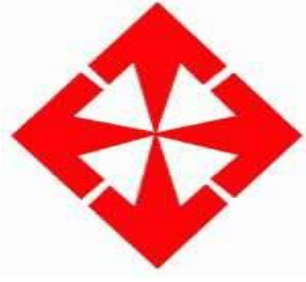


**T.C.
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**FARKLI TAM SERAMİK ALT YAPI MATERYALLERİNİN
VENEERLENMESİNDE KULLANILAN ÜST YAPI SERAMİĞİNİN
MAKASLAMA KUVVET DAYANIMINA KARŞI DİRENCİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI VE LINER UYGULAMASININ
BAĞLANTIYA ETKİSİ**

**DOKTORA TEZİ
Dt. Ali Erman Ersöz**

Ankara, 2013



**T.C.
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**FARKLI TAM SERAMİK ALT YAPI MATERYALLERİNİN
VENEERLENMESİNDE KULLANILAN ÜST YAPI SERAMİĞİNİN
MAKASLAMA KUVVET DAYANIMINA KARŞI DİRENCİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI VE LINER UYGULAMASININ
BAĞLANTIYA ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Ali Erman Ersöz

Danışman: Doç. Dr. Alper Çağlar

Ankara, 2013

Bu çalışma D-DA 12/03 proje numarası ile Başkent Üniversitesi Araştırma Kurulu tarafından desteklenmiştir.

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı çerçevesinde Ali Erman Ersöz tarafından yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 27/12/2013

Doktora Tez Konusu: “Farklı Tam Seramik Alt Yapı Metaryellerinin Veneerlenmesinde kullanılan Üst Yapı Seramiğinin Makaslama Kuvvet Dayanımına Karşı Direncinin Karşılaştırılması ve Liner Uygulamasının Bağlantıya Etkisi”

TEZ DANIŞMANI: Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof. Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU
Prof. Dr. Selim ERKUT
Prof. Dr. Cemal AYDIN
Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR
Doç. Dr. Nilüfer ÇELEBİ BERİAT

ONAY: Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 02/01/2014 tarih, 001 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Rengin ERDAL
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın başlangıcından sonuna kadar her aşamasında desteğini esirgemeyen, doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini sabırla bana aktaran ve bugünlere gelmemi sağlayan değerli hocam Sayın Doç. Dr. Alper Çağlar'a, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, doktora hayatım boyunca yanımda olan tüm asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Çalışmamın yurt dışında yapılan bölümünde bana yardımcı olan Murat Özmel'e ve Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı çalışanlarına teşekkür ederim.

Doktora eğitimimde sevgileri ve destekleri ile yanımda olan annem Ecz. Günay Ersöz'e, ablam Dr. Burcu Ersöz Alan'a, Dt. Bilge Çalışkan'a ve tüm arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, sabırlı ve anlayışlı, hayatımın her döneminde bana güvenen, beni her zaman değerli hissettiren, hayatımda örnek aldığım tek insan babam Sayın Prof. Dr. Ertan Ersöz'e teşekkür ederim.

ÖZET

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, zirkonya ve lityum disilikat alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığını karşılaştırmak ve liner uygulamasının etkisini incelemektir. Her tam seramik alt yapı için 20 adet, çapı 10 mm. ve yüksekliği 4 mm. toplam 60 adet örnek hazırlanmıştır. Zirkonya alt yapıların hazırlanması için Noritake Alliance Y-TZP yarı sinterize bloklar kullanılmıştır. Lityum disilikat alt yapıların hazırlanması için IPS e.maxPress ingotlar ve IPS e.maxCAD bloklar kullanılmıştır. Zirkonya alt yapılar Yenadent CAM ünitesinde üretilmiş ve sinterize edilmiştir. IPS e.maxPress lityum disilikat alt yapılar modelasyon sonrası preslemeyle elde edilmiştir. IPS e.maxCAD lityum disilikat alt yapılar Yenadent CAM ünitesinde bloklar frezelandikten sonra kristalizasyon işlemiyle elde edilmiştir. Her grup uygulanacak liner yüzey işlemine göre 2'şer alt gruba ayrılmıştır (n=10). Tüm örneklerin yüzeylerine Al_2O_3 ile kumlama, lityum disilikat örneklerin yüzeylerine ek olarak hidroflorik asit ile kimyasal dağlama yapılmıştır. Tam seramik alt yapıların veneerlenmesinde kullanılmak üzere kişisel bir akrilik indeks hazırlanmıştır. Akrilik indeks yardımıyla, tam seramik alt yapıların üzerine 5 mm. çap ve 3 mm. yükseklikte veneer seramiği yığılmıştır. Zirkonya alt yapılar üzerine VITA VM9 veneer seramiği ve lityum disilikat alt yapılar üzerine IPS e.maxCeram veneer seramiği kullanılmıştır. Daha sonra Üniversal Test cihazında 1mm/dk hızla örneklere bağlantı dayanıklılık testi uygulanmıştır. Tüm örneklerdeki kopma tipleri, taramalı elektron mikroskopunda değerlendirilmiş ve adeziv, koheziv veya kombine (adeziv ve koheziv tiplerin kombinasyonu) şeklinde sınıflandırılmıştır. Elde edilen veriler; Kolmogorov Smirnov, Levene, Kruskal Wallis, Mann Whitney U, Ki-Kare testleri ve İki-Yönlü Varyans Analizi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir ($p<0,017$). Yüzey işlemi olarak liner uygulanan denekler içerisinde alt yapı materyalleri arasında makaslama bağlanma dayanıklılığı yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,595$). Liner uygulanmamış örnekler karşılaştırıldığında zirkonya ve E.maxCAD alt yapı materyali uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanıklılığı E.maxPress alt yapı materyali uygulanan gruba göre istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,001$). Zirkonya ile E.maxCAD alt yapı materyali grupları arasında ise makaslama bağlanma dayanıklılığı ortalamaları istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0,304$). Alt yapı materyali olarak

Zirkonya, IPS e.maxCAD ve IPS e.maxPress kullanıldığında yüzey işlemi olarak liner yapılan ve liner yapılmayan gruplar arasında kopma tiplerinin dağılımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=1,000$; $p=0,303$; $p=0,650$). Hiçbir grupta adeziv kopma gözlenmezken, tüm gruplarda koheziv ve kombine kopma tipi gözlenmiştir. Sonuç olarak, bu *in vitro* çalışmanın sınırları dahilinde, liner uygulanmamış gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde, presleme yöntemiyle elde edilen IPS e.maxPress alt yapı materyalinin veneer seramiğine olan bağlantısı daha yüksek bulunmuştur. Liner uygulamasının bağlantıya etkisinin olmadığı gözlenmiştir.

Anahtar Sözcükler: Zirkonya, lityum disilikat, makaslama bağlantı dayanıklılığı, liner, taramalı elektron mikroskobu.

ABSTRACT

The aim of this in vitro study is to evaluate the effects of liner surface treatment on the shear bond strength between zirconia and lithium disilicate substructures and superstructure ceramics. In this study, for every 20 all ceramic substructures 10 mm. diameter and 4 mm. height, totally 60 samples were evaluated. Noritake Alliance Y-TZP presintered blocks were used to prepare zirconia substructures. IPS e.maxPress ingots and IPS e.maxCAD blocks were used to prepare lithium disilicate substructures. Zirconia specimens were fabricated using YenaDent CAM unit and sintered. IPS e.maxPress lithium disilicate specimens were obtained using the lost-wax hot pressing technique. IPS e.maxCAD lithium disilicate blocks were fabricated using YenaDent CAM unit and crystallized. All groups were then divided into 2 subgroups according to the liner surface treatment (n=10). The specimens were sandblasted with Al_2O_3 , additionally lithium disilicate specimens were etched with hydrofluoric acid. A custom made acrylic index prepared to veneer the all ceramic substructures. With acrylic index, 5mm. diameter and 3 mm. height veneering ceramics were layered on all ceramic substructures. VITA VM9 powder-liquid slurry was placed on zirconia and IPS e.maxCeram powder-liquid slurry veneering ceramic was placed on lithium disilicate substructures. All specimens were then subjected to shear bond strength test using a universal testing machine at 1 mm/min speed. Fracture patterns of all specimens were evaluated under a scanning electron microscope (SEM) and classified as adhesive, cohesive or combined (combination of adhesive and cohesive fractures) patterns. Data were statistically analyzed using the Kolmogorov Smirnov, Levene, Kruskal Wallis, Mann Whitney U, Chi-Squared tests and Two-Way Variance Analysis ($p < 0,017$). Within comparisons of shear bond strength values among liner applied substructure groups were statistically insignificant ($p = 0,595$). Within comparisons of not applied liner groups, shear bond strength values of zirconia and IPS e.maxCAD groups were statistically lower than IPS e.maxPress groups ($p < 0,001$). Shear bond strengths of zirconia and IPS e.maxCAD groups were statistically insignificant ($p = 0,304$). The comparisons of fracture patterns on liner applied and not applied zirconia, IPS e.maxCAD, IPS e.maxPress substructures was statistically insignificant ($p = 1,000$; $p = 0,303$; $p = 0,650$ respectively). While adhesive fracture pattern was not demonstrated in

any of the groups, cohesive and combined patterns was seen in all groups. In conclusion, within the limitations of this *in vitro* study, within comparisons of not applied liner groups, the bonding between pressable IPS e.maxPress substructure and veneering ceramic was seen to be higher. Liner application does not effect the bonding between substructure and superstructure.

Key Words: Zirconia, lithium disilicate, shear bond strength, liner, scanning electron microscope (SEM).

İÇİNDEKİLER

Onay Sayfası	ii
Teşekkür	iii
Özet	iv
Abstract	vi
İçindekiler Dizini	viii
Kısaltmalar ve Simgeler	xi
Şekiller Dizini	xiv
Tablolar Dizini	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Tam Seramiklerin Tarihsel Gelişimi	4
2.2. Dental Seramikler	5
2.2.1. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı	6
2.2.2. Dental Seramiklerin Özellikleri	6
2.2.3. Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarını Arttırma Yöntemleri	7
2.2.3.1. Baskı Streslerinin Oluşturulması	7
2.2.3.2. Fırınlama İşlemi Sayılarının Azaltılması	8
2.2.3.3. Restorasyonun Optimum Tasarımı ile Çekme Streslerinin Azaltılması	8
2.2.3.4. İyon Değişimi	8
2.2.3.5. Kontrollü Kristalizasyon	9
2.2.3.6. Camsı Yapıya Seramik Kristallerinin Katılması	9
2.2.3.7. Zirkonya Yaşlanması ve Dönüşüm Tokluğu (Transformation Toughening)	9

2.3.	TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI	10
2.3.1.	CAM SERAMİKLER	12
2.3.1.1.	Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler	12
2.3.1.2.	Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler	13
2.3.1.3.	Feldspatik seramikler	16
2.3.2.	ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER	17
2.3.2.1.	In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya)	17
2.3.2.2.	In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya)	17
2.3.2.3.	In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Almanya)	18
2.3.2.4.	Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)	18
2.3.2.5.	Synthoceram (CICERO, Hoorn, Hollanda)	19
2.3.3.	ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER	19
2.3.3.1.	Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya)	21
2.3.3.2.	Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)	22
2.3.3.3.	Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya)	22
2.3.3.4.	Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Almanya)	23
2.3.3.5.	Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya)	23
2.3.3.6.	DCS Precident (DCS Dental AG, Allscwill, İsviçre)	24
2.3.3.7.	Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)	24
2.3.3.8.	Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Almanya)	25
2.3.3.9.	ZENO Tec sistemi (Wieland, Pforzheim, Almanya)	26
2.3.3.10.	Zirkonzahn sistemi (Neuler, Almanya)	26
2.3.3.11.	In-Ceram YZ (Vita, Bad Säckingen, Almanya)	26
2.3.3.12.	IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)	27
2.3.3.13.	IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)	28
2.4.	Tam Seramik Alt Yapıların Üzerine Uygulanan Veneer Seramikleri	31

2.5.	Metal Destekli ve Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Alt Yapı ve Üst Yapı Seramiği Arasındaki Bağlantı Mekanizması	32
2.6.	Tam Seramik Restorasyonlarda Alt Yapı ile Üst Yapı Arasında Oluşan Başarısızlık Nedenleri	34
2.7.	Tam Seramik Alt Yapılar Yüzeyine Uygulanan Bağlantıyı Arttırıcı İşlemler	34
2.8.	Alt Yapı ile Üst Yapı Seramiği Arasındaki Bağlantı Dayanıklılığının Değerlendirilmesi	35
2.9.	Bağlantı Dayanıklılığı Test Yöntemleri	35
2.10.	Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Analiz Yöntemleri	37
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1.	Zirkonya, IPS e.maxPress ve IPS e.maxCAD Alt Yapıların Hazırlanması	40
3.2.	Liner Uygulaması	45
3.3.	Üst Yapı Seramiğinin Uygulanması	48
3.4.	Makaslama Bağlantı Dayanıklılığı Testi	51
3.5.	Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi	52
3.6.	İstatistiksel Analiz	53
4.	BULGULAR	55
4.1.	Makaslama Bağlantı Dayanıklılığı	55
5.	TARTIŞMA	61
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	77
7.	KAYNAKLAR	7979

KISALTMALAR VE SİMGELER

Å	Angström (uzunluk birimi)
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
Al	Aluminyum
Al ₂ O ₃	Aluminyum oksit
Au	Altın
B ₂ O ₃	Boron trioksit
°C	Santigrat derece (sıcaklık birimi)
Ce	Seryum
C	Karbon
Ca	Kalsiyum
CaF ₂	Kalsiyum florid
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim (Computer aided design/Computer aided manufacturing)
Ce-TZP	Seryum stabilize zirkonya (Ceria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals)
cm	Santimetre (uzunluk birimi)
dk	Dakika (zaman birimi)
DWOS	Dental wings open system
Er:YAG	Erbiyum: itriyum-aluminum-garnet
GPa	Gigapaskal (elastik modülüs)
gr	Gram (ağırlık birimi)
H ₂ O	Dihidrojen monoksit (su)

HCl	Hidroklorik asit
HF	Hidroflorik asit
HfO ₂	Hafniyum oksit
HO	Yüksek derecede opak (high opacity)
HS	Yüksek dayanımlı (high strength)
K	Isısal genleşme katsayısı
k	Kübik
K ₂ O	Potasyum oksit
La ₂ O ₃	Lantanyum oksit
Li ₂ O	Lityum oksit
Li ₂ Si ₂ O ₅	Lityum disilikat
LT	Düşük translüensiye sahip (low translucency)
m	Monoklinik
Mg	Magnezyum
MgO	Magnezyum oksit
MgAl ₂ O ₄	Magnezyum alüminyum oksit
ml	Mililitre (hacim birimi)
MO	Orta derecede opasiteye sahip (medium opacity)
MPa	Megapaskal (basınç birimi)
MPa m ^{1/2}	Kırılma dayanımı
µm	Mikrometre (uzunluk birimi)
mm	Milimetre (uzunluk birimi)
mm ²	Milimetrekare (alan birimi)
N	Newton (kuvvet birimi)

Na ₂ O	Sodyum oksit
Nd:YAG	Neodmiyum-itriyum-aluminum-garnet
nm	Nanometre (uzunluk birimi)
P ₂ O ₅	Fosforpentaoksit
Pd	Palladyum
PMMA	Polimetilmetakrilat
t	Tetragonal
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
SiO ₂	Silisyum oksit
sn	Saniye (zaman birimi)
% wt	Ağırlık yüzdesi (weight percentage)
Y	İtriyum
Y-TZP	İtriyum stabilize zirkonya polikristalleri (Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals)
Y ₂ O ₃	İtriyum oksit
ZnO	Çinko oksit
Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonyum oksit
ZrSiO ₄	Zirkonyum silikat

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1.	Dental Wings CAD sisteminde disk şeklinde örnek tasarımı	41
Şekil 3.2.	IPS e.maxPress ingotlar	42
Şekil 3.3.	Degudent DG1 ölçü karıştırma cihazı	43
Şekil 3.4.	Silikon İndeks içerisinde mum moderasyonu yapılmış IPS e.maxPress örnekler	43
Şekil 3.5.	IPS e.maxPress örneklerin presleme öncesi revetmana alınmış hali	44
Şekil 3.6.	IPS e.maxCAD bloklar	44
Şekil 3.7.	Kristalizasyon öncesi frezeleme işlemi tamamlanmış IPS e.maxCAD örnekler	45
Şekil 3.8.	Zirkonya alt yapıların üzerine liner uygulandıktan sonra fırınlama	46
Şekil 3.9.	IPS e.max alt yapıların üzerine liner uygulandıktan sonra fırınlama	47
Şekil 3.10.	Kişisel olarak hazırlanan PMMA indeks	48
Şekil 3.11.	Paralelometre ile seramik yüzeyindeki düzensizliklerin giderilmesi	49
Şekil 3.12.	Üst Yapı Seramik Kalınlığının Dijital Kumpas Yardımı ile Ölçülmesi	49
Şekil 3.13.	Zirkonya ve lityum disilikat alt yapıları örneklerin hazırlanışı	50
Şekil 3.14.	Üniversal test cihazı	51
Şekil 3.15.	Örneğin üniversal test cihazına yerleştirilmesi	52
Şekil 3.16.	Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	53
Şekil 4.1.	Alt Yapı Materyalleri ve Yüzey İşlemlerine Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Düzeyleri	57
Şekil 4.2.	Liner uygulanmış zirkonya alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma	59
Şekil 4.3.	Liner uygulanmış zirkonya alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma	59
Şekil 4.4.	Liner uygulanmış IPS e.maxPress alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma	59
Şekil 4.5.	Liner uygulanmamış IPS e.maxPress alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma	60
Şekil 4.6.	Liner uygulanmış IPS e.maxCAD alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma	60

Şekil 4.7. Liner uygulanmamış IPS e.maxCAD alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma

60

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1.	Zirkonya alt yapıların hazırlanması esnasında sinterizasyon sıcaklık değerleri ve süreleri	41
Tablo 3. 2.	VITA VM9 Effect Liner Fırınlanma Sıcaklıkları	45
Tablo 3.3.	IPS e.max Ceram ZirLiner Fırınlanma Sıcaklıkları	47
Tablo 4.1.	Makaslama Bağlantı Dayanıklılık Değerleri	55
Tablo 4.2.	Makaslama Bağlanma Dayanıklılığına İlişkin İki-Yönlü Varyans Analizi Sonuçları	56
Tablo 4.3.	Alt Yapı Materyalleri ve Yüzey İşlemlerine Göre Kopma Tiplerinin Dağılımı	58

1. GİRİŞ

Seramik restorasyonlar metal alt yapı ile desteklendiklerinde meydana gelen yüksek mekanik dayanımları sayesinde hem posterior hem de anterior bölgedeki diş eksikliklerinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (McLean JW, 2001). Ancak metalin korozyona uğrayabilmesi ve böylece alerji oluşturabilmesi, metal renginin dişetine yansması gibi dezavantajlarının yanında, translüsent özelliğe sahip olmadıklarından dolayı anterior bölgede estetik beklentileri tam olarak karşılayamamaktadır. Bu durum metal desteksiz tam seramik sistemlerinin uygulanmasını gündeme getirmiştir (Fischer ve ark., 2002; Drummond ve ark., 2000).

Metal desteksiz restorasyonlar oklüzal kuvvetlere karşı direnç gösterebilecek yeterli mekanik dayanıma sahip olmalıdır. Diğer tam seramik sistemlerinin elastisite modüllerinin ve baskı streslerine dayanımlarının düşük olmasının aksine zirkonyum oksit seramikler, dayanıklılık, baskı direnci, mekanik özelliklerinin, kimyasal ve boyutsal stabilitelerinin yüksek olması nedeniyle tam seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır. Zirkonya, özellikle çok üyeli köprülerde oluşan yüksek gerilim streslerine dayanabilen en uygun seramiktir. Dolayısıyla posterior restorasyonlarda güvenilir bir şekilde kullanılmaktadır (Sundh ve Sjogren, 2004). Ancak daha estetik restorasyonlar elde etmek için opak zirkonya alt yapının üzerine translüsent bir üst yapı seramiği uygulanması gerekmektedir (Aboushelib ve ark., 2008). Alt yapı materyalinin mekanik özellikleri başarıyı tek başına etkileyen bir faktör değildir. Üst yapı seramiğindeki stresler de restorasyonun hizmet süresini belirlediğinden, zayıf bir üst yapı seramiği, dayanıklı alt yapı materyalinin klinik başarısını olumsuz yönde etkileyebilmekte ve klinikte kırık oluşumu şeklindeki bir başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir (Dundar ve ark., 2007).

Yüksek dirence sahip alt yapı materyalleri arasında bulunan cam seramikler lösit ve lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler ve feldspatik seramikler olarak 3 ana grupta toplanır. Bunlardan IPS e.maxPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 2005 yılında geliştirilmiş, lityum disilikat esaslı preslenebilen bir

seramiklerdir. IPS Empress II'ye kıyasla fiziksel özellikleri ve translüsentliği geliştirilmiştir (Stappert ve ark., 2006).

Lityum-disilikat (IPS Empress 2, IPS e.maxPress) ve lüsit (IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD) güçlendirilmiş cam seramikler ve itriyum stabilize zirkonyum oksit seramiklerle güçlendirilmiş (IPS e.maxZirCAD) bazı monolitik/tam anatomik restorasyonlar dışında tam seramik restorasyonlar bir koping bir de veneer seramiğinden oluşmaktadır. Geleneksel olarak, veneer seramiği metal veya tam seramik altyapı materyallerine optimum estetiğin sağlanması için tabakalama tekniği ile yığılır (Lin ve ark., 2012).

İki tabakalı tam seramik sistemlerde en sık görülen başarısızlık, veneer seramiğin delaminasyonu, yani alt yapıdan tabakalar halinde ayrılması şeklindedir. Bu durum, hastaya bağlı faktörler, erken temas noktalarından kaynaklanan dinamik yükler, harmonik bir oklüzyonun olmaması, yetersiz bağlanma kuvveti, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri, yorgunluk fenomeni, yetersiz alt yapı desteği, seramik içi defektler ve alt yapı-üst yapı arasındaki ısıl genleşme katsayısı uyumsuzluğu gibi birçok faktöre bağlı olarak meydana gelebilir (White ve ark., 2005; De Jager ve ark. 2005).

Tam seramik sistemlerinde alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanıklılığını artırmak amacıyla Al_2O_3 (alüminyum oksit) kumlama, liner uygulaması, düşük grenli frezler yardımıyla yüzey pürüzlendirmesi gibi işlemler uygulanabilmektedir.

Liner uygulamasının zirkonya alt yapılar üzerindeki bağlantısını araştıran bir yayına göre liner uygulamasının bağlantıyı arttırdığı; ancak Al_2O_3 (alüminyum oksit) kumlama işleminin bağlantının artırılmasında daha kullanışlı bir yöntem olduğu belirtilmiştir (Kim ve ark., 2011).

Ancak literatürde liner tabakasının zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına olumsuz etkisinin bulunduğu çalışmalar da

bulunmaktadır (Tinschert ve ark., 2001). Liner uygulamasının preslenebilir seramikler için kullanıldığında bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve soyulma şeklinde oluşan başarısızlık riskini dramatik bir şekilde arttırdığını ortaya koyan çalışmalar mevcuttur (Tinschert ve ark., 2001; Aboushelib ve ark., 2006).

Bu çalışmanın amacı, farklı tam seramik sistemlerle oluşturulan kor materyali üzerine uygulanan üst yapı porseleninin bağlantısının, liner uygulaması yapılmış ve yapılmamış durumda makaslama kuvvetlerine karşı direncini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tam Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Tam seramiklerin ilk kez sabit protetik restorasyon uygulamaları, Land tarafından jaket kron olarak gerçekleştirilmiştir. Jaket kronlar uzun yıllar protetik ve restoratif diş hekimliğinde en estetik restorasyon olmuştur. Ancak porselen dayanıklılığının düşük olması nedeniyle bu uygulamaların başarısı da düşük olmuştur (Blank, 2000).

1965 yılında McLean alüminyum oksit ile porseleni güçlendirerek klinik olarak başarılı metal desteksiz porselen uygulamalarına başlamıştır (McLean, 1991). İlk metal desteksiz porselen uygulamalarında, %40-50 oranında alumina kristalleri kullanılmıştır. Bu şekilde oluşturulan kor maddesi, feldspatik porselen ile kaplanmış ve kron yapımı tamamlanmıştır. Bu yöntemle o güne kadar bilinen porselenden iki kat daha sağlam kronlar elde edilmiştir. Ancak bu uygulamalar tek diş restorasyon yapımından öteye gitmemiştir. Alüminöz porselen yapımında kullanılan ve restorasyonun simantasyonundan önce platin folyonun uzaklaştırılması esasına dayanan çift platin folyo tekniği uygulamaları denenmiştir. Bu teknikte, day üzerine sarılan 0,025 mm. kalınlığındaki platin folyonun üzeri elektrolitik kaplama işlemiyle kalay ile kaplanır. Alüminöz porselenle alttaki tabaka arasında, metal oksitler vasıtasıyla kimyasal bağ sağlanır. Ancak bu tabaka translüsenliği azaltarak estetik açıdan dezavantaj oluşturur (Wildgoose ve ark., 2004; Kelly ve ark., 1996).

Üretildiği ilk günden itibaren metal desteksiz tam seramik restorasyonlar hızla gelişmeye devam etmiştir. Üstün estetik özellikleri olan, biyouyumlu ve uzun ömürlü restorasyonlar üretebilmek için birçok tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir (Denry ve ark., 2010). İdeal estetik ve formun oluşturulabilmesi için silikat ve cam seramikler metal veya tam seramik korlar için veneer olarak kullanılmıştır. Yüksek çiğneme kuvvetinin olduğu alanlarda kullanılmak üzere alüminyum ve zirkonyum oksit seramikleri gibi yüksek dayanımlı seramikler tek kronlar ve sabit protetik köprü restorasyonları için kor materyali olarak geliştirilmiştir (Conrad ve ark., 2007).

1984 yılında, cam yapının kontrollü olarak kristalleştirilmesi yöntemi geliştirilmiştir. Sıcak ve erimiş halde bulunan cam yapı hızlı bir şekilde soğutulduğunda, yüzeyde baskı stresleri oluşur. Refraktör bir kalıp içerisinde bulunan cam yapının bu şekilde eritilerek dökülmesinin ardından kristalizasyonun sağlandığı, içerisinde tekasilisik flormika kristalleri bulunan cam matriks Dicor cam seramik sistemleri geliştirilmiştir (Dentsply Caulk, ABD). Sonrasında Dicor MGC (Dentsply Caulk, ABD) ismiyle, makine ile işlenebilen ve içeriğinde %70 oranında tetrasilisik flormika kristalleri bulunan cam seramikler üretilmiştir. 1990'ların başında ısı altında basınç yöntemiyle dökülen, %34 lösit kristallerinden oluşan, dayanımı ve marjinal adaptasyonu Dicor cam seramiklere benzeyen; ancak cam yapının kontrollü kristalizasyonu aşamasını içermeyen bir cam seramik sistemi olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) kullanıma sunulmuştur. Ancak bu sistemlerin sadece tek kronların yapımında kullanılması; 2000'lerin başlarına doğru hacminin %70'i lityum disilikat kristallerinden oluşan, ikinci küçükazı dişine kadar uzanan yüksek kırılma direncine sahip ve 3 üyeli köprülerin üretimine izin veren IPS Empress 2'nin (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ve daha sonra IPS e.max'ın (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) geliştirilmesini sağlamıştır. Bu gelişmelerin ardından sinterize edilerek, millenerek ve basınç ile dökülerek alumina alt yapı seramiğinin üretildiği Procera AllCeram (Nobel Biocare, İsveç), cam infiltre alumina alt yapı seramiği olan In-ceram Alumina, cam infiltre zirkonya-alumina alt yapı seramiği olan In-ceram Zirconia, kısmen veya tam sinterize edilmiş zirkonya ingotların CAD/CAM cihazları ile işlenmesi sonucu üretim yapan Lava (3M ESPE, Almanya), sinterize edilmemiş zirkonya seramiklerin frezelenerek şekillendirildiği Cercon (Degudent, Almanya) ve preparasyonu tamamlanan dişin sanal görüntüsü elde edilerek, buna göre protezin frezeleme işlemi ile üretildiği Cerec (Sirona, Almanya) sistemleri geliştirilmiş ve böylece IPS Empress 2'ye göre çok daha sert, güçlü ve kırılmaya karşı dirençli dental seramikler kullanıma sunulmuştur (Anusavice, 2003).

