



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İMLANT SİMANLARININ
FARKLI ABUTMENT VE CAD/CAM
MATERYALLERİ ARASINDAKİ
BAĞLANTI DAYANIMI ÜZERİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

NESLİHAN YENİCE

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE

KOCAELİ-2019



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İMLANT SİMANLARININ
FARKLI ABUTMENT VE CAD/CAM
MATERYALLERİ ARASINDAKİ
BAĞLANTI DAYANIMI ÜZERİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

NESLİHAN YENİCE

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE

KOCAELİ-2019

KABUL ve ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

.....

(İmza)

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Neslihan YENİCE'nin hazırladığı "İmplant Simanlarının Farklı Abutment ve CAD/CAM Materyalleri Arasındaki Bağlantı Dayanımı Üzerine Etkilerinin İncelenmesi" başlıklı tez, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Dr. Öğretim Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE _____

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Buket AKALIN EVREN _____

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ _____

Dr. Öğretim Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE _____

Tarih:/.../201...

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun/.../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih:/...../201....

Neslihan YENİCE

.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve klinik tecrübelerini tüm sıcaklığıyla paylaşan ve tez sürecimde bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösterip zamanını ve desteğini esirgemeyen danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgilerinden ve yardımlarından faydalandığım değerli KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim üyeleri sayın Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ, sayın Dr. Öğr. Üyesi Burcu KANAT ERTÜRK ve sayın Dr. Öğr. Üyesi Serdar KILIÇ'a, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Öğretim üyesi sayın Doç. Dr. Fatih Mehmet COŞKUNSES'e, Okan Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim üyesi sayın Doç. Dr. Önjen TAK'a,

Tez sürecimde yardımlarını esirgemeyen KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi sayın Doç. Dr. Neslihan TEKÇE'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince dostluklarını ve her türlü yardımlarını esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Dr. Dt. Zinde GÜDER, Dr. Öğr. Üyesi Kübra DEĞİRMENCİ, Dr. Dt. Adnan Ege KÖSELER, Dr. Dt. Gökçe KAYABAY, Dr. Dt. Ziya SEFERLİ, Arş. Gör. Dt. Begüm KARADEMİR, Arş. Gör. Dt. Sinem BAYRAM ŞAHİN, Arş. Gör. Dt. Sümeyye KOÇ, Arş. Gör. Dt. Burcu DERELİ, Arş. Gör. Dt. Nurcan KAYA, Arş. Gör. Dt. Gülsüm TÜRKMEN, Arş. Gör. Dt. Natig BAYRAMOV, diğer çalışma arkadaşlarım Özlem İRİÇ, Ramazan İRİÇ, Engin YÜCEL, Mustafa CEYLAN ve Sercan YEŞİLKAYALI, Derya ÖZDEMİR, Hamide BAŞTÜRK, Sevgi KAPLAN, Sabit BİRLİKTİR ve Özlem EREN ATAĞLI'ya

Uzmanlık eğitimim süresince ve hayatımın her anında bana destek olan, bu günleri yaşayabilmemdeki en büyük emeği üstlenen, hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan annem Asuman KAVAKLI ve babam Mehmet KAVAKLI'ya, tüm uzmanlık dönemimde sevgisi ve sabrı ile yanımda olan, hem insanlığı hem de yetenekleri ve zekası ile beni kendine hayran bırakan hayattaki can yoldaşım sevgili eşim Samet YENİCE'ye, varlığıyla hayatıma anlam katan canım oğlum Ahmet Selim YENİCE'ye teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

Arş. Gör. Dt. Neslihan YENİCE

İÇİNDEKİLER

Sayfa

| | |
|---|------|
| İç Kapak Sayfası | |
| KABUL ve ONAY | |
| BEYAN | |
| TEŞEKKÜR | |
| TABLOLAR DİZİNİ | x |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | xi |
| RESİMLER DİZİNİ | xii |
| KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ | xiii |
| 1. ÖZET | 1 |
| 2. SUMMARY | 2 |
| 3. GİRİŞ VE AMAÇ | 3 |
| 4. GENEL BİLGİLER | 5 |
| 4.1. Dental Seramikler | 5 |
| 4.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı | 6 |
| 4.2. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması | 8 |
| 4.2.1. Yapısal İçeriklerine Göre Dental Seramiklerin Sınıflandırılması | 8 |
| 4.2.2. Üretim Tekniklerine Göre Dental Seramiklerin Sınıflandırılması | 9 |
| 4.2.2.1. Geleneksel Yöntem | 9 |
| 4.2.2.2. Slip-Cast Yöntemi | 9 |
| 4.2.2.3. Preslenebilir Seramikler | 9 |
| 4.2.2.4. CAD/CAM ile Şekillendirilen Seramikler | 10 |
| 4.2.2.4.1. Feldspatik CAD/CAM Seramik Bloklar | 10 |
| 4.2.2.4.2. Lösit ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar | 12 |

| | |
|--|----|
| 4.2.2.4.3. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar | 13 |
| 4.2.2.4.4. Zirkonya ile Desteklenmiş Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar | 14 |
| 4.2.2.4.5. Cam İnfiltre CAD/CAM Seramik Bloklar | 15 |
| 4.2.2.4.6. Polikristalin Seramikler | 16 |
| 4.2.2.4.6.1. Alümina Bazlı Polikristalin CAD/CAM Seramik Bloklar | 16 |
| 4.2.2.4.6.2. Zirkonya Bazlı Polikristalin CAD/CAM Seramik Bloklar | 16 |
| 4.2.2.4.7. Rezin Nanoseramikler | 19 |
| 4.2.2.4.8. Hibrit Seramikler | 19 |
| 4.2.2.4.9. Rezin Matrikse İlave Zirkonya-Silika Seramikler | 20 |
| 4.3. Dental İmplantlar | 21 |
| 4.3.1. Dental İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kullanılan İmplant Abutmentleri | 21 |
| 4.3.1.1. Titanyum Abutmentler | 21 |
| 4.3.1.1.1. Titanyum Abutmentlerin Kullanımında Karşılaşılabilen Sorunlar | 22 |
| 4.3.1.2. Seramik Abutmentler | 22 |
| 4.3.1.2.1. Alümina Abutmentler | 23 |
| 4.3.1.2.2. Zirkonya Abutmentler | 23 |
| 4.3.1.2.3. Seramik Abutmentlerde CAD/CAM Sisteminin Kullanılması | 24 |
| 4.4. Dental Simanlar | 25 |
| 4.4.1. İmpant Destekli Restorasyonlarda Siman Seçimi | 26 |
| 4.4.2. Rezin Simanlar | 27 |
| 4.4.3. Geçici Simanlar | 28 |
| 4.5. Bağlantı Dayanım Testleri | 29 |
| 4.5.1. Çekme Testi | 29 |
| 4.5.1.1. Mikro Çekme Testi | 30 |
| 4.5.2. Makaslama Testi | 30 |

| | |
|---|-----------|
| 4.5.2.1. Mikro Makaslama Testi | 30 |
| 4.6. Materyal Yüzeyini İncelemede Kullanılan Yöntemler | 31 |
| 4.6.1. Stereomikroskop | 31 |
| 4.6.2. Profilometre | 31 |
| 4.6.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)..... | 31 |
| 4.6.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)..... | 31 |
| 5. GEREÇ VE YÖNTEM..... | 33 |
| 5.1. Titanyum Örneklerin Hazırlanması | 36 |
| 5.2. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması | 36 |
| 5.3. Titanyum ve Zirkonya Örneklerin Akrilik Rezine Gömülmesi..... | 37 |
| 5.4. Seramik Örneklerin Hazırlanması | 38 |
| 5.4.1. Rezin Nanoseramik Örneklerin Hazırlanması | 38 |
| 5.4.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Hazırlanması | 39 |
| 5.4.2.1. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Cam Seramiklerin Sinterlenmesi | 40 |
| 5.4.3. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması | 41 |
| 5.4.3.1. Monolitik Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi | 42 |
| 5.5. Seramik Örneklere Yüzey İşlemleri ve Silan Uygulanması | 43 |
| 5.6. Abutment Materyalleri ile Seramik Örneklerin Simantasyonu | 44 |
| 5.7. Makaslama (shear) Bağlanma Dayanımı Testinin Yapılması | 46 |
| 5.8. Steromikroskop ile Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi..... | 47 |
| 5.9. İstatistiksel Değerlendirme | 47 |
| 6. BULGULAR..... | 48 |
| 6.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması | 48 |
| 6.2. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi | 56 |

| | |
|---------------------------|----|
| 7. TARTIŞMA | 58 |
| 8. SONUÇLAR | 63 |
| 9. KAYNAKLAR | 64 |
| 10. ÖZGEÇMİŞ | 77 |



TABLULAR DİZİNİ

| Tablo | Sayfa |
|---|--------------|
| Tablo 1: Çalışmada Kullanılan Abutment Materyalleri..... | 32 |
| Tablo 2: Çalışmada kullanılan seramik materyaller | 33 |
| Tablo 3: Çalışmada kullanılan simanlar | 33 |
| Tablo 4: Çalışmada Kullanılan Cihazlar..... | 34 |
| Tablo 5: Deney Grupları | 34 |
| Tablo 6: ZLS seramiklerin sinterleme sıcaklık ve süreleri | 40 |
| Tablo 7: Monolitik Zirkonyanın Sinterleme Sıcaklık ve Süreleri | 42 |
| Tablo 8: Test Gruplarının Tek Yönlü Varyans Analizine Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa) | 47 |
| Tablo 9: Titanyum ve zirkonya örneklerine ait ortalama bağlanma dayanımları (MPa) .. | 48 |
| Tablo 10: Kullanılan Abutment Materyaline Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa) | 48 |
| Tablo 11: Multilink Speed ve Premier İmplant Simanına ait makaslama bağlanma dayanımları | 49 |
| Tablo 12: Kullanılan Siman Türüne Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa) | 50 |
| Tablo 13: Kullanılan Üst Yapı Seramiklerine Ait bağlanma dayanımı değerleri (MPa) | 51 |
| Tablo 14: Farklı üst yapı seramiklerinin bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması | 52 |
| Tablo 15: Kullanılan Üst Yapı Seramiğine Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa) | 52 |
| Tablo 16: Premier İmplant Simanı kullanılan gruplarda bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması | 53 |

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil

Sayfa

Şekil 1: Titanyum ve Zirkonya grubu örneklerin bağlanma dayanımı değerleri (MPa) 49

Şekil 2: Multilink Speed ve Premier İmplant Simanı grubu örneklerin bağlanma dayanımı değerleri (MPa)..... 51

Şekil 3: Katana, Lava Ultimate ve Vita Suprinity grubu örneklerin bağlanma dayanımı değerleri (MPa)..... 54



RESİMLER DİZİNİ

| Resim | Sayfa |
|--|-------|
| Resim 1: Dubois Dechemant ve ilk kez porselen dişlerin kullanıldığı protezle..... | 19 |
| Resim 2: Titanyum Disk..... | 51 |
| Resim 3: Titanyum Örneklerin Formu | 51 |
| Resim 4: Monolitik Zirkonya Disk..... | 52 |
| Resim 5: Monolitik Zirkonya Örnekler | 52 |
| Resim 6: Titanyum Örnekler | 53 |
| Resim 7: Zirkonya Örnekler | 53 |
| Resim 8: Lava Ultimate..... | 54 |
| Resim 9: Rezin Nanoseramik Örnekler | 54 |
| Resim 10: Vita Suprinity Seramik Bloklar..... | 55 |
| Resim 11: ZLS Seramik Örnekler | 55 |
| Resim 12: Monolitik Zirkonya Örnekler | 57 |
| Resim 13: Monolitik Zirkonya Örnekler | 57 |
| Resim 14: Monobond N | 59 |
| Resim 15: Multilink Speed Siman..... | 59 |
| Resim 16: Premier İmplant Siman | 60 |
| Resim 17: Simantasyonu Tamamlanan Titanyum Grubu Örnekler | 60 |
| Resim 18: Simantasyonu Tamamlanan Zirkonya Grubu Örnekler | 61 |
| Resim 19: Makaslama Üniversal Test Cihazı..... | 62 |
| Resim 20: Bağlanma Dayanımı Ölçüm Görüntüsü | 62 |
| Resim 21: ZMK Grubuna Ait Miks Başarısızlık..... | 72 |
| Resim 22: ZML Grubuna Ait Adeziv Başarısızlık..... | 72 |
| Resim 23: TMK Grubuna Ait Adeziv Başarısızlık | 73 |
| Resim 24: TMS Grubuna Ait Miks Başarısızlık | 73 |

KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

| | |
|--|--|
| ark. : | Arkadaşları |
| AFM | Atomik Kuvvet Mikroskopi |
| % : | Yüzde |
| µm : | Mikrometre |
| Al₂O₃ : | Alüminyum oksit |
| bis-GMA : | Bisglidil metakrilat |
| CAD : | Bilgisayar destekli tasarım (<i>Computer Aided Design</i>) |
| CAM : | Bilgisayar destekli üretim (<i>Computer Aided Manufacturing</i>) |
| CaO : | Kalsiyum oksit |
| CeO₂ : | Seryum oksit, serik dioksit |
| dk : | Dakika |
| FSZ : | Tam stabilize zirkonya |
| GPa : | Gigapaskal |
| HEMA : | Hidroksietil metakrilat |
| HT : | Yüksek seviye ışık geçirgenlik (<i>High translucent</i>) |
| ISO : | Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (<i>International Organization for Standardization</i>) |
| K₂O-Al₂O₂-6SiO₂ : | Potasyum alüminosilikat |
| K₂O : | Potasyum oksit |
| La₂O₃ : | Lantanyum oksit |
| Li₂O : | Lityum oksit |
| Li₂O₃Si : | Lityum silikat |
| Li₂Si₂O₅ : | Lityum disilikat |

| | |
|--|---|
| MDP : | Metakriloksidetil dihidrojen fosfat |
| MgAl₂O₄ : | Magnezyum alüminyum oksit |
| MgO : | Magnezyum oksit |
| mm : | Milimetre |
| mm² : | Milimetrekaire |
| MPa : | Megapaskal |
| N : | Newton |
| Na₂O : | Sodyum oksit |
| ° : | Derece |
| °C : | Santigrat derece |
| PSZ : | Kısmi stabilize zirkonya |
| SEM : | Taramalı elektron mikroskopu |
| SiO₂ : | Silikon dioksit |
| sn : | Saniye |
| T : | Işık geçirgenlik (<i>Translucent</i>) |
| TiF₄ : | Titanyum tetraflorid |
| TEGDMA : | Trietilen glikol dimetakrilat |
| TZP : | Tetragonal zirkonya poliskristali |
| UDMA : | Üretan dimetakrilat |
| Y₂O₃ : | İtriyum oksit |
| Y-TZP : | İtriyumla stabilize zirkonya |
| ZrO₂ : | Zirkonyum dioksit |
| ZLS : | Zirkonya ile desteklenmiş lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik |

1. ÖZET

İmplant Simanlarının Farklı Abutment ve CAD/CAM Materyalleri Arasındaki Bağlantı Dayanımı Üzerine Etkilerinin İncelenmesi

Bu tez çalışmasının amacı, zirkonya ve titanyum abutmentlar ile farklı CAD/CAM materyallerinin 2 farklı implant simanı ile simantasyonun, makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesidir.

Çalışmada monolitik zirkonya ve titanyum bloklardan her biri 60 adet olacak şekilde (toplam 120) 16x9x2 mm boyutlarında dikdörtgen prizma şeklinde örnekler hazırlandı. Rezin nanoseramik, zirkonyayla desteklenmiş lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik (ZLS) ve zirkonyadan oluşan 3 farklı tip CAD/CAM bloğundan 40'ar adet örnek üretildi. Rezin nanoseramik (Lava Ultimate) ve zirkonya (Katana) blokların simantasyon yüzeyi 110 µm partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ partikülleri ile kumlandı. Zirkonyayla desteklenmiş lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik (Vita Suprinity) yüzeylere ise %9'luk hidroflorik asit uygulaması yapıldı. Üretilen CAD/CAM örnekler, 2 farklı implant simanı (Multilink Speed ve Premier İmplant Simanı) kullanılarak titanyum ve zirkonya örnekler üzerine simante edildi. Simantasyonu takiben örnekler 24 saat boyunca 37 °C'de damıtılmış su içinde depolandı ve sonra universal test cihazında 0,5 mm/dk hızla makaslama testi uygulandı. Elde edilen değerleri Student t-testi, Mann Whitney U, Kruskal Wallis ve All Pairwise testleri kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi (p<0,05). Tüm Multilink Speed simanlarındaki bağlanma dayanımları [17,15 (±5,75)], Premier İmplant simanlarının bağlanma dayanımlarından [10,66 (±3,85)] anlamlı derecede yüksek bulundu. Titanyum [13,77 (±4,64)] ve zirkonya [14,04 (±6,91)] abutment materyalleri arasında bağlanma dayanımları bakımından anlamlı bir farklılık bulunmadı. Üst yapı seramikleri arasında bağlanma dayanımı bakımından anlamlı bir farklılık vardı (p=0,001).

Bu çalışmanın sonuçlarına göre abutment materyal tipinin bağlantı dayanımına etkisinin olmadığı ancak seçilen siman ve üst yapı restorasyonunun bağlantı dayanımı anlamlı olarak etkilediği görülmüştür.

Anahtar kelimeler: Adezyon, CAD/CAM, Makaslama Bağlanma Dayanımı

2. SUMMARY

Investigation of the Effects of Implant Cements on Bond Strength Between Different Abutment and CAD / CAM Materials

The aim of this study is to evaluate the effect of cementation of zirconia and titanium abutments and different CAD / CAM materials with 2 different implant cement on shear bond strength.

In this study, each of 60 monolithic zirconia and titanium blocks (total 120) 16x9x2 mm in the form of rectangular prism samples were prepared. 40 samples were produced from 3 different CAD / CAM blocks consisting of resin nanoceramic, zirconia-supported lithium disilicate-reinforced ceramic (ZLS) and zirconia. The cementation surface of the resin nanoceramic (Lava Ultimate) and zirconia (Katana) blocks was blasted with Al₂O₃ particles having a particle size of 110 µm. Zirconia-reinforced lithium disilicate-reinforced ceramic (Vita Suprinity) surfaces were treated with 9% hydrofluoric acid. The produced CAD/CAM specimens were cemented onto titanium and zirconia specimens using 2 different implant cement (Multilink Speed and Premier Implant Cement). Following cementation, the samples were stored in distilled water at 37 °C for 24 hours, and then shear test was performed on the universal tester at a rate of 0.5 mm/min. The obtained values were statistically evaluated by using Student t-test, Mann Whitney U, Kruskal Wallis and All Pairwise tests ($p < 0.05$). The binding strengths of all Multilink Speed cements [17,15 ($\pm 5,75$)] were found to be significantly higher than those of Premier Implant cements [10,66 ($\pm 3,85$)]. There was no significant difference between titanium [13.77 (± 4.64)] and zirconia [14.04 (± 6.91)] abutment materials in terms of bond strength. There was a significant difference in bond strength between the superstructure ceramics ($p = 0.001$).

According to the results of this study, it was observed that abutment material type had no effect on the bond strength, but the selected cement and superstructure restoration significantly affected the bond strength.

Key words: Adhesion, CAD / CAM, Shear Bond Strength

3. GİRİŞ VE AMAÇ

İmplant destekli sabit protezler diş eksikliklerinin tamamlanması için sıklıkla kullanılan ve birçok durumda altın standart olarak kabul edilen tedavi şeklidir (1).

Titanyum-6-Alüminyum-4-Vanadyum alaşımının mekanik ve fiziksel özellikleri; biyouyumluluk, nispeten düşük maliyet ve bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim ile üretilebilmesidir. Bu avantajlarından dolayı hem geçici hem de daimi implant abutmentlerinde kullanım için iyi bir materyal olarak kabul edilmiştir (2). Bununla birlikte, alaşımın gri rengi, özellikle peri-implant dokularında estetik probleme neden olmaktadır (3). Bu nedenle, daha iyi peri-implant doku estetiği sağlamak için zirkonya abutmentler geliştirilmiştir ancak bu tip abutmentlerde boyun kırığı ve implant ara yüzünde aşınmalara rastlandığı bildirilmiştir (4).

İmplantolojide erken dönem uygulamalarının temel hedefi; dokuların sağlığı ve implantın sağ kalımıdır, son dönemlerde önem kazanan estetik ile hastalar; doğal görünümlü, implant destekli sabit protetik restorasyonlar ile diş eksikliklerinin tedavi edilmesini istemektedirler. Birçok vakada özellikle ince biyotipli veya yüksek gülme hattına sahip hastalarda titanyum abutmentlerde dişeti altından yansıyan metalik renkten dolayı estetik sorunlarla karşılaşmaktadır (5-7).

Yapılacak restorasyon ile ilgili olarak, implant üzerinde kullanılacak dayanak tipi ve protezin üretileceği malzeme açısından çok sayıda alternatif bulunmaktadır (8).

Metal destekli porselen restorasyonlar uzun yıllardır diş hekimliğinde güvenle kullanılıyor olsa da artan estetik beklentiler, metal desteksiz tam seramikler alanındaki gelişmeler ve her geçen gün üstün mekanik/estetik özelliklere sahip materyallerin piyasaya sürülmesi, klinisyenleri bu yeni materyallerin kullanımına teşvik etmektedir (8,9).

Bir tam seramik restorasyondan beklenen en önemli özelliklerden biri, oklüzal kuvvetlere direnç gösterebilecek yeterli mekanik dayanıma sahip olmasıdır. Tam seramik restorasyonların en büyük dezavantajı kırılma eğilimindedir. Aşırı yük altında elastik deformasyon kapasitelerinin sınırlı ve gerilim streslerine dirençlerinin düşük olması kırıklarla sonuçlanmaktadır (10). Diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, dayanıklılık, gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilite gösteren zirkonya, tam seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır (11,12).

Bu çalışma, 2 farklı implant simanı kullanılarak, zirkon ve titanyum abutmentlar ile farklı seramik CAD/CAM materyalleri arasındaki makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi amacıyla yapılmıştır.

Çalışmamızda oluşturulan hipotezlerimiz:

- I. Kullanılan iki farklı rezin içerikli implant simanı, abutment-üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanımında önemli bir farklılık oluşturmayacaktır.
- II. Kullanılan titanyum ve zirkonya abutment materyalleri arasında bağlanma dayanımı bakımından anlamlı farklılık olmayacaktır.
- III. Aynı siman ile simante edilen örnek grupları arasındaki bağlanma dayanımı değerlendirdiğinde, kullanılan farklı üst yapı seramikleri arasında anlamlı fark olmayacaktır.

4. GENEL BİLGİLER

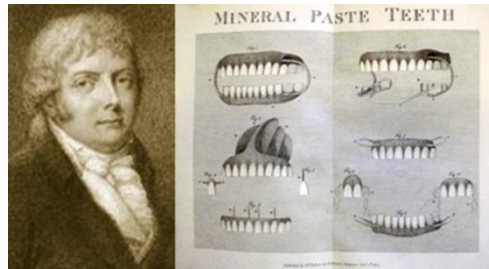
4.1. Dental Seramikler

Seramik sözcüğü, Yunanca ‘keramos’ sözcüğünden köken almış olup topraktaki killerin pişirilmesinden oluştuğu için ‘yanmış toprak’ anlamına gelmektedir ve dilimize Fransızcadan ‘seramik’ olarak geçmiştir (13).

Camın keşfinin, bir orman yangınının silika kumsalı yatağına ulaşması ile gerçekleştiği düşünülmektedir. Çek Cumhuriyeti’nde M.Ö. 23.000’lere dayanan kil esaslı seramik objeler bulunmuştur. Rusya’da yerleşik topluluklarca üretilmiş seramik eşyaların tarihi M.Ö. 6.000-7.000 yıllarına dayanmaktadır. Gelişmiş porselen ilk olarak M.S. 1.000 yıllarında Çin’de kullanılmaya başlanmıştır (14).

Porselen, İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen ‘porcellana’ kelimesinden türetilmiştir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır (15). ‘Dental seramikler’ ifadesi daha geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, ‘dental porselenler’ deyimini alt gruplardan birini ifade etmektedir (16).

Seramik diş hekimliğinde ilk kez 1723’de Pierre Fauchard tarafından kullanılacağı düşünülmüştür. Seramik diş hekimliğinde ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau, fildişinden yapılan yapay dişlerin renklenmesi, sıvı absorbe etmeleri gibi dezavantajlarından dolayı kendisi için ürettirdiği tam protezde, seramik yapay dişler kullanmıştır. 1788 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau’nun yöntemini geliştirmiş ve ilk seramik dişler için patent almıştır (17).



Resim 1: Dubois Dechemant ve ilk kez porselen dişlerin kullanıldığı protezle

Dental porselenlerin en büyük dezavantajları kırılğan olmaları ve düşük gerilme dayanıklılığına sahip olmalarıdır. Porselenin dayanıklılığını arttırmak, kırılğanlığını azaltmak amacıyla metal alt yapı kullanılması sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Ancak metal alt yapının diş eti mukozasından yansması gibi estetik sorunları ve metal alerjisi gibi biyolojik komplikasyonlardan dolayı metal desteksiz tam seramik restorasyonların gelişimini hızlandırmıştır (18-21).

John McLean ve arkadaşlarının 1965’de alüminöz porseleni tanıtımlarıyla başlayan bu süreçte, günümüze kadar onlarca farklı materyal geliştirilmiştir (8).

