

K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

POLİMER İNFİLTRE SERAMİK ABUTMENTLER İLE LİTYUM
DİSİLİKATLA GÜÇLENDİRİLMİŞ SERAMİK HİBRİT
ABUTMENTLERİN MEKANİK VE BAĞLANMA
DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Diş Hek. Salim ONGUN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

DOKTORA TEZİ

LEFKOŞA
2018

K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

POLİMER İNFİLTRE SERAMİK ABUTMENTLER İLE LİTYUM
DİSİLİKATLA GÜÇLENDİRİLMİŞ SERAMİK HİBRİT
ABUTMENTLERİN MEKANİK VE BAĞLANMA
DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Diş Hek. Salim ONGUN

Protetik Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANLARI
Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ
Prof. Dr. Gökçe MERİÇ BABALIK

LEFKOŞA
2018

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan, diş hekimliğine ve hayata dair engin bilgi ve tecrübesini esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY'a sonsuz teşekkür ederim.

Doktora eğitimim öncesi ve süresince, tüm tecrübelerini ve bilgisini benimle paylaşan, tezimin her aşamasında bana destek olan, yol gösteren ihtiyacım olan her an bilgi ve düşüncelerine başvurduğum beni ortada bırakmayan sonradan danışman hocam olan, sevgili ablam Sayın Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ'a sonsuz teşekkür ederim.

Doktora tez süresince desteklerini esirgemeyen doktora tezimin şekillendirilmesini sağlayan ilk danışman hocam Sayın Prof. Dr. Gökçe MERİÇ-BABALIK'a çok teşekkür ederim.

Doktora tez süresince desteklerini esirgemeyen çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Nuran ULUSOY'a çok teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince önemli katkılarından dolayı değerli hocalarım Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN'e, Doç. Dr. Tuncer Burak ÖZÇELİK'e ve Doç. Dr. Yurdanur UÇAR'a teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım. Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince tecrübelerini benimle paylaşan, kendisinden çok şey öğrendiğim Prof. Dr. Oğuz OZAN'a ve her zaman yanımda olan, bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen hocam ve abim olan Prof. Dr. H. Güney YILMAZ'a çok teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum oda arkadaşlarım, kardeşlerim Yrd. Doç. Dr. Özay ÖNÖRAL ve Yrd. Doç. Dr. Burcu GÜNAL-ABDULJALİL'e

Öğrencilikten birlikte olduğumuz ve doktora hayatımızla aile olduğum kardeşlerim Dt. Oğuz HAMİŞ, Dt. Hüseyin AKTÖRE ve Dt. Pervin DABAJ'a içten teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum oda arkadaşlarım ve tüm çalışma arkadaşlarıma yardımları ve anlayışları için teşekkür ederim.

Hayatım boyunca aldığım tüm kararlarda destek olup, bana olan inançlarını hiçbir zaman kaybetmeyen ve bugün bu noktada olmamı sağlayan bana başarıma gücü veren, hayatım boyunca bana sürekli destek olup bugünlere gelmemi sağlayan, varlığımı borçlu olduğum teşekkürlerin yetmeyeceği canım aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir (Proje numarası: 2016-04007).

ÖZET

Ongun, S. Polimer İnfiltrate Seramik Hibrit Abutmentler ile Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramik Hibrit Abutmentlerin Mekanik ve Bağlanma Dirençlerinin Karşılaştırılması. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2018.

Bu tez çalışmasının amacı, polimer infiltrate seramik ağ (PİSA) materyalinin lityum disilikat seramik (LDS) ile bükülme direnci, rezin siman ile bağlanma direnci ve kırılma direnci değerlerini karşılaştırmak ve termal siklus uygulamasının test edilen parametreler üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Bu tez çalışmasında, her materyal ve her test düzeneği için 20'şer örnek elde edilmiştir. Örnekler, üç nokta bükülme direnci için bar (2 x 4 x 14 mm, n=10); mikro-makaslama bağlanma direnci (μ SBS) için disk ($\varnothing=10$, h=4 mm) ve kırılma direnci testi için hibrit abutment (n=10) şeklinde, CAD-CAM teknolojisi kullanılarak üretilmiştir. Mikro-makaslama bağlanma direnci testi için silindirik rezin siman örnekler ($\varnothing=1$, h=2mm) seramik materyaller üzerine (n=20) şeffaf plastik tüpler kullanılarak hazırlanmıştır. Her bir test grubunun tüm örnekleri, termal siklus uygulanmış (5/55°C 10.000 kez) veya uygulanmamış olarak 2 eşit alt gruba ayrılmıştır. Tüm testler universal test makinesinde gerçekleştirilmiş; örnekler kuvvet, kırılma oluşana kadar 1 mm/dakika hızla uygulanmıştır. Bükülme direnci testi için, kuvvet örneklerin uzun eksenine dik olacak şekilde uygulanmıştır. Mikro-makaslama bağlanma direnci testi için silindirik rezin örneklerin etrafına metal bir tel sarılarak çekme kuvveti uygulanmıştır. Kırılma direnci testi için, seramik kopingler frezelendikten sonra, adeziv rezin siman kullanılarak titanyum içyapılara simante edilmiştir. Elde edilen hibrit abutmentler kırılma direncini değerlendirmek için implantlara sabitlenmiştir. İmplantların dikey eksenine göre 30 derecelik bir açıyla kuvvet gelecek şekilde bir test düzeneği hazırlanmış ve kuvvet, 6 mm çapında yuvarlak bir ucu olan çelik çubuk kullanılarak uygulanmıştır. Her bir test için kırılma yükleri kaydedilmiştir. Elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi ve Tukey post-hoc testi (P=0.05) kullanılarak değerlendirilmiştir.

Termal siklus uygulaması, her iki materyalin bağlanma direnci ve kırılma direnci değerlerini anlamlı derecede düşürürken (P<0.001), bükülme direnci değerlerini etkilememiştir. LDS seramik materyali PİSA materyaline göre daha yüksek bükülme direnci; rezin simana bağlanma direnci ve kırılma direnci değerleri (P <0.001) göstermiştir. Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde ve elde edilen veriler ışığında, PİSA'nın oklüzal kuvvetler karşısında yeterli direnci gösteremeyebileceği ve LDS seramik için alternatif bir hibrit abutment materyali olamayacağı öne sürülebilir.

Anahtar kelimeler: Lityum disilikat; bireysel abutment; bükölme direnci; mikro-makaslama bağlanma direnci; kırılma direnci

Destekleyen kurum: Yakın Doğu Üniversitesi Centre of Excellence (Proje No: 2016-04007)

ABSTRACT

Ongun, S. Comparison of Mechanical and Bonding Strengths of Polymer-infiltrated Ceramic Network Material and Lithium Disilicate Ceramic for the Fabrication of Hybrid Abutment. Near East University, Institute of Health and Sciences, PhD Thesis in Prosthetic Dentistry, Lefkoşa, 2018.

The aim of this study was to compare flexural strength, micro-shear bond strength to resin cement, and fracture resistance values of PICN material with lithium disilicate ceramic (LDS) and to evaluate the effect of thermocycling on the tested parameters.

Twenty specimens were fabricated using CAD-CAM technology for each material in different geometries according to 3-point bending (bar-shaped, 2 x 4 x 14 mm, n=10), micro-shear bond strength (μ SBS) (disc-shaped, $\varnothing$ =10, h=4 mm) and fracture resistance test (hybrid abutment, n=10). For the μ SBS test, cylinder resin cement samples ($\varnothing$ =1, h=2mm) (n=20) were prepared using tygon tubes. All specimens of each test group were divided into 2 equal subgroups as thermocycled (5/55°C 10000 times) or nonthermocycled. All tests were performed using a universal test machine and loads were applied to specimens with a cross-head speed of 1 mm/min until failure. For flexural strength test, load was applied perpendicular to the long axis of the specimens and for μ SBS test, a shear force was applied by a wire which was looped around the base of cylinder samples. For hybrid abutments, ceramic materials were milled and cemented on titanium insert bases using resin luting agent and then fixed on implants to compare the fracture resistance. Abutments were placed on the test stand with a 30-degrees angle with respect to the vertical axis of the implants and the load was applied using a steel rod with a rounded tip of 6 mm. Failure loads were recorded for each test and data were analyzed with two way ANOVA and Tukey post hoc test ($P=0.05$).

Thermocycling decreased the bond strength of materials to resin luting agent and fracture resistance values of both materials ($P<0.001$) whereas flexural strength values were not affected. LDS ceramic showed significantly higher flexural strength, bond strength to resin luting agent and fracture resistance values than PICN material ($P<0.001$). Within the limitations of this study, PICN may not provide a sufficient resistance to occlusal forces and may not be an alternative hybrid abutment material to LDS ceramic.

Keywords: Lithium disilicate; custom abutment; flexural strength; micro-shear bond strength; fracture resistance

Supported By: Near East University, Centre of Excellence (Grant No: 2016-04007)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	vi
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
TABLolar DİZİNİ	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar	4
2.1.1. Dental İmplantlar	4
2.1.2. İmplant Destekli Protetik Tedavi Seçenekleri	6
2.1.2.1. Total Dişsizlik Olgularında İmplant Destekli Tedavi Seçenekleri	6
2.1.2.2. Kısmi veya Tek Diş Eksikliğinde İmplant Destekli Tedavi Seçenekleri	12
2.1.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Abutment Seçimi	15
2.1.3.1. Tutucu Tipine Göre Abutmentler	16
2.1.3.2. Materyal Seçimine Göre Abutmentler	19
2.1.3.3. Üretim Tekniğine Göre Abutmentler	25
2.1.3.3.1. Prefabrike Abutmentler	25

2.1.3.3.2. Bireysel Abutmentler	26
2.1.3.3.2.1. Bireysel Abutmentlerin Üretiminde Kullanılan Seramik Materyaller	30
2.1.3.3.2.2. Bireysel Abutmentlerin Üretim Teknikleri	43
2.1.3.3.2.3. Bireysel Abutment Komponentlerinin Simantasyonu	46
2.2. Dental Seramiklerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Testler	53
3. GEREÇ VE YÖNTEM	64
3.1. Örneklerin Hazırlanması	64
3.2. Üç Nokta Bükülme Direnci Testi Uygulanması	78
3.3. Mikro-makaslama Bağlanma Direnci Testi Uygulanması	79
3.4. Kırılma Direnci Testi Uygulanması	81
3.5. İstatistiksel Analiz	82
4. BULGULAR	83
4.1. Üç Nokta Bükülme Direnci Testi Verileri	83
4.2. Mikro-makaslama Bağlanma Direnci Testi Verileri	85
4.3. Kırılma Direnci Testi Verileri	88
5. TARTIŞMA	92
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	110
KAYNAKLAR	112
ARAŞTIRMACIYA AİT YAYINLAR	145

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzde
<	Küçüktür
°	Derece
°C	Santigrat derece
Al ₂ O ₃	Alümina, alüminyum oksit
Al ₂ O ₃ .2SiO ₂ .2H ₂ O	Alüminyum hidrat silikat
b	Örneklerin genişliği
B ₂ O ₃	Bor oksit
Bis-EMA	Etoksilenmiş bisfenol dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol glisidil metakrilat
CAD-CAM	Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Seryum oksit
cm	Santimetre
dk	Dakika
F ₁	Kırılma Kuvveti
g	Gram
GPa	Gigapaskal
h	Örneklerin kalınlığı
ISO	Uluslararası standartlar organizasyonu
K ₂ O	Potasyum oksit
K ₂ O.Al ₂ O ₃ .6SiO ₂	Potasyum alüminyum silikat

kg	Kilogram
L	Desteklerin arasındaki mesafe
LDS	Lityum disilikat
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
MgAl_2O_4	Magnezyum alüminat
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
MN	Meganewton
MPa	Megapaskal
N	Newton
n	Sayı
Na_2O	Sodyum oksit
$\text{Na}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$	Sodyum alüminyum silikat
nm	Nanometre
pH	Hidrojen gücü
PİSA	Polimer infiltre seramik ağ
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SiO_2	Silika, silisyum oksit
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TiO_2	Titanyum dioksit
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y_2O_3	İtriyum oksit

Y-TPZ	İtriyum tetragonal polikristalin zirkonya
ZrO ₂	Zirkonya
μm	Mikrometre
μSBS	Mikro-makaslama bağlanma direnci testi
σ	Bükülme direnci

ŞEKİLLER

	Sayfa
2.1. Çeşitli titanyum içyapı örnekleri	30
2.2. Bireysel abutment üretiminde kullanılan özel CAD-CAM blokları	34
2.3. Gerilim bağlanma direnci test düzeneğinin şematik görünümü.	55
2.4. Mikro-gerilim test yönteminde kullanılan örnek şekilleri	56
2.5. Makaslama bağlanma direnci test düzeneğinin şematik görünümü	57
2.6. Mikro-makaslama bağlanma direnci test düzeneğinin şematik görünümü	58
2.7. Üç nokta bükülme direnci test düzeneğinin şematik görünümü	60
2.8. Dört nokta bükülme direnci test düzeneğinin şematik görünümü	60
2.9. Biaksiyel bükülme direnci test düzeneğinin şematik görünümü	61
2.10 Kırılma direnci test düzeneğinin şematik görünümü	63
3.1. Çalışmada test edilen örneklerin hazırlandığı CAD-CAM cihazı	66
3.2. FreeCad adlı bilgisayar programında tasarlanmış örnekler	66
3.3. Örneklerin hazırlanması ve test tasarımlarının şematik gösterimi	67

3.4.	ISO standartlarına göre hazırlanmış örneklerin kristalizasyon öncesi ve sonrası görüntüleri	68
3.5.	Porselen kristalizasyon fırını	69
3.6.	Şeffaf plastik tüplerinin yerleştirilmesi	70
3.7.	Adeziv rezin siman	71
3.8.	Her bir seramik materyaline yerleştirilen rezin siman örnekler	71
3.9.	Fantom modele yerleştirilen implanta bağlanmış olan titanyum içyapının oklüzal ve labialden görüntüsü	72
3.10.	Titanyum içyapının üstüne tarama gövdesi yerleştirildikten sonraki görüntü	72
3.11.	İntraoral tarayıcı ile tarama gövdesinin taranması	73
3.12.	Bireysel abutment tasarımı	73
3.13.	Tasarlanan bireysel abutmentin boyutsal verileri	74
3.14.	Kristalizasyon öncesi ve sonrası LDS seramik kopingler	74
3.15.	Titanyum içyapının kumlama öncesi ve sonrası görüntüsü (a), kumlanan titanyum içyapıya bond uygulaması (b)	76
3.16.	Seramik kopingin sırasıyla asit ile pürüzlendirilmesi (a), bond uygulaması (b), titanyum içyapıya simantasyonu (c), taşan simanın temizlenmesi (d)	76
3.17.	Termal siklus cihazı	77
3.18.	Üç nokta bükülme direnci test düzeneğinin şematik görüntüsü	78

3.19.	Üç nokta bükülme direnci testinin uygulandığı Universal test cihazı ve test için özel olarak hazırlanan bağlantı parçaları	79
3.20.	Mikro-makaslama bağlanma direnci testi	80
3.21.	Kırılma direnci testi	82
4.1.	Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan örneklerin ortalama bükülme direnci değerleri (MPa)	83
4.2.	Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan örneklerin ortalama mikro-makaslama bağlanma dirençleri (N)	85
4.3.	Adeziv rezin siman örneklerin kopma türlerinin dağılımı	88
4.4.	Temsili başarısızlık türlerinin stereomikroskop görüntüleri (a)adeziv, (b)karışık, (c)koheziv	88
4.5.	Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan abutmentlerin ortalama kırılma dirençleri (N)	89
4.6	Hibrit abutmentlerin kırılma direnci testi sonrası makroskobik görüntüsü	90

TABLOLAR

	Sayfa
2.1. İmplant destekli sabit protezlerde kullanılan abutmentlerin sınıflandırılması	15
2.2. Siman ve vida tutuculu abutmentlerin karşılaştırılması	19
2.3. Dental seramiğin içeriğinde bulunan komponentler ve görevleri	31
2.4. Seramiklerin mikro yapılarına göre güncel sınıflandırılması	33
2.5. Polimerizasyon mekanizmalarına ve adeziv sistemlere göre piyasadaki bazı rezin simanlar	50
3.1. Çalışmada kullanılan materyal ve örneklerin geometrileri	65
3.2. IPS e.max CAD örneklerinin kristalizasyon fırınlaması özellikleri	69
3.3. Uygulanan test metodlarına göre örnek sayıları	77
4.1. Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan örneklerin ortalama bükülme direnci değerleri (MPa) ve standart sapmaları	84
4.2. Üç nokta bükülme direnci testinin iki yönlü varyans analiz değişkenleri	85
4.3. Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan örneklerin ortalama mikro-makaslama bağlanma dirençleri (N) ve standart sapmaları	86
4.4. Mikro-makaslama bağlanma direnci testinin iki yönlü varyans analiz değişkenleri	87

4.5.	Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan abutmentleri ortalama kırılma dirençleri (N) ve standart sapmaları	89
4.6.	Kırılma direnci testinin iki yönlü varyans analiz değişkenleri	91

1.GİRİŞ

Son yıllarda estetik, diş hekimliğinin tüm alanlarında olduğu gibi, implant diş hekimliğinde de önemli bir faktör haline gelmiştir. Özellikle maksiller ön bölgeye yerleştirilen ve gülme hattı içinde yer alan implant destekli restorasyonlarda estetik beklenti de artmaktadır (Kutkut ve diğerleri, 2015). Estetik ve fonksiyonel açıdan başarının sağlanabilmesi için iyi konumlandırılmış bir implant kadar, abutmentin ve protetik restorasyon materyalinin seçimi de önemlidir (Bertolini ve diğerleri, 2014).

Prefabrike titanyum abutmentler, implant destekli protezlerin yapımında uzun yıllardır kullanılmaktadır (Bressan ve diğerleri, 2011). Ancak, standart tasarıma sahip bu metal parçaların anterior bölgede veya ince dişeti varlığı gibi özel durumlarda yeterli estetik başarıyı gösterememesi, araştırmacıları estetik ve biyouyumluluk açısından çok daha başarılı olan seramik abutmentlere yönlendirmiştir (Jung ve diğerleri, 2008; Park ve diğerleri, 2013).

Prefabrike seramik abutmentler, üniform yapıdadırlar; kullanımları kolaydır ve biyouyumludurlar. Bununla birlikte, implantın açısı ve konumu uygun değilse veya yumuşak doku yüksekliği yetersizse, prefabrike seramik abutmentler arzu edilen estetiği sağlayamamaktadır (Bressan ve diğerleri, 2011). Bu gibi durumlarda, hastanın dişeti konturuna, karşıt oklüzyona ve implantın diş arkındaki konumuna göre tasarlanabilen ve doğal görünümü taklit edebilen bireysel abutmentlerin kullanılması tavsiye edilmektedir (Bertolini ve diğerleri, 2014).

Bireysel abutmentler tek parçalı veya iki parçalı olabilir. Tek parçalı abutmentler, implant-abutment bağlantısı dahil olmak üzere tamamen seramik materyal ile üretilmektedir. Son yıllarda anterior ve posterior bölgelerde tek diş implant restorasyonları için hibrit abutment olarak da ifade edilen iki parçalı abutmentler geliştirilmiştir. Hibrit abutmentler, implant

konnektörüne bağlanan bir titanyum içyapı (*insert base*) ve titanyum içyapıya CAD-CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Machine - Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) cihazında bireysel olarak hazırlanan seramik kopingten oluşmaktadır (Gehrke ve diğerleri, 2015). Tek parçalı abutmentin aksine, hibrit abutmentlerde titanyum içyapı üzerine seramik koping hazırlanması titanyum materyalinin, implant platformu ve abutment vidasıyla direk temas halinde olmasını sağlamaktadır. Bu nedenle, bu tasarımın implant-abutment, titanyum-titanyum arayüzlerinde deformasyon oluşma riskini azalttığı öne sürülmüştür (Guilherme ve diğerleri, 2017). Bu parçalı tasarımın başarısı parçalar arasındaki mükemmel uyum ile mümkün olmaktadır. Titanyum içyapı ve seramik kopingden oluşan bu iki parçalı tasarım birbirlerine rezin siman kullanılarak simante edilmektedir (Guilherme ve diğerleri, 2017). İki parça halinde hazırlanan hibrit abutmentlerin mekanik direnci; titanyum içyapı ve restoratif materyalinin mekanik direnci yanında, iki parça arasındaki bağlanma direnci ile de doğrudan ilişkilidir.

Zirkonya ve lityum disilikat esaslı seramikler (LDS), hibrit abutmentlerin seramik kopingleri için yıllardır kullanılmaktadır (Elsayed ve diğerleri, 2017a; Guilherme ve diğerleri, 2017). Bununla birlikte son zamanlarda geliştirilen polimer infiltre seramik ağ (PİSA) materyalinin üreticileri de hibrit abutmentlerin hazırlanmasında kullanılmak üzere bloklar geliştirmişlerdir.

PİSA'nın daha düşük elastik modülü ve daha düşük kırılma direncine sahip olması ile birlikte kırılabilirliğinin ve sertliğinin azaldığı öne sürülmüştür (Coldea ve diğerleri, 2013a). Seramik materyali ile kıyaslandığında, PİSA'nın işlenebilirliğinin daha iyi olması, restorasyonların incelendiği alanlarda daha doğru sonuçlar elde edilmesine yardımcı olmaktadır. Ayrıca, frezeleme

işleminin ardından materyalin herhangi bir fırınlama prosedürü gerektirmemesi nedeniyle, ilave laboratuvar işlemleri de ortadan kalkmaktadır (Coldea ve diğerleri, 2013a). PİSA materyalinin bu özellikleri, hibrit abutmentler de dahil olmak üzere farklı restorasyon türleri için alternatif bir materyal seçeneği sağlamaktadır. PİSA materyalinin üretici firması hibrit abutment üretmek amacıyla özel CAD-CAM bloklarını geliştirmiş olsa da, henüz literatürde PİSA'nın abutment materyali olarak değerlendirildiği bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı, PİSA ve LDS materyallerinin üç nokta bükülme dirençlerini ve rezin siman ile aralarındaki mikro-makaslama bağlanma dirençlerini karşılaştırmak; PİSA ve LDS hibrit abutmentlerinin kırılma dirençlerini değerlendirmek ve termal siklusun test edilen parametreler üzerindeki etkisini incelemektir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar

2.1.1. Dental İmplantlar

Modern diş hekimliği gelişen teknoloji ile birlikte birçok tedavi seçeneğini mümkün kılmaktadır. Uygulanacak protetik tedavi seçeneğinde; dişsiz bölgeler, mevcut dişlerin durumu, temel protetik prensipler, ekonomik durum gibi faktörler göz önünde bulundurularak diş hekimi, sabit ya da hareketli protetik restorasyona karar vermelidir (Misch, 2015, s.1).

Günümüz diş hekimliğinin temel amaçları hastanın diş çürüklerinin ortadan kaldırılması veya diş eksikliklerinin giderilmesi yolu ile hastanın çiğneme işlevlerini (fonksiyon), estetiğini, konforunu ve fonasyonunu tekrar kazandırmaktır (Misch, 2015, s.1). Birçok hasta başta kullanım rahatlığı, doğallık, psikolojik olarak bütünlük duygusu gibi etkenler nedeniyle sabit protetik tedavileri tercih etmektedir.

Son yıllarda diş eksikliklerinin protetik rehabilitasyonunda, implant uygulamaları ilk tercih edilen tedavi seçeneği olmuş; implant destekli protezler rutin bir tedavi prosedürü haline gelmiştir. Konvansiyonel tam protezlerle kıyaslandıklarında, implant destekli protezler daha fazla retansiyon ve stabilizasyonun yanında, daha iyi bir çiğneme fonksiyonu sağlarlar. Fonksiyon sırasında protezin hareket etmemesi de hastaları estetik ve psikolojik açıdan memnun eder. Ayrıca, implantlar bulundukları bölgede kemik rezorpsiyonunu engelleyerek kemik kalınlığı ve genişliğinin korunmasını sağlamaktadır (Burns, 2000; Doundoulakis ve diğerleri, 2003; Misch, 2015, s.18; Thomasson ve diğerleri, 2012).

İmplant sözcüğü köken olarak Latince “in: içerisine, içinde” ve “planto: ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden

oluşturmuştur. İmplantasyon ise bir dokunun veya materyalin cerrahi yolla yerleştirilmesi işlemine denir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.897).

Protetik Terimler Sözlüğü'ne (2017) göre dental implantlar; sabit veya hareketli protezi desteklemek için mukoza veya periosteal tabakanın altındaki ağız dokularına yerleştirilmiş, kemik içinde ve üzerinde bulunan alloplastik materyalden yapılmış bir protetik aygıt olarak tanımlanmaktadır.

Maggiolo, 1809 'da altından yapılmış kök biçimli implantlar kullanarak implant tarihine girmiştir. 1887'de Harris kurşun kaplı platin postların kullanıldığı porselen dişleri kullanmıştır. Daha sonra 1900'lerin başından itibaren Lambotte çeşitli materyallerden (gümüş, pirinç, altın, nikel vb.) yumuşak çelik implantlar üretmiştir. 1909 yılında Greenfield ilk kez kafes şeklinde diş kökü formuna benzer implantları geliştirmiştir. Bu ayrıca implant gövdesi ile dayanağın ayrıldığı ilk iki parçalı implanttır (Misch, 2015, s.26).

İmplant ile kemik arasındaki birleşme ilk olarak kemik kaynaması olarak adlandırılmış ve ilk kez Bothe ve arkadaşları tarafından 1940'da tanımlanmıştır. 1946'da Strock ilk iki parçalı titanyum implantı tasarlamıştır. Strock bu kemik–implant arayüzünü ankiloz olarak adlandırmıştır. Strock yerleştirdiği ilk kapalı implantın 40 yıl sonraki kontrolde bile hala fonksiyonda olduğunu tanımlanmıştır (Misch, 2015, s.26).

Branemark'ın 1960'ların başında köpeklerde yaptığı çalışmada, yumuşak ve sert dokularda hiçbir reaksiyon olmaksızın on yıllık implant entegrasyonunun sağlandığını rapor etmiş ve böylece sabit protetik restorasyonlar için implant uygulamalarının yolu açılmış ve bilimsel olarak kabul görmüştür. Branemark felsefesi ile insanlarda klinik implant çalışması 1965'te başlamış ve on yıllık takip sonucu 1977'de yayınlanmıştır (Branemark ve diğerleri, 1977). Ankiloz yerine osseointegrasyon terimi ilk kez Branemark tarafından öne sürülmüş ve ışık mikroskobu büyütmesinde görülen kemik-

implant doğrudan teması osseointegrasyon olarak adlandırmıştır. Günümüzde osseointegrasyon implant tedavisinde çok yaygın kullanılan bir terim haline gelmiştir ve sadece mikroskopik bir durumu değil gözle görülen rijit fiksasyonu (implanta 1-500 g kuvvet uygulandığında gözle görünür bir hareket olmamasını) da tanımlamaktadır (Misch, 2015, s.27).

Günümüzde tek diş eksikliğinden tam dişsizliğe kadar geniş bir vaka aralığında kullanılan dental implantlar, bilimsel olarak onaylanmış ve oldukça yaygın tedavi seçeneği haline gelmiştir. İmplantlar sayesinde stomatognatik sistemdeki diğer dokulara minimum müdahale ile uygulanan protetik diş tedavileriyle biyomekanik, estetik, fonetik ve fonksiyonel açıdan başarılı sabit protetik tedaviler yapılabilmektedir (Xiaojun ve diğerleri, 2007).

2.1.2. İmplant Destekli Protetik Tedavi Seçenekleri

2.1.2.1. Total Dişsizlik Olgularında İmplant Destekli Tedavi Seçenekleri

Mevcut dişlerin tamamıyla kaybedilmesiyle rezidüel kret rezorpsiyonu, dikey boyutta azalma, dudak ve yanak desteğinde azalma, fonksiyonel bozukluklar ve değişik psikososyal sorunlar ortaya çıkabilir (Mericke-Stern ve diğerleri, 2000). Tam dişsiz hastaların konvansiyonel total protezlerle rehabilitasyonu en yaygın olarak uygulanan tedavi yöntemidir. Ancak, tam dişsiz hastalarda kemik kaybı ve tükürük miktarının azalması total protezin retansiyon ve stabilizasyonunun zayıf olmasına; kas aktivitesinin azalmış olması da çiğneme etkinliğinin azalmasına ve beslenme sorunlarına neden olmaktadır. Bu problemler hastanın konforunu ve memnuniyetini azaltmaktadır (Allen ve McMillan, 2003).

Branemark ve arkadaşları 1982 yılında implant destekli tedavi seçeneğini tanıttıklarında tam dişsiz bir hastanın rehabilitasyonunu amaçlamışlardır (Mericke-Stern, 2008). Sonraki yıllarda implant diş

hekimliğinde çok hızlı bir gelişme görülmüş; birçok yeni implant sistemi ve tedavi konsepti ortaya çıkmıştır (Doundoulakis ve diğerleri, 2003; Thomasson ve diğerleri, 2012).

Tam dişsiz bir hastanın implant destekli protezlerle tedavisinde birçok seçenek bulunmaktadır:

- İmplant destekli sabit restorasyonlar
- İmplant destekli overdenture protezler
- İmplant destekli sabit çıkarılabilir (hibrit) protezler

İmplant destekli sabit restorasyonların hastalar üzerinde psikolojik bir avantajı bulunmaktadır. Genellikle hastalar sabit restorasyonları daha kolay benimsemektedirler. Ayrıca, implant destekli hareketli protezler daha fazla düzenleme ve tamir gerektirirler ve yenilen gıdaların protezin altında birikmesi önemli bir problemdir (Misch, 2015, s.285). İmplant destekli hareketli protezlerin sabit protezlere göre avantajları, dudak ve yanak desteği sağlamalarıdır. Özellikle arklar arası mesafenin fazla olduğu durumlarda kron boyları uzun olacağı için hem estetik hem de biyomekanik açıdan sabit restorasyonların uygulanması sakıncalıdır (Mericke-Stern, 2008; Misch, 2015, s.198-199). İmplant destekli sabit restorasyonların bir diğer dezavantajı maliyetinin yüksek olmasıdır. Finansal sorunlar birçok hastayı daha az sayıda implant ile desteklenen diğer protetik seçeneklere yönlendirmektedir (Misch, 2015, s.285).

İmplant destekli overdenture protezler ya da implant destekli tam protezler, 2-4 implanttan destek alınarak yapılan hareketli protezlerdir (Misch, 2015, s.573). Overdenture protezler, implantın yanında mukozadan da destek alır ve diğer tedavi seçeneklerine göre daha az implant kullanımı ile uygulanabilmektedir (Burns, 2000). Kemik rezorpsiyonu miktarı, karşıt

oklüzyon, hastanın ekonomik durumu ve beklentisi implant sayısının belirlenmesinde etkili olan faktörlerdir (Misch, 2015, s. 573).

Overdenture protezlerin planlamasındaki en önemli basamaklardan biri, overdenture protezler ile implantlar arasındaki bağlantıyı sağlayan tutucunun seçimidir. Tutucu sistemlerin yapısı, şekli, stres iletimi, retansiyon ve reziliens miktarları farklılık göstermekle birlikte, hangi tutucu sistemin en iyi olduğuna dair bir fikir birliği bulunmamaktadır (Uludağ ve Polat, 2010).

Tutucu tipi seçiminde etkili olan faktörler (Geçkili ve diğerleri, 2010; Trakas ve diğerleri, 2006):

- İmplant sayısı ve kretteki dağılımı
- Alveolar kretin formu ve rezorpsiyon miktarı
- Retansiyon ihtiyacının miktarı
- Tutucunun reziliensi
- Arklar arası mesafe
- Karşıt dentisyonun durumu
- Hastanın beklentisi ve sosyal durumu
- Maliyet
- Ağız hijyeni

İmplant destekli overdenture protezlerde en sık kullanılan tutucular; top başlı (*ball*), bar, *locator*, manyetik ve teleskopik tutuculardır.

Top başlı tutucular, implant-doku destekli overdenture protezlerde tercih edilen bir tutucu tipidir (Uludağ ve Polat, 2010). Top başlı tutucular rotasyon ve menteşe hareketlerine izin veren esnek tutuculardır (Geçkili ve diğerleri, 2010). Top başlı tutucunun avantajları; değiştirilebilmesinin kolay olması, harekete izin verme özelliği, maliyetinin düşük olması (Misch, 2015, s.573), uygulamasının kolay olması, hacminin küçük olup hastayı rahatsız

etmemesi ve hijyenik bir tutucu olmasıdır (Uludağ, 2012, s.109). Bunların yanında, zamanla ataçmanın yıpranması ve tutuculuğunun azalması, daha fazla tamir gerektirmesi ve implantlar arasında açı farkı olduğu durumlarda uygulanamaması gibi dezavantajları da mevcuttur (Walton, 2003). İmplantların birbirinden bağımsız bir şekilde kullanılabilmesi için birbirlerine paralel, oklüzal düzleme dik, horizontal olarak aynı yükseklikte ve orta hattan eşit uzaklıkta olmaları gerekmektedir. Birbirinden bağımsız olarak yerleştirilen implantlarda, en yaygın olarak kullanılan tutucular olan top başlı tutuculardan (Misch, 2015, s.582) başka *locator* ve manyetik tutucular da uygulanabilmektedir (Trakas ve diğerleri, 2006).

Bar tutucular, iki ya da daha fazla implantı birbirine bağlayan ünitelerdir (Uludağ, 2012, s.107). Bar tutucuların seçiminde arkın şekli, implantların yerleşimi, arklar arası mesafe ve hastanın ağız hijyeni önem taşımaktadır (Kulak-Özkan, 2012, s. 371). Bar tutucular, aşırı rezorbe kretlerin varlığında ve retansiyon ve stabilizasyonun ihtiyacının fazla olduğu durumlarda endikedir (Uludağ, 2012, s.108). Top başlı tutuculu overdenture protezlerle kıyaslandığında, bar tutuculu protezlerdeki implantlara gelen yük miktarı daha azdır (Mericke-Stern ve diğerleri, 1996; Misch, 2015, s.586).

Locator tutucular arklar arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda tercih edilen rezilient bir tutucu sistemdir. *Locator* tutucunun boyunun kısa olması, implantlar arasında açı farkı 40°'ye kadar olduğunda bu farkın kompanse edilmesini sağlamaktadır (Kulak-Özkan, 2012, s.380; Uludağ, 2012, s.111). *Locator* tutucunun aşınma direncinin yüksek olması da önemli bir avantajdır (Kulak-Özkan, 2012, s.381). *Locator* tutucuların seçiminde istenilen retansiyon miktarı ve implantların açısı göz önünde bulundurulur. *Locator* tutucuların içerisine yerleştirilen orta parça retansiyonlarına göre şeffaf, pembe ve mavi; açılı implantlarda kullanılmak üzere yeşil ve kırmızı

renklerde dir. Hastanın durumuna göre uygun parça seçilmektedir (Geçkili ve diğ erleri, 2010).

Manyetik tutucu sistemler, protezin içinde kalan mıknatıs parça ve implant veya dayanak üzerinde bulunan ve mıknatıs tarafından çekilebilen metal parçadan oluşmaktadı r (Geçkili ve diğ erleri, 2010, Ulusoy ve Aydın, 2010, s.487). Manyetik tutucuların kullanımı için implantların paralel olması gerekm emektedir ve protezin çok yönlü hareketine izin vermesi implantlara gelen yükün azalmasını sağlamaktadır (Uludağ, 2012, s.113).

Teleskopik tutucular farklı açılarda yerleştirilmiş olan implantların paralelliğini sağlayan tutucu sistemlerdir. Paralel yüzlü planlama sayesinde horizontal stabilite sağlamakta ve lateral kuvvetlere direnç göstermektedir. İleri derecede kemik kaybı olan vakalarda kullanılabilmektedir. Protezin kullanımı rahattır ve geriatrik hastalarda veya fel, Parkinson gibi fiziksel kısıtlamaları olan hastalarda teleskopik tutucuların kullanımı önerilmektedir. Ancak, maliyetinin yüksek olması bir dezavantaj oluşturmaktadır (Uludağ, 2012, s.112).

Sabit-çıkarılabilir protezler olarak da isimlendirilen hibrit protezler, genellikle 4 ya da 6 implant kullanılarak, yapay dişlerin akrilik rezin ile metal alt yapıya bağlanmasıyla oluşturulan vida tutuculu bir sabit protez tipidir (Sadowsky, 1997; Spiekermann ve diğ erleri, 1995, s. 194).

