

T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi

**İMLANT DESTEKLİ CAD/CAM MONOLİTİK ZİRKONYA
KRONLARDA FARKLI ABUTMENT SİSTEMLERİNİN KIRILMA
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ayşe YAVUZ

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Emine Begüm BÜYÜKERKMEN

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 201424002 proje numarası ile desteklenmiştir.

Konya-2021

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Öğrencisi **Ayşe YAVUZ**'un “**İmplant Destekli Cad/Cam Monolitik Zirkonya Kronlarda Farklı Abutment Sistemlerinin Kırılma Dayanımının Değerlendirilmesi**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

KONYA/ 25.08.2021

Tez Danışmanı	Dr. Öğr. Üyesi, Emine Begüm Büyükerkmen Necmettin Erbakan Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	İmzası
---------------	--	--------

Üye	Dr. Öğr. Üyesi Ceyda Akın Necmettin Erbakan Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	İmzası
-----	--	--------

Üye	Dr. Öğr. Üyesi, Dilek Menziletoğlu Necmettin Erbakan Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı	İmzası
-----	---	--------

Üye	Prof. Dr. Serhan Akman Selçuk Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	İmzası
-----	--	--------

Üye	Dr. Öğr. Üyesi, Tuba Yılmaz Savaş Selçuk Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	İmzası
-----	---	--------

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 02/09/2021 tarih ve 19/14 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Kısmet Esra NURULLAHOĞLU ATALIK

Enstitü Müdürü

İmzası

BEYANAT

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

25.08.2021

Ayşe YAVUZ



BENZERLİK RAPORU

Tezin Tam Adı : İmplant Destekli CAD/CAM Monolitik Zirkonya Kronlarda Farklı Abutment Sistemlerinin Kırılma Dayanımının Değerlendirilmesi
Öğrencinin Adı Soyadı : Ayşe Yavuz
Dosyanın Toplam Sayfa Sayısı : 37

implant destekli cad/cam monolitik zirkonya kronlarda

ORJİNALLİK RAPORU

% 20	% 20	% 2	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080	%10
2	www.kocatepetipdergisi.aku.edu.tr	%3
3	dspace.gazi.edu.tr	%2
4	docs.neu.edu.tr	%1
5	dfd.atauni.edu.tr	%1
6	www.mku.edu.tr	%1
7	openaccess.hku.edu.tr	<%1
8	erbakan.edu.tr	<%1
9	dergipark.org.tr	<%1

Danışman Öğretim Üyesi Adı Soyadı :

İmzası :

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Doktora sürecimin her aşamasında bilimsel ve sosyal tecrübesini benimle paylaşan, sadece bir hoca olmanın çok ötesinde arkadaş samimiyetiyle ihtiyaç duyduğum her konuda destek olan, yol gösteren ve vizyonomu genişleten sevgili tez danışmanım sayın Dr. Öğretim Üyesi Emine Begüm BÜYÜKERKMEN'e içtenlikle teşekkür ederim.

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma, tüm sevgili asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Çalışmanın gerçekleşmesi için materyal desteği sağlama konusunda yardımcı olan sayın Halis SÜNTAR'a ve çalışma örneklerinin hazırlığı sırasında teknik destekleri için Fatih KUŞ, Merih DURMAZ, Hasan ERTEKİN ve Musa UYUMAZ'a teşekkür ederim.

Yaşlandırma prosedürlerinin uygulanması sırasında bana bilgi ve deneyimini aktararak yardımını esirgemeyen sayın Dr. Öğretim Üyesi D. Alperen BOZKURT hocama teşekkür ederim.

Sabrı, desteği ve koşulsuz sevgisiyle hayatımda olduğu için minnettar olduğum, her zorlukta yegane dayanağım sevgili eşim Dt. Hüseyin YAVUZ'a tüm kalbimle teşekkür ederim.

Ayşe YAVUZ

İÇİNDEKİLER

Tez Onay Sayfası	i
Beyanat.....	ii
Benzerlik Raporu	iii
Önsöz ve Teşekkür.....	iv
İçindekiler.....	v
Kısaltmalar ve Simgeler Listesi.....	vii
Resimler Listesi	viii
Tablolar Listesi	ix
ÖZET.....	x
ABSTRACT	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Posterior Diş Kaybı.....	3
2.1.1. Posterior Tek Diş Kayıplarının Replasman Seçenekleri	3
2.2. Tek diş implantlar	3
2.3. İmplant seçimi.....	4
2.4. İmplant Başarı Ölçütleri	5
2.5. Tek Diş Eksikliğinde İmplant Destekli Tedavi Seçenekleri.....	6
2.6. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Abutment Seçimi	8
2.6.1. Materyal Tipine Göre Abutmentlar	8
2.6.1.1. Titanyum Abutmentlar	9
2.6.1.2. Seramik Abutmentler.....	10
2.6.1.3. Alümina Abutmentlar	10
2.6.1.4. Zirkonya Abutmentlar	11
2.6.1.5. Hibrit Abutmentlar	11
2.6.2. Tutucu Tipine Göre Abutmentlar.....	12
2.7. CAD/CAM.....	14
2.8. Zirkonyum	15
2.8.1. Yttrium Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (3Y-TZP)	16
2.8.1.1. Yarı Sinterize 3Y-TZP Bloklar	16
2.8.1.2. Tam Sinterize 3Y-TZP Bloklar	16
2.8.2. Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Alumina (ZTA)	17

2.8.3. Magnezyum Kısmi Stabilize Zirkonyum (Mg-PSZ).....	17
2.9. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar	17
2.9.1.Endikasyonları	18
2.9.2.Avantajları	18
2.9.3.Dezavantajları	19
2.10. Zirkonyuma Uygulanan Yüzey İşlemleri	19
2.11. Zirkonyumun Adeziv Simanlarla Simantasyonu	20
2.11.1. Işık ile Sertleşen Resin Simanlar	21
2.11.2. Kimyasal Yol ile Sertleşen Resin Simanlar.....	21
2.11.3. Hem Işıkla Hem de Kimyasal Yolla Sertleşen (Dual-Cure) Resin Simanlar	21
2.12. Çiğneme Simülatörü.....	22
2.13. Termalsiklus (Isıl Döngü).....	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1.Örneklerin Hazırlanması	25
3.2. Çiğneme Simülasyonu Ve Termalsiklus	32
3.3. İstatistiksel Analiz.....	34
4. BULGULAR.....	35
5. TARTIŞMA.....	37
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	43
7. KAYNAKLAR	44
8. ÖZGEÇMİŞ	51
9. EKLER.....	55

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

%	: Yüzde
°C	: Santigrat derece
Al	: Alüminyum
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacture (Bilgisayar Destekli Üretim)
CaO	: Kalsiyum oksit
CeO₂	: Seryum oksit
dk	: Dakika
HF	: Hidroflorik asit
MDP	: 10-metakriloil oksidesil dihidrojen fosfat
Mg-PSZ	: Magnezyum kısmi stabilize zirkonyum
MgO	: Magnezyum oksit
mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
MPa	: Megapascal
N	: Newton
Ncm	: Newton santimetre
PEEK	: Polieter Eter Keton
Ti	: Titanyum
Ti-6Al-4V	: Titanyum - 6Alüminyum - 4Vanadyum
Ti-base	: Titanyum tabanlı abutmentı
Y-TZP	: İtiryum katkılı tetragonal zirkonya
Y₂O₃	: İtiryum oksit
Zr	: Zirkonya
ZrO₂	: Zirkonyum dioksit
ZrSiO₄	: Zirkonyum silikat
ZTA	: Zirkonyumla güçlendirilmiş alümina

RESİMLER LİSTESİ

<u>Resim No</u>	<u>Sayfa No</u>
Resim 3.1.1. İmplant yerleştirme aşaması	26
Resim 3.1.2. Taranmış model görüntüsü	27
Resim 3.1.3. Abutment materyalleri	27
Resim 3.1.4. İmplant yerleştirilmiş akril bloklar	28
Resim 3.1.5. İmplant analogu, abutment ve kron	28
Resim 3.1.6. Kron tasarımı (CAD).....	29
Resim 3.1.7. Kron üretiminde kullanılan zirkonyum blok	30
Resim 3.1.8. CAD/CAM monolitik zirkonyum kronlar	30
Resim 3.1.9. Kronların iç yüzeyi.....	31
Resim 3.1.10. Kron iç yüzeyine siman yerleştirilmesi ve taşan siman görüntüsü	31
Resim 3.1.11. Simantasyon öncesi örnekler	32
Resim 3.2.1. Çiğneme simülasyonu değerleri	33
Resim 3.2.2. çiğneme simülatörü	33
Resim 3.2.3. Örneğin kırılma test cihazına yerleştirilmesi.....	34
Resim 4.1. Kırılma dayanımı testi sonrası bazı örnekler.....	35

TABLÖLAR LİSTESİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.4.1. İmplant Başarı Ölçütleri.....	6
Tablo 3.1.1. Çalışmada kullanılan implant materyali	26
Tablo 3.1.2. Tarama cihazı parametreleri.....	26
Tablo 3.1.3. Çalışmada kullanılan abutment materyalleri.....	27
Tablo 3.1.4. CAM cihazı özellikleri.....	29
Tablo 3.1.5. Kullanılan zirkonyum kron materyali.....	29
Tablo 4.1. Mekanik başarısızlık modları.....	35
Tablo 4.2. Normallik Testi	36
Tablo 4.3. Betimsel İstatistikler	36

ÖZET

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İmplant Destekli CAD/CAM Monolitik Zirkonya Kronlarda Farklı Abutment Sistemlerinin Kırılma Dayanımının Değerlendirilmesi

Ayşe YAVUZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi / Konya -2021

Bu çalışmanın amacı; titanyum ve TiBase abutment ile desteklenen implant destekli CAD/CAM monolitik zirkonyum kronların kırılma direncine, çiğneme simülasyonu ve termal siklusun etkisini araştırmaktır.

İki farklı abutment materyali (standart titanyum abutment ve TiBase abutment; Medentika Implant GmbH, Hügelsheim, Almanya) üzerine toplam 28 adet CAD/CAM monolitik zirkonyum kron üretildikten sonra dört gruba (n=7) ayrıldı; prefabrik titanyum abutmenta simante edilen monolitik zirkonyum kron grubu (Grup Ti), TiBase abutmenta simante edilen monolitik zirkonyum kron grubu (Grup TiBase), çiğneme simülatörü ve termal siklus uygulanmış prefabrik titanyum abutmenta simante edilen monolitik zirkonyum kron grubu (Grup Ti/CT), çiğneme simülatörü ve termal siklus uygulanmış TiBase abutmenta simante edilen monolitik zirkonyum kron grubu (Grup TiBase/CT). Kronlar implant abutmentleri üzerine Panavia V5 ile simante edildi. Tüm örneklerin kırılma dayanım değerlerini ölçmek için Universal test cihazında 1mm/dk cross-head hızda kuvvet uygulandı ve kırılma değerleri kaydedildi. İstatistiksel analiz için Shapiro-Wilk testi ve tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı.

Yaşlandırma prosedürü uygulanan örnekler %100 sağkalım gösterdi. Materyallere uygulanan kuvvet sonrası kırılma dayanımı değerleri ortalaması Grup Ti için $1718,18 \pm 405,473$ N, grup TiBase için $1713,53 \pm 285,663$ N, Grup Ti/CT için $1664,82 \pm 231,011$ N, grup TiBase/CT için $1551,29 \pm 422,290$ N bulunmuştur. Tek Yönlü ANOVA analizi sonuçları, gruplar arasında kırılma dayanımı değerlerinin önemli ölçüde farklı olmadığını ortaya koydu ($p=0,787$). Test edilen tüm örneklerde en sık karşılaşılan başarısızlık kaide akrilinde kırılma, en sık görülen ikinci başarısızlık desimantasyon olarak gözlenmiştir.

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde; titanyum ya da TiBase abutmentler ile desteklenen CAD/CAM monolitik zirkonyum kronların, posterior bölge tek diş eksikliğinin tedavisinde yeterli kırılma dayanımına sahip olduğu görülmüştür. Ancak, TiBase abutmentlerin ve CAD/CAM zirkonyum kronların uzun vadeli performansını değerlendirmek için daha fazla in vitro ve klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, kırılma dayanımı, monolitik zirkonya, tibase abutment, titanyum abutment

ABSTRACT

REPUBLIC OF TURKEY
NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

Evaluation Of Fracture Strength Of Different Abutment Systems In Implant Supported CAD/CAM Monolithic Zirconia Crowns

Ayşe YAVUZ

Department of Prosthodontics

PhD Thesis / Konya-2021

This study aims to investigate the effect of chewing simulation and thermal cycle on the fracture resistance of implant-supported CAD/CAM monolithic zirconium crowns supported by titanium and TiBase abutments.

Four groups (n=7) formed with two different abutment materials (standard titanium abutment and TiBase abutment; Medentika Implant GmbH, Hügelsheim, Germany). Twenty-eight CAD/CAM monolithic zirconium crowns (Vita YZ T, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) were cemented with Panavia V5 on the implant abutments placed in the area of tooth number 36. Chewing simulation and aging with simultaneous thermal cycles were applied only for group Ti/CT and group TiBase/CT. A force applied at a crosshead speed of 1mm/min on the Universal test device helped measure and record the fracture resistance values of all samples. Shapiro-Wilk and One-way ANOVA tests were used for statistical analysis(p=.05).