2.2. Dental Seramikler

Kaolin, kuartz ve feldspar'dan oluşan spesifik bir kompozisyonu olan ve yüksek derecelerde pişirilerek elde edilen seramiktir (Akın, 1990).

2.2.1. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Protez terimleri sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (Glossary of prosthodontic term, 2005. St Louis: Mosby). Bu birleşimde büyük oksijen atomları bir matris görevi görür ve küçük metal atomları arasına sıkışır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Fakat diğer taraftan aynı yapı, seramiği kırılabilir bir hale dönüştürdüğü için sakıncalı bir durum oluşturur (Akın, 1990).

Diş hekimliğinde kullanılan seramik %12-22 kuartz (silika, kum), %3-5 kaolin (kil), %75-85 feldspar'dan meydana gelir (Craig, 1996). Ayrıca seramiğe renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri katılır. Diş hekimliği seramiklerinde kil çok az oranda bulunur. Bu yüzden kullanılan seramiğe 'cam' demek yanlış olmaz (Akkayan ve Canıklıoğlu., 2001). Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) hidrat alumina silikat'tır. Seramiğe opaklık verir ve seramik hamurunun şekil almasını sağlar. Feldspar, potasyum alumina silikat ($K_2O \cdot 5Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alumina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Seramiğe şeffaflık kazandıran bir eriticidir. Seramikte en düşük erime derecesine sahip olan feldspar, pişirme esnasında eriyerek diğer kısımları birleştirir. Silika (SiO_2), seramik kitlesine stabilite kazandırır. Seramik tozlarına katılan metal ve metal oksit pigmentleri ise, doğal diş görüntüsü elde edebilmek için gerekli renklenmeyi sağlar (Craig, 1996).

2.2.2. Dental Seramiklerin Özellikleri

Seramik sert ve kırılabilir bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımlarının esas nedeni yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Materyalin ışık absorbe etme ve dağıtma özellikleri vardır. Doğal diş formu, rengi ve translüsentlik derinliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Kimyasal olarak stabildir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesine sahiptir. Isısal genişleme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve

dentine benzemesi, marjinal sızdırma ve hassasiyet riskini azaltmaktadır (Kamposiora ve ark., 1996; Tinschert ve ark., 2001). Metal alaşımlarda gözlenebilen toksit etkiler seramiklerde görülmemektedir. Glaze uygulanmış seramik, bakteri plağının kolaylıkla uzaklaştırılabileceği tek restoratif materyaldir (Bjorkner ve ark., 1994).

Seramiğin başlıca olumsuz özelliği düşük çekme direncidir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, baskı streslerine karşı dirençli, çekme streslerine karşı dirençsizdir. Çekme direnci ortalama 20-60 MPa iken, baskı direnci ortalama 350-550 MPa'dır. Seramiğin kırılma direnci, gerilim ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında seramik atomları, metalin aksine, atomik düzey boyunca kayamaz. Bu tip yükler, genelde stress yoğunluğunun en yüksek olduğu mikroyapısal çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır (White ve ark., 1995).

2.2.3. Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarını Arttırma Yöntemleri

Seramiğin üstün estetik özellikleri, baskı streslerine karşı dayanımı, aşınma direnci, sertlik ve biyolojik uyum gibi avantajlarına rağmen, düşük gerilme direnci ve kırılma direnci gibi olumsuz özellikleri, yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına neden olmuştur (Anusavice, 2003).

2.2.3.1. Baskı Streslerinin Oluşturulması

Metal destekli seramik restorasyonlar, seramiğe uygun ısıl genişleme katsayısına sahip metal bir alt yapı ile desteklenmektedir. Dental seramiğin, tam seramik alt yapılar ile desteklenme mekanizması da bunlara benzer. Tam seramiklerde direnci yüksek alt yapı materyalleri, daha zayıf olan veneer seramiğini desteklemektedir. Alt yapı materyalinin ısıl genişleme katsayısı veneer seramikten yüksek olmalıdır. Bu uyumsuzluk sayesinde, fırınlama sıcaklığında oda sıcaklığına geçildiğinde, alt yapı materyali veneer seramiğinden daha fazla büzülür. Böylece veneer

seramiği baskı altında tutulur ve restorasyona ilave dayanıklılık sağlar (Anusavice, 2003).

2.2.3.2. Fırınlama İşlemi Sayılarının Azaltılması

Fırınlama işlemi seramik tozundaki partikülleri eriterek yoğun bir şekilde birleştirir ve daha düzgün bir yüzey oluşturur (Anusavice, 2003). Ayrıca seramik içindeki lösit kristallerinin konsantrasyonunu artırır. Bu da alt yapı materyali ile veneer seramiği arasında ısıl genleşme katsayısı uyumsuzluğunun artışına neden olur. Bu uyumsuzluk, seramikte erken ya da geç dönem kırık oluşumuna yol açar (Fairhurst ve ark., 1980; Mackert ve Evans., 1991).

2.2.3.3. Restorasyonun Optimum Tasarımı ile Çekme Streslerinin Azaltılması

Seramik içeren dental restorasyonlar, zayıf özelliklerini kompanse edecek şekilde tasarlanmalıdır. Restorasyonun tasarımı, seramiği yüksek çekme streslerine maruz bırakmamalıdır. Kron restorasyonlarında bu çekme stresleri, uygun kalınlıktaki dayanıklı alt yapı materyali ile azaltılabilir (White ve ark., 1995; Kelly ve ark., 1989; Zeng ve ark., 1996). Köprü restorasyonlarında ise, çekme streslerinin yoğunlaştığı bağlayıcı bölgelerinin, dişeti sağlığını bozmayacak şekilde ve kalınlıkta tasarlanması gerekmektedir (McLaren, 1998).

2.2.3.4. İyon Değişimi

İyon değişimi, sodyum ve potasyum gibi farklı büyüklükteki iyonların yer değiştirmesi ile yüzeyde baskı direncine sahip ince bir tabaka oluşturulması işlemidir (Anusavice, 2003). Dental seramikler potasyum nitrat tuz banyosuna batırıldıklarında, yüzeydeki küçük sodyum iyonları, büyük potasyum iyonları ile yer değiştirirler. Sodyum iyonlarından %35 daha büyük olan potasyum iyonları seramik yüzeyine yerleştiklerinde ısıl genleşme katsayısını azaltır. Isıya maruz kalan seramik yüzeyinde rezidüel baskı stresleri oluşturur. Yüzeyde yaklaşık 700 MPa'lık baskı direnci meydana gelerek seramiğin kuvvetlenmesi sağlanır (Anusavice ve ark., 1992).

2.2.3.5. Kontrollü Kristalizasyon

Cam yapının kontrollü olarak kristalleştirilmesi yöntemi, camın bazı ısı derecelerinde sıvı halden katı hale geçerken süper soğutulmuş sıvı özelliği göstererek kristalleşmesi esasına dayanır. Cam yapı sıcak ve erimiş haldeyken hızlı bir şekilde soğutulduğunda, yüzeyde baskı stresleri oluşur. Bu hızlı soğutma, erimiş alt yapı çevresinde rijit bir cam yüzey oluşturur. Erimiş alt yapı katılaştıkça büzölmeye başlar; fakat dış yüzeyi rijit kalmaya devam eder. Katılan alt yapının büzölerek çekilmesi, alt yapı içinde çekme stresleri ve dış yüzeyde baskı stresleri oluşturur. Böylece çatlak oluşumu ve ilerlemesi engellenmiş olur (Dehoff ve Anusavice., 1992).

2.2.3.6. Camsı Yapıya Seramik Kristallerinin Katılması

Birincil olarak camsı faz içeren dental seramikler, yüksek dayanıklılığa ve elastikiyete sahip seramik kristallerinin katılması ile güçlendirilebilir. Bu kristaller lösit, lityum disilikat, alumina, magnezya-alumina spinel ve zirkonya'dır (McLean ve Hughes, 1965). Dayanıklı kristal bir materyal, camsı faza ilave edildiği zaman, camın dayanıklılığı ve direnci artar. Çünkü çatlak bu partiküllerden, camsı matrikste olduğu kadar kolaylıkla ilerleyemez. Dayanıklılık miktarı kristalin tipine, boyutuna, hacmine, partikül arası boşluklara ve ısıl genişleme katsayısına bağlı olarak değişmektedir (McLean ve Hughes, 1965).

2.2.3.7. Zirkonya Yaşlanması ve Dönüşüm Tokluğu (Transformation Toughening)

Tokluk (toughening) genel anlamda, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin bir ölçüsü olarak tanımlanır. Dönüşüm tokluğu ise bir malzemede var olan çatlakları ilerleten itici gücü azaltan ve gerilmenin neden olduğu bir faz dönüşümü esasına dayanan bir prosestir. Dönüşüm tokluğu mekanizması zirkonya esaslı seramiklerde gözlenmektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek direnç ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri, tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır (Garvie ve ark., 1975). Bu mekanizma, zirkonyanın allotropik doğası, yani üç fazlı olması sonucu meydana gelmektedir. Bu fazlar kübik, tetragonal ve monoklinik

fazlardır (Rauchs ve ark., 2001). Materyale kumlama ya da aşındırma işlemlerinde olduğu gibi dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, tetragonal taneciklerin bir kısmı, hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönüşür (t→m) (Piconi ve Maccauro, 1999; Swain, 1989). Bu faz dönüşümü, materyal içinde %3-5'lik bir hacim artışına neden olur. Bu hacim artışı da, var olan çatlak uçlarında lokalize baskı streslerin oluşmasını tetikler (Chevalier ve ark., 1999; Luthardt ve ark., 2002). Oluşan bu baskı stresleri, materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesine engel olur (Tinschert ve ark., 2001; McLaren, 1998; McLaren ve White, 1999) ve seramiğin esneme direncini artırır (Guazzato ve ark., 2005; Kosmac ve ark., 1999). Bu fiziksel özelliğe “transformation toughening (dönüşüm tokluğu)” adı verilmektedir (Derand ve Derand., 2000; Gupta ve ark., 1978). Materyal içinde t- ve m- taneciklerinin bir arada olmaları sonucu, temas noktalarında elektron yoğunluğu artar ve yüksek enerjili bölgeler oluşur. Yapıda var olan mikroçatlaklar, bu yüksek enerjili alanı aşamaz ve ilerleyemez. Zirkonyada adı geçen ‘çatlak durdurucu’ ya da ‘çatlak hapsedici’ mekanizma bu şekilde açıklanmaktadır. Bu mekanizma, çelikte görülen martensitik benzeri faz dönüşümü esasına dayanır ve başka hiçbir dental seramikte gözlenmez (Piconi ve Maccauro, 1999; Derand ve Derand, 2000; Evans ve Heuer, 1980). İşte bu mekanizmadan dolayı zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımı diğer seramiklerden yüksektir (Garvie ve ark., 1975; Swain, 1989; Derand ve Derand, 2000).

2.3. TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI

Yüksek dirence sahip alt yapı materyalleri, 3 ana grupta toplanır (Conrad ve ark., 2007; Guess ve ark., 2011):

2.3.1. Cam Seramikler

2.3.1.1. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

2.3.1.2. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS e.maxPress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS e.maxCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

2.3.1.3. Feldspatik Seramikler

- Vitablocs Mark I (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- Vitablocs Mark II (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

2.3.2. Alumina Esaslı Seramikler

- 2.3.2.1. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- 2.3.2.2. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- 2.3.2.3. In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- 2.3.2.4. Procera AllCeram (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- 2.3.2.5. Synthoceram (Cicero, Hoorn, Hollanda)

2.3.3. Zirkonya Esaslı Seramikler

- 2.3.3.1. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- 2.3.3.2. Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- 2.3.3.3. Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- 2.3.3.4. Hint-Els (Digident, Griesheim, Almanya)
- 2.3.3.5. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- 2.3.3.6. DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
- 2.3.3.7. Cerec InLab Sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)
- 2.3.3.8. Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- 2.3.3.9. ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- 2.3.3.10. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)
- 2.3.3.11. In-Ceram YZ (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- 2.3.3.12. IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- 2.3.3.13. IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

2.3.1. CAM SERAMİKLER

2.3.1.1. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

Cam seramiklerin yapılarını güçlendirmek için cam yapının içerisinde homojen olarak dağılabilecek uygun doldurucular ilave edilebilir. Bu tekniğe güçlendirici dağılım denmektedir. Kristalin yapısını güçlendirmek için Lösit hacmen %35-45 arasında kullanılmaktadır (Al-Shehri, 1996). 1990'ların başında, kayıp-mum presleme tekniği diş hekimliğinde tam seramik restorasyonların yapımında yenilikçi bir metod olarak takdim edilmiştir. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler VITA VMK 68 (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Finesse All-Ceramic (Dentsply, York, PA, ABD), Optec OPC (Jeneric, Wallingford, CT, ABD), ve IPS Empress'dir (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn). IPS Empress'in döküm işlemi 1080°C'de özel otomatik olarak kontrol edilebilen bir fırında gerçekleştirilmektedir. SiO₂-Al₂O₃-K₂O cam sisteminde kontrollü yüzey kristalizasyon işlemi ile lösit kristalleri oluşturulmaktadır. Lösit kristalleri ile camsı yapı arasındaki ısıl genişleme katsayısı arasındaki farklılık nedeniyle soğuma işlemi esnasında kristaller arasında baskı stresleri oluşmaktadır. Bu stresler çatlak oluşumunu önlerken, mekanik performansı arttırmaktadır. (Guazzato ve ark., 2004). IPS Empress'in bükülme dayanımı 120-180 MPa, termal ekspansiyon katsayısı da 15-18.5 x 10⁻⁶ K⁻¹ m/m'dir (Guess ve ark., 2011). Materyal kron, veneer, inley ve onley fabrikasyonu için uygundur. Dental literatürde kronlar için 11 sene sonrasında %95.2 (Guess ve ark., 2011), veneerler için 12 sene sonrasında %94.4 (Guess ve ark., 2011), inley ve onleyler için de 8 sene sonrasında %90 (Guess ve ark., 2011) gibi olumlu sağkalım oranları yayınlarda belirtilmiştir.

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler CAD/CAM sistemleri kullanılarak da oluşturulabilir. Çoklu renklerden oluşan bloklar doğal dişin değişik seviyelerdeki ışık geçirgenliğini taklit edebilmek için renk geçişleri ve gölgeleme bakımından modifiye edilerek geliştirilmiştir (IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) (Höland ve ark., 2008). IPS ProCAD IPS Empress'e benzer; ancak daha küçük partikül boyutlarına sahiptir. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya) sisteminde kullanılmak üzere tasarlanmıştır (Fasbinder, 2002). Mekanik ve estetik özelliklerinin

daha yüksek olduğu lityum disilikat cam seramiklerin geliştirilmesiyle lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kullanımı anlamlı derecede azalmıştır.

2.3.1.2. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

Lityum disilikat kristalleri ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) çökeltilerek hazırlanan cam seramik sistemi ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-ZnO-P}_2\text{O}_5\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-La}_2\text{O}_3$) 350 MPa gibi anlamlı derecede yüksek dayanıma sahiptir. Camsı yapının içeriğindeki lityum disilikat kristalleri hacmen %70 oranındadır ve lösit kristallerinden oldukça fazladır (Guazzato ve ark. 2004). Oluşturulan mikroyapı yüksek oranda birbirine kenetlenmiş 5 mikron boyunda ve 0.8 mikron çapında lityum disilikat kristalleri içermektedir. İkinci küçükakızıya kadar uzanan ve maksimum bir küçükakızı genişliğinde gövdeye sahip olan posterior köprülerin başarı oranı 2 yıl sonunda %93'tür (Esquivel-Upshaw ve ark., 2008). 5 yıl sonunda tek kronlarda başarı oranı %100 iken, ikinci küçükakızıya kadar olan köprülerde bu oran %70'tir (Marquardt ve Strub., 2006). Lityum disilikat seramikleri IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) adı altında 1998 yılında geliştirilmiş ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler gibi ancak daha düşük derecede (920°C) dökümü yapılmaktadır. Isısal genişleme katsayısı da $10.5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$ 'dir.

IPS Empress 2 sistemi (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kimyasal olarak iki yapıdan oluşur: alt yapı olarak lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) içerir ve dayanıklılığı artırır. Üst yapı seramiği ise restorasyonun translüensliğini arttıran florapatit kristalleri içerir ve doğal bir görünüm sağlar. Hacimce %60 kristalin yapı olarak cam matrisine benzer reaktif indekse sahip kristallerin kullanımıyla lityum disilikat cam seramiğin kontrollü kristalizasyonu sayesinde translüenside hiçbir kayıp olmaz. Diğer tüm seramik sistemleriyle aynı endikasyonu taşımasının yanında 2. küçükakızı dişi en distaldeki destek diş olmak koşuluyla üç üyeye kadar sabit parsiyel protez de yapılabilir (Höland ve ark., 2000).

IPS Empress 2 ingotlar, IPS Empress ile aynı fırında preslenirler; ancak presleme ısısı 920°C 'dir ve presleme prosedürü 5 bar basınç altında 5-15 dk. kadar sürmektedir. Lityum disilikat cam seramik IPS-Empress 2 restorasyonlar için alt yapı

olarak sunulmuştur ve üreticiler bu materyalin dayanıklılığının çiğneme kuvvetlerine dayanıma yeterli olduğunu ve küçükazı bölgesinde 9 mm., anterior bölgede ise 11 mm.'ye kadar olan dişsiz alanları destekleyebildiğini belirtmişlerdir. Veneer seramiği ise sinterize cam seramiğin yeni bir tipidir. Preslenmiş alt yapı üzerine toz halindeki materyal uygulanır. Florapatit kristallerinin kontrollü kristalizasyonu ile üretilmiş ve doğal diş yapısına yakın bir kompozisyon ve şekilde oldukları belirtilmiştir. Böylece doğal dişe benzer optik özellikler elde edilmiştir. Cam seramiğin yüksek kristalize yapısı ve ince grenli formu sayesinde karşıt dişteki aşınma miktarı minimum olur (Guess ve ark., 2009).

Yeni geliştirilen preslenebilir lityum disilikat cam seramiği (IPS e.maxPress, Ivoclar Vivadent) güçlendirilmiş fiziksel özellikleri (bükülme direnci, 440 MPa) ve translüsensisi ile farklı fabrikasyon işlemi uygulanarak diş hekimliğinde kullanıma sunulmuştur. E.max prosedürü Press ve CAD/CAM teknolojilerini bir arada içeren IPS'in (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) son ürünüdür. Sabit parsiyel restorasyonlar için geniş bir endikasyon alanı vardır. Preslenebilir lityum disilikat seramiği inley, onley ve posterior kronlar için monolitik olarak uygulanabilmesiyle beraber, anterior bölgede 3 üyeli sabit köprü protezi ve kronlar için kor materyali olarak da kullanılabilir.

Alt yapı seramiğinin içeriği IPS Empress 2'de olduğu gibi lityum disilikattan oluşmaktadır. Bu yapıya ek olarak MgO, K₂O, Al₂O₃ ve ZrO₂ içermektedir. IPS e.maxPress ingotları 2 farklı boyut ve 3 farklı opasitede piyasaya sunulmuştur. Sistemde A-B-C-D olmak üzere 9 farklı renk seçeneğinin yanında BL1'den BL4'e kadar alternatif renk seçenekleri bulunmaktadır. İngotlar orta derecede opak (MO), yüksek derecede opak (HO) ve düşük translüsensiye (LT) sahip şekilde üretilmiştir. LT ingotlar tam konturlu anatomik restorasyonların yapımında, veya üzerine IPS e.maxCeram veneer seramiği uygulanarak kullanılabilir. MO ingotlar ise renkleşmiş dişlerde opasitesinin fazla olması nedeniyle renk yansımalarını önleme özelliğinden dolayı tercih edilmektedir. MO ingotları 5 renk ve 2 boyut seçeneğine sahiptir. Yüksek opasiteye sahip HO ingotlar ise aşırı renkleşmiş devital dişler için tasarlanmıştır. Bu ingotların metal alt yapıli restorasyonlar kadar opaklık sağladığı

görülmüştür. IPS Empress 2'nin gerilme dayanımı 350 MPa iken IPS e.maxPress'in gerilme dayanımı 400 MPa'dır. IPS e.maxPress uygulamalarında, üst yapı seramiği olarak IPS e.maxCeram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulanabileceği gibi boyama tekniği ile tam anatomik restorasyonlar yapılabilir. Bu sistemde küçükazı dişlere kadar olan sabit parsiyel protezler ve tek kron restorasyonları ile laminate veneer, inley, onley ve implant üstü uygulamalar yapılabilmektedir. Ancak yapılan sabit parsiyel protezler 3 üyeyi geçmemelidir. Parafonksiyonel alışkanlığı ve kapanış bozukluğu olan hastalar, kantilever ve rezin bağlı adeziv restorasyonlar kontraendikasyonlarıdır. Pişirme işlemi EP 600 Combi fırını haricinde Programat EP 5000 fırınında da 910-920 °C'de yapılabilmektedir.

Materyalin Vickers sertliği 5800 MPa, kırılma sertliği 2.75 MPa m^{0.5}, elastiklik modülü 95 GPa olarak belirtilmiştir. IPS e.max'in in-vivo ve in-vitro çalışmaları sistemin yeni olmasından dolayı devam etmektedir (Lin ve ark. 2012).

Son olarak, CAD/CAM işleme teknolojisi kullanılarak yeni bir lityum disilikat cam seramik sistemi geliştirilmiştir (IPS e.maxCAD, Ivoclar Vivadent). INLab ve EVEREST sistemlerinde işlenebilmektedir. Frezelenen lityum disilikat bloğu 2 aşamalı kristalizasyon işlemine maruz bırakılmaktadır. İlk aşamada lityum metasilikat kristallerinin çökmesi sağlanırken, cam seramiğinde 0.2 ile 1.0 µm. arasında değişen kristal kalınlıkları ve hemen hemen hacmen %40'lık lityum metasilikat kristalleri bulunmaktadır. Bu prekristalize aşamada, CAD/CAM blokları 130-150 MPa bükülme dayanımı göstermektedir. Son kristalizasyon işlemi restorasyon 850°C ısı altında vakumlanarak frezelendikten sonra gerçekleşir. Metasilikat kristal fazı tam olarak çözünür, ve lityum disilikat kristalize olur. Fırınlama işlemi toplam yarım saat sürmektedir (Chaiyabutr ve ark., 2011; Lin ve ark. 2012; Schmitter ve ark., 2011). Bu işlem mavi tonlu presinterize bloğu seçilen dişin tonuna çevirir, cam seramiğin gren kalınlığı 1.5 µm. olur ve kristal yapının hacmen %70 kadarı cam matriks yapıya dahil olur. Kristalin ara fazındaki mavi renk farkı sayesinde freze işlemleri ve manuel adaptasyon daha hızlı ve verimli yürütülmektedir (Höland ve ark., 2008). Blokların orta derecede opasiteye sahip (MO) ve düşük derecede translüsensiye sahip (LT) olmak üzere iki farklı opasite formu bulunmaktadır. LT bloklar tam anatomik kronlar ve cut-

back tekniğine daha uygundur. MO bloklar ise tabakalama tekniği için daha uygundur. LT blokların renk seçeneği daha fazladır; A-B-C-D renklerine ek olarak BL1'den BL4'e kadar 4 farklı renk seçeneği mevcuttur. CAD/CAM ile üretilen IPS e.maxCAD lityum disilikat cam seramiği 360 MPa'lık bükülme dayanımı gösterir. Kırılma sertliği 2.25 MPa m^{0.5}, elastiklik modülü 95 GPa, Vickers sertliği 5800 MPa'dır. Yüksek oranda translüsent özelliği ve renk tonu çeşitliliğinin fazla olması nedeniyle materyal tam anatomik (monolitik) restorasyonlarda ve veneer seramiği ile beraber alt yapı kor materyali olarak kullanılabilir. Üretici, materyalin kullanım alanını anterior ve posterior kronlar, implant üstü kronlar, inleyler, onleyler ve veneerler olarak önermiştir. Tek kronlar üzerine yapılan çalışmalarda 2 sene sonrasında %100 gibi yüksek başarı oranları bulunmuş ve bu sonuçların umut verici olduğundan bahsedilmiştir (Fasbinder ve ark., 2010).

2.3.1.3. Feldspatik seramikler

Vitablocs Mark I (Vita, Bad Säckingen, Almanya), feldspatik bir porselendir. Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselene benzer. Bükülme direnci 93 MPa'dır (Vita Zahnfabrik, Vita Blocs product information). Vitablocs Mark II 1991 yılında Cerec 1 (Sirona, Bensheim, Almanya) sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş, frezelenen feldspatik bir porselendir. Vitablocs Mark I'e kıyasla dayanıklılığı artırılmış ve tanecik boyutu 4 µm'a küçültülmüştür. %60-64 SiO₂ ve %20-23 Al₂O₃ içerir. Hidroflorik asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv simantasyon yapılır. Dezavantajı monokromatik olmasıdır. Bu dezavantajdan dolayı estetiği arttırmak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block (Vita, Bad Säckingen, Almanya) üretilmiştir. Vita Triluxe Block 3 tabaka halindedir; 1.tabaka opak alt yapı, 2.tabaka nötral zone bölgesi, 3. tabaka ise translüsent tabakadır. Cerec sisteminde üretilmektedir. Feldspatik porselenlerin işlenmesinde kullanılan diğer bir sistem Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya) sistemidir. Bu kopya freze tekniğinde restorasyonların akrilik tasarımı Vita Triluxe bloklarından dublike edilir (Conrad ve ark., 2007).

2.3.2. ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER

2.3.2.1. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

İlk olarak 1989 yılında üretilen In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya), yüksek oranda sinterlenmiş pöröz alumina alt yapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lantanyum cam infiltre edilerek elde edilmiştir. Alt yapılar slip-cast tekniği ya da CAD/CAM tekniği ile üretilebilmektedir. Slip-cast tekniğinde, 'slip' olarak adlandırılan, su içinde dağılmış ince grenli alumina partikülleri (1-5 µm.) alçı güdük üzerine sürülür. Pöröz day likiti absorbe eder ve alumina partikülleri güdüğe doğru yoğunlaşır. Slip 1120°C'de 10 saat süreyle sinterlenir ve pöröz bir alt yapı oluşur. Lantanyum cam bu alt yapı üzerine infiltre edilir ve ikinci bir fırınlama ile 1100°C'de 4 saat süreyle sinterlenir (Kelly ve ark., 1996). Böylece pörözite ortadan kalkar, dayanıklılık artar ve potansiyel çatlak ilerlemesi olan bölgeler sınırlandırılmış olur. Alumina ve camın ısıl genişleme katsayıları farkından dolayı baskı stresleri oluşur ve bu stresler de dayanıklılığı arttırır (Xiao-ping ve ark., 2002). Bunun dışında alt yapılar sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezeleme tekniği ile de üretilebilirler (Vita In-Ceram alumina blokları, Bad Säckingen, Almanya). Bükülme direnci 236-600 MPa (Giordano ve ark., 1995; Guazzato ve ark., 2002) ve kırılma dayanımı 3,1-4,61 MPa m^{1/2}'dir (Seghi ve ark., 1995; Wagner ve Chu, 1996). Anterior, posterior kronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde endikedir (McLaren, 1998; Sorensen ve Torres, 1998). Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4 mm. bukkolingual olarak minimum 3 mm. olacak şekilde hazırlanmalıdır (McLaren, 1998). Yarı opak görünümünden dolayı ışığın tam transmisyonuna izin vermez ve sınırlı estetik sağlar (Heffernan ve ark., 2002).