Diş eksikliğinde, çeşitli tedavi seçenekleri arasında hastaların genellikle ilk tercihleri sabit restorasyonlardır. Tam dişsiz bir hasta için sabit tedavi seçenekleri implant destekli metal-seramik veya tam seramik restorasyonlar ya da hibrit protezlerdir. Hibrit protezlerin implant destekli sabit restorasyonlara göre bazı avantajları bulunmaktadır:

- Orta veya ileri derecede kemik rezorpsiyonu varlığında arklar arası mesafe arttığı için, implant destekli sabit restorasyonlar biyomekanik

ve estetik açıdan yetersiz kalmaktadır. Hibrit protezler ile ideal diş boyutlarına sadık kalınabilir, geriye kalan doku eksikliği de dişeti rengindeki akrilik rezinle istenilen boyutlarda giderilebilir ve estetik bir sonuç elde edilebilir (Sadowsky, 1997; Misch, 2015, s.198-199).

- Hibrit protezlerde kullanılan akrilik rezin gelen kuvvetleri absorbe edebilir ve implanta iletilen yükü azaltır (Misch, 2015, s.198-199).
- Hibrit protezlerde yapay dişlerin kırılması sonucunda tamiri, metal destekli veya tam seramik bir restorasyona göre çok daha kolaydır (Bueno-Samper ve diğerleri, 2010; Misch, 2015, s. 198-199).
- Hibrit protezlerin implant destekli sabit protezlere göre bir diğer önemli avantajı maliyetinin daha düşük olmasıdır (Bueno-Samper ve diğerleri, 2010; Misch, 2015, s.198-199).
- Vida retansiyonu simantasyona göre avantajlıdır. Çünkü derinde kalan kron kısmındaki taşan siman artıklarını temizlemek zordur (Arat Bilhan ve Bilhan, 2012).

Hibrit protezlerin, kemik rezorpsiyonunun fazla olduğu durumlarda tercih edilen bir diğer tedavi seçeneği olan implant destekli overdenture protezlere göre bazı üstünlükleri mevcuttur:

- 2 veya 4 implant ile yapılan overdenture protezler ile kıyaslandığında, 5 implant kullanılarak hazırlanan implant destekli hibrit protezler daha stabildir ve kullanımları daha rahattır (Lindquist ve diğerleri, 1998).
- Sabit restorasyonlar ile hastalar psikolojik olarak daha rahat hissetmektedirler (Misch, 2015, s.200).
- Overdenture protezler daha fazla tamir ve yeniden uyumlama gerektirirler (Walton ve MacEntee, 1993). Overdenture protezlerin tutucularının 6 ay-2 yıl arasında değiştirilmesi veya modifiye edilmesi gerekmektedir (Misch, 2015, s.198-199).

- Hibrit protezler ile rehabilite edilen hastalarda, posterior bölgedeki kemik kaybı daha azdır (Misch, 2015, s.198-199).

Hibrit protezler için 4-6 implant interforaminal bölgeye belirgin bir ark formu verilerek yani en anterior ve en distaldeki implant arasındaki sagittal mesafe mümkün olduğunca fazla olacak şekilde yerleştirilir ve posterior bölgeye kantilever uzatılır (Misch, 2015, s.201; Spiekermann ve diğerleri, 1995, s.194). Eğer olması gerekenden uzun bir kantilever yapılırsa, mekanik bir başarısızlık oluşması kaçınılmazdır.

2.1.2.2. Kısmi veya Tek Diş Eksikliğinde İmplant Destekli Tedavi Seçenekleri

Günümüzde tek diş implantları, tek diş eksikliklerinin giderilmesinde kullanılan en popüler tedavi şeklidir (Romeo ve diğerleri, 2002). Tek diş eksikliklerinin implantlarla tedavisinde yapılan çalışmaların başarılı sonuçlar vermesini takiben bu tedavi türü rutin implant tedavileri arasında yerini almıştır (Parel ve Schow, 2005,).

Ancak implant destekli protezlerde eksik dişin yeri, komşu dişlerin durumu, inter-ark ilişkiler, dişin kaybedilme sebebi, çevre yumuşak dokuların prognozu, dişsiz alanların uzunluğu ve genişliği, kemik kalınlığı ve çevre anatomik yapıların durumu tedavi planlamasında göz önünde bulundurulması gereken faktörlerdir (Parel ve Schow, 2005). Diş eksikliği konjenital olabileceği gibi periodontal hastalık, travma, endodontik komplikasyon veya ileri derecede çürük sonrası diş çekimi sonucu da oluşabilir (Salinas ve diğerleri, 2004).

Yapılan çalışmalarda, osseointegrasyon ve tek diş implant restorasyonlarının uzun süreli fonksiyonlarının yüksek başarısından bahsedilmektedir (Mayer ve diğerleri, 2002; Noack ve diğerleri, 1999). Bu yüksek başarı oranlarına ek olarak bu tip restorasyonların ana yararlarından

biri komşu dişlerden doku uzaklaştırılmamasıdır. Özellikle dişsiz bölgeye komşu olan dişler sağlıklı olduğunda, sabit köprü restorasyonlarının yapımı için sağlıklı dişlerin prepare edilip destek olarak kullanılmasını gerektirmektedir. Bu durum hasta ve hekim tarafından tercih edilmemektedir (Misch, 2015, s.499). Priest'e göre eksik bir dişe komşu dişlerin %80'ine tedavi gerekmemektedir (Priest, 2006).

Ön bölgede tek diş implant başarısını etkileyen en önemli etkenlerden biri mevcut alveoler kemiğin hacmidir, çünkü dişeti konturu altındaki alveoler kemiğin yapısını takip eder (Holst ve diğerleri, 2005). Bu yüzden fonksiyon kadar estetiğin de önemli olduğu tek diş implant restorasyonlarında, implantların kemik içersindeki eğim ve pozisyonları ideal bir restorasyon yapmak için uygun olmalıdır. Estetik olarak kabul edilebilir tek diş implant restorasyonu için kron marjininin subgingival olarak yerleştirilmesi gerekmektedir. Özellikle gülme hattı yüksek olan hastalarda daha da önem gösterilmelidir. Bu nedenlerle, implant komşu dişin mine- sement sınırından 3-4 mm apikale yerleştirilmelidir. Posteriora yerleştirilecek olan implantlarda estetikten daha çok fonksiyonun ve hijyenin sağlanması önemlidir. Posterior bölgedeki implantlara yıkıcı kuvvetler daha fazla geleceği için, tüberkül yüksekliği eğimi azaltılmalı ve oklüzal tabla küçültülmelidir (Misch, 2015, s.477).

İmplant destekli restorasyonların potansiyel problem barındırdıkları bir gerçektir. Bu problemler mekanik komplikasyonlardan, uzun süreli başarıyı etkileyecek biyolojik değişikliklere kadar uzanır. Fakat eğer uygun cerrahi ve restoratif protokoller izlenir ve biyomekanik kurallar çerçevesinde iyi bir planlama ile optimum estetik ve fonksiyon sağlanırsa, hastanın yaşam kalitesini oldukça arttıran bir tedavi prosedürüdür (Kokich ve diğerleri, 2011).

Yeterli mesio-distal, oklüzö-gingival mesafe ve kemik miktarı olması tek diş eksikliklerinde başarılı bir implant yapılması için birinci faktördür. Anterior bölgede minimum 6 mm'lik mezio-distal, 5 mm'lik bukko-palatinal, 10-12 mm'lik de vertikal kemik miktarı gerekmektedir. Ayrıca bukkal ve lingualde 3-5 mm'lik de keratinize doku olması gerekmektedir (Misch, 2015, s.501). Posterior mandibulada mandibular kanaldan kret tepesine kadar en az 10 mm kemik mesafesi olması gerekmektedir ve minimum kemik genişliği 6 mm ve komşu diştten en az 7 mm uzaklıkta bulunmalıdır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.919). Posterior bölgede boşluğun meziodistal boyutu 8-11 mm'den, bukkolingual boyutu 6,5 mm'den büyükse büyük çaplı bir implant düşünülebilir. Fakat meziodistal olarak boşluğun boyutu 13 mm veya daha fazla ise klasik tek bir implant yerine iki implant kullanılmalıdır (Sato ve diğerleri, 2000). Bu bölgede de vertikal olarak 10-12 mm'lik bir kemik miktarına ihtiyaç duyulur. Sonuç olarak estetik ve fonksiyonel başarıyı sağlayabilmek için ister anterior ister posterior bölge olsun; yükseklik, hacim ve boyut olarak yeterli alveoler kemik yapısı bulunmalıdır (Misch, 2015, s.485).

Tek diş implant uygulamaları birçok hastada başarıyla kullanılıp iyi sonuçlar vermiş olsa da bazı olgularda özellikle kronik, kontrol edilemeyen hastalıklarda, mukozada veya çene kemiklerinde anomaliler bulunduğundan başarısızlıkla sonuçlandığı için kontrendikedir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.919). Kontrol altına alınamayan periodontal hastalıklı kişiler, psikiyatrik problemlili hastalar, ağız hijyeni kötü olan hastalar, aşırı diverjan köklere sahip komşu dişleri bulunan hastalar, mandibular kanal, maksiller sinüs gibi anatomik oluşumların implant yerleştirilmesinde sıkıntı çıkarabileceği hastalar, sigara kullananlar, diyabet, immün direnç defektleri gibi durumlardır (Gomez-de

Diego ve diğerleri, 2014; Salinas ve diğerleri, 2004; Ulusoy ve Aydın, 2010, s.910).

2.1.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Abutment Seçimi

Yeterli osseointegrasyon süresi sağlandıktan sonra, protetik üst yapı abutmentler desteğiyle gerçekleştirilir. Dental implantın, sabit veya hareketli protezin desteklenmesinde ve/veya tutuculuğuna hizmet eden parçasına abutment (dayanak) denir (Yavuzylmaz ve diğerler, 2003 s. 24). Optimal yumuşak doku konturu elde edilmesi abutmentin kesilmiş diş formuna ve çıkış profiline sahip olmasına bağlıdır (Blatz ve diğerleri, 2009). İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri, tedavi planlaması ve yapılacak protezin tipine göre değişkenlik gösterebilir. Üretici firmalar tarafından çeşitli amaca hizmet eden çok sayıda abutment bulunmaktadır (Vanlıoğlu ve diğerleri 2012).

Abutmentler tutucu tipine, materyal seçimine ve üretim tekniğine göre sınıflandırılabilirler (Tablo 2.1.).

Tablo 2.1. İmplant destekli sabit protezlerde kullanılan abutmentlerin sınıflandırılması.

Tutucu tipine göre	Materyal seçimine göre	Üretim tekniğine göre
• Siman tutuculu abutmentler • Vida tutuculu abutmentler	• Titanyum abutmentler • Seramik abutmentler	• Prefabrike abutmentler • Bireysel abutmentler

2.1.3.1. Tutucu Tipine Göre Abutmentler

İmplant destekli protetik üst yapılar siman tutuculu veya vida tutuculu sistemler kullanılarak uygulanabilir. Literatürde bu iki tip tutuculuk hakkında birçok araştırma ve karşılaştırma yapılmıştır (Tablo 2.2.). Siman ve vida tutuculu restorasyonlar, fabrikasyon kolaylığı ve maliyet, estetik, erişim, retansiyon, yerinden çıkarılabilirlik, oklüzyon, pasif uyum, implant pozisyonunun sınırlaması, implant çevresi doku sağlığına etki, immedat yükleme ve porselen kırığı açısından değerlendirilmişlerdir (Shadid ve Sadaqa, 2012).

Siman-tutuculu restorasyonların fabrikasyonu daha kolaydır ve maliyeti daha düşüktür (Hebel ve Gajjar, 1997; Michalakakis ve diğerleri, 2003; Misch, 2015, s.724). İmplantlar ideal pozisyonda yerleştirildikleri zaman hem siman hem de vida-tutuculu restorasyonlarla estetik elde edilebilmektedir. Ancak anatomik kısıtlamalar nedeniyle implant ideal pozisyonda yerleştirilmediyse, vida-tutuculu restorasyonun giriş deliği estetik problemler oluşturabilmektedir (Chee ve Jivraj, 2006). Ağız açıklığı sınırlı olan hastalarda vida-tutuculu restorasyonların giriş deliğine erişim zor olmaktadır. Ayrıca vida-tutuculu restorasyonlarda, hastanın vidayı yutma veya aspire etme riski de bulunmaktadır (Misch, 2015, s.724). Siman-tutuculu restorasyonlarda giriş deliği bulunmadığı için ideal ve stabil oklüzal kontaktların oluşturulması daha kolaydır. Vida-tutuculu restorasyonlardaki oklüzal yüzeyde hazırlanan vida yuvasının estetik olarak problem yaratması ve vida yuvası nedeniyle ideal bir oklüzal yüzey hazırlanamamaktadır. Ayrıca giriş deliği seramik kırıklarına yola açabilmektedir (Hebel ve Gajjar, 1997; Misch, 2015, s.724).

Siman ve vida-tutuculu restorasyonlar tutuculuk açısından karşılaştırıldığında birbirlerine göre üstünlüklerinden söz edilememektedir (Shadid ve Sadaqa, 2012). Siman-tutuculu restorasyonlarda desimantasyon,

vida-tutuculu restorasyonlarda ise vida gevşemesi riski bulunmaktadır. Ancak siman-tutuculu restorasyonlarda, abutment yüksekliğinin en az 5 mm olması gerekmektedir. Arklar arası mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda vida-tutuculu restorasyonlar tercih edilmelidir (Chee ve Jivraj, 2006).

Vida-tutuculu restorasyonların en önemli avantajı yerinden çıkarılmasının kolay olmasıdır. Özellikle çok üyeli restorasyonlarda komplikasyonlar daha fazla görülmektedir. Vida-tutucular varlığında, restorasyona veya abutmenta zarar verilmeden protez çıkarılabilmektedir (Ma ve Fenton 2015; Misch, 2015, s.724). Fakat siman tutuculu restorasyonların sökülmesi daha zordur. Bu işlem sırasında implantın zarar görmemesi için restorasyon kesilerek çıkarılabilir (Crespi ve diğerleri, 2014). Simanın çok rijit bir yapıda olmasından dolayı protez çıkarılırken abutmentta deformasyonlara sebep olunabilir ve bu deformasyonlar üzerinde plak birikimi gözlenebilir. Buna bağlı olarak gingival inflamasyon ve peri-implantitis meydana gelebilir (Penarrocha ve diğerleri, 2016).

Siman-tutuculu restorasyonlarla pasif uyum sağlamak daha kolay olmaktadır. Bunun nedeni olarak simanın şok absorbe edici etkisi gösterilmektedir (Hebel ve Gajjar, 1997). Ayrıca siman tutuculu restorasyonlarda simanın viskozite özelliğine bağlı olarak restorasyondaki servikal boşluk 50 mikrondan daha az ise, siman bu boşluğu tolere edebilir ve pasif uyum sağlanabilir (Lee ve diğerleri, 2013). Vida tutuculu restorasyonlarda ise siman gibi bir doldurucu madde olmadığı için oluşacak olan servikal boşlukların telafi edilmesi zorlaşır (Aslam ve Ahmed, 2016).

İmplantlar birbirlerine paralel yerleştirilmemişse ve abutmentlerin birbirleriyle olan açısı 30 dereceden az ise açılı abutment kullanılmalı, eğer açı 30 dereceden fazla ise siman tutuculu restorasyon yerine vida-tutuculu restorasyon kullanılmalıdır (Farzin ve diğerleri, 2014).

Siman artığı kalma riski olmadığı için, vida-tutuculu restorasyonlar, implant çevresi doku sağlığı açısından daha avantajlıdır (Penarrocha-Oltra ve diğerleri, 2016). Wittneben ve diğerleri (2014), siman tutuculu restorasyonlarda vida tutuculu restorasyonlara göre daha çok oranda periimplantitis, dişeti çekilmesi, fistül oluşumu gibi komplikasyonlara rastlandığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar bunun sebebinin, siman kalıntılarının temizlenmesinin zor olması sonucu, bu bölgede kalan siman artıklarının bakteri kolonizasyonuna yol açması olduğunu belirtmişlerdir (Wittneben ve diğerleri, 2014).

İmmediat yükleme planlandığında, vida-tutuculu restorasyonların tercih edilmesi önerilmektedir (Shadid ve Sadaqa, 2012). Ancak Crespi ve diğerleri, vida tutuculu restorasyonlarda tedaviyi takiben 1 yıl içerisinde daha düşük oranda kemik kaybı olduğunu gözlemlemişlerdir. Ancak aynı çalışmanın devamında 3 sene sonunda yapılan kortikal kemik ölçümleri sonucu iki grup arasında bir fark bulamamışlardır (Crespi ve diğerleri, 2014).

Siman ve vida-tutuculu restorasyonların tercihinde klinik durum göz önünde bulundurularak karar verilmelidir. Mandibular tam dişsizlik gibi çok üyeli tam ark restorasyonlarda ve kantilever varlığında vida-tutucular tercih edilebilir. İmplantlar açılı yerleştirilmişse, pasif uyum problemi olma ihtimali varsa, restorasyonun oklüzal yüzü darsa ve vida giriş deliği için yer problemi varsa siman-tutuculu restorasyonlar önerilebilir (Shadid ve Sadaqa, 2012).

Cerrahi prosedür öncesinde implant tedavi planlaması sırasında kullanılacak tutucu şekline göre implantın pozisyonuna karar verilmelidir. Vida tutuculu restorasyonlar planlandığında, giriş deliği singulum bölgesinde yer alacağından, anterior bölgedeki implantlar daha linguale yerleştirilmelidir (Misch, 2015, s.724, Modi ve diğerleri, 2014).

Tablo 2.2. Siman ve vida tutuculu abutmentlerin karşılaştırılması.

	Siman Tutuculu	Vida Tutuculu
Fabrikasyon	Kolay	Zor
Maliyet	Düşük	Yüksek
Estetik	İyi	--
Aspirasyon Riski	Yok	Yüksek
Porselende Kırılma	Yok	Yüksek
Tutuculuk	Fark Yok	Fark Yok
Çıkarılması	Zor	Kolay
Pasif Uyum	Kolay	Zor
Doku Uyumu	--	İyi
İmmediat Yükleme	--	İyi

2.1.3.2. Materyal Seçimine Göre Abutmentler

Titanyum Abutmentler

Dental implant abutmentleri ilk olarak metaldan üretilmiştir. Titanyum, mükemmel materyal stabilitesi, distorsiyona direnci ve uzun dönem klinik çalışmalardaki başarısı ile yakın zamana kadar, implant destekli protezlerin klinik ömürleri açısından abutment materyalleri arasında altın standart olarak kabul edilmekteydi (Linkevicius ve Vaitelis, 2015; Yılmaz ve Kurtulmuş-Yılmaz 2011). Titanyum abutmentlerin kullanılması, implant-abutment yüzünde galvanik reaksiyonları ve korozyon oluşumunu önlemektedir ve böylece yumuşak doku sağlığını desteklemektedir (Scarano ve diğerleri, 2004). Ancak yaygın olarak tercih edilen titanyum abutmentler, implant çevresi sert ve yumuşak dokuların sağlığı açısından

değerlendirildiklerinde, altın, alümina ve zirkonya abutmentlere olan üstünlüğünden bahsedilememektedir (Yılmaz ve Kurtulmuş-Yılmaz, 2011).

Günümüzde estetiğin ön plana çıkması ile birlikte titanyum abutmentler implant çevresi mukozada oluşturduğu gri renk yansıması nedeniyle, özellikle ince dişeti varlığında, yüksek gülme hattına sahip hastalarda ve implantın bukkale doğru yerleştirildiği durumlarda estetik açıdan yetersiz kalmaktadır (Elsayed ve diğerleri, 2017b; Gomes ve Montero, 2011; Sailer ve diğerleri, 2009). Titanyum abutment kullanılacağına, dişeti biyotipini dişeti kalınlığını arttırarak değiştirmek önerilmektedir ve böylece kalın dişetinin abutment yüzeyinden yansıyan gri metalik rengi engelleyeceği ve estetik olarak daha iyi bir sonuç vereceği düşünülmektedir. Ancak, böyle bir değişiklik birçok hasta tarafından tercih edilmeyecek ekstra bir cerrahi prosedür gerektirmektedir ve her vakada da başarılı sonuç verip vermeyeceği belli değildir (Vanlıoğlu ve diğerleri, 2012).

Titanyum abutmentlerin estetik açıdan yetersiz kaldığı başka bir durum ise implantın çok derine yerleştirilemediği ve abutmentin kenar sonlanmasının supragingival olduğu vakalardır. Çünkü titanyum abutmentlerin kole bölgesi dizaynları genellikle düz şekilde tasarlanmaktadır. Böylece servikal bölgede, abutmentin kolesi metal bant şeklinde görülecektir. Özellikle böyle durumlarda uygun bir restorasyon yapmak için implantın daha çok gömülmesi gerekecektir, bu da derin dişeti ceplerine sebep olacak, kronun marjinal adaptasyonunu ve temizlenmesini zorlaştıracaktır. Bu tip vakalarda, alternatif olarak yüksek dayanıklılığa sahip, alümina veya zirkonyadan üretilen abutmentlerin kullanımı önerilmektedir (Vanlıoğlu ve diğerleri, 2012).

Seramik Abutmentler

Diş hekimliğinde estetik beklentilerin artmasıyla birlikte tam seramik restorasyonların tercih edilmesinde de artma gözlenmiştir. İmplant destekli sabit restorasyonlarda, daha iyi dişeti uyumuyla birlikte estetiğin sağlanabilmesi ve implant üstü tam seramik kronlarda renk uyumunun yakalanabilmesi için seramik abutmentler ortaya çıkmıştır (Bidra ve Rungruanganunt, 2013).

Seramik abutment ilk kez 1993 yılında üretilmiş ve estetik olarak implant teknolojisinde önemli bir gelişme olmuştur. Geliştirilen ilk seramik abutmentlerde kullanılan materyal, metal destekli seramik kronların makaslama kuvveti direncine en yakın olan alümina seramiktir (Vanlıoğlu ve diğerleri, 2012). Titanyum abutmentlerle kıyaslandığında seramik abutmentler; daha az korozyona uğrar, biyouyumludurlar ve düşük ısı iletimi özelliklere sahiptir. Buna karşın, metal destekli seramik restorasyonlar ile karşılaştırıldığında, seramik abutmentler kullanılarak üretilmiş olan restorasyonlar daha dirençsizdir. Bu nedenle seramik abutmentler için farklı form ve materyal arayışına girilmiş ve alümina bloklar (In Ceram, Vita) kullanılarak kişisel seramik abutmentler üretilmiştir (Kohal ve diğerleri, 2008).

İyi bir estetik sonuç sağlanan başka bir abutment şekli, uyumlanabilir CerAdapt (Nobel Biocare) abutmentlerin gelişimidir. Bu abutment, önceki abutmentlere göre daha dirençli olup, yüksek oranda sinterlenmiş alüminyum oksitten oluşmaktadır. Saf alüminyum oksit partikülleri, seramiklere infiltre edilerek, 1800°C gibi çok yüksek ısılarda sinterize edilmektedir (Yüzügüllü ve Avcı, 2008).

Titanyum abutmentler ile karşılaştırıldıklarında alümina abutmentler, dişe çok yakın renkleri ile estetik olarak tatmin edici bulunmuşlardır (Gehrke ve diğerleri, 2014); ancak, mekanik olarak daha düşük bükülme direncine

sahip olduklarından, kırılma risklerinin daha fazla olduğu bildirilmiştir (Sailer ve diğerleri, 2009; Yılmaz ve Kurtulmuş-Yılmaz, 2011). Alümina abutmentlerin, radyografik incelemedeki radyoopaklığı ve düşük kırılma dayanıklılıkları nedeniyle günümüzde fazla kullanım alanları yoktur. Sadece ön bölge diş eksikliklerinde tek implant üzerinde kullanılan alüminyum oksit abutmentlerin yaklaşık 280 N'luk kırılma dirençleri sebebiyle, posterior bölgede kullanılması önerilmemektedir (Fırındıoğlu, 2009; Vanlıoğlu ve diğerleri, 2012).

Alümina abutmentlerin kırılma dirençlerinin düşük olmasından dolayı Wohlwend ve Schaerer (1997) itriyum ile stabilize zirkonyumdan yapılmış prefabrike abutmentleri; Glauser ve diğerleri (2004) yoğun sinterlenmiş itriyum ile stabilize zirkonyumdan bireysel abutmentleri alternatif seramik abutment materyali olarak tanımlamıştır. Zirkonya içerisinde, yüksek oranda ZrO_2 (zirkonyum oksit) partikülleri bulunmaktadır. Sinterizasyon sonucunda, oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunurlar. Oda sıcaklığında oluşan tetragonal fazın korunabilmesi amacıyla zirkonya içerisine, kısmen veya tam stabilizasyon sağlayan Y_2O_3 (itriyum oksit), MgO (magnezyum oksit), CaO (kalsiyum oksit) ve CeO_2 (seryum oksit) gibi farklı oksitler katılmaktadır (Gomes ve Montero, 2011).

Alüminyum ve zirkonyum oksit içerikli abutmentler kıyaslandıklarında, birbirlerine göre farklı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Zirkonyum oksit materyali alüminyum oksit materyaline göre daha radyopak olduğundan, radyografik olarak zirkonyum oksit abutmentler daha kolay tetkik edilir. Zirkonyum oksit abutmentler, diş etinin veya mukozanın ince olduğu durumlarda beyaz opak renklerinden dolayı estetik dezavantaj oluştururken, alüminyum oksit abutmentlerde böyle bir sorunla karşılaşmamaktadır. Zirkonyum oksit abutmentlerin mekanik

dirençleri alüminyum oksit abutmentlere göre daha yüksektir ve oklüzal kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır. Alüminyum oksit abutmentlerin mekanik dirençleri daha düşük olduğu için preparasyon veya yerleştirme sırasında oluşacak stresler karşısında mikroçatlak görülme olasılığı daha fazladır. Zirkonyum oksit materyalinin preparasyonu, işlenmesi zor olduğundan daha uzun ve zor olmaktadır (Yıldırım ve diğerleri, 2000; Yıldırım ve diğerleri, 2003).

Seramik Abutmentlerin Endikasyonları

- İmplantın alveol kemiğine yeterli derinlikte yerleştirilememesi sonucu, bukkal bölgede abutment boyun bölgesinin açığa çıktığı durumlarda,
- Bukkal bölgeye yakın yerleştirilmiş ve ince mukozaya sahip hastalarda, titanyum abutmentin gri renginin dişetinden yansıdığı durumlarda,
- Gülme hattı yüksek olan olgularda,
- Estetik gereksinimin ön planda olduğu anterior diş eksikliklerinde tam seramik restorasyonların yapılması planlanan olgularda kullanılmaktadır (Magne ve diğerleri, 2008).

Seramik Abutmentlerin Kontrendikasyonları

- Aşırı örtülü kapanış olan hastalarda
- Diş sıkma veya herhangi bir parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda
- Hastanın mevcut oklüzyonuna bağlı olarak abutmentin yüksekliğinin 7 mm'den kalınlığının ise 0.7 mm'den az olduğu durumlarda
- Cerrahi olarak 30°'den fazla eğimli yerleştirilen implantların varlığında
- Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgede seramik abutmentlerin kullanılması önerilmemektedir (Anderson ve diğerleri 2003; Magne ve diğerleri, 2008).

Seramik Abutmentlerin Avantajları

Titanyum abutmentlerle karşılaştırıldığında seramik abutmentlerin, ışık geçirgenlikleri daha yüksek olduğu için daha estetiklerdir. Tam seramik kron yapımında alt yapı olarak metal yerine seramik kullanıldığı için hem krondan hem de dişetinden gri metal yansıması oluşmamaktadır (Bidra ve Rungruangnunt, 2013).

Seramik abutmentlerin estetik avantajları dışında, çok iyi parlatılabildikleri için yüksek biyouyumluluk ve düşük korozyon göstermektedirler ve seramik abutmentlerin yüzeyinde oluşan bakteriyel adezyon titanyum abutmente göre daha azdır (Scarano ve diğerleri, 2004). Seramik abutment servikal bölgede dişeti formunu takip edecek şekilde hazırlanabilir. Ayrıca titanyum abutmentlerden farklı olarak seramik abutmentlerin, kron marjinal sonlanması supragingival olarak yapılabilir ve böylece kontrol edilmesi kolaylaştığı için kron adaptasyonunun daha iyi olması sağlanabilmektedir (Anderson ve diğerleri, 2003; Vanlıoğlu ve diğerleri, 2012).

Seramik abutmentlerin şekillendirilmeleri, laboratuvar ortamında olabileceği gibi ağız içerisinde klinikte de yapılabilir. Abutment frezelenirken dişeti formuna uyumlu şekilde yapılmalıdır. Son yıllarda piyasaya sürülen seramik abutmentler, fabrikasyon olarak dişeti sınırına uyumlu şekilde prepare edilmiş diş formunda şekillendirilmişlerdir. Ayrıca günümüzde prefabrike seramik abutmentlere ek olarak CAD-CAM ile hastaya uygun şekilde bireysel abutmentler frezelenabilmektedir (Yüzügüllü ve Avcı, 2008).

Seramik Abutmentlerin Dezavantajları

Seramik abutmentlerin kırılma dirençleri, titanyum abutmentlere göre daha düşük olduğu için sadece anterior bölgede ve tek diş implant

vakalarında kullanılmaları önerilmektedir. Posterior bölgede veya birden fazla diş eksikliklerinde uygulanan çok üyeli sabit restorasyonlarda destek olarak kullanılmaları önerilmemektedir (Anderson ve diğerleri, 2003).

Titanyum abutmentlerden farklı olarak, seramik abutmentlerin yüksek dirençler karşısında kırılma riskleri daha fazladır. Titanyum abutmentlerde kırılma daha çok tutucu vidada görülürken, seramik abutmenlerde kırılma abutmentte daha çok görülmektedir ve kırıldıklarında tamirleri pek mümkün değildir (Sailer ve diğerleri, 2009).

Seramik abutmentler, titanyum abutmentlerle kıyaslandığında daha pahalıdır. Üretici firmaların ücretleri değerlendirildiğinde, seramik abutmentlerin maliyetinin titanyum abutmentlere göre yaklaşık 2 kat daha fazla olduğu gözlenmektedir. Bu durumda seramik abutment alt yapılı tam seramik restorasyonların planlanmasında ve uygulanmasında daha dikkatli olunması gerekmektedir (Heydecke ve diğerleri, 2002).

2.1.3.3. Üretim Tekniğine Göre Abutmentler

2.1.3.3.1. Prefabrike Abutmentler

İmplant destekli protezlerin yapımında uzun yıllardır prefabrike abutmentler kullanılmaktadır. Prefabrike abutmentler titanyum veya anterior, estetiğin önemli olduğu bölgelerde kullanılmak üzere seramik olarak üretilmektedirler. Prefabrike abutmentler genellikle farklı büyüklük, şekil ve açıda bulunurlar (Von Maltzahn ve diğerleri, 2016). Prefabrike abutmentlerin kişisel olarak ağız içerisinde, klinikte veya laboratuvar ortamında model üzerinde elmas frezlerle diş ve dişeti konturuna uygun olacak şekilde prepare edilmesi mümkündür (Priest, 2005). Prefabrike abutmentler, dişetinden daha iyi bir çıkış profili yaratmak, gelen stres ve yüklerin daha homojen dağıtılması, oral hijyenin daha kolay sağlanması ve

dişetine uygun marjinal sonlanma oluşturulması amacıyla prepare edilmektedirler (Kourtis, 2002; Yüzügüllü ve Avcı, 2008).

Prefabrike seramik abutmentler, üniform yapıdadırlar; kullanımları kolaydır ve biyouyumludurlar (Bressan ve diğerleri, 2011). En önemli avantajları maliyetlerinin düşük olmasıdır. Prefabrike abutmentlerin birçoğunun silindirik tarzda üretiliyor olmaları ve antirotasyonel özelliklerinin fazla olmayışı en büyük dezavantajlarındanıdır. Bu durum, prefabrike abutment üzerinde hekim veya teknisyen tarafından rotasyonu engellemek için yüzeye dik oluk açılma gereksinimine sebep olmaktadır. Fakat seramik prefabrike abutmentlerin aksiyel duvarlarının titanyuma göre daha ince ve kırılgan olmalarından dolayı kırılma riskleri artmaktadır (Priest, 2005).

Prefabrike abutmentlerin diğeri bir dezavantajı da abutmentin marjinal uyumuyla ilgilidir. Vertikal düzlemde abutmentin çıkış profili implant platformu seviyesinde başlayamamakta, prefabrike abutment üzerinde oluşturulan bitiş çizgisinden başlamaktadır (Priest, 2005). Ayrıca, eğer implantın açısı ve pozisyonu uygun değilse ya da yumuşak doku yüksekliği yetersiz ise prefabrike abutmentler ile yeterli başarı sağlanamayacaktır (Bressan ve diğerleri, 2011). Bu gibi durumlarda, CAD-CAM ile üretilen, kişiye/vakaya özel hazırlanan bireysel abutmentlerin üretimi önerilmektedir (Bertolini ve diğerleri, 2014).

2.1.3.3.2. Bireysel Abutmentler

Bireysel (*custom*) abutmentler, her vakada gereksinimlere uygun olarak abutment üretimine olanak vermektedirler. Bireysel abutmentler, üretici firmalar tarafından farklı yöntemlerle, titanyumdan veya estetiğin ön planda olduğu durumlarda seramikten üretilebilmektedir (Heydecke ve diğerleri, 2002). Prefabrike abutmentler ile kıyaslandıklarında, bireysel abutmentlerde

özellikle CAD-CAM teknolojisinin kullanımı ile istenilen bölgelerde istenilen kalınlık elde edilebilmekte ve posterior bölgelerde daha hacimli hazırlanan abutmentlerle direnç arttırılmaktadır. Uygulama sonrasında abutmentin uyumlama sorunu yok denecek kadar azdır. Özellikle uyumlama sırasında seramiklerin yapılarında oluşma riski bulunan mikroçatlaklar bireysel abutmentlerin kullanımı ile en aza indirgenmektedir (Yüzügüllü ve Avcı, 2008; Vanlıoğlu ve diğerleri, 2012). Bireysel abutmentler hastanın dişeti konturuna, oklüzyonuna ve implantın arktaki konumuna uygun olarak hazırlanırlar.

Bireysel abutmentler döküm ve CAD-CAM teknolojisiyle yapılabilir. Konvansiyonel mum modelasyonu, döküm, frezeleme ve bitirme işlemlerine dayanan döküm bireysel abutmentlerin üretilmesi birkaç dezavantaja neden olur. Birincisi, implant komponentlerinin maliyetinin yüksek olması ve mum modelasyon, döküm, frezeleme ve bitirme işlemlerinin zaman alıcı olması ve yoğun emek harcanmasıdır. Protez de dahil edildiğinde, ortaya çıkan toplam ücretler bazı diş hekimlerinin bu abutment fabrikasyonunu seçmesini engelleyebilir (Priest, 2005). Bir diğer dezavantaj, abutmentin kalitesinin, üretimini yapan teknisyenin bilgisi ve tecrübesine bağlı olmasıdır (Priest, 2005).

Bireysel abutmentler son yıllarda kullanımı yaygınlaşan CAD-CAM teknolojisiyle de üretilmektedir. CAD-CAM teknolojisi ile oluşturulan bireysel abutmentler hem prefabrike hem de döküm yoluyla elde edilmiş bireysel abutmentlerin avantajlarını birleştirmektedir (Priest, 2005). Bu teknoloji sayesinde klinisyen çevre yumuşak dokularla ve dentisyonla uyumlu, doğal görünümlü bir abutment tasarımı ve üretimi gerçekleştirebilmektedir (Kutkut ve diğerleri, 2015). CAD-CAM teknolojisiyle bireysel abutmentlerin üretimi için geçen süre kısaltmakta ve döküm işleminde

meydana gelebilecek hatalar elimine edilmektedir. Özellikle titanyumun bir diş laboratuvarında dökümü oldukça karmaşıktır. CAD-CAM ile frezlenen titanyum homojen bir kitleden elde edildiğinden üretilen abutment optimum özellikte olmaktadır (Priest, 2005). CAD-CAM bireysel abutmenler ile optimal marjinal uyum ve kontur ile implant destekli restorasyonlarda uzun dönem başarı sağlanmaktadır (Apicella ve diğerleri, 2010). Prefabrike veya döküm bireysel abutmentlerin aksine, CAD-CAM abutmentlerin yüzeyleri, frezeleme sonrasında herhangi bir işleme tabi tutulmamaktadır, bu nedenle abutment tasarımında istenilen özellikler yansıtılmalıdır (Wee ve diğerleri, 1999).