Specimens that underwent the aging procedure showed 100% survival. The mean fracture strength values after the force applied to the materials were 1718.18±405.473 N for Group Ti, 1713.53±285.663 N for group TiBase, 1664.82±231.011 N for Group Ti/CT, 1551.29±422.290 N for group TiBase/CT. According to one-way ANOVA test results, there was no statistically significant difference for all four groups (p=0.787). In all tested samples, the most common failure observed was acrylic base fracture followed by decementation.

Within the limitations of this study; CAD/CAM monolithic zirconium crowns supported with TiBase or titanium abutments were found to have sufficient fracture strength in the treatment of an absent single posterior tooth. However, more in vitro and clinical studies are required to evaluate the long-term performance of TiBase abutments and CAD/CAM zirconia crowns.

KeyWords: CAD/CAM, fracture strength, monolithic zirconia, tibase abutment, titanium abutment

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde tek diş implantları, tek diş eksikliklerinin giderilmesinde en çok tercih edilen tedavi şeklidir (Romeo ve ark. 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).

Yüksek estetik diş restorasyonlarına olan taleple bağlantılı olarak adeziv diş hekimliğinin gelişimi, seramik restorasyonların ve üretim tekniklerinin kullanımını geliştirmiştir (Adolfi ve ark. 2020).

Estetik ve fonksiyonel açıdan başarının sağlanabilmesi için iyi konumlandırılmış bir implant kadar, abutmentin ve protetik restorasyon materyalinin seçimi de önemlidir (Bertolini ve ark. 2014).

İmplantlar üzerindeki kronlar, abutmentler üzerinde vida ile tutturulabilir veya simante edilebilir ve her ikisi de kabul edilebilir klinik sonuçlar göstermiştir. Titanyum abutmentler yıllarca klinik kullanımda standart olmuştur. Bir dayanak malzemesi olarak da titanyum, iyi mekanik özelliklere ve biyouyumluluğa sahiptir (Moilanen ve ark. 2018).

Titanyum abutmentlerin üretim yöntemleri ve tasarımları sürekli olarak gelişse de, metalik renkleri mukozadan yansıyabilir ve estetik sonuçları bozabilir. Titanyum abutmentler subgingival olarak yerleştirilse bile, gri bölgeleri yumuşak dokularda doğal olmayan mavimsi bir görünüme neden olur. Tek implant restorasyonların estetik görünümünü iyileştirmek için tam seramik abutmentler önerilmiştir. Tibase ile birleştirilmiş zirkonya abutmentler, saf zirkonya abutmentlere göre çok daha yüksek kırılma mukavemetine sahiptir ve tek implant restorasyonlarda titanyum abutmentlere alternatif olarak kullanılabilir (Atsü ve ark. 2019). Tibase abutmentler, implantın benzer sertlikte bir malzeme ile temas halinde olmasını sağlar ve restorasyonun en büyük hacminin seramikten yapılmasına imkan verir (Adolfi ve ark. 2020).

Veneer materyalindeki chipping problemini ortadan kaldırmak için monolitik restorasyonlar düşünülebilir. Laboratuvar çalışmalarında, monolitik zirkonya, uygulanan simandan bağımsız olarak yüksek bir kırılma direnci göstermiştir. Bu bulgu, tibase üzerindeki zirkonyum kaplamalar için desteklenmektedir (Rohr ve ark. 2019).

Ağız içi ortamdaki yaşlanmanın etkisi, örnekler dinamik yükleme ve / veya termosiklik yaşlandırma gibi prosedürlere tabi tutularak simüle edilir. Bununla birlikte, çoğu çalışmada, tüm sistemin yalnızca kırılma yükü veya retansiyon kuvveti değerleri ölçülür ve bileşenler kendi başlarına doğru şekilde karakterize edilmez, bu da elde edilen sonuçları yorumlamak için veri eksikliğine yol açar (Rohr ve ark. 2019).

Kısa vadeli bir çözüm bulmak için, in vitro termal döngü ve mekanik yüklemenin, mekanik performans ve hidrolitik etkilere karşı dirençle ilgili bir ilk tahmine izin verdiği varsayılır (Rosentritt ve ark. 2015).

Bu çalışmanın amacı implant destekli CAD/CAM monolitik zirkonyum kronların titanyum abutment ve tibase abutment ile desteklenmesinin kırılma direncine etkisini kıyaslamak ve ayrıca çiğneme simülasyonu ve termal siklusun etkinliğini değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Posterior Diş Kaybı

Birinci molarlar ağız içerisinde süren ilk daimi dişlerdir ve sıklıkla dental arkin ve oklüzyonun korunmasında temel görev üstlenirler. Bu dişler sıklıkla ilk çürüyen dişlerdir ve sıklıkla önceki geniş restorasyonların yenilenmesi gerekir, hatta dişin bütünlüğünü, sağlamlığını yeniden kazanması için bu dişlere kron yapılır. Literatürde ağızdaki kronların ömürleriyle ilgili yayınlar çok farklıdır ve ortalama ömrü 10.3 yıl olarak rapor edilmiştir. Kronların esas başarısızlık nedenleri endodontik tedavi, porselen veya diş kırılması (ya da ikisi birden) veya desimantasyondur. Bu komplikasyonlar sonucunda dişin çekilme riski meydana gelir, bu da yetişkinde posterior tek diş eksikliğine neden olur (Misch 2015).

2.1.1. Posterior Tek Diş Kayıplarının Replasman Seçenekleri

Posterior tek diş eksikliğinin tedavisinde beş değişik seçenek vardır.

- 1) Hareketli bölümlü protez
- 2) Rezin bağlı protez
- 3) Yer tutucular
- 4) Sabit bölümlü protez
- 5) İmplant protezi

Diş eksikliğinin rehabilitasyonunda hangi tedavi seçeneği tercih edilirse edilsin interokluzal aralığın dikkatlice değerlendirilmesi zorunludur. Yetersiz vertikal aralığı olan hastalarda okluzal düzlem ve maksillomandibüler ilişkiler uygun şekilde düzeltilmedikçe hiçbir protez çeşidi endike değildir (Misch 2015).

2.2. Tek diş implantlar

Posterior tek diş replasmanları daha yeni bir tedavi seçeneği olmasına rağmen, bu konuda diğer tüm tedavi seçeneklerine göre daha çok makale yayımlanmıştır. Sunulan beş tedavi seçeneği içinde en yüksek ağızda kalma oranı tek diş implantta görülmektedir. Ek olarak, en önemli avantajı komşu dişlerin de ağızda kalma oranının en yüksek, komplikasyon oranının ise en düşük olmasıdır (Misch 2015).

Komşu dişler sağlıklı iken veya restore edilebilir durumda iken veya hasta klasik üç üyeli sabit bölümlü protez yapılması için komşu dişlerin preparasyonunu kabul etmiyorsa, posterior tek diş implant harika bir çözümdür. Sonuç olarak komşu dişleri kron için prepare etmemek birçok ek avantaj kazandırır. Bu ek avantajlar şöyle sıralanabilir;

- 1) Komşu dişlere splintli restorasyon gerekmez.
 - a) Çürük için daha az risk
 - b) Endodontik tedavi için daha az risk
 - c) Porselen fraktürleri için daha az risk
 - d) Restorasyonların desimante olmaları için daha az risk
 - e) Daha az diş fraktürleri
- 2) Hastanın belirttiği psikolojik ihtiyaç: hastamız kayıp dişinin restorasyonu için çoğu zaman çok sağlıklı olan iki komşu dişinin kesilip splintlenmesini istemez.
- 3) Hijyen şartlarının geliştirilmesi
 - a) Daha az çürük riski
 - b) Dişipi kullanımına karşı dişipi ve geçiricisinin birlikte kullanımı
 - c) Köprü gövdesi uzantısının olmaması
- 4) Soğuk ve temas duyarlılığının daha az olması
 - a) Prepare edilen dişler ısıya daha duyarlıdır.
 - b) Diş preparasyonu ile sement çıkartılınca diş, diş fırçasına ve periodontal aletlere daha duyarlı olur.
- 5) Gelişmiş estetik; doğal diş estetiğine karşı kron estetiği
- 6) O bölgedeki kemiği korur: çekimden sonraki 3 yıl içinde, kemik genişliğinde %30 azalma olur.
- 7) Komşu diş kaybında azalma olur: 10 yılda %30 a karşı %0.05 risk vardır.

Bu avantajlar; komşu dişlerin sağlığı ve periodontal şartları için ayrıca ark formunun korunması için o kadar önemlidir ki birçok durumda tek diş implant tercih edilmektedir (Misch 2015).

2.3. İmplant seçimi

Posterior tek diş implantlarda komplikasyonların azaltılabilmesi için implantta belirli özelliklerin olması gerekir. Tek diş implantlarda en yaygın problem

abutment vidasının gevşemesidir. Bu yüzden abutment vidası üzerinde kuvvetleri azaltan, kret modülü ve abutment birleşim planlamaları endikedir. İmplantın kesinlikle antirotasyonel özelliği (internal veya eksternal hex) olmalıdır. Antirotasyonel yapının yüksekliği veya derinliği arttıkça, abutment vidasına daha az kuvvet iletilir. Diğer kritik özellikler içinde parçaların birbirine uyum duyarlılığı, abutment vida planlaması, vidadaki diş sayısı vardır (Misch 2015).

Uzun vadede kırılma riskini azaltmak için implant, titanyum alaşımından yapılmalıdır, çünkü kırılmalara grade 1 titanyumdan 4 defa daha dirençlidir, grade 3 titanyumdan ise iki misli daha sağlamdır. Kök formunda implantların, paralel duvarlı implantlara göre daha az yüzey alanı vardır. Internal hex planlamasında, implant dış duvar kalınlığını arttırıp, posterior bölgedeki implantların uzun vadeli implant kırılma riskini azaltmak için implant çapı en az 4 mm veya daha fazla olmalıdır (Misch 2015).

Tek diş implant için ideal çap, kaybedilmiş dişin meziodistal boyutu ve implant yapılacak bölgenin bukkolingual boyutu ile belirlenir. İdeal implant çapı, implant komşu dişlerden 1.5-2 mm, dişsiz sırtın lateral genişliğinden ise 1.5 mm uzakta olmalıdır (Misch 2015).

2.4. İmplant Başarı Ölçütleri

Papaspyridakos ve ark. (2012) tarafından yapılan güncel sınıflandırmada implant başarısı dört seviyede değerlendirilmektedir.

Tablo 2.4.1. İmplant Başarı Ölçütleri

Başarı Ölçütleri	
İmplant seviyesinde	Ağrı Birinci yılda <1.5 mm, sonra yıllık kemik kaybı <0.2 mm Radyolusensi Mobilité Enfeksiyon
İmplant çevresi yumuşak doku seviyesinde	Sondlama derinliği > 3mm Supurasyon Kanama Şişkinlik Plak indeksi Keratinize mukoza genişliği > 1.5 mm
Protetik seviyede	Küçük başarısızlıklar (klinik çözüm) Büyük başarısızlıklar Estetik Fonksiyon
Hasta memnuniyeti	Rahatsızlık/parestezi Tatminkar görünüm Çiğneme yeteneği Tat alma yeteneği Genel memnuniyet

Günümüz diş hekimliğinde başarılı tedavi için estetik sonuçların da önemli bir yer tutması sebebiyle Pembe Estetik Skor (Pink Esthetic Score, PES) ve Beyaz Estetik Skor (White Esthetic Score, WES) kavramları estetiğin objektif olarak değerlendirilmesi için geliştirilmiştir (Belser ve ark. 2009).

2.5. Tek Diş Eksikliğinde İmplant Destekli Tedavi Seçenekleri

Günümüzde tek diş implantlar, tek diş eksikliklerinin giderilmesinde kullanılan en popüler tedavi şeklidir (Romeo ve ark. 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 ark. 2004).

Yapılan çalışmalarda, osseointegrasyon ve tek diş implant restorasyonlarının uzun süreli fonksiyonlarının yüksek başarısından bahsedilmektedir (Noack ve ark. 1999; Mayer ve ark. 2002). 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). Priest'e göre eksik bir dişe komşu dişlerin %80'i tedavi gerektirmemektedir (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 ark. 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 özellikle gülme hattı yüksek olan hastalarda daha da önemlidir. 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 ayrıca oklüzal tabla küçültülmelidir (Misch 2015).

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 ark. 2011).

Yeterli mesiodistal ve oklüzogingival mesafe ile yeterli kemik miktarı olması tek diş eksikliklerinde implantın başarılı bir şekilde yapılması için birinci faktördür. Anterior bölgede minimum 6 mm meziodistal, 5 mm bukkopalatinal, 10-12 mm vertikal kemik miktarının yanısıra bukkal ve lingualde 3-5 mm de keratinize doku olması gerekmektedir (Misch 2015). 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). 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 ark. 2000). Bu bölgede de vertikal olarak 10-12 mm kemik miktarına ihtiyaç duyulur. Sonuç olarak estetik ve fonksiyonel başarıyı sağlayabilmek için ister anterior ister posterior bölge olsun; hacim, yükseklik ve boyut olarak yeterli alveoler kemik yapısı bulunmalıdır (Misch 2015).

