ., Saraç, D., and Kunt, G.E. (2017). Fracture strength of surface treated zirconia based multilayer CAD/CAM ceramic crowns. *Türkiye Klinikleri Dişhekimliği Bilimleri Dergisi*, 23(3), 174-183.
117. Addison, O., Cao, X., Sunnar, P., and Fleming, G.J. (2012). Machining variability impacts on the strength of a 'chair-side' CAD-CAM ceramic. *Dental Materials*, 28(8), 880-887.
118. Pradies, G., Godoy-Ruiz, L., Özcan, M., Moreno-Hay, I., and Martínez-Rus, F. (2017). Analysis of surface roughness, fracture toughness, and weibull characteristics of different framework—veneer dental ceramic assemblies after grinding, polishing, and glazing. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e216-e221.
119. Curran, P., Cattani-Lorente, M., Anselm Wiskott, H.W., Durual, S., and Scherrer, S.S. (2017). Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dental Materials*, 33(3), 294-308.
120. Canneto, J.J., Cattani-Lorente, M., Durual, S., Wiskott, A.H., and Scherrer, S.S. (2016). Grinding damage assessment on four high-strength ceramics. *Dental Materials*, 32(2), 171-82.
121. Tzanakakis, E.-G.C., Tzoutzas, I.G., and Koidis, P.T. (2016). Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 9-19.
122. Ohkuma, K., Kazama, M., and Ogura, H. (2011). The grinding efficiency by diamond points developed for yttria partially stabilized zirconia. *Dental Materials Journal*, 30(4), 511-6.
123. Thompson, J.Y., Stoner, B.R., Piascik, J.R., and Smith, R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dental Materials*, 27(1), 71-82.
124. Song, X.F. and Yin, L. (2010). The quantitative effect of diamond grit size on the subsurface damage induced in dental adjustment of porcelain surfaces. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, 224(10), 1185-94.

125. Lundberg, K., Wu, L., and Papia, E. (2017). The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: A systematic review. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 3(1), 8-20.
126. Korkmaz, F.M., Bagis, B., Turgut, S., Ates, S.M., and Ayaz, E.A. (2015). Effect of surface treatments on the bond strength of veneering ceramic to zirconia. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 13(1), 17-27.
127. Moravej-Salehi, E., Moravej-Salehi, E., and Valian, A. (2016). Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 7(4), 347-354.
128. Amaral, R., Ozcan, M., Bottino, M.A., and Valandro, L.F. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 22(3), 283-90.
129. Soares, C.J., Soares, P.V., Pereira, J.C., and Fonseca, R.B. (2005). Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: A literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(4), 224-35.
130. Karakoca, S. and Yilmaz, H. (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 91(2), 930-7.
131. Khan, A.A., Al Kheraif, A.A.A., Jamaluddin, S., Elsharawy, M., and Divakar, D.D. (2017). Recent trends in surface treatment methods for bonding composite cement to zirconia: A review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 19(1), 7-19.
132. Kitayama, S., Nikaido, T., Maruoka, R., Zhu, L., Ikeda, M., Watanabe, A., Foxton, R.M., Miura, H., and Tagami, J. (2009). Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. *Dental Materials Journal*, 28(4), 446-53.
133. Moon, J.E., Kim, S.H., Lee, J.B., Ha, S.R., and Choi, Y.S. (2011). The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dental Materials*, 27(7), 651-63.
134. Monaco, C., Tucci, A., Esposito, L., and Scotti, R. (2013). Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions. *Journal of Dentistry*, 41(2), 121-6.
135. Zogheib, L.V., Bona, A.D., Kimpara, E.T., and McCabe, J.F. (2011). Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 22(1), 45-50.
136. Guarda, G.B., Correr, A.B., Goncalves, L.S., Costa, A.R., Borges, G.A., Sinhoreti, M.A., and Correr-Sobrinho, L. (2013). Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Operative Dentistry*, 38(2), 208-17.