Prefabrike ve döküm bireysel abutmentler ile karşılaştırıldığında, CAD-CAM bireysel abutmentin maliyeti prefabrike abutmentten ve döküm bireysel abutmentten düşüktür. Abutment basamağının dişeti seviyesine getirilmesi gibi prefabrike abutmentlerin direncinde azalmaya neden olabilecek düzeltmelere CAD-CAM bireysel abutmentlerde gerek duyulmayacaktır (Thalji ve diğerleri, 2014). Abutment üretimi için CAD-CAM sistemlerinin yaygınlaşması ve üreticiler tarafından belirlenen fiyatların, artan sayıda abutmentin üzerinde dağıtılmasıyla bu maliyetin zamanla daha da azalması beklenmektedir. Ayrıca, kalifiye laboratuvar teknisyenlerinin yetersizliği göz önünde bulundurulduğunda CAD-CAM cihazı ile abutment üretimi, laboratuvar süreçlerini azaltmaktadır (Priest, 2005).

Bireysel abutmentler tek veya iki parçalı olabilir. Tek parçalı abutmentler, implant abutment bağlantısı da dahil olmak üzere tamamen seramik veya titanyum materyal ile üretilmektedir. Son yıllarda anterior ve posterior bölgelerde tek diş implant restorasyonları için iki parçalı abutment olarak ifade edilen hibrit abutment terimi geliştirilmiştir. Özellikle estetik açıdan önemli bölgelerde, titanyum içyapılar üzerine uygulanan restorasyonların, hem mekanik hem de estetik açıdan başarılı sonuçlar verdiği

belirtilmiştir (Conejo ve diğerleri, 2017). Hibrit abutmentler; implanta vida ile bağlanan bir titanyum içyapıdan ve titanyum içyapıya CAD-CAM cihazında bireysel olarak üretilmiş seramik kopingin rezin simanla bağlanmasıyla oluşmaktadır (Gehrke ve diğerleri, 2015). Hibrit abutmentin titanyum içyapısı, implant ile bağlantının stabilitesini sağlarken; CAD-CAM’de bireysel olarak hazırlanmış seramik koping doğal çıkış profili ve renge sahip olduğu için estetiği arttırmaktadır (Carvalho ve diğerleri, 2014). Hibrit abutmentlerde titanyum içyapı, implant platformuna ve abutment vidasına direkt olarak temas etmektedir. Bu nedenle, hibrit abutmentlerin, implant-abutment arayüzlerinde deformasyon oluşma riskini azalttığı öne sürülmüştür (Guilherme ve diğerleri, 2017).

Hibrit abutmentler, implant abutment arayüzünde seramik materyalinin kırılma yapısının üstesinden gelmek ve seramik abutmentin titanyum implant arayüzünde oluşturabileceği deformasyon riskinin önüne geçmek için geliştirilmiştir. Tek parça seramik abutmentlerden farklı olarak hibrit abutmentlerin mekanik özelliklerinin daha gelişmiş olması nedeni ile daha yüksek kırılma direncine sahiptirler (Sailer ve diğerleri, 2009; Kim ve Shin, 2013).

Uygulamasının ve üretiminin kolay olması, hibrit abutmentlerin en önemli avantajları arasında sayılabilir (Conejo ve diğerleri, 2017). Hibrit abutmentlerin, tasarımını ve üretimini klinisyenler de CAD-CAM sistemleri yardımıyla kolaylıkla yapabilir. İmplant çevresi yumuşak doku kalınlığı fazla olduğunda veya derin yerleştirilen implant varlığında, titanyum içyapının boyunun retansiyonu sağlamak için kısa kalması, hibrit abutmentlerin dezavantajları arasında sayılabilir. Ayrıca estetik gereksinimin arttığı ve bukko-lingual mesafenin daraldığı alt anterior restorasyonlarda hibrit

abutment yerine tek parça zirkonya abutment kullanımı önerilmiştir (Ferrari ve diğerleri, 2016).

Günümüzde çeşitli üreticilere ait iki parçalı hibrit abutmentlar bulunmaktadır. Çeşitli implantlar ile uyumlu olan Sirona TiBase (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), MIS Tibase (MIS Implant Technologies Ltd, Misgav, İsraile) ve Straumann Tibase (Straumann Dental Implant System, Waldenberg, İsviçre) (Şekil 2.1.) bu tip iki parçalı hibrit abutmentlere örnek olarak verilebilir.



Şekil 2.1. Çeşitli titanyum içyapı örnekleri.

2.1.3.3.2.1. Bireysel Abutmentlerin Üretiminde Kullanılan Seramik Materyaller

Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler, birden fazla metalin primer olarak oksijenle ya da metal olmayan bir elementle yaptığı kombinasyon sonucu oluşan inorganik materyallerdir (Babu ve diğerleri, 2015). Seramikler inert olmaları, renk stabiliteleri, yüksek aşınma dirençleri, düşük ısı iletkenlikleri, biyouyumluluk ve estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliği açısından etkileyici materyallerdir (Lawn ve diğerleri, 2002).

Dental seramiğin bileşimi temel olarak üç ana maddeden oluşmaktadır. Bunlar; feldspar, kuartz ve kaolindir (Babu ve diğerleri, 2015). Dental

seramiğin birleşimini oluşturan maddeler Tablo 2.3.'de detaylı biçimde verilmiştir.

Tablo 2.3. Dental seramiğin içeriğinde bulunan komponentler ve görevleri.

İçerik	Görevi
Feldspar (Potasyum alüminyum silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alüminyum silikat($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$))	Fırınlama sırasında İlk önce eriyen ve bu bileşenleri katı bir kütle halinde tutan en düşük kaynaştırma elemanıdır.
Kuartz (Silika)	Fırınlanan restorasyonu güçlendirir. Normalde seramik fırınlanan sıcaklıkta değişmeden kalır ve böylece diğer bileşenler için çerçeve sağlayarak ısıtma sırasında kütle stabilitesine katkıda bulunur.
Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$)	Bir bağlayıcı olarak kullanılır. Fırınlanmamış seramiğin modelajını kolaylaştırır. Bitmiş seramiğe opaklık verir.
Cam modifiye ediciler	Silika ağının bütünlüğünü keser ve akışkanlığı arttırır.
Renk pigmentleri	Restorasyona uygun renk sağlarlar.

Feldspar, seramiğe doğal translusensi veren ve %60'lık yüzdesiyle ana yapıyı oluşturan maddedir. Birleştirici özelliği vardır ve bu özelliği sayesinde fırınlama sırasında kaolin ve kuartzı sarar ve kitlenin bütünlüğünde bir değişim olmasına engel olur. Potasyum alüminyum silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alüminyum silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır (Van Noort, 2007, s. 240).

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içinde % 10-30 oranında bulunur ve doldurucu görevi yapmaktadır. Erime ısısı çok yüksek olduğu için fırınlama işlemi sırasında oluşabilecek büzölmeleri engelleyerek seramiğe stabilite sağlamaktadır (Van Noort, 2007, s. 240).

Çin kili olarak da isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Isıya oldukça dayanıklıdır ancak seramiğe opasite özelliği verdiği için çok az miktarda (%1-5) kullanılmaktadır. Su ile birleştireildiğinde yapışkan bir yapıya dönüşür ve kuartz ve feldspar için bağlayıcı görevi görmektedir. Seramik hamurunun elastikiyetini arttırarak modelajını da kolaylaştırmaktadır (Van Noort, 2007, s. 240).

Seramiğin bileşiminde, bu üç ana madde dışında, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da bulunabilmektedir (Anusavice, 2013, s. 670; Powers ve Sakaguchi, 2012, s.254; Zaimoğlu ve diğerleri, 1993, s. 356).

Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler; pişirme ısılarına, kullanım yerlerine, üretim tekniklerine, mikro yapılarına, kırılma dirençlerine ve alt yapılarına göre sınıflandırılabilir.

Mikro yapılarına göre dental seramikler (Kelly ve Benetti, 2011):

- Cam seramikler
 - Löst ile güçlendirilmiş seramikler
 - Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler
 - Feldspatik seramikler
- Alümina esaslı seramikler
- Zirkonya esaslı seramikler

Kelly ve Benetti (2011) tarafından seramiklerin mikro yapılarına göre yaptıkları sınıflandırma yaygın olarak kabul gören, sistematik bir sınıflandırma olmasına rağmen son yıllarda ortaya çıkan seramik benzeri materyalleri içermemektedir. Bu nedenle, bu tez çalışmasında, Kelly ve Benetti'nin yapmış olduğu sınıflandırmaya Gracis ve diğerlerinin (2015), öne sürdüğü rezin matriks sınıflaması da ilave edilmiştir (Tablo 2.4.).

Tablo 2.4. Seramiklerin mikro yapılarına göre güncel sınıflandırılması (Gracis ve diğerleri, 2015; Kelly ve Benetti, 2011).

Camsı seramikler

Partikül Dolduruculu Seramikler

- Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramikler
- Floroapatit ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Alümina ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Alümina ve magnezyum ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Alümina ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikler

Rezin Matriks Seramikler

- Rezin nanoseraamik
- Camsı seramik içerikli rezin matriks (Polimer infiltre seramik ağ)
- Zirkonya silika seramik içerikli rezin matriks

Polikristalin Seramikler

- Alüminyum oksit polikristalin seramikler
- Zirkonyum oksit polikristalin seramikler

Bireysel abutmentlerin üretiminde;

- Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramikler
- Rezin nanoseraamik
- Camsı seramik içerikli rezin matriks (Polimer infiltre seramik ağ)

- Alüminyum oksit polikristalin seramikler
- Zirkonyum oksit polikristalin seramikler kullanılabilmektedir (Şekil 2.2.).



Şekil 2.2. Bireysel abutment üretiminde kullanılan özel CAD-CAM blokları.

Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Tam seramik restorasyonlarda, alt yapı materyalinin direncini arttırmak için geleneksel cam seramiklere eklenen dolduruculardan birisi de lityum disilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Lityum disilikatın mikro yapısı, çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kilitlenmış halde bulunan küçük kristallerden meydana gelmektedir. Kristaller ile cam faz arasındaki termal genişleme katsayısına bağlı olarak oluşan baskı stresleri, materyal içinde çatlakların yayılımını engelleyerek dayanıklılığı arttırmaktadır (Datla ve diğerleri, 2015; Usha ve diğerleri, 2014).

1998 yılında Ivoclar Vivadent tarafından feldspatik cam yapısına, hacimce %70 oranında lityum disilikat eklenmesiyle, IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi geliştirilmiştir (Kelly, 2004). Bu sistemde de materyal, IPS Empress sistemine göre daha düşük bir sıcaklıkta ve basınç altında enjeksiyon yöntemiyle preslenir. Termal genişleme katsayısı

uyumlu olan bir seramikle alt yapı tabakalama tekniği ile veneerlenir (Guess ve diğerleri, 2011; Buğurman-Yalım ve Türker, 2012).

IPS Empress ve IPS Empress 2' nin mikro yapılarındaki farklılık, IPS Empress 2'nin bükülme direncinin (350-450 MPa) IPS Empress'e göre 3 kat daha fazla olmasını ve daha çok translusensiye sahip olmasını sağlamıştır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s. 448). IPS Empress 2, inley, onley, anterior/posterior tek üye kronlarda ve ikinci premolara kadar uzanan 3 üye köprülerde kullanılabilmektedir (Höland ve diğerleri, 2000; Kelly, 2004).

IPS Empress 2'nin daha gelişmiş versiyonu olarak 2005 yılında lityum disilikat ile güçlendirilmiş, fiziksel özellikleri geliştirilmiş, translusensisi arttırılmış olan IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dental piyasaya sunulmuştur (Guess ve diğerleri, 2011). IPS e.max Press cam seramiğin mikro yapısı; camsı matriks içerisine gömülmüş, iğne şekilli, %70 oranında lityum disilikat kristallerinden meydana gelmektedir (Ritter, 2009). Yapısında IPS Empress 2'ye göre daha küçük kristaller bulunan IPS e.max Press' in bükülme direnci 440 MPa olarak bildirilmiştir. IPS e.max Press inley, onley, veneer, anterior/posterior kron, ikinci premolara kadar uzanan 3 üyeli köprüler ve implant üst yapısı yapımında kullanılmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s. 448). Restorasyonun estetik başarısını sağlayabilmek için farklı renk ve yüksek, orta derece opasitelerde üretimi mevcuttur.

CAD-CAM sistemlerinde kullanılmak üzere 2006 yılında IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramik bloklar piyasaya sürülmüştür. Endikasyon alanlarına göre yüksek, orta, düşük olmak üzere 3 farklı translusensiye ve opak seçeneklerine sahiptir ve kristalize olmadan önce mavi renktedir. Lityum disilikat materyalinin freze edilmesinin zor olmasından ve materyalin kırılgan olmasından dolayı CAD-CAM blokları parsiyel olarak kristalize edilmektedir. Inley ve onley restorasyonlarında

bukalemun etkisi denilen çevre dokulardaki renkleri absorbe etme özelliği bulunan HT bloklar kullanılır. LT bloklar ise daha çok tam anatomik restorasyonlarda kullanılmaktadır. Renklenmiş dişlerin tedavisinde de tabakalama tekniğiyle uygulanabilen opak bloklar kullanılmaktadır. Mavi seramik %40 metasilikat ve lityum disilikat çekirdekleri içerir ve 130 ± 30 MPa bükülme direnci gösterir. Bu durumda, blok kolayca freze edilebilir, bundan sonra, restorasyon, seramik fırınında $850\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de 20-25 dk vakumda yeniden kristalleştirilir (Reich ve Schierz, 2013). Bu ısı işlem sırasında metasilikatlar çözülür, lityum disilikat kristalleşir ve aynı zamanda seramik glazelenir. Blok ayrıca mavi renkten seçilen renge ve translusensiye geçer. Bu durumda seramik yaklaşık % 70 hacimce $1.5\text{ }\mu\text{m}$ kristal içerir ve direnç dramatik bir şekilde 360 MPa'ya kadar artar (Bhat ve diğerleri, 2011). Uygun translusensi ve renk çeşitliliği nedeniyle malzeme, monolitik restorasyonlar veya üzerine veneer seramiği uygulanmış kor yapının ana malzemesi olarak kullanılabilir (Maunula ve diğerleri, 2017). Endikasyonu, inley, onley, lamina, anterior/posterior kron, abutment ve implant restorasyonlarından ikinci premoları içeren 3 üye sabit köprü restorasyonlarına kadar uzanmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s. 448). IPS e.max CAD Abutment Solutions, tek diş implant destekli restorasyonlarda hibrit abutment üretimi için tasarlanmış olup, MO ve LT seçenekleri ve çeşitli renk tonları mevcuttur (Bhat ve diğerleri, 2016).

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Cam Seramikler

Lityum disilikat dolduruculu camsı seramiklerin yaygın kullanımlarına rağmen, mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla; 2013 yılında cam seramik matriks içine %10 zirkonya eklenmesi ile piyasaya zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramikler sürülmüştür (Traini ve diğerleri, 2016). Bu materyalin kristalizasyon işlemi sonrası lityum disilikat kristalleri, lityum

disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerden 6 kat daha küçük olan 0.5-1 μ m boyutuna ulaşır (Belli ve diğerleri, 2017). Daha küçük kristaller içeren bir yapı, materyale lityum disilikat seramiklere benzer mekanik özellikler kazandırır (Wendler ve diğerleri, 2017). VITA Zahnfabrik tarafından geliştirilen Suprinity ve Dentsply tarafından üretilen Celtra Duo olmak üzere iki farklı üretici firmaya ait marka dental markette bulunmaktadır (Denry ve Kelly, 2014). Kısmen kristalize formda bal rengine bulunan Suprinity blokların, kristalizasyon öncesi 120 MPa olan bükülme direnci kristalizasyon sonrası materyal yapısına lityum disilikat kristallerinin oluşmasıyla 420 MPa'ya ulaşmaktadır (Reich, 2015). Celtra Duo olarak piyasada bulunan Dentsply tarafından üretilen CAD-CAM bloğu kristalize fazda frezelenmektedir. Restorasyonun glaze işleminden önce 210 MPa olan bükülme direncinin glaze işlemi sonrası 370 MPa'ya ulaştığı belirtilmiştir. Endikasyonları arasında; inley, onley, veneer, tek kron ve abutment bulunmaktadır (Reich, 2015).

Rezin Nanoseramik

Rezin nanoseramik materyaller esas olarak, nano teknoloji ve seramik entegrasyonuna dayanmaktadır. Bu grupta bulunan seramikler, ağırlıkça %80 oranında işlem görmüş zirkonya-silika nanoseramik partikülleri içermektedir. Materyalin avantajı, fırınlama işlemine gerek kalmadan, kolaylıkla bitim ve polisaj yapılmasıdır. Ayrıca geleneksel seramik materyallerine benzer direnç, yüzey parlaklığı ve retansiyon göstermektedir. 2012 yılında rezin nanoseramik olarak Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Amerika) bloğu piyasaya sürülmüştür (Sannino ve diğerleri, 2015).

Rezin nanoseramikler, bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA), etoksilenmiş bisfenol dimetakrilat (Bis-EMA) ve trietilen glolikol dimetakrilat (TEGDMA) rezin matriksinden oluşur (Eğilmez ve diğerleri, 2017; Goujat ve diğerleri, 2018). Matriksin yapısı 20 nm çapında

silika nanopartikülleri ve 4-11 nm çaplı zirkonya nanopartiküllerinden oluşur. Silan molekülü, blokların üretimi sırasında yapıya katılır ve rezin matriks ile nanoyapı arasında kimyasal bağların oluşmasını sağlar. Matriks yapının büyük çoğunluğu kapsayan UDMA, yüksek ısıda polimerize olurken, Bis-GMA'ya göre yüksek derecelerde dönüşüm, daha düşük derecelerde su emilimi ve çözünürlük gösterdiği bildirilmiştir (Mainjot ve diğerleri, 2016). Ortalama 200 MPa bükülme direnci bulunan rezin nanoseramik, inley; onley; veneer ve bireysel abutment restorasyonlarda kullanılmaktadır (Reich, 2015).

Camsı Seramik İçerikli Rezin Matriks (Polimer İnfiltrate Seramik Ağ)

1997 yılında Giordano polimer infiltrate seramik materyali elde etmek için camın polimer ile yer değiştirmesi fikrini ortaya koymuştur. İlk cam infiltrate seramik olarak In-Ceram Alumina, 1989 yılında geliştirilmiş olup, refraktör day üzerine çamur kıvamda Al_2O_3 materyalinin sinterlenmesi ile yapılmaktadır. Bu işlem sonucunda alümina partikülleri içeren kısmi sinterlenmiş poröz bir altyapı/iskelet oluşmakta, daha sonra $1100^{\circ}C$ 'de 2. Bir fırınlama işlemi ile cam materyal iskelet yapıya infiltrate edilerek poröz yapının doldurulması gerçekleştirilmektedir. Camsı seramik içerikli rezin matriks materyali 1990'lı yıllarda VITA tarafından piyasaya sürülen cam infiltrate seramik teknolojisine (In-Ceram System, Vita, Bad Sackingen, Almanya) dayanarak geliştirilmiştir. Gözenekli seramik içine polimer infiltrate edilip interpenetran ağ (polimer infiltrate edilmiş seramik ağ - PİSA), oluşturulan yeni materyal VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) tarafından geliştirilmiştir (Gracis ve diğerleri, 2015). Rezin materyalinin gözenekli seramik yapı içine infiltrasyonu, camın infiltrasyonundan önemli ölçüde farklılık göstermektedir. Çünkü infiltrasyondan sonra polimerin büzülmesi yaklaşık %5'tir, yani, cam infiltrasyonu sonrası yaşanan büzülmeden (%1) çok daha büyüktür (Silva ve diğerleri, 2017). Bu da materyalin mekanik

özelliklerini geliştirmektedir. Seramik ağ yapısı birbirine bağlı partiküllerin üç boyutlu iskeletini oluşturarak gelen stresleri her yöne eşit şekilde dağıtabilmesine ve kırılmaya karşı direnç kazanmasına yardımcı olmaktadır.

PİSA materyali, feldspatik seramiklere göre yaklaşık %50 daha düşük, dolayısıyla dentinin elastik modülüne yakın elastisite gösterirler. Böylece frezelenmesi ve düzeltilmesi daha kolay olmaktadır. Ayrıca kompozit rezinlerle tamirinin daha kolay olduğu belirtilmiştir (Chirumamilla ve diğerleri, 2016).

PİSA materyali yüksek ısı basınç polimerizasyonu ile üretilmektedir. Yüksek ısı materyal polimerizasyonu arttırırken, yüksek basınç büzülmeyi kompanse etmektedir (Mainjot ve diğerleri, 2016). Yüksek basınç ve ısı ile üretilen blokların, fotopolimerize olan bloklara göre mekanik özelliklerinin önemli derecede geliştiğinin ve monomer salınımının azaldığı belirtilmiştir (Ruse ve Sadoun, 2014).

Polimer infiltre seramik materyaller (PİSA); çift ağ yapılı materyaller, seramik esaslı interpenetre faz materyaller veya interpenetre-faz seramik-rezin kompozitler olarak da adlandırılabilirler (Mainjot ve diğerleri, 2016).

2013 yılında VITA Zahnfabrik tarafından 'ilk hibrit seramik' olarak tanıtılan VITA Enamic (Vita, Bad Sachingen, Almanya) polimer infiltre seramik materyalidir. Feldspatik ağ yapısı materyalin ağırlıkça %86'sını ve hacimce %75'ini oluştururken, UDMA ve TEGDMA içeren polimer ağ yapısı ağırlıkça %14'ünü ve hacimce %25'ini oluşturmaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Sannino ve diğerleri, 2015). Seramik ağı yapısını, (ağırlıkça) SiO_2 (% 58-63), Al_2O_3 (% 20-23), Na_2O (% 9-11), K_2O (% 4-6), B_2O_3 (% 0,5-2), CaO (<% 1) ve TiO_2 (<% 1) oluşturmaktadır (Arnetzl ve Arnetzl, 2015). Bükülme direnci değerlerinin 150-210 MPa arasında olduğu belirtilmiştir (Arnetzl ve Arnetzl

2015), inley, onley, veneer, kron ve tek diş implant üstyapı restorasyonlarında kullanılabileceği öne sürülmüştür (Bhat ve diğerleri, 2016). VITA Enamic Implant Solutions bloğu tek diş implant destekli hibrit yapıların üretimi için geliştirilmiştir. Frezeleme işlemi sonrası herhangi bir fırınlama işlemine gerek duyulmadan bu bloklar için özel üretilmiş parlatma setleri ile bitim işlemi tamamlanır. Silan ile birlikte hidroflorik asitle 60 sn. pürüzlendirme, simantasyondan önce bir yüzey ön hazırlığı olarak önerilmektedir (Spitznagel ve diğerleri, 2016).

Alüminyum Oksit Polikristalin Seramikler

İlk olarak Nobel Biocare firması tarafından geliştirilen Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), %99.9 oranında yüksek saflıkta alüminyum oksit (Al_2O_3) kristalleri içermektedir (Kelly ve Benetti, 2011; Narasimha, 2012).

Yüksek bükülme direncine (ortalama 600 MPa) sahip bu materyal anterior ve posterior kronlarda alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Yüksek elastisite modülüne ($E=300$ GPa) sahip ve sert olması nedeniyle kütleli fraktüre karşı savunmasızdır (Scherrer ve diğerleri, 2008). Stabilize zirkonya gibi geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip materyallerin geliştirilmesiyle kullanımı azalmıştır (Gracis ve diğerleri, 2015).

Zirkonyum Oksit Polikristalin Seramikler

İlk kez bir takım değerli taşların ısıtılması sonucu 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth tarafından keşfedilmiştir. 1969 yılında biyomedikal alanda kullanılmaya başlanmıştır (Piconi ve Maccauro, 1999). Günümüzde halen en dayanıklı ve sert oksit olarak bulunmaktadır.

Zirkonyum oksit (ZrO_2 -zirkonya) oda sıcaklığında monoklinik, $1170^\circ C - 2370^\circ C$ 'de tetragonal ve $2370^\circ C$ 'nin üzerinde kübik olmak üzere 3 farklı fazda bulunmaktadır (Chen ve diğerleri, 2016). Sinterleme işlemi sonrası

zirkonya soğurken tetragonal fazdan monoklinik faza geçer. Monoklinik fazda kristallerin daha büyük olması nedeniyle materyalde %3-5 oranında hacim artışı görülür. Hacimsel artışa bağlı olarak internal streslerin ve kırıkların oluşması görülmektedir. Bu nedenle zirkonyanın istenmeyen bu faz değişimini engellemek için yani oda sıcaklığında faz değişimine uğramayıp tetragonal fazda kalmasını sağlamak için yapısına çeşitli stabilize edici oksitler (%3 mol itriyum oksit, magnezyum oksit, kalsiyum oksit, seryum oksit) eklenmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999). Elde edilen bu yapıya kısmen stabilize edilmiş itriyum tetragonal polikristalin zirkonya (Y-TPZ) adı verilmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999; Raigrodski, 2004). Kısmen stabilize olan Y-TPZ oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunmasına rağmen, monoklinik faza dönüşmek için iç yapısında bir enerji bulunmaktadır (Kelly, 2004). Zirkonya herhangi bir stres veya kuvvete maruz kalırsa ve çatlak oluşursa, zirkonya tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmeye başlar. Dönüşüm sertleşmesi olarak adlandırılan bu mekanizma çatlağın ilerlemesi önlenmekte ve zirkonyaya daha üstün özellikler sağlamaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Piconi ve Maccauro, 1999).

Yüksek kırılma dayanıklılığı (9-10 MPa) ve bükülme direncine (900-1200 MPa) sahip zirkonya, günümüzde tam seramik restorasyonların alt yapısında en çok kullanılan materyaldir (Denry ve Kelly, 2008; Raigrodski, 2004). Ayrıca materyalin posterior sabit köprü kullanımı endikasyonları arasında bulunmaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016).

Tanecik boyutu zirkonyanın mekanik özelliklerini etkileyen bir diğer faktördür. Zirkonyanın taneciklerinin belirli bir boyuttan büyük olması tetragonal - monoklinik faza dönüşmesine daha duyarlıdır. Tanecik boyutu azalması (<1 μm) faz değiştirme eğilimini de azaltmaktadır. Ayrıca, 0.2 μm 'den küçük tanecik boyutu, dönüşüm olmasının önüne geçip, kırılma

direncinin azalmasına neden olmaktadır. Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve sinterleme süresini uzatmak tanecik boyutlarının hacimce büyümesine yol açmaktadır (Denry ve Kelly, 2008).

Dijital olarak üretilen zirkonya alt yapı, opak yapısından dolayı estetik görünümü sağlamak için üzerine laboratuvarında teknisyen tarafından veneer seramiği ile kaplanıp final restorasyon tamamlanmaktadır (Miyazaki ve diğerleri, 2013). Ancak alt yapı veneer seramiklerinin farklı termal genleşme katsayıları, fırınlama sonrası soğutma işlemleri sırasında istenmeyen ısısal değişikliklerden dolayı veneer materyalinin alt yapıdan kırılarak ayrılması (*chipping ve delaminasyon*) görülebilmektedir (Aboushelib ve diğerleri, 2005).

Son zamanlarda, zirkonya veneer başarısızlığını önlemek için monolitik zirkonya restorasyonlar kullanıma girmiştir (Marchack ve diğerleri, 2011). Camsı seramikler, lösit ve lityum disilikat dolduruculu seramikler ve hibrit seramikler monolitik kron yapımında yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Ancak zirkonyanın diğer tam seramik materyallere göre düşük translusensi göstermesi konvansiyonel zirkonyanın monolitik kron yapımında kullanımını estetik olarak sınırlamaktadır (Mitov ve diğerleri, 2016). Bu nedenle, alümina içeriğinin azaltılması, yoğunluğun artırılması, tanecik boyutunun küçültülmesi, yapısına kübik zirkonya eklenmesi gibi zirkonyanın mikroyapısında birtakım modifikasyonlar yapılarak konvansiyonel zirkonyaya göre translusensi özellikleri geliştirilmiştir (da Silva ve diğerleri, 2017; Zhang, 2014).

Zirkonya tam seramik restorasyonların CAD-CAM sistemleri kullanılarak üretilmesi, yarı sinterlenmiş blokların yumuşak freze tekniği ile veya tam sinterlenmiş blokların sert freze tekniği ile şekillendirilmesiyle mümkün olmaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Conrad ve diğerleri, 2007).

Yüksek sertlikleri nedeniyle tam sinterlenmiş bloklar özel olarak tasarlanan cihazlarda freze edilmektedirler. Bu bloklar, sinterleme sonrası herhangi bir büzülme göstermezken, işlenmelerinin zor olması mekanik özelliklerini kötü yönde etkilemektedir (Bona ve diğerleri, 2015). DC Zircon (DCS Dental AG), Denzir (Cadesthetics AB), Digizon (Digident GmbH) ve Everest ZH (Kavo) piyasada bulunan tam sinterlenmiş bloklara örnek olarak verilebilir.

Ön sinterleme uygulanmış zirkon blokların (yarı sinterlenmiş) hızlı bir şekilde ısıtılması halinde çatlak oluşması görülmektedir. Bu nedenle yavaş ısıtma tercih edilmektedir (Denry ve Kelly, 2008). Sinterlenme işlemi sonrası bir miktar büzülme gösterdikleri için CAD programında tasarlanırken daha büyük oranlarda dizayn edilmelidir (Bona ve diğerleri, 2015). Lava (3M ESPE), Cercon Smart Zirconia (Dentsply International), Procera AllZircon (Nobel Biocare), In-Ceram YZ (Vident), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent), Everest ZS (Kavo) ve GC Initial Zirconia (GC America) piyasada bulunan ve yaygın olarak kullanılan yarı sinterlenmiş bloklara örnek olarak verilebilir.

2.1.3.3.2.2. Bireysel Abutmentlerin Üretim Teknikleri

CAD-CAM Sistemleri

CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) teknolojisi uzun yıllar boyunca teknolojinin birçok alanında yaygın olarak kullanılmış olmasına rağmen diş hekimliğinde kullanımı ancak 1980'li yıllarda başlayabilmiştir (Liu, 2005). 1977 yılında Young ve Altschuler, ilk kez intraoral dokuların haritalanması sisteminin geliştirilmesi için optik araçların kullanılması fikrini ortaya atmıştır. 1984 yılında Dr. Francois Duret CAD-CAM ile tek üyeli tam seramik restorasyonların üretimini (Duret sistemi) geliştirmiş ve ardından 'Sopha Bioconcept Systema' ismiyle pazarlamıştır. Ancak bu sistem, kompleks yapı ve yüksek maliyet gibi faktörler yüzünden

rutin kullanıma girememiştir. Bu nedenle ticari olarak ilk dental CAD-CAM sistemi olma ünvanı Mormann tarafından geliştirilmiş CEREC sistemine aittir (Liu, 2005). Daha sonra, Dr. Andersson, tam seramik restorasyonların üretimi için tüm dünyada kullanılabilen ve internetle bağlı olan bir üretim merkezi olan Procera sistemini geliştirmiştir (Miyazaki ve diğerleri, 2009).

CAD-CAM sistemi tarayıcı, tasarım yazılımı ve bilgisayar destekli freze cihazı olmak üzere 3 fonksiyonel parçadan oluşmaktadır. Tarayıcı işlem yapılan alanı, komşu bölgeleri ve karşıt arktaki yapıları 3 boyutlu olarak tarayan ve bu verileri digital alana transfer edip sanal görüntü oluşturan cihazdır. Mekanik ve optik tip olmak üzere iki farklı tarayıcı tipi mevcuttur (Alghazzawi, 2016). Kullanılan sisteme göre 2 tip tarama seçeneği vardır. İlki işlem öncesi anatomik yapıların taranarak final restorasyon için gerekli bilgilerin kaydedilmesi, diğeri işlem sonrası preparasyon bölgesinin taranarak final restorasyonun varolan bilgilerle üretilmesi şeklindedir (Alghazzawi, 2016).

Tasarım yazılımı (CAD), tarayıcı sayesinde elde edilen verilerin bilgisayar ortamında planlanması ve tasarlanmasına olanak veren programdır (Alghazzawi, 2016). Freze cihazı (CAM) bilgisayar ortamında tasarlanan restorasyonun üretilmesini sağlamaktadır. Bu işlem kuru veya ıslak olmak üzere iki farklı şekilde yapılabilmektedir (Alghazzawi, 2016).

CAD-CAM sistemleri üretim konseptlerine göre 2'ye ayrılmaktadır (Beuer ve diğerleri, 2008):

- 1) Hasta başında üretim (*Chairside*)
- 2) Laboratuvarda üretim

Hasta başında kullanılan sistemler, preparasyonu takiben dijital ölçünün alınmasıyla tasarımın ve üretimin direkt olarak hasta başında, klinikte hazırlanmasını sağlamaktadır. Bu konsept ilgili restorasyonu aynı gün

içerisinde bitirme imkanı vererek hem hasta hem de hekim için zamandan tasarruf sağlamaktadır (Çelik ve diğerleri, 2013). Günümüzde 2 farklı hasta başında üretim sağlayan CAD-CAM sistemi kullanılmaktadır. Kendi tarayıcısı ve freze cihazı olan sistemler (Sirona, Planmeca) veya sadece tarayıcısı olan freze işlemini tasarımın internet üzerinden üretici firmaya gönderilmesiyle yapılan sistemler (True Definition Scanner, Trios) (Alghazzawi, 2016).

Laboratuvarda üretimde ise ölçü konvansiyonel yöntemlerle veya ağız içi tarayıcı ile alınabilir. Konvansiyonel olarak alındığında, ölçü laboratuvara gönderilir, laboratuvar tarayıcısında ölçü veya ölçüden elde edilen alçı model taranır. CAD aşamasının ardından restorasyonun tasarım bilgileri üretim için CAM ünitesine aktarılır ve gerek duyulduğunda laboratuvar ortamında gerekli düzeltmeler yapılır (Çelik ve diğerleri, 2013). CEREC inLab, Zirkon Zahn, 3M ESPE, Amann Girbach, Cercon ,Everest sistemleri bu gruba örnek olarak verilebilir. Laboratuvarda üretimin diğer bir yöntemi ise ölçü ya da model laboratuvarda taranıp üretici firmaya gönderilip üretim yapılmasıdır. Lava ve Procera sistemleri bu yöntemle örnek olarak verilebilirler (Çelik ve diğerleri, 2013).

CAD-CAM restorasyonlarda en çok tercih edilen materyal tam seramiklerdir. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan seramiklerde 'blok materyal' kullanılmakta ve CAM seramikleri prefabrike ingotlar halinde hazır bulunmaktadır. Bu blokların devamlı olarak aynı şekilde ve aynı sistemle üretiliyor olması; yoğun ve yüksek kaliteli materyal üretimini sağlamıştır (Giordano, 2006). Seramiklerin üretimi preslenerek, konvansiyonel yolla (porselen tozu ile fırınlanarak üretim) ve CAD-CAM sistemleriyle mümkündür. Ancak preslenmiş ve konvansiyonel yolla üretilmiş seramiklerde porozite varlığı gözlenirken, blok seramik materyalinde porozite olmaması dikkat çekmiştir (Giardano, 2006).

Konvansiyonel teknik, çok hassas bir teknik olduğu için yeni, manipölasyonu daha kolay olan seramik materyallerinin arayışına gidilmiştir. Bu amaca bağlı kalarak, dökülebilir ve preslenebilir seramikler geliştirilmiş ve tek üye restorasyonlar için kullanılmaya başlanmıştır. Buna ek olarak; prefabrike, güçlendirilmiş cam seramik blokları CAD-CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilmiştir (Miyazaki ve Hotta, 2011). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler, feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş seramikler, alümina ve zirkonya seramikler, rezin nano seramikler, hibrit seramikler gibi birçok materyalin CAD-CAM ile uyumlu blokları bulunmaktadır.