Bu sistemler arasında alüminöz seramikler, lösit içeren seramikler, büzülmeyen altyapılı seramikler, dökülebilir cam seramikler, yüksek dayanıklılıkta cam infiltre edilmiş altyapılı seramikleri sayılabilir. (19). Bunların yanında bilgisayar destekli dizayn-bilgisayar destekli yapım “computer aid design-computer aid machined” (CAD-CAM) seramikleri, kopya freze tekniğinde kullanılan hazır seramik bloklar da geliştirilmiştir (20).

Kullanım alanları 1990’ların başında; endodontik postlar, implant ve implant dayanakları, ortodontik braketler, kronlar için altyapı materyali ve sabit bölümlü protez altyapılarına kadar genişletmiştir Var olan ve gelişmekte olan farklı materyaller klinisyenleri, hangi materyali hangi vakada seçmeleri gerektiği konusunda zorlamaktadır.

4.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramiklerin temel yapısını oluşturan yapılar şunlardır:

- Feldspar (potasyum ve sodyum alüminosilikat) ($K_2O-Al_2O_2-6SiO_2$)
- Kuartz (silika) (SiO_2)
- Kaolin (hidrate alüminosilikat) ($Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$).

Feldspar ($K_2O-Al_2O_2-6SiO_2$)

Seramikte ana yapının en az %60’ını oluşturan ve doğal translusensliği sağlayan maddedir. İçeriğini esas olarak sodyum, potasyum ve kalsiyum silikatlar oluşturur. Isıya daha dayanıklı bileşenleri bir arada tutarak camlaşmış bir birleştiricilik görevi yapar. 1530 °C’de eriyen feldspar, 1250-1300 °C ısı aralığında eridiğinde sodyum ve potasyum oksit alkalileri, silika ve alümina ile birleşip sodyum veya potasyum alüminosilikat oluşur (21).

Kuartz (SiO₂)

Silika yapısındaki kuartz dental seramik yapısı içine doldurucu ve desteklik görevi yapar, dayanıklılığı artırır. Yüksek ısılarda seramiklerin stabilitelerini korumasına yardımcı olur. Ayrıca büzülme ve termal genişleme katsayısını kontrol eder. Porselen yapısı içindeki oranı %10-30 arasındadır. Oran artarsa seramiğin büzülmesi ve ışık geçirgenliğini azalır (22).

Kaolin (Al₂O₃-2SiO₂-2H₂O)

Porselen yapısı içerisinde %1-5 oranında bulunur. Yapışkan yapısı sayesinde kuartz ve feldspat arasında bağlayıcı olarak rol oynar. Bu özelliğiyle porselenin modelajına da yardımcı olur. Erime derecesi oldukça yüksektir ve opak yapıdadır. Isıya oldukça dayanıklı olan kaolin; bileşimdeki oranı arttıkça seramiğe opaklık vermesi nedeniyle yüzdesi sınırlı olmalıdır (23). Dental porselenin diğer tip porselenlere göre en önemli farklarından biri de bileşimindeki kaolin miktarının daha az olmasıdır.

Bu bileşenlerin yapı içindeki oranı porselenin fiziksel ve estetik özelliklerini doğrudan etkilemektedir. Bu üç ana bileşen dışında, akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklık veya translusenslik özelliğini geliştiren çeşitli ajanlarda porselen yapıya eklenebilmektedir (24).

Bu bileşenlerin yapı içindeki oranı porselenin fiziksel ve estetik özelliklerini doğrudan etkilemektedir. Bu üç ana bileşen dışında, akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklık veya translusenslik özelliğini geliştiren çeşitli ajanlarda porselen yapıya eklenebilmektedir (24).

2015 yılında Gracis ve ark. dental seramikler ve seramik benzeri materyaller için yaptığı sınıflama, yapısal içeriklerine göre düzenlenmiş olup, piyasadaki tüm seramikleri içeren en güncel sınıflamadır (8).

4.2. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler; kullanım alanları, kompozisyonları, üretim metotları, fırınlama ısıları, mikro yapıları, translusens özellikleri ve kırılma dayanımları gibi birçok başlık altında sınıflandırılabilirler (8,23).

4.2.1. Yapısal İçeriklerine Göre Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

2015 yılında Gracis ve ark. tarafından yapılan sınıflamada, seramikler ve seramik benzeri restoratif materyaller yapısal içeriklerine göre 3 ana grupta sınıflandırılmaktadır (8);

1) Cam-matriks seramikler

- Feldspatik seramikler
- Sentetik seramikler
- Cam infiltre seramikler

2) Polikristalin seramikler

- Alümina seramikler
- Stabilize zirkonya seramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramikler
- Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya seramikler

3) Rezin-matriks seramikler

- Rezin Nanoseramik
- Rezin Matrikse İlave Cam Seramik
- Rezin Matrikse İlave Zirkonya-Silika Seramik

4.2.2. Üretim Tekniklerine Göre Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

4.2.2.1. Geleneksel Yöntem

Cam veya cam-kristal karışımından oluşan seramik tozu, üretici firmalar tarafından sağlanan özel bir likit ile karıştırılmaktadır. Kondenzasyon sırasında açığa çıkan hava ve su, elle ya da vibrasyonla uzaklaştırılmalıdır. Üretim sırasında vakumlu fırınların kullanılması hem artan havayı uzaklaştırmakta hem de seramiğin estetiğini ve yoğunluğunu geliştirmektedir. Restorasyonların elle şekillendirilmesi sıklıkla hava boşluğuna neden olmaktadır. Bu nedenle dental seramistin deneyimi, fırınlama süreci ve çevre koşulları yöntemin başarısını etkilemektedir (25).

4.2.2.2. Slip-Cast Yöntemi

Bu yöntem diş hekimliğinde ilk kez Michael Sadoun tarafından 1986 yılında tanıtılmıştır. Alümina kristallerinin su içerisindeki süspansiyonuna 'slip' adı verilmektedir. Bu slip, özel ısıya dayanıklı day alçısı üzerine sürülüp fırınlanır. Bu olaya 'slip-casting' denilmektedir. Fırınlama işlemi, özel fırında 1120 °C'de 10 saat sürer. Bu fazın son aşamasında çok yoğun bir alümina tabakası oluşmaktadır. Alümina tabakasında bulunan yoğun alümina partikülleri oldukça pöröz bir yapı oluşturmaktadır. İkinci fazda, yüksek dirençli kor yapısına ulaşmak için poröz yapıdaki alümina tabakası içine eritilen lantanyum cam ($La_2O_3-Al_2O_3-B_2O_3-SiO_2$) nüfuz eder ve ince grenli alümina partiküllerini sarar ve böylece cam infiltrasyonu yapılmış olur. Fırınlama esnasında erimiş cam partiküller arasındaki gözenekleri doldurur ve dayanımı yüksek seramikler elde edilir. (26).

4.2.2.3. Preslenebilir Seramikler

Tam seramiklerde homojen yapıya ulaşmak ve pörözite oluşumunu engellemek için, mum uçurma tekniğiyle oluşturulmuş restorasyon boşluğuna, önceden hazırlanmış feldspatik esaslı lösit ya da lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik ingotların ısı ve basınç altında preslenmesinden elde edilmektedir. Bu sistemde restorasyonlar yüzey boyaması ve tabakalama tekniği olmak üzere iki şekilde bitirilebilmektedir (27).

4.2.2.4. CAD/CAM ile Şekillendirilen Seramikler

İnley, onley, kron ve veneer gibi restorasyonlar, blok formundaki çeşitli materyaller kullanılarak üretilebilir. Blokları elde etmek için, seramik tozlarının içerisine bir bağlayıcı eklenir, kalıba yerleştirilir ve preslenir. Bağlayıcı tozu bir arada tutmaya yardımcı olur, böylece preslemeden sonra şekil korunur. Bloklar daha sonra bağlayıcıyı çıkarmak için bir fırına transfer edilir. Bloklardan frezelenmiş restorasyonlar, standart üretim süreci sayesinde geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlara kıyasla daha fazla yoğunluğa ve daha iyi mekanik özelliklere sahiptir.

Geleneksel üretim tekniklerinde görülen homojenite, mikropörözite ve yüksek ısıdaki fırınlama işlemleri sonrası oluşan boyutsal problemler, CAD/CAM sisteminde restorasyonlarda kullanılan bloklarında elimine edilmiştir. Ayrıca, laboratuvar uygulamalarının kısalması ile avantaj sağlamaktadır (28).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan blok materyalleri restorasyonun ağızda kullanılacağı bölgeye, hastanın beklentilerine, sosyo-ekonomik durumuna ve hekimin tercihinine göre değişkenlik gösterir.

Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir (20);

1. Feldspatik CAD/CAM seramik bloklar
2. Lösitle güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar
3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar
4. Zirkonya ile desteklenmiş lityum disilikat ile güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar
5. Cam infiltre CAD/CAM seramik bloklar
6. Polikristalin seramikler
 - Alümina bazlı CAD/CAM seramik bloklar
 - Zirkonya bazlı CAD/CAM seramik bloklar,
7. Rezin nanoseramik bloklar
8. Hibrit seramik bloklar
9. Rezin matrikse ilave zirkonya-silika seramik bloklar

4.2.2.4.1. Feldspatik CAD/CAM Seramik Bloklar

Feldspatik CAD/CAM seramik bloklar diş hekimliğinde inley üretimi için kullanılan ilk bloklardır (29). Cam matris içerisinde %30-35 oranında ve 3-4 µm boyutlarında feldspar partikülleri bulunmaktadır. Kırılma dayanımları ortalama 150 MPa, elastik modülleri 45-63 Gpa'dır (30). Partiküllerin ince olması, sıkıştırılabilirliğini arttırdığı için, CAD/CAM bloklarının özelliği olan boşluksuz '*porefree*' yapılar ortaya çıkmıştır.

Vita Mark I (Vita Zahnfabrik, Almanya) 1985 yılında piyasaya sürülen, ince grenli bir feldspatik porselendir. CEREC sistemi ile kullanılmaktadır. Fiziksel dayanıklılık ve aşınma özellikleri bakımından metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselen ile benzerlik göstermektedir. Kırılma dayanımları 120 MPa'dır. Otto ve De Nisco tarafından 2002 yılında, Vita Mark I kullanılarak yapılan 10 yıllık prospektif çalışmada %90,4 gibi çok yüksek bir başarı oranı tespit edilmiştir (31). 2006 yılında Christensen ve ark. tarafından yapılan çalışmada ise %36'lık bir başarısızlık rapor edilmiştir (32).

Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Almanya) 1991 yılında CEREC sistemi için özel olarak tanıtılmıştır. Vita Mark I'e göre kıyasla daha ince grenlidir (4 µm) ve buna bağlı olarak bükülme dayanımı (glaze sonrası 160 MPa) arttırılmıştır (20). Bu bloklar geleneksel feldspatik seramiklere benzer materyallerden yapılır ancak ekstrüzyonla kalıplama (*extrusion moulding*) olarak bilinen plastize edilmiş seramiğe şekil vermek amacıyla preslenmesi yöntemiyle üretilir (33). Zimmer ve ark. tarafından 2008 yılında yapılan çalışmada bu blokların 10 yıllık sağ kalım oranları %83 olarak bildirilmiştir (34). Birçok renk seçeneği olmasına rağmen bu bloklar monokromatiktir.

Vita Triluxe, Triluxe Forte, RealLife (Vita Zahnfabrik, Almanya), benzer yapısal özelliklere sahip olup, sırasıyla 3, 4 ve 6 farklı renk tabakasına sahip polikromatik bloklardır. Bu özellikleri sayesinde doğal diş dokusunu taklit edebilirler (35). Bükülme dayanımları 155±15 MPa'dır.

CEREC blok (Sirona, Almanya) 2007 yılında tanıtılmıştır ve yapısal özellikleri Vita Mark II'ye benzerdir. Translüsent (T), medium (M) ve opak (O) olarak, üç renk doygunluğu derecesine sahip altı farklı CEREC bloğu bulunmaktadır (36). Polikromatik bloklar (CEREC Blok PC), doğal dişin ışık geçirme özelliklerini kopyalayarak restorasyon ve doğal dentisyonun uyum içinde olması sağlanmaktadır (37). 120 MPa bükülme dayanımına sahiptir ve mine benzeri aşınma özellikleri vardır (38).

Bu blokların endikasyonları inley, onlay, laminate veneer, parsiyel kron ve ön-arka bölge tek kronudur (8). Hidroflorik asitle pürüzlendirme, cam içeriklerinin fazla olması nedeniyle çok etkilidir ve oksit seramiklere kıyasla adeziv simantasyonda daha başarılı sonuçlar verirler (39).

4.2.2.4.2. Lösit ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar

Lösit esaslı cam seramiklerin geliştirilmesi ilk olarak 1995 yılında W. Höland ve ark. tarafından cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemiyle gösterilmiştir (40).

Yapılarında %68 kuartz ve %18 oranında alüminyum oksit bulunmaktadır. Cam matriksin hacimce %35-40 kadarını 5-10 µm büyüklüğündeki lösit kristalleri oluşturur. Materyalin ışık geçirgenlik özelliği ve aşındırma etkisi mineye benzer (41).

Lösit kristalleri, yapıda bulunan çatlakların büyümesini engelleyen sağlam bir bariyer görevi üstlenir. Bunun nedeni, yapı içinde %40 oranında bulunan lösit

kristallerinin genleşme katsayısının içinde bulunduğu cam matriksten daha fazla olmasıdır (12).

2010 yılında Naves ve ark.larının lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere farklı sürelerde %10 hidroflorik asit uygulanarak rezin ile bağlantı dayanımını incelediği çalışmada artmış asitleme süresinin bağlanma dayanımını düşürdüğünü görülmüştür (42).

2007 yılında yapılan çalışmada Er:YAG lazer uygulamanın bağlanma dayanım kuvveti hidroflorik asit ile benzer bulunmuştur (43).

ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), CEREC inLAB ile kullanılmak üzere 1998 yılında tanıtılmıştır. Yapısal olarak IPS Empress'e benzeyen, %40 oranında lösit ile güçlendirilmiş seramiktir. Bükülme dayanımı 160 MPa'dır. 2009 yılında yapılan 5 yıllık prospektif çalışmada parsiyel kronların sağ kalım oranı %97 olarak bildirilmiştir (44). Endikasyonları inley,onley, veneer ve kronlardır.

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), ProCAD'e alternatif olarak 2006 yılında tanıtılmıştır. İkisinin temel farkı üretim işlemini optimize edip, frezleme hasarını azaltmak için ProCAD'e kıyasla daha ince partikül büyüklüğüne sahip (1-5 µm) %45 oranında lösit içeriğine sahip olmasıdır (25). Bükülme dayanımı 160 MPa'dır. 2008 yılında yapılan bir çalışmada inley ve onleylerin 6 yıllık sağ kalımları %96,9 olarak belirtilmiştir (45). Blokların translüsensi derecelerine göre 3 farklı çeşidi vardır. Endikasyonları inley/onley, veneer ve arka bölge kronlardır.

4.2.2.4.3. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar

Lityum disilikat cam seramiklerde, lösit cam seramiklere kıyasla %70 oranında kristal içeriği bulunmaktadır. İğneye benzeyen 1,5 µm boyutlarındaki lityum disilikat kristalleri, lityum ortofosfat (Li_3PO_4) camsı matrikse entegre olurlar. Kristaller bir araya gelerek bir ağ oluşturur ve materyalin dayanıklılığını arttırırlar.

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ismiyle 2006 yılında piyasa çıkarılan ürün iki aşamalı kristalizasyon sürecinden geçen mavi seramik bloklardır. İlk aşama, hacimce yaklaşık %40 oranında ve 0,2-1 µm boyutunda lityum meta-silikat kristalleri (Li_2SiO_3) içeren ara kristalleşme fazı olarak adlandırılır. Bu faz, aşırı frez aşınması olmadan daha kolay milleme yapılabilmesini sağlar ve seramiğe direnç kazandırır. Bu formda seramik 130-150 MPa aralığında bükülme dayanımına sahiptir. İkinci olarak ısıl işlem aşamasında, meta-silikat faz tamamen çözülür ve lityum disilikat

kristalleşir. Isıl işlem bir porselen fırınında yaklaşık 840-850 °C'de gerçekleşir. Bu üretim sürecinin sonunda, hacimce %70 oranında ince 1,5 µm gren yapılı lityum disilikat kristali içeren cam matriks oluşur. Materyal rengi maviden sonuç rengine dönüşür ve dayanımı 360 MPa olur (46,47).

Bloklar karakterizasyon sağlanarak monolitik olarak kullanılabilirler. Karakterizasyon boyama yapılarak sağlanabileceği gibi cut-back tekniği ile uygun bir veneer materyali (örn: IPS e.max Ceram) kullanılarak da yapılabilir (48). Zirkonyum altyapı üzerine cad-on tekniğiyle uygulanarak uzun köprülerde de kullanılabilir.

Farklı translüsensi değerlerine sahip lityum disilikat CAD blokları mevcuttur. Yüksek ışık geçirgenliği olan bloklar, çevre dokuların rengini absorbe etme özellikleri nedeniyle, inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılabilir. Renklenmiş dişlerin tedavisinde, tabakalama tekniğiyle multi blokların kullanımı uygundur (49).

Endikasyonları: 0,4 mm'lik lamina , oklüzal veneer, inley/onley, kron, üç üye köprü (2. küçük azının önü), veneer materyali olarak uzun köprülerde (CAD-on), implant üstü kron, hibrit abutment, hibrit abutment kron'dur.

2010 yılında yapılan ve Empress, ProcCAD ve E.max materyellerinin karşılaştırıldığı çalışmada E.max CAD'in kırılma dayanımının diğerlerine göre önemli ölçüde daha yüksek olduğu gösterilmiştir (50).

Hidroflorik asitle pürüzlendirme sonrası silan uygulamasının çekme dayanımı önemli ölçüde arttırdığı rapor edilmiştir (51).

4.2.2.4.4. Zirkonya ile Desteklenmiş Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler, mekanik açıdan geliştirilerek, zirkonya ile desteklenmiş lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (ZLS) bloklar üretilmiştir.

Yaklaşık %10 oranında zirkonya ile güçlendirilmiştir. Zirkonyum ve cam seramiklerin pozitif özellikleri birleştirilmiştir. Yapısında 0,50-7µm boyutlarda lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri vardır. Oluşan kristaller, lityum disilikat kristallerden 4 ile 8 kat daha küçüktür.

Vita Suprinity adıyla ilk olarak 2013 yılında piyasaya sunulmuştur. Üretici firma materyalin endikasyonlarını kronlar, implant üst restorasyonlar, veneerler, inley ve onleyler olarak belirtmiştir. Materyalin kristal boyutu yaklaşık 0,5 µm sahip olması estetik özelliklerini arttırmıştır. Bu bloklar, frezeleme kolay yapılabildiği için prekristalize yapıdadır. Frezeleme işleminden sonra 840 °C'de 8 dk fırınlanır. Frezelemeden sonra kırılma dayanımı 210 MPa iken kristalleşme sonrası kırılma dayanımı 420 MPa'a ulaşır (52). Materyal monolitik olarak tek tabakalı ya da altyapı materyali olarak kullanılabilir. Veneerleme materyali olarak feldspatik seramik olan Vita VM11 önerilmektedir (53). T ve HT olmak üzere iki çeşit blok mevcuttur.

Celtra Duo ismiyle Dentsply firması (Dentsply, Konstanz, Almanya) 2014 yılında bir ürün piyasaya sürmüştür. Tam sinterize bloktur, kristalize olmuş formu frezelenildiği için işlendikten hemen sonra cilalanıp simante edilebilir. 370 MPa bükülme dayanımı vardır. HT ve LT olmak üzere iki farklı ışık geçirgenliğine sahiptir. HT blok inley, LT blok kronlar için önerilir. Endikasyonları inley/onley, veneer, kron, ön bölge köprü, hibrit abutment (ti-base)'tir.

2015 yılında çeşitli materyallerin translüensi değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, cam seramiklerle karşılaştırıldığında, ZLS seramikler daha opak bir yapı gösterirken, konvansiyonel lityum disilikat seramiklere göre daha yüksek translüensi göstermişlerdir (54).

Elsaka ve ark.larının 2016 yılında ZLS ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin mekanik özelliklerini karşılaştırdığı çalışmada ve ZLS seramikleri daha üstün bulmuştur (55).

2016 yılında Ramos ve ark. tarafından yapılan mekanik özelliklerin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada da; ZLS ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler arasında anlamlı fark bulamazken; seramik infiltre polimer ve feldspatik seramiklere kıyasla daha iyi mekanik davranışlar gösterdiği bildirmiştir (56)

4.2.2.4.5. Cam İnfiltre CAD/CAM Seramik Bloklar

Cam infiltre seramikler, slip-cast tekniğiyle üretilirken 1993 yılından bu yana CAD/CAM ile de üretilmektedir. Bloklar, seramik tozunun bir kalıp içerisine kuru preslenmesi ve açık gözenekli mikro yapı sağlanana kadar sıkıştırılması ile üretilir. Daha sonra ısıl işleme tabi tutulur ve kısmi sinterizasyon yapılır.

Yarı sinterize bloklardan millenen restorasyona, erimiş lanthan oksit cam infiltrasyonu yapılarak pörözlü yapı ortadan kaldırılır (57,58). Slip-cast tekniği ile kıyaslandığında bloklarda makro pöröz sayısı daha az olduğu için daha homojendir (59).

Bu bloklar In-Ceram Spinell, In-Ceram Alümina ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3'e ayrılır.

In-Ceram Spinell cam infiltre seramik grubunda en fazla ışık geçirgenliğine sahip olan materyaldir. Bükülme dayanımı In-Ceram Alümina materyaline kıyasla %25 daha düşüktür (60) ve In-Ceram alüminanın yüksek opasitesi nedeniyle kullanılmadığı ön bölge kronlarda kullanılabilirler (61). 2002 yılında yapılan bir çalışmada, In-Ceram Alümina %97 sağ kalım oranı göstermişken, In-Ceram Spinell'in sağ kalımı %100 olarak bulunmuştur (60).

In-Ceram Alümina 1989 yılında yüksek oranda sinterlenmiş pöröz alümina altyapı materyaline, cam infiltrasyonu ile elde edilmiştir. Kronlarda ve üç üyeli ön bölge köprülerde altyapı materyali olarak kullanılır (8).

In-Ceram Zirconia, yapısına %33 oranında seryum stabilize zirkonyum ilave edilerek piyasaya sürülmüştür. 2 saat süreyle 1100 °C'de sinterlendikten sonra cam infiltrasyonu yapılarak üretilir (8). Endikasyonları tek kron ve 3 üyeye kadar köprülerdir.

4.2.2.4.6. Polikristalin Seramikler

Yoğun kristal yapıları nedeniyle alümina ve zirkonya gibi polikristalin seramikler üstün mekanik özellikler göstermekte ve bu durum kırık oluşumunu azaltmaktadır. Polikristalin seramikler camsı yapı içermedikleri için opak yapıdadırlar. Bu nedenle, kron ve köprü alt yapısı olarak frezelenmesi sonrasında veneerlenmesi önerilir (62).

4.2.2.4.6.1. Alümina Bazlı Polikristalin CAD/CAM Seramik Bloklar

%100 alüminyum oksit kristalleri içeren yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Cam infiltrasyonu yapılmaz. Presinterize formdadır ve üretildikten sonra 1520 °C'de fırınlanırlar. Kırılma dayanımı 500 MPa'ın üzerinde olup, bükülme dayanımı ortalama 610 MPa'dır. Bloklar monokromatiktir ancak tabakalama tekniğiyle veneerlenirler (11).

Procera AllCeram (Nobel Biocare), 1993 yılında tanıtılan ve %99,9 alümina içeren ilk tam yoğunlukta polikristalin seramiktir. 600 MPa bükülme dayanımına ve

oldukça opak bir yapıya sahiptir. Ancak tam seramiklerin translüsentlik derecelerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada Procera AllCeram'ın değerleri IPS Empress ile IPS Empress 2 arasında bulunmuştur (63). Endikasyonları kron, ön bölge 3 üye köprü, implant üstü krondur.

In-Ceram AL (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Almanya), 2005 yılında tanıtılmış. InCeram Classic Alüminadan farkı cam içermemesidir. 2011 yılında yapılan çalışmada In-Ceram YZ'den sonra en yüksek kırılma dayanımı In-Ceram AL'de görülmüştür. Yüksek kristal içeriği ve düşük porozite oranının materyale üstün mekanik özellik sağladığı düşünülmektedir (64). Endikasyonları kron, ön bölge ve küçük azı bölgesinde 3 üyeli köprüdür.

4.2.2.4.6.2. Zirkonya Bazlı Polikristalin CAD/CAM Seramik Bloklar

Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz. Mineral halde bulunur ve en çok bulunan formu zirkonyum dioksittir. Bu forma genel olarak zirkonyum oksit veya zirkonya da denmektedir.

Saf haldeki zirkonyum oksit, sıcaklığa bağlı olarak üç farklı fazda bulunabilen polikristalin bir materyaldir. Monoklinik faz, oda sıcaklığı ve 1170 C° arasında iken; tetragonal faz 1170-2370 °C arasında; kübik faz ise 2370 °C üzerindeki sıcaklıklarda görülmektedir (65).

Zirkonya kristalleri tetragonal fazda iken en yüksek mekanik üstünlük sergilemektedirler. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil olması, çatlak ilerlemesini önlemeyebilmekle materyalin mekanik özelliklerini yükseltilir. Bunun için kalsiyum, magnezyum, alüminyum, itriyum veya seryum gibi metal oksitler ilave edilerek kontrolsüz faz değişimi engellenerek yarı stabilize zirkonya olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil materyaller elde edilmektedir (66).

Üretim şekillerine göre zirkonyum dioksit bloklar 3 grupta incelenirler.

Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar, üretim aşamasında zirkonyum dioksit tozuna sinterleme işlemi uygulanmadan, basınçsız olarak preslenmesi ile üretilir. Aşındırmaları kolaydır (67).

Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit blokların üretiminde zirkonyum dioksit tozunu preslemek ve blok haline getirmek için uygun bir bağlayıcı madde konur.

Bağlayıcı, 1350-1550 °C gerçekleşen ön sinterleme adımı sırasında elimine edilir. Final sinterleme sonrası, %20-25 oranında büzülme oluşur bu nedenle daha büyük üretilirler (65).

Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, ilk olarak 1500°C'nin altında sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Daha sonra yüksek basınç altında 1400-1500°C aralığında sıcak izostatik basınç işlemi uygulanır. Böylece blokların %99 yoğunluğa ulaşmaları sağlanır. Oluşan yapı çok sert olduğu için aşındırma işlemi uzun zaman almaktadır. Sonrasında herhangi bir boyut değişikliği olmayacağı için final boyutlarında üretilirler (68).

DC Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre), DCS-President sistemi ile üretilmek üzere piyasaya sunulan tam sinterize bloktur. Işık geçirgenliğine göre Premium, T, HT olmak üzere 3 blok mevcuttur. Sırasıyla bükülme dirençleri 1.400, 1.100 ve 600 MPa'dır. Üretici firma ışık geçirgenliğinin lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklere yakın, kırılma direncinin ise %65 daha fazla olduğunu öne sürmektedir (69). Endikasyonları kron ve köprülerdir.

LAVA (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD), itriyum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Bükülme direnci 1.048 MPa'dır. Endikasyonları kron, splintlenmiş kronlar, 3-4 üye köprü, kantilever köprü, 3 üye inley-onley köprü, ön bölge adeziv köprü, teleskop primer kron, implant üstü kron, 2 implant üstü 3 üye köprüdür.

Cercon HT ve XT (Dentsply Ceramco, Pensilvanya, ABD), itriyum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Genelde sabit protez altyapısı olarak üretilirler. Ancak yeni geliştirilen HT ve XT bloklar kullanılarak monolitik olarak da üretilmeleri mümkündür. Bükülme dirençleri sırasıyla 1.200 ve 750 MPa'dır. Endikasyonları kron ve köprülerdir. İnley köprülerde kontrendikedir.

E.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) itriyum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Işık geçirgenliğine göre Classic, LT, MT, MT multi olarak farklı bloklar vardır. Translüsensi oranı arttıkça bükülme dayanımı 850-1.200 MPa düşmektedir. CAD-on tekniği kullanılarak E.max CAD ile kombine halde kullanılabilir. Endikasyonları kron ve 3-12 üyeye kadar köprüler, inley köprü, primer teleskop kronlar, implant üst kron ve köprüdür.

Procera Zirconia (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç), itriyum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Bükülme direnci 1200 MPa'dır. Endikasyonları kron ve köprülerdir.

In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Almanya), itriyum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Bükülme direnci 900 MPa'dır. Endikasyonları kron ve köprülerdir.

Denzir-M (Dentronic) (Decim AB, Skelleftea, İsveç), magnezya ile stabilize (Mg-PSZ) edilmiş, kübik matriks içerisinde tetragonal kristallerden oluşan 2 fazlı bir materyaldir. Pöröz yapısı nedeniyle yüksek aşınma oranına sahiptir. Y-TZP ile kıyaslandığında veneerleme sonrası düşük mekanik özellik gösterirler (66).

NanoZR (Hint-Els, Griesheim, Almanya) adıyla tanıtılan serya ile stabilize zirkonya/alümina nanokompozitlerde, nano boyutlardaki alüminanın matriks içerisindeki homojenöz dağılımı bükülme dayanımını arttırmaktadır ve 2010 yılında yapılan prospektif çalışmada arka bölge sabit protezler için güvenilir bir altyapı materyali olduğunu göstermektedir (70). Bükülme direnci 1290 MPa'dır. Endikasyonları kron ve köprülerdir.

Katana (Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya), itriyum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. HT, STML, UTML olmak üzere 3 farklı blok mevcuttur. Bükülme dirençleri sırasıyla 1125, 750, 450 MPa'dır. Endikasyonları inley/onley, veneer, kron ve köprülerdir.

4.2.2.4.7. Rezin Nanoseramikler

Nanoseramiklerin içerisinde üretan dimetakrilat (UDMA) bazlı rezin matriks ve nanoboyutta seramik partikülleri vardır. Üretim aşamasında yapılarına silan katılmakta ve silan rezin matriks ve nanomer yapı arasındaki kimyasal bağlantıyı sağlamaktadır.

Bu nano-seramik malzemenin üretimi ile kompozit materyallerin kullanım kolaylığı ve porselenlerin kırılma dayanımı özellikleri bir araya getirilmiştir.

Polimer matriks içerisinde bulunan 20 nm çapında silika, 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit ve diğer iki partikülün kümelenildiği zirkonya-silika nano doldurucular hacimce yapının %80'ini oluştururlar.

Lava Ultimate (3M ESP, Seefeld, Almanya) 2012 yılında tanıtılmıştır. Materyalinin elastik modülü 10-20 GPa ve bükülme dayanımı 204 MPa'dır. Fırınlama gerektirmez. Kompozitlerle ağız içi tamiri rahatça yapılabilir. 2013 yılında yapılan çalışmada materyalin feldspatik, lösit ve kompozit bloklara kıyasla kırılma dayanımının yüksek, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakın olduğu bildirilmiştir (71). Endikasyonları inley, onley, veneer, implant üstü kronlardır.

Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya), 2014 yılında üretici firma tarafından "esnek hibrit seramik" olarak tanıtılmıştır (72). Bükülme dayanımı 231 MPa'dır. Endikasyonları inley, onley, veneer, kron ve implant üstü kronlardır.

Üretici firmalar rezin nanoseramik materyallerin şok absorbe etme özelliğinin olduğunu, implant üstü restorasyonlarda seramiklere nazaran daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Ayrıca karşı dişte meydana getirdikleri aşınma, cam seramiklere oranla çok daha azdır (72).

4.2.2.4.8. Hibrit Seramikler

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 2015 yılında tanıtılmıştır ve çift ağ yapısına sahip tek hibrit seramiktir. %84 Seramik ağ yapısı ve %14 polimer ağ yapısı birbirinin içine penetre olmuştur. Bu sayede kompozit ve seramiklerin olumlu özellikleri bir araya toplanmıştır. Üretici firma tarafından "hibrit seramik" olarak adlandırılır. Bükülme dayanımı 150-160 MPa'dır. Çatlak ilerlemesi polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır. Yüksek elastikiyet özelliği ve yüksek dayanıklılığı sayesinde duvar kalınlıklarının azaldığı, sağlam diş dokusunun korunduğu arka bölge konvansiyonel restorasyonlarda kullanılabilirler (73). T ve HT olmak üzere 2 farklı ışık geçirgenliğine sahip blok mevcuttur. Endikasyonları inley, onley, kron, implant üstü kron, kole defektleri, okluzal *tabletoplar*, non-prep veneerlerdir.

2019 yılında yapılan ve cam, hibrit ve rezin seramik materyallerin değerlendirildiği çalışmada, sadece Vita Enamic örnekleri %100 sağ kalım göstermiş ve okluzal yükler karşısında en az deformasyona uğramıştır (74).

Güngör ve ark. 2016 yılında, hibrit seramiklere (Lava Ultimate, Vita Enamic ve GC Cerasmart) uygulanan yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımına etkisini termalsiklus öncesi ve sonrasında inceledikleri çalışmalarında, termalsiklus uygulamasının bağlanma dayanımını düşürdüğünü, termal siklus uygulanmayan grupta ise en yüksek bağlantı

dayanımının frezle pürüzlendirme ve asit uygulaması sonrası silan uygulanan grupta olduğunu bildirmişlerdir (75).

4.2.2.4.9. Rezin Matrikse İlave Zirkonya-Silika Seramikler

Değişen seramik yüzdesiyle birlikte farklı organik matriks yapıları olan materyallerdir. İçeriğini silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, pigmentler gibi çeşitli materyallerin farklı oranlarda varyasyonları oluşturmaktadır. İnorganik yapıları ağırlıkça %60'tan fazlasını oluşturur (8).

Shofu Block HC (Shofu, Japonya) porlu seramik dolgu malzemeleri içeren rezin seramik bloklardır. Doğal ışık geçirgenliğinin yanı sıra, kırılmaya karşı dayanıklıdır ve uzun ömürlü estetik görünüm sağlar. Bu CAD/CAM malzemesi, estetik bir anterior restorasyondan, dayanıklı posterior restorasyona kadar, minimal invaziv inleyler, onleyler, ön ve arka dişler için kronlar ve implant destekli restorasyonlar da dahil olmak üzere geniş bir kullanım endikasyonuna sahiptir (76).

Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bu materyal grubunun bir diğer örneğidir. %85 ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinin (0,6 µm'lik küresel şekilde) bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA polimer matriksi ve patentli bir başlatıcı sistemine gömülü olduğu kompozit materyallerdir (8).

4.3. Dental İmplantlar

Dental implantlar; diş hekimliğinde son 30 yılın kabul görmüş bilimsel buluşlarından biridir (77). Günümüz diş hekimliğinde, tam veya kısmi dişsiz hastaların rehabilitasyonlarında birçok klinik durumda altın standart olarak kabul edilmektedirler. Pjetursson ve ark. tarafından 5 yıllık başarı oranları %95,3 olarak rapor edilen dental implantlar, çene kemiği içerisine yerleştirilen alloplastik materyallerdir (78).

Kayıp olan diş sayısına ve dişsiz bölgelerin çene içerisindeki dağılımına göre dental implant destekli protetik tedavi modelleri farklılık göstermektedir (79). Alt veya üst çenede diş eksikliği durumunda da dental implantlar kullanılarak yapılan sabit protetik rehabilitasyonların geçerli ve güvenilir bir tedavi modeli olduğu birçok klinik çalışmada yüksek başarı yüzdeleriyle kanıtlanmıştır (80). İmplant destekli sabit protezlerin tutuculuğu siman veya implant dayanak vidası aracılığıyla sağlanabilmektedir. Wittneben ve ark. 2014 yılında yayınladıkları bir sistematik derlemede, vida ve siman tutuculu restorasyonlar arasında başarı ve başarısızlık oranları açısından bir fark bulunamamış olsa

da vida tutuculu restorasyonların daha az biyolojik ve teknik komplikasyon sergilediği rapor edilmiştir (81). Sailer ve ark 2012 yılında yayınladıkları bir başka sistematik derlemede ise vida tutuculu restorasyonlarda teknik komplikasyon oranının daha yüksek olduğu rapor edilirken, biyolojik komplikasyon oranının ise siman tutuculu restorasyonlarda daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Vida tutuculu restorasyonlarda görülen komplikasyonların daha kolay giderilebileceğinin vurgulandığı bu derlemede, hiçbir tutucu tipinin birbirinden tamamen üstün olmadığı, her iki tutucu tipinin de kendine özgü avantaj ve dezavantajları olduğu rapor edilmiştir (82).

Siman tutuculu sabit restorasyonların avantajları (83,84);

- Laboratuvar ve klinik işlemleri daha kolaydır.
- Maliyeti daha düşüktür.
- Üst yapı pasif olarak oturur.
- Siman aralığı uyumsuzlukları tolere eder.
- İmplantların ideal pozisyonunda yerleştirilemediği vakalarda estetik avantajları vardır.
- Siman tabakası, kuvvetleri bir miktar absorbe etmektedir.

Dezavantajları;

- Olası teknik ve biyolojik komplikasyonların çözümü daha zordur.
- Simantasyon sonrası fazla simanın tam olarak temizlenememesine bağlı olarak, diş eti oluşu ve implantı çevreleyen dokularda biyolojik komplikasyonlar gelişebilmektedir.
- Kullanılacak yapıştırıcının ağız sıvılarında çözünmesi sonucu mekanik veya biyolojik komplikasyonlar görülebilir.
- Artık yapıştırıcının temizlenmesi sırasında restorasyon veya implant dayanağı yüzeyinde oluşan mikro çizikler plak birikimini arttırabilir.

Vida tutuculu sabit restorasyonların avantajları (83,84);

- Yapılan restorasyonun herhangi bir nedenle çıkarılması gerektiğinde; proteze, implanta veya çevre dokulara zarar vermeden kolayca çıkarılabilir.
- İnterokluzal aralığın sınırlı olduğu vakalarda tutuculuk vida aracılığıyla sağlanır.

- Siman tutuculu restorasyonlardaki gibi plak birikimine uygun dayanak-restorasyon bağlantısı bulunmadığı için hasta tarafından hijyenin sağlanması daha kolaydır.

Dezavantajları;

- Laboratuvar ve klinik işlemleri daha zahmetlidir.
- Maliyeti daha yüksektir.
- Restorasyondaki vida deliği varlığı estetiği olumsuz etkiler.

4.3.1. Dental İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kullanılan İmplant Abutmentleri

4.3.1.1. Titanyum Abutmentler

Titanyum, implantolojide yaygın olarak kullanılan bir biyomateryaldir ve implantın yanı sıra abutment olarak da kullanılmaktadır. Diş hekimleri ve hastaların artan estetik taleplerini yerine getirebilmek için prefabrik abutmentlerin yanı sıra kişiye özel abutmentler da üretilmektedir. Titanyum abutmentlerin kullanımı peri-implant yumuşak doku sağlığını etkileyen ve implant abutment ara yüzeyinde gerçekleşen galvanik reaksiyonları önlemektedir ve biyouyumludur. Buna rağmen titanyumun seramik fırınlanma sıcaklığında malzemenin yüzeyinde oksitler oluşacağından titanyum porselen sistemlerinde sorun oluşturabilir. Titanyum abutmentler fonksiyonel sorunları çöze de estetik sorunlara kısmen çözüm olabilmektedir (85).

4.3.1.1.1. Titanyum Abutmentlerin Kullanımında Karşılaşılabilen Sorunlar

Günümüz diş hekimliğinde implant giderek yaygınlaşmış ve estetik beklenti oldukça artmıştır, hastalar diş eksikliklerini doğal görünümlü restorasyonla tedavi edilmesini istemektedirler. Birçok vakada titanyum abutmentlerin kullanımı kişisel gereksinimleri karşılayamamaktadır. Titanyum abutment kullanıldığında estetiğin sağlanabilmesi için, restorasyon marjininin subgingival olarak hazırlanması gerekmektedir. Bu da ancak restorasyonun bitim çizgisinin daha derine yerleştirilmesiyle sağlanabilir. Bu durumda diş etinde derin cepler oluşturabilir. Bunun sonucunda restorasyonun marjinal adaptasyonunun kontrolü, simantasyonu ve siman artıklarının temizlenmesi zorlaşacaktır. İmplant estetiğindeki en önemli etken intrasulkuler dizayndır (86).

Titanyum abutmentlerin kullanılmasında karşılaşılabilecek diğer bir sorun ise; dişeti altından yansıyan metalik mavi renktir. Özellikle dişeti kalınlığı ince olan veya yüksek gülme hattına sahip hastalarda metalik renk yansıması estetiği olumsuz yönde

etkileyecektir (5). İmplantın daha yüzeye doğru yerleştirildiği durumlarda, abutmentin marjinal sonlanması supragingival olabilir. Bu hasta gülümsediğinde koleden metal yansımasından daha kötü olarak abutmentin kolesi metal bant şeklinde görülecektir. Bu metal bant estetik olarak kabul edilemeyecek bir sorun teşkil eder (5).

4.3.1.2. Seramik Abutmentler

Diş hekimliğinde estetik kavramının ön plana çıkmasıyla tüm seramik restorasyonların yapımı da artmıştır. Bu tür restorasyonların implant destekli sabit protezlerde uygulanabilmesi ve estetiğin sağlanabilmesi için seramik abutmentlere gereksinim duyulmaktadır. Seramik abutmentler estetik gereksinimler nedeniyle 1993 yılında CerAdapt/Nobel Biocare tarafından kullanılmaya başlanmıştır. İlk olarak yoğun sinterize alüminyum oksitten üretilen seramik abutmentler düz silindirik ve freze edilmeleri gerekmektedir.

Seramik abutmentlerin kırılma dayanımları titanyum abutmentlere göre oldukça azdır (6). Daha sonraki yıllarda daha dayanıklı olan diğer seramik materyallerden cam infiltre zirkonyum oksit alümina ve itriyum ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit abutmentler geliştirilmiştir (7). Son olarak da CAD/CAM sistemi kullanılarak seramik abutmentler üretilmektedir (87).

Seramik abutmentlerin yapımında kullanılan malzemeler alüminyum oksit ve yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksittir.

4.3.1.2.1. Alümina Abutmentler

İlk geliştirilen seramik abutment alüminyum oksitten üretilmiştir. İlk olarak 1993 yılında Nobel Biocare Firması CerAdapt adında simante saf alüminyum oksit abutmentü üretmiştir. Daha sonraları Friadent firması titanyum bir platform ile implanta vidalanabilen ve bu titanyum platforma adeziv siman ile yapıştırılan CeraBase alüminyum oksit abutmentü geliştirmiştir (88).

Alümina seramikler 400 MPa bükülme dayanıklılıkları, 5-6 MPa/m^{0,5} kırılma sertlikleri ve 350 GPa elastik modülleri ve ortalama 280 N kırılma dayanımlarıyla sadece ön bölgede tek diş olarak kullanılmaktaydı (89). Alümina abutmentler %99,5 saflıkta alüminadan oluşmaktadır (90). Bu beyaz renkte olan zirkonya abutmentlerine göre estetik avantaj sağlar (7). Bunlara ek olarak alümina seramiğin hazırlanması daha kolaydır ve abutment hazırlığı esnasında zaman kazandırır. Alümina abutmentlerde karşılaşılan

problem radyografik incelemelerdeki radyo opaklığı ve düşük kırılma dayanıklılıklarıdır ve bu nedenle günümüzde fazla kullanım alanları yoktur (90).

4.3.1.2.2. Zirkonya Abutmentlar

Zirkonya, abutment materyali olarak ilk defa 1996'da kullanılmıştır. Abutmentlar önceden hazırlanmış veya laboratuvarında teknisyen tarafından veya CAD/CAM teknikleri ile hastaya özel yapılabilen çeşitlerde mevcuttur. İtiryum ile stabilize edilmiş zirkonya seramikleri alümina seramiklerin bükülme dayanıklılığının iki katına (900-1400 MPa) sahiptir, kırılma dayanıklılıkları $10 \text{ MPa/m}^{0.5}$ ve elastik modülleri 210 Gpa'dır. Zirkonyum oksit, alüminyum oksit abutmentlara göre 200 MPa Young modülüne sahip olmasına rağmen kırılma dayanımları 2 kat daha fazladır. Zirkonyum oksidin dayanıklılık testlerinde konvansiyonel alüminyum okside göre %100 daha kuvvetli olduğu bulunmuştur (86,89). Alümina ile karşılaştırıldığında zirkonyanın yüksek dayanıklılığı daha yüksek yoğunluk, küçük partikül boyutu ve çatlak oluşumuna karşı polimorfik mekanizması ile açıklanabilir (91). Zirkonya abutmentlar yüksek çiğneme streslerine karşı daha dayanıklı olmasına karşın zirkonyanın artan sertliğinden dolayı preparasyonu zor ve uzun sürmektedir. Hem alümina hem de zirkonya abutmentlar anatomik özelliklere göre kişiselleştirilebilmektedir (7,88).

Günümüzde Zimmer (Zimmer Biomet,) Friadent (Dentsply, ABD), Ankylos (Dentsply, ABD), Biohorizons (ABD), Procera (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç), BioLok (Biodental, ABD), Straumann (Straumann Group, İsviçre), BEGO (Almanya), Astra (Dentsply, ABD) gibi implant firmalarının zirkonya abutmentları mevcuttur. Günümüzde üretilen zirkonyum oksit abutmentlar titanyum platformlu veya monoblok yapıda üretilmektedir. Monoblok zirkonyum oksit abutmentlarda ise titanyum bir alt yapı mevcut değildir.

Butz ve ark. yaptıkları çalışmada titanyum, zirkonya ve alümina abutmentları çiğneme simülasyonu ve statik yükleme sonrasında karşılaştırmıştır (92). Abutmentlar yerleştirildikten ve metal kronlar adeziv olarak simante edildikten sonra numuneler 5 yıllık klinik kullanımı taklit etmek amacıyla 1,2 milyon dinamik döngüye maruz bırakılmıştır. Kırılma değerlerinin ortalaması zirkonya için 294 N, alümina için 239 N ve titanyum için 324 N olarak ölçülmüştür. Araştırmacılar zirkonya ve metal abutmentların benzer özellikler gösterdiklerini ve bu nedenle ön bölgede tek diş implant üstü restorasyonlarda estetik olarak düşünülebileceklerini bildirmişlerdir.

Yıldırım ve ark. yaptıkları in-vitro çalışmada bu restorasyonların kırılma dayanıklılıkları araştırmışlardır (7). Alümina ve zirkonya abutmentlar üzerine hazırlanmış, cam seramik kronlar, Branemark (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) implantlar üzerine uygulanmıştır. Örneklere yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır. Alümina abutmentlarda 280,1 N, zirkonya abutmentlarda 737,6 N ortalama kırılma dayanıklılığı bildirmişlerdir. Zirkonya abutment grubunun kırılma dayanıklılığı alümina abutment grubundan 2 kat daha fazla ölçülmüştür (7).

Başarılı bir restorasyon için abutmentların bu kuvvetlerden daha yüksek değerlere dayanabilmesi, ve en az 5 yıllık klinik fonksiyon görmeleri beklenir (6,93).

Stimmelmayr ve arkadaşlarının yayınladığı bir in-vitro çalışmada; implantlar üzerinde kullanılan tek parça titanyum ve zirkonyum dayanaklara, döngüsel yükleme uygulanmış ve implantlardaki aşınma incelendiğinde zirkonyum dayanakların anlamlı ölçüde daha yüksek aşınmaya neden olduğunu rapor edilmiştir (4).

Hem titanyum dayanakların mekanik avantajlarını, hem de seramik dayanakların estetik avantajlarını birleştirmek üzere iki parçalı dayanaklar olarak adlandırabileceğimiz hibrit dayanaklar da mevcuttur. Bu sistemlerde; titanyum prefabrike bir alt yapı üzerine, hastaya özgü olarak CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen tam seramik dayanaklar, rezin simanla laboratuvarında yapıştırılır. İki parçanın birbirine yapıştırılmasıyla elde edilen bu dayanak üzerine istenilen materyalden restorasyon üretilip kullanılabilir (94,95).

4.3.1.2.3. Seramik Abutmentlarda CAD/CAM Sisteminin Kullanılması

CAD/CAM programıyla hem titanyum hem de seramik abutmentlar kişiye özel olarak yapılabilir. Bu işlemde ilk olarak implantın dental ark içindeki lokalizasyonu ve açısı belirlenir. Daha önceden hazırlanmış olan abutment dizaynı kişisel farklılıklara göre modifiye edilir. Daha sonra abutmentin servikal sınırdan implanta kadar olan yüksekliği yumuşak dokunun kalınlığına ve bitiş sınırına göre modifiye edilir. Servikal çizgiden insizal kenara kadar olan abutment yüksekliği yandaki dişe göre belirlenir. En son olarak abutmentin hem meziodistal hem de bukkolingual genişliği belirlenir. Bu dizayn üretim kolaylığı sağlamaktadır. Alümina abutment üretimi ile benzerdir. Prefabrike abutmentlarla karşılaştığımızda gerekli olan en fazla kalınlık CAD/CAM sistemiyle sağlanabilmektedir (89,96).

4.4. Dental Simanlar

Dental simanlar restorasyonları, endodontik postları, ortodontik braketleri diş yapıştırmak ve kavite astar maddesi olarak pulpayı korumak amacıyla diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılan materyallerdir (18). Farklı uygulamalar için farklı fiziksel ve kimyasal özellikte, klinik manüplasyona uygun materyaller geliştirilmiştir. Dental simanlar yapışacağı yüzeye kimyasal, mekanik, mikromekanik veya bunların birleşimi şeklinde bağlanmaktadır. Çeşitli faktörler siman seçimini etkilemektedir (97).

Sabit protetik restorasyonların başarısında simantasyon işlemi ve kullanılan yapıştırma simanı önemli rol oynar (98). Simanlarının klinik başarısı; yüksek baskı, gerilme, kırılma dayanıklılığına, adezyon ile güçlü bağlantısına, biyouyumluluğuna, çözünmeye karşı direncine ve kolay kullanım özelliğine bağlıdır (99). Simanların amacı; dayanak ile restorasyon arasında oluşan aralığı doldurarak bakterilerin ve ağız sıvılarının dayanak yüzeyine penetrasyonunu engellemek, termal iletme karşı yalıtıklık sağlamak ve restorasyonun retansiyonunu sürdürmektir (100).

Günümüzde kullanılan yapıştırma simanları:

- 1- Çinko fosfat simanlar
- 2- Çinko polikarboksilat simanlar
- 3- Cam iyonomer simanlar
- 4- Hibrid iyonomer simanlar
 - Rezin ile modifiye edilen cam iyonomer simanlar
 - Poliasit ile modifiye edilen rezin simanlar
- 5- Rezin simanlar
- 6- Geçici simanlar olarak sıralanabilir.

4.4.1. İmpant Destekli Restorasyonlarda Siman Seçimi

İmpant destekli protezlerin simantasyonunda hangi simanın tercih edilmesi gerektiğini araştıran çalışmalarda, araştırma protokollerinin ve kullanılan sistemlerin farklılık göstermesi sebebiyle birbiriyle bağdaşmayan çok çeşitli sonuçlar elde edilmiştir (101,102). İdeal implant simanı; hastanın kullanımı süresince yeterli retansiyona sahip, fakat gerektiğinde de peri-implant doku, dayanak ya da restorasyona herhangi bir zarar vermeden çıkarılabilmesine izin verecek yapıda olmalıdır.

Çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer ve dual-cure rezin simanlar, implant üstü protetik restorasyonların daimi simantasyonunda sıklıkla tercih edilen ve

siman tutuculuğunu konu alan karşılaştırmalı çalışmalarda standart olarak kabul edilen simanlardır (102–104). Bununla birlikte, bazı yazarlar siman tutuculu implant destekli protezlerin çevre dokulara zarar verilmeden çıkarılabilmesi amacıyla geçici simanları daimi simanlara alternatif olarak önermektedir (102,105,106).

Daimi ve geçici simanlar arasında seçim yaparken bazı hususlar göz önünde bulundurulmalıdır. Geçici simanlar, artık simanın kolayca temizlenmesi, uygun koşullarda yeterli tutuculuk sağlaması ve gerektiğinde restorasyonun dayanağa veya implanta zarar vermeden kolayca çıkarılabilmesi gibi bazı avantajlar sağlar (106,107). İmplant ve protez bileşenleri arasındaki uyumun çok iyi sağlandığı durumlarda, geçici siman kullanımı birçok klinisyen tarafından önerilmiştir (108). Ancak geçici simanlar daimi simanlarla karşılaştırıldığında, daha fazla çözünürlük ve daha az tutuculuk gibi bazı dezavantajlar göstermektedir.

Daimi simanların geçici simanlar üzerindeki temel avantajı, yüksek derecede kalıcılığıdır (109). Schwarz ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, implant üstü kron ve köprülerde kullanılan geçici simanın, kırık ve retansiyon kaybının daimi simandan daha büyük olduğunu göstermiştir (110). Genel olarak, farklı geçici ve daimi simanların gerilme dayanıklılığını karşılaştıran çalışmalar temel alındığında, simanların tutuculuğu en az olandan en çok olana doğru sıralaması; çinko oksit (öjenollü veya öjenolsüz), çinko polikarboksilat, cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer, çinko fosfat ve rezin siman şeklindedir (101,102,106,111–116).

Doğal dişlerdeki restorasyonların simantasyonunda kullanılan simanların tamamı implant destekli restorasyonlar için uygun değildir (117). Örneğin; *Durelon*, üreticinin talimatlarına göre titanyum üzerinde korozyon etkisi olan bir polikarboksilat simandır ve doğal dişler için Ti içermeyen restorasyonlarda kullanılması tavsiye edilir (117). Florür içeren simanlar ise, doğal diş destekli restorasyonlar için avantajlıdır. Ancak implant destekli restorasyonlar üzerinde olumsuz bir etkisi olabilir. Florit, titanyumun işlenmesi için endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır. Uygun koşullar altında, asidik bir etki yaparak metal iyonların yüzey üzerinden ayrılmasına neden olabilir.

Doğal dişlerde oluşabilecek simantasyon hatalarında, kronlar çıkabilir ve sabit parsiyel protezlerde gevşemeler oluşabilir. Simanın çözünmesinin, tekrar eden çürüklere ve diş kayıplarına neden olduğu bildirilmektedir. İmplant destekli abutmanlarda da benzer problemler yaşanabilir ama metal abutmanlardaki en büyük farklılık çürüme

olmamasıdır. Bu bakımdan, dişlerde oluşabilecek risklerden farklı bir konumdadırlar. Daimi simanlar çok kuvvetli olduklarından implant üstü protezlerin simantasyonunda kullanım için önerilmemektedirler (118).

4.4.2. Rezin Simanlar

Seramik restorasyonların adeziv olarak yapıştırılmasında rezin simanlar tercih edilir. Rezin simanların kompozisyonları ve özellikleri geleneksel restoratif kompozitlere benzerdir (119). Buna göre; rezin simanlar, kompozitler gibi üç ana bileşenden oluşurlar (120).

- Organik matriks
- Ara bağlayıcılar
- İnorganik doldurucular

Rezin simanların organik matriksi dimetilakrilat ve oligomerden oluşmaktadır. Bis-GMA, UDMA, Ethoxylated bisphenol A glisidildimethacrylate (Bis-EMA) gibi yüksek molekül ağırlığındaki bileşikler etilen glikol dimetilakrilatlardan köken alan küçük moleküllerle birleşmektedir. Bunun sonucunda düşük hacimsel büzülme görülmektedir. %30 ve %60 oranında doldurucu, baryum, stronsiyum ve zirkonya gibi silanize radyopak cam partikülleri içermektedir. Kamforokinon ve tersiyer amin ışıkla aktivasyon reaksiyonunu başlatmaktadır. Benzoil peroksit self-cure aktivatörü olarak bulunmaktadır. Aminlerin fonksiyonu serbest radikal oluşumunu hızlandırmaktadır. Aminler zamanla parçalanmakta ve simanın şeklini değiştirmektedir (2).

Rezin simanlar polimerize olma şekillerine göre;

- Kimyasal olarak polimerize olan (Otopolimerizan)
- Işık ile polimerize olan (Light-cured)
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (Dual-cured) rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar (120).

Işıkla polimerize olan yapıştırıcı rezinlerin en önemli avantajı dual-cured veya kimyasal olarak polimerize olan materyallere göre hekime daha fazla çalışma zamanı sağlamalarıdır. Bu durum hekimin, polimerizasyon öncesinde kenarlara taşan fazla simanı uzaklaştırmasına olanak tanır ve restorasyonların bitirme işlemleri için gereken süreyi kısaltır. Bu nedenle porselen laminate venerlerin simantasyonunda ışıkla polimerize olan yapıştırıcı rezin simanlar tercih edilir (121). Ayrıca, ışıkla polimerize olan sistemlerin renk stabilitesi, dual veya kimyasal olarak polimerize olan sistemlerle

karşılaştırıldığında daha üstündür. Ancak, porselen venerlerin ışıkla polimerize olan rezin simanların polimerizasyonu için yeterli ışık geçişini sağlayıp sağlamadığı önemli bir konudur (122).

Dual-cured rezin simanlar, ışıkla polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında tam polimerizasyon sağlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş yapıştırma simanlarıdır. Baz ve katalizör olmak üzere iki kısımdan oluşurlar. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforkinon, katalizörün içerisinde ise amin/peroksit vardır. Baz yapı ışık derinliğinin ya da geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda, tam polimerize olamayan yapının kimyasal olarak, polimerizasyonunun tamamlanmasına olanak sağlar ve bunun için geçen süre yaklaşık 24 saattir. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanların çoğu sertleşme reaksiyonu için büyük ölçüde ışığa bağımlıdır, ışık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde azalma gözlenir (120).

Dental implant abutmenti ile farklı simanların bağlanma dayanımının incelendiği araştırmalarda, en yüksek bağlanma dayanımını rezin simanların gösterdiği saptanmıştır (101). Dental implant abutmentleri üzerine yapılan kronların simantasyon işlemi rezin simanların tercih edilmesi gerektiğini ifade eden çalışmalar da bulunmaktadır (123).

4.4.3. Geçici Simanlar

Geçici simantasyon amacıyla kullanılan materyaller, fonksiyon sırasında yeterli tutuculuğu sağlamalıdır. Bu tutuculuğun miktarı geçici simantasyon materyalinin sıkışma kuvvetlerine dayanıklılığı, retantif özellikleri, materyalin fiziksel özellikleri ve siman kalınlığı ile ilişkilidir. Yine kullanma süresi de tutuculuğu etkileyen diğer bir faktördür (124).

Geçici simantasyon daimi restorasyonlarda ilave oklüzal uyumlamanın gerektiği, periodontal tedavinin devam ettiği, dayanak dişlerin kontrol edilmesi gerektiği gibi klinik durumlarda genellikle tercih edilmektedir. Ayrıca hastanın konuşması, oral hijyen devamlılığının değerlendirilmesi ve restorasyonun estetik görünüşü ile ilgili memnuniyetin değerlendirilmesi için de tercih edilmektedir.

Bazı araştırmacılar implant destekli sabit protetik tedavilerde komplikasyonları kolaylıkla tedavi edilebilmesi, tutuculuk miktarı, maliyet ve simanın temizlenebilirliği göz önünde bulundurarak geçici simanların kullanımını savunmaktadırlar (101,125).

Daimi simanlar metalin metale yapıştırıldığı durumlarda daimi gibi işlev gösterirken metalin dişe yapıştırılacağı durumlarda geçici siman gibi davranmaktadırlar. Klinik abutment yüksekliği sebebiyle geçici simanlarla yapıştırılan implant kronlarının çıkarmanın zor olabildiği bildirilmiştir (125,126).

Abutmentı implanta bağlayan vidada oluşan gevşemede veya herhangi bir tamir işlemi gerektiğinde protezi çıkarmak gerekmektedir. Eğer siman kolaylıkla sökülemiyorsa protez zarar görebilir, kırılabilir (125). İmplant üstü simante protezlerin, uygun simanlar seçilmişse gerektiği hallerde işlemlerin tekrar edilebilmesine imkân tanıdıkları bildirilmektedir. İmplant üstü vidalı protezlere göre implant üstü simante protezlerin belirgin bir dezavantajının olmadığı bildirilmiştir. Simanın doğru seçilmesi sayesinde sabit parsiyel protezler tofflemire bantlarla, köprü sökücülerle, GC plier kullanarak, plastik çubuklarla ve carborundum tozuyla sökülebilmektedir (127).

4.5. Bağlantı Dayanım Testleri

Dental materyallerin mekanik özelliklerinin incelenmesi için çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. En etkin yöntem klinik çalışmalar olsa da uzun dönem takiplerinin zaman alıcı ve gerçekleştirilmesi zor olduğundan, *in-vitro* bağlantı dayanım testleri diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (128).

Mekanik testlerin gerçekleştirildiği yükleme koşulları; statik, dinamik veya döngüsel şekilde olabilir (129). Laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen “yük altında başarısızlık” testlerinin avantajları; hızlı sonuç alınması, tek değişkenin etkisinin incelenebilme kolaylığı, altın standart olarak bilinen genellemelerle yeni geliştirilen yöntem ve malzemelerin kolaylıkla karşılaştırılabilmesidir (130). Altyapı ve üstyapı bağlanma başarısını ele alan mekanik test yöntemleri, kırılma, eğme, makaslama ve çekme testleridir (129). Her bir test yönteminin avantajları ve kısıtlılıklarının yanı sıra hangi test yönteminin kullanılması gerektiği hakkında ortak bir görüş henüz yoktur (129).

4.5.1. Çekme Testi

Tensile bağlanma dayanıklılığı testlerinde, bağlantıyı ölçmek için diş dokusuna 90°'lik bir açı ile kuvvet uygulanmaktadır. Gerek test sırasında gerekse bağlanma işlemi sağlanırken uygulanacak sabitleme işleminin farklı bir ara yüz geometrisi oluşturacak stres birikimine neden olmamasına dikkat edilmelidir. ISO dokümanlarında hem test işlemi hem de bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi güvenle sağlayacak özel aparatlar

tanımlanmıştır (131). Bu yöntemde örnek hazırlanması sırasında bağlantı yüzeyinde mikro çatlak oluşma riski vardır (132).

Çekme testi, adeziv simanların değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerden biridir çünkü birçok yapıştırıcı ajan çekme kuvvetlerine karşı zayıftır (133). ISO 11405 (2003) dokümanında; bağlantı direncine bakılırken uygulanan kuvvetin, örnekler üzerinde bükücü veya rotasyonel kuvvetler oluşturmaması gerektiğine dikkat çekilmiştir. Test için önerilen gerilimi oluşturacak standart çekme hızı $0,75 \pm 0,30$ mm/dk'dır (134).

4.5.1.1. Mikro Çekme Testi

Mikro çekme bağlanma dayanıklılığı testi; iki farklı materyalden elde edilen barların birbirine yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1 mm/dk hızla ters yönlere çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in-vitro test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci; uygulanan en yüksek kuvvetin, barların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (135). Fakat mikro çekme test örneklerinin yapım işlemlerinin zor olması, teknik hassasiyet, özel ekipman gerektirmesi, zaman alıcı olması ve 5 MPa'dan küçük bağlanma dayanımı değerlerinin ölçülmesinin zor olması gibi dezavantajları vardır (136)

4.5.2. Makaslama Testi

Makaslama gerilimi, cismin bir parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.

Makaslama testi, bağlanma dayanımının değerlendirilmesi amacıyla diş hekimliğinde bilimsel çalışmaların %26'sında yer alarak en çok kullanılan test yöntemi olarak bulunmuştur (130). Kolay uygulanması ve materyallerin performansının tahmin edilebilmesi nedeniyle tercih edilir. İki farklı materyalden oluşan örneklerin ara yüzüne kesici uç ile uygulanan kuvvet sonucu, bağlantıda ayrılma meydana geldiği andaki kuvvet değeri sistem tarafından belirlenir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (137).

Kırık oluşumunda makaslama etkisinin yanı sıra eğilme sonucu ara yüzeyde meydana gelen çekme stresinin de etkisi vardır. Ayrıca bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımlarının meydana gelmesi nedeniyle genellikle koheziv kırık tipi görülür (138).

4.5.2.1. Mikro Makaslama Testi

Bu test yöntemi 1mm² veya daha küçük yüzey alanında makaslama bağ dayanımının ölçülmesi için kullanılır. Bu test yönteminde bağlanma yüzeyi çok küçük olduğundan geleneksel makaslama testinde ara yüzeylere uygulanan kuvvetler sonucu oluşan dağınık stres yayılımı, bağlanma alanının küçülmesi nedeniyle azalır (138,139). Kuvvetlerin materyalde eğilmelere sebep olmadan bağlanma ara yüzünde yoğunlaşması testin doğruluk şansını artırır (138,140). Avantajlarının yanı sıra numunelerin hazırlanması sırasında oluşan ısının ve titreşimin adeziv- adherent ara yüzeyinde ayrılmalar oluşturma ihtimalinin bulunması, aynı zamanda örneklerin hazırlanmasının çok zaman alması, gibi faktörler bu test metodunu seçmede önemlidir (141).

4.6. Materyal Yüzeyini İncelemede Kullanılan Yöntemler

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzey özelliklerini incelemek ve çeşitli büyütme altında görüntüler elde etmek amacıyla stereomikroskop, profilometre, atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılmaktadır.

4.6.1. Stereomikroskop

Cherubin d'Orleans tarafından 1671 yılında geliştirilen bir çeşit optik mikroskoptur ve belirli noktalara kadar görüntüyü yakınlaştıran tek objektif kullanılır. Düşük büyütme ile derinlikli görüntü elde etmek ve gözle görülebilen cisimlerin yüzeyini incelemek amacı ile kullanılmaktadırlar. Çift yönden gönderilen ışık ve her iki gözle birden örneklerin incelenebilmesi sayesinde üç boyutlu bir derinlik algısı yaratılmaktadır. Bu mikroskop standart ışık mikroskopları ile karıştırılmamalıdır. Işık mikroskoplarında her iki göz de aynı görüntüyü görmekte ve açısız farklılık yaratılmamaktadır (142).

4.6.2. Profilometre

Yüzey pürüzlülüğünün incelenmesinde en çok kullanılan yöntem, seçilmiş alandaki bölge anatomisinin hassas bir uç ile taranmasıyla gerçekleştirilen yüzey profil analizidir (143). Profilometre cihazında, elmas tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir.

4.6.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Binning ve ark. tarafından 1986 yılında geliştirilen bu mikroskop materyallerin yüzey görüntülemelerinin yapılmasında kullanılmaktadır. 3 boyutlu ölçüm yapan AFM

özel bir örnek hazırlığı gerektirmemektedir. Vakumlu bir ortama ihtiyaç duymayan AFM katı ya da sıvı ortamda bile görüntü olarak diğer mikroskoplara kıyasla çok daha pratiktir. Fakat tek bir tarama görüntüsü verebilmesi, çözünürlüğünün düşük olması ve en fazla 150 μm^2 'lik bir alandan görüntü alabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (144).

4.6.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Temel olarak örnek yüzeyinin elektron demeti ile taranması prensibine dayanan SEM, tarama için özel olarak hazırlanmış örneklerle ihtiyaç duymaktadır. İlk olarak incelenecek örnek yüzeyi 200 Å kalınlığında altın ile kaplanmaktadır. Ardından kimyasal işlemlerden geçirilerek kurutulan ve belirli boyutlarda oluşturulan örneklerle yöneltilen elektron demeti, örneğe çarparak saçılır. Saçılan elektronlar algılayıcılar tarafından toplanarak yüzeyin topografisi, yapısı ve bileşenleri hakkında bilgi edinilmesini sağlamaktadır. Yüksek çözünürlükte ve çok büyük büyütmelerde görüntü alınmasına imkan veren bu görüntüleme metodu AFM'den daha geniş alanları tarayabilmesi açısından avantajlıdır. Fakat inceleme öncesi yüzey kaplaması gerektirmesi ve yalnızca vakumlu ortamda görüntü alabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (145,146).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, zirkonya ve titanyum abutment materyalleri üzerine 2 farklı implant simanı kullanılarak simante edilen, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik (Vita Suprinity- Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), rezin nano seramik (Lava Ultimate-3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve itrium ile stabilize zirkonyum oksit seramik (Katana- Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya) CAD/CAM materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri değerlendirildi. Çalışmamızda implant simanı olarak Multilink Speed ve Premier İmplant simanı kullanıldı.

Çalışma basamakları:

1. Titanyum örnekler hazırlandı
2. Zirkonya örnekler hazırlandı
3. Örnekler akrilik rezine gömüldü ve tesviye edildi
4. Seramik örnekler hazırlandı
5. Seramik örneklere yüzey işlemleri uygulandı
6. Abutment materyalleri ve seramik örnekler simante edildi
7. Mikro makaslama testi yapıldı
8. Örnekler streomikroskopta incelendi
9. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi yapıldı.

Tablo 1: Çalışmada Kullanılan Abutment Materyalleri

| Materyal | Materyal içeriği | Üretici firma |
|--------------------------------|--|--|
| Titanyum (Starbond T5 Disk) | Ti %89.4 Al %6.2 V %4 N,C,H,Fe,O %<0.4 | Scheftner, Mainz, Almanya |
| Zirkonya (Katana) | ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ > %99, Y ₂ O ₃ %5-8 HfO ₂ %5 Diğer oksitler %1 | Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya |

Tablo 2: Çalışmada kullanılan seramik materyaller

| Materyal | Materyal içeriği | Üretici firma |
|--------------------------------------|--|--|
| Katana (Zirkonya) | ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ > %99, Y ₂ O ₃ %5-8 HfO ₂ %5 Diğer oksitler %1 | Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya |
| Lava Ultimate (Rezin nanoseramik) | %86 nano seramik (SiO ₂ , ZrO ₂), %14 rezin | 3M ESPE, Seefeld, Almanya |
| Vita Suprinity (ZLS) | %56-64 SiO ₂ , %15-21 Li ₂ O %1-4 K ₂ O, %3-8 P ₂ O ₅ %1-4 Al ₂ O ₃ , %8-12 ZrO ₂ , %0-4 CeO ₂ , %0-6 pigmentler | Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya |

Tablo 3: Çalışmada kullanılan simanlar

| Materyal | Materyal içeriği | Üretici firma |
|-----------------|---|---|
| Multilink Speed | <u>Baz:</u> Dimetakrilat, cam doldurucular, silikon dioksit, başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler <u>Katalizör:</u> Dimetakrilat, itterbiyum triflorid, kopolimer, cam doldurucular, silikon dioksit, adeziv monomer, başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler | Ivoclar Vivadent AG; Lihtenştayn |
| Premier İmplant | <u>Baz:</u> metakrilat monomerleri, 2-hidroksietilmetakrilat, trietilenglikoldimetakrilat, aliphatic urethane diacrylate resilient oligomer, stabilizatörler ve pigmentler <u>Katalizör:</u> metakrilat monomerleri, benzol peroksit, trietilenglikoldimetakrilat, aliphatic urethane diacrylate resilient oligomer, stabilizatörler ve pigmentler | Premier Dental Products Company, Plymouth Meeting, PA, ABD |

Tablo 4: Çalışmada Kullanılan Cihazlar

| | |
|----------------------------------|----------------------------------|
| Micracut 151 Hassas Kesim Cihazı | Metkon, Bursa, Türkiye |
| Dijital Kumpas | Retta, İstanbul, Türkiye |
| UT-206 Ultrasonik Makine | Sharp, Osaka, Japonya |
| Basic Master Kumlama Cihazı | Renfert, Almanya |
| Elipar S10, Led Işık Ünitesi | 3 M ESPE, Almanya |
| Üniversal Test Cihazı | Shear Bond Tester, Bisco, ABD |
| Stereomikroskop | ZEISS, Baden-Vürtemberg, Almanya |

Tablo 5: Deney Grupları

| Gruplar | Kullanılan Abutment Materyali | Kullanılan Siman | Kullanılan Tam Seramik | Grup Adı |
|---------|-------------------------------|------------------|------------------------|----------|
| Grup 1 | Titanyum | Multilink Speed | Lava Ultimate | TML |
| Grup 2 | Titanyum | Premier İmplant | Lava Ultimate | TPL |
| Grup 3 | Titanyum | Multilink Speed | Vita Suprinity | TMS |
| Grup 4 | Titanyum | Premier İmplant | Vita Suprinity | TPS |
| Grup 5 | Titanyum | Multilink Speed | Katana | TMK |
| Grup 6 | Titanyum | Premier İmplant | Katana | TPK |
| Grup 7 | Zirkonya | Multilink Speed | Lava Ultimate | ZML |
| Grup 8 | Zirkonya | Premier İmplant | Lava Ultimate | ZPL |
| Grup 9 | Zirkonya | Multilink Speed | Vita Suprinity | ZMS |
| Grup 10 | Zirkonya | Premier İmplant | Vita Suprinity | ZPS |
| Grup 11 | Zirkonya | Multilink Speed | Katana | ZMK |
| Grup 12 | Zirkonya | Premier İmplant | Katana | ZPK |

5.1. Titanyum Örneklerin Hazırlanması

Scheftner Starbond Ti5 Milling Disc (18x98,3mm) kullanılarak dikdörtgen prizma şeklinde 60 adet titanyum örnek (16x9x2mm) üretildi. Örneklerin 16x9 mm'lik olan yüzeyleri, implant dayanaklarının simantasyon yüzeyini taklit etmek üzere polisajlandı.



Resim 2: Titanyum Disk



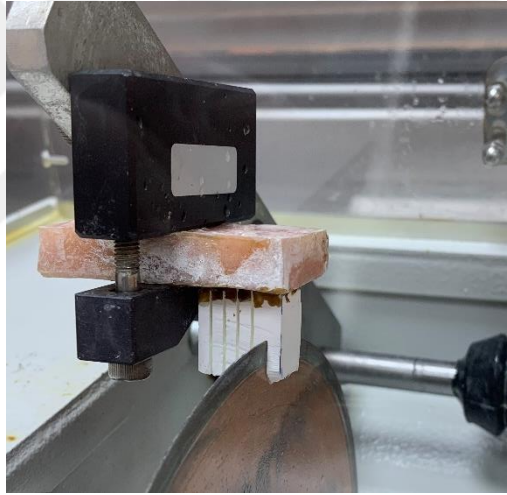
Resim 3: Titanyum Örneklerin Formu

5.2. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Katana HT10 T18 zirkonya disk, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde 250 devir/dk hızla su soğutması altında çalışan Metkon™ Micracut 151 (Metkon, Bursa-Türkiye) hassas örnek kesme cihazı ile kesici diskin kalınlığı (0,43mm) ve zirkonya örneklerin sinterleme sonrası boyut kaybı da hesaba katılarak final boyutu 16x9x2 mm olacak şekilde kesildi.



Resim 4: Monolitik Zirkonya Disk

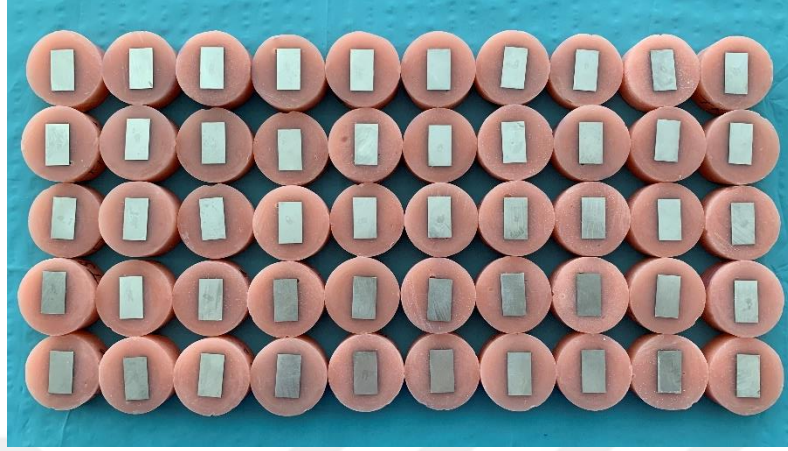


Resim 5: Monolitik Zirkonya Örnekler

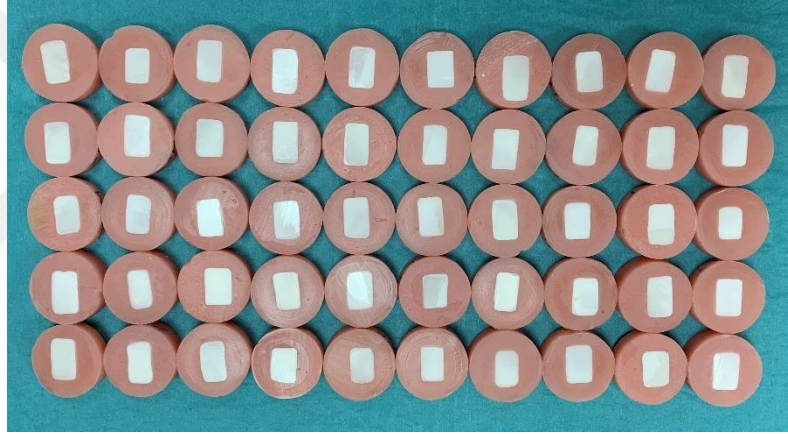
5.3. Titanyum ve Zirkonya Örneklerin Akrilik Rezine Gömülmesi

16x9x2 mm boyutunda hazırlanmış titanyum ve zirkonya örnekler 28 mm çap ve 18 mm yüksekliğinde üniversal test cihazının tutucu tablasına uygun formda hazırlanmış silikon kalıplardaki otopolimerizan akrilik rezin içerisine (ScandiQuick, Scan-Dia Hans P.Tempelmann; Hagen, Almanya) simantasyon yüzeyleri açıkta kalacak şekilde gömüldü. Örnekler 600 grid ile başlanıp 800, 1.000 ve son olarak 1.200 gridlik silikon karbid zımparalarla zımparalandı. Daha sonra, tüm örnekler ultrasonik makinede (UT-

206; Sharp, Osaka, Japonya) distile su ile 5 dk. boyunca üzerindeki artıklardan temizlendi.