Tek diş implant uygulamaları başarıyla kullanılıp birçok hastada iyi sonuçlar vermiş olsa da bazı olgularda özellikle kronik, kontrol edilemeyen hastalıklarda, mukozada veya çene kemiklerinde anomaliler bulunduğunda başarısızlıkla sonuçlandığı için kontrendikedir (Ulusoy ve Aydın 2010). Kontrol altına alınamayan periodontal hastalıklı kişiler, psikiyatrik problemlili hastalar, ağız hijyeni kötü olan hastalar, aşırı diverjan köklere sahip komşu dişleri bulunan hastalar, maksiller sinüs ve mandibular kanal gibi anatomik oluşumların implant yerleştirilmesinde sıkıntı çıkarabileceği hastalar, sigara kullananlar, diabet, immun direnç defektleri gibi durumlardır (Salinas ve ark. 2004; Ulusoy ve Aydın 2010; Gomez-de Diego ve ark. 2014).

2.6. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Abutment Seçimi

2.6.1. Materyal Tipine Göre Abutmentler

Parsiyel veya tam dişsizlik hastalarının implant destekli protetik tedavisine karar verilirken biyolojik ve mekanik başarısızlık olasılığı düşük, estetik ve fonksiyon bakımından başarılı ve uzun vadeli restorasyonlar üretilmesi hedeflenmektedir (Chaar, Att, ve Strub 2011). İmplantın her bir bileşeninin fiziksel, geometrik özellikleri ve biyomekanik ortamı, tedavinin başarılı ve öngörülebilir sonucu için önemlidir (Meriç ve ark. 2011).

Dental implantın, sabit veya hareketli protezin destekleyen ve/veya tutuculuğunu sağlayan parçasına abutment (dayanak) denir. Yeterli osseointegrasyon sağlandıktan sonra, protetik üst yapı abutmentler desteğiyle gerçekleştirilir.

(Yavuzylmaz ve ark. 2003). Ağız içi ortam ve kemik arasında bir bariyer görevi sebebiyle implant çevresi yumuşak dokular estetik sonuçları etkilemektedir. Dayanak maddesi ise yumuşak dokularla doğrudan temasta olduğu için sert ve yumuşak dokuların sağlığını ve estetik sonuçları etkilemektedir (Welander, Abrahamsson, ve Berglundh 2008).

Optimal yumuşak doku konturu elde edilmesi abutmentin kesilmiş diş formuna ve çıkış profiline sahip olmasına bağlıdır (Blatz ve ark. 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 ark. 2012).

2.6.1.1. Titanyum Abutmentler

Titanyum, mükemmel materyal stabilitesi, distorsiyona direnci ve uzun dönem klinik başarısı ile abutment materyalleri arasında altın standart olarak kabul edilmektedir (Yılmaz ve Kurtulmuş-Yılmaz 2011; Linkevicius ve Vaitelis 2015). Titanyum abutmentlerin kullanılması, implant-abutment yüzünde galvanik reaksiyonları ve korozyon oluşumunu önlemektedir ve böylece yumuşak doku sağlığını desteklemektedir (Scarano ve ark. 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).

Mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu sebebiyle saf titanyum, kişisel dayanakların üretilmesinde de kullanılmaktadır. Ancak abutment dişeti seviyesinin üzerinde yerleştirildiğinde titanyumun rengi implant çevresi yumuşak dokularda mavimsi görünüme neden olabilir. Özellikle dişeti biyotipi ince olduğunda, gingival dokular gri rengi maskeleyemez ve renk yansıması belirginleşerek yapılan restorasyonun estetik sonuçları olumsuz hale gelebilir (Jung ve ark. 2008; Park ve ark. 2007).

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 (Sailer ve ark. 2009; Gomes ve Montero 2011; Elsayed ve ark. 2018).

Titanyum abutment kullanılacağında, 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 ark. 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 ark. 2012).

2.6.1.2. Seramik Abutmentler

Tam seramik dayanaklar titanyum dayanaklara göre daha iyi estetik sonuçlar elde etmek için 1991 yılında tanıtılmıştır (Prestipino ve Ingber 1993a, 1993b). Seramik dayanakları metal dayanaklardan ayıran farklı birkaç üstünlüğünden ilki mükemmel estetik başarılarıdır. Özellikle 2.5 mm'den daha ince mukoza varlığında daha iyi estetik sonuçlar elde edilmektedir. Ayrıca renk değişimi ve plak birikimi metal dayanaklara göre daha azdır (Scarano ve ark. 2004b). Seramik ve titanyum dayanaklarda yumuşak doku tutunumu aynıdır (Abrahamsson ve ark. 1998).

2.6.1.3. Alümina Abutmentlar

Alümina abutmentlar yoğun sinterleme ve yüksek oranda saflaştırılma ile %99.5 alüminyum oksit seramik çekirdeklerinden üretilmiştir. İlk yoğun soğuk sinterize alüminyum oksit abutmentlar bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar

destekli üretim (CAD/CAM) yöntemi ile Prestipino ve İngber tarafından 1993 yılında üretilmiştir (Prestipino ve Ingber 1993b). Titanyum dayanaklara göre daha üstün estetik sonuçlar vermişlerdir. Ancak kısa ve orta takip süreli klinik çalışma verilerine göre düşük kırılma direnci göstermelerinden dolayı günümüzde klinik restorasyonlarda tercih edilmemektedir (Andersson ve ark. 2003).

2.6.1.4. Zirkonya Abutmentlar

İlk defa 1997 yılında Wohlwend ve Schaerer tarafından zirkonyumdan itriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalin (YTZP) prefabrike tek parça abutmentlar, 2004 yılında ise Glauser ve ark. tarafından YTZP kişisel abutmentlar üretilmiştir. Alümina dayanaklara göre iki kat daha fazla kırılma direncine sahiptir. Kısa ve orta takip süreli klinik çalışmalarda bu abutmentların anterior ve premolar dişler alanındaki tek ve bölümlü diş eksikliği vakalarında kullanılabilirliği kanıtlanmıştır (Att ve ark. 2006).

Tek parça zirkonya dayanaklar; zirkonyanın titanyumdan iki kat daha dayanıklı ve on kat daha sert olması nedeni ile zamanla implantın boyun kısmına ve implant-dayanak arayüzeyinde daha fazla hasara ve aşınmaya neden olmaktadır (Stimmelmayer ve ark. 2012). Titanyum abutmentlarda en sık karşılaşılan başarısızlık vida gevşemesi ve kırılması iken zirkonya abutmentlarda daha çok vida ve dayanak kırıklarına rastlanması seramik abutmentlardaki başarısızlıkların, yıkıcı ve çözümü zor olarak nitelendirilmesine sebep olmuştur (Sghaireen 2015).

2.6.1.5. Hibrit Abutmentlar

Günümüzde titanyumun mekanik özelliklerinden ve zirkonyanın estetik başarısından yararlanabilmek için titanyum altyapılı zirkonya abutmentlar (hibrit dayanaklar) veya iki parçalı zirkonya abutmentlar geliştirilmiştir (Kim ve ark. 2013). Zirkonyanın sebep olduğu boyun aşınmasını engellemek için bu dayanakların implantla temas eden yüzeyi titanyumdan üretilir. Ayrıca titanyum altyapı üzerinde kalan zirkonya; titanyumun gri rengini maskeleyerek diş eti çıkış profilini daha estetik bir şekilde elde etmeye izin verir (Carvalho ve ark. 2014).

Prefabrike zirkonya, kişiselleştirilmiş zirkonya ve hibrit dayanakların dinamik yükleme sonrası başarısızlıklarını değerlendiren bir in-vitro çalışmanın sonuçlarına

göre, hibrit dayanakların daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu görülmüştür (Gehrke ve ark. 2015).

2.6.2. 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. 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 ark. 2003; Misch 2015). 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). 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 yol açabilmektedir (Hebel ve Gajjar 1997).

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). Fakat siman tutuculu restorasyonların sökülmesi daha zordur. Bu işlem sırasında implantın zarar görmemesi için restorasyon kesilerek çıkarılabilir (Crespi ve ark. 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-Oltra ve ark. 2016a).

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 ark. 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 ark. 2014).

Siman artığı kalma riski olmadığı için, vida tutuculu restorasyonlar, implant çevresi doku sağlığı açısından daha avantajlıdır (Penarrocha-Oltra ve ark. 2016b). Wittneben ve ark. (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, Millen, ve Brägger 2014).

İmmediat yükleme planlandığında, vida tutuculu restorasyonların tercih edilmesi önerilmektedir (Shadid ve Sadaqa 2012). Ancak Crespi ve ark. (2014) 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.

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).

2.7. CAD/CAM

CAD; “Computer-aided design” (Bilgisayar destekli tasarım) bilgisayar ortamında, özel bir yazılım yardımıyla, bir cismin üç boyutlu ve sanal tasarımının yapılması, modifiye edilmesi, analiz edilmesi veya optimize edilmesi işlemidir. CAM; “Computer-aided manufacturing” (Bilgisayar destekli üretim) üç boyutlu tasarımı yapılan cismin, bilgisayar desteği ile farklı bir cihazda üretiminin planlanması, yönetilmesi veya kontrol edilmesi işlemidir (Beuer ve ark. 2008; Davidowitz ve Kotick 2011; Alghazzawi 2016).

Günümüzde gelişmeye devam eden CAD/CAM sistemleri ile; inley, onley, lamina veneer, kısmi ve tam ağız sabit protezler, hareketli protezlerde iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentler, implant destekli protezlerde kişisel abutment, kron-köprü ve hibrit protez alt yapıların tasarlanıp üretilmesi, implant dayanakları, cerrahi rehberler üretilebilmektedir (Davidowitz ve Kotick 2011; Alghazzawi 2016).

CAD/CAM sistemi temel olarak üç basamaktan oluşur (Marchack 2007; Beuer ve ark. 2008; Galhano ve ark. 2012; Alghazzawi 2016):

1. Üç boyutlu yüzeyin taranması: Geometriyi, bilgisayar tarafından işlenebilecek dijital verilere dönüştüren bir dijitalleştirme aleti/tarayıcı

Dijital bir model oluşturmak için restorasyona hazırlanan bölgeden, komşu yapılardan ve karşıt çeneden veri elde edilir. Bu işlem; ağız içi tarayıcılar yardımıyla

direkt olarak ya da geleneksel ölçü yöntemleriyle hazırlanan alçı modelin laboratuvarda taranmasıyla da elde edilebilir.

2. Üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım: Verileri işleyen ve uygulamaya bağlı olarak, üretilecek ürün için bir veri seti üreten yazılım

Dijital modeller üzerinde sanal restorasyonları tasarlayan ve kazıma parametrelerini hesaplayan bir yazılım programı sistemidir.

3. Restorasyonun üretilmesi: Veri setini istenen ürüne dönüştüren bir üretim teknolojisi ile tasarlanan dijital veriyi hazır bloklardan eksiltme yöntemiyle kazıyan veya ekleme yöntemiyle restorasyonu üreten, üretim birimidir.

2.8. Zirkonyum

Birtakım değerli taşların ısıtılması sonucunda reaksiyon ürünü olarak ortaya çıkan zirkonyum uzun yıllar seramik yapısına katılan bir pigment olarak kullanılmıştır. Atom numarası 40 olan zirkonyum (Zr) metalik yapıda bir elementtir ve $6,49 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğundadır. Erime noktası 1852°C ve kaynama noktası 3580°C dir. Hegzagonal kristal yapıda ve grimsi bir renge sahip olan zirkonyum; doğada saf halde olmayıp, baddeleyit olarak da bilinen metal oksiti “zirkonyum (ZrO_2)” veya silikat oksit ile yaptığı bileşik olan “zirkon (ZrSiO_4)” şeklinde bulunmaktadır. Kristal yapısı değişken bir materyal olan zirkonyum monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 ana fazda bulunmaktadır. Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonyum, 1170°C üzerinde daha yoğun bir yapı olan tetragonal faza geçmektedir. Bu faz değişimi ile beraber kitle ortalama % 5’lik bir hacim azalması göstermektedir. 1170°C ve 2370°C arasında tetragonal fazda stabil olan zirkonyum daha yüksek sıcaklıkta kübik kristal bir yapı kazanmaktadır. Kitlenin soğutulması sırasında yaklaşık % 3-5’lik bir hacim artışına sebep olan “t $\rightarrow$ m” faz değişimi meydana gelmektedir (Piconi ve ark. 1999). Bu geri dönüşümlü bir durumdur ve soğuma sırasında yaklaşık 950°C civarında olmaktadır (Denry ve Kelly 2008; Eğilmez ve ark. 2010). Oda sıcaklığında tetragonal yapının sabitlenmesini, faz dönüşümleri sırasında oluşan stresin kontrolünü, çatlak yayılımının durdurulmasını ve yüksek sertliğin elde edilmesini sağlamak için zirkonyum; CaO, MgO, Y_2O_3 veya CeO_2 gibi stabilize edici oksitlerle alaşımlanmaktadır (Deville ve ark 2006; Eğilmez ve ark. 2010).