2.1.3.3.2.3. Bireysel Abutment Komponentlerinin Simantasyonu

Geçmişten günümüze kadar, çinko-fosfat, çinko-oksit ojenol, silikat, polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin simanlar gibi birçok farklı tür siman diş hekimliği pratiğinde farklı amaçlarla kullanılmıştır (O'Brien, 2002, s 133). Çinko-fosfat, çinko-oksit ojenol ve silikat simanların bağlanma güçlerinin zayıf olması ve bağlanma yüzeyinde bakteri tutulumuna olanak vermesi gibi dezavantajları yüzünden 1970'li yıllardan sonra yeni materyallerin arayışına girilmiştir (Tuncer, 2017). Çinko-fosfat siman yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmasına rağmen ağız sıvılarından çabuk etkilenir ve buna bağlı olarak mikrosızıntı göstermektedir. Ayrıca çinko-fosfat siman estetik değildir. Çinko polikarboksilat simanlar ise yüksek kuvvetlere karşı çinko-fosfat simana göre daha dayanıksızdır (O'Brien, 2002, s 135). Buna karşı bakteriostatik özellik gösteren cam iyonomer simanların kolay uygulanmalarına karşın kolay çözünmeleri ve nemden kolaylıkla etkililenmeleri gibi dezavantajları vardır. Bütün bu simanlar ayrı ayrı incelendiklerinde ideal bir siman materyalinin olmadığı, her biri için farklı

endikasyonların olduğu görülmektedir (Manso ve diğerleri, 2011; Tuncer, 2017).

İlk kez 1900'lerin başında tam seramik kronun tanıtılmasından günümüze kadar, tam seramik restorasyonların simantasyonu için çeşitli siman materyalleri kullanılmıştır (Stamatacos ve Simon, 2013). Estetik olan tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında ilk başlarda konvansiyonel simanlar kullanılırken, günümüzde rezin simanlar kullanılmaktadır. Rezin simanların; yüksek bağlanma direnci göstermesi, çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olması, çözünürlüğünün düşük olması ve elastik modülünün yüksek olması gibi diğer simanlardan ayıran üstün özellikleri vardır (Stamatacos ve Simon, 2013).

Rezin simanın yapısı; BIS-GMA veya daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine karşı dirençli olan üretan dimetakrilat benzeri organik polimer matriks ve içerisinde dağılmış olarak bulunan kuartz, borosilikat cam, zirkonyum, baryum, stronsiyum, iterbiyum, lityum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküller ile bu iki yapı arasındaki adezyonu sağlayan ara fazdan oluşmaktadır. Ayrıca bunlara ek olarak çözücü, reaksiyon başlatıcı, hızlandırıcı ve pigmentler de içermektedir (Tuncer, 2017).

Fiziksel ve mekanik olarak dayanıklı olan rezin simanlar, seramik restorasyonların simantasyonu için uygulandıklarında restorasyonun çiğneme kuvvetlerine karşı kırılma direncini arttıırırlar (Al-Makramani ve diğerleri, 2008). Farklı materyallere bağlanma özelliği olan rezin simanların adezyonları iyi olup çözünürlükleri düşüktür. Ayrıca farklı renkler seçenekleri ile translusensi ve opasite seçenekleri bulunmaktadır (Burke ve diğerleri, 1998).

Rezin simanın dezavantajları; polimerizasyon büzülmesi göstermesi ve buna bağlı olarak bağlanma yüzeyinde mikrosızıntıya sebep olabilecek

aralık oluşmasıdır. Simantasyon sonrasında sertleşme sırasında meydana gelen düşük pH nedeniyle pulpal dokularda irritasyon da oluşabilir (Külünk ve diğerleri, 2006). Ayrıca hassas bir çalışma gerektirmeleri, uygulamalarının zor olması, neme karşı hassasiyet ve artık simanın sertleşme sonrası temizlenmesinin zor olması kullanımlarını kısıtlamaktadır (Lührs ve diğerleri, 2010).

Rezin simanların, adeziv ajanlar ile birlikte kullanılması rezin simanların dezavantajlarını elimine etmektedir. Adeziv ajanlar ile birlikte kullanılan rezin simanların porselen restorasyonların bağlanmasını arttırdığı, polimerizasyon büzülmesi sonrası meydana gelen aralığı ve pulpadaki oluşabilecek hassasiyeti azalttığı belirtilmiştir (Sorensen ve Munksgaard, 1996).

Rezin simanın diş yüzeyiyle iyi bir bağlantı yapabilmesi için yüzeyin pürüzlendirilmesi ve adeziv ajan uygulanması gerekmektedir. %37' lik ortofosforik asit, %10' luk maleik asit, %2.5' lik nitrik asit veya %6'lık sitrik asit gibi ajanlar diş yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanılabilmektedir. Daha sonra diş dokusuna adezyonu arttıran 'primer' ajanı uygulanmaktadır (Diaz-Arnold ve diğerleri, 1999). Buna ilaveten seramik materyale de bağlantıyı arttırmak için asit ya da lazer ile pürüzlendirme, kumlama ve tribokimyasal silika kaplama gibi işlemler yapılmaktadır (Manso ve diğerleri, 2011; Stamatacos ve Simon, 2013). Feldspatik, lösit ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş camsı seramiklerin pürüzlendirilmesinde en etkili yöntem hidroflorik asit uygulamasıdır. Uygulanan asitin seramik yapı içerisindeki cam matriksi çözmesi sonucu andırkat oluşturarak mikro mekanik retansiyon sağlanmaktadır (Burgess ve diğerleri, 2010). Feldspatik seramikler ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin asit ile pürüzlendirme işlemi %5 lik hidroflorik asit ile 60 sn boyunca yapılırken, lityum disilikat ile güçlendirilmiş

cam seramiklerde %5'lik hidroflorik asit ile 20 sn boyunca uygulanmaktadır. Asit ile pürüzlendirme işlemi sonrasında kimyasal bağlantıyı sağlamak için seramiğe silan uygulaması yapılmalıdır. Alümina ve zirkonya seramiklerde asit ile pürüzlendirmenin yapılarında silika bulunması sebebiyle etkili olmadığı belirtilmiş, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama yapılması önerilmiştir (Bunek ve Swift, 2014).

Günümüzde rezin simanlar, protetik restorasyonların simantasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Rezin yapıştırma simanları polimerizasyon mekanizmalarına göre üç gruba ayrılmaktadır (Burgess ve diğerleri, 2010; Lad ve diğerleri, 2014);

- Kimyasal olarak polimerize (*Chemical-cured*)
- Işık ile polimerize (*Light-cured*)
- Hem kimyasal hem ışık ile polimerize (*Dual-cure*)

Tablo 2.5'de sık kullanılan bazı rezin simanların sınıflandırılması gösterilmiştir.

Tablo 2.5. Polimerizasyon mekanizmalarına ve adeziv sistemlere göre piyasadaki bazı rezin simanlar.

Rezin Siman	Polimerizasyon Mekanizması	Adeziv Sistem	Üretici Firma
Panavia 21	Kimyasal olarak	Self-etch	Kuraray Dental
Panavia F2.0 opak		Self-etch	Kuraray Dental
C&B		Total-etch	Bisco
RelyX	Işık	Self-adeziv	3M ESPE
NX3 light cured		Total-etch	Kerr
Choise 2 veneer		Total-etch	Bisco
Variolink II	Dual	Total-etch	Ivoclar Vivadent
RelyX ARC		Total-etch	3M ESPE
RelyX Unicem		Self-adeziv	3M ESPE
Panavia F2.0		Self-etch	Kuraray Dental
NX3 Nexus		Total-etch	Kerr
Multilink Hybrid Abutment	Kimyasal olarak	Self-etch	Ivoclar Vivadent

Kimyasal olarak Polimerize olan Rezin Simanlar

Bu tip simanlar baz ve katalizör olmak üzere çift pat ya da toz-likit şeklinde oluşmaktadır. Çift pat şeklinde olan simanlarda baz patında polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunurken, katalizör patında benzoil peroksit bulunmaktadır. Toz-likit sisteminde ise toz içerisinde borosilikat veya silika cam, polimer ve peroksit bulunurken; likit ise amin hızlandırıcı içeren Bis-GMA ve dimetakrilat monomerlerini içermektedir (Zaimoğlu ve Can, 2011, s.263).

Bu simanlar ışık geçirgenliğini engelleyecek düzeyde kalın veya opak yapıdaki metal ve zirkonya restorasyonlar, endodontik olarak kök içersine yerleştirilen postlar ve kompozit restorasyonlarda kullanılmaktadır. Bu tarz rezin simanlarda, renk seçeneği fazla değildir ve translusens özellikte değildirler (Vrochari ve diğerleri, 2009). Bu tip simanlara örnek olarak; Panavia 21 (Kuraray), Panavia F2.0 opak (Kuraray) ve C&B (BISCO) verilebilir (Stamatacos ve Simon, 2013).

Işık ile Polimerize olan Rezin Simanlar

Işık ile polimerize olan rezin simanlar, firmalar tarafından tek pat sisteminde üretilmişler ve direkt olarak halojen, plazma ark, lazer veya LED ışık kaynakları ile polimerize edilirler. Simanın yapısındaki kamforokinon 420-450 nm dalga boyunda ışık varlığında aktive olur, ayrıca hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Işık ile polimerize olan simanlar, görünür ışığın geçişine izin veren, kalınlığı 1.5 mm'den az olan ve translusent yapıdaki seramik laminate veneer veya tam porselen restorasyonların yapıştırılmasında kullanılır (Stamatacos ve Simon, 2013; Türk ve diğerleri, 2014).

Işıkla polimerize olan rezin simanların çalışma sürelerinin kontrol edilebilme, renk seçeneklerinin fazla olması gibi avantajları vardır. Ancak bu simanlar sadece ışık kaynağının kolaylıkla geçebileceği ince restorasyonların simantasyonuyla sınırlıdır. Ayrıca polimerizasyon sırasında bir miktar büzülme göstermesi en büyük dezavantajdır (Manso ve diğerleri, 2011). Bu tip simanlara örnek olarak: RelyX Veneer Cement (3M ESPE), Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent), NX3 Nexus Third Generation Lightcured (Kerr) verilebilir.

Hem Kimyasal Hem de Işıık ile Polimerize olan (Dual-cure) Rezin Simanlar

Hem kimyasal hem de ışııkla polimerize olan rezin simanların avantajlarını birleştirmek için geliştirilen bu sistem, hem çift pat hem de toz-likit şeklinde üretilmektedir. Işıığın geçmesine izin vermeyecek kadar kalın restorasyonların veya bir miktar ışık geçişine izin veren restorasyon varlığı durumlarında kullanılır (De Souza ve diğlerleri, 2015). İki farklı polimerizasyonla sertleşen dual rezin simanların baz yapısı içerisinde kamforokinon ve katalizör yapısı içerisinde ise amin/peroksit komponentleri bulunmaktadır. Simanın yapısı içerisinde hem tersiyer hem de alifatik aminler yer almaktadır (Manso ve diğlerleri, 2011) Seramik inley ve onley restorasyonların ve tam seramik kronların yapıştırılmasında dual olarak polimerize olan simanlar kullanılmaktadır. Işııkla ve dual olarak polimerize olan sistemlerde ışık, restorasyonun her yüzeyinden yaklaşık 20 saniye boyunca uygulanmalıdır. Işıık kaynağından gelen ışıkla tamamlanamayan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanır. Estetik bölgede dual polimerize siman kullanılacaksa da, renk değıışiminin fazla olmaması ve marjinal bütünlüğü arttırmak için mutlaka ışık ile polimerize edilmeleri önerilmiştir (Burgess ve diğlerleri, 2010; Stamatacos ve Simon, 2013). Uzun raf ömrüne sahip bu simanlar kontrollü polimerizasyon ve rahat çalışma sağlamaktadır. Dual polimerize simanlara örnek olarak; NX3 Nexus 3.jenerasyon (Kerr), RelyX ARC Adeziv rezin siman (3M ESPE), Panavia F2.0(Kuraray), Variolink II (Ivoclar), RelyX Unicem (3M ESPE) ve Maxcem (Kerr) verilebilir.

2.2. Dental Seramiklerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Testler

Dental materyallerin değerlendirilmesinde in vivo test uygulamaları büyük bir yer tutmaktadır. Ancak bu testler, ağız içerisinde restorasyon üzerinde aynı anda oluşabilecek farklı streslerin etkilerini güvenilir şekilde değerlendiremeyebilir. Diğer değişkenler sabit tutularak, tek bir etkenin değerlendirilmesi laboratuvar testleri ile mümkün olmaktadır (Eliades, 1994).

Dental seramiklerin mekanik ve fiziksel özelliklerini; aynı zamanda adeziv restorasyonlarla bağlanma direncini değerlendirmek için, gerilim ve mikro-gerilim testleri, makaslama ve mikro-makaslama testleri ve bükülme direnci testleri gibi birçok test yöntemi kullanılabilmektedir.

Gerilim ve makaslama testleri olan bağlanma direnci testleri, bağlanacak materyalin uygulanacak alandaki büyüklüğü esas alınarak makro ve mikro olmak üzere iki grupta incelenebilir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Makro testlerde 3 mm² ve daha geniş yüzeylere bağlanma uygulandığı için, meydana gelen kopmalar genellikle restorasyonda veya örnekte koheziv olarak görülmektedir ve böylece bağlayıcı ajanın gerçek fiziksel özellikleri test edilememektedir. Ayrıca makro testlerde düzensiz stres oluşumunun lokal stres alanları yaratması bir dezavantaj olarak sayılabilir (Cardoso ve diğerleri, 1998; Özyeşil ve diğerleri, 2009; Van Meerbeek ve diğerleri, 2010).

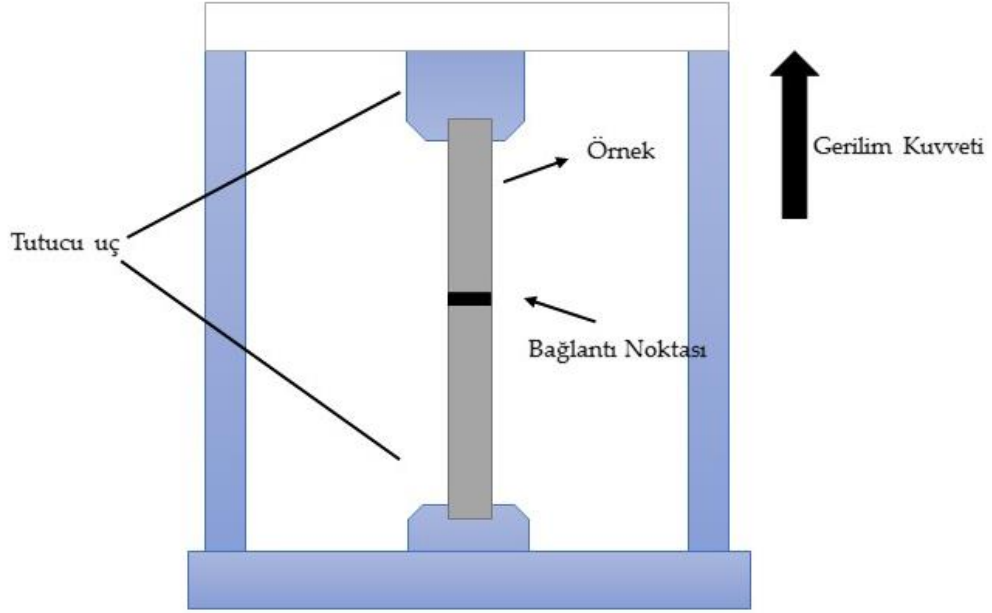
Makro testlerde daha çok koheziv başarısızlık gözlenirken, mikro testlerde daha çok adeziv başarısızlık gözlenmektedir. Mikro-bağlanma testlerinde bağlanma direnci makro testlere göre daha yüksek ölçülmektedir ve daha küçük alanların test edilebilmesi, aynı anda bir örnekten çok miktarda örnek sağlanabilmesi, düzensiz yüzeylerin test edilebilmesi ve başarı sağlayamayan örneklerin SEM ya da TEM ile incelenebilmesi mikro-bağlanma

direnci testinin avantajları arasında sayılabilir (Braga ve diğerleri, 2010; Pashley ve diğerleri, 1995; Pashley ve diğerleri 1999).

Mikro-bağlanma direnci testlerini hazırlarken hassas ve yoğun çalışma gerektirmesi, bağlanma dirençlerinin çok düşük olan örneklerin direnç değerlerinin elde edilmesinin zor olması, örneklerin kolaylıkla dehidrate olabilmesi, örneklerin kolaylıkla kırılabilmesi ve kırılan örneklerin kaybolup zarar görmesi, özel bir donanım gerektirmesi mikro-bağlanma direnci testlerinin dezavantajlarında sayılabilir (Armstrong ve diğerleri, 2010; Pashley ve diğerleri, 1995; Pashley ve diğerleri 1999).

Gerilim (Çekme) Bağlanma Direnci Testi

Bu test yöntemi, genellikle alt yapı ve üst yapı ara yüzeyindeki bağlanma direncini ölçmek için kullanılan in vitro bir test yöntemidir (Dündar ve diğerleri, 2007). Homojen olmayan streslerinin oluşması engellendiği için tercih edilmektedir (Dündar ve diğerleri, 2007). Bu test yönteminde, üst yapı seramiği ile alt yapıyı birbirinden ayırmak için bağlanma noktalarına dikey yönde çift taraflı çekme kuvveti uygulanır ve materyallerin bağlantı noktalarında kopmanın olduğu anda görülen kuvvet değeri ölçülmektedir (Şekil 2.3.). Uygulama kolaylığı ve hızlı sonuç alınması gibi avantajlarının yanı sıra, örneklerin hazırlanmasının zor olması ve üst yapı seramiğinde çatlakların oluşabilmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Sonuçta, homojen olmayan stres dağılımlarına bağlı olarak koheziv kopmalar ve hatalı veriler meydana gelebilmektedir (Al-Dohan ve diğerleri, 2004; Dündar ve diğerleri, 2007; Hammad ve Talic, 1996).

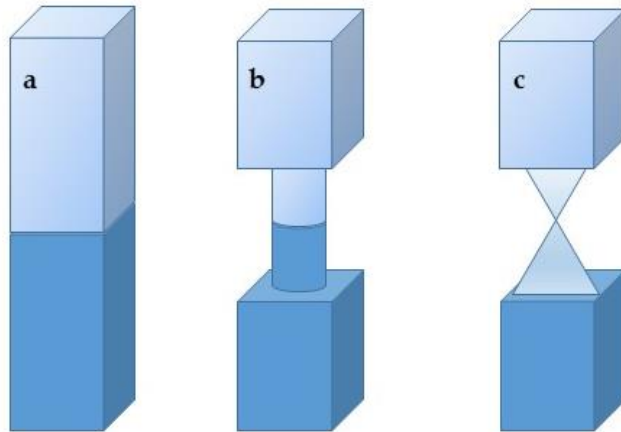


Şekil 2.3. Gerilim bağlanma direnci test düzeneğinin şematik görünümü.

Mikro-gerilim (Mikro-çekme) Bağlanma Direnci Testi

Bu test yöntemi, ilk olarak Sano ve diğerleri (1994), tarafından geliştirilip, diş hekimliğinde kullanılmıştır. Makro-gerilme testlerindeki aksine mikro-gerilme testinde 1 mm^2 'den daha küçük alana bağlanma direnci ölçülür. Ayrıca aynı restorasyon üzerinde çok sayıda örnek elde edilip ölçüm yapılabilir. Geleneksel gerilme testi uygulamasıyla daha yüksek bağlanma direnci elde edilirken bu test yöntemi, daha küçük yüzeylere uygulandığı için daha iyi stres dağılımı sağlar ve sonuçta daha düşük bağlanma direnci elde edilir (Guzman-Armstrong ve diğerleri, 2003). Mikro-gerilim testinde her restorasyonda birden çok örnek elde edilebildiği için stres daha homojen yayılmakta, koheziv kopmaların önüne geçilmektedir. Buna karşı örneklerin hazırlanması makro testlere göre daha zor ve komplekstir. Ayrıca uygulamanın hassas ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları da vardır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010).

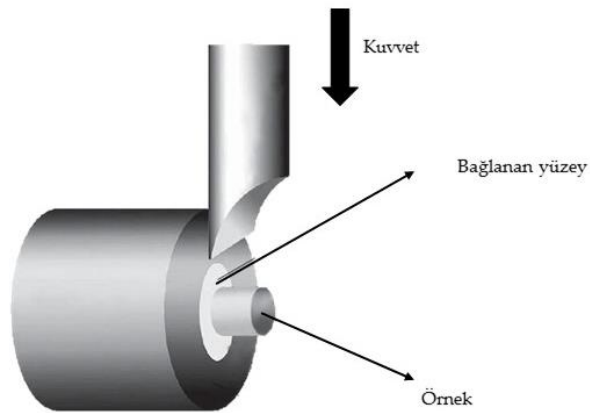
Mikro-gerilim test yönteminde, örnekler bağlayıcı yüzeyleri aşındırılarak ya da aşındırılmadan (düz çubuk şeklinde) farklı hazırlanabilir (Şekil 2.4.) (Ghassemieh, 2008). Her iki yöntemin kendilerine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Bağlanma yüzeyleri aşındırılmış örnekler, kum saati şeklinde ya da halter sporunda kullanılan dambıl şeklinde hazırlanabilir. Kum saati şeklinde hazırlanan örnekler, bağlanma yüzeyinde daha iyi stres dağılımına olanak sağlar. Stres dağılımı açısından çubuk şeklinde ve dambıl şeklinde hazırlanan örnekler birbirine çok benzer. Ancak kum saati şeklinde aşındırılan örneklerde, bağlanma alanına gelen streslerin daha geniş yüzeylere dağılmasıyla çekme testi sırasında diğer iki örneğe göre daha düşük bağlanma direnci meydana gelir (Ghassemieh, 2008). Diğer iki şekilde aşındırılarak hazırlanan örneklerle göre, kum saati şeklinde aşındırılarak hazırlanmış örneklerde hata yapma olasılığı daha yüksek olup örneklerin hazırlanması zaman almaktadır. Bu test yönteminin dental kompozit restorasyonların bağlanmasının değerlendirilmesi için en kabul edilebilir yöntem olduğu öne sürülmektedir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010).



Şekil 2.4. Mikro-gerilim test yönteminde kullanılan örnek şekilleri (a) düz çubuk, (b) dambıl şeklinde aşındırılmış, (c) kum saati şeklinde aşındırılmış.

Makaslama Bağlanma Direnci Testi

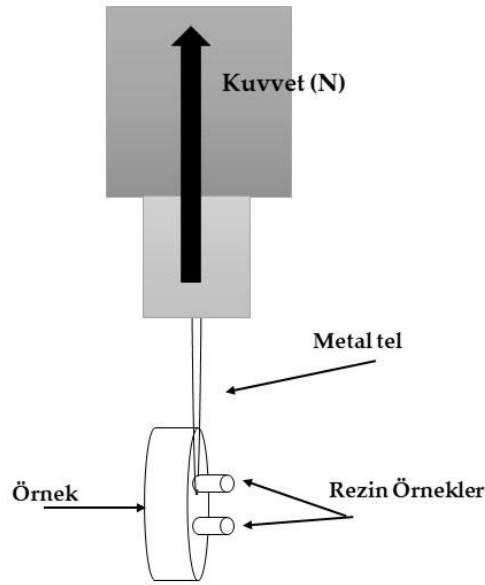
Bu test yöntemi diş hekimliğinde bağlanma direncinin değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan in vitro test yöntemidir. Makaslama bağlanma dayanım testinde birbirine bağlanmış iki farklı materyalin bağlantı noktasına paralel kuvvetler bağlantı ayrılana kadar bıçak sırtı şeklinde bir alet yardımıyla uygulanmaktadır (Şekil 2.5.) (Al-Dohan ve diğerleri, 2004; Oilo, 1993). Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu'na (6872; 2015) göre kesici ucun hızının 0,45 ve 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir (*International Organization For Standardization-ISO*, 2015). En kolay uygulanan ve standardize edilebilen bağlanma kuvveti testidir. Makaslama testlerinin gerilme testlerine göre, ağız ortamdaki karma kuvvetleri daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir (Leinfelder, 2001). Makaslama dayanımı testlerinde, loop (metal tel), bıçak sırtı veya çentikli uçlar kullanılabilir (Cekic-Nagas ve diğerleri, 2008). Bağlanma direnci değeri, kırılma anında ölçülen kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanmaktadır. Bağlanma kuvveti, pound/inch², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (Megapaskal, MPa) olarak ifade edilir (Behr ve diğerleri, 2006). Örnek yüzeyinde oluşabilecek anormal kuvvet, homojen olmayan bir strese ve koheziv kopmalara sebep olmaktadır (Saito ve diğerleri, 2010).



Şekil 2.5. Makaslama bağlanma direnci test düzeneğinin şematik görünümü.

Mikro-Makaslama Bağlanma Direnci Testi

Tek bir materyalden birden fazla örnek elde edilmesini sağlayan, 1 mm² veya daha küçük yüzey alanındaki makaslama bağlanma direncini ölçen test yöntemidir. 2002 yılında geliştirilmiş olup, örneklerin bir tel yardımıyla koparılarak bağlanma dayanım değerlerinin ölçülmesini amaçlamaktadır (Şekil 2.6.) (Shimada ve diğerleri, 2002). Ancak makaslama bağlanma direncinden daha fazla homojen olmayan stres dağılımı gösterme riskine sahiptir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Buna karşın tek bir restorasyon için ortalama değer hesaplanabilmesi, düzensiz alanlarda çalışmaya olanak sağlaması ve örneklerin uygulamadan sonra kolay incelenmesi gibi avantajları da mevcuttur (Armstrong ve diğerleri, 2010).



Şekil 2.6. Mikro-makaslama bağlanma direnci test düzeneğinin şematik görünümü.

Bağlanma Direnci Testleri Sırasında Meydana Gelen Kopma Türlerinin Değerlendirilmesi

Test sonrası kopan yüzeyler bir ışık mikroskopunda veya taramalı elektron mikroskopunda değerlendirilmelidir. Böylece başarısızlığın nedeni

belirlenebilmekte ve bağlanma direnci değerleri daha iyi yorumlanabilmektedir. Rezin maddenin kendi içerisinde büyük bir koheziv kopma mevcutsa gözle veya düşük büyütme bir ışık mikroskobuyla incelenebilir ancak bağlanma yüzünden kopan ya da karışık kopmalar için yüksek büyütmede bir ışık mikroskobu ya da taramalı elektron mikroskobu kullanılmalıdır. Buna göre, kopma tipleri oluşma şekillerine bağlı olarak; adeziv, koheziv veya karışık (*mixed*) olarak isimlendirilir.

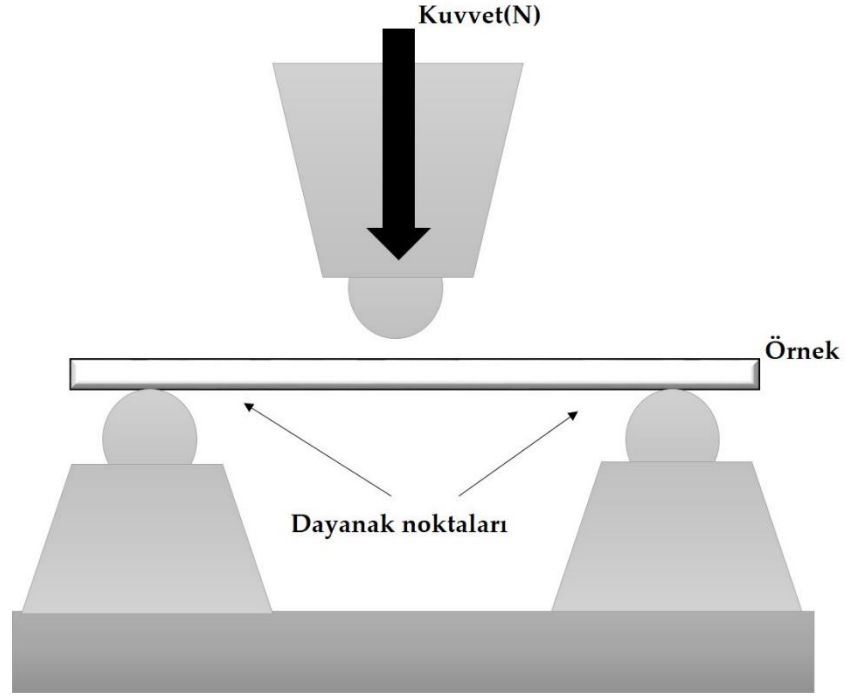
Adeziv başarısızlık, örnek ile rezin siman gibi farklı materyaller arasında oluşan kopmalardır. Adeziv kopma, doğrudan bağlanma ara yüzü ile ilgilidir.

Koheziv başarısızlık, örneğin veya rezinin yani aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kopmalardır. Koheziv kopma, daha iyi bir bağlanma direncine işaret eden, bağlanma yüzeyinden ziyade rezin materyalin kendi içerisindeki bir mikro yapısal hata nedeniyle oluşan kopmada kaynaklıdır.

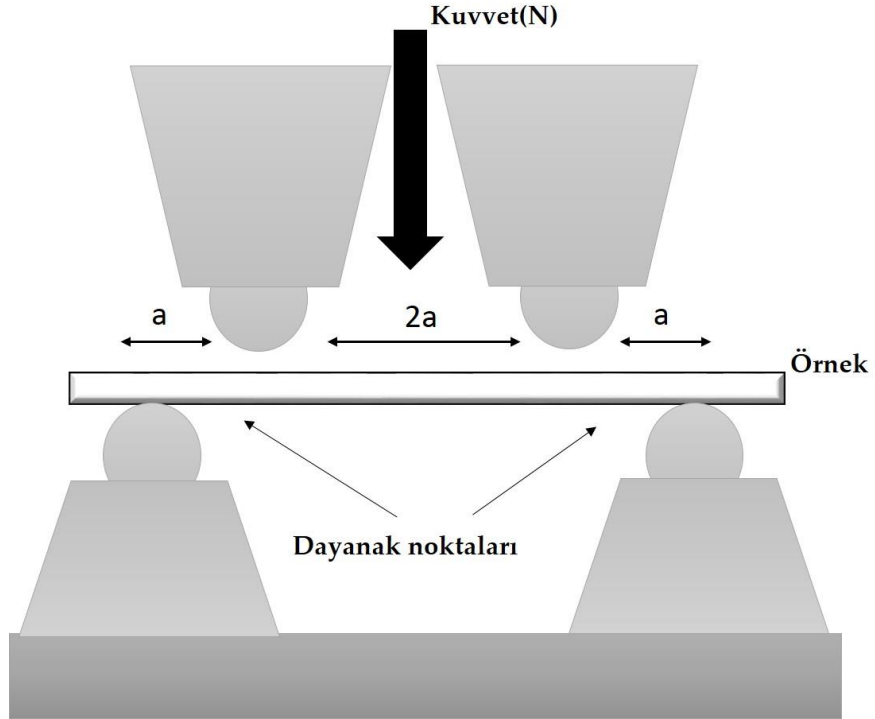
Karışık başarısızlık, hem koheziv hem de adeziv kopma türünün aynı anda oluştuğu başarısızlıktır (Price ve Hall, 1999).

Bükülme Direnci Testleri

Bükülme direnci testleri uniaksiyel (üç nokta, dört nokta) ve biaksiyel olmak üzere 2'ye ayrılmaktadır. Uniaksiyel bükülme direnci testlerinde aynı anda basma, gerilme ve makaslama kuvvetlerinin uygulaması bu yöntemin tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar vermesini sağlamaktadır. Uniaksiyel bükülme direnci testinde iki dayanak üzerine yerleştirilen dikdörtgen şeklinde hazırlanan örneğin tam ortasından kuvvet uygulanır (üç nokta bükülme testi) (Şekil 2.7) veya dikdörtgen şeklinde hazırlanan örneğe iki noktadan kuvvet uygulanmaktadır (dört nokta bükülme testi) (Şekil 2.8.).

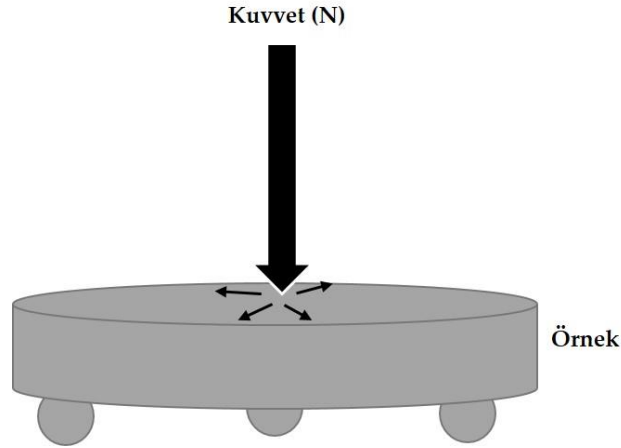


Şekil 2.7. Üç nokta bükülme direnci test düzeneğinin şematik görünümü.



Şekil 2.8. Dört nokta bükülme direnci test düzeneğinin şematik görünümü.

Üç nokta bükülme direnci testinde, homojen olmayan stres dağılımı ortaya çıkarken, dört nokta bükülme direnci testinde homojen stres dağılımı ortaya çıkmaktadır (Quinn ve Quinn, 2010; Shetty ve diğerleri, 1983). Üç nokta bükülme testinde, dört nokta bükülme testine göre genellikle % 30- 40 daha yüksek değerler elde edilmektedir (Giardano ve diğerleri, 1995). Uniaksiyel testlere alternatif olarak biaksiyel testler, seramiğin bükülme direncini ölçmek için geliştirilmiştir. Biaksiyel testler, üç-top üzerinde piston, halka üzerinde piston, halka üzerinde top ve halka üzerinde halka test yöntemlerini içerir. Bu tür testlerde, örnekler disk şeklinde hazırlanır, örnek bir yüzünde çevresine yakın bir halka (veya üç top) tarafından desteklenir ve diğer yüzüne merkezden kuvvet uygulanır (Xu ve diğerleri, 2015) (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. Biaksiyel bükülme direnci test düzeneğinin şematik görünümü.

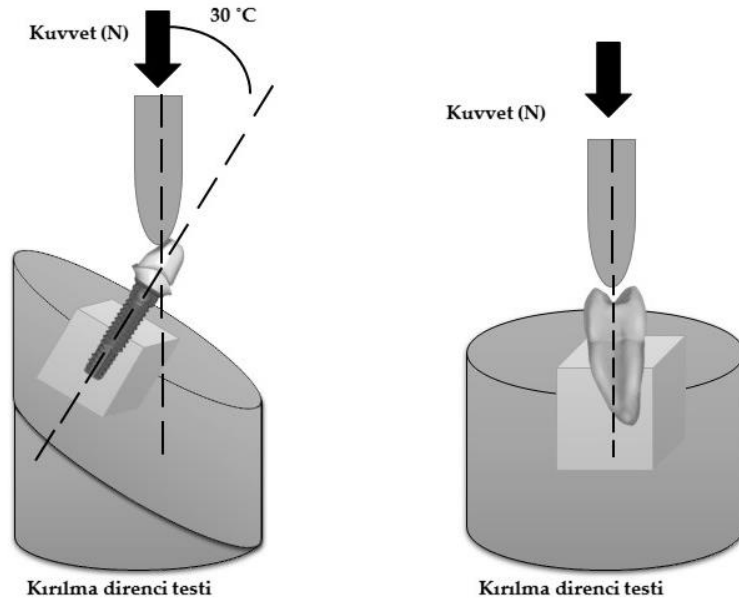
Biaksiyel bükülme direnci testinde kuvvet merkezden uygulandığı için stres kuvveti merkezde meydana gelir ve böylece kenar bölgelerdeki kırılmalar göz ardı edilebilmektedir (Pittayachawan ve diğerleri, 2007). Dört nokta bükülme direnci testinde 2 noktadan kuvvet uygulandığı için geniş bir alan bu kuvvetten etkilenmekte ve örnekte çatlak oluşma riski doğmaktadır (Quinn ve Morrell, 1991).

Kırılma Direnci Testi

Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (Wang ve diğerleri, 2008). Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyon oluşmasına sebep olabilecek maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Test edilecek materyal yüzeyinde var olan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, testin uygulandığı ortam ve ortamdaki su varlığı dayanıklılığı etkileyen önemli faktörlerdir (Guazzato ve diğerleri, 2002). Her test değişkeninin (materyalin çeşidi, kalınlığı, elastik modülü, örneklerin geometrisi, termal siklus uygulaması, örnekler yüzey işlemi uygulaması, yükleme koşulları) uygulanacak olan test yöntemlerindeki materyalin direnç değerleri üzerinde önemli etkileri olduğu bildirilmiştir (Reich ve diğerleri, 2008; Scherrer ve diğerleri, 2010; Zesewitz ve diğerleri, 2014).

