



**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN
ZİRKONYUM VE LİTYUM DİSİLİKAT ESASLI
ALT YAPILARIN YÜZEY SERTLİK VE
BÜKÜLME DAYANIMI ÜZERİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

Alper ÖZDOĞAN
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Doktora Tezi - 2017

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ZİRKONYUM VE
LİTYUM DİSİLİKAT ESASLI ALT YAPILARIN YÜZEY
SERTLİK VE BÜKÜLME DAYANIMI ÜZERİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

Alper ÖZDOĞAN

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Tezi**

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

**ERZURUM
2017**

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

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ZİRKONYUM VE LİTYUM
DİSİLİKAT ESASLI ALT YAPILARIN YÜZEY SERTLİK VE
BÜKÜLME DAYANIMI ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Alper ÖZDOĞAN

Tez Savunma Tarihi: 27.02.2017

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSUŞ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Musa Şamil AKYIL (Adnan Menderes Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Bora BAĞIŞ (İzmir Katip Çelebi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Abubekir HARORLI (Atatürk Üniversitesi)

Onay

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


Prof. Dr. Mehtap TAN

Enstitüsü Müdürü

Doktora Tezi
ERZURUM-2017

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLOLAR DİZİNİ	X
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	3
2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı	4
2.2.1. Feldspat.....	5
2.2.2. Kuartz.....	5
2.2.3. Kaolin.....	6
2.2.4. Renk Pigmentleri ve Opaklaştırıcı Ajanlar	6
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
2.4. Tam Seramik Restorasyonlar	8
2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları	8
2.4.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları.....	9
2.4.3. Tam Seramik Sistemlerin Avantajları.....	9
2.4.4. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları	9
2.4.5. Tam Seramik Restorasyonlarda Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler.....	9
2.4.6. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	10
2.4.6.1. Cam Seramikler	13
2.4.6.2. Alümina Esaslı Seramikler	17
2.4.6.3. Zirkonya Seramikler	21

2.5. Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri	31
2.5.1. Aşındırma (Grinding)	31
2.5.2. Kumlama (Sandblasting)	31
2.5.3. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu ile Kumlama	32
2.5.4. Lazer ile Pürüzlendirme.....	33
2.6. Mekanik Testler	33
2.6.1. Sertlik Testleri.....	33
2.6.1.1. Vickers Sertlik Testi	34
2.6.2. Bükülme Dayanımı Testleri.....	35
2.6.2.1. Tek Eksenli Bükülme Testleri	35
2.6.2.2. İki Eksenli Bükülme Testleri	37
2.7. Taramalı Elektron Mikroskobu.....	37
3. MATERYAL VE METOT.....	39
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	39
3.1.1. Zirkonyum Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması	39
3.1.2. Lityum Disilikat Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması	40
3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	41
3.2.1. Kontrol Grubu.....	41
3.2.2. Aşındırma.....	41
3.2.3. Kumlama.....	43
3.2.4. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu ile Kaplama (CoJet).....	43
3.2.5. Er:YAG Lazer Uygulaması	44
3.3. SEM ile Yüzey Analizi	45
3.4. Vickers Sertlik Testi	46
3.5. Bükülme Testinin Uygulanması	47

3.6. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirmesi	48
4. BULGULAR.....	49
4.1. Sertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	49
4.2. Bükölme Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	52
4.3. SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi.....	55
4.3.1. Zirkonyum Alt Yapılara Ait SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi.....	55
4.3.2. Lityum Disilikat Alt Yapılara Ait SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi	58
5. TARTIŞMA.....	61
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	72
KAYNAKLAR	74
EKLER	95
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	95
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU	96
EK-3. BAP PROTOKOLÜ.....	97
EK-4. İNTİHAL RAPORU BEYAN FORMU.....	98

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimi ile bana destek olan ve tez yazımı aşamasında olağanüstü yardımlarını benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a saygı ve şükranlarımı sunarım.

Bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım bölümümün Öğretim Üyesi Hocalarıma, asistanlığım boyunca arkadaşlıkları ve dostlukları ile yanımda olan tüm çalışma arkadaşlarıma, çalışma hayatım boyunca anlayış ve yardımlarını eksik etmeyen hemşirelerimiz, teknisyenlerimiz ve personelimize, tez verilerimin istatistiksel analizini yaparken yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Memiş ÖZDEMİR'e, bu çalışmayı 2013/266 BAP proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne, bugünlere gelmemde sonsuz emeği olan, fedakârlık gösteren, her zaman yanımda olan Annem ve Kardeşim'e, ilk öğretmenim, akıl hocam, beni bugünlere getiren yol göstericim, rahmetli BABAM'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Alper ÖZDOĞAN

ÖZET

Farklı Yüzey İşlemlerinin Zirkonyum ve Lityum Disilikat Esaslı Alt Yapıların Yüzey Sertlik ve Bükülme Dayanımı Üzerine Etkilerinin İncelenmesi

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, estetik sabit protez materyallerinden olan zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapılara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, sertlik ve bükülme dayanımı üzerine etkilerinin incelenmesidir.

Materyal ve Metot: Çalışma kapsamında 25x4x2 mm boyutlarına sahip dikdörtgenler prizması şeklinde 50 adet zirkonyum ve 50 adet lityum disilikat cam seramik kullanılmıştır. Bir grup kontrol grubu olarak ayrıldıktan sonra örnek yüzeylerine frezleme, kumlama, CoJet ve Er:YAG lazer uygulaması yapılmıştır. Her gruptan bir örneğin Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) görüntüsü alınmıştır. Tüm örneklerin yüzey sertlik değerleri belirlendikten sonra bükülme dayanımı testi uygulanıp veriler elde edilmiştir. Sertlik ve bükülme dayanımı testine ait veriler 2 yönlü varyans analizi, gruplar arası çoklu karşılaştırmalar ise Duncan testi kullanılarak analiz edilmiştir.

Bulgular: Yapılan varyans analizi sonucunda; farklı yüzey işlemlerinin alt yapıların yüzey sertliklerini anlamlı derecede ($p<0.001$) etkilediği, bükülme dayanımlarını ise anlamlı derecede ($p>0.05$) etkilemediği istatistiksel olarak saptanmıştır.

Sonuç: Elde edilen verilere göre, farklı yüzey işlemlerinin alt yapıların sertlik özelliklerini etkilediği, zirkonyumdan hazırlanan örneklerin lityum disilikat örneklere göre daha sert ve dayanıklı olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Bükülme dayanımı, lityum disilikat, sertlik, zirkonyum.

ABSTRACT

Investigating the Effect of Different Surface Treatments on Vickers Hardness and Flexural Strength of Zirconium and Lithium Disilicate Ceramics

Aim: The aim of this study was investigate the effect of different surface treatments on Vickers hardness and flexural strength of aesthetic materials such as zirconia and lithium disilicate ceramics which were used in fixed prosthodontics.

Material and Method: In this study, 50 zirconia and 50 lithium disilicate ceramic specimens (25x4x2 mm) were used. After identifying one group as the control group, the grinding, sandblasting, CoJet, Er:YAG laser were applied on the surface of specimens from each group (n=10). Scanning Electron Microscope (SEM) images were taken from one specimen of each group. After applying Vickers hardness test to the specimens, flexural strength test was performed. Obtained datas were statistically analysed with two way analysis of variance and Duncan's multiple comparisons tests.

Results: The results of two way analysis of variance showed that, there were statistically significant differences were found between surface treatment groups in terms of Vickers hardness of zirconia and lithium disilicate ceramics ($p < 0.001$), but there were no statistically significant differences were found between surface treatment groups in terms of flexural strength ($p > 0.05$).

Conclusion: As a result of this study it can be concluded that surface treatments could affect the hardness of ceramic materials, therefore zirconia found to be more harder and durable than lithium disilicate ceramics.

Key Words: Flexural strength, hardness, lithium disilicate, zirconia.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Al₂O₃	: Alüminyum oksit
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
Er:YAG	: Erbium-doped Yttrium Aluminium Garnet
GPa	: Gigapaskal
HV	: Vickers sertlik değeri
Hz	: Hertz
ISO	: Uluslararası Standartlar Organizasyonu
Kg	: Kilogram
K	: Kelvin
K₂O	: Potasyum oksit
mJ	: Milijoule
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
µm	: Mikrometre
N	: Newton
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
W	: Watt
Y₂O₃	: Yttrium oksit
Y-TZP	: Yttrium Tetragonal Zirkonya Polikristali
Zr	: Zirkonyum

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Zirkonyum elementi	22
Şekil 2.2. Üç nokta yüklemenin şematik resmi	36
Şekil 3.1. Zirkonyum örnekler	40
Şekil 3.2. Lityum disilikat örnekler	41
Şekil 3.3. Örnek yüzeylerini aşındırma işlemi	42
Şekil 3.4. Örnek yüzeylerinden 0.1 mm materyal kaldırılması	42
Şekil 3.5. Kumlama cihazı ve kumlama ucunun görünümü	43
Şekil 3.6. Örnekler CoJet işleminin uygulanması	44
Şekil 3.7. Örnekler Er:YAG lazer uygulanması	44
Şekil 3.8. SEM cihazı	45
Şekil 3.9.a. Vickers Hardness test cihazı	46
Şekil 3.9.b. Yüzey sertlik ölçümü	46
Şekil 3.10.a. Universal test cihazı	47
Şekil 3.10.b. Örnekler bükülme testinin uygulanışı	47
Şekil 4.1. Zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların yüzey sertliklerinin karşılaştırılması	51
Şekil 4.2. Farklı yüzey işlemlerinden sonra zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların yüzey sertliklerinin karşılaştırılması	51
Şekil 4.3. Zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların bükülme dayanımlarının karşılaştırılması	54
Şekil 4.4. Farklı yüzey işlemlerinden sonra zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların bükülme dayanımlarının karşılaştırılması	54

Şekil 4.5. Hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan (kontrol) örneğin (x1000)	
SEM görüntüsü	55
Şekil 4.6. Frezleme işlemi uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü	56
Şekil 4.7. Kuşlama işlemi uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü	56
Şekil 4.8. CoJet uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü	57
Şekil 4.9. Er:YAG lazer uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü	57
Şekil 4.10. Hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan (kontrol) örneğin (x1000)	
SEM görüntüsü	58
Şekil 4.11. Frezleme işlemi uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü	59
Şekil 4.12. Kuşlama işlemi uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü	59
Şekil 4.13. CoJet uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü	60
Şekil 4.14. Er:YAG lazer uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü	60

TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Tam seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması	11
Tablo 2.2. Tam seramik sistemlerin içeriklerine göre sınıflandırılması	12
Tablo 2.3. Y-TZP'nin mekanik ve kimyasal özellikleri	25
Tablo 4.1. Yüzey sertlik değerlerinin 2- yönlü varyans analizi sonuçları	49
Tablo 4.2. Zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapılara ait yüzey sertlik değerlerinin dağılımı ve Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları	50
Tablo 4.3. Bükülme dayanımı değerlerinin 2- yönlü varyans analizi sonuçları	52
Tablo 4.4. Zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapılara ait bükülme dayanımı değerlerinin dağılımı	53

1. GİRİŞ

Kayıp diş ve diş dokularının, biyolojik uyuma sahip, estetik ve çiğneme kuvvetlerine dirençli malzemelerle restore edilmesi, diş hekimliğinde yıllardır süre gelen bir arayış olmuştur. Sabit protetik restorasyonlar, protetik diş tedavisinin önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Günümüzde metal destekli porselenlerin dirençleri ve uzun dönem klinik başarılarından dolayı protetik restorasyonlarda sıklıkla tercih edilmektedir, ancak üstün estetik beklentiler ile toksik ve alerjik reaksiyonların oluşabilmesi nedeniyle hastalar ve hekimler tarafından metal içermeyen diş renginde restorasyonların kullanımı tercih edilmeye başlanmıştır.¹

Tam seramik sistemlerin, üstün estetik özellikleri ve biyouyumlulukları nedeniyle ön bölgede uygulanan restorasyonlarda başarı ile kullanılmalarına karşın kırılmaya karşı dirençlerinin az olması arka bölgede ve çok üyeli sabit restorasyonlarda kullanımlarını kısıtlamıştır. Bu nedenle üretici firmalar tam seramik sistemlerin arka bölgede kullanılabilmesi için malzeme dayanımını artıracak araştırmalar yapmışlar, yeni seramik materyalleri ve sistemleri geliştirmişler, seramiğin kullanım alanlarını genişletmişlerdir.²⁻⁵

Tam seramik restorasyonlarda değişik alt yapı materyalleri kullanılabilir. Fiziksel özellikleri bakımından zirkonyum alt yapılar daha çok tercih edilmektedir.⁶ Son yıllarda lityum disilikat esaslı tam seramiklerin, fiziksel özelliklerinin üretici firmalar tarafından geliştirilmesiyle beraber, özellikle ön bölgede uygulanan restorasyonlar daha ince ve sağlam olarak hazırlanabilmiş ve lityum disilikat esaslı seramikler zirkonyum seramiklere alternatif hale gelmiştir.

Bu çalışma, zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapılara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin sertlik değerleri ve bükülme dayanımı üzerine etkilerini incelemek amacıyla yapılmıştır.

Bu çalışmanın hipotezi, farklı yüzey işlemlerinin hem zirkonyum, hem de lityum disilikat esaslı alt yapıların yüzey sertliklerini ve bükülme dayanımlarını azaltacağı yönündedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, Yunanca “keramikos” kelimesinden türetilmiş olup topraktan üretilmiş olan anlamına gelmektedir.⁵ Milattan önce 50’li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmış olup, Avrupa’ya getirilmesi 16. Yüzyılda Portekizli denizciler tarafından olmuştur ve Avrupa’da ilk olarak 1500 yılında üretilmiştir.⁷

Seramik ifadesi daha kapsamlı bir anlamda kullanılırken, porselen terimi bunun daha alt gruplarını ifade etmekte ve küçük deniz kabuğunun Ortaçağ İtalyancasındaki karşılığı olan porcella’dan gelmektedir.⁸ Seramik, diş hekimliği alanında ilk kez 1774 tarihinde Saint-Germainen-Laye çevresinde eczacı olan Duchateau tarafından kullanılmıştır.⁵ Porselenin kontraksiyona uğradığını gören Duchateau, Chemant ile çalışarak bu problemi çözmüş ve kullanılabilir bir protez yapmayı başarmıştır.⁹ Platin pinler veya çerçeve ile proteze sabitlenen porselen dişler ilk olarak 1808 yılında Giussepangelo Fonzi tarafından yapılmıştır.¹⁰

Porselen jaket kuron 1900’lü yılların başlarında geliştirilmiştir. Jaket kuronlar ince platin folyolar üzerinde pişirilen feldspat veya alüminöz porselenden üretilmiş ve günümüzdeki tam seramik kuronların temelini oluşturmuştur. “Jaket kuron” olarak adlandırılan, platin yaprak üzerinde pişirilen ilk feldspatik porselen türü 1903 yılında Dr. Charles Land tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır.⁵

Porselene 1950 yılında, genleşme katsayısını artırmak amacıyla “lösit”, alt yapı metaline bağlanma kuvvetini artırmak için ise altın ilave edilmiştir.⁸ İlk metal porselen restorasyonun patenti 1962 yılında Amerika Birleşik Devletleri’nde alınmıştır. İlk ticari porselen Vita firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) tarafından 1963 yılında üretilmiştir.⁵

McLean ve Hughes tarafından 1965 yılında, alt yapısı platin folyo üzerinde

metal desteğe ihtiyaç duyulmaksızın hazırlanan bir teknik geliştirmiştir. Bu teknikte, alt yapıda % 45-50 civarında alümina kristalleri içeren oldukça dirençli bir seramik kullanılmış ve kırılma dayanıklılığında artış sağlanmıştır.¹¹⁻¹³ MacCulloch¹⁴ 1968 yılında diş hekimliğinde kullanılabilir cam seramikleri üretmiştir.

Southan ve Jorgensen tarafından 1972 yılında üretilen “refraktör day”, platin yaprak kullanılarak restorasyonun fırına taşınması gerekliliğini ortadan kaldırmış ve bu durum birçok gelişmeye zemin hazırlamıştır.^{12,13,15}

Tam seramik sistemlerdeki gelişmeler, 1984 yılında dökülebilir cam seramiklerin ilki olan Dicor ile refrakter day metodunda yenilikler içeren Hi-Ceram’ın geliştirilmesiyle hızlanmıştır.¹⁶ Fransa’da “slip casting” yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği ve alümina içeriği % 90’nın üzerinde olan yeni bir kor sistemi 1988 yılında geliştirilmiş ve Vita firması tarafından In-Ceram adıyla piyasaya sürülmüştür.¹² IPS- Empress sistemi 1990 yılında geliştirilmiştir. Yüksek kırılma dayanıklılığı gösteren IPS-Empress 2 piyasaya sunulmuş,¹⁷ ilerleyen dönemlerde çok yoğun düzeyde alümina kristallerine sahip olan Procera All Ceram dental endüstride yerini almıştır.¹⁸⁻²⁰

Preslenebilir ingotları ve lityum disilikat içeriği %70 olan yeni bir cam seramik olan IPS e.max Press 2005 yılında geliştirilmiştir. E.max Press sisteminde dört farklı opasitedeki ingotlar, estetik ve direnç artışı sağlamak ve bu durum sistemi Empress ve Empress 2 sistemlerinden farklı kılmaktadır.^{21,22}

2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Dental seramikler; cam, porselen, cam-seramik veya yüksek kristalin yapılardan oluşmuş olup metal ve akrilik rezinlerden farklı kimyasal, fiziksel, termal ve mekanik özellikler göstermektedirler. Seramikler stabilizasyonlarını uzun süre korurlar ve kırılma dirençleri iyidir.¹⁷

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, dört oksijen atomu ve merkezdeki bir silisyumun oluşturduğu silisyum tetrahedral (SiO_4) yapısında bir bileşim olup, feldspat, kuartz ve kaolin olmak üzere 3 ana maddeden meydana gelmiştir.^{1,23} Bu üç temel bileşenin yanı sıra akışkanlık vericiler veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya parlaklık (luminisans) özelliğini geliştiren farklı ajanlar da üretimde yer almaktadır.²⁴

2.2.1. Feldspat

Feldspat, ortoklas ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$), albit ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$) ve anortit ($\text{CaOAl}_2\text{O}_32\text{SiO}_2$) şeklindedir. Porselene şeffaflık özelliği kazandırmaktadır. Isıya dayanıklı bileşenleri tutar, bağlar ve birleştirir. Feldspat asla saf halde bulunmaz, içerisinde ortoklas ve albit farklı oranlarda bulunur. Optik kaliteyi etkilemeyen Na_2O içerikli feldspat, porselenin pişirme ısısında meydana getirdiği azalma ile pyroplastic akmayı artırır. Dental uygulamalarda sıklıkla yüksek K_2O içerikli feldspat kullanılır. K_2O içerikli feldspat, porselenin şeffaflığını artırırken, pyroplastic akmasını engeller.^{25,26}

Feldspat $1530\text{ }^\circ\text{C}$ 'de tamamen erir. $1250\text{ }^\circ\text{C}$ – $1300\text{ }^\circ\text{C}$ arasında eridiğinde, sodyum ve potasyum oksit alkalileri (Na_2O ve K_2O), silika (SiO_2) ve alümina (Al_2O_3) ile reaksiyona girip sodyum veya potasyum alümina silikat oluşturur. Feldspat, %70-90 oranında porselenin bileşiminde yer almaktadır.²⁷

2.2.2. Kuartz

Silika yapısında olan kuartz (SiO_2), porselenin içeriğindeki diğer maddelere oranla daha yüksek erime derecesine (yaklaşık $1700\text{ }^\circ\text{C}$) sahiptir. Porselenin yapısına %10-30 oranında ilave edilir ve doldurucu olarak görev yapar. Kuartz, porselenin pişirilmesi sırasında değişime uğramaz, fırınlama işlemi sırasında oluşan büzülme

önler. Yüksek sıcaklıklarda kitleyi stabil hale getirerek diş formu ve detayların kaybolmasını engeller, termal genişleme katsayısını kontrol ederek porselenin dayanıklılığını artırır.^{11,28}

2.2.3. Kaolin

Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$), dental seramiğin daha kolay işlenmesini sağlayan alüminyum silikat kilinin saf halidir. Çok ince, yumuşak ve kilsli bir maddedir bu yüzden Çin kili olarak da anılır. Kuartz ve feldspat bağlantısında rol oynar. Porselenin yapısına % 1-10 oranında katılır. Şekillendiricilik ve bağlayıcılık özelliğinden yararlanır.^{26,27}

2.2.4. Renk Pigmentleri ve Opaklaştırıcı Ajanlar

Porselen tozlarına ilave edilen metal ve metal oksit pigmentleri, dişlerin daha doğal bir şekilde görünebilmesi için gereken renklendirmeyi oluşturur.¹ Porselene ilave edilen titanyum oksit sarı, manganez oksit eflatun, demir veya nikel oksit kahverengi, kobalt oksit mavi, bakır veya krom oksit yeşil renk verir.^{1,29} Floresans özelliğin elde edilebilmesi için porselen üreticileri yoğun çaba göstermiş ve ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir karaktere sahip porselenler üretmişlerdir. Bu özelliğin elde edilebilmesi için dünya elementlerinden olan europinyum, samaryum, uterbiyum gibi lanthanitler kullanılmaktadır.³⁰

Porselenin yoğun şeffaflığından dolayı, doğal diş rengine daha fazla yaklaşabilmek amacıyla porselene eklenen renk filtreleri başarılı olamamaktadır. Özellikle dentin renklerini oluşturabilmek için yüksek opasitelere ihtiyaç duyulmaktadır. Opaklaştırıcı ajanlar yapıya çok hassas bir şekilde ilave edilmelidir. Opaklaştırıcı ajanların yapısını çok küçük boyutlarda öğütölmüş olan metal oksitler

oluşturmaktadır. Seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonya oksit sıklıkla kullanılan metal oksit türleridir.^{28,31}

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler için değişik kriterler göz önüne alınarak farklı sınıflandırmalar yapılmıştır.

