



T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI YÜZEY ŞARTLANDIRMA İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ ZİRKONYUM
OKSİT ESASLI ALT YAPI ÜZERİNE UYGULANAN BİR ÜST YAPI
PORSELENİNİN BAĞLANMA DAYANIMININ İNCELENMESİ

ÖMER KIRMALI

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

SİVAS

2012

T.C
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI YÜZEY ŞARTLANDIRMA İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ ZİRKONYUM
OKSİT ESASLI ALT YAPI ÜZERİNE UYGULANAN BİR ÜST YAPI
PORSELENİNİN BAĞLANMA DAYANIMININ İNCELENMESİ

ÖMER KIRMALI

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI
PROF.DR. ALİ KEMAL ÖZDEMİR

SİVAS
2012

Bu alışma Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan Prof. Dr. Cemal AYDIN _____

Üye Doç. Dr. Giray BOLAYIR _____

Üye Doç. Dr. Feridun HÜR MÜ ZLÜ _____

Üye Yrd. Doç. Dr. Derya Ö ZDEMİR DOĞ AN _____

Üye (Danışman) Prof. Dr. Ali Kemal Ö ZDEMİR _____

ONAY

Bu tez çalışması, .../.../2010 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Ali Altuę BIÇAKCI
SAğLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı toplantısında kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

ÖZET

FARKLI YÜZEY ŞARTLANDIRMA İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ ZİRKONYUM OKSİT ESASLI ALT YAPI ÜZERİNE UYGULANAN BİR ÜST YAPI PORSELENİNİN BAĞLA NMA DAYANIMININ İNCELENMESİ

Ömer KIRMALI

Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2012, 109 Sayfa

Zirkonyum oksit seramikler, günümüzde yüksek dayanıklılık ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde ideal dental materyal olarak kabul edilmektedirler. Kısıtlı in-vivo çalışmalarda da görüldüğü üzere zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş alt yapıli restorasyonlar da en sık görülen başarısızlık üst yapı porseleninin tamamen ya da bir kısmının alt yapıdan tabakalar şeklinde (delaminasyon) ayrılmasıdır.

Bu çalışmada, zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlanmanın artırılması ve oluşabilecek kırıkların önlenmesi için, zirkonyum oksit örnekler üzerinde farklı yüzey şartlandırma işlemleri in-vitro olarak uygulandı.

200 adet sinterize edilmemiş IPS e-max ZirCAD bloktan 7 mm çapında 3 mm yüksekliğinde örnekler hazırlandı. Her bir grupta 20 adet olacak şekilde örnekler 10 gruba ayrıldı. Her bir gruptaki örnekler üzerine farklı yüzey işlemleri uygulandı. Yüzey pürüzlülük değerleri Mitutoyo SurfTest SJ-301, Japan, cihazında ölçüldü. Bütün örneklerin sinterize edildikten sonra tekrar yüzey pürüzlülük değerleri ölçüldü ve sinterize öncesi gruptaki değerlerle karşılaştırıldı. Sinterize sonrası örnekler üzerine 5 mm çapında 3 mm yüksekliğinde, aynı üretice firmaya ait IPS e-max Ceram üst yapı porseleni pişirildi. Oluşturulan zirkonyum-seramik örnekler, çapı 14 mm yüksekliği 12 mm olan silikon kalıplar içinde akrilik rezinlere gömüldü. Örneklerin makaslama bağlanma dayanımları üniversal test cihazında ölçüldü. Kopma yüzeyleri stereo mikroskop ve SEM aracılığıyla değerlendirildi. Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirilmesi ANOVA tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA) testi, yönlü analiz sonucu istatistiksel olarak önemli derecede farklılık gösteren gruplar arasındaki farkın kaynağını tespit etmek için ise Tukey HSD testi yapıldı. Her bir gruba ait

sinterize öncesi ve sinterize sonrası yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırılırken Man Whitney U testi kullanıldı.

Grupların yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek sinterize öncesi yüzey pürüzlülüğü değeri $3,59 \pm 1,35 \mu\text{m}$ ile kumlama+Er:YAG grubunda görülürken, en düşük değer $0,96 \pm 0,39 \mu\text{m}$ ile kontrol grubunda görüldü ($p<0,05$). Sinterize sonrası en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri ise $3,12 \pm 1,02 \mu\text{m}$ ile kumlama+Er:YAG grubunda görülürken, en düşük değer $1,10 \pm 0,29 \mu\text{m}$ ile kontrol grubunda görüldü ($p<0,05$).

Grupların bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında; en yüksek bağlanma kuvveti değeri $5,63 \pm 0,67 \mu\text{m}$ ile kumlama+Er:YAG grubunda görülürken, en düşük değer $4,24 \pm 0,49 \mu\text{m}$ ile Nd:YAG+liner grubunda görüldü ($p<0,05$).

Farklı yüzey şartlandırma işlemlerinden sonra sinterize öncesi ve sinterize sonrası örneklerin yüzey özellikleri arasında farkın olmadığı ve bağlanma dayanımı üzerinde olumlu etki yaptığı görülmüştür. Özellikle kumlama+Er:YAG yüzey işleminin bağlanmayı artırdığı görülmüştür. Zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı porseleni arasında daha iyi bir bağlanma oluşturulması ve klinik kırıkların önlenmesi amaçlı, sinterize öncesi zirkonyum oksit örnekler üzerine yüzey işlemleri uygulanabilir.

Anahtar kelimeler: Y-TZP zirkonyum, veneer porselen, yüzey pürüzlülüğü, makaslama bağlantı direnci

ABSTRACT

SHEAR BOND STRENGTH OF ONE VENEERING CERAMIC TO ONE ZIRCONIA CORES AFTER DIFFERENT SURFACE TREATMENT

Ömer KIRMALI

Doctorate Thesis, Department of Prosthodontics

Supervisor: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2012, 109 pages

Zirconium oxide ceramics are known ideal dental materials with their structural strength and biocompatibility. Limited in-vivo studies are showed that most frequent failures of zirconium oxide based restorations are delamination of veneering porcelain and debonding.

In this in-vitro study zirconium oxide specimens are treated with different surface conditioning procedures to reinforced bond strength between zirconium oxide framework and veneering porcelain and to prevent initial cracks.

In this study 200 specimens with 7 mm diameter and 3 mm height, non-sintred IPS e-max ZirCAD blocks were fabricated. Specimens were divided into 10 groups and each group have 20 specimens. Different surface conditioning procedures were treated to each group. Surface roughness values evaluated with Mitutoyo Surftest SJ-301. Surface roughness values were evaluated again after sintering all of the specimens and compared with non-sintered groups. Veneering porcelains with 5 mm diameter and 3 mm height are prepared from IPS e-max Ceram for the each specimen after sintering procedures. Zirconia-ceramic specimens are embedded in 14 x 12 mm sized acrylic resin blocks. Shear bond strength of specimens were evaluated using by universal testing device. Then specimens surface conditions were observed using a stereomicroscop and SEM; and evaluated. Data were analyzed using ANOVA, one-way ANOVA and Tukey HSD tests. Man Whitney U test was used for comparing the bond strength values and surface roughness values before pre-sintered and post-sintered.

Groups' mean surface roughness values were compared. Sandblasting+Er:YAG groups' mean surface roughness value ($3,59 \pm 1,35 \mu\text{m}$) was found statistically higher according to the control group ($0,96 \pm 0,39 \mu\text{m}$) for the non-sintered groups ($p < 0,05$). Sandblasting+Er:YAG groups' mean surface roughness value ($3,12 \pm 1,02 \mu\text{m}$) was

found statistically higher according to the control group ($1,10 \pm 0,29 \mu\text{m}$) for the sintered groups ($p < 0,05$).

Groups' mean bond strength values were compared. Highest mean bond strength value is obtained in sandblasting+Er:YAG group with $5,63 \pm 0,67 \text{ Mpa}$. According to this lowest mean bond strength value is obtained in Nd:YAG+liner group with $4,24 \pm 0,49 \text{ Mpa}$ ($p < 0,05$).

There is no difference between pre-sintered and post-sintered specimens' surface features after different surface conditioning procedures. Sintering is showed positive effect on bond strength. Especially, sandblasting+Er:YAG application can be used for the better bonding and to prevent cracks between zirconium oxide framework and veneering porcelain before sintering.

Key words: Y-TZP zirconia, veneering porcelain, surface roughness, shear bond strength.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca yardımlarını esirgemeyen ve beni yönlendiren danışmanım Sayın Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez konumun belirlenmesinde önemli katkıları olan ve tezimin her alanında yardımlarını esirgemeyen Sayın Yrd.Doç. Dr. Hakan AKIN'a teşekkürü bir borç bilirim.

Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesine katkıda bulunan Yrd.Doç. Dr. Ziyet Çınar'a teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca her türlü desteklerini gördüğüm Yrd.Doç. Dr. Alper KUŞTARCI, Yrd.Doç. Dr. Arife KAPDAN, Yrd.Doç. Dr. M.İsa KARA, Yrd.Doç. Dr. Fatih SARI, Dt. Alper KAPDAN, Dt. Serkan AKSOY ve Serkan ÖZDOĞAN'a teşekkür ederim.

Çalışmalarım boyunca desteğini gördüğüm Protetik Diş Tedavisi A.D.'nda görevli öğretim üyeleri Doç.Dr. Hakan DEMİR, Yrd.Doç. Dr. Faik TUĞUT, Yrd.Doç. Dr. M.Emre COŞKUN ve asistan arkadaşlarım Dt. Ümit GÜNEY, Dt. Türker AKAR'a teşekkür ederim.

Laboratuar çalışmalarındaki yardımlarından dolayı Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Laboratuvarı'nda görevli İhsan AKŞİT'e teşekkür ederim.

Örneklerin hazırlanmasında yardımlarından dolayı Portekdent Diş Laboratuvarı'na teşekkür ederim.

Tezim süresince desteklerinden dolayı Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na teşekkür ederim.

Her konuda maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve benim bu günlere gelmemi sağlayan aileme sonsuz şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	I
ABSTRACT.....	III
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER.....	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
ÇİZELGELER.....	XI
SİMGELER DİZİNİ.....	XII
KISALTMALAR DİZİNİ.....	XIII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 DENTAL SERAMİKLER.....	3
2.1.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHÇESİ.....	3
2.1.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI.....	4
2.2 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI.....	5
2.2.1 CAM SERAMİKLER.....	5
2.2.2 ALÜMİNA ESASLI SERAMİKLER.....	6
2.2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER.....	6
2.2.4 CAM SERAMİKLER.....	6
2.2.4.1 Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler.....	6
2.2.4.2 Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler.....	7
2.2.4.3 Feldspatik Seramikler.....	7
2.2.5 ALÜMİNA ESASLI SERAMİKLER.....	8
2.2.5.1 In-Ceram Alumina.....	8
2.2.5.2 In-Ceram Spinell.....	8
2.2.5.3 In-Ceram Zirconia.....	9
2.2.5.4 Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoom, Netherlands).....	9
2.2.5.5 Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweeden).....	9
2.2.6 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER.....	10
2.2.6.1 Lava Sistemi (3M ESPE, St. Paul, Minn).....	10
2.2.6.2 Cercon Sistemi (Dentsply Ceramco, Burlington, NJ).....	10
2.2.6.3 DC-Zirkon Sistemi (Digitizing Computer System, Precident, DCS Dental AG, Allscwill, Switzerland).....	11
2.2.6.4 Denzir Sistemi (Decim AB, Skelleftea, Sweden).....	11
2.2.6.5 Celay Sistemi (Vita, Bad Sackingen, Germany).....	11
2.2.6.6 Cerec Sistemi (Sirona, Bensheim, Germany).....	12
2.2.6.7 Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany).....	12
2.2.6.8 ZENO Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany).....	13
2.2.6.9 Zirkonzahn Sistemi (Steger, Ahrntal, Italy).....	13
2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER.....	14
2.3.1 YAPISI VE ÖZELLİKLERİ.....	14
2.3.2 ZİRKONYA MATERYALLERİ.....	16
2.3.2.1 Stabilize Zirkonya.....	16
2.3.2.2 Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP).....	16
2.3.2.3 Parsiyel Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ).....	18
2.3.2.4 Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alumina.....	18
2.4 CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	18
2.4.1 TANIMI VE TARİHSEL GELİŞİMİ.....	18
2.4.2 CAD/CAM KOMPONENTLERİ.....	18
2.4.2.1 Tarayıcı (Scanner).....	18

2.4.2.2 Yazılım (Software).....	19
2.4.2.3 Donanım (Hardware).....	19
2.4.3 AÇIK VE KAPALI CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	19
2.4.4 CAD/CAM MATERYALLERİ.....	19
2.5 ZİRKONYUM OKSİT ALTYAPI İLE ÜSTYAPI SERAMİKLERİNİN BAĞLANTI MEKANİZMASI.....	20
2.6 YÜZEYDE FAZ DÖNÜŞÜMÜNÜ GERÇEKLEŞTİRİCİ VE RETANSİYONU ARTIRICI İŞLEMLER	22
2.6.1 KUMLAMA	22
2.6.2 LAZER.....	22
2.6.2.1 Diş Hekimliğinde Lazer	22
2.6.2.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Cihazları	23
2.6.2.2.1 Nd:YAG lazer	23
2.6.2.2.2 Er:YAG lazer	24
2.6.2.3 Lazer Enerjisinin Malzeme Yüzeyine Etki Mekanizması	24
2.6.2.4 Lazer Dalga Boyuna Bağlı Etkiler	25
2.6.2.5 Birim Alana Düşen Güç Yoğunluğu	25
2.6.2.6 Madde Yüzeyine Aktarılan Toplam Enerji	25
2.6.3 LİNER UYGULANMASI	25
2.7. YAPAY YAŞLANDIRMA YÖNTEMLERİ.....	26
2.7.1 TERMAL SIKLUS UYGULAMASI	26
2.8. BAĞLANMA DAYANIMI TESTLERİ	27
2.8.1 MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ.....	27
2.9 YÜZEY PÜRÜZLÜLÜK TESTİ.....	29
2.10 SCANNING ELECTRON MICROSCOPY (SEM) ANALİZİ	31
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
3.1 DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI.....	32
3.2 ZİRKONYA ESASLI ALT YAPININ ELDE EDİLMESİ	32
3.3 DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI	38
3.3.1 Yüzey işlemleri:.....	38
3.3.1.1 Kontrol grubu :.....	38
3.3.1.2 Er:YAG lazer uygulanan grup :	38
3.3.1.3 Nd:YAG lazer uygulanan grup :	39
3.3.1.4 Kuşlama uygulanan grup :	39
3.3.1.5 Liner uygulanan grup :	39
3.3.1.6 Nd:YAG lazer ve liner uygulanan grup :	39
3.3.1.7 Er:YAG lazer ve liner uygulanan grup :.....	39
3.3.1.8 Kuşlama ve Nd:YAG lazer uygulanan grup :	39
3.3.1.9 Kuşlama ve Er:YAG lazer uygulanan grup :	39
3.3.1.10 Kuşlama ve liner uygulanan grup :	40
3.3.2 Veneer porselen uygulanması.....	46
3.4 MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİNİN YAPILMASI.....	49
3.5 KOPMA ŞEKİLLERİNİN İNCELENMESİ	51
3.6 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME	52
4. BULGULAR.....	53
4.1 YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ BULGULARI	53
4.2 BAĞLANMA KUVVETİ BULGULARI.....	59
4.3 KOPMA ŞEKİLLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	62
4.4 SCANNING ELECTRON MICROSKOP (SEM) ANALİZİ BULGULARI ...	65
5. TARTIŞMA	80

6. SONUÇLAR	93
7. KAYNAKLAR	94
8. ÖZGEÇMİŞ	109

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1: IPS e.max ZirCAD köprü altyapısı.....	17
Şekil 2. 2: Makaslama bağlantı test yöntemi [163].	29
Şekil 2. 3: Alman sinyallerin grafiğe aktarılması [164].	30
Şekil 3. 1: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp [167]	33
Şekil 3. 2: Soğuk akrilikten hazırlanan dizaynlar.	33
Şekil 3. 3: IPS e.max ZirCAD blok (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).	34
Şekil 3. 4: IPS e.max ZirCAD örneklerin hazırlanmasında kullanılan cihaz (Sirona InLab MC XL, Bensheim, Almanya).....	36
Şekil 3. 5: IPS e.max ZirCAD blok tornalama öncesi makineye yerleştirilmesi.	36
Şekil 3. 6 : a: Sinterize öncesi bütün örnekler. b: Sinterize öncesi bir adet örnek.	37
Şekil 3. 7: IPS e-max Ceram veneer porseleni (Ivoclar Vivadent, Schaan , Liechtenstein).	38
Şekil 3. 8: a: Er:YAG lazer. b: Er:YAG lazer uygulanan parametre. c: Örneklerle Er:YAG lazer uygulanması.	41
Şekil 3. 9: a: Örneklerle Nd:YAG lazer uygulanması. b: Nd:YAG lazer. c: Nd:YAG lazer uygulanan parametre.	42
Şekil 3. 10: Kuşlama işleminin yapılması.	43
Şekil 3. 11: Liner işleminin yapılması.	43
Şekil 3. 12: Yüzey pürüzlüğünü ölçen cihaz (Mitutoyo Surfrest SJ-301, Japan).	44
Şekil 3. 13: a: Sinterize öncesi örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi. b: Sinterize sonrası örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi.	44
Şekil 3. 14 :Programlanabilen VITA Zahnfabrik ZYrcomat porselen fırını (VITA Zahnfabrik, Säcking, Germany).	45
Şekil 3. 15: Veneer seramik kısımlarının çaplarının dijital kumpas ile ölçülmesi.	45
Şekil 3. 16: Zirkonya alt yapıların metal kalıba yerleştirilmesi.	46
Şekil 3. 17: Veneer porselene yer sağlamak için ikinci levhanın yerleştirilmesi.	47
Şekil 3. 18: Veneer porselen uygulanması.	47
Şekil 3. 19: Veneer porselen uygulanmış örnekler.	48
Şekil 3. 20: Fırınlanması tamamlanmış örnekler.	48
Şekil 3. 21: Örneklerin akrilik rezine gömülmesinde kullanılan silikon kalıp.	50
Şekil 3. 22: Akrilik rezine gömülen örneklerin son hali.	50
Şekil 3. 23: Örneğin kesme aygıtına yerleştirilmesi.	51
Şekil 3. 24: Kesme deneyi sonrasında görülen kopma şekilleri [167].	51
Şekil 4. 1: Sinterize öncesi işlem uygulanmamış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	65
Şekil 4. 2: Sinterize sonrası işlem uygulanmamış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	65
Şekil 4. 3: Sinterize öncesi Er:YAG lazer uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	66
Şekil 4. 4: Sinterize sonrası Er:YAG lazer uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	66
Şekil 4. 5: Sinterize öncesi Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	67
Şekil 4. 6: Sinterize sonrası Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	67
Şekil 4. 7: Sinterize öncesi kuşlama uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	68
Şekil 4. 8: Sinterize sonrası kuşlama uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000). ...	68
Şekil 4. 9: Sinterize sonrası liner uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	69

Şekil 4. 10: Sinterize sonrası Nd:YAG+liner uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	69
Şekil 4. 11: Sinterize sonrası Er:YAG+liner uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	70
Şekil 4. 12: Sinterize sonrası kuşlama+liner uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	70
Şekil 4. 13: Sinterize öncesi kuşlama+Nd:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	71
Şekil 4. 14: Sinterize sonrası kuşlama+Nd:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	71
Şekil 4. 15: Sinterize öncesi kuşlama+Er:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	72
Şekil 4. 16: Sinterize sonrası kuşlama+Er:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi (X1000).	72
Şekil 4. 17: Kontrol grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma (X1000).	73
Şekil 4. 18: Er:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma (X1000).	73
Şekil 4. 19: Nd:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma (X1000).	74
Şekil 4. 20: Kuşlama grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma (X1000).	75
Şekil 4. 21: Liner grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma (X1000).	75
Şekil 4. 22: Nd:YAG+liner grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma (X1000).	76
Şekil 4. 23: Er:YAG+liner grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma (X1000).	77
Şekil 4. 24: Kuşlama+Nd:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma (X1000).	77
Şekil 4. 25: Kuşlama+Er:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma (X1000).	78
Şekil 4. 26: Kuşlama+liner grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma (X1000).	79

ÇİZELGELER

Çizelge 2. 1: Y-TZP özellikleri [85].	17
Çizelge 3. 1: Çalışmamızda kullanılan malzemeler.	32
Çizelge 3. 2: Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapının özellikleri.	34
Çizelge 3. 3: Çalışmamızda kullanılan veneer seramiğin fiziksel özellikleri.	35
Çizelge 3. 4: Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapının sinterlenme derecesi ve süresi.	40
Çizelge 3. 5: Liner pişirme ısısı.	49
Çizelge 3. 6: Dentin pişirme ısısı.	49
Çizelge 4. 1: Zirkonya alt yapıların sinterizasyon öncesi yüzey pürüzlük değerleri (rpm).	54
Çizelge 4. 2: Zirkonya alt yapıların sinterizasyon sonrası yüzey pürüzlük değerleri (rpm).	56
Çizelge 4. 3: Sinterize öncesi ve sinterize sonrası grupların kendi aralarında yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması (rpm).	58
Çizelge 4. 4: Zirkonya alt yapıların veneer seramiklere bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi (Mpa)(n=20).	61
Çizelge 4. 5: Kesme deneyi sonrası örneklerde görülen kopma şekilleri.	64
Grafik 4. 1: Farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülük değerleri analizi (rpm).	57
Grafik 4. 2: Farklı yüzeylere veneer seramik bağlanma dayanımı analizi (Mpa).	62
Grafik 4. 3: Kesme deneyi sonrası örneklerde görülen kopma şekilleri analizi.	63

SİMGELER DİZİNİ

$m^{1/2}$:Metrekare
$^{\circ}C$:Santigrat derece
dak	:Dakika
sa	:Saat
N	:Newton
mm/dak	:Milimetre/dakika
kg/cm^2	:Kilogram/santimetrekare
N/mm^2	:Newton/milimetrekare
Sn	:Saniye
Mm	:Milimetre
Hz	:Hertz
W	:Watt
J	:Joule
Nm	:Nanometre (10^{-9} m)
Ph	:Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)
μm	:mikron
g/cm^3	:gram/santimetreküp

KISALTMALAR DİZİNİ

MPa	:Megapascal
Al ₂ O ₃	:Aluminyum oksit
Y-TZP	:Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
Al ₂ O ₃ . 2SiO ₂ . 2H ₂ O	:Kaolen
SiO ₂	:Silika
K ₂ OAl ₂ O ₃ 6SiO ₂	:Potasyum Alumina Silikat
Na ₂ OAl ₂ O ₃ 6SiO ₂	:Sodyum Alumina Silikat
Na ₂ O	:Soda
K ₂ O	:Potas
CAD/CAM	:Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
Mg Al ₂ O ₄	:Magnezyum alüminyum oksit, Spinel
CICERO	:Computer Integrated CERamic RecONstructions
in-EOS	:ExtraOral-Scanner
Zr	:Zirkonyum
ZrSiO ₄	:Zirkonyum Silikat
ZrO ₂	:Zirkonyum oksit
Hf	:Hafniyum
t→m	:Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu
Mg-PSZ	:Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali
ZTA	:Zirkonya ile sertleştirilmiş alumina
CaO	:Kalsiyum oksit
MgO	:Magnezyum oksit
CeO ₂	:Seryum oksit
Y ₂ O ₃	:Yttrium oksit
PSZ	:Parsiyel stabilize zirkonya
TZP	:Tetragonal zirkonya polikristalleri
GPa	:Gigapaskal
Al	:Aluminyum
Laser	:Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
Nd:YAG	:Neodmiyum atomu katkılanırılmış yttrium aluminyum garnet kristali
Er:YAG	:Erbiyum atomu katkılanırılmış yttrium aluminyum garnet kristali
FDA	:Food and Drug Administration
Er 3+	:Erbiyum iyonları
Er, Cr: YSGG	:Erbiyum, krom YSGG lazeri
YSGG	:Yttrium Scandium Galyum Garnet
ISO	:International Organization for Standardization
SPSS	:Statistical Package for Social Science
SEM	:Tarama elektron mikroskobu
one-way ANOVA	:Tek yönlü varyans analizi
Min	:Minimum
Max	:Maksimum
st ±	:Standart sapma
F#	:Frekans
P	:Anlamlılık
N	:Örnek sayısı
Sig.	:Significant

1.GİRİŞ

Kaybedilen diş dokusunun yerine konulmasında metal destekli seramik restorasyonlar, geçmişten günümüze başarıyla kullanılmaktadır. Ancak hastaların estetik restoratif malzemelere olan ilgilerinin artması ile birlikte, metal destekli seramik restorasyonlar yerlerini hızla daha estetik olan metal desteksiz porselen sistemlere bırakmaktadır (1).

Tam seramik restorasyonlar metal destekli seramik restorasyonlar ile karşılaştırıldığında daha üstün estetik özelliklere sahiptir (2,3). Bununla beraber mükemmel biyouyumluluk, düşük plak tutulumu, periodontal dokularda daha az hasar oluşturma potansiyeli ve metal alt yapının kullanılmaması ile daha az alerji oluşturma riskine sahiptirler (4,5).

Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metal alt yapı, tam seramik restorasyonlarda yerini güçlendirilmiş seramiğe bırakmaktadır. Zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş seramikler, oksit seramikler içerisinde önemli bir yer tutar. Zirkonyum oksit seramikler, materyal özelliklerinden dolayı pek çok kısıtlamayı aşabilmekte, yüksek dayanıklılık ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde günümüzde ideal dental materyal olarak kabul edilmektedirler. Zirkonyum oksit seramiklerin kullanılmaya başlanmasıyla birlikte, çok üyeli arka grup diş eksikliklerine uygulanan sabit protezler, tam seramik sistemlerin endikasyonlarından birisi olmuştur (6).

Tam seramik restorasyonun estetik bir görünüme sahip olabilmesi için kullanılan güçlendirilmiş alt yapının, daha yarı şeffaf özelliğe sahip bir üst yapı porseleni ile kaplanması gerekmektedir (7). Restorasyonun uzun dönem kullanımı sırasında başarılı olabilmesi, sadece alt yapının dayanıklılığı ile değil aynı zamanda üzerine uygulanan üst yapı porseleni ile de yakın ilişkilidir. Üst yapı seramiğindeki stresler restorasyonun ağızda kalma süresini belirlediğinden, zayıf bir üst yapı seramiği, dayanıklı alt yapı materyalinin klinik başarısını olumsuz yönde etkileyebilmekte ve klinikte kırık oluşumu şeklinde sonuçlanabilmektedir (8).

Zirkonya ile yapılan klinik çalışmalar, üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılmasının en sık görülen klinik başarısızlık olduğunu göstermektedir (9). Steyern ve ark. (10) DC-Zirkon esaslı restorasyonların iki yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını %15, Sailer ve ark. (11) üç yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını %13 ve Raigrodski ve ark. (12) ise Lava esaslı 56 adet restorasyonun, 31 ay sonundaki veneer kırılma oranlarını %25 olarak bildirmişlerdir. Bu oranlar metal seramiklere nazaran oldukça yüksektir.

Kısıtlı in-vivo çalışmalarda da görüldüğü üzere, zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş alt yapılı restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık, üst yapı porseleninin tamamen ya da bir kısmının alt yapıdan tabakalar şeklinde (delaminasyon) ayrılmasıdır (11). Bu sorunun oluşumuna neden olan faktörler; alt yapının uygun olmayan geometrik yapısı, yorgunluk fenomeni, seramik içi defektler, yetersiz alt yapı desteği, hastaya bağlı faktörler, yetersiz bağlanma kuvveti, malzemenin özellikleri, okluzal stabilitenin olmaması ve alt yapı ile üst yapı malzemelerin ısıl genişleme katsayıları arasındaki uyumsuzluk olarak sıralanabilir (13,14).

Metal destekli seramik restorasyonların kırılmaya karşı direnç gösterebilmesi için minimum 25 MPa bağlanma kuvvetine sahip olmaları gerekmektedir; ancak günümüzde sıklıkla kullanılan oksit seramik alt yapılı restorasyonlar için bu değer tartışılmaktadır (15). Fakat zirkonya ile yapılan çalışmalarda, porselen-zirkonya bağlanma kuvveti değerlerinin 16 MPa ile 42 MPa arasında değiştiği ve bu değerlerin metal-seramiklere nazaran oldukça düşük olduğu görülmektedir (9,16-18).

Zirkonyum oksit sistemlerdeki başarısızlığın çoğunlukla alt yapı ile üst yapı arasında olduğu bildirilmiştir (19). Zirkonyum oksit esaslı restorasyonların uzun dönemli fonksiyonel, biyolojik ve estetik gereksinimleri yerine getirebilmesi için, güçlendirilmiş alt yapı ve estetik üst yapı seramik arasındaki bağlantının başarılı olması gerekmektedir (20).

Yüzey işlemlerinin zirkonyum oksitin direncine etkisi konusunda çelişkili sonuçlar bildirilmiştir. Zhang ve ark. kumlama işleminin zirkonyum oksitin direncini düşürdüğünü, Guazzato ve ark. ise artırdığını belirtmişlerdir. Rapor edilen sonuçların çelişkili olmasına rağmen, genel olarak yüzey işlemlerinin mekanik özellikleri etkilediği ifade edilmiştir (21,22).

Koçak, Cercon zirkonya sistemi ile yaptığı çalışmasında, köprü protezlerinde oluşan kırıkları mikroskopik olarak değerlendirmiş ve kırık merkezinin zirkonya alt yapı materyali ile üst yapı arasında olduğunu gözlemlemiştir. Bu açıdan Cercon sistemi değerlendirildiğinde, alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlanma kuvvetinin düşük olduğunu ve bu durumun da kırık riskini arttırabileceğini belirtmiştir (23).

Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda, zirkonyum oksit esaslı alt yapı bloklarına farklı yüzey işlemleri uygulanarak, alt ve üst yapı arasındaki bağlanmanın artırılması ve oluşabilecek kırıkların önlenmesi konusunda hangi işlemin daha etkin olacağı araştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 DENTAL SERAMİKLER

2.1.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHÇESİ

Seramik kelimesi, Yunanca topraktan yapılma anlamına gelen ‘keramikos’ sözcüğünden gelmektedir (24,25). Seramik kullanımı 10.000 yıl önceki taş devri zamanına kadar uzanmaktadır. İlk olarak M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından kullanılmış, XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir (25). Çeşitli ev ve süs eşyaları yapımında kullanılan ilk seramiklerin opak, pöröz ve zayıf yapılarından dolayı diş hekimliğinde kullanımları uygun bulunmamıştır. Şeffaflık ve dayanıklılık açısından diş hekimliğinde kullanılan porselenler, seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilmişlerdir (26).

Dental seramik ifadesi daha kapsamlı bir anlamda kullanılırken, dental porselen ifadesi bunun daha alt gruplarını ifade etmektedir. Porselen sözcüğü Ortaçağ İtalyancasında ki küçük deniz kabuğu anlamına gelen porcella’dan gelir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı; düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahip ve daha dayanıklıdır (27).

Diş hekimliğinde porselen yapay dişler ilk olarak 1774 yılında Fransız diş hekimi Alexis Duchateau ve onunla beraber çalışan Fransız bir eczacı olan Nicholas Dubois de Chemant tarafından kullanılmıştır. Bu porselen diş materyali, daha da geliştirilip 1789’da patenti alınmıştır. İlk kişisel porselen dişler 1808 yılında Paris’te, İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe-Angelo Fonzi tarafından yapılmıştır. Bunların estetik ve mekanik özellikleri protetik diş hekimliğinde büyük avantaj sağlamıştır. Porselen dişler 1817’de Amerika’da tanıtılmış, 1825’te ticari üretimine başlanmıştır. 19. yüzyılın sonlarında platin yaprak ile hazırlanmış güdükler üzerine feldspatik seramik materyalinin fırınlanması ile ‘jacket kuron’ adıyla adlandırılan tam seramik restorasyonlar üretilmiştir (28). Bu restorasyonlar estetik avantajlarına karşın, zayıf marjinal sızdırmazlık, düşük dayanım ve yüksek kırık oluşturma riski nedeniyle zamanla popülaritesini kaybetmiştir (29). Metal desteksiz restorasyonlardaki gelişmeler 1965 yılında McLean ve Hughes’in porselene güçlendirici olarak alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave etmeleri ile başlamıştır. Bu işlem seramiğin daha güçlü ve termal şoklara karşı daha dirençli bir yapıya kavuşmasını sağlamıştır. Seramiğin içerisindeki alumina

kristallerinin artması ışık geçirgenliğini azaltarak bir dezavantaj oluşturmuştur. Bu dezavantajın giderilmesi ve uygun estetiğin sağlanması için kor malzemesinin feldspatik porselen ile kaplanması gerekmektedir (28,30). Özellikle 1960 yılından itibaren daha dayanıklı porselenlerin üretilmesi ve fırınlama tekniklerinin geliştirilmesi, daha uygun ve kırılmaya dirençli tam porselen kronların yapılmasını mümkün hale getirmiştir (31).

1984 yılında, Adair ve Grossman camın kontrollü kristalizasyonunun sağlandığı tekniği (Dicor) geliştirmişlerdir. Brugges ise yeni bir refraktör die (ısıya dayanıklı die) metodu olan %70 Alumina (Al_2O_3) içeren sistemi geliştirmiştir. 1989'da Sadoun, 'slip casting' yöntemi ile elde edilen alumina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği sistemi (In-Ceram) kullanıma sunmuştur. 1990'ların başında basınç ile şekillendirilen cam seramikler (IPS Empres) geliştirilmiştir (28,32).

1990'ların sonunda yüksek kırılma dayanıklılığına sahip basınç ile şekillendirilebilen cam seramik (IPS Empres 2) sistemi ile ikinci premolar dişlere kadar uzanan sabit bölümlü restorasyonların yapımı mümkün olmuştur. Sonraki dönemlerde yüksek miktarda alumina kristalleri içeren yoğun sinterize (Procera All Ceram) alt yapı seramiği üretilmiştir (1,32,33).

Tüm seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapıya ilave edilen son malzemelerden birisi zirkonyum oksit olmuştur. Cam infiltre aluminaya %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilerek (In-Ceram Zirconia) sertliği ve dayanıklılığı daha yüksek olan bir alt yapı seramiği elde edilmiştir. Tam seramik restorasyonlar için ideal alt yapı malzemesi olarak gelinen son nokta yitrium tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramiklerdir (31,34).

2.1.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Protez Terimleri Sözlüğünde seramik; birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşim anlamına gelmektedir (35). Bu birleşimde büyük oksijen atomları bir matris görevi görür ve küçük metal atomları arasına sıkışır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe, stabilite, sertlik ve ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Diğer yandan aynı yapı seramiği kırılabilir bir hale dönüştürür (25).