Kırılma direnci, anatomik konfigürasyondaki örnekler (kron, köprü, abutment) kuvvet uygulanırken kırıldığı andaki gerilim miktarı olarak tanımlanmaktadır. Restoratif materyallerin kırılma direncinin değerlendirilmesinin standart bir prosedürü yoktur. Kırılma direnci testinin uygulamasında kuvvet örneğe dik olarak uygulanabildiği gibi, oklüzal kuvvetleri simule etmek için açı verilerek de uygulanabilmektedir. Kırılma direnci hakkında yapılan in vitro çalışmalar bu materyallerin yüke dayanma kapasiteleri hakkında fikir vererek, klinik çalışmalar için temel oluşturmaktadırlar. Daha önce belirtilen test metotlarında ölçümler basit geometrik şeklinde (bar, disk gibi) örneklerden yapılmaktadır ve tam olarak klinik şartları yansıtmamaktadır (Sadighpour ve diğerleri, 2006). Dışın anatomik formuna yakın hazırlanan seramik örneklerin kırılma direnci testleri, malzemenin davranışını belirlemede daha yararlı olabilir. Kırılma direnci testi, materyallerden elde edilen veriler sonucunda materyalin

performansı hakkında bilgi vermektedir. Diş hekimliği araştırmalarında, ISO tarafından önerilen kırılma testleri sıklıkla kullanılmaktadır. Test edilen kron veya abutmentin ağız içindeki konumuna göre farklı açılarda kuvvet uygulanabilmektedir (Şekil 2.10.). Bu testlerin seramik materyaller için çoğunlukla kullanılan test yöntemi olduğu, bu testin özellikle materyaller arasında karşılaştırma yapılırken basit, güvenilir ve hassas bir metot olduğu belirtilmiştir (Sadighpour ve diğerleri, 2006; Kelly, 1999). Bununla birlikte bu metot bile klinik koşulları tam olarak ortaya koyamaz ve aralarında farklılıklar olabilir (Kelly, 1999).



Şekil 2.10. Kırılma direnci test düzeneğinin şematik görünümü

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Polimer-infiltrate-seramik-ağ (PİSA) ile hazırlanan hibrit abutmentlerin, lityum disilikat (LDS) hibrit abutmentlere bir alternatif olup olamayacağının değerlendirildiği bu tez çalışmasında;

PİSA ve LDS örneklerin üç nokta bükülme dirençleri; rezin siman ile mikro-makaslama bağlanma dirençleri ve PİSA ve LDS materyallerinden hazırlanan seramik kopinglerin titanyum içyapı üzerine simante edilmesiyle elde edilen hibrit abutmentlerin kırılma dirençleri değerlendirilmiş ve termal siklus uygulamasının test edilen tüm parametrelere etkileri incelenmiştir.

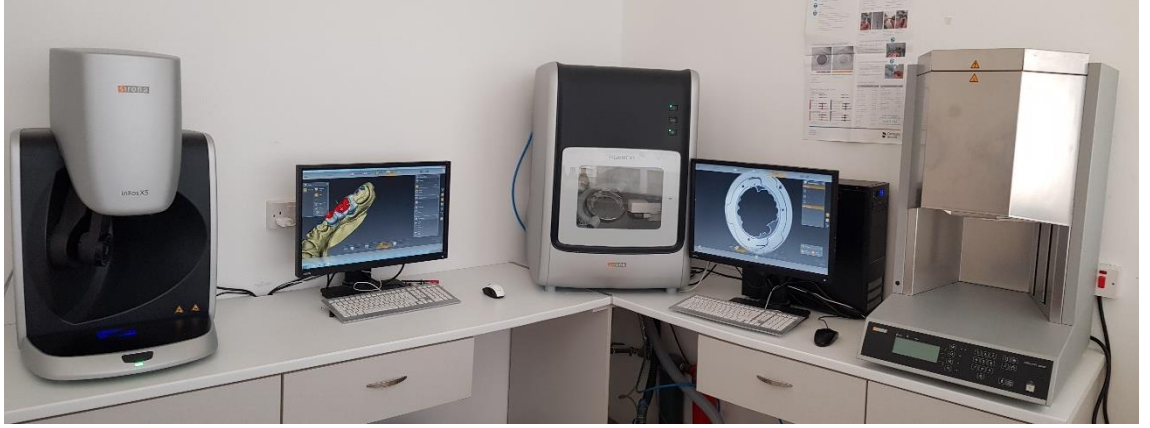
3.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada, lityum disilikat cam seramik materyali olan IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ve camsı seramik içeren rezin matriks olan VITA Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), CAD-CAM restoratif materyalleri kullanılmıştır (Tablo 3.1).

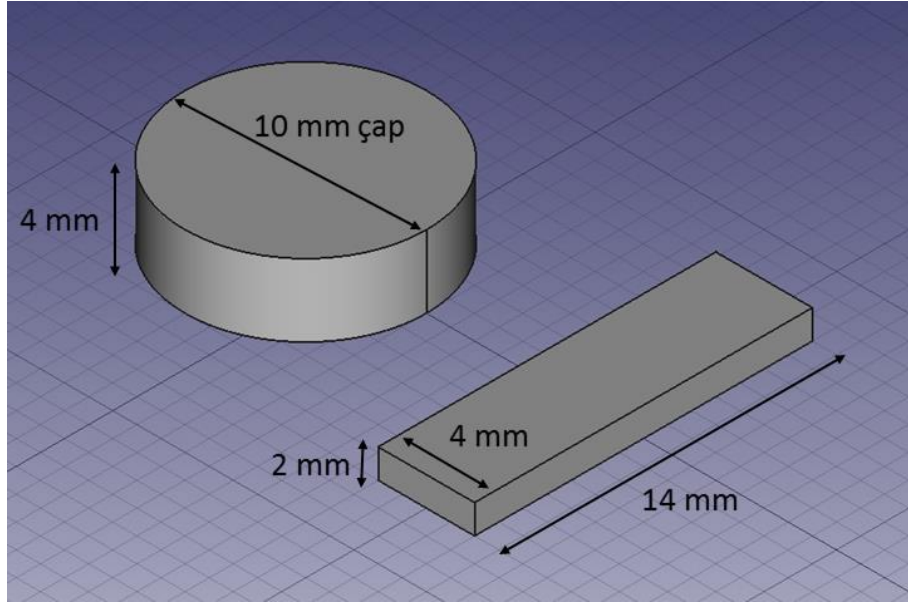
Tüm örnekler Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Klinik Laboratuvarı bünyesinde bulunan, 5 akslı CAD-CAM cihazında (Sirona inLab, MC X5, Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) (Şekil 3.1) su soğutması altında, uygulanan test metoduna göre farklı geometrilerde (Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu, 2015) üretilmiştir. Bükülme direnci testi ve mikro-makaslama bağlanma direnci testi için gerekli örnekler FreeCad adlı bilgisayar programında tasarlanmış (Şekil 3.2) ve stereoliografi (stl) formatında kaydedilip CAD-CAM cihazında frezelenmiştir. Şekil 3.3'de, örneklerin hazırlanmasının ve çalışma tasarımının şematik bir çizimi sunulmuştur.

Tablo. 3.1. Çalışmada kullanılan materyal ve örneklerin geometrileri.

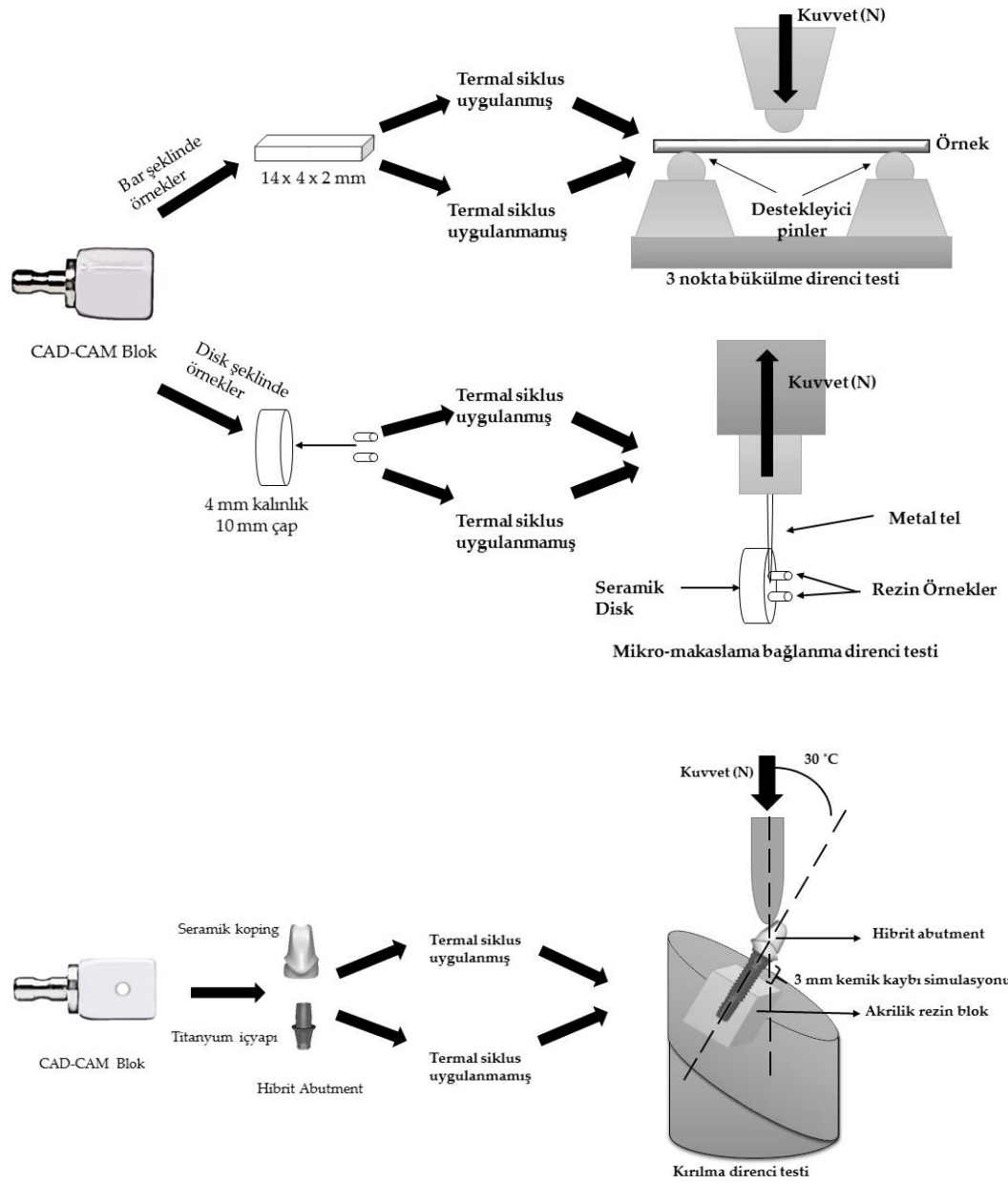
Test metodu	Örneklerin geometrisi	Materyal	Ürün	Blok (Lot)
Bükülme direnci	Bar (2 x 4 x 14 mm)	LDS	IPS e.max CAD for CEREC and in Lab	C 14 (V22343)
		PİSA	Vita Enamic for CEREC/inLab	EM-14 (43230)
Mikro-makaslama bağlanma direnci	Disk (4 mm kalınlık x 10 mm çap)	LDS	IPS e.max CAD for CEREC and in Lab	C 14 (V22343)
		PİSA	Vita Enamic for CEREC/inLab	EM-14 (43230)
Kırılma direnci	Hibrit abutment	LDS	IPS e.max CAD for CEREC and in Lab	A 14 (L) (U14123)
		PİSA	Vita Enamic Implant Solutions for CEREC/inLab	IS-14 L (58850)



Şekil 3.1. Çalışmada test edilen örneklerin hazırlandığı CAD-CAM cihazı.

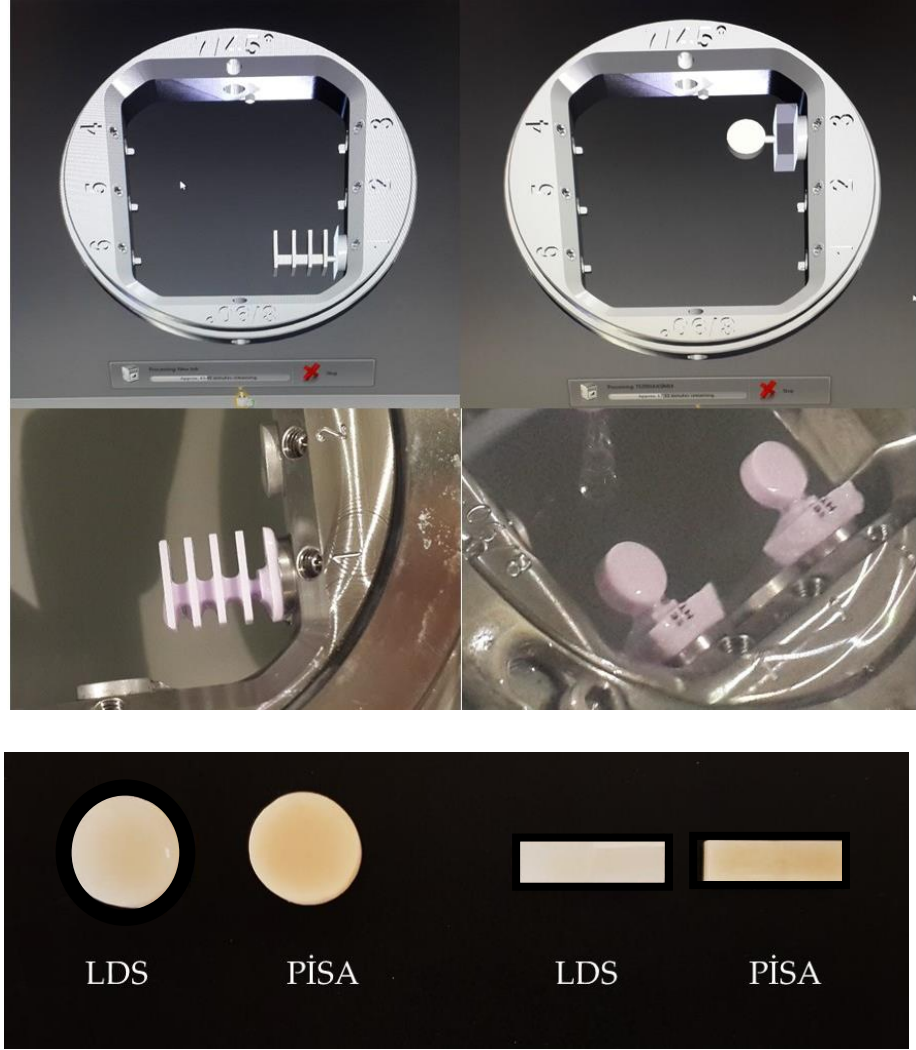


Şekil 3.2. FreeCad adlı bilgisayar programında tasarlanmış örnekler.



Şekil 3.3. Örneklerin hazırlanması ve test tasarımlarının şematik gösterimi.

Üç nokta bükülme ve mikro-makaslama bağlanma direnci testleri için sırasıyla her materyalden 20 bar ve 20 disk şeklindeki örnekler, Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO)'nun 6872:2015 (ISO, 2015) önerilerine göre hazırlanmıştır (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. ISO standartlarına göre hazırlanmış örneklerin kristalizasyon öncesi ve sonrası görüntüleri.

Frezelenen LDS örnekleri, üretici talimatlarına göre Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi klinik laboratuvarında bulunan Programat EP5000 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) fırınında 25 dakika boyunca 840 °C sıcaklıkta kristalizasyona tabi tutulmuştur (Şekil 3.5.) (Tablo 3.2.).



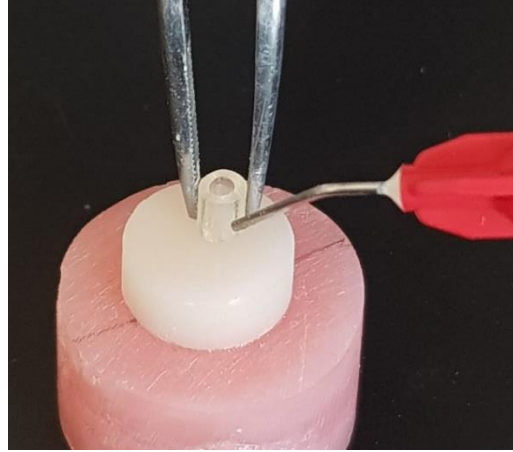
Şekil 3.5. Porselen kristalizasyon fırını.

Tablo 3.2. IPS e.max CAD örneklerinin kristalizasyon fırınlaması özellikleri (B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi, t_1 : fırının sıcaklığı 1 dk'daki yükseltme miktarı, T_1 : kristalizasyon sıcaklığı, H_1 : kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V_1 : vakumlama sıcaklığı).

B (°C)	S (dk)	t_1 (°C/dk)	T_1 (°C)	H_1 (dk)	t_2 (°C/dk)	T_2 (°C)	H_2 (dk)	V_1 $1^{1/2} 2^1$ (°C)	V_1 $1^{1/2} 2^1$ (°C)
403	6	90	820	0:10	30	840	7	550/ 1022	820/ 1508

Mikro-makaslama bağlanma direnci testi için disk şeklindeki örnekleri, üzerine adeziv rezin siman (Multilink Hybrid Abutment; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmıştır. Adeziv rezin siman uygulamasından önce, LDS ve PİSA örneklerinin yüzeylerine üretici

firmaların talimatlarına göre, sırasıyla 20 ve 60 saniye boyunca %5 hidroflorik asit (HFA) (IPS Seramik Asiti, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmıştır. Örnekler asit ile pürüzlendirme işleminden sonra, 2 dakika boyunca distile suyla durulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Asit uygulanmış yüzeylere bir mikro-fırça yardımıyla ince bond (Mono Bond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulaması yapılmış ve 60 saniye süre ile reaksiyona bırakılmıştır. Her örneğin üzerine 2 mm kalınlığında ve 1 mm çapında iki şeffaf plastik tüp (Tygon, Norton Performance Plastic Co., Cleveland, OH, Amerika) yerleştirilmiştir (Şekil 3.6.).

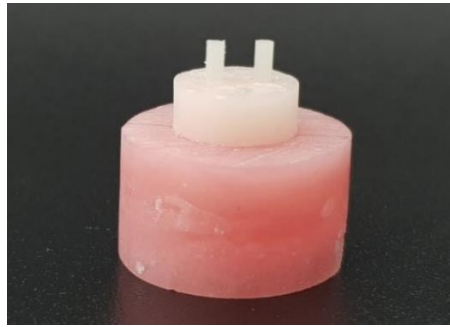


Şekil 3.6. Şeffaf plastik tüplerinin yerleştirilmesi.

Adeziv rezin siman (Şekil 3.7.), karıştırma şırıngasından şeffaf plastik tüplerinin içine uygulanmış ve silindirik şeklindeki örnekler otopolimerizasyon için 10 dakika bırakılmıştır. Rezin siman uygulanmış örnekler, 37°C'de distile suda 24 saat süreyle bekletilmiştir. Şeffaf plastik tüpler keskin bir bistüri yardımıyla dikkatlice çıkarılmıştır. Test prosedüründen önce tüplerin çıkarılması sırasında kopan örnekler analize dahil edilmeyip yerlerine yenileri hazırlanmıştır. Her bir seramik materyali için toplam 40 rezin siman örneği elde edilmiştir (Şekil 3.8.).



Şekil 3.7. Adeziv rezin siman.



Şekil 3.8. Her bir seramik materyaline yerleştirilen rezin siman örnekler.

Abutment kırılma direnci testi için, her materyalden 20 hibrit abutment (toplam 40) üretilmiştir. Bireysel abutmenti CAD yazılımında tasarlamadan önce, ön bölgede bir implantın konumunu taklit etmek için, fantom modelde (AG-3 WOK, Frasco, GmbH, Tettnang, Almanya) sağ üst orta kesici yerine bir implant (Astra-Tech OsseoSpeed TX 4.5 / 5.0; Astra Tech, Dentsply İmplant) yerleştirilmiştir. Titanyum içyapı (TiBase, AT OS 4.5 / 5.0 L; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) implanta vidalanmış (Şekil 3.9) ve tarama gövdesi (*scan body*) titanyum içyapıya yerleştirilmiştir (Şekil 3.10). Maksiller ve mandibular fantom modellerin Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan intraoral tarayıcı (CEREC Omnicam, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile dijital görüntüleri elde edilmiştir (Şekil 3.11) ve veriler CAD yazılımına aktarılmıştır.



Şekil 3.9. Fantom modele yerleştirilen implanta bağlanmış olan titanyum içyapının oklüzal ve labialden görüntüsü.

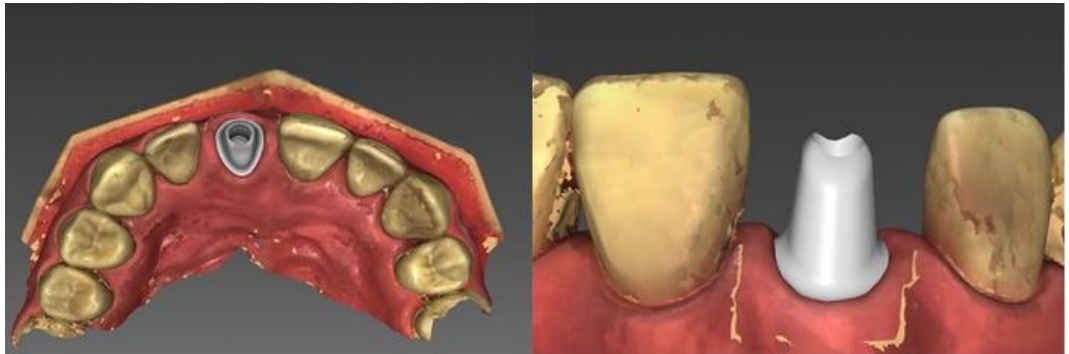


Şekil 3.10. Titanyum içyapının üstüne tarama gövdesi yerleştirildikten sonraki görüntü.

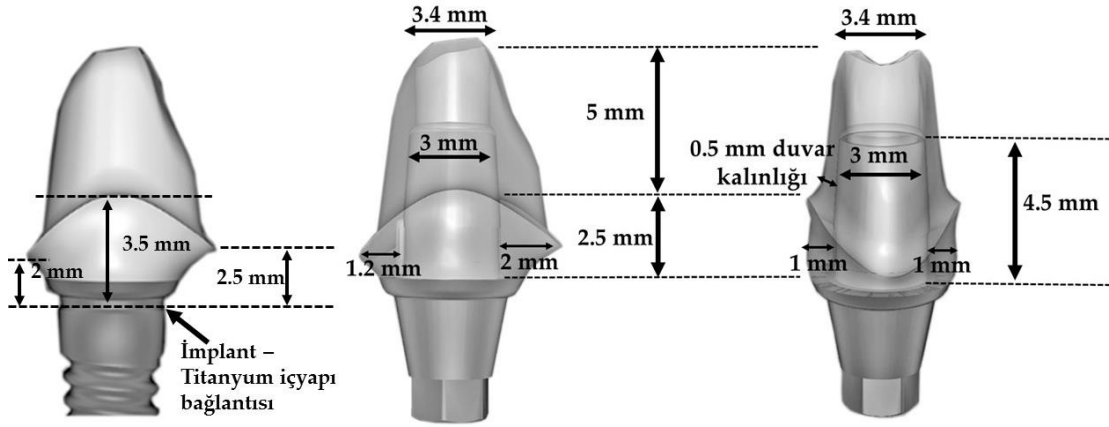


Şekil 3.11. İntraoral tarayıcı ile tarama gövdesinin taranması.

Bireysel abutment, klinik koşullar simule edebilmek için kontakt dişler ve karşıt ark dikkate alınarak tasarlanmıştır (Şekil 3.12.).



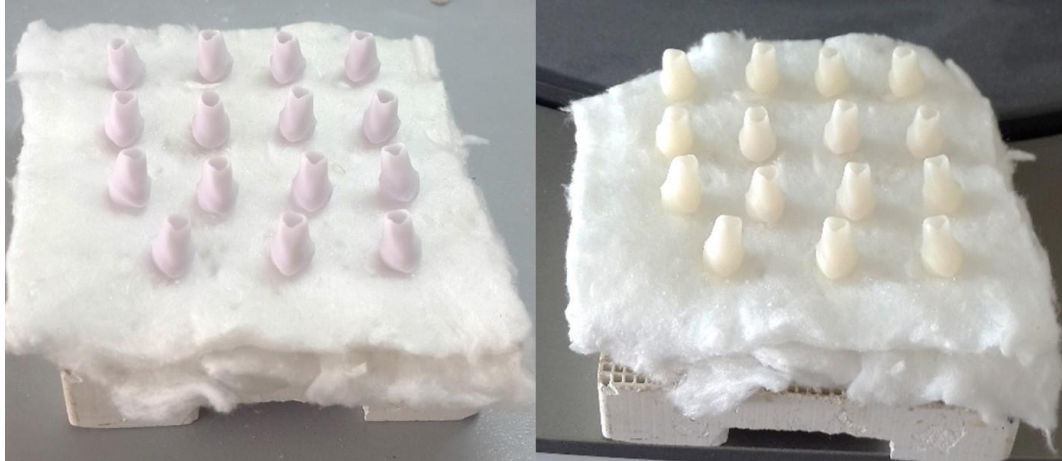
Şekil 3.12. Bireysel abutment tasarımı.



Şekil 3.13. Tasarlanan bireysel abutmentin boyutsal verileri.

Şekil 3.13.' de CAD yazılımında tasarlanan bireysel abutmentin boyutsal verileri görülmektedir.

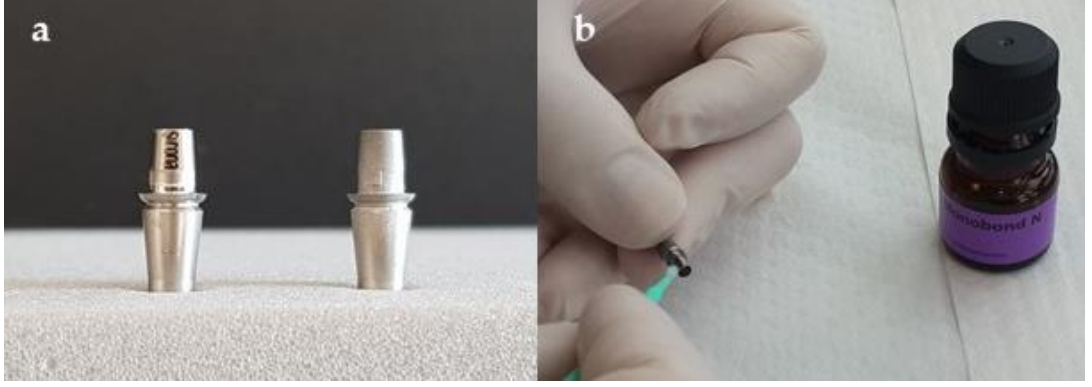
Her iki materyalin tüm abutment örnekleri aynı tasarıma göre üretilmiştir. LDS seramik kopingler, üretici firmanın talimatlarına göre kristalizasyona tabi tutulmuştur (Tablo 3.2.) (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Kristalizasyon öncesi ve sonrası LDS seramik kopingler.

Titanyum içyapıların bağlanma yüzeyleri, 50 mm Al_2O_3 (Korox 110, Bego, Bremen, Almanya) ile 15 saniye boyunca 10 mm'lik bir mesafeden 2

bar basınçla kumlama uygulanmıştır. Titanyum içyapının kumlanmış yüzeyine bir mikro-fırça yardımıyla bond (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulaması yapılmış ve 60 saniye süre ile reaksiyona bırakılmıştır (Şekil 3.15.). LDS ve PISA seramik kopinglerinin iç yüzeyleri, % 5 HFA (IPS Seramik Asiti, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sırasıyla 20 ve 60 sn uygulanmıştır. Örnekler asit ile pürüzlendirme işleminden sonra, 2 dakika boyunca distile suyla durulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Asit uygulanmış yüzeylere bir mikro-fırça yardımıyla bond (Mono Bond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulaması yapılmış ve 60 saniye süre ile reaksiyona bırakılmıştır. Bireysel abutmentler, titanyum içyapılar üzerine adeziv rezin siman (Multilink Hybrid Abutment) kullanılarak (Şekil 3.7.) ve üretici firmanın talimatlarına uyularak simante edilmiştir. Resin simanın otopolimerizasyonu için, hibrit abutmentler 10 dk. bekletilmiştir. Daha sonra artan siman Lecron spatülü kullanılarak uzaklaştırılmıştır (Şekil 3.16). Üretici firmanın talimatlarına göre, inhibisyon tabakasının oluşmasını önlemek için titanyum içyapı-seramik koping bağlantı yerine gliserin jeli (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmış ve 7 dakika boyunca bekletilmiştir. Resin simanın otopolimerizasyonundan sonra gliserin jel suyla yıkanmış ve titanyum içyapı-seramik koping bağlantı yeri parlatma frezleriyle parlatılmıştır.



Şekil 3.15. Titanyum içyapının kumlama öncesi ve sonrası görüntüsü (a), kumlanan titanyum içyapıya bond uygulaması (b).



Şekil 3.16. Seramik kopingin sırasıyla asit ile pürüzlendirilmesi (a), bond uygulaması (b), titanyum içyapıya simantasyonu (c), taşan simanın temizlenmesi (d).

Termal siklus uygulama prosedürü öncesi her bir materyal grubunun hibrit abutmentleri, bar şeklindeki ve disk şeklindeki örnekleri (rezin siman silindirleri ile), termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olmak üzere 2

eşit alt gruba ayrılmıştır. Termal siklus uygulaması, Ankara’da Esetron Smart Robotechnologies’de bulunan termal siklus cihazıyla (MTE 101; MOD Dental) uygulanmıştır (Şekil 3.17.).



Şekil 3.17. Termal siklus cihazı.

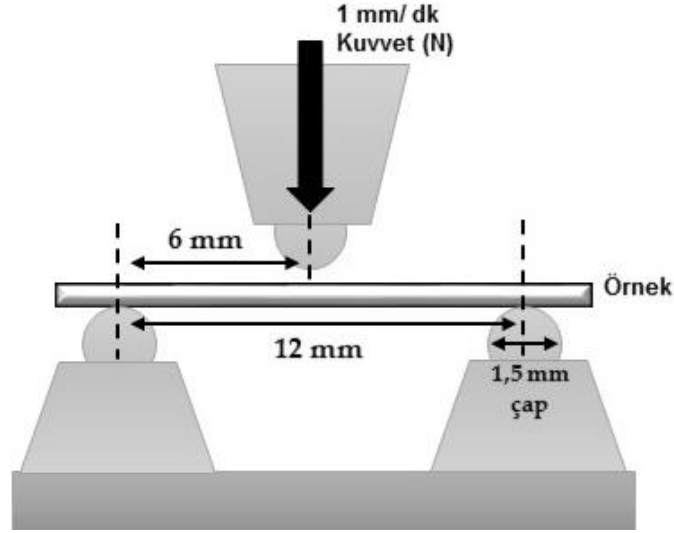
Termal siklus prosedürü örnekler sırasıyla 5° C, oda sıcaklığı ve 55° C deki su banyolarında 10’ar saniye bekleyecek şekilde 10.000 siklus olarak uygulanmıştır. Termal siklus uygulanmayan gruptaki örnekler, 1 gün süreyle distile suda saklanmıştır.

Tablo 3.3. Uygulanan test metodlarına göre örnek sayıları.

Test Metodu	LDS		PİSA	
	Termal siklus uygulanmış	Termal siklus uygulanmamış	Termal siklus uygulanmış	Termal siklus uygulanmamış
Üç nokta bükülme direnci testi	n=10	n=10	n=10	n=10
Mikro-makaslama bağlanma direnci testi	n=20	n=20	n=20	n=20
Kırılma direnci testi	n=10	n=10	n=10	n=10

3.2. Üç Nokta Bükülme Direnci Testi Uygulanması

Örneklerin bükülme dirençleri, ISO 6872: 2015 standartlarına göre üç nokta bükülme direnci testi ile ölçülmüştür (Şekil 3.18.).



Şekil 3.18. Üç nokta bükülme direnci test düzeneğinin şematik görüntüsü.

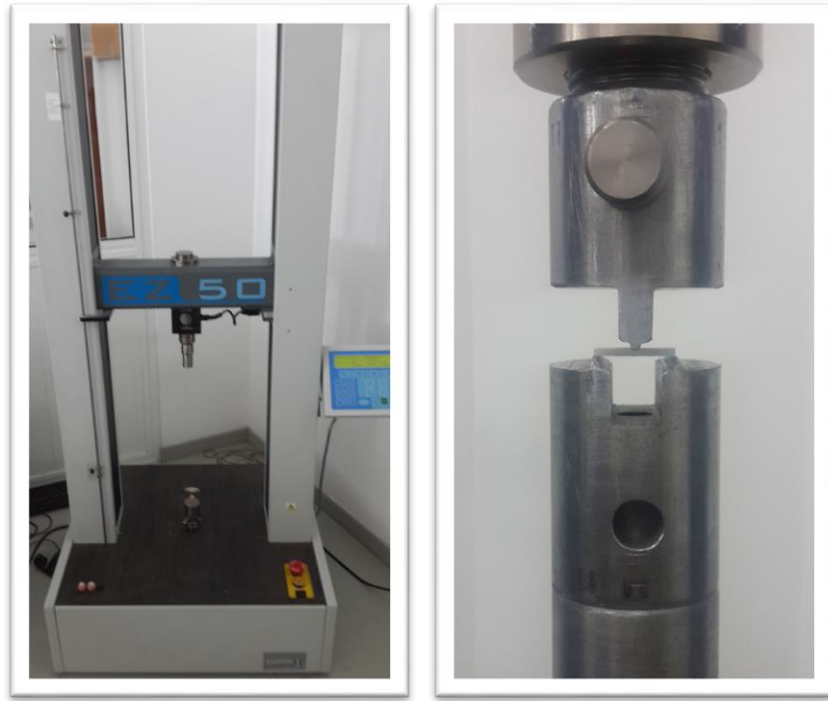
Üç nokta bükülme testi için Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Universal Test Cihazı (EZ-test-500N Shimadzu, Kyoto, Japonya) kullanılmıştır. Seramik barların yerleştirilip, sabit durması için üç nokta bükülme test talimatlarına uygun, 10 mm'lik bir destek aralığına sahip metal apareyler kullanılmıştır. Bu aparey Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti'nde bulunan ÖZ-İŞ torna atölyesinde üretilmiştir ve 2 parçadan oluşmaktadır.

Bar şeklindeki örnekler metal apareye yerleştirilmiş kuvvet, örnek kırılana kadar 1mm/dakika'lık bir hızla uzun eksene dik olarak uygulanmıştır (Şekil 3.19.). Test cihazında bağlı bilgisayarda izlenen yük/zaman eğrisindeki ani düşüşler izlenerek, maksimum kuvvet (N) kaydedilmiş ve bükülme direnci (σ) aşağıdaki formül kullanılarak

megapaskal (MPa) olarak hesaplanmıştır:

$$\sigma = 3F_1L/2bh^2 \quad (3.1.)$$

Formüldeki; F_1 : Kırılma Kuvveti (N), L : desteklerin arasındaki mesafe, b : örneklerin genişliği (mm), ve h : örneklerin kalınlığını (mm) göstermektedir.

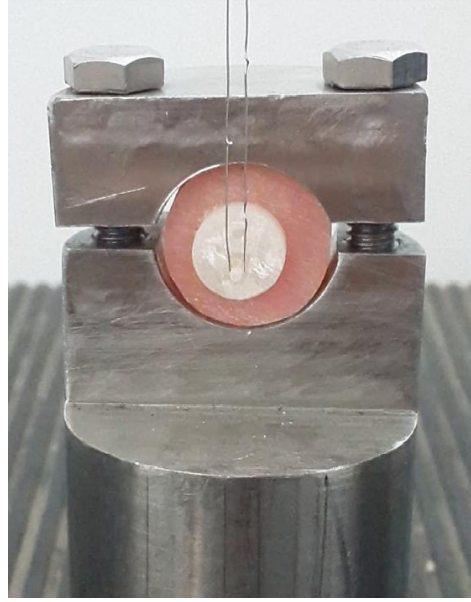


Şekil 3.19. Üç nokta bükülme direnci testinin uygulandığı Universal test cihazı ve test için özel olarak hazırlatılan bağlantı parçaları.