A. İçeriklerine Göre:^{23,32,33}

1. Feldspatik
2. Alüminöz
3. Metale bağlanan porselenler

B. Erime Isılarına Göre:^{23,32,33}

1. Yüksek ısı porselenleri (1315°C-1370°C)
2. Orta ısı porselenleri (1090°C-1260°C)
3. Düşük ısı porselenleri (870°C-1065°C)
4. Ultra düşük ısı porselenleri (650°C-850°C)

C. Şekillendirme Türlerine Göre:²³

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler

D. Pişirme Metotlarına Göre:³²

1. Atmosfer basıncında pişirilen porselenler
2. Vakumla pişirilen porselenler

E. Yapım Tekniklerine Göre:³²

1. Geleneksel metal destekli restorasyonlar
2. Tam seramik restorasyonlar

2.4. Tam Seramik Restorasyonlar

Metal-porselen restorasyonların günümüzde geniş kullanım alanı bulmalarına karşın, metal alt yapının ışık geçirgenliğini azaltması, marjinal kısımlarda metalin görünmesi, porselenin metalden dolayı renk değiştirmesi, metal ile porselen arasındaki bağlantı başarısızlıkları, kullanılan metalin alerjik ve toksik özelliklere sahip olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.¹¹ Tam seramik restorasyonlar ise gelişmiş ışık geçirgenliklerine bağlı olarak estetik olarak mükemmeldirler.³⁴ Biyouyumlulukları, korozyona dirençli yapıları, plak tutulumlarının az olması, düşük ısı ve elektrik iletkenliği gibi özellikleri tam seramik restorasyonları ideal dental materyal haline getirmiştir.³⁵

2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları

1. Travma ya da çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
2. Doğumsal ya da kazanılmış diş renklenmelerinde,
3. Abrazyon, erozyon, atrizyon sonucu aşınmış dişlerde,
4. Diastema vakalarında,
5. Diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde,
6. Şekil bozukluğu olan dişlerde,
7. Doğumsal ya da kazanılmış diş eksikliklerinde,
8. Kole defektlerinde,
9. İnley, onley, veneer ve kuron yapımında,
10. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
11. Metal alerjisi olan hastalarda,
12. İmplant ve abutment yapımında,
13. İmplant üstü restorasyonlarda endikedir.^{13,19,36-42}

2.4.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları

1. Aşırı örtülü kapanışın olduğu durumlarda,
2. Diş sıkma alışkanlığı olan hastalarda,
3. Kuron boyunun çok kısaldığı dişlerde,
4. Kapanış hatalarına bağlı olarak çiğneme basıncının yüksek ve yoğun olduğu bölgelerde,
5. Ağız hijyeni kötü ve motive edilemeyen hastalarda,
6. Travmatik spor yapan bireylerde endike değildir.^{19,36,40,41,43}

2.4.3. Tam Seramik Sistemlerin Avantajları

1. Işık yansıtabilme özelliklerine bağlı olarak doğal ve estetik restorasyonlar yapılabilir.
2. Dokularla biyouyumludur.
3. Plak birikimi azdır.
4. Termal genleşme katsayısı doğal dişe yakındır ve ısı iletkenliği daha düşüktür.
5. Ağız ortamında korozyona uğramazlar.
6. Aşındırıcı kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır.
7. Sıkıştırıcı kuvvetlere karşı dirençlidir.
8. Ağız içinde metalik bir tat bırakmaz ve galvanik akım oluşmasına sebep olmaz.^{10,13,17,44-48}

2.4.4. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları

1. Kırılmaya karşı dayanıksızdır.
2. Restore edilecek dişin kesim, ölçü, simantasyon gibi tüm aşamalarında büyük dikkat ve özen gerektirir.

3. Gerilme kuvvetlerini karşılayamazlar.
4. Mekaniksel ve ağız içindeki faktörlere bağlı olarak endikasyon alanları sınırlıdır.
5. Uygulanabilmesi için özel ekipman ve malzemelere ihtiyaç duyulabilmektedir.
6. Kısmen pahalı sistemlerdir.
7. Üst çene arka bölgede uygulanabilmesi için basamaklı kesim gerektirmektedir.
8. Karşıt dişlerde aşınmalara sebep olabilir.^{10,13,17,45-48}

2.4.5. Tam Seramik Restorasyonlarda Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler

1. Preparasyonun formu, destek diş dokusu,
2. Restorasyonun formu ve uyumu,
3. Materyalin mekanik özellikleri,
4. Simanın özellikleri,
5. Oklüzal temaslar nedeniyle oluşan stres dağılımı,
6. Materyalin kalınlığı,
7. Yapım tekniği,
8. Isısal hareketler nedeniyle biriken stresler.⁴⁹

2.4.6. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler için farklı sınıflandırmalar yapılabilir. Günümüzde tam seramik sistemler yapım tekniklerine göre Tablo 2.1.'de gösterildiği şekilde sınıflandırılmıştır.⁵⁰⁻⁵²

Tablo 2.1. Tam seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması

Fabrikasyon Tekniği	Kristalin Faz	Ürün İsmi	Üretici Firma
Sinterleme	Lösit (KAlSi_2O_6)	IPS Empress	Ivoclar Vivadent
	Alumina (Al_2O_3)	Procera Allceram	Nobel Biocare
	Floroapatit ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$)	IPS e.max Ceram	Ivoclar Vivadent
Isı ile presleme	Lösit (KAlSi_2O_6)	IPS Empress	Ivoclar Vivadent
	Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$)	IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent
	Floroapatit ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$)	IPS e.max ZirPress	Ivoclar Vivadent
Slip-cast & cam infiltrasyonu	Alumina (Al_2O_3)	In-Ceram Alumina	Vident
	Spinel (MgAl_2O_4)	In-Ceram Spinell	Vident
	Zirkonya ($12\text{Ce-TZP/Al}_2\text{O}_3$)	In-Ceram Zirconia	Vident
Sert freze tekniği	Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$)	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent
	Feldspar ($(\text{Na}, \text{K})\text{AlSi}_3\text{O}_8$)	Vita Mark II	Vident
	Lösit (KAlSi_2O_6)	IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent
Yumuşak freze tekniği	Zirkonya (3Y-TZP)	Cercon	Dentsply
		Lava	3M ESPE
		IPS e.max ZirCAD	Ivoclar Vivadent
		In-Ceram YZ	Vident
	Alumina (Al_2O_3)	Procera	Nobel Biocare
		In-Ceram AL	Vident
Yumuşak freze tekniği & cam infiltrasyonu	Alumina (Al_2O_3)	In-Ceram Alumina	Vident
	Spinel (MgAl_2O_4)	In-Ceram Spinell	Vident
	Zirkonya ($12\text{Ce-TZP/Al}_2\text{O}_3$)	In-Ceram Zirconia	Vident

Yapım teknikleri birbirinden farklılık gösteren tam seramik sistemler, içeriklerine göre; cam seramikler, alümina seramikler ve zirkonya seramikler olmak üzere üç ayrı grupta incelenebilir (Tablo 2.2).⁵³

Tablo 2.2. Tam seramik sistemlerin içeriklerine göre sınıflandırılması

Alt Yapı Materyalleri	Ürün İsmi	Üretici Firma	Üretim Teknikleri
Cam seramikler			
Lityum disilikat	IPS Empress 2	Ivoclar Vivadent	Isı ile presleme
	IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent	Isı ile presleme
Lösit	IPS Empress	Ivoclar Vivadent	Isı ile presleme
	Optimal Pressable Ceramic	Jeneric Pentron	Isı ile presleme
	IPS ProCAD	Ivoclar Vivadent	Freze tekniği
Feldspatik	Vitablocks Mark II	VITA Zahnfabrik	Freze tekniği
	Vita Triluxe Bloc Vitablocks	VITA Zahnfabrik	Freze tekniği
	Esthetic Line	VITA Zahnfabrik	Freze tekniği
Alümina			
Alüminyum oksit	In-Ceram Alumina	VITA Zahnfabrik	Slip-cast, freze tekniği
	In-Ceram Spinell	VITA Zahnfabrik	Freze tekniği
	In-Ceram Zirconia	VITA Zahnfabrik	Slip-cast, freze tekniği
	Synthoceram	CICERO Dental	Freze tekniği
	Procera	Nobel Biocare	Sinterleme
	Turkom-cera	Turkom-ceramic	Slip-cast, cam infiltrasyonu
Zirkonya			
Yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (Y ₂ O ₃ ile stabilize ZrO ₂)	Lava	3M ESPE	Freze tekniği, sinterleme
	Cercon	Dentsply	Freze tekniği, sinterleme
	DC-Zirkon	DCS Dental AG	Freze tekniği
	Denzir	Decim AB	Freze tekniği
	Procera	Nobel Biocare	Freze tekniği, sinterleme

2.4.6.1. Cam Seramikler

Kayıp mum tekniğiyle oluşturulan revetman içerisindeki boşluğa santrifüj veya presleme yöntemi ile üretilen seramiklerdir. Revetman içindeki boşluk tek bir materyal ile doldurulur ve estetik düzenlemeler tabakalama tekniği kullanılarak yapılır. Bu nedenden ötürü güçlü bir kor yapısı oluşturmak için de cam seramik materyalleri kullanılabilir. Dicor, IPS Empress, IPS Empress 2 ve Cerapearl bu gruptaki materyallerden bir kısmıdır.⁵⁴

Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

Kimyasal olarak %68 kuartz ve %18 alüminyum oksitten oluşmaktadır. Bu seramiklerde, şekillendirme işlemi basınç altında yapıldığından porozite azaltılmış, hassas ve tekrar edilebilen uyum sağlanmıştır. Cam matrikse uygulanan basıncın ardından meydana gelen soğuma esnasında, yapıyı güçlendirmek amacıyla kullanılan lösit kristallerinin gözlemlenebilen mükemmel dağılımı, translusens azalmadan direncin artmasını sağlamıştır. Bükülme direnci 120-160 MPa arasında olan materyalin, aşınma özelliği ve ışık geçirgenliği mineye benzer. Yarı şeffaf özelliği sayesinde çok iyi estetiğe sahip restorasyonlar hazırlanabilir.¹⁸ Ancak ışık geçirgenliğinin fazla olması sebebiyle destek dişte renklenme ve kor bulunması durumunda estetik problemler oluşabilmektedir.^{55,56}

Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramik türlerinin endikasyon alanları sınırlı olup; inley, onley, laminate veneer ve tek kuronların yapımında kullanılmaktadır. Mirage (Chameleon Dental Products Inc., Kansas), Optec OPC (Jeneric Pentron, Wallingford; Conn), IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve bu seramik türlerindedir.^{19,20}

Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler

Yapısında %57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 oranında alüminyum oksit bulunmaktadır. Yoğun ve homojen olarak birbirine bağlanmış yaklaşık %60 oranındaki kristal partikülleri sayesinde, materyalin bükülme direnci 320-450 MPa'ya kadar yükseltilmiştir.⁵⁷

Restorasyonun kor yapısı lost wax (kayıp mum) yöntemi ile lityum disilikat cam porselen tabletlerinin viskoz akma özelliğine ulaştıktan sonra basınçla revetman boşluğuna gönderilmesiyle elde edilmektedir. Lityum disilikat seramik kor yapıların hazırlanmasında kullanılan başka bir yöntem de hazır blokların bilgisayar kontrollü makine ile şekillendirilmesidir. Daha sonra floroapatit yapıdaki cam seramik, elde edilen kor yapı üzerine tabakalama tekniği ile uygulanmaktadır.³⁰

Tam seramik restorasyonların endikasyon alanını genişletebilmek ve köprü yapımında da kullanılabilmesi amacıyla geliştirilmişlerdir. Lityum disilikat cam seramik kullanımında ısı ve basınç tekniğinin, lityum disilikat fazda, homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir.⁵⁸

Bu sistemde, revetman boşluğuna özel fırında 920 °C'de visköz hale gelen lityum disilikat ingotlar gönderilir ve kor yapı oluşturulmuş olur. Kor yapının üzerine de restorasyonun son şekli için tabakalama tekniği kullanılarak floroapatit yapıdaki cam seramik yerleştirilir. Her iki materyalin ısıl genleşme katsayısı birbirine yakındır.⁵⁸ Daha az karşıt doğal diş aşınması, optik karakter ve translusenslik bakımından tam seramikler içinde en avantajlı olanıdır.⁵⁹

IPS Empress 2 ve Style-Press bu özellikleri taşıyan ürünler olup, ön ve arka bölgeye uygulanan tek kuronların ve üç üyeli köprülerin yapımında kullanılabilirlerdir.

Arka bölgede üç üyeli köprü yapımında kullanılabilmesi için en sondaki destek dişin ikinci kesici diş olması ve gövdenin bir kesici diş genişliğinden (7-8 mm) daha büyük olmaması gerekmektedir. Bağlantı bölgelerinin oklüzogingival boyutu 4-5 mm'den ve bukkolingual genişliği ise 3-4 mm'den az olmamalıdır.⁶⁰

IPS e.max Press

IPS e.max Press sistemi, 2005 yılında Empress cam seramik sistemlerinin daha güçlendirilmiş bir türü olarak Ivoclar Vivadent firması tarafından piyasaya sürülmüştür. Sistemin temel yapısını Empress 2'de olduğu gibi lityum disilikat oluşturmaktadır, ancak fırınlama tekniğindeki değişiklikler ile fiziksel ve estetik özellikleri artırılmıştır.⁶¹

Lityum disilikat cam seramik pres tekniğinde kullanılmakta ve 3-6 µm uzunluğuna sahip iğnemsiz kristaller temel fazı oluşturmaktadır. Kristalize lityum disilikat yapılar cam matriks içerisine gömülmüş bir haldedir. İngotları; %57-80 SiO₂, %11-19 Li₂O, %0-13 K₂O, %0-11 P₂O₅, %0-8 ZrO₂, %0-8 ZnO ve %0-10 diğer oksit bileşikleri ve seramik pigmentlerinden oluşmaktadır. Bu sistemde, yüksek sıcaklıklara maruz kalan renk pigmentleri eriyeceğinden dolayı materyale karakteristik renk katmak için cam içinde çözünebilen polivalent iyonlar kullanılmaktadır. Bu tür bir renklendirme mekanizması renk salan iyonların materyal içinde homojen bir şekilde dağılabilmesine avantaj sağlamaktadır, oysaki renk pigmentlerinin kullanılması mikro yapıda kusurlara sebep olmaktadır.⁶¹ IPS e.max Press sisteminde farklı opasitelere sahip homojen ingotlar bulunmaktadır. E.max Press ingotlar, ortalama 400 MPa'lık bükülme dayanımına sahiptirler ve kırılma dayanımı en fazla olan preslenebilir cam seramiklerdir. IPS e.max Press ingotlar daha geniş çap ve hacme sahip oldukları için IPS Empress ingotlara göre daha fazla restorasyonun üretilmesine olanak sağlamaktadır.

IPS e.max Press sisteminde translusenslik bakımından 3 farklı ingot seçeneği bulunmaktadır. IPS e.max Press LT, ince veneerlerin yapımında kullanılmaktadır ve

düşük translusenslik göstermektedir. IPS e.max Press MO orta opasiteli olup, vital veya hafif renklenmiş dişlerin alt yapılarında kullanılmaktadır. IPS e.max Press HO, devital, yoğun renklenmiş dişler veya alt yapıların maskelenmesinde kullanılmakta olup yüksek opasiteye sahiptir. Restorasyonun son şeklinde alt yapılar veneerlenmesi için IPS e.max Ceram kullanılır.⁶²

E.max Press sistemi, ince veneerlerde, parsiyel kuronlarda, ön ve arka bölgeye uygulanan tek kuronlarda, ön bölgedeki 3 üyeli köprülerde, destek diş olarak ikinci küçük azı dişine kadar uzanan 3 üyeli köprülerde, implant üstü tek kuronlarda, ikinci küçük azı dişini de içine alan implant üstü 3 üyeli restorasyonlar ve teleskop kuronların yapımında kullanılabilir.⁶²

IPS e.max ZirPress

Bu sistem geleneksel tabakalama yöntemi ile üretilen sinterize edilmiş dentin ve marjin materyallerinin özellikleriyle birlikte fonksiyonlarına da sahiptir. Dentin tabakasını zirkonyum oksit iskeletler üzerine preslemek amacıyla kullanılır. Üst yapı porseleni için IPS e.max Ceram kullanılır. Anatomik olarak preslenen yapı, boyama ve glaze işlemlerine tabi tutulur. Bu sistem, cam seramik floroapatit kristalleri ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3$) içerir ve değişen boyutlarda seramik yapıya katılır. Feldspat veya lösit ihtiva etmez. Kontrollü bir nükleasyon ve kristalizasyon işleminden sonra kristaller istenilen boyutlara ulaşır. Floroapatit kristallerinin nano boyutları uzunluk olarak 300 nanometreden küçük ve çap olarak da 100 nanometredir. Temel olarak materyallerin estetik özelliklerine katkıda bulunan bu floroapatit kristallerinin daha büyük boyutlarındakileriyle de materyal opasitesine katkı sağlanmaktadır.⁶¹

Feldspatik Seramikler

Vitablocks Mark I ve daha sonra üretilen Vitablocks Mark II feldspatik seramiklere örnek olarak verilebilir. Vitablocks Mark II, 1991 yılında Cerec I sistemi için üretilmiştir. Vitablocks Mark I ile karşılaştırıldığında, dayanıklılığı daha fazla tanecik boyutu ise daha küçüktür. %60-64 SiO₂ ve %20-23 Al₂O₃ içermektedir. Adeziv simantasyon için hidroflorik asit ile pürüzlendirilip mikromekanik retansiyon oluşturulur. Renk alternatifi olarak klasik Vita renk skalasındaki renkleri içerir, ancak monokromatik yapıda olması yani tek renk içermesi dezavantajdır. Monokromatik restorasyonun estetik dezavantajını ortadan kaldırmak için Vita Triluxe Block üretilmiştir. Üç tabakalı bir blok sistemi olup; koyu opak alt yapıyı en içteki tabaka, nötral alanı ortadaki tabaka, daha translüsent olan üst yapıyı ise en dıştaki tabaka oluşturmaktadır. Vitablocks Triluxe ile birlikte optik karaktere sahip daha doğal dişler üretilmektedir.⁶³⁻⁶⁵

2.4.6.2. Alümina Esaslı Seramikler

Alümina esaslı seramiklerin dayanıklılıklarının konvansiyonel seramiklerden daha iyi olmasına karşın opaklıkları fazla olduğundan üst yapı porseleni olmadan yeterli estetik sağlanamaz. Bu nedenle daha çok seramik restorasyonların alt yapısı olarak kullanılırlar ve estetik özelliklerini artırmak için konvansiyonel seramik materyalleri ile kaplanırlar.⁵⁴

In-Ceram Alumina

In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ön bölgede üç üyeli sabit restorasyon yapımına imkan tanıyan ilk tam seramik sistemi olup, 1989 yılında piyasaya sunulmuştur.⁶⁶ Bir refraktör model üzerine %70-80 oranında alüminyum oksit içeren karışım uygulanıp 1000 °C'nin üzerindeki bir sıcaklıkta

yaklaşık 10 saat boyunca fırınlanır. Kapiller basınçla refraktör modele su geçişi olur bu esnada alumina partikülleri de model üzerinde birikir. Yöntemin adına da “*slip casting*” metodu denilir. Elde edilen alumina iskeletinin daha dayanıklı olabilmesi için poröz yapısının azaltılması gerekmektedir. Bunu sağlamak için lanthanum camın alt yapı üzerine ince bir katman şeklinde sürülüp 1100 °C’de 4 saat süre ile tekrar fırınlama işlemine tabi tutulması gerekmektedir. Alumina ve cam arasındaki termal genleşme katsayısı farkı kompresif streslerin oluşmasına ve buna bağlı olarak da dayanıklılık artışına neden olur. Camın infiltre olması ile malzemedeki boşluklar dolar. Alt yapısı tamamlanmış restorasyonun üzerine klasik üst yapı porseleni pişirilir. Alt yapı üretiminde, slip casting yöntemine alternatif olarak parsiyel sinterlenmiş prefabrike blokların frezeleme tekniği de kullanılabilir.^{65,67,68}

Bükülme direnci 236-600 MPa olup, ön ve arka bölge tek kuronlar ile ve üç üyeye kadar ön bölgedeki köprülerin yapımına elverişlidir.⁶⁹ Konnektör çapı oklüzogingival olarak minimum 4 mm, bukkolingual olarak da minimum 3 mm olmalıdır.⁷⁰ Opasitesinin az olmasından dolayı ışık tam olarak infiltre olamaz, bu nedenle de elde edilen estetik sınırlıdır.^{55,56}

In-Ceram Spinell

In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), opak alt yapısı olan In-Ceram Alumina’ya alternatif bir sistem olarak 1994 yılında geliştirilmiştir.⁵⁵ Üretim tekniği klasik In-Ceram sistemine benzemektedir, sadece alüminyum oksitin yerine magnezyum alüminyum oksit kullanılarak sinterleme işlemini takiben gözenekli bir yapının oluşması sağlanmaktadır. Gözenekli olan ve “spinell” olarak adlandırılan bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliğini artıran cam ilave edilmekte ve üst yapı porseleni işlenerek uygun form verilmektedir.¹⁰ Bükülme direnci 283-377 MPa arasında olup, In-Ceram Alumina’dan yaklaşık %25 daha düşüktür.⁷⁰ Translulentliği ise 2 kat daha

fazladır. Işığı iyi geçirmesinden dolayı estetiğin önemli olduğu n bölgeye uygulanacak restorasyonlarda kullanılabilir.⁷¹

In-Ceram Zirconia

In-Ceram Alumina ve In-Ceram Spinell'den sonra alt yapı materyali olarak zirkonyum oksit kullanılarak In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) geliştirilmiştir. In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina sistemine benzemekte ve mekanik özellikleri daha iyi olan bir seramik geliştirmek için %35 oranında parsiyel stabilize zirkonyum oksit içermektedir.⁷² In-Ceram Zirconia seramikler, In-Ceram tekniğindeki gibi slip-cast yöntemiyle veya zirkonya blokların frezelenmesi ile retilenmektedir. Restorasyonun son şekli feldspatik porselen ile alt yapının venerlenmesi ile elde edilmektedir. Bükülme dayanımı 421-800 MPa olan bu seramikler, kor yapısındaki opaklıktan kaynaklanan estetik sınırlamalardan dolayı arka bölgeye uygulanan kuron ve köprülerde tavsiye edilmektedir.^{55,56} Konnektrlerin oklüzogingival yüksekliliği minimum 4 mm, bukkolingual genişliği minimum 3 mm olmalıdır.⁷³

Synthoceram

CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction)'nun teknik konsepti ilk olarak Denissen ve arkadařları⁷⁴ tarafından tanımlanmıştır. Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoom, Hollanda), CICERO teknolojisini kullanarak geliştirilen yüksek dayanıklılık gösteren cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramiktir.^{75,76} İnley, onley, kuron ve köprü yapımı için geliştirilmiştir. Alt yapıların üretilmesinde, lazerle tarama, bilgisayar destekli frezeleme ve sinterleme işlemleri kullanılmaktadır. Prepare edilen restorasyon bölgesi, bitişik ve antagonist dişler lazer tarayıcı ile üç boyutlu olarak taranır. Dijital ortamda tasarımı yapılmış olan alt yapılar, alüminyum oksit bloklardan

frezelenerek üretilir ve daha sonra sinterize edilir.⁷⁷ Elde edilen alt yapının üzerine veneer porseleni kullanılarak restorasyon bitirilir.⁷⁸