Resim 6: Titanyum Örnekler



Resim 7: Zirkonya Örnekler

5.4. Seramik Örneklerin Hazırlanması

5.4.1. Rezin Nanoseramik Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan rezin nanoseramik CAD/CAM blok test örnekleri Lava Ultimate A3-HT/14L CAD/CAM bloklardan üretildi.

14x14x18 mm boyutlarında rezin nano seramik CAD/CAM bloğunun 14 mm eninde ve 18 mm boyunda olan yüzeyinden hassas kesme cihazı ile 200 rpm (devir/dakika) hızla diskin kalınlığı da dikkate alınarak örnek genişliğinin elde edilmesi amacı ile 1,4 mm kalınlığında dikey kesim yapıldı ve 14x14x1 mm boyutlarında kesitler elde edildi. Daha sonra ikinci düzlem kesimi sırasında ilk kesim yerlerinin bloktan ayrılmaması için kesim boşlukları mum ile dolduruldu ve örnek yüksekliğinin elde

edilmesi için 1,4 mm'lik yatay kesitler alınarak 14x1x1 mm boyutlarında olacak şekilde kesildi. Aynı şekilde 2. kesim boşlukları da mumla dolduruldu ve örneklerin uzunluğunun elde edilmesi için 3.düzlem kesimi 3,4 mm aralıklarla yapıldı. Son olarak boyutları 0,97x0,97x3 mm olacak şekilde toplam 40 adet örnek üretildi.



Resim 8: Lava Ultimate



Resim 9: Resin Nanoseramik Örnekler

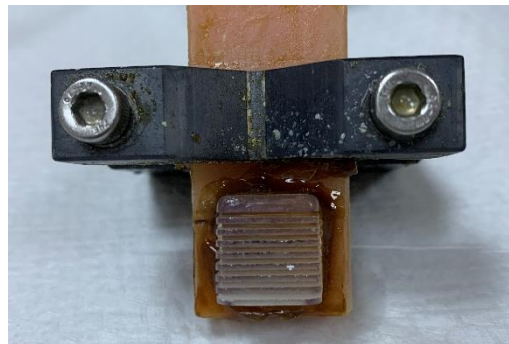
5.4.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik (ZLS) CAD/CAM blok test örnekleri Vita Suprinity A2 T- PC14 CAD/CAM bloklardan üretildi.

12x14x18 mm boyutlarında zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik CAD/CAM bloğunun 14 mm eninde ve 18 mm boyunda olan yüzeyinden hassas kesme cihazı ile 200 rpm (devir/dakika) hızla diskin kalınlığı da dikkate alınarak örnek genişliğinin elde edilmesi amacı ile 1,4 mm kalınlığında dikey kesim yapıldı ve 12x14x1 mm boyutlarında kesitler elde edildi. Daha sonra ikinci düzlem kesimi sırasında ilk kesim yerlerinin bloktan ayrılmaması için kesim boşlukları mum ile dolduruldu ve örnek yüksekliğinin elde edilmesi için 1,4 mm'lik yatay kesitler alınarak 12x1x1 mm boyutlarında olacak şekilde kesildi. Aynı şekilde 2. kesim boşlukları da mumla dolduruldu ve örneklerin uzunluğunun elde edilmesi için 3. düzlem kesimi 3,4 mm aralıklarla yapıldı. Son olarak boyutları 0,97x0,97x3 mm olacak şekilde toplam 40 adet örnek üretildi.



Resim 10: Vita Suprinity Seramik Bloklar



Resim 11: ZLS Seramik Örnekler

5.4.2.1. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Cam Seramiklerin Sinterlenmesi

Vita Suprinity de fırınlama sırasında sinterleme büzülmesi olmadığı için örnekler final boyutlarına göre hazırlandı ve aşağıda gösterilen değerlere göre fırınladı.

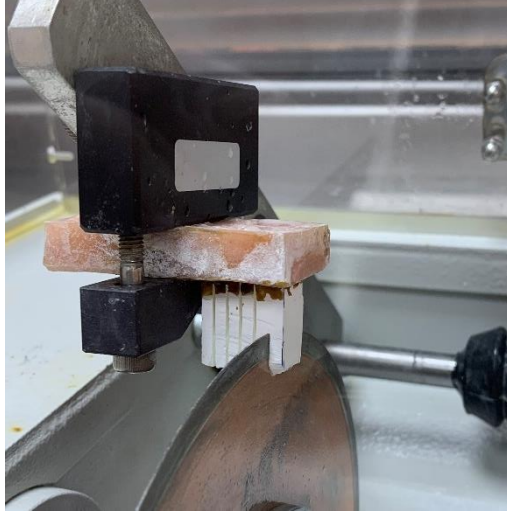
Tablo 6: ZLS seramiklerin sinterleme sıcaklık ve süreleri

| | |
|--|---------------------------------------|
| Hazırlık ısısı (°C) | 400 |
| Ön kurutma süresi (dk) | 4:00 |
| Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C) | 55 |
| Fırınlama derecesi (°C) | 840 |
| Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk) | 8:00 |
| Vakum başlangıcı | 1410 ¹ - 2840 ² |
| Soğutma (°C) | 680 |

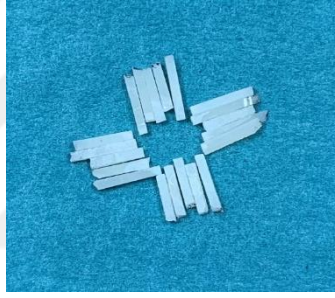
5.4.3. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan monolitik zirkonya test örnekleri Katana HT10 T18 zirkonya diskten üretildi.

İlk olarak hassas kesim cihazı kullanılarak 98x18 mm boyutlarındaki zirkonya diskten boyutları 14x14x18 mm olacak şekilde bloklar elde edildi. Daha sonra 14 mm eninde ve 18 mm boyunda olan yüzeyinden hassas kesme cihazı ile 200 rpm (devir/dakika) hızla diskin kalınlığı ve fırınlama sonrası oluşacak olan %20 sinterizasyon büzülmesi de dikkate alınarak örnek genişliğinin elde edilmesi amacı ile 1,62 mm kalınlığında dikey kesim yapıldı ve 14x14x1,19 mm boyutlarında kesitler elde edildi. Daha sonra ikinci düzlem kesimi sırasında ilk kesim yerlerinin bloktan ayrılmaması için kesim boşlukları mum ile dolduruldu ve örnek yüksekliğinin elde edilmesi için 1.62 mm'lik yatay kesitler alınarak 14x1.19x1,19 mm boyutlarında olacak şekilde kesildi. Aynı şekilde 2. kesim boşlukları da mumla dolduruldu ve örneklerin uzunluğunun elde edilmesi için 3. düzlem kesimi 4.18 mm aralıklarla yapıldı. Boyutları 3.75x1.19x1,19 mm olacak şekilde toplam 40 adet örnek üretildi.



Resim 12: Monolitik Zirkonya Örnekler



Resim 13: Monolitik Zirkonya Örnekler

5.4.3.1. Monolitik Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi

Sinterleme işlemi sonrasında büzülme olacağı için büzülme oranının kesinleştirilebilmesi amacıyla yapılan ön çalışmada hazırlanan örneklerde büzülme oranı %20 olarak tespit edildi. Bu durum dikkate alınarak hazırlanan örnekler aşağıda gösterilen değerlere göre fırımlandı ve final boyutları 0,95x0,95x3 mm olacak şekilde üretildi.

Tablo 7: Monolitik Zirkonyanın Sinterleme Sıcaklık ve Süreleri

| | |
|--|-------|
| Hazırlık ısısı (°C) | 43 |
| Ön kurutma süresi (dk) | 0:18 |
| Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C) | 65 |
| Fırınlama derecesi (°C) | 1050 |
| Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk) | 15:00 |
| Soğutma (°C) | 750 |
| Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı düşüş derecesi (°C) | 25 |

5.5. Seramik Örnekler Yüzey İşlemleri ve Silan Uygulanması

Tüm seramik örnekler üreticilerin önerileri doğrultusunda yüzey işlemleri uygulandı.

Rezin nano seramik (Lava Ultimate) örneklerin bağlantı yüzeyleri 110 µm (Renfert, Hilzingen, Almanya) partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ partikülleri ile 4 MPa bar basınçta 10 mm'lik mesafeden 10 sn süreyle kumlama cihazında (Basic Master, Renfert, Almanya) kumlanarak pürüzlendirildi ve Monobond N uygulanarak 60 sn bekleme süresi sonra hava ile kurutuldu.

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat örneklerin bağlantı yüzeyleri %9'luk hidroflorik asit ile 20 sn pürüzlendirildi. Örnek yüzeyi su spreyi ile 30 sn süre ile yıkandı ve kurutuldu. Monobond N uygulandı 60 sn bekleme süresi sonra hava ile kurutuldu.

Monolitik zirkonya örneklerin bağlantı yüzeyleri 110 µm (Renfert, Hilzingen, Almanya) partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ partikülleri ile 4 MPa bar basınçta 10 mm'lik mesafeden 10 sn süreyle kumlama cihazında (Basic Master, Renfert, Almanya) kumlanarak pürüzlendirildi ve Monobond N uygulanarak 60 sn bekleme süresi sonra hava ile kurutuldu.



Resim 14: Monobond N

5.6. Abutment Materyalleri ile Seramik Örneklerin Simantasyonu

Hazırlanan deney gruplarına göre kullanılacak olan daimi ya da geçici rezin siman seçilerek üretici firmaların talimatlarına uygun olarak karıştırıldı ve sonra eş zamanlı olacak şekilde hem abutment materyallerinin yüzeyine hem de seramik yüzeylere uygulandı.



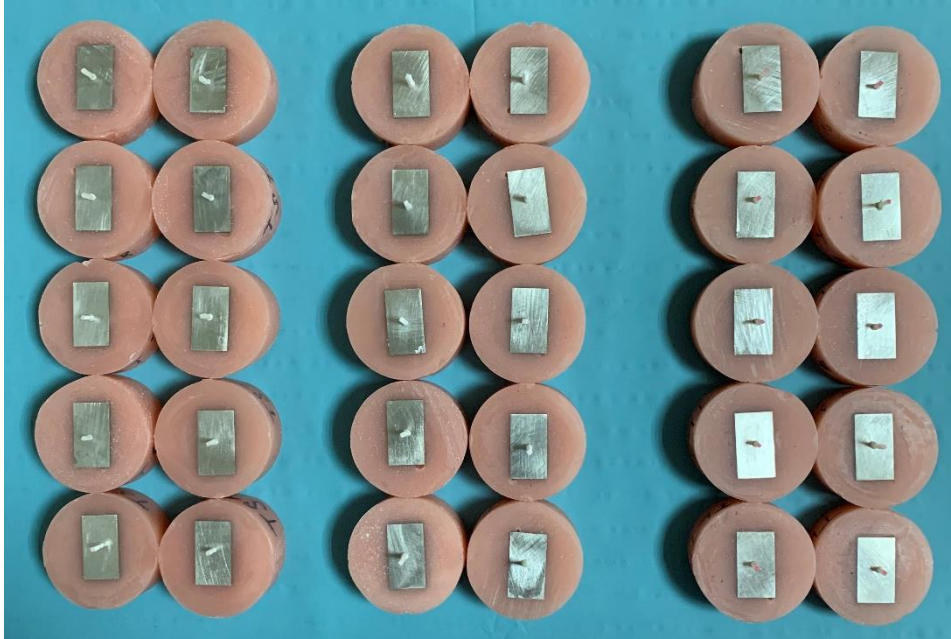
Resim 15: Multilink Speed Siman



Resim 16: Premier İmplant Siman

Seramik örnekler, titanyum ve zirkonyanın yüzeyine bir presel yardımıyla yerleştirildi ve parmak basıncı altında seramiğin tam üzerinden ve seramiği ortalayacak şekilde LED ışık cihazı ile 20 sn ışık uygulandı. Fazla siman, bir bistüri yardımıyla dikkatlice uzaklaştırıldı.

Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca distile suda bekletildi.



Resim 17: Simantasyonu Tamamlanan Titanyum Grubu Örnekler



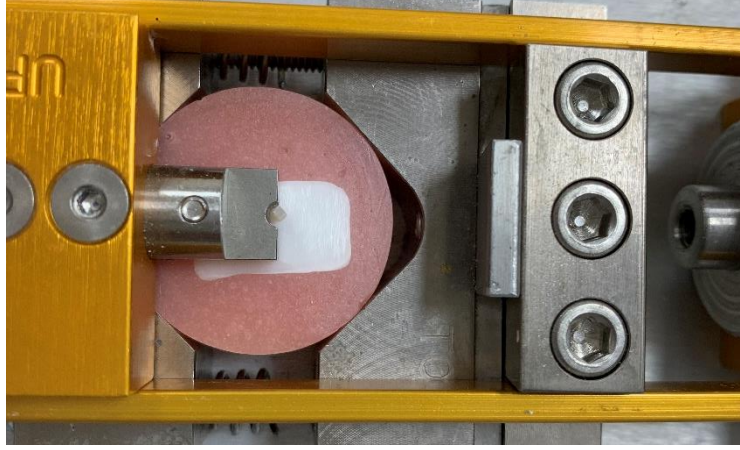
Resim 18: Simantasyonu Tamamlanan Zirkonya Grubu Örnekler

5.7. Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Yapılması

Bağlanma dayanımı testleri Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde universal test cihazı (Shear Bond Tester, Bisco, Almanya) kullanılarak gerçekleştirildi. Örnekler numune tutucuya sabitlendikten sonra, kuvvet bağlantı ara yüzüne paralel olacak şekilde 1 mm/dk. hızla uygulandı. Başarısızlığa neden olan en yüksek kuvvetler Newton (N) cinsinden kaydedildi. Makaslama kuvveti elde edilen kuvvetin $0,94 \text{ mm}^2$ bağlantı alanına bölünmesi ile hesaplandı (Makaslama = N/A)



Resim 19: Makaslama Üniversal Test Cihazı



Resim 20: Bağlanma Dayanımı Ölçüm Görüntüsü

5.8. Steromikroskop ile Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

Örneklerin kırık yüzeyleri X30 büyütmede stereomikroskopla (ZEISS, Baden-Vürtemberg, Almanya) incelenerek başarısızlık tipleri değerlendirildi.

5.9. İstatistiksel Değerlendirme

Analizlerde SPSS 22.0 versiyon paket programı kullanılmıştır. $P < 0,05$ anlamlı kabul edilmiştir. Sayısal değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shaphiro Wilk testi ile test edilmiştir. Normal dağılan sayısal değişkenlerin iki grupta karşılaştırılmasında Student t testi, normal dağılmayan değişkenlerin iki grupta karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Normal dağılan değişkenlerin üç grupta karşılaştırılmasında ANOVA ve LSD testleri, normal dağılmayan değişkenlerin üç grupta karşılaştırılmasında Kruskal Wallis ve All Pairwise testleri kullanılmıştır.

6. BULGULAR

6.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testinde; titanyum ve zirkonya yüzeyler ile iki farklı rezin siman ve üç farklı tam seramik materyal ile arasındaki bağlanma dayanıklılığı MPa değerleriyle incelendi.

Tablo 8: Test Gruplarının Tek Yönlü Varyans Analizine Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa)

| Gruplar | Örnek Sayısı (n) | En Yüksek (MPa) | En Düşük (MPa) | Ortalama (MPa) | Std. Sapma (MPa) |
|---------------|------------------|-----------------|----------------|----------------|------------------|
| Grup 1 (TML) | 10 | 18,2 | 9,3 | 13,92 | 3,24 |
| Grup 2 (TPL) | 10 | 11,2 | 6,3 | 8,49 | 1,56 |
| Grup 3 (TMS) | 10 | 23,2 | 10,2 | 16,36 | 4,65 |
| Grup 4 (TPS) | 10 | 15,9 | 8,7 | 12,55 | 2,48 |
| Grup 5 (TMK) | 10 | 24,8 | 13,3 | 18,74 | 4,92 |
| Grup 6 (TPK) | 10 | 15,9 | 8,0 | 12,56 | 2,66 |
| Grup 7 (ZML) | 10 | 23,1 | 11,4 | 16,00 | 4,03 |
| Grup 8 (ZPL) | 10 | 8,9 | 3,4 | 5,24 | 1,82 |
| Grup 9 (ZMS) | 10 | 30,6 | 5,8 | 18,00 | 8,39 |
| Grup 10 (ZPS) | 10 | 14,3 | 8,0 | 11,24 | 2,21 |
| Grup 11 (ZMK) | 10 | 27,9 | 3,5 | 19,88 | 6,94 |
| Grup 12 (ZPK) | 10 | 23,5 | 9,2 | 13,85 | 3,95 |

T: Titanyum, Z: Zirkonya, M: Multilink Speed, P: Premier İmplant, K: Katana, S: Vita Suprinity, L: Lava Ultimate

Kullanılan seramik tipi ve rezin siman tipi dikkate alınmadan, yalnızca titanyum ve zirkonya örnek yüzeylerine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin incelenmesi amacıyla Student t-testi ve Mann Whitney U testi kullanıldı.

Titanyum ve zirkonya örneklere ait 60'ar örneğin makaslama bağlanma dayanıklılığı; sırasıyla ortalama 13,77 ($\pm 4,64$) MPa ve 14,04 ($\pm 6,91$) MPa olarak bulundu.

Kullanılan siman ve üst yapı seramiği farkına bakılmaksızın tüm titanyum ve zirkonya abutmentleri arasında bağlanma dayanımları bakımından anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p=0,806$) (Tablo 9).

Tablo 9: Titanyum ve zirkonya örneklerine ait ortalama bağlanma dayanımları (MPa)

| Grup | n | Ortalama | Std.Sapma | p |
|----------|----|----------|-----------|-------|
| Titanyum | 60 | 13,77 | 4,64 | 0,806 |
| Zirkonya | 60 | 14,04 | 6,91 | |

($p<0,05$)

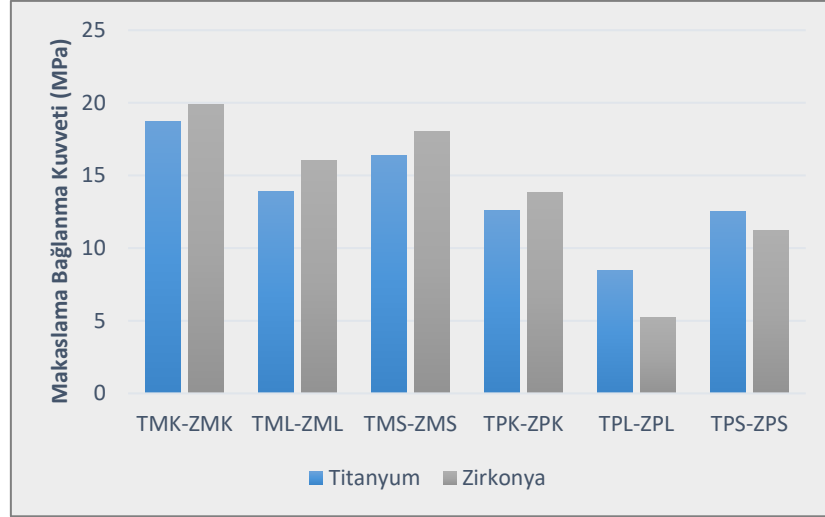
Abutment materyalinin bağlanma dayanımının değerlendirildiği gruplar arasında sadece TPL grubu örneklerin bağlanma dayanımları, ZPL grubundaki örneklerle göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,002$) (Tablo 10).

Tablo 10: Kullanılan Abutment Materyaline Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa)

| Grup | n | Ortalama | Std.Sapma | P |
|------------------|----|----------|-----------|--------|
| TMK [†] | 10 | 18,74 | 4,92 | 0,529 |
| ZMK | 10 | 19,88 | 6,94 | |
| TML** | 10 | 13,92 | 3,24 | 0,219 |
| ZML | 10 | 16,00 | 4,03 | |
| TMS** | 10 | 16,36 | 4,65 | 0,597 |
| ZMS | 10 | 18,00 | 8,39 | |
| TPK** | 10 | 12,56 | 2,66 | 0,403 |
| ZPK | 10 | 13,85 | 3,95 | |
| TPL [†] | 10 | 8,49 | 1,56 | 0,002* |
| ZPL | 10 | 5,24 | 1,82 | |
| TPS** | 10 | 12,55 | 2,48 | 0,228 |
| ZPS | 10 | 11,24 | 2,21 | |

**Student t testi, †Mann Whitney U testi ($*p<0,05$)

T: Titanyum, Z: Zirkonya, M: Multilink Speed, P: Premier İmplant, K: Katana, S: Vita Suprinity, L: Lava Ultimate



Şekil 1: Titanium ve Zirkonya grubu örneklerin bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

T: Titanium, Z: Zirkonya, M: Multilink Speed, P: Premier İmplant, K: Katana, S: Vita Suprinity, L: Lava Ultimate

Titanium zirkonya abutment materyal tipi ve kullanılan seramik tipi dikkate alınmadan, yalnızca kullanılan rezin siman tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin incelenmesi amacıyla Student t-testi ve Mann Whitney U testi kullanıldı.

Multilink Speed ve Premier İmplant simanı ile yapıştırılan 60'ar örneğin makaslama bağlanma dayanıklılığı; Multilink Speed ile yapıştırılan örneklerde ortalama 17,15 ($\pm 5,75$) MPa, Premier İmplant simanı ile yapıştırılan örneklerde ise ortalama 10,66 ($\pm 3,85$) MPa bulundu.

Tüm Multilink Speed simanlarındaki bağlanma dayanımları, Premier İmplant simanlarının bağlanma dayanımlarından anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,001$) (Tablo 11).

Tablo 11: Multilink Speed ve Premier İmplant simanına ait makaslama bağlanma dayanımları

| Grup | n | Ortalama | Std.Sapma | p |
|-----------|----|----------|-----------|--------|
| Multilink | 60 | 17,15 | 5,75 | 0,001* |
| Premier | 60 | 10,66 | 3,85 | |

(* $p<0,05$)

TMK grubundaki örneklerin bağlanma dayanımları, TPK grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,015$).

TML grubundaki örneklerin bağlanma dayanımları, TPL grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,001$).

TMS grubundaki örneklerin bağlanma dayanımları, TPS grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,039$).

ZMK grubundaki örneklerin bağlanma dayanımları, ZPK grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,028$).

ZML grubundaki örneklerin bağlanma dayanımları, ZPL grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,001$).

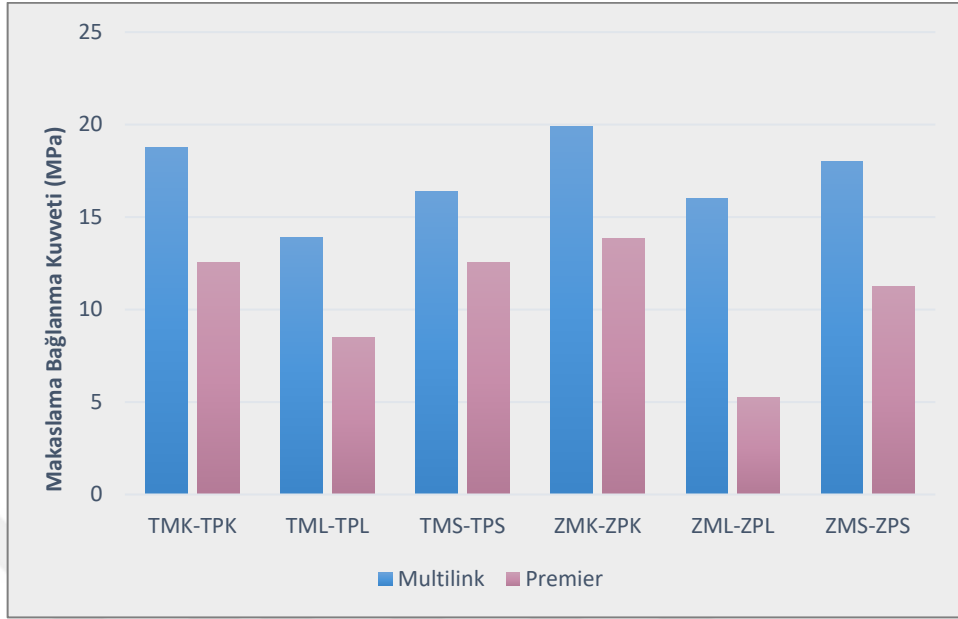
ZMS grubundaki örneklerin bağlanma dayanımları, ZPS grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,033$) (tablo 12).