Diş hekimliğinde kullanılan porselen %3-5 kaolen (kil), %12-22 kuartz (silika, kum), %75-85 feldspar'dan meydana gelir (26,36,37). Kaolen ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) hidrate alumina silikat'tır. Porselene opaklık verir ve porselen hamurunun şekil almasını sağlar. Silika SiO_2 'dir ve porselen kitlesine stabilite kazandırır (26,37). Feldspar,

potasyum alumina silikat ($K_2OAl_2O_2 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alumina silikat'ın ($Na_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Dental seramiklere saydamlığını veren ana yapıyı oluşturan maddedir. Birleştirici özelliği ile fırınlama esnasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarıp kitlenin bütünlüğünü sağlar. Bu özelliğinden dolayı porselen restorasyonların fırınlama işlemi sırasında yapısını muhafaza etmesini sağlar. Feldsparın içinde değişik oranlarda soda (Na_2O) ve potas (K_2O) bulunmaktadır. Soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş malzemenin viskozitesini artırarak fırınlama sırasında akmayı azaltır (28,36). Porselen tozlarına katılan metal ve metal oksit pigmentleri ise, doğal diş görüntüsü elde edebilmek için gerekli renklenmeyi sağlarlar (37).

2.2 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI

Literatürde farklı sınıflandırmalar mevcuttur. Conrad ve ark. yaptığı sınıflandırmaya göre alt yapı malzemeleri üç ana grupta toplanabilir (38).

2.2.1 CAM SERAMİKLER

1) Lösit ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optimal Pressable Ceramic /Optec OPC (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein)
- Mirage (Chameleon Dental Products)

2) Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

3) Feldspatik seramikler

- Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- Vita TriLuxe Bloc (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- Vitablocks Esthetic Line (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

2.2.2 ALÜMİNA ESASLI SERAMİKLER

- 1) In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- 2) In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- 3) In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- 4) Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoom, Netherlands)
- 5) Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)

2.2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

- 1) Lava Sistemi (3EM ESPE, St. Paul, Minn)
- 2) Cercon Sistemi (Dentsply DeguDent, Germany)
- 3) DC Zirkon Sistemi (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)
- 4) Denzir Sistemi (Decim AB, Skelleftea, Sweden)
- 5) Celay Sistemi (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, Switzerland)
- 6) Cerec In Lab Sistemi (Sirona Bensheim, Germany)
- 7) Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)
- 8) Zeno Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)
- 9) Zirkonzahn Sistemi (Steger, Ahrntal, Italy)

2.2.4 CAM SERAMİKLER

2.2.4.1 Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

Cam seramik yapıyı güçlendirmek için lösit kristalleri kullanılmaktadır. Yarı şeffaf görünüşü bulunmaktadır. Bu sebeple yüksek estetik özelliğe sahip restorasyonları üretmek mümkündür. Destek dişte mevcut olan restorasyonlar fazla miktarda ışık geçirgenliğine sahip oldukları için dikkatlice değerlendirilmelidir. Metal kor veya herhangi bir renklenmenin olması estetik problemlere neden olabilir (39,40).

IPS Empress sistemi 1983 yılında piyasaya sunulmuştur. Isı ve basınçla presleme tekniği ya da **Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM)** teknolojisi ile üretilebilmektedir. Bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı ortalama 120-160 MPa'dır. Yüzey özelliklerinin geliştirilmesiyle 200 MPa'ya kadar çıkabilmektedir (41). Kırılma dayanıklılığı da $1,5-1,7 \text{ MPa m}^{1/2}$ 'dır (42). Restorasyonun başarısı diş dokusuna olan adeziv simantasyon ile sağlanır. Dayanıklılığının zayıf olması kullanımını ön bölgedeki tek diş restorasyonlarla sınırlar (43). IPS ProCAD, IPS Empress'e benzer, ancak, içindeki lösit partikülleri daha küçük ve uniform biçimde

dağılmıştır. 1998 yılında Cerec inLab (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) sistemi için üretilmiştir. üç nokta eğilme testinde dayanıklılığı 127 MPa bulunmuştur (44,45).

2.2.4.2 Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler

IPS Empress II bu grup içerisinde yer alır. Seramik ingotlar hacimsel olarak kristal komponentin %60'ından fazlasını oluşturan lityum disilikat cam seramikten oluşmuştur. Alt yapılar mum uzaklaştırılması, ısı ile presleme veya prefabrike blokların frezeleme işlemi ile hazırlanabilir. Alt yapı malzemesinin bükülme direnci yaklaşık 300-400 MPa arasında değişmektedir. Bu değer IPS Empress I'in yaklaşık üç katıdır (46). Kırılma dayanımı ise 2,8-3,5 MPa m^{1/2}'dir (47).

IPS Empress II sistemi görsel olarak estetik restorasyonların yapımına izin verir. Restorasyonların pürüzlendirilip adeziv olarak simante edilmesi, restorasyonların direncini artırır ve hizmet süresini uzatır. Bu tip restorasyonlar kesici dişlerden ikinci küçük azılara kadar uygulanabilmektedir. Bağlayıcılar için minimal kritik boyut okluzo-gingival olarak 4-5 mm ve bukkolingual olarak 3-4 mm'dir (48). IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) 2005 yılında tanıtılmıştır ve IPS Empress II'ye nazaran daha üstün fiziksel ve yarı şeffaf özelliğe sahiptir (49). 2005 yılının sonunda IPS Empress II'nin sonraki jenerasyonu olarak IPS e.max sistemini piyasaya sunulmuştur. IPS e.max, IPS Empress II gibi lityum disilikat cam yapısındadır. Materyalin yapısındaki değişikliklerle farklı derecelerde opasitede ingotlar üretilmiş ve dayanıklılığı arttırılmıştır. Bu değer ortalama 400 MPa'dır. Bu özelliği ile IPS e.max kesiciler ve azılar bölgede hem kron hem de tek diş eksikliği durumunda üç üyeli köprülerin yapımında kullanılabilir (50).

2.2.4.3 Feldspatik Seramikler

Vitablocks Mark I ve Vitablocks Mark II feldspatik seramiklere örnektir. Vitablocks Mark II 1991 yılında Cerec I sistemi için üretilmiştir. Vitablocks Mark I'e göre dayanıklılığı daha fazla ve tanecik boyutu küçüktür. Yapısında %60-64 SiO₂ ve % 20-23 Al₂O₃ içerir. Mikromekanik retansiyonun sağlanması için pürüzlendirilebilir ve kompozit rezin siman ile simante edilebilir (51,52). Klasik Vita renk skalasındaki renk alternatifleri mevcuttur; ancak tek renk içermesi (monokromatik) bir dezavantajdır. Bu estetik dezavantajın önüne geçmek için Vita Triluxe Block üretilmiştir. Bu bloklar üç tabaka halindedir. En içteki tabaka koyu opak alt yapıyı, ortadaki tabaka nötral zonu, ki

bu standart bloklar ile aynı renktir ve en dış tabaka da daha translusent üst yapıyı temsil eder. Bu şekilde, doğal dişin optik karakterini kopyalamayı daha mümkün hale getirir (53).

2.2.5 ALÜMİNA ESASLI SERAMİKLER

2.2.5.1 In-Ceram Alumina

1989 yılında tanıtılan In- Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik) sistemi, anterior bölgede üç üyeli sabit protez yapımına olanak sağlayan ilk tam seramik sistemidir (54). Ağırlıkça %70-80 Al_2O_3 içeren karışım ‘refractory die’ üzerine uygulanır. 1120 $^{\circ}C$ de 10 saat süre ile fırınlanır. Su kapiller basınçla refractory die’e geçer, day üzerinde alumina partikülleri birikir. Bu tekniğe ‘slip casting’ denir. Oluşan bu alumina iskeletinin daha dayanıklı bir hal alabilmesi ve pöröz yapısının azaltılması için alt yapı üzerine ince bir tabaka halinde lanthanum cam sürülür ve 1100 $^{\circ}C$ ’de 4 saat tekrar fırınlanır. Alumina ve camın ısıl genleşme katsayıları farkından dolayı kompresif stresler oluşur ve bu stresler dayanıklılığı artırır (55,56). Cam infiltrasyonu ile malzemedeki boşluklar kapiller hareket sayesinde cam ile doldurulur. Alt yapının üzerine üst yapı porseleni pişirilmesi ile restorasyon tamamlanır (57). Alt yapı slip casting tekniği dışında parsiyel sinterlenmiş prefabrike blokların frezeleme tekniği ile de üretilebilir (53).

Alt yapı malzemesinin bükülme direnci 236–600 MPa, kırılma dayanımı ise 3,1-4,61 MPa $m^{1/2}$ arasında değişmektedir (58,59).

2.2.5.2 In-Ceram Spinel

1994 yılında opak alt yapıya sahip olan In-Ceram Aluminaya alternatif olarak üretilmiştir. Alt yapıda ışık geçişini artırmak amaçlı, In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine magnezyum ve alüminyum oksit ($Mg Al_2O_4$) karışımı kullanılır (39,40). Bükülme direncinin In-Ceram Alumina’dan daha düşük olması kullanımını ön bölgedeki tek diş restorasyonlar ile sınırlandırır (60). Magnezyum alüminyum oksit ($Mg Al_2O_4$) diğer adıyla spinel doğal bir mineraldir. Spinel kristalleri renkli ya da renksiz, camsı yapıda, transparant veya kübik simetride opak kristallerdir. Üretim tekniği In-Ceram Alumina’da olduğu gibi slip casting veya porselen bloğun freze edilmesi ile olur. In-Ceram spinel, Vita In-Ceram ürünleri içerisinde en yüksek estetik özelliğe sahip olanıdır (61).

2.2.5.3 In-Ceram Zirconia

In-Ceram Alumina sistemine, seramiğin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla % 35 parsiyel stabilize zirkonyum oksit ilave edilmesiyle elde edilen In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonudur (62). Alt yapının üretilmesinde klasik slip-casting tekniği ya da yarı sinterize prefabrike blokların frezelenmesi kullanılabilir, sonra feldspatik porselen ile veneer işlemi gerçekleştirilir (1,63,64). Bükülme direnci ortalama 421-800 MPa'dır ve kırılma dayanımı ise $68 \text{ MPa m}^{1/2}$ 'dir (65,66). Zirkonyum oksit ilavesi ile alt yapının daha dayanıklı bir hal aldığı görülür; ancak opasitesinin artması uygulamaların daha çok posterior bölgede kron ya da köprü protezlerin alt yapısında kullanılmasına olanak sağlar (39,40).

2.2.5.4 Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoom, Netherlands)

Computer Integrated CERamic RecOnstructions (CICERO) teknolojisiyle üretilen cam infiltre edilmiş alüminyum oksit ile güçlendirilmiş alt yapı seramiğidir. CICERO'nun teknik konseptini ilk olarak Danissen ve ark. tanımlamıştır (67). CICERO yöntemi ile seramik restorasyon üretilmesi, lazer ile optik görüntüleme, sinterleme ve bilgisayar destekli frezeleme işlemleri ile gerçekleştirilir. Diş preparasyonun ve karşıt okluzyonunun modelleri lazer tarayıcı ile üç boyutlu olarak bilgisayarda görüntülenir. Bilgisayarda tasarımı yapılan alt yapı, alüminyum oksit ile güçlendirilen seramik bloklardan frezelenir ve sinterlenerek alt yapı üretilir (68). Alt yapının lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Neatherlands) ile veneerlenmesi sonucunda final restorasyon elde edilir (69).

2.2.5.5 Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)

Tam seramik restorasyonlar için alt yapı malzemesi olarak % 99,9 oranında Al_2O_3 kristali içerir. Yoğun olarak sinterize edilerek kullanılır (Procera AllCeram sistem) (70). Procera AllCeram, Procera AllTitan ve Procera AllZircon olmak üzere üç ayrı kompozisyonu bulunmaktadır. Bu isim farklılıkları sistemin işlediği bloklardan kaynaklanır. Procera AllCeram sistemi 1993'te, Procera AllZircon sistemi de 2001 yılında geliştirilmiştir. Procera sisteminde daylı model mekanik okuyucu ile taranır, bilgisayar ortamında kopingin üç boyutlu olarak tasarımı yapılır ve alt yapı alumina veya zirkonya bloklardan frezelenir. Sabit protezlerde alt yapı olarak zirkonyum oksit esaslı Procera AllZircon blokları tercih edilmektedir. Üretilen alt yapı daha sonrasında aynı firma tarafından geliştirilen üst yapı porseleni (Nobel Rondo) ile kaplanır (71).

2.2.6 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

2.2.6.1 Lava Sistemi (3M ESPE, St. Paul, Minn)

Lava sistemi %3 mol yitriumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum polikristal içeren yüksek dayanıklılıktaki alt yapıları üretmek için CAD/CAM teknolojisini kullanır. Polikristaller tetragonal kristal yapısındadır, ortalama büyüklükleri 0,5 µm veya daha azdır. Sistem optik tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar destekli freze makinası (CAM) (Lava Form), sinterizasyon için bir fırın (Lava Term) ve CAD/CAM yazılımından oluşmaktadır. Laboratuvarda model elde edilir. Optik tarayıcı ile model taranır. Bu işlem tek krona üç dakika, üç üyeli sabit restorasyonların alt yapılarında 12 dak zaman almaktadır. % 20-25'lik lineer polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için alt yapı daha geniş oluşturulur ve sekiz saat süren sinterleme işlemi yapılır. Tek üye kron için ortalama freze işleminin süresi 35 dak, üç üyeli sabit protez alt yapıları için ise 75 dak sürmektedir. Alt yapı yedi farklı renkle renklendirilebilir. Sinterlenen alt yapı daha sonra veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanır. Mekanik ve optik özelliklerinin iyi olmasından dolayı hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilir (72,73).

2.2.6.2 Cercon Sistemi (Dentsply Ceramco, Burlington, NJ)

Cercon sistem iki farklı altyapı seçeneğine sahiptir. Bunlar; klasik CAM ve CAD/CAM dir. Prepare edilen diş modelinin üzerine teknisyen tarafından alt yapı mum modelasyonu yapılır. Bu mum modelasyon Cercon cihazının ana parçasına (Cercon brain) yerleştirilir, cihazın lazer sistemi ile taranır. Elde edilen bilgiler freze ünitesine aktarılır ve 'Cercon base' adı verilen bloklardan alt yapı frezelenir. Farklı uzunluklarda bloklar mevcuttur. Bloklar prefabrike olarak 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm boyutlarında üretilmiştir. Her bir bloğun üzerinde ne kadar büzüleceğini gösteren bir barkot bulunmaktadır. Cihaz bu barkodu okuyarak alt yapıyı gerekli büyüklükte freze eder. Frezeleme işlemi tek kron için yaklaşık 35 dak, dört üyeli köprü için ise 80 dak zaman alır. CAD/CAM seçeneğinde sisteme 'Cercon eye' ünitesi eklenmiştir. Alt yapı tasarımı ve üretimi bilgisayar destekli yapılmaktadır. Sinterleme işlemi sisteme ait olan 'Cercon heat' fırınında 1350 °C'de 6 sa yapılmaktadır. Sinterize edilen alt yapılar, sistemin kendine uygun üst yapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) ile kaplanır ve restorasyon son şeklini alır (28,74).

2.2.6.3 DC–Zirkon Sistemi (Digitizing Computer System, Precident, DCS Dental AG, Allscwill, Switzerland)

İlk olarak 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Alt yapının hazırlanması bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim ile gerçekleşir (10). Sistem Preciscan (tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı), DCS (Dentform yazılım), ve precimill (frezeleme makinası) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır. Yoğun sinterize DC Zirkon seramik blokları, sıcak izostatik presleme prosedürü ile sıkıştırılır ve bu sayede seramik içindeki mikro çatlak büyümesine olan direnç artırılmış olunur (75). Alt yapının hazırlanması için tam sinterlenmiş Y-TZP blokları (DC Zirkon) kullanılır; dolayısıyla alt yapı istenilen final boyutlarında frezelenir (76). Frezeleme sonrasında herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterleme büzülmesi yoktur (77). Besimo ve ark., sinterleme sonrasında oluşan büzülmenin bu sistemde olmamasından dolayı daha iyi bir marjinal uyum sağlandığını bildirirken (78); Luthardt ve ark. ise tam sinterlenmiş bloklarda frezeleme işlemi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu bildirmektedir (6).

2.2.6.4 Denzir Sistemi (Decim AB, Skelleftea, Sweden)

İlk olarak 1995 yılında inley restorasyonları için Denzir sistemi tanıtılmıştır. Bu sistemde tam sinterlenmiş bloklar kullanılır ve sıcak izostatik presleme prosedürü ile sıkıştırılarak oluşturulur. Bu işlem zirkonyum seramik içindeki parçacık yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500 °C’de yüksek basınç altında gerçekleştirilir (79).

2.2.6.5 Celay Sistemi (Vita, Bad Sackingen, Germany)

1987 yılında kopyalama tekniği esas alınmıştır ve bilgisayar destekli üretim yöntemlerine alternatif olarak üretilmiştir. Sistemde üretici firma olan Vita, kendi bloklarını geliştirmiştir. 4 çeşit blok kullanılmaktadır. Bunlar feldspatik bloklar (Vitablocks for CELAY), alumina bloklar (Vita In-Ceram Alumina for CELAY), spinell bloklar (Vita In-Ceram Spinell for CELAY) ve zirkonya bloklar (Vita In-Ceram Zirconia for CELAY)’dır. Preperasyon sonrası elde edilen model üzerine diş teknisyeni özel bir kompozit malzemesi ile alt yapı modelasyonu işler. Bu alt yapı cihazın sol taraftaki bölmesine yerleştirilir. Burada aşındırıcı özelliği olmayan sadece kompozit modelasyon üzerinde dolaştırılarak bu alt yapıyı tanıyan tarayıcı uçlar bulunur. Cihazın sağ taraftaki bölmesine de aşındırılması istenilen blok yerleştirilir. Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra alt yapı sinterlenir ve alt yapıya uygun üst yapı porseleni kullanılarak restorasyonun son şekli verilir (80).

2.2.6.6 Cerec Sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)

İlk olarak 1984 yılında Werner H.Mörmann ve Marco Brandestini tarafından çalışmalarına başlanmıştır. 1992’de Cerec 1, 1994’te Cerec 2, 2000’de Cerec 3 ve 2005 yılında da ExtraOral-Scanner (in-EOS) olarak geliştirilmiştir. Cerec sistemi klasik ölçü alma prosedürünü ortadan kaldırarak cihazın ağız içi kamerası yardımıyla bu işlemin gerçekleştirilmesine olanak sağlar. Bu işleme alternatif olarak ölçü sonrası elde edilen preparasyon modeli in-EOS yardımıyla da görüntülenebilir. Sistemin sahip olduğu bilgisayar yazılımı sayesinde alt yapı, elde edilen görüntü üzerinde tasarımı yapılır. Tasarlanan alt yapı malzemesinin bilgisayar yazılımında seçilmesinden sonra, blok frezeleme ünitesine yerleştirilir (81). Zirkonya blok, sinterleme sonrası yaklaşık % 20 oranında büzülme göstereceği için alt yapı freze cihazından final boyutundan % 20 daha büyük çıkar. Cerec sistemine uygun olan Sirona firmasının ürettiği (Cerec blocks, inCoris Alumina, inCoris Zirconia) blokların dışında; Vita Zahnfabrik firmasına (Vita CAD-Temp, Vita CAD-Wax, Vita blocks, In-ceram alumina, In-ceram zirconia, Vita Al-Cubes, Vita YZ-Cubes) ve Ivoclar firmasına (ProCAD, e.max CAD, e.max ZirCAD) ait bloklar da bulunmaktadır (44). Frezelenmesi tamamlanan zirkonya blok sistemin sinterleme fırınında (InFire HTC) sinterlenir, uygun üst yapı porseleni kullanılarak restorasyona son şekli verilir.

2.2.6.7 Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)

Bu sistem üç üniteden oluşmaktadır. Bunlar; modeli tarayan ve tasarımı yapan Everest Scan, aşındırma ünitesi Everest Engine, ve sinterleme fırını Everest Therm’ dir. Aşındırma ünitesi diğer sistemlerden farklı olarak beş aks teknolojisine sahiptir. Bu nedenle daha hassas bir uyum sağlanmış olunur. Elde edilen model taranır, bilgisayar ortamında alt yapının tasarımı yapılır sonrasında istenilen blok seçilerek frezeleme işlemine geçilir. Sistemin kendisine ait hem sinterlenmemiş zirkonya blokları hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları mevcuttur. Bunlara ilaveten sistemde titanyum ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş alt yapı malzeme seçenekleri de vardır. Sistemdeki bloklar blok şeklinin yanı sıra diğer sistemlerde olduğu gibi disk şeklinde de bulunmaktadır. Sinterlenmemiş bloklardan üretilen alt yapılar Everest Therm fırınında 1500 °C’de sinterlenir. Alt yapıda sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılırsa uygun rengin sağlanabilmesi için alt yapı Ivoclar IPS e.max veya Vita renklendirme sıvıları kullanılarak renklendirilebilir (82).

2.2.6.8 ZENO Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)

Zeno Tec sistemi üç ünitelerden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Alçı model 3 Shape D 700 lazer tarayıcı ile taranır. Tek bir kronun görüntüsünün elde edilmesi 45-60 sn zaman almaktadır. Elde edilen veriler ZENO Cad bilgisayar yazılımında üç boyutta hareket ettirilerek protez tasarımı yapılır. ZENO 4820, ZENO 3020, Zeno 4030 M1 frezeleme makinelerinde seramik bloklar işlenir. Sinterleme işlemi ZENO Fire sinterleme fırınında yapılır. Zirkonya bloklar kullanıldığında alt yapının istenilen renkte üretilmesi için ZENO Color Zr renklendirici ve bu renkleri sabitleyici ZENO Color Fix sıvıları bulunmaktadır (83).

2.2.6.9 Zirkonzahn Sistemi (Steger, Ahrntal, Italy)

Zirkonzahn sistemi, hem CAD/CAM sistemi, hem de mekanik yöntemlerle üretim yapmaya izin veren bir sistemdir. Alçı model üzerinde restorasyon yapılacak diş ya da dişlere firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile alt yapı tasarımı Zirkograph'ın kullanıldığı mekanik olan teknik ile hazırlanır. Gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra Zirkograph'ın okuyucu ucunun yer aldığı kısma kompozit rezin kullanılarak hazırlanan alt yapı sabitlenir. Cihazın aşındırıcı frezinin bulunduğu diğer bölmesine de sistemin kendisine ait olan zirkonya blok (ICE Zirkonia veya Prettau) yerleştirilir. Okuyucu frez kompozit alt yapı üzerinde manüel olarak hareket ettirilirken, susuz ortamda zirkonya blok üzerinde kesici frez restorasyonu şekillendirir. CAD/CAM sisteminde ise restorasyonu yapılacak alt yapının modeli optik olarak Optical Scanner S 600'de taranır, bilgisayar yazılımıyla alt yapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan alt yapı frezelenir. Hacim olarak % 25 daha büyük elde edilen alt yapı istenilen rengin elde edilebilmesi için renklendirici solüsyonlar ile renklendirildikten sonra, sistemin sinterleme fırını kullanılarak sinterlenir. Sistemin önerdiği ICE Ceramik üst yapı porseleni ile alt yapı kaplanarak restorasyon tamamlanır.

Sistem Y-TZP blok olarak ICE Zirkonia'nın dışında, restorasyonun tamamının veya bir kısmının üretilmesi, minimal üst yapı porseleni kullanılarak veya üst yapı porselenine ihtiyaç duyulmaksızın renklendirici solüsyonlarla uygun estetiğin sağlanabilmesi amaçlı Prettau Zirkonia isminde yeni bir zirkonya blok daha piyasaya çıkarmıştır (84).

2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

2.3.1 YAPISI VE ÖZELLİKLERİ

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan kimyasal bir elementtir. Arapça 'altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden türetilmiştir (85). Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22'dir. Periodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852 °C ve kaynama noktası 3580 °C'dir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO₄) ve zirkonyum oksittir (ZrO₂). Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit' tir. Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde her zaman 50/1 oranında hafniyum (Hf) elementi bulunur. Zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir (86). Havaya karşı inaktif olmasını, zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası neden olur. Buna rağmen havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşimini oluşturur. ($Zr(k) + O_2(g) = ZrO_2(k)$). Zirkonyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyon vermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmez. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünerek floro bileşimleri oluşturur (86). Zirkonya, oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (<0,5- 0,6 µm) (87). Üç farklı kristal yapısı vardır. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz 1170 °C'ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz 2370 °C'ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası 2680 °C'dir ve bu dereceye kadar ise kübik fazda bulunur (85,88). ZrO₂ fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (89). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında t→m faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, t→m faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bundan dolayı zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Fakat kalsiyum (85,89), magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilerek oda sıcaklığında stabil olabilmeleri sağlanır (85). Saf zirkonyayımın içindeki yttrium oksit

oda sıcaklığında zirkonyayı tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (19,85,90). Tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilize edilmesine rağmen bu faz aslında ‘metastable’dır. Faz dönüşümü reversible bir dönüşümdür. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (63,89). Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa’dır (31). Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (1000- 1300 Vickers) (91). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa (92-94), kırılma dayanımı ise 9-10 MPa m^{1/2} (85,95,96) olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alumina esaslı seramiklerin iki katı (85,94) ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) üç katıdır (94).

Tükürük içindeki su, cam içerikli tam seramiklerde cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bundan dolayı seramiklerin uzun dönem stabilitesi olumsuz etkilenir. Fakat zirkonya esaslı seramiklerin yapısında cam olmamasından dolayı bu olumsuzluğu göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır (97). Fakat zirkonya, özellikle suyun varlığında , ‘düşük ısılarda bozulma’ (low temperature degradation) olumsuzluğuna sahiptir (98). 900-1000 °C’ deki bir dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün (m→t) tetiklendiği bildirilmiştir. Özellikle üst yapı porselenin fırınlanması sırasındaki olası m→t dönüşümü ile kompresif stresler serbestleşir ve dayanıklılık azalır (7).

Zirkonya yüksek biyouyumluluğa sahip bir materyaldir. Yapılan in-vivo ve in-vitro çalışmalarda, lokal veya sistemik bir yan etki bildirilmemiştir (99-101). Restorasyon etrafındaki mikroorganizma miktarının farklı malzemeler ile karşılaştırıldığında, daha az miktarda olduğu tespit edilmiştir (102). Termal iletleri azdır, dolayısıyla pulpa irritasyonlarını azaltırlar (103). Özellikle paladyum ve nikel gibi metal alaşımları içeren dental restorasyonlarda hipersensitivite gözlenebilirken, metal alaşımları içermeyen tam seramik restorasyonlar bu problemi ortadan kaldırır (104,105). Diğer taraftan, zirkonya alt yapılar radyopak bir görüntü verirler. Buda restorasyonun radyografik değerlendirilmesine izin verir (106).

Zirkonyanın ilk kullanım alanı ortopedik kalça eklemi protezleri olmuştur (107). Bununla beraber oral implant materyali olarak da test edilmektedir. Akagawa ve ark. köpekler üzerinde yaptıkları çalışmada, zirkonya implantların osseointegrasyonunun başarılı bir şekilde sağladığını ve histolojik olarak da direk implant-kemik ara yüzü elde edildiğini bulmuşlardır (108). Aynı araştırmacıların maymunlar üzerinde yaptığı

çalışmada, zirkonya implantların iki yıllık takipleri sonrası uzun dönem stabil olduklarını bildirmişlerdir (109).

2.3.2 ZİRKONYA MATERYALLERİ

Birçok tipte zirkonya içeren seramik sistemi bulunmaktadır. Sadece üç sistem diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Bunlar; yitrium katyonlu zirkonya polikristali (3Y-TZP), magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA)'dır (76).

2.3.2.1 Stabilize Zirkonya

Stabilize zirkonya, saf zirkonyaya CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir (85,94). Tam stabilize ve parsiyel (yarı) stabilize zirkonya olmak üzere iki tipi vardır. Zirkonyaya %16 mol CaO, %16 mol MgO ve %8 mol Y₂O₃ ilavesi ile tam stabilize zirkonya elde edilir. Kübik form içerir. Sertliği ve termal şok direnci yüksektir. Bundan dolayı seramik endüstrisinde aşındırıcı bir araç olarak ve ateşe dayanıklı bir ürün olarak da kullanılabilir. Parsiyel stabilize zirkonya materyali daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir. Multifaz formundadır. PSZ olarak adlandırılan yarı stabilize zirkonyadır. Saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. PSZ, oda sıcaklığında majör faz olarak kübik faz içerir, minör faz olarak da monoklinik ve tetragonal fazlar içerir (85). Tanecik çapı, TZP (Tetragonal Zirkonya Polikristalleri) materyallerine göre büyüktür (30- 40 µm). Pörözitesi ve sinterleme derecesi de daha yüksektir. Bunlardan dolayı kullanımı azaltmıştır. Bu da TZP materyallerine olan ilgiyi artırmıştır.

2.3.2.2 Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

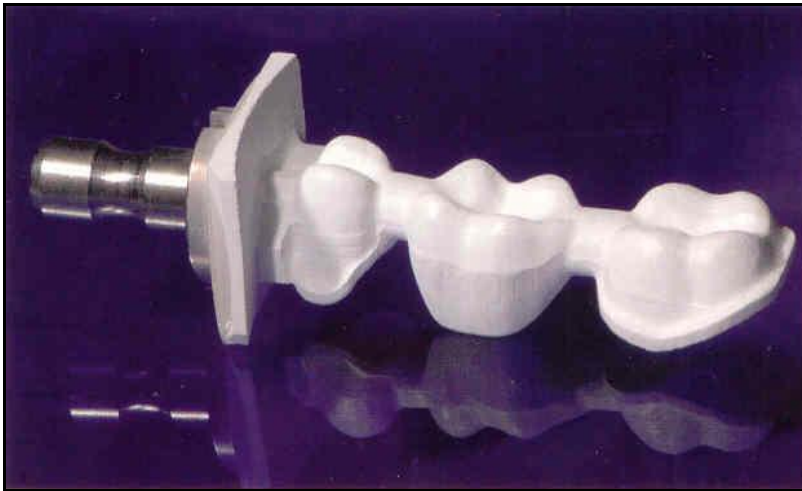
1990'lı yıllarda yitrium ile stabilize edilmiş zirkonya polikristallerin diş hekimliğine endodontik postlar ve implant dayanakları olarak kullanıma girmiştir. Daha sonra da tam seramik kron ve köprü protezlerinin yapımında alternatif bir kor malzemesi olarak değerlendirilmeye başlanmıştır (110,111). Restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillenmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterleme ile veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilmektedir (76).

Y-TZP, oda sıcaklığında tetragonal fazdaki zirkonya ve stabilize edici oksit olarak % 2- 3'lük Y_2O_3 içerir (94). İşlem sıcaklığı, Y_2O_3 içeriği ve tanecik boyutu zirkonyayı oda sıcaklığında t-fazında tutan faktörlerdir. Ayrıca materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır (85). Tanecik boyutunun $0,8 \mu m$ 'den küçük olması oda sıcaklığında metastabil bir tetragonal yapı elde etmek için gereklidir (112). Y_2O_3 konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır. Faz dönüşümü bu tanecik boyutunun üzerindeyken kendiliğinden oluşan t→m faz dönüşümünün gerçekleşebilmektedir. Bu dönüşüm, çok küçük tanecikli yapıda inhibe olmaktadır (85). Y-TZP'nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Çizelge 2.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 2. 1: Y-TZP özellikleri (85).

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	ZrO ₂ +3mol% Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g /cm ³
Pörözite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modulus	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ^{1/2}
Isı genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-6} K^{-1}$

3Y-TZP yapısındaki seramiklere örnek olarak IPS e.max ZirCAD seramik blokları verilebilir (Şekil 2.1).



Şekil 2. 1: IPS e.max ZirCAD köprü altyapısı

2.3.2.3 Parsiyel Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Mg-PSZ polikristali ile ilgili olarak çok fazla çalışma yapılmasına rağmen, porozite varlığı ve gren boyutunun büyük olması (30-60 µm) sebebiyle aşınmaya neden olduğu için başarı sağlayamamıştır. Ticari olarak Mg-PSZ bileşimi içerisinde %8-10 mol MgO bulunmaktadır (76).

2.3.2.4 Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alumina

In-Ceram Zirkonya bu malzemeye bir örnektir. 3Y-TZP ile karşılaştırdığında, In-Ceram Zirkonya daha düşük mekanik özelliğe sahiptir (31).

2.4 CAD/CAM SİSTEMLERİ

2.4.1 TANIMI VE TARİHSEL GELİŞİMİ

CAD/CAM, çalışılan parçanın üç boyutlu planını bilgisayar ekranında dizayn edilmesi ve bilgisayar kontrolündeki makine ile otomatik olarak üretim yapılması esasına dayanır (113).

CAD/CAM teknolojisi diş hekimliği alanına ilk kez 1971 yılında Francois Duret tarafından sokuldu (114). Esas amacı, bu endüstriyel teknolojiyi kolaylıkla diş hekimliğine transfer etmek ve bir dental restorasyon için harcanan maliyeti düşürmektir. CAD/CAM ile istenilen sayıda ve birbirinin aynısı ürünler, daha kısa sürede ve daha az efor harcanarak üretilir. Ancak, diş hekimliğinde bu geçerli değildir, çünkü her restorasyon hastaya özgü dizayn edilir ve kişiseldir (113).

2.4.2 CAD/CAM KOMPONENTLERİ

Tüm CAD/CAM sistemleri üç fonksiyonel komponent içermektedir:

2.4.2.1 Tarayıcı (Scanner)

Diş hekiminin yaptığı diş preparasyonunu, komşu dişleri ve okluzyondaki dişlerin geometrisini intraoral ya da ekstraoral olarak tarar. İnleyler ve tek kuronlar için sadece prepare edilecek diş yüzeyinin taranmasına ihtiyaç vardır. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, komşu dişler ve antagonist dişlerle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır (113,115). Dental kullanımlar için üç tip 3-D tarayıcı cihazı bulunmaktadır: Mekanik tarayıcıda bir küre, iğne ucu ya da pin aracılığı ile güdük üzerinden tarama yapılır. İntraoral tarayıcıda kesilmiş ve komşu dişlerin anatomik

yapılarının görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir. Optik tarayıcıda ise lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile güdük yüzeyi optik olarak taranır (116).

2.4.2.2 Yazılım (Software)

Bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu dizaynı ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiyeye özgü adapte edilmiş restorasyonun dizaynına ve üretilmesine izin veren yazılım programları geliştirilmiştir. CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz, (CAD-)/CAM sistemi olarak adlandırılırlar (116).

2.4.2.3 Donanım (Hardware)

Bilgisayar kontrolünde olan frezleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. Restorasyon, materyal bloklarından frezlenerek elde edilir. Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalamalar, renklendirmeler ve veneerlemeler diş teknisyeni tarafından yapılır (113,115).