3.3. Mikro-makaslama Bağlanma Direnci Testi Uygulanması

Mikro-makaslama testi, Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi'nde bulunan Universal Test Makinesi (EZ-test-500 N Shimadzu) ile gerçekleştirilmiştir. Her diskte 2 adet olmak üzere toplam 80 rezin siman örneği ($n = 20$) üzerinde bulunduğu 40 disk şeklindeki örnek, bir siyanoakrilat yapıştırıcıyla (Zapit, Dental Ventures of America; Corona)

akrilik rezine bağlanmıştır. Rezin örneklerin etrafına 0.2 mm çapında bir metal tel sarılmış ve rezin örneklerde kırılma/kopma oluşana kadar 1 mm/dakika'lık hızla çekme kuvveti uygulanmıştır (Şekil 3.20.).



Şekil 3.20. Mikro-makaslama bağlanma direnci testi.

Başarısızlık yükü Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir ve mikro-makaslama bağlanma direnci değerleri (μ SBS) aşağıdaki formül kullanılarak Megapaskal (MPa) cinsinden hesaplanmıştır:

$$\mu\text{SBS (MPa)} = \frac{\text{Kırılma Direnci (N)}}{\text{yüzey alanı (mm)}} \quad (3.2.)$$

Mikro-makaslama bağlanma direnci testi uygulanan bütün örneklerin başarısızlık türlerini belirlemek için kopan yüzeyler 40x büyütmede bir stereomikroskop ile incelenmiştir (Leica S8 APO; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya).

3.4. Kırılma Direnci Testi Uygulanması

Abutment kırılma direnci testi için 4.5 mm'lik bir çapa, 11 mm'lik bir uzunluğa sahip kırk implant (Astra Tech OsseoSpeed TX 4.5 / 5.0; Astra Tech, Mölndal, İsveç) kullanılmıştır. İmplantlar, Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO, 2016) 14801 tavsiyelerine göre bir otopolimerize akrilik rezine (Orthojet, Lang Dental, Wheeling, Chicago, IL, Amerika) gömülmüştür. İmplantların akrilik rezin içindeki konumunu standartlaştırmak için özel yapılmış bir konumlandırma cihazı kullanılmıştır. Kemik kaybını taklit etmek için, implantların platformundan akrilik rezine 3 mm'lik bir dikey mesafe bırakılmıştır. Hibrit abutmentler, tork anahtarı kullanılarak 25 Ncm sıkma torku ile implantlara bağlanmıştır. On dakika sonra vidanın gevşemesini önlemek için sıkma tekrarlanmıştır.

Hibrit abutmentlerin kırılma dirençleri Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi'nde bulunan, bilgisayar kontrollü Universal Test Cihazı (EZ-test-500 N Shimadzu, Kyoto, Japonya) kullanılarak belirlenmiştir. Abutmenti, implantın uzun eksenine 30 derecelik bir açıyla yük uygulayacak bir konumda tutmak için ÖZ-İŞ torna atölyesinde hazırlanan metal apareyler kullanılmıştır. Kuvvet, 6 mm'lik yuvarlak uçlu bir çelik çubuk kullanılarak hibrit abutmentin palatinal tarafından, kesici ucun 1 mm altından uygulanmıştır (Şekil 3.21.).



Şekil 3.21. Kırılma direnci testi.

Kuvvet sırasında kuvvetin dağılımını sağlamak için çubuk ve abutmentler arasına 0.5 mm kalınlığında bir folyo yerleştirilmiştir. Abutmentler, kırık oluşana ve kırılma yükleri kaydedilene kadar 1mm/dakika'lık hızda statik yüklemeye tabi tutulmuştur. Başarısızlık yükü Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir.

3.5. İstatistiksel Analiz

Bükülme direnci, mikro-makaslama bağlanma direnci ve kırılma direnci değerleri, iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ile GraphPad Prism 7 programı kullanılarak ayrı ayrı analiz edilmiştir (GraphPad Software, Kaliforniya, Amerika). Olası istatistiksel önemlilik durumunda grupların ikili kıyaslanmaları için post-hoc test olarak Tukey HSD testi uygulanmıştır. $P < 0.05$ değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

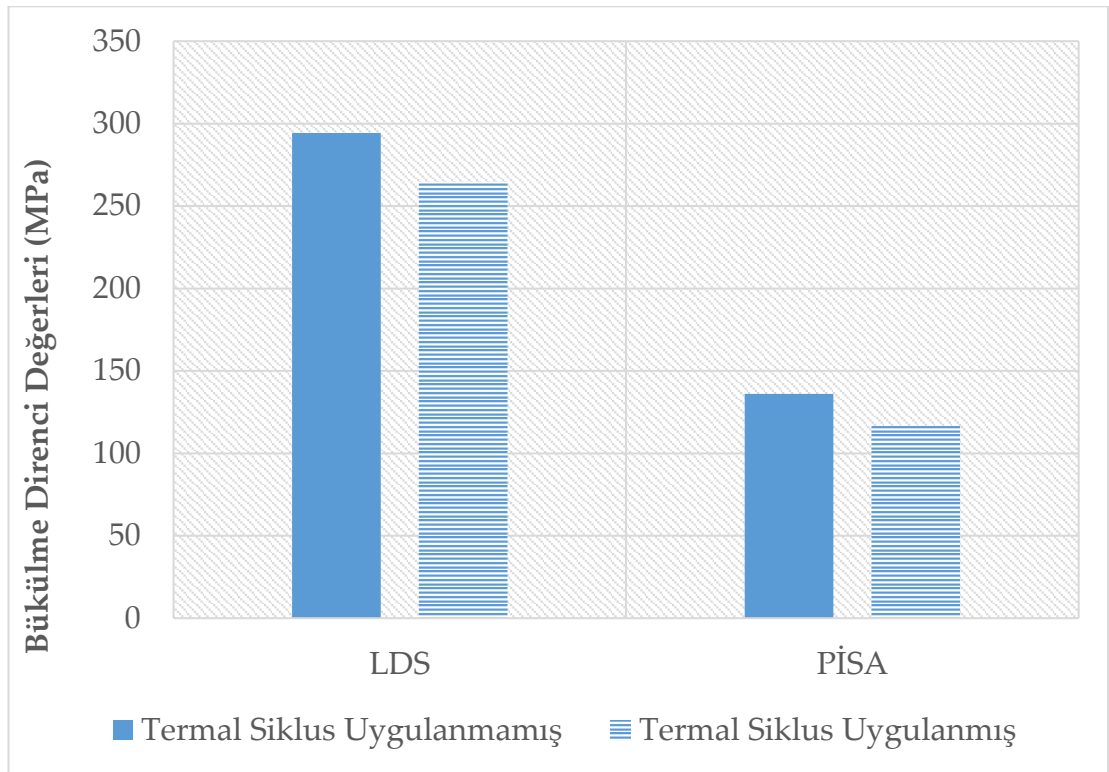
4.BULGULAR

Araştırmamızda elde edilen veriler, 3 ana başlık altında incelenmiştir.

1. Üç nokta bükülme direnci testi verileri
2. Mikro-makaslama bağlanma direnci testi verileri
3. Kırılma direnci testi verileri

4.1. Üç Nokta Bükülme Direnci Testi Verileri

Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış lityum disilikat içeren seramikler (LDS), polimer infiltre seramiklerin (PISA) ortalama bükülme direnci değerleri ve standart sapmaları Şekil 4.1. ve Tablo 4.1. 'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan örneklerin ortalama bükülme direnci değerleri (MPa).

Tablo 4.1. Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan örneklerin ortalama bükülme direnci değerleri (MPa) ve standart sapmaları. Aynı üst simge harflerine sahip olan değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$). Büyük harfler aynı satır, küçük harfler ise aynı sütundaki değerlerin istatistiksel analiz sonuçlarını göstermektedir.

Test Metodu	Koşullar	LDS	PİSA
Bükülme direnci (MPa)	Termal Siklus Uygulanmamış	294.3 (± 44.1) ^{A,a}	136.1 (± 14.5) ^{B,b}
	Termal Siklus Uygulanmış	264.5 (± 26.2) ^{C,a}	116.9 (± 4.3) ^{D,b}

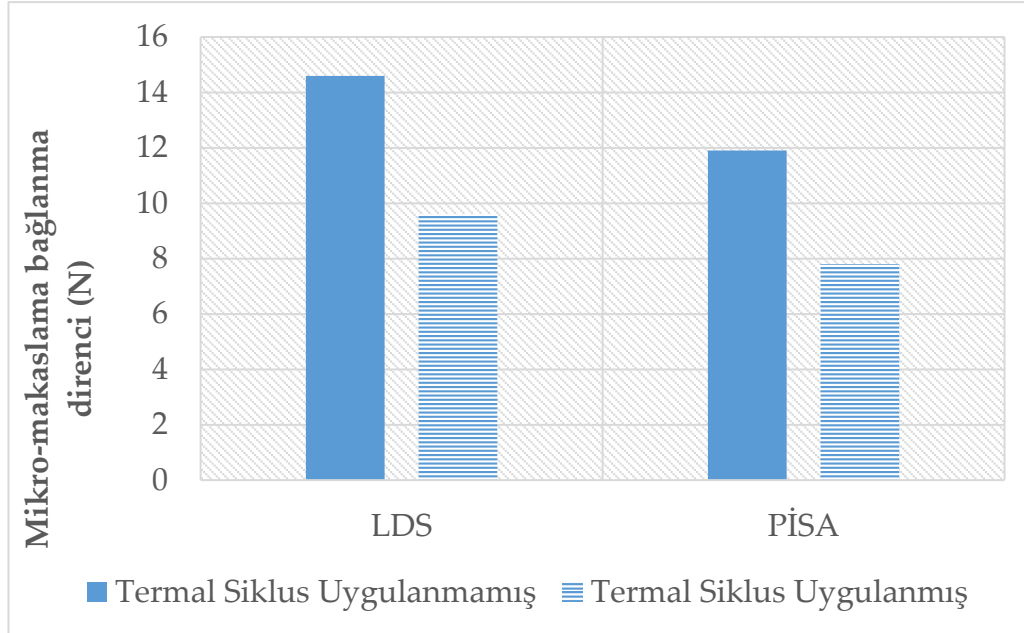
LDS örneklerinin hem termal siklus uygulanmış hem de uygulanmamış PİSA örneklerine kıyasla daha yüksek bükülme direnci değerleri sergiledikleri tespit edilmiştir ($P<0.001$) (Tablo 4.1.). Materyalden bağımsız olarak termal siklus uygulaması değerlendirildiğinde, LDS ($P=0.084$) ve PİSA örneklerinin ($P=0.267$) bükülme direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir. Materyal değişkeninin ($P<0.001$) bükülme direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi tespit edilmiştir. Ancak tek başına termal siklus uygulamasının ($P=0.086$) ve materyal ve termal siklus uygulamasının bir arada olduğu bu iki değişkenin etkileşimi ($P=0.579$) bükülme direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki yapamamıştır (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Üç nokta bükülme direnci testinin iki yönlü varyans analiz değişkenleri. $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmektedir.

Değişken	Kareler toplamı	df	Ortalama kare	F değeri	p değeri
Materyal	187165	1	187165	255.8	$P < 0.0001$
Termal siklus uygulaması	4809	1	4809	6.572	0.0860
Materyal * Termal siklus uygulaması	229.5	1	229.5	0.3136	0.5799
Hata	20491	28	731.8		

4.2. Mikro-makaslama Bağlanma Direnci Testi Verileri

Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış LDS ve PİSA örneklerinin ortalama mikro-makaslama bağlanma direnci değerleri ve standart sapmaları Şekil 4.2. ve Tablo 4.3. 'de gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan örneklerin ortalama mikro-makaslama bağlanma dirençleri (N).

Tablo 4.3. Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan örneklerin ortalama mikro-makaslama bağlanma dirençleri (N) ve standart sapmaları. Aynı üst simge harflerine sahip olan değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$). Büyük harfler aynı satır, küçük harfler ise aynı sütundaki değerlerin istatistiksel analiz sonuçlarını göstermektedir.

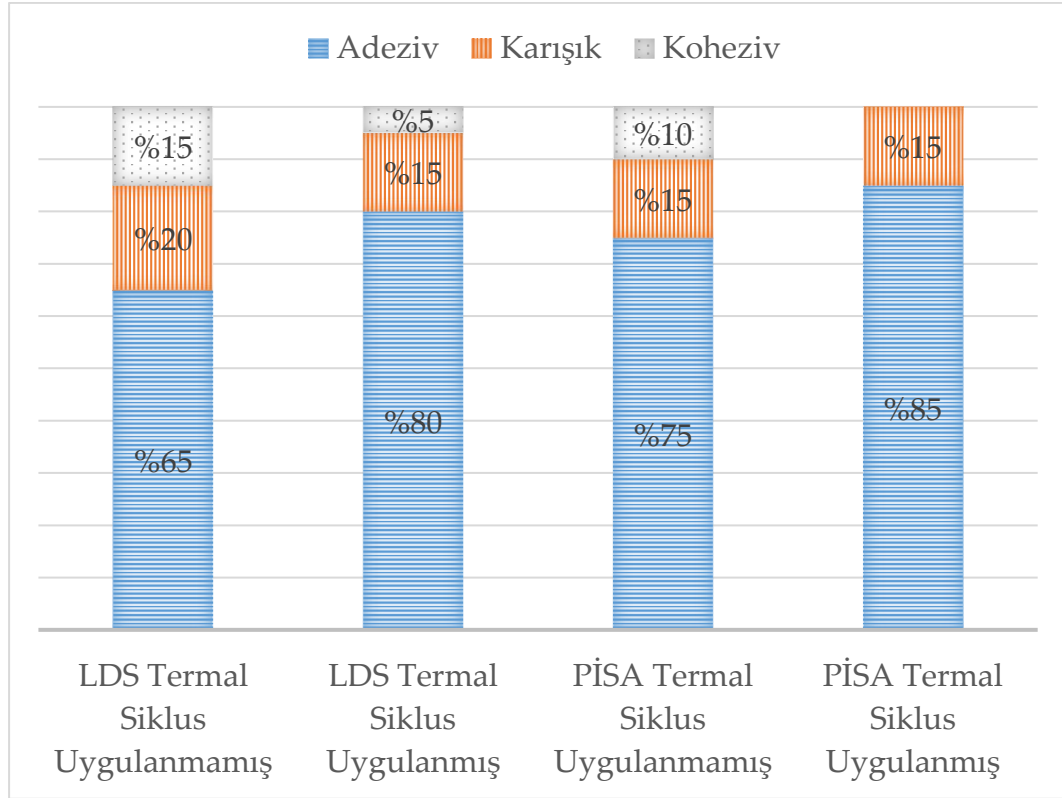
Test Metodu	Koşullar	LDS	PİSA
Mikro-makaslama bağlanma direnci (MPa)	Termal Siklus Uygulanmamış	14.6 (± 3.0) ^{A,a}	11.9 (± 1.8) ^{B,c}
	Termal Siklus Uygulanmış	9.6 (± 2.2) ^{C,b}	7.8 (± 1.1) ^{C,d}

Termal siklus uygulanmamış LDS örnekleri ile rezin siman arasındaki mikro-makaslama bağlanma direnci değerleri, termal siklus uygulanmamış PİSA örnekleri ile karşılaştırıldığında LDS örneklerde anlamlı derecede daha yüksek bağlanma değerleri olduğu tespit edilmiştir ($P=0.002$). Bununla birlikte, örneklerle termal siklus uygulandığında LDS ve PİSA örnekleri ile rezin siman arasındaki bağlanma direnci değerleri arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($P=0.06$) (Tablo 4.3.). Materyal değişkeninin ($P=0.0002$) ve tek başına termal siklus uygulamasının ($P<0.0001$) bağlanma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi tespit edilmiştir. Ancak materyal ve termal siklus uygulamasının bir arada olduğu bu iki değişkenin etkileşimi ($P=0.579$) bağlanma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki yapamamıştır (Tablo 4.4.).

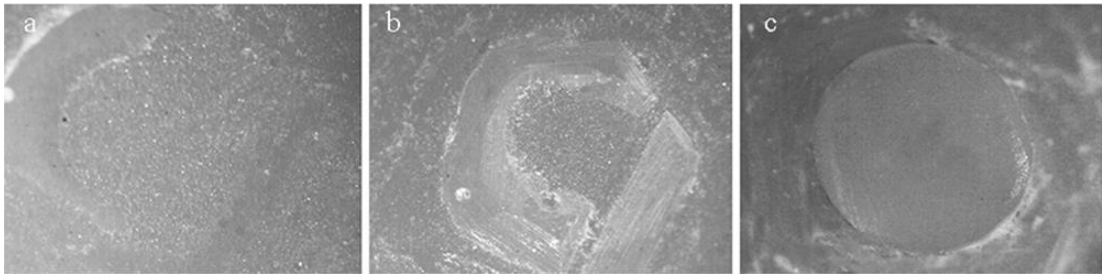
Tablo 4.4. Mikro-makaslama bağlanma direnci testinin iki yönlü varyans analiz değişkenleri. $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmektedir.

Değişken	Kareler toplamı	df	Ortalama kare	F değeri	p değeri
Materyal	77.66	1	77.66	16.22	0.0002
Termal siklus uygulaması	334.4	1	334.4	69.84	$P < 0.0001$
Materyal * Termal siklus uygulaması	3.106	1	3.106	0.6487	0.4238
Hata	287.3	60	4.789		

Adeziv rezin siman örneklerin başarısızlık türlerinin dağılımı Şekil 4.3.'de gösterilmiştir. Bütün gruplarda baskın başarısızlık türü rezin simanla seramik örnek arasındaki kopma olarak bilinen adeziv başarısızlık olarak tespit edilmiştir ve özellikle termal siklus uygulanmış gruplarda adeziv başarısızlık daha fazla bulunmuştur. En fazla adeziv başarısızlık termal siklus uygulanmış PİSA materyalinde izlenirken, en az adeziv başarısızlık termal siklus uygulanmamış LDS materyalinde izlenmiştir. Resin simanın kendi içerisinde oluşan kırık olarak bilinen koheziv başarısızlık sadece termal siklus uygulanmış PİSA grubunda izlenmemiş olup en fazla koheziv başarısızlık termal siklus uygulanmamış LDS materyalinde tespit edilmiştir. Temsili başarısızlık türleri Şekil 4.4'de gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Adeziv rezin siman örneklerin kopma türlerinin dağılımı.

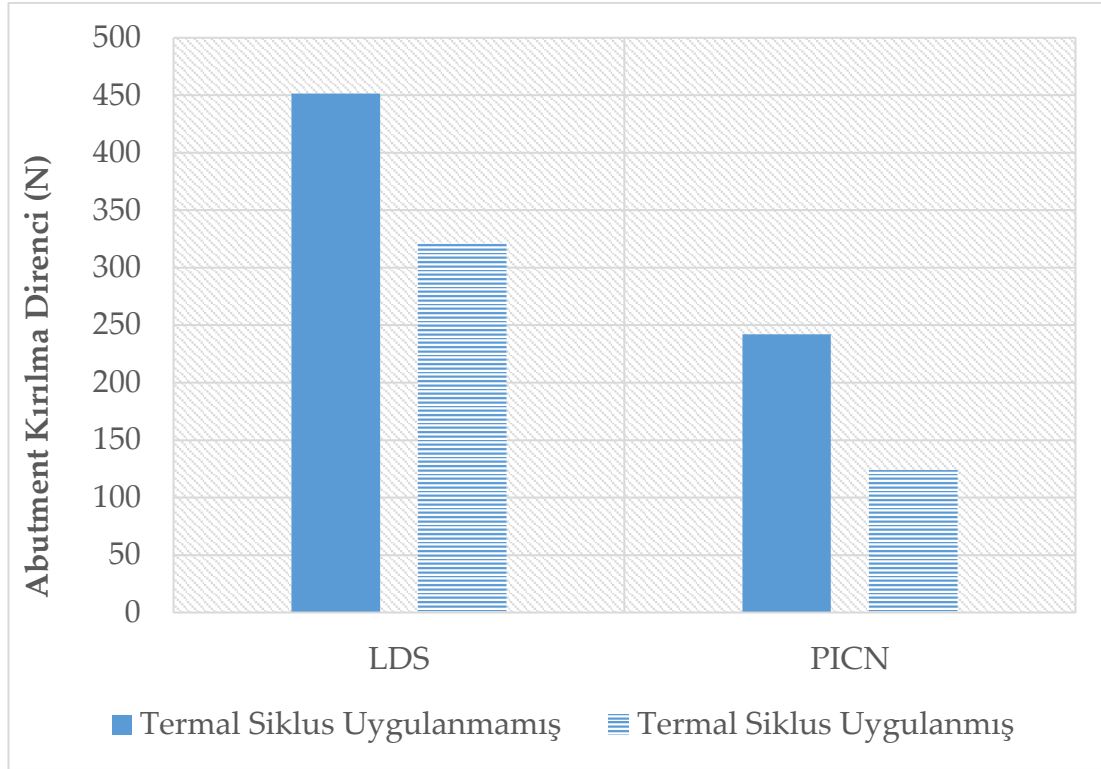


Şekil 4.4. Temsili başarısızlık türlerinin stereomikroskop görüntüleri

(a)adeziv, (b)karışık, (c)koheziv.

4.3. Kırılma Direnci Testi Verileri

Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış LDS ve PİSA hibrit abutmentlerin ortalama kırılma direnci değerleri ve standart sapmaları Şekil 4.5. ve Tablo 4.5. 'de gösterilmiştir.

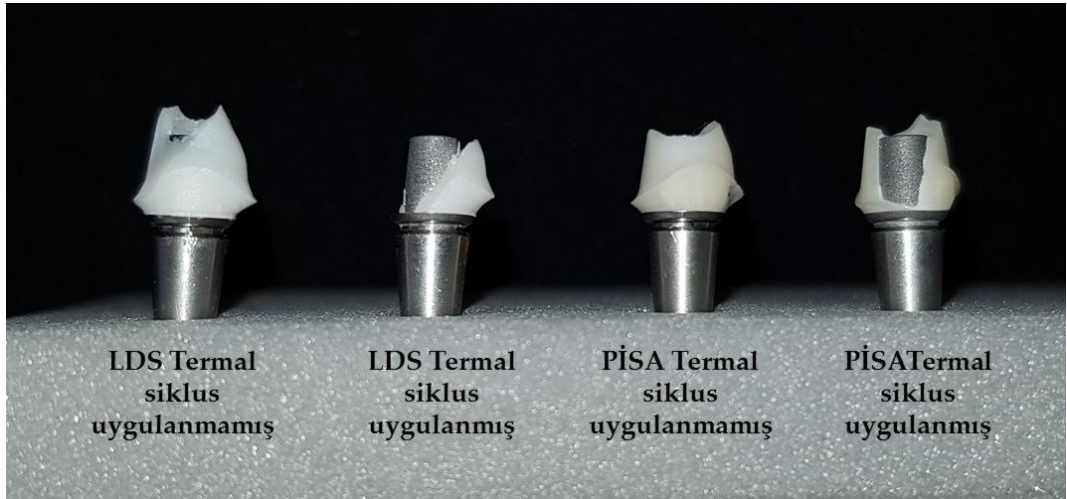


Şekil 4.5. Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan abutmentlerin ortalama kırılma dirençleri (N).

Tablo 4.5. Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış olan abutmentlerin ortalama kırılma dirençleri (N) ve standart sapmaları. Aynı üst simge harflerine sahip olan değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$). Büyük harfler aynı satır, küçük harfler ise aynı sütundaki değerlerin istatistiksel analiz sonuçlarını göstermektedir.

Test Metodu	Koşullar	LDS	PİSA
Kırılma Direnci (N)	Termal Siklus Uygulanmamış	451.6 (± 47.3) ^{A,a}	242 (± 50.7) ^{B,c}
	Termal Siklus Uygulanmış	321.4 (± 35.4) ^{C,b}	124 (± 36.6) ^{D,d}

Termal siklus uygulamasından bağımsız olarak LDS hibrit abutmentlerin kırılma direnci değerleri, PISA abutmentlerinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($P < 0.001$). Termal siklus uygulamasının abutmentlerin kırılma direncini istatistiksel olarak anlamlı seviyede azalttığı tespit edilmiştir ($P < 0.001$). Ayrıca termal siklus uygulanmış hibrit abutmentlerde seramik yapının, titanyum içyapıdan adeziv olarak ayrıldığı; termal siklus uygulanmamış gruplarda ise seramik kopinglerin kendi içerisinde koheziv başarısızlık olduğu makroskopik olarak gözlemlenmiştir (Şekil 4.6.). Materyal değişkeninin ($P < 0.0001$) ve tek başına termal siklus uygulamasının ($P < 0.0001$) kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi tespit edilmiştir. Ancak materyal ve termal siklus uygulamasının bir arada olduğu bu iki değişkenin etkileşimi ($P = 0.691$) kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki yapamamıştır (Tablo 4.6.).



Şekil 4.6. Hibrit abutmentlerin kırılma direnci testi sonrası makroskopik görüntüsü.

Tablo 4.6. Kırılma direnci testinin iki yönlü varyans analiz değişkenleri.
 $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmektedir.

Değişken	Kareler toplamı	df	Ortalama kareler	<i>F</i> değeri	<i>p</i> değeri
Materyal	331339	1	331339	178.6	$P < 0.0001$
Termal siklus uygulaması	123107	1	123107	66.35	$P < 0.0001$
Materyal * Termal siklus uygulaması	297.7	1	297.7	0.1604	0.6918
Hata	51950	28	1855		

5.TARTIŞMA

Dental implantlar yıllardır tam ve kısmi dişsiz hastaların tedavisinde başarıyla kullanılmaktadır. Birçok in-vivo çalışmada, tek implant destekli restorasyonların 5-10 yıl arasında %95 - %97 başarı oranı gösterdiği rapor edilmiştir (Salinas ve Eckert, 2007; Torabinejad ve diğerleri, 2007; Zitzman ve diğerleri, 2010). İmplant diş hekimliğinde amaç sadece implantın yerleştirilmesi değil; aynı zamanda eksik bir dişin fonksiyonunun ve hastanın estetiğinin geri kazanılmasıdır (Elsayed ve diğerleri, 2017b). İmplant destekli restorasyonların başarısı implantın osseointegrasyonu ve kazanılan fonksiyonun yanında, eksik diş bölgesinde doğal ve uyumlu bir görünüm elde etmek için kullanılan kron ve abutment materyalinin estetik özelliğine de bağlıdır (Elsayed ve diğerleri, 2017b).

İmplant diş hekimliğinde titanyum abutmentlerin metal destekli seramik kronlarla restore edilmesi standart tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir (Leonhardt ve diğerleri, 2002; Linkevicius ve Vaitelis, 2015; Zembic ve diğerleri, 2014). Bununla birlikte, metal bileşenlerin genellikle gri renk şeklinde mukozadan yansıdığı belirtilmiştir (Foong ve diğerleri, 2013; Elsayed ve diğerleri, 2017b; Conejo ve diğerleri, 2017). Ek olarak, titanyum abutmentler tam seramik kronlarla restore edildiğinde, alttaki metal abutmentin restorasyonun rengini etkileyebileceği öne sürülmüştür (Elsayed ve diğerleri, 2017a).

Yüksek kırılma direnci, iyi estetik ve üstün biyouyumluluk özellikleri nedeniyle, zirkonya seramikler implant abutment materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (Glauser ve diğerleri, 2004). CAD-CAM teknolojisi kullanılarak üretilen zirkonya abutmentler, özellikle estetik bölgede en popüler tedavi seçeneklerinden biri haline gelmiştir (Protopapadaki ve diğerleri, 2013). Yapılan araştırmalar, bir titanyum içyapının (*insert base*)

üzerine uygulanan zirkonya seramik kopingten oluşan abutmentlerde, içyapının seramik üst yapılara daha fazla destek sağladığını; implantla daha hassas bir uyum gösterdiğini ve abutmentin kırılma direncini geliştirdiğini bildirmiştir (Chun ve diğerleri, 2015; Ebert ve diğerleri, 2007; Truninger ve diğerleri, 2012; Yılmaz ve diğerleri, 2015). Zirkonya abutmentin beyazımsı rengi, tam seramik restorasyonlarda veya ince peri-implant mukoza varlığında dişetinden yansıyan gri titanyum abutmentin rengine göre daha estetik sonuç vermektedir. Ancak daha dayanıklı zirkonya restorasyonların üretilebilmesi için tanecik boyutunun ve gözenekliliğinin arttırılmasının, daha fazla opaklığa neden olacağı belirtilmiştir (Dias ve diğerleri, 2008). Camsı seramiklerin, zirkonyaya kıyasla daha estetik olduğu kanıtlanmıştır (Aboushelib ve diğerleri, 2008; Baldissara ve diğerleri, 2010; Heffernan ve diğerleri, 2002). Lityum disilikat seramik, camsı seramikler içerisinde en yüksek direnci ve sertliği gösteren materyaldir (Albakry ve diğerleri, 2004) ve bu nedenlerle hibrit abutment yapımında kullanılmaya başlanmıştır.

Zirkonya ve lityum disilikat seramiklerden üretilen hibrit abutmentleri mekanik direnç ve biyouyumluluk açısından birçok araştırma karşılaştırmıştır (Mehl ve diğerleri, 2016; Elsayed ve diğerleri, 2017a; Guilherme ve diğerleri, 2017). Elsayed ve diğerleri (2017a), zirkonya ve lityum disilikat hibrit abutmentlerin metal içyapı ile desteklenmeleri durumunda, anterior bölgedeki oklüzal kuvvetlere direnebileceğini ve anterior tek üye implant restorasyonlarında estetik alternatifler olarak kullanılabileceğini bildirmiştir. Zirkonya ve lityum disilikat seramiklerin titanyum içyapı desteklenmesi ile ortaya çıkan hibrit (iki-parça) abutmenlerde, bu iki farklı materyal arasındaki bağlantı rezin siman ile sağlanmaktadır. Mehl ve diğerleri (2016), zirkonya ve lityum disilikat iki-parça abutmentlerin implant çevresi dokuların sağlığına

etkilerini karşılaştırdıkları çalışmada, materyal seçiminin implant-kemik temas alanı ve yumuşak doku üzerinde bir etkisi olmadığını tespit etmişlerdir.

Son yıllarda camsı seramiklere alternatif olarak geliştirilen kompozit rezin nanoseramik (Lava Ultimate) ve polimer-infiltrate seramik (Vita Enamic) materyalleri birçok farklı restorasyon seçeneğinde kullanılmaya başlanmıştır. Guilherme ve diğerleri (2017), Lava Ultimate'i hibrit abutment materyali olarak değerlendirdikleri çalışmalarında, zirkonya ve LDS hibrit abutmentleri ile mekanik özellikleri açısından karşılaştırmıştır. Üç farklı materyalden üretilen hibrit abutmentler arasında en yüksek kırılma direnci zirkonya hibrit abutmentlerde gözlenirken, rezin nanoseramik ve LDS hibrit abutmentler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Ancak, literatürde PİSA materyalinin hibrit abutment olarak uygulanmasıyla ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanamamıştır. Bu sebeple bu tez çalışmasında, hibrit abutment üretiminde PİSA materyalinin, LDS seramiği ile mekanik direnç ve rezin siman bağlantısı açısından kıyaslanması amaçlanmıştır. Bu çalışmanın hipotezi olan PİSA materyalinin LDS materyaline alternatif bir hibrit abutment materyali olabileceği; PİSA'nın LDS'ye kıyasla daha düşük bükülme, rezin simana bağlanma ve kırılma direnci değerleri ortaya koyması nedeniyle reddedilmiştir.

Bir materyalin klinik başarısı veya başarısızlığı herhangi bir özellik ile belirlenemezken; bükülme direnci gibi parametreler, simüle edilmiş oklüzal stres altında materyalin dinamik davranışları hakkında bilgi sağlamaktadır (Charlton ve diğerleri, 2008). Tüm bu parametreler, aynı zamanda basma, çekme ve makaslama kuvvetlerini bir arada uygulayabilen 3 nokta bükülme testi ile hesaplanabilmektedir. Bükülme direnci ölçümü, bir materyalin uygulanan kuvvete karşı, kırılma noktasına kadar eğilerek gösterdiği direnci

değerlendirmek için kullanılabilir (Bouschlicher ve diğerleri, 1999; Irie ve diğerleri, 2008; Manhart ve diğerleri, 2000).

LDS ve PİSA materyallerinin üç nokta bükülme dirençleri literatürde birçok araştırmada incelenmiştir (Albero ve diğerleri, 2015; Coldea ve diğerleri, 2013b; Goujat ve diğerleri, 2018). Facenda ve diğerlerinin (2018), PİSA materyalinin mekanik özelliklerini inceleyen araştırmaları değerlendirdikleri derlemelerinde, materyalin üç nokta bükülme direncinin 124 MPa - 213.1 MPa (Argyrou ve diğerleri, 2016; Petrini ve diğerleri, 2013) arasında değiştiğini tespit etmişlerdir. Bu tez çalışmasında da PİSA materyalinde elde edilen ortalama üç nokta bükülme direnci değeri, daha önce bildirilen (Facenda ve diğerleri, 2018) değerler aralığında olan 136.1 MPa olarak tespit edilmiştir.

Coldea ve diğerleri (2013b), PİSA materyalinin üç nokta bükülme direncini farklı seramik materyalleriyle karşılaştırmıştır. En yüksek üç nokta bükülme direnci değerini zirkonya materyali (Y-TZP) (1358 MPa) gösterirken, bu sıralamayı cam-infiltrate alümina bazlı seramik (402MPa), lityum disilikat cam-seramik (344 MPa), PİSA (158 MPa) ve feldspatik seramik (Mark II: 137 MPa ve VM9: 121 MPa) izlemiştir.

Argyrou ve diğerleri (2016), PİSA (124 MPa) ve feldspatik seramik materyali (120 MPa) ile karşılaştırıldığında daha yüksek üç nokta bükülme direnci değerleri gösteren nano seramik rezin (170 MPa) ve lösit içerikli camlı seramik materyalinin (159 MPa) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte, PİSA, rezin nano seramik ve CAD-CAM sistemlerinde frezelenebilen diğer seramik materyallerinin mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada (Albero ve diğerleri, 2015), LDS seramiği en yüksek üç nokta bükülme direnci değerini gösterirken, PİSA ile rezin nano seramik materyali arasında istatistiksel olarak

anlamalı bir fark bulunamamıştır. PİSA materyalinin feldspatik seramikten daha yüksek bükülme direnci kuvveti gösterdiği rapor edilmiştir.

Literatürdeki mevcut araştırmalarla (Albero ve diğerleri, 2015; Argyrou ve diğerleri, 2016; Coldea ve diğerleri, 2013b; Goujat ve diğerleri, 2018; Stawarczyk ve diğerleri, 2015) benzer şekilde bu tez çalışmasında da LDS' nin ortalama üç nokta bükülme direnci değerleri (294 MPa), PİSA'dan (136 MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur.

Polimer esaslı materyaller, seramiklere kıyasla daha iyi bükülme özelliği sergilemektedirler. Bu materyallerin bükülme direnci testi sonucunda, yüksek bükülme direnci ile birlikte düşük bükülme modülü elde edilmektedir. Bu kombinasyon, materyalin kırılmadan önce uğrayacağı elastik deformasyon özelliğini arttırmakta; böylece materyal, daha az kırılğan ve daha esnek bir hale gelmektedir. Seramikler ise, daha yüksek bükülme direnci ile birlikte daha yüksek bükülme modülü de sergilemektedirler. Bir kuvvete maruz kaldıklarında, deformasyona uğramadan stresi absorbe ettiklerinden, daha az esnek ve daha kırılğandırılar. Polimer esaslı materyaller ile seramiklerin elastik özellikleri arasındaki bu farklılık, rezin içeriğinden kaynaklanmaktadır (Awada ve Nathanson, 2015). Literatürde bükülme dirençleri karşılaştırıldığında, PİSA'nın, feldspatik seramiğe göre daha yüksek (Argyrou ve diğerleri, 2016; Awada ve Nathanson, 2015); rezin nanoseramiklere (Lava Ultimate, Cerasmart) göre daha düşük bükülme direnci göstermesi (Awada ve Nathanson, 2015; Stawarczyk ve diğerleri, 2015), rezin içeriğinin bahsedilen materyallere göre daha az olmasından kaynaklandığı öne sürülebilir. LDS, PİSA'ya göre daha yüksek bükülme modülü göstermesine rağmen daha yüksek bükülme direnci de ortaya koymaktadır (Goujat ve diğerleri, 2018). Bu bulgu, LDS'nin yapısındaki kristallerin düzenli bir dağılım göstermesi ile açıklanabilir.