Tablo 12: Kullanılan Siman Türüne Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa)

| | n | Ortalama | Std.Sapma | P |
|------------------|----|----------|-----------|--------|
| TMK [†] | 10 | 18,74 | 4,92 | 0,015* |
| TPK | 10 | 12,56 | 2,66 | |
| TML** | 10 | 13,92 | 3,24 | 0,001* |
| TPL | 10 | 8,49 | 1,56 | |
| TMS** | 10 | 16,36 | 4,65 | 0,039* |
| TPS | 10 | 12,55 | 2,48 | |
| ZMK** | 10 | 19,88 | 6,94 | 0,028* |
| ZPK | 10 | 13,85 | 3,95 | |
| ZML [†] | 10 | 16,00 | 4,03 | 0,001* |
| ZPL | 10 | 5,24 | 1,82 | |
| ZMS** | 10 | 18,00 | 8,39 | 0,033* |
| ZPS | 10 | 11,24 | 2,21 | |

**Student t testi, [†]Mann Whitney U testi (* $p<0,05$)

T: Titanyum, Z: Zirkonya, M: Multilink Speed, P: Premier İmplant, K: Katana, S: Vita Suprinity, L: Lava Ultimate



Şekil 2: Multilink Speed ve Premier İmplant simanı grubu örneklerin bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

T: Titanyum, Z: Zirkonya, M: Multilink Speed, P: Premier İmplant, K: Katana, S: Vita Suprinity, L: Lava Ultimate

Titanyum ya da zirkonya abutment materyal tipi ve kullanılan rezin siman tipi dikkate alınmadan, yalnızca kullanılan seramik materyal tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin incelenmesi amacıyla tek yönlü ANOVA testi Kruskal Wallis testi kullanıldı.

Üst yapı seramikleri arasında bağlanma dayanımı bakımından anlamlı bir farklılık vardı ($p=0,001$) (tablo 13).

Tablo 13: Kullanılan Üst Yapı Seramiklerine Ait bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

| | n | Ortalama | Std.Sapma | p |
|---|----|----------|-----------|--------|
| K | 40 | 16,26 | 5,64 | 0,001* |
| L | 40 | 10,91 | 5,12 | |
| S | 40 | 14,54 | 5,61 | |

ANOVA testi (* $p<0,05$)

K: Katana, S: Vita Suprinity, L: Lava Ultimate

Katana seramiğin kullanıldığı örneklerden elde edilen ortalama 16,26 MPa'lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri, Lava Ultimate seramiğin kullanıldığı örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Katana ve Vita Suprinity seramiklerin bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,123$) (tablo 14).

Vita Suprinity seramiğin kullanıldığı örneklerden elde edilen ortalama 14,54 MPa'lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri, Lava Ultimate seramiğin kullanıldığı örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Vita Suprinity'nin bağlanma dayanım değeri Katana seramiğin kullanıldığı örneklerden daha düşük bulursa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p=0,123$).

Lava Ultimate seramiğin kullanıldığı örneklerden elde edilen ortalama 10,91 MPa'lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri, Katana ve Vita Suprinity seramiklerinin kullanıldığı örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulundu ($p<0,05$) (tablo 15).

Tablo 14: Farklı üst yapı seramiklerinin bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması ($*p<0,05$)

| Grup | p |
|------|--------|
| K-L | 0,001* |
| K-S | 0,123 |
| L-S | 0,009* |

K: Katana, S: Vita Suprinity, L: Lava Ultimate

Tablo 15: Kullanılan Üst Yapı Seramiğine Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa)

| Grup | n | Ortalama | Std.Sapma | p |
|-------|----|----------|-----------|--------|
| TMK† | 10 | 18,74 | 4,92 | 0,101 |
| TML | 10 | 13,92 | 3,24 | |
| TMS | 10 | 16,36 | 4,65 | |
| TPK** | 10 | 12,56 | 2,66 | 0,001* |
| TPL | 10 | 8,49 | 1,56 | |
| TPS | 10 | 12,55 | 2,48 | |
| ZMK** | 10 | 19,88 | 6,94 | 0,443 |
| ZML | 10 | 16,00 | 4,03 | |
| ZMS | 10 | 18,00 | 8,39 | |
| ZPK† | 10 | 13,85 | 3,95 | 0,001* |
| ZPL | 10 | 5,24 | 1,82 | |
| ZPS | 10 | 11,24 | 2,21 | |

** ANOVA testi, †Kruskal Wallis testi *($p<0,05$)

T: Titanyum, Z: Zirkonya, M: Multilink Speed P: Premier İmplant, K: Katana, S: Vita Suprinity, L: Lava Ultimate

Titanyum ve zirkonya abutment materyallerinin her ikisi için de Premier İmplant simanı kullanıldığında, farklı üst yapı seramiklerinin bağlanma dayanım değerleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,001$).

Titanyum ve zirkonya abutment materyallerinin her ikisi için de Multilink Speed simanı kullanıldığında, farklı üst yapı seramiklerinin bağlanma dayanım değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p=0,101$ ve $p=0,443$).

TPL grubu, TPK ve TPS gruplarından bağlanma dayanımları bakımından anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,001$, $p=0,001$), TPK ve TPS grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p=0,992$).

ZPL grubu, ZPK ve ZPS gruplarından bağlanma dayanımları bakımından anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,001$, $p=0,001$).

ZPK grubunun bağlanma dayanımı, ZPL ve ZPS gruplarının bağlanma dayanımlarından anlamlı olarak yüksek bulundu ($p=0,001$).

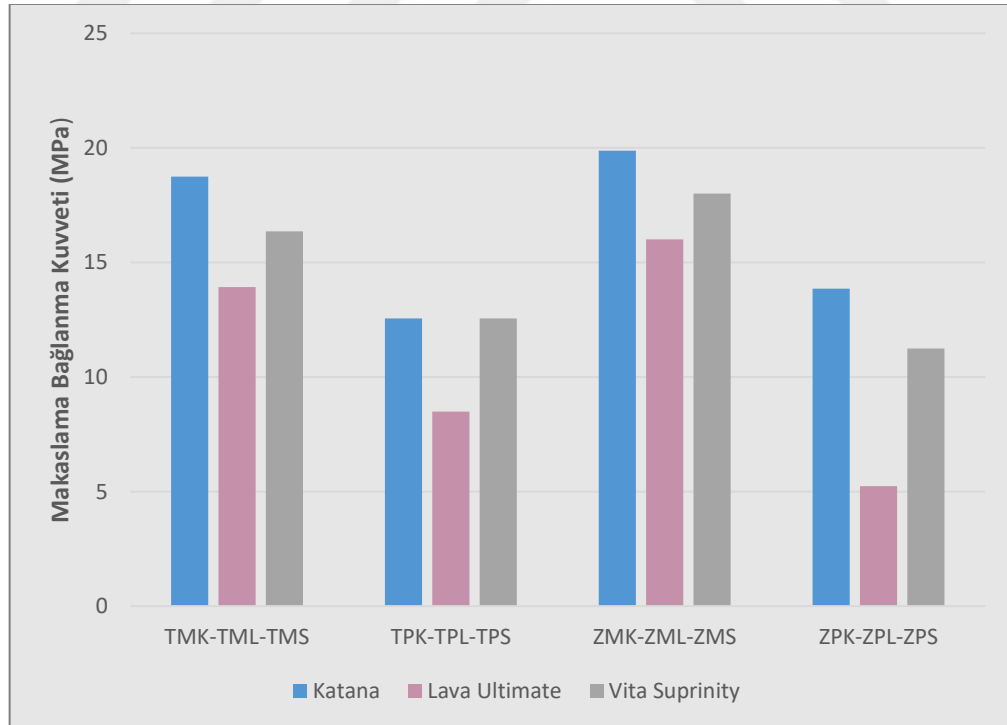
ZPS grubunun bağlanma dayanımı ZPK grubundan anlamlı olarak daha düşük, ZPL grubundan ise anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p=0,001$) (tablo 16).

Tablo 16: Premier İmplant simanı kullanılan gruplarda bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

| Gruplar | P |
|---------|--------|
| TPK-TPL | 0,001* |
| TPS-TPK | 0,992 |
| TPL-TPS | 0,001* |
| ZPK-ZPL | 0,001* |
| ZPK-ZPS | 0,048* |
| ZPL-ZPS | 0,001* |

T: Titanyum, Z: Zirkonya, M: Multilink Speed, P: Premier İmplant, K: Katana, S: Vita Suprinity, L: Lava Ultimate

(* $p<0,05$)

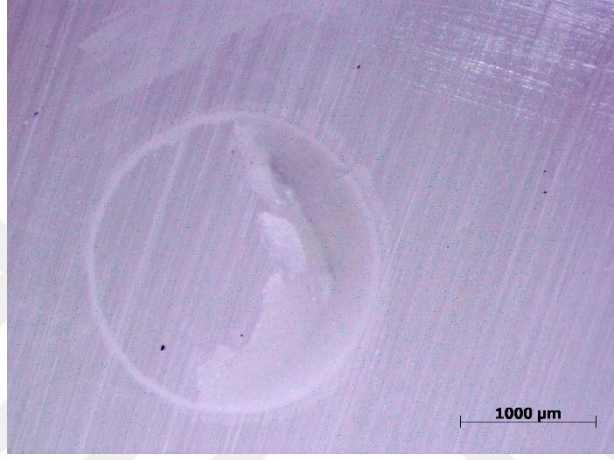


Şekil 3: Katana, Lava Ultimate ve Vita Suprinity grubu örneklerin bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

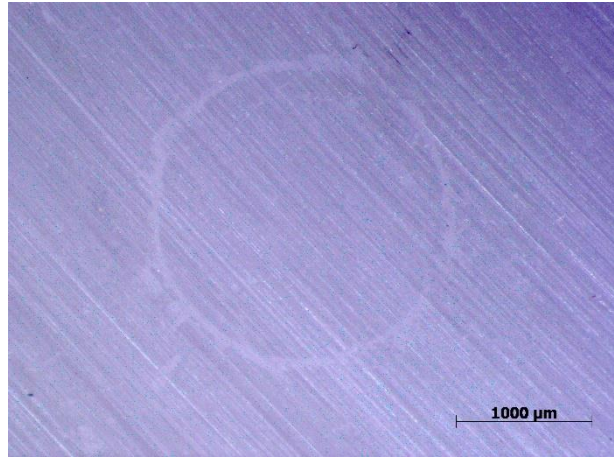
T: Titanyum, Z: Zirkonya, M: Multilink Speed, P: Premier İmplant, K: Katana, S: Vita Suprinity, L: Lava Ultimate

6.2. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

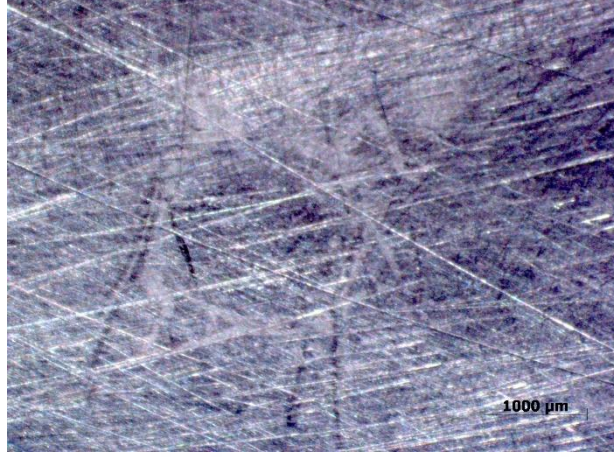
Hiçbir örnekte çalışmadan çıkarılmaya sebep olacak test öncesi başarısızlık gözlenmemiştir. Başarısızlık tipleri stereomikroskop yardımı ile 30X büyütme altında incelenmiştir. Başarısızlık tipleri; adeziv ve miks (adeziv+koheziv) olup çalışmamızda koheziv başarısızlık gözlenmedi.



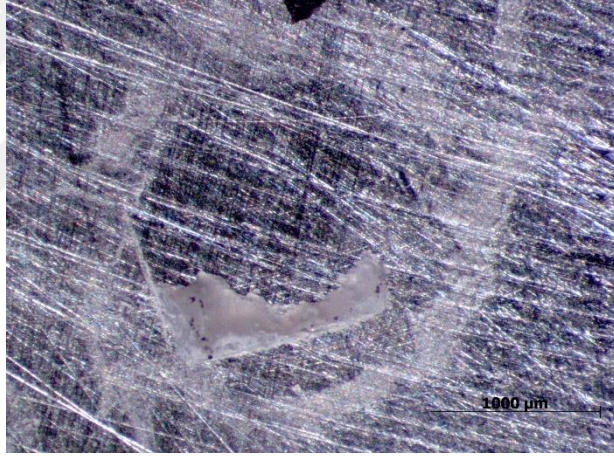
Resim 21: ZMK Grubuna Ait Miks Başarısızlık



Resim 22: ZML Grubuna Ait Adeziv Başarısızlık



Resim 23: TMK Grubuna Ait Adeziv Başarısızlık



Resim 24: TMS Grubuna Ait Miks Başarısızlık

Multilink Speed siman kullanılan grumlarda toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %70/30 iken Premier İmplant simanı kullanılan grumlardaki tüm örneklerde adeziv başarısızlık görülmüştür.

7. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde diş eksikliklerinin tedavisinde, implant destekli sabit protezler sıklıkla kullanılmakta, hatta birçok klinik durumda altın standart olarak kabul görmektedir (1). Yapılacak restorasyonda; implant üzerinde kullanılacak abutment tipi ve protezin üretileceği malzeme açısından çok sayıda seçenek bulunmaktadır (8).

Uzun ömürlü ve estetik olarak kabul edilen ürünlere olan talep, kullanılacak ürünün seçiminde önemlidir. İmplant abutmentleri metal veya seramik materyallerden üretilebilmektedir. Seramik abutmentler 1990'lardan beri, birçok çalışmada kullanılmıştır. Metallerle kıyasla seramiklerin dayanıklılıklarını, uzun dönem başarıları ve olası komplikasyonlarını değerlendirmiştir (147).

Ön bölgedeki anatomik ve estetik ihtiyaçtan dolayı bazı abutment alternatifleri geliştirilmiştir. Bunlar kişiye özel üretilen abutmentler, seramik abutmentler, 'ti-base' olarak adlandırılan hibrit abutmentler olarak sıralanabilir (148).

Farklı abutment materyalleri, simanlar ve üst yapı restorasyonları arasındaki bağlantı dayanımını değerlendiren birçok çalışmada, titanyum ve zirkonya abutmentlerin kırılma dayanımları ve bağlanma dayanımları gibi farklı özellikleri karşılaştırılmıştır (149,150).

Vechiato-Filho ve ark. tarafından 2016 yılında yayımlanan bir sistematik derlemede, arka bölge tek diş eksikliğinin tedavisinde titanyum ve zirkonya abutmentlerin kullanıldığı en az bir yıl takip süresine sahip klinik çalışmalar incelenmiştir. Ocak 2004 ile Temmuz 2014 tarihleri arası yayınların değerlendirildiği derlemede yapılan meta-analiz sonuçlarına göre; arka bölgede kullanılan zirkonya implant dayanakların başarısına dair veri bulunmadığına ve uzun dönem sonuçlara sahip klinik çalışmalar yapılması gerektiğine dikkat çekilmiştir (151).

Bizim çalışmamızda da farklı abutment materyallerinin farklı rezin simanlarla bağlanma dayanımlarını karşılaştırmak amacıyla hem titanyum hem de zirkonya abutment materyalleri kullanıldı.

Günümüzde CAD/CAM materyallerindeki güncel gelişmeler ile yüksek dayanım ve kolay kullanım hedeflenmektedir. CAD/CAM sistemi ile üretilen tam seramik materyaller dayanım, yoğunluk, yüksek kalite ve uygun estetik özellikleri ile geleneksel materyallere göre üstün özelliklere sahiptir (152). Ayrıca, endüstriyel olarak üretilen

bloklar en az kusur ile daha homojen yapıdadırlar ve yapılan çalışmalarda CAD/CAM restorasyonlar, sağ kalım süresi bakımından diğer restorasyonlar ile kıyaslanabilir bulunmuştur (153). Ancak 2019 yılında Dolev ve ark. tarafından yapılan çalışmada, lityum disilikat seramik kronların farklı üretim tekniklerinin (CAD/CAM ve ısı ile presleme), restorasyonların marjinal uyumlarını anlamlı olarak etkilemediği bildirilmiştir (154).

Bu alandaki gelişim süreci ile birlikte, farklı materyallerin olumlu özelliklerini bir arada bulunduran hibrit CAD/CAM bloklar ve yüksek dayanıklılıkta CAD/CAM bloklar geliştirilmiştir. Zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımı özellikleri, cam seramiklerin estetik özellikleri ile birleştirilmiş ve zirkonya ile desteklenmiş lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler (ZLS) üretilmiştir. Kompozit materyallerin mine benzeri aşınmaları ve kuvvet absorpsiyonu yapabilme özellikleri, cam seramiklerle birleştirildiğinde ise hibrit resin nanoseramik materyaller ortaya çıkmıştır (53,155). Bu materyallerin implant üstü restorasyonlarda kullanımı endikedir.

Ön bölgedeki implant üstü restorasyonlarda iyi bir estetik sonuç sağlayabilmek için çeşitli materyaller kullanılsa da zirkonya yüksek dayanıklılığı ve estetik özellikleri sayesinde kullanılan en popüler materyaldir (150).

Bizim çalışmamızda da üst yapı seramiği olarak, ZLS seramik grubundan Vita Suprinity, rezin nanoseramik olan Lava Ultimate ve monolitik zirkonya olan Katana seramikleri kullanıldı.

Bağlanma dayanımı değerlerinin doğru bir şekilde kıyaslanabilmesi için seramik yüzeylerinin standart hale getirilmesi gerekmektedir. Birçok araştırmacı zımparalama işlemi için farklı grenlere sahip silikon karbid zımparaları tercih etmişlerdir (156,157). Çalışmalarda sıklıkla 400, 600, 800, 1.000 ve 1.200 gridlik zımparalar kullanılmaktadır (158). Çalışmamızda da 600 grid ile başlanıp 800, 1.000 ve 1.200 gridlik zımparalar uygulandı.

Dental seramiklere güvenilir bir adezyon sağlamak için ilk adım yüzey işlemleri ile yüzey pürüzlülüğünü arttırarak rezin materyalin oluşan mikoretantif alanlara akmasını sağlamak ve oluşan kilitleme ile bağlantı kuvvetini arttırmaktır (159). Artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey gerilimini düşürerek ıslanabilirliği arttırmakta ve yüzey alanını arttırarak mikromekanik retansiyon oluşturmaktadır (160). Fakat zirkonya yapısal olarak hidrofobiktir ve yüzey enerjisi çok düşüktür. Yüzeyinde ihtiva ettiği çok düşük seviyedeki

(yaklaşık %5) serbest hidroksil (-OH) grupları sebebiyle çok az sayıda kimyasal bağ kurabilmektedir. Bu durum da zirkonyanın diğer substratlar ile adezyonunun önündeki temel engeldir (161,162).

Elmas frez ile pürüzlendirme, asitle pürüzlendirme, kumlama ve lazer uygulama in vitro bağlanma dayanım testlerinde sıklıkla kullanılan mekanik yüzey pürüzlendirme işlemleridir (43,163).

Mekanik retansiyon sağlanması için, frezle pürüzlendirme işlemi iyi bir yöntem olarak görülse de, Schmage ve ark. (164) ve Kocadereli ve ark. (165) tarafından yapılan çalışmalarda, elmas frez ile pürüzlendirmenin cam seramiklerin yüzeyinde stres artışına ve takiben mikro kırık oluşumuna sebep olduğu ileri sürülmüştür. Bu nedenle çalışmamızda, elmas frez ile pürüzlendirme işlemi uygulanmadı.

Asit ile pürüzlendirme işlemi, cam seramiklerin rezin bazlı materyallere bağlanması öncesinde seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Asitle pürüzlendirme işleminde, cam matriks seçici olarak uzaklaştırılarak kristal içerikli partiküller açığa çıkarılmaktadır. Böylece yüzeyde mikro poröziteler oluşturularak yüzey alanı, ıslanabilirlik ve mikromekanik tutuculuk artırılmaktadır (39). Bu amaçla sıklıkla kullanılan asit tipleri fosforik asit ve hidroflorik asittir. Yıldırım ve ark. tarafından 2018 yılında yapılan, feldspatik, lityum disilikatla güçlendirilmiş, ZLS ve hibrit seramik yüzeylere uygulanan farklı asitlerle pürüzlendirme işleminin bağlanma dayanımı üzerine etkisini inceleyen çalışmada, fosforik asit grubunda en yüksek değer feldspatik seramikte görülürken, hidroflorik asit grubunda en yüksek değer lityum disilikat ve ZLS seramiklerde görülmüştür. Her iki asit tipi için de en düşük bağlantı dayanımı hibrit seramikte görülmüştür (166). Yapılan çalışmaların sonuçları ve üretici firmanın da önerileri doğrultusunda, çalışmamızdaki ZLS seramik örnekler %9'luk hidroflorik asitle 20 sn pürüzlendirildi.

Kumlama ile pürüzlendirme işlemi, hem laboratuvarında hem de ağız içinde uygulanabilmekte ve özellikle camsı yapı içermeyen polikristalin seramiklerin yüzey işlemlerinde sıklıkla kullanılmaktadırlar. Yapılan birçok çalışmada zirkonya seramiklere uygulanan kumlama işleminin bağlantı dayanımını önemli ölçüde arttırdığı belirtilmiştir (167–169). Hidroflorik asitin silikat seramiklerdeki yüksek pürüzlendirme etkinliklerinin yanı sıra, oksit seramiklerde yapıdaki bağlantılarında değişiklik yapacak güçte olmadıkları için tercih edilmemektedirler (39). 2013 yılında yapılan bir derlemede,

zirkonya seramiklerin kumlama işleminin 50-110 µm partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ partikülleri ile yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır (120). Bu nedenle çalışmamızdaki zirkonya seramik örnekler, 110 µm partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ partikülleri ile kumlandı.

Hibrit seramikler güncel CAD/CAM materyalleri olup uygulanması gereken yüzey işlemleri hakkında bilgi sınırlıdır. Ancak, Barutçugil ve ark. tarafından 2019 yılında yapılan çalışmada, hibrit seramik yüzeylere kumlama uygulamasının, hidroflorik asit uygulamasına kıyasla daha fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturduğu bildirilmiştir (170).

Helbling ve Özcan tarafından 2019 yılında yapılan çalışmada, 2 farklı yüzey işlemi (HF asit + Monobond Plus, Cojet) uygulanan farklı CAD/CAM materyalleri (Lityum disilikat-IPS e.max CAD, zirkonya-IPS e.max ZirCAD, rezin nanoseramik-Lava Ultimate, polimer infiltre seramik ağ-Vita Enamic, polimer infiltre seramik-Experimental 1, polimer infiltre seramik-Experimental-2, lityum disilikatla güçlendirilmiş alümina-N!ce) ile rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanımı incelenmiştir. Lava Ultimate örneklerine uygulanan yüzey işlemleri karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Cojet uygulanan grupta daha yüksek bağlanma dayanımı bulunmuştur (171). Üretici firma tarafından da hibrit seramikler için kumlama, silika kaplama ve/veya silan işlemleri önerilirken fosforik ve hidroflorik asit kullanımını önerilmemiştir. Yapılan çalışmalar ve üretici firmaların önerileri de dikkate alınarak çalışmamızdaki hibrit rezin nanoseramik örnek yüzeyleri, 110 µm partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ partikülleri ile kumlandı.

Genel bir kural olarak; cam matrikse sahip ya da yapısında camsı seramik içeren tam seramik materyallerin kimyasal bağlanmasının sağlanması için, yapıştırma yüzeylerinin hidroflorik asitle veya kumlama ile pürüzlendirilmesini takiben silanizasyon denilen bir işleme tabi tutulmaları gerekmektedir (172,173). Monobond N ise silanizasyona gerek kalmadan; yapısındaki metakrilat monomerin fonksiyonel trihidroksilan grubunun, cam seramiğin silikat yüzeyine, yoğunlaşma reaksiyonunun bir sonucu olarak bağlanmasıyla elde edilir (174). Baz metal ve zirkonya materyallerin fosforik asite yüksek afinitesi vardır ancak kolayca çözünebilir bağlar kurarlar. Üretici firmaya göre Monobond N; zirkonya ve baz metallerle, fonksiyonel bir fosforik asit grubuna sahip metakrilat monomerinin suda çözünmeye dayanıklı, kuvvetli kimyasal bağlar oluşturmasıyla, bu materyallerden hazırlanan indirekt restorasyonlarla da

kullanılabilmektedir (175). Bu nedenle çalışmamızda da MDP içerikli bir *universal primer* olan Monobond N, tüm seramik örneklerin simantasyon yüzeylerine uygulandı.

Abutment materyalleri ile protetik restorasyon materyalleri arasındaki bağlantı kuvveti uzun vadeli klinik başarıyı etkilemektedir. Bu durum büyük ölçüde siman tipine ve yüzey işlemlerine bağlıdır. İmplant üstü restorasyonlarda konvansiyonel, rezin ve geçici simanın kullanılabileceğini söyleyen ve abutmentlar ile restorasyon arasındaki bağlantı dayanımını değerlendiren birçok çalışmada rezin esaslı daimi ve geçici simanlar karşılaştırılmıştır (150,176).