2.4.3 AÇIK VE KAPALI CAD/CAM SİSTEMLERİ

Dental teknolojide kullanılan birçok CAD/CAM sistemi; tarayıcı, yazılım ve donanım içeren kapalı sistemlerden oluşur. Restorasyonun üretilmesinde kullanılan materyaller, bu sistemin birer parçasıdır ve bazı kod sistemleri kullanılır. Diğer yandan açık sistemde işleyen bazı CAD/CAM teknolojileri de dental markette yerini almıştır. Bu sistemlerde dizaynın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu kullanılan lisan endüstriyel olarak uygun bir formattır. Farklı üretim merkezleri ve CAM sistemleri arasında seçim yapılabilmesine olanak tanır (116).

2.4.4 CAD/CAM MATERYALLERİ

CAD/CAM sisteminde kullanılmaya elverişli materyal grubu şunlardır (117):

- silikat seramikler
- cam infiltre alüminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksit seramikleri
- titanyum

- kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar
- dayanıklılığı arttırılmış ve dökülebilir akrilikler

2.5 ZİRKONYUM OKSİT ALTYAPI İLE ÜSTYAPI SERAMİKLERİNİN BAĞLANTI MEKANİZMASI

Mekanik özelliklerinin gelişmesine rağmen ZrO_2 altyapılar doğal diş görünümü kadar saydam değildir (14). Estetik görünümün geliştirilmesi, kişisel optik özelliklerin kazandırılması amacıyla Y-TZP seramikler işlenmiş altyapılarla uyumlu seramik materyallerle kaplanmaktadır (7).

ZrO_2 altyapılar için kullanılan dental porselenlerin termal genleşme katsayısı ($9.1-9.7 \times 10^{-6} K^{-1}$) zirkonyum oksit seramiklerin termal genleşme katsayısından ($10.8 \times 10^{-6} K^{-1}$) daha düşüktür ve metal destekli porselen sistemlerindeki gibi az miktardaki sıkışmayla zayıf olan üstyapı porseleni zirkonyum oksit porselenine bağlanmaktadır (19,118). Zirkonyum oksit esaslı restorasyonlarda, en zayıf bölgenin altyapı ile üstyapı porselenleri arasındaki bağlantı bölgesi olduğu ve uzun dönem klinik başarıda önemli rol oynadığı belirtilmektedir (31). Üstyapı materyalinde kırılmaların önlenmesi için iki porselen arasındaki bağlanma direncinin yüksek veya üstyapı materyalinin çığneme streslerine yeterli derecede dayanıklı olması gerekmektedir (9). Altyapı materyaliyle üstyapı porseleni arasındaki bağlantı direncini etkileyen faktörler şunlardır:

- 1) Mekaniksel retansiyonu etkileyen altyapının yüzey bitimi,
- 2) Uygunsuz termal büzülme katsayısının sebep olduğu rezidüel stresler,
- 3) Altyapı ile üstyapı ara yüzde yapısal kusur ve çatlakların varlığı,
- 4) Altyapı ile üstyapı bağlantı bölgesinde, zirkonyum oksit kristallerinin ısı etkilerine veya stres yüklemelerine bağlı olarak faz dönüşümü gerçekleştirilmesi,
- 5) Üstyapı seramiğinin ısılatma özellikleri,
- 6) Üstyapı seramiğinin hacimsel büzülmesi (18).

Bu tip faktörler altyapı materyaliyle üstyapı porseleni arasındaki bağlantı direncinde ve dolayısıyla restorasyonun başarısında önemli rol oynamaktadır. Bugüne kadar yapılan çalışmalar, zirkonyum oksit seramiklerde görülen başarısızlığın nedenlerinden biri olarak altyapı ile üstyapı porselenlerinin bağlantı yetersizliğini göstermektedir (14,23,31). Yüzey işlemleri sırasında oluşan monoklinik fazın ara yüzeyde mikro çatlaklara sebep olduğu ayrıca faz dönüşümü sonucu meydana gelen sıkıştırıcı yüzey tabakasının bağlantıya olumsuz etkileri olduğu düşünülmektedir (31).

Seramik ve metalik materyallerin kırılma mekanizmaları birbirlerine benzemeyen yapılarından ve bağlanma mekanizmalarından dolayı farklılık göstermektedir. Seramikteki kovalent ve iyonik bağlar geniş interatomik kuvvetlere bağlıdır ve bu yüzden plastik deformasyona metallere daha fazla dirençlidir. Dış yükler plastik akıcılığın neden olduğu gevşeme yerine, çatlama noktasında stres yoğunlaşması oluşturacaktır. Dental seramik restorasyonlarda oluşan stres bölgeleri birçok faktöre bağlıdır :

- 1) Seramik katmanın kalınlığı,
- 2) Her bir seramiğin mekaniksel özellikleri,
- 3) Altyapı materyalinin elastik modülü,
- 4) Uygulanan yüklerin yönü, sıklığı, büyüklüğü,
- 5) Okluzal kontakt alanlarının genişliği ve lokalizasyonu,
- 6) Üretim sırasında oluşan rezidüel stresler,
- 7) Siman ve restorasyon arasındaki defektler,
- 8) Çevresel faktörlerdir (16).

Altyapı porseleni ile üstyapı porseleni arasındaki stres bölgelerinin azaltılması ve ideal restorasyonun oluşturulabilmesi için altyapının hazırlanması sırasında dikkat edilmesi gereken faktörler şu şekilde sıralanır :

- 1) Altyapının minimal kalınlık değerlerine uyulmalıdır.
- 2) Marjinal kenarlar kontrol edilmeli, gerekli ise düzeltmeler yapılmalıdır.
- 3) Sinterleme işleminden sonra altyapı separasyon diskleri ile separe edilmemeli, restorasyonun dayanıklılığını olumsuz etkileyecek kırığa uygun ortam oluşturulmamalıdır.
- 4) Tabakalama işlemine başlamadan önce altyapı su ve buhar ile temizlenmeli ve kurutulmalıdır.
- 5) Altyapı, kir ve yağlardan arındırıldıktan sonra herhangi bir temastan kaçınılmalıdır (119).

Hazırlık işlemleri tamamlandıktan sonra altyapının renklendirilmesi amacıyla özel astar maddesi kullanılabilir. Bu materyal, zirkonya ile üst yapı porselenin bağlantı direncini güçlendirmemekte fakat kırılmanın tipini etkilemektedir (18). Günümüzde üstyapı porseleninin işlenmesinde iki farklı teknik uygulanmaktadır. Bunlardan birincisi tabakalama tekniği, diğeri ise presleme tekniğidir. Presleme ve tabakalama metodunun beraber kullanıldığı restorasyonlarda güçlenmiş bağlanma özellikleriyle mükemmel estetiğin elde edildiği gösterilmiştir (18).

2.6 YÜZEYDE FAZ DÖNÜŞÜMÜNÜ GERÇEKLEŞTİRİCİ VE RETANSİYONU ARTIRICI İŞLEMLER

2.6.1 KUMLAMA

Kumlama; materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi, mikroretantif yapıların ve yüzey alanlarının arttırılması için kullanılan bir işlemdir (120). Bu amaçla genellikle 50–250 Nm’lik Al tozları kullanılmaktadır. 4–6 atmosfer basınçlı kumlama cihazlarında gerçekleştirilen bu işlemin sonucunda mekanik retansiyon için çentikler oluşturulmaktadır. Bununla birlikte, restorasyon yüzeyi ile rezin arasında adeziv bağlantı sağlayan tekniklerin çoğunda bağlantı dayanıklılığını arttırmak için yüzeyin kumlanması tavsiye edilmektedir (120). Zirkonyum oksit seramiklerin kumlanması sonucunda yüzeyde belirgin pürüzlülük meydana gelmekte fakat metal yüzeylerinin kumlanması ile kıyaslandığında daha az miktarda girinti çıkıntılara rastlanmaktadır (121).

İç yüzeyin kumlanması tam seramik restorasyonlarda çoğunlukla uygulanan bir yöntemdir. Böylece pürüzlendirilmiş yüzey rezin siman ile güçlü bir mekanik bağ sağlamaktadır (21). Kosmac ve ark. (92) zirkonyum oksit yüzeylerin direncini arttırmak için kumlama işlemini önermişlerdir. Kumlama, tetragonal fazdan monoklinik faz dönüşümüne, işlem sonucu oluşan mikroçatlaklar Al tozlarından etkilenmiş tabakada sıkıştırıcı streslerin oluşumuna sebep olmaktadır. İşlem sırasında meydana gelen yüzey kusurlarının uzunluğu sıkıştırıcı yüzey tabakasının kalınlığını geçmemekte ve bu durum materyalin direncini arttırmaktadır (122).

Kumlama işlemi ile ilgili araştırmalarda sadece kumun tane büyüklüğü değil, basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi kumlama cihazına ait değişkenlerin de belirlenmesi gerekmektedir (123,124).

2.6.2 LAZER

2.6.2.1 Diş Hekimliğinde Lazer

Lazer (laser), İngilizcede Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation ifadesinin baş harflerinin alınmasıyla oluşturulan ve 1917 yılında Albert Einstein tarafından ortaya atılan lazer ışığının elde edilmiş teorisini tanımlamaktadır. Lazer ışığı elde edilmiş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile diğer ışıklardan ayrılır. Bu özellikler tek renkli olması (monokromatik), doğrusal olması (collimated) ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (koherans) şeklinde özetlenebilir.

Tüm bu özelliklerin getirdiği sonuç ise güçlü ve kontrol edilebilir bir ışıktır. Tıpta ve dişhekimliğinde kullanılan esas özelliği tek renkli olmasıdır. Bu özellik sayesinde lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre doku tahribatı minimum düzeyde olmaktadır. Buna lazerin doku seçici özelliği denir. Lazer ışığı tek renkli olup rengi elde edildiği maddeye bağlıdır. Lazerler elde edildikleri maddelerin adlarıyla anılırlar (125).

Herhangi bir dokuya lazer ışığı uygulandığında bu lazer enerjisi doku tarafından yansıtılabilir (reflected), emilebilir (absorbed), daha derin dokulara ilerleyebilir (transmitted) ya da o doku içinde etrafa yayılabilir (scattered) (126).

2.6.2.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Cihazları

2.6.2.2.1 Nd:YAG lazer

Neodmiyum Lazeri, etkili lazer özellikleri gösteren, nadir yer elementlerinin uygun ısı özellikleri olan kristallere katkılanması yöntemi ile hazırlanan ve dalga boyları medikal uygulamalar için uygun olan malzemelerinin başında gelir. Bu malzemelerden, 1064 nm temel lazer üretme dalga boyu ile Neodmiyum atomu katkılandırılmış yttrium alüminyum garnet kristali (Nd:YAG), en önemli ve en çok kullanılanıdır (127). Yapılan çalışmalarda düşük güçlerde kullanıldığında istenilen bakteri dezenfeksiyonu etkisini vermediği, yüksek güçlerde çalışıldığında ise eksternal kök rezorpsiyonu, kök yüzeylerinde ankiloz ve sementte erimelere neden olabileceği bildirilmektedir (128).

Neodymium lazerinin ilk dental uygulaması Yamamoto ve Sato tarafından 1980 yılında gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar yaptıkları bir dizi in-vivo ve in-vitro deney sonucunda Nd:YAG lazerinin yeni başlayan çürüklerin önlenmesinde etkili bir araç olduğunu keşfetmişlerdir (129). Aynı dönemlerde, ABD Ordusu Walter Reed Tıp Merkezi Dental Araştırma Enstitüsü'nde yapılan bir çalışmada, neodmiyum lazeri, diş sert dokuları üzerinde ve dental alaşımların eritilmesinde kullanılmaya başlanmıştır. Ancak Nd:YAG lazerinin dental sert dokular üzerindeki uygulamalarının kanıtlanması ve diş hekimliği alanında yaygın kullanımının başlaması biraz daha süre almıştır (127).

Nd:YAG lazer sistemi diş hekimliğinde hem sert hem de yumuşak dokularda kullanılmak üzere üretilmektedir (130,131). Işın kalitesi, yarı iletken lazerlere göre çok iyi, gaz lazerlere göre daha kötüdür. Ancak Nd:YAG lazerleri, kullanımı kolay, dayanıklı ve az bakım gerektiren ürünlerdir. Gaz lazerlerine göre düşük maliyetlidirler. Nd:YAG lazerlerinin kullanımı, lazer güvenliği bilgisi dışında özel bilgi ve beceri gerektirmez (132).

2.6.2.2.2 Er:YAG lazer

Sert doku lazerleri, mine ve dentinin aşındırılması ve kemik operasyonları için etkin bir şekilde kullanılır. Her türlü kavite hazırlanması, kanal genişletme, apikal rezeksiyon, gömülü 20 yaş diş çekimi ve yüzey pürüzlendirmesi gibi alanlarda kullanılırlar. Sert doku lazerleri, hava ve su ile birlikte kullanıldığından dolayı termal etki oluşturmazlar (133).

Erbium atomu katkılandırılmış yttrium alüminyum garnet kristali (Er:YAG) lazerler günümüz dişhekimliğinde en yaygın olarak kullanılan lazer sistemidir (134). Er:YAG lazer, ilk kez Zharikov ve arkadaşları tarafından 1975 yılında geliştirilmiş ve 1997 yılında Food and Drug Administration (FDA) tarafından çürük temizlenmesi, kavite preparasyonlarının şekillendirilmesi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi öncesinde modifikasyonu için kullanımı onaylanmıştır (135,136). Er:YAG lazer, erbium (Er 3+) iyonları ile katkılandırılmış, YAG ana kristallerinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda erbium iyonları 2940 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirir. Erbium iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium scandium galyum garnet) ana kristalinin içine katkılandırılabilir. Bu yolla üretilen lazer erbium, krom YSGG (Er, Cr: YSGG) lazeri olarak bilinir (137). YSGG içinde olunca erbium iyonlarının emisyonu 2790 nm dalga boyundadır. Diğer taraftan, ilk Er:YAG lazerlerinin darbe frekansı 10 Hz. veya altında çalışırken bugün darbe frekansı 50 Hz. olabilmektedir. Son yıllarda dişhekimliğinde kullanılan Er:YAG lazerler serbest çalışan darbeli emisyon modunda çalışır. Darbe aralığı yaklaşık 200 mikrosaniyedir. 5000 ya da 10000 W gücündeki lazerlerle 1 J veya daha yüksek darbe enerjisi elde etmek mümkündür. Lazerlerden ortalama 20-30 W güç elde edilebilmesine rağmen FDA bu lazerlerin dişhekimliğinde 5-10 W güç ile kullanılmasını önermektedir (134).

2.6.2.3 Lazer Enerjisinin Malzeme Yüzeyine Etki Mekanizması

Lazer ışınları;

- 1- Lazer ışınının dalga boyu,
- 2- Birim alana düşen güç yoğunluğu,
- 3- Madde yüzeyine aktarılan toplam enerji faktörlerine bağlı olarak etki eder

(138).

2.6.2.4 Lazer Dalga Boyuna Bağlı Etkiler

Lazer dalga boyu, hedef alınan malzemenin lazer ışınlarını ne oranda geri yansıtacağı, ne oranda içine tesir edeceği ve tesir kalınlığı için belirleyicidir. Örneğin 3 μ alga boyu su tarafından derhal emilerek ısıya dönüştürülürken, 0.5 μ dalga boyu çevresindeki bantta lazer ışınları su içerisinde ilerleyebilmektedirler. 10 μ dalga boyundaki lazer için cam tümüyle opak iken bakır çok yansıtıcıdır. Lazer ışınlarının dalga boyu küçüldükçe birim foton enerjisi doğru orantılı olarak artmaktadır (138).

2.6.2.5 Birim Alana Düşen Güç Yoğunluğu

Birim alana düşen güç yoğunluğu W/cm^2 cinsinden ölçülen anlık güçtür. Normal kipte çalışan lazer tiplerinden farklı olarak Q-anahtarlamalı sistemlerde anlık güç çok yüksektir. Birim alana düşen güç yoğunluğu malzemeye molekül düzeyinde etki ederek, molekül bağlarının geçici ya da kalıcı olarak bozulmasına, bu etkiye bağlı olarak malzemede parçalanmaya ve mikro kırıklar oluşmasına yol açar (138).

2.6.2.6 Madde Yüzeyine Aktarılan Toplam Enerji

Lazer demetinin gücü genellikle Watt (W) cinsinden ve enerjisi ise joule (J) cinsinden ifade edilmektedir. Bir W bir saniyede üretilen/harcanan joule birimlerinde enerji olarak tanımlanmaktadır. Lazer ışın demeti ile malzeme üzerinde işlem yapmak için lazer cihazının gücünden ziyade, malzemenin birim alanına düşen ($2 \times 10^6 W/cm^2$) güç daha önemlidir. Bu parametre güç yoğunluğu olarak tanımlanmaktadır. Güç yoğunluğunun W/cm^2 birimlerinde ölçülmektedir. Lazer demetinin monokromatikliği ve koherensliği, demetin çok küçük bir alana odaklanabilmesini ve çok büyük bir tepe gücü yoğunluğunun elde edilmesini mümkün kılmaktadır. Elde edilen güç yoğunluğuna göre malzeme üzerinde, kesme, kaynak, delme vb. işlemlerin yapılabilmesi mümkün olmaktadır (139).

2.6.3 LİNER UYGULANMASI

Yapısında cam içermemesi ve polikristal mikro yapısından dolayı zirconya alt yapılar seramiğe nazaran üstün materyaldir (97). En büyük problem, zirkonyum oksit alt yapıların full seramikler kadar resin siman bağlanmasının iyi olmamasıdır (140). Çünkü; zirkonyum oksit cam yapı içermez ve asite dirençli bir materyaldir (141). Bu sebeple birçok üretici firma ve araştırmacılar zirkonyum oksitin yüzey özelliklerini değiştirmek amaçlı çeşitli mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri uygulamışlardır.

Özellikle rezin siman ve zirkonyum oksit bağlanmasını artırmak amaçlı mekanik olarak zirkonyum oksit üzerine alümina ile kumlama işlemi yapılmıştır. Silika kaplama ile yüzey değişkenliği elde edilip bağlanma artırılmaya çalışılmış (142,143) fakat son zamanlarda zirkonyum oksit içinde mikroçatlak oluşturması araştırmacıları başka tercihlere yönlendirmiştir (21,144) Örneğin; çeşitli yapıştırıcı materyaller ile kimyasal olarak bağlanma sağlanılmaya çalışılmıştır. Bu amaçlı birçok metal primer üretilmiştir (145). Başlangıçta metal primerler, metal delinmesi veya metal-seramik kırıklarının onarımında kullanılmıştır (143,146) Metal yüzeyinde oluşan metal oksit tabakasından dolayı, saf metaller ve alaşımlar için metal primerler güçlü bir bağlanma sağlar. Zirkonyum oksit yüzeyinde titanyum yüzeyine benzer kolay kaybolabilen bir ZrO_2 tabakası vardır. Bu her ne kadar metal yüzeyine benzerlik gösterse de, metal primerlerin zirkonyum oksit ile resin siman bağlantısı açısından sınırlı kalmaktadır (147). Ivoclar Vivadent firması, gerek zirkonyum oksit alt yapıya mükemmel bir bağlantı sağlaması, gerekse de alt yapının ışık geçirgenliği ve fluoresenz özelliğini artırmak amaçlı Ips e-max zir liner'ı üretmişlerdir (148).

2.7. YAPAY YAŞLANDIRMA YÖNTEMLERİ

Dental restoratif materyaller, ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerinden sürekli olarak etkilenmektedirler. Yemek, içmek ve nefes almak ağız içi ısı değişikliklerine sebep olur. Örneğin buzlu bir suyun ısısı $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'e yakınken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'e ulaşabilir. Ancak yeme ve içme kişiden kişiye oldukça farklılık gösteren alışkanlıklardır ve ağızın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine neden olması beklenemez (149). Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklık ortalama $35\text{ }^{\circ}\text{C}$ olarak ölçülmüştür (150).

Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı artar (151). Bu yüzden restorasyonların ömürleri boyunca etkilendikleri ağızdaki ısı değişikliklerini taklit etmede, restorasyonları *in-vitro* şartlarda test eden termal siklus yöntemi kullanılır (152,153).

2.7.1 TERMAL SİKLUŞ UYGULAMASI

Ağız içerisindeki diş yüzeylerinde oluşacak maksimum ve minimum sıcaklık değerleri için birçok farklı görüş ortaya atılmıştır. Ancak, genelde termal siklus çalışmalarında ısı aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesi, üst limit olarak buharlaşma

sıcaklığının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4-58 °C, 4-60 °C, 5-55 °C, 5-60 °C, 10-50 °C gibi değerler olarak sıralanabilir (154). Yapılan çalışmalarda sıcak ve soğuk içeceklerle diş yüzeyindeki sıcaklıklar ölçülerek en düşük 4,5 °C (149). ve en yüksek 50-55 °C (155). kaydedilmiştir. Termal siklus testi sırasındaki farklı termal değişiklikler ile oluşan mekanik stresler, bağlantı arayüzeyine doğru kırılmanın oluşumunu direkt olarak indüklerler (149,156,157). Termal siklus testleri en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında, ortalama 30 sn bekletme süresinde gerçekleştirilmektedir. Ağız içerisindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bilgi olmadığı için günde 20-50 siklus olabileceği düşünülerek 10000 siklusun 1 seneye denk gelebileceği bildirilmiştir (158).

2.8. BAĞLANMA DAYANIMI TESTLERİ

Zaman alıcı ve masraflı klinik araştırmalara başlamadan önce, in-vitro mekanik çalışmaların yapılması, yeni bir malzemenin in-vivo olarak kullanılabilir olup olmadığı hakkında tahmin yürütmede yardımcı olabilir. Dental malzemelerin mekanik özellikleri klinik performansları hakkında önceden bilgi veren yardımcı elemanlardır. Diş hekimliğinde kullanılan çeşitli materyallerde uygulanan farklı test yöntemlerinin farklı sonuçlar verebileceği göz önündedir (159).

2.8.1 MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ

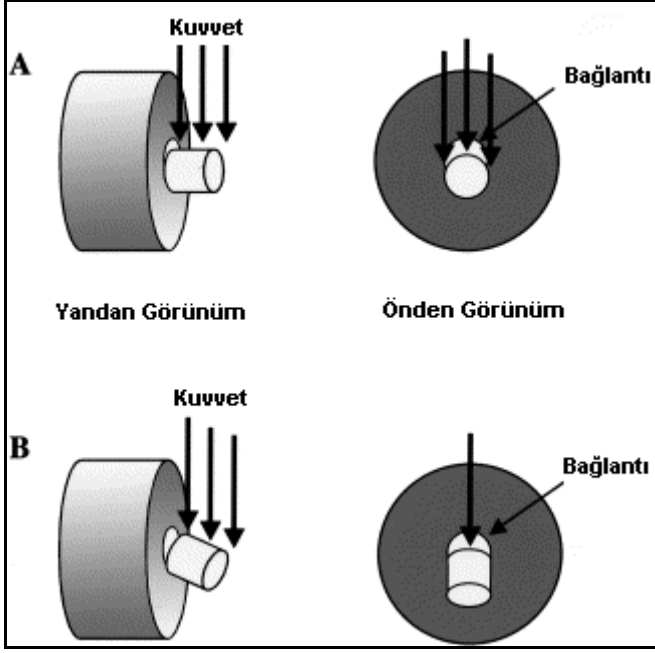
Dayanıklılık, dental restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Kırılgan yapılarından dolayı seramiklerin dayanıklılık testlerinin yapılması çok önemlidir. Bir seramik restorasyonun dayanıklılığının ağız içinde veya laboratuvar şartlarında test edilmesi deneysel şartların neden olduğu zorluklardan dolayı, güçtür (160).

Bugüne kadar materyallerle ilgili çalışmalarda genellikle klinik başarıyı etkileyecek mekaniksel laboratuvar testleri üzerinde durulmuştur. Farklı tam seramik sistemlerde altyapı materyali ile üstyapı porseleni arasındaki bağlantı direncinin araştırılmasında kullanılan en temel testlerden biri makaslama bağlanma dayanımı testidir (18). Bu test; bir adeziv yardımı ile birbirine bağlanan iki materyalin arasındaki ayrılma gerçekleşene kadar makaslama kuvvetinin uygulanması şeklinde tanımlanır. Oldukça basit, uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınabilen bir testtir. Öte yandan adeziv

materyallerin klinik performansının tespit edilmesi için in-vitro metodun kullanımındaki bazı kritik durumların dikkate alınması gereklidir.

Bir in-vitro test olan makaslama bağlantı testin kliniğe olan yararlarının artırılması için standardize edilmelidir. Substratın tipi, saklama koşulları, örneğin hazırlanması, yükleme uygulama oranı, kesitsel yüzey alanı ve araştırmacıların deneyimleri gibi faktörler göz önüne alınması gereken önemli faktörlerdir. Bu konuların bazıları için parametreler 1994'de ISO standartları tarafından belirlenmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı testinde kullanılan diğer bir parametre, yükün uygulanma hızıdır. Kırılğan materyallerde yük uygulama hızı elastik materyallere uygulanandan düşük olmalıdır. Bağlanma testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0.5 mm/dak olarak tercih edilmektedir (161). Bağlantı direnci, uygulanan yükün birim alana bölünmesi ile pound/inch², kg/cm², N/mm² (MPa) olarak ifade edilebilir.

Materyallerin bağlanma dayanımları makaslama bağlantı testi ile test edilirken sabit medyuma gömülmüş örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve örneğin koştığı yük tespit edilir. Kuvvetin uygulandığı çeşitli uçlar mevcuttur; keski ya da dikdörtgen şeklinde olabilir. Makaslama bağlantı testi yapılacağı zaman örneğe yüzeyden ayırıcı kuvvet uygulayan keski şeklindeki uç kullanılmalıdır (162). Makaslama testi sırasında örneklere uygulanan işlemler şekil 2.2'de sırasıyla özetlenmiştir. Şekil 2.2 A'da uygulanan stres en son makaslama direncini aşmıştır ve üstyapı porseleni yüklemenin yapıldığı yönde bir bütün halinde uzaklaşmıştır. Bu tip durumda ayrılma makaslama kuvveti tarafından gerçekleşmiştir. Şekil 2.2 B iki materyal arasındaki bağlantı yükten daha güçlüdür ve makaslama kuvvetine karşı koyar. Bu örnekte uygulanan gerilim kuvveti kuvvete karşı koyan en son gerilim kuvvetini aşmıştır, üstyapı porseleni dönerek hareket etmiş ve ayrılma koheziv ve adezivin kombinasyonu şeklinde gerçekleşmiştir (16).



Şekil 2. 2: Makaslama bağlantı test yöntemi [163].

2.9 YÜZEY PÜRÜZLÜLÜK TESTİ

Deneyin amacı, malzemelerin yüzey pürüzlülüğünün ölçümü, önemi ve nerelerde kullanıldığının belirlenmesidir. Yüzey dokusu, yüzeyin üç boyutlu topoğrafyasının olduğu nominal yüzeyden rastgele veya tekrarlı olarak meydana gelen sapmalar şeklinde tanımlanabilir. Yüzey dokusu;

1. Mikropürüzlülük (pürüzlük)
2. Makropürüzlülük (dalgalanma)
3. Yüzey paterni
4. Yüzey hatalarını içerir.

Mikropürüzlülük, moleküler boyutlardaki girinti ve çıkıntıların malzeme yüzeyinde ufak dalga boylarında oluşturdukları dalgalanmalar şeklinde görülürken, makropürüzlülük daha büyük boyutlardaki girinti ve çıkıntıların büyük dalga boylarında oluşturdukları dalgalanmalar şeklinde görülür. Yüzey paterni üretim sistemine bağlı olarak oluşan, yüzey yapısı şeklinde açıklanabilir. Yüzey hataları ise üretim sırasında oluşan ve yüzey topoğrafyasında kesintilere sebebiyet veren hatalardır.

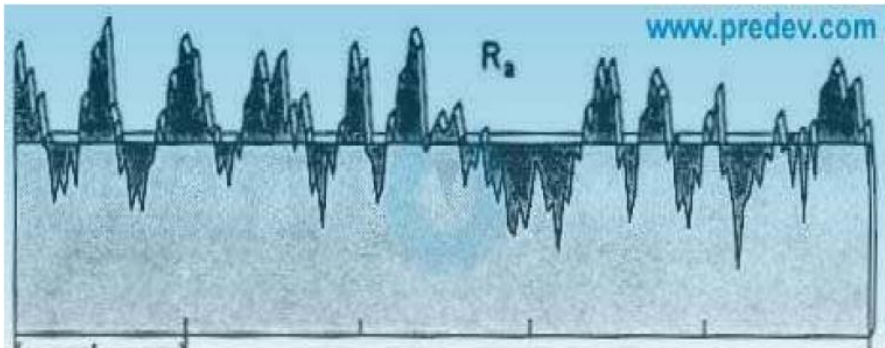
Malzemelerin içerdikleri yüzey pürüzlülüklerinin belirlenmesi amacıyla birtakım cihazlar geliştirilmiştir.

Bu amaçla geliştirilen cihazlar;

1. Mekanik profilometreler,
2. Optik profilometreler,
3. Atomik kuvvet mikroskobu,
4. Taramalı elektron mikroskobu şeklinde sıralanabilir.

Sayılan bu cihazlardan mekanik profilometre ve atomik kuvvet mikroskobu, temaslı olarak yüzey pürüzlülüğünü belirlerken optik ve taramalı elektron mikroskobu ile temassız olarak yüzey pürüzlülükleri belirlenebilir. Yumuşak ve yüzeyleri hassas olarak işlenmiş malzemelerin yüzey incelemelerinde, temassız olarak ölçüm yapabilen cihazlar kullanılır.

Mekanik profilometreler, elmas sivri bir ucun malzeme yüzeyinde gezdirilmesi sırasında sivri ucun, malzeme yüzeyindeki girinti ve çıkıntılardan geçerek malzemenin yüzey profilinin çıkarılması prensibine dayalı olarak çalışır. Kullanılan elmas uç, 85°'lik açıya ve 5 µm eğrilik yarıçapına sahiptir. Elmas uç, belirli bir eğrilik yarıçapındaki bir destek ile desteklenmiştir. Tutucu kol sürücü ünitesine bağlıdır. Sivri elmas ucun malzeme yüzeyinde gezdirilmesi sırasında, girinti ve çıkıntılardan geçerken dikey eksen boyunca hareket eder. Meydana gelen dikey yer değişimleri elektro-mekanik dönüştürücüler ile elektrik sinyallerine dönüştürülürler. Üretilen elektrik sinyalleri güçlendiricilerden geçirilir. Güçlendiricilerden geçirilen elektrik sinyalleri, pürüzlülük ve dalgalılık sonuçlarının elde edilmesi için üç farklı işlemci ile beslenir. Pürüzlülük işlemcisine beslenen sinyaller yüksek geçirimli filtrelerden geçirilirken, dalgalılık belirleme işlemcisine beslenen elektrik sinyalleri düşük geçirimli filtrelerden geçirilir. Sonuçta elde edilen bütün değerler kayıt edici tarafından saklanır.



Şekil 2. 3: Alınan sinyallerin grafiğe aktarılması (164).

Deneyin yapılışı esnasında, yüzey pürüzlülüğü ölçümü için gerekli şartlar belirlenir (ölçüm yapılacak standart, pürüzlülük profili, örnekleme mesafesi, ölçüm yapılacak toplam mesafe, ölçüm hızı). Algılayıcı uç malzeme üzerine temas ettirilir. Uç malzeme üzerinde iken malzemenin hareket etmemesine özen gösterilmelidir. Algılayıcı uç, incelenecek yüzey üzerinde belirlenen ölçüm mesafesi boyunca hareket ettirilerek tarama yapılır. Yüzeydeki girinti ve çıkıntılar uç vasıtasıyla tespit edilir. Uçun dik yöndeki hareketleri bir dönüştürücü aracılığıyla elektrik işaretine çevrilir. Daha sonra bu işaretler yükseltici ile büyütülür ve bir kalem vasıtasıyla çizilerek yüzey pürüzlülüğü grafiği hazırlanmış olur (Şekil 2.3) (164).

2.10 SCANNING ELECTRON MICROSCOPY (SEM) ANALİZİ

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Ayırım gücü, odak derinliği ve de görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM) araştırmalarda kullanılır (165).

SEM cihazının kullanımı esnasında, örnek yüzeyi primer bir elektron demeti ile taranır. Bu elektronlar diğer tanecikleri uzaklaştırmak için örnekle etkileşime girerler. Bunların arasında görüntü oluşturmak için sıklıkla kullanılan sekonder elektronlar, kendilerini oluşturan elemente bağlı enerji seviyelerine sahip saçılan elektronlar ve yine element hakkında bilgi içeren X-ışınları vardır. Sekonder elektronlarla görüntü elde edilmesinde sekonder elektron dedektörüne ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak olur. Daha az elektronun dedektöre ulaştığı bölgelerde görüntü karanlıktır. Bu şekilde örnek topografisi hakkında bilgi veren gri tonlu görüntü elde edilir (166).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Veneer porselenlerin zirkonyum oksit esaslı alt yapılara bağlanma kuvvetlerini değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, zirkonyum oksit esaslı bir alt yapı (IPS e-max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve bir veneer porseleni (IPS e-max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı (Çizelge 3.1). 200 adet zirkonya esaslı alt yapı hazırlandı ve çalışma grupları, örnek sayısı 20 olan 10 alt gruba ayrıldı. Zirkonyum oksit esaslı alt yapı bloklarına farklı yüzey işlemleri (**kontrol grubu, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer, kumlama, liner, Nd:YAG+liner, Er:YAG+liner, kumlama+Nd:YAG, kumlama+Er:YAG, kumlama+liner**) uygulandı ve üzerine üst yapı porseleni pişirildi.

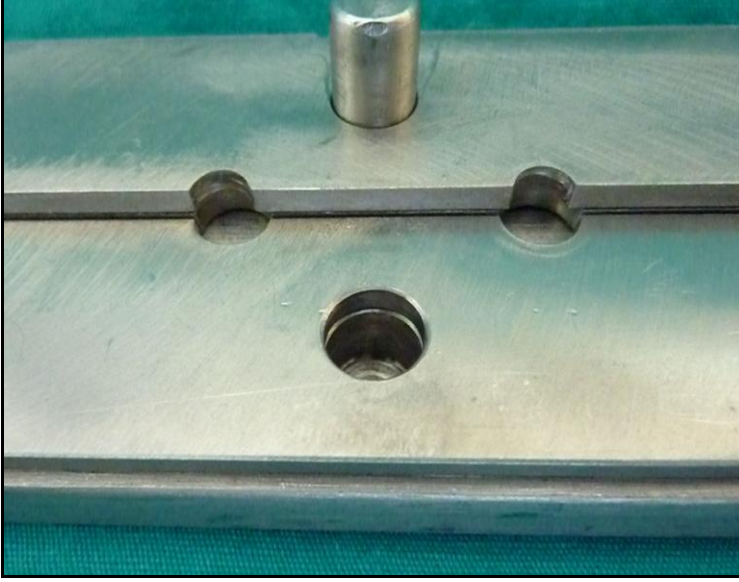
Çizelge 3. 1: Çalışmamızda kullanılan malzemeler.