Zirkonyum içeren pek çok seramik sistem mevcut olmasıyla birlikte, yttrium tetragonal zirkonyum polikristalleri (3Y-TZP), zirkonyumla güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve magnezyum kısmi stabilize zirkonyum (Mg-PSZ) yaygın olarak kullanılan 3 sistemdir (Karakoca ve Yılmaz 2006; Denry ve Kelly 2008; Eğilmez ve ark. 2010).

2.8.1. Yttrium Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (3Y-TZP)

Stabilize edilen zirkonyum materyalleri arasında biyomateryal olarak en çok kullanılanı; yttrium oksidin (Y_2O_3), saf zirkonyum ağırlığının % 2-3'ü oranında ilave edilmesiyle elde edilen yttrium tetragonal zirkonyum polikristal (3Y-TZP)'dir (Tan ve Dunne 2004). Yapı içinde rastgele dağılmış olan stabilize edici Y^{+3} ve Zr^{+4} kanyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyumu stabilize etmektedir (Fabris ve ark. 2002). Mikro yapısı 0,2-0,5 mikrometre (μm) çapında eş eksenli taneciklerden oluşan 3Y-TZP seramikleri diş hekimliği uygulamalarında kullanılmaktadır (Guazzato ve ark. 2004).

2.8.1.1. Yarı Sinterize 3Y-TZP Bloklar

Bilgisayar destekli ya da bilgisayar desteği olmaksızın ön sinterizasyonu yapılmış 3Y-TZP blokların teknisyen tarafından frezeleme ile şekillendirilmesinden sonra yüksek sıcaklıklarda sinterizasyonun tamamlanması ile kron ve köprü restorasyonları için zirkonyum esaslı alt yapı üretimi yapılmaktadır. Sinterizasyon öncesi farklı metal tozlarından oluşan renklendirme solüsyonları daldırılan materyal sinterizasyon sırasında renk gelişimini tamamlanmaktadır. Restorasyonlar özel programlı fırınlarda yapılan sinterizasyon esnasında meydana gelecek büzülme oranında büyütülmüş olarak şekillendirilmektedir. Her ürünün sinterizasyon koşullarının farklı olmasıyla birlikte sinterizasyon sıcaklığı $1350^{\circ}C$ ve $1550^{\circ}C$ arasında değişmektedir (Karakoca ve Yılmaz 2006; Malkoç ve Sevimay 2009).

2.8.1.2. Tam Sinterize 3Y-TZP Bloklar

Tam sinterize 3Y-TZP blokların üretilirken; $1500^{\circ}C$ 'nin altındaki sıcaklıklarda ön sinterizasyon sonrası $1400-1500^{\circ}C$ 'de yüksek basınç altında ikinci bir uygulamayla blokların %95 yoğunluktan %99'luk yoğunluğa ulaşması

sağlanmaktadır. Tam sinterize yoğun blokların yüksek sertliği şekillendirilmelerini zorlaştırmaktadır (Heuer ve ark. 1982).

Y-TZP restorasyonun başarısını etkileyen faktörler;

- Deformasyonu engellemek için alt yapı kalınlığı en az 0,5 mm olmalıdır.
- Rezidüel stresi azaltmak için restorasyon 200°C'nin altındaki sıcaklığa kadar fırında kendiliğinden soğutulmalıdır.
- Elde edilen alt yapı ısısal genleşme katsayısı uygun bir porselen ile kaplanmalıdır (Heuer ve ark.1982; Denry ve Kelly, 2008).

2.8.2. Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Alumina (ZTA)

ZTA, biyoseramik olarak kullanımı son zamanlarda artan bir materyaldir. In-Ceram Zirconia (VidentTM) bu materyallere örnek olarak verilebilecek bir dental üründür (Kelly ve Denry 2008; Malkoç ve Sevimay 2009; Eğilmez ve ark. 2010). In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina'ya %12 mol seryum ile stabilize edilmiş, hacimce %33 oranında zirkonyum (12Ce-TZP) eklenerek geliştirilmiştir (Kelly ve Denry 2008; Eğilmez ve ark. 2010). Pörozitesinin (%8-11) sinterlenmiş 3Y-TZP'den daha fazla olması In-Ceram Zirconia'nın mekanik özelliklerinin, 3Y-TZP'den daha düşük olmasını kısmen açıklamaktadır (Uludamar 2007; Denry ve Kelly 2008; Malkoç ve Sevimay 2009; Eğilmez ve ark. 2010).

2.8.3. Magnezyum Kısmi Stabilize Zirkonyum (Mg-PSZ)

Özellikle pörozite varlığı ve büyük gren boyutu (30-60 µm) nedeniyle kırık oluşumuna neden olduğundan biyomedikal uygulamalarda başarı sağlayamamıştır (Denry ve Kelly 2008; Nağış ve Ergün 2008).

2.9. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Zirkonya restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık olan veneer chippingi ve kırığı nedenleri ile son yıllarda veneerlenmeyen zirkonya restorasyonları üretme eğilimi ortaya çıkmıştır. CAD/CAM teknolojisi ile translusentliği ve mekanik stabilitesi artırılmış, veneer porselensiz tam kontur monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir (Kim ve Kim 2014). Tabakalama aşamasının olmaması

Üretim süresini kısaltır ve çift tabakalı zirkonya restorasyonlara göre yapılan preparasyon miktarını da azaltması ile tedavi minimal invaziv olmaktadır (Silva ve ark. 2017).

Mevcut dental seramiklerinin en güçlüsü olan zirkonya, okluzal alanı kısıtlı hastalarda yük taşıyan posterior restorasyonların mekanik özelliklerini karşılayan 800-1200 MPa eğilme dayanımı ile metal oksitler arasında benzersiz bir yere sahiptir. Düzgün cilalandığında, antagonist diş yapısının daha az aşınmasına da neden olur. Zirkonya ayrıca, zirkonya moleküler konfigürasyonunun lokal dönüşümü yoluyla yayılan bir kırığın hemen önünde malzeme hacminde bir artış olan faz dönüşümü adı verilen bir özelliğe sahiptir. Bu zellik kırığın daha fazla yayılmasını sınırlar ve okluzal fonksiyon sırasında üstün performans sağlar. Yüksek mukavemetli zirkonyanın veneer porseleni ile zayıf bir arayüz bağlantısı oluşturması nedeniyle karşılaşılan veneerde chipping veya kırılma problemlerini ortadan kaldırmak için, tam anatomik monolitik zirkonya restorasyonları posterior dişlerde daha çok tercih edilir. Monolitik zirkonya restorasyonların en büyük avantajı, kronların konservatif preparasyon ile imal edilebilmesidir (Gupta ve ark. 2021).

2.9.1.Endikasyonları

Zirkonyum alt yapılı seramik kronların kullanıldığı tüm endikasyonlar, monolitik zirkonyum için de geçerlidir. Ayrıca yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı;

- Uzun gövdeli köprü protezlerinde
- Full ark köprü protezlerinde
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda
- Endokronlarda
- İnley ve onley kronlarda
- İmplant st kronlarda kullanım alanı bulmaktadır.

2.9.2.Avantajları

- Daha yüksek translsenslik

- Seramik-zirkonyum arasında kopma olmaması
- Antagonist dişte abrazyona sebep olmaması
- Daha yüksek bükülme direnci
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi olarak sayılabilir.

2.9.3.Dezavantajları

- Maliyet
- Laboratuvar aşamalarının zor olması olarak gösterilebilir (Ulu ve Bayındır 2015).

2.10. Zirkonyuma Uygulanan Yüzey İşlemleri

Yüzey işlemleri, restoratif materyallerin pürüzlülüğünü arttırarak, yüzey kompozisyonunda değişikliklerle yüzey enerjisini arttıran fiziksel ya da kimyasal uygulamalardır. Geleneksel cam seramiklerin simantasyonu hem kimyasal hem de mekanik bağlantıya dayanmaktadır. Asitle pürüzlendirme işlemi, silika esaslı seramikler ile rezin siman arasındaki mikro mekanik bağlantının artmasını sağlarken silan uygulamasıyla ise kimyasal bağlantı oluşturulur. Ancak zirkonyanın mikroyapısında herhangi bir camsı fazın ve silikanın olmaması nedeniyle zirkonya için silika esaslı seramiklere uygulanan yüzey işlemleri gereksiz olmaktadır. Bu nedenle zirkonya restorasyonların simantasyonu için farklı yüzey işlem yöntemleri geliştirilmiştir (Thompson ve ark. 2011). Bu yöntemler arasında;

- Kumlama,
- Döner aletlerle pürüzlendirme,
- Asit, silan ve primer uygulama,
- Tribokimyasal pürüzlendirme,
- Lazer ile pürüzlendirme
- Selektif infiltrasyon asitlemesi
- Kimyasal buhar biriktirme
- İnternal kaplama tekniği sayılabilir.

Kumlama yönteminde 30-250 µm boyutlarındaki Al₂O₃ tanecikleri basınçla restorasyon yüzeyine uygulanarak oksit ve kontaminasyon tabakaları gibi yüzeydeki artıklar uzaklaştırılır ve pürüzlü bir yüzey oluşturularak yüzey gerilimi azalır ve böylece yüzey enerjisi ile ıslanabilirlik de artmış olur ve mikromekanik bağlantı için gerekli olan pürüzlü yüzey elde edilir (Amaral ve ark. 2006). Ancak bu yüzey işleminin zirkonyanın mikroyapısını bozduğunu savunan bilimsel çalışmaların mevcut olması nedeniyle kumlama zamanı, uygulanan basınç ve tanecik boyutları dikkate alınmalıdır (Kern ve Wegner 1998).

Döner aletlerle pürüzlendirme yönteminde farklı gren boyutuna sahip elmas frezler, diskler ve zımparalar kullanılır. Diğer yöntemlere göre daha çok yüzey pürüzlülüğüne neden olduğu kanıtlanan elmas frezlerin; yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyada mikro çatlaklara ve faz değişimine neden olduğu ayrıca yüzeyde yeterli mikro mekanik tutuculuk sağlamadığı için bağlanmayı arttırmada tek başına yeterli olmadığı görülmüştür (Thompson ve ark. 2011).

Asit, silan ve primer uygulama yöntemi ile yüzey ıslanabilirliği arttığı için rezin simanlarla restorasyon arasındaki bağlantı da artar. Silan uygulaması seramik rezin kompozit, cam seramik ve silika kaplı polikristalin seramiklerin yüzeyine uygulanarak organik ve inorganik yapıdaki iki farklı materyalin kimyasal olarak bağlanması sağlar (Sevmez ve ark. 2018). Zirkonya esaslı seramikler, silika içermediklerinden dolayı da silan uygulama yönteminin hemen hemen hiç etkisi bulunmamaktadır. Ancak geliştirilmiş tribokimyasal kumlama işlemi sonrası zirkonya restorasyonlara silan uygulanabilir (Jung ve ark. 2012).

Tribokimyasal silika; kum ve alümina partiküllerinin silika ile modifiye edilmiş halidir ve restorasyonla rezin siman arasındaki mekanik ve kimyasal bağlantıyı artırmak için uygulanabilir. Pürüzlendirme işlemi için silika kaplı Al₂O₃ tanecikleri basınçla yüzeye çarpıp mikro boşluklar oluşturarak mekanik bağlantıyı, bu boşluklara nüfuz eden silika ise kimyasal bağlantıyı sağlar (Xible ve ark. 2006).

2.11. Zirkonyumun Adeziv Simanlarla Simantasyonu

Kullanılan siman ve simantasyonun yöntemi seramik esaslı restorasyonların uzun vadeli klinik başarısı için en önemli etkenlerden biridir. Düşük çözünürlüğü,

yüksek bağlantı direnci, mükemmel mekanik ve estetik özellikleri sebebiyle adeziv rezin simanlar seramik esaslı restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedir (Ferracane ve ark. 2011).

Sertleşme mekanizmasına göre rezin simanlar üç gruba ayrılırlar;

1. Işık ile sertleşen (light-cure) rezin simanlar
2. Kimyasal yol ile sertleşen (self-cure) rezin simanlar
3. Hem ışıkla hem de kimyasal yol ile sertleşen (dual-cure) rezin simanlar

2.11.1. Işık ile Sertleşen Rezin Simanlar

Çalışma sürelerinin uzun olması, renk stabilitelerinin iyi olması ve farklı renk seçeneklerinin bulunması en önemli avantajlarındanır. Sertleşme reaksiyonu sadece ışıkla gerçekleştiğinden dolayı materyal kalınlığı az olan (maksimum 1.5 mm), cam seramik ve indirekt kompozit gibi ışık geçirgenliği yüksek olan restorasyonların simantasyonunda kullanılmaları önerilmektedir (Blatz ve ark. 2003).

2.11.2. Kimyasal Yol ile Sertleşen Rezin Simanlar

İçerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız içi ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile zamanla simanda renk değişimleri görülür. Ayrıca renk seçeneklerinin sınırlı olması ve kısa çalışma sürelerinin olması bu rezin simanlar için dezavantaj oluşturmaktadır. Sıklıkla kalın materyalli veya opak restorasyonların, metal inley, onley, endodontik postlar gibi restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır (Blatz ve ark. 2003).