Procera AllCeram

Andersson ve Oden⁷⁹ tarafından 1993 yılında geliştirilmiş olan Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) yüksek saflıkta alüminyum oksit bir seramiktir. Yapısında %99.9 oranında Al₂O₃ partiküllerine sahip seramik yoğun olarak sinterize edildikten sonra tam seramik restorasyonların alt yapı materyali olarak kullanılır.⁷⁹ 500-600 MPa'lık bükülme direnci ile zirkonyadan sonra alümina esaslı materyaller arasında en yüksek dayanıklılığa sahiptir.⁷¹ Preparasyon verileri bilgisayara transfer edilerek, monitörde görüntülenir. Alüminyum oksitin fırında pişirilme esnasında %15-20 oranında büzüleceğinden dolayı orijinal boyutlarından daha büyük ebattaki daylı modeller, CAM (Computer Aided Manufacturing) yardımıyla üretilir. Saflık oranı %99'dan daha fazla olan alüminyum oksit tozu, yüksek basınç altında dublike edilen büyütülmüş daylara preslenir. Daha sonra elde edilen homojen ve yoğun kütlelerin dış yüzeyi, kalınlığı 0.5 mm olacak şekilde CAD teknolojisi ile dijital ortamda dizayn edilip, CAM teknolojisi ile frezelenip, sinterizasyon işlemi için 1600 °C'de fırınlanır. Büzölmüş olan kor yapı sinterizasyon işleminden sonra orijinal boyutuna döner.⁸⁰ Üretilen bu kor yapı, ısıl genleşme katsayısı alüminyum oksitin ısıl genleşme katsayısına yakın olan bir düşük ısı feldspatik porseleni ile veneerlenir.⁶³

Turkom-Cera

Turkom-Cera piyasadaki alümina esaslı seramiklerin en yeni ürünlerinden biridir. Turkom-Cera sisteminin saf alüminyum oksit içeriği çok fazla olmakla birlikte, In-Ceram Alumina ve Procera AllCeram sistemlerine yakın özellik göstermektedir. Buna rağmen materyal üretilirken iki tabaka plastik folyo kullanıldığından dolayı

McLean'ın "twin foil" tekniğini andırmaktadır.^{12,81} Bu teknikte, restore edilecek materyal kırmızı plastik folyoyla 0.1 mm kalınlığında kaplandıktan sonra jel halindeki alümina karışımına batırılır. Kuruma işlemini takiben jel yapı daha sonra 5 dakika süre ile 1150 °C sıcaklıkta fırınlanarak alüminöz alt yapı porseleni oluşturulur. Bu aşamayı "crystal hardening" olarak isimlendirilen cam infiltrasyon işlemi takip eder ve pat haline getirilen renklendirilmiş cam tozları hazırlanan alüminöz porcelene ilave edilip 1150 °C'de 30 dakika süreyle fırınlama işlemi tekrarlanır. Fırınlama sonrasında artan camı uzaklaştırmak için kuşlama veyahut frezeleme işlemi yapılır.⁸¹⁻⁸³ Hazırlanan alt yapı, VITA VM7 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) düşük ısı porseleni ile veneerlenir.⁸⁴

2.4.6.3. Zirkonya Seramikler

Zirkonyum; periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91.22 olan, metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Zirkonyum oksit, 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth'un oksit üretmek için zirkon taşlarını alkali ile reaksiyona soktuğu çalışmadan sonra keşfedilmiş ve Arapça'da altın renkli anlamına gelen "Zargun" olarak adlandırılmıştır (Şekil 2.1).⁸⁵

Doğada saf halde bulunmayan zirkonyum, silikat oksit, badeleyit gibi mineraller ile birlikte bulunur.⁸⁶ Diş hekimliğinde kullanılmaya uygun olmayan bu minerallerin uzun ve karmaşık işlemler sonucu ayrıştırılması ile saf zirkonya tozu elde edilir. Bu saflaştırma işleminden sonra zirkonya biyomateryal olarak kullanılabilir.^{85,86} Uzun yıllar diğer metal oksitlerle birlikte seramikte renklendirici olarak kullanılan zirkonyum oksitin, sahip olduğu kimyasal özellikler ve boyutsal stabilite, mekanik direnç, sertlik, paslanmaz çelik alaşımlara benzer Young modülü sebebiyle 1960'lı yılların sonlarına doğru biyomateryal olarak kullanımı gündeme gelmiştir.



Şekil 2.1. Zirkonyum elementi

Zirkonyum oksit, tıp alanında ortopedik kalça protezlerinde titanyum ve alüminyumun yerine ilk kez 1969 yılında kullanılmıştır.^{85,87} Restoratif materyal olarak 1990'ların başında önem kazanan zirkonya; diş hekimliği alanında ilk olarak endodontik tedavide post yapımında, implant üst yapıları ve ortodontik braketlerde kullanılırken, ilerleyen yıllarda tam seramik restorasyonların alt yapı malzemesi olarak popüler hale gelmiştir.^{19,88-90}

Zirkonyumun Mikroyapısı

Zirkonya poliformik bir malzemedir ve kristalleri aşağıdaki fazlara sahiptir:

1. Kübik faz (C): 2370 °C ile 2680 °C arasında stabil faz
2. Tetragonal faz (T): 1170 °C ile 2370 °C arasında stabil faz
3. Monoklinik faz (M): Oda sıcaklığında stabil faz

Sinterleme işlemi sonrası soğuyan zirkonyum oksitte, 100 °C ile 1170 °C arasında tetragonal-monoklinik faz değişimi olur. Kontrolsüz gerçekleşen bu faz değişimine bağlı olarak %1-5'lik hacimsel bir artış oluşmakta ve bunun bir sonucu

olarak da yüksek internal stresler oluşabilmektedir. Bu olay, materyalin soğuması sırasında küçük parçalara ayrılmasına neden olduğundan istenmeyen bir durumdur.

Zirkonyuma ilave edilen kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium ve seryum gibi metal oksitler zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil kalmasını sağlar.⁸⁵ Bu metal oksitlerin İlavesi tetragonal ve monoklinik faz arasındaki geçişin kontrollü olmasını sağlar. Zirkonyuma; kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilerek hazırlanan karışımlar biyomedikal uygulamalarda denenmiş ancak sadece zirkonya-yttrium seramiklerin biyomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür.^{91,92} Bunun yanında kalsiyum, magnezyum, alüminyum ilaveleri ile karma fazlar elde edilirken, yttrium ise zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal stabil olmasını sağlamaktadır.⁸⁵

Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında stabilize etmek ve multifazlı parsiyel stabilize zirkonyayı elde etmek amacı ile yapıya ilave edilen stabilize edici bir oksittir.⁹³ Tetragonal zirkonya polikristali (TZP) oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edici oksit olarak %2-3 oranında Y_2O_3 içerir. Tetragonal tanecikler metastabil yapıdadır. Yapı içerisindeki yttrium konsantrasyonu yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalinin tanecik büyüklüğünü belirlemektedir. Taneciklerin yapı ve büyüklüğün belirli bir sınırı aşması, t→m faz dönüşümüne neden olmaktadır.

Tanecik büyüklüğünün $0.8 \mu m$ 'den küçük olduğu durumlarda oda sıcaklığında metastabil bir yapı elde edilmektedir. Eğer tanecikler çok küçük olursa t→m faz dönüşümü engellenmiş olur.⁸⁵

Y-TZP esaslı restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillendirilmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterlenmesi veya tamamen

sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilebilmektedir.⁹⁴

Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Zirkonya, paslanmaz çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir. Bükülme dayanımı 900-1200 MPa,^{95,96} kırılma dayanımı 7-10 MPa, elastiklik modülü yaklaşık 200 MPa ve Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katı olarak saptanmıştır.⁸⁵

Zirkonyum oksit yapıların kuvvetler karşısındaki dayanıklılığını açıklayan iki teori bulunmaktadır:

1. Termal genleşme katsayısı farkı: Zirkonyum içindeki tetragonal fazın termal genleşme katsayısı 6.5 °C iken, kübik fazın termal genleşme katsayısı farkı 10.5 °C'dir. İki faz arasında bulunan termal genleşme katsayısı farkı, ısıl işlemler sırasında yapı içinde mikro çatlaklar oluşturmaktadır. Bu mikro çatlaklar, yapı içinde iç basınç oluşturarak ileride meydana gelebilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve çatlak ilerlemesini engeller.⁸⁵

2. İç stres oluşumu: Parsiyel stabilize zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon, ağız içinde fonksiyon esnasında, yapının içinde yer alan kübik matrikse bir baskı kuvveti uygular ve bu baskının etkisi ile kübik matriks içerisindeki düzenli yapısını kaybedip daha hacimli olan monoklinik faza geçer.

Faz değişimi ile kristallerde %3-5 oranında oluşan hacim artışına ve kübik matriks içerisinde baskı kuvvetlerine karşı bir iç stres meydana gelir. Bu stres alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici etki gösterir ve böylece ZrO₂ seramiklerinin mekanik özellikleri artırılmış olur. Zirkonyuma dayanıklılığını veren “*transformasyon sertleşmesi*” adı verilen bu özelliğidir.^{85,97} Tükürük içindeki su, cam seramiklerdeki cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu olay seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Zirkonya esaslı seramikler ise cam

içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönemler boyunca stabilizasyonlarını koruyabilirler. Ancak zirkonya, özellikle ortamdaki suya bağlı olarak, ‘düşük ısılarda bozulma’ (low temperature degradation) mekanizmasını gerçekleştirir. 900-1000 °C’deki 1 dakika gibi kısa süreli ısı uygulamalarının dahi tersine dönüşüme neden olduğu belirtilmektedir. Özellikle veneer porselenlerinin fırınlanma işleminde oluşan m→t dönüşümü kompresif streslerin serbestleşip dayanıklılığın azalmasına yol açar.^{6,72,98}

Zirkonyumun Biyouyumluluğu

Yapılan in-vivo ve in-vitro çalışmalar sonucunda, radyoaktif içeriğinden arındırılmış saf zirkonya tozlarının biyouyumluluklarının çok iyi olduğu, hiçbir lokal veya sistemik reaksiyon oluşturmadıkları tespit edilmiştir.⁹⁹ Saflaştırılmış ve saflaştırılmamış tozdan elde edilen zirkonya seramiklerinin mutajenik ve karsinojenik etkilerinin araştırıldığı bir çalışma sonucunda, Y-TZP’nin hücre ile uyumlu olduğu, mutajenik ve karsinojenik etkisinin olmadığı belirtilmiştir.⁹² Yapılan son çalışmalarda Y-TZP’nin bakteriyel tutulumunun titanyumdan daha az olduğu ifade edilmiştir.¹⁰⁰

Tablo 2.3. Y-TZP’nin mekanik ve kimyasal özellikleri

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	ZrO ₂ + 3 mol % Y ₂ O ₃
Yoğunluk	> 6 g/cm ³
Porozite	< 0.1 %
Bükülme direnci	900-1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ^{1/2}
Termal genleşme katsayısı	10x10 ⁻⁶ K
Termal iletkenlik	2 W m K ⁻¹

Lava

Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya) tarama ünitesi, bilgisayar yazılımı, freze makinesi ve sinterizasyon fırınına içeren ünitelerden oluşan, CAD/CAM teknolojisini kullanan 2003 yılında piyasaya sürülen bir sistemdir.^{19,101}

Lava sisteminde, sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılır ve bu durum blokların işlenmesini kolaylaştırır.⁵³ Sinterizasyon sonrası oluşan büzülme ile oluşacak uyumsuzluğu önlemek amacıyla CAD sisteminde, restorasyon gerçek boyutundan %20 daha büyük olacak şekilde tasarlanır.¹⁰² Ölçü modeli laboratuvarında hazırladıktan sonra optik tarayıcı ile model taranır. Daha sonra restorasyon bilgisayar ortamında yazılım programı vasıtasıyla dizayn edilir. Tasarımı tamamlanan restorasyonun bilgileri Lava Form frezeleme makinesine aktarılır.

Sinterlenmemiş zirkonya bloklar aşındırma işlemine tabi tutulur ve sonrasında Lava Therm fırınında, 1500 °C sıcaklıkta 11 saat sinterize edilir. Alt yapı 7 farklı renkle renklendirilebilir. Sinterlenen alt yapı Lava Ceram kullanılarak veneerlenir. Üstün mekanik özelliklere sahip olmasından dolayı Lava hem ön hem de arka bölgeye yapılacak restorasyonlarda kullanılabilir.¹⁰³

Cercon

Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) sisteminde bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Alt yapı üretiminde geleneksel mum modelaj tekniği kullanılır. Modelajı tamamlanmış mum, gümüş tozlarıyla kaplandıktan sonra lazer ile tarama işlemi için Cercon Brain ünitesine taşınır. Mevcut görüntüler freze ünitesine aktarılır ve “Cercon base” adı verilen bloklardan alt yapı frezelenir. %25-30'luk sinterleme büzülmesini kompanse edecek şekilde büyük hazırlanan alt yapıların sinterleme işlemi sisteme ait olan Cercon heat fırınında 1150 °C'de 6 saatte yapılmaktadır. Sinterleme işlemi

tamamlanan alt yapılar, sistemin kendine uygun üst yapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) ile kaplanır ve restorasyonun son şekli verilir.¹⁷ Tek kuron, üç ila beş üyeli köprü veya implant üstü sabit protezlerin yapımında kullanılabilir. Günümüzde hazırlanan daha büyük bloklar, altı üyeli restorasyonların yapılabilmesine olanak sağlamaktadır.^{19,104}

DC-Zirkon

DCS Predicent (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre) sistemi; Preciscan (tarayıcı), Precismart (bilgisayar yazılımı) ve Precimill (frezeleme ünitesi) 'den oluşmaktadır ve 1990 yılında piyasaya sürülmüştür. Lazer tarayıcı vasıtasıyla alçı modelin bütün yüzeyleri ile tek tek güdükları taranarak yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapılmaktadır.

Ölçümü tamamlanan modellerden elde edilen bilgiler, dizayn yapılmak üzere bilgisayar ortamına transfer edilir. Konnektör ve gövde boyutları tamamlanan restorasyonun bilgileri frezeleme ünitesine aktarılır. Alt yapı, tamamen sinterize olan hazır HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya bloklar kullanılarak tam olarak orijinal restorasyon boyutlarında frezelenir. Zirkonya bloklar, tam sinterlendiğinden oldukça serttir bu yüzden tek bir kuronun frezeleme işlemi 2 saat sürmektedir. Bununla beraber sinterleme aşaması yoktur.

Bazı dental üreticiler, frezeleme işleminin tam sinterize bloklarda mikro çatlak oluşumuna neden olduğunu iddia ederken, bazı firmalar ise bu sistemde büzülme meydana gelmemesinden dolayı üretilen restorasyonun marjinal uyumunun çok iyi olduğunu bildirmektedirler.^{95,104,105}

Denzir

Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç) sistemi ilk kez 1995 yılında inley restorasyonlarla tanıtılmıştır. Bu sistemde ölçü aşaması Decim Reader ile

gerçekleştirilmektedir. Restorasyon Decim Designer denilen yazılım ile programı ile bilgisayar ortamında tasarlanmaktadır. CAM ünitesindeki ölçümler Decim Calculator ile yapıldıktan sonra restorasyonun frezelenip şekillendirilmesi Decim Producer tarafından gerçekleştirilmektedir. Denzir sisteminde kullanılan bloklar tam sinterize bloklar olup, HOT yöntemi ile oluşturulmaktadır. 1400-1500 °C’de ve yüksek basınç altında gerçekleşen bu işlemin amacı zirkonyum seramik içindeki parçacık yoğunluğunu artırmaktır. Decim sistemi ile seramik restorasyonlar üretilebilmesinin yanı sıra Y-TZP bloklardan inley üretebilen tek sistemdir.^{72,106}

Procera

Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllTitan, Procera AllCeram ve Procera AllZirkon bloklar işlenebilmektedir. Procera AllZirkon bloklar 2001 yılında üretilmeye başlamıştır.

Procera sisteminde CAD ünitesi hekimin bireysel olarak çalıştığı laboratuvarında bulunurken; CAM üniteleri, biri İsveç diğeri Amerika’da olmak üzere sadece iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapıların tasarımı bu iki merkez laboratuvardan birinde hazırlanır. Data transferi internet aracılığıyla yapılmaktadır. Merkez laboratuvarından gelen zirkonyum alt yapı üzerine, zirkonyumun özel üst yapı porseleni (Nobel Rondo) yerleştirilerek restorasyon tamamlanır. Tarayıcı karışık şekilleri tarayamadığı için bu sistemde sadece tek kuron taranabilir. Yapılan kuronların uyumu, geliştirilen yeni sistemler ile hazırlananlar kadar iyi değildir.¹⁰⁷⁻¹⁰⁹

Celay

Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya) sistemi, 1987 yılında kopyalama tekniği esasına dayanarak çalışan ve bilgisayar destekli sistemlere alternatif bir yöntem olarak geliştirilmiştir. Sistemde dört çeşit blok kullanılmaktadır. Ölçüden hazırlanan model

üzerinde teknisyen tarafından özel bir kompozit malzemesi ile alt yapı elde edilir. Hazırlanan alt yapı cihazın iki bölmesinden biri olan sol taraftaki bölmeye yerleştirilir. Bu bölmede aşındırma yapmayan modelajı yapılmış restorasyon üzerinde dolaşarak bu alt yapıyı tanıyan tarayıcı uçlar bulunur. Sağ taraftaki bölmeye ise aşındırılması istenilen blok yerleştirilir. Frezeleme işlemi bitirildikten sonra sinterizasyon işlemi yapılır ve uygun bir üst yapı porseleni ile restorasyon tamamlanır.¹¹⁰

Cerec

Cerec (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemi ile klasik ölçü alma prosedürü ortadan kaldırılmıştır. Cihazın ağız içi kamerası ile ölçü alma işlemi gerçekleştirilebilmektedir. Bu işleme alternatif olarak ölçüsü alınan preparasyon modeli in-EOS yardımıyla da görüntülenebilmektedir. Sistemin sahip olduğu bilgisayar yazılımı sayesinde, alt yapının tasarımı elde edilen görüntü üzerinde yapılır.

Uygun alt yapı malzemesinin bilgisayar yazılımından seçilmesinin ardından, seçilen blok frezeleme ünitesine yerleştirilir. Zirkonya blok, sinterleme sonrası yaklaşık %20 oranında büzülme göstereceği için alt yapı freze cihazında final boyutundan %20 daha büyük hazırlanır. Frezeleme işlemi tamamlanan zirkonya blok, sistemin sinterleme fırınında (InFire HTC) sinterlenir, sonrasında uygun üst yapı porseleni kullanılarak restorasyon tamamlanır.¹¹¹

Everest

Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya) sistemi, daha hassas uyumun sağlanabilmesi için diğer sistemlerden farklı olarak aşındırma ünitesinde beş aks teknolojisine sahiptir. Model taranır ve alt yapının tasarımı yapılır, sonrasında istenilen blok seçilerek frezeleme işlemine geçilir. Sistemin kendisine ait hem sinterlenmemiş zirkonya blokları hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları bulunmaktadır. Bunların

dışında sistemde titanyum ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş alt yapı malzeme seçenekleri de mevcuttur. Sistemdeki bloklar diğer sistemlerde olduğu gibi blok şeklinin yanı sıra 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.¹¹²

Zirkonzahn

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya) sistemi bir CAD/CAM sistemi olduğu gibi mekanik yöntemlerle üretim yapmaya da izin veren bir sistemdir. Zirkograph’ın kullanıldığı mekanik teknikte, restorasyonu yapılacak güdük veya güdüklere ışıkla sertleşen kompozit rezin kullanılarak alt yapı tasarımı yapılır.

Gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra Zirkograph’ın iki bölmesinden biri olan sadece okuyucu ucun yer aldığı kısma, teknisyen tarafından kompozit rezin kullanılarak yapılan alt yapı sabitlenir. Cihazın aşındırıcı ucunun bulunduğu diğer bölümüne de sistemin kendisine ait olan zirkonya blok (ICE Zirconia veya Prettau) yerleştirilir. Okuyucu uç, elde edilen kompozit alt yapı üzerinde teknisyen tarafından kontrollü bir şekilde hareket ettirilirken, zirkonya blok üzerinde kesici uç susuz ortamda restorasyonu şekillendirir.¹¹³

CAD/CAM sisteminde ise restore edilecek alt yapı modeli optik tarayıcı Optical Scanner S 600 ile taranır, dijital ortamda tasarım planlanır ve frezeleme işlemi zirkonya blok ile CAD/CAM M5 ünitesi kullanılarak yapılır. Hacim olarak %25 daha büyük elde edilen alt yapı istenilen rengin elde edilebilmesi için renklendirici solüsyonlar ile renklendirildikten sonra, sistemin sinterleme fırını kullanılarak sinterlenir. Alt yapı sistem için önerilen üst yapı porseleni ile kaplanarak restorasyon tamamlanır.¹¹³

2.5. Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri

2.5.1. Aşındırma (Grinding)

Aşındırma işlemi, tam porselenlerin alt yapısının işlenmesi ve uyumlandırılması sırasında teknisyen, hasta üzerindeki kontroller sırasında ise diş hekimi tarafından sıklıkla uygulanmaktadır. Zirkonyaya, aşındırma ve kumlama gibi eksternal kuvvetler uygulandığında tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşürler.¹¹⁴

Aşındırmanın iki şekilde etkisi olabilir; birincisi yüzeyde oluşan rezidüel baskı stresleri zirkonya alt yapıli seramiklerin bükülme dayanımını artırabilir. İkincisi de aşındırmaya bağıli olarak yüzeyde derin çatlaklar meydana gelir ve bunlar materyaldeki stresi artırır. Bu çatlakların derinliğı, yüzeyde aşınma sonucu oluşan baskı tabakasını aşarsa dayanıklılık azalır.⁹⁶

Aşındırmanın etkisi diskteki elmas grenlerin sayısı ve büyüklüğü ile orantılıdır. Her bir çentik, hacmi kadar materyali uzaklaştırırken sıkıştırıcı stres oluşturmaktadır. Bu stresler, yüzeyin altında birkaç mikron derinliğinde gerilim oluştururken daha derine indikçe sifira yaklaşır. Yüzeye yakın bölgelerdeki sıkıştırıcı stresler, aynı zamanda materyalin bükülme direncini artırmaktadır. Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde genellikle kalın grenli elmas frezler kullanılmaktadır.^{96,115,116}

2.5.2. Kumlama (Sandblasting)

Alüminyum oksit partikülleri kullanılarak yapılan kumlama işlemi porselen yapıların yüzey pürüzlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Kullanılan alüminyum oksit partiküllerinin boyutları 25 ile 250 µm arasında olmaktadır.^{88,116-120} Kumlama işlemi ile yapılan yüzey pürüzlendirmesi kontamine tabakaların kaldırılarak yapışma için uygun alanın oluşturulmasını ve adeziv materyallerinin ıslanabilirliğinin artırılmasını sağlamaktadır.^{121,122}

Bununla beraber, kumlama ile oluşan çatlaklar Y-TZP için fraktür başlatıcı olarak görev yapar ve bu materyallerin mekanik özelliklerini ve uzun dönem performanslarını olumsuz olarak etkiler.^{123,124} Modifiye fosfat monomerle kombine edilmiş alüminyum oksit partikülleri, alümina ve zirkonya bazlı seramiklerin sağlam ve stabil bir yapılaşmaya ulaşmaları için anahtar bir faktör olarak rol oynarlar.^{118,125-127}

Kumlama işlemi, laboratuvar ortamında veya hasta başı yöntemle, küçük ve büyük boyutlu partiküllerle uygulanabilir. Bununla beraber, farklı mikro yapılara ve kimyasal kompozisyonlara sahip, yüksek dirençli seramikler üzerinde büyük ya da küçük boyutlu partiküllerin mikromekanik retansiyonu nasıl sağladığına dair fazla bilgi bulunmamaktadır.¹²¹

2.5.3. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu ile Kumlama

Tribokimyasal silika kaplama işleminde, silika ile kaplanmış olan alüminyum oksit tozları basınçlı bir şekilde porselen yapıya uygulanır. Bu işlemde, alüminyum oksit tozları mikromekanik retansiyon oluştururken, silika kaplı partiküller sayesinde de silanizasyon sağlayarak kimyasal bir bağlanma meydana getirmektedir.^{117,128}

Tribokimyasal silika kaplama işlemi birçok yöntemle uygulanabilir. Rocatec Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya) silika kaplama işleminin laboratuvar ortamında gerçekleştirildiği bir sistemdir.¹²¹ CoJet (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ise, ağız içi uygulamalar ile metal ve tam seramik restorasyonların kırık tamirlerinde silanizasyon oluşturmak amacıyla kullanılır.¹²⁹

Y-TZP üreticilerinin önerdiği, adeziv simantasyonu artırmak için kullanılan kumlama ve tribokimyasal kaplamanın, Y-TZP materyallerinin mekanik özelliklerini etkilediğine dair birçok çalışma yapılmıştır.^{126,130-132}

2.5.4. Lazer ile Pürüzlendirme

İlk defa Maiman tarafından 1960 yılında geliştirilmiş olan lazer (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) 0.694 Zm dalga boyunda ışık yayan Ruby lazeridir. Snitzer ise 1961 yılında neodmiyum lazeri geliştirmiştir.¹³³

Lazer ışığının tek renkli olması, tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmasına sebep olan temel özelliğidir. Bu özellik sayesinde lazer ışığı, hedeflenen dokulara etki eder ve çevre dokularda ise minimum tahribat oluşturur. Bu duruma lazerin doku seçici özelliği adı verilmektedir.¹³⁴

Lazerler elde edildikleri maddelerin adıyla anılırlar. Zharikov ve ark.¹³⁵ tarafından 1975 yılında geliştirilmiş olan Er:YAG (Erbium-doped Yttrium Aluminium Garnet) lazerin, 1997 yılında FDA tarafından çürük temizlemek, kavite preparasyonlarını şekillendirilmek, mine ve dentini pürüzlendirmeden önce modifiye etmek gibi alanlarda kullanımı onaylanmıştır.¹³⁶ Er:YAG lazer, erbiyum (Er 3+) iyonları ile birleştirilen, YAG (Yttrium Aluminium Garnet) ana kristallerinden meydana gelmektedir. YAG ana kristalleri ile birleşmiş olan Er 3+ iyonları 2936 nm dalga boyunda lazer ışınları yayabilir. Erbiyum iyonları, aynı zamanda krom sentezli YSGG (Yttrium Scandium Galyum Garnet) ana kristalleriyle de birleştirilebilir. Bu şekilde elde edilen lazer; Er, Cr: YSGG (Erbium, Crom Yttrium Scandium Galyum Garnet) lazeri olarak bilinir.¹³⁷ Er:YAG lazer, günümüz diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan lazer sistemidir.¹³⁸

2.6. Mekanik Testler

2.6.1. Sertlik Testleri

Sertlik, maddenin sert bir cisim karşısında sürekli deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır.¹³⁹ Sertlik, maddenin mekanik dayanıklılığını, çizilme, kırılma

ve aşınma direncini artırdığı gibi kuvvetler karşısında orijinal şeklini kaybetmemesini de sağlar.^{140,141} Sertlik ölçümü uygulanan kuvvet ve gözlenen değişimlere göre makro, mikro veya nano dereceli olarak tanımlanabilir.¹⁴²

Materyallerin makro sertlik değerlerinin ölçülebilmesi için; Brinell, Rockwell gibi basit ve hızlı metotlar kullanılır. Makro sertlik ölçümleri materyaller ince bir mikro yapıya sahip olduklarında, değişken olacağından yüzey özelliklerini tam olarak yansıtmayacaktır. Bu durumda Knoop ve Vickers gibi mikro sertlik testlerinin uygulanması gerekmektedir.¹⁴² Mikro sertlik testleri belli bir zaman süresince, yük altında mikro elmas ucun test edilen materyal yüzeyine kuvvet uygulaması ile yapılmaktadır. Yük kaldırıldıktan sonra bu işlem sonucu elde edilen izlerin uzunluğu bir mikroskop ile ölçülmektedir.¹⁴³ Bu testlerde makro sertlik testlerinden farklı olarak hem kullanılan yükler hem de elde edilen izler çok küçüktür ve 19 µm'den daha az derinlikle sınırlıdır.¹⁴²

2.6.1.1. Vickers Sertlik Testi

Sertliği ölçülecek materyal üzerine tepe açısı 136° olan, kare tabanlı, piramit şekilli elmas uç ile 1 ile 100 kg kuvvet uygulayarak bir iz oluşturulur. Uygulanan yük kalktıktan sonra oluşan dörtgene benzer şeklin köşegenleri ölçülür.¹⁴⁴ Ölçüm işlemi, sertlik cihazına eklenmiş bir mikroskop vasıtasıyla ölçüm ekranında bulunan hareketli iki cetvel ile köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalamasının alınmasıyla gerçekleştirilmektedir.

Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün mm² olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup;

$$HV = 1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$$

formülü kullanılarak hesaplanır. Oluşan iz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve bu sonuç materyalin daha sert olduğunu gösterir.¹¹ Vickers sertlik testinin verdiği değerlerin hata payının çok az olması, elmas ucun kolaylıkla ve kısa zamanda deforme olmaması, tüm materyal ve yüzeyler için kullanılabilmesi gibi avantajları vardır. Ek olarak Vickers sertlik testi ile bir örneğin üst yüzey, merkez ve alt yüzey gibi seçilmiş alanlarının ölçümü yapılabilmektedir.¹⁴⁵

2.6.2. Bükülme Dayanımı Testleri

Araştırmalarda kullanılan mekanik testler sayesinde dental materyallerin yapısal özellikleri incelenebilmektedir.¹⁴⁶ Bükülme dayanımı; bir kirişin iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kirişin gösterdiği mukavemettir.¹⁷ Basma, makaslama ve çekme gerilimlerinin aynı anda olduğu bükülme testleri ile materyallerin dayanımı ile ilgili tekrarlanabilir güvenilir sonuçlar elde edilebilir ve bu sonuçlara göre farklı materyallerin dayanıklılıkları karşılaştırılabilir.¹⁴⁶ Materyallerin üretimi sırasında oluşan ısıl değişiklikler, mekanik olaylar, mikro çatlaklar ve defektler dayanıklılığı önemli oranda etkileyebilmektedir. Materyallerin bükülme dayanımları; tek eksenli bükülme testleri (üç nokta yükleme, dört nokta yükleme) ve iki eksenli bükülme testleri (halka üzerinde halka, halka üzerinde top, üç top üzerinde piston) gibi farklı testlerle ölçülebilmektedir.

ISO 6872 standardında alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılığını ölçmek için üç nokta yükleme testi ve iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testi önerilmiş ve açıklanmıştır.¹⁴⁷

2.6.2.1. Tek Eksenli Bükülme Testleri

Üç nokta ve dört nokta yükleme testlerini içerir.¹⁴⁷⁻¹⁴⁹ Elde edilen verilerin karşılaştırılması kolaylıkla yapılabilmektedir. Ancak test edilecek örneklerde meydana

gelebilecek yüzeysel çukur, çatlak ve defektler elde edilen sonuçları önemli ölçüde etkileyebilmektedir.^{148,150}

Bu test yönteminde dikdörtgenler prizması şeklindeki örnekler ISO 6872 standartlarında 2x4x25 mm boyutlarında hazırlanmaktadır.^{148,151} Test düzeneğinde örnekler aralarında 20 mm bulunan dairesel çelik barların üzerine merkezi olarak konumlandırılır. Ardından dairesel bir çelik bar ile destek barların tam ortasından örneğin uzun aksına dik olacak şekilde kuvvet uygulanır.¹⁵² Üç nokta yükleme testinde, dikdörtgen prizması şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde desteklenir ve tam orta noktadan kuvvet uygulanır. Kırılmaya sebep olan toplam kuvvet miktarı Newton olarak saptanır ve ISO standartlarına göre aşağıdaki formül kullanılarak MPa birimine çevrilir:^{148,149,151}

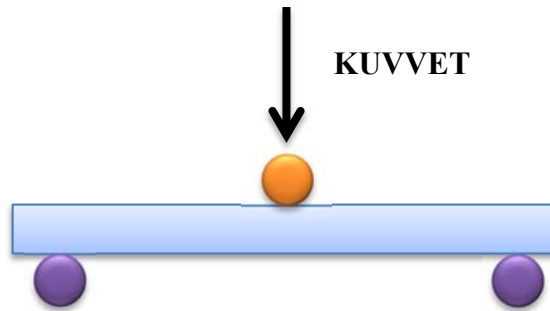
$$\text{Stres (MPa)} = 3LF / 2WT^2$$

L: Destekler arası mesafe (mm)

W: Örneğin genişliği (mm)

F: Kuvvet (N)

T: Örneğin kalınlığı (mm)



Şekil 2.2. Üç nokta yüklemenin şematik resmi

Dört nokta yükleme testinde de örnek yine iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yükün uygulanacağı iki nokta, her bir destekten aradaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır.¹⁴⁶

Tek eksenli bükülme testleri örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı oldukça hassastır.¹⁵³ Bununla birlikte, hazırlanan test örneklerinin boyut ve hacmi dental restorasyonlardan oldukça farklıdır.¹⁵⁴

2.6.2.2. İki Eksenli Bükülme Testleri

Bu test yönteminde, disk şeklindeki örneğin alt tarafı bir halka veya daire oluşturacak şekilde duran topraklar ile desteklenmektedir. Altındaki halka veya toprakların merkezine konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan kuvvet uygulanmaktadır.¹⁴⁷

2.7. Taramalı Elektron Mikroskobu

Taramalı elektron mikroskobu, katı haldeki maddelerin mikroskopik özelliklerini incelemek için kullanılan bir sistemdir. SEM materyal yüzeylerini elektron kaynağı ile tarar ve bu nedenle elektron-optik denenen bir sistemi kullanır.

SEM ile sıvı halde bulunmayan ve sıvı karakter taşımayan, iletkenliği olup, olmayan tüm örnekler incelenebilir.¹⁵⁵

SEM'de ana çalışma prensibi primer elektron demeti yardımıyla örnek yüzeyinin taranmasıdır. Bu işleme başlamadan önce örneklere bir takım protokollerin uygulanması gerekmektedir. İlk olarak örnekler%2.5 gluteraldehit içeren kakodilat buffer solüsyonunda sabitlenir. Sonrasında etanol konsantrasyonu sürekli artırılan bir solüsyonda etanol içinde dehidrate olması sağlanır ve kimyasal kurutma işlemi gerçekleştirilir. Alüminyum kalıplar içerisine yerleştirilen örneklere incecik bir altın kaplama yapılır.¹⁵⁵

Örneklere tarama işlemi yapılırken primer elektron demeti yüzeyde yer alan elektronlarla etkileşir ve buradaki elektronları etrafa dağıtır. Sekonder elektronların yüzeylerden yayılması ile birlikte algılayıcılar harekete geçip bu elektronları toplayarak

yüzey topografisi ve yapısı hakkında bilgi verirler. Algılayıcı üzerine düşen sekonder elektron sayısının fazlalığı o alanın o kadar parlak olmasını, azlığı ise o denli karanlık olmasını sağlar. Böylelikle materyal yüzeylerinin yapısını gösteren gri tonlarında görüntüler elde edilir.¹⁵⁶



3. MATERYAL VE METOT

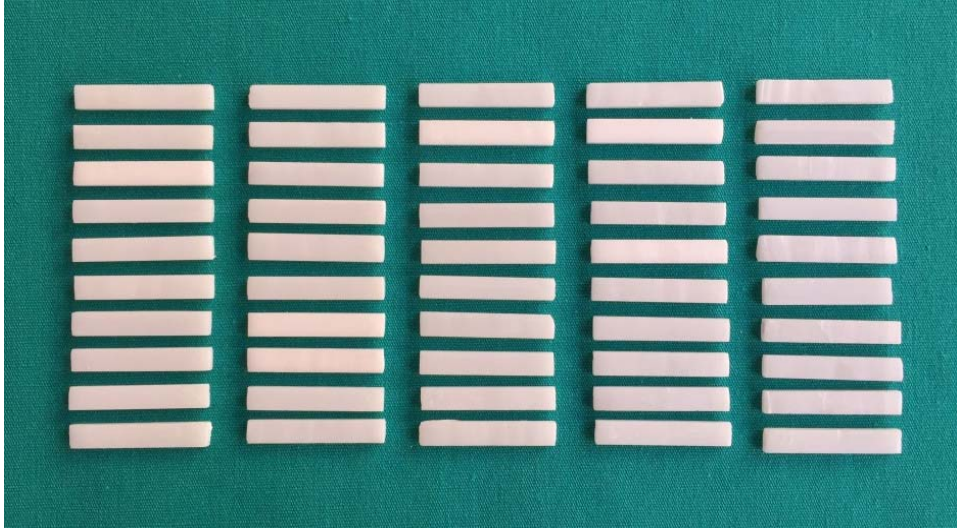
Bu çalışmada, farklı yüzey işlemleri uygulanmış zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların yüzey sertliği ve bükülme dayanımları test edildi. Tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Çalışma için etik kurul onayı alındı (EK-2). Kullanılan zirkonyum ve lityum disilikat örnekler Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Biriminin desteklediği 2013/266 no'lu proje ile alındı (EK-3).

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan örnekler; tam seramik materyallerin dayanıklılık testleri ile ilgili uluslararası standartlara (ISO 6872) uygun olarak dikdörtgenler prizması şeklinde 25 mm uzunluğunda, 4 mm genişliğinde ve 2 mm kalınlığında hazırlandı. Zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların her birinden 50 örnek olmak üzere toplam 100 örnek elde edildi. Her bir alt yapı farklı yüzey işlemleri uygulanmak üzere kendi içinde beş gruba ayrıldı.

3.1.1. Zirkonyum Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması

Zirkonyum alt yapı örnekler, daha önce hazırlanmış olan 25x4x2 mm boyutlarında dikdörtgenler prizması şeklindeki kompozit örnekten CAD/CAM ünitesi yardımıyla Prettau Zirconia (Zirkonzahn GmbH, Gais, İtalya) bloklar kullanılarak elde edildi. Örneklerin sinterizasyon işlemi sinterleme fırınında (Zirkonofen, Gais, İtalya) kullanma talimatlarına uygun olarak 1600 °C sıcaklıkta 8 saat süre ile gerçekleştirildi. Dijital mikrometre ile örnek boyutlarının doğru olup olmadığı kontrol edildikten sonra glaze işlemi (Glaze Plus, Zirkonzahn, İtalya) uygulandı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Zirkonyum örnekler

3.1.2. Lityum Disilikat Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması

IPS Empress özel mumundan (Elastiwac, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) 25x4x2 mm boyutunda dikdörtgenler prizması şeklinde örnekler hazırlandı.

Elde edilen mum örnekler tije bağlandıktan sonra üretici firma talimatlarına uygun olarak hazırlanan fosfat bağlayıcılı revetman (IPS e.max Special Investment Material, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ile manşete (IPS e.max Universal Paper Ring, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alındı. Sertleşmesi için gerekli bir saatlik beklemenin ardında mum eliminasyonu üretici firmanın önerileri doğrultusunda yapıldı. Presleme işlemi tamamlanan örnekler (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) fırından çıkarılarak soğumaya bırakıldı. Manşet iyice soğuduktan sonra fazlalık kısımlar separe ile kesildi ve örnekler çıkarıldı.

Örneklerin boyutları dijital mikrometre ile ölçülerek kontrol edildi ve glaze işlemi (IPS e.max Press Ceram Glaze Paste, Ivoclar, Liechtenstein) uygulandı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Lityum disilikat örnekler

3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

İki farklı alt yapı materyalinden hazırlanan toplam 100 örnek 5 (her bir grupta 10 örnek) gruba ayrılarak yüzey işlemleri uygulandı.

3.2.1. Kontrol Grubu

Bu gruptaki alt yapı örneklerine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

3.2.2. Aşındırma

Örneklerin aşındırılması için gren boyutu 50 μm olan elmas frezler (Belarus, Blaudent, Bursa, Türkiye) kullanıldı. Frez, laboratuvar piyasemenine (Marathon 600, Saeyang, Kore) monte edildi. Piyasemenin dönüş hızı 2000 min^{-1} olacak şekilde ayarlanarak sabitlendi. Örnek yüzeylerinden 0.1 mm materyal uzaklaştırarak şekilde yaklaşık 100 gramlık bir parmak basıncı ile aşındırma işlemi yapıldı (Şekil 3.3). Aşındırma sırasında örneklerin değişik bölgelerinden dijital mikrometre ile ölçümler yapıldı (Şekil 3.4). Standardizasyonu sağlamak amacıyla her örneğin aşındırma işleminde farklı frez kullanıldı.



Şekil 3.3. Örnek yüzeylerini aşındırma işlemi



Şekil 3.4. Örnek yüzeylerinden 0.1 mm materyal kaldırılması

3.2.3. Kuşlama

Örneklerin kuşlama işlemleri, partikül büyüklüğü 50 µm olan Al₂O₃ kumu (Airsonic; Hager&Werken, Duisburg, Almanya) 15 saniye boyunca 4 barlık bir basınç ve 10 mm uzaklıktan olacak şekilde özel bir diş protez laboratuvarında bulunan kuşlama cihazıyla (Tokarsan Diş Malz., İzmir, Türkiye) yapıldı (Şekil 3.5). Kuşlama işleminden sonra Al₂O₃ kumunu uzaklaştırmak için örnekler 30 saniye süre ile yıkanıp kurutuldu.



Şekil 3.5. Kuşlama cihazı ve kuşlama ucunun görünümü

3.2.4. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu ile Kaplama (CoJet)

Örneklerin yüzeyine ince kalem uçlu CoJet kuşlama cihazıyla (3M ESPE CoJet™ Prep, St. Paul, ABD) 30 µm büyüklüğündeki silanize edilmiş Al₂O₃ kumu (3M ESPE CoJet™ Sand, Seefeld, Almanya) 2.8 atmosfer basıncı altında 1 mm mesafeden 15 saniye süreyle aynı kişi tarafından farklı yönlerde uygulandı (Şekil 3.6).

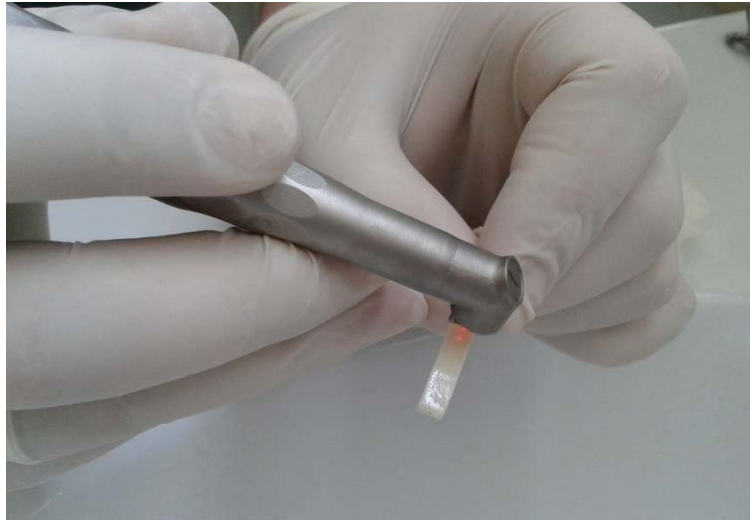
Kuşlama işlemi sonucunda yüzeyde oluşan silanizasyonu bozmamak amacıyla örneklere herhangi bir temizleme işlemi yapılmadı.



Şekil 3.6. Örneklere CoJet işleminin uygulanması

3.2.5. Er:YAG Lazer Uygulaması

Örneklerin yüzeyine lazer emilimini artırmak amacıyla grafit tozu uygulandıktan sonra Er:YAG lazer (Fotona D.D. Ljubljana-Slovenya, EU), short pulse modunda, 300 mJ, 10 Hz, 3 W enerji çıkışıyla su soğutmalı olarak uygulandı. Lazer uygulaması, örneklerin her birisine 40 saniye boyunca odak mesafesi 1 mm olacak şekilde yapıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Örneklere Er:YAG lazer uygulanması

3.3. SEM ile Yüzey Analizi

Zirkonyum ve lityum disilikat alt yapı örneklere yüzey işlemleri uygulandıktan sonra her gruptan bir örnek SEM görüntüsü almak için rastgele seçildi.

Örnekler herhangi bir kaplama işlemi uygulanmadan, Erzurum Teknik Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü araştırma laboratuvarında bulunan FIN/SEM tomografi elektron mikroskobunda (Quanta 3D FEG, FEI, ABD) yüzey görüntüleme işlemi yapıldı. Görüntüler 500, 1000 ve 5000 büyütme ile alınıp kaydedildi (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. SEM cihazı

3.4. Vickers Sertlik Testi

Vickers sertlik testi; örneklere 9.8 N büyüklüğünde kuvvet 15 s boyunca Vickers Hardness (TMTech HV 1000B; TMTeck Manufacturing Limited, Pekin, Çin) test cihazı (Şekil 3.9.a) kullanılarak uygulandı (Şekil 3.9.b).

Ölçümlerin köşegenlerinin uzunlukları (d1, d2) ölçülüp ortalamaları alındıktan sonra $HV = 1.854 \times kuvvet / (taban\ köşegeni)^2$ formülü ile her bir örneğin Vickers sertlik değeri tespit edildi. Standardizasyonu sağlamak amacıyla örneklerin sağ, sol ve orta bölgelerinden üç ölçüm yapılarak ortalaması alındı.