Rezin simanlar, seramik materyalin bağlantı yüzeyindeki mikro çatlaklara ve düzensizliklere infiltre olarak çatlak yayılımını engellerler ve restorasyonun kırılma dayanımını artırırlar (120). Yapıştırıcı rezin siman, pürüzlendirilen yüzeydeki girintilere penetre olarak mekanik ve silan uygulaması sayesinde kimyasal olarak da bağlanmayı gerçekleştirir (173,177). Ancak implant üstü restorasyonlar için siman seçimi, klinik duruma ve hekimin tercihiye göre farklılık gösterebilmektedir (178).

Bizim çalışmamızda da titanyum ve zirkonya abutment materyalleri ile farklı CAD/CAM materyallerini simante etmek amacıyla daimi (Multilink Speed) ve geçici (Premier İmplant) implant simanları kullanılmıştır.

Kronların implant dayanakları üzerine simantasyonu için gereken kuvvet kronun tam oturmasını sağlaması için önemlidir. Piemjai ve ark. 2001 yılında yaptıkları çalışmada restorasyonu yerleştirme kuvvetinin, marjin tasarımının ve simanın metal kronların marjinal sızıntısı ve retansiyonu üzerinde etkisini incelemişlerdir (179). Kronları yerleştirirken kullanılan büyük kuvvetin (30,6 kg) düşük kuvvetlerle (10,2 kg ve 2,6 kg) karşılaştırıldığında kronun daha iyi oturmasını sağladığı ancak kronun retansiyonu üzerinde önemli bir etkisi olmadığını belirtmiştir.

Özcan ve ark. tarafından 2009 yılında yapılan çalışmada, farklı simantasyon yöntemleri (ultrasonik teknik ve parmak basıncı altında) kullanılarak simante edilen laminate restorasyonların kırılma dayanımı incelenmiş ve simantasyon teknikleri arasında anlamlı fark görülmemiştir (180).

Çalışmalarda simantasyon işlemi esnasında uygulanan yerleştirme kuvveti 750 g dan 10 kg'a kadar farklılık göstermektedir. Simantasyon işlemini Ebert ve ark. (181) çalışmasında 750 g altında, Sheets ve ark. (112) 2 kg altında, Wolfart ve ark. (103), Emms ve ark. (182) ve Sadig ve ark. (183) yaptıkları çalışmalarda 5 kg altında, Bernal ve ark.

(184) ve Bresciano ve ark. (185) 10 kg altında, , Abbo ve ark. (186) tarafından parmak basıncı altında uygulamışlardır. Literatürlerde uygulama süresinin ve uygulanan kuvvetlerin farklılık gösterdiği görülmüş ancak bizim çalışmamızdaki örnek yüzeylerinin kesitlerinin çok küçük olması ve yük altında bükülme göstermesi nedeniyle parmak basıncı altında simante edilmişlerdir.

Seramikler, metaller ve rezin bazlı materyaller arasındaki bağlantının test edilmesinde birçok bağlanma testi önerilmekle birlikte, makaslama ve gerilim testleri sıklıkla tercih edilen yöntemlerdir (187,188). Makaslama testi, adeziv ajan ile bağlanan iki materyalin ara yüzünden kuvvet uygulanan bir test yöntemidir. Bu test yönteminin uygulaması, alternatiflerine kıyasla daha basittir. Ayrıca sonuçlar daha hızlı elde edilmektedir (138). Ancak makro testlerde bulunan bazı limitasyonları aşmak için mikro test yöntemleri geliştirilmiştir. Mikro test yöntemleri kullanılmaya başladıktan sonra, yapışma alanı ve bağlantı kuvveti arasındaki ilişki dikkat çekmeye başlamıştır. Çünkü yapışma alanı küçüldükçe logaritmik bir şekilde bağlanma kuvveti değerlerinde artış görülmüştür (138,139,189). Mikro makaslama testinde uygulanan kuvvetler, materyalde eğilmelere sebep olmadan bağlanma ara yüzünde yoğunlaştığı için makro makaslama testine kıyasla testin doğruluk şansını artırır (140). Bu nedenlerle çalışmamızda mikro makaslama bağlanma testi kullanıldı.

Otani ve ark. 2015 yılında yaptıkları çalışmada, bağlanma dayanımını ölçen test yöntemlerinin '*makro*' ve '*mikro*' versiyonları (gerilim-mikro gerilim, makaslama-mikromakaslama, push out-mikro push out) karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre aynı örnek gruplarına uygulanan mikrotest değerleri, makrotest değerlerine göre anlamlı derecede yüksek çıkmıştır (190). Bizim çalışmamızdaki mikromakaslama değerlerinin, makaslama testi uygulanan diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında daha yüksek çıkmasının nedeni bu şekilde açıklanabilir.

2008 yılında Valandro ve ark. tarafından yapılan çalışmada, rezin siman ve zirkonya/alümina seramiklerin bağlantı dayanımının değerlendirilmesi amacıyla mikro gerilim ve mikro makaslama testi sonuçları karşılaştırılmıştır. Bağlanma dayanımı sonuçlarına bakıldığında, mikro gerilim ve makaslama testlerine ait değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmediği bildirilmiştir (141). Titanyum ve zirkonya abutment materyalleri ile rezin siman bağlantısını değerlendirmek amacıyla mikro

makaslama testi uygulanan fazla sayıda çalışma yoktur. Bu nedenle çalışma sonuçlarımız, bağlantı dayanımını ölçmek üzere gerilim testi uygulanan bazı çalışmalarla da kıyaslandı.

Yapılan çalışmalar bağlanma ara yüzündeki stresin, sadece test metoduna değil, örnek ve yükleme ucunun geometrisine de bağlı olduğunu göstermektedir (138). Kesici ucun tüm yüzeyinin, örnek yüzeyine eş zamanlı olarak dokunması ve buna bağlı olarak uygulanacak kuvvetin bağlantı ara yüzüne mümkün olduğunca yakın alandan iletilmesi gerekmektedir (137). Çalışmamızda kullanılan örneklerin kesiti kare olduğu için bu amaçla düz ve künt şekilde sonlanan kesici uç kullanıldı.

Abutment-siman bağlantısında farklı tip simanların kullanıldığı ve bu simanların birbirleri ile karşılaştırıldığı çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların sonuçları birbirleri ile tam olarak uyum göstermemektedir.

Gültekin ve ark. 2011 yılında yaptıkları çalışmada titanyum abutmentler ile çeşitli simanlar (TempBond NE, Premier İmplant, Multilink İmplant, Adhesor Carbofine) arasındaki bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir. Premier İmplant simanın bağlanma dayanımı geleneksel geçici simandan (Temp Bond NE) yüksek, geleneksel daimi simandan (Adhesor Carbofine) düşük bulunmuştur. Elde edilen retansiyon değerleri, Premier İmplant simanının Temp Bond NE ve benzeri geçici simanlarla yaşanabilecek istenmeyen desimantasyon ihtimali varlığında kullanımının faydalı olabileceğini göstermektedir. Özellikle yeterli abutment yüksekliğe sahip tek ya da çok üyeli implant üstü restorasyonların simantasyonu söz konusu olduğunda, öncelikli olarak akla gelecek geçici simanlar arasında bir tercih yapmak gerekirse, daha az çözünürlüğe sahip rezin bazlı simanların hem yeterli retansiyon direnci hem de gerektiğinde yerinden çıkarılabilme özelliği klinisyenler açısından avantajlı bir durum yaratacaktır (191).

Wadhvani ve ark. 2015 yılında yayınladıkları bir çalışmada titanyum diskleri sekiz farklı simanla birbirine yapıştırdıktan sonra makaslama bağlanma dayanıklılığı testi uygulamışlardır. Simanlardan ikisi rezin, ikisi polikarboksilat, ikisi cam iyonomer ve ikisi çinko oksit bazlı siman olacak şekilde seçilmiştir. Makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri en yüksek $15,2\pm 2,7$ MPa ile polikarboksilat simanlardan birinde rapor edilirken, en düşük $3,4\pm 0,6$ MPa ile çinko oksit bazlı bir simanda elde edilmiştir. Kullanılan rezin simanlar ise en düşük üçüncü ve dördüncü grup olarak rapor edilmiştir (Premier Implant Cement ve Multilink Implant) (192). Araştırmacılar örneklerin hazırlanması sırasında

herhangi bir yüzey pürüzlendirme işlemi veya titanyumun rezin simana bağlantısını arttıracak ek bir işlem yapmadıkları için sonuçların bu şekilde olduğu yorumu yapılabilir.

Squier ve ark. tarafından 2002 yılında yapılan çalışmada, dental implant abutmentleri ile beş farklı simanın bağlanma dayanımını incelemişler, en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini rezin siman uygulanan örneklerin gösterdiğini tespit etmişlerdir (193).

Menani ve ark. (194) ve Schmager ve ark. (195) yapmış oldukları çalışmalarda saf titanyum ile farklı simanların bağlantısını incelemişler, çinko-fosfat siman ile Panavia F rezin simanın bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak önemli fark olmadığını saptamışlardır.

İmplant abutmentleri ile simanların bağlanma dayanımı üzerine değişik simanların etkisinin araştırıldığı çalışmaların sonuçları incelendiğinde; rezin simanların konvansiyonel simanlar ile benzer veya onlardan daha iyi bağlanma değerleri ortaya koyduğu görülmektedir (193,196).

Elsaka ve ark. 2018 yılında, titanyum-rezin siman (Multilink Speed) bağlantısını arttırmak amacıyla, titanyum yüzeyine farklı işlemler [kontrol, kumlama, HF asit, farklı süre ve konsantrasyonlarda titanyum tetraflorid solüsyonu (TiF_4)] uyguladığı çalışmada kontrol grubuna kıyasla, yapılan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin bağlanma dayanımı anlamlı olarak arttırdığı bildirilmiştir (197). Bu çalışmadaki kontrol grubu sonuçları, bizim çalışmamızdaki Titanyum-Multilink Speed uygulanan örneklerin bağlanma dayanımı değerleri ile benzerlik göstermektedir.

Frankenberger ve ark. 2015 yılında yaptıkları çalışmada dört farklı CAD/CAM materyaline (IPS e.max CAD, Celtra Duo, Lava Ultimate, Vita Enamic) farklı yüzey işlemleri (hiçbir işlemin yapılmadığı kontrol grubu, silan, kumlama, kumlama ve silan, hidroflorik asit, hidroflorik asit ve silan) uyguladıktan sonra rezin simanla olan bağlantı dayanımlarını mikro gerilim testiyle incelemişlerdir. Araştırmacılar bağlanma dayanımı değerlerinin sentetik seramikler olan IPS e.max CAD ve Celtra Duo (ZLS)'da, rezin matrikse sahip seramiklerden olan Lava Ultimate ve Vita Enamic'e göre daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir (198). Çalışmamızda da bu sonuçlarla benzer olarak ZLS seramik olan Vita Suprinity, rezin nanoseramik olan Lava Ultimate'e kıyasla daha yüksek bağlantı dayanımı gösterdi.

Bellan ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmada, üretici firma talimatları doğrultusunda ZLS yüzeylere 20 sn %10'luk HF asit ve rezin nano-seramik yüzeylere 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi uygulamış ve bağlanma dayanımını sonuçlarını sırasıyla 12,8-16,6 MPa ve 21,64-32,93 MPa olarak bulunmuştur. ZLS seramiklerde görülen bağlanma dayanımı değerleri bizim çalışmamızın sonuçlarıyla paralellik gösterirken, rezin nano-seramiklerde gösterilen değer bizim çalışmamıza kıyasla oldukça yüksektir (199).

Menon ve ark. tarafından 2016 yılında yapılan bir çalışmada, zirkonya ve titanyum abutmentlar üzerine zirkonya kopingler üretilmiştir. Üretilen kopingler farklı simanlar (rezin siman, cam ionomer siman, öjenol içermeyen çinko oksit siman ve çinko fosfat siman) kullanılarak abutmentlara simante edilmiştir. Bağlanma dayanımını ölçmek üzere gerilim testi uygulanmış ve siman tipi dikkate alınmaksızın zirkonya abutmentların bağlanma dayanımı titanyum abutmentlara göre yüksek bulunmuştur (200). Bizim çalışmamızda da zirkonya abutmentlarda görülen bağlanma dayanımının istatistiksel olarak anlamlı fark olmamakla birlikte titanyum abutmentlara kıyasla daha yüksek olduğu görüldü.

Güler ve ark. 2017 yılında yaptığı çalışmada, zirkonya üst yapı örneklerinin, titanyum ve zirkonya abutmentlar üzerine, farklı simanlar (geçici implant simanı, çinko fosfat siman ve rezin siman) ile simantasyonunun bağlantı dayanımına etkisini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak titanyum ve zirkonyum abutmentlar arasındaki bağlantı dayanımı istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır. Çinko fosfat ve özellikle rezin simanın bağlantıyı, geçici implant simanına kıyasla anlamlı olarak arttırdığı bildirilmiştir (150). Bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer olarak, abutment materyal tipinin bağlantı dayanımına etkisinin olmadığı ancak seçilen siman tipinin bağlantı dayanımı anlamlı olarak etkilediği görülmüştür.

Smielak ve ark. 2015 yılında yaptıkları çalışmada, 4 farklı siman (Panavia F 2.0, Adhesor Carbofine, TempBond, Premier İmplant) kullanarak, disk şeklindeki titanyum ve zirkonya yüzeyleri simante etmişler ve bağlanma dayanım kuvvetlerini makaslama testiyle değerlendirmişlerdir. Sonuçlar yüksek bağlanma kuvvetinden düşüğe doğru Panavia F 2.0, Adhesor Carbofine, Premier İmplant, TempBond olacak şekilde bulunmuştur (201).

Sellers ve ark. tarafından 2017 yılında yapılan çalışmada ise 6 farklı siman (Panavia 21, Multilink Hibrit Abutment, RelyX Unicem 2, RelyX Luting Plus, Ketac Cem, Premier İmplant) kullanılarak lityum disilikat kronlar, zirkonya abutmentlere simante edilmiş ve bağlanma dayanımı değerleri ölçülmüştür. En yüksek bağlanma dayanımı Panavia 21 simanda görülürken, termosiklus sonrası Multilink Hibrit Abutment en yüksek değeri göstermiştir. Termosiklus öncesi ve sonrası her iki durumda da en düşük bağlanma dayanımının Premier İmplant simanında olduğu bildirilmiştir (176). Bu çalışmanın sonuçlarında da bizim çalışmamızdaki zirkonya örneklerde olduğu gibi geçici implant simanı ile daimi implant simanı arasında, bağlantı dayanımı bakımından anlamlı farklılık bulunmuştur.

Dal Piva ve ark. 2018 yılında yaptığı ve ZLS seramikler ile yüksek translüseni gösteren zirkonya seramiklerin rezin siman ile bağlanma dayanımını değerlendikleri çalışmada, zirkonya seramiklerin bağlanma dayanımı ZLS seramiklere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (202). Bizim çalışmamızda da, bu çalışmaya benzer şekilde zirkonya seramiklerin bağlanma dayanımı ZLS seramiklerden daha yüksek bulunmasına rağmen, aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Schepke ve ark. tarafından 2018 yılında yapılan çalışmada, 50 hastanın küçük ağız bölgesinde bulunan tek üye zirkonya abutmentin üzerine rezin nanoseramik (Lava Ultimate) ve lityum disilikat seramik (e.max CAD) kron yapılmıştır. Lava Ultimate kronlar 1 yıl kullanıldıktan sonra çıkartılmış, e.max CAD kronlar simante edilmiş ve onlar da 1 yıl takip edilmiştir. Lava Ultimate kronlarda % 80 oranında desimantasyon rapor edilirken, e.max CAD kronlarda bağlanma başarısızlığı görülmemiştir (203). Bizim çalışmamızda görülen Lava Ultimate örneklerin, siman tipi fark etmeksizin, zirkonya abutmenta bağlantı değerlerinin diğer üst yapı materyallerine kıyasla düşük olması bu çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Krejci ve ark.'nın 2017 yılında yaptığı, doğal diş ve implant üstü tek üye Lava Ultimate ve e.max CAD restorasyonlarının, doğal diş, titanyum ve zirkonyum abutmentler arasındaki stress dağılımını inceleyen çalışmada en yüksek stres dağılımının Lava Ultimate-zirkonya abutment ve Lava Ultimate-titanyum abutment arasında olduğu bildirilmiştir (204). Bu durum literatürde çokça gösterilen Lava Ultimate restorasyonunun desimantasyonunu açıklayabilir.

Guilherme ve ark.nın 2016 yılında yaptığı çalışmada, titanyum abutmentlar üzerine simante edilen zirkonya (Lava Plus), rezin nanoseramik (Lava Ultimate) ve lityum disilikat (e.max CAD) örneklerin statik başarısızlık yükleri ve yorulma başarısızlık yükleri ölçülmüştür. Lava Ultimate ve e.max CAD arasında güvenilirlik açısından anlamlı fark bulunmasa da Lava Plus örnekler diğerlerinden anlamlı olarak daha güvenilir bulunmuştur (205).

Weyhrauch ve ark.nın 2016 yılında yaptıkları çalışmada, titanyum abutmentlar üzerine farklı rezin simanlar kullanılarak simante edilen, her birinden 75 tane olmak üzere toplam 525 tam seramik restorasyonun (ZLS-Vita Suprinty ve Celtra Duo, feldspatik seramik-Vita Mark II, lösitle güçlendirilmiş seramik-Empress CAD, lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik-e.max CAD, polimer infiltre seramik-Vita Enamic, rezin nanoseramik-Lava Ultimate) kırılma dirençlerini incelemişlerdir. Kullanılan rezin siman tipinin kırılma dayanımı üzerinde etkisi olmadığı bildirilmiştir. En yüksek kırılma dayanımını ZLS seramik olan Vita Suprinity göstermiştir (149).

Elsayed ve ark. 2019 yılında, titanyum ve zirkonya abutmentlar üzerine yaptıkları, zirkonya, lityum disilikat ve polietereeterketon (PEEK) restorasyonların kırılma dayanımını inceledikleri çalışmada, en yüksek kırılma dayanımı zirkonya abutment-zirkonya restorasyon arasında görülürken, en düşük kırılma dayanımı zirkonya abutment-lityum disilikat restorasyon arasında görüldüğü bildirmişlerdir (206).

Seçilmiş ve ark. 2016 yılında yaptıkları çalışmada rezin nanoseramik, hibrit seramik, ZLS seramik ve lityum disilikat seramik olmak üzere 4 farklı CAD/CAM materyali ile iki farklı rezin siman (Panavia F 2.0 ve Multilink N) arasındaki makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Bizim çalışmamızda olduğu gibi bu çalışmada da, üretici firmaların önerileri doğrultusunda yüzey pürüzlendirme işlemi olarak Lava Ultimate örneklere alüminyum oksit tozu ile kumlama, diğer örneklere ise HF asit uygulaması yapılmıştır. Çalışmada Panavia F 2.0 rezin siman için en yüksek bağlanma dayanımı değerleri Lava Ultimate grubunda görülürken, diğer gruplar arasında anlamlı fark görülmemiştir. Monobond N uygulandıktan sonra Multilink N rezin siman uygulanan grupta için en yüksek bağlanma dayanımı değerleri sırayla IPS e.max CAD ve Vita Suprinity'de görülürken, Vita Enamic ve Lava Ultimate arasında anlamlı fark görülmemiştir (207). Bizim çalışmamızda da bu sonuçlara benzer şekilde, Monobond N

sonrası Multilink Speed siman uygulanan grupta Vita Suprinity'nin bağlanma dayanımı değerleri Lava Ultimate kıyasla anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Çekiç-Nagas ve ark. tarafından 2016 yılında yapılan çalışmada, 3 farklı rezin simanın (RelyX, Variolink Estetik ve G-CEM LinkAce) HF asit ile yüzey işlemi uygulanmış farklı CAD/CAM materyalleri (polimer infiltre-Vita Enamic, rezin nanoseramik-Lava Ultimate, nanoseramik-Cerasmart) ile aralarındaki bağlanma dayanımını mikro makaslama testi ile değerlendirmişlerdir. Simante edilen örneklerin yarısı termosiklusa tabi tutulmuştur. Çalışma sonuçlarına göre farklı siman tipleri arasında bağlanma dayanımı bakımından anlamlı fark görülmezken, termosiklus işlemi bağlanma dayanımı anlamlı derecede düşürmektedir (208). Bizim çalışmamızda görülen, Lava Ultimate daimi rezin siman grubuna ait mikro makaslama testi bağlanma dayanımı değerleri, bu çalışmaya ait Lava Ultimate grubunun ortalama bağlanma dayanımı değerleriyle benzerlik göstermektedir.

Alp ve ark. tarafından 2018 yılında yapılan çalışmada, 3 farklı CAD/CAM materyaline (Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic), 2 farklı yüzey işlemi (alüminyum oksit ile kumlama ve Cojet) uygulanmış ve 2 farklı tip rezin siman (hem ışık hem de kimyasal yolla sertleşen ve ışıkla sertleşen) ile aralarındaki bağlanma dayanımı ölçülmüş, yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanım kuvvetleri arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Sonuçta Lava Ultimate grubu için Cojet uygulaması daha fazla yüzey pürüzlülüğü sağlasa da bağlanma dayanımı değerleri bakımından alüminyum oksit kumlama daha yüksek bulunmuştur. Lava Ultimate grubu için en yüksek bağlanma dayanımı değeri yüzeye alüminyum oksit kumlama yapılan ve hem ışıkla hem de kimyasal yolla sertleşen siman kullanılan grupta görülmüştür (209). Bizim çalışmamızda da Lava Ultimate grubu örneklerle alüminyum oksit partikülleri ile kumlama yapılmış ve hem ışıkla hem de kimyasal yolla sertleşen simanlar kullanılmıştır.

Schwarz ve ark. tarafından 2012 yılında yapılan retrospektif çalışmada, geçici (Dycal ve TempBond) ve daimi siman (Harvard, Ketac Cem ve RelyX Unicem) ile simante edilen implant üstü restorasyonlardaki komplikasyonlar ve sağ kalım oranları değerlendirilmiştir. Çalışmaya 241 hastada bulunan implant üstü 166 sabit bölümlü protez ve 231 tek kron dahil edilmiştir. Sabit bölümlü protezlerin %50,6'sı ve tek kronların %54,7'si geçici implant simanı ile simante edilmiştir. Ortalama 2,24 yıllık takip süresi sonunda çeşitli faktörler (cinsiyet, yaş, bulunduğu bölge ve üst yapı materyali)

dikkate alınarak, daimi ve geçici siman ile simante edilen restorasyonların komplikasyonları (desimantasyon, chipping, altyapı ve abutment kırığı) ve sağ kalım oranları karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak sabit bölümlü protezlerin %96,4 ve %100 (geçici/daimi siman) sağ kalım oranı gösterirken, tek kronlarda bu oran %98,4 ve %92,4 (geçici/daimi siman) olarak bildirilmiştir. Kullanılan siman tipi, retansiyon kaybı açısından sabit bölümlü protezlerde anlamlı fark oluştururken, tek kronların retansiyonu üzerinde önemli bir etkisi olmamıştır (110). Buna bağlı olarak, implant üstü sabit bölümlü protezlerin daimi simanlar ile simante edilmesi önerilmektedir.

Titanyum ve zirkonya abutment materyalleri yüzeyine çeşitli pürüzlendirme işlemleri yapılan çalışmalardaki siman makaslama değerleri, bizim çalışmamıza kıyasla daha yüksek değerler göstermiştir (197,201,210) Çalışmamızda işlenmiş abutment yüzeyini taklit eden titanyum ve zirkonya örnekler üzerinde herhangi bir yüzey işlemi yapılmadı. Bunun sonucu olarak siman ve abutment materyalleri arasında mikro mekanik kilitlenme olmayışı, tüm gruplarda daha fazla oranda görülen adeziv başarısızlığı açıklamaktadır.

Siman-seramik bağlantısının sürekliliğini test etmek için uzun süre suda bekletme ve termal siklus uygulanması oldukça fazla kullanılan yöntemlerdir. Bu işlemler yapıştırıcı simanın bütünlüğünü etkiler (211,212). Çalışmamızdaki örnekler oda sıcaklığında (37 °C) damıtılmış su içinde 24 saat bekletildi ve sonra test edildi. Çalışmamızın limitasyonu termal siklusun uygulanmaması olabilir. Bu durumun bağlanma dayanımı değerlerini etkileyeceğine inanılmaktadır (213).

Çalışmamızda oluşturulan hipotezlerimiz:

- I. “Kullanılan iki farklı rezin içerikli implant simanı, abutment-üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanımında önemli bir farklılık oluşturmayacaktır.” hipotezimiz Multilink Speed ve Premier İmplant simanlarının bağlanma dayanımları arasında anlamlı farklılık değerleri göstermesi sebebiyle reddedildi.
- II. “Kullanılan titanyum ve zirkonya abutment materyalleri arasında bağlanma dayanımı bakımından anlamlı farklılık olmayacaktır.” hipotezimiz zirkonya ve titanyum abutment materyallerinin bağlanma dayanımlarının benzer değerler göstermesi nedeniyle kabul edildi.

III. “Aynı siman ile simante edilen örnek grupları arasındaki bağlanma dayanımı değerlendirdiğinde, kullanılan farklı üst yapı seramikleri arasında anlamlı fark olmayacaktır.” hipotezimiz Lava Ultimate, Vita Suprinity ve Katana seramiklerin bağlanma dayanım değerlerinin anlamlı farklılık göstermesi nedeniyle reddedildi.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, abutment materyali olarak işlem yapılmamış zirkonya ile titanyum yüzeyler arasında bağlanma dayanımı açısından anlamlı fark olmadığını göstermektedir. Ancak bağlanma dayanımının, kullanılan siman çeşidinden anlamlı olarak etkilendiği görülmektedir. En yüksek bağlanma dayanımının, zirkonya abutment üzerine Multilink Speed siman ve Vita Suprinity seramik örneklerin birlikte kullanılması sonucu elde edildiği görülmektedir.