2.3.2.2. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

1994 yılında opak alt yapıya sahip In-Ceram Alumina'ya alternatif olarak üretilmiştir. Üretim teknikleri klasik In-Ceram Alumina ile aynıdır. In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit (MgAl₂O₄) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra 'spinell' adı verilen gözenekli bir yapı oluşur.

Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliği sağlayan cam infiltre edilir. Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık %25 daha düşük ve 283-377 MPa arasında olduğu bildirilmiştir (McLaren, 1998; Schweiger ve ark., 1999; Magne ve Belser, 1997). Translüsantlığı ise 2 kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında endikedir (Fradeani ve Redemagni, 2002).

2.3.2.3. In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

In-Ceram Alumina'nın bir modifikasyonudur. %65 cam infiltre alumina ve %35 sinterlenmemiş zirkonya içerir. Bükülme direnci 421-800 MPa'dır ve kırılma dayanımı 6-8 MPa m^{1/2} 'dir (Guazzato ve ark., 2002; McLaren ve White, 2000; Chong ve ark., 2002). Alt yapı fabrikasyonu geleneksel slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezeleme tekniği ile yapılır. Alt yapının yüksek opasitesi, uygulamaları sadece posterior köprülerle sınırlandırmaktadır (Heffernan ve ark., 2002) ve başarılı kısa dönem sonuçlar göstermektedir (Suarez ve ark., 2004). Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4-5 mm. bukkolingual olarak minimum 3-4 mm. olacak şekilde hazırlanmalıdır (McLaren ve White, 1999).

2.3.2.4. Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Procera, titanyumu işleyebilmek için 1986'da bir İsveç firması olan Nobel Biocare tarafından geliştirilmiştir. Titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında bir yol araştırılırken Procera sistemi ortaya çıkmıştır. Procera sistemi ile uzun yıllar başarılı bir şekilde üretilen titanyum alt yapılar, zamanla yerini alumina esaslı alt yapılara bırakmıştır. 1993'te yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta %99,9 oranında alüminyum oksit içeren seramik alt yapılar, Procera AllCeram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır. Procera AllCeram, en yüksek dayanıklılığa sahip alumina esaslı materyaldir ve dayanıklılığı sadece zirkonyadan düşüktür (Fradeani ve ark., 2005; Oden ve ark., 1998). Bükülme dayanımı 687 MPa'dır (Wagner ve Chu, 1996). İlk yıllarda bu sistemle anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kronlar üretilirken günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da

yapılabilmektedir. Laboratuvarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD’de, diğeri İsveç’tedir. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı tasarımı yapılır. Veri transferi internet aracılığı ile olur. Üretim bölümünde %20 genişletilmiş model elde edilir. Bu geniş modelin üzerine yüksek saflıktaki alumina tozları mekanik olarak sıkıştırılır, 1550°C’de sinterlenir ve gerçek boyutlardaki alt yapılar elde edilir (May ve ark., 1998). Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine, alüminanın ısıl genleşme katsayısına uygun bir düşük ısı üst yapı seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir (Fradeani ve ark., 2005).

2.3.2.5. Synthoceram (CICERO, Hoorn, Hollanda)

CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) teknolojisiyle üretilen, cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramiktir. Alt yapılar lazerle tarama, bilgisayar destekli frezeleme ve sinterleme ile üretilmektedir. Diş kesimi, komşu ve karşıt dişler lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak dijitalize edilir. Bilgisayarda tasarlanan alt yapılar alüminyum oksit bloklardan frezelenir ve sinterlenir (Denissen ve ark., 1999). Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile veneerlenmektedir (Denissen ve ark., 2000).

2.3.3. ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

Zirkonyum

Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı değerli taşların ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir (Piconi ve Maccauro, 1999). Periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atom ağırlığı 91,22 olan kimyasal bir elemettir.

Zirkonyum doğada serbest metal olarak görülmemektedir; ancak zirkonyum mineralleri şeklinde bulunmaktadır. Bilinen mineralleri ise zirkon veya diğer ismiyle zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)’tir. Zirkonyum oksidin diğer

adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit'tir.

Zirkonya polimorfiktir ve zirkonya kristalleri monoklinik (m), tetragonal (t), ve kübik (k) olmak üzere 3 fazda bulunmaktadır. Zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdır ve stabil değildir. Oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar bu fazda kalabilmektedir. Bu sıcaklığın (1170°C) üzerinde tetragonal faza geçmektedir. 2370°C'nin üzerinde ise kübik faza geçmektedir, 2680°C'de olan ergime noktasına kadar bu fazda kalabilmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999). Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi için saf zirkonyaya kalsiyum (Ca), magnezyum (Mg), alüminyum (Al), itriyum (Y) ve seryum (Ce) gibi metal oksitler ilave edilmektedir. Bu metal oksitlerin ilave edilmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrollü olarak sağlanabilmektedir.

Oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan zirkonya 'metastable' özelliğe sahiptir; ancak aşındırma gibi yüksek lokal stresler altında (Garvie, 1975) kumlamada (Curtis ve ark., 2006) ve ısıtılarda monoklinik faza dönüşmektedir (Chevalier, 1999). Bu dönüşüm %3-4 lokal hacim artışı ile sonuçlanmaktadır. Bu hacim artışı ile lokal kompresif (sıkışma) stresler oluşmaktadır. Oluşan bu kompresif stresler olası bir çatlak durumunda bu çatlakların ilerlemesini engellemektedir (Anstis ve ark., 1981). İtiryum oksitinin (Y_2O_3) diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olması nedeniyle genellikle %3 mol itriyum oksit stabilize edici ajan olarak kullanılmaktadır; ancak oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilen zirkonya'nın metastable özelliğinden dolayı, zirkonya yapısında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak enerji mevcuttur ve belli etkenler varlığında bu dönüşüm gerçekleşebilmektedir (Kelly, 2004). Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne, 'faz dönüşüm sertleşmesi' (transformation toughening) denilmektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır.

Zirkonyanın elastik modülü yaklaşık 200 MPa'dır (Guazzato ve ark., 2004). Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (1000-1300 Vickers) (Lüthy ve ark., 2006). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200

MPa (Kosmac ve ark., 1999; Derand ve Derand, 2000; Christel ve ark., 1999), kırılma dayanımı ise 9-10 MPa m^{1/2} (Piconi ve Maccauro, 1999; Guazzato ve ark., 2004) olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alumina esaslı seramiklerin 2 katı (Piconi ve Maccauro, 1999; Christel ve ark., 1999) ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır (Christel ve ark., 1999).

Zirkonya'nın biyomateryal olarak kullanımı 1960'lı yılların sonunda başlamıştır. İlk olarak ortopedide kalça eklemi ameliyatlarında kullanılmıştır (Christel ve ark., 1988).

1990'lı yılların başında itriyum ile stabilize edilmiş zirkonya polikristallerin diş hekimliğine endodontik postlar (Jeong ve ark., 2002; 2 ve ark., 2002) ve implant dayanakları olarak kullanıma girmesi ile zirkonya tam seramik sabit bölümlü protezlerin yapımında alternatif bir kor malzemesi olarak değerlendirilmeye başlanmıştır. Restorasyonlar, önceden sinterize edilmiş blokların hafif bir şekilde şekillenmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterizasyonu veya tamamen sinterize edilmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilmektedir. (Denry ve Kelly, 2008).

Bir çok CAD/CAM sisteminde de Y₂O₃ ilavesiyle faz stabilizasyonu sağlanmış zirkonya bloklar kullanılmaktadır; ancak ilave edilen itriyumun zamanla su buharı ile reaksiyonu sonucu oluşan itriyum hidroksit nedeniyle tetragonal fazın stabilitesinde kayıp ve artan yaşlanma eğilimi gözlenmiştir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Deany 1996).

2.3.3.1. Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

2002 yılında piyasaya sürülmüştür. CAD/CAM prosedürü ile üretim yapmaktadır. Sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılır ve %20'lik lineer polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için daha geniş frezelenir. Sistemde Lava Scan optik tarayıcı, Lava Form frezeleme makinesi ve Lava Therm sinterleme fırını bulunur. Laboratuarda model elde edildikten sonra optik tarayıcı modeli tarar. Daha sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda

tasarlanır. Bu bilgiler Lava Form frezeleme makinesine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500°C'de 11 saat sinterlenir. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anteriorda hem posteriorda kullanılabilir. Alt yapı 7 farklı renkle renklendirilebilir (LAVA-technical product profile). Lava Plus zirkonya (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ise, Lava'nın yeni geliştirilen zirkonyasıdır. Dayanıklılıktan ödün verilmeden translüsen si özelliği geliştirilerek mükemmel estetik için tasarlanmıştır. Zirkonya materyallerinin translüsensilerinde alumina içeriği ve dağılımı önem taşımaktadır. Materyalin alumina içeriği ne kadar az ve dağılımı ne kadar homojen ise, materyal o kadar translüsent özellik taşımaktadır. Lava Plus zirkonyada alumina içeriği ağırlık olarak %0.1 azaltılıp ve alumina dağılımı geliştirilerek translüsent özellik artırılmıştır (3M ESPE LAVA PLUS technical product profile).

2.3.3.2. Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllTitan (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ve Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) blokları işlenebilmektedir. Procera AllZirkon blokları 2001 yılında üretilmeye başlamıştır. Bu sistemde, laboratuvarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD'de, diğeri İsveç'tedir. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı tasarlanır. Veri transferi internet aracılığı ile olur. Köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit esaslı Procera AllZirkon blokları tercih edilmektedir. Procera AllZirkon kullanılarak kron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonları yapılabilmektedir. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine zirkonya için özel olarak üretilmiş üst yapı seramiği olan Nobel Rondo (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) kullanılarak restorasyon bitirilir (Procera technical product profile).

2.3.3.3. Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya)

Everest sistemi 3 üniteden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve tasarım programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından

(Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak alt yapının tasarımı aşamasına geçilir. Aynı tarama ünitesinde alt yapı bilgisayar ortamında tasarlanır. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş alt yapılar 1500°C'de sinterlenir. Alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise, Vita renklendirme likitiyle beş farklı tonda renklendirilebilir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış alt yapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler. Zirkonyadan başka lösitle güçlendirilmiş cam seramik (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum blokları (Kavo Everest T-Blank) da işlenebilmektedir (Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information).

2.3.3.4. Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Almanya)

Hint-Els sistemi, 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşur. Bu sistemde hem sinterlenmemiş (non-HIP) hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları kullanılabilir. Zirkonyadan başka titanyum ve plastik blokları da işleyebilir. Hint-Els ile sinterlenmemiş bloklardan full ark bir köprü yapılamaz, sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. Tek kronun tam sinterlenmiş bloklardan frezelenmesi 2 saat, sinterlenmemiş bloklardan frezelenmesi ise 30 dakika sürmektedir (Hint-Els technical product profile).

2.3.3.5. Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya)

Cercon sistemi 1999 yılında geliştirilmiştir. Diş teknisyenin manuel olarak hazırlamış olduğu mum modelaj veya bilgisayar destekli tasarım esas alınarak, CAM sistemiyle alt yapı üretimi yapılmaktadır. Cercon brain ve Cercon heat bölümlerinden oluşur. Cercon brain lazer tarayıcı ve frezeleme ünitesi içerir. Mum modelaj tasarımı lazer tarayıcı tarafından taranır ve elde edilen yazılım frezeleme ünitesine transfer edilir. Alt yapı, sinterlenmemiş homojen zirkonya bloklardan, özel tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde frezlenir. Değişik uzunluklarda bloklar mevcuttur. Bloklar

prefabrike olarak 12 mm., 30 mm., 38 mm. ve 47 mm. boyutlarında üretilmiştir. Frezeleme işlemi bittikten sonra alt yapı ‘Cercon brain’ ünitesinden çıkartılır. Eğer gerekiyorsa manuel olarak son düzeltmeler tamamlanır. Büyütülmüş alt yapılar %25-30’luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde 6-8 saat 1350°C’de ‘Cercon heat’ fırınında sinterlenir ve istenilen nihai boyutlar elde edilir. Sinterlenmemiş blokların frezelenmesi işlemi hızlıdır. Bu sistemlerde kullanılan aletler, tam sinterlenmiş blokların kullanıldığı aletlere göre daha az aşınır ve yıpranır (Besimo ve ark., 2001; Suttor ve ark., 2001; Filser ve ark., 2001).

2.3.3.6. DCS Precident (DCS Dental AG, Allswill, İsviçre)

DC-Zirkon materyali ve DCS sistemi 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem üç bölümden oluşmaktadır: 1) Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı), 2) DCS Dentform (yazılım) ve 3) Precimill (frezeleme makinesi). Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek dayları tarar ve yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapar. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, tasarım yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı alt yapı için gerekli olan konnektör ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler frezeleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezelenir (Sjölin ve ark., 1999). Frezeleme sonrası herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterlenme büzülmesi yoktur (Giordano, 2002). Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken (Luthardt ve ark., 2004), bazıları da bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir (Besimo ve ark., 2001).

2.3.3.7. Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)

Hekimlerin klinikte ölçü işlemini ortadan kaldırabilmesi için sistemle uyumlu intraoral kamerası, bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi ve sinterleme fırını (Zyrcomat) vardır. Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) hem mum modelajı hem de modeli tarayabilir. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapılar tasarlanır.

Tasarlanan alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklardan aşındırılarak elde edilir. Zyrcomat'ta yapılan sinterleme sonucunda alt yapı yaklaşık %20 oranında bir büzölmeye uğrar ve istenilen boyuta ulaşılır. Firmanın piyasada olan blokları Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, Cerec ProCAD, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina ve Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya'dır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan başka blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi bu sistemin avantajlarındandır. Ancak Cerec In-Lab ile 3 üyeden uzun bir köprü yapılamaz ve oklüzal yüzey şekillendirmesi yetersizdir (Heymann ve ark., 1996). Yeni geliştirilmiş en güçlü Cerec sistemi olan Cerec Omnicam ile tek krondan, tam arka kadar çok üyeli restorasyonlar yapılabilir. İnce kamerası ağız içinde kolay erişim imkanı sağlar. Küçük kamera ucu ağız içerisindeki her yerden kolay görüntü almayı garanti eder. Dış üzerinde hareket eden kamera kesin, berrak ve ayrıntılı; gerçek fotoğraf görünümünde renkli görüntüler alır. Yüksek görüntü hassasiyeti sayesinde pudra kullanmaya gerek kalmadan hızlı ve kolay görüntü alma imkanı sağlar (Cerec Omnicam Brochure, Sirona, Almanya).

2.3.3.8. Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

Celay sistemi bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak 1987'de, kopyalama tekniği esasıyla çalışmak üzere geliştirilmiştir. Sistemde hazır seramik bloklar kullanılır ve restorasyon herhangi bir bilgisayar desteği olmaksızın frezeleme tekniği ile elde edilir. Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (Vita CelayBlanks), alumina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilir. Celay cihazı iki bölmeden oluşmaktadır. Sol taraftaki bölmede mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölmede ise frezelenen Vita Celay Zirconia blok bulunmaktadır. Kopyalama bölmesindeki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar kompozit modelaj yüzeyinde dolaştırılırken, frezeleme bölmesindeki aşındırma özelliği olan frezler de zirkonya bloğu şekillendirmektedir. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120°C'de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140°C'de tekrar fırınlanır. Veneer materyali olarak Vitadur Alpha

(Sirona, Bensheim, Almanya) seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir (Vita Celay Zirkonya Blanks working instructions. Brochure B.).

2.3.3.9. ZENO Tec sistemi (Wieland, Pforzheim, Almanya)

Bu sistemde tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), frezeleme ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırını (ZENO Fire) bulunur. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD'de tasarımı yapılır. Frezeleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama %20 oranında daha hacimlidir. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır (Zeno-TEC technical product profile).

2.3.3.10. Zirkozahn sistemi (Neuler, Almanya)

Zirkozahn sistemi bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle üretim yapılır. Frezeleme işlemi teknisyen tarafından manuel olarak gerçekleştirilir. Yeşil zirkonya olarak da bilinen sinterlenmemiş homojen zirkonya blokları kullanılır. Alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitle tasarlanır. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit tasarım makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkozahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edilir. Makinenin okuyucu ucu kompozit tasarım üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş homojen yeşil zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır. Hacim olarak %25 daha büyük frezelenen restorasyon yaklaşık 1500°C'de 16 saat sinterlenir ve orijinal boyutlarına ulaşır (Zirkozahn technical product profile).

2.3.3.11. In-Ceram YZ (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

Vita In-Ceram YZ sistemi 2002 yılında CAD/CAM sistemi ile zirkonyum materyalini frezelemek için üretilmiştir. Materyalin dayanımının yüksek olması cam infiltrasyonu ile değil, sinterleme esnasında kontrollü büzülmesinden

kaynaklanmaktadır. Hacim olarak %25 daha büyük frezelenen YZ bloklar 1100°C'de 2 saat ve bu fırınlamaya ilave olarak 1180°C'de de 2 saat olmak üzere sinterize olur. Elastiklik modülü 210 GPa, kırılma sertliği 5.9 MPa m^{1/2}, gerilme dayanımı 900 MPa'dan yüksektir (Guess ve ark., 2011).

2.3.3.12. IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

IPS e.max ZirCAD blokları itriyumla stabilize edilmiş zirkonyum oksitten yapılmıştır. Bloklar C15, C15L, B40, B40L olmak üzere 4 farklı boyutta üretilmektedir. Bu teknoloji ile anterior ve posterior tek kronlar, 3 veya 4 üyeli sabit parsiyel protezler ve kantilever ihtiva eden restorasyonlar üretilmektedir. Bloklar Sirona InLab ünitesinde işlenmektedir. Fırınlama öncesi olması gereken ölçülerin elde edilmesi için sinterizasyon öncesinde işlenen restorasyon gerçek boyutundan %20 daha büyük olmaktadır. Sinterizasyon sıcaklığı 1500°C'dir ve soğutma aşaması ile birlikte yaklaşık 8 saat sürmektedir. E.max ZirLiner ile daha önce üretilmiş olan alt yapı üzerine sürülerek 9 farklı renk seçeneği kullanılarak 9 farklı renklendirme yapılabilmektedir. Pişirme işlemi SINTRAMAT isimli fırında yapılmaktadır.

Alt yapının üzerine e.max Ceram veneer seramiği veya IPS e.max ZirPress seramiği uygulanabilmektedir. Tabakalama ya da cut-back teknikleri kullanılarak bu sistemde veneer porseleni yüklenebilmektedir.

Materyalin gerilme dayanımı sinterizasyon sonrası 300 MPa, kırılma sertliği 6 MPa m^{0.5}, Vickers sertliği 13000 MPa olarak ölçülerek mekanik özellikleri çok yüksek bulunmuştur. İçeriğinde %87-95 oranında zirkonyum oksit ve buna ilave olarak alüminum oksit ve itriyum oksit bulunmaktadır (Lin ve ark., 2012; IPS e.max ZirCAD ürün kataloğu)

IPS e.max ZirCAD CAD/CAM sisteminde kullanılan presinterize itrium-stabilize zirkonyum oksit bloklarından oluşur. Bloğun mikro yapısı çok pörözdür. Presinterizasyon prosedüründen önce elde edilen blokların grenleri birbirine çok zayıf

bağlarla bağlıdır. Bu aşamada materyalin pörözite oranı %50'dir. Direnci çok düşüktür bu nedenle kolay bir şekilde işlenebilir. CAD/CAM cihazında restorasyonun frezeleme işlemi sonrası, materyal mikro yapının daha yoğun hale gelmesi için sinterize edilir. Sinterizasyon sonrası tetragonal zirkonyum oksit fazı (TZP) meydana getiren polikristalin oksit seramiği oluşur. Nihai restorasyon çok yoğundur ve tetragonal granülleri içerir. Dayanıklılığı maksimum seviyeye ulaşmıştır. Bloklar içerik olarak %87 -95 ZrO₂, %4 -6 Y₂O₃, %1 -5 HfO₂ ve %0-1 oranında Al₂O₃ içerir. 900 MPa'dan yüksek bükme dayanımı sayesinde neredeyse cam infiltre seramiklerden 2 kat daha fazla kırılma dayanımı gösterir. CAD/CAM ünitesinde kolay bir şekilde frezelenir. Frezeleme işlemi sonrası sinterizasyon fırınına girmeden önce yaklaşık %20 oranında büyütülmüştür. Üreticinin önerdiği şekilde Sintramat (Ivoclar, Vivadent) yüksek ısı fırınında sinterizasyon işlemi gerçekleştirilir. Oluşturulan materyal klinik olarak posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı beklenen düzeyde direnç gösterebilir. Bu nedenle IPS e.max ZirCAD, IPS e.max materyalinin endikasyon sınırlarını genişletir. Yüksek dayanımlı IPS e.max ZirCAD alt yapılar üzerine IPS e.max ZirPress seramiği presleme yöntemiyle ve/veya IPS e.max Ceram seramiği tabakalama yöntemiyle hazırlanır. (IPS e.max ZirCAD Blimsel Dökümantasyon Kataloğu).

2.3.3.13. IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

Bu materyalin çekme dayanımı 110 MPa'dır ve zirkonyum oksit alt yapı olmadan tek başına uygulanması başarısızlıkla sonuçlanmasına yol açar. Sadece üretici firma tarafından önerilen zirkonyum alt yapıların üzerine yükleme amacıyla kullanılmaktadır ve tek başına restorasyon üretimi için uygun değildir. Restorasyon cut-back veya tam anatomik/monolitik teknik ile oluşturulabilir. Monolitik restorasyonlar modelasyon sonrası döküm yapılarak bitirilirken, cut-back yönteminde IPS e.max Ceram veneer seramiği kullanılır. Vickers sertliği 5400 MPa olan ZirPress, EP 600 Combi Empress fırınında 900°C'de pişirilir. Düşük translüsent ingotlar (LT) ve orta derecede opak ingotlar (MO) bu sistemde de 8 farklı renk seçeneğinde üretilmiştir. BL1'den BL4'e kadar 4 farklı renk alternatifi yine bu sistemde vardır. ZirPress'in içeriğinde SiO₂ %57'den fazladır ve bununla birlikte Al₂O₃, P₂O₅, ZrO₂, L₂O, Na₂O, K₂O, MgO

bulunmaktadır. Floroapatit içeriğinden dolayı da estetik yönden geliştirilmiştir (Lin ve ark., 2012; IPS e.max Lityum Disilikat Bilimsel Rapor Kataloğu, 2011).

Dental Wings Açık Sistemi

Dental Wings Açık Sistemi (Dental Wings Open System, DWOS, Montreal, Kanada); intra-oral tarama, ölçü ve model taranmasına olanak sağlayan Dental Wings Tarayıcı (Montreal, Kanada) ile uyumlu yazılımdan oluşan bir CAD sistemidir. Dental Wings tarayıcısı, yüzeylere temas etmeden optik tarama yapabilmektedir. Bu sistem; bir veya birden fazla üniteli sabit parsiyel restorasyonlar, implant destekli protezler, kişisel implant dayanakları, hareketli bölümlü protezler ve mum yapıların tasarlanmasına ve üretilmesine olanak tanımaktadır. Dental Wings yazılımı, DWOS-RPM (rapid prototyping and manufacturing), DWOS-CAM, DWOS-VMD (virtual model design) olmak üzere 3 modülden oluşmaktadır. DWOS-CAM sistemi farklı üreticilere ait ünitelerle (Katana, Noritake; Prismatic CZ, Glidewell; Yenadent, Zenotec) uyumlu olarak çalışabilmektedir. Dental wings açık sistemi piyasadaki farklı içerik ve formlara sahip tüm bloklarla kullanılabilir.

Noritake Katana Sistemi

Noritake Katana (Noritake Dental Supply Co. Ltd., Japonya) %94.4 ZrO₂ ve %5.4 Y₂O₃ içerikli zirkonya bloklardan üretim yapabilen CAD/CAM sistemlerinden biridir. CAM sistemi 5 eksenle frezeleme yapabilir. Bir veya daha fazla üniteli sabit parsiyel protezle, inley, onley ve kişisel implant dayanakların üretimi sağlanabilmektedir.

Noritake Katana Blokları

1. Noritake Katana Prizmatik L Blokların Özellikleri

Sinterize edilmeden presleme yöntemiyle elde edilen bu blokların KT 10, KT

11, KT 12, KT 13, KT 14, KT 15, KT 16, KT 17, KT 18 kodlarına sahip 9 farklı renk seçeneği bulunmaktadır. Bloklar, 43×76×23 mm ebatlarındadır.

2. Noritake Katana Disk Blokların Özellikleri

Sinterize edilmeden preslenerek elde edilen bu blokların KD 10, KD 12, KD 13, KT 15 kodlarına sahip 4 farklı renk seçeneği bulunmaktadır. Disk şeklinde bu blokların çapı 98.5 mm.; kalınlığı ise 10 mm., 14 mm., 18 mm., 22 mm., 26 mm. olarak değişmektedir.

3. Noritake Alliance

Noritake Alliance bloklar ince grenli zirkonyum tozundan izostatik presleme yolu ile elde edilir. Bu sayede tetragonal fazdan monoklinik faza geri dönüş minimize edildiğinden ağız ortamında Alliance bloklar yıllarca güvenle kullanılabilir. ZA 10, ZA 12, ZA 13, ZA 15 olmak üzere 4 farklı renk koduna sahip yarı sinterize bloklardır. Renk dağılımı homojendir. Üstün yüzey yapısına ve yüksek translüsensiye sahiptir. Disk şeklinde bu blokların çapı 98.5 mm.; kalınlığı ise 10 mm., 14 mm., 18 mm., 22 mm., 26 mm., olarak değişmektedir. İzostatik bloklar uzun dönemde güvenle kullanılabilir. İzostatik bloklar homojen olarak (3 boyutlu olarak) preslenir ve bu şekilde diskin her bölgesinde homojen yoğunluk sağlanır. Diskin her bölgesinin homojen yoğunluğa sahip olması sinterizasyon esnasında diskin her bölgesinin eşit ve düzenli (aynı vektörel yönde) büzülmesini sağlar ve bu şekilde uzun köprülerde bile oturma problemi yaşanmaz. Uniaksiyel bloklarda ise tek yönlü presleme yapılır ve yoğunluk diskin çeşitli bölgelerinde değiştiği için tek kronlar ve 3 üyeye kadar köprülerin yapılması uygundur. İzostatik bloklarda oturma ve marjinal uyum problemi yaşanmaz. Uzun köprülerde de güvenle kullanılabilir. Homojen yoğunlukları nedeniyle yüksek mekanik özellik gösterir. Uzun dönemde tekrarlanma oranı düşüktür.

YenaDent D40 CAM Sistemi (Yena Makina San. Tic. Ltd., İstanbul, Türkiye)

Dental Wings tarayıcı ve yazılımıyla entegre çalışan YenaDent D40 CAM sistemi

(İstanbul, Türkiye), 4-5 eksenli, servo motorlu, çift blok tutuculudur ve su ile çalışabilmektedir. Bu sistemde zirkonya, titanyum, krom-kobalt, lityum disilikat esaslı cam seramik ve PMMA bloklar kullanılarak; bir veya çok üyeli sabit parsiyel protezler, inley-onley restorasyonlar, kişisel implant dayanakları üretilebilmektedir.

2.4. Tam Seramik Alt Yapıların Üzerine Uygulanan Veneer Seramikleri

Tam seramik sistemlerin direncini arttırmak için uygulanan pek çok yöntemin temelinde cam matris içerisine gömülü kristalin alt yapıyı oluşturmak yatmaktadır. Seramik içerisinde %35 ile %99 oranında bulunabilen kristal yapısı, miktarı ve partikül büyüklüğü doğrudan materyalin mekanik ve optik özelliklerini etkilemektedir.