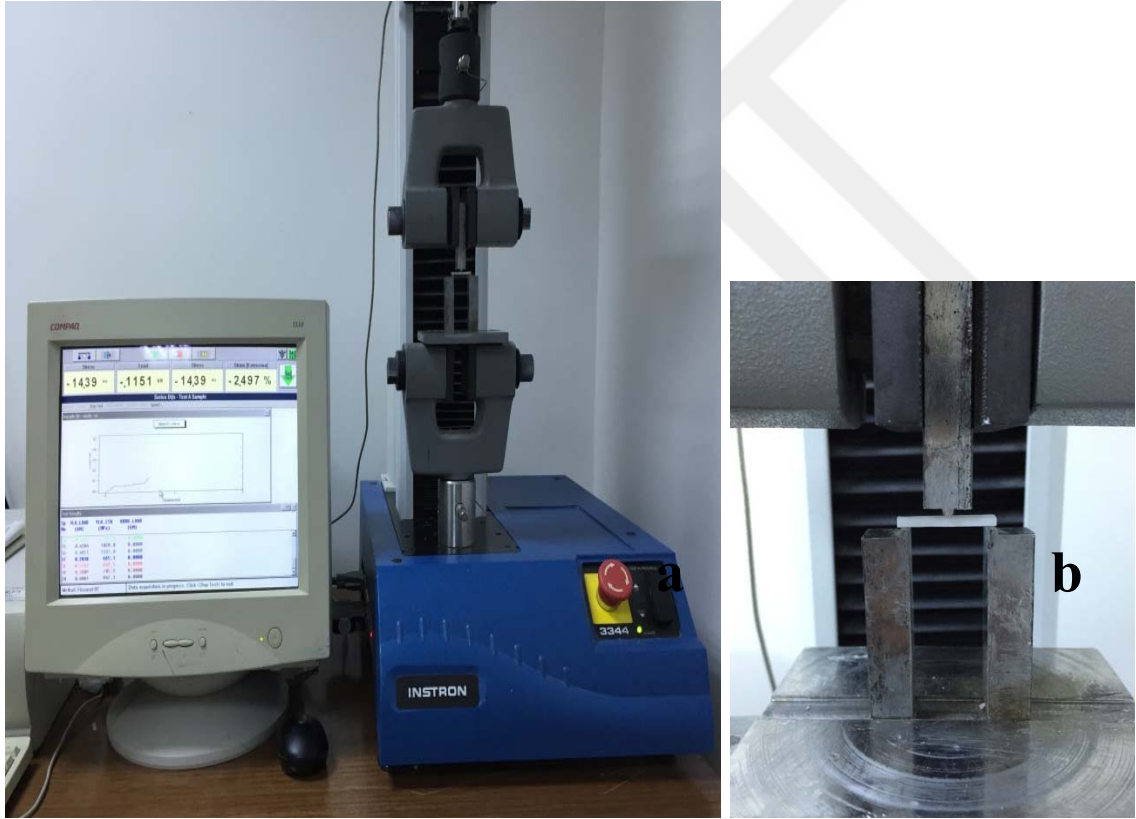
Şekil 3.9.a. Vickers Hardness test cihazı

b. Yüzey sertliği ölçüm işlemi

3.5. Bükülme Testinin Uygulanması

Yüzey sertlik değerleri saptanan örnekler aralarında 20 mm olan dairesel çelik barlar üzerinde merkezi olarak konumlandırıldı. Universal test cihazında (Model 2519-106; Instron Corp., ABD) (Şekil 3.10.a) dakikada 0.5 mm/dk hızla kuvvet uygulandı (Şekil 3.10.b).

Örneğin kırıldığı andaki kuvvet, universal test cihazına bağlı bilgisayar tarafından Newton cinsinden kaydedildi. Newton cinsinden elde edilen değerler MPa birimine çevrildi.



Şekil 3.10.a. Universal test cihazı b. Örneklere bükülme testinin uygulanışı

3.6. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Elde edilen veriler, SPSS 20 programı (SPSS v20.0; SPSS Inc., Chicago, IL., ABD) kullanılarak iki yönlü varyans analizi ve Duncan çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildi.



4. BULGULAR

4.1. Sertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Yapılan 2- yönlü varyans analizi sonucunda; alt yapı türünün (Şekil 4.1), yüzey işlemlerinin çok anlamlı ($p<0.001$), alt yapı çeşidi ile değişik yüzey işlemleri arasındaki etkileşimin anlamlı ($p<0.05$) (Şekil 4.2) olduğu istatistiksel olarak saptandı (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Yüzey sertlik değerlerinin 2- yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	Önemlilik Durumu
Alt yapılar (AY)	23713296.34	1	23713296.34	140.952	.001
Yüzey işlemleri (Yİ)	5068324.873	4	1267081.218	7.532	.001
AY*Yİ	1690813.531	4	422703.383	2.513	.047
Hata		90			
Toplam		100			

SD: Serbestlik derecesi

Farklı yüzey işlemi uygulanan her bir alt yapı grubunun sertlik değerlerinin ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri Tablo 4.2.'de gösterildi.

En yüksek yüzey sertlik değeri; zirkonyum alt yapılarda (2150.75 HV) frezleme işlemi yapılan, lityum disilikat alt yapılarda (944.22 HV) CoJet uygulanan grupta, en düşük yüzey sertlik değeri ise her iki alt yapıda (zirkonyum alt yapılar 1219.83 HV, lityum disilikat alt yapılarda 656.30 HV) hiçbir işlem yapılmayan kontrol grubu örneklerde tespit edildi.

Duncan çoklu karşılaştırma testi sonucunda (Tablo 4.2):

Zirkonyum alt yapılar için; frezleme, CoJet ve kumlama gruplarının kontrol grubuna göre yüzey sertliğini istatistiksel olarak anlamlı derecede artırdığı, kontrol ile lazer grubu, frezleme ile kumlama, frezleme ile CoJet ve kumlama ile lazer grupları arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlılık göstermediği tespit edildi ($p>0.05$).

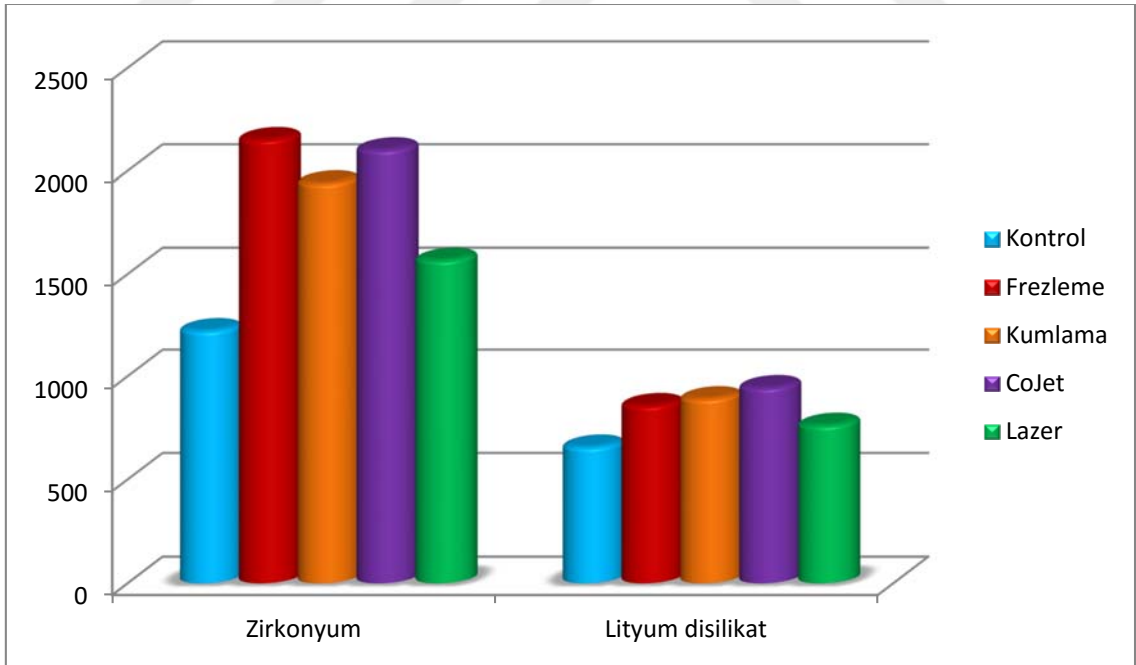
Lityum disilikat esaslı alt yapılar için; kontrol, frezleme, kumlama ve lazer grupları arasındaki farklar ile frezleme, kumlama, CoJet ve lazer grupları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p>0.05$), kontrol ve CoJet grupları arasındaki farkın ise istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($p<0.05$) görüldü (Şekil 4.2).

Tablo 4.2. Zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapılara ait yüzey sertlik değerlerinin dağılımı ve Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları (N=10)

Alt Yapılar	Yüzey İşlemleri	Ortalama (HV)	Standart Sapma	Max. Değer (HV)	Min. Değer (HV)
Zirkonyum	Kontrol	1219.83 ^a	94.11	1477.51	962.15
	Frezleme	2150.75 ^c	988.24	2408.43	1893.07
	Kumlama	1940.63 ^{b,c}	458.38	2198.31	1682.95
	CoJet	2100.84 ^c	350.5	2358.52	1843.16
	Lazer	1567.17 ^{a,b}	200.94	1824.85	1309.49
	Toplam	1795.84	613.95	1911.08	1680.60
Lityum Disilikat	Kontrol	656.30 ^a	163.82	913.98	398.62
	Frezleme	857.35 ^{a,b}	151.79	1115.03	599.67
	Kumlama	889.94 ^{a,b}	199.37	1147.62	632.26
	CoJet	944.22 ^b	167.19	1201.90	686.54
	Lazer	761.78 ^{a,b}	453.85	1019.46	504.1
	Toplam	821.92	264.61	937.16	706.68



Şekil 4.1. Zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların yüzey sertliklerinin karşılaştırılması



Şekil 4.2. Farklı yüzey işlemlerinden sonra zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların yüzey sertliklerinin karşılaştırılması

4.2. Bükülme Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Elde edilen değerlerin 2- yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 4.3.'te gösterildi. Analiz sonucunda; zirkonyum ile lityum disilikat esaslı alt yapıların bükülme dayanımları arasında anlamlı farklılık ($p<0.001$) olduğu (Şekil 4.3), yüzey işlemlerinin ve farklı yüzey işlemleri ile alt yapı çeşidi etkileşiminin anlamlı olmadığı ($p>0.05$) (Şekil 4.4) istatistiksel olarak saptandı.

Tablo 4.3. Bükülme dayanımı değerlerinin 2- yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	Önemlilik Durumu
Alt yapılar (AY)	5341662.774	1	5341662.774	326.556	.001
Yüzey işlemleri (Yİ)	24955.932	4	6238.983	.381	.821
AY*Yİ	39746.107	4	9936.527	.607	.658
Hata		90			
Toplam		100			

SD: Serbestlik derecesi

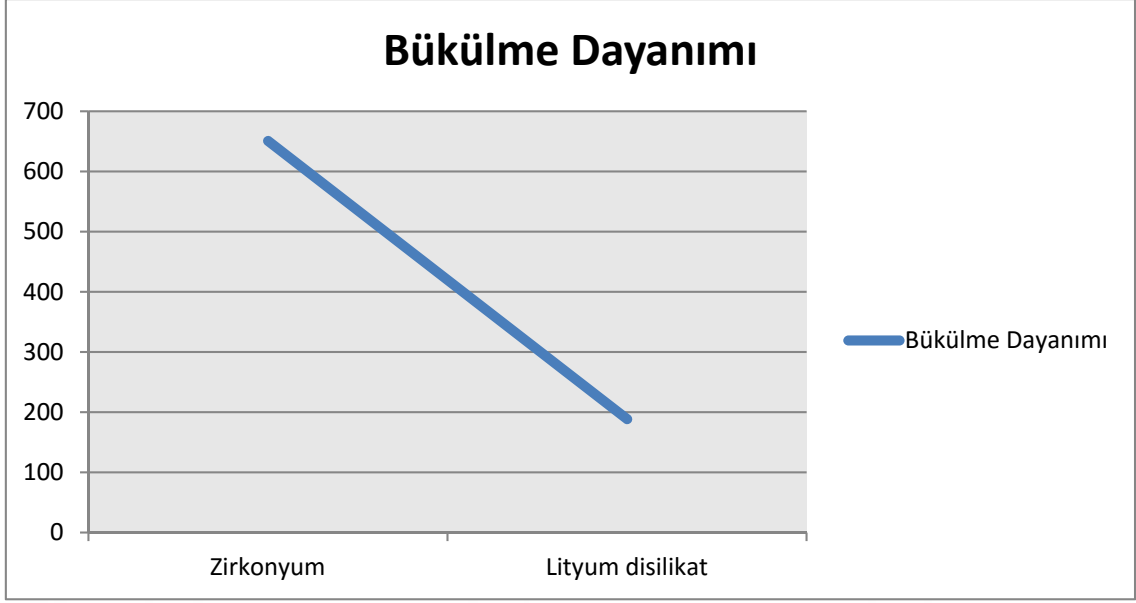
Farklı yüzey işlemi uygulanan her bir alt yapı grubunun bükülme dayanımı değerlerine ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerler Tablo 4.4.'te gösterildi.

Zirkonyum alt yapılar için en yüksek bükülme dayanımı değerleri (692.31 MPa) frezleme işlemi uygulanan örneklerde, en düşük bükülme dayanımı değerleri (615.57 MPa) CoJet uygulanan örneklerde elde edildi (Tablo 4.4).

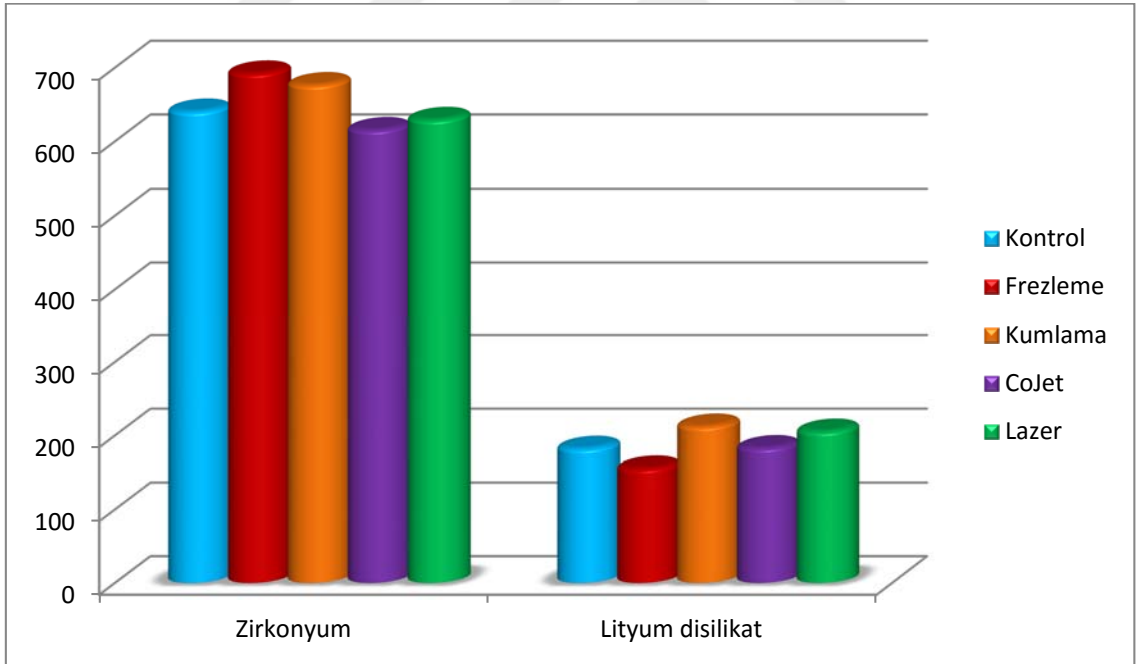
Lityum disilikat esaslı alt yapılar için en yüksek bükülme dayanımı değerleri (212.24 MPa) kumlama işlemi uygulanan örneklerde, en düşük bükülme dayanımı değerleri (155.36 MPa) frezleme işlemi yapılan örneklerde saptandı (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapılara ait bükülme dayanımı değerlerinin dağılımı (N=10)

Alt Yapılar	Yüzey İşlemleri	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	Max. Değer (MPa)	Min. Değer (MPa)
Zirkonyum	Kontrol	640.59	200.32	720.94	560.24
	Frezleme	692.31	178.55	772.66	611.96
	Kumlama	676.50	119.19	756.85	596.15
	CoJet	615.57	209.15	695.92	535.22
	Lazer	629.33	165.08	709.68	548.98
	Toplam	650.86	172.42	686.79	614.93
Lityum	Kontrol	182.14	34.33	262.49	101.79
Disilikat	Frezleme	155.36	18.48	235.71	75.01
	Kumlama	212.24	47.49	297.59	136.89
	CoJet	182.96	42.39	263.31	102.61
	Lazer	205.39	28.21	285.74	125.04
	Toplam	188.62	40.44	224.55	152.68



Şekil 4.3. Zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapılara ait bükülme dayanımlarının karşılaştırılması

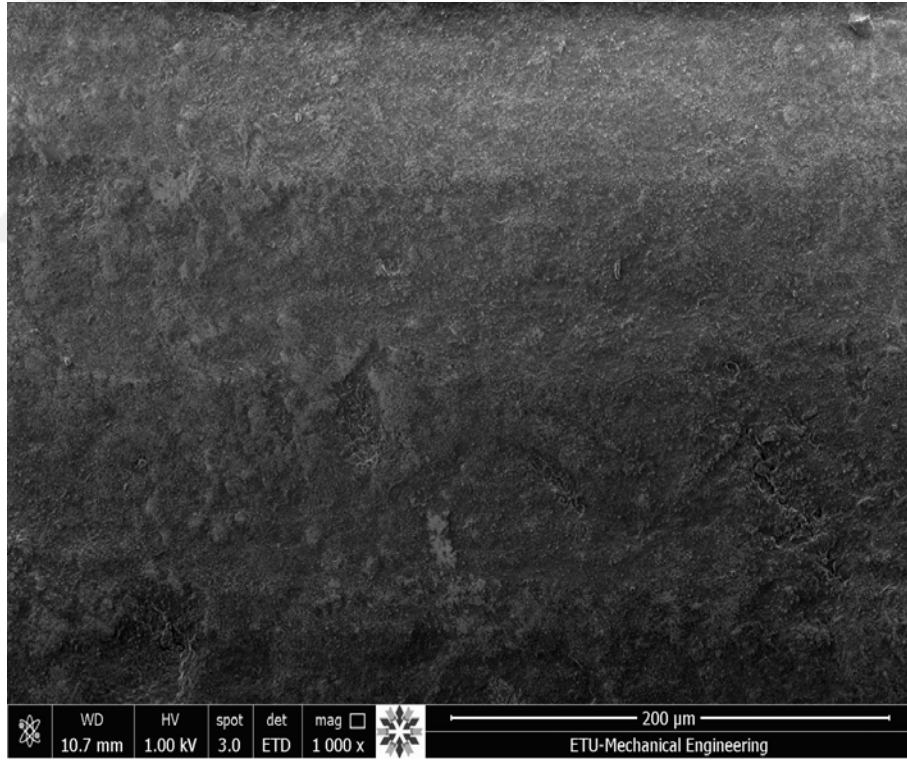


Şekil 4.4. Farklı yüzey işlemlerinden sonra zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların bükülme dayanımlarının karşılaştırılması

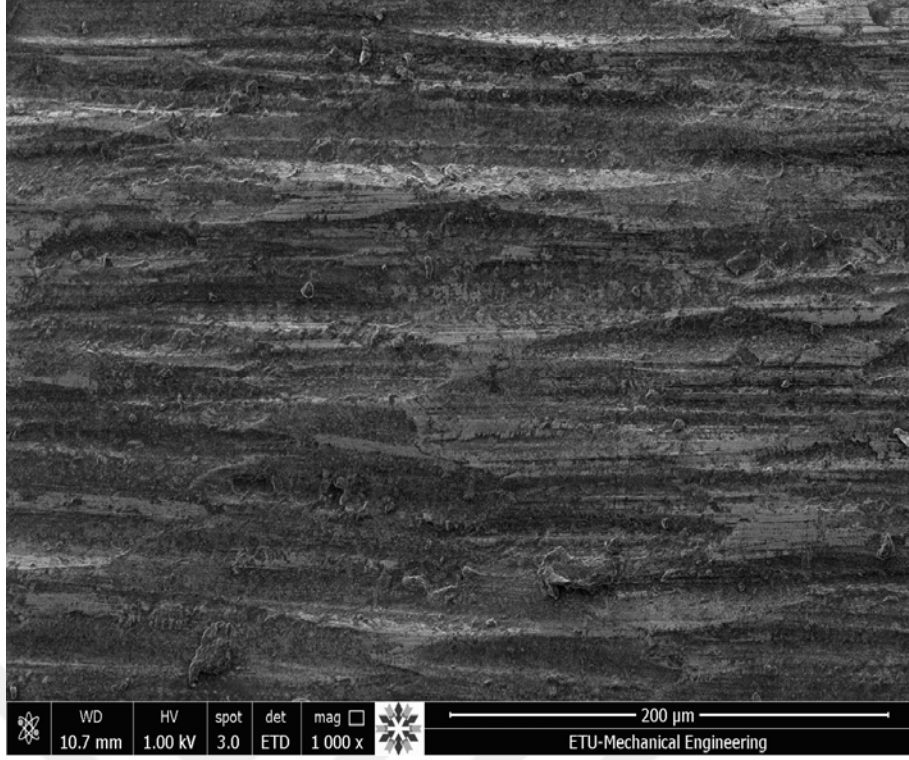
4.3. SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi

4.3.1. Zirkonyum Alt Yapılara Ait SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi

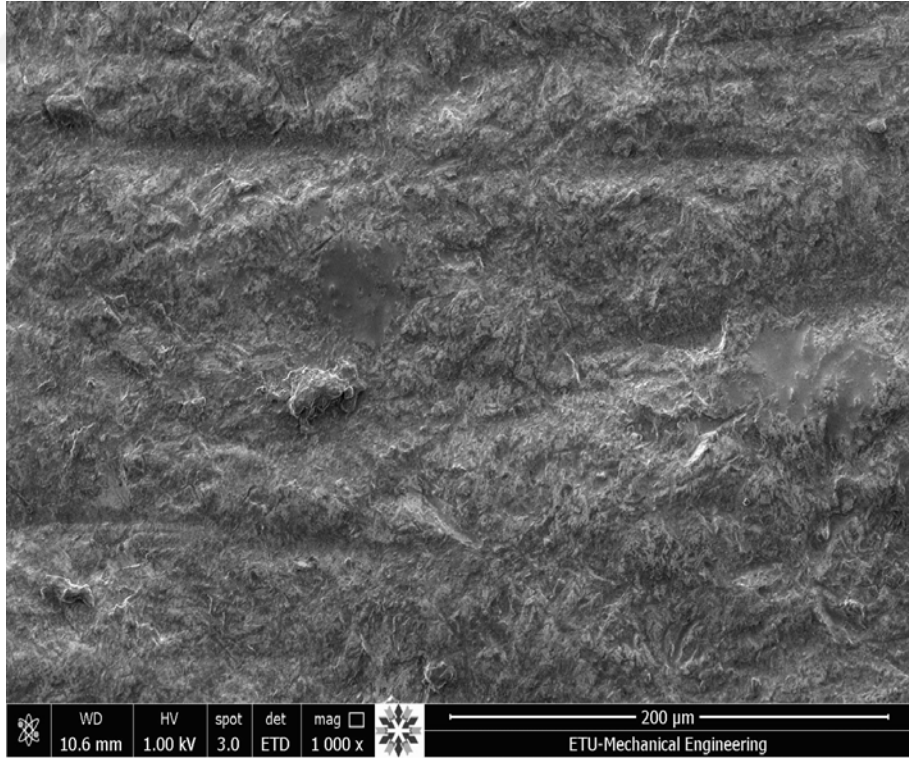
Zirkonyum alt yapılara ait 1000 büyütmeli SEM görüntüleri incelendiğinde; herhangi bir işlem uygulanmayan (kontrol grubu) örneğin yüzeyinin düzgün olduğu, frezleme işlemi uygulanan örnekte belirgin şekilde frez izlerinin bulunduğu, kumlama işlemi uygulanan örnekte çok sayıda düzensiz retantif alanların olduğu gözlemlendi, CoJet uygulanan örneğin yüzeyinin kontrol grubuna benzer görüntü vermesine karşın daha yoğun, düzgün bir yapıda olduğu, Er:YAG lazer uygulanan örnekte ise çok sayıda düzensiz retantif alanların ve mikro boşlukların olduğu gözlemlendi (Şekil 4.5-4.9).