137. Tian, T., Tsoi, J.K.H., Matinlinna, J.P., and Burrow, M.F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, 30(7), E147-E162.
138. Blatz, M.B. (2014). Bonding protocols for improved long-term clinical success. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 35(4), 276-7.
139. Aboushelib, M.N. and Sleem, D. (2014). Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 547-52.
140. Della-Bona, A. (2005). Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *Journal of Applied Oral Science*, 13(2), 101-9.
141. Della Bona, A., Shen, C., and Anusavice, K.J. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials*, 20(4), 338-44.
142. Shimada, Y., Yamaguchi, S., and Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, 18(5), 380-8.
143. Lung, C.Y. and Matinlinna, J.P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dental Materials*, 28(5), 467-77.
144. Kimmich, M. and Stappert, C.F. (2013). Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *The Journal of the American Dental Association*, 144(1), 31-44.
145. Pilo, R., Dimitriadi, M., Palaghia, A., and Eliades, G. (2018). Effect of tribochemical treatments and silane reactivity on resin bonding to zirconia. *Dental Materials*, 34(2), 306-316.
146. Chai, J., Chu, F.C., and Chow, T.W. (2011). Effect of surface treatment on shear bond strength of zirconia to human dentin. *Journal of Prosthodontics*, 20(3), 173-9.
147. Matinlinna, J.P., Lung, C.Y.K., and Tsoi, J.K.H. (2018). Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*, 34(1), 13-28.
148. Janda, R., Roulet, J.F., Wulf, M., and Tiller, H.J. (2003). A new adhesive technology for all-ceramics. *Dental Materials*, 19(6), 567-73.
149. Kurt, M., Kulunk, T., Ural, C., Kulunk, S., Danisman, S., and Savas, S. (2013). The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *Journal of Oral Implantology*, 39(1), 44-51.
150. Kern, M. (2009). Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23(7-8), 1097-1111.
151. Yavuz, T. and Eraslan, O. (2016). The effect of silane applied to glass ceramics on surface structure and bonding strength at different temperatures. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(2), 75-84.

152. de Carvalho, R.F., Cotes, C., Kimpara, E.T., Leite, F.P., and Ozcan, M. (2015). Heat treatment of pre-hydrolyzed silane increases adhesion of phosphate monomer-based resin cement to glass ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 26(1), 44-9.
153. de Carvalho, R.F., Martins, M.E., de Queiroz, J.R., Leite, F.P., and Ozcan, M. (2011). Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dental Materials Journal*, 30(3), 392-7.
154. Cotes, C., de Carvalho, R.F., Kimpara, E.T., Leite, F.P.P., and Ozcan, M. (2013). Can heat treatment procedures of pre-hydrolyzed silane replace hydrofluoric acid in the adhesion of resin cement to feldspathic ceramic? *Journal of Adhesive Dentistry*, 15(6), 569-573.
155. Asadzadeh, N., Ghorbanian, F., Ahrary, F., Rajati Haghi, H., Karamad, R., Yari, A., and Javan, A. (2019). Bond strength of resin cement and glass ionomer to Nd:YAG laser-treated zirconia ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), e881-e885.
156. Miragaya, L., Maia, L.C., Sabrosa, C.E., de Goes, M.F., and da Silva, E.M. (2011). Evaluation of self-adhesive resin cement bond strength to yttria-stabilized zirconia ceramic (Y-TZP) using four surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*, 13(5), 473-80.
157. Ural, C., Kalyoncuoglu, E., and Balkaya, V. (2012). The effect of different power outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(6), 541-546.
158. El Gamal, A., Rocca, J.P., Fornaini, C., Medioni, E., and Brulat-Bouchard, N. (2017). Microhardness evaluations of CAD/CAM ceramics irradiated with CO₂ or Nd: YAP laser. *Laser Therapy*, 26(1), 13-18.
159. Ural, C., Kulunk, T., Kulunk, S., and Kurt, M. (2010). The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontologica Scandinavica*, 68(6), 354-359.
160. Noda, M., Okuda, Y., Tsuruki, J., Minesaki, Y., Takenouchi, Y., and Ban, S. (2010). Surface damages of zirconia by Nd:YAG dental laser irradiation. *Dental Materials Journal*, 29(5), 536-41.
161. Gomes, A.L., Castillo-Oyague, R., Lynch, C.D., Montero, J., and Albaladejo, A. (2013). Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *Journal of Dentistry*, 41(1), 31-41.
162. Usumez, A., Hamdemirci, N., Koroglu, B.Y., Simsek, I., Parlar, O., and Sari, T. (2013). Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers in Medical Science*, 28(1), 259-66.
163. Aboushelib, M.N. (2011). Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 13(3), 255-60.