Zirkonyum oksit seramikler, yapısını oluşturan yoğun kristalin faz nedeniyle oldukça opak görünüme sahiptir ve günümüz teknolojileri ile bu seramiğe doğal diş yakın bir translüsentlik kazandırılması mümkün değildir. Bu nedenle diğer tam seramik sistemler gibi zirkonyum oksit destekli restorasyonlar da ideal estetiğin yakalanabilmesi için doğal diş görünümüne daha yakın olan veneer seramikler ile kaplanmaktadır (O'Brien, 2002; Anusavice, 2003; White ve ark., 2005; Powers ve Wataha, 2008).

Bu amaçla kullanılan veneer seramikleri, alt yapılar üzerine geleneksel tabakalama tekniği ile uygulanabileceği gibi, yakın zamanda geliştirilmiş olan ve basınç altında döküm yöntemi kullanılarak uygulanan preslenen veneer seramikleri ile de alt yapılar kaplanabilmektedir (Bonfante ve ark., 2010).

Preslenen veneer seramikleri uygulanmadan önce; gerekli görülen yüzey işlemlerinin ardından, artıkların tamamen uzaklaştırıldığı alt yapılar üzerine, final restorasyon ile uyumlu mum modelajı yapılmakta, daha sonra tavsiye edilen işlem prosedürüne uygun olarak alt yapı üzerine veneer seramiğin basınç altında dökümü gerçekleştirilmektedir (Bonfante ve ark. 2010). Döküm işleminin ardından tijlerin uzaklaştırıldığı veneer seramik doğrudan cilalanabileceği gibi, makyaj yapılabilmekte veya üzerine tabakalama yöntemi ile ilave seramik uygulanabilmektedir (Cercon Ceram Press ürün kataloğu, 2006)

Zirkonya alt yapılar üzerine, herhangi bir liner uygulamasına gerek kalmadan doğrudan uygulanan pres seramiklerin kullanım alanları; termal genleşme katsayısı uyumlu olan zirkonya alt yapılar, anterior ve posterior zirkonya kron ve köprüler, inley ve inley destekli köprüler, implant üstü restorasyonlar ve parsiyel kronlardır. Bunların yanı sıra preslenen veneer seramikleri marjin porseleni olarak da kullanılabilir (Cercon Ceram Press ürün kataloğu, 2006; IPS e.max ZirPress ürün kataloğu, 2009).

Kayıp mum tekniğinin kullanılması nedeniyle, tabakalama yöntemine kıyasla çok daha rahat morfolojik şekillendirmenin yapıldığı preslenen veneer seramikleri; yüksek gerilim direncine ve zirkonya alt yapılar ile yüksek bağlantı direncine sahiptir (Aboushelib ve ark., 2008).

Bruksizm ve diğer parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında, klinik kron boyunun yetersiz olduğu vakalarda, zirkonya alt yapının bulunmadığı küçükazı ve büyükazı kron-köprülerde, alt yapı ile ısıl genleşme katsayılarının uyumsuzluk sergilediği durumlarda kullanımı tavsiye edilmeyen pres seramiklerin en büyük dezavantajı; tabaka seramiklere kıyasla sahip olduğu düşük estetik ve optik özelliklerdir. Bu seramiklerin monokromatik renge sahip olması, kullanım alanlarını kısıtlamaktadır (Cercon Ceram Press ürün kataloğu, 2006; Aboushelib ve ark., 2008; Vita VM9 ürün kataloğu 2009).

2.5. Metal Destekli ve Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Alt Yapı ve Üst Yapı Seramiği Arasındaki Bağlantı Mekanizması

Metal destekli restorasyonlarda alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı mekanizması dört farklı şekilde tarif edilmiştir.

- 1) Van der Waal's Kuvvetleri; moleküller arası karşılıklı çekim esasına dayanmaktadır. Az bir etkisi olduğu düşünülse de kimyasal bağlantının başlamasında önemli bir yere sahiptir.

- 2) Mekanik bağlantı; metal yüzeyi üzerinde kumlama işlemiyle oluşturulan mikron düzeyindeki çukurcuklar sayesinde gerçekleşen mekanik kilitleme, metal destekli restorasyonların alt yapı ile üst yapı seramiği arasında mekanik tutuculuğu sağlamaktadır.
- 3) Kimyasal bağlantı; metal üzerindeki oksit tabakasıyla seramik yapısındaki oksitler arasında oluşan kimyasal bağlantı, metal alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantının temelini oluşturmaktadır.
- 4) Sıkıştırıcı kuvvetler; metal alt yapının ısıl genişleme katsayısı ile üst yapı seramiği arasında olması gereken $0.5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ 'lik fark sonucu fırınlanan restorasyonun soğuması sırasında seramiğin metal üzerine doğru çekilmesine yol açarak, metal alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantıya katkı sağlamaktadır.

Zirkonya alt yapılar ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı mekanizması ise halen net değildir.

Fischer ve ark. (2008)'ı zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantının etkilendiği faktörleri;

- mekanik kilitleme
- yüzeydeki defekt konsantrasyonu ve tipi
- ıslanabilirlik özellikleri
- kimyasal faktörler

olarak bildirmişlerdir.

Zirkonya, diğer seramiklere göre daha düşük ısıl genişleme katsayısına sahip olduğu için zirkonya ile aynı veya daha düşük ısıl genişleme katsayısına sahip özel üst yapı seramikleri geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonlarda, alt yapı ve üst yapı seramiği arasındaki ısıl genişleme katsayısı uyumsuzluğunun olabildiğince az olması, alt yapı ve üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı başarısını etkilemektedir (Isgro ve ark., 2003).

Üreticiler zirkonya alt yapıların ısıl genişleme katsayısı değerlerini, Noritake Alliance, Cercon ve Vita YZ Cubes için $10,5 \times 10^{-6} / K$, LAVA için $10 \times 10^{-6} / K$, Procera için $10,4 \times 10^{-6} / K$ olarak belirtmişlerdir. Zirkonya alt yapılarla uyumlu seramiklerin ise ısıl genişleme katsayısı değerleri, Cerabien CZR için $9,1 \times 10^{-6} / K$, IPS e.max Ceram için $9,5 \times 10^{-6} / K$, Vita VM9 için $8,8-9,2 \times 10^{-6} / K$, LAVA Ceram için $9,8 \times 10^{-6} / K$ ve Cercon Ceram için $9,2 \times 10^{-6} / K$ olarak belirlenmiştir. Nano floroapatit doldurucular içeren IPS e.max Ceram hem lityum disilikat içeren IPS e.max üzerine hem de IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapılar üzerine uygulanabilmektedir.

2.6. Tam Seramik Restorasyonlarda Alt Yapı ile Üst Yapı Arasında Oluşan Başarısızlık Nedenleri

Bu tip restorasyonların in vivo çalışmalarında en sık görülen başarısızlık olarak kor yapıdan üst yapı seramiğinin bir kısmının veya tamamının tabakalar halinde ayrılmasıdır (Sailer ve ark., 2007; Fischer ve ark., 2010). Bu başarısızlığın nedenleri olarak, materyal yorgunluğu, kor yapının geometrisinin uygun olmaması, seramiğin içindeki defektler, yetersiz alt yapı desteği, oklüzal stabilitenin bulunmaması, hastaya bağlı faktörler, alt yapı ile üst yapı arasındaki yetersiz bağlanma kuvveti, alt yapı ile üst yapıda kullanılan seramiklerin ısıl genişleme katsayıları arasındaki uyumsuzluk ve alt yapı üzerine uygulanan yüzey işlemleri şeklinde sıralanabilmektedir (White ve ark., 2005; De Jager ve ark., 2005; Saito ve ark., 2010; Komine ve ark., 2010).

2.7. Tam Seramik Alt Yapılar Yüzeyine Uygulanan Bağlantıyı Arttırıcı İşlemler

Tam seramiklerin üzerine uygulanan seramik ile olan bağlantısını arttırmak için yapılan araştırmalarda mekanik ve kimyasal olmak üzere bir çok yöntem kullanılmıştır: (Guazzato ve ark., 2004; Ayad ve ark., 2008; Casucci ve ark., 2009; Casucci ve ark., 2010)

- a) Al_2O_3 (aluminum oksit) ile kumlama
- b) Liner uygulaması

- c) Düşük grenli frezler yardımıyla yüzey pürüzlendirilmesi
- d) SiO₂ (65wt%); Na₂O (15wt%); Al₂O₃ (8wt%); Li₂O (3wt%); B₂O₃ (4wt%); CaF₂ (5wt%) ile yapılan selektif infiltrasyon dağlama yöntemi
- e) Methanol (800 ml); 37% HCl (200 ml); and ferric chloride (2 g) deneysel sıcak dağlama solusyonunda 10, 20 ve 30 dakika bekletme
- f) Tribokimyasal silika kaplama yöntemi
- g) Hidroflorik asit,
- h) Ortofosforik asit,
- i) Sülfürik asit,
- j) Nitrik asit,
- k) Asidulat fosfat florid ve amonyum hidrojen difluorid gibi asitlerin seramik yüzeyine uygulanması
- l) Silan uygulaması
- m) Erbiyum: itriyum-aluminum-garnet (Er:YAG) lazer ışınlarının uygulanması
- n) Neodmiyum-itriyum-aluminum-garnet (Nd:YAG) lazer ışınlarının uygulanması

2.8. Alt Yapı ile Üst Yapı Seramiği Arasındaki Bağlantı Dayanıklılığının Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanımı ölçümleri, adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirmede kullanılan yöntemlerdendir. Böylece adeziv sistemlerin ağızdaki performansları önceden değerlendirilebilir (El Zohairy ve ark., 2003).

In vitro olarak alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantının ölçümünde pek çok test yöntemi tanımlanmıştır. Bunlardan makaslama bağlantı dayanımı testi, bağlanma dayanımını test etmede oldukça sık kullanılır (Chadwick ve ark., 1998; Filho ve ark., 2004)

2.9. Bağlantı Dayanıklılığı Test Yöntemleri

Alt yapı materyallerinde üst yapı seramiğinin bağlantısını değerlendirmek için in

vitro ortamda shear (makaslama), tensile (çekme) ve mikrotensile (mikroçekme) gibi test yöntemleri uygulanmaktadır (Hara ve ark., 2001).

a. Makaslama Bağlantı Dayanıklılığı Testi

ISO 11405 standardı tarafından tanımlanan ve en çok kullanılan test yöntemlerindedir (McDonough ve ark., 2002). Makaslama bağlantı dayanıklılık testlerinde çeşitli test konfigürasyonları bulunmaktadır. Test düzeneğinde loop (ilmik), bıçak sırtı veya çentikli uçlar kullanılmaktadır. Tek düzlem üzerinde uygulanan (Single plane shear test) kesme bağlantı dayanıklılığı testinde ise, birbiriyle bağlantı yüzeyi içeren iki düzlem, birbirine paralel gelecek şekilde iki farklı yöne doğru çekilmektedir. Bu yöntemle elde edilen sonuçların bıçak sırtına benzer bir uçla elde edilenle benzer olduğu bulunmuştur (Cekic-Nagas ve ark., 2008). ISOTR 11405 standardında kesici ucun hızının 0,45 ve 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir. Bir bağlantı ajanıyla iki materyalin bağlandığı yüzeyde kopma oluşana kadar sabit hızda kuvvet uygulanması esasına dayanan bu testte, bağlantı dayanıklılık değeri, elde edilen maksimum kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanmaktadır (Behr ve ark., 2006). Bu test yönteminin başlıca dezavantajı ucun bağlanma yüzeyine en yakın şekilde konumlandırılması gerekliliğidir. Ayrıca yapılan kesme bağlantı dayanıklılık testlerinin bazı standardizasyon eksikliklerinden dolayı çalışma sonuçlarının karşılaştırılmasının güç olması da dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır (Oliveira ve ark., 2009). Tüm dezavantajlarına rağmen örnek hazırlama kolaylığı, güvenilir olması, test protokolünün basit ve uygulanabilir olması gibi avantajları nedeniyle kesme bağlantı dayanıklılık testleri in vitro araştırmalarda kullanılmaktadır (McDonough ve ark., 2002; Lassila ve ark., 2007).

b. Mikroçekme Bağlantı Testi

Ana örnekten elde edilen, yüzey alanı 1 mm^2 olan mikrobarların iki ucundan yapılandırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1 mm/dk hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde

edilmektedir (El Zohairy ve ark., 2004). Kuvvetin bağlantı yüzeyine dik uygulandığı test yönteminde, boyut olarak oldukça küçük mikrobarların kullanımı yapısal kusurların devreye girme olasılığını azaltmaktadır. Bu durum alt yapı ile üst yapı seramiğinin bağlantı direncinin titizlikle hesaplanabilmesini ve verilerin standardize edilmesini sağlamaktadır. Bir diğer yandan mikrobarları elde etmek amacıyla kırılğan örneklerin kesimi, büyük dikkat ve hassasiyet gerektirmektedir, aksi halde kesim hataları ve mikrobarlarda beklenmedik çatlaklar meydana gelebilmektedir (Aboushelib ve ark., 2005; 2008a; 2008b). Yeni ve keskin bıçaklar ile yüksek devirde, düşük hızda kesim yapmak titreşimi azaltmaktadır ve örneklerin düzgün kesilmesini sağlamaktadır. Alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı direncinin ölçümünde bu testin kullanımı gerilim direncinin doğrudan değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Ancak alt yapı ile üst yapı seramiğinin farklı elastisite modülüne sahip olması ve örneklerin tabla üzerine tam olarak paralel şekilde yapıştırılmaması sonucunda mikrobarlarda homojen olmayan stres dağılımı görülmesine neden olmaktadır (Aboushelib ve ark. 2006). Ayrıca, seramik yüzeyinde oluşabilecek yapısal kusurlar düzensiz stres dağılımı ile sonuçlanarak, seramikte erken kopmalara neden olabilmektedir, bu nedenle dental seramiklerden elde edilen küçük örneklerde yapısal hatalar oluşturmamak için oldukça hassas çalışılması gerekmektedir (Aboushelib ve ark., 2008b; Saito ve ark., 2010).

2.10. Kopma Tipinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Analiz Yöntemleri

Kesme bağlantı dayanıklılığı testi sonrası yapılan kopma tipi analizleri ile elde edilen bağlanma dayanıklılığı değerlerinin ne kadar güvenilir olduğunun belirlenmesinde önemli bir yere sahiptir.

Yapılan kesme bağlantı dayanıklılığı çalışmalarının (Hara ve ark., 2001; Lührs ve ark., 2010) çoğunda kopma tipleri;

- 1) Adeziv kopma: kopmanın adeziv-substrat ara yüzeyinde olması
- 2) Kohesiv kopma: kopmanın substrat içinde olması
- 3) Kombine kopma: kopmanın hem ara yüzde hem de materyal-substrat içinde olması şeklinde sınıflandırılmıştır.

Kesme bağlantı dayanıklılığı testi sonucunda kırılan örnek yüzeyleri ışık mikroskobu, faz kontrast mikroskobu, atomik kuvvet mikroskobu veya taramalı elektron mikroskobu kullanılarak değerlendirilebilmektedir.

a. Işık Mikroskobu

Örneklerin aydınlatılmasında güçlü kaynaklar kullanılan bir mikroskop çeşididir. Bazı modellerinde aydınlatma amacıyla lazer de kullanılmıştır. Mikroskopta incelenecek objenin, ışığı absorbe eden moleküller içermesine bağlı olarak, ışığın farklı renklerde yayılması prensibi esasına dayanmaktadır. İnceleme yapılacak materyalde özel boyalar kullanılabilir. Bu maddeler belirli dalga boyundaki ışığı absorbe edip, daha uzun dalga boyunda ışık olarak tekrar yaymaktadırlar. Ultravioleto gibi görme sınırı dışında kalan bir ışık, floresan madde tarafından absorbe edilip, görülebilen ışık spektrumu içinde bir dalga boyunda yansıtıldığında, görülebilir hale gelmektedir. Bu özellik floresan mikroskoplarda kullanılmaktadır (Grabiec ve ark., 2004)

b. Faz Kontrast Mikroskobu

Kırılma indeksi farklı olan yapılar arasında faz ve kontrast farklılığı yaratılması prensibiyle çalışmaktadır. Bu fark normalde de vardır; ancak göz veya fotoğraflarda izlenememektedirler.

c. Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobu yüzey topografisini angstrom (\AA) düzeyinden 100 μm 'ye kadar görüntüleyebilen yeni kuşak mikroskoplardandır. Bu cihaz ile moleküller arası nanometre (nm) boyutlarında kuvvetlerin ölçülmesi mümkün olmaktadır. En önemli avantajı, özel bir hazırlama işlemine gerek duyulmadan örneklerin doğrudan görüntülenebilmesidir. Materyallerin nanometre boyutlarında yüzey özelliklerinin incelenmesi amacıyla, materyal ile ilgili hemen hemen tüm teknolojik alanlarda gittikçe yaygınlaşan bir uygulama alanı bulmuştur (Grabiec ve ark., 2004).

d. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM), yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması ve bu elektron demetinin örnek yüzeyinde taratılması ile görüntü elde edilmesi prensibine dayanmaktadır. Elektron-örnek etkileşimlerinden gelen sinyaller eksternal morfoloji, kimyasal kompozisyon, kristalin yapısı ve örneği oluşturan materyallerin düzeni ile ilgili bilgi vermektedir. Günümüzde modern taramalı elektron mikroskoplarının ayırım gücü 0,05 nm'ye kadar inmiştir ve büyütme miktarı $\times 5$ - $\times 300\ 000$ arasında değişmektedir. SEM analizinde elektron etkileşimleri ile ortaya çıkan X- ışınları, örnekte hacim kaybına neden olmamakta, dolayısıyla aynı materyali tekrar tekrar inceleme olanağı sağlamaktadır. Bu nedenle SEM analizi 'yıkıcı olmayan' bir yöntem olarak değerlendirilmektedir.

Örneklerin katı olmasını gerektirmesi, yalnızca yatay uzunluğu maksimum 10 cm., dikey uzunluğu ise maksimum 40 mm. olan örneklerin incelenmesine imkan vermesi ve hidrojen, helyum, lityum gibi çok hafif elementleri algılayamaması, SEM analiz yönteminin dezavantajlarını oluşturmaktadır. SEM analizi yapılacak örneklerin daha net değerlendirilebilmesi için iletken bir materyalle kaplanması gerekmektedir. Bu amaçla iletken olmayan örnekler iletken bir tabaka (C, Au, Pd) ile kaplanmaktadır. Test örnekleri bu aşamada vakum altında kaplanmaktadır (Derrien ve ark 1995).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamızda tam seramik sabit protetik restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılan farklı kor materyallerinin ve bu alt yapılarla üzerlerine tabakalama yöntemiyle uygulanan veneer seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Zirkonya (Noritake Alliance Y-TZP yarı sinterize blok), preslenebilir lityum disilikat cam seramiği (IPS e.maxPress) ve CAD/CAM sistemi yardımıyla (Yenadent D40 CAM Sistemi) tasarlanan frezelenen presinterize lityum disilikat cam seramiği (IPS e.max CAD) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) sistemlerine ait 3 farklı alt yapı ve bu altyapılara tabakalama yöntemiyle uygulanan 3 farklı veneer seramiği kullanılmıştır. Hazırlanan zirkonya diskler üzerine Vita VM9 feldspatik veneer seramiği (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve IPS e.maxPress ve IPS e.maxCAD diskler üzerine nano-floroapatit veneer seramiği (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tabakalama metoduyla uygulanmıştır.

3.1. Zirkonya, IPS e.maxPress ve IPS e.maxCAD Alt Yapıların Hazırlanması

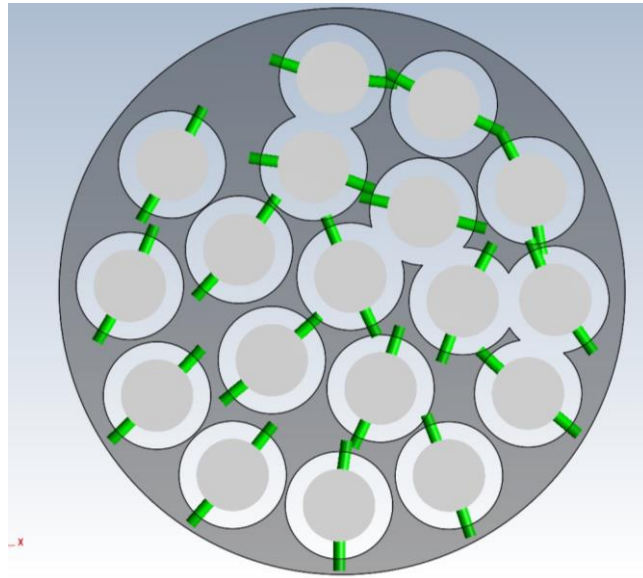
Yapılan istatistiksel power analizi sonucuna göre; gruplar arasında %90 güç ve %5 yanılma düzeyinde, makaslama bağlanma dayanımı yönünden en az 3.6 (MPa)'lık bir farkın istatistiksel olarak önemliliğini test edebilmek için alt grupların her birine en az 10'ar denek alınması gerekmektedir. 3.6 (MPa)'lık fark bilgisine literatür çalışmasından ulaşılmıştır (Komine ve ark., 2009).

Örnek sayısı hesaplamaları NCSS and PASS 2000 istatistik paket programında yapılmıştır (Hintze, 2001).

Zirkonya alt yapılar için 10 mm. yüksekliğinde, 98,5 mm. çapında 5 adet ZA10 Noritake Alliance Y-TZP yarı sinterize blok kullanılmıştır. Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı bünyesindeki Dental Wings (Montreal, Kanada) CAD sistemine önceden tanımlı olan Noritake Alliance Y-TZP bloklardan 4 mm. yüksekliğinde, 10 mm. çapında (Fischer ve ark., 2010) disk şeklinde 20 örnek tasarlanmış ve aynı laboratuvarda

bulunan Yenadent D40 CAM (Yena Makina San. Tic. Ltd., İstanbul, Türkiye) ünitesinde üretilmiştir (Şekil 3.1).

Zirkonya alt yapılar için elde edilen yarı sinterize 20 disk konvansiyonel yöntemle (Protherm, HLF 100, Ankara, Türkiye) firma önerileri doğrultusunda, toplam 8 saatlik bir sürede sinterize edilmiştir (Tablo 3.1). Örnekler ultrasonik olarak (Ultrasonic Cleaner SUC-110, Shofu, Kyoto, Japonya) 15 dk distile su le temizlenmiş ve hava ile kurutulmuştur.



Şekil 3.1. Dental Wings CAD sisteminde disk şeklinde örnek tasarımı

Tablo 3.1. Zirkonya alt yapıların hazırlanması esnasında sinterizasyon sıcaklık değerleri ve süreleri

Fırınlama Aşamaları	Sinterizasyon Sıcaklığı (°C)	Uygulama süresi (Saat)
1	Oda sıcaklığı-1100°C	0-2
2	1100°C-1375°C	1
3	1375°C	2
4	1375°C-oda sıcaklığı	3

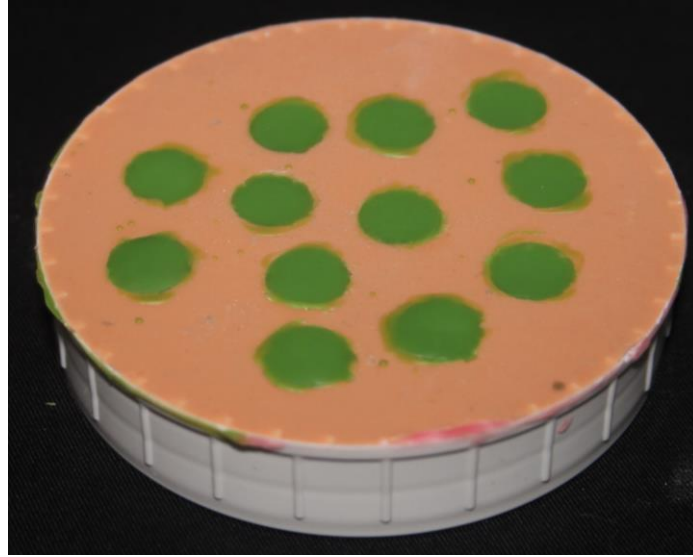
IPS e.maxPress alt yapılar için 9,5 mm. yüksekliğinde 12 mm. çapında ingotlar kullanılmıştır (e-maxPress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn). Degudent DG1 ölçü karıştırma cihazı ile (Dental Zahntechnik, Degussa, Niedersachsen- Sarstedt, Almanya) (Şekil 3.2), vinil polisiloksan A-tipi, ilave reaksiyonlu elastomer hızlı sertleşen kayıt materyali (Turbosil, Klasse 4 Dental, Augsburg, Almanya) karıştırılarak hazırlanan bir silikon indeks yardımıyla 4 mm. yüksekliğinde, 10 mm. çapında (Fischer ve ark., 2010) disk şeklindeki bölgeler oluşturulmuş ve bu bölgelere mum modelasyonu yapılmıştır (Şekil 3.3). Elde edilen mum modelasyonlar revetmana alınarak (IPS PressVEST, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) üretici firmanın talimatlarına uygun biçimde hazırlanıp muflanın içine yerleştirilmiştir. (Şekil 3.5). Hazırlanan mufla, kullanılacak lityum disilikat içerikli seramik tablet ve alox itici ile birlikte soğuk haldeki ön ısıtma fırınına alınmıştır. Fırın sıcaklığı, oda sıcaklığında başlatılarak dakikada 3°C artacak şekilde, 250°C'de 30 dakika, 850°C'de 90 dakika bekletilmiştir. Böylece ön ısıtma işlemi tamamlanarak mum eliminasyonu işlemi tamamlanmıştır. Daha sonra Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı bünyesindeki presleme fırınında örnekler elde edilmiştir. (Programat EP5000, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn).



Şekil 3.2. IPS e.maxPress ingotlar



Şekil 3.3. Degudent DG1 ölçü karıştırma cihazı

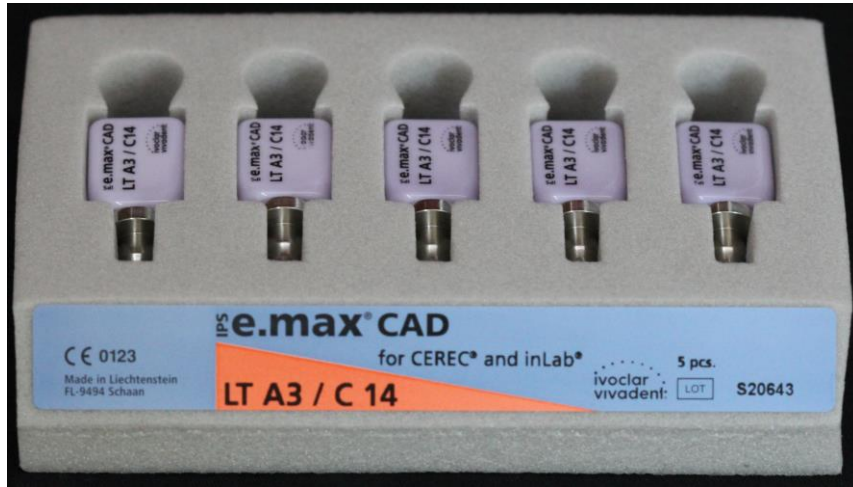


Şekil 3.4. Silikon İndeks içerisinde mum modelasyonu yapılmış IPS e.maxPress örnekler

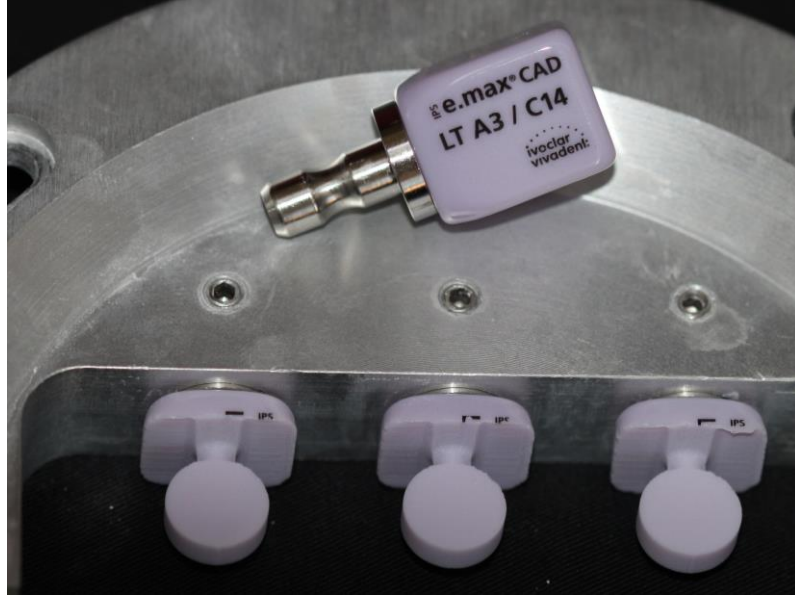


Şekil 3.5. IPS e.maxPress örneklerin presleme öncesi revetmana alınmış hali

IPS e.maxCAD alt yapılar için parsiyel kristalize ingotlar kullanılmıştır (e-maxCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (Şekil 3.6). Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı bünyesindeki Dental Wings (Montreal, Kanada) CAD sistemine önceden tanımlı olan ingotlardan 4 mm. yüksekliğinde 10 mm çapı nda (Fischer ve ark., 2010) disk şeklinde 20 örnek tasarlanmış ve aynı laboratuvarında bulunan Yenadent D40 CAM (İstanbul, Türkiye) ünitesinde frezeleme işlemi yapılmıştır (Şekil 3.7). Presleme fırınında (Programat EP5000, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 840°C’de ulaşana kadar 25 dakika bekletilmiş ve kristalizasyon işlemleri tamamlanmıştır.