8. SONUÇLAR

Laboratuvar çalışmamızın deneysel koşulları ve sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

1. Abutment materyali olarak kullanılan zirkonya ile titanyum yüzeyler arasında bağlanma dayanımı açısından anlamlı fark görülmediği için ön ve arka bölgede abutment materyali seçiminde bağlanma dayanımı farklılığının bir kriter olmadığını düşünmekteyiz.
2. Titanyum veya zirkonya abutment üzerine hangi seramik tipi kullanılırsa kullanılsın, implant siman tipine göre mikro makaslama bağlanma dayanıklılığı incelendiğinde; Multilink Speed simanın Premier İmplant simanına göre daha iyi sonuçlar verdiği görüldü. İdeal bir implant simanının yeterli retansiyona sahip ancak istenildiğinde çıkarılabilir olması amaçlandığından, siman seçiminin klinik durumlara göre karar verilmesinin daha uygun olduğunu düşünmekteyiz.
3. Seramik tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı incelendiğinde sıralamanın büyükten küçüğe; Katana > Vita Suprinity > Lava Ultimate şeklinde olduğu görüldü. Katana seramik örneklerin her iki siman tipindeki yüksek bağlanma dayanımları ve ön bölgede kullanılacak titanyum abutmentin gri rengini diğer seramik materyallere göre daha iyi maskeleme avantajlarından dolayı tüm implant üstü restorasyonlarda kullanımını elimizdeki verilerle önermekteyiz.
4. Lava Ultimate seramik restorasyonların her iki siman tipinde de görülen bağlanma başarısızlığı literatürdeki birçok çalışma ile benzerlik göstermektedir. Ancak geçici siman kullanıldığı durumlarda bağlanma dayanımı anlamlı olarak düşmüştür. Bu nedenle implant üstü Lava Ultimate restorasyonun daimi rezin siman ile simantasyonunun klinik başarı açısından daha iyi olduğunu düşünmekteyiz.

9. KAYNAKLAR

1. Avila G, Galindo-Moreno P, Soehren S, Misch CE, Morelli T, Wang H-L. A novel decision-making process for tooth retention or extraction. *J Periodontol.* 2009;80(3):476–491.
2. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences; 452-465, 2012.
3. Kim A, Campbell SD, Viana MA, Knoernschild KL. Abutment material effect on peri-implant soft tissue color and perceived esthetics. *J Prosthodont.* 2016;25(8):634–640.
4. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2012;28(12):1215–1220.
5. Palacci P. Peri-implant soft tissue management: Papilla regeneration technique. Optimal implant positioning and soft tissue management for the Brånemark system Chicago: Quintessence Int. 59–70, 1995.
6. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant–abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(1):12–18.
7. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;90(4):325–331.
8. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015;28(3):227-235.
9. Santos MJ, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos JG. Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compend Contin Educ Dent.* (Jamesburg, NJ: 1995). 2015;36(1):31–7.
10. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000;16(3):226–233.
11. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449–456.
12. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28(7):529–535.

13. Hacızade F. Seramik alanında kullanılan terim ve kavramlarda Türkçenin durumu. Selçuk Üniv Türkiyat Araş Derg. 2014;(10):39-54.
14. Tatal Z, Yamaner IDS, Tuncer EB. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2015;10(10):157-166.
15. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. Compend Contin Educ Dent. (Jamesburg, NJ: 1995). 1999;20(12):1115.
16. Miara P, Touati B, Nathanson D, Giordano R. Esthetic dentistry and ceramic restorations. CRC Press; 1998.
17. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. J Am Dent Assoc. 2000;131:47S–51S.
18. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence Int.
19. Seghi RR, Sorensen JA, Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont. 1995;8(3):239-246.
20. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. J Prosthodont Res. 2014;58(4):208–216.
21. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. J Conserv Dent. 2010;13(4):195.
22. Von Fraunhofer JA. Dental materials at a glance. John Wiley & Sons; 2013.
23. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences; 2012.
24. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. American Journal of Materials Engineering and Technology. 2015;3(1):13–18.
25. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent. (Jamesburg, NJ: 1995). 2010;31(9):682–4.
26. Pröbster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. Quintessence Int. 1992;23(1):25-31.
27. Denry I, Holloway J. Ceramics for dental applications: a review. Materials. 2010;3(1):351–368.
28. Palin WM, Burke FJT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. Dent Update. 2005;32(10):566–572.
29. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. Dent Clin North Am. 2002;46(2):405–26.

30. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent.* (Jamesburg, NJ: 1995). 2012;33(1):50–52.
31. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):122-128.
32. Christensen RP, Galan AD, Mosher TA. Clinical status of eleven CAD/CAM materials after one to twelve years of service. *State of the art of CAD/CAM restorations.* 2006.
33. Della Bona A. *Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry.* Artes Médicas; 2009
34. Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WH, Barthel CR. Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Oper dent.* 2008;33(5):484–487.
35. Zahnfabrik V. VITABLOCS [Internet]. VITA Zahnfabrik. [a.yer 20 Temmuz 2019]. Erişim adresi: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITABLOCS-56965.html>
36. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):702–4.
37. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):44–49.
38. CEREC CAD/CAM Materials | Dentsply Sirona [Internet]. [a.yer 20 Temmuz 2019]. Erişim adresi: <https://www.dentsplysirona.com/en/explore/cerec/cad-cam-materials.html>
39. Bona AD, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):159-167.
40. Höland W, Frank M, Rheinberger V. Surface crystallization of leucite in glasses. *J Non Cryst Solids.* 1995;180(2-3):292–307.
41. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral Implantol (Rome).* 2014;7(3):57.
42. Naves LZ, Soares CJ, Moraes RR de, Gonçalves LS, Sinhoreti MAC, Corrêa-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent.* 2010;35(4):420–427.
43. Gökçe B, Özpınar B, Dündar M, Cömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper dent.* 2007;32(2):173–178.
44. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations—Midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent.* 2009;37(8):627–637.

45. Galiatsatos AA, Bergou D. Six-year clinical evaluation of ceramic inlays and onlays. *Quintessence Int.* 2008;39(5):407-412.
46. Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2005;93(5):459-466.
47. Rosenstiel SF, Land MF. *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book.* Elsevier Health Sciences; 751-774,2015.
48. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:14-21.
49. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010;23(5):434-442.
50. Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J.* 2010;29(6):661-667.
51. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* 2004;13(1):28-35.
52. Rinke S, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt A-K. Fabrication of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic restorations using a complete digital workflow. *Case reports in dentistry.* 2015;2015. doi: 10.1155/2015/162178.
53. Zahnfabrik V. SUPRINITY [Internet]. VITA Zahnfabrik. [a.yer 26 Haziran 2019]. Erişim adresi: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-81863.html>
54. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015;113(6):534-540.
55. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016;32(7):908-914.
56. de Carvalho Ramos N, Campos TMB, de La Paz IS, Machado JPB, Bottino MA, Cesar PF, vd. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater.* 2016;32(7):870-878.
57. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.

58. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):333–352.
59. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater.* 2001;17(3):260–267.
60. Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.* 2002;15(5):451-456.
61. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence Int.* 2002;33(7):503-510.
62. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011;56:84–96.
63. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):4–9.
64. Borba M, de Araújo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, vd. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011;27(7):710–721.
65. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299–307.
66. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1–25.
67. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505.
68. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36(2):105-113.
69. ZublerSA - DC Zircon [Internet]. [a.yer 20 Temmuz 2019]. Erişim adresi: <http://www.zublersa.co.za/DC-Zircon>
70. Philipp A, Fischer J, Hämmerle CHF, Sailer I. Novel ceria-stabilized tetragonal zirconia/alumina nanocomposite as framework material for posterior fixed dental prostheses: preliminary results of a prospective case series at 1 year of function. *Quintessence Int.* 2010;41:313-319.
71. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013;29(12):1201–1208.

72. CERASMART - Force absorbing hybrid ceramic CAD/CAM Block [Internet]. GC EUROPE. [a.yer 20 Temmuz 2019]. Erişim adresi: <https://www.gceurope.com/products/cerasmart/>
73. Zahnfabrik V. ENAMIC [Internet]. VITA Zahnfabrik. [a.yer 19 Temmuz 2019]. Erişim adresi: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>
74. Venturini AB, Prochnow C, Pereira GK, Segala RD, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid-and resin-ceramic materials for CAD/CAM monolithic restorations. *Dent Mater.* 2019;35(4):534–542.
75. Güngör MB, Nemli SK, Bal BT, Ünver S, Doğan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(4):259–266.
76. Shofu Dental Shofu Block & Disk HC [Internet]. [a.yer 30 Ağustos 2019]. Erişim adresi: <http://www.shofu.com/en/products/ceramics-dentures/new/shofu-block-disk-hc/>
77. Esposito M, Grusovin MG, Chew YS, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: 1-versus 2-stage implant placement. *Cochrane Database Syst Rev.* 2009;7(4):CD003607.
78. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDP s) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:22–38.
79. Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013;30(9):CD003603.
80. Levine RA, Ganeles J, Jaffin RA, Clem III DS, Beagle JR, Keller GW. Multicenter retrospective analysis of wide-neck dental implants for single molar replacement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):736-42.
81. Wittneben J-G, Millen C, Brägger U. Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions-A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29:84-98.
82. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:163–201.
83. Misch CE. An implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. *Dental Implant Prosthetics-E-Book.* 46-55, 2014.
84. Davarpanah M. Clinical manual of implant dentistry. *Quintessence Int.* 152-168, 2002.

85. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Restor Dent.* 1996;8(1):255–262.
86. Magne P, Magne M, Jovanovic SA. An esthetic solution for single-implant restorations—type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008;99(1):2–7.
87. Protopapadaki M, Monaco Jr EA, Kim H-I, Davis EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent.* 2013;110(5):389–396.
88. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments—a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000;20(1):81-91.
89. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont.* 2002;15(5):488-493.
90. Vanlıoğlu B, Özkan Y, Özkan Y. Estetik Bölgede İmplant-üstü Restorasyonlarda Güçlendirilmiş Seramik Dayanaklar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012;5:58–64.
91. Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent Mater.* 2008;24(5):611–617.
92. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil.* 2005;32(11):838–843.
93. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:4–31.
94. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(6):920–925.
95. von Maltzahn NF, Holstermann J, Kohorst P. Retention Forces between Titanium and Zirconia Components of Two-Part Implant Abutments with Different Techniques of Surface Modification. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(4):735–744.
96. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M. İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı. *EÜ Diş Hek Fak Derg.* 2007;28:145–150.
97. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):135–141.

98. Sita Ramaraju DV, Alla RK, Alluri VR, Raju M. A review of conventional and contemporary luting agents used in dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*. 2014;2(3):28–35.
99. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater*. 2010;26(3):193–206.
100. Mesu FP. Degradation of luting cements measured in vitro. *J Dent Res*. 1982;61(5):665–672.
101. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(6):793-798.
102. Mehl C, Harder S, Wolfart M, Kern M, Wolfart S. Retrieval of implant-retained crowns following cementation. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(12):1304–1311.
103. Wolfart M, Wolfart S, Kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(4):519-525.
104. Kokubo Y, Kano T, Tsumita M, Sakurai S, Itayama A, Fukushima S. Retention of zirconia copings on zirconia implant abutments cemented with provisional luting agents. *J Oral Rehabil*. 2010;37(1):48–53.
105. Heinemann F, Mundt T, Biffar R. Retrospective evaluation of temporary cemented, tooth and implant supported fixed partial dentures. *J Craniomaxillofac Surg*. 2006;34:86–90.
106. Pan Y-H, Ramp LC, Lin C-K, Liu P-R. Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(4):587-592.
107. Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong K-H, Wang H-L. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2006;95(6):450–455.
108. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. 2011;56:67–76.
109. Schneider RL. Evaluation of the retention of castings to endosseous dental implants. *J Prosthet Dent*. 1987;58(1):73–78.
110. Schwarz S, Schröder C, Corcodel N, Hassel AJ, Rammelsberg P. Retrospective comparison of semipermanent and permanent cementation of implant-supported single crowns and FDPs with regard to the incidence of survival and complications. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:151–158.

111. Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2011;38(9):697–711.
112. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont.* 2008;17(2):92–96.
113. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):43–47.
114. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):343–348.
115. Akca K, İplikçioğlu H, Çehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(4):536-542.
116. Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(5):660-665.
117. Wadhvani CP, Piñeyro AF. Implant cementation: clinical problems and solutions. *Dentistry today.* 2012;31(1):56–58.
118. Felton DA, Kanoy BE, White JT. The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent.* 1987;58(3):292–296.
119. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000;13:60–76.
120. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268–274.
121. Albers HF. Bonded tooth colored restoratives: indirect bonded restorations. Santa Rosa: Alto Books. 1–42, 1989.
122. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent.* 2000;28(3):163–177.
123. Montenegro AC, Machado AN, Gouvêa CVD. Tensile strength of cementing agents on the CeraOne system of dental prosthesis on implants. *Implant Dent.* 2008;17(4):451–460.
124. Tulunoğlu İ, Çiftçi Y, Muhtarogulları M, Müftü A. Prepare Edilmiş Diş ve İmplantüstü Desteklerde Kullanılan İki Geçici ve Bir Daimi Yapıştırma Yönteminin Çekme Dayanıklılığının Değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2005;29(3):51-6.

125. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(2):260-265.
126. Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osteointegrated implant bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1997;83(2):198–205.
127. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997;77(1):28–35.
128. Yavuz T. Farklı ısılarda uygulanan silanın cam seramiklerin yüzey yapısına ve bağlanma dayanımına etkisi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2013.
129. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res*. 2007;18:218–231.
130. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, vd. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*. 2010;26(2):100–121.
131. ISO I. 9693: Metal-ceramic dental restorative systems. Switzerland: International Organization for Standardization. 1999;
132. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*. 1998;14(3):212–221.
133. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*. 2005;94(2):125–131.
134. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat. 2003;
135. El Zohairy AA, De Gee AJ, De Jager N, Van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res*. 2004;83(5):420–424.
136. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, vd. The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry*. 1999;1(4):299-309.
137. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):349–355.

138. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.* 2010;26(2):78–93.
139. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):38–49.
140. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater.* 2007;23(9):1086–1092.
141. Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J.* 2008;27(6):849–855.
142. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil.* 1995;22(6):421–427.
143. Seymen F, Gülhan A. Arka Grup Dişlerde Kullanılan Çeşitli Dolgu Materyallerinin Yüzey Sertliklerinin İncelenmesi-The Investigation Of Surface Hardness Of Various Posterior Filling Materials. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry.* 1996;30(3):145–152.
144. Lapshin RV. Feature-oriented scanning methodology for probe microscopy and nanotechnology. *Nanotechnology.* 2004;15(9):1135.
145. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *J Oral Rehabil.* 2002;15(3):248-253.
146. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent. University Of Washington.* 2003;28(5):647–660.
147. Keenan AV, Levenson D. Are ceramic and metal implant abutments performance similar? *Evid Based Dent.* 2010;11(3):68.
148. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(1):20–27.
149. Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM. Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(2):304-309.
150. Güler U, Budak Y, Queiroz JRC, Özcan M. Dislodgement resistance of zirconia copings cemented onto zirconia and titanium abutments. *Implant Dent.* 2017;26(4):510–515.

151. Vechiato-Filho AJ, Pesqueira AA, De GS, Pellizzer EP, Goiato MC. Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Prosthodont*. 2016;29(3):233-244.
152. Kim H-K. Implant-supported prosthetic rehabilitation for the edentulous maxilla using the additive manufacturing technology: A case report. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*. 2018;56(2):173–178.
153. Manhart J, Chen HY, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*. University Of Washington-. 2004;29:481–508.
154. Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent*. 2019;121(1):124–128.
155. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restoratif- Cerec 14L A2-LT Renk [Internet]. [a.yer 20 Ağustos 2019]. Erişim adresi: https://www.3m.com.tr/3M/tr_TR/turkiye-tr/tum-urunler/~Lava-Ultimate-CAD-CAM-Restoratif-Cerec-14L-A2-LT-Renk
156. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J*. 2015;34(2):161–167.
157. Duzyol M, Sagsoz O, Sagsoz NP, Akgul N, Yildiz M. The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength Between CAD/CAM Blocks and Composite Resin. *J Prosthet Dent*. 2016;25(6):466-71.
158. Güler AU, Yilmaz F, Yenisey M, Güler E, Ural Ç. Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain. *J Adhes Dent*.. 2006;8(1):21-25.
159. Senyilmaz DP, Palin WM, Shortall ACC, Burke FJT. The effect of surface preparation and luting agent on bond strength to a zirconium-based ceramic. *Oper Dent*. 2007;32(6):623–630.
160. Akyıl MŞ, Uzun İH, Bayındır F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg*. 2010;28(6):801–808.
161. Piasek JR, Swift EJ, Braswell K, Stoner BR. Surface fluorination of zirconia: adhesive bond strength comparison to commercial primers. *Dent Mater*. 2012;28(6):604–608.
162. Villard N, Seneviratne C, Tsoi JKH, Heinonen M, Matinlinna J. Candida albicans aspects of novel silane system-coated titanium and zirconia implant surfaces. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(3):332–341.
163. Kussano CM, Bonfante G, Batista JG, Pinto JHN. Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment. *Braz Dent J*. 2003;14(2):132–135.

164. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(5):540–546.
165. Kocadereli İ, Canay Ş, Akça K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(6):617–620.
166. Yildirim G. Effect of Different Acid Treatments on the Shear Bond Strength of Computer-Aided Design and Manufacturing (CAD-CAM) Ceramics for Dental Applications. *Journal Of Ceramic Science And Technology.* 2018;9(4):391–395.
167. Yeğin E. Effects of Various Chairside Surface Treatments on Zirconia-Resin Cement Bond Strength. *Journal of Dental Materials and Techniques.* 2019;8(1):12–18.
168. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater.* 2007;23(1):45–50.
169. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int.* 2007;38(9):745-753.
170. Barutçigil K, Barutçigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Buyukkaplan US. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *J Prosthodont.* 2019;28(1):71–78.
171. Helbling F, Özcan M. Adhesion of resin cement to contemporary hybrid ceramic and polymeric CAD/CAM materials: effect of conditioning methods and ageing. *J Adhes Sci Technol.* 2019;33(8):886–902.
172. Girish PV, Dinesh U, Bhat CS, Shetty PC. Comparison of shear bond strength of metal brackets bonded to porcelain surface using different surface conditioning methods: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2012;13(4):487–493.
173. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(8):725–731.
174. Ebert T, Elsner L, Hirschfelder U, Hanke S. Shear bond strength of brackets on restorative materials. *J Orofac Orthop.* 2016;77(2):73–84.
175. GmbH MAW. Ivoclar Vivadent [Internet]. [a.yer 05 Ağustos 2019]. Erişim adresi: <https://www.ivoclarvivadent.com/en/p/dental-professional/products/luting-material/bonding-agents-luting-composites/monobond-plus>
176. Sellers K, Powers JM, Kiat-amnuay S. Retentive strength of implant-supported CAD-CAM lithium disilicate crowns on zirconia custom abutments using 6 different cements. *J Prosthet Dent.* 2017;117(2):247–252.

177. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part II: chemical surface treatments. *Silicon*. 2011;3(3):117.
178. Tarica DY, Alvarado VM, Truong ST. Survey of United States dental schools on cementation protocols for implant crown restorations. *C* 2010;103(2):68–79.
179. Piemjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont*. 2001;14(5):412-416.
180. Özcan M, Mese A. Effect of ultrasonic versus manual cementation on the fracture strength of resin composite laminates. *Oper Dent*. 2009;34(4):437–442.
181. Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):921-927.
182. Emms M, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont*. 2007;16(1):3–9.
183. Sadig WM, Al Harbi MW. Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dent*. 2007;16(4):387–396.
184. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):121–132.
185. Bresciano M, Schierano G, Manzella C, Screti A, Bignardi C, Preti G. Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(5):594–598.
186. Abbo B, Razzoog ME, Vivas J, Sierralta M. Resistance to dislodgement of zirconia copings cemented onto titanium abutments of different heights. *Clin Oral Implants Res*. 2008;99(1):25–29.
187. Yanagida H, Matsumura H, Atsuta M. Bonding of prosthetic composite material to Ti-6Al-7Nb alloy with eight metal conditioners and a surface modification technique. *Am J Dent*. 2001;14(5):291–294.
188. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*. 1995;74(9):1591–1596.
189. Valandro Lf, Ozcan M, Amaral R, Passos SP, Bottino MA. Does the bonded cross-sectional surface area affect the microtensile bond strength of resin cement to glass-ceramic? *Minerva Stomatol*. 2008;57(10):497–504.
190. Otani A, Amaral M, May LG, Cesar PF, Valandro LF. A critical evaluation of bond strength tests for the assessment of bonding to Y-TZP. *Dent Mater*. 2015;31(6):648–656.

191. Gültekin P, Gültekin BA. Farklı Simanların İmplantüstü Kuron Protezlerinin Tutuculuğuna Etkisi. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 2012;46(1):43–52.
192. Wadhvani C, Chung K-H. Bond strength and interactions of machined titanium-based alloy with dental cements. *J Prosthet Dent*. 2015;114(5):660–665.
193. Squier RS. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(6):793-798.
194. Menani LR, Ribeiro RF, de Almeida RP. Tensile bond strength of cast commercially pure titanium and cast gold-alloy posts and cores cemented with two luting agents. *J Prosthet Dent*. 2008;99(2):141–147.
195. Schmage P, Sohn J, Özcan M, Nergiz İ. Effect of surface treatment of titanium posts on the tensile bond strength. *Dent Mater*. 2006;22(2):189–194.
196. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J*. 2008;53(4):332–339.
197. Elsaka SE. Effectiveness of Titanium Tetrafluoride on the Bond Strength of Composite Cement to Titanium. *J Adhes Dent*. 2018;20(2):143-149.
198. Frankenbergera R, Hartmannb VE, Krechc M, Krämerd N, Reiche S, Braunf A, vd. Adhesive luting of new CAD/CAM materials Adhäsive Befestigung neuer CAD/CAM-Materialien. *Int J Comput Dent*. 2015;18(1):9–20.
199. Bellan MC, Cunha PFJS da, Tavares JG, Spohr AM, Mota EG. Microtensile bond strength of CAD/CAM materials to dentin under different adhesive strategies. *Braz Oral Res*. 2017;31:109-115.
200. Menon NS, Kumar GS, Jnanadev KR, Babu CS, Shetty S. Assessment and comparison of retention of zirconia copings luted with different cements onto zirconia and titanium abutments: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2016;16(2):136.
201. Śmielak B, Gołębiowski M, Klimek L. The influence of abutment surface treatment and the type of luting cement on shear bond strength between titanium/cement/zirconia. *Advances in Materials Science and Engineering*. 2015;2015. DOI:10.1155/2015/826794
202. Dal Piva AM de O, Tribst JPM, Bottino MA. Evaluation of shear bond strength and shear stress on zirconia reinforced lithium silicate and high translucency zirconia. *J Oral Res*. 2018;7(1):30–36.
203. Schepke U, Lohbauer U, Meijer HJ, Cune MS. Adhesive Failure of Lava Ultimate and Lithium Disilicate Crowns Bonded to Zirconia Abutments: A Prospective Within-Patient Comparison. *Int J Prosthodont*. 2018;31(3):208–210.

204. Krejci I, Daher R. Stress distribution difference between Lava Ultimate full crowns and IPS e. max CAD full crowns on a natural tooth and on tooth-shaped implant abutments. *Odontology*. 2017;105(2):254–256.
205. Guilherme NM, Chung K-H, Flinn BD, Zheng C, Raigrodski AJ. Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *J Prosthet Dent*. 2016;116(2):206–213.
206. Elsayed A, Farrag G, Chaar MS, Abdelnabi N, Kern M. Influence of Different CAD/CAM Crown Materials on the Fracture of Custom-Made Titanium and Zirconia Implant Abutments After Artificial Aging. *Int J Prosthodont*. 2019;32(1):91–96.
207. Secilmis A, Ustun O, Kecik Buyukhatipoglu I. Evaluation of the shear bond strength of two resin cements on different CAD/CAM materials. *J Adhes Sci Technol*. 2016;30(9):983–993.
208. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res*. 2016;60(4):265–273.
209. Alp G, Subaşı MG, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of different resin cements and surface treatments on the shear bond strength of ceramic-glass polymer materials. *J Prosthet Dent*. 2018;120(3):454–461.
210. Moon J-E, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S, Yeo I-S, Ha S-R. Effects of airborne-particle abrasion protocol choice on the surface characteristics of monolithic zirconia materials and the shear bond strength of resin cement. *Ceramics International*. 2016;42(1):1552–1562.
211. Andreatta Filho OD, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Leite FPP. Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *J Appl Oral Sci*. 2003;11(1):61–67.
212. Khoroushi M, Rafiei E. Effect of thermocycling and water storage on bond longevity of two self-etch adhesives. *Gen Dent*. 2013;61(3):39–44.
213. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):356–362.

10. ÖZGEÇMİŞ

1990 yılında Kocaeli’de doğdu. İlköğrenimini Piri Reis İlköğretim Okulu’nda, ortaöğrenimini Zafer İlköğretim Okulu’nda, lise öğrenimini Kocaeli Anadolu Lisesi’nde tamamladı. 2008 yılında girdiği Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2013 yılında mezun oldu. 2013 yılında Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı.

İngilizce bilmektedir.