164. Mirmohammadi, H., Aboushelib, M.N., Salameh, Z., Kleverlaan, C.J., and Feilzer, A.J. (2010). Influence of enzymatic and chemical degradation on zirconia resin bond strength after different surface treatments. *American Journal of Dentistry*, 23(6), 327-30.
165. Wang, H., Aboushelib, M.N., and Feilzer, A.J. (2008). Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental Materials*, 24(5), 633-8.
166. Chen, M., Zhang, Y., Yao, X., Li, H., Yu, Q., and Wang, Y. (2012). Effect of a non-thermal, atmospheric-pressure, plasma brush on conversion of model self-etch adhesive formulations compared to conventional photo-polymerization. *Dental Materials*, 28(12), 1232-9.
167. Tendero, C., Tixier, C., Tristant, P., Desmaison, J., and Leprince, P. (2006). Atmospheric pressure plasmas: A review. *Spectrochimica Acta Part B-Atomic Spectroscopy*, 61(1), 2-30.
168. Han, G.J., Kim, J.H., Cho, B.H., Oh, K.H., and Jeong, J.J. (2017). Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *European Journal of Oral Sciences*, 125(1), 81-87.
169. Valverde, G.B., Coelho, P.G., Janal, M.N., Lorenzoni, F.C., Carvalho, R.M., Thompson, V.P., Weltemann, K.D., and Silva, N.R. (2013). Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. *Journal of Dentistry*, 41(1), 51-9.
170. Piascik, J.R., Swift, E.J., Braswell, K., and Stoner, B.R. (2012). Surface fluorination of zirconia: adhesive bond strength comparison to commercial primers. *Dental Materials*, 28(6), 604-8.
171. Derand, T., Molin, M., and Kvam, K. (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials*, 21(12), 1158-62.
172. Piascik, J.R., Swift, E.J., Thompson, J.Y., Grego, S., and Stoner, B.R. (2009). Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dental Materials*, 25(9), 1116-21.
173. Smith, R.L., Villanueva, C., Rothrock, J.K., Garcia-Godoy, C.E., Stoner, B.R., Piascik, J.R., and Thompson, J.Y. (2011). Long-term microtensile bond strength of surface modified zirconia. *Dental Materials*, 27(8), 779-85.
174. Kim, H.J., Lim, H.P., Park, Y.J., and Vang, M.S. (2011). Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(5), 315-22.
175. Saka, M. and Yuzugullu, B. (2013). Bond strength of veneer ceramic and zirconia cores with different surface modifications after microwave sintering. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(4), 485-93.
176. Wang, G., Zhang, S., Bian, C., and Kong, H. (2014). Interface toughness of a zirconia-veneer system and the effect of a liner application. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 576-83.

177. Aboushelib, M.N., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., and Feiler, A.J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 21(10), 984-991.
178. Fischer, J., Stawarczyk, B., Sailer, I., and Hammerle, C.H.F. (2010). Shear bond strength between veneering ceramics and Ceria-stabilized zirconia/alumina. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(5), 267-274.
179. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., and Spiekermann, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 231-8.
180. Harding, A.B., Norling, B.K., and Teixeira, E.C. (2012). The effect of surface treatment of the interfacial surface on fatigue-related microtensile bond strength of milled zirconia to veneering porcelain. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(5), 346-52.
181. Krnel, K., Kocjan, A., and Kosmac, T. (2009). A simple method for the preparation of nanostructured aluminate coatings. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(10), 2451-2454.
182. Zhang, S., Kocjan, A., Lehmann, F., Kosmac, T., and Kern, M. (2010). Influence of contamination on resin bond strength to nano-structured alumina-coated zirconia ceramic. *European Journal of Oral Sciences*, 118(4), 396-403.
183. Lee, J.J., Choi, J.Y., and Seo, J.M. (2017). Influence of nano-structured alumina coating on shear bond strength between Y-TZP ceramic and various dual-cured resin cements. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(2), 130-137.
184. Jevnikar, P., Krnel, K., Kocjan, A., Funduk, N., and Kosmac, T. (2010). The effect of nano-structured alumina coating on resin-bond strength to zirconia ceramics. *Dental Materials*, 26(7), 688-96.
185. Altıntaş, S.H., Kiliç, S., ve Gülnar, A. (2017). Sertlik testleri: Yüzey sertliği ve ölçümü, yüzey pürüzlülüğü ve ölçümü. *Turkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 216-223.
186. Ereifej, N.S., Oweis, Y.G., and Eliades, G. (2013). The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Operative Dentistry*, 38(1), E1-12.
187. Steiner, R., Beier, U.S., Heiss-Kisielewsky, I., Engelmeier, R., Dumfahrt, H., and Dhima, M. (2015). Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 616-22.
188. Yanıkoğlu, N. ve Özdemir, H. (2017). Protetik materyallerin mekanik ve yüzey özelliklerini inceleme yöntemleri. *Turkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 203-209.