Şekil 3.6. IPS e.maxCAD bloklar



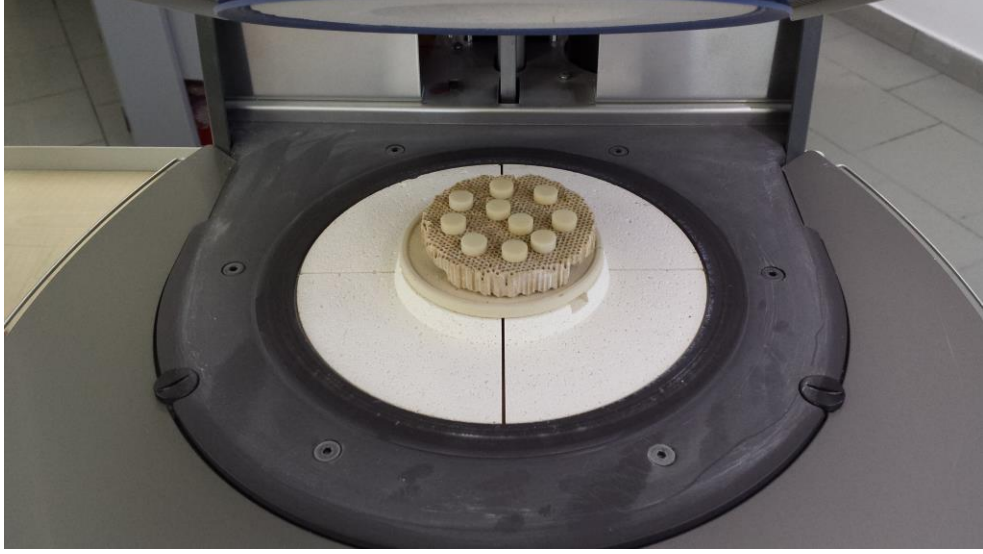
Şekil 3.7. Kristalizasyon öncesi frezeleme işlemi tamamlanmış IPS e.maxCAD örnekler

3.2. Liner Uygulaması

Konvansiyonel yöntemle elde edilen zirkonya alt yapılar iki gruba ayrılmıştır. Böylece her alt grupta 10'ar adet örnek olacak şekilde düzenlenmiştir. Her iki gruptaki örneklerin yüzeylerine, literatürle uyumlu olarak 100μ Al_2O_3 ile 0,2 MPa basınçla 10 mm. uzaklıktan 10 sn. boyunca kumlama yapılmıştır (Heraeus, Combilabor, CL-FSG 3, Hanau, Almanya). (Zhang ve ark., 2013). Bir gruptaki örneklerin üst yapı seramiği uygulanacak yüzeylerine, fırça ile ince bir tabaka liner (Vita VM9 Effect Liner, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) uygulanmış ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda (Tablo 3.2) örnekler fırınlanmıştır (Şekil 3.8).

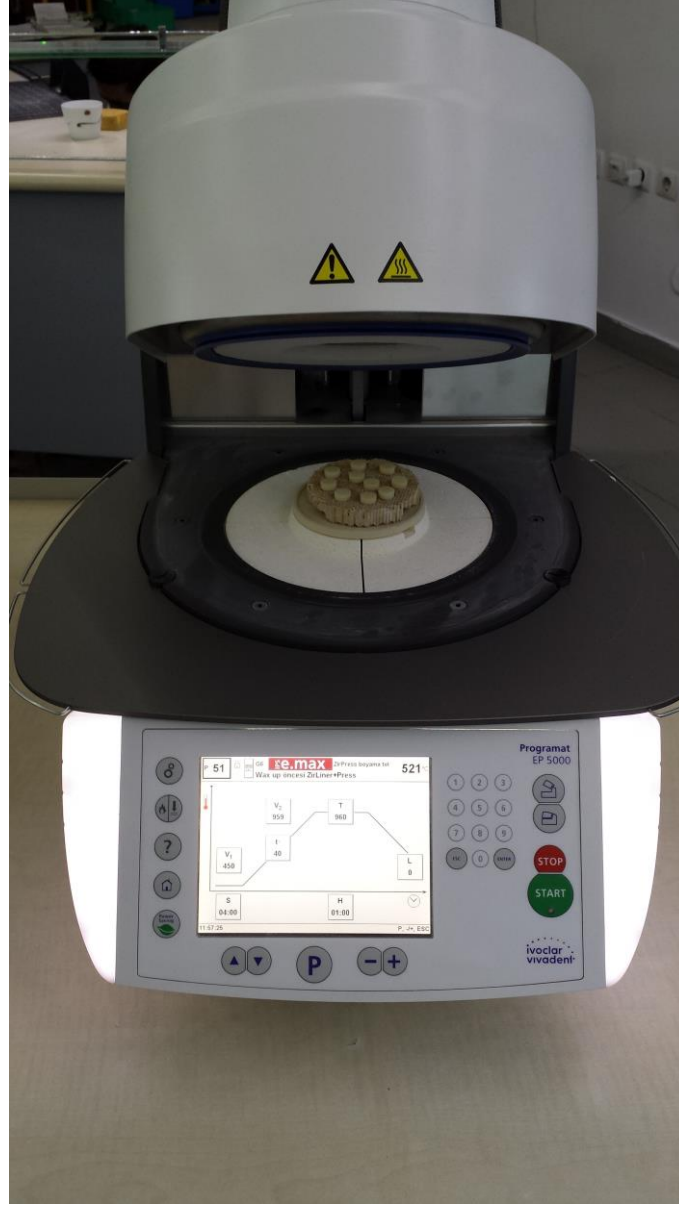
Tablo 3. 2. VITA VM9 Effect Liner Fırınlanma Sıcaklıkları

	Kurutma öncesi Sıcaklık (°C)	Kurutma öncesi Dakika (dk)	Sıcaklık artışı (°C/dk)	Pişme derecesi (°C)	Bekleme süresi (dk)
VITA VM9 Effect Liner	700	2	65	1090	1



Şekil 3.8. Zirkonya alt yapıların üzerine liner uygulandıktan sonra fırınlama

Presleme yöntemiyle elde edilen IPS e.maxPress ve kristalizasyon yöntemiyle elde edilen IPS e.maxCAD alt yapılar ikişer gruba ayrılmıştır. Her dört gruptaki örneklerin yüzeylerine, literatürle uyumlu olarak 110 μm . Al_2O_3 ile 2 bar basınçla 10 mm. uzaklıktan 10 sn. boyunca kumlama yapılmış (Heraeus, Combilabor, CL-FSG 3, Hanau, Almanya) ve yüzeylerine %4'lük hidroflorik asit ile 20 sn. boyunca kimyasal dağlama yapılmıştır (Zhang ve ark., 2013). Her iki örneğin birer grubundaki örneklerin üst yapı seramiği uygulanacak yüzeylerine, fırça ile ince bir tabaka liner (IPS e.max Ceram ZirLiner, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulanmış ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda (Tablo 3.3) örnekler fırınlanmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. IPS e.max alt yapıların üzerine liner uygulandıktan sonra fırınlama

Tablo 3.3. IPS e.max Ceram ZirLiner Fırınlanma Sıcaklıkları

	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Ön kurutma Dakika (dk)	Dakikada ısı artışı (°C)	Yüksek ısı (°C)	Yüksek ısıda bekletme süresi (Saat)	Vakum başlangıç sıcaklığı (°C)	Vakum bitim sıcaklığı (°C)
IPS e.max Ceram ZirLiner	403	4	40	960	1	450	959

3.3. Üst Yapı Seramiğinin Uygulanması

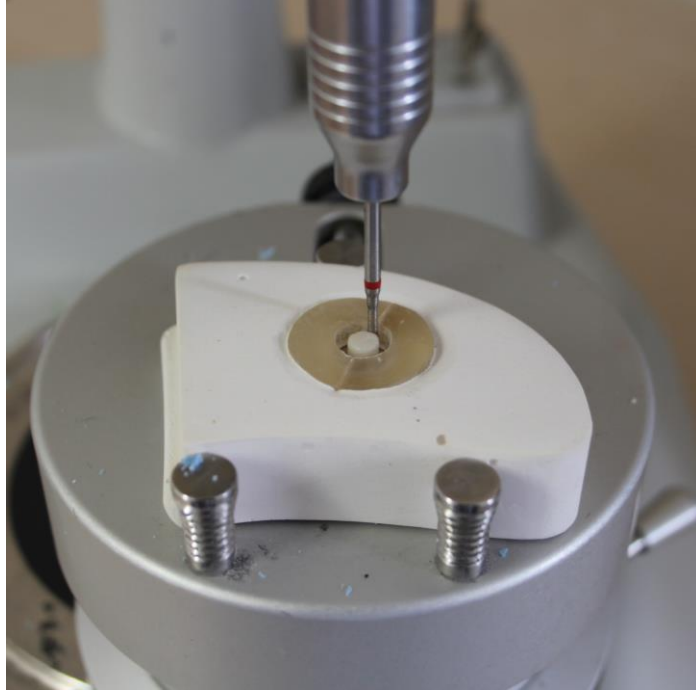
Üst yapı seramiğinin uygulanmasında tabakalama tekniğinde kullanılması için polimetilmetakrilat (PMMA) bir indeks hazırlanmıştır (Şekil 3.10). Bu indeks yardımıyla, hazırlanan zirkonya alt yapılar üzerine 5 mm. çapında 3 mm. yüksekliğinde Vita VM9 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) feltspatik veneer seramiği ve IPS e.maxPress ve IPS e.maxCAD alt yapılar üzerine nano-floroapatit veneer seramiği (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tabakalama metoduyla uygulanmıştır.



Şekil 3.10. Kişisel olarak hazırlanan PMMA indeks

Oluşturulan karışımlar kondanse edilerek fazla nem kağıt havlu ile alınmıştır. Daha sonra örnekler üretici firma önerileri doğrultusunda fırınlanmıştır. Üst yapı seramiğinin fırınlama esnasında oluşan kontraksiyonunu kompanse etmek için, ikinci tabaka seramik uygulanmış ve fırınlama işlemi tekrarlanmıştır (Fischer ve ark., 2010)

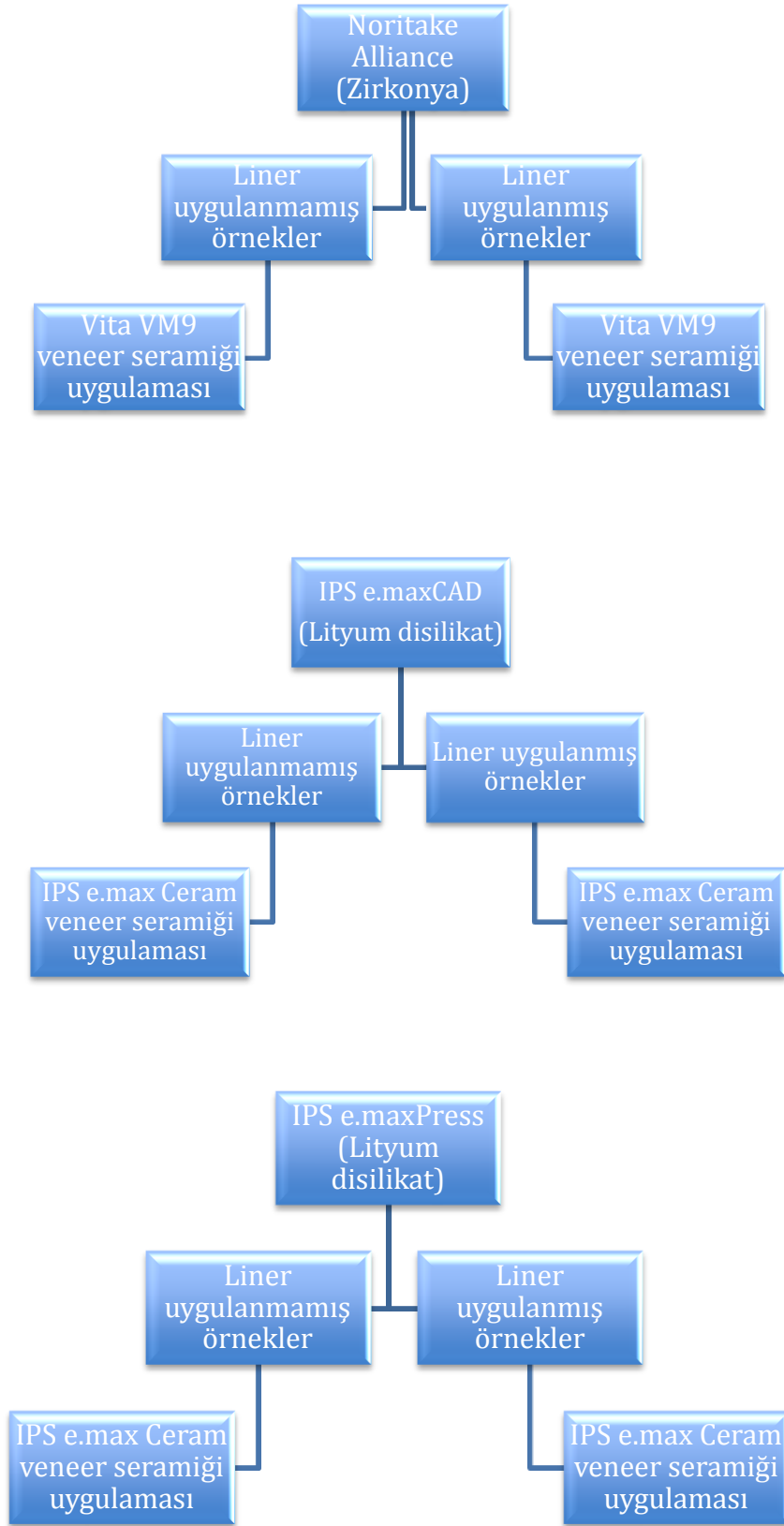
Üst yapı seramiğinin yüzeyindeki düzensizlikler, paralelometre (Rotaks-Dent, Ankara, Türkiye) yardımıyla düşük grenli elmas frez kullanılarak giderilmiş ve dijital kumpas yardımı ile kalınlığı ölçülmüştür (Şekil 3.11), (Şekil 3.12). Kor materyalleri, veneer seramikleri ve yüzeye liner uygulamasına göre grupların dağılımı yapılmıştır (Şekil 3.13).



Şekil 3.11. Paralelometre ile seramik yüzeyindeki düzensizliklerin giderilmesi



Şekil 3.12. Üst Yapı Seramik Kalınlığının Dijital Kumpas Yardımı ile Ölçülmesi



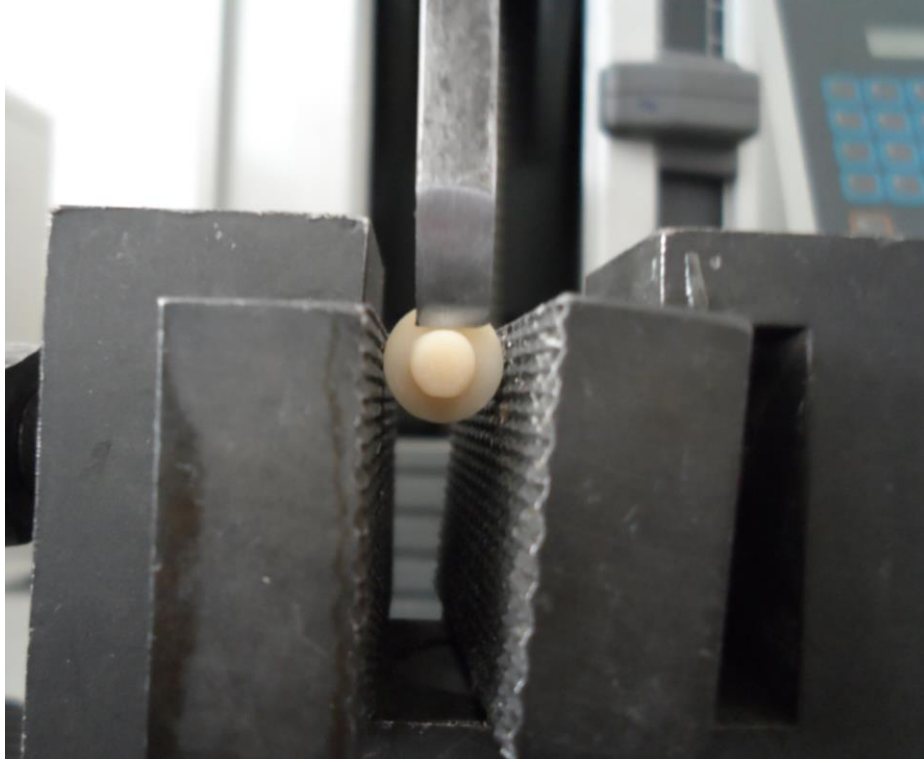
Şekil 3.13. Zirkonya ve lityum disilikat alt yapılı örneklerin hazırlanışı

3.4. Makaslama Bağlantı Dayanıklılığı Testi

Makaslama bağlantı dayanıklılık testi Ankara Ünięersitesi Diş Hekimliği Fakóltesi bünyesinde bulunan araştırma laboratuvarı bünyesindeki universal test cihazında (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) geręekleřtirilmiřtir (şekil 3.14). Hız 1 mm/dk (Fischer ve ark., 2010) ve örnek çapı 5 mm olarak veriler tanımlanmıştır. Örneklere kesme bağlantı dayanıklılık testi uygulanmadan önce her örnek, kuvvetin bağlantı yüzeyine 90° açıyla gelebilmesi için mengene sistemi ile sabitlenmiştir (şekil 3.15).



şekil 3.12. Ünięersal test cihazı



Şekil 3.13. Örneğin üniversal test cihazına yerleştirilmesi

3.5. Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama bağlantı dayanıklılık testi tamamlanan örnekler, Bilkent Uluslararası Nanoteknoloji Araştırma Merkezi bünyesindeki ESEM (Environmental Scanning Electron Microscope) cihazında (FEI, Quanta 200 FEG, Hillsboro, Oregon, ABD) analiz edilmiştir (Şekil 3.16).



Şekil 3.14. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Kopma Tipleri;

- 1) Adeziv kopma: Üst yapı seramiğinin tamamen tam seramik alt yapıdan ayrılması
- 2) Koheziv kopma: Üst yapı seramiğinin kendi içinde kopması
- 3) Kombine kopma: Adeziv ve koheziv kopmanın birlikte görülmesi olarak sınıflandırılmıştır (Al Dohan ve ark., 2004).

3.6. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında yapılmıştır. Makaslama bağlanma dayanıklılığı ölçümlerinin dağılımının normale yakın olup olmadığı Kolmogorov Smirnov testi ile varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler makaslama bağlanma dayanıklılığı için medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde, kopma tiplerinin dağılımı ise denek sayısı belirtilerek gösterilmiştir.

Yüzey işlemleri sabit tutulduğunda alt yapı materyalleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanıklılığı yönünden farkın önemliliği Bonferroni Düzeltmeli Kruskal Wallis testiyle, kopma tipi dağılımı yönünden farkın önemliliği ise Bonferroni Düzeltmeli Olabilirlik Oran testiyle araştırılmıştır. Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Kruskal Wallis test istatistiği sonucunun önemli bulunması halinde farka neden olan durumları tespit etmek amacıyla Conover'in Parametrik olmayan çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır.

Alt yapı materyalleri sabit tutulduğunda yüzey işlemleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanıklılığı yönünden farkın önemliliği Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U testiyle, kopma tipi dağılımı yönünden farkın önemliliği ise Bonferroni Düzeltmeli Fisher'in Kesin Sonuçlu Ki-Kare testiyle araştırılmıştır. Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,017$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Bu çalışmada, olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlantı Dayanıklılığı

Makaslama bağlantı dayanıklılığı testinde; farklı kor materyalleri ile tabakalama yöntemiyle üzerlerine uygulanan veneer seramiği arasındaki bağlantı dayanıklılığı incelenmiştir (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Makaslama Bağlantı Dayanıklılık Değerleri

Alt Yapı Materyali	Yüzey İşlemi	n	Ortalama	Std. Sapma
Zirkonya	<i>Liner (-)</i>	10	10,6	6,07
	<i>Liner (+)</i>	10	11,7	7,40
	<i>Toplam</i>	20	11.15	6,73
E.maxCAD	<i>Liner (-)</i>	10	11,5	2,50
	<i>Liner (+)</i>	10	13,5	5,26
	<i>Toplam</i>	20	12,5	3,88
E.maxPress	<i>Liner (-)</i>	10	16,5	6,20
	<i>Liner (+)</i>	10	11,6	8,6
	<i>Toplam</i>	20	14,05	7,4
Genel	<i>Liner (-)</i>	30	12,87	4,9
	<i>Liner (+)</i>	30	12,26	7,08
	<i>Toplam</i>	60	12,56	6,00

Kolmogorov Smirnov testine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı ölçümlerinin normale yakın dağıldığı ($p=0,200$), Levene testine göre de varyansların homojen dağıldığı ($p=0,423$) görülmüştür. Parametrik test istatistiği varsayımları sağlandığı için makaslama bağlanma dayanıklılığı ölçümleri 2-Yönlü Varyans analizi ile değerlendirilmiştir. Boyutlardan birincisi alt yapı materyali, ikinci boyut ise yüzey işlemi olarak kabul edilerek istatistiksel değerlendirme yapılmıştır.

2-Yönlü Varyans Analizi sonuçlarına göre yüzey işlemi yapılan ve yüzey işlemi yapılmayan gruplar arasında yüzey işlemi sabit tutulduğunda, alt yapı materyalleri

arasında makaslama bağlanma dayanıklılığı ortalamaları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (F=0,011 ve p=0,989).

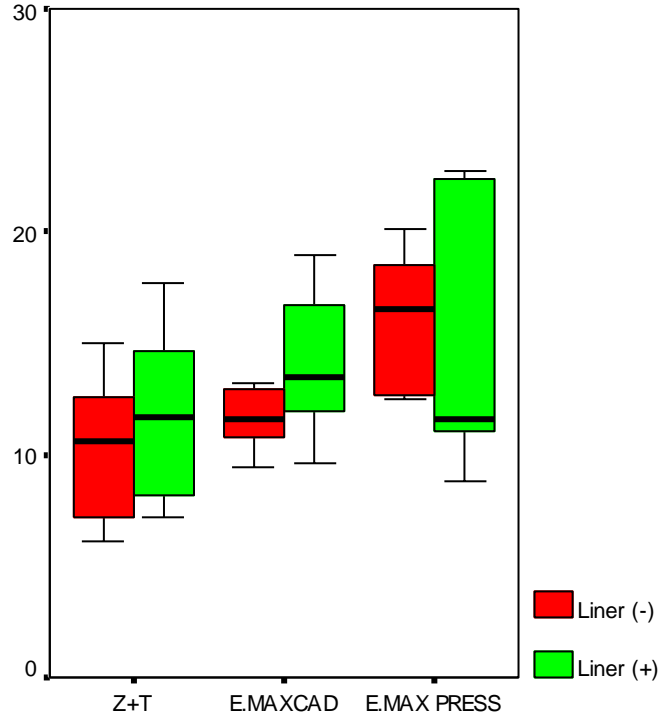
2-Yönlü Varyans Analizi sonuçlarına göre alt yapı materyalinden bağımsız olarak yüzey işlemleri arasında kesme bağlanma dayanıklılığı ortalamaları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (F=4,770 ve p=0,033).

Tablo 4.2. Makaslama Bağlanma Dayanıklılığına İlişkin İki-Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit Terim	2778,689	1	2778,689	1427,202	<0,001
Alt Yapı Materyali	28,611	2	14,305	7,348	0,002
Yüzey İşlemi	9,287	1	9,287	4,770	0,033
Alt Yapı Materyali * Yüzey İşlemi	0,044	2	0,022	0,011	0,989
Hata	105,135	54	1,947		
Toplam	2921,766	60			

Yüzey işlemi olarak liner uygulanmayan denekler içerisinde alt yapı materyalleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanıklılığı yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p < 0,001$). Söz konusu farka neden olan grupları tespit etmek amacıyla Conover'ın parametrik olmayan çoklu karşılaştırma testine göre Zirkonya ve E.maxCAD alt yapı materyali uygulanan grupların medyan makaslama bağlanma dayanıklılığı E.maxPress alt materyali uygulanan gruba göre istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulundu ($p < 0,001$ ve $p < 0,001$). Zirkonya ile E.maxCAD alt yapı materyali grupları arasında ise medyan makaslama bağlanma dayanıklılığı ortalamaları istatistiksel olarak benzer bulundu ($p = 0,304$).

Yüzey işlemi olarak liner uygulanan denekler içerisinde alt yapı materyalleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanıklılığı yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p = 0,595$).



Şekil 4.1. Alt Yapı Materyalleri ve Yüzey İşlemlerine Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Düzeyleri

Alt yapı materyali olarak Zirkonya kullanıldığında yüzey işlemi olarak liner yapılan ve liner yapılmayan gruplar arasında kopma tiplerinin dağılımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=1,000$).

Alt yapı materyali olarak E.maxCAD kullanıldığında yüzey işlemi olarak liner yapılan ve liner yapılmayan gruplar arasında kopma tiplerinin dağılımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,303$).

Alt yapı materyali olarak E.maxPress kullanıldığında yüzey işlemi olarak liner yapılan ve liner yapılmayan gruplar arasında kopma tiplerinin dağılımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,650$).

Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

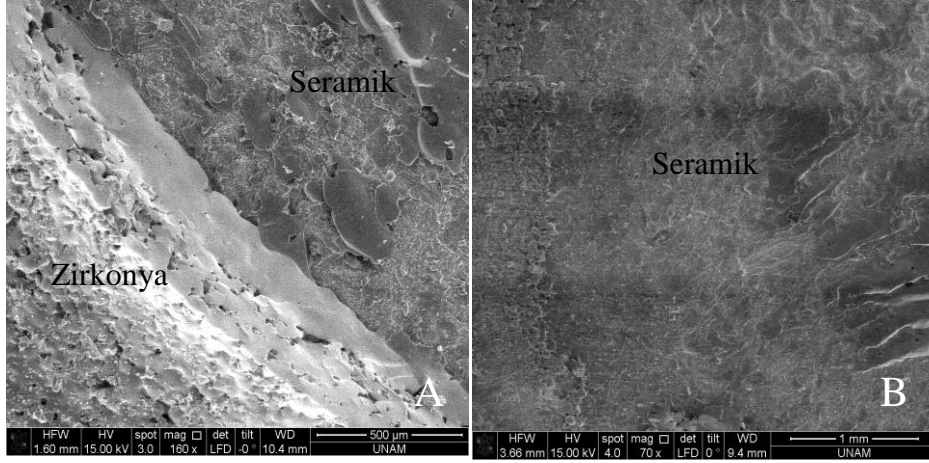
Örnekler, makaslama bağlantı dayanıklılık test işlemleri tamamlandıktan sonra elektron mikroskobunda analiz edilmiştir. Kopma tipleri; adeziv, koheziv veya kombine kopma olarak sınıflandırılmıştır (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Alt Yapı Materyalleri ve Yüzey İşlemlerine Göre Kopma Tiplerinin Dağılımı

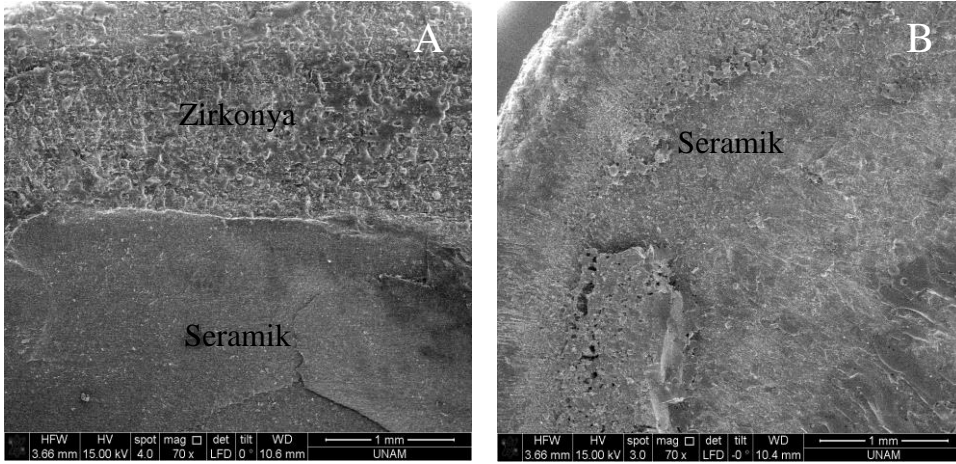
	Liner (-) <i>Koheziv/Kombine</i>	Liner (+) <i>Koheziv/Kombine</i>	p-değeri ^a
Zirkonya	2/8	3/7	1,000
E.maxCAD	4/6	1/9	0,303
E.maxPress	3/7	5/5	0,650
p-değeri ^b	0,617	0,131	

a: Alt yapı materyalleri içerisinde yüzey işlemleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Fisher'in Kesin Sonuçlu Ki-Kare testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,017$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir, b: Yüzey işlemleri içerisinde alt yapı materyalleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Olabilirlik Oran testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

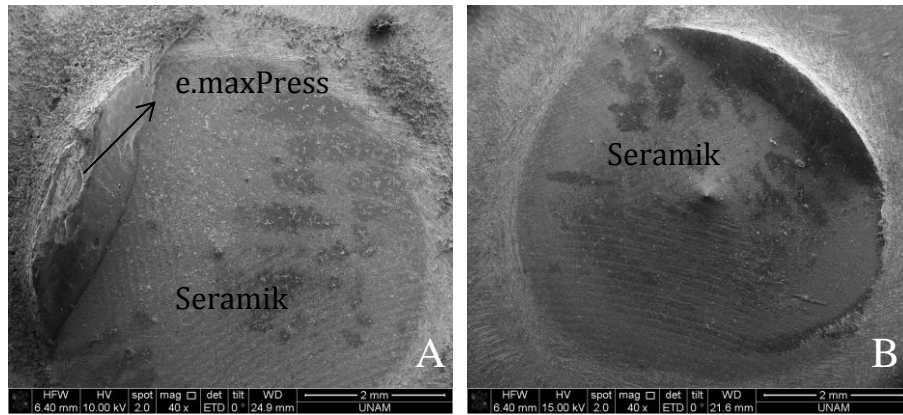
Hiçbir grupta adeziv kopma görülmemiştir. Zirkonya alt yapılar arasında 5 koheziv, 15 kombine kopma tipi, E.maxCAD alt yapılar arasında da 5 koheziv, 15 kombine kopma tipi gözlenirken; E.maxPress alt yapılar arasında 8 koheziv, 12 kombine kopma tipi gözlenmiştir (Şekil 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7).



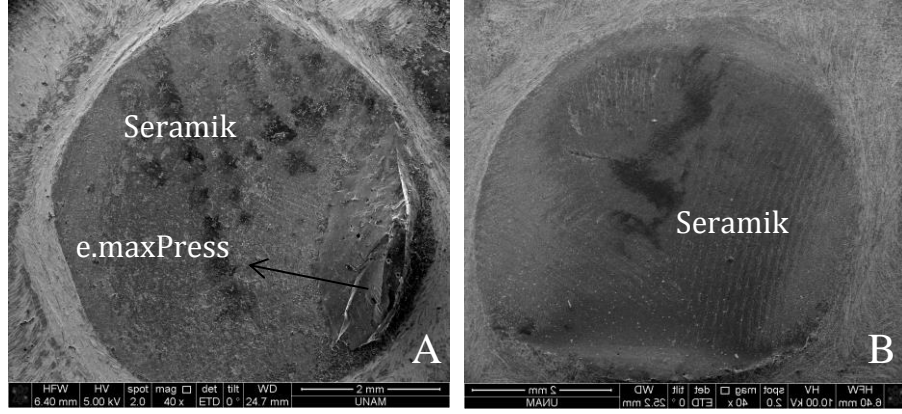
Şekil 4.2. Liner uygulanmış zirkonya alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma



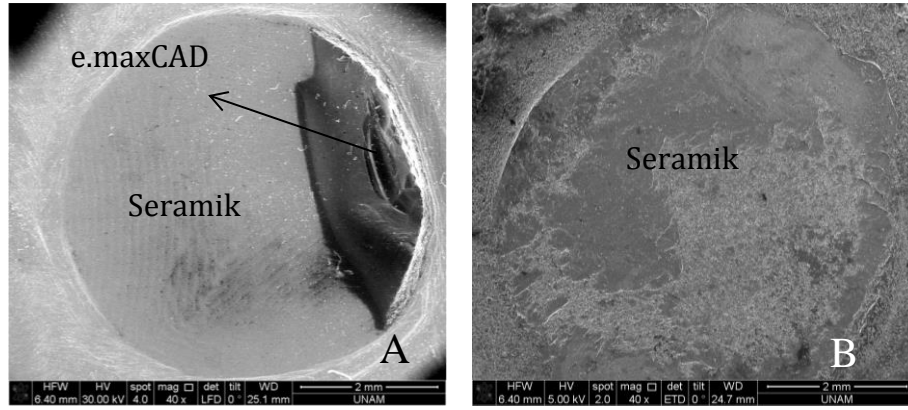
Şekil 4.3. Liner uygulanmış zirkonya alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma



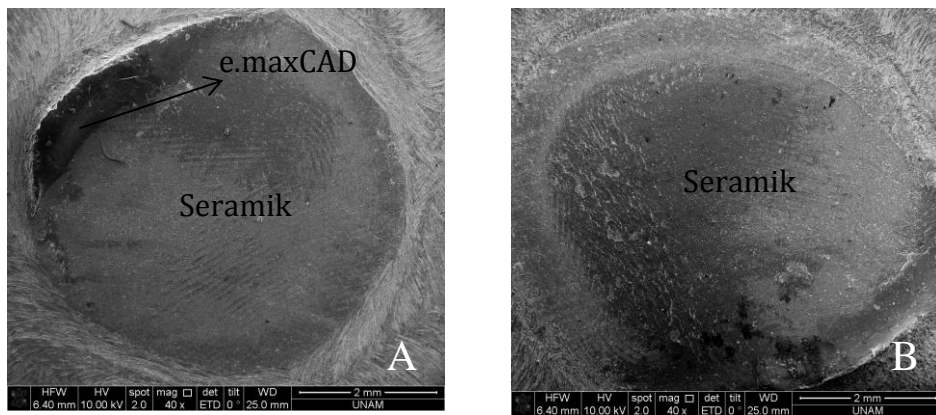
Şekil 4.4. Liner uygulanmış IPS e.maxPress alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma



Şekil 4.5. Liner uygulanmamış IPS e.maxPress alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma



Şekil 4.6. Liner uygulanmış IPS e.maxCAD alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma



Şekil 4.7. Liner uygulanmamış IPS e.maxCAD alt yapıların SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, zirkonya ve lityum disilikat içerikli alt yapı materyallerinin veneerlenmesinde kullanılan üst yapı seramiğinin makaslama kuvvet dayanımına karşı direncinin karşılaştırılması ve liner uygulamasının bağlantıya etkisini incelemektir.

Liner uygulaması yapılmamış gruplar değerlendirildiğinde, Zirkonya ve E.maxCAD alt yapı materyali uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanıklılığı E.maxPress alt yapı materyali uygulanan gruba göre istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. Zirkonya ile E.maxCAD alt yapı materyali grupları arasında ise makaslama bağlanma dayanıklılığı ortalamaları istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Liner uygulaması yapılmış gruplar arasında makaslama bağlanma dayanıklılığı karşılaştırıldığında istatistiksel anlamlı farklılık bulunamamıştır.

Her üç grupta da liner uygulamasının makaslama bağlanma dayanımına etkisinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir. Hiçbir grupta adeziv kopma tipi gözlenmezken, her üç grupta da koheziv ve kombine kopma tipleri gözlenmiştir.

Seramiklerin diş hekimliğinde kullanıma girmesinden itibaren artan estetik ve fonksiyonel beklentiler bu sistemlerin her geçen gün gelişmesine neden olmaktadır. Seramiklerin kırılğan yapılarının önüne geçebilmek için birlikte kullanıldığı metal desteğin estetik ve biyolojik etkilerinden kaynaklanan dezavantajları gidermek amacıyla, günümüzde metal destek yerine yeni yöntem ve teknolojiler ile üretilen yüksek dirençli seramik altyapılar kullanıma girmiştir. (Çömlekoğlu ve ark., 2008).

Metal desteksiz restorasyonların üretimi için kullanılan en yeni altyapı materyali ise itriyum oksit ile kısmen stabilize edilmiş zirkonya'dır (Oilo ve ark., 2008). Endüstriyel olarak bloklar halinde üretilen ve CAD/CAM teknolojisi kullanılarak istenilen boyutlarda işlenen zirkonya, 900-1200 MPa arasında değişen bükme direnci, yüksek kristal içeriğinden kaynaklanan dayanıklılığı, beyaz rengi, kimyasal ve yapısal

kararlılığı ile altyapı materyali olarak kullanılmaya başlanmış (Aboushelib ve ark., 2006; Tsalouchou ve ark., 2008) ve sabit protetik restorasyonların pontik boyutlarından kaynaklanan kısıtlamaların ortadan kalktığı çok üyeli tam seramik restorasyonların üretiminin kapısını açmıştır (Özkurt ve ark., 2010).

Tam seramik restorasyonların uzun süreli başarısı, veneer seramiğinin alt yapıya olan adezyonuna ve mekanik bütünlüğe bağlıdır (Al-Dohan ve ark., 2004). Veneer delaminasyonu (veneer seramiğinin tabakalar halinde alt yapıdan ayrılması), alt yapı ve üst yapı arasındaki bağlanma kuvvetinin düşük olmasından kaynaklanmaktadır (Aboushelib ve ark., 2006). Bağlanma kuvvetini azaltan faktörler; veneer seramiğin alt yapıyı yetersiz ısıtması, fırınlama sırasında büzülmesi, ara yüzdeki zirkonya kristallerinin ısıdan etkilenerek dönüşüme uğraması (De Jager ve ark., 2005), yüzey pürüzlülüğünün yetersizliği, ısıl genleşme katsayısı uyumsuzluğu ve ara yüzdeki yapısal defektlerdir (Isgro ve ark., 2003; Al-Shehri ve ark., 1996).

Veneer seramiğindeki stresler restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktördür. Alt yapı ile üst yapı arasındaki ısıl uyumsuzluk, veneer seramiğin ısıl genleşme katsayısının alt yapı seramiğinden düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, veneer tabakasında baskı ya da gerilim stresleri oluşturur. Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklıyken gerilim streslerine karşı dayanıksızdır. Veneer tabakasında küçük baskı streslerinin oluşması istenilen bir durumdur. Çünkü bu şekilde veneer seramik kuvvetlenir ve kırılma direnci artar. Veneer seramiğin ısıl genleşme katsayısının alt yapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında bu tip istenilen baskı stresleri oluşmaktadır (Scolaro ve ark., 2007). Veneer materyalinin ısıl genleşme katsayısı değeri alt yapı materyalinden yüksek olduğunda ise veneer delaminasyonu ve mikroçatlaklar gözlenebilmektedir (De Jager ve ark., 2006).

Zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasındaki ortalama makaslama bağlantı dayanıklılık değerleri farklı çalışma sonuçlarına göre (Aboushelib ve ark., 2006; Saito ve ark., 2010; Fischer ve ark., 2010) büyük değişkenlikler göstermektedir. Çalışmamıza göre zirkonya alt yapılar için $10,6 \pm 6,07$ MPa ile $11,7 \pm 7,40$ MPa arasında değişen bu değerler, ISO standartlarına göre belirlenen metal destekli seramik restorasyonlar için

bildirilen 25 MPa bağlantı dayanıklılık değerinden daha düşük bulunmuştur (International Organization for Standardization. ISO 9693:1999). Bu durumun; metal ile seramik arasındaki bağlantı mekanizmasının (Shillingburg ve ark., 1997; Anusavice, 2003a; Sailer ve ark., 2007) zirkonya ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı mekanizmasından farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Metal destekli seramik restorasyonlarda, metal ile seramik arasındaki ısısal genleşme katsayıları arasındaki farkın $0.5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ olması gerektiği bilinmektedir (Shillingburg ve ark., 1997). Çalışmamızda kullanılan Noritake Alliance zirkonya alt yapıların ısısal genleşme katsayısı $10.5 \times 10^{-6} /\text{K}$ iken, VITA VM9 üst yapı seramiğinin ısısal genleşme katsayısı $9.0 - 9.2 \times 10^{-6} /\text{K}$ 'dır (VITA VM9 working instructions). Aradaki farkın büyük olmasının bağlantı dayanıklılık değerlerini olumsuz yönde etkilediği düşünülmektedir.

Zirkonyum oksit seramikler, tam seramikler arasında en yüksek kırılma ve eğilme dayanıklılığına sahiptirler. Zirkonya alt yapı restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık, üst yapı porseleninin tamamen veya bir kısmının alt yapıdan tabakalar şeklinde ayrılmasıdır (Sailer ve ark., 2007; Raigrodski ve ark., 2006; Christensen ve Ploeger, 2010). Zirkonya ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanıklılığı; zirkonya alt yapı üzerine uygulanan yüzey işlemleri, üst yapı seramiğinin mekanik özellikleri ve bu seramiklerin uygulama yöntemleri gibi faktörlerden etkilenmektedir (Komine ve ark., 2010). Zirkonya alt yapı üzerine uygulanabilen yüzey işlemleri arasında; Al_2O_3 ile kumlama, liner uygulaması, küçük grenli elmas frezlerle yüzey aşındırması ve bu yöntemlerin birlikte kullanılması sayılabilmektedir. Literatürde 50 μm . – 125 μm . arasında değişen boyutlarda, 10-20 mm. değişen uzaklıktan 2-4 bar basınçla Al_2O_3 kumlama yapılmıştır (Fischer ve ark., 2010; Tan ve ark., 2012). Aluminyum oksit kumlamanın yüzey pürüzlülüğünü arttırarak mekanik bağlantıyı arttırdığı ve arayüzde oluşan bağlantı dayanıklılığına olumlu etki yapacağı düşünülmektedir. Fischer ve ark. (2010)'nın Ce-TZP alt yapıların farklı üst yapı porselenleri ile bağlantı dayanıklılığını değerlendirdiği çalışmada, kumlama işlemine gerek olmadığı ve liner uygulamanın az da olsa bağlantı dayanıklılığını azalttığı açıklanmıştır. Kim ve ark. (2011)'nin çalışmasına göre, Al_2O_3 ile kumlama işleminin

liner uygulamalarına göre zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığını arttırdığı, tek başına liner uygulamasının bağlantı dayanımını azalttığı bildirilmiştir. Aboushelib ve ark. (2006)'ı liner uygulamalarının preslenebilir seramikler için kullanıldığında bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve soyulma şeklinde oluşan başarısızlık şeklini dramatik bir şekilde arttırdığını açıklamıştır. Bu sonuçlar çalışmamızda kullandığımız Y-TZP alt yapılarla uyumluluk göstermektedir. Ancak bir başka çalışmada (Aboushelib ve ark., 2005), Cercon alt yapı yüzeyinin cilalanmasının, yüzeye liner uygulamasının veneer seramiği bağlantısına etkisi araştırılmıştır. Liner uygulamasının bağlanma kuvvetini neredeyse iki kat arttırdığı sonucuna varmışlardır. Zirkonya yüzeyini 50 µm. büyüklüğündeki Al₂O₃ partikülleri ile kumlamanın, materyalin direncinde ve dayanıklılığında artış sağladığı, 110 µm. boyutlarındaki Al₂O₃ partikülleri ile kumlamanın ise bükme direncini arttırdığı, oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün bağlantıda meydana gelen başarısızlığı azalttığı yönünde görüşler bulunmaktadır (Lorente ve ark., 2010).

Özkurt ve ark. (2010), dört farklı zirkonya ile firmaların önerdiği ve bunların yanı sıra iki farklı veneer seramiğinin de yer aldığı çalışmalarında, zirkonya yüzeyi polisaj işlemi sonrası 120 µm. boyutundaki Al₂O₃ partikülleri ile 3,5 bar basınç altında 15 sn. kumlanmış, liner sürülmüş ve 5 mm. çapında tabaka seramikleri zirkonya yüzeyine uygulanmıştır. Elde edilen makaslama bağlantı dayanım değerlerinin 18,66 MPa ile 40,49 MPa arasında değiştiği çalışmada ortalama değer 25,43 MPa olup, kopma türü olarak kombine ve adeziv kopma kaydedilmiştir. Bağlantı değerleri arasındaki farklılıkların veneer seramikleri ve sinterlenmiş ya da sinterlenmemiş zirkonya blokların kullanımından kaynaklandığı belirtilen ve alt yapı/veneer seramiği bağlantı yüzey alanının çalışmamızda kullanılan alanla aynı olan çalışmada, kopma türü ve bağlantı dayanım değerleri bakımından araştırmamızla yer yer benzerlik gözlenmekte; ancak farklılıkların bir nedeninin farklı zirkonya bloklarının kullanımı ve yüzey işlemlerindeki değişiklikler olabileceği düşünülmektedir.

Farklı alt yapılar ile veneer seramikleri arasındaki makaslama direncinin değerlendirildiği bir çalışmada, Empress 2, Procera allZirkon, DC zirkon, Procera allCeram alt yapılar üzerine tabakalama yöntemi ile veneer seramikleri uygulamış,

bağlantı değerleri makaslama testi kullanarak tespit edilmiştir. Zirkonya örnekler için elde edilen değerler 28,03 MPa ve 27,90 MPa, lityum disilikat örnekler için elde edilen değer ise 30,86 MPa olarak kaydedilmiştir. Yaygın kopma türü olarak kombine ve yüzeyde ince bir tabaka seramik artığı kalan koheziv kopma gözlenmiştir. Adeziv kopma gözlenmemesinin, belli elementlerin arayüzde difüzyon sergilediğinin bir göstergesi olduğu belirtilmiştir (Al-Dohan ve ark., 2004).

Zirkonya ile tabaka seramiği arasındaki bağlantı direnci üzerine yüzey işlemlerinin araştırıldığı bir çalışmada, bir kısım zirkonya yüzeyine polisaj, diğerler örnekler tribokimyasal silika kaplama işlemi uygulanmış, veneer seramiği ile bağlantı yüzey çapının 6 mm. olduğu örnekler makaslama testine tabi tutulmuştur. Polisajlı örnekler için 23,3 MPa, silika kaplı örnekler için 26,9 MPa değerleri kaydedilmiştir. Kopma türü olarak koheziv ve kombine kopmanın gözlemlendiği çalışmada, elde edilen rakamsal farkın oluşturulan silika tabakasından mı yoksa tribokimyasal silika kaplama işlemi ile ortaya çıkan yüzey pürüzlülüğü sonucu mikromekanik kilitlenmeden mi kaynaklandığının tesbit edilemediği belirtilmiştir (Hatta ve ark., 2010). Elde edilen değerlerin çalışmamızdaki zirkonya gruplarından elde edilen değerlerden neredeyse iki kat fazla olmasının nedeninin çalışmada kullanılan instron cihazının (Servo Pulser EHF-FD1, Shimadzu, Kyoto, Japonya) hızının 0,5 mm/dk olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda kullandığımız instron cihazının hızı 1 mm/dk'dır.

Shell ve Nielsen 1962 yılında, iyi bir bağlanmadaki en önemli faktörlerden birinin ara yüzdeki rezidüel streslerin serbestliği olduğunu, bunun da ancak alt ve üst yapıların ısıl genleşme katsayılarının birbirine çok yakın uyumu ile sağlanabileceğini bildirmişlerdir. 1972 yılında Nielsen, altın alaşım alt yapılar üzerine porselen fırınlamış ve soğuma esnasında oluşan stresleri hesaplamıştır. Bu hesaplamalara göre alt ve üst yapı arasındaki ısı genleşme katsayısı farkının $0,125 \times 10^{-6}$ olduğunda bağlanma kuvvetinin kontrol altında tutulabileceğini, bu fark arttıkça ($0,600 \times 10^{-6}$) bağlanma kuvvetine oldukça fazla zarar verilebileceğini bildirmiştir (Shadid ve ark., 2013). Zirkonya, diğer seramiklere nazaran daha düşük bir ısıl genleşme katsayısına sahiptir. Bu nedenle son yıllarda, zirkonya ile aynı ya da daha düşük ısıl genleşme katsayısına sahip özel veneer seramikleri geliştirilmiştir. Üretici firmalar, zirkonya alt yapıların ısı

genleşme katsayısı değerlerini, DC-Zircon ve Lava için $10 \times 10^{-6} /K$, Cercon için $10,5 \times 10^{-6} /K$ ve Noritake Katana zirkonya alt yapıların ısısal genleşme katsayısı $10,5 \times 10^{-6} /K$ olarak belirtmiştir. Lityum disilikat alt yapıların ısısal genleşme katsayıları, IPS e.maxPress için $10,15 \times 10^{-6} /K$ ve IPS e.maxCAD için $10,2 \times 10^{-6} /K$ olarak belirtilmiştir (IPS e.max Scientific Report). Her firma bu zirkonya ve lityum disilikat esaslı alt yapıların ısısal genleşme katsayısı değerlerine uygun veneer materyalleri geliştirmiştir. Veneer seramiklerin ısısal genleşme katsayısı değerleri ise IPS e-max Ceram için $9,5 \times 10^{-6} /K$, Vita VM9 için $8,8-9,2 \times 10^{-6} /K$, Triceram için $8,7-9,0 \times 10^{-6} /K$, Lava Ceram için $9,8-10 \times 10^{-6} /K$, Cercon Ceram için $9,2 \times 10^{-6} /K$ olarak belirlenmiştir. Bu değerler, çalışmamızda kullandığımız zirkonya ve lityum disilikat alt yapıların ve veneer seramiklerin ısısal genleşme katsayılarının birbirine yakın ve uyumlu olduklarını göstermektedir.

Yapılan bir çalışmada ısısal genleşme katsayısı $12,5 \times 10^{-6} /K$ olan deneysel bir üst yapı seramiğini, ısısal genleşme katsayısı $10,5 \times 10^{-6} /K$ olan zirkonya alt yapı üzerine uygulamış ve üst yapıda spontan kırıklar gözlemiştir. ısısal genleşme katsayısı $9,5 \times 10^{-6} /K$ olan başka bir üst yapı seramiğini aynı zirkonya alt yapı üzerine uygulandığında ise daha iyi sonuçlar elde etmiştir (Aboushelib ve ark., 2005). Bu sonuçlar Nielsen' in sonuçlarını destekler niteliktedir.

Zirkonyum alt yapılara hem tabakalama hem de pres tekniği ile uygulanan veneer seramiklerinin ısısal genleşme katsayılarının zirkonyum ile aynı veya biraz daha düşük olduğu belirtilmiştir. Sebep olarak, ısısal genleşme katsayıları arasındaki farkın yüksek olması durumunda zirkonyum alt yapı ile veneer seramiği arasındaki streslerin arttığı, ve böylece restorasyonun dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir (Belli ve ark., 2013). Tabakalama ve presleme tekniklerini karşılaştıran birçok çalışma vardır. Bu çalışmalarda veneer seramiğinin yerinden çıkma veya kırılma riskinin tabakalama veya pres yöntemlerinden çok, alt yapı tasarımından kaynaklandığı belirtilmiştir (Eisenburger ve ark., 2011; Guess ve ark., 2013; Preis ve ark., 2013).

Tabakalama tekniğinde fırınlama işlemlerinin bağlantıyı arttırdığı savunulmaktadır. Üçüncü ile beşinci fırınlama işlemleri arasında bağlantının arttığı

belirtilmiştir (Queiroz ve ark., 2012; Zeighami ve ark., 2012). Ancak Zeighami ve ark. (2013)'nin yaptığı bir çalışmaya göre, altı veya daha fazla fırınlamanın bağlantıyı olumsuz yönde etkilediği belirtilmiştir. Çalışmalarda tekrarlanan fırınlamaların veneer seramiğinin kristalin yapısında değişikliğe neden olduğundan ve fırınlama sayısının yersiz olarak artırılmasından kaçınılması gerektiğinden bahsedilmiştir (Tang ve ark. 2012).

Aboushelib ve arkadaşlarının (2008c), zirkonya ile veneer seramikleri arasındaki bağlantı dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, zirkonya örneklerin bir kısmına IPS e.max Zirpress pres seramiği, diğer gruba liner ve IPS e.maxCeram tabaka seramiği uygulanmış, uygulanan mikroçekme bağlantı testi sonucunda pres seramiği için 26,6 MPa, tabaka seramiği için 15,1 MPa değerleri kaydedilmiştir. Yapılan SEM analizinde tabaka seramiğin uygulandığı örneklerin liner yüzeylerinde hava kabarcıkları gözlenmiş ve kombine kırıklar kaydedilmiş, pres seramiklerin yüzeye çok daha sıkı bir yüzey teması sağladığı ve koheziv kırıkların gözlemlendiği belirtilmiştir.

Ishibe ve ark. (2011)'nin presleme ve tabakalama tekniğiyle yüksek altın alaşımı ve zirkonya alt yapılara uygulanan veneer seramiklerin makaslama bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmada, metal alt yapılar üzerine IPS InLine (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile Authentic Pulse (Ceramay, Neu-Ulm, Almanya) tabaka seramikleri ve IPS InLine POM (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile Pulse press-to-metal (Ceramay, Neu-Ulm, Almanya) pres seramiği uygulanmış, zirkonya alt yapılar (LAVA, 3M ESPE, Almanya) üzerine liner uygulandıktan sonra IPS e.maxCeram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile VITA VM9 (VITA Zahnfabrik; Bad Säckingen, Almanya) tabaka seramikleri ve IPS e.maxZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile VITA PM9 (VITA Zahnfabrik; Bad Säckingen, Almanya) pres seramikleri uygulanmıştır. Makaslama bağlantı dayanımı testi sonucunda yüksek altın alaşımli alt yapılarda IPS InLine ve IPS InLine POM grupları diğer Ceramay firmasının veneer seramikleriyle tabakalanan veya preslenen gruplardan daha yüksek bulunmuştur. Zirkonya alt yapılara uygulanan tabakalama ve presleme yöntemlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır. Zirkonya alt yapılara tabakalama teknikleriyle uygulanan IPS e.maxCeram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), VITA VM9

(VITA Zahnfabrik; Bad Säckingen, Almanya) veneer seramiğinden anlamlı olarak düşük bulunmuştur. VITA PM9 pres seramiğinin zirkonya yüzeyine uygulandığı grubun standart sapma değeri (21.34 MPa) ortalama değerden yüksek bulunduğu için (24.30 MPa), bu grup çalışmada kriter dışı bırakılmıştır. Çalışmada materyal kompozisyonlarının ve özelliklerinin, fırınlama ısılarının, soğuma derecelerinin, araştırmacının becerisinin, yüzeydeki porozitelerin ve fabrikasyon işlemlerinin alt yapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantının dayanımını ve kalitesini etkileyebileceğinden bahsedilmiştir. Çalışmamıza göre elde edilen yüksek makaslama bağlantı dayanım değerlerinin nedeni olarak, çalışılan Instron cihazının ucunun hızının 0,5 mm/dk olması düşünülmektedir. Çalışmamızda kullandığımız instron cihazının hızı 1 mm/dk'dır.