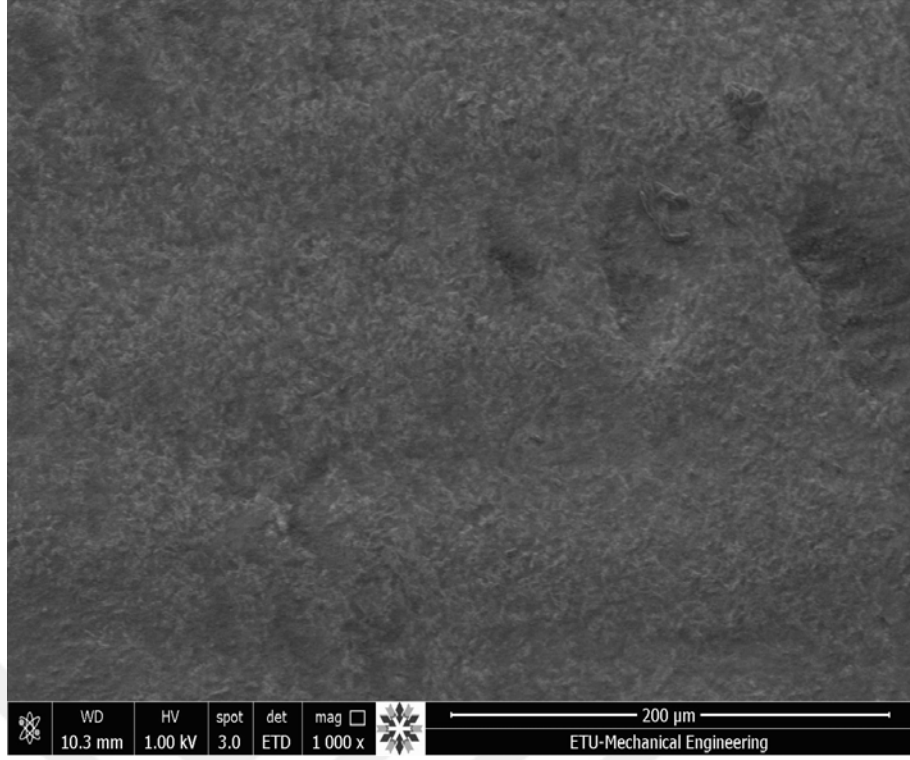
Şekil 4.5. Hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan (kontrol) örneğin (x1000) SEM görüntüsü



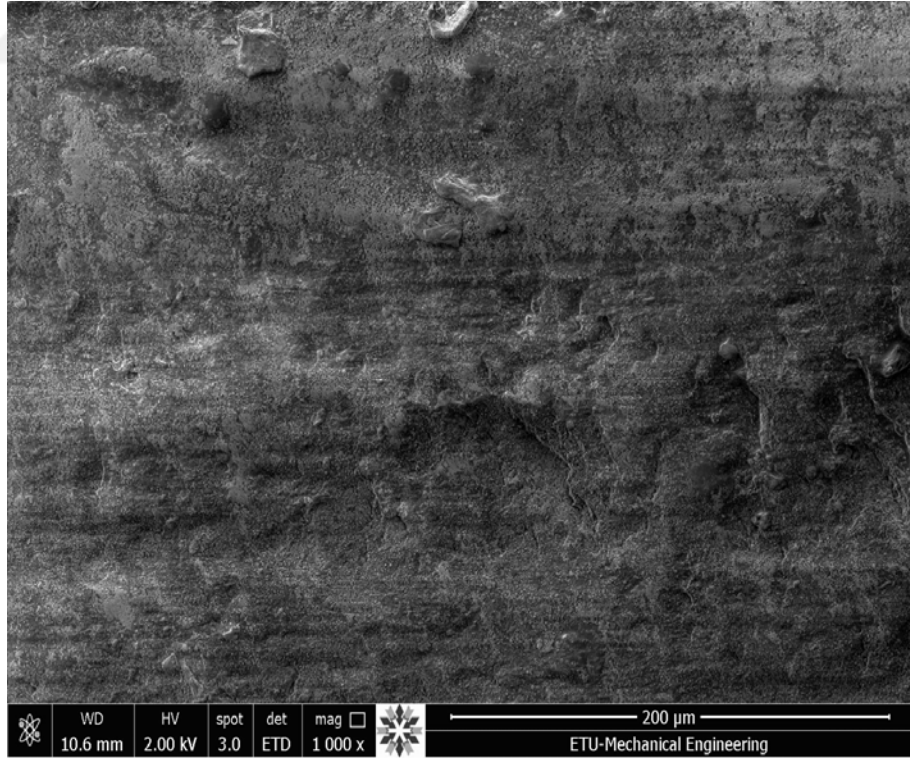
Şekil 4.6. Frezleme işlemi uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü



Şekil 4.7. Kumlama işlemi uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü



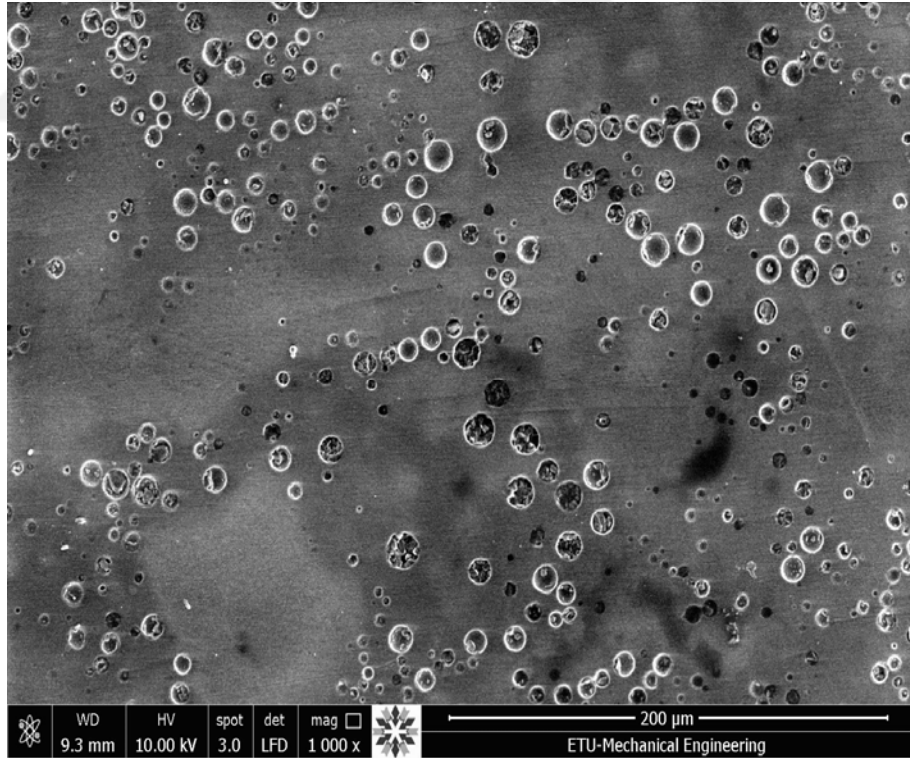
Şekil 4.8. CoJet uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü



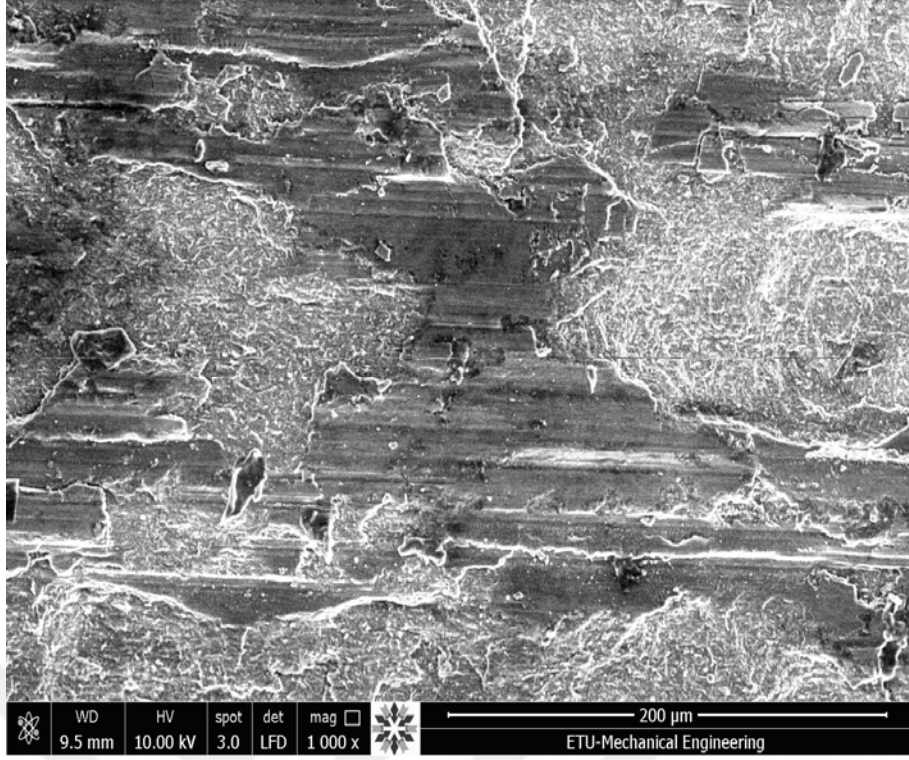
Şekil 4.9. Er:YAG lazer uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü

4.3.2. Lityum Disilikat Alt Yapılara Ait SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi

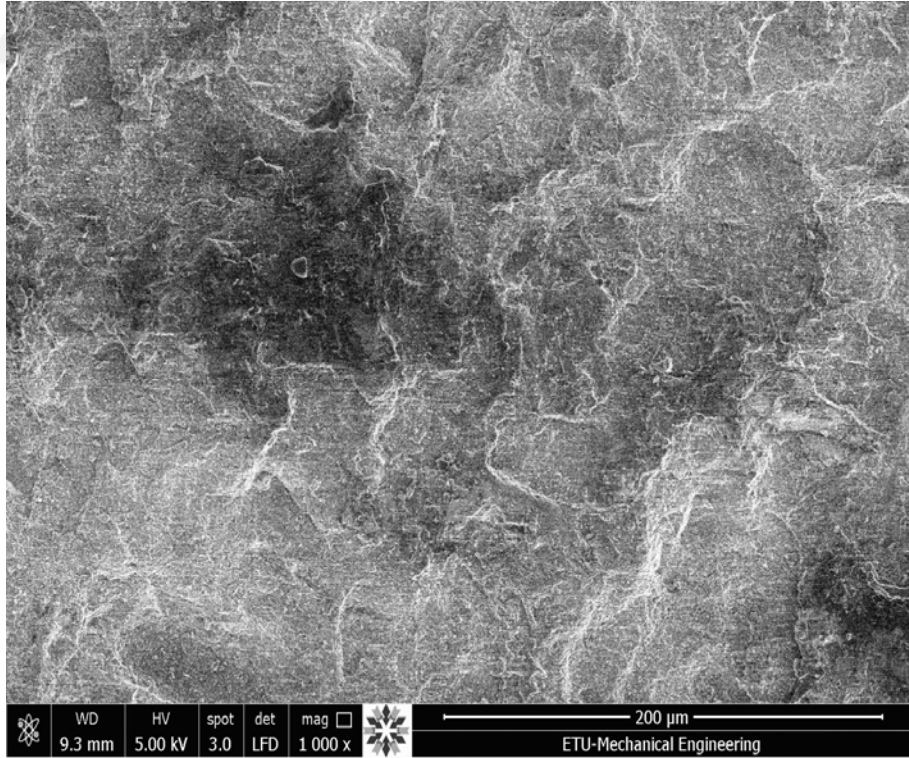
Lityum disilikat alt yapıların 1000 büyütmedeki SEM görüntüleri incelendiğinde; herhangi bir işlem uygulanmayan (kontrol grubu) örneğin düzgün ve mikro boşluklar içeren bir yapıya sahip olduğu, frezleme işlemi uygulanan örnekte bu düzenli yapının bozulduğu ve yoğun çatlakların oluşarak mikro boşlukları doldurduğu, kumlama işleminin mikro boşluklu yapıyı değiştirdiği ve düzensiz retantif alanların oluştuğu, CoJet uygulanan örneğin kumlama işlemi uygulanan örnekle yakın görüntü vermesine karşın retantif alanların daha düzenli olduğu, Er:YAG lazer uygulanan gruptaki örneğin yüzeyinin kontrol grubuna yakın görüntü verdiği gözlemlendi (Şekil 4.10-4.14).



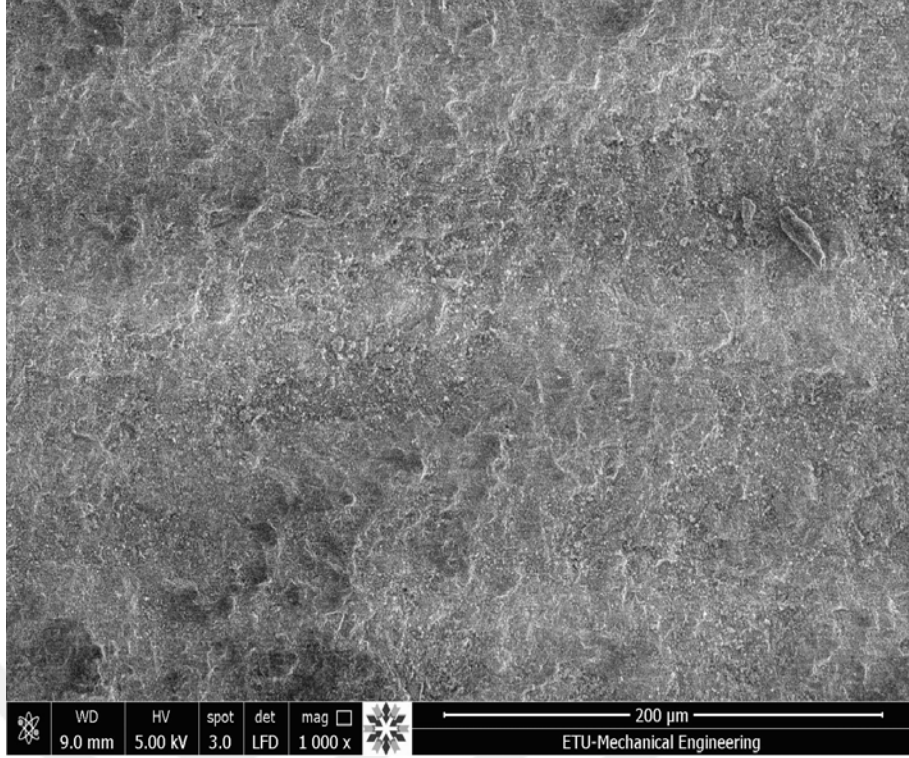
Şekil 4.10. Hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan (kontrol) örneğin (x1000) SEM görüntüsü



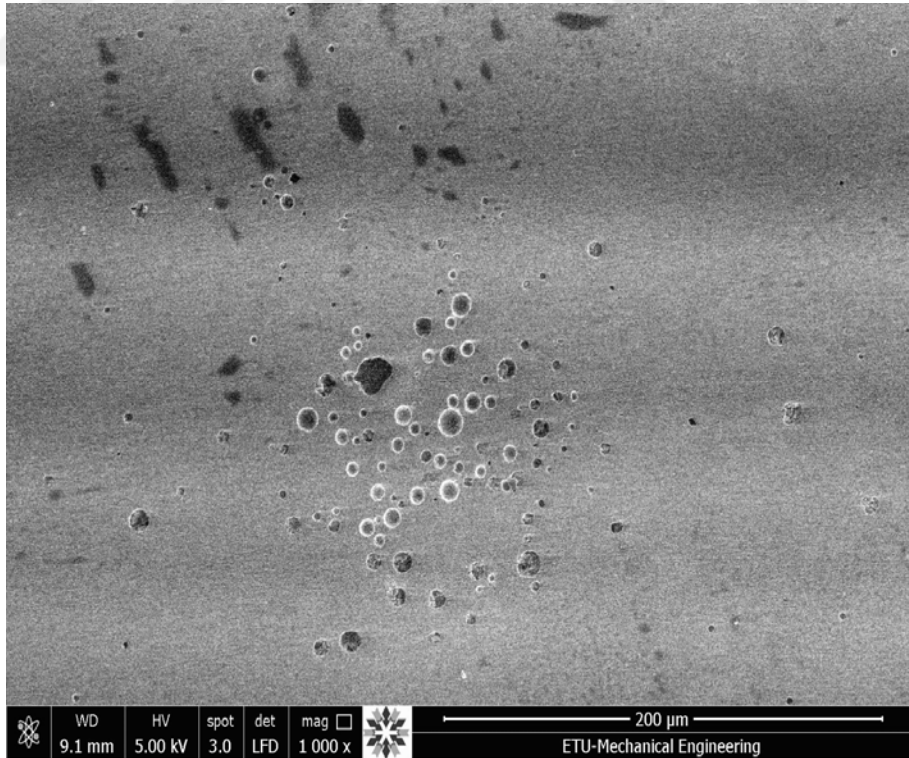
Şekil 4.11. Frezleme işlemi uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü



Şekil 4.12. Kumlama işlemi uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü



Şekil 4.13. CoJet uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü



Şekil 4.14. Er:YAG lazer uygulanan örneğin (x1000) SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı yüzey işlemlerinin zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların yüzey sertliği ve bükülme dayanımı üzerine etkileri incelenmiştir. Uygulanan yüzey işlemleri örneklerin yüzey sertliklerini artırırken bükülme dayanımlarını etkilemediği saptandığından çalışmanın hipotezi kabul edilmemiştir.

Estetiğe olan ilginin giderek artması, diş hekimliğinde daha üstün özelliklere sahip yeni materyallerin geliştirilmesine neden olmuştur. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, doğal görünümü en doğru şekilde yansıtabilecek estetik karaktere sahip materyallerdir.¹⁵⁷⁻¹⁵⁹

Metal destekli seramik restorasyonlar ekonomik olması ve klinik olarak üstün mekanik özellik göstermelerinden dolayı sabit protez uygulamalarında son kırk yıldır yaygın bir kullanım alanına sahip olmuştur.¹⁶⁰ Fakat metallerin korozyona uğrayabilmesi, yeterli marjinal uyumun sağlanamaması ve ışık geçirgenliğinin az olması gibi yetersiz estetik özellikleri tam seramiklerin popülaritesini artırmıştır.⁴⁷

Tam seramik restorasyonlar biyoyumludur ve oldukça fazla renk seçenekleri bulunmaktadır. Bu restorasyonlarla doğal diş yapısına benzer yarı şeffaf ve mükemmel estetik görünümde protetik tedaviler yapılabilmektedir.^{12,13,44} Plak birikimi çok azdır ve ağızda metalik tat oluşturmazlar. Ayrıca marjin bölgelerinde renk değişikliği ve metalik renk yansımaları bu restorasyonlarda görülmez.^{10,12,13,132,161-163} Tam seramik sistemlerdeki gelişmeler metal-seramik sistemlerine yakın kırılma direnci göstermelerini ve böylece arka bölgelerde de kullanılabilmelerini sağlamıştır.⁴⁷

Günümüzde mükemmel estetik özelliklerinden dolayı lityum disilikat cam seramikler ve üstün mekanik özelliklerinden dolayı alüminyum oksit ya da zirkonyum ile güçlendirilmiş seramikler yaygın olarak tam seramik restorasyonların yapımında kullanılmaktadırlar.^{17,37,42,53,116,164,165}

Bu nedenle çalışmada, zirkonyum seramik olan Prettau Zirconia'nın ve lityum disilikat esaslı seramik olan IPS e.max Press'in yüzey sertlikleri ve bükülme dayanımları incelenmiştir.

Teknolojinin ilerlemesiyle beraber yeni materyaller geliştirilmekte ve üretici firmalar tarafından piyasaya sunulmaktadır. Materyallerin kullanılabilirliğinin tespiti için klinik çalışmalar ve laboratuvar testleri yapılmaktadır. Klinik çalışmalar daha güvenilir ve kesin sonuçlar vermesine karşın, hasta takibinin zor olması, uzun zaman alması, standardizasyonun sağlanmasındaki güçlükler laboratuvar testlerinin ön plana çıkmasına sebep olmuştur. Bağlanma dayanımı, bükülme dayanımı, mikrosızıntı, sertlik, pürüzlülük ölçümleri gibi laboratuvar testleri dental materyallerin kısa sürede değerlendirilmesini sağlar ve klinik kullanımı ile ilgili ön bilgi verir. Laboratuvar çalışmalarının sonuçlarına bakılarak, kısmen de olsa, dental materyallerin özellikleri tahmin edilebilir.¹⁶⁶⁻¹⁶⁸ Bu nedenle tez çalışması *in vitro* olarak gerçekleştirilmiştir.