2.11.3. Hem Işıkla Hem de Kimyasal Yolla Sertleşen (Dual-Cure) Rezin Simanlar

Bu simanlar ışıkla sertleşen rezin simanlara göre daha sarı renktedirler. Renk stabiliteleri ışıkla sertleşen rezin simanlardan daha azdır. Ayrıca sertleşme reaksiyonu sırasında daha çok renk değişimi gözlenir. Mekanik özellikleri nedeni ile tercih edilen bu simanlar sadece ışıkla polimerizasyonun zor olduğu durumlarda kullanılırlar (Ferracane ve ark. 2011).

2.12. Çiğneme Simülatörü

Restoratif maddelerin klinik deneyleri çoğu zaman etik sorunlar içerir, maliyeti yüksektir ve uzun takip süresi gerektirir. Dolayısıyla çiğneme simülasyonu yoluyla yorulma ve aşınma dirençlerinin klinik öncesi test edilmesi önemlidir. Ayrıca çiğneme simülatörünün fizyolojik çiğneme verilerini taklit etmesi güvenilir ve karşılaştırılabilir sonuçlar elde etmek için gerekmektedir (Heintze 2006). Fizyolojik çiğneme ve yutkunma esnasındaki ısırma kuvvetlerinin 10-50 N arasında değiştiği, her çiğneme döngüsü sırasındaki antagonist dişlerin temas süresinin ise 400 ms ile 600 ms arasında olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır. Test edilen materyal ile simülatörün ucu arasındaki temas süresi bu aralıkta olmalıdır ve simülasyon süresi boyunca sabit kalmalıdır. Ayrıca bu döngüsel temaslar 0.2-1.5 Hz'lik aralıklarla tekrarlanmalıdır (Kohyama ve ark. 2004). Dikey hareketlerin en yüksek kinematik değerleri ise 16 ile 20 mm arasında ölçülmüştür (Schindler ve ark. 1998).

Çiğneme simülatöründe örneklere uygulanan 250.000 döngünün ortalama bir yıllık klinik kullanıma, 1.200.000 döngünün ise beş yıllık klinik kullanıma karşılık geldiği bilimsel araştırmalarla kanıtlanmıştır (DeLong ve ark. 1985; Sakaguchi ve ark. 1986). İstatistiksel olarak yeterli sayıda örneğin uygun bir süre içinde test edilmesi için, aynı anda çalışan birden fazla test bölmesinin var olması gerekmektedir. Uygulanan kuvvet miktarı, döngü sayısı ve döngü sıklığı karşılaştırılabilir sonuçlar elde etmek adına aynı olmalıdır (Kern ve ark. 1999).

Diş hekimliğinde çiğneme simülatörleri restoratif maddelerin aşınma deneylerinin yanı sıra, kron ve köprülerin dayanıklılığını, çatlak oluşma nedenlerini ve kenar uyumu değerlendirmek için de kullanılabilir.

Klinik öncesi deneyler için kullanılan çiğneme simülatörünün sahip olması gereken özellikler (Heintze 2006):

- Uygulanan kuvvet ve uygulama sıklığının yüksek doğruluğa sahip olması,
- Elde edilen sonuçların doğruluğunun kesinliği,
- Cihazın bileşenlerinin uzun ömürlülüğü ve sağlıklı çalışması,
- Cihaz kontrollerinin kısa sürede yapılabilmesidir.

Ayrıca her kullanım öncesi özel ölçüm cihazıyla simülörün ayarlanması gereken aralıklar şu şekildedir:

- Dinamik kuvvet (48-52 N)
- Kuvvet impulsu (9.9-10.1 Ns)
- Dikey ve yatay hareketin hızı (39-41 mm/dk)
- Yükleme döngülerinin sıklığı (1.58-1.62 Hz)
- Temas süresi (390-410 ms)
- Çevresel ortam sıcaklıkları (4.8–5.2 0C/54.0–56.0 0C)

Çalışma süresi boyunca test edilen örneklerin yüzeylerinin temiz tutulması için gereken ortam, test bölmesini dolduran sabit bir sıvı (ör. su) ile sağlanabilir. İn-vitro deneyler için kullanılan simülör cihazının örnek yüzeyine temas eden ucunun sivri veya küre şeklinde olmasının da kuvvet iletimi ve aşınma miktarı üzerinde etkisinin olduğu kanıtlanmıştır. Sivri bir uç daha dar bir yüzeye temas ettiği için birim alana gelen kuvvet miktarı dolayısıyla da bu alandaki aşınma miktarı da fazla olmaktadır. Yuvarlak uç ise daha geniş bir temas alanına sahip olduğu için daha az yorulma gerilmesi ortaya çıkar (Krejci ve ark. 1992).

2.13. Termalsiklus (Isıl Döngü)

Ağız içindeki ısı değerinin normal şartlar altında $37\pm1^{\circ}\text{C}$ olduğu, ancak gün içerisinde tüketilen sıvı ve katı gıdalarla bu değerin minimum $4\pm1^{\circ}\text{C}$, maksimum $55\pm1^{\circ}\text{C}$ arasında değişebildiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (Palmer ve ark. 1992; Addison ve ark. 2003). Meydana gelen bu ısı değişikliklerinin ağızdaki restorasyonlarda farklı etkileri olduğu çok sayıda çalışmayla gösterilmiştir (Bhim ve ark. 1991; Dubois ve ark. 1999; Andreatta Filho ve ark. 2003; Guarda ve ark. 2013).

Dental restoratif materyallerin ve bunların özelliklerinin doğrudan in-vivo koşullarda test edilmesinin çok zaman alıcı olması ve bazı durumlarda etik açıdan kabul edilemez olması nedeniyle, çalışmalar sıklıkla in-vitro olarak yapılmaktadır. Laboratuvar ortamında restoratif materyallerin, dişlerin ve bunların birbirleri arasındaki bağlantı dayanıklılığı gibi özelliklerinin incelenebilmesi için, ağız ortamında uzun süre kullanımı taklit edebilen yapay yaşlandırma yöntemlerinden biri

olan ısı döngü sıklıkla kullanılmaktadır (Bishara ve ark. 2007; Komine ve ark. 2009).

Isıl döngü cihazında; test edilen örnekler farklı sıcaklıklara sahip iki farklı havuz içerisinde, değişen sürelerde ve sayıda bekletilebilmektedir. Örnekleri, havuzlarda 15-60 saniye arasında değişen süreyle bir kez sıcak, bir kez soğuk suya daldırma işlemine “devir” denilmektedir. Örneklerin iki havuz içindeki bekleme süreleri ve havuzlar arası geçişteki toplam sürelerine “devir süresi” denmektedir. İki havuz arası geçiş süresinin 5-10 saniye olması önerilmektedir. Kullanılan iki havuzdaki sıcaklık değerlerinin ağız ortamını taklit edebilmesi için önerilen ısılar en düşük 4-8 °C, en yüksek ise 45-60 °C’dir (Tanaka ve ark. 1995; Papacchini ve ark. 2007).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

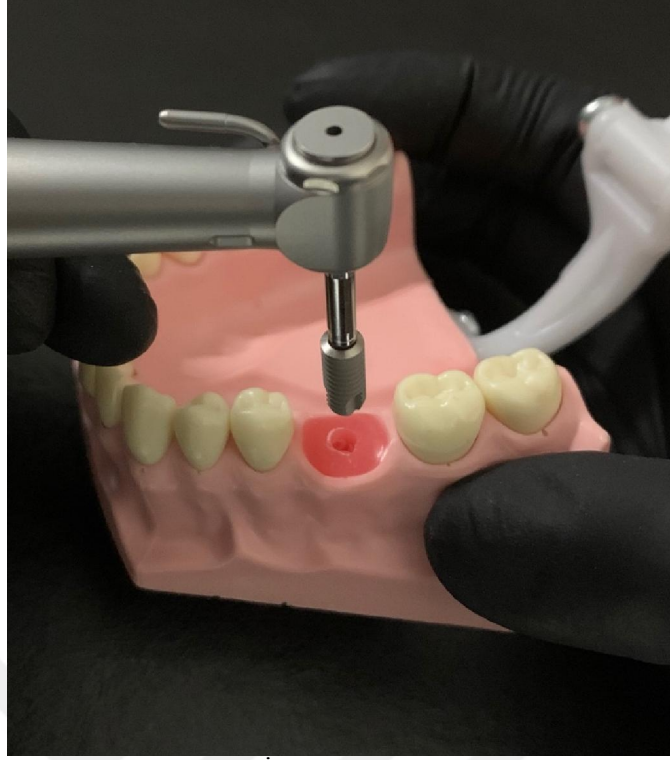
Bu çalışmada tek diş eksikliğinde uygulanan farklı iki abutment (tibase ve standart titanyum abutment) ile desteklenen implant üstü monolitik zirkonyum kronların kırılma dayanımı ve yaşlandırma prosedürlerinin (çigneme simülasyonu ve termal döngü) buna etkisi değerlendirildi.

Tek diş implant üstü monolitik zirkonyum kronların incelendiği çalışmamızda 4 grup (n=7) bulunmaktadır. Her bir örnek; implant analogu, abutment ve krondan oluşmaktadır.

- Grup Ti: 7 adet prefabrik titanyum abutmenta simante edilen monolitik zirkonyum kron
- Grup TiBase: 7 adet ti-base abutmenta simante edilen monolitik zirkonyum kron
- Grup Ti/CT: Çigneme simülatörü ve termal siklus uygulanmış 7 adet prefabrik titanyum abutmenta simante edilen monolitik zirkonyum kron
- Grup TiBase/CT: Çigneme simülatörü ve termal siklus uygulanmış 7 adet ti-base abutmenta simante edilen monolitik zirkonyum kron

3.1.Örneklerin Hazırlanması

Tüm dişlerin ve dişetlerinin taklit edildiği çene modelinde (Klas dental fantom çene, Barış Dental, İstanbul, Türkiye) 36 nolu diş eksiltilerek dişeti formu oluşturuldu. İmplantlar (Medentika Implant GmbH, Hügelsheim, Almanya) üretici firmanın talimatlarına göre frezleme yapılarak implant yuvası açılıp implant boynu mine sement sınırından 2 mm apikalde olacak şekilde gömüldü (Resim 3.1.1).



Resim 3.1.1. İmplant yerleştirme aşaması

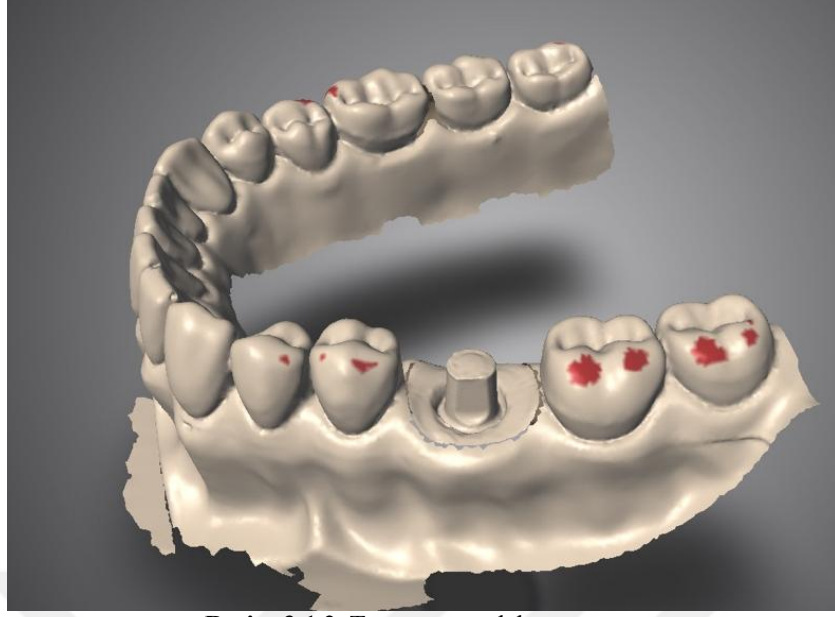
Tablo 3.1.1. Çalışmada kullanılan implant materyali

Firma	Model	Çap	Boy
Medentika	Microcone implant	4,5 mm	11 mm

Test edilecek her iki abutment örneği (standart titanyum ve tibase abutment) (Medentika Implant GmbH, Hügelsheim, Almanya) (resim3.1.3.) hazırlanan modele tek tek yerleştirilerek model tarama cihazı ile (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) tarandı (resim 3.1.2.).

Tablo 3.1.2. Tarama cihazı parametreleri

Tarama Hacmi	90mm x 90mm x 90mm
Optik teknoloji	1. sınıf lazer ürünü 2 yüksek hızlı ölçüm kamerası 1 renkli video kamera
Eksen sayısı	5 (4 rotatif, 1 translatif)
Bilgisayar ve işletim sistemi	Core i5, 8 GB bellek 1 GB özel RAM grafik kartı Windows 7, 64 bit, 250 GB SSD
Doğruluk	15 mikron
Çıkış formatı	STL ve desteklediği formatlar
Taranabilir malzemeler	Ölçü materyalleri ve alçı
Elektrik verileri	100-240 V AC / 50-60 Hz / 160 W
Sertifika	CE, OHSA, Canada (SCC)
Ekran portları	DVI, HDMI & VGA



Resim 3.1.2. Taranmış model görüntüsü

Tablo 3.1.3. Çalışmada kullanılan abutment materyalleri

	Diş eti yüksekliği	Çap	Baca yüksekliği
Titanyum base	1,1 mm		3,5 mm
Standart abutment	1,5 mm	5,5 mm	



Resim 3.1.3. Abutment materyalleri

Her bir implant analogu aynı boyuttaki kalıplar kullanılarak çevreleyen kemiği taklit eden akrilik bloklar (Pattern Resin Ls, Gc America Inc.) içine aynı pozisyonda yerleştirilip abutmentlar firmanın tavsiye ettiği tork değerinde vidalanarak sabitlenmiştir(Resim 3.1.4, Resim 3.1.5.).