Ansong ve ark. (2013)'nın tabaka ve pres seramiklerinin kırılma dayanımlarını araştırdıkları bir diğer çalışmada, yüksek altın alaşımlı alt yapılar üzerine IPS InLine (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile EX-3 Super Porcelain (Noritake Dental Supply Company Ltd, Miyoshi, Japonya) tabaka seramikleri ve IPS InLine POM (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile EX-3 Press (Noritake Dental Supply Company Ltd, Miyoshi, Japonya) pres seramikleri uygulanmıştır. Zirkonya alt yapılar üzerine ise IPS e.maxCeram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile CZR Cerabien (Noritake Dental Supply Company Ltd, Miyoshi, Japonya) tabaka seramikleri ve IPS e.maxZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile CZR Press (Noritake Dental Supply Company Ltd, Miyoshi, Japonya) pres seramikleri uygulanmıştır. Ishibe ve ark. (2011)'nin araştırmasının aksine yüksek altın alaşımlı gruplar arasında anlamlı farklılıklar bulunmamış, zirkonya alt yapıların bulunduğu gruplarda IPS e.maxCeram ile IPS e.maxZirPress arasında ve CZR Cerabien ile CZR Press arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Bu farklılığın nedeni olarak zirkonya alt yapılar üzerine uygulanan veneer seramiklerin altın alaşımlı metal alt yapılar uygulananlara göre düşük kristalin kompozisyonu ve yüksek oranda cam matriks içerdiğinden bahsedilmiştir. Zirkonya alt yapılar uygulanan veneer seramiklerinin dayanımlarının değişkenlik göstermesinin nedeni olarak yapım tekniği, materyal ve üretici firmanın önerileri gösterilmiştir.

Yapılan bir doktora tez çalışmasında; IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapı üzerine, presleme ve tabakalama olmak üzere farklı iki teknikle uygulanan üst yapı porselenlerinin bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmalı olarak incelemiştir. Üst yapı porseleni olarak, IPS e.max Zirpress ve Noritake CZR Pres presleme tekniği; IPS e.maxCeram, Lava Ceram ve Noritake CZR tabakalama tekniği kullanılmıştır. En yüksek bağlanma kuvveti değeri, tabakalama tekniği ile uygulanan Noritake CZR ($27,10 \pm 4,36$ MPa) ile elde edilirken, en düşük değer presleme tekniği ile uygulanan Noritake CZR Pres ($17,06 \pm 5,03$ MPa) ile elde edilmiştir. Diğer presleme tekniği ile uygulanan IPS e.max Zirpress grubu için bağlanma kuvveti değeri $24,58 \pm 11,50$ MPa, tabakalama tekniği ile hazırlanan IPS e.maxCeram grubu için $18,06 \pm 3,49$ MPa ve Lava Ceram grubu için ise bağlanma kuvveti değerleri $22,28 \pm 6,08$ MPa olarak bildirilmiştir (Tanrıku, 2007). Bizim çalışmamızda IPS e.maxCeram veneer seramiğinin IPS e.maxPress alt yapıya bağlanma kuvveti $14,05 \pm 7,4$ MPa, IPS e.maxCAD alt yapıya bağlanma kuvveti ise $12,5 \pm 3,88$ MPa olarak bulunmuştur. Bu çalışmada ise tabakalama tekniği ile hazırlanan IPS e.maxCeram veneer seramiğinin IPS e.max Zirpress alt yapıya bağlanma kuvveti $18,06 \pm 3,49$ MPa olarak bulunmuştur. Bu değerlerin bizim çalışmamızdaki değerlerden yüksek olmasının alt yapı farklılığından ve IPS e.max Zirpress alt yapı ile IPS e.maxCeram üst yapının ısıl genleşme katsayılarının uyumundan kaynaklandığını düşünmekteyiz (IPS e.maxCeram scientific documentation).

Lösitle güçlendirilmiş IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, lityum disilikat ile güçlendirilmiş IPS e.maxPress, IPS e.maxCAD ve zirkonya ile güçlendirilmiş IPS e.max ZirCAD alt yapı materyallerinin, tabakalama veya presleme tekniğiyle uygulanan üç adet veneer seramiği (IPS Empress Esthetic Veneer, IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress) ile olan biaksiyel bükme dayanımının araştırıldığı bir çalışmada, en yüksek değeri $1066,59 \pm 52,11$ MPa ile monolitik olarak hazırlanan 0,8 mm. çaplı IPS e.max ZirCAD örnekler vermiştir. 0,8 mm. çaplı IPS e.maxCAD ve IPS e.maxPress alt yapılar tabakalama tekniği ile uygulanan 0,7 mm. çaplı IPS e.maxCeram veneer seramiği örneklerinin biaksiyel bükme dayanımları sırasıyla $236,56 \pm 34,12$ MPa ve $262,31 \pm 30,39$ MPa olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da IPS e.maxPress alt yapıların IPS e.maxCeram veneer seramiğine bağlantısı IPS e.maxCAD alt yapılar

olan bağlantısından yüksek bulunmuştur. Çalışmada CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat cam seramiklerin ısı ile presleme tekniği ile üretilen lityum disilikat cam seramiklerden daha düşük dayanımı olduğundan bahsedilmiştir. CAD/CAM ile üretilen yapıların mekanik özelliklerinin daha iyi olmayacağından bahsedilmiştir. Gren büyüklüğü, şekil ve porozite gibi diğer faktörlerinde göz önüne alınması gerektiği belirtilmiş ve bu alanda çalışmaların devam etmesi gerektiğinden bahsedilmiştir (Lin ve ark., 2012).

Parsiyel ve tam kristalize edilmiş CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan iki lityum disilikat esaslı cam seramik sistemlerini karşılaştıran bir çalışmada, IPS e.maxCAD (Ivoclar, Vivadent, Lihtenştayn) ve Rosetta SM (Hass, Gangneung, Kore) alt yapıların kırılma dayanımları incelenmiştir. Çalışmada her iki CAD/CAM sistemi de kırılma dayanımı, kristalizasyon şekli ve moleküler kompozisyonları bakımından benzer bulunmuştur. Monolitik yöntemle hazırlanan lityum disilikat cam seramik restorasyonların translüsensi ve morfoloji bakımından alumina ve zirkonya esaslı seramik sistemlerden daha avantajlı olduğu belirtilmiştir. Ayrıca son kristalizasyon işleminin gerçekleşmesi için geçen sürenin 25 dakikayı geçmediği, bunun da zirkonya esaslı sistemlerin frezeleme ve fırınlama işlemlerinde geçen süreye göre (6-8 saat) çok daha düşük olduğu belirtilmiştir. Her ne kadar zirkonya materyalinin kırılma dayanımı lityum disilikat cam seramiğine göre daha fazla olsa da (1000 MPa), uygulanan veneer seramiğinin düşük mekanik özellikleri ve arayüzdeki bağlantıdaki başarısızlık chipping ve kırılma riskini zirkonya esaslı seramik restorasyonlarda arttırmakta olduğundan bahsedilmiştir (Kang ve ark., 2013).

Yüksek translüent özelliği olan itriyum oksit ile stabilize edilmiş monolitik zirkonyum oksit alt yapılar (High translucent Y-TZP Z-CAD[®] ve High translucent Y-TZP NexxZr[®]), IPS e.maxCeram ile veneerlenen Y-TZP alt yapılar (High translucent Y-TZP Z-CAD[®] ve High translucent Y-TZP NexxZr[®]), monolitik lityum disilikat cam seramiği (IPS e.maxPress) ve IPS e.maxCeram ile veneerlenen yüksek dayanımı olan Y-TZP alt yapı materyalinin (Y-TZP NexxZr[®] High Strenght) kırılma dayanımlarının incelendiği bir çalışmada, yüksek translüent özellikli monolitik zirkonya alt yapıların kırılma dayanımları diğer örneklerden yüksek bulunmuştur. IPS e.maxCeram ile

veneerlenen zirkonya alt yapılar, monolitik IPS e.maxPress lityum disilikat kronlara göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir (Johansson ve ark., 2013).

Guess ve ark. (2010)'nın monolitik lityum disilikat cam seramik kronlarla (IPS e.maxCAD), IPS e.maxCeram ile veneerlenen zirkonya alt yapı kronların (IPS e.maxZirCAD) yorgunluk testi sonrası başarısızlık tipi ve dayanıklılıklarının inceledikleri in-vitro çalışmada, monolitik lityum disilikat cam seramik örnekler veneerlenen zirkonya alt yapılara göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Bu sonuç Johansson ve ark. (2013)'nin yaptığı çalışmanın sonuçlarıyla tutarlılık göstermemektedir. Bunun nedeni olarak çalışılan modellerin tasarımlarının aynı olmaması, yorgunluk testi ve yükleme koşulları gibi durumların farklılık gösterdiği belirtilmiştir. Çelişkili sonuçlar nedeniyle bu konudaki çalışmaların daha fazla yapılması gerekliliğinden bahsedilmiştir. Her iki çalışmada da aynı veneer seramiği kullanılmıştır. Bu nedenle çalışmaların sonuçlarındaki farklılıklar kullanılan veneer seramiğinin markasıyla açıklanamamaktadır. Ancak çalışmalarda test edilen zirkonya ve lityum disilikat alt yapı materyalleri farklılık göstermektedir. Materyallerin kompozisyonlarının ve mekanik özelliklerinin değişiklik göstermesi nedeniyle sonuçların farklılık gösterebileceğinden bahsedilmiştir. Bir diğer neden olarak kullanılan veneer seramiğinin kalınlığına değinilmiştir. Johansson ve ark. (2013)'nin yaptığı çalışmadaki veneer seramiği kalınlıkları (1.0 mm.) Guess ve ark. (2010)'nin yaptığı çalışmaya göre (1.0- 1.5 mm.) daha homojen ayarlanmıştır. Çalışmada tüm kopma tipleri kohesiv ve kombine olarak kaydedilmiştir. Bu sonuç bizim çalışmamızla tutarlılık göstermektedir.

IPS e.maxCAD (Ivoclar, Vivadent, Lihtenştayn) ve CEREC 3 (Sirona Dental Systems, Charlotte, Almanya) CAD/CAM sistemleriyle üretilen 62 adet lityum disilikat cam seramik kronların iki yıllık takip sonucu başarı oranlarının değerlendirildiği bir çalışmada, rezin siman ile simante edilen hiçbir kronta kırılma veya yüzeyinde chipping'e rastlanmamıştır. IPS Empress 2 sisteminde üretilen lityum disilikat cam seramiklerinin IPS e.maxPress ve IPS e.maxCAD sistemlerinde üretilen seramikler ile aynı olmadığı, yeni geliştirilen sistemlerde lityum disilikat kristallerinin mikroyapısında ve materyalin temel yapısında önemli değişiklikler olduğu ve böylece IPS e.max lityum

disilikat cam seramiğinin fiziksel özellikleri ve translüensisinin arttırıldığı belirtilmiştir (Fasbinder ve ark., 2013).

Klinik veriler IPS e.maxPress ile üretilen onlelerde (3 sene sonrasında %100) (Guess ve ark., 2009), kronlarda (3 sene sonrasında %96,6) (Etman ve ark., 2010), monolitik inlelerde (4 sene sonrasında %100) (Wolfart ve ark. 2005) ve tam kron destekli sabit köprü protezlerinde (8 sene sonrasında %93) (Wolfart ve ark., 2009) yüksek sağkalım oranı göstermiştir.

IPS e.maxPress ve IPS e.maxCAD lityum disilikat cam seramik sistemlerinin her ikisinde kullanılan materyalin elastikiyet modülleri (95 GPa), sertlikleri (5.8 GPa) ve ısıl genişleme katsayıları ($10.2 - 10.5 \times 10^{-6} /K$) aynı olmasına rağmen dayanıklılık değerleri, kırılma sertlikleri, fırınlama ısıları ve işleme koşulları farklıdır. IPS e.maxPress ingotların dayanıklılık değerleri 400 MPa iken IPS e.maxCAD bloklarda bu değer 360 MPa'dır. IPS e.maxPress ingotların kırılma sertlikleri $2.75 \text{ MPa m}^{1/2}$ iken IPS e.maxCAD bloklarda bu değer $2.25 \text{ MPa m}^{1/2}$ 'dir. IPS e.maxPress ingotların fırınlama ısıları $915-920^{\circ}\text{C}$ iken IPS e.maxCAD bloklarda 840°C 'dir. IPS e.maxPress alt yapılar pres yöntemiyle elde edilirken, IPS e.maxCAD alt yapılar kristalizasyon sürecinden geçerek elde edilir (Guess ve ark., 2011).

Zhang ve ark. (2013)'nin zirkonya, IPS e.maxPress ve IPS e.maxCAD monolitik alt yapıların kenar uyumu ve kırılma dayanımlarını araştırdıkları bir çalışmada, SEM görüntülerinde, eşekslenli ve homojen grenli zirkonya bazlı sermiklere kıyasla, IPS e.maxPress ve IPS e.maxCAD lityum disilikat cam seramikleri %70 iğne şeklinde uzanan bir cam matriks ve %30 eşekslenli iri taneli kristaller içermektedir. IPS e.maxPress grubunda kristaller $4 \mu\text{m}$. uzunlukta, $0.6 \mu\text{m}$. kalınlıkta ve cilalanmış yüzeye paralel bir şekilde hizalanırken, IPS e.maxCAD grubunda kristaller ortalama $1 \mu\text{m}$. uzunlukta, $0.4 \mu\text{m}$. kalınlıkta ve rastgele dizilmiştir. Press grubu örneklerinin kırılma sertlikleri biraz daha fazla bulunmuş, bunun da nedeni olarak gren büyüklüklerinin fazla olması, çatlak oluşumuna karşı dirençlerinin yüksek olacağı belirtilmiştir. Ancak büyük gren kalınlıklarının materyalin iç yapısında meydana gelebilecek hataların daha hızlı ilerlemesine neden olabileceğinden de bahsedilmiştir.

Kim ve ark. (2013)'nın monolitik IPS e.maxCAD lityum disilikat cam seramikleri ve zirkonya alt yapı üzerine preslenen (IPS e.max ZirPress) ve tabakalama tekniği ile uygulanan (IPS e.maxPress) iki farklı veneer seramiklerinin posterior implant restorasyonlarında kırılma dayanımlarını araştırdıkları bir çalışmada, monolitik CAD/CAM lityum disilikat restorasyonların kırılma dayanımları tabakalama tekniği ile elde edilen alt yapı/veneer seramiği grubuna göre daha yüksek bulunmuştur. Bu nedenle CAM/CAM ile elde edilen cam seramiklerin posterior bölgede rahatlıkla kullanılabilineceğinden bahsedilmiştir. Ancak ısı ile presleme yöntemi ile elde edilen alt yapı/veneer seramiği grubunun kırılma dayanımı diğer iki gruptan fazla bulunmuştur. Bunun nedeni olarak ısı ile preslenen zirkonya veneer seramiğinin zirkonya alt yapı ile mükemmel bir bağlantıya sahip olduğu ve her iki materyalin de dirençlerinin fazla olduğu belirtilmiştir. CAD/CAM ile elde edilen cam seramiklerin kırılma dayanımlarındaki standart sapma diğer iki teknikten daha düşük bulunmuştur. Bu sonucun nedeni olarak tabakalama veya presleme yöntemlerindeki teknik hatalar ve CAD/CAM blokların uniform bir yoğunlukta üretici firmanın standartları doğrultusunda elde edildiği belirtilmiştir.

Çalışmamızda farklı yöntemlerle elde edilen iki lityum disilikat cam seramiği ve bir zirkonya esaslı seramik sistemlerinin veneer seramiği ile olan bağlantı dayanımı incelenmiştir. Literatürde cam seramik sistemleri ile zirkonya sistemlerinin araştırıldığı bu tip bir çalışma bulunmamaktadır.

Üst yapı seramiği ile alt yapı materyallerinin bağlantı dayanıklılığını ölçmek için in vitro ortamda çekme, mikroçekme, shear (makaslama) gibi test yöntemleri kullanılmaktadır (Hara ve ark., 2001).

Mikroçekme test yönteminde kullanılan mikrobarları elde etmek amacıyla kırılğan örneklerin kesimi, büyük dikkat ve hassasiyet gerektirmektedir, aksi halde mikrobarlarda beklenmedik çatlaklar meydana gelebilmektedir. Test edilecek materyallerin farklı elastisite modüllerine sahip olması ve örneklerin tabla üzerine paralel yapıştırılamaması, mikrobarlarda homojen olmayan stress dağılımı görülmesine neden olmaktadır (Aboushelib ve ark., 2006). Ayrıca, seramiklerle yapılan testlerde,

seramik bünyesinde oluşabilecek yapısal kusurlar düzensiz stress dağılımı ile sonuçlanarak, erken seramik kopmalarına neden olabilmektedir (Aboushelib ve ark., 2008b). Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan seramiklerden elde edilen küçük örneklerde yapısal hatalar oluşturmamak için oldukça hassas çalışılması gerekmektedir. Makaslama test yönteminde bağlantıyı ayıracak şekilde bıçak sırtı şeklinde bir uç yardımı ile test uygulanmaktadır (Olio, 1993). ISOTR 11405 standardında bu ucun hızının 0,45 ve 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir. Bu test yönteminin başlıca dezavantajı ucun bağlanma yüzeyine en yakın şekilde konumlandırılması gerekliliğidir. Ayrıca yapılan makaslama testlerinin bazı standardizasyon eksikliklerinden dolayı sonuçlarının karşılaştırılmasının güç olması da dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır (Oliveira ve ark., 2009). Makaslama bağlantı dayanımı testinde statik yüklemeler yapılabildiği için, yalnızca materyallerin mikro yapısı ve yüzey koşullarının etkileri değerlendirilmelidir (DeHoff ve ark., 1995).

Örnek hazırlama kolaylığı, güvenilir olması, test protokolünün basit ve uygulanabilir olması gibi avantajları nedeniyle makaslama testleri in vitro araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (McDonough ve ark., 2002; Lassila ve ark., 2007). Bu avantajları nedeniyle çalışmamızda bağlantı dayanıklılığını değerlendirmek için makaslama testi uygulanmıştır.

Makaslama bağlantı dayanıklılık testi sonrası yapılan kopma tipi analizleri, elde edilen bağlanma dayanıklılık değerlerinin ne kadar güvenilir olduğunun değerlendirilmesinde önemli bir yere sahiptir. Yapılan makaslama dayanıklılık çalışmalarının çoğunda başarısızlık tipleri adeziv, koheziv ve kombine kopma şeklinde sınıflandırılmıştır (Hara ve ark., 2001). Literatürde (Aboushelib ve ark., 2008b; Saito ve ark., 2010) makaslama bağlantı dayanıklılığı testi sonucunda kopan örnek yüzeyleri ışık mikroskopuyla incelenmekte ve her gruptan bazı örnekler, detaylı inceleme için SEM kullanılarak değerlendirilmektedir. Çalışmamızın ışık mikroskobu ve SEM analiz sonuçları, koheziv ve kombine kopma tipleri gözlenen literatürdeki (Aboushelib ve ark., 2005; 2006; Fischer ve ark., 2008) diğer çalışmalarla benzerlik göstermiştir. Al-Dohan ve ark. (2004) tarafından Empress 2/Eris, Procera AllZirkon/CZR ve DC-Zirkon/Vita D alt yapı-veneer seramiği bağlantı dayanıklılığının değerlendirildiği çalışmanın

sonuçlarına göre zirkonya alt yapı örneklerde adeziv ve koheziv başarısızlıkların olduğu bildirilmiştir. Dündar ve ark. (2007)'nin çalışmasında ise lösitle güçlendirilmiş seramik, düşük lösitle güçlendirilmiş seramik, cam infiltre alumina ve lityum disilikat alt yapılar üzerine feldspatik ve floroapatit üst yapı seramikleri uygulanarak bağlantı dayanıklılıkları değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre özellikle cam infiltre alumina alt yapı materyali kullanılan örneklerde adeziv kopma gözlenmiştir. Çalışmamızda SEM ile yapılan değerlendirmelerde adeziv başarısızlığa rastlanmamıştır. Makaslama bağlantı dayanıklılığı test yöntemi istenmeyen stres dağılımlarına neden olabileğinden daha çok koheziv ve kombine kopma tiplerinin oluşmasına neden olabilmektedir. Adeziv başarısızlığın görülmemesinin diğer bir sebebi de iki materyalin füzyonu (kaynaşması) ve arayüzeydeki bazı elementlerin birbiri içinde dağılmasıdır (Smith ve ark., 1994).

Alt yapı materyalleri veya veneer seramiklerindeki bazı elementlerin arayüzde dağılması ihtimali veya seramik pişirilmesi esnasında üst yapı yüzeyinde ince bir tabaka cam infiltrasyonu olasılığı, bu sonuca neden olabilmektedir. Her iki durumda da alt yapıya komşu olan camsı tabakada kimyasal bir değişim meydana gelip arayüzün dayanıklılık veya ısıl genleşme katsayısı gibi fiziksel özelliklerinin değişimine neden olabilmektedir (Smith ve ark., 1994).

Aboushelib ve ark. (2005), mikroçekme testlerinde sıklıkla gözlenen kırık tipinin koheziv yapı sergilemesini, yapmış oldukları sonlu eleman analizi ile açıklamıştır. Bu analize göre, mikrobarlara uygulanan 30 N değerinde çekme kuvveti, mikrobarın tablaya yapıştırıldığı zirkonya kısmında 913 MPa, veneer seramik kısmında 77 MPa stres konsantrasyonuna neden olmaktadır. 77 MPa, veneer seramiklerin sahip olduğu ortalama gerilim dayanımına yakın bir değerdir ve iki malzeme arasındaki bağlantı direncinin bu kuvvetten yüksek olması halinde, kopma stresin yoğunlaştığı veneer seramik kısmında meydana gelmektedir. Adeziv başarısızlık tipi ancak bağlantı değeri veneer seramiğin sahip olduğu gerilim direncinden düşük olduğu durumlarda meydana gelebilmektedir. Çalışmamızda yaklaşık 100 MPa bükme direncine sahip veneer seramiklerinin kullanımı (IPS e.maxCeram; 90 MPa, VITA VM9; ≈100 MPa) ve alt yapı olarak kullandığımız materyallerin veneer seramiklerinden yüksek bükme

direncine sahip olmaları (IPS e.maxPress; 400 MPa, IPS e.maxCAD; 360 MPa, zirkonya; ≈ 1000 MPa) koheziv kopmanın gözlenmesini açıklamaktadır.

Materyal özellikleri, hastaya bağlı faktörler, dinamik yükler, restorasyonun geometrisi ve yorgunluk fenomeni gibi birçok durum bir tam seramik restorasyonun klinik başarısızlığını etkiler. Dolayısıyla yapılan in-vitro testler klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Ağız ortamında var olan pek çok etkenin, deney düzeneğine yansıtılamamasına bağlı olarak, yaptığımız makaslama bağlantı dayanımı testinin sonuçlarının değişebileceğini düşünmekteyiz. Bu durumda, henüz metal-seramik bağlanma kuvvetine ulaşmamış tam seramik alt yapı ve veneer seramiği bağlanma kuvvetinin artırılması ve klinik komplikasyonların azaltılması için çalışmaların devam etmesi gerekmektedir. Bununla birlikte, bir tam seramik alt yapı yüzeyine uygulanan kumlama, aşındırma ve dağlama gibi yüzey hazırlık işlemlerinin daha hassas ve kontrollü bir şekilde uygulanması, dayanıklılığı artırılmış veneer seramiklerin geliştirilmesi ve alt yapıların uniform kalınlıkta değil, anatomik formda ve veneer seramiği destekleyecek şekilde hazırlanması veneer kırılma riskini azaltabilir.

Metal alaşımı, zirkonya ve diğer tam seramik alt yapılar ile veneer seramikleri arasında çeşitli makaslama kuvvet dayanımı testi vardır (Aboushelib ve ark., 2006). Bazı çalışmalar presleme ve tabakalama gibi veneerleme tekniklerini karşılaştırmış ve benzer sonuçların yanında farklı sonuçlar da bulmuştur (Venkatachalam ve ark., 2009; Schweitzer ve ark., 2005). Bizim çalışmamızda makaslama kuvvet dayanım testi Fischer ve ark. (2010)'nın uyguladığı metoda göre ayarlanmıştır. Örnek tasarım ve boyutlarının klinik durumu yansıtmaması, nem kontrolü, yorgunluk, alt yapı/veneer seramiği boyutlarının standart olması çalışmamızın limitasyonlarıdır. Gelecekte alt yapı ile veneer materyalleri arasında değişik kombinasyonlarda makaslama bağlantı dayanımı testi yapılmalıdır. Alt yapı materyallerine uygulanan yüzey işlemleri ve farklı termal siklus protokolleri gibi parametrelerle araştırmalar geliştirilmelidir. Ek olarak, değişik makaslama bağlantı dayanım testleri de geliştirilebilir. Bükme ve kırılma dayanımları gibi değişik veneer seramiklerinin mekanik özellikleri ile uygulama metodunun etkisini araştıran ilave çalışmalar yapılabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın amacı; farklı tam seramik alt yapı materyalleri ile veneer seramikleri arasındaki makaslama bağlantı dayanımını incelemek, liner uygulamasının bağlantıya etkisi araştırmak ve kopma tiplerini değerlendirmektir.

Çalışmanın deneysel koşulları çerçevesinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1) Liner uygulaması yapılmamış gruplar değerlendirildiğinde, zirkonya ve IPS e.maxCAD alt yapı materyali uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanıklılığı IPS e.maxPress alt yapı materyali uygulanan gruba göre istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. Zirkonya ile IPS e.maxCAD alt yapı materyali grupları arasında ise makaslama bağlanma dayanıklılığı ortalamaları istatistiksel olarak benzer bulunmuştur.

2) Liner uygulaması yapılmış gruplar arasında makaslama bağlanma dayanıklılığı karşılaştırıldığında istatistiksel anlamlı farklılık bulunamamıştır.

3) Makaslama bağlantı dayanımı testi sonrasında yapılan SEM analizi sonuçlarına göre, tüm gruplarda koheziv ve kombine kopma tipi gözlenmiştir.

4) Alt yapı materyali olarak IPS e.maxPress, IPS e.maxCAD ve zirkonya kullanıldığında yüzey işlemi olarak liner yapılan ve liner yapılmayan gruplar arasında kopma tiplerinin dağılımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir.

Elde ettiğimiz sonuçlar çerçevesinde, çalışmamızda kullanılan alt yapı materyalleri ve liner uygulaması karşılaştırıldığında; liner uygulanmayan gruptaki IPS e.maxPress alt yapı materyali hariç benzer makaslama dayanım değerleri elde edilmiştir. Yüzey işlemi olarak liner uygulamasının makaslama bağlantı dayanımına etkisinin olmadığı gözlenmiştir. Kopma tiplerinin taramalı elektron mikroskobu değerlendirmelerinde koheziv ve kombine kopma tipleri gözlenmiş, adeziv kopma tipine rastlanmamıştır. Adeziv kopma tipinin gözlenmemesi alt yapı materyalleri ile veneer seramikleri arayüzeyinde kaynaşma olduğunun bir sonucudur.