Termal siklus uygulaması kullanılarak yaşlandırma yapılması, dental materyallerin ağız içerisindeki koşullara karşı dirençlerini değerlendirmek için kullanılan yaygın bir protokoldür. Termal siklus uygulaması, tam olarak gerçek durumu simüle etmese de; en azından, bu tür materyallerin termal strese maruz kaldıklarındaki davranışlarını değerlendirmek için kullanılabilir (Peampring ve Sanohlan, 2014). Restoratif materyallerin su içerisinde termal siklus uygulanarak veya uygulanmayarak bekletilmesinin, bükülme direncini zayıflatabilecek küçük çatlakların büyümesine yol açarak bükülme direncini zayıflatabileceği bildirilmiştir (Peampring ve Sanohlan, 2014). Ancak, literatürde termal siklus uygulamasının LDS ve PİSA seramiklerinin bükülme dirençleri üzerinde etkili olup olmadığı hakkında bilgi sınırlıdır (Peampring ve Sanohlan, 2014). Bu nedenle, bu çalışmada termal siklus uygulamasının, değerlendirilen parametrelere etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasında kullanılan termal siklus protokolü, önceki çalışmalarda kullanılan protokol ile uyumlu olarak sıcaklık 5 - 55°C arasında uygulanmıştır (Gale ve Darvell, 1999; Peampring ve Sanohlan, 2014). Onbin döngü uygulaması, yaklaşık bir yıl boyunca ağızda gerçekleşen termal değişim döngüsünü simüle etmektedir (Gale ve Darvell, 1999). Mevcut tez çalışmasında, termal siklus uygulaması LDS ve PİSA'nın bükülme direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişikliğe yol açmamıştır.

Ferracane ve diğerleri (1998), rezin içerikli materyallere termal siklus uygulaması veya su içerisinde bekletilmesi sonucu, suyun rezin matriks içerisine penetre olmasından dolayı polimerin yumuşamasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca rezin matriks içine absorbe edilen suyun, matriks ile doldurucular arasında kimyasal bağlanmayı sağlayan silan bağlanma ajanının hidrolizine neden olabileceği de öne sürülmüştür (Powers

ve Sakaguchi, 2012, s.79). Ancak, bu çalışmanın bulgularını destekler şekilde, PISA materyalinin seramik içeriğinin ve birbirine bağlı mikro yapısının hidrolitik bozunmayı önleyerek termal siklus uygulamasına karşı direnç gösterdiği literatürde (Tsujimoto ve diğerleri, 2017; Lauvahutanon ve diğerleri, 2014) belirtilmiştir. Seramiklerin ise rezin yapıya sahip olmadıkları için, termal siklusa ve su absorpsiyonuna karşı daha dirençli oldukları düşünülmektedir. Ancak, Gonzaga ve diğerleri (2011), termal yaşlandırma işlemi uygulanmış LDS materyalinin diğer seramik materyallerine göre küçük çatlakların büyümesine daha yatkın olduğunu rapor etmiştir. Mevcut tez çalışmasında, termal siklusun LDS'nin bükülme direnci üzerine etkisi bulunmamakla birlikte örnekler termal siklus sonrası tarama elektron mikroskobu altında incelenmediği için mikro-yapıdaki etkiler belirlenememiştir. Sonraki araştırmalarda incelenmesi, termal siklusun test edilen materyaller üzerindeki etkisinin değerlendirilmesinde daha faydalı olacaktır.

Hibrit abutmentlerin kırılmaya karşı direnci; titanyum içyapı - seramik koping arasındaki bağlantıdan ve seramik kopingin mekanik özelliklerinden doğrudan etkilenmektedir. Bu iki parçalı tasarımın başarısının, titanyum ve seramik parçalar arasındaki uyuma bağlı olduğu bilinmektedir (Gehrke ve diğerleri, 2015). Bu nedenle, bu tez çalışmasında; adeziv rezin siman ile hibrit abutment materyalinin arasındaki mikro-makaslama bağlanma direnci ve termal siklus uygulamasının mikro-makaslama bağlanma direnci üzerindeki etkisi araştırılmıştır.

Bağlanma direnci değerlerinin, uygulanacak yüzeye olduğu kadar adeziv sistemlere de bağlı olduğu bildirilmiştir (Yousry ve diğerleri, 2011). Uludamar ve diğerleri (2011), zirkonya benzeri yüksek dayanıklılığa sahip tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında, geleneksel simanlardan yararlanılabileceğini belirtmişlerdir. Diğer yandan, çinko polikarboksilat,

çinko fosfat ve cam iyonmer simanların; sertleşmeleri sırasında seramik restorasyonlarda ortaya çıkabilecek çatlakları arttıran bir reaksiyon gerçekleştirmeleri sebebiyle, tam seramik restorasyonların simantasyonunda önerilmediği belirtilmiştir (Conrad ve diğerleri, 2007).

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda; ışıkla, *dual* (hem ılık hem kimyasal) veya kimyasal (otopolimerizan) olarak sertleşen rezin simanların kullanılabildiği bilinmektedir (Türkoğlu ve diğerleri, 2010; Uludamar ve diğerleri, 2011). Işıkla sertleşen rezin simanlar; çalışma süresinin uzun olması ve renk stabilitesi avantajı gibi özellikleriyle, tam seramik restorasyonların simantasyonunda genellikle kullanılmaktadır. Ancak, kalın restorasyon varlığında bu materyallerin, polimerizasyonunun yetersiz olması gibi bir dezavantajı bulunmaktadır (Uludamar ve diğerleri, 2011; Usumez ve Aykent, 2003). Buna karşın, *dual-cure* adeziv rezin simanlar, ışıkla polimerize olan simanlardaki polimerizasyon yetersizliğini önlemek için geliştirilmiştir.

Titanyum içyapı üzerine seramik uygulanan iki parçalı abutment tasarımlarında da rezin siman uygulaması önerilmektedir. Sellers ve diğerleri (2017), 6 farklı simanın termal siklus öncesi ve sonrası kron ve abutment arasındaki bağlanma direncini değerlendirdikleri çalışmada, Multilink Hybrid Abutment rezin simanın termal siklus uygulamasından sonra en iyi bağlanma değeri gösteren rezin siman olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle, bu tez çalışmasında; teknik olarak daha az hassasiyet gerektiren ve daha yüksek bağlanma direnci değerleri gösteren *self-etch* rezin siman olan Multilink Hybrid Abutment'in kullanımı tercih edilmiştir.

Seramik yüzeyine hidroflorik asit uygulamasının, camsı matriksi çözdüğü ve lityum disilikat kristallerini ortaya çıkardığı ve böylece hem mikro mekanik kilitlenme hem de kimyasal bağlanma için kalıcı ve aktif bir yüzey oluşturduğu rapor edilmiştir (El-Damanhoury ve Gaintantzopoulou, 2018; Lise ve diğerleri, 2015). Duarte ve diğerleri (2016), PİSA materyaline asit

uygulamasının da, hem polimer hem de camı matriksin çözünmesini ve yüzeyde mikro gözenekler oluşmasını sağladığını belirtmişlerdir. Buna rağmen LDS seramiğinde tespit edilen daha yüksek bağlanma direnci değerleri, malzemenin silika içeriğinin artması ile ve lityum disilikat kristalleri ile silan bağlama ajanı arasındaki kimyasal bağlanmanın daha iyi olması ile ilişkilendirilebilir. El-Damanhoury ve Gaintantzopoulou (2018), PİSA materyalinde daha pürüzlü yüzeyler elde edilmiş olmasına rağmen, LDS seramiğinin daha yüksek bağlanma direnci değerini gösterdiğini ve bu durumun; hidrofobik rezin ile LDS seramiği arasındaki kimyasal bağlanmanın, PİSA materyalinde izlenen daha fazla pürüzlü yüzey ile rezin siman arasındaki mikro mekanik kilitlenmeden daha iyi bağlanma sağlaması ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasının bir limitasyonu olarak, yüzey işleminden sonra örneklerin yüzey pürüzlülükleri değerlendirilmemiştir. Sonraki çalışmalarda, yüzey pürüzlülüğünün de incelenmesi, rezin siman ile test edilen materyaller arasındaki bağlanma mekanizmasının daha iyi anlaşılmasını sağlayacaktır.

Termal siklus uygulanmamış LDS ve PİSA örnekleri için en çok karşılaşılan başarısızlık türü, adeziv yani rezin siman ile seramik arasında görülen kopma türüdür. Bununla birlikte, koheziv yani rezin simanın kendi içerisindeki kopma türüne ve hem adeziv hem koheziv birlikte görülen karışık kopma türlerine de rastlanmıştır. Adeziv kopma, doğrudan bağlanma ara yüzü ile ilgilidir. Ancak koheziv kopma ise daha iyi bir bağlanma direncine işaret eden, bağlanma yüzeyinden ziyade rezin materyalin kendi içerisindeki bir mikro yapısal hata nedeniyle oluşan kopmadan kaynaklanır (Triolo ve Swift, 1992). Bu nedenle, yüksek bağlanma direnci değerlerinin elde edildiği örneklerde genellikle koheziv ya da karışık kopma izlenmektedir. Stawarczyk ve diğerleri (2012), koheziv kopmanın, rezin materyalinin kendi içerisindeki

bağlanma direncini aşan yüksek kuvvet uygulaması ile de oluşabileceğini açıklamıştır. Bu tez çalışmasında, termal siklus uygulanmamış LDS örneklerde PİSA'ya göre daha fazla oranda koheziv başarısızlık tespit edilmiştir. Bu bulgu LDS örneklerinde tespit edilen yüksek bağlanma direnci değerlerini de destekler niteliktedir.

Termal siklus uygulamasının rezin siman ile restoratif materyaller arasındaki bağlanma direncine olumsuz etki gösterdiği önceki çalışmalarda rapor edilmiştir. Guarda ve diğerleri (2013), hidroflorik asit ve termal siklus uygulamasının LDS seramiğinin rezin siman ile bağlanma direnci üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmada, termal siklus uygulamasının LDS seramiğinin bağlanma direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalmaya neden olduğunu belirtmişlerdir. Termal siklus uygulamasının PİSA materyali ile rezin siman arasındaki bağlanma direncinde azalmaya yol açtığı da tespit edilmiştir (Campos ve diğerleri, 2016; Cekic-Nagas ve diğerleri, 2016). Bu tez çalışmasında da, termal siklus uygulanan LDS ve PİSA örneklerinde bağlanma direnci değerleri anlamlı derecede azalmış ve materyaller kıyaslandığında, termal siklus uygulaması sonrası bağlanma direnci değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı tespit edilmiştir. Ayrıca her iki materyalde de, termal siklus uygulanan örneklerde adeziv başarısızlığın arttığı bulgulanmıştır. Termal siklus uygulamasının, rezin siman ile seramik arasındaki mikro-makaslama bağlanma direnci değerlerinde önemli derecede düşüş göstermesinin sebebinin; rezin simanın su absorpsiyonuna bağlı olarak silan bağlanma ajanının hidrolitik bozunmasından ve rezin simanın plastikleşmesinin, seramik ve rezin siman arasındaki bağlanma yüzey alanını olumsuz bir şekilde etkilenmesinden kaynaklanabileceği belirtilmiştir (Peumans ve diğerleri, 2007).

Farklı abutment materyallerinin karşılaştırılmasında kırılma direnci testi yaygın olarak kullanılmaktadır (Elsayed ve diğerleri, 2017a; Elsayed ve diğerleri, 2017b; Foong ve diğerleri, 2013; Gehrke ve diğerleri, 2015; Guilherme ve diğerleri, 2017). Kırılma direnci testi, implant-abutment bağlantısını; titanyum içyapı-seramik yapı bağlantısını ve oklüzal kuvvetin yönünü simüle etmesi açısından bu tez çalışmasında tercih edilmiştir. Dental implantların dinamik kırılma testine yönelik ISO 14801 yönergeleri, en kötü koşullarını taklit etmek için implantta 3 mm kemik kaybı olmasını önermektedir. Bu nedenle implant, boyun bölgesi ile içine gömüldüğü akrilik rezinin üst kısmı arasında 3 mm mesafe olacak şekilde konumlandırılmıştır. Bununla birlikte, seramik abutmentini test eden birkaç çalışma bu yönergeleri takip etmemiş ve normal koşulların bir simülasyonunu kullanmıştır (Elsayed ve diğerleri, 2017a; Mitsias ve diğerleri, 2014; Protopapadaki ve diğerleri, 2013). Bu tez çalışmasında normal bir durumdan ziyade, ISO standartlarına uygun şekilde hareket edilmiştir.

Termal siklus uygulanmamış hibrit abutmentlerin kırılma dirençleri karşılaştırıldığında, LDS abutmentlerin PİSA abutmentlere göre anlamlı derecede daha yüksek değerler gösterdiği tespit edilmiştir. LDS seramiği yüksek başlangıç kuvvetine sahip olmasına karşın, kırılma özelliğinden dolayı, ağız içerisindeki koşullara bağlı olarak materyalde spontan kırıkların oluşabileceği bildirilmiştir (Stawarczyk ve diğerleri, 2015). Diğer yandan, polimer içeren materyallerin yüksek başlangıç kuvveti göstermemesine rağmen materyalin nispeten elastik mikro yapısının, mekanik yorgunluk sonucu ortaya çıkan çatlamanın yayılmasını önleyebileceği belirtilmiştir (Lawson ve diğerleri, 2016). Bu nedenle, bu tez çalışmasında; LDS ve PİSA hibrit abutmentlerin termal siklus uygulaması sonrası da kırılma dirençlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Termal siklus uygulamasının, her iki

materyalden üretilen hibrit abutmentlerin kırılma direncini önemli ölçüde azalttığı gözlenmiştir.

Kern ve Wegner (1998), termal siklus uygulamasının, seramik örneklerde katastrofik başarısızlıkla sonuçlanan çatlakların başlamasına neden olan gerilme streslerini oluşturabileceğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte, bu tez çalışmasında, termal siklus uygulanmış abutmentler daha düşük kırılma direnci değerleri gösterirken, bar örneklerin bükülme direnci termal siklus uygulamasından etkilenmemiştir. Güngör ve diğerleri (2016), termal siklus uygulamasının rezin siman materyali üzerinde negatif etki yaratarak simanın bozunmasına ve retansiyon özelliğinde önemli derecede azalmaya neden olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle, bu çalışmada termal siklus sonrası hibrit abutmentlerin kırılma dirençlerindeki azalma rezin siman bozunmasına bağlanabilir. Bu bozunma, titanyum içyapı-seramik koping arasında kuvvet aktarımını etkileyen adezyon kaybına neden olarak ara yüzdeki yük transferini olumsuz etkileyebilir (Yang ve diğerleri, 2014). Bu bilgilere paralel olarak, bu tez çalışmasında; termal siklus uygulanmış hibrit abutmentlerde seramik yapının, titanyum içyapıdan ayrıldığı makroskopik olarak gözlemlenmiştir (Şekil 4.6).

Kesici dişlere gelen maksimum oklüzal kuvvetlerin değerlerinin 90 N'dan 370 N'a kadar değişen oranlarda olduğu bildirilmiştir (Yang ve diğerleri, 2014). Termal siklus uygulanmayan ve termal siklus uygulanmış LDS seramik grupları için kırılma sırasıyla, 366.5 - 495.4 N ve 269.7 - 375 N arasındaki bir kuvvet aralığında meydana gelmiştir. Bu tez çalışmasında, termal siklus uygulanmış LDS ve PİSA gruplarının kırılmaya karşı direnç değerlerinin, normal oklüzal kuvvetlerin altında olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte, bu tez çalışmasında; hibrit abutment materyalinin direnci üzerine yoğunlaştığı için hibrit abutmentler üzerine kron restorasyonları

uygulanmamıştır. Çünkü kırılma direnci testi sırasında, kron materyalinde ve/veya kron-abutment ara yüzünde ortaya çıkabilecek başarısızlıkların elimine edilmesi amaçlanmıştır. Bu nedenle, abutmentler kronlarla desteklendiğinde daha yüksek kırılma direnci değerleri elde edilebilir.

Titanyum ve zirkonya abutmentlerin değerlendirildiği önceki çalışmalarda; kırılma direnci testinden sonra, vida ve/veya abutmentte metal deformasyonu ve vida kırığı oluşabileceği bildirilmiştir (Alsahhaf ve diğerleri, 2017; Elsayed ve diğerleri, 2017a; Yılmaz ve diğerleri, 2015). Bu tez çalışmasında ise, seramik materyal yapısında kırılmalar tespit edilmiş olup, titanyum içyapıda ve vidada kırılmalar gözlenmemiştir. Kim ve diğerleri (2009), vida kırıklarının 650 N ve üzerindeki yüklerde meydana geldiğini belirtmiştir. Vida kırığına neden olduğu söylenen kuvvetlerin bu tez çalışmasında tespit edilen kırılma kuvvetlerinin üstünde olması nedeniyle vida kırıklarına rastlanmadığı düşünülmektedir.

Bu çalışmada, implantlar bir PVC halka tarafından desteklenen akrilik rezine gömülmüştür. İmplantların veya implant analoglarının otopolimerize akrilik rezine gömülüp stabil edilmesi, birkaç in vitro çalışma ile desteklenmiştir (Butz ve diğerleri, 2005; Nothdurft ve diğerleri, 2011). Daha iyi bir stres dağılımı etkisine sahip olabileceğinden, anterior maksillada alveolar kemiğe daha yakın esneklik modülüne sahip bir materyalin kullanılması faydalı olabilir. Ayrıca in vitro çalışmalar da dinamik oklüzal hareketlerin tam olarak simüle edilmesi mümkün değildir. Bu çalışmada, sınıf I oklüzyonda 150 derecelik bir interinsizal açıyı temsil etmek için, yük 30°'lik bir temas açıyla abutmentin insizal kenarının 1 mm altındaki bölgeye uygulanmıştır. Yapılan diğer çalışmalarda da, 30 - 60° temas açıları kullanılmıştır (Gehrke ve diğerleri, 2015; Elsayed ve diğerleri, 2017a; Yılmaz ve diğerleri, 2015). Farklı oklüzyon tiplerinde, farklı açılarla gelen oklüzal

yüklerin kuvvet dağılımını ve kırılma direncini etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu çalışmada kullanılan test yöntemleri ile ilgili bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Seramik materyallerin bükülme dirençleri uniaksiyel veya biaksiyel bükülme direnci testleri ile değerlendirilebilmektedir. ISO'da bu tip testleri önermektedir (Jin ve diğerleri, 2004). Tüm testlerde kırılma gerçekleşene kadar örnekler statik bir kuvvet uygulanmaktadır. Seramik örneklerin, kenar veya yüzey işlemi hasara karşı çok duyarlıdır (Ritter, 1995). Uniaksiyel test yöntemleri yaygın olarak kullanılmasına rağmen, örnek kenarlarında meydana gelebilecek çatlaklar veya defektler örneğin daha erken kırılmasına neden olmaktadır ve bu yüzden bu testlerin biaksiyel teste göre daha az etkili olduğu belirtilmektedir (Jin ve diğerleri, 2004). Uniaksiyel testlerde, bir diskin merkeze yerleştirildiği biaksiyel bükülme direnci testine göre kenar hatası olasılığının azaltıldığı düşünülmektedir (Anusavice ve diğerleri, 2007). CAD-CAM bloklarının çoğunluğunun dikdörtgen şeklinde mevcut olması biaksiyel testlerin uygulanmasında sorun olmaktadır. Bu blokların standart 10 mm'lik destek açıklığı üzerinde test edilmek üzere 12 mm'den az olmayacak silindirik bir şekilde kazınması gerekmektedir. Ortalama bloğun genişliğinin ve/veya derinliğinin 12 - 14 mm arasında olduğu dikkate alındığında, biaksiyel bükülme testi için gerekli örneğin hazırlanmasında zorluklar ortaya çıkmaktadır. Bununla birlikte, Della Bona ve diğerleri (2003), 1995 yılında yayınlanan örnek hazırlama standardının revize ederek örneklerin çubuk şeklinde hazırlanmasını ve kenarlarının yuvarlatılmasını önermiştir. Bu nedenle bu tez çalışmasında biaksiyel bükülme testi yerine uniaksiyel bükülme testi tercih edilmiştir.

Uniaksiyel bükülme direnci test grubu içerisinde yer alan üç nokta ve dört nokta bükülme direncinde, kuvvetler örnekler vertikal bir şekilde

uygulanmaktadır (Xu ve diğeri, 2015). Üç nokta bükülme direnci testinde örnekler uniform olmayan merkezi bir kuvvete maruz kalırken, dört nokta bükülme direnci testinde örnekler uniform bir kuvvete maruz kalmaktadır. Her iki testin bulguları arasında bir korelasyon bulunmamaktadır (Jin ve diğeri, 2014). Bu tez çalışmasında, CAD-CAM blok boyutlarındaki sınırlamalar nedeniyle literatürdeki diğeri çalışmalarda olduğu gibi üç nokta bükülme direnci testi, ISO 6872:2015'deki yönergeler takip edilerek ancak test düzeneğindeki mesafeler küçültülerek uygulanmıştır. Blok boyutlarının sınırlamalarının üstesinden gelmek için, son yıllarda dikdörtgen plaka geometrisi ile daha küçük test örnekleri gerektiren yeni bir bükülme direnci test yöntemi olan biaksiyel test yöntemi ortaya konmuştur (Awada ve diğeri, 2015). Sonraki çalışmalarda bu test yöntemi kullanılabilir.

Bağlanma direnci testleri, oral ortamda ortaya çıkabilecek olası kuvvetleri taklit ederek, materyallerin direncini değerlendirmek için kullanılan testlerdir (Ayaz ve diğeri, 2011). Bağlanma direnci, bağlanan kesit alanında kopmanın olduğu anda ölçülen kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Bağlanma direnci testleri, uygulanan kuvvetin yönüne göre gerilim ve makaslama olarak sınıflandırılmaktadır (De Munck ve diğeri, 2005; Oilo, 1993). Restorasyon yüzeyine paralel yönde uygulanan kuvvetler makaslama stresleri olarak belirtilirken, dik yönde gelenler ise gerilim stresleri olarak bildirilmiştir (Orhan ve Öz, 2011). Materyallerin farklı örneklerle bağlanma dirençlerini değerlendirmede, makaslama bağlanma direnci testi geçerli ve güvenilir bir test metodudur (Bedran-de-Castro ve diğeri, 2004). 1990'lı yıllara kadar bağlanma direnci testleri; genellikle 3-6 mm çapında, restorasyon boyutlarına yakın ve geniş bağlanma yüzeylerine uygulanmaktaydı. Bu geniş bağlanma yüzeyleri olan örneklerle uygulanan testlere, makro testler adı verilmektedir (Karasu ve Sertgöz, 2012). Ancak daha

düşük bir kuvvet uygulanmasıyla, örneklerdeki bağlanma alanının büyük olmasından dolayı koheziv başarısızlık görülme olasılığı artmaktadır. Küçük bağlanma yüzeylerinde ise stres dağılımı daha homojen olduğundan bu olasılık ortadan kalkmaktadır. Bu nedenle, bu sınırlamaları aşmak için yapılan çalışmalarla, daha küçük bağlanma yüzeyleri bulunan örnekler kullanılmaya yönelinmiş ve mikro-gerilim ve mikro-makaslama testleri geliştirilmiştir (Pashley ve diğerleri, 1995; Van Meerbeek ve diğerleri, 2003).

Bağlanma direnci değerlendirmesi için uygun test yönteminin; yüksek bağlanma direnci değerlerini, homojen stres dağılımını ve adeziv başarısızlıkları kapsaması gerekmektedir. Ancak, şu ana kadar hiçbir test yöntemi ideal kabul edilememiştir (Campos ve diğerleri, 2018). Mikro bağlanma direnci testlerinin makro bağlanma direnci testlerine göre bazı avantajları bulunmaktadır. Mikro bağlanma direnci testlerinde; daha yüksek oranda adeziv hataları, daha düşük değişkenlik katsayıları ve aynı materyalin farklı alanlarını değerlendirmenin mümkün olduğu belirtilmiştir (Armstrong ve diğerleri, 2010; Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Mikro-makaslama testlerinde kuvvet uygulaması, makro makaslama testlerinde olduğu gibi bıçak yardımıyla yapılabildiği gibi ince bir tel yardımıyla da yapılabilmektedir. Makro testlerde görülebilen bıçak pozisyonlandırma problemlerinin önüne geçmek, bir seramik kesitine birden fazla örnek yerleştirilebilmesi ve daha önceden de belirtildiği gibi stres dağılımının makro testlere göre daha homojen olması nedeniyle bu tez çalışmasında; makro test yerine mikro-makaslama testi tercih edilmiştir.

Mikro-çekme ve mikro-makaslama bağlanma direnci testleri genellikle rezin siman ile restoratif materyaller arasındaki bağlanma direncini değerlendirmek için kullanılmaktadır. Özyeşil ve diğerleri (2009), mikro-çekme ve mikro-makaslama testlerinin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak

anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Mikro-çekme testinde örnek hazırlanmasının daha hassas olması ve mikro-makaslama bağlanma direnci testinin daha az örnek sayısı gerektirmesi (Foong ve diğerleri, 2006; Van Meerbeek ve diğerleri, 2010) gibi avantajları bulunmaktadır. Ayrıca, makaslama kuvvetlerinin klinik koşullara daha yakın olduğu kabul edilmektedir (Cardoso ve diğerleri, 1998).

Bağlanma direnci testlerinde; uygulanacak kuvvetin kullanılacak 2 farklı materyal arasındaki bağlanma yüzeyinde yoğunlaştırılması önemli olup mikro-makaslama testinde, uygulanacak kuvvet istenen test bölgesine mümkün olduğunca yakın uygulanabilmektedir (El Zohairy ve diğerleri, 2010). Cekic-Nagas ve diğerleri (2016), farklı rezin simanlar ile CAD-CAM seramik blokları arasındaki mikro-makaslama bağlanma direncini değerlendirdikleri bir çalışmada; mikro-makaslama testinin, CAD-CAM seramiğinin rezin simana bağlanma direncini değerlendirmek için en uygun yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle bu tez çalışmasında bağlanma direncini ölçmek için mikro-makaslama testi kullanılmıştır.

Öte yandan; örneklerin şekilleri, kuvvetin yönü ve ilgili materyallerin elastisite modülleri, mikro-makaslama testi değerleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir ve bulguların daha değişken olmasına neden olduğu bildirilmiştir. Ancak mikro-gerilim ve mikro-itme testlerinin, mikro-makaslama testine kıyasla daha güvenilir sonuçlar verdiği rapor edilmiştir (Otani ve diğerleri, 2015). Güncel araştırmalarda, uniform stres konsantrasyonu ve adeziv başarısızlık için, mikro-itme testinin kullanılması önerilmektedir (Campos ve diğerleri, 2018). Bu nedenle sonraki çalışmalarda bağlanma direncinin değerlendirilmesinde mikro-itme bağlanma direnci testi kullanılması faydalı olabilir.

Bu tez çalışmasında; kullanılan test metodlarının limitasyonları düşünüldüğünde, elde edilen bulguların klinik koşullarla direk ilişkisinin kurulamayacağı ancak test edilen materyalin mekanik özellikleri hakkında bir fikir verebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu tez çalışmasında hibrit abutment materyali olarak sadece LDS ve PİSA kullanılmıştır. Ancak zirkonyanın, hibrit abutmentler için kullanılan diğer seramik materyalleri arasında daha yüksek yük kapasitesi ve güvenilirlik gösterdiği belirtilmiştir (Guilherme ve diğerleri, 2017). Zirkonya abutmentlere kuvvet uygulamasından sonra titanyum içyapıda deformasyon gözlenmiş olması, zirkonyum seramiğinin daha yüksek kırılma direncine işaret etmektedir.

Bu nedenle, daha sonraki çalışmalarda, hibrit abutmentler için zirkonya ve rezin matriks seramikleri dahil edilmek üzere, farklı seramik ve seramik benzeri materyallerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesi faydalı olacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılabilmektedir:

1. Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış LDS seramiğinin üç nokta bükülme direnci PİSA materyalinden anlamlı derecede daha yüksektir. Materyaller kendi içlerinde değerlendirdiklerinde, termal siklus uygulamasının bükülme direncinde anlamlı bir değişiklik oluşturmadığı görülmüştür.
2. Termal siklus uygulaması yapılmamış LDS seramiği ile rezin siman arasındaki mikro-makaslama bağlanma direnci, PİSA ve rezin siman arasındaki bağlanma direncinden daha yüksektir.
3. Termal siklus uygulaması her iki materyalin rezin simana olan bağlantısını anlamlı derecede azaltmıştır. Termal siklus uygulanan LDS ve PİSA materyallerinin rezin simana bağlanma dirençleri arasında fark bulunamamıştır.
4. Termal siklus uygulanan ve uygulanmayan LDS hibrit abutmentlerin kırılma direnci PİSA hibrit abutmentlerden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Termal siklus uygulaması her iki materyalin de kırılma direncinde anlamlı bir azalmaya yol açmıştır.
5. Makroskopik değerlendirmelere göre, termal siklus uygulanan hibrit abutmentlerde başarısızlık seramik kopingin titanyum içyapıdan tamamen ayrılması olarak tespit edilirken, termal siklus uygulanmamış abutmentlerde başarısızlık seramik materyalinde koheziv türde görülmüştür.

Bu sonuçların ışığında, PISA materyalinin mekanik direnç ve bağlanma özellikleri açısından LDS seramiğine alternatif bir hibrit materyali olabileceği düşünülmemektedir. Ancak mevcut tez çalışmasının limitasyonları göz önünde bulundurulduğunda, değerlendirilen materyalin farklı test yöntemleri de kullanılarak incelenmesinin faydalı olacağı inancındayız. Sonraki çalışmalarda abutment tasarımlarının değiştirilerek dirençlerinin değerlendirilmesi ve uygulanan testler sonrası örnek yüzeylerinin tarama elektron mikroskobu altında incelenmesi bulguların daha geniş bir tabanda değerlendirilmesini sağlayacaktır.

Diş hekimliğinin her alanında olduğu gibi, implant diş hekimliğinde de, estetik ve mekanik özellikler açısından ideal restoratif materyal arayışı devam etmektedir. Günümüzde mekanik direnci ile seramik materyaller arasında eşsiz bir yeri olan zirkonyaya daha estetik alternatifler üretilmeye çalışılmaktadır. Zirkonya ile birlikte daha farklı restoratif materyallerin de çalışmaya dahil edilmesi ve farklı yapıştırma simanlarının karşılaştırılması sonraki çalışma hedeflerimizden birini oluşturmaktadır.

KAYNAKLAR

- Abd El-Ghany, O.S. ve Sherief, A.H. (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Future Dental Journal*, 2(2), 55–64.
- Aboushelib, M.N., De Jager, N., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A.J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic reestorations. *Dental Materials*, 21(10), 984-991.
- Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A.J. (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 401–408.
- Al-Dohan, H.M., Yaman, P., Dennison, J.B., Razzoog, M.E. ve Lang, B.R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 349–355.
- Al-Makramani, B.M.A., Razak, A.A.A. ve Abu-Hassan, M.I. (2008). Effect of luting cements on the compressive strength of Turkom-Cera all-ceramic copings. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 9(2), 33–40.
- Albakry, M., Guazzato, M. ve Swain, M.V. (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 32(2), 91–99.
- Albero, A., Pascual, A., Camps, I. ve Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(4), 495–500.
- Alghazzawi, T.F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84.
- Allen, P.F. ve McMillan, A.S. (2003). A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete

removable dentures. *Clinical Oral Implants Research*, 14(2), 173–179.

Alsahhaf, A., Christopher, B., Vach, K. ve Kohal, R.J. (2017). Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 66, 224–232.

Andersson, B., Glauser, R., Maglione, M. ve Taylor, A. (2003). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *The International Journal of Prosthodontics*, 16(6), 640–646.

Anusavice, K.J., Shen, C. ve Rawls, H.R. (2013). *Philips' Science of Dental Materials* (12.basım). St.Louis: Elsevier Inc.

Anusavice, K.J., Kakar, K. ve Ferree, N. (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 218–231.

Apicella, D., Veltri, M., Chieffi, N., Polimeni, A., Giovannetti, A. ve Ferrari, M. (2010). Implant adaptation of stock abutments versus CAD/CAM abutments: a radiographic and Scanning Electron Microscopy study. *Annali Di Stomatologia*, 1(3–4), 9–13.

Arat, Bilhan, S. ve Bilhan, H. (2012). Hibrit protezler: Hekimler için cankurtaran bir tedavi çözümü. *İstanbul Dişhekimleri Odası Dergisi*, 142(1), 48-50.

Argyrou, R., Thompson, G.A., Cho, S.-H. ve Berzins, D.W. (2016). Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 397–403.

Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L.H.A., Soares, C.J. ve

- Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), 50-62.
- Arnetzl, G. ve Arnetzl, G.V. (2015). Hybrid materials offer new perspectives. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 177-186.
- Aslam, A. ve Ahmed, B. (2016). Platform-Switching to Preserve Peri-Implant Bone: A Meta-Analysis. *Journal of the College of Physicians and Surgeons--Pakistan : JCPSP*, 26(4), 315-319.
- Awada, A. ve Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587-593.
- Ayaz, F., Tagtekin, D. ve Yanıkoğlu, F. (2011). Dentin bonding and evaluation methods. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 4, 49-56.
- Babu, P.J., Alla, R.K., Alluri, V.R., Datla, S.R. ve Konakanchi, A. (2015). Dental Ceramics: Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3(1), 13-18.
- Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F.L. ve Scotti, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(1), 6-12.
- Bedran-de-Castro, A.K.B., Cardoso, P.E.C., Ambrosano, G.M.B. ve Pimenta, L.A.F. (2004). Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Operative Dentistry*, 29(1), 42-48.
- Behr, M., Rosentritt, M., Bettermann, K. ve Handel, G. (2006). The influence of electron beam irradiation on the shear bond strength of glass-reinforced frameworks and veneer composites. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 17(7), 659-665.

- Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M.R., Petschelt, A., Peterlik, H. ve diğçerleri (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 33(1), 84–98.
- Bertolini, M.D.M.E., Kempen, J., Lourenço, E.J.V. ve Telles, D.D.M. (2014). The use of CAD/CAM technology to fabricate a custom ceramic implant abutment: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(5), 362–366.
- Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511.
- Bhat, V., Prasad, D.K., Sood, S. ve Bhat, A. (2011). Role of colors in prosthodontics: application of color science in restorative dentistry. *Indian Journal of Dental Research*, 22(6), 804–809.
- Bhat, V., Shenoy, K., Dandekeri, S. ve Reddy, H. (2016). CAD-CAM Ceramics - A Literature Review. *International Journal of Recent Scientific Research*, 7(3), 9352–9361.
- Bidra, A.S. ve Rungruanganunt, P. (2013). Clinical Outcomes of Implant Abutments in the Anterior Region: A Systematic Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(3), 159–176.
- Blatz, M.B., Bergler, M., Holst, S. ve Block, M.S. (2009). Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(11), 74–81.
- Bona, A., Pecho, O. ve Alessandretti, R. (2015). Zirconia as a Dental Biomaterial. *Materials*, 8(8), 4978–4991.
- Bouschlicher, M.R., Cobb, D.S. ve Boyer, D.B. (1999). Radiopacity of

compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. *Operative Dentistry*, 24(1), 20–25.

Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C. ve Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dental Materials*, 26(2), 38-49.

Brånemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O. ve diğerleri (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum*. 16, 1-132.

Bressan, E., Paniz, G., Lops, D., Corazza, B., Romeo, E. ve Favero, G. (2011). Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: A prospective multicenter study. *Clinical Oral Implants Research*, 22(6), 631–637.

Bueno-Samper, A., Hernandez-Aliaga, M. ve Calvo-Guirado, J.L. (2010). The implant-supported milled bar overdenture. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 15(2), 375-378.