189. Jung, M. (2002). Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Operative Dentistry*, 27(2), 175-83.
190. Verran, J., Rowe, D.L., Cole, D., and Boyd, R.D. (2000). The use of the atomic force microscope to visualise and measure wear of food contact surfaces. *International Biodeterioration & Biodegradation*, 46(2), 99-105.
191. ISO-standards, *ISO 6872 Dentistry: ceramic materials*. International Organization for Standardization. 2015, International Organization for Standardization Geneve.
192. ISO-standards, *ISO 11405 Dental materials—Testing of adhesion to tooth structure*. 2003, International Organisation for Standardization Geneve:.
193. Üstün, Ö., Özarslan, M.M., ve Büyükkaplan, U.Ş. (2017). Restoratif materyallerin direncini ölçen mekanik testler ve klinik etkileri. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 224-228.
194. Gungor, M.B., Nemli, S.K., Bal, B.T., Unver, S., and Dogan, A. (2016). Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(4), 259-266.
195. Kunt, G.E. ve Çetiner, R.B. (2017). Mekanik testler: Bükülme dayanıklılığı ve ölçümü, sıkıştırma, germe, eğilme, bağlanma, çekme, itme, makaslama. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 210-215.
196. Heintze, S.D. (2010). Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dental Materials*, 26(3), 193-206.
197. Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Ozcan, M., and Hammerle, C. (2012). Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric cad/cam crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(2), 94-101.
198. Dal Piva, A.M.d.O., Tribst, J.P.M., Borges, A.L.S., e Souza, R.O.d.A., and Bottino, M.A. (2018). CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dental Materials*, 34(9), 1342-1350.
199. Strasser, T., Preis, V., Behr, M., and Rosentritt, M. (2018). Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clinical Oral Investigations*, 22(8), 2787-2797.
200. Choi, S., Yoon, H.I., and Park, E.J. (2017). Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 423-431.
201. Elsaka, S.E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: The effect of surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 531-540.

202. Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., Finger, W.J., and Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705-10.
203. Ferracane, J.L. (1995). Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 6(4), 302-18.
204. Facenda, J.C., Borba, M., and Corazza, P.H. (2018). A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(4), 281-286.
205. Nguyen, J.F., Ruse, D., Phan, A.C., and Sadoun, M.J. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*, 93(1), 62-7.
206. Chavali, R., Nejat, A.H., and Lawson, N.C. (2017). Machinability of CAD-CAM materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 194-199.
207. Swain, M., Coldea, A., Bilkhair, A., and Guess, P. (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials*, 32(1), 34-42.
208. He, L.H. and Swain, M. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental Materials*, 27(6), 527-34.
209. Coldea, A., Swain, M.V., and Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-26.
210. Fasbinder, D.J., Neiva, G.F., Dennison, J.B., and Heys, D.R. (2013). Clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays after 10 years. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 28(4), 134-145.
211. Bottino, M.A., Campos, F., Ramos, N.C., Rippe, M.P., Valandro, L.F., and Melo, R.M. (2015). Inlays made from a hybrid material: Adaptation and bond strengths. *Operative Dentistry*, 40(3), E83-E91.
212. Ausiello, P., Rengo, S., Davidson, C.L., and Watts, D.C. (2004). Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials*, 20(9), 862-872.
213. Traini, T., Sinjari, B., Pascetta, R., Serafini, N., Perfetti, G., Trisi, P., and Caputi, S. (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental Materials Journal*, 35(5), 748-755.
214. Silva, N.R., Bonfante, E.A., Martins, L.M., Valverde, G.B., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., and Coelho, P.G. (2012). Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *Journal of Dental Research*, 91(3), 305-10.
215. Monteiro, J.B., Riquieri, H., Prochnow, C., Guilardi, L.F., Pereira, G.K.R., Borges, A.L.S., de Melo, R.M., and Valandro, L.F. (2018). Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dental Materials*, 34(6), 891-900.