Sertlik, materyallerin klinik başarısını etkileyen önemli mekanik özelliklerdendir.¹⁶⁹ Vickers mikro sertlik testi ile altın alaşımlarının, kırılğan materyallerin ve dişteki yapıların sertliğinin doğru bir şekilde saptanabileceği Rawls¹⁴² tarafından ifade edildiğinden, bu çalışmada alt yapı materyallerinin yüzey sertlik ölçümleri Vickers sertlik testi kullanılarak yapılmıştır.

Yüzey sertlik değeri düşük olan maddeler daha kolay çizilebilir, yüzey çizikleri ise materyallerin yorgunluğuna sebep olarak restorasyonların başarı süresini kısaltır.^{96,170}

Baharav ve ark.¹⁷¹ yaptıkları çalışmada, glazelenmiş alümina porselen disklerine 20 sn boyunca 1 kg kuvvet uygulamışlar, 530-540 HV arasında sertlik değerleri elde etmişlerdir. Konishi ve ark.¹⁷² seramik disklere 15 sn boyunca 500 gr kuvvet uygulamışlar 531-537 HV arasında sertlik değerleri saptamışlardır.

Bu çalışmada örneklerin Vickers sertlik değerleri 15 sn boyunca 1 kg kuvvet uygulanarak ölçülmüştür.

Guazzato ve ark.¹⁷³ farklı seramik türlerini kullanarak yaptıkları çalışmada materyallerin sertlik değerlerini IPS Empress'de 6500 MPa, IPS Empress 2'de 5300 MPa, In-Ceram Alümina'da 11000 MPa, In-Ceram Zirconia'da 11000 MPa, Y-TZP'de 13000 MPa ve DC Zirkon'da 12000 MPa olarak saptamışlardır.

Denry ve Holloway¹⁷⁴ 2004 yılında yaptıkları çalışmada, lityum disilikat esaslı porselen örneklerde mikro sertlik değerini ortalama 588 HV olarak tespit etmişlerdir. Bu çalışmada hiçbir yüzey işlemi yapılmamış (kontrol grubu) lityum disilikat örneklerde ortalama 656.30 HV yüzey sertlik değeri elde edilmiş olup, bu sonucun Denry ve Holloway¹⁷⁴'in bulgularına yakın olduğu görülmüştür.

Wang ve ark.¹⁷⁵ 2007 yılında yaptıkları çalışmada biaksiyel bükülme testi uyguladıkları seramik örneklerin kırık parçalarının Vickers sertlik değerlerini ölçmüşler ve 451-507 HV sertlik değerlerini belirlemişlerdir.

Bu çalışmada ortalama yüzey sertlik değerleri zirkonyum (Prettau Zirconia) alt yapılarda 1795.84 HV, lityum disilikat (IPS e.max Press) alt yapılarda 821.92 HV olarak tespit edilmiş olup, elde edilen farkın istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$) olduğu görülmüştür.

Turp ve ark.¹⁷⁶ üç farklı zirkonyum materyalinden (Zirkonzahn, Cercon, Everest) hazırladıkları örnekleri asidik ve nötral pH solüsyonlarında beklettikten sonra Vickers mikro sertlik değerlerini incelemişler, elde edilen değerler arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ifade etmişlerdir.

Roy ve ark.¹⁷⁷ yaşlandırma yapılmış ve yapılmamış Y-TZP seramiklerin yüzey sertliklerini karşılaştırmışlar, yaşlandırma yapılmamış Y-TZP örneklerin daha yüksek mikro sertlik değerleri gösterdiğini saptamışlardır.

Al-Radha ve ark.¹⁷⁸ yaptıkları çalışmada, zirkonyum ve titanyum örneklerin yüzey özelliklerini ve bakteriyel adezyonlarını incelemişler, en yüksek mikro sertlik değerlerini zirkonyum ile kaplanmış titanyum örneklerde tespit etmişlerdir.

Bu çalışmada; yüzey işlemlerinin zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların yüzey sertliklerini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilediği, en yüksek mikro sertlik değerlerinin, zirkonyum alt yapılarda frezleme işlemi yapılan grupta, lityum disilikat alt yapılarda CoJet uygulanan grupta olduğu, kumlama işleminin her iki alt yapıda yüzey sertlik değerlerini artırdığı, Er:YAG lazer uygulamasının ise kontrol grubuna yakın etki gösterdiği tespit edilmiştir. Zirkonyum alt yapılarda, en fazla yüzey sertlik değerlerinin frezleme işlemi uygulanan örneklerde olması, polimerik bir materyal olan zirkonyuma uygulanan yüzey hatta polisaj işlemlerinin bile yüzey sertlik değerlerini etkileyebileceğini belirten çalışmaları destekler niteliktedir.^{96,179} Bu sonucun glazürün bozulması ile alt tabakadaki daha sert yüzeyin ortaya çıkmasına, lityum disilikat örneklerde CoJet uygulamasının yüzey sertlik değerlerini daha fazla artırmasının ise içeriğindeki silikaya bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Zirkonyum ve lityum disilikat yansıtıcılığı yüksek materyaller olduklarından lazer ışını ile direkt olarak etkileşememektedirler.¹⁸⁰ Çalışmada lazer ışınlarının etkisinin artırılabilmesi için polimer katkılı toz karbon (grafit tozu) ile seramik yüzeylerine boyama işlemi uygulanmıştır. Grafit tozu, renginin koyu ve işlem sonrası seramik üzerinden temizlenmesinin kolay olması sebebiyle tercih edilmiştir. Çalışmada lazer uygulanan örneklerdeki sertlik değerlerinin hiçbir yüzey işlemi yapılmayan örnekler ile benzer olması lazer uygulamasının polisaja bağlı meydana gelen çizgi şeklindeki görüntüleri bile ortadan kaldırmadığını tespit eden¹⁸⁰ çalışmayı destekler niteliktedir.

Değişik yüzey işlemleri uygulanan zirkonyum ve lityum disilikat alt yapılardan elde edilen SEM görüntüleri, örneklerin sertlik değerleri arasındaki farklılıklara açıklık getirmektedir.

Yapılan literatür taramasında tam seramik sistemlerin sertliği üzerine yüzey işlemlerinin etkisini inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır.

Dayanıklılık; materyallerin kırıldığında kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır ve dental seramikler gibi kırılabilir materyallerin başarısının tespitinde kullanılan mekanik bir özelliktir.²² Metal desteksiz seramik restorasyonlarda kullanılan alt yapı seramiklerinin dayanıklılıklarını değerlendirmek için farklı laboratuvar testleri kullanılmaktadır. Bükülme dayanıklılık testleri, dayanıklılığı etkileyen değişik faktörlerin değerlendirilmesinde sıklıkla tercih edilmektedir. Seramiklerin dayanıklılık değerlerindeki farklılıklar, örneklerin üretim tekniği ve içerdiği çatlak miktarından etkilenmektedir. Bunların dışında, kullanılan test yöntemi, örnek boyutları, test ortamı, yükleme hızı, yüzey bitim şekli ve örneğin stres uygulanan alanı seramik materyallerin dayanıklılığını belirleyen diğer faktörlerdir.²²

Basma, çekme ve makaslama kuvvetlerinden kaynaklanan karmaşık gerilme dağılımları birçok örnekte bulunmaktadır. Kırılabilir materyaller çekmeye karşı basma kuvvetlerinden daha zayıftır.¹⁸¹ Bu nedenle çekme dayanımının, kırılabilir materyallerin (dental restorasyonlar gibi) başarısızlık potansiyellerinin belirlenmesinde daha anlamlı olduğu ifade edilmiştir.¹⁸¹ Bükülme dayanımı, kırılma ile ilişkili mekanik bir özelliktir ve restorasyonların çekme kuvvetlerine karşı dayanımının ölçüsüdür. Yüksek bükülme dayanımına sahip materyaller ile yapılan restorasyonlar kırılmaya karşı daha dayanıklıdır.¹⁸²

Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO 6872) ve Amerikan Diş hekimleri Birliği (ADA) tarafından üç nokta yükleme testinin dental seramiklerin

dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde uygun ve güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.¹⁴⁷⁻¹⁴⁹ Bu nedenle çalışmada, zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların bükülme dayanımlarını değerlendirmek amacıyla üç nokta yükleme testi uygulanmıştır.

Bu çalışmada hem örnek boyutları hem de deney düzeneği ISO 6872¹⁴⁷ standartlarına göre hazırlanmıştır.

Tam seramik sistemlerin mekanik özelliklerini inceleyen çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Yılmaz ve ark.¹⁵³ Finesse, Cergo, IPS Empress, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirkonya ve Cercon Zirkonyadan hazırlanan örneklere üç top üstünde piston testi uygulamışlardır. Materyallerin ortalama bükülme dayanıklılıklarını; Finesse'de 88 MPa, Cergo'da 95 MPa, IPS Empress'de 101 MPa, In-Ceram Alumina'da 341 MPa, In-Ceram Zirkonya'da 542 MPa ve Cercon Zirkonya'da 1141 MPa olarak saptamışlardır.

Tinschert ve ark.¹⁸³ Cerec Mark II, Dicor, In-Ceram Alumina, IPS Empress ve Zirkonyumdan hazırladıkları örneklere dört nokta yükleme testi uygulamışlardır. Ortalama bükülme dayanıklılıklarını; Cerec Mark II'de 86 MPa, Dicor'da 70 MPa, In-Ceram Alumina'da 429 MPa, IPS Empress'de 84 MPa, Zirkonya'da 913 MPa olarak bildirmişlerdir.

Wagner ve ark.¹⁸⁴ üç farklı tam seramik sistemine iki eksenli bükülme testi uygulamışlar ve materyallerin ortalama bükülme dayanıklılıklarını IPS Empress'de 134 MPa, In-Ceram'da 352 MPa, Procera AllCeram'da 687 MPa olarak saptamışlardır.

Albakry ve ark.²² lösit içerikli Empress (175 MPa) ve lityum disilikat içerikli Empress 2 (407 MPa) ve yine lityum disilikat içerikli e.max Press (440 MPa) materyallerinin dayanıklılıklarını iki eksenli bükülme testi ile karşılaştırmışlardır.

Chai ve ark.¹⁸⁵ çeşitli zirkonya alt yapı materyallerinin (In-Ceram YZ Cubes, Cercon) mekanik özelliklerini inceledikleri çalışma sonucunda ortalama bükülme

dayanımlarını In-Ceram YZ Cubes'de 1107 MPa, Cercon'da 927 MPa olarak bildirmişlerdir.

E.max Press'in bükülme dayanımı iki eksenli bükülme testi kullanan Berge ve ark.¹⁸⁶ tarafından 375.70 MPa, Sorenson ve ark.¹⁸⁷ tarafından 455.50 MPa, dört nokta yükleme testi kullanan Anusavice ve ark.¹⁸⁸ tarafından 239.00 MPa, üç nokta yükleme testi kullanan Guazzato ve ark.¹⁸⁹ tarafından 303.00 MPa olarak saptanmıştır.

Bu çalışmada uygulanan üç nokta yükleme testi sonucunda; zirkonyum (Prettau Zirconia) alt yapılarda 650 MPa, lityum disilikat (IPS e.max Press) alt yapılarda 188 MPa bükülme dayanımı saptanmıştır.

Zirkonya materyallerinin mukavemet değerlerinin diğer seramik alt yapı sistemleri ile karşılaştırıldığı çalışmalarda, zirkonya esaslı alt yapı sistemlerinin daha yüksek mukavemet değerlerine sahip oldukları saptanmıştır.^{153,173,185,190,191} Bu çalışmada da en fazla bükülme dayanımı değerleri zirkonyumdan hazırlanan örneklerde tespit edilmiştir.

Kuron ve köprü restorasyonları çiğneme ve yutkunma sırasında aralıklı oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Kiliaridis ve ark.¹⁹² birinci molar bölgede en yüksek ısırma kuvvetini erkeklerde 807 N, kadınlarda 650 N olarak saptamışlardır. Gibbs ve ark.¹⁹³ normalde posterior bölgede özellikle birinci molar dişlerde en yüksek ısırma kuvvetinin 300-880 N arasında olduğunu, diş sıkma alışkanlığına sahip bireylerde ise bu kuvvetin kat arttığını belirtmişlerdir. Ağız içi ortamda oluşan kuvvetler göz önüne alındığında posterior bölgeye uygulanan tam seramik kuron ve köprü protezlerinin başarılı olabilmesi için 150-665 N arasında oklüzal kuvvetlere dayanabilmesi gerekmektedir.^{194,195}

Materyal yüzeylerine uygulanan farklı yüzey işlemleri, materyalin yapısında değişikliğe neden olarak mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir. Özellikle zirkonya

seramiklere yüzey işlemlerinin etkisini inceleyen çok sayıda çalışma yapılmıştır.^{96,114,119,196}

Denry ve Holloway¹⁹⁷ Y-TZP esaslı seramiklere 30-40 µm ince gren boyutunda frezlerle aşındırma ve polisaj işlemi uygulamışlar, aşındırma uygulanan grubun kontrol grubuna göre daha yüksek dayanıklılık gösterdiğini tespit etmişlerdir.

İşeri ve ark.¹⁹⁸ CIP bloklar (DC Zirkon) da aşındırma işleminin etkisini incelemişler, herhangi bir işlem görmemiş örneklerin ortalama bükülme dayanımlarını 928.40 MPa olarak saptamışlardır.

Curtis ve ark.¹¹⁹ kalın grenli frez ve su soğutması altında yapılan aşındırmanın Y-TZP seramiklerin bükülme dayanıklılığını azalttığını, ince grenli frez ve su soğutması altında yapılan aşındırmanın ise bükülme dayanıklılığını istatistiksel olarak etkilemediğini bildirmişlerdir.

Guazzato ve ark.¹¹⁴ ile Qebrawi ve ark.¹⁹⁹ aşındırma ve kumlama işlemlerinin Y-TZP seramiklerde bükülme dayanıklılığını artırdığını uyguladıkları üç nokta yükleme testi ile saptamışlardır.

Yapılan çalışmada elde edilen verilere göre, 50 µm ince grenli frez ile yapılan aşındırma işleminin; zirkonyum alt yapılarda kontrol grubuna göre bükülme dayanımını artırdığı, lityum disilikat alt yapılarda ise kontrol grubuna göre bükülme dayanımını azalttığı saptanmıştır. Ancak her iki alt yapı grubundaki bu değişimlerin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

Aşındırma işlemi, zirkonya ile güçlendirilmiş seramiklerin yüzeyinde sıkıştırıcı stres tabakası oluşturarak dayanıklılığı artırma ve yüzeyde derin çatlaklar oluşturarak dayanıklılığı azaltma gibi iki farklı etkiye sebep olmaktadır. Dayanıklılığın azalması yüzeydeki çatlakların sıkıştırıcı stres tabakasını aşmasına bağlanmıştır.⁶

Liao ve ark.²⁰⁰ aşındırma işlemleri ile seramiklerin mekanik özelliklerinde meydana gelen etkilerin aşındırma parametrelerine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Aşındırma işleminin uygun şartlarda yapılması durumunda materyallerin dayanıklılığına olumsuz etkisinin azaldığını saptamışlardır. Yükleme eksenine paralel yapılan aşındırma, bükülme dayanıklılığında önemli miktarda azalmaya sebep olurken, örnek yüzeyine paralel ve yüklem eksenine dik yöndeki aşındırma dayanıklılıkta daha az bir azalmaya sebep olmuştur. Bu farklılığın aşındırma ile yüzeyde meydana gelen çatlakların derinlik ve yönünden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada örnek yüzeylerine paralel yönde aşındırma yapılmıştır.

Papanagitou ve ark.¹⁸⁰ yaptıkları çalışmada, 25x4x2 mm boyutlarındaki Y-TZP materyaline düşük sıcaklıklarda yaşlandırma, kumlama ve polisaj işlemi uygulamışlardır. Üç nokta yüklem testi sonucunda düşük sıcaklıklardaki yaşlandırma işlemi ve parlatma işleminin materyalin dayanıklılığını azalttığını, kumlama işleminin ise dayanıklılığı artırdığını saptamışlardır.

Wang ve ark.²⁰¹ CAD/CAM yöntemi ile elde edilen zirkonyum alt yapıların bükülme dayanıklılığına polisaj ve kumlama işlemlerinin etkisini incelemişlerdir. Üç nokta yüklem testi sonucunda; en yüksek dayanıklılığı polisaj uygulanan örneklerde elde ederken, 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama işleminin dayanıklılığı artırdığını, 120 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlamanın ise dayanıklılığı azalttığını tespit etmişlerdir.

Karakoca ve Yılmaz,²⁰² yüzey işlemlerinin CIP (Cercon ve Zirkozahn) ve HIP (Hint-ELs DentaCad) alt yapı örneklerin yüzey pürüzlülüğü, faz değişimi ve bükülme dayanımına etkilerini araştırdıkları çalışmanın sonucunda; kumlama işleminin tüm gruplarda bükülme dayanımını artırdığını, aşındırma işleminin ise azalttığını bildirmişlerdir.

Yapılan bir tez çalışmasında, Y-TZP'ye uygulanan 50 µm elmas frezle aşındırmanın bükülme dayanıklılığını artırdığı, 150 µm elmas frezle aşındırmanın ve kumlamanın bükülme dayanıklılığını azalttığı ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşmadığını tespit etmişlerdir.²⁰³

Bu çalışmada 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama işleminin hem zirkonyum hem de lityum disilikat esaslı alt yapılarda kontrol grubundaki örnekler göre bükülme dayanıklılıklarını artırdığı fakat bu artışın istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmüştür.

Yamaguchi ve ark.²⁰⁴ Y-TZP seramiklerin bükülme dayanıklılığına 70 µm Al partikülleri ile kumlama işleminin, 30 µm büyüklüğündeki ve 110 µm büyüklüğündeki silan uygulamasının etkisini araştırdıkları çalışmalarında gruplar arasında istatistiksel olarak fark olmadığını tespit etmişlerdir.

Qeblawi ve ark.¹⁹⁹ Y-TZP seramiklerin bükülme dayanıklılığını 3 bar basınç altında uygulanan 30 µm partikül büyüklüğündeki silika ile kaplanmış Al₂O₃ tozunun istatistiksel olarak etkilemediğini saptamışlardır.

Bu çalışmada 2.8 atmosfer basınç altında uygulanan 30 µm partikül büyüklüğündeki silanize edilmiş Al₂O₃ tozunun, zirkonyum alt yapılarda kontrol grubuna göre bükülme dayanıklılığını azalttığı ancak farkın istatistiksel olarak önemli olmadığı tespit edilmiştir. Lityum disilikat alt yapılarda ise kontrol grubu ile aynı olduğu saptanmış olup, bu bulgular Yamaguchi ve ark.²⁰⁴ ile Qeblawi ve ark.¹⁹⁹'ın görüşlerini destekler niteliktedir.

Kosmac ve ark.¹⁹⁶ Y-TZP seramiklere uyguladıkları aşındırma ve kumlama işlemlerinden, kumlama işleminde daha az ısı artışının meydana geldiğini ve yüzeyden daha az materyal uzaklaştırıldığını bildirilmişlerdir. Yapılan çalışmalarda zirkonya alt yapılara veneer porseleni uygulanmadan önce 50, 110 ve 120 µm boyutundaki Al₂O₃

partiküllerinin kullanılması önerilmiştir.^{96,201} Kuşlama işleminde 50 µm boyutundaki Al₂O₃ partiküllerinin kullanılması durumunda materyalin dayanıklılığının arttığı bildirilmiş,⁹⁶ ancak 50 µm Al₂O₃ partiküllerinin zirkonyanın yüzey düzensizliğini değiştirmede etkili olmadığı saptanmıştır.¹⁵⁷

Cavalcanti ve ark.¹²³ yaptıkları çalışmada, 4W ve 6W çıkış gücünde Er:YAG lazer uyguladıktan sonra Y-TZP materyallerinin yüzeyinde erime, madde kaybı ve derin çatlakların meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Gökçe ve ark.²⁰⁵ yaptıkları çalışma sonucunda lityum disilikat bazlı seramiklerde 3W çıkış gücündeki Er:YAG lazer uygulamasının uygun bir pürüzlendirme sağladığını ifade etmişlerdir. Bu nedenle çalışmada 3W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulaması kullanılmıştır.

Yapılan literatür taramasında Er:YAG lazer uygulamasının alt yapı materyallerinin sertlik ve bükülme dayanımlarına etkisini inceleyen çalışmaya rastlanılmamıştır.

Çalışma sonucunda elde edilen değerlere göre; Er:YAG lazerin zirkonyum alt yapılarda kontrol grubuna göre bükülme dayanımını azalttığı, lityum disilikat alt yapılarda ise kontrol grubuna göre bükülme dayanımını artırdığı gözlenmiş olmasına karşın, elde edilen farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların yüzey sertlik ve bükülme dayanımı üzerine etkilerinin incelendiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

Yüzey sertlik testinin sonuçlarına göre;

1. Zirkonyum örneklerin lityum disilikat esaslı örneklerden daha sert bir yüzeye sahip olduğu,
2. Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların yüzey sertliklerini anlamlı derecede etkilediği,
3. Zirkonyum alt yapılarda frezleme işleminin ve CoJet uygulamanın, lityum disilikat alt yapılarda ise CoJet uygulamasının yüzey sertliğini anlamlı şekilde artırdığı istatistiksel olarak saptanmıştır.

Bükülme dayanımı testinin sonuçlarına göre;

1. Zirkonyumun lityum disilikat esaslı alt yapılardan daha dayanıklı bir materyal olduğu,
2. Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların bükülme dayanımını etkilemediği,
3. Zirkonyum alt yapılarda frezleme ve kuşlama işlemlerinin, lityum disilikat alt yapılarda ise kuşlama, CoJet ve Er:YAG lazer uygulamasının bükülme dayanımı değerlerini artırdığı ancak elde edilen farkların anlamlı olmadığı istatistiksel olarak tespit edilmiştir.

Bir tam seramik restorasyonun klinik başarısı; hastaya bağlı faktörler, dinamik yükler, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri gibi birçok faktöre bağlıdır. Bu

nedenle yapılan *in vitro* testlerde elde edilen bilgilerin klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Zirkonyum ve lityum disilikat esaslı alt yapıların bükülme dayanımlarını ve yüzey sertliklerini artırmaya yönelik çalışmalara devam edilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Planlanacak araştırmalarda, uygulanacak farklı ve kombine yüzey işlemleri ile materyallerin sertlik ve dayanıklılıkları değerlendirilmeli ve elde edilen sonuçlar uzun süreli klinik çalışmalarla desteklenmelidir.