Resim 3.1.4. İmplant yerleştirilmiş akril bloklar



Resim 3.1.5. İmplant analogu, abutment ve kron

14 adet 3.5 mm baca yüksekliği, 1.1 mm dişeti yüksekliği olan tiBase abutment (Titanium base 2nd Generation, 2-09-13, Medentika Implant GmbH, Hügelsheim, Almanya) ve 14 adet 1.5 mm dişeti yüksekliği, 5.5 mm çapı olan standart titanyum abutmenta (standart abutment straight, 2-07-02, Medentika Implant GmbH, Hügelsheim, Almanya) uyumlu olmak üzere toplam 28 adet monolitik zirkonyum kronun tasarımında arktaki 46 numaralı karşıt dişin okluzal, mesiodistal ve bukkolingual olarak aynı boyuttaki simetrik görüntüsü kullanılarak her bir kron aynı formda üretime hazırlandı (Resim 3.1.6.).



Resim 3.1.6. Kron tasarımı (CAD)

Kronlar beş eksenli bilgisayar destekli üretim (CAM) cihazı (Yenamak D50, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) ile 1 mm ve 2 mm çapındaki zirkonya frezleri kullanılarak 98,4 çapında ve 18 mm yüksekliğindeki monolitik zirkonyum bloklardan (Vita YZ T, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) kazıma yapılarak üretildi (Resim 3.1.7., Resim 3.1.8.). Üretilen zirkonyum kronlar Tegra Speed (Yenadent, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) sinterleme cihazında üreticinin talimatlarına uygun olarak; 1450°C’de 2 saati yüksek ısıda olmak üzere 4,5 saat sinterlendi.

Tablo 3.1.4. CAM cihazı özellikler

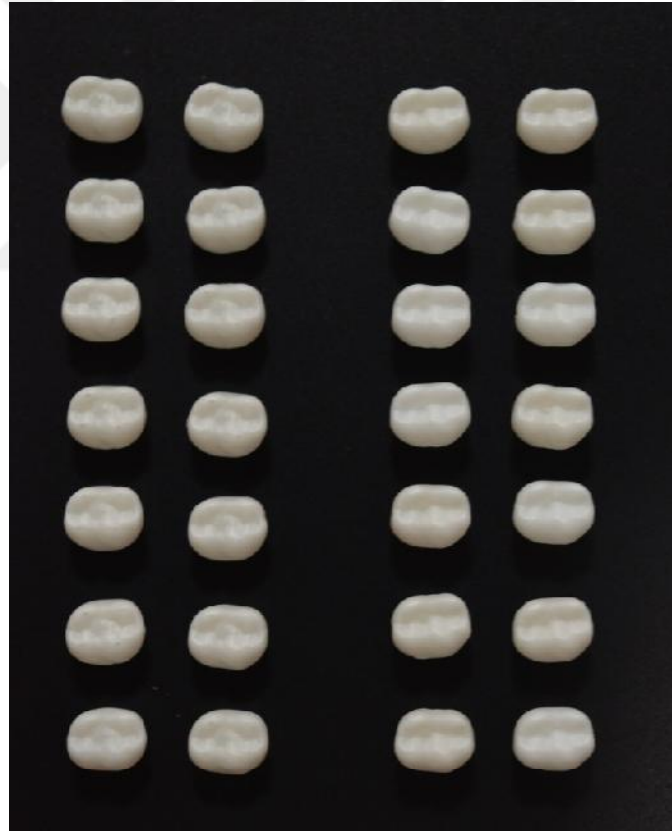
Elektrik	220V, 50 Hz, 3.5 Kw, Tek faz çıkış
Hava kompresörü	Hava basıncı min. 6 bar (ISO 9001, ISO 14001) Dk. min. 100 lt. hava çıkışı
Isı	Oda sıcaklığında
Vakum Sistemi	Vakum akış hızı 50-220 mm ³ /h. 1,3 Kw 22000 Pa vakum basıncı

Tablo 3.1.5. Kullanılan zirkonyum kron materyali

İsim	Üretici firma	İçerik
Vita YZ T	VITA Zahnfabrik Bad Sackingen Almanya	zirkonyum oksit %90,9–94,5 itriyum oksit %4,0–6,0 hafniyum oksit %1,5–2,5 alüminyum oksit %0,0–0,3 demir oksit %0,0–0,3

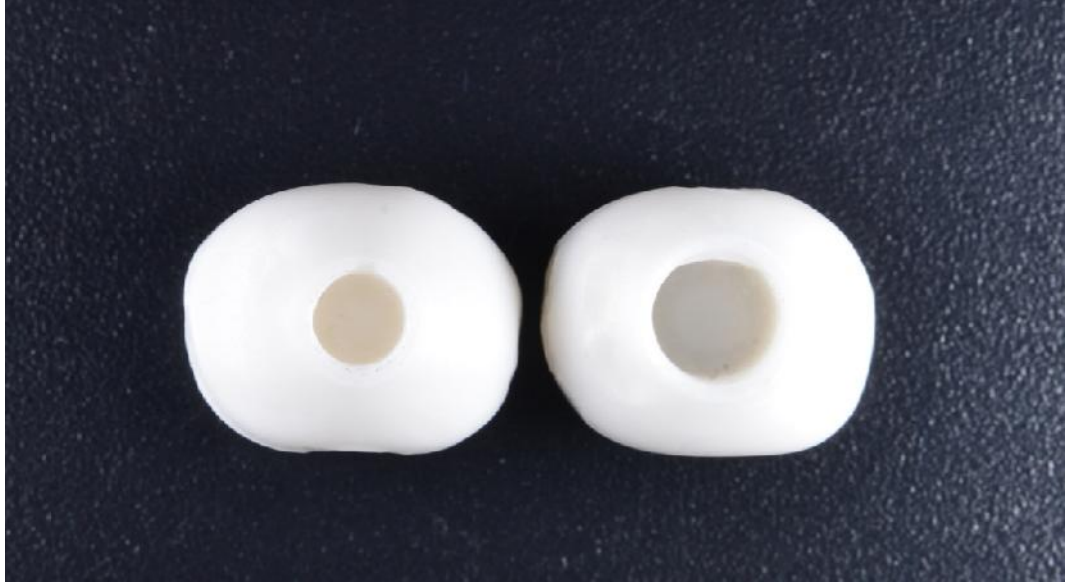


Resim 3.1.7. Kron üretiminde kullanılan zirkonyum blok



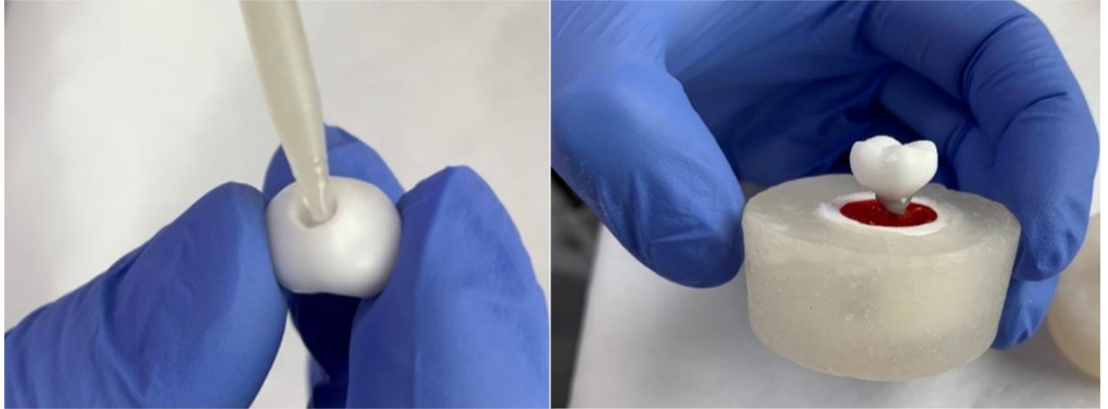
Resim 3.1.8. CAD/CAM monolitik zirkonyum kronlar

Her bir kronun iç yüzeyi 50 mm Al_2O_3 partikülleri (Renfert GmbH, Germany) ile 10 sn, 4 bar basınç ile aşındırıldı (P-G400; Harnisch-Rieth, Winterbach, Germany) (resim 3.1.9.).



Resim 3.1.9. Kronların iç yüzeyi

Abutment delikleri teflon bant ile kapatıldıktan sonra kronlar rezin siman (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japonya) kullanılarak firmanın talimatları doğrultusunda abutmentlara simante edildi. Monolitik zirkonyum kronlar 5 sn ışınlamadan sonra taşan siman temizlenip her yönden (mezial, distal, bukkal, lingual) 10 sn ışınlama yapılarak simantasyon işlemi bitirildi (resim 3.1.10.). Hazırlanan örnekler yaşlandırma protokolü ve kırılma testi öncesi 24 saat inkübasyon fırınında 37°C’de bekletildi.



Resim 3.1.10. Kron iç yüzeyine siman yerleştirilmesi ve taşan siman görüntüsü



Resim 3.1.11. Simantasyon öncesi örnekler

3.2. Çiğneme Simülasyonu Ve Termalsiklus

Grup Ti/CT ve Grup TiBase/CT için hazırlanan örneklerle beş yıllık kullanıma denk gelen çiğneme simülasyonu ve eşzamanlı termal siklus uygulanarak yaşlandırma yapıldı. 5 yıllık çiğnemeyi simüle etmek için çiğneme simülatöründe (Çok Fonksiyonlu Çiğneme Simülatörü, Analitik Medikal, Gaziantep, Türkiye) 50 N dinamik yükleme kuvveti ve 1.4 Hz çiğneme frekansı kullanılarak 1.2×10^6 yükleme döngüsüne maruz bırakıldı (Çiğneme simülatöründe 240.000-250.000 çiğneme döngüsü 1 yıllık klinik hizmete karşılık gelmektedir). Termal siklus için soğuk tank 5°C , sıcak tank 55°C derece olacak şekilde ayarlanarak 90 saniyelik daldırma 10 saniyelik bekletme ile toplamda 3911 döngü simultane şekilde tamamlandı.

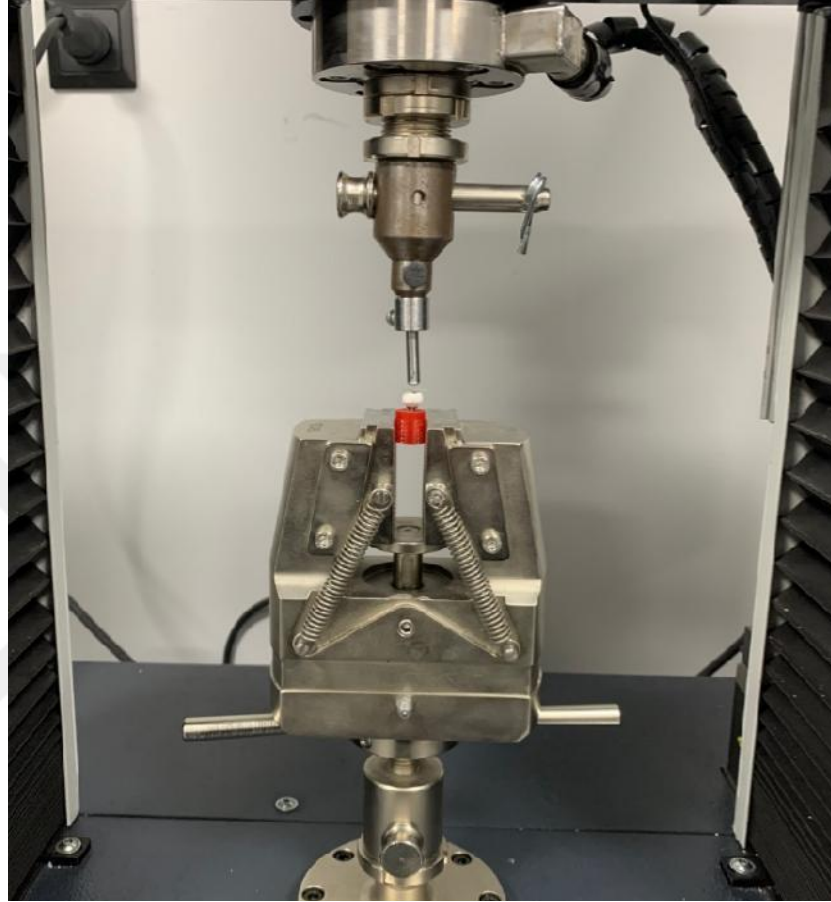


Resim 3.2.1. Çiğneme simülasyonu değerleri



Resim 3.2.2. çiğneme simülatörü

Tüm örneklerin kırılma dayanım değerlerini ölçmek için universal bir test cihazında (Besmak, Ankara, Türkiye) çapı 6 mm olan çelik yarım küre şekilli uç ile kronların çiğneme yüzeyine dik gelecek şekilde 1mm/dk crosshead hızda kuvvet uygulandı ve grafikteki ani düşmeyle belirlenen kırılma değerleri kaydedildi.