216. Furtado de Mendonca, A., Shahmoradi, M., Gouvêa, C.V.D.d., De Souza, G.M., and Ellakwa, A. (2019). Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e587-e594.
217. Arif, R., Yilmaz, B., and Johnston, W.M. (in pres). In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.011>.
218. Kanat-Ertürk, B. (in pres). Color Stability of CAD/CAM Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures. *Journal of Prosthodontics*, DOI: <https://doi.org/10.1111/jopr.13019>.
219. Subaşı, M.G., Alp, G., Johnston, W.M., and Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 71, 38-42.
220. Mine, A., Kabetani, T., Kawaguchi-Uemura, A., Higashi, M., Tajiri, Y., Hagino, R., Imai, D., Yumitate, M., Ban, S., and Matsumoto, M. (2019). Effectiveness of current adhesive systems when bonding to CAD/CAM indirect resin materials: a review of 32 publications. *Japanese Dental Science Review*, 55(1), 41-50.
221. Barutçigil, K., Barutçigil, C., Kul, E., Ozarslan, M.M., and Buyukkaplan, U.S. (2019). Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), 71-78.
222. Haddad, M.F., Rocha, E.P., and Assuncao, W.G. (2011). Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(3), 952-8.
223. Caprak, Y.O., Turkoglu, P., and Akgungor, G. (2019). Does the translucency of novel monolithic CAD/CAM materials affect resin cement polymerization with different curing modes? *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e572-e579.
224. Turkmen, C., Durkan, M., and Oksuz, M. (2009). Shear Bond Strength of Indirect Composites Luted with Three New Self-Adhesive Resin Cements to Dentin. *Journal of Adhesion*, 85(12), 919-931.
225. Turkmen, C., Durkan, M., Cimilli, H., and Oksuz, M. (2011). Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Applied Oral Science*, 19(4), 363-369.
226. Vaz, R.R., Hipólito, V.D., D'alpino, P.H.P., and Goes, M.F.d. (2012). Bond strength and interfacial micromorphology of etch-and-rinse and self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(2), 101-11.
227. Fuentes, M.V., Ceballos, L., and Gonzalez-Lopez, S. (2013). Bond strength of self-adhesive resin cements to different treated indirect composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(3), 717-24.

228. Spitznagel, F.A., Horvath, S.D., Guess, P.C., and Blatz, M.B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(6), 382-93.
229. Özcan, M., Nijhuis, H., and Valandro, L.F. (2008). Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dental Materials Journal*, 27(1), 99-104.
230. Rohr, N., Brunner, S., Martin, S., and Fischer, J. (2018). Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 138-145.
231. Turp, V., Turkoglu, P., and Sen, D. (2018). Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(4), 360-368.
232. Grasel, R., Santos, M.J., Rego, H.C., Rippe, M.P., and Valandro, L.F. (2018). Effect of resin luting systems and alumina particle air abrasion on bond strength to zirconia. *Operative Dentistry*, 43(3), 282-290.
233. Gresnigt, M., Ozcan, M., Muis, M., and Kalk, W. (2012). Bonding of glass ceramic and indirect composite to non-aged and aged resin composite. *Journal of Adhesive Dentistry*, 14(1), 59-68.
234. Etman, M.K. and Woolford, M.J. (2010). Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(2), 80-90.
235. Borges, G.A., de Goes, M.F., Platt, J.A., Moore, K., de Menezes, F.H., and Vedovato, E. (2007). Extrusion shear strength between an alumina-based ceramic and three different cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(3), 208-215.
236. Özcan, M., Kerkdijk, S., and Valandro, L.F. (2008). Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clinical Oral Investigations*, 12(3), 279-282.
237. Alp, G., Subasi, M.G., Johnston, W.M., and Yilmaz, B. (2018). Effect of different resin cements and surface treatments on the shear bond strength of ceramic-glass polymer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3), 454-461.
238. Marshall, S.J., Bayne, S.C., Baier, R., Tomsia, A.P., and Marshall, G.W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, 26(2), e11-6.
239. Elsaka, S.E. (2015). Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental Materials Journal*, 34(2), 161-167.
240. Blum, I.R., Nikolinakos, N., Lynch, C.D., Wilson, N.H., Millar, B.J., and Jagger, D.C. (2012). An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *Journal of Dentistry*, 40(11), 906-12.