Buğurman-Yalım, B. ve Türker, Ş. (2012). Klinikte Tam Seramik Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 76–90.

Bunek, S. S. ve Swift, E.J. (2014). Contemporary ceramics and cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(5), 297–301.

Burgess, J.O., Ghuman, T. ve Cakir, D. (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 412–419.

Burke, F.J., Qualtrough, A.J. ve Hale, R.W. (1998). Dentin-bonded all-ceramic crowns: current status. *Journal of the American Dental Association*, 129(4), 455–460.

- Burns, D.R. (2000). Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *Journal of Prosthodontics*, 9(1), 37–46.
- Butz, F., Heydecke, G., Okutan, M. ve Strub, J.R. (2005). Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(11), 838–843.
- Campos, F., Almeida, C., Rippe, M., de Melo, R., Valandro, L. ve Bottino, M. (2016). Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging. *Operative Dentistry*, 41(2), 171–178.
- Campos, R.E., Santos Filho, P.C.F., de O. Júnior, O.B., Ambrosano, G.M.B. ve Pereira, C. A. (2018). Comparative evaluation of 3 microbond strength tests using 4 adhesive systems: Mechanical, finite element, and failure analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 166–174.
- Cardoso, P.E., Braga, R.R. ve Carrilho, M.R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 14(6), 394–398.
- Carvalho, M.A., Sotto-Maior, B.S., Del Bel Cury, A.A. ve Pessanha Henriques, G.E. (2014). Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1096–1102.
- Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Egilmez, F., Vallittu, P.K. ve Lassila, L.V.J. (2016). Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(4), 265–273.
- Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Tezvergil, A., Vallittu, P.K. ve Lassila, L.V.J. (2008).

Effect of fiber-reinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. *Dental Materials Journal*, 27(5), 736–743.

Charlton, D.G., Roberts, H.W. ve Tiba, A. (2008). Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 39(7), 573–579.

Chee, W. ve Jivraj, S. (2006). Screw versus cemented implant supported restorations. *British Dental Journal*, 201(8), 501–507.

Chen, Y.-W., Moussi, J., Drury, J.L. ve Wataha, J.C. (2016). Zirconia in biomedical applications. *Expert Review of Medical Devices*, 13(10), 945–963.

Chirumamilla, G., Goldstein, C.E. ve Lawson, N.C. (2016). A 2-year Retrospective Clinical study of Enamic Crowns Performed in a Private Practice Setting. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(4), 231–237.

Chun, H.J., Yeo, I.S., Lee, J.H., Kim, S.K., Heo, S.J., Koak, J.Y. ve diğerleri. (2015). Fracture Strength Study of Internally Connected Zirconia Abutments Reinforced with Titanium Inserts. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(2), 346–350.

Coldea, A., Swain, M.V. ve Thiel, N. (2013a). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419–426.

Coldea, A., Swain, M.V. ve Thiel, N. (2013b). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 26, 34–42.

Conejo, J., Kobayashi, T., Anadioti, E. ve Blatz, M.B. (2017). Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *European Journal of Oral*

Implantology, 10(1), 139–146.

Conrad, H.J., Seong, W.J. ve Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404.

Crespi, R., Capparè, P., Gastaldi, G. ve Gherlone, E. (2014). Immediate Occlusal Loading of Full-Arch Rehabilitations: Screw-Retained Versus Cement-Retained Prosthesis. An 8-Year Clinical Evaluation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(6), 1406–1411.

Çelik, G., Usumez, A. ve Sarı, T. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74–82.

Da Silva, L.H., de Lima, E., Miranda, R., Favero, S. ve Cesar, P. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31(58), 133-146.

Datla, S.R., Alla, R.K., Alluri, V.R., Babu, J., Konakanchi, A., Venkata, R. ve diğerleri (2015). Dental Ceramics: Part II – Recent Advances in Dental Ceramics. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3(2), 19–26.

De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. ve diğerleri (2005). A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118–132.

De Souza, G., Braga, R.R., Cesar, P.F. ve Lopes, G.C. (2015). Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, 23(4), 358–368.

- Della Bona, A., Anusavice, K.J. ve Mecholsky, J.J. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials*, 19(8), 693–699.
- Denry, I.L. ve Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307.
- Denry, I.L. ve Kelly, J.R. (2014). Emerging Ceramic-based Materials for Dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235–1242.
- Dias, M.C., Piva, E., de Moraes, R.R., Ambrosano, G.M.B., Sinhoreti, M.A.C. ve Correr-Sobrinho, L. (2008). UV-Vis spectrophotometric analysis and light irradiance through hot-pressed and hot-pressed-veneered glass ceramics. *Brazilian Dental Journal*, 19(3), 197–203.
- Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A. ve Haselton, D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 135–141.
- Doundoulakis, J.H., Eckert, S.E., Lindquist, C.C. ve Jeffcoat, M.K. (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *Journal of the American Dental Association*, 134(11), 1455–1458.
- Duarte, S., Sartori, N. ve Phark, J.-H. (2016). Ceramic-Reinforced Polymers: CAD/CAM Hybrid Restorative Materials. *Current Oral Health Reports*, 3(3), 198–202.
- Dündar, M., Özcan, M., Gökçe, B., Çömlekoğlu, E., Leite, F. ve Valandro, L.F. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dental Materials*, 23(5), 630–636.
- Ebert, A., Hedderich, J. ve Kern, M. (2007). Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *The International Journal of Oral &*

Maxillofacial Implants, 22(6), 921–927.

- Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P.K. ve Lassila, L.V.J. (2017). Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(1), 65–74.
- El-Damanhoury, H.M. ve Gaintantzopoulou, M.D. (2018). Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(1), 75-83.
- El Zohairy, A.A., Saber, M.H., Abdalla, A.I. ve Feilzer, A.J. (2010). Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel. *Dental Materials*, 26(9), 848–854.
- Eliades, G. (1994). Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *Journal of Dentistry*, 22(2), 73–81.
- Elsayed, A., Wille, S., Al-Akhali, M. ve Kern, M. (2017a). Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 499–506.
- Elsayed, A., Wille, S., Al-Akhali, M. ve Kern, M. (2017b). Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical Oral Implants Research*, 29(1), 20-27.
- Facenda, J.C., Borba, M. ve Corazza, P.H. (2018). A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.
- Farzin, M., Torabi, K., Ahangari, A.H. ve Derafshi, R. (2014). Effect of abutment modification and cement type on retention of cement-retained implant supported crowns. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 11(3), 256–

262.

Ferracane, J.L., Berge, H.X. ve Condon, J.R. (1998). In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 42(3), 465–472.

Ferrari, M., Tricarico, M.G., Cagidiaco, M.C., Vichi, A., Gherlone, E.F., Zarone, F. ve diğerleri (2016). 3-Year Randomized Controlled Prospective Clinical Trial on Different CAD-CAM Implant Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(6), 1134–1141.

Fırındıoğlu, K. (2009). *İmplant Destekli Seramik Abutmentli Tüm Seramik Kronların İn-vitro ve İn-vivo olarak değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir.

Foong, J.K.W., Judge, R.B., Palamara, J.E. ve Swain, M.V. (2013). Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(5), 304–312.

Foong, J., Lee, K., Nguyen, C., Tang, G., Austin, D., Ch'ng, C. ve diğerleri (2006). Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Australian Dental Journal*, 51(3), 252–257.

Gale, M.S. ve Darvell, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, 27(2), 89–99.

Geçkili, O., Bural, C. ve Bilmenoğlu, Ç. (2010). İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu tipleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31, 9–18.

Gehrke, P., Alius, J., Fischer, C., Erdelt, K.J. ve Beuer, F. (2014). Retentive

- Strength of Two-Piece CAD/CAM Zirconia Implant Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(6), 920–925.
- Gehrke, P., Johannson, D., Fischer, C., Stawarczyk, B. ve Beuer, F. (2015). In Vitro Fatigue and Fracture Resistance of One- and Two-Piece CAD/CAM Zirconia Implant Abutments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(3), 546–554.
- Ghassemieh, E. (2008). Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dental Materials*, 24(4), 536–547.
- Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association*, 137, 14–21.
- Giordano, R.A., Pelletier, L., Campbell, S. ve Pober, R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(5), 411–418.
- Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M. ve Schärer, P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 285–290.
- Gomes, A.-L. ve Montero, J. (2011). Zirconia implant abutments: a review. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 16(1), 50-55.
- Gomez-de Diego, R., Mang-de la Rosa, M.D.R., Romero-Perez, M.J., Cutando-Soriano, A. ve Lopez-Valverde, A. (2014). Indications and contraindications of dental implants in medically compromised patients: update. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 19(5), 483-489.

- Gonzaga, C.C., Cesar, P.F., Miranda, W.G. ve Yoshimura, H.N. (2011). Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dental Materials*, 27(4), 394–406.
- Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D. ve diğerleri (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 384–389.
- Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R.F.A. ve Bonfante, E.A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235.
- Guarda, G., Correr, A., Gonçalves, L., Costa, A., Borges, G., Sinhoret, M. ve diğerleri (2013). Effects of Surface Treatments, Thermocycling, and Cyclic Loading on the Bond Strength of a Resin Cement Bonded to a Lithium Disilicate Glass Ceramic. *Operative Dentistry*, 38(2), 208–217.
- Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V. ve Ironside, J. (2002) Mechanical Properties of InCeram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International Journal of Prosthodontics*, 15: 339- 346
- Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L. ve Silva, N.R.F.A. (2011). All-Ceramic Systems: Laboratory and Clinical Performance. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 333–352.
- Guilherme, N.M., Chung, K.H., Flinn, B.D., Zheng, C. ve Raigrodski, A.J. (2017). Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 206–213.
- Guzmán-Armstrong, S., Armstrong, S.R. ve Qian, F. (2003). Relationship between nanoleakage and microtensile bond strength at the resin-dentin

interface. *Operative Dentistry*, 28(1), 60–66.

Güngör, B.M., Nemli, S.K., Bal, B.T., Ünver, S. ve Doğan, A. (2016). Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD / CAM resin-ceramic hybrid materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(4), 259–266.

Hammad, I.A. ve Talic, Y.F. (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(6), 602–608.

Hebel, K.S. ve Gajjar, R.C. (1997). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(1), 28–35.

Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. ve Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4–9.

Heydecke, G., Sierraalta, M. ve Razzoog, M.E. (2002). Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 488–493.

Höland, W., Schweiger, M., Frank, M. ve Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 297–303.

Holst, S., Blatz, M.B., Hegenbarth, E., Wichmann, M. ve Eitner, S. (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in

- the anterior maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(2), 89–96.
- Irie, M., Tjandrawinata, R., Lihua, E., Yamashiro, T. ve Suzuki, K. (2008). Flexural performance of flowable versus conventional light-cured composite resins in a long-term in vitro study. *Dental Materials Journal*, 27(2), 300–309.
- ISO 14801: 2016; Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants. (2016). <https://www.iso.org/standard/61997.html>
- ISO 6872: 2015; Dentistry- Ceramic Materials. (2015). <https://www.iso.org/standard/59936.html>
- Jin, J., Takahashi, H. ve Iwasaki, N. (2004). Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dental Materials Journal*, 23(4), 490–496.
- Jung, R.E., Holderegger, C., Sailer, I., Khraisat, A., Suter, A. ve Hämmerle, C.H.F. (2008). The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 28(4), 357–365.
- Karasu, P. ve Sertgöz, A. (2012). Adezivlerin diş dokusuna olan bağlantı dayanıklılığının değerlendirilmesinde kullanılan in vitro test metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 6, 142–146.
- Kelly, J.R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81: 652-661.
- Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513-530.
- Kelly, J.R. ve Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(1), 84–96.

- Kern, M. ve Wegner, S.M. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 14(1), 64–71.
- Kim, E.-S. ve Shin, S.-Y. (2013). Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(1), 21–28.
- Kim, S., Kim, H.-I., Brewer, J.D. ve Monaco, E.A. (2009). Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(4), 226–230.
- Kohal, R.J., Att, W., Bächle, M. ve Butz, F. (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, 47(1), 224–243.
- Kokich, V.O., Kinzer, G.A. ve Janakievski, J. (2011). Congenitally missing maxillary lateral incisors: Restorative replacement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4), 435–445.
- Kourtis, S.G. (2002). Selection and modification of prefabricated implant abutments according to the desired restoration contour: a case report. *Quintessence International*, 33(5), 383–388.
- Kulak-Özkan, Y. (2012). *Tam Protezler ve İmplantüstü Hareketli Protezler Problem ve Çözüm Yolları*. İstanbul: Vestiyer Yayın Grubu.
- Kutkut, A., Abu-Hammad, O. ve Mitchell, R. (2015). Esthetic Considerations for Reconstructing Implant Emergence Profile Using Titanium and Zirconia Custom Implant Abutments: Fifty Case Series Report. *Journal of Oral Implantology*, 41(5), 554–561.
- Külünk, Ş., Saraç, D. ve Saraç, Ş. (2006). Simanların dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerinde aşırı duyarlılık giderici ajanların etkisi.

Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 30(2), 83–89.

Lad, P.P., Kamath, M., Tarale, K. ve Kusugal, P.B. (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 6(1), 116–120.

Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M. ve diğerleri (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705–710.

Lawn, B.R., Deng, Y., Lloyd, I.K., Janal, M.N., Rekow, E.D. ve Thompson, V.P. (2002). Materials Design of Ceramic-based Layer Structures for Crowns. *Journal of Dental Research*, 81(6), 433–438.

Lawson, N.C., Bansal, R. ve Burgess, J.O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*, 32(11), 275–283.

Lee, J.I., Lee, Y., Kim, N.Y., Kim, Y.L. ve Cho, H.W. (2013). A photoelastic stress analysis of screw- and cement-retained implant prostheses with marginal gaps. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 15(5), 735–749.

Leinfelder, K.F. (2001). Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dental Clinics of North America*, 45(1), 1–6.

Leonhardt, A., Grondahl, K., Bergstrom, C. ve Lekholm, U. (2002). Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clinical Oral Implants Research*, 13, 127–132.

Lindquist, L.W., Rockler, B. ve Carlsson, G.E. (1998). Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 59:59-63.

- Linkevicius, T. ve Vaitelis, J. (2015). The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 26, 139–147.
- Lise, D., Perdigão, J., Van Ende, A., Zidan, O. ve Lopes, G. (2015). Microshear Bond Strength of Resin Cements to Lithium Disilicate Substrates as a Function of Surface Preparation. *Operative Dentistry*, 40(5), 524–532.
- Liu, P.R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26(7), 507–8, 510, 512.
- Lührs, A.K., Guhr, S., Günay, H. ve Geurtsen, W. (2010). Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clinical Oral Investigations*, 14(2), 193–199.
- Ma, S. ve Fenton, A. (2015). Screw- Versus Cement-Retained Implant Prostheses: A Systematic Review of Prosthodontic Maintenance and Complications. *International Journal of Prosthodontics*, 28(2), 127–145.
- Magne, P., Magne, M. ve Jovanovic, S.A. (2008). An esthetic solution for single-implant restorations – type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(1), 2–7.
- Mainjot, A.K., Dupont, N.M., Oudkerk, J.C., Dewael, T.Y. ve Sadoun, M.J. (2016). From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487–495.
- Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y. ve Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33–40.

- Manso, A.P., Silva, N.R.F.A., Bonfante, E.A., Pegoraro, T.A., Dias, R.A. ve Carvalho, R.M. (2011). Cements and Adhesives for All-Ceramic Restorations. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 311–332.
- Marchack, B.W., Sato, S., Marchack, C.B. ve White, S.N. (2011). Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(3), 145-152.
- Maunula, H., Hjerpe, J., Lassila, L.L.V. ve Närhi, T.O. (2017). Optical Properties and Failure Load of Thin CAD/CAM Ceramic Veneers. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 25(2), 86–92.
- Mayer, T.M., Hawley, C.E., Gunsolley, J.C. ve Feldman, S. (2002). The Single-Tooth Implant: A Viable Alternative for Single-Tooth Replacement. *Journal of Periodontology*, 73(7), 687–693.
- Mehl, C., Gaßling, V., Schultz-Langerhans, S., Açil, Y., Bähr, T., Wiltfang, J. ve diğerleri (2016). Influence of Four Different Abutment Materials and the Adhesive Joint of Two-Piece Abutments on Cervical Implant Bone and Soft Tissue. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(6), 1264–1272.
- Mericske-Stern, R. (2008). Prosthetic considerations. *Australian Dental Journal*, 53(1), 49-59.
- Mericske-Stern, R.D., Taylor, T.D. ve Belser, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research*, 11(1), 108–125.
- Mericske-Stern, R., Piotti, M. ve Sirtes, G. (1996). 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clinical Oral Implants Research*, 7(4), 387–396.
- Michalakis, K.X., Hirayama, H. ve Garefis, P.D. (2003). Cement-retained

- versus screw-retained implant restorations: a critical review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 719–728.
- Misch, C.E. (2015). *Dental Implant Prosthetics*(2.baskı). St.Louis: Elsevier.
- Mitov, G., Anastassova-yoshida, Y., Nothdurft, F.P., von See, C. ve Pospiech, P. (2016). Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(1), 30- 36.
- Mitsias, M., Koutayas, S.-O., Wolfart, S. ve Kern, M. (2014). Influence of zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation. *Clinical Oral Implants Research*, 25(6), 675–682.
- Miyazaki, T. ve Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56, 97–106.
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S. ve Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236-261.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. ve Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44–56.
- Modi, R., Mittal, R., Kohli, S., Singh, A. ve Sefa, I. (2014). Screw versus Cement Retained Prosthesis: A Review Introduction. *International Journal of Advanced Health Sciences*, 1(6), 26-32.
- Narasimha, R. (2012). Ceramics in Dentistry. *Intech*, 6, 203–224.
- Noack, N., Willer, J. ve Hoffmann, J. (1999). Long-term results after placement

- of dental implants: longitudinal study of 1,964 implants over 16 years. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(5), 748–755.
- Nothdurft, F.P., Doppler, K.E., Erdelt, K.J., Knauber, A.W. ve Pospiech, P.R. (2011). Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. *Clinical Oral Investigations*, 15(2), 157–163.
- O'Brien, W.J. (2002). *Dental Materials and Their Selection (3.basım)*. Illinois: Quintessence Publishing.
- Oilo, G. (1993). Bond strength testing--what does it mean? *International Dental Journal*, 43(5), 492–498.
- Orhan, A.I. ve Öz, F.T. (2011). Sık Kullanılan Bağlanma Dayanım Test Metotları: Derleme Çalışması. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 2(2), 31–40.
- Otani, A., Amaral, M., May, L.G., Cesar, P.F. ve Valandro, L.F. (2015). A critical evaluation of bond strength tests for the assessment of bonding to Y-TZP. *Dental Materials*, 31(6), 648–656.
- Özyeşil, A.G., Günal, Ş., Belli, S. ve Eskitaşçıoğlu, G. (2009). İki Farklı Bağlanma Dayanımı Testinin Karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 18, 118–121.
- Parel, S.M. ve Schow, S.R. (2005). Early clinical experience with a new one-piece implant system in single tooth sites. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(2), 2–10.
- Park, J.I., Lee, Y., Lee, J.H., Kim, Y.L., Bae, J.M. ve Cho, H.W. (2013). Comparison of Fracture Resistance and Fit Accuracy of Customized Zirconia Abutments with Prefabricated Zirconia Abutments in Internal

- Hexagonal Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 15(5), 769–778.
- Pashley, D.H., Carvalho, R.M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y. ve diğerleri (1999). The microtensile bond test: a review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 1(4), 299–309.
- Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M. ve Carvalho, R.M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dental Materials*, 11(2), 117–125.
- Peampring, C. ve Sanohkan, S. (2014). Effect of Thermocycling on Flexural Strength and Weibull Statistics of Machinable Glass Ceramic and Composite Resin. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 14(4), 376–380.
- Penarrocha-Oltra, D., Monreal-Bello, A., Penarrocha-Diago, M., Alonso-Perez-Barquero, J., Botticelli, D. ve Canullo, L. (2016). Microbial Colonization of the Peri-Implant Sulcus and Implant Connection of Implants Restored With Cemented Versus Screw-Retained Superstructures: A Cross-Sectional Study. *Journal of Periodontology*, 87(9), 1002–1011.
- Petrini, M., Ferrante, M. ve Su, B. (2013). Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dental Materials*, 29(4), 375–381.
- Peumans, M., Hikita, K., De Munck, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P. ve diğerleri (2007). Bond Durability of Composite Luting Agents to Ceramic When Exposed to Long-term Thermocycling. *Operative Dentistry*, 32(4), 372–379.
- Piconi, C. ve Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25.

- Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A. ve Knowles, J.C. (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials*, 23(8), 1018–1029.
- Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. (13. basım). St.Louis: Elsevier Mosby.
- Price, R.B. ve Hall, G.C. (1999). In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 30(2), 122–134.
- Priest, G. (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(2), 22–32.
- Priest, G. (2006). Esthetic Potential of Single-Implant Provisional Restorations: Selection Criteria of Available Alternatives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(6), 326–338.
- Protopapadaki, M., Monaco, E.A., Kim, H.I. ve Davis, E.L. (2013). Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 389–396.
- Quinn, G.D. ve Morrell, R. (1991). Design Data for Engineering Ceramics: A Review of the Flexure Test. *Journal of the American Ceramic Society*, 74(9), 2037–2066.
- Quinn, J.B. ve Quinn, G.D. (2010). A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dental Materials*, 26(2), 135–147.
- Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of*

Prosthetic Dentistry, 92(6), 557–562.

Reich, S. (2015). Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 131–146.

Reich, S., Petschelt, A. ve Lohbauer, U. (2008). The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99 (5), 369-376

Reich, S. ve Schierz, O. (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clinical Oral Investigations*, 17(7), 1765–1772.

Ritter, J.E. (1995). Critique of test methods for lifetime predictions. *Dental Materials*, 11(2), 147–151.

Ritter, R.G. (2009). Material Considerations for Using Lithium Disilicate as a Thin Veneer Option. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 25, 111–117.

Romeo, E., Chiapasco, M., Ghisolfi, M. ve Vogel, G. (2002). Long-term clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism. Seven-year life table analysis of a prospective study with ITI dental implants system used for single-tooth restorations. *Clinical Oral Implants Research*, 13(2), 133–143.

Ruse, N.D. ve Sadoun, M.J. (2014). Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232–1234.

Sadighpour, .L, Geramipناه, F. ve Raeesi, B. (2006). In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences*, 3: 143-152.

Sadowsky, S.J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(1), 28–33.

- Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B.E., Hämmerle, C.H.F. ve Zwahlen, M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research*, 20, 4–31.
- Saito, A., Komine, F., Blatz, M.B. ve Matsumura, H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 247–257.
- Salinas, T.J., Block, M.S. ve Sadan, A. (2004). Fixed partial denture or single-tooth implant restoration? Statistical considerations for sequencing and treatment. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62(2), 2–16.
- Salinas, T.J. ve Eckert, S.E. (2007). In patients requiring single-tooth replacement, what are the outcomes of implant- as compared to tooth-supported restorations? *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22, 71–95.
- Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C. ve Barlattani, A. (2015). Cerec CAD/CAM Chairside System. *Oral & Implantology*, 7(3), 57–70.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. ve diğerleri (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236–240.
- Sato, Y., Shindoi, N., Hosokawa, R., Tsuga, K. ve Akagawa, Y. (2000). Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(10), 842–845.

- Scarano, A., Piattelli, M., Caputi, S., Favero, G.A. ve Piattelli, A. (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of Periodontology*, 75(2), 292–296.
- Scherrer, S.S., Quinn, G.D. ve Quinn, J.B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*, 24(8), 1107–1113.
- Scherrer, S., Cesar, P.F. ve Swain, M.V.(2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*, 26(2), 78-93.
- Sellers, K., Powers, J.M. ve Kiat-Amnuay, S. (2017). Retentive strength of implant-supported CAD-CAM lithium disilicate crowns on zirconia custom abutments using 6 different cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(2), 247–252.
- Shadid, R. ve Sadaqa, N. (2012). A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *The Journal of Oral Implantology*, 38(3), 298–307.
- Shetty, D.K., Rosenfield, A.R., Duckworth, W.H. ve Held, P.R. (1983). A Biaxial-Flexure Test for Evaluating Ceramic Strengths. *Journal of the American Ceramic Society*, 66(1), 36–42.
- Shimada, Y., Yamaguchi, S. ve Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 18(5), 380–388.
- Silva, L.H.D., Lima, E., Miranda, R.B.P., Favero, S.S., Lohbauer, U. ve Cesar, P.F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31(1), 58.

- Sorensen, J.A. ve Munksgaard, E.C. (1996). Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(5), 472–476.
- Spiekermann, H., Donath, K., Hassell, T., Jovanovic, S. ve Richter, J. (1995). *Color Atlas of Dental Medicini, Implantology*. New York: Thieme Medical Pub. Inc.
- Spitznagel, F.A., Vuck, A., Gierthmühlen, P.C., Blatz, M.B. ve Horvath, S.D. (2016). Adhesive Bonding to Hybrid Materials: An Overview of Materials and Recommendations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 37(9), 630–637.
- Stamatacos, C. ve Simon, J.F. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(1), 42-46.
- Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M. ve Güth, J.F. (2015). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55, 1–11.
- Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Özcan, M. ve Hämmerle, C. (2012). Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(2), 94–101.
- Thalji, G., Bryington, M., De Kok, J.I. ve Cooper, F.L. (2014). Prosthodontic Management of Implant Therapy. *Dental Clinics of North America*, 58, 207-225.

- The Glossary of Prosthodontic Terms (2017). *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5), 1-105.
- Thomason, J.M., Kelly, S.A.M., Bendkowski, A. ve Ellis, J.S. (2012). Two implant retained overdentures--a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *Journal of Dentistry*, 40(1), 22–34.
- Torabinejad, M., Anderson, P., Bader, J., Brown, L.J., Chen, L.H., Goodacre, C.J. ve diğerleri (2007). Outcomes of root canal treatment and restoration, implant-supported single crowns, fixed partial dentures, and extraction without replacement: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(4), 285–311.
- Traini, T., Sinjari, B., Pascetta, R., Serafini, N., Perfetti, G., Trisi, P. ve diğerleri (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental Materials Journal*, 35(5), 748–755.
- Trakas, T., Michalakis, K., Kang, K. ve Hirayama, H. (2006). Attachment Systems for Implant Retained Overdentures: A Literature Review. *Implant Dentistry*, 15(1), 24–34.
- Triolo, P.T. ve Swift, E.J. (1992). Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dental Materials*, 8(6), 370–374.
- Truninger, T.C., Stawarczyk, B., Leutert, C.R., Sailer, T.R., Hämmerle, C.H.F. ve Sailer, I. (2012). Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical Oral Implants Research*, 23(1), 12–18.
- Tsujimoto, A., Barkmeier, W., Takamizawa, T., Latta, M. ve Miyazaki, M. (2017). Influence of Thermal Cycling on Flexural Properties and Simulated Wear of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Resin Composites. *Operative Dentistry*, 42(1), 101–110.

- Tuncer, D. (2017). Rezin Simanlar. *Türkiye Klinikleri Journal of Restorative Dentistry*, 3(3), 151–163.
- Türk, A.G., Ulusoy, M. ve Önal, B. (2014). İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1–8.
- Türkoğlu, P., Bultan, Ö. ve Öngül, D. (2010). Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 44(1), 45–53.
- Uludağ, B. (2012). *Hassas Tutucular İmplant Vakalarında Sorunlar ve Çözümler*. İstanbul: Ada Ofset Matbaacılık.
- Uludağ, B. ve Polat, S. (2010). İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics*, 1(1), 80–86.
- Uludamar, A., Akalın, B. ve Kulak-Özkan, Y. (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(2), 140–153.
- Ulusoy, M. ve Aydın, K. (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler* (3.Baskı). Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- Usha, G., Parashanth, T.R., Nadig, R., Gowda, Y. ve Murtuza, B. (2014). Advanced Ceramics a Review of Material Science. *Journal of Dental Science and Research*, 5(2), 5–11.
- Usumez, A. ve Aykent, F. (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(1), 24–30.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P. ve

- diğerleri (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215–235.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve diğerleri (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(2), 100-121.
- Van Noort, R. (2007). *Introduction to Dental Materials*. (3.baskı) St. Louis: Mosby.
- Vanlıoğlu, B., Özkan, Y. ve Özkan, Y. (2012). Estetik Bölgede İmplant-üstü Restorasyonlarda Güçlendirilmiş Seramik Dayanaklar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 58–64.
- Von Maltzahn, N.F., Holstermann, J. ve Kohorst, P. (2016). Retention Forces between Titanium and Zirconia Components of Two-Part Implant Abutments with Different Techniques of Surface Modification. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(4), 735–744.
- Vrochari, A.D., Eliades, G., Hellwig, E. ve Wrbas, K.-T. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 25(9), 1104–1108.
- Walton, J.N. (2003). A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *The International Journal of Prosthodontics*, 16(3), 255–260.
- Walton, J.N. ve MacEntee, M.I. (1993). A retrospective study on the maintenance and repair of implant-supported prostheses. *The International Journal of Prosthodontics*, 6(5), 451-455.

- Wang, H., Aboushelib, M.N. ve Feilzer, A.J. (2008). Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental Materials*, 24(5), 633-638.
- Wee, A.G., Aquilino, S.A. ve Schneider, R.L. (1999). Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *The International Journal of Prosthodontics*, 12(2), 167–178.
- Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T. ve diğerleri (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, 33(1), 99–109.
- Wittneben, J.G., Millen, C. ve Brägger, U. (2014). Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions-- a systematic review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29, 84–98.
- Wohlwend A.S. ve Schaerer S.P. (1997). *The Zirconium Oxide Abutment: An All Ceramic Abutment for Esthetic Improvement of Implant Superstructures*. Quintessence of Dental Technology.
- Xiaojun, C., Yanping, L., Yiqun, W. ve Chengtao, W. (2007). Computer-aided oral implantology: methods and applications. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 31(6), 459–467.
- Xu, Y., Han, J., Lin, H. ve An, L. (2015). Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. *Regenerative Biomaterials*, 2(4), 239–244.
- Yang, R., Arola, D., Han, Z. ve Zhang, X. (2014). A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 878–885.

- Yavuzylmaz, H., Ulusoy, M., Kedici, P.S. ve Kansu, G. (2003). *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Ankara: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği, Ankara Şubesi Yayınları.
- Yildirim, M., Edelhoff, D., Hanisch, O. ve Spiekermann, H. (2000). Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20(1), 81–91.
- Yildirim, M., Fischer, H., Marx, R. ve Edelhoff, D. (2003). In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(4), 325–331.
- Yilmaz, B., Salaita, L. G., Seidt, J.D., Clelland, N.L. ve McGlumphy, E.A. (2015). Load to failure of different titanium abutments for an internal hexagon implant. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 513–516.
- Yılmaz, H.G. ve Kurtulmuş-Yılmaz, S. (2011). Farklı Abutment Materyallerinin İmplant Çevresi ve Dokuların Sağlığa Etkileri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32, 69–75.
- Yousry, M.M., Elnaga, A.A., Hafez, R.M. ve El-Badrawy, W. (2011). Microshear bond strength and interfacial morphology of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems to superficial and deep dentin. *Quintessence International*, 42(9), 96–106.
- Yüzügüllü, B. ve Avci, M. (2008). The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(2), 113–121.
- Zaimoğlu, A. ve Can, G. (2011). *Sabit Protezler* (31. basım). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A.E. ve Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler*

Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.

- Zembic, A., Kim, S., Zwahlen, M. ve Kelly, J.R. (2014). Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29, 99–116.
- Zesewitz, T.F., Knauber, A.W., Nothdurft, F.P. ve Doz, P. (2014). Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics*, 27: 264-266.
- Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30(10), 1195-1203.
- Zitzmann, N.U., Krastl, G., Hecker, H., Walter, C., Waltimo, T. ve Weiger, R. (2010). Strategic considerations in treatment planning: Deciding when to treat, extract, or replace a questionable tooth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(2), 80–91.

ARAŞTIRMACIYA AİT YAYINLAR

1. Uluslararası Hakemli Dergilerdeki (SCI ve SCI-expanded) Yayınlar

Ongun, S., Kurtulmuş-Yılmaz, S., Meriç, G., ve Ulusoy, M.M. (2018). A

Comparative Study on the Mechanical Properties of a Polymer-Infiltrated Ceramic-Network Material Used for the Fabrication of Hybrid Abutment. *Materials*, 11(9), 1681.

Kurtulmuş-Yılmaz, S., Cengiz, E., Ongun, S. ve Karakaya, İ. (2018). The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Prosthodontics*, (baskıda). DOI: 10.1111/jopr.12749.

Cengiz-Yanardağ, E., Kurtulmuş-Yılmaz, S., Karakaya, İ. ve Ongun, S. (2018). Effect of different surface treatment methods on micro-shear bond strength of CAD-CAM restorative materials tor esin cement. *Journal of Adhesion Science and Technology*, (baskıda). DOI:10.1080/01694243.2018.151492.

2. Uluslararası Alan İndekslerinde Taranan Dergilerdeki Yayınlar

Meriç, G., Aktöre, H., Ongun, S. ve Kurtulmuş-Yılmaz, S. (2015). Evaluating the Efficiency of Humic Acid to Remove Stain form Artificial Teeth. *Journal of Dentistry and Oral Care* 1(4).

3. Web of Science veya Scopus Veri Tabanlarında Taranan Konferanslarda Sunulan Poster

Cengiz, E., Kurtulmuş-Yılmaz, S., Karakaya, İ. ve Ongun, S. (2017). Microshear Bond Strength of Surface Treated CAD-CAM Materials to Resin Cement. [Poster]. 105th FDI World Dental Congress, Madrid, İspanya. *International Dental Journal*, 2017, 67 (Suppl. I).

Ongun, S., Kurtulmuş-Yılmaz, S., Meriç-Babalık, G. ve Ulusoy, M.M. (2017). Evaluation of Lithium Disilicate Ceramic and Polymer-Infiltrated-Ceramic Network Hybrid Abutments. [Poster]. 105th FDI World Dental Congress, Madrid, İspanya. International Dental Journal, 2017, 67 (Suppl. I).

Kurtulmuş-Yılmaz, S., Cengiz, E., Ongun, S. ve Karakaya, İ. (2017). Effect of Surface Treatments on Flexural Strength Of CAD/CAM Materials. [Poster]. 105th FDI World Dental Congress, Madrid, İspanya. International Dental Journal, 2017, 67 (Suppl. I).

4. Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Yayımlanan Bildiriler

Ongun, S., Durmayüksel, T.M., Meriç, G., Taşar, S. ve Günsoy, S. (2014). Anterior teeth reconstruction designed with 'digital smile system' software. [Poster]. 19th Congress Of The Balkan Stomatological Society, Belgrad, Sırbistan.

Orhan, K., Günsoy, S., Durmayüksel, M., Ongun, S. ve Ulusoy, M.M. (2014). Arrangement of harmonia between tooth and gum in one missing tooth patients: case reports. [Poster]. 19th Congress Of The Balkan Stomatological Society, Belgrad, Sırbistan.

Ongun, S., Meriç, G. ve Taşar, S. (2014). CAD/CAM Ceramic onlay restoration: A case report. [Poster]. 38th Annual Conference of the European Prosthodontic Association and 21th Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association, İstanbul, Türkiye.

Günsoy, S., Ulusoy, M.M., Durmayüksel, T.M. ve Ongun, S. (2014). Esthetic rehabilitation with zirconia crowns and IPS e.max veneers. [Oral Presentation]. 38th Annual Conference of the European Prosthodontic

Association and 21th Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association, İstanbul, Türkiye.

Meriç, G., Buhara, O. ve Ongun, S. (2014). Immediately-loaded single tooth implant restored with custom made abutment. [Oral Presentation]. 38th Annual Conference of the European Prosthodontic Association and 21th Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association, İstanbul, Türkiye.

Ongun, S., Aktöre, H., Meriç, G. Ve Kurtulmuş-Yılmaz, S. (2015). The Effect of humic acid on the color stability of acrylic teeth. [Poster]. TDA International Dental Congress, İstanbul, Türkiye.

Ongun, S. ve Meriç, G. (2015). Evaluating the efficiency of humic acid to remove microorganisms from denture base material. [Poster]. TDA International Dental Congress, İstanbul, Türkiye.

Ozan, O., Şeker, E., Yılmaz, B., Ongun, S. ve Hamis, A.O. (2015). Comparison of the material shaving from the drill tube contact of the surgical guides with zirconia and metal tubes. [Oral Presentation]. International meeting of computer aided Implantology Academy, X. Annual meeting, Floransa, İtalya.