Resim 3.2.3. Örneğin kırılma test cihazına yerleştirilmesi

3.3. İstatistiksel Analiz

Normallik dağılımı Shapiro-Wilk testi kullanılarak test edildi ve testler verilerin normal dağıldığını ortaya koydu. Parametrik testin yapılması uygun bulundu. Grupların kırılma mukavemetlerindeki farklılıkların önemini değerlendirmek için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı($p=0.05$). İstatistiksel analizler SPSS 23.0 ile yapıldı.

4. BULGULAR

Çalışmamızda test edilen dört gruptan ikisine (Ti/CT ve TiBase/CT) çiğneme simülasyonu ve simultane termal siklus uygulanmış ve bu iki gruba ait her örnek için beş yıllık sağkalım ve başarı oranı %100 olarak bulunmuştur.

Kırılma dayanımı testi sonrası dört gruba ait her bir örnek aşağıda belirtilen mekanik başarısızlık ölçütlerine göre incelenmiştir:

- Akril kırığı
- Vida kırığı
- Vida gevşemesi
- Boyun deformasyonu
- Desimantasyon
- Kron kırığı

Mekanik başarısızlık bulguları tablo 4.1.' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Mekanik başarısızlık bulguları

	Ti	TiBase	Ti/CT	TiBase/CT
Akril kırığı	5	0	4	4
Vida kırığı	1	1	2	1
Vida gevşemesi	2	0	0	0
Boyun deformasyonu	1	5	0	2
Desimantasyon	0	5	1	5
Kron kırığı	0	0	0	0

Test edilen tüm örneklerde en sık karşılaşılan başarısızlık kaide akrilinde kırılma olarak tespit edilmiştir. En sık görülen ikinci başarısızlık modu kron materyalinin abutmenttan ayrılması yani desimantasyon olarak gözlenmiştir.



Resim 4.1. Kırılma dayanımı testi sonrası bazı örnekler (Soldan sağa vida kırığı, boyun deformasyonu, desimantasyon, akril kırığı)

Hipotez testleri öncesinde veriler için yapılan normallik testi sonucuna göre; Shapiro Wilk testinde p değeri 0,05'in üzerinde bulunup, örneklem büyüklüğü de parametrik test kriterleri için uygun bulunmuştur (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Normallik Testi

	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	p
Ti	0,889	7	0,27
Tibase	0,929	7	0,54
Ti/CT	0,904	7	0,36
TiBase/CT	0,904	7	0,36

Grupların kırılma mukavemetlerindeki farklılıkların önemini değerlendirmek için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (p=0.05) İstatistiksel analizler SPSS 23.0 ile yapıldı.

Bu çalışmada test edilen tüm numuneler için istatistiksel olarak homojen iç grup sonuçları bulundu. Tek Yönlü ANOVA sonuçları, gruplar arasında kırılma mukavemetlerinin önemli ölçüde farklı olmadığını ortaya koydu (p=0,787).

Materyallere uygulanan kuvvet sonrası kırılma dayanımı değerleri ortalaması Tablo 4.3.'te sunulmuştur. Ti materyalinin dayanıklılık ortalaması 1718,18 N iken, TiBase materyalinin 1713,53 N, Ti/CT materyalinin 1664,82 N, TiBase/CT materyalinin 1551,29 N'dur.

Tablo 4.3. Betimsel İstatistikler

	n	Ortalama(N)	Std. Sapma
Ti	7	1718,18	405,473
TiBase	7	1713,53	285,663
Ti/CT	7	1664,82	231,011
TiBase/CT	7	1551,29	422,290

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın sonuçları doğrultusunda; titanyum abutment ve TiBase abutment ile desteklenen implant destekli CAD/CAM monolitik zirkonyum kronların kırılma direncinde bir fark bulunmayacağı, çiğneme simülasyonu ve termal siklus ile yaşlandırmanın bir fark yaratmayacağı şeklindeki boş hipotez kabul edildi. Bu çalışmanın sonuçlarına göre termal siklus ve çiğneme simülasyonuna tabi tutulmayan titanyum abutmentler ile desteklenen monolitik zirkonyum kronlar, istatistiksel olarak fark bulunmasa da diğer gruplardan daha yüksek kırılma dayanımı sergilemiştir.

Tek diş eksikliğinin tedavisinde uygulanan implant destekli sabit protetik restorasyonların başarılı sonuçlarının rapor edildiği çok sayıda klinik çalışmanın olduğu görülmüştür (Jang ve ark. 2011; J. G. Wittneben ve ark. 2014; Dierens ve ark. 2016). Literatürde, benzer yaşlandırma prosedürlerinin ve benzer materyallerin incelendiği in vitro çalışmalarda da tek diş implant uygulamalarında sağkalım oranları %100 bulunmuştur (Rosentritt ve ark. 2015; Alsahhaf ve ark. 2017; Elshiyab ve ark. 2018; Atsü ve ark. 2019; Rohr ve ark. 2019; Adolphi ve ark. 2020). Bu in vitro çalışmada da %100 sağkalım oranı ile alt çene molar bölgede tek diş eksikliği durumunda, titanyum ve tibase abutment ile desteklenen implant üstü CAD/CAM monolitik zirkonyum kron ile sabit protetik tedavilerin güvenilir ve ideal bir tedavi seçeneği olduğu kabul edildi.

Akril kırığı, vida kırığı, vida gevşemesi, boyun deformasyonu, desimantasyon ve kron kırığı olarak belirlenmiş başarısızlık ölçütlerine göre değerlendirilen örneklerin hiçbirinde monolitik zirkonyum kronlarda kırık görülmemiştir.

Joda ve ark. (2015) yapmış olduğu çalışmada kullanılan materyaller arasındaki kırılma dayanımı karşılaştırmasına göre titanyum abutment gruplarından alınan sonuçlarda herhangi bir kırık olmaksızın implant gövdelerinde, abutmentlerde ve vidalarda plastik deformasyonlar görülmüştür. Çalışmamızda benzer şekilde monolitik zirkonyum kronlarda kırık olmaksızın abutment vidasında ve implant analogunda deformasyon gözlenmiştir. Aynı çalışmada tibase abutment ve lityum disilikat kron grubu kırılma dayanımı değerleri ortalaması 675 N bulunurken bu çalışmada tibase abutment ve monolitik zirkonyum kron grubu için 1713,13 N; yaşlandırma işlemleri uygulanan tibase abutment ve monolitik zirkonyum kron grubu

için 1551,29 N ortalama kırılma dayanımı değeri tespit edilmiştir. Kırılma dayanımı değerleri arasındaki farklar; kron materyali olarak lityum disilikat kullanılan çalışmaya karşı bu çalışmada monolitik zirkonyum materyalinin kullanılması, anterior diş bölgesinin test edilmesine karşı bu çalışmada molar diş bölgesinin test edilmesi, Joda ve ark. (2015) çalışmasında yaşlandırma prosedürlerinin uygulanmamış olması sebeplerine bağlanabilir.

Atsü ve ark. (2019) farklı abutmentler ile desteklenen CAD-CAM monolitik lityum disilikat kronların kırılma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında titanyum abutmentlerin çoğunda, kronda herhangi bir tahribat olmaksızın abutment-implant bağlantı segmentinde vida kırığı ve deformasyon göstermesiyle; bu çalışmadaki örneklerde görülen vida kırığı, vida gevşemesi ve boyun deformasyonu bulgularıyla ve kron materyalinde kırık olmaması ile paralellik göstermektedir.

Elshiyab ve ark. (2018) yapmış olduğu benzer çalışmada gözlenen başarısızlık modu ile ilgili olarak, hem zirkonyumdan hem de lityum disilikattan yapılan kronlar, esas olarak kronun tüm kalınlığını içeren toplu kırılma nedeniyle başarısız olmuştur. Bu çalışmada kron kırığı görülmemesinin sebebi kron materyali olarak monolitik zirkonyum kullanılmış olması düşünülebilir.

Bizim çalışmamıza benzer bir başka çalışmada kırık paternleri, vida başı seviyesinde abutment kırığı veya abutment ve vida başı kırığı şeklinde gözlenmiştir (Alsahhaf ve ark. 2017). Adolphi ve ark. (2020) çalışmasında simante edilen gruptaki tüm numunelerin kırılma paterni, kronun çıkış profili olan servikal bölgesinde protez vida boynunda kırıklar olarak görülmüştür. Bu vida merkezli kırık modlarının görülmesinin sebebi vida gevşemesinin bir sonucu olarak görülebilir ki gevşemiş bir vida, protezin dengesizliğine, oklüzyon kontaklarını ve gerilim dağılımını değiştirebilir ve vida kırıkları gibi komplikasyonlara yol açabilir.

Moilanen ve ark. (2018) çalışmasının sonuçları titanyum tabanların (tibase) üzerindeki kronların yükleme sırasında implant vidası kırılncaya kadar büküldüğünü göstermiştir. Bu çalışmadaki ilgili gruplarda kronlar sağlam kalmış ve kron ile abutment arasındaki bağlantı kusursuz olarak gözlemlenmiştir. Maksimum kırılma dayanımı, vidanın kırılmasında ölçülmüştür. Doğrudan implant analogları üzerinde üretilen monolitik zirkonya kronlar daha yıkıcı başarısızlıklar göstermiştir. Prefabrike titanyum abutment üzerindeki kronlar yükleme sırasında hiçbir kırılma göstermemiş, ancak titanyum vidanın bükülmesi ve kırılması görülmüştür (Moilanen

ve ark. 2018). Zirkonyum abutmentler veya abutment-kron kombinasyonları mekanik olarak test edildiğinde, tipik başarısızlık alanı protez vidasının başı çevresinde veya abutmentin iç bağlantı kısmında bulunması bu çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

Peixoto ve ark. (2016) protetik abutment materyallerinin etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında titanyum ve zirkonyum prefabrik abutmentlerin karşılaştırmasını yapıp stres analizi ile incelemişlerdir. Simülasyon sonucu uygulanan kuvvetlerden en fazla etkilenen bölümün abutment vidası olduğu tespit edilirken titanyum ve zirkonyum abutment materyallerinde benzer von Misses stresleri gözlenmiştir. Zirkonya abutmentlerin titanyum abutmentlere göre estetik avantajları olmasına rağmen, seramik materyallerin kırılabilirlikleri ve çekiş gerilimlerine daha düşük dirençleri nedeniyle mekanik davranışlarıyla ilgili sınırlamaları olduğu belirtilmiştir.

Kırılmadan önce, titanyum abutmentler düşük elastik modüllerinden dolayı zirkonya abutmentlere göre daha fazla bükülmektedir. Yapıdaki ve daha ince alanlardaki mikroskobik kusurlar, yüklere maruz kaldığında abutmentin stabilitesini ciddi şekilde azaltabilir. Bu nedenle, abutmentin tasarımı mekanik sonucun ve dolayısıyla klinik başarının belirlenmesinde önemli bir rol oynar.

Okluzal yük, brüksizm gibi parafonksiyonel hareketleri olan bireylerde fizyolojik ısırma kuvvetleri ön bölgede ortalama 570 N, arka bölgede ise 910 N'a kadar çıkabildiği yayınlarla saptanmıştır (Waltimo ve Könönen 1994). Bir çalışmada molar bölgedeki maksimum çiğneme kuvvetlerinin 600 N ile 1200 N arasında değiştiği ve bununla birlikte fizyolojik çiğneme kuvvetleri molar bölgede 110 N ila 125 N arasında olduğu bildirilmiştir (Rohr ve ark. 2019). Bu çalışmadaki örneklerdeki kırılma dayanımı değerleri bu fizyolojik kuvvet aralığının ötesinde güç göstermiştir.

Farklı abutmentler ile desteklenmiş implant üstü monolitik lityum disilikat kronların kırılma dayanımını karşılaştırılan bir çalışmada titanyum abutment grubunun kırılma değerleri titanyum taban-zirkonya abutment grubu ile titanyum taban-seramikle güçlendirilmiş PEEK grubundan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Atsü ve ark. 2019).

Tibase altyapıya yapıştırılmış zirkonya abutment ile kombinasyon halinde kullanılan monolitik zirkonya kronların lityum disilikat kronlardan önemli ölçüde daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu yapılan bir çalışmada gösterilmiştir. Sonuçlar ayrıca yorulma uygulamasının her iki tam seramik grubun kırılma direncinde önemli bir azalmaya neden olduğunu bildirmiştir. Hem zirkonya hem de lityum disilikat kron malzemelerinde farklı yaşlanma süreci meydana gelmesine rağmen, eş zamanlı ısıl döngü ile yorulma yüklemesi, test edilen malzemelerin her ikisinde de yaşlanmaya neden olmuş ve kırılma dayanımlarını önemli ölçüde azaltmıştır (Elshiyab ve ark. 2018).