ZİRKONYA ALT YAPI	ÜRETİCİ FİRMA
IPS e-max ZirCAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
VENEER SERAMİK	ÜRETİCİ FİRMA
IPS e-max Ceram veneer seramiği	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
LİNER	ÜRETİCİ FİRMA
IPS e-max Zirliner	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

3.2 ZİRKONYA ESASLI ALT YAPININ ELDE EDİLMESİ

İlk olarak elde edilecek alt yapı ve veneer porselen silindirlerin çap ve yüksekliklerine uygun olacak şekilde metal bir kalıp hazırlandı. Alt yapı materyali elde etmek için 7 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde yuvaları olan bir levha oluşturuldu. Veneer porselenler için ise 5 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde yuvaları olan ve birinci

levhanın üzerine oturtulan ikinci bir levha üretildi (Şekil 3.1). Metal kalıbın birinci levhası üzerinde, soğuk akrilik resin materyali kullanılarak, 7 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde alt yapı dizaynlar hazırlandı (Şekil 3.2). Bu alt yapı dizaynları daha sonra hazırlanacak olan zirkonya disklerin üretilmesinde kullanıldı.



Şekil 3. 1: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp (167).



Şekil 3. 2: Soğuk akrilikten hazırlanan dizaynlar.

Bu çalışmada kullanılan zirkonya örnekler prefabrik IPS e.max ZirCAD bloklardan elde edilmiştir (Şekil 3.3). Çizelge 3.2’de IPS e.max ZirCAD’e ait özellikler gösterilmiştir.



Şekil 3. 3: IPS e.max ZirCAD blok (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein).

Çizelge 3. 2: Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapının özellikleri.

	IPS e.max ZirCAD
ZrO₂ içeriği	87-95 %
Y₂O₃ içeriği	4-6 %
Al₂O₃ içeriği	0-1 %
HfO₂ içeriği	1-5 %
Yoğunluk	> 6 g/cm ³
Vickers sertliği	13000 MPa
Bükülme direnci	900 MPa
Baskı dayanımı	2000 Mpa
Elastik modülüsü	210 Gpa
Isı genleşme Katsayısı	10.8 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Kırılma dayanımı	5.5 MPa

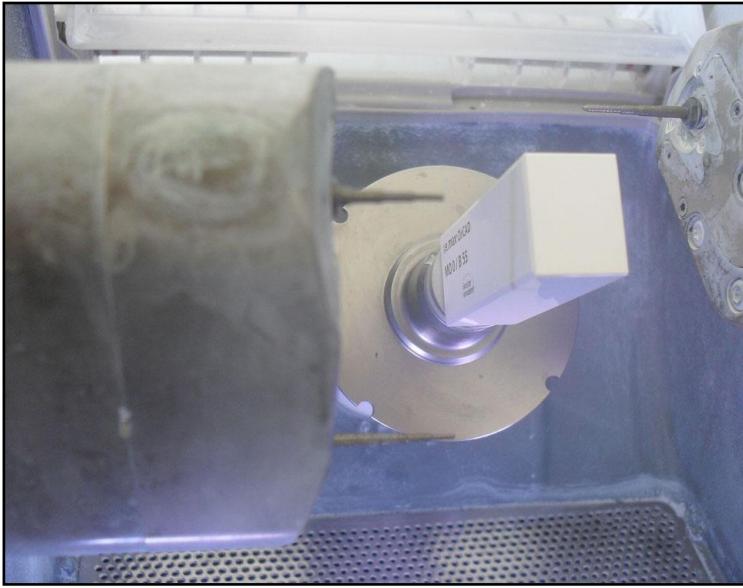
Çizelge 3. 3: Çalışmamızda kullanılan veneer seramiğin fiziksel özellikleri.

Fiziksel özellikler	IPS e-max Ceram
Bükülme direnci	90 ± 10 Mpa
Kimyasal çözünürlük	15 ± 5 µg/cm ²
Isı genleşme katsayısı	9,5 ± 0,25 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Tg ısı	490 ± 10 °C
Vickers sertliği	5400 ± 200 Mpa
Fırınlama derecesi	750- 760 °C

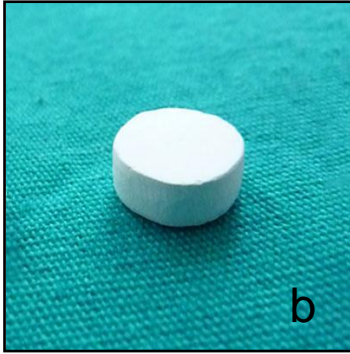
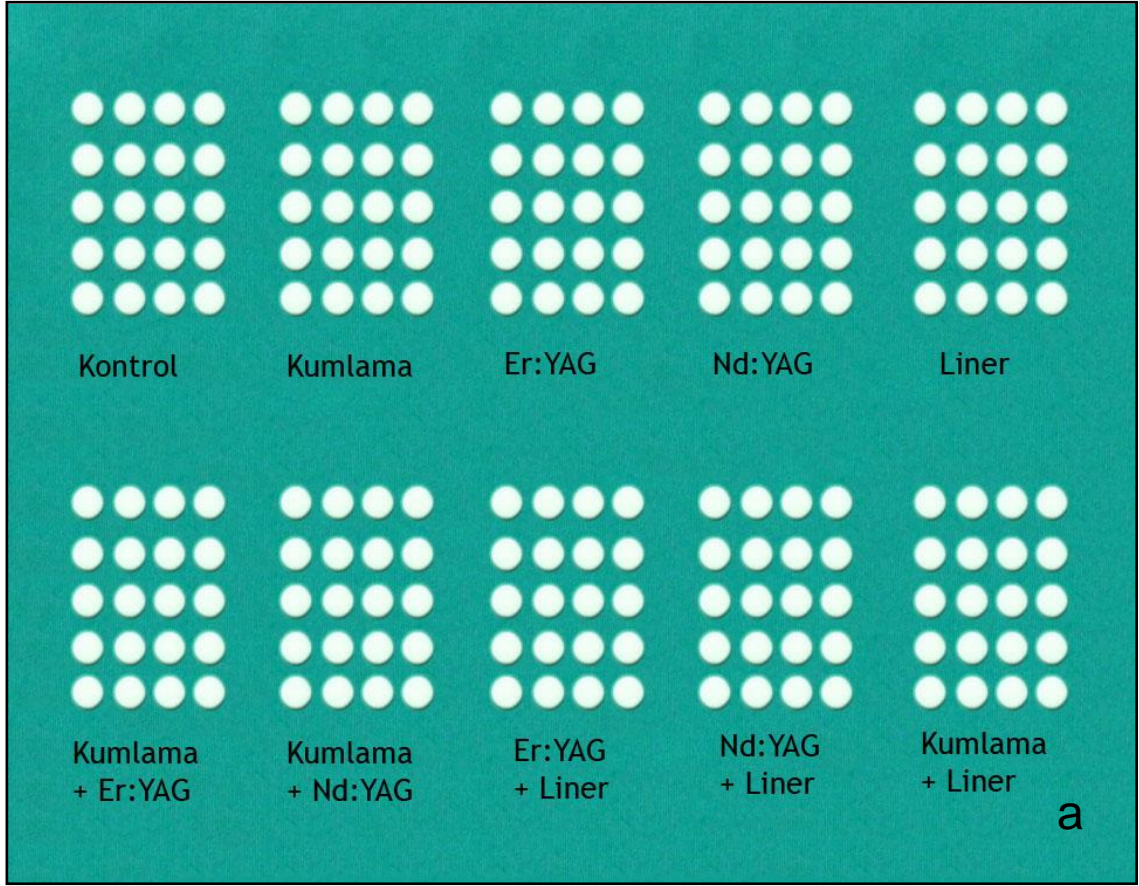
IPS e.max ZirCAD örnekler, Portekdent Diş Laboratuvarında hazırlandı ve sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanıldı (Şekil 3.3). Örnekler CAD/CAM cihazında (Sirona InLab MC XL, Bensheim, Almanya) hazırlandı (Şekil 3.4). Örneklerin şekillendirilebilmesi için akrilik rezin dizaynlar makinenin lazer okuyucu ucu ile tarandı. Veriler bilgisayara aktarıldı ve üç boyutlu programla dizayn edildi. IPS e.max ZirCAD blok aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edildi (Şekil 3.5). Makinenin okuyucu ucu akrilik rezin dizaynlar üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan zirkonya bloğun işlenmesi sağlandı. Örnekler kenarlarındaki çapakların düzeltilmesinden sonra sinterize edilmeden önce yüzey işlemlerine tabi tutuldu (Şekil 3.6).



Şekil 3. 4: IPS e.max ZirCAD örneklerin hazırlanmasında kullanılan cihaz (Sirona InLab MC XL, Bensheim, Almanya).



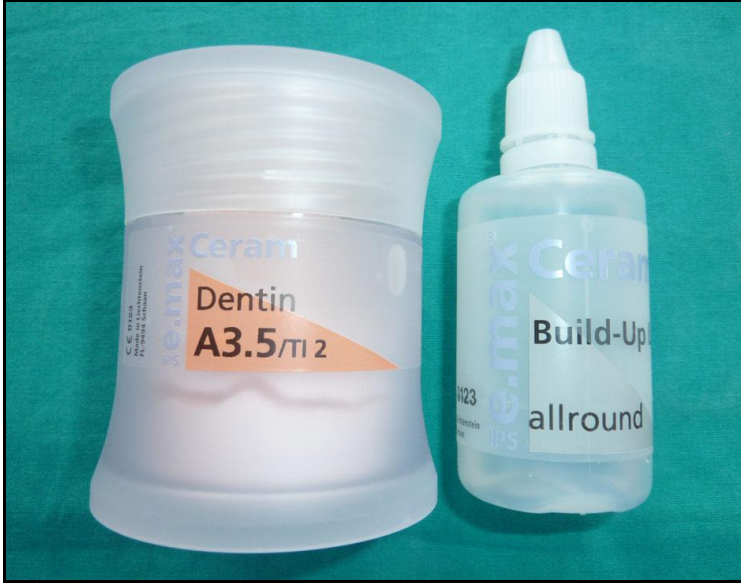
Şekil 3. 5: IPS e.max ZirCAD blok tornalama öncesi makineye yerleştirilmesi.



Şekil 3. 6 : **a:** Sinterize öncesi bütün örnekler.

b: Sinterize öncesi bir adet örnek.

Çalışmamızda IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) veneer porseleni kullanıldı (Şekil 3.7). Bu veneer porselenin fiziksel özellikleri Çizelge 3.3’de gösterilmektedir.



Şekil 3. 7: IPS e-max Ceram veneer porseleni (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

3.3 DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

3.3.1 Yüzeysel işlemleri:

Porselen bağlanma deneylerinde standardizasyon sağlayabilmek için ISO TR 11405 spesifikasyonu kullanıldı (167). 7 mm çapındaki, 3 mm yüksekliğindeki zirkonyum oksit esaslı alt yapı örnekler, standart bir yüzey oluşturabilmek için 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit kâğıt zımpara ile (English abrasives, London, England) zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) 15 sn süreyle, su altında ve 300 devir/dak’da zımparalandı. Zirkonyum oksit esaslı alt yapı bloklarına yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanma kuvvetinin artırılması amacıyla farklı yüzey işlemleri uygulandı. Örnekler her grupta 20 tane örnek olacak şekilde 10 gruba ayrıldı (n=20).

3.3.1.1 Kontrol grubu :

20 tane zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) veneer porseleni pişirildi.

3.3.1.2 Er:YAG lazer uygulanan grup :

20 tane zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine, 150 mJ, 1,5 W, 10 Hz enerji ile 10 mm yukarıdan 20 sn olacak şekilde Er:YAG lazer (Smart 2940D Deka Laser, Florence, Italy) uygulandı (Şekil 3.8).

3.3.1.3 Nd:YAG lazer uygulanan grup :

20 tane zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine, 100 mJ, 1 W, 10 Hz enerji ile 10 mm yukarıdan 20 sn olacak şekilde Nd:YAG lazer (Smarty A10 Deka Laser, Florence, Italy) uygulandı (Şekil 3.9).

3.3.1.4 Kumlama uygulanan grup :

20 tane zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine, kalem uçlu kumlama cihazıyla (Blastmate II; Ney, Yucaipa, CA), 120 µm Al₂O₃ partikülleri ile 0,5 MPa basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan, 15 sn süreyle kumlama gerçekleştirildi (Şekil 3.10).

3.3.1.5 Liner uygulanan grup :

20 tane zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine üretici firmanın talimatlarına göre 0,1 mm kalınlığında olacak şekilde liner (Ips e-max zirliner, Ivoclar Vivadent, Schaan , Liechtenstein) uygulandı (Şekil 3.11).

3.3.1.6 Nd:YAG lazer ve liner uygulanan grup :

20 tane zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine, 100 mJ, 1 W, 10 Hz enerji ile 10 mm yukarıdan 20 sn olacak şekilde Nd:YAG lazer uygulandı. Lazer uygulanan her bir örnek üzerine üretici firmanın talimatlarına göre 0,1 mm kalınlığında olacak şekilde liner (Ips e-max zirliner, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) uygulandı.

3.3.1.7 Er:YAG lazer ve liner uygulanan grup :

20 tane zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine, 150 mJ, 1,5 W, 10 Hz enerji ile 10 mm yukarıdan 20 sn olacak şekilde Er:YAG lazer uygulandı. Lazer uygulanan her bir örnek üzerine, üretici firmanın talimatlarına göre 0,1 mm kalınlığında olacak şekilde liner (Ips e-max zirliner, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) uygulandı.

3.3.1.8 Kumlama ve Nd:YAG lazer uygulanan grup :

20 tane zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine, kalem uçlu kumlama cihazıyla, 120 µm Al₂O₃ partikülleri ile 0,5 MPa basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan, 15 sn süreyle kumlama gerçekleştirildi. Kumlama uygulanan her bir örnek üzerine, 100 mJ, 1 W, 10 Hz enerji ile 10 mm yukarıdan 20 sn olacak şekilde Nd:YAG lazer uygulandı.

3.3.1.9 Kumlama ve Er:YAG lazer uygulanan grup :

20 tane zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine, kalem uçlu kumlama cihazıyla, 120 µm Al₂O₃ partikülleri ile 0,5 MPa basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan, 15 sn süreyle kumlama gerçekleştirildi. Kumlama uygulanan her bir örnek üzerine, 150 mJ, 1,5 W, 10 Hz enerji ile 10 mm yukarıdan 20 sn olacak şekilde Er:YAG lazer uygulandı.

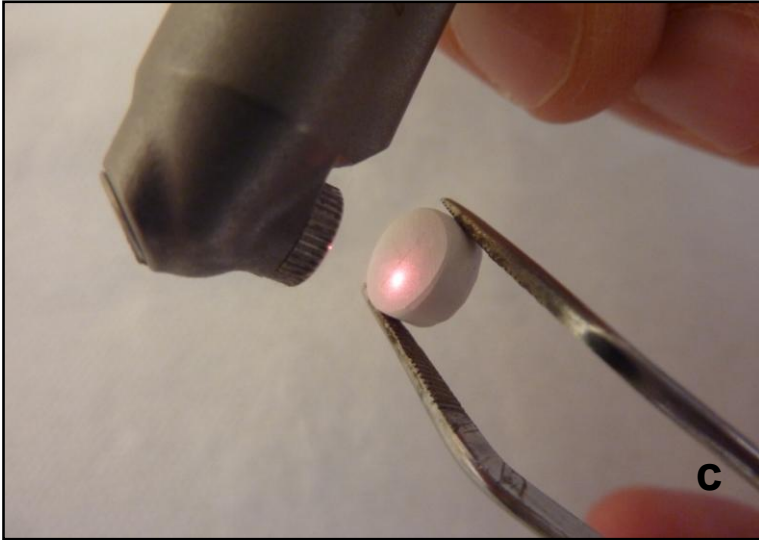
3.3.1.10 Kumlama ve liner uygulanan grup :

20 tane zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine, kalem uçlu kumlama cihazıyla, 120 µm Al₂O₃ partikülleri ile 0,5 MPa basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan, 15 sn süreyle kumlama gerçekleştirildi. Kumlama uygulanan her bir örnek üzerine, üretici firmanın talimatlarına göre 0,1 mm kalınlığında olacak şekilde liner (Ips e-max zirliner, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) uygulandı.

Yüzey işlemlerinin ardından tüm örnekler 3 dak ultrasonik olarak temizlendi. Temizlenen örnekler yüzey pürüzlülük cihazına (Mitutoyo SurfTest SJ-301, Japan) yerleştirildi (Şekil 3.12) ve pürüzlülük değerleri ölçüldü (Şekil 3.13). Tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında belirtilen kurallara uygun olarak ölçüldü (167). Yüzey pürüzlülüğü üç ayrı noktadan ölçülerek ortalama değerleri kaydedildi. Daha sonra tüm örnekler ZYrcomat (VITA Zahnfabrik, Säckingen, Germany) sinterleme fırınında (Şekil 3.14), 1500 °C de 8 sa süreyle üretici firma önerisi doğrultusunda sinterlendi (Çizelge 3.4). Sinterleme sonrası örnekler % 25 oranında boyutsal değişiklik göstermişlerdir (Şekil 3.15). Silindir şeklindeki örneklerin son boyutları 7 mm çap ve 3 mm uzunluk olarak ölçülmüştür. Sinterize edilen tüm örneklerin tekrar yüzey pürüzlülük değerleri ölçüldü ve sinterize edilmeden önce ki değerlerle karşılaştırıldı. Örnekler son düzeltmeler de yapılarak, metal kalıbın içine tamamen yerleşecek hale getirildi (Şekil 3.16).

Çizelge 3. 4: Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapının sinterlenme derecesi ve süresi.

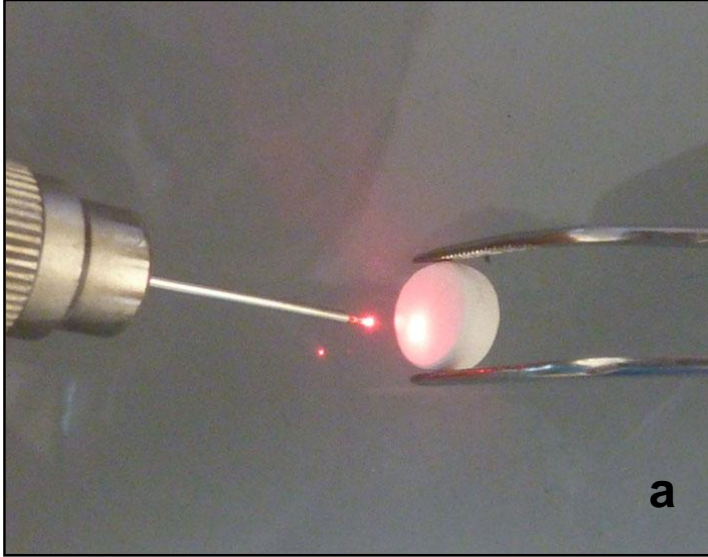
	IPS e.max ZirCAD
Sinterlenme derecesi	1500 °C
Sinterlenme süresi	8 saat



Şekil 3. 8: a: Er:YAG lazer.

b: Er:YAG lazer uygulanan parametre.

c: Örneklere Er:YAG lazer uygulanması.



Şekil 3. 9: a: Örneklere Nd:YAG lazer uygulanması.

b: Nd:YAG lazer.

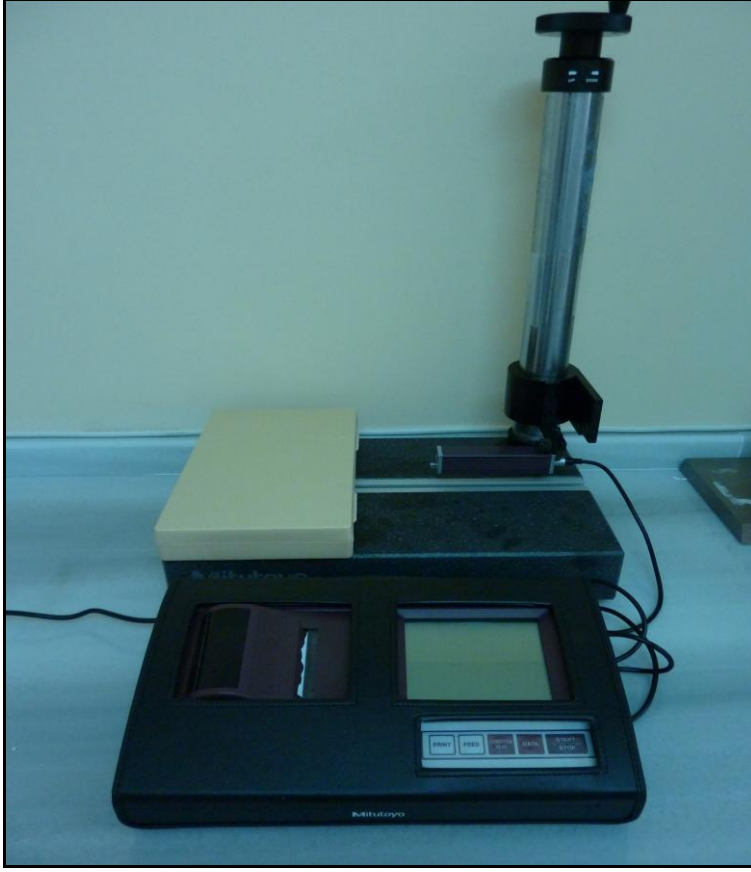
c: Nd:YAG lazer uygulanan parametre.



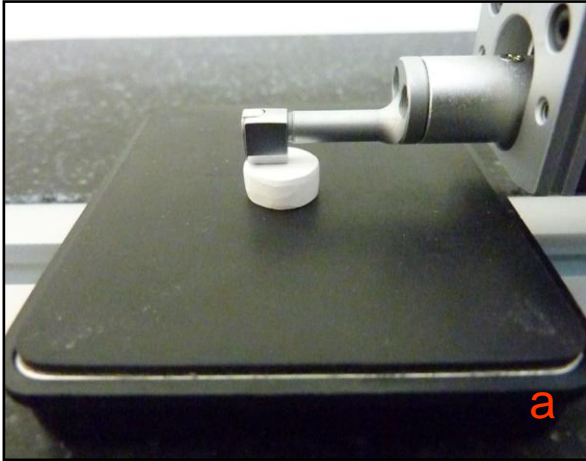
Şekil 3. 10: Kumlama işleminin yapılması.



Şekil 3. 11: Liner işleminin yapılması.



Şekil 3. 12: Yüzeý pürüzlüğü ölçen cihaz (Mitutoyo SurfTest SJ-301, Japan).



Şekil 3. 13: a: Sinterize öncesi örneklerin yüzeý pürüzlülük değeri ölçülmesi
b: Sinterize sonrası örneklerin yüzeý pürüzlülük değeri ölçülmesi.



Şekil 3. 14 :Programlanabilen VITA Zahnfabrik ZYrcomat porselen fırını (VITA Zahnfabrik, Säckingen, Germany).



Şekil 3. 15: Veneer seramik kısımlarının çaplarının dijital kumpas ile ölçülmesi.



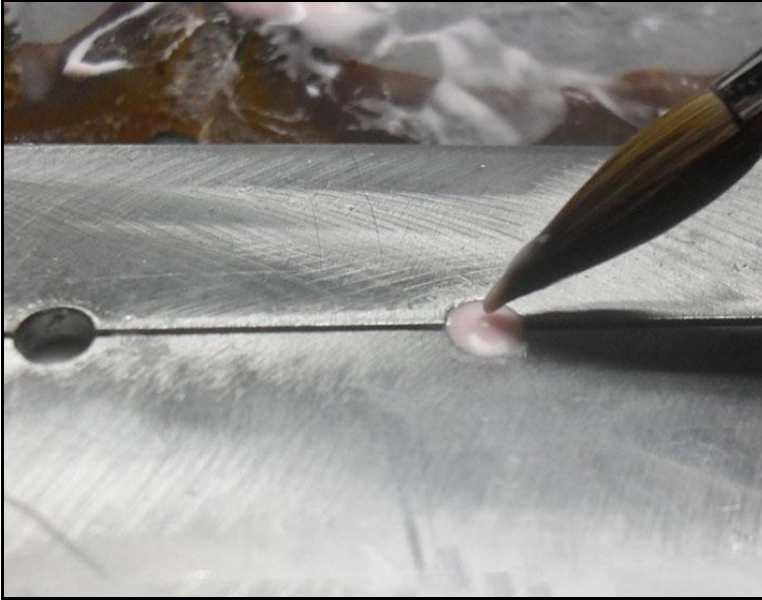
Şekil 3. 16: Zirkonya alt yapıların metal kalıba yerleştirilmesi.

3.3.2 Veneer porselen uygulanması

Veneer porselen uygulamasından önce örnekler basınçlı sıcak buhar veren bir aygıtla (Triton SLA, Bego, Germany) 15 sn süreyle temizlendi. Zirkonya silindirler metal kalıp içerisine yerleştirildi (Şekil 3.16). Bu levhanın üzerine veneer porseleni için hazırlanmış ikinci levha yerleştirildi (Şekil 3.17). Her alt gruptaki alt yapılar üzerine, ISO/TR 11405 standartlarına uygun olarak, çapı 5 mm ve yüksekliği 3 mm olacak şekilde veneer porselen uygulandı (Şekil 3.18, 3.19). Metal kalıbın vidaları açılarak örnekler kalıptan çıkarıldı. Veneer porselenin liner ve dentin tabakası, üretici firma talimatlarına uygun olarak ve 760 °C (Çizelge 3.5, 3.6), programlanabilen vakumlu porselen fırınında pişirildi (Şekil 3.20).



Şekil 3. 17: Veneer porselene yer sağlamak için ikinci levhanın yerleştirilmesi.



Şekil 3. 18: Veneer porselen uygulanması.



Şekil 3. 19: Veneer porselen uygulanmış örnekler.



Şekil 3. 20: Fırınlanması tamamlanmış örnekler.

Çizelge 3. 5: Liner pişirme ısısı.

Liner	P (°C)	D (dk)	t (°C/dk)	F (°C)	H (dk)
IPS e-max Ceram	400	4	60	960	1

P: Ön ısıtma derecesi, D: Ön kurutma süresi, t: Fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, F: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi

Çizelge 3. 6: Dentin pişirme ısısı.

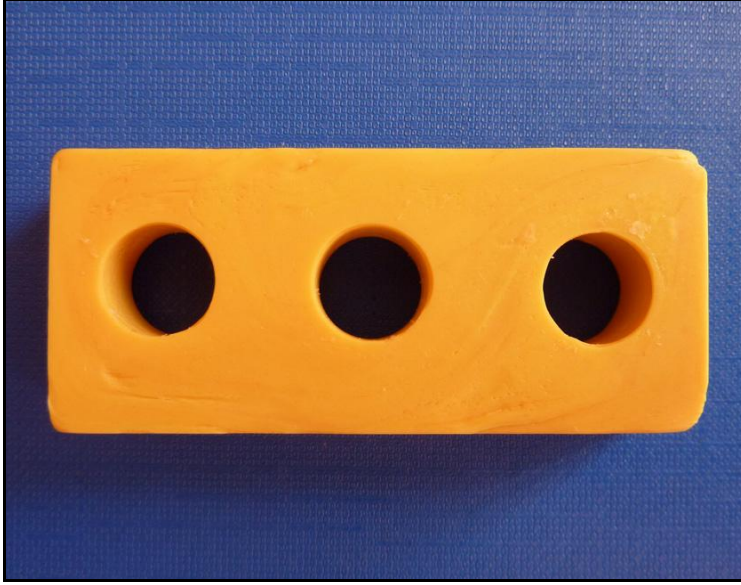
Dentin	P (°C)	D (dk)	t (°C/dk)	F (°C)	H (dk)
IPS e-max Ceram	400	4	50	750	1

P: Ön ısıtma derecesi, D: Ön kurutma süresi, t: Fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, F: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi

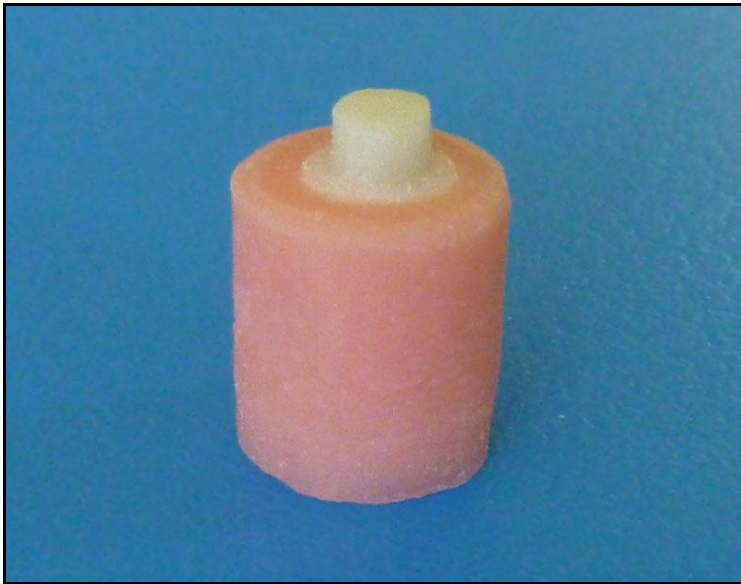
3.4 MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİNİN YAPILMASI

Oluşturulan zirkonyum-seramik örnekler, çapı 14 mm, yüksekliği 12 mm olan silikon kalıplar içinde (Şekil 3.21) akrilik rezinlere gömüldü (Şekil 3.22). Deney öncesinde örnekler, 37 ± 1 °C' de 24 sa süreyle distile suda bekletildi. Sonra tüm örnekler termal siklus testleri uygulandı. Bu test, en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında, ortalama 60 sn bekletme süresinde 5000 devir olacak şekilde gerçekleştirildi. Daha sonra örnekler Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, universal test cihazında 1 mm/dak. kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu (Şekil 3.23). Kesme işlemini yapacak bıçak ucu, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtildiği şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde hazırlandı. Bıçak ucu, örneklerdeki veneer porselen yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde yerleştirdi. Kuvvetler Newton (N) olarak ölçüldü, birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerlerine çevrildi.

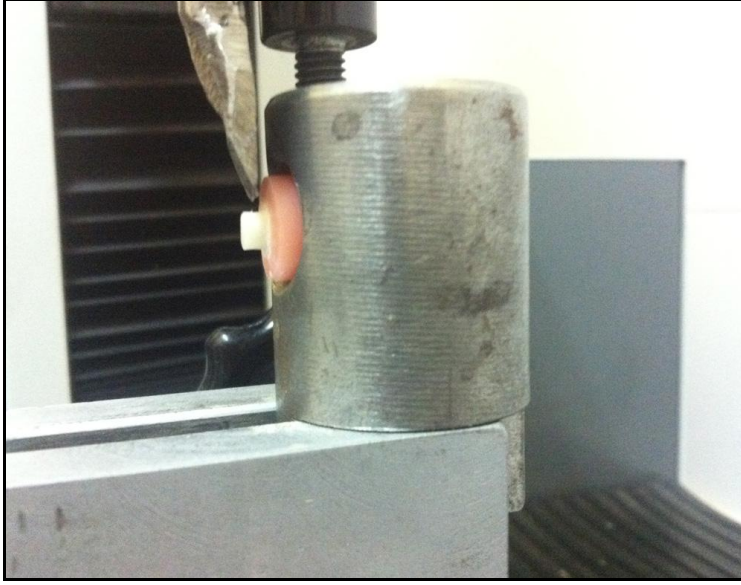
Makaslama direnci (MPa) = Yük (N) / Alan (mm²)
Alan = ($\pi \times r^2$) (mm²)
r = bağlanma yüzeyinin çapı



Şekil 3. 21: Örneklerin akrilik rezine gömülmesinde kullanılan silikon kalıp.



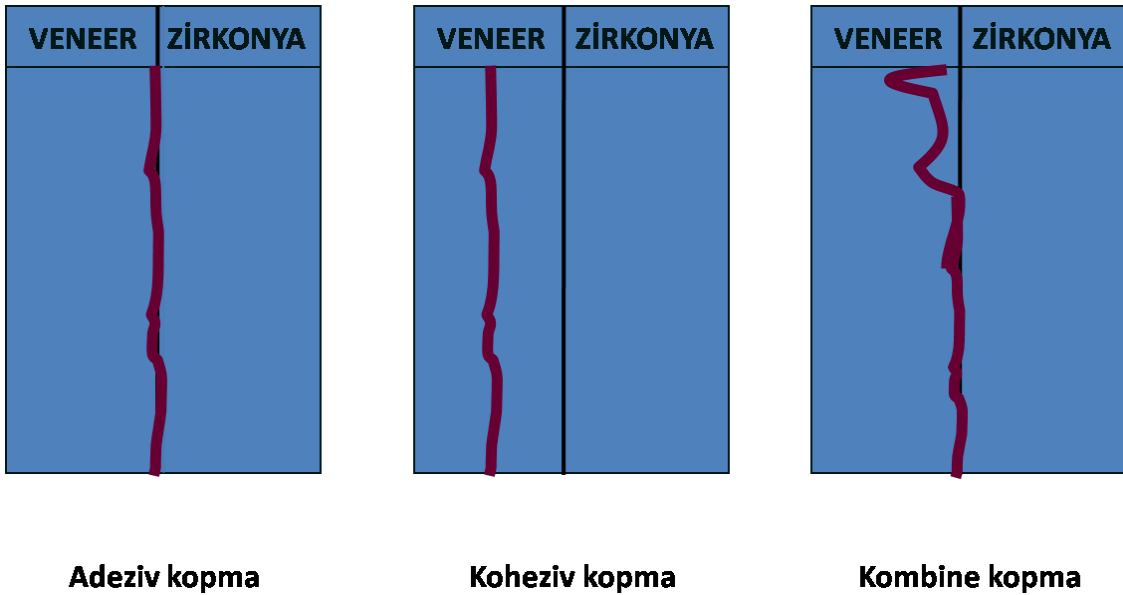
Şekil 3. 22: Akrilik rezine gömülen örneklerin son hali.



Şekil 3. 23: Örneğin kesme aygıtına yerleştirilmesi.

3.5 KOPMA ŞEKİLLERİNİN İNCELENMESİ

Tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testinden sonrasındaki kopma şekilleri, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde stereo mikroskop altında, 40 büyütmede incelendi (SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japonya). Oluşan kopma şekilleri; veneer seramiğin zirkonya alt yapıdan tamamen ayrıldığı adeziv kopma, veneer seramiğin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de gözlemlendiği kombine kopma (adeziv + koheziv) olarak gözlemlendi (Şekil 3.24).