241. Campos, F., Almeida, C.S., Rippe, M.P., de Melo, R.M., Valandro, L.F., and Bottino, M.A. (2016). Resin bonding to a hybrid ceramic: Effects of surface treatments and aging. *Operative Dentistry*, 41(2), 171-8.
242. Silva, P.N.F.d., Martinelli-Lobo, C.M., Bottino, M.A., Melo, R.M.d., and Valandro, L.F. (2018). Bond strength between a polymer-infiltrated ceramic network and a composite for repair: effect of several ceramic surface treatments. *Brazilian Oral Research*, 32(e28).
243. Yoshihara, K., Nagaoka, N., Maruo, Y., Nishigawa, G., Irie, M., Yoshida, Y., and Van Meerbeek, B. (2017). Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dental Materials*, 33(3), e124-e135.
244. Kim, J.E., Kim, J.H., Shim, J.S., Roh, B.D., and Shin, Y. (2017). Effect of air-particle pressures on the surface topography and bond strengths of resin cement to the hybrid ceramics. *Dental Materials Journal*, 36(4), 454-460.
245. Neis, C.A., Albuquerque, N.L.G., Albuquerque, I.d.S., Gomes, E.A., Souza-Filho, C.B.d., Feitosa, V.P., Spazzin, A.O., and Bacchi, A. (2015). Surface treatments for repair of feldspathic, leucite-and lithium disilicate-reinforced glass ceramics using composite resin. *Brazilian Dental Journal*, 26(2), 152-155.
246. Kara, H.B., Ozturk, A.N., Aykent, F., Koc, O., and Ozturk, B. (2011). The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Lasers In Medical Science*, 26(5), 599-604.
247. Gokce, B., Ozpinar, B., Dundar, M., Comlekoglu, E., Sen, B.H., and Gungor, M.A. (2007). Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Operative Dentistry*, 32(2), 173-8.
248. Sattabanasuk, V., Charnchairerk, P., Punsukumtana, L., and Burrow, M.F. (2017). Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin-glass ceramic adhesion properties. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(3), e12220.
249. Yun, J.Y., Ha, S.R., Lee, J.B., and Kim, S.H. (2010). Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dental Materials*, 26(7), 650-8.
250. Siqueira, F., Cardenas, A.M., Gutierrez, M.F., Malaquias, P., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A.D., and Perdigao, J. (2016). Laboratory performance of universal adhesive systems for luting CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 18(4), 331-40.
251. Tekce, N., Tuncer, S., and Demirci, M. (2018). The effect of sandblasting duration on the bond durability of dual-cure adhesive cement to CAD/CAM resin restoratives. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(3), 211-217.
252. Murillo-Gómez, F. and De Goes, M.F. (2019). Bonding effectiveness of tooth-colored materials to resin cement provided by self-etching silane primer after short-and long-term storage. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 713.e1-713.e8.

253. Borges, G.A., Sophr, A.M., De Goes, M.F., Sobrinho, L.C., and Chan, D.C. (2003). Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), 479-488.
254. Sundfeld Neto, D., Naves, L., Costa, A., Correr, A., Consani, S., Borges, G., and Correr-Sobrinho, L. (2015). The effect of hydrofluoric acid concentration on the bond strength and morphology of the surface and interface of glass ceramics to a resin cement. *Operative Dentistry*, 40(5), 470-9.
255. Naves, L.Z., Soares, C.J., Moraes, R.R., Goncalves, L.S., Sinhoreti, M.A., and Correr-Sobrinho, L. (2010). Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Operative Dentistry*, 35(4), 420-7.
256. Della Bona, A., Anusavice, K.J., and Hood, J.A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 248-53.
257. Peumans, M., Hikita, K., De Munck, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P., and Van Meerbeek, B. (2007). Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD–CAM ceramic. *Journal of Dentistry*, 35(4), 282-288.
258. Al-Thagafi, R., Al-Zordk, W., and Saker, S. (2016). Influence of surface conditioning protocols on reparability of CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, 18(2), 135-41.
259. Bellan, M.C., Cunha, P.F.J.S.d., Tavares, J.G., Spohr, A.M., and Mota, E.G. (2017). Microtensile bond strength of CAD/CAM materials to dentin under different adhesive strategies. *Brazilian Oral Research*, 31, e109.
260. Eldafrawy, M., Ebroin, M., Gailly, P., Nguyen, J.-F., Sadoun, M., and Mainjot, A. (2018). Bonding to CAD-CAM composites: an interfacial fracture toughness approach. *Journal of Dental Research*, 97(1), 60-67.
261. Hu, M., Weiger, R., and Fischer, J. (2016). Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dental Materials*, 32(2), 223-32.
262. Nishigawa, G., Maruo, Y., Irie, M., Maeda, N., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Matsumoto, T., and Minagi, S. (2016). Various effects of sandblasting of dental restorative materials. *PLoS One*, 11(1), e0147077.
263. Addison, O., Marquis, P.M., and Fleming, G.J. (2007). The impact of modifying alumina air abrasion parameters on the fracture strength of a porcelain laminate restorative material. *Dental Materials*, 23(11), 1332-1341.
264. Della Bona, A., Donassollo, T.A., Demarco, F.F., Barrett, A.A., and Mecholsky Jr, J.J. (2007). Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dental Materials*, 23(6), 769-75.