Yaptığımız *in vitro* çalışma sonuçlarının, günümüzde gelişmekte olan tam seramik alt yapı materyallerinin veneer seramiklere olan bağlantısı ile ilgili gelecekte yapılabilecek çalışmalara ışık tutacağı düşünülmektedir. Farklı materyal kompozisyonu ve ısıl genleşme katsayısına sahip seramiklerin, seramik uygulama yöntemlerinin, farklı yüzey işlemlerinin ve farklı bağlantı dayanıklılığı test yöntemlerinin kullanımının sonuçları değiştirebileceği düşünülmektedir. Daha kesin sonuçlara varabilmek için bu konuda daha fazla *in vitro* ve *in vivo* çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. ABOUSHELIB, M.N., DE JAGER, N., PALLAV, P., FEILZER, A.J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent. Mater.* 21: 984-991.
2. ABOUSHELIB, M.N., de KLER, M., van der ZEL, J.M., FEILZER, A.J. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. *Int J Prosthodont.* (2008a). May-Jun; 21(3):237-40.
3. ABOUSHELIB, M.N., KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater.* 2006 Sep; 22(9):857-63. Epub Dec 27.
4. ABOUSHELIB, M.N., KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J. (2008b). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont.* Jul; 17(5):401-8.
5. AKKAYAN, B., CANIKLIOĞLU, M.B. (2001). Tam seramik sistemleri ve olgu sunumları. *Dişhekimliğinde Klinik Dergisi*, 14: 22-28.
6. AL-DOHAN, H.M., YAMAN, P., DENNISON, J.B., RAZZOOG, M.E., LANG, B.R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent.* Apr; 91(4):349-55.
7. AL-SHEHRI, S.A., MOHAMMED, H., WILSON, C.A. (1996). Influence of lamination on the flexure strength of dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent*; 76: 23-28.
8. ANSONG, R., FLINN, B., CHUNG, K.H., MANCL, L., ISHIBE, M., RAIGRODSKI, A.J. (2013). Fracture toughness of heat-pressed and layered ceramics. *J Prosthet Dent.* Apr; 109(4):234-40.
9. ANSTIS, G.R., CHANTIKUL, P., LAWN, B.R., MARSHALL, D.B. (1981). A critical evaluation of indentation technique for measuring fracture toughness: I. Direct crack measurements. *J Am Ceram Soc*; 64:533±8.
10. ANUSAVICE, K.J. (2003). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res.* Dec; 17:43-8.
11. ANUSAVICE, K.J., SHEN, C., VERMOST, B., CHOW, B. (1992). Strengthening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering. *Dent Mater.* May; 8(3):149-52.
12. AYAD, M.F., FAHMY, N.Z., ROSENSTIEL, S.F. (2008). Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent.* Feb; 99(2):123-30.
13. BEHR, M., ROSENTRITT, M., BETTERMANN, K., HANDEL, G. (2006). The influence of electron beam irradiation on the shear bond strength of glass-reinforced frameworks and veneer composites. *J Mater Sci Mater Med.* Jul; 17(7):659-65.
14. BELLI, R., FRANKENBERGER, R., APPELT, A., SCHMITT, J., BARATIERI, L.N., GREIL, P., LOHBAUER, U. (2013). Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater.* Feb; 29(2):181-90.

15. BESIMO, C.E., SPIELMANN, H.P., ROHNER, H.P. (2001). Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*; 4: 243-262.
16. BJÖRKNER, B., BRUZE, M., MÖLLER, H. (1994). High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate. An indication of gold allergy? *Contact Dermatitis*. Mar; 30(3):144-51.
17. BLANK, J.T. (2000). Scientifically based rationale and protocol for use of modern indirect resin inlays and onlays. *J Esthet Dent*. 12(4):195-208. Review.
18. BONFANTE, E.A., COELHO, P.G., GUESS, P.C., THOMPSON, V.P., SILVA, N.R.F.A. (2010). Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. *J. Dent.*, 38: 318-324
19. CASUCCI, A., MAZZITELLI, C., MONTICELLI, F., TOLEDANO, M., OSORIO, R., OSORIO, E., PAPACCHINI, F., FERRARI, M. (2010). Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater*. Aug; 26(8):751-60.
20. CASUCCI, A., OSORIO, E., OSORIO, R., MONTICELLI, F., TOLEDANO, M., MAZZITELLI, C., FERRARI, M. (2009). Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent. Nov*; 37(11):891-7.
21. CATTANI LORENTE, M., SCHERRER, S.S., RICHARD, J., DEMELLAYER, R., AMEZ-DROZ, M., WISKOTT, H.W. (2010). Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dent Mater*. Nov; 26(11):1035-42.
22. CEKIC-NAGAS, I., ERGUN, G., TEZVERGIL, A., VALLITTU, P.K., LASSILA, L.V. (2008). Effect of fiber-reinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. *Dent Mater J. Sep*; 27(5):736-43.
23. Cerec Omnicam Brochure
24. CHADWICK, R.G., MASON, A.G., SHARP, W. (1998). Attempted evaluation of three porcelain repair systems-what are we really testing? *J Oral Rehabil*. Aug; 25(8):610-5.
25. CHAIYABUTR, Y., KOIS, J.C., LEBEAU, D., NUNOKAWA, G. (2011). Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent*. Feb; 105(2):83-90.
26. CHEVALIER, J., OLAGNON, C., FANTOZZI, G. (1999). Subcritical crack propagation in 3Y- TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc*; 82: 3128-3129.
27. CHONG, K.H., CHAI, J., TAKAHASHI, Y., WOZNIAK, W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*. 2002 Mar- Apr; 15(2):183-188.
28. CHRISTEL, P., MEUNIER, A., DORLOT, J.M., CROLET, J.M., WITVOET, J., SEDEL, L., BOUTIN, P. (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci.*; 523:234-56.
29. CHRISTEL, P., MEUNIER, A., HELLER, M., TORRE J.P., PEILLE C.N. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.*; 23: 45-61.
30. CHRISTENSEN, R.P., PLOEGER, B.J. (2010). A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc*. Nov; 141(11):1317-29.

31. CÖMLEKOĞLU, M.E., DÜNDAR, M., OZCAN, M., GÜNGÖR, M.A., GÖKÇE, B., ARTUNÇ, C. (2008). Evaluation of bond strength of various margin ceramics to a zirconia ceramic. *J Dent.* Oct; 36(10):822-7.
32. CONRAD, H.J., SEONG, W.J., PESUN, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* Nov; 98(5):389-404. Review.
33. CRAIG, R.G. (1996). Restorative Dental Materials. 10th Ed. St Louis: Mosby.
34. CURTIS, A.R., WRIGHT, A.J., FLEMING, G.J. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* Mar; 34(3):195-206. Epub 2005 Aug 19.
35. DE JAGER, N., DE KLER, M., VAN DER ZEL, J.M. (2006). The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater.* Mar; 22(3):234-42. Epub 2005 Aug 11.
36. DE JAGER, N., PALLAV, P., FEILZER, A.J. (2005). The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater.* Mar; 21(3):242-51.
37. DEANY, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med.*; 7(2):134-43. Review.
38. DEHOFF, P.H., ANUSAVICE, K.J. (1992). Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs. *J Dent Res.* May; 71(5):1139-44.
39. DEHOFF, PH., ANUSAVICE, KJ., WANG, Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater.* 1995 Mar; 11(2):126-31.
40. DENISSEN, H.W., VAN DER ZEL, J.M., VAN WAAS, M.A. (1999). Measurement of margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*; 12: 395-400.
41. DENRY, I., KELLY, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* Mar; 24(3):299-307. Epub 2007 Jul 19. Review.
42. DENRY, I.L., PEACOCK, J.J., HOLLOWAY, J.A. (2010). Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* Apr; 93(1):236-43.
43. DERAND, P., DERAND, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*; 13: 131-135.
44. DERRIEN, G., LE MENN, G. (1995). Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J Prosthet Dent.* Jul; 74(1):1-7.
45. DRUMMOND, J.L., KING, T.J., BAPNA, M.S., KOPERSKI, R.D. (2000). Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* May; 16(3):226-33.
46. DÜNDAR, M., OZCAN, M., GÖKÇE, B., CÖMLEKOĞLU, E., LEİTE, F., VALANDRO, L.F. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater.* May; 23(5):630-6. Epub 2006 Jul 17.
47. EISENBURGER, M., MACHE, T., BORCHERS, L., STIESCH, M. (2011). Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *Eur J Oral Sci.* Jun; 119(3):253-7.
48. EL ZOHAIRY, A.A., DE GEE, A.J., MOHSEN, M.M., FEILZER, A.J. (2003). Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM

- ceramic and composite blocks. *Dent Mater.* Nov; 19(7):575-83.
49. ESQUIVEL-UPSHAW, J.F., YOUNG, H., JONES, J., YANG, M., ANUSAVICE, K.J. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2008 Mar-Apr; 21(2):155-60.
 50. ETMAN, M.K., WOOLFORD, M.J. (2010). Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *J Prosthet Dent.* Feb; 103(2):80-90.
 51. EVANS, A.G., HEUER, A.H. (1980). Review- transformation toughening in ceramics: martensitic transformation in crack- tip stress fields. *J Am Ceram Soc;* 63: 241-248.
 52. FAIRHURST, C.W., ANUSAVICE, K.J., HASHINGER, D.T., RINGLE, R.D., TWIGGS, S.W. (1980). Thermal expansion of dental alloys and porcelains. *J Biomed Mater Res.* Jul; 14(4):435-46.
 53. FASBINDER, D.J. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent;* 23: 911-6,918.
 54. FASBINDER, D.J., DENNISON, J.B., HEYS, D., NEIVA, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc.* Jun; 141 Suppl 2:10S-4S.
 55. FASBINDER, D.J., DENNISON, J.B., HEYS, D., NEIVA, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc.* Jun; 141 Suppl 2:10S-4S.
 56. FILHO, A.M., VIEIRA, L.C., ARAUJO, E., MONTEIRO JUNIOR, S. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* Mar; 13(1):28-35.
 57. FILSER, F., KOCHER, P., WEIBEL, F., LÜTHY, H., SCHARER, P., GAUCKLER, L.J. (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent;* 4: 89-106.
 58. FISCHER, H., RENTZSCH, W., MARX, R. (2002). R-curve behavior of dental ceramic materials. *J Dent Res.* Aug; 81(8):547-51.
 59. FISCHER, J., GROHMANN, P., STAWARCZYK, B. (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent. Mater. J.,* 27: 448-54.
 60. FISCHER, J., STAWARCZYK, B., SAILER, I., HAMMERLE, C.H. (2010). Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *J Prosthet Dent.* May; 103(5):267-74.
 61. FRADEANI, M., D'AMELIO, M., REDEMAGNI, M., CORRADO, M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int;* 36: 105-13.
 62. FRADEANI, M., REDEMAGNI, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int.* Jul-Aug; 33(7):503-10.
 63. GARVIE, R.C., HANNICK, R.H.J., PASCOE, R.T. (1975). Ceramic steel? *Nature,* 258:703- 04.
 64. GIORDANO, R. (2002). CAD/CAM: An overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc;* 51(1): 12-5.
 65. GIORDANO, R., CIMA, M., POBER, R. (1995). Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont.*

- Jul-Aug; 8(4):311-9.
66. GRABIEC, A., MENG, G., FICHTE, S., BESSLER, W., WAGNER, H., KIRSCHNING, C.J. (2004). Human but not murine toll-like receptor 2 discriminates between tri-palmitoylated and tri-lauroylated peptides. *J Biol Chem.* Nov 12; 279(46):48004-12. Epub 2004 Sep 1.
 67. GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., RINGER, S.P., SWAIN, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater;* 20: 441-448.
 68. GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., SWAIN, M.V., IRONSIDE, J. (2002). Mechanical properties of In Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* Jul-Aug; 15(4):339-46.
 69. GUAZZATO, M., QUACH, L., ALBAKRY, M., SWAIN, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent;* 33: 9-18.
 70. GUAZZATO, M., WALTON, TR., FRANKLIN, W., DAVIS, G., BOHL, C., KLINEBERG, I. (2010) Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J.* Sep; 55(3):306-10.
 71. GUESS, P.C., BONFANTE, E.A., SILVA, N.R., COELHO, P.G., THOMPSON, V.P. (2013). Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater.* Mar; 29(3):307-16.
 72. GUESS, P.C., SCHULTHEIS, S., BONFANTE, E.A., COELHO, P.G., FERENCZ, J.L., SILVA, N.R. (2011). All ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* Apr; 55(2):333-52
 73. GUESS, P.C., STRUB, J.R., STEINHART, N., WOLKEWITZ, M., STAPPERT, C.F. (2009). All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent.* Aug; 37(8):627-37.
 74. GUESS, P.C., ZAVANELLI, R.A., SILVA, N.R., BONFANTE, E.A., COELHO, P.G., THOMPSON, V.P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* Sep-Oct; 23(5):434-42.
 75. GUPTA, T.K., LANGE, F.F., BECHTOLD, J.H. (1978). Effect of stress induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing tetragonal phase. *J Mater Sci;* 13: 1464-1470.
 76. HARA, A.T., PIMENTA, L.A., RODRIGUES, A.L. (2001). Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater.* Mar; 17(2):165-9.
 77. HARA, A.T., PIMENTA, L.A., RODRIGUES, A.L. (2001). Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater.* Mar; 17(2):165-9.
 78. HATTA, M., SHINYA, A., YOKOYAMA, D., GOMI, H., VALLITTU, PK., SHINYA, A. (2011). The effect of surface treatment on bond strength of layering porcelain and hybrid composite bonded to zirconium dioxide ceramics. *J Prosthodont Res.* Jul; 55(3):146-53.
 79. HEYDECKE, G., BUTZ, F., HUSSEIN, A., STRUB, J.R. (2002). Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* Apr; 87(4):438-45.

80. HEYMANN, H.O., BAYNE, S.C., STURDEVANT, J.R., WILDER, A.D., ROBERSON, T.M. (1996). The clinical performance of CAD/CAM generated ceramic inlays. A four year study. *J Am Dent Assoc*; 127: 1171-1181.
81. HEYMANN, H.O., BAYNE, S.C., STURDEVANT, J.R., WILDER, A.D., ROBERSON, T.M. (1996). The clinical performance of CAD/CAM generated ceramic inlays. A four year study. *J Am Dent Assoc*; 127: 1171-1181.
82. Hintze, J. (2001). NCSS and PASS. Number Cruncher Statistical Systems. Kaysville. Utah. www.ncss.com
83. HÖLAND, W., SCHWEIGER, M., FRANK, M., RHEINBERGER, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.*; 53(4):297-303.
84. HÖLAND, W., SCHWEIGER, M., WATZKE, R., PESCHKE, A., KAPPERT, H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*. Nov; 5(6):729-45.
85. International Organization for Standardization. ISO 9693:1999. Metal-ceramic dental restorative systems. Geneva: International Organization for Standardization; 1999. Available at: <http://www.iso.org/iso/store.htm>
86. IPS e.max Scientific Report
87. IPS e.maxCeram scientific documentation
88. ISGRO, G., PALLAV, P., VAN DER ZEL, J.M., FEILZER, A.J. (2003). The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J. Prosthet. Dent.*, 90: 465-473.
89. ISHIBE, M., RAIGRODSKI, AJ., FLINN, BD., CHUNG, K.H., SPIEKERMANN, C., WINTER, R.R. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent*. 2011 Jul; 106(1):29-37.
90. JEONG, S.M., LUDWIG, K., KERN, M. (2002). Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *Int J Prosthodont*. Mar-Apr; 15(2):154-8.
91. JOHANSSON, C., KMET, G., RIVERA, J., LARSSON, C., VULT VON STEYERN, P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand*. 2013 Jul 18.
92. KAMPOSIORA, P., PAPAVALIOU, G., BAYNE, S.C., FELTON, D.A. (1996). Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int*. Oct; 27(10):701-6.
93. KANG, S.H., CHANG, J., SON, H.H. (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod*. Aug; 38(3):134-40.
94. KELLY, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. Apr; 48(2): viii, 513-30. Review.
95. KELLY, J.R., CAMPBELL, S.D., BOWEN, H.K. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1989 Nov; 62(5):536-41.
96. KELLY, J.R., NISHIMURA, I., CAMPBELL, S.D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996 Jan; 75(1):18-32. Review.
97. KIM, H.J., LIM, H.P., PARK, Y.J., VANG, M.S. (2011). Effect of zirconia

- surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent*. May; 105(5):315-22. doi: 10.1016/S0022-3913(11)60060-7.
98. KIM, J.H., LEE, S.J., PARK, J.S., RYU, J.J. (2013). Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent*. Feb; 22(1):66-70.
 99. KOMINE, F, Kobayashi K, Saito A, Fushiki R, Koizumi H, Matsumura H. Shear bond strength between an indirect composite veneering material and zirconia ceramics after thermocycling. *J Oral Sci*. 2009 Dec;51(4):629-34.
 100. KOMINE, F., SAITO, A., KOBAYASHI, K., KOIZUKA, M., KOIZUMI, H., MATSUMURA. H. (2010). Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *J. Oral.Sci.*, 52: 647-652
 101. KOSMAC, T., OBLAK, C., JEVNIKAR, P., FUNDUK, N., MARION, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*; 15: 426-433.
 102. LARSSON, C., VULT VON STEYERN, P., NILNER, K. (2010). A prospective study of implant-supported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results. *Int J Prosthodont*. Jul-Aug; 23(4):364-9.
 103. LASSILA, L.V., TEZVERGIL, A., DYER, S.R., VALLITTU, P.K. (2007). The bond strength of particulate-filler composite to differently oriented fiber-reinforced composite substrate. *J Prosthodont*. Jan-Feb; 16(1):10-7.
 104. LIN, W.S., ERCOLI, C., FENG, C., MORTON, D. (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*. Jul; 21(5):353-62.
 105. LÜHRS, A.K., GUHR, S., GÜNAY, H., GEURTSSEN, W. (2010). Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig*. Apr; 14(2):193-9.
 106. LUTHARDT, R.G., HOLZHÜTER, M., SANDKUHL, O., HEROLD, V., SCHNAPP, J.D., KUHLISCH, E. (2002). et al. Reliability and properties of ground Y- TZP- Zirconia ceramics. *J Dent Res*; 81: 487-491.
 107. LUTHARDT, R.G., HOLZHUTER, M.S., RUDOLPH, H., HEROLD, V., WALTER, M.H. (2004). CAD/CAM- machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*. Sep; 20(7):655-662.
 108. LÜTHY, H., LOEFFEL, O., HAMMERLE, C.H.F. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*; 22: 195-200.
 109. MACKERT, J.R. Jr., EVANS, A.L. (1991). Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J Dent Res*. Feb; 70(2):137-9.
 110. MAGNE, P., BELSER, U. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*. Sep-Oct; 10(5):459-66.
 111. MARQUARDT, P., STRUB, J.R. (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int*. Apr; 37(4):253-9.
 112. MAY, K.B., RUSSELL, M.M., RAZZOOG, M.E., LANG, B.R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*; 80: 394-404.
 113. MCDONOUGH, W.G., ANTONUCCI, J.M., HE, J., SHIMADA, Y., CHIANG,

- M.Y., SCHUMACHER, G.E., et al (2002). A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*; 23(17):3603–8.
114. MCLAREN, E.A. (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*. Mar; 19(3):307-8, 310, 312 passim; quiz 326. Review.
 115. MCLAREN, E.A., WHITE, S.N. (1999). Glass- infiltrated zirconia/ alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 11: 985-994.
 116. MCLEAN, J.W. (1991). The science and art of dental ceramics. *Oper Dent*. Jul-Aug; 16(4):149-56.
 117. MCLEAN, J.W., HUGHES, T.H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119(6):251-67.
 118. MCLEAN, JW. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*. Jan; 85(1):61-6. Review. Erratum in: *J Prosthet Dent* 2001 Apr; 85(4):417.
 119. ODEN, A., ANDERSSON, M., KRYSZEK-ONDRACEK, I., MAGNUSSON, D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*; 80: 450-6.
 120. OILO, M., GJERDET, N.R., TVINNEREIM, H.M. (2008). The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater*. Apr; 24(4):471-5. Epub 2007 Jul 25.
 121. OLIO, G. (1993). Bond Strength testing. What does it mean. *Int. Dent. J*. 43: 492-498.
 122. OLIVEIRA, A.C.C., OSHIMA, H.M.S., MOTA, E.G., GROSSI, M.C. (2009). Influence of chisel width on shear bond strength of composite to enamel. *J. Dent. Sci*. 24: 19-21.
 123. ÖZKURT, Z., KAZAZOĞLU, E., ÜNAL, A. (2010). In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent. Mater. J.*, 29: 138-146
 124. PICONI, C., MACCAURO, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. Jan; 20(1):1-25. Review.
 125. POWERS, J.M., WATAHA, J.C. (2008). Dental materials: Properties and manipulation. 9th Ed. St. Louis. Mosby, Chapter 14
 126. PREIS, V., DOWERK, T., BEHR, M., KOLBECK, C., ROSENTRITT, M. (2013). Influence of cusp inclination and curvature on the in vitro failure and fracture resistance of veneered zirconia crowns. *Clin Oral Investig*. Jul 12.
 127. QUEIROZ, J.R., BENETTI, P., MASSI, M., JUNIOR, LN., DELLA BONA, A. (2012). Effect of multiple firing and silica deposition on the zirconia-porcelain interfacial bond strength. *Dent Mater*. Jul; 28(7):763-8.
 128. RAIGRODSKI, A.J., CHICHE, G.J., POTIKET, N., HOCHSTEDLER, J.L., MOHAMED, S.E., BILLIOT, S., MERCANTE, D.E. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. Oct; 96(4):237-44.
 129. RAUCHS, G., FETT, T., MUNZ, D., OBERACKER, R. (2001). Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂- stabilized zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc*, 21:2229-41.
 130. SAILER, I., PJETURSSON, B.E., ZWAHLEN, M., HAMMERLE, C.H. (2008). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part

- II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun; 18 Suppl 3:86-96. Review. Erratum in: *Clin Oral Implants Res.* Mar; 19(3):326-8.
131. SAITO, A., KOMINE, F., BLATZ, M.B., MATSUMURA, H. (2010). A comparison of bond strengths of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J. Prosthet. Dent.*, 104: 247-257
 132. SCHMITTER, M., MUELLER, D., RUES, S. (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* Feb; 40(2):154-62.
 133. SCHWEIGER, M.H., HÖLAND, W., FRANK, M., DRESCHER, H., RHEINBERGER, V. (1999). IPS Empress II: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quint Dent Technol*; 22: 143-151: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006'.
 134. SCHWEITZER, D.M., GOLDSTEIN, G.R., RICCI, J.L., SILVA, N.R., HITTELMAN, E.L. (2005). Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *J Prosthodont*; 14:239-47.
 135. SCOLARO, J.M., PEREIRA, J.R., DO VALLE, A.L., BONFANTE, G., PEGORARO, L.F. (2007). Comparative study of ceramic-to-metal bonding. *Braz Dent J.*; 18(3):240-3.
 136. SEGHI, R.R., DENRY, I.L., ROSENSTIEL, S.F. (1995). Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent.* Aug; 74(2):145-50.
 137. SHADID, R., SADAQAH, N., ABU-NABA'A, L., AL-OMARI, W. (2013). Porcelain fracture of metal-ceramic tooth-supported and implant-supported restorations: A review. *Open Journal of Stomatology*, 3, 411-418.
 138. SJÖLIN, R., SUNDH, A., BERGMAN, M. (1999). The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*; 2: 197-207.
 139. SMITH, T.B., KELLY, J.R., TESK, J.A. (1994). In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. *J. Prosthodont.* 3: 138-144.
 140. SORENSEN, J.A., KANG, S.K., TORRES, T.J., KNODE, H. (1998). In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc.* Mar; 26(3):207-14.
 141. STAPPERT, C.F., GUESS, P.C., CHITMONGKOLSUK, S., GERDS, T., STRUB, J.R. (2006). Partial coverage restoration systems on molars-comparison of failure load after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil.* Sep; 33(9):698-705.
 142. STUDART, A.R., FILSER, F., KOCHER, P., LÜTHY, H., GAUCKLER, L.J. (2007). Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater.* Jan; 23(1):115-23. Epub 2006 Feb 13.
 143. SUAREZ, M.J., LOZANO, J.F., PAZ SALIDO, M., MARTINEZ, F. (2004). Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* Jan-Feb; 17(1):35-38.
 144. SUNDH, A., SJÖGREN, G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil.* Jul; 31(7):682-8.
 145. SUTTOR, D., BUNKE, K., HOESCHELER, S., HAUPTMANN, H., HERTLEIN, G. (2001). LAVA-the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge

- frameworks. *Int J Comput Dent*; 4: 195-206.
146. SWAIN, M.V. (1989). Toughening mechanisms for ceramics. *Materials Science Forum*; 13: 237-253.
 147. TAN, J.P., SEDERSTROM, D., POLANSKY, J.R., MCLAREN, E.A., WHITE, S.N. (2012). The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent*. Mar; 107(3):163-9.
 148. TANG, X., TAN, Z., NAKAMURA, T., YATANI, H. (2012). Effects of ageing on surface textures of veneering ceramics for zirconia frameworks. *J Dent*. Nov; 40(11):913-20.
 149. TANRIKULU S. Zirkonyum oksit alt yapılar üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması olarak incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul, 2007.
 150. TASKONAK, B., SERTGÖZ, A. (2006). Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater*. Nov; 22(11):1008-13. Epub 2005 Dec 20.
 151. TINSCHERT, J., NATT, G., MAUTSCH, W., AUGTHUN, M., SPIEKERMANN, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*. May-Jun; 14(3):231-8.
 152. TSALOUCHOU, E., CATTELL, M.J., KNOWLES, J.C., PITTAYACHAWAN, P., MCDONALD, A. (2008). Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*. Mar; 24(3):308-18. Epub 2007 Aug 6.
 153. VENKATACHALAM, B., GOLDSTEIN, G.R., PINES, M.S., HITTELMAN, E.L. (2009). Ceramic pressed to metal versus feldspathic porcelain fused to metal: a comparative study of bond strength. *Int J Prosthodont*; 22:94-100.
 154. VITA VM9 working instructions
 155. WAGNER, W.C., CHU, T.M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*. 1996 Aug; 76(2):140-4.
 156. WHITE, S.N., MIKLUS, V.G., MCLAREN, E.A., LANG, L.A., CAPUTO, A.A. (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*. Aug; 94(2):125-31.
 157. WHITE, S.N., ZHAO, X.Y., ZHAOKUN, Y., LI, Z.C. (1995). Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont*. Sep-Oct; 8(5):413-20.
 158. WILDGOOSE, D.G., JOHNSON, A., WINSTANLEY, R.B. (2004). Glass/ceramic/ refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*. Feb; 91(2):136-43.
 159. WOLFART, S., BOHLSSEN, F., WEGNER, S.M., KERN, M. (2005). A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. Nov-Dec; 18(6):497-505.
 160. WOLFART, S., ESCHBACH, S., SCHERRER, S., KERN, M. (2009). Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater*. Sep; 25(9):e63-71.
 161. XIAO-PING, L., JIE-MO, T., YUN-LONG, Z., LING, W. (2002). Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater*. May; 18(3):216-20.
 162. ZEIGHAMI, S., MAHGOLI, H., FARID, F., AZARI, A. (2013). The effect of

- multiple firings on microtensile bond strength of core-veneer zirconia-based all-ceramic restorations. *J Prosthodont.* Jan; 22(1):49-53.
163. ZENG, K., ODEN, A., ROWCLIFFE, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont.* Sep-Oct; 9(5):434-9.
164. ZHANG, Y., SAILER, I., LAWN, BR. (2013). Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* Dec; 41(12):1135-47.