Şekil 3. 24: Kesme deneyi sonrasında görülen kopma şekilleri (167).

3.6 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Verilerin analizi SPSS (Statistical Package for Social Science) 14.0 paket programı kullanılarak yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama \pm st.sapma biçiminde gösterildi. Gruplara ait, zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlanma dayanımı değerleri, sinterize öncesi ve sinterize sonrası yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırılırken, varyans analizi (one-way ANOVA) ile değerlendirildi. Analiz sonucu istatistiksel olarak önemli derecede farklılık gösteren grup ya da gruplar arasındaki farkın kaynağını tespit etmek için Tukey HSD testi yapıldı. Her bir gruba ait sinterize öncesi ve sinterize sonrası yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırılırken Man Whitney U testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ ve iki yönlü olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1 YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ BULGULARI

Sinterizasyon öncesi yüzey pürüzlük testi sonucunda gruplara ait veriler değerlendirildi ve kontrol grubunda $0,96 \pm 0,39 \mu\text{m}$, kumlama grubunda $2,85 \pm 0,65 \mu\text{m}$, Er:YAG lazer grubunda $2,58 \pm 0,30 \mu\text{m}$, Nd:YAG lazer grubunda $1,63 \pm 0,28 \mu\text{m}$, kumlama+liner grubunda $3,00 \pm 0,77 \mu\text{m}$, Er:YAG+liner grubunda $2,09 \pm 0,66 \mu\text{m}$, Nd:YAG+liner grubunda $2,12 \pm 0,58 \mu\text{m}$, kumlama+Er:YAG grubunda $3,59 \pm 1,35 \mu\text{m}$ ve kumlama+Nd:YAG grubunda $3,11 \pm 0,86 \mu\text{m}$ olarak bulundu.

Sinterize öncesi gruplar arasında yüzey pürüzlülük değerleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında; kontrol grubu ile Nd:YAG grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunurken ($p=0,091$, $p>0,05$), diğer tüm gruplar ile karşılaştırıldığında farklılık anlamlı bulundu ($p<0,001$, $p<0,05$).

Kumlama grubu ile Nd:YAG, Er:YAG+liner, Nd:YAG+liner ve kumlama+Er:YAG grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$, $p=0,03$, $p=0,042$ ve $p=0,038$, sırasıyla, $p<0,05$), kumlama grubu ile Er:YAG, kumlama+liner ve kumlama+Nd:YAG grupları arasındaki farklılıklar anlamsız bulundu ($p>0,05$).

Er:YAG grubu ile Nd:YAG ve kumlama+Er:YAG grupları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,002$, $p<0,001$, sırasıyla, $p<0,05$), Er:YAG grubu ile kumlama+liner, Er:YAG+liner, Nd:YAG+liner ve kumlama+Nd:YAG grupları arasındaki farklılıklar anlamsız bulundu ($p>0,05$).

Nd:YAG grubu ile kumlama+liner, kumlama+Er:YAG ve kumlama+Nd:YAG grupları arasındaki farklılıklar anlamlı bulunurken ($p<0,001$, $p<0,05$), Nd:YAG grubu ile Er:YAG+liner ve Nd:YAG+liner grupları arasındaki farklılıklar anlamsız bulundu ($p>0,05$).

Kumlama+liner grubu ile Er:YAG+liner ve Nd:YAG+liner grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,003$, $p=0,005$, sırasıyla, $p<0,05$), kumlama+Er:YAG ve kumlama+Nd:YAG grupları arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

Er:YAG+liner grubu ile kumlama+Er:YAG ve kumlama+Nd:YAG grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,001$, $p=0,001$, sırasıyla, $p<0,05$), Nd:YAG+liner grubu ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

Nd:YAG+liner grubu ile kumlama+Er:YAG ve kumlama+Nd:YAG grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$, $p=0,001$, sırasıyla, $p<0,05$).

Çizelge 4. 1: Zirkonya alt yapıların sinterizasyon öncesi yüzey pürüzlük değerleri (rpm).

	N	X (μm)	sd \pm	Min(μm)	Max(μm)
Kontrol	20	0,96	0,39	0,47	1,78
Kumlama	20	2,85	0,65	2,01	4,44
Er:YAG	20	2,58	0,30	2,15	3,22
Nd:YAG	20	1,63	0,28	1,10	2,26
Kumlama+liner	20	3,00	0,77	2,07	4,77
Er:YAG +liner	20	2,09	0,66	1,07	3,63
Nd:YAG +liner	20	2,12	0,58	1,04	3,05
Kumlama+Er:YAG	20	3,59	1,35	2,41	6,92
Kumlama+Nd:YAG	20	3,11	0,86	2,03	5,01
Total	180	2,43	1,04	0,47	6,92
F#	25,42	p=0,001			

Örnekler sinterize edildi ve sinterizasyon sonrası yüzey pürüzlük testi sonucunda gruplara ait veriler değerlendirildi. Kontrol grubunda $1,10 \pm 0,29 \mu\text{m}$, kumlama grubunda $2,14 \pm 0,40 \mu\text{m}$, Er:YAG lazer grubunda $2,40 \pm 0,44 \mu\text{m}$, Nd:YAG lazer grubunda $1,35 \pm 0,37 \mu\text{m}$, kumlama+liner grubunda $2,60 \pm 0,72 \mu\text{m}$, Er:YAG+liner

grubunda $2,29 \pm 0,30 \mu\text{m}$, Nd:YAG+liner grubunda $1,78 \pm 0,36 \mu\text{m}$, kuşlama+Er:YAG grubunda $3,12 \pm 1,02 \mu\text{m}$ ve kuşlama+Nd:YAG grubunda $2,26 \pm 0,46 \mu\text{m}$ olarak bulundu.

Sinterize sonrası gruplar arasında yüzey pürüzlülük değeri karşılaştırıldığında; kontrol grubu ile Nd:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunurken ($p > 0,05$), kuşlama, Er:YAG, kuşlama+liner, Er:YAG+liner, Nd:YAG+liner ($p = 0,003$, $p < 0,05$), kuşlama+Er:YAG ve kuşlama+Nd:YAG grupları ile karşılaştırıldığında fark anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$, $p < 0,05$).

Kuşlama grubu ile Nd:YAG, kuşlama+Er:YAG grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p < 0,001$, $p < 0,001$, sırasıyla, $p < 0,05$), Er:YAG, kuşlama+liner, Er:YAG+liner, Nd:YAG+liner ve kuşlama+ Nd:YAG grupları ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p > 0,05$).

Er:YAG grubu ile Nd:YAG+liner, kuşlama+Er:YAG grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p = 0,011$, $p = 0,001$, sırasıyla, $p < 0,05$), Nd:YAG, kuşlama+liner, Er:YAG+liner ve kuşlama+Nd:YAG grupları ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p > 0,05$).

Nd:YAG grubu ile kuşlama+liner, Er:YAG+liner, kuşlama+Er:YAG, kuşlama+Nd:YAG grupları arasındaki fark anlamlı bulunurken ($p < 0,001$, $p < 0,05$), Nd:YAG+liner grubu ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p > 0,05$).

Kuşlama+liner grubu ile Nd:YAG+liner grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p < 0,001$, $p < 0,05$), Er:YAG+liner, kuşlama+Er:YAG ve kuşlama+Nd:YAG grupları ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p > 0,05$).

Er:YAG+liner grubu ile kuşlama+Er:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p < 0,001$, $p < 0,05$), Nd:YAG+liner ve kuşlama+Nd:YAG grupları ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p > 0,05$).

Nd:YAG+liner grubu ile kuşlama+Er:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p < 0,001$, $p < 0,05$), kuşlama+Nd:YAG grubu ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p > 0,05$).

Kuşlama+Er:YAG grubu ile kuşlama+Nd:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$, $p < 0,05$).

Buna göre en yüksek sinterize öncesi yüzey pürüzlüğü değeri $3,59 \pm 1,35 \mu\text{m}$ ile kuşlama+Er:YAG grubunda görülürken, en düşük değeri $0,96 \pm 0,39 \mu\text{m}$ ile kontrol grubunda görüldü. Sinterize sonrası en yüksek yüzey pürüzlüğü değeri ise $3,12 \pm 1,02 \mu\text{m}$ kuşlama+Er:YAG grubunda görülürken, en düşük değeri $1,10 \pm 0,29 \mu\text{m}$ ile kontrol

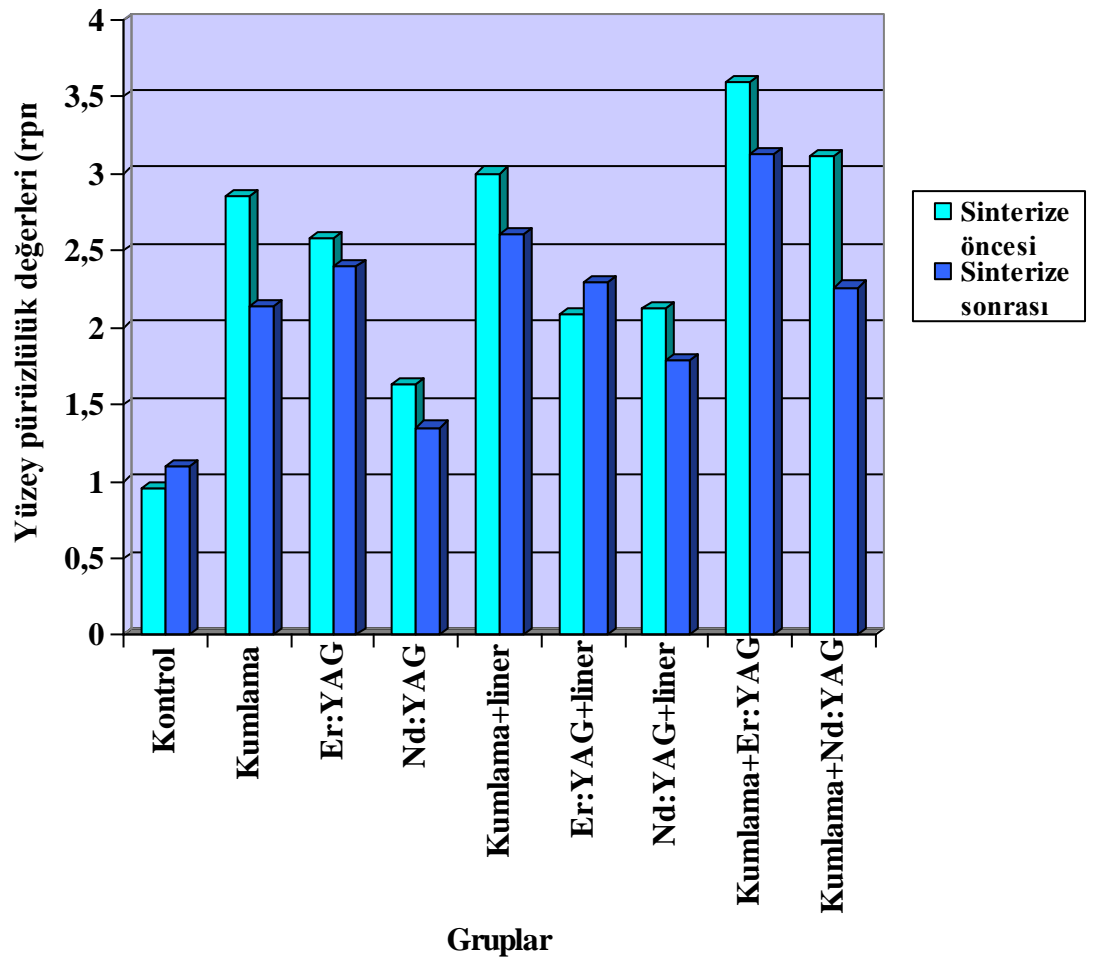
grubunda görüldü. Örneklerin sinterizasyon öncesi ve sinterizasyon sonrası yüzey pürüzlüğü değerleri Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 4. 2: Zirkonya alt yapıların sinterizasyon sonrası yüzey pürüzlük değerleri (rpm).

	N	X (µm)	sd ±	Min(µm)	Max(µm)
Kontrol	20	1,10	0,29	0,65	1,77
Kumlama	20	2,14	0,40	1,59	3,09
Er:YAG	20	2,40	0,44	1,63	3,09
Nd:YAG	20	1,35	0,37	0,72	2,04
Kumlama+liner	20	2,60	0,72	1,60	3,85
Er:YAG +liner	20	2,29	0,30	1,79	2,99
Nd:YAG +liner	20	1,78	0,36	1,06	2,29
Kumlama+Er:YAG	20	3,12	1,02	2,15	6,01
Kumlama+Nd:YAG	20	2,26	0,46	1,73	3,91
Total	180	2,12	0,79	0,65	6,01
F#	26,82	p=0,001			

Sinterizasyon öncesi ve sinterizasyon sonrası yüzey pürüzlülük testi sonucunda gruplara ait veriler değerlendirildi ve elde edilen veriler arasındaki farklılıklar gruplar arasında karşılaştırıldığında, sinterize öncesi kontrol grubu ile sinterize sonrası kontrol grubu, sinterize öncesi Er:YAG grubu ile sinterize sonrası Er:YAG grubu, sinterize

öncesi kumlama+liner grubu ile sinterize sonrası kumlama+liner grubu, sinterize öncesi Er:YAG+liner grubu ile sinterize sonrası Er:YAG+liner grubu ve sinterize öncesi kumlama+Er:YAG grubu ile sinterize sonrası kumlama+Er:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunurken ($p>0,05$), sinterize öncesi kumlama grubu ile sinterize sonrası kumlama grubu, sinterize öncesi Nd:YAG grubu ile sinterize sonrası Nd:YAG grubu, sinterize öncesi Nd:YAG+liner grubu ile sinterize sonrası Nd:YAG+liner grubu ve sinterize öncesi kumlama+Nd:YAG grubu ile sinterize sonrası kumlama+Nd:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Buna göre grupların sinterize öncesi ve sonrası kendi aralarında ikili karşılaştırmalarında en yüksek yüzey pürüzlük değeri kumlama+Er:YAG gruplarında $3,59 \pm 1,35 / 3,12 \pm 1,02$, en düşük yüzey pürüzlük değeri ise kontrol gruplarında olduğu görülmüştür $0,96 \pm 0,39 / 1,10 \pm 0,29$. Sinterize öncesi ve sinterize sonrası grupların kendi aralarında karşılaştırılması Grafik 4.1 ve Çizelge 4.3'de gösterilmektedir.



Grafik 4. 1: Farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülük değerleri analizi (rpm).

Çizelge 4. 3: Sinterize öncesi ve sinterize sonrası grupların kendi aralarında yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması (rpm).

Gruplar	Sinterizasyon	N	X (µm)	sd ±	F#	Sonuç
Kontrol	Önce	20	0,96	0,39	2,03	p=0,227 p>0,05
	Sonra	20	1,10	0,29		
Kumlama	Önce	20	2,85	0,65	5,75	p=0,001 p<0,05
	Sonra	20	2,14	0,40		
Er:YAG	Önce	20	2,58	0,30	4,10	p=0,152 p>0,05
	Sonra	20	2,40	0,44		
Nd:YAG	Önce	20	1,63	0,28	1,40	p=0,01 p<0,05
	Sonra	20	1,35	0,37		
Kumlama+liner	Önce	20	3,00	0,77	0,03	p=0,103 p>0,05
	Sonra	20	2,60	0,72		
Er:YAG+liner	Önce	20	2,09	0,66	7,45	p=0,217 p>0,05
	Sonra	20	2,29	0,30		
Nd:YAG+liner	Önce	20	2,12	0,58	4,41	p=0,03 p<0,05
	Sonra	20	1,78	0,36		
Kumlama+Er:YAG	Önce	20	3,59	1,35	2,50	p=0,220 p>0,05
	Sonra	20	3,12	1,02		
Kumlama+Nd:YAG	Önce	20	3,11	0,86	6,12	p=0,001 p<0,05
	Sonra	20	2,26	0,46		

4.2 BAĞLANMA KUVVETİ BULGULARI

Bağlanma dayanımı testi sonucunda tüm gruplara ait veriler değerlendirildi ve elde edilen veriler arasındaki farklılıklar gruplar arasında karşılaştırıldığında, kontrol grubu ile kumlama+Er:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,002$, $p<0,05$), kumlama, Er:YAG, Nd:YAG, kumlama+liner, Er:YAG+liner, Nd:YAG+liner ve kumlama+Nd:YAG grupları ile karşılaştırıldığında fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

Kumlama grubu ile Nd:YAG, liner, Nd:YAG+liner grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,01$, $p=0,01$, $p=0,003$, sırasıyla, $p<0,05$), Er:YAG, kumlama+liner, Er:YAG+liner, kumlama+Er:YAG ve kumlama+Nd:YAG grupları ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

Er:YAG grubu ile kumlama+Er:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,003$, $p<0,05$), Nd:YAG, liner, kumlama+liner, Er:YAG+liner, Nd:YAG+liner ve kumlama+Nd:YAG grupları ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

Nd:YAG grubu ile kumlama+Er:YAG grubu arasındaki fark anlamlı bulunurken ($p<0,001$, $p<0,05$), liner, kumlama+liner, Er:YAG+liner, Nd:YAG+liner ve kumlama+Nd:YAG grupları ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

Liner grubu ile kumlama+Er:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,001$, $p<0,05$), kumlama+liner, Er:YAG+liner, Nd:YAG+liner ve kumlama+Nd:YAG grupları ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

Kumlama+liner grubu ile kumlama+Er:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,001$, $p<0,05$), Er:YAG+liner, Nd:YAG+liner ve kumlama+Nd:YAG grupları ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

Er:YAG+liner grubu ile kumlama+Er:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,018$, $p<0,05$), Nd:YAG+liner ve kumlama+Nd:YAG grupları ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

Nd:YAG+liner grubu ile kumlama+Er:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,001$, $p<0,05$), kumlama+Nd:YAG grubu ile arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

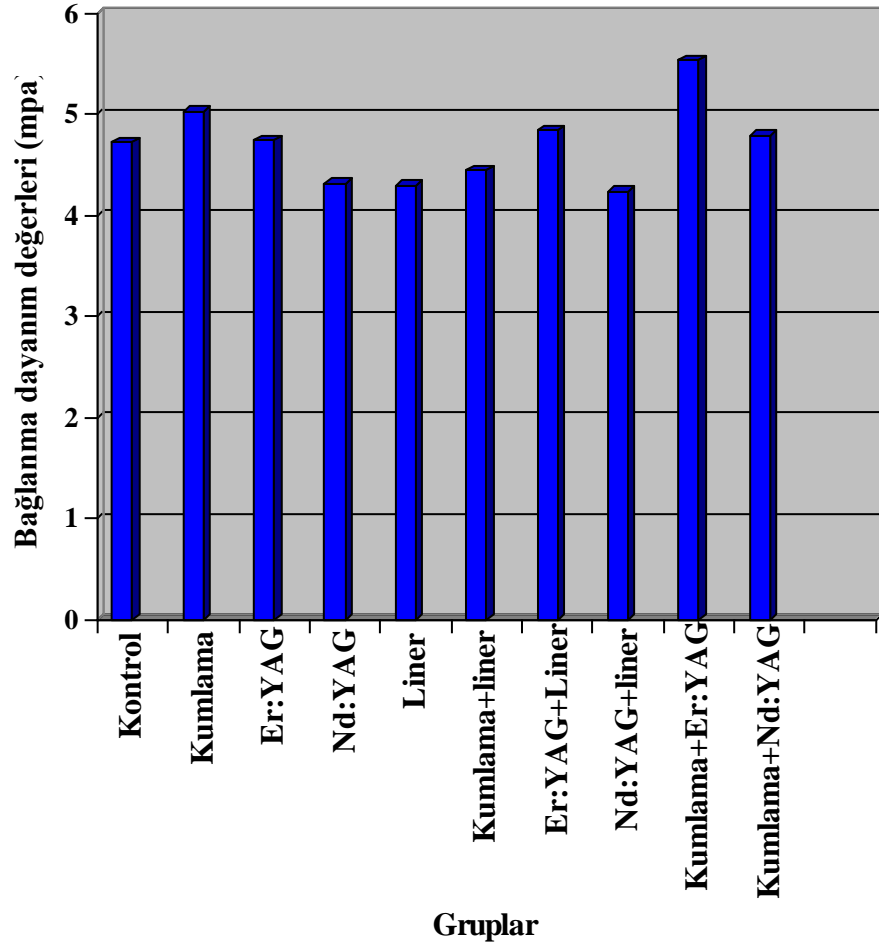
Kumlama+ Er:YAG grubu ile kumlama+Nd:YAG grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,007$, $p<0,05$).

Buna göre en yüksek bağlanma kuvveti değeri $5,63 \pm 0,67$ MPa ile kumlama+Er:YAG grubunda görülürken, en düşük değer $4,24 \pm 0,49$ MPa ile

Nd:YAG+liner grubunda görüldü. Örneklerin bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi Çizelge 4.4 ve Grafik 4.2'de gösterilmektedir.

Çizelge 4. 4: Zirkonya alt yapıların veneer seramiklere bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi (Mpa)(n=20).

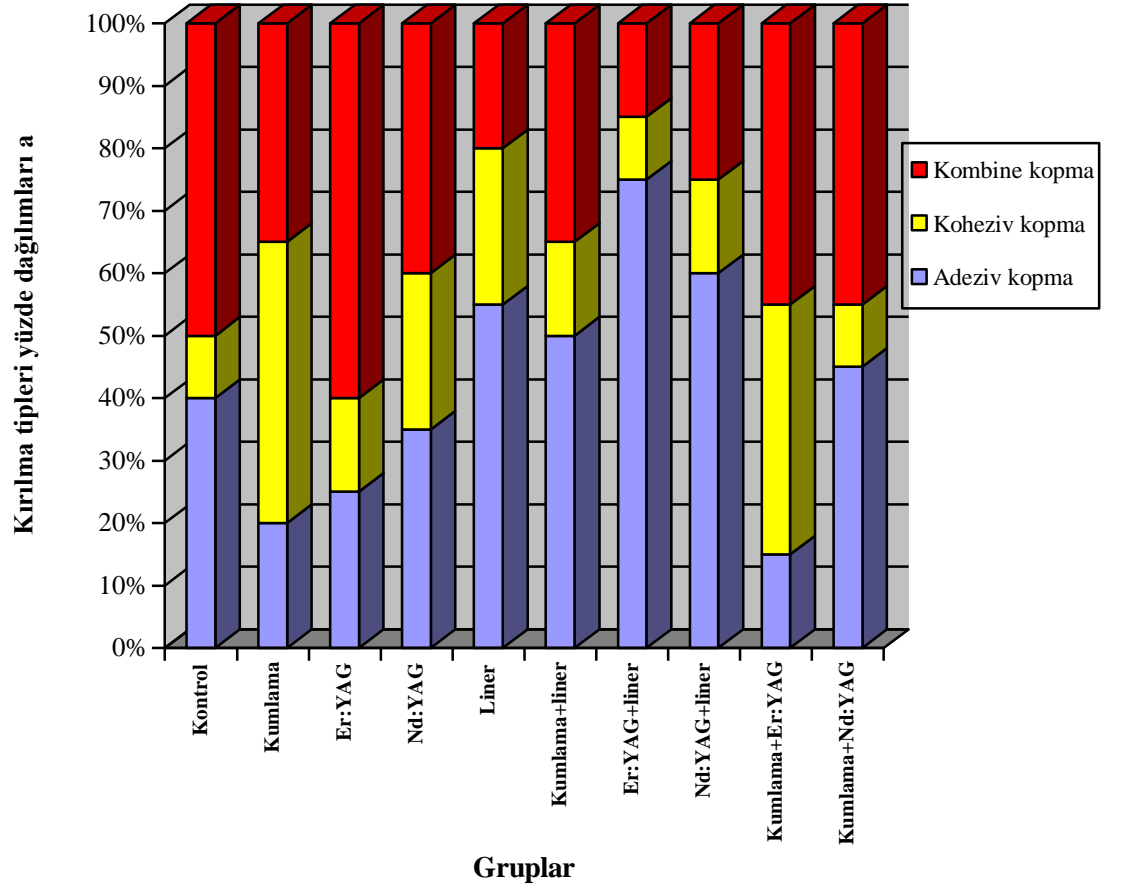
Gruplar	x±s (µm)	Kontrol	Kumlama	Er:YAG	Nd:YAG	Liner	Kumlama + liner	Er:YAG + liner	Nd:YAG + liner	Kumlama + Er:YAG
Kontrol	4,72 ± 0,57									
Kumlama	5,03 ± 0,49	p=0,86 p>0,05								
Er:YAG	4,74 ± 0,56	p=1,00 p>0,05	p=0,90 p>0,05							
Nd:YAG	4,32 ± 0,55	p=0,53 p>0,05	p=0,01 p<0,05	p=0,46 p>0,05						
Liner	4,30 ± 0,38	p=0,48 p>0,05	p=0,01 p<0,05	p=0,41 p>0,05	p=1,00 p>0,05					
Kumlama+liner	4,44 ± 0,57	p=0,91 p>0,05	p=0,08 p>0,05	p=0,87 p>0,05	p=1,00 p>0,05	p=0,99 p>0,05				
Er:YAG +liner	4,84 ± 0,82	p=1,00 p>0,05	p=0,99 p>0,05	p=1,00 p>0,05	p=0,17 p>0,05	p=0,14 p>0,05	p=0,55 p>0,05			
Nd:YAG +liner	4,24 ± 0,49	p=0,28 p>0,05	p=0,003 p<0,05	p=0,22 p>0,05	p=1,00 p>0,05	p=1,00 p>0,05	p=0,98 p>0,05	p=0,06 p>0,05		
Kumlama+Er:YAG	5,53 ± 0,67	p=0,002 p<0,05	p=0,22 p>0,05	p=0,003 p<0,05	p=0,001 p<0,05	p=0,001 p<0,05	p=0,001 p<0,05	p=0,01 p<0,05	p=0,001 p<0,05	
Kumlama+Nd:YAG	4,79 ± 0,82	p=1,00 p>0,05	p=0,97 p>0,05	p=1,00 p>0,05	p=0,31 p>0,05	p=0,26 p>0,05	p=0,74 p>0,05	p=1,00 p>0,05	p=0,13 p>0,05	p=0,007 p<0,05
F#	8,29	p=0,001								



Grafik 4. 2: Farklı yüzeylere veneer seramik bağlanma dayanımı analizi (Mpa).

4.3 KOPMA ŞEKİLLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Kesme deneyi sonrasında örneklerin kopma şekilleri mikroskop altında incelendi. Bütün gruplarda adeziv kopma (82), kombine kopma (adeziv+koheziv) (76) ve koheziv kopma (42) gözlemlendi (Çizelge 4,6). En fazla adeziv kopma Er:YAG+liner (15), en fazla koheziv kopma kumlama (9) ve en fazla kombine kopma (12) Er:YAG grubunda görüldü (Grafik 4,3).



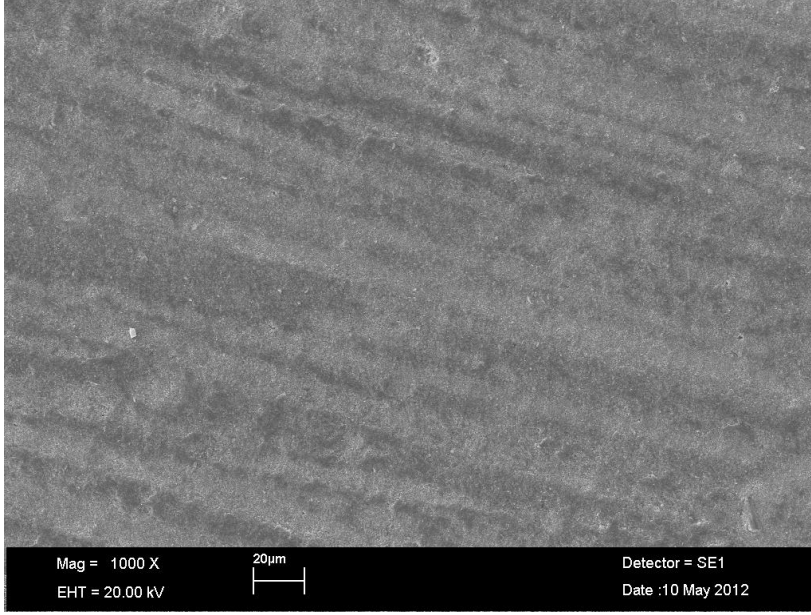
Grafik 4. 3:Kesme deneyi sonrası örneklerde görülen kopma şekilleri analizi.

Çizelge 4. 5: Kesme deneyi sonrası örneklerde görülen kopma şekilleri.

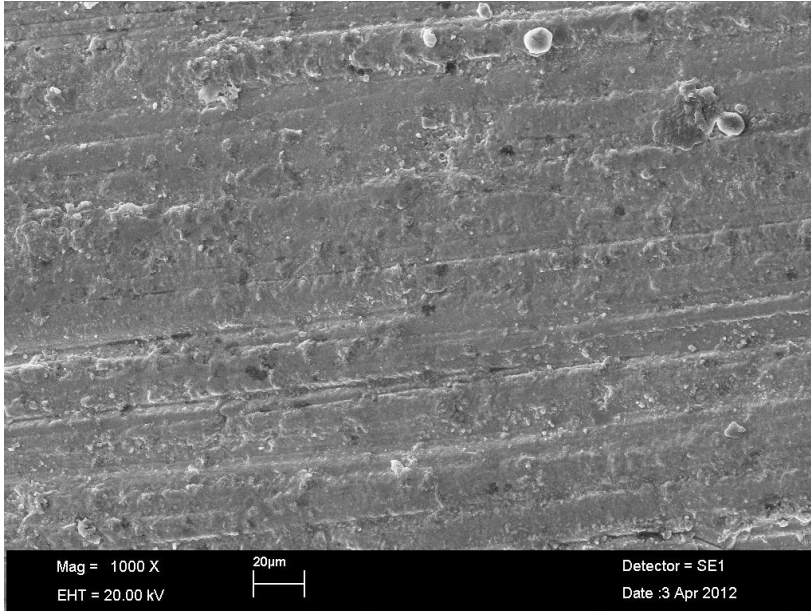
Gruplar	N	Adeziv kopma	Koheziv kopma	Kombine kopma
Kontrol	20	8	2	10
Kumlama	20	4	9	7
Er:YAG	20	5	3	12
Nd:YAG	20	7	5	8
Liner	20	11	5	4
Kumlama+liner	20	10	3	7
Er:YAG +liner	20	15	2	3
Nd:YAG +liner	20	12	3	5
Kumlama+Er:YAG	20	3	8	9
Kumlama+Nd:YAG	20	9	2	9

4.4 SCANNING ELECKTRON MİCROSKOP (SEM) ANALİZİ BULGULARI

Sinterize öncesi zirkonyum oksit örnekler üzerine farklı yüzey işlemleri uygulanan bu çalışmada, yüzeyde oluşan değişiklikler sinterize öncesi ve sinterize sonrası olarak X1000 büyütmede değerlendirildi.

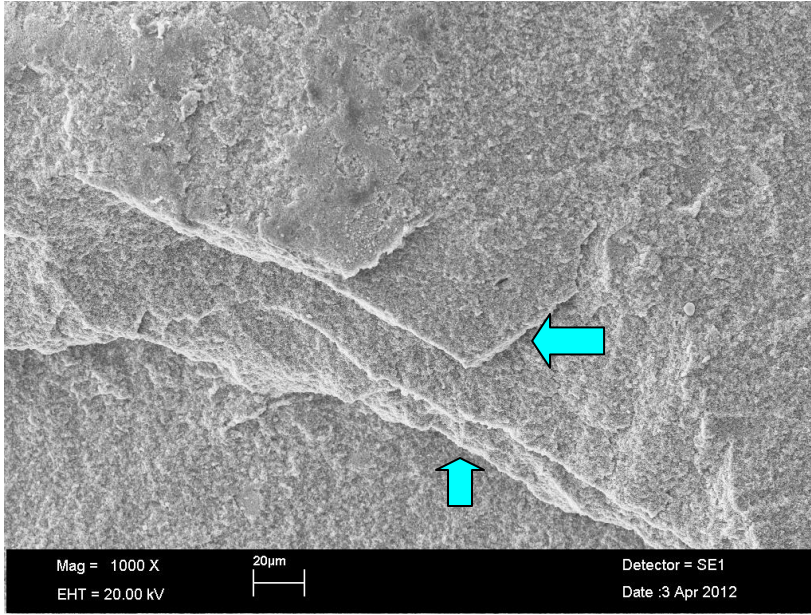


Şekil 4. 1: Sinterize öncesi işlem uygulanmamış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

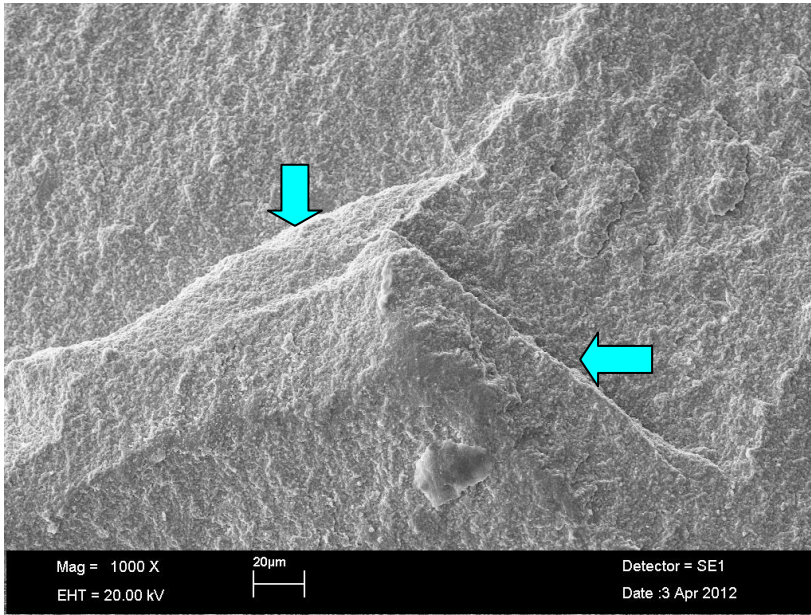


Şekil 4. 2: Sinterize sonrası işlem uygulanmamış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

Sinterize öncesi zirkonyum oksit yüzeyine göre sinterize sonrası zirkonyum oksit yüzeyinin görüntüsü daha sık ve sert bir şekilde görülmektedir. Sinterize öncesi zirkonyum oksit yüzeyinde tebeşirimsi ve daha yumuşak bir yapı izlenmektedir.