265. Wu, X., Xie, H., Meng, H., Yang, L., Chen, B., Chen, Y., and Chen, C. (2019). Effect of tribochemical silica coating or multipurpose products on bonding performance of a CAD/CAM resin-based material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 90, 417-425.
266. Michida, S.M.d.A., Valandro, L.F., Yoshiga, S., Andreatta Filho, O.D., Balducci, I., and Bottino, M.A. (2003). Effect of surface treatment of a glass-infiltrated alumina ceramic on the microtensile bond strength. *Journal of Applied Oral Science*, 11(4), 361-66.
267. Brentel, A.S., Ozcan, M., Valandro, L.F., Alarca, L.G., Amaral, R., and Bottino, M.A. (2007). Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials*, 23(11), 1323-31.
268. Ban, S., Sato, H., Suehiro, Y., Nakanishi, H., and Nawa, M. (2008). Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *Journal of Biomedical Materials Research Part B*, 87(2), 492-498.
269. Kern, M. and Wegner, S.M. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 14(1), 64-71.
270. Zhang, Y., Lawn, B.R., Rekow, E.D., and Thompson, V.P. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B*, 71(2), 381-386.
271. Cristoforides, P., Amaral, R., May, L., Bottino, M., and Valandro, L. (2012). Composite resin to yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystal bonding: Comparison of repair methods. *Operative Dentistry*, 37(3), 263-71.
272. Scherrer, S.S., Cattani-Lorente, M., Vittecoq, E., de Mestral, F., Griggs, J.A., and Wiskott, H.A. (2011). Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 μm silica-coated alumina particles. *Dental Materials*, 27(2), e28-e42.
273. Lorente, M.C., Scherrer, S.S., Richard, J., Demellayer, R., Amez-Droz, M., and Wiskott, H.A. (2010). Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dental Materials*, 26(11), 1035-1042.
274. Heikkinen, T.T., Lassila, L.V., Matinlinna, J.P., and Vallittu, P.K. (2007). Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontologica Scandinavica*, 65(4), 241-248.
275. Shin, Y.J., Shin, Y., Yi, Y.A., Kim, J., Lee, I.B., Cho, B.H., Son, H.H., and Seo, D.G. (2014). Evaluation of the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic after different surface treatments. *Scanning*, 36(5), 479-86.
276. Ozcan, M. and Volpato, C. (2015). Surface conditioning protocol for the adhesion of resin-based materials to glassy matrix ceramics: How to condition and why. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 17(3), 292-3.