KAYNAKLAR

1. Craig RG, Powers JM. *Restorative Properties in Restorative Dental Materials*. New York: Mosby Publication. 2002:551-592.
2. Phillips RW. *Skinner's Science of Dental Materials*. 11th ed. Philadelphia, W.B. Saunders Co. 1991: 505-53.
3. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont*, 1989, 2: 13-26.
4. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater*, 1994, 10: 52-8.
5. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 1985, 29: 621-44.
6. Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*, 2002, 81: 487-91.
7. Christensen GJ. Porcelain-fused-to-metal vs. nonmetal crowns. *J Am Dent Assoc*, 1999, 130: 409-11.
8. van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 1999, 20: 1115-24, 1126 passim; quiz 1136.
9. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. 3 ed: İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul. 1990: 1-30.
10. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996, 75: 18-32.
11. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd ed. Chicago, Quintessence Publishing Co. 2002: 212-215

12. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 61-6.
13. Shillingurg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3th edition, London, U.K: *Quintessence Publishing Co. Inc.* 1997: 400- 405, 433-52.
14. MacCulloch WT. Advances in dental ceramics. *Br Dent J*, 1968, 124: 361-5.
15. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 1992, 67: 859-65.
16. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 329-38.
17. Anusavice KJ. Dental Ceramics. In: Phillips' Science of Dental Materials Saunders. 2003:655-719.
18. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater*, 2001, 17: 21-33.
19. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 557-62.
20. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1996, 7: 134-43.
21. IPS e.max Press systems. <http://ivoclarvivadent.com>. Ivoclar Scientific Documentation: IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent Scientific Service. 2007.
22. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 374-80.
23. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik Kuronlar*. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 1996:192-196.

24. Yılmaz B. Beş farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum altyapılı kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Erzurum: Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2008: 9.
25. Callister WD. *Materials Science and Engineering*, 4th ed. New York, John Willey & Sons. 1997: 372-433.
26. Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology*, Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc. Illinois. 1992: 9-10.
27. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*, 1st. The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. Chicago, Quintessence Publishing Co. 1997: 23-28.
28. McLean JW. The Strengthening of Dental Porcelain. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Chicago: Quintessence. 1979: 25-63.
29. Shillingurg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentalis of Fixed Prosthodontics*. 2 ed. Chicago: Quintessence Pub. 1981: 20-419.
30. Yavuzılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2005;22:49-60.
31. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi Sivas. 2002.
32. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. Chicago, Quintessence Pub. 1979: 25-241.
33. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. London, Martin Dunitz Ltd. 1999: 25-28.

34. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 149-54.
35. Hobo S, Shillingburg HT, Jr. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. *J Prosthet Dent*, 1973, 30: 28-36.
36. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. St. Louis, Mosby, Inc. 2001.
37. Edelhoff D, Brix O. All-ceramic restorations in different indications: a case series. *J Am Dent Assoc*, 2011, 142 Suppl 2: 14-19.
38. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res*, 2009, 20 Suppl 4: 32-47.
39. Spies BC, Stampf S, Kohal RJ. Evaluation of zirconia-based all-ceramic single crowns and fixed dental prosthesis on zirconia implants: 5-Year Results of a Prospective Cohort Study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2014, 17 :1014-1028.
40. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent*, 2004, 6: 65-76.
41. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 2007, 35: 819-26.
42. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 2008, 139 Suppl: 14-18.
43. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*, 2000, 28: 163-77.

44. Sjogren G, Sletten G, Dahl JE. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. *J Prosthet Dent*, 2000, 84: 229-36.
45. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont*, 2012, 21: 28-32.
46. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 1998, 80: 450-6.
47. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent*, 2004, 91: 247-52.
48. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont*, 2008, 17: 370-7.
49. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. Tam seramik restorasyonlar. *Akademik Dent Diş Hek Derg*, 2004, 6: 32-37.
50. Cortellini D, Valenti M, Canale A. The metal-free approach to restorative treatment planning. *Eur J Esthet Dent*, 2006, 1: 230-47.
51. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 1997, 128: 297-307.
52. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 2010, 3: 351-368.
53. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 389-404.
54. Crispin BJ. *Contemporary Esthetic Dentistry : Practice Fundamentals*. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques , Tokyo, Quintessence Pub Co, Inc. 1994, 179-183

55. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 2002, 88: 4-9.
56. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 2002, 88: 10-15.
57. Fons-Font A, Sola-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, Labaig-Rueda C, Martinez-Gonzalez A. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2006, 11: 297-302.
58. Zaimoglu A, Can G. Sabit protezler, *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, Ankara. 2004, 99-112.
59. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53: 297-303.
60. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*, 2000, 13: 468-72.
61. The compatible all-ceramic system. Ivoclar Vivadent AG. The Compatible All-Ceramic System, Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein. 13 Ağustos 2015.
62. Products of all-ceramics. <http://ivoclarvivadent.com>. 15 Ağustos 2015.
63. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 2002, 23: 911-6, 918, 920 passim; quiz 924.
64. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2004, 24: 446-55.

65. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137 Suppl: 14-21.
66. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2000, 83: 396-401.
67. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 2000, 13: 420-4.
68. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater*, 2002, 18: 216-20.
69. Giordano RA, 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, 1995, 73: 411-8.
70. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 1998, 19: 307-8, 310, 312 passim; quiz 326.
71. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 2002, 33: 503-10.
72. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 2004, 31: 682-8.
73. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001, 86: 520-5.
74. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, 1999, 12: 395-400.

75. Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 2003, 90: 563-70.
76. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*, 2005, 21: 242-51.
77. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruitter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 261-7.
78. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 2000, 84: 506-13.
79. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*, 1993, 51: 59-64.
80. Oktay HG. Tüm Seramik Sistemler. *Ege Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*, 2003;24:11-16.
81. BM AL-M, Razak AA, Abu-Hassan MI. Comparison of the load at fracture of Turkom-Cera to Procera AllCeram and In-Ceram all-ceramic restorations. *J Prosthodont*, 2009, 18: 484-8.
82. Bhowmik H, Parkhedkar R. A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. *J Adv Prosthodont*, 2011, 3: 196-203.
83. Al-Makramani BM, Razak AA, Abu-Hassan MI. Biaxial flexural strength of Turkom-Cera core compared to two other all-ceramic systems. *J Appl Oral Sci*, 2010, 18: 607-12.

84. Sahin V, Uludag B, Usumez A, Ozkir SE. The effect of repeated firings on the color of an alumina ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J Prosthet Dent*, 2010, 104: 372-8.
85. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
86. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2009, 88: 519-29.
87. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*, 1998, 19: 1489-94.
88. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 1998, 14: 64-71.
89. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1994, 106: 605-14.
90. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, Ries M, Sugano N, Sedel L, Delauney C, Nissan BB, Donaldson T, Gustafson GA. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am*, 2003, 85-A Suppl 4: 73-84.
91. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 2006, 27: 535-43.
92. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 1999, 20: 371-6.

93. Catledge SA, Cook M, Vohra YK, Santos EM, McClenny MD, David Moore K. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *J Mater Sci Mater Med*, 2003, 14: 863-7.
94. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008, 24: 299-307.
95. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 2004, 20: 655-62.
96. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 1999, 15: 426-33.
97. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 1989, 23: 45-61.
98. Kim HT, Han JS, Yang JH. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2009;1:113-117.
99. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res*, 1999, 47: 481-93.
100. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17: 793-8.
101. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss*, 2007, 3:34-38.

102. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*, 2005, 14: 39-45.
103. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 2005, 113: 174-9.
104. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 2001, 4: 243-62.
105. Giordano RA, 2nd. CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc*, 2002, 51: 12-5.
106. Sjölin R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*, 1999, 2: 197-207.
107. Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int*, 1998, 29: 285-96.
108. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2000, 20: 151-61.
109. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 229-32.
110. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 134-42.
111. Mörmann W, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. In: Mörmann WH State of the Art of CAD/CAM Restorations: 20 Years of CEREC. Berlin Quintessence. 2006:1-8.

112. CAD/CAM system and products of Kavo Everest. Kavo Everest. CAD/CAM System and Everest Elements brochure. 7 Eylül 2015.
113. CAD/CAM milling systems the leading dental centers of the world. Zirkonzahn. <http://www.zirkonzahn.com/en/cadcam-system/CAD-CAM.aspx>. 9 Eylül 2015.
114. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2005, 33: 9-18.
115. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 2000, 13: 131-5.
116. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 268-74.
117. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*, 2003, 19: 725-31.
118. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater*, 2004, 20: 498-508.
119. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2006, 34: 195-206.
120. Ozcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int*, 1998, 29: 713-24.
121. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*, 2006, 22: 283-90.
122. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. Bonding of resin composite luting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods. *Oper Dent*, 2006, 31: 248-55.

123. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, Marchi GM. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, 2009, 27: 473-9.
124. Phark JH, Duarte S, Jr., Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent*, 2009, 101: 29-38.
125. Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand*, 1998, 56: 9-13.
126. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*, 1994, 71: 453-61.
127. Kern M. Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 2005, 36: 141-7.
128. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont*, 2005, 18: 60-5.
129. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*, 2006, 95: 430-6.
130. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*, 2004, 25: 2153-60.
131. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent*, 1995, 73: 240-9.

132. Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont*, 2000, 13: 221-6.
133. Miserendino LJ, Pick RM. Lasers in Dentistry. Chicago: *Quintessence Publishing Co. Inc.* 1995:31-54.
134. Atalı E. Lazer nedir? *Dentiss*, 2007,1:22-25.
135. Zharikov EV, Zhekov VI, Kulevskii LA. Stimulated emission from er³⁺ ions in yttrium aluminum garnet crystals at $\lambda = 2.94 \mu$. *Sov J Quantum Eletron*, 1975, 1039-1040.
136. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater*, 2005, 21: 616-24.
137. Sung EC, Chenard T, Caputo AA, Amodeo M, Chung EM, RizoIU IM. Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr:YSSG laser. *J Clin Pediatr Dent*, 2005, 30: 45-9.
138. Gökınar Y. Dişhekimliğinde lazer uygulamaları. *Dentiss*, 2007,1:28-32.
139. Abt E. Computer-aided design/ computer-aided manufacturing crown survival rates. *Evid Based Dent*, 2010, 11: 25-6.
140. Ulusoy N, Gökay O, Kasar B, Müjdecı A. Çeşitli restoratif materyallerin değişik sertleşme ve polimerizasyon şartlarındaki yüzey sertlik değerlerinin zamana bağılı olarak karşılaştırılması. *Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg*, 1999, 26:9-19.
141. Zaimoglu L, Dalat D, Saklar F. [Effect of light exposure time on hardness of visible light cured composites]. *Ankara Üniv Hekim Fak Derg*, 1989, 16: 147-53.
142. Rawls KJ. Mechanical properties of dental materials In: *Phillips' Science Of Dent Mater* 11th Ed. Ed: Anusavice, K.J. St. Louis: W.B. Saunders. P: 69-143, 2003.

143. Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*, 2004, 20: 726-32.
144. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater*, 1992, 8: 218-23.
145. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater*, 2003, 19: 493-500.
146. Craig RG. *Restorative Dental Materials* (8. Ed), Mosby, St Louis. 1989.
147. International Organization for Standardization. ISO 6872:1995, Dental ceramic. Geneva: ISO. 1995.
148. Ersu B, Yenigül M, Tulunoğlu I. Three point bending strength of In-ceram Core Material Sinterized with colloidal Alümina. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2007,31:71-78.
149. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 1995, 8: 239-46.
150. Miller A, Long J, Miller B, Cole J. Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 1992, 68: 38-41.
151. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 1997, 10: 459-66.
152. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics--Part I. *J Dent*, 1997, 25: 399-407.
153. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 120-8.

154. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater*, 1995, 11: 103-10.
155. Cengiz D. Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramiklerin makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi. 2013.
156. Gür E. Tam seramik materyalleri ile rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi. 2006.
157. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 479-88.
158. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 154-60.
159. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil*, 2005, 32: 598-605.
160. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent*, 2000, 84: 303-8.
161. Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Bond strength and durability of porcelain bonding systems. *J Prosthet Dent*, 1996, 75: 163-8.
162. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent*, 2000, 83: 210-5.
163. Kitasako Y, Burrow MF, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *J Dent*, 2001, 29: 139-44.

164. Yuksel E, Zaimoglu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res*, 2011, 25: 261-6.
165. Aschenbrenner CM, Lang R, Handel G, Behr M. Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig*, 2012, 16: 191-200.
166. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's *Restorative Dental Materials*, 13th ed. Philadelphia, Mosby,. 2012.
167. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, 2010, 26: e38-49.
168. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*, 2010, 26: e50-62.
169. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater*, 2002, 18: 12-9.
170. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2012, 107: 170-7.
171. Baharav H, Laufer BZ, Mizrahi A, Cardash HS. Effect of different cooling rates on fracture toughness and microhardness of a glazed alumina reinforced porcelain. *J Prosthet Dent*, 1996, 76: 19-22.
172. Konishi J, Watari F, Kawamoto C, Sano H. Effect of sphered particles on the firing contraction of porcelain inlay processed by cold isostatic pressing. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2003, 66: 553-8.

173. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 2004, 20: 449-56.
174. Denry IL, Holloway JA. Elastic constants, Vickers hardness, and fracture toughness of fluorrichterite-based glass-ceramics. *Dent Mater*, 2004, 20: 213-9.
175. Wang H, Isgro G, Pallav P, Feilzer AJ. Fracture toughness determination of two dental porcelains with the indentation strength in bending method. *Dent Mater*, 2007, 23: 755-9.
176. Turp V, Tuncelli B, Sen D, Goller G. Evaluation of hardness and fracture toughness, coupled with microstructural analysis, of zirconia ceramics stored in environments with different pH values. *Dent Mater J*, 2012, 31: 891-902.
177. Roy ME, Whiteside LA, Katerberg BJ, Steiger JA. Phase transformation, roughness, and microhardness of artificially aged yttria- and magnesia-stabilized zirconia femoral heads. *J Biomed Mater Res A*, 2007, 83: 1096-102.
178. Al-Radha AS, Dymock D, Younes C, O'Sullivan D. Surface properties of titanium and zirconia dental implant materials and their effect on bacterial adhesion. *J Dent*, 2012, 40: 146-53.
179. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2009, 88: 366-77.
180. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 2006, 96: 154-64.
181. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*, 1990, 69: 1791-9.

182. Sunnegardh-Gronberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. *Acta Odontol Scand*, 2003, 61: 87-92.
183. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 2000, 28: 529-35.
184. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 1996, 76: 140-4.
185. Chai J, Chu FC, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont*, 2007, 20: 587-95.
186. Berge HX, Sorensen JA, Edelhoff D. Split energy factor theory in fracture analysis of dental ceramics. *J Dent Res*, 2001, 80: 57.
187. Sorensen JA, Berge HX, Edelhoff D. Effect of storage media and fatigue loading on ceramic strength. *J Dent Res*, 2000, 79: 217.
188. Anusavice KJ, Della BA, Mecholsky JJ. Fracture behavior of Leucite- and Lithia- Disilicate based hot-pressed ceramics. *J Dent Res*, 2001, 80: 544.
189. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 2004, 20: 441-8.
190. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 2002, 15: 339-46.
191. Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater*, 2006, 22: 1029-34.
192. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand*, 1993, 51: 323-31.

193. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*, 1986, 56: 226-9.
194. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent*, 2004, 32: 451-7.
195. Jemt T, Karlsson S, Hedegard B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. *J Prosthet Dent*, 1979, 42: 669-73.
196. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53: 304-13.
197. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2006, 76: 440-8.
198. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Kucukoglu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics, *Braz Dent J*, 2010,21:528-32.
199. Qeblawi DM, Munoz CA, Brewer JD, Monaco EA, Jr. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent*, 2010, 103: 210-20.
200. Liao TW, Li K, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions, *J Mater Process Tech*, 1997, 70:198-206.
201. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater*, 2008, 24: 633-8.
202. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP Ceramics, Inc. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2009, 91:930-937.

203. Nalcı MS. Zirkonyum ve alümina esaslı tüm porselen sistemlerinde, yüzey işlemlerinin, bükülme dayanıklılığına etkisinin incelenerek değerlendirilmesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi, Ankara. 2011.
204. Yamaguchi H, Ino S, Hamano N, Okada S, Teranaka T. Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications. *Dent Mater J*, 2012, 31: 472-80.
205. Gokce B, Ozpinar B, Dundar M, Comlekoglu E, Sen BH, Gungor MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*, 2007, 32: 173-8.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı : Alper ÖZDOĞAN Doğum tarihi : 18.02.1989 Doğum yeri : Uzundere/ERZURUM Medeni hali : Bekâr Uyruğu : T.C. Adres : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı 25240 ERZURUM Tel : 0442 231 17 36 Faks : 0442 236 09 45 E-mail : alprozdgn@gmail.com
Eğitim
Lise : Nevzat Karabağ Anadolu Öğretmen Lisesi (2006) Lisans : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2006-2011) Doktora : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2011-)
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce : Orta derecede (ÜDS 68.75, Sonbahar 2010)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları Hobiler

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 9

27 / 09 / 2013

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

26.09.2013 tarih/243 sayılı yazınız ekinde gönderilen, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'un danışmanlığında Dt. Alper ÖZDOĞAN'ın Doktora Tezi "Farklı yüzey işlemlerinin Zirkonyun ve Lityum disilikat esaslı alt yapıların bükülme dayanımı ve yüzey sertliği üzerine etkilerinin incelenmesi" ile ilgili, etik kurul başvurusu kurumumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.



Prof. Dr. Abubekir HARORLI

Etik Kurul Başkanı

KARAR No: 20/2013. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığının 26. 09. 2013 tarih/243 sayılı yazısı ve ekleri okunarak kurul üyelerinin bilgisine sunuldu.

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'un danışmanlığında Dt. Alper ÖZDOĞAN'ın Doktora Tezi "Farklı yüzey işlemlerinin Zirkonyun ve Lityum disilikat esaslı alt yapıların bükülme dayanımı ve yüzey sertliği üzerine etkilerinin incelenmesi" ile ilgili, etik kurul başvurusu kurumumuz tarafından incelendi.

Yapılan görüşmeler sonucunda; Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılacak çalışmanın etik kurallara uygun olduğu kanaatine varıldı (oy birliği).

Prof. Dr. Abubekir HARORLI

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Prof. Dr. Y. Ziya BAYINDIR

Yrd. Doç. Dr. Ali KİKİ

EK-3. BAP PROTOKOLÜ

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ PROTOKOLÜ			
Proje Türü:	Lisans Üstü Öğrenim Araştırma Projesi(Doktora) BAP Proje No: 2013/266		
1-PROJENİN ADI	FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ZİRKONYUM VE LİTYUM DİSLİKAT ESASLI ALT YATILMA SIN BUKULME DAYANIMI VE YÜZEY SERTLİĞİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ		
2-PROJE PERSONELİ:	Unvanı - Adı ve Soyadı		Telefon (İs)
Proje Yürütücüsü	Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ		0442 331 781
Araştırmacılar	Arş. Gör. Dt. Alper ÖZDOĞAN		0442 231 736
3-PROJENİN BÜTÇESİ			
Makine Teçhizatın Tanımı			Fiyatı (TL.)
03.2-Tüketime Yönelik Mal ve Malzeme Alımları			7000
03.3-Yolluklar			
03.5-Hizmet Alımları			
03.7-Menkul Mal, Gayri Maddi Hak Alım Bakım ve Onarım Giderleri			
03.8-Gayri Menkul Mal Bakım Ve Onarım Giderleri			
06.1-Mamul Mal Alımları (Makine Teçhizat)			
TOPLAM ÖDENEK			7000
4-PROJENİN GELİŞİMİ :			
1. Projenin Başlama Tarihi : 30/12/2013	4. I.Rapor Tarihi :	Sonuç : (+/-)
2. Projenin Bitiş Tarihi : 30/12/2014	5. II.Rapor Tarihi :	Sonuç : (+/-)
3. Proje Süresi : 12 Ay	6. III.Rapor Tarihi :	Sonuç : (+/-)
	7. IV.Rapor Tarihi :	Sonuç : (+/-)
	8.Nihai Rapor Tarihi:	Sonuç : (+/-)
5-İLGİLİ BİRİM:	Diş Hekimliği Fakültesi/Yüksek Okulu/		
	Unvanı - Adı ve Soyadı		İmza
Proje Yöneticisi:	Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ		Tarih
Bölüm Başkanı:	Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ		17.01.14
Dekan / Müdür:	Prof. Dr. Ümit ERTAŞ ✓		24.01.14
6-BAP BİRİMİ	Unvanı - Adı ve Soyadı		İmza
BAP Koordinatörü	Prof. Dr. Yunus Emre ÖZKANLAR		Tarih
7-PROJENİN UYGULANMASI :			
1. Bu proje 2547 sayılı YOK Kanununun 4684 maddesi gereğince, Bilimsel Araştırma Projeleri Hakkında Yönetmelik çerçevesinde yürütülmüştür.			
2. Proje süresinde ve harcama limitlerinde Rektörlük onayı alınmadan değişiklik yapılamaz.			
3. Proje Yöneticisi her 6 ayın sonunda belgeleri rapor vermekle yükümlüdür.			
4. Projelerden alınan teçhizat tüm öğretim üyelerinin kullanımına açıktır.			
5. Bir ay geçmesi halinde belgeleri rapor verilmemiş veya süresi bitmiş olup süre uzatımı talebinde bulunulmamış projeler iptal edilir. Belgeleri paraları, belgeleri ve belgeleri Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonuna kabul edilecek yeni projelere tahsis edilir veya diğer projelere aktarılır.			
6. Bu protokol iki ayrı bölüme halinde hazırlanmıştır.			
<p style="margin: 0;">OLUR</p> <p style="margin: 0;">06/02/2014</p> <p style="margin: 0;">Prof. Dr. Ömer İhsan KÜFREYİOĞLU</p> <p style="margin: 0;">Rektör Yardımcısı</p>			

EK-4. İNTİHAL RAPORU BEYAN FORMU



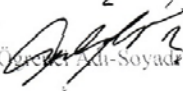
T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü



İNTİHAL RAPORU BEYAN FORMU (FORM: 32)

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ danışmanlığında yürütülen doktora öğrencisi Alper ÖZDOĞAN'a ait "Farklı Yüzey İşlemlerinin Zirkonyum ve Lityum Disilikat Esaslı Alt Yapıların Bükülme Dayanımı ve Yüzey Sertliği Üzerine Etkilerinin İncelenmesi" başlıklı tez için **Turnitin** programında yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranları aşağıdadır.

Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz. 06 / 02 / 2017


Öğrenci Adı-Soyadı
İmza
Alper ÖZDOĞAN


Danışman Adı-Soyadı
İmza
Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

BENZERLİK ORANLARI:

GİRİŞ BÖLÜMÜ: % 0
GENEL BİLGİLER BÖLÜMÜ: % 10
MATERYAL VE METOT BÖLÜMÜ: % 10
BULGULAR BÖLÜMÜ: % 5
TARTIŞMA BÖLÜMÜ: % 9