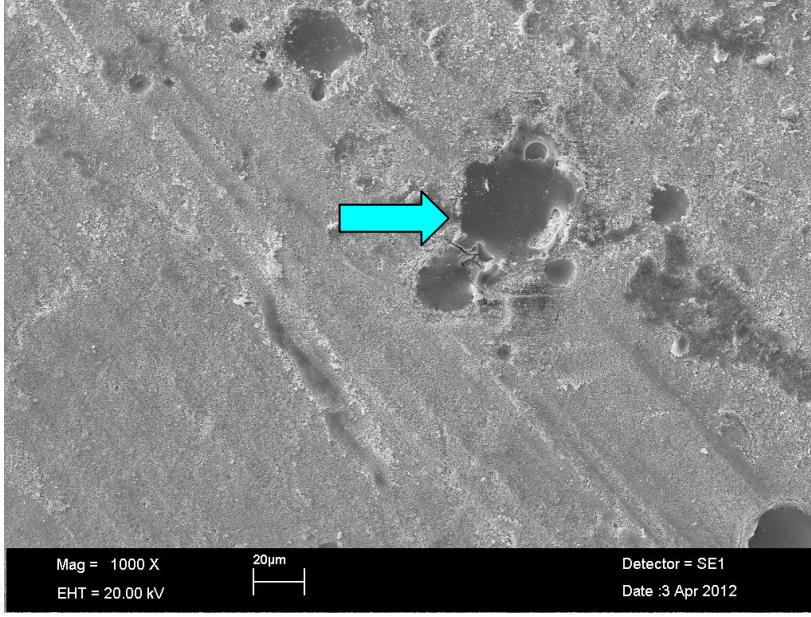


Şekil 4. 3: Sinterize öncesi Er:YAG lazer uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

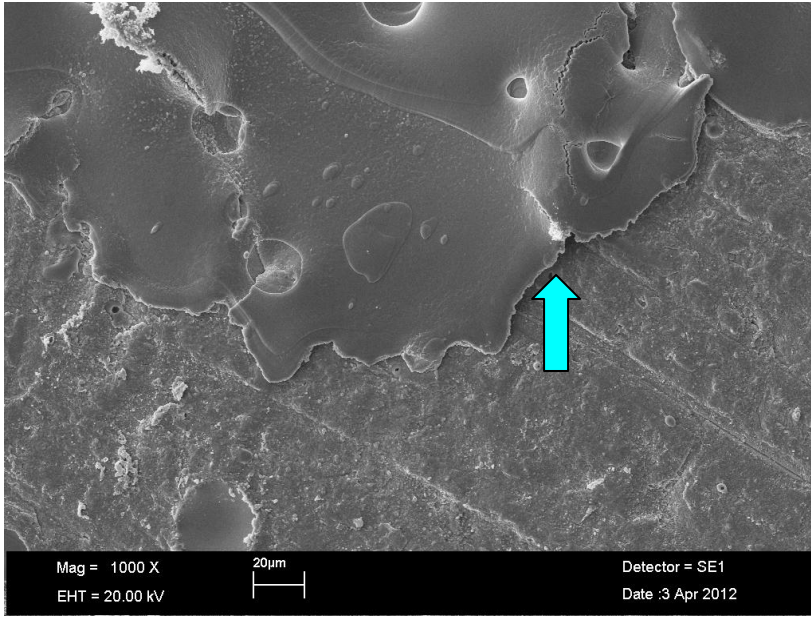


Şekil 4. 4: Sinterize sonrası Er:YAG lazer uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

Sinterize öncesi Er:YAG uygulanan grupta derin yarıklar ve sivri çıkıntılar ile daha yumuşak bir görünüm izlenmektedir. Sinterize edildikten sonra ise, yarık ve sivri çıkıntılar hala gözlenmekte ve yapının daha sıkı bir görünüm kazandığı görülmektedir.

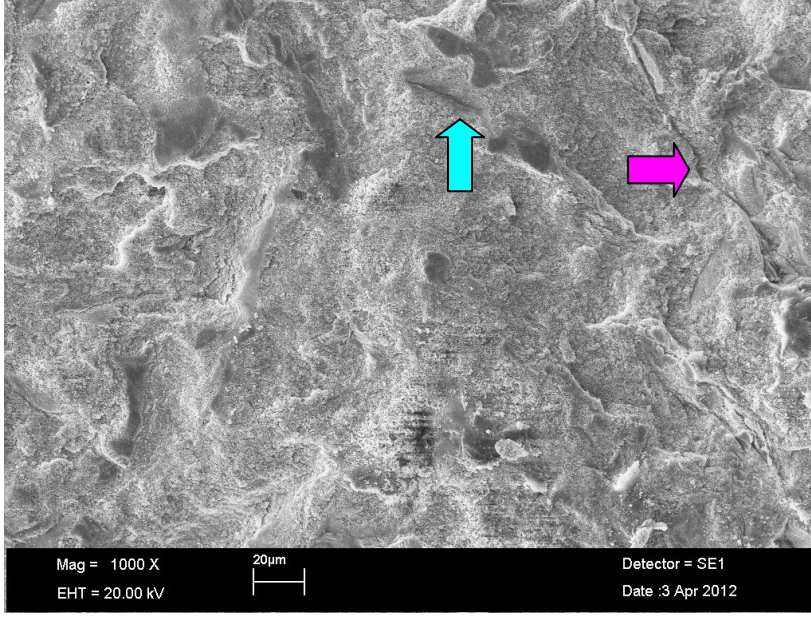


Şekil 4. 5: Sinterize öncesi Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

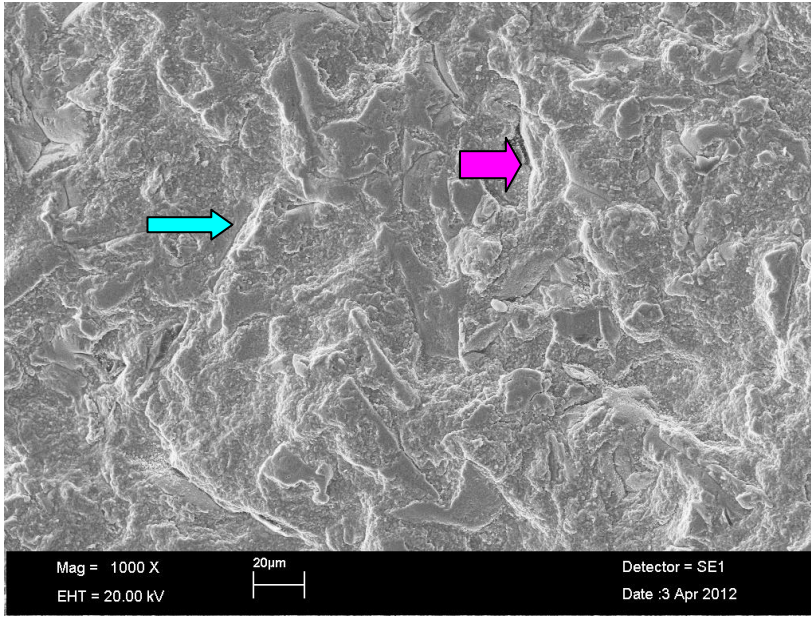


Şekil 4. 6: Sinterize sonrası Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

Sinterize öncesi Nd:YAG uygulanan zirkonyum oksit yüzeyinde yer yer küçük krater tarzı düzensizlikler görülmektedir. Sinterize edilmeden sonra ise, bu yapıların daha sık olduğu ve kaybolmadığı gözlenmiştir.

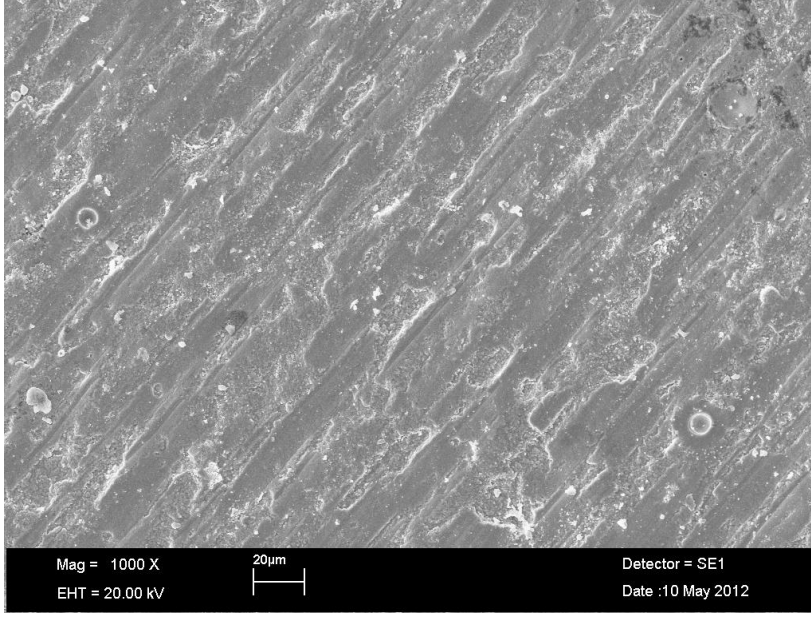


Şekil 4. 7: Sinterize öncesi kumlama uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).



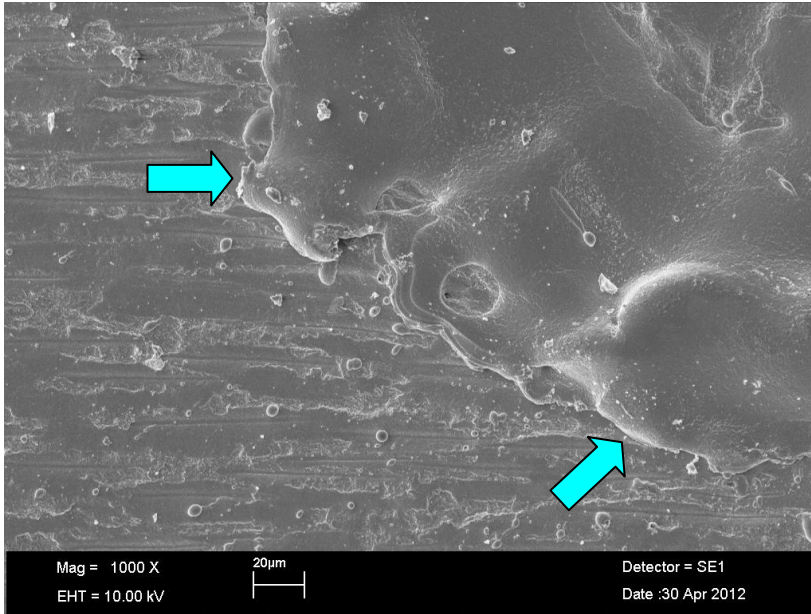
Şekil 4. 8: Sinterize sonrası kumlama uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

Sinterize öncesi kumlama grubunda, yumuşak, tebeşirimsi yapı üzerinde düzensiz, dalgalı bir görünüm ve yer yer mikro çatlakların (pembe ok) olduğu gözlenmektedir. Sinterize edildikten sonra ise, dalgalı, pürüklü (turkuaz ok) görünümün kaybolmadığı daha sıkı bir yapı izlenmiştir.



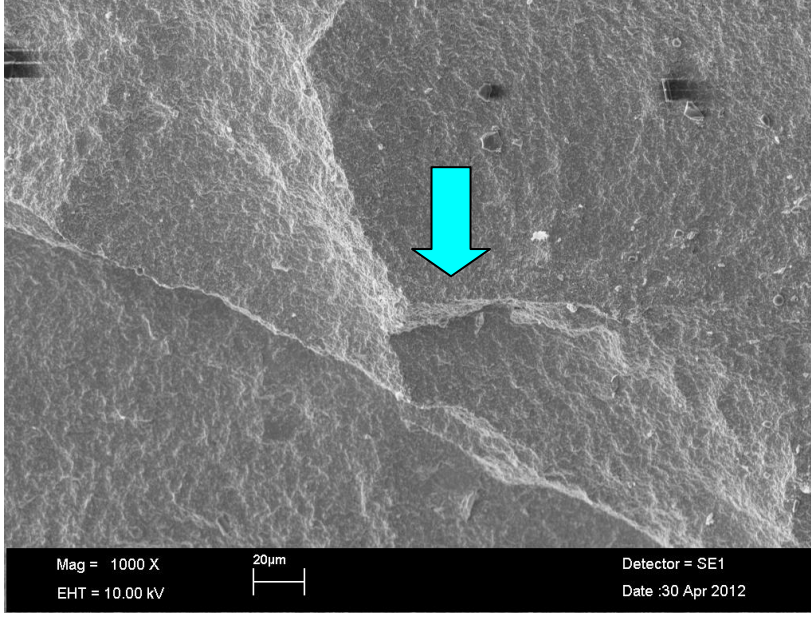
Şekil 4. 9: Sinterize sonrası liner uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

Sinterize sonrası liner uygulanan zirkonyum oksit yüzeyinde ince beyazımsı bir görünüm gözlenmektedir.



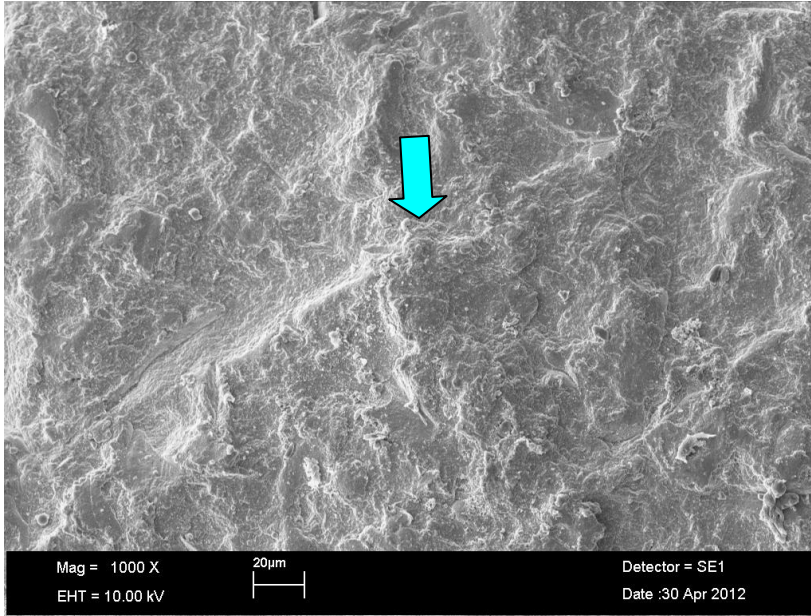
Şekil 4. 10: Sinterize sonrası Nd:YAG+liner uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

Sinterize sonrası Nd+YAG+liner uygulanan zirkonyum oksit yüzeyinde, küçük krater tarzı düzensizliklerin üzerinde ince beyazımsı bir görünüm gözlenmektedir.



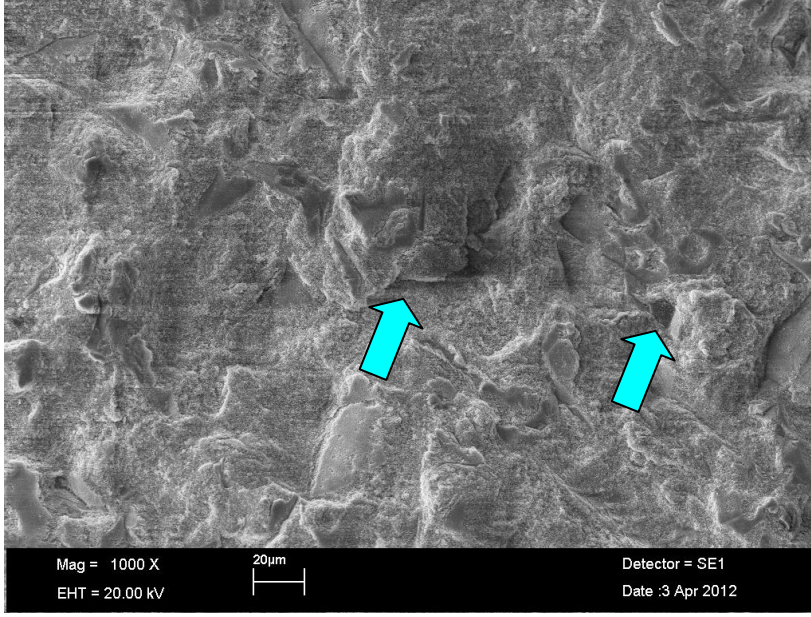
Şekil 4. 11: Sinterize sonrası Er:YAG+liner uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

Sinterize sonrası Er:YAG+liner uygulanan zirkonyum oksit yüzeyinde, sivri ve derin yarıklar üzerinde de görülebilen ince beyazımsı bir yapı gözlenmektedir.

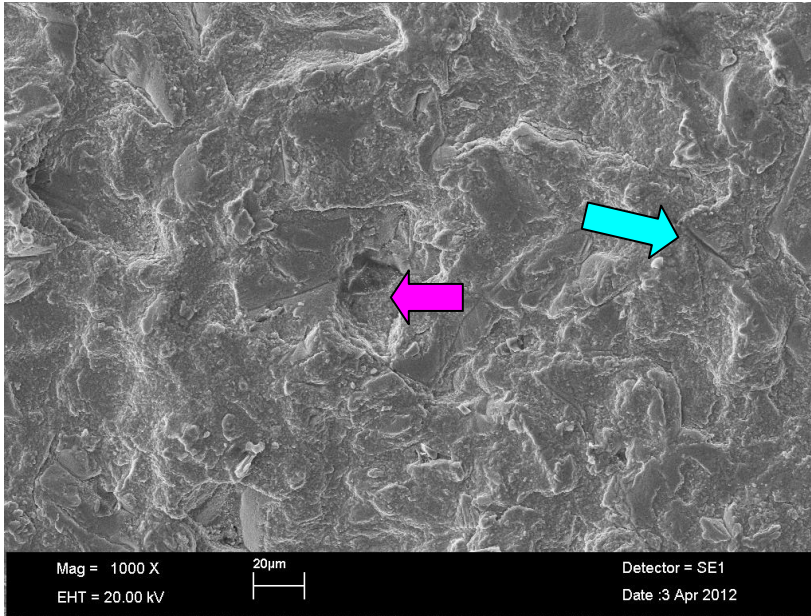


Şekil 4. 12: Sinterize sonrası kumlama+liner uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

Sinterize sonrası kumlama+liner grubunda, dalgalı, düzensiz yapı üzerinde yüzeysel beyazımsı bir yapı gözlenmektedir.

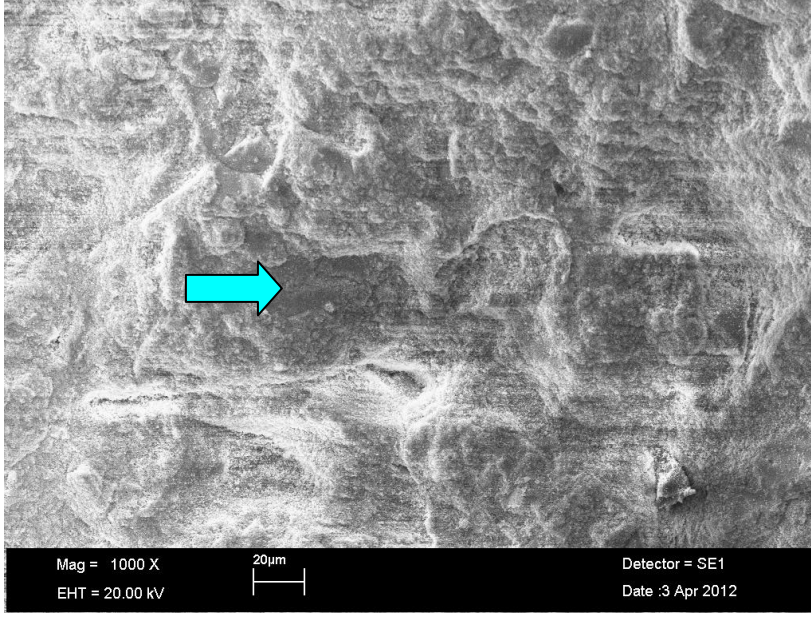


Şekil 4. 13: Sinterize öncesi kuşlama+Nd:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

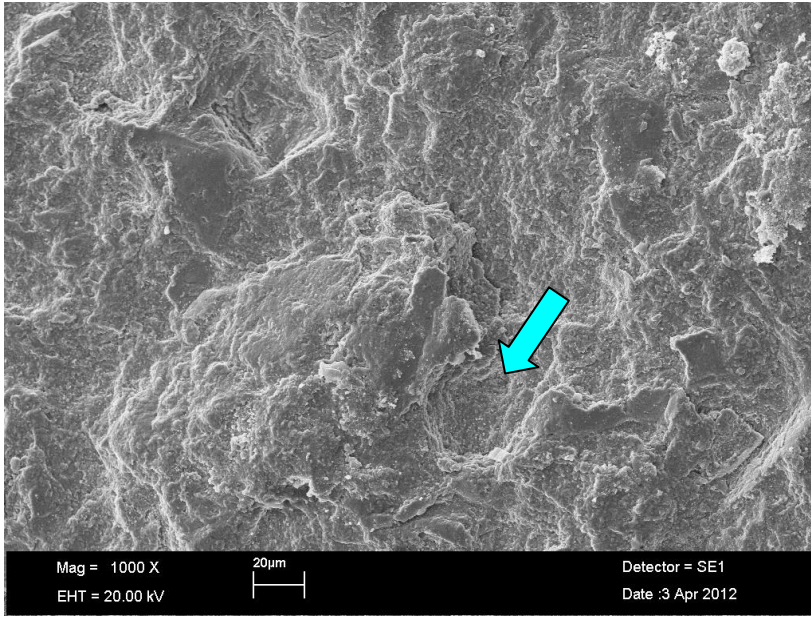


Şekil 4. 14: Sinterize sonrası kuşlama+Nd:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

Sinterize öncesi kuşlama+Nd:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyinde, yumuşak yapı üzerinde derin ve pürüzlü bir görünüm ile yer yer küçük krater tarzı oluşumlar ve çatlaklar gözlenmektedir. Sinterize edildikten sonra ise, derin ve pürüzlü görünümün (pembe ok) kaybolmadığı, yer yer mikro çatlaklarında (turkuaz ok) izlendiği daha sıkı bir yapı gözlenmiştir.

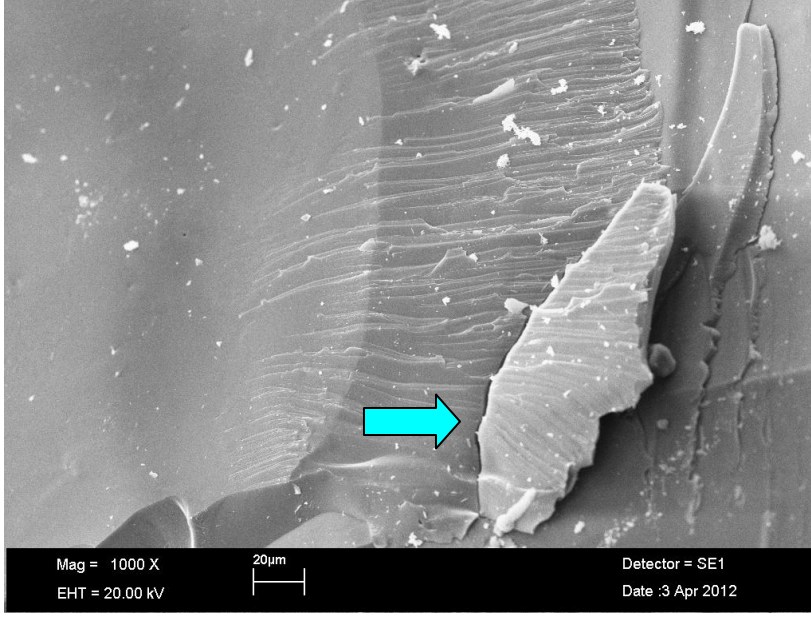


Şekil 4. 15: Sinterize öncesi kuylama+Er:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).



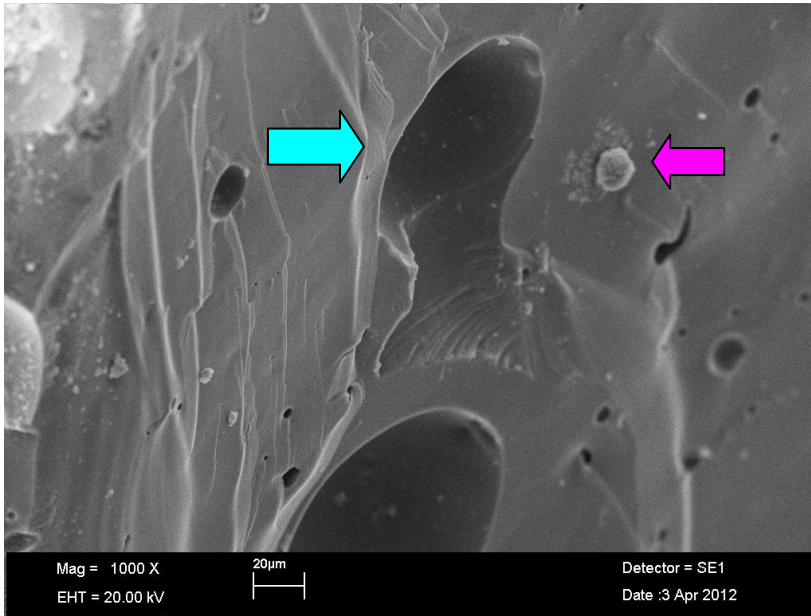
Şekil 4. 16: Sinterize sonrası kuylama+Er:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

Sinterize öncesi kuylama+Er:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyinde, daha pürüklü ve dalgalı bir görünüm ile derin yarıklar (turkuaz ok), keskin çıkıntılar ve mikro çatlaklar gözlenmektedir. Sinterize edildikten sonra ise, bu görünümün kaybolmadığı, yükseklik farkının gözlenebildiği daha sıkı bir yapı gözlenmiştir.



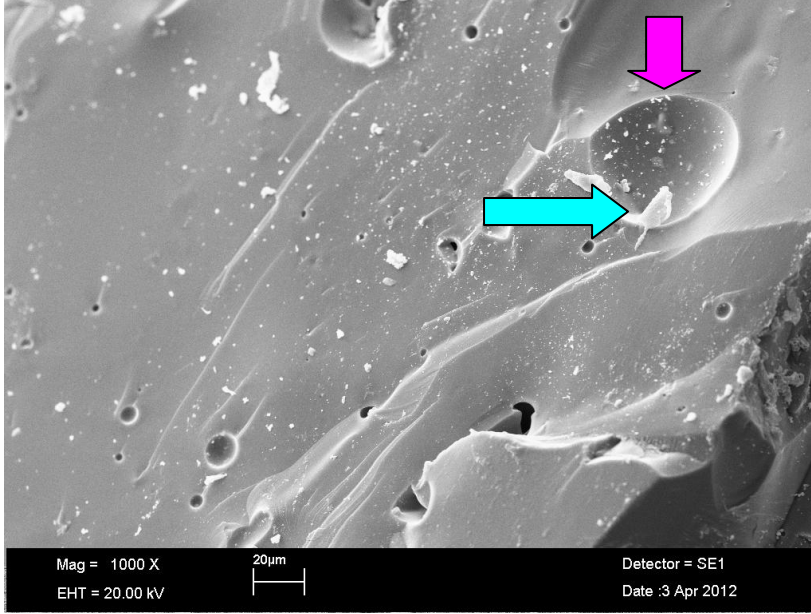
Şekil 4. 17: Kontrol grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (X1000).

Kontrol grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde, okla gösterilen kısımda kopan seramiğin zirkonyum oksit yüzeyinde kalan parçası gözlenmiştir.



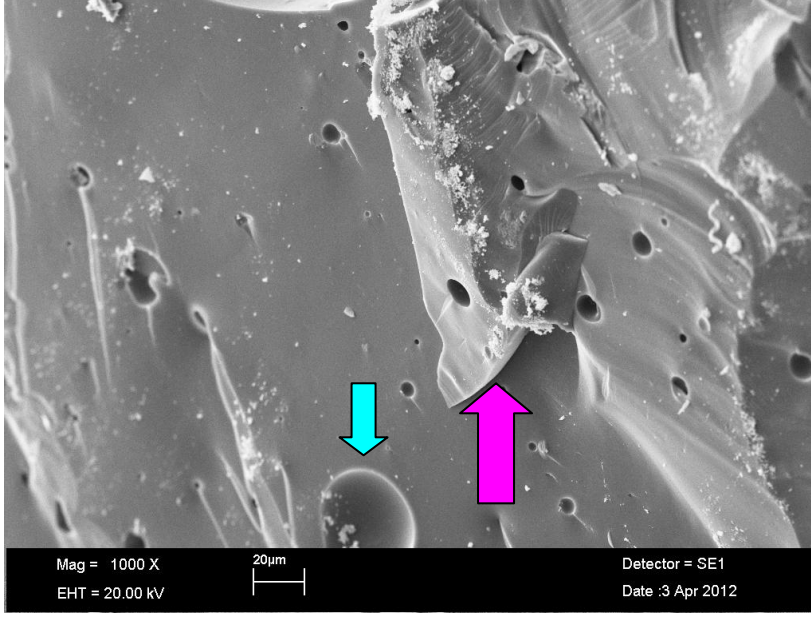
Şekil 4. 18: Er:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (X1000).

Er:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde; turkuaz renkli okla gösterilen Er:YAG lazerin yüzeyde oluşturduğu krater tarzı alanları, pembe renkli okla gösterilen ise bu alanların içerisine girip, kırılan seramiğin görüntüsünü göstermektedir.



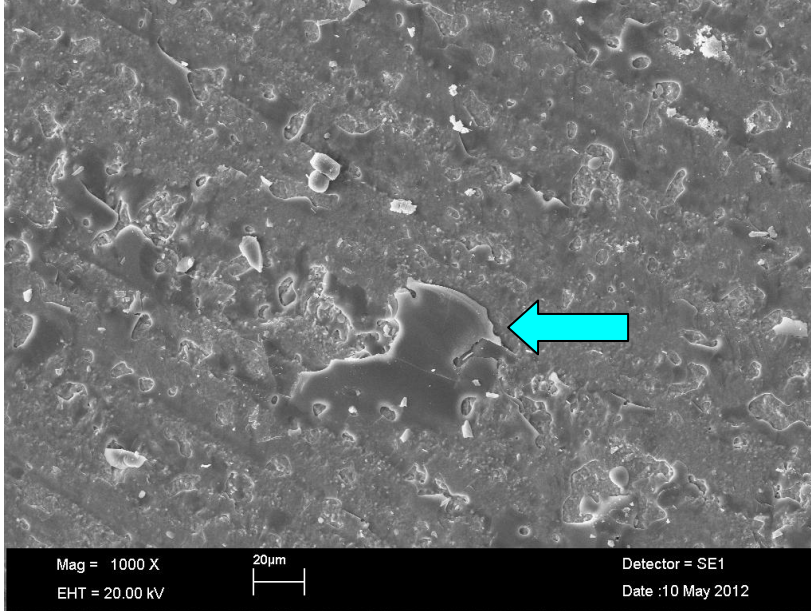
Şekil 4. 19: Nd:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (X1000).

Nd:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde;pembe renkli okla gösterilen kısım Nd:YAG lazerin yüzeyde oluşturduğu krater tarzı alanları, turkuaz renkli okla gösterilen bu alanların içerisine girip, kırılan seramiğin görüntüsünü göstermektedir.



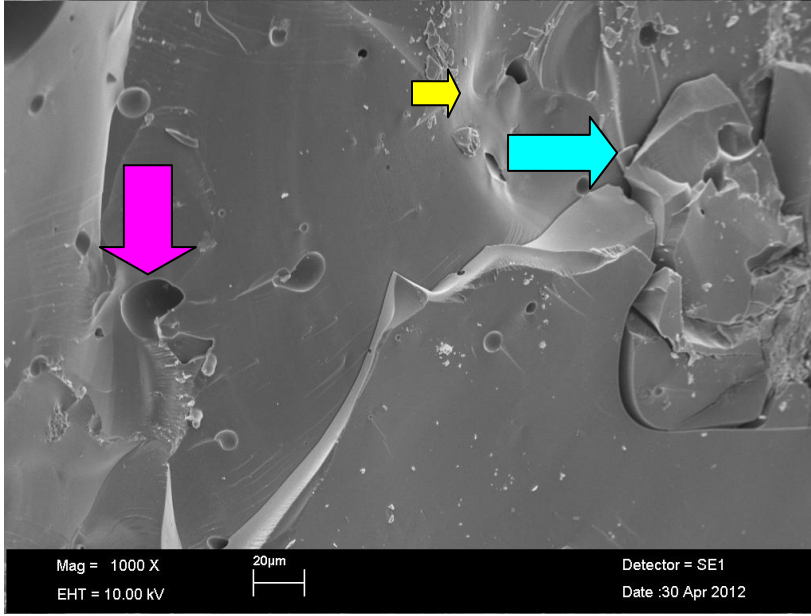
Şekil 4. 20:Kumlama grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (X1000).

Kumlama grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde; pembe renkli okla gösterilen kısım kumlama sonrası yüzeyde oluşturduğu keskin çıkıntıları, turkuaz renkli okla gösterilen ise Al_2O_3 partiküllerinin yüzeyde oluşturduğu krater alanlarının görüntüsünü göstermektedir.



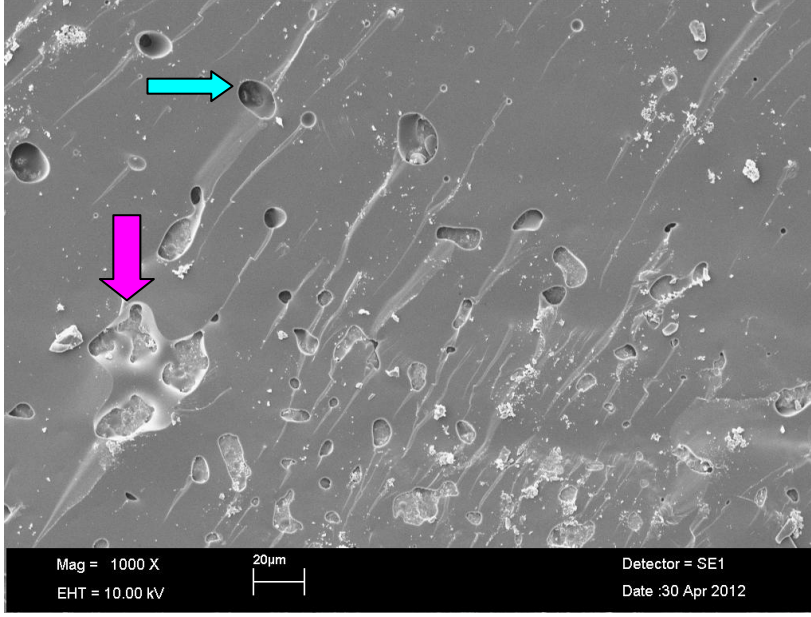
Şekil 4. 21: Liner grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (X1000).

Liner grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde, turkuaz renkli okla seramiğin kalan parçası gözlenmektedir.