277. Bahr, N., Keul, C., Edelhoff, D., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., and Stawarczyk, B. (2013). Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dental Materials Journal*, 32(3), 492-501.
278. Nagai, T., Kawamoto, Y., Kakehashi, Y., and Matsumura, H. (2005). Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(8), 598-605.
279. Al-Nawas, B., Grotz, K.A., Gotz, H., Heinrich, G., Rippin, T.G., Stender, T.E., Duschner, H., and Wagner, W. (2001). Validation of three-dimensional surface characterising methods: scanning electron microscopy and confocal laser scanning microscopy. *Scanning*, 23(4), 227-31.
280. Al-Shammery, H.A., Bubb, N.L., Youngson, C.C., Fasbinder, D.J., and Wood, D.J. (2007). The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD-CAM ceramics following two polishing techniques. *Dental Materials*, 23(6), 736-741.
281. Behr, M., Proff, P., Kolbeck, C., Langrieger, S., Kunze, J., Handel, G., and Rosentritt, M. (2011). The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(1), 2-8.
282. Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C., and Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), e38-e49.
283. Eren, D., Bektaş, Ö.Ö., and Siso, Ş.H. (2013). Three different adhesive systems; three different bond strength test methods. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 978-983.
284. Flury, S., Schmidt, S.Z., Peutzfeldt, A., and Lussi, A. (2016). Dentin bond strength of two resin-ceramic computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and five cements after six months storage. *Dental Materials Journal*, 35(5), 728-735.
285. Lise, D., Van Ende, A., De Munck, J., Vieira, L., Baratieri, L., and Van Meerbeek, B. (2017). Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Operative Dentistry*, 42(1), 73-81.
286. Rohr, N., Flury, A., and Fischer, J. (2017). Efficacy of a universal adhesive in the bond strength of composite cements to polymer-infiltrated ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, 19(5), 417-424.
287. Frankenberger, R., Hartmann, V., Krech, M., Krämer, N., Reiche, S., Braun, A., and Roggendorf, M. (2015). Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(1), 9-20.
288. Hooshmand, T., van Noort, R., and Keshvad, A. (2002). Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental Materials*, 18(2), 179-88.

289. Pollington, S., Fabianelli, A., and van Noort, R. (2010). Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorcanasite glass-ceramic following different surface treatments. *Dental Materials*, 26(9), 864-72.
290. Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Aguilera, F.S., Yamauti, M., Pashley, D.H., and Tay, F. (2007). Durability of resin–dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dental Materials*, 23(7), 885-892.
291. Oyagüe, R.C., Monticelli, F., Toledano, M., Osorio, E., Ferrari, M., and Osorio, R. (2009). Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dental Materials*, 25(3), 392-399.





ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : SEVMEZ, Hatice
 Uyuğu : TC
 Doğum tarihi ve yeri : 08.11.1990/Altındağ
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 5053574308
 e-mail : hsevmez@hotmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi	2014
Lise	Kalaba Anadolu Lisesi	2008

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2016	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi	Araştırma Görevlisi
2015	Kahramanmaraş Ağız ve Diş Sağlığı hastanesi	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Uluslararası Yayınlar:

Yeter, H.H., Erten, Y., Sevmez, H., Korucu, B., Kalkanci, A., Elbeg, S., Altok, K., Bali, M., and Yilmaz, H. Oral candida colonization as a risk factor for chronic inflammation and atherosclerosis in hemodialysis patients. *The Apher Dial*, DOI: 10.1111/1744-9987.12803. Yayınlanmak üzere kabul edildi.

Ulusal Yayınlar:

1. Sevmez, H., Güngör, M.B., ve Yılmaz, H. (2018). Tam seramik restorasyonlarda uygulanan yüzey işlemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 39(3), 148-159.
2. Sevmez, H., Güngör, M.B., ve Yılmaz, H. Rezin matris seramikler. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, DOI: 10.5336/dentalsci.2017-58961. Yayınlanmak üzere kabul edildi.

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler:

1. Hatice Sevmez, Merve Bankoğlu Güngör, Handan Yılmaz (2017). Maksiller keser dişlerin hasta başı cad/cam sistemi ile üretilen laminate veneer restorasyonlar ile estetik rehabilitasyonu: vaka sunumu. *21. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi (EDAD)*, İstanbul, Türkiye, Poster Sunumu
2. Hasan Yeter, Yasemin Erten, Hatice Sevmez, Berfu Korucu, Ayşe Kalkancı, Şehri Elbeg, Kadriye Altok, Handan Yılmaz (2018). Oral candida colonization as a risk factor for chronic inflammation and atherosclerosis in hemodialysis patients. *36th Annual Meeting of the International Society of Blood Purification*, Skopje, Makedonya, Poster Sunumu
3. Hatice Sevmez, Merve Bankoğlu Güngör, Seçil Karakoca Nemli, Bilge Turhan Bal, Cemal Aydın, Handan Yılmaz (2018). Effect of surface treatments on the shear bond strength of different CAD-on systems. *42nd Annual Conference of The European Prosthodontic Association (EPA)*, Madrid, İspanya, Sözlü Sunum
4. Hatice Sevmez, Merve Bankoğlu Güngör, Handan Yılmaz (2018). Tek taraflı maksiller defektin obturator protez ile rehabilitasyonu: Vaka sunumu. *TDB 24. Uluslararası Dishekimliği Kongresi*, Ankara, Türkiye, Poster Sunumu



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..