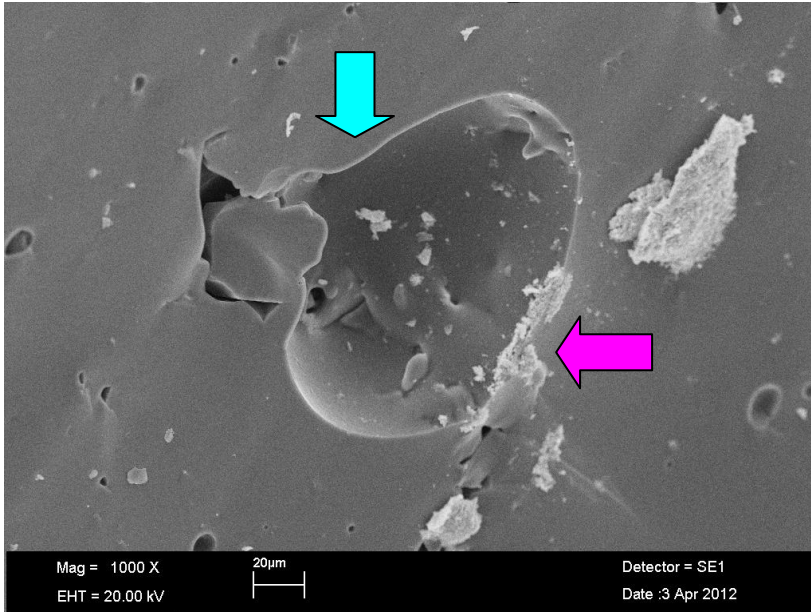
Şekil 4. 22: Nd:YAG+liner grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine SEM görüntüsü kopma (X1000).

Nd:YAG+liner grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde, pembe renkli okla gösterilen kısım Nd:YAG lazerin yüzeyde oluşturduğu krater tarzı alanları, turkuaz renkli ok kırılan seramiğin kalan parçasını, sarı renkli ok ise linerın ince beyaz görüntüsünü göstermektedir.



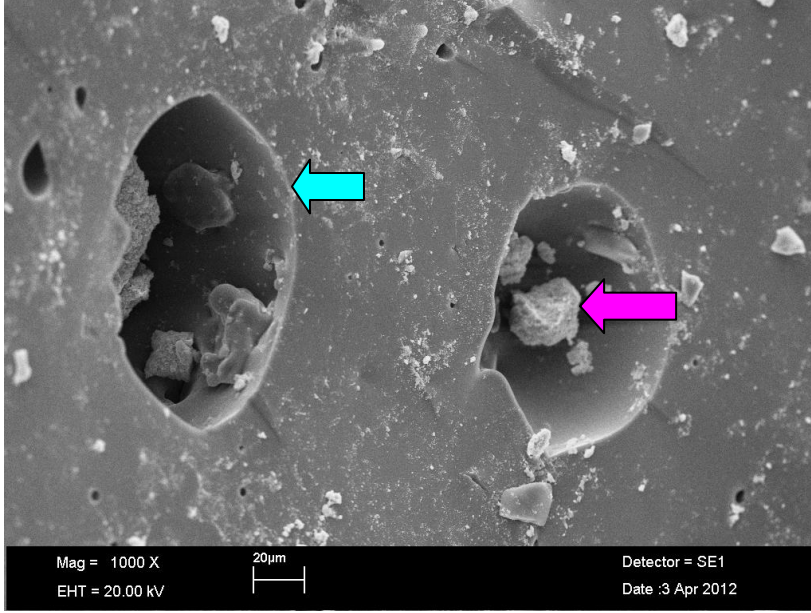
Şekil 4. 23: Er:YAG+laser grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine SEM görüntüsü kopma (X1000).

Er:YAG+laser grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde, turkuaz renkli ok Er:YAG lazerin yüzeyde oluşturduğu krater tarzı alanları, pembe renkli ok ise bu alanların içerisine giren linerin görüntüsünü göstermektedir.



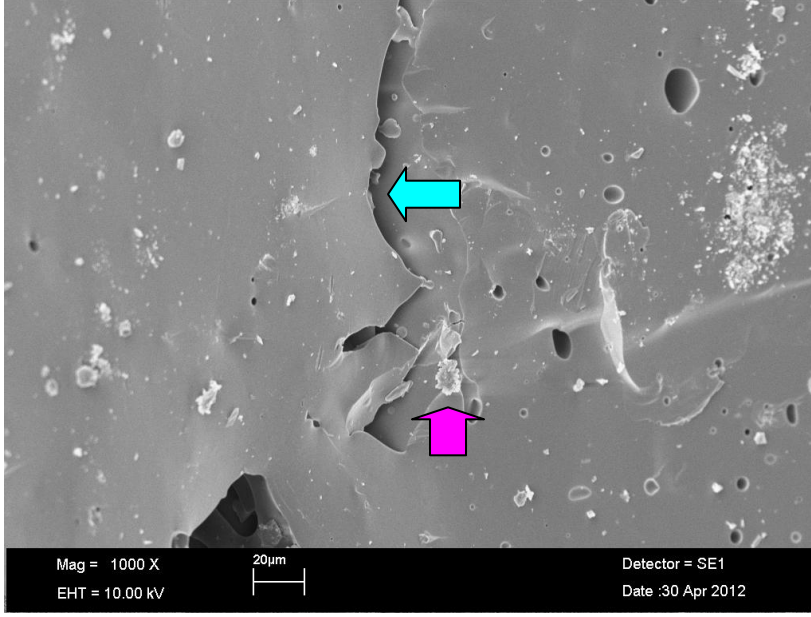
Şekil 4. 24: Kumlama+Nd:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine SEM görüntüsü kopma (X1000).

Kumlama+Nd:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde; turkuaz renkli ok Al_2O_3 partiküllerinin yüzeyde oluşturduğu krater alanlarının görüntüsünü, pembe renkli ok ise bu alanların içerisine giren seramiğin görüntüsünü göstermektedir.



Şekil 4. 25: Kumlama+Er:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsü (X1000).

Kumlama+Er:YAG grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde, turkuaz renkli ok yüzeyde oluşan derin krater alanlarını, pembe renkli ok ise bu alanların içerisinde kırılan seramiğin görüntüsünü göstermektedir.



Şekil 4. 26: Kuşlama+liner grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine SEM görüntüsü kopma (X1000).

Kuşlama+liner grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde, turkuaz renkli ok yüzeyde oluşan keskin alanlar, pembe renkli ok ise bu alanların içine giren linerin görüntüsü gözlenmektedir.

5. TARTIŞMA

Zirkonyum oksit seramikler, materyal özelliklerinden dolayı pek çok kısıtlamayı aşabilmekte, günümüzde yüksek dayanıklılık ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde yaygın kullanımı olan dental materyal olarak kabul edilmektedirler (6).

Tam seramik sistemlerin başarısı, alt ve üst yapının bağlanmasından büyük ölçüde etkilenmektedir. Seramik alt yapı, üst yapı materyallerinden çok daha sert olduğu için bu bağlanmanın önemi büyüktür. Seramik alt yapının kalınlığının üst yapı porselenin kalınlığına oranı, çatlak ilerlemesini ve olası başarısızlıkları belirleyen ana faktördür. Bu tabakaların kalınlaştırılması ve üst yapı porseleninin baskı gerilimlerine, alt yapı seramiğinin ise germe gerilimlerine maruz kalması sağlanmalıdır. Seramik alt yapı materyalinin kalınlığının arttırılması istense de, bu durum restorasyonun aşırı konturlu yapılmasına ya da diştten fazla madde kaldırılmasına neden olmamalıdır (38).

Wakabayashi ve ark., yaptıkları çalışmanın sonucunda alt yapı-üst yapı kalınlığı ile ilgili; alt yapı/üst yapı tabaka kalınlıklarının birbirine yakın olması üst yapıda baskı-alt yapıda germe gerilimi oluşturduğunu, alt yapı/üst yapı kalınlığı arttıkça çatlak başlangıcının üst yapıdan alt yapı bölgesine geçtiğini, alt yapı/üst yapı oranının 3/2'den fazla olmasının kırık hattının restorasyon boyunca uzanmasına neden olduğu sonuçlarına varmışlardır (168).

Tam seramik restorasyonun estetik bir görünüme sahip olabilmesi için kullanılan güçlendirilmiş alt yapının, daha yarı şeffaf özelliğe sahip bir üst yapı porseleni ile kaplanması gerekmektedir (7). Restorasyonun uzun dönem kullanımı sırasında başarılı olabilmesi, sadece alt yapının dayanıklılığı ile değil aynı zamanda üzerine uygulanan üst yapı porseleni ile de yakın ilişkilidir. Üst yapı seramiğindeki stresler restorasyonun ağızda kalma süresini belirlediğinden, zayıf bir üst yapı seramiği, dayanıklı alt yapı materyalinin klinik başarısını olumsuz yönde etkileyebilmekte ve klinikte kırık oluşumu şeklindeki sonuçlanabilmektedir (8).

Zirkonyum oksit'in üç farklı kristal yapısı vardır. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz 1170 °C'ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz 2370 °C'ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası 2680 °C'dir ve bu dereceye kadar ise kübik fazda bulunur (85,88,172). ZrO₂ fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (89,172) Fırınlamanın ardından soğuma sırasında t→m faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, t→m faz

dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir (85,172).

Zirkonyum oksit sistemlerdeki başarısızlığın çoğunlukla alt yapı ile üst yapı ara yüzünde olduğu belirtilmiştir (19). Zirkonyum oksit esaslı restorasyonların uzun dönemli fonksiyonel, biyolojik ve estetik gereksinimleri yerine getirebilmesi için, güçlendirilmiş alt yapı ve estetik üst yapı seramik arasındaki bağlantının başarılı olması gerekmektedir (20).

Yapılan çalışmalarda sonuçlara göre: alt yapı ile üst yapı arasındaki kırılma ve bükülme dayanımı farkı yüksek olduğunda, kırık en zayıf bölgeden başlamakta ve en zayıf bölge Y-TZP alt yapı restorasyonlarda, üst yapı ya da alt yapı-üst yapı bağlantı bölgesi olarak tespit edilmiştir. Bununla birlikte restorasyonların kırılma direnci, alt yapı ve üst yapı arasındaki ısı genleşme katsayısı farkı yüksek olduğunda zarar görmektedir (38).

Aboushelib ve ark., tam seramik sistemleri arasında en düşük bağlantı direncinin Y-TZP alt yapılarda görüldüğünü belirtmişlerdir. Bunun sebebi olarak Y-TZP ile üst yapı porseleninin mekanik özellikleri arasındaki farkın büyüklüğü ve yüzey pürüzlendirmesinin Y-TZP seramiklerde, diğer seramiklere göre daha zor olması gösterilmiştir (17).

Kısıtlı in-vivo çalışmalarda da görüldüğü üzere (17,168-171), zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş alt yapı restorasyonların üst yapı porseleni ile bağlanmasında en sık görülen başarısızlık, üst yapı porseleninin tamamen ya da bir kısmının alt yapıdan tabakalar şeklinde (delaminasyon) ayrılmasıdır (11). Bu sorunun oluşumuna neden olan faktörler; alt yapının uygun olmayan geometrik yapısı, yorgunluk fenomeni, seramik içi defektler, yetersiz alt yapı desteği, hastaya bağlı faktörler, yetersiz bağlanma kuvveti, malzemenin özellikleri, okluzal stabilitenin olmaması ve alt yapı ile üst yapı malzemelerin ısıl genleşme katsayıları arasındaki uyumsuzluk olarak sıralanabilir (13,14).

Araştırmacılar bu problemlerden dolayı zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı arasında bağlanmayı artırmayı amaçlayan literatürde birçok çalışma yapmışlardır. Sinterize zirkonyum oksit üzerine farklı yüzey şartlandırma işlemleri uygulamışlar ve istatistiksel olarak anlamlı veya anlamsız sonuçlar rapor etmişlerdir. Son yıllarda ise sinterize öncesi zirkonyum oksit üzerine yüzey işlemleri ile bağlanma dayanımı değerleri araştırılmaktadır (174,177).

Sinterize sonrası yapılan yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit yapısını zayıflattığı, kırık riskini artırdığı ve monoklinik faz içeriğini artırarak zirkonyum oksite zarar verdiğini gösteren çalışmalarda mevcuttur (175,176). Guess ve ark. (173), sinterize sonrası yüzey işlemlerinin Y-TZP'nin morfolojisi üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, yüzey işlemlerinin (polisaj veya kumlama) zirkonyumun yapısını bozduğunu ve mikroçatlaklara sebebiyet vererek zayıflattığını rapor etmişlerdir.

Moon ve ark. (174), sinterize zirkonyum oksit üzerine yapılan yüzey işlemleri ile simantasyonda monoklinik faz artışı olduğunu ve bu artışı azaltmak içinde ilave ısı uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle yaptıkları çalışmada sinterize öncesi zirkonyum oksit üzerine yüzey işlemleri uygulamışlardır. Sinterize öncesi uygulanan yüzey işleminin birçok avantajı olduğunu vurgulamışlardır. Sinterize sonrası yapılan yüzey işleminin aksine, zirkonyum oksit rezin bağlantısını olumsuz etkileyen ve zirkonyum oksit kırık potansiyelini artıran keskin ve sivri bölgelerin oluşmaması, ayrıca zirkonyum oksit mekanik özelliklerini artıran tetragonal fazın içeriğinin artması bu avantajların başlıcaları olarak gösterilmiştir.

Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada, zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımını artırmak amacı ile uygulanan yüzey işlemleri sinterize öncesi uygulandı.

Litereatürde zirkonyum oksit yüzeyine birçok yüzey işlemi uygulanmaktadır. Kumlama (17,169,171,173,174,176,177,179-184), mekanik aşındırma (173), silika kaplama (169,177,179), plazma spreng uygulaması, hidroflorik asit uygulaması (180, 183) ve liner (17,171) uygulanması bu işlemlerin başlıcalarını oluşturmaktadır. Son dönemlerde ise diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin geliştirilmesiyle, lazer ile pürüzlendirme (172,175,176,179-181) yöntemi kullanılmaya başlanmıştır. Seramikler üzerinde lazer kullanımı ile ilgili literatürdeki ilk çalışma porselen yüzeyinin düzgünleştirilmesine yönelik olmuştur (185). Lazer enerjisinin temel etkisi, ışık enerjisinin ısı enerjisine çevirmesi sonucu oluşur. Lazer ile madde arasındaki en önemli etkileşim lazer enerjisinin emilmesidir. Er:YAG lazer, ablyasyon adı verilen mikropatlama ve buharlaşma sonucu partikülleri ortadan kaldırmaktadır. Er:YAG lazerin çalışma prensibi; enerjinin doku içeriğindeki su tarafından emilmesi ile ani bir ısınmanın ve buharlaşmanın meydana gelmesi şeklindedir. Yüksek buhar basıncı birçok mikro patlamaya neden olur ve bu mikro patlamalar sonucu madde kaybı oluşur. Sonuç olarak meydana gelen krater ve porlar mikromekanik retansiyona katkıda bulunur (186). Araştırmacılar lazerleri gücü, enerji seviyesi ve darbe frekansları özellikleri ile çok çeşitli

parametrelerde kullanmışlardır. Gökçe ve ark. (187), seramik yüzeyine Er:YAG lazerin farklı enerjileri ile pürüzlendirme yapmış ve resin siman ile bağlanma dayanımını araştırmıştır (300 mJ, 600 mJ, 900 mJ; 20 Hz). 300 mJ, 20 Hz enerji seviyesi ile daha iyi sonuçlar bulduklarını bildirmişlerdir. Öte yandan yüksek enerji değerlerinin (600, 900 mJ) bağlantı değerlerini düşürdüğünü rapor etmişlerdir. Yüksek lazer enerjilerinin ısı hasarlı bir tabaka oluşturabileceklerini ve bu tabakanında zayıf bağlantıya sebep olabileceğini belirtmişlerdir. Akyıl ve ark.'nın (179), zirkonyum oksit yüzeyinde Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve CO₂ lazer ile pürüzlendirme yaptıkları çalışmalarında, her bir lazerin farklı parametrelerini kullanarak, yüzey pürüzlülüklerini SEM analizi ile değerlendirmişler ve deney gruplarını oluşturmuşlardır. Er:YAG lazer için; 100 mJ, 200 mJ, 300 mJ ve 400 mJ; 10 Hz enerji seviyelerini, Nd:YAG lazer için; 50 mJ, 100 mJ, 150 mJ ve 200 mJ; 20 Hz enerji seviyelerini ve CO₂ lazer için ise 2 W, 3 W, 4 W ve 5 W enerji seviyelerini kullanmışlardır. SEM görüntülerinde Er:YAG lazer 200 mJ ile kumlama grubuna benzer bir görüntü elde edildiğini, Nd:YAG lazer de 100 mJ ile hava kabarcığı şeklinde mikro çatlakların görüldüğünü ve CO₂ lazer de ise 4 W ile plakaya benzeyen pullu bir görüntü elde edildiğini bildirmişlerdir.

Cavalcanti ve ark.'da (176) Er:YAG lazerin (200 mJ-400 mJ-600 mJ) zirkonyum oksitin morfolojik özellikleri üzerine etkisini araştırdığı çalışmada, enerji yoğunluğunun artması ile yüzeyde oluşan çatlakların büyüdüğünü rapor etmişlerdir. Benzer şekilde, Akın ve ark. (178) ise yaptıkları çalışmalarında, yüksek lazer enerji seviyelerinin zirkonyum oksitin yüzeyini bozduğunu bildirmişler ve zirkonyum oksit yüzeyinde Er:YAG lazer için 150 mJ; 10 Hz, Nd:YAG lazer temaslı 80 mJ; 10 Hz, Nd:YAG lazer temasız 200 mJ; 20 Hz ve CO₂ lazer 4 W enerji seviyelerini kullanmışlardır. Bütün bu bilgiler ışığında bizde çalışmamızda, lazer gruplarında düşük enerji seviyelerini kullandık.

Lazer ile sinterize öncesi zirkonyum oksit yüzeyinde pürüzlendirme yöntemine ait literatürde çalışma bulunmamaktadır. Bu yönden, çalışmamız bu konuda yapılan ilk çalışmalardandır.

Kumlama ile pürüzlendirmede, oksitler ve kontamine tabakalar uzaklaştırılarak mekanik bağlantı sağlayacak temiz ve pürüzlü yüzeyler elde edilir. Yüksek dayanıklılıktaki seramik materyallerde yüzey pürüzlülüğünün artması, yüzey enerjisini arttırmakta ve dolayısıyla ıslanabilirliğide arttırarak resin simanın bağlanma dayanımını yükseltmektedir (186). Yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için en çok kullanılan yöntem Al₂O₃ tanecikleri ile kumlama. Al₂O₃ içeren taneciklerin yüzeye hızla çarpması

sonucunda belirli elementlerin yüzeyden uzaklaşması ve yüzey enerjisinin aktive olduğu belirtilmiştir. Porselen yüzeylerin simantasyondan önce pürüzlendirilmesinde 50, 100, 110 ve 250 µm partikül büyüklüğünde kum kullanılabilmeyle beraber çoğunlukla 110 µm Al₂O₃ içeren kum kullanılmıştır (169,177,180). Yun ve ark. (182) zirkonyum oksit yüzeyinde 90 µm, Cavalcanti ve ark. (181) 53 µm kumlama yapmışlar ve resin siman makaslama bağlanma değerlerinin arttığını bildirmişlerdir. Fisher ve ark. (169), 110 µm Al₂O₃ ile kumlama yaptıkları zirkonyum oksitin üst yapı porseleni ile bağlanma dayanımının arttığını rapor etmişlerdir. Casucci ve ark. (184) ise zirkonyum oksit yüzeyinde 125 µm kumlama ile yüzey pürüzlülük değerlerinin arttığını, Ural ve ark. (180) zirkonyum oksit yüzeyine 110 µm Al₂O₃ kumlama yapmışlar ve resin siman ile makaslama bağlanma dayanımı değerlerinde artış olduğunu bildirmişlerdir. Akyıl ve ark. (179) ise çalışmalarında zirkonyum oksit yüzeyine 125 µm kumlama ile pürüzlendirmişler ve en yüksek resin siman makaslama bağlanma dayanımı değerini bulduklarını rapor etmişlerdir. Monaco ve ark. (177) sinterize öncesi zirkonyum oksit üzerine 110 µm Al₂O₃ ile kumlama işlemi yaptığı çalışmada, resin siman makaslama bağlanma dayanımı değerini en yüksek bulduğunu bildirmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda bizim çalışmamızda da, sinterize öncesi zirkonyum oksit yüzeyinde 120 µm Al₂O₃ ile kumlama yapıldı.

Moon ve ark. (174), zirkonyum oksit örnekler üzerine, kontrol, sinterize öncesi 70 µm Al₂O₃ ve sinterize sonrası 50 µm Al₂O₃ kumlama yüzey işlemlerini uygulamışlar ve 5 farklı resin siman ile makaslama bağlanma dayanımı testini yapmışlardır. Sinterize öncesi ve sinterize sonrası Superbond C&B porselen liner ile oluşan bağlanma değerlerini en yüksek, Multilink metal/zirkonya primer değerlerini en düşük bulmuşlardır. Tüm gruplar arasındaki farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuşlardır (p<0,005).

Monaco ve ark. (177), kontrol ve sinterize öncesi zirkonyum oksit yüzeyine silika kaplama, 50 µm Al₂O₃ kumlama ve 110 µm Al₂O₃ kumlama işlemlerinin yanı sıra sinterize sonrası 50 µm Al₂O₃ kumlama işlemi uygulamışlar, resin siman ile kesme bağlanma dayanımına bakmışlardır. En yüksek bağlanma değerini sinterize öncesi 110 µm Al₂O₃ kumlama ile elde etmişlerdir. Sinterize öncesi kumlama işleminin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı, silika kaplama değerlerinin anlamsız olduğunu söylemişlerdir.

Çalışmamızda sinterize öncesi zirkonyum oksit üzerine 120 µm Al₂O₃ kumlama yüzey işlemini uygulandı, üst yapı porseleni ile bağlanma dayanımı değerlendirildi.

Kumlama grubu kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bağlanma değerleri sergiledi, ancak aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,866$). Bu nedenle çalışmamızın sonuçları, Moon ve ark. ve Monaco ve ark.'nın sonuçları ile örtüşmemektedir. Moon ve ark. ve Monaco ve ark.'nın zirkonyum oksit ile rezin siman bağlanmasını değerlendirmeleri, elde edilen sonuçların farklılığına gerekçe olarak gösterilebilir. Bu şekilde zirkonyum oksit üzerinde daha fazla ıslanabilirlik oluşturulmuş, kumlama işlemi ile elde edilen yüzey girintilerine simanın daha iyi akması sağlanmış olabilir.

Fischer ve ark. (169) yaptıkları çalışmalarında, zirkonyum oksit üzerine polisaj, kumlama ve silika kaplama yüzey işlemlerinin yanı sıra liner da uygulamışlardır. IPS e-max veneer seramik sonuçlarında, en yüksek bağlanma değerlerini kumlama grubunda bulurlarken, sadece kumlama grubu ile silika kaplama+liner uygulanan grup arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Diğer bütün gruplar arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Çalışmalarında kumlama yüzey işleminin, zirkonyum oksit ve veneer porseleni arasındaki kesme bağlanma dayanımı üzerinde etkili olmadığını belirtmişlerdir. Benzer şekilde liner uygulamasında bağlanma dayanımı üzerinde etkili olmadığını rapor etmişlerdir. Fischer ve ark. sonuçları ile örtüşen şekilde çalışmamızda, kumlama ve kumlama+liner gruplarında anlamlı sonuçlar elde edilmedi.

Kim ve ark. (170), kontrol, kumlama, liner ve kumlama+liner yüzey işlemlerinin, zirkonyum oksitin veneer porselenine kesme bağlanma dayanımları üzerine etkisini araştırmışlardır. Kumlama grubu en yüksek bağlanma değerleri sergilemiştir. En düşük bağlanma değeri ise liner grubunda bulunduğu rapor edilmiştir. Sadece kumlama grubu ile liner grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Bizim çalışmamızda da kumlama grubu liner grubundan anlamlı derecede yüksek bağlanma değerleri gösterdi. Yine Kim ve ark.'nın sonuçları ile örtüşen şekilde, kumlama ile kumlama+liner ve liner ile kumlama+liner yüzey işlemleri arasında anlamlı bir fark gözlenmedi.

Aboushelib ve ark. (17), 5 farklı zirkonyum oksit üzerine 3 farklı yüzey işlemlerinin (kumlama, liner ve kontrol), 2 farklı veneer porselenine mikro-kesme bağlanma dayanımları üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Üst yapı seramiği olarak Nobel Rondo kullanılan gruplarda en yüksek bağlanma değeri, kumlama grubunda bulunmuştur. Cercon white ve Lava white gruplarında, kontrol ile liner ve kumlama grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tesbit edilmezken, Procera

grubunda kumlama grubu ile kontrol ve liner grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Üst yapı seramiği olarak Cercon Ceram kullanılan gruplarda en yüksek bağlanma değeri, Cercon white ve Procera grupları için kumlama grubunda bulunurken, Lava white grubunda ise liner uygulanan grupta bulunmuştur. Cercon white ve Procera gruplarında sadece kumlama grubu ile kontrol grubu arasında anlamlı fark tespit edilirken, Lava white grubunda, kontrol grubu ile hem kumlama hemde liner grupları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Çalışmamızda ise kumlama grubu ile liner grubu arasında istatistiksel olarak fark anlamlı bulundu. Ancak, kontrol grubu ile istatistiksel olarak fark anlamlı gözlenmedi. Buna sebep olarak, linerin sinterize sonrası uygulanması söylenebilir. Ayrıca sinterize öncesi kumlama yüzey işleminin uygulanması ile zirkonyum oksit yüzeyinde daha fazla retantif alanın oluşması diğer bir sebep olarak gösterilebilir.

Harding ve ark. (171), sinterize zirkonyum oksit alt yapı üzerine kontrol, kumlama ve liner yüzey işlemlerini uygulamışlar ve üst yapı porseleni ile mikro bağlanma dayanımı testini yapmışlardır. Her gruptaki örneklerin yarısına standart bir yükleme döngüsü yapmışlar, diğer yarısına yapmamışlardır. Bu şekilde zirkonyum oksit alt yapı üzerine yapılan yüzey işlemlerinin, üst yapı porseleni ara yüzeyinde oluşturduğu yorulmayı değerlendirmişlerdir. Harding ve ark., yükleme döngüsü yapılan ve yapılmayan grupta, kumlama grubundaki mikro bağlanma dayanımı değerleri ile kontrol grubu arasındaki farkı istatistiksel olarak anlamlı bulmuşlardır. Bununla beraber, kumlama grubu ile liner grubu arasındaki ve kontrol grubu ile liner grubu arasındaki farkında istatistiksel olarak anlamlı olmadığını rapor etmişlerdir. Yapılan yüzey işlemlerinin yükleme döngüsü ile beraber bağlanmada etkili olmadığını da bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, Harding ve ark.'nın çalışmaları ile örtüşecek şekilde kontrol ve liner grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunurken, kumlama ile liner grubu arasındaki fark anlamlı bulundu. Harding ve ark.'nın kumlama parametresi olarak 50 μm Al_2O_3 kumlama, 5 sn uygulaması ile bağlanma dayanımı değerlerinde kontrol grubuna göre azalma olduğunu rapor etmişlerdir. Bu sebeple, Harding ve ark. çalışmalarında kumlama grubu ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise, kumlama yüzey işleminin sinterize öncesi 120 μm Al_2O_3 , 15 sn olarak uygulanması ile bağlanma dayanımı değerlerinde kontrol grubuna göre artışın olduğu gözlemlendi.

Akın ve ark. (178), zirkonyum oksit örnekler üzerine kontrol, kumlama, Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer temaslı, Nd:YAG lazer temazsız ve CO₂ lazer olmak üzere yüzey işlemleri uygulamışlar ve rezin simana makaslama bağlanma dayanımı kuvvetini test etmişlerdir. En yüksek bağlanma dayanımı değerlerini Nd:YAG lazer temaslı ile bulurlarken, en düşük değerleri CO₂ lazer grubunda görmüşlerdir. Kontrol grubu ile kumlama grubu arasındaki farkı istatistiksel olarak anlamsız bulurlarken, Nd:YAG lazer temaslı, Nd:YAG lazer temazsız ve Er:YAG lazer grupları ile kontrol ve kumlama grupları kıyaslandığında aralarındaki farkı istatistiksel olarak anlamlı bulmuşlardır. Nd:YAG grupları ve Er:YAG grubu arasındaki farklılığı ise anlamsız olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda, Er:YAG ve kumlama grubu bağlanma dayanımı değerlerinde artış olduğu, ancak kontrol grubu ile aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamsız olduğu bulundu. Nd:YAG grubu bağlanma dayanımı değerleri ile kontrol grubu arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamsız bulundu. Akın ve ark. çalışmalarında, sinterize zirkonyum oksit yüzeyine Nd:YAG lazer temazsız parametresi olarak 4 W 200 Mj 20 Hz, Nd:YAG lazer temaslı parametresi olarak ise 0.8 W 80 mJ 10 Hz kullanmışlardır.

Çalışmamızda, sinterize öncesi zirkonyum oksit yüzeyine Nd:YAG lazeri temazsız 100 mJ, 1 W, 10 Hz parametresinde kullandık. Bu sebep ile bizim çalışmamızda Nd:YAG lazer bağlanma dayanımı değerlerinin kontrol grubuna göre daha düşük çıktığı düşünülebilir. Ayrıca, Akın ve ark. çalışmaları ile örtüşecek şekilde, çalışmamızda Nd:YAG lazer uygulanan grup ile kumlama grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken, kontrol ve Er:YAG grupları ile anlamsız bulundu.

Akyıl ve ark. (179), zirkonyum oksit yüzeyine kontrol, kumlama, silika kaplama, Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, CO₂ lazer, kumlama+Er:YAG, kumlama+Nd:YAG ve kumlama+CO₂ yüzey işlemlerini uygulamışlar ve rezin siman ile kesme bağlanma dayanımı testi yapmışlardır. Kumlama ve silika uygulanan grupların, zirkonyum oksit ve rezin siman bağlanmasında etkili birer metot olduğunu ve kumlama+Er:YAG ile kumlama+CO₂ gruplarında bu bağlanmanın azaldığını bulmuşlardır. Er:YAG ve CO₂ lazer uygulanan gruplarda bağlanmanın arttığını, Nd:YAG uygulanan grupta ise bağlanmanın azaldığını rapor etmişlerdir. Kumlama+Nd:YAG grubunda ise zirkonyum oksit ve rezin siman arasındaki bağlanmada artış olduğunu söylemişlerdir. Akyıl ve ark.'nın aksine çalışmamızda en yüksek bağlanma değeri kumlama+Er:YAG grubunda bulundu. SEM görüntüleri ve yüzey pürüzlülüğü testi sonuçları, sinterize öncesi yüzey

işlemlerinin yapılması ve zirkonyum oksit yüzeyinde gerek Al_2O_3 partikülleri ile gerekse Er:YAG lazerin atım sayısı ile daha fazla retantif alanların oluştuğunu göstermektedir. Fakat, Akyıl ve ark. kumlama ile oluşturulan retantif alanların Er:YAG lazer uygulaması ile bozulduğunu savunmuşlardır. Bu nedenle çalışmamızın sonuçları Akyıl ve ark.'nın sonuçları ile örtüşmemektedir. Diğer taraftan, Akyıl ve ark.'nın sonuçlarına paralel şekilde, kumlama ve kumlama+Nd:YAG grubunda bağlanma değerlerinin arttığı, Nd:YAG uygulanan grupta ise azaldığını görüldü.

Ural ve ark. (180) yaptıkları çalışmada zirkonyum oksit yüzeyine kontrol, hidroflorik asit, kumlama ve CO_2 lazer uygulamışlar ve rezin siman ile kesme bağlanma dayanımını araştırmışlardır. En yüksek bağlanma dayanımı CO_2 lazer grubunda, en düşük bağlanma dayanımını ise kontrol grubunda bulmuşlardır. Kontrol, hidroflorik asit ve kumlama gruplarında bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak fark olmadığını da rapor etmişlerdir. Çalışmamızda, kumlama grubunda bağlanma değerlerinde artış görüldü ve Ural ve ark. ile de örtüşen şekilde kumlama ve kontrol gruplarında bağlanma değerlerinde istatistiksel olarak fark bulunmadı.

Akın ve ark. (172) zirkonyum oksit üzerine kontrol ve Er:YAG yüzey işlemlerini uygulamışlar, rezin siman ile kesme bağlanma dayanımı ve rezin siman ile zirkonyum oksit arasındaki mikrosızıntı değerlerini araştırmışlardır. Er:YAG yüzey işleminin, bağlanma dayanımı değerlerini artırdığını ve rezin siman ile zirkonyum oksit arasında mikrosızıntıyı azaltmada etkili olduğunu rapor etmişlerdir. Akın ve ark. ile örtüşecek şekilde bizim çalışmamızda da Er:YAG yüzey işleminin bağlanma dayanımı değerlerini artırdığı bulundu.

Cavalcanti ve ark. (181), zirkonyum oksit üzerine kumlama ve Er:YAG lazer yüzey işlemlerini uygulamışlardır. Daha sonra, kontrol ve 3 ayrı metal primer uygulaması olmak üzere, zirkonyum oksitleri 4 alt gruba ayırmışlar ve 2 farklı rezin simana (MDP ve Bis-GMA bazlı rezin siman) bağlanma dayanımını araştırmışlardır. Yüzey işlemleri uygulanmamış zirkonyum oksite her iki rezin simanın mikro-kesme bağlanma dayanımı benzer bulunmuştur. Kumlama yapılmış zirkonyum yüzeyine MDP bazlı rezin simanın bağlanma dayanımı, kontrol ve lazer uygulanmış yüzeylere nazaran anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Bis-GMA bazlı rezin siman bağlantısında ise kumlama en yüksek sonuçlar sergilerken, en düşük sonuçlar kontrol grubunda tesbit edilmiştir ve tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Çalışmamızda da kumlama grubunda bağlanma dayanımı değerlerinde artış bulundu. Ancak kontrol ve Er:YAG lazer gruplarından anlamlı derecede yüksek değildi.

Yun ve ark. (182), zirkonyum oksit üzerine kontrol, kumlama, metal primer ve kumlama+metal primeri işlemlerini uygulamışlar ve 3 farklı rezin siman ile makaslama bağlanma dayanımı testine bakmışlardır. Kumlama yüzey işleminin her 3 rezin siman ile bağlanma dayanımının metal primer gruplarına göre etkili olduğunu, kumlama+metal primer grubunun ise Panavia F 2.0 rezin simanı ile güçlü ve güvenilir bir bağ kurduğunu rapor etmişlerdir. Metal primerin uzun vadede zirkonyum oksit ile kimyasal bir bağ oluşturamadığını ve zirkonyum yüzeyinde belirgin, güçlü bir bağlanma için seramik ve metal primerin dışında yeni bir primerin geliştirilmesi sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda da kumlama grubu bağlanma değerleri liner grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bulunurken, kontrol ve kumlama+liner grubu ile anlamsız bulundu. Bununla beraber, kontrol, liner ve kumlama+liner grupları arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamsız bulundu. Buna sebep olarak, Yun ve ark.'nın kullandıkları metal primerler ile bizim çalışmamızda kullandığımız linerin kimyasal kompozisyonlarının farklı olması söylenebilir.

Kopma yüzeyi değerlendirmeleri en az bağlanma kuvvetleri kadar önemlidir. Çalışmamızda kesme deneyi sonrasında tüm örneklerin kopma şekilleri mikroskop altında incelendi ve bütün gruplarda adeziv kopma (82), kombine kopma (adeziv + koheziv) (76) ve koheziv kopma (42) gözlemlendi. En fazla adeziv kopma Er:YAG+liner (15), en fazla koheziv kopma kumlama (9) ve en fazla kombine kopma (12) Er:YAG grubunda görüldü. Liner uygulanmasının zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı porseleni arasında ince bir tabaka oluşturması ve bağlanmayı zayıflatması, liner uygulanan bütün gruplarda koheziv ve kombine kopma tiplerine göre en fazla adeziv kopmanın görülmesine gerekçe olarak söylenebilir. Liner uygulanan bütün gruplardaki bağlanma dayanımı değerleri bu durumu açıklayabilir. Kumlama+Er:YAG ve kumlama gruplarındaki yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerlerinin yüksek olması, koheziv kopma tipinin, adeziv ve kombine kopma tiplerine göre fazla olmasında açıklayabilir.

Aboushelib ve ark. (17), 5 farklı zirkonyum oksit üzerine 3 farklı yüzey işlemlerinin (kumlama, liner ve kontrol), 2 farklı veneer porselenine mikro-kesme bağlanma dayanımları üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında, liner uygulanan gruplarda, kumlama ve kontrol grubuna göre, adeziv kopma tipi yüzde oranlarında artış olduğunu rapor etmişlerdir.

Cavalcanti ve ark. (181), zirkonyum oksit üzerine kumlama ve Er:YAG lazer yüzey işlemlerini uygulamışlardır. Daha sonra, kontrol ve 3 ayrı metal primer

uygulaması olmak üzere, zirkonyum oksitleri 4 alt gruba ayırmışlar ve 2 farklı rezin simana (MDP ve Bis-GMA bazlı rezin siman) bağlanma dayanımını araştırmışlardır. Çalışmalarında, gruplardaki kopma tiplerini incelemişler ve adeziv kopma tipinin tüm gruplarda kombine kopma tipine göre fazla olduğunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da, Aboushelib ve ark. ve Cavalcanti ve ark.,'nın çalışmaları ile örtüşecek şekilde liner uygulanan bütün gruplarda adeziv kopma tipi, koheziv ve kombine kopma tiplerine göre fazla görülmüştür.

Akın ve ark. (178), zirkonyum oksit örnekler üzerine kontrol, kumlama, Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer temaslı, Nd:YAG lazer temazsız ve CO2 lazer olmak üzere yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında, Nd:YAG lazer temaslı grubun dışında diğer bütün gruplarda adeziv kopma tipi, koheziv ve kombine kopma tiplerine nazaran fazla olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda, kumlama, Nd:YAG ve Er:YAG lazer gruplarındaki adeziv kopma tipi sayısı, kombine kopma tipi sayısından az olduğu görülmüştür. Buna sebep olarak, zirkonyum oksit üzerine yüzey işlemlerinin sinterize öncesi uygulanması ile yüzey pürüzlülük değerlerinin artması söylenebilir.

Zirkonyum oksit üzerine yapılan yüzey işlemlerini bağlanma dayanımı değerleri ile doğrudan ilişkilendirmek mümkündür. Zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı veya rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı değerlerinin yanı sıra birçok çalışmalarda, yapılan yüzey işlemleri ile yüzeyde elde edilen pürüzlülük değerleri de araştırılmıştır.

Moon ve ark. (174), zirkonyum oksit örnekler üzerine, kontrol, sinterize öncesi 70µm Al2O3 ve sinterize sonrası 50µm Al2O3 kumlama yüzey işlemlerini uygulamışlar ve 5 farklı rezin siman ile makaslama bağlanma dayanımı testini yapmışlardır. Sinterize öncesi yüzey pürüzlülük değerleri ($0,664 \pm 0,049 \mu\text{m}$) ile sinterize sonrası yüzey pürüzlülük değerleri ($0,654 \pm 0,072 \mu\text{m}$) arasında istatistiksel olarak fark bulunmadığını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda sinterize öncesi yüzey pürüzlülük değerleri Moon ve ark.'nın bulduğu değerlerle benzerlik göstermektedir ($0,659 \pm 0,147 \mu\text{m}$). Ancak çalışmamızda, kumlama grubunda sinterize öncesi yüzey pürüzlülük değerleri ile sinterize sonrası yüzey pürüzlülük değerleri ($0,405 \pm 0,090 \mu\text{m}$) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu.

Cavalcanti ve ark. (176), 2 farklı zirkonyum oksit üzerine kontrol, kumlama ve Er:YAG lazer (200 mj-400 mj-600 mj) olmak üzere yüzey işlemleri uygulamışlar ve yüzey pürüzlülük değerleri ile zirkonyum oksitin morfolojik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Cercon ve Procera sisteminde en yüksek pürüzlülük değerini 600 mj Er:YAG lazer grubunda, en düşük yüzey pürüzlülük değerini ise kontrol grubunda

bulmuşlardır. Kumlama, 200 mJ ve 400 mJ Er:YAG lazer grupları arasında ise farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda, Er:YAG lazer 150 mJ enerji seviyesinde kullanıldı. Cavalcanti ve ark. ile örtüşecek şekilde çalışmamızda, kontrol ile kumlama ve Er:YAG grupları arasında yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken, kumlama ile Er:YAG grubu arasındaki fark anlamsız bulundu.

Aboushelib ve ark. (17), 5 farklı zirkonyum oksit üzerine 3 farklı yüzey işlemlerinin (kumlama, liner ve kontrol), 2 farklı veneer porselenine mikro-kesme bağlanma dayanımları üzerindeki etkisini araştırmışlardır. White zirkonyum oksitlerde kumlama sonrası oluşan yüzey pürüzlülük değerlerinin ara yüzeyde oluşan bozulma oranını azalttığını ($R_a=4-6 \mu m$), yellow zirkonyum oksitlerde ise yüzeyde oluşan büyük defektler ve gelişmiş güzel sivri alanlar ile yüksek yüzey pürüzlülük değeri elde edildiğini bildirmişlerdir ($R_a=5-9 \mu m$). Bunun sonucu olarak, mikro kesme bağlanma dayanımı değerlerini yüksek bulduklarını da rapor etmişlerdir. Çalışmamızda, kumlama grubunda yüzey pürüzlülük değerlerinde artış olduğu görüldü. Bununla beraber kullandığımız white zirkonyum oksit yüzeyinde kumlama sonrası elde ettiğimiz yüzey pürüzlülük değerleri ($2.50 \pm 0,648 \mu m$), Aboushelib ve ark. ile örtüşecek şekilde, makaslama bağlanma değerlerini artırdığı da tespit edildi.

Fischer ve ark. (169) yaptıkları çalışmalarında, zirkonyum oksit üzerine polisaj, kumlama, silika kaplama ve liner yüzey işlemlerini uygulamışlardır. Kumlama ve silika kaplamanın zirkonyum oksit yüzey pürüzlülüğünü artırdığını fakat kumlama ve silika kaplama değerleri arasında istatistiksel olarak farkın anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Fischer ve ark. ile örtüşecek şekilde, çalışmamızda kumlama işleminin yüzey pürüzlülük değerlerini artırdığı bulundu.

Casucci ve ark. (183), yaptıkları çalışmada zirkonyum oksit üzerine kontrol, kumlama, hidroflorik asit, selektif infiltrasyon etching, experimental hot etching solüsyon (10 dk-30 dk-60 dk) yüzey işlemlerini uygulamışlardır. Kumlama grubu ile kontrol grubu arasında yüzey pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak fark olmadığını söylemişlerdir. Bizim çalışmamızda da Casucci ve ark.,'nın çalışmaları ile benzerlik gösterecek şekilde, kumlama ile kontrol grubu arasında yüzey pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak fark anlamlı bulunmadı.

Casucci ve ark. (184), diğer çalışmalarında 3 farklı zirkonyum oksit üzerine kontrol, kumlama, selektif infiltrasyon etching ve experimental hot etching yüzey işlemlerini uygulamışlar ve zirkonyum oksit yüzeyindeki morfolojik etkilerini ve yüzey

pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir. Cercon ve Aadv Zr zirkonyum oksitler üzerinde kumlama ve kontrol grupları arasında yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki farkı istatistiksel olarak anlamlı, Lava grubunda ise anlamsız bulmuşlardır. Çalışmamızda, kumlama ve kontrol grubu arasında yüzey pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak farkın anlamlı olmadığı bulundu. Bu durum Casucci ve ark.'nın Lava grubu ile örtüşmektedir.

6. SONUÇLAR

1. Sinterize öncesi en yüksek yüzey pürüzlüğü değeri $3,59 \pm 1,35 \mu\text{m}$ ile kumlama+Er:YAG grubunda görülürken, en düşük değer $0,96 \pm 0,39 \mu\text{m}$ ile kontrol grubunda görüldü ($p<0,05$). Sinterize sonrası en yüksek yüzey pürüzlüğü değeri ise $3,12 \pm 1,02 \mu\text{m}$ kumlama+Er:YAG grubunda görülürken, en düşük değer $1,10 \pm 0,29 \mu\text{m}$ ile kontrol grubunda görüldü ($p<0,05$).
2. Grupların sinterize öncesi ve sonrası kendi aralarında ikili karşılaştırmalarında en yüksek yüzey pürüzlük değeri kumlama+Er:YAG gruplarında $3,59 \pm 1,35 / 3,12 \pm 1,02$ sırasıyla , en düşük yüzey pürüzlülük değeri ise kontrol gruplarında olduğu görülmüştür $0,96 \pm 0,39 / 1,10 \pm 0,29$ (sırasıyla).
3. En yüksek bağlanma kuvveti değeri $5,63 \pm 0,67 \text{ MPa}$ ile kumlama+Er:YAG grubunda görülürken, en düşük değer $4,24 \pm 0,49 \text{ MPa}$ ile Nd:YAG+liner grubunda görüldü ($p<0,05$).
4. SEM görüntülerinde sinterize öncesi kumlama+Er:YAG uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyinde, daha pürüzlü ve dalgalı bir görünüm ile derin yarıklar, keskin çıkıntılar ve mikro çatlaklar gözlenmektedir. Sinterize edildikten sonra ise, bu görünümün kaybolmadığı, yükseklik farkının gözlenebildiği daha sıkı bir yapı gözlenmiştir. Buda kesme bağlanma dayanımı değerinin en yüksek çıkmasına neden olmuştur. Yüzey işlemi uygulanmamış zirkonyum oksit SEM görüntüsünde retantif alan görülmemiş ve buda en düşük bağlanma dayanımı değerini vermiştir.
5. Bütün gruplarda adeziv kopma (82), kombine kopma (76) ve koheziv kopma (42) gözlemlendi. En fazla adeziv kopma Er:YAG+liner (15), en fazla koheziv kopma kumlama (9) ve en fazla kombine kopma (12) Er:YAG grubunda görüldü.

Bu çalışmanın sonuçları çerçevesinde, zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı arasında daha iyi bir bağlanma oluşturmak amaçlı sinterize öncesi farklı yüzey işlemleri yapılabilir. Özellikle, kumlama+Er:YAG yüzey işlemi ile daha iyi bir bağlantı oluşturularak, klinik kırık oluşumu gibi problemlerin önüne geçilebilir. Bununla beraber liner kullanımının bağlanma dayanımını olumlu yönde etkilemediği de görülmüştür. Bu bilgiler dorultusunda, zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı arasında daha iyi bir bağlantı oluşturmak için, sinterize öncesi zirkonyum oksit üzerine yapılan yüzey işlemlerinin uzun dönemli çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Herbir yüzey işleminin klinik etkilerinin değerlendirilmesi, tercih edilecek parametre aralığını genişletecektir.

7. KAYNAKLAR

1. Raigrodski, AJ. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92(6), 557-62.
2. Malament, KA. (2000). Prosthodontics: achieving quality esthetic dentistry and integrated comprehensive care. *J Am Dent Assoc*, 131(12), 1742-9.
3. Spear, F., Holloway, J. (2008). Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc*, 139(4), 19-24.
4. Sadowsky, SJ. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 96(6), 433-42.
5. St John, KR. (2007). Biocompatibility of dental materials. *Dent Clin North Am*, 51(3), 747-60.
6. Luthardt, RG., Holzhuter, MS., Rudolph, H., Herold, V., Walter, MH. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 20(7), 655-62.
7. Sundh, A., Molin, M., Sjogren, G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21(5), 476-82.
8. Dundar, M., Ozcan, M., Gokce, B., Comlekoglu, E., Leite, F., Valandro, LF. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater*, 23(5), 630-6.
9. Aboushelib, MN., Jager, N., Kleverlaan, CJ., Feilzer, AJ. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 21(10), 984-91.
10. Vult von Steyern, P., Carlson P., Nilner, K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*, 32(3), 180-7.
11. Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Lüthy, H., Gauckler, LJ., Scharer, P., Hammerle, CHF. (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int*, 37(9), 685-93.
12. Raigrodski, AJ., Chiche, GJ., Potiket, N., Hochstedler, JL., Mohamed, SE., Billiot, S., Mercante, DE. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*, 96(4), 237-44.

13. De Jager, N., Pallav, P., Feilzer, AJ. (2005). The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*, 21(3), 242-51.
14. White, SN., Miklus, VG., McLaren, EA., Lang, LA., Caputo, AA. (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 94(2), 125-31.
15. Craig, RG. (2002). *Mechanical properties in restorative dental materials*. 11th ed. New York, Mosby, 551-592.
16. Al-Dohan, HM., Yaman, P., Dennison, JB., Razzoog, ME., Lang, BR. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*, 91(4), 349-55.
17. Aboushelib, MN., Kleverlaan, CJ., Feilzer, AJ. (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*, 17(5), 401-8.
18. Aboushelib, MN., Kleverlaan, CJ., Feilzer, AJ. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*, 22(9), 857-63.
19. Luthardt, RG., Sandkuhl, O., Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 7(4), 113-9.
20. Fleming, GJ., El-Lakwah, SF., Haris, JJ., Marquis, PM. (2004). The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. *Dent Mater*, 20(2), 142-9.
21. Zhang, Y., Lawn, BR., Rekow, ED., Thompson, VP. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 71(2), 381-6.
22. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., Swain, MV. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 33(1), 9-18.
23. Koçak, A. (2006). Doktora tezi: Cercon zirkonya sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. İstanbul.
24. Mclean, JW. (1997). *The Science and Art of Dental Ceramics*. Quint Pub. Chicago, 1-13.
25. Akın, E. (1990). *Diş Hekimliğinde Porselen*. (3.baskı) İ.Ü Basımevi. İstanbul, 1-30.

26. Nayır, E. (1999). *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. (7.baskı) İ.Ü Basımevi. İstanbul, 64-89.
27. Van Dijken, J. (1999). All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent.*, 20(12), 1115- 24.
28. Anusavice, K. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*. Saunders, 11ed., Florida 660-663.
29. Kelly, JR., Nishimura, I., Campbell, SD. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75(1), 18-32.
30. Mc Lean, J. (1979). *Strengthening of Dental Porcelain*. The science of dental Ceramics. Quintessence, Chicago, 55-63.
31. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, SP., Swain, MV. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 20(5), 441-8.
32. Deany, I. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 7(2), 134-143.
33. Wen, MY., Mueller, HJ., Chai, J., Wozniak, WT. (1999). Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont*, 12(6), 534-41.
34. Yilmaz, H., Aydin, C., Gul, BE. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 98(2), 120-8.
35. Swenson, MG. (2005). *The glossary of prosthodontic terms*. Mosby, 8ed., St Louis. 22.
36. O'Brien, WJ. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. Quintessence. 3ed., Chicago, 210-224.
37. Craig, R. (1996). *Restorative Dental Materials*. Mosby, 10ed., St Louis. 467-468.
38. Conrad, HJ., Seong, WJ., Pesun, IJ. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98(5), 389-404.
39. Heffernan, MJ., Aquilino, SA., Diaz-Arnold, AM., Haselton, DR., Stanford, CM., Vargas, MA. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 88(1), 4-9.

40. Heffernan, MJ., Aquilino SA., Diaz-Arnold, AM., Haselton, DR., Stanford, CM., Vargas, MA. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88(1), 10-5.
41. Höland, W. (1997). Biocompatible And Bioactive Glass-Ceramics - State Of The Art And New Directions. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 1997(219), 192-197.
42. Seghi, RR., Sorensen, JA. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 8(3), 239-46.
43. Fradeani, M., Redemagni, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 33(7), 503-10.
44. Kelly, J. (2006). Machinable ceramics. In: Mörmann WH State of the Art of CAD/CAM Restorations: 20 Years of CEREC. Quintessence, Berlin. 29-38.
45. Bindl, A., Luthy, H., Mormann, WH. (2003). Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs. *Int J Prosthodont*, 16(6), 653-60.
46. Schweiger, M., Höland, W., Frank, M. (1999). IPS Empress 2: a new pressable high strength glass-ceramic for esthetic all ceramic restorations. *Quintessence Dent Technol*, 22, 143-151.
47. Quinn, JB., Sundar, V., Lloyd, IK. (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 19(7), 603-11.
48. Sorensen, J. (1999). The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol*, 22(153-163).
49. Stappert, CF., Att, W., Gerds, T., Strub, JR. (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*, 137(4), 514-22.
50. Broschure, Ivoclar Vivadent. (2005). The compatible all-ceramic system, Research & Development Scientific Services.
51. Fasbinder, DJ. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 23(10), 911-6, 918, 920, 924.
52. Otto, T. (2004). Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 24(5), 446-55.

53. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl: 14-21.
54. Haselton, DR., Diaz-Arnold, AM., Hillis, SL. (2000). Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83(4), 396-401.
55. Chai, J., Takahashi, Y., Sulaiman, F., Chong, K., Lautenschlager, EP. (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 13(5), 420-4.
56. Xiao-ping, L., Jie-mo, T., Yun-long, Z., Ling, W. (2002). Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater*, 18(3), 216-20.
57. Broschure, V. (2005), VITA In-Ceram Alumina. Directions for use Fabrication of the framework In the slip-casting technique.
58. Wagner, WC., Chu, TM. (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76(2), 140-4.
59. Seghi, RR., Denry, IL., Rosenstiel, SF. (1995). Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 74(2), 145-50.
60. Magen, P., Besler, U. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 10, 459-466.
61. Broschure, V. (2005). VITA In-Ceram Calssic Spinell, Directions for use Fabrication of the framework In the slip-casting technique.
62. Sundh, A., Sjogren, G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 31(7), 682-8.
63. Tinschert, J., Natt G., Mautsch, W., Augthun, M., Spiekermann, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14(3), 231-8.
64. Bindl, A., Mormann, WH. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*, 32(6), 441-7.
65. Chong, KH., Chai, J., Takahashi, Y., Wozniak, W. (2002). Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*, 15(2), 183-8.

66. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, MV., Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15(4), 339-46.
67. Denissen, HW., Van der Zel, JM., Van Waas, M. (1999). Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 12(5), 395-400.
68. Van der Zel, JM., Vlaar, S., De Ruiter, W., Davidson, C. (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 85(3), 261-7.
69. Denissen, H., Dozic, A., Van der Zel, J., Van Waas, M. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 84(5), 506-13.
70. Andresson, M., Oden, A. (1993). A new all-ceramic crown. A dense sintered, high-purity alumina copings with porcelain. *Acta Odontol Scand*, 51, 59-64.
71. Andersson, M., Razzoog, ME., Oden, A., Hegenbarth, EA., Lang, BR. (1998). Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int*, 29(5), 285-96.
72. Facts, ES. (2007). Lava All Ceramic System Technical Product Profile, 3 M ESPE.
73. Barnfather, KD., Brunton, PA. (2007). Restoration of the upper dental arch using Lava all-ceramic crown and bridgework. *Br Dent J*, 202(12), 731-5.
74. Brochure, C. (2007). CAD/CAM Congress. Dentsply Prosthetics.
75. Tinschert, J., Schulze, KA., Natt, G., Latzke, P., Heussen, N., Spiekermann, H. (2008). Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont*, 21(3), 217-22.
76. Denry, I., Kelly, JR. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3), 299-307.
77. Giordano, RA. (2002). CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc*, 51(1), 12-5.
78. Besimo, CE., Spielmann, HP., Rohner, HP. (2001). Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 4(4), 243-62.
79. Sjolín, R., Sundh, A., Bergman, M. (1999). The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2(3), 197-207.

80. Eidenbenz, S., Lehner, CR., Scharer, P. (1994). Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont*, 7(2), 134-42.
81. Mörmann, W., Brandestini, M. (2006). The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. In: Mörmann WH *State of the Art of CAD/CAM Restorations: 20 Years of CEREC*. Quintessence, Berlin, 1-7.
82. Brochure, K. (2009). *CAD/CAM System and Everest Elements*
83. Brochure, W. (2009). *ZENOTEC System components*.
84. Catalog., Z. p. (2009). *Human Zirconium Technology*.
85. Piconi, C., Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
86. Tosun, T. (2007). Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife*. 22.baskı, 18- 26.
87. Ardlin, BI. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 18(8), 590-5.
88. Kelly, JR., Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*, 24(3), 289-98.
89. Kelly, JR. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48(2), 513-30.
90. Meyenberg, KH., Luthy, H., Scharer, P. (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*, 7(2), 73-80.
91. Luthy, H., Loeffel, O., Hammerle, CH. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, 22(2), 195-200.
92. Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15(6), 426-33.
93. Derand, P., Derand, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13(2), 131-5.
94. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, JP., Peille, CN. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23(1), 45-61.
95. Lin JD, Duh, JG. (2002). Fracture toughness and hardness of ceria and yttria doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys*, 78(1), 253- 261.

96. Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., Swain, MV. (2004). Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*, 25(11), 2153-60.
97. Sorensen, J. (2004). The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol*, 26, 57-67.
98. Chevalier, J., Cales, B., Drouin JM. (1999). Low temperature aging of Y- TZP ceramics. *J Am Ceram Soc*, 82(8), 2150-2154.
99. Ichikawa, Y., Akagawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H. (1992). Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent*, 68(2), 322-6.
100. Covacci, V., Bruzzese, N., Maccauro, G., Andreassi, C., Ricci, GA., Piconi, C., Marmo, E., Burger, W., Cittadini, A. (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20(4), 371-6.
101. Scarano, A., Carlo, FDi., Quaranta, M., Piattelli, A. (2003). Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol*, 29(1), 8-12
102. Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., Torricelli, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17(6), 793-8.
103. Raigrodski, AJ., Chiche, GJ. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 86(5), 520-5.
104. Moffa, JP., Guckes, AD., Okawa, MT., Lilly, GE. (1973). An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent*, 30(4), 432-41.
105. Hansen, PA., West, LA. (1997). Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthodont*, 6(2), 144-8.
106. Raigrodski, AJ. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 48(2), 531-44.
107. Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535-43.
108. Akagawa, Y., Ichikawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H. (1993). Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent*, 69(6), 599-604.

109. Akagawa, Y., Hosokawa, R., Sato, Y., Kamayama, K. (1998). Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent*, 80(5), 551-8.
110. Jeong, SM., Ludwig, K., Kern, M. (2002). Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *Int J Prosthodont*, 15(2), 154-8.
111. Heydecke, G., Butz, F., Hüssein, A., Strub, JR., et al. (2002). Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent*, 87(4), 438-45.
112. Theunissen, GSAM., Bouma, JS., Winnubst, AJA., Burggraaf, AJ. (1992). Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci*, 27(16), 4429-4438.
113. Tinschert, J., G. Natt, Hassenpflug, S., Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 7(1), 25-45.
114. Duret, F., Blouin, JL., Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*, 117(6), 715-20.
115. Strub, JR., Rekow, ED., Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137(9), 1289-96.
116. Witkowski, S. (2005). (CAD-)/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol*, 28ed. 1-16.
117. Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni, M., Corrado, M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 36(2), 105-13.
118. De Kler, M., De Jager, N., Meegdes, M., Van der Zel, JM. (2007). Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil*, 34(11), 841-7.
119. Brochure, IPS e.max ZirPress. (2008).
120. Kern, M., Thompson, VP. (1993). Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater*, 9(3), 151-61.
121. Kern, M., Wegner, SM. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 14(1), 64-71.

122. Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53(4), 304-13.
123. Piwowarczyk, A., Lauer, HC., Sorensen, JA. (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*, 92(3), 265-73.
124. Wolfart, M., Lehmann, F., Wolfart, S., Kern, M. (2007). Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater*, 23(1), 45-50.
125. Atalı, E. (2007), Lazer nedir, *Dentiss*, Cilt 1, Sayı 2, 22-25.
126. Kutsch, VK. (1993). Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J Am Dent Assoc*, 124(2), 49-54.
127. Miserendino, LJ., Levy, GC., Rizioiu, IM. (1995). Effects of Nd:YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. *J Endod*, 21(2), 83-7.
128. Berkiten, M., Berkiten, R., Okar, I. (2000). Comparative evaluation of antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation in root canals and dentinal tubules. *J Endod*, 26(5), 268-70.
129. Yamamoto, H., Sato, K. (1980). Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd: YAG laser irradiation. *J Dent Res*, 59(2), 137.
130. Turkmen, C., Sazak, H., Gunday, M. (2006). Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials. *J Oral Rehabil*, 33(1), 64-9.
131. Stabholz, A., Zeltser, R., Mordechai, S., Benjamin, P., Joshua, M., Daniel, Z., Avala, S. (2003). The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent*, 24(12), 935-48; 949.
132. Dederich, DN., Bushick, RD. (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc*, 135(2), 204-12; 229.
133. Lin, S., Caputo, AA., Eversole, LR., Rizioiu, IM. (1999). Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent*, 82(4), 451-5.
134. Göknaş, Y. (2007), Dişhekimliğinde lazer uygulamaları, *Dentiss*, Cilt 1, Sayı 2, 28-32.
135. Dunn, WJ., Davis, JT., Bush, AC. (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater*, 21(7), 616-24.

136. Bader, C., Krejci, I. (2006). Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent*, 19(3), 178-86.
137. Sung, EC., Chenard, T., Caputo, AA., Amodeo, M., Chung, EM., Rizoïu, IM. (2005). Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr:YSSG laser. *J Clin Pediatr Dent*, 30(1), 45-9.
138. Siegman, AE. (1986). *Lasers*. University Science Books, 55D gate five road, Sausalito, CA, Chapter 1, Chapter 26.
139. Colpan, MH. (2008). Lazer Gücünün Fonksiyonu Olarak Lazer Yüzey İşleme Üzerine Bir Çalışma. *Fizik*. Konya, Selçuk Üniversitesi.
140. Wegner, SM., Kern, M. (2000). Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*, 2(2), 139-47.
141. Blatz, MB., Sadan, A., Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89(3), 268-74.
142. Ozcan, M., Vallittu, PK. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*, 19(8), 725-31.
143. Yoshida, K., Tsuo, Y., Atsuta, M. (2006). Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 77(1), 28-33.
144. Zhang, Y., Pajares, A., Lawn, BR. (2004). Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 71(1), 166-71.
145. Chang, JC., Powers, JM., Hart, D. (1993). Bond strength of composite to alloy treated with bonding systems. *J Prosthodont*, 2(2), 110-4.
146. Yoshida, K., Atsuta, M. (1997). Effects of adhesive primers for noble metals on shear bond strengths of resin cements. *J Dent*, 25(1), 53-8.
147. Ohno, H., Araki, Y., Sagara, M. (1986). The adhesion mechanism of dental adhesive resin to the alloy--relationship between Co-Cr alloy surface structure analyzed by ESCA and bonding strength of adhesive resin. *Dent Mater J*, 5(1), 46-65.
148. Toksavul, S., Toman, M., Akin, A., Tamac, E. (2011) Araştırma: Farklı Adeziv Simanlarla Yapıştırılan Tüm Seramik Kronların Mikrosızıntılarının İn Vitro Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması, İzmir.
149. Palmer, DS., Barco, MT., Billy, EJ. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 67(3), 325-7.

150. Sengün A, Öztürk, B., Ülker M, Disçioglu F, Özer F (2005). Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. GÜ Dishek Fak Derg, 22(3), 163-168.
151. Verslius A, Douglas, WH., Sakaguchi, RL.(1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. Dent Mater, 12(5-6), 290-294.
152. Olmez, A., Oztas, N., Bilici, S. (1998). Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. Quintessence Int, 29(11), 725-9.
153. Barclay, CW., Boyle, EL., Williams, R., Marquis, M. (2002). The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. J Oral Rehabil, 29(6), 546-52.
154. Wendt, SL., McInnes, PM., Dickinson, GL. (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater, 8(3), 181-4.
155. Plant, CG., Jones, DW., Darvell, BV. (1974). The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. Br Dent J, 137(6), 233-8.
156. Roulet, JF., Soderholm, KJ., Longmate, J. (1995). Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. J Dent Res, 74(1), 381-7.
157. Berry, T., Barghi, N., Chung, K. (1999). Effect of water storage on the silanization in porcelain repair strength. J Oral Rehabil, 26(6), 459-63.
158. Gale, MS., Darvell, BW. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent, 27(2), 89-99.
159. Sadighpour, L., Geramipannah, F., Raeesi, B. (2006). In vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. Journal of Dentistry Vol, 3(3), 143-152.
160. Lang, LA., Wang, RF., Kang, B., White, SN. (2001). Validation of finite element analysis in dental ceramics research. J Prosthet Dent, 86(6), 650-4.
161. Üsümez, A. (2001). Doktora tezi: Farklı asitler ve Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminat veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması. Konya.
162. Uludamar, A. (2007). Doktora tezi: Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. Konya.
163. Evli, D. (2008). Doktora tezi: Zirkonyum Esaslı Seramiklerin Bağlantı Dirençlerinin Değerlendirilmesi. Ankara.

164. Saklakođlu, İE. (1999). Doktora tezi: İyon İmplantasyonu Yöntemiyle Yüzeyi Farklı Tip Elementlerle Modifiye Edilmiş AISI 316 L Tipi Paslanmaz Çeliđin Yüzey Karakteristiklerinin Karşılaştırılması. İzmir.
165. Yondem, İ. (2006). Doktora tezi: Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerinin Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlülüğü ve Kırılma Dayanımları Üzerindeki Etkisinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Konya.
166. Watt, IM. (1996). The principles and practice of electron microscopy, C. and U. University Pres.
167. Özkurt, Z. (2008). Doktora tezi: Farklı Zirkonya Esaslı Alt Yapılara Bağlanan Veneer Seramiklerin Makaslama Kuvvetlerine Karşı Dirençlerinin Karşılaştırılması. İstanbul.
168. Wakabayashi, N., Anusavice, KJ. (2000). Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. J Dent Res, 79(6), 1398-404.
169. Fischer, J., Grohmann, P., Stawarczyk, B. (2008). "Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites." Dent Mater J, 27(3), 448-54.
170. Kim, H.J., Lim, HP., Park, YJ., Vang, MS. (2011) Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. J Prosthet Dent, 105(5), 315-22.
171. Harding, AB., Norling, BK., Teixeira, EC. (2012) The Effect of Surface Treatment of the Interfacial Surface on Fatigue-Related Microtensile Bond Strength of Milled Zirconia to Veneering Porcelain. J Prosthodont, DOI: 10.1111/j.1532-849X.2012.00843.x
172. Akin, H., Tugut, F., Akin, GE., Guney, U., Mutaf, B. (2010) Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. Lasers Med Sci, 27(2), 333-8.
173. Guess, PC., Zhang, Y., Kim, JW., Rekow, ED., Thompson, VP. (2010) Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. J Dent Res, 89(6), 592-6.
174. Moon, JE., Kim, SH., Lee, JB., Ha, SR., Choi, YS. (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. Dent Mater, 27(7), 651-63.

175. Noda, M., Okuda, Y., Tsuruki, J., Minesaki, Y., Takenouchi, Y., Ban, S. (2010) "Surface damages of zirconia by Nd:YAG dental laser irradiation." *Dent Mater J*, 29(5), 536-41.
176. Cavalcanti, AN., Pilecki, P., Foxton, RM., Watson, TF., Oliveria, MT., Gianinni, M., Marchi, GM. (2009). Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, 27(3), 473-9.
177. Monaco, C., Cardelli, P., Scotti, R., Valandro, LF. (2010) Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and Y-TZP ceramic. *J Prosthodont*, 20(2), 97-100.
178. Akin, H., Z. Ozkurt, Kirmali, O., Kazazoglu, E., Ozdemir, AK. (2011) Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg*, 29(12), 797-802.
179. Akyil, MS., Uzun, İH., Bayindir, F. (2010) Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg*, 28(6), 801-8.
180. Ural, C., Kulunk, T., Kulunk, S., Kurt, M. (2010) The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand*, 68(6), 354-9.
181. Cavalcanti, AN., Foxton, RM., Watson, TF., Oliveira, MT., Giannini, M., Marchi, GM. (2009) Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent*, 34(3), 280-7.
182. Yun, JY., Ha, SR., Lee, JB., Kim, SH. (2010) Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater*, 26(7), 650-8.
183. Casucci, A., Osorio, E., Osorio, R., Monticelli, F., Toledano, M., Mazzitelli, C., Ferrari, M. (2009) Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent*, 37(11), 891-7.
184. Casucci, A., Mazzitelli, C., Monticelli, F., Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Papacchini, F., Ferrari, M. (2010) Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater*, 26(8), 751-60.

185. Folwaczny, M., Mehl, A., Haffner, C., Hickel, R. (1998) Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dent Mater*, 14(3), 186-93.
186. Uludamar, A., Akalin, B., Ozkan, YK. (2011) Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dent J*, 14(2), 140-153.
187. Gokce, B., Ozpinar, B., Dundar, M., Comlekoglu, E., Sen, BH., Gungor, MA. (2007) Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*, 32(2), 173-8.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Ömer KIRMALI
Doğum Yeri ve Tarihi	Sivas, 29/03/1984
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.D, 58140-Sivas
E-posta Adresi	omerkrml@ymail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Mustafa Özkan Anadolu Lisesi, 2002
Yüksek Lisans	Ankara Üniversitesi, 2007
Doktora	Cumhuriyet Üniversitesi, 2008-2012