Adolfi ve ark. (2020) yapmış oldukları in vitro bir çalışmada tibase abutmentların performansının implant protezinin ömrünü değiştirebileceğini ve tibase üzerine yapıştırılan seramik malzemenin çiğneme simülasyonu sırasındaki biyomekanik tepkiyi de etkileyebileceğini belirtmişlerdir. CAD/CAM monolitik zirkonyum kronların kırılma dayanımının değerlendirildiği çalışmada tibase abutmenta simante edilen kron grubu 451.3 ± 54.16 N kırılma yükü gösterdiğini ve restorasyonlarda %100 vidada başarısızlık olduğunu belirtmişlerdir.

Bu çalışmanın yaşlandırma prosedürleri sonrasında örneklerde %100 sağkalım görülmüştür. Benzer olarak Atsü ve ark. (2019) çalışmasına ait örneklerde çiğneme simülasyonu ve termalsiklus sonrasında vida gevşemesi, vida kırılması ve kron kırılması görülmemiştir. Elshiyab ve ark. (2018) çalışmasında tüm kronların çiğneme simülasyonu sonrası %100 sağkalım oranı sağladığını göstermişlerdir. Bununla birlikte, okluzal temas noktasında tüm kronlarda aşınma yüzleri gözlenmiştir. Alsahhaf ve ark. (2017) çalışmasında yapay ağız ortamında 49 N'luk bir yük altında 1,2 milyon yükleme döngüsüne tabi tutulan titanyum ve zirkonyum abutmentları değerlendirmiş, örneklerden CAD/CAM zirkonyum abutment grubunun sağkalım oranı % 25 iken; titanyum, prefabrike zirkonyum ve tibase abutment gruplarının sağkalım oranı % 100 olarak tespit edilmiştir. 49 N kuvvetle uygulanan 1.2 Milyon sikluskuk çiğneme simülasyonunun ağızda 5 yıllık yaşlanmayı simüle ettiği bildirilen bi diğer çalışmada yoğunlaştırılmış gerilime rağmen, test edilen malzemelerin yük ve retansiyon kapasitesi yaşlanma prosedüründen önemli ölçüde etkilenmemiştir (Rohr ve ark. 2019).

Diş minesini, restoratif materyallerin in vitro testinde antagonist olarak kullanılacak ideal materyal olarak kabul edilirken (Elshiyab ve ark. 2018), döngüsel

yüklemeye sırasında antagonist olarak doğal diş yerine küresel paslanmaz çelik bir kürenin kullanılması yaşlanma etkisini potansiyel olarak artırmaktadır ve en kötü durumu simüle etmektedir. İn vitro döngüsel yüklemeye testinde küre antagonistinin kullanılması, klinik kusurun anlaşılması için iyi ve yeterli bir yaklaşım olarak kabul edilmektedir(Zhang ve ark. 2013). Bu çalışmada da küre bir antagonist kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda yüklemeler için çeşitli noktalar seçilmiştir. Bazı araştırmacılar restorasyonda santral fossa üzerinden yüklemeye yaparken, diğerleri fonksiyonel tüberküller üzerinden yüklemeye yapmıştır (Sütpideler ve ark. 2004, Yokoyama ve ark. 2004). Çalışmamızda yapılan yüklemeler santral fossa orta nokta üzerinde konumlandırılmıştır.

Monolitik zirkonya kronlar, doğrudan implant yüzeyinde vidalanabilir veya prefabrike tibase ekstraoral olarak yapıştırılabilir. Tibase abutmentlerin amacı, implant-abutment bağlantısını zirkonyum abutmentlere göre daha dayanıklı hale getirmek ve aynı zamanda peri-implant yumuşak dokuların altında zirkonyumun estetik özellikleri avantajına sahip olmaktır(Moilanen ve ark. 2018).

Materyal özellikleri ve geometrisi nedeniyle, zirkonyadan frezelenen monolitik kronlar molar bölgede kullanıldığında ve implantlarla desteklendiğinde iyi performans gösterirler (Elshiyab ve ark. 2018).

Tek parçalı zirkonya implantlardaki kronların, abutment parçasının küçük geometrisi nedeniyle artmış bir duvar kalınlığı sergilediği kabul edilmelidir. Bu nedenle, bu restorasyonların yük taşıma kapasitesi, titanyum implantlar üzerindeki bazı restorasyonlarda uygulandığı gibi, ayrı ayrı tasarlanmış abutmentler üzerine yerleştirilen seramik restorasyonlarınkinden daha yüksektir(Rohr ve ark. 2019).

İki tabakalı kronlar, tibase üzerindeki monolitik zirkonya kronlara kıyasla daha düşük kırılma direnci gösterir. İki parça veya tek parça halinde yapılan zirkonya restorasyonlar karşılaştırıldığında, 3 mm yüksekliğindeki tibaselere simante edildiğinde ikisi arasında hayatta kalma açısından önemli bir fark olmadığını not etmek mümkündür (Adolfi ve ark. 2020).

Tibase monolitik PSZ (parsiyel stabilize edilmiş zirkonya malzemesi) ve FSZ (tamamen stabilize edilmiş zirkonya malzemesi) kronlar ön bölgedeki maksimum ısırma kuvvetlerinden belirgin şekilde daha yüksek kırılma mukavemeti

sergilediğinin görüldüğü bir çalışmada ayrıca, CAD/CAM PSZ vidalı kronlar ve endüstriyel olarak üretilen Procera kronlar maksimum ısırma kuvvetlerini taşıyabilecek kırılma kuvvetlerini göstermiştir. Yalnızca FSZ direkt kron kırılma yükleri, literatürde bildirilen maksimum ısırma kuvvetlerinin altında bulunmuştur. Tibase üzerindeki kronların, doğrudan implant yüzeyine takılan monolitik zirkonya kronlardan ve endüstriyel olarak üretilen Procera kronlardan daha yüksek bir kırılma direncine sahip olduğu görülmüştür (Moilanen ve ark. 2018).

Siman seçimi, hem abutment hem de tam seramik kron malzemesi için son derece önemli bir konudur. Fosfat monomeri içeren rezin simanlar zirkonya yüzeyine yapışma mukavemetini arttırmaktadır(Atsü ve ark. 2019).

Tibase abutmentların değerlendirildiği bir çalışmada zirkonya restorasyon ile tibase arasında bir siman tabakasının varlığının, protez vida tork gevşemesine duyarlılığı azalttığı, basınç yüküne karşı direnci geliştirdiği ve restorasyon içindeki gerilme konsantrasyonunu azalttığı sonucuna varmışlardır(Adolfi ve ark. 2020). Siman tabakasının tibase üzerine simante edilmiş bir restorasyon için gerilim dağılımının bir kısmını emdiğini göstermişlerdir.

İn vitro yorulma testleri veya implant destekli kronların kırılma direnci testleri gibi birçok çalışmada, üretilen kronlar RelyX Ultimate (3M ESPE), Panavia F 2.0, Panavia F 21 gibi rezin simanlar ile implant abutmentlerine simante edilmiştir (Joda ve ark. 2015; Rosentritt ve ark. 2015; Alsahhaf ve ark. 2017). Bu çalışmada monolitik zirkonyum kronlar Panavia V5 rezin siman ile simante edilmiştir. Bunun nedeni, Panavia V5' in ışık kaynağının polimerizasyon derinliğinden etkilenmemesi için kendi kendine sertleşmeyi sağlayan bir katalizörün geliştirilmiş olmasıdır. Panavia V5'in F2.0' a kıyasla daha iyi yapışma gücüne sahip olduğu bildirilen yayınlar mevcuttur (Tagami ve ark. 2017).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde;

- TiBase ya da titanyum abutmentlar ile desteklenen CAD/CAM monolitik zirkonyum kronların %100 sağkalım oranı ile posterior bölge tek diş eksikliğinin tedavisinde yeterli kırılma dayanımına sahip olduğu,
- Aşırı okluzal yükler karşısında, zirkonyum kron yerine implantın etkilenmesinin muhtemel olduğu,
- Ayrıca ağız içi durumu sergileyebilmek için uygulanan yaşlandırma tekniklerinin de bu çalışma dahilinde istatistiksel olarak anlamlı fark ortaya çıkarmadığı gözlenmiştir.

7. KAYNAKLAR

- Romeo E, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. "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*, 2002, 13 (2): 133–43.
- Parel, SM, Schow SR. "Early Clinical Experience with a New One-Piece Implant System in Single Tooth Sites." *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 2005, 63 (9 Suppl 2): 2–10.
- Adolfi D, Tribst JPM, Borges ALS, Bottino MA. "Torque Maintenance Capacity, Vertical Misfit, Load to Failure, and Stress Concentration of Zirconia Restorations Cemented or Notched to Titanium Bases." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2020, 35 (2): 357–65.
- Bertolini MMJK, Lourenço EJV, Telles DM. "The Use of CAD/CAM Technology to Fabricate a Custom Ceramic Implant Abutment: A Clinical Report." *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014, 111 (5): 362–66.
- Moilanen P, Hjerpe J, Lassila LVJ, Närhi TO. "Fracture Strength and Precision of Fit of Implant-Retained Monolithic Zirconia Crowns." *Journal of Oral Implantology*, 2018, <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-d-17-00249>.
- Atsü SS, Aksan ME, Bulut AC. "Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2019, 34 (3): 622–30.
- Rohr N, Balmer M, Müller JA, Martin S, Fischer J. "Chewing Simulation of Zirconia Implant Supported Restorations." *Journal of Prosthodontic Research*, 2019, 63 (3): 361–67.
- Rosentritt M, Rembs A, Behr M, Hahnel S, Preis V. "In Vitro Performance of Implant-Supported Monolithic Zirconia Crowns: Influence of Patient-Specific Tooth-Coloured Abutments with Titanium Adhesive Bases." *Journal of Dentistry*, 2015, 43 (7): 839–45.
- Misch, CE. *Dental Implant Prosthetics*(2.baskı). St.Louis: Elsevier. 2015. 337-40.
- Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. "Success Criteria in Implant Dentistry: A Systematic Review." *Journal of Dental Research*, 2012, 91 (3): 242–48.
- Belser UC, Grütter L, Vailati F, Bornstein MM, Weber HP, et al. "Outcome Evaluation of Early Placed Maxillary Anterior Single-Tooth Implants Using Objective Esthetic Criteria: A Cross-Sectional, Retrospective Study in 45 Patients with a 2- to 4-Year Follow-up Using Pink and White Esthetic Scores." *Journal of Periodontology*, 2009, 80 (1): 140–51.
- Salinas TJ, Block MS, Sadan A. "Fixed Partial Denture or Single-Tooth Implant Restoration? Statistical Considerations for Sequencing and Treatment." *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 2004, 62 (9 Suppl 2): 2–16.
- Noack N, Willer J, Hoffmann J. "Long-Term Results after Placement of Dental Implants: Longitudinal Study of 1,964 Implants over 16 Years." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1999, 14 (5): 748–55.
- Mayer TM, Hawley CE, Gunsolley JC, Feldman S. "The Single-Tooth Implant: A Viable Alternative for Single-Tooth Replacement." *Journal of Periodontology*, 2002, 73 (7): 687–93.

- Priest G. "Esthetic Potential of Single-Implant Provisional Restorations: Selection Criteria of Available Alternatives." *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*, 2006, 18 (6): 326–38; discussion 339.
- Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S. "Prosthodontic Considerations for Predictable Single-Implant Esthetics in the Anterior Maxilla." *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2005, <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.05.161>.
- Kokich VO, Kinzer GA, Janakievski J. "Congenitally Missing Maxillary Lateral Incisors: Restorative Replacement. Counterpoint." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 2011.
- Ulusoy M, Aydın K. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler (3.Baskı)*, 2010, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. "Biomechanical Effects of Double or Wide Implants for Single Molar Replacement in the Posterior Mandibular Region." *Journal of Oral Rehabilitation*, 2000, <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00598.x>.
- Gómez-de Diego R, María del Rocío Mang-de la Rosa, María-Jesús Romero-Pérez, Antonio Cutando-Soriano, and Antonio López-Valverde-Centeno. 2014. "Indications and Contraindications of Dental Implants in Medically Compromised Patients: Update." *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal* 19 (5): e483–89.
- Chaar MS, Att W, Strub JR. 2011. "Prosthetic Outcome of Cement-Retained Implant-Supported Fixed Dental Restorations: A Systematic Review." *Journal of Oral Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02209.x>.
- Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Eser A, Özden AU. 2011. "Biomechanical Effects of Two Different Collar Implant Structures on Stress Distribution under Cantilever Fixed Partial Dentures." *Acta Odontologica Scandinavica* 69 (6): 374–84.
- Yavuzylmaz H. *Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü*. Ankara: Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları; 2003.
- Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. 2008. "The Mucosal Barrier at Implant Abutments of Different Materials." *Clinical Oral Implants Research* 19 (7): 635–41.
- Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. 2009. "Zirconia Abutments for Single-Tooth Implants--Rationale and Clinical Guidelines." *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 67 (11 Suppl): 74–81.
- Vanlıoğlu BA, Özkan Y, Evren B, Özkan YK. 2012. "Experimental Custom-Made Zirconia Abutments for Narrow Implants in Esthetically Demanding Regions: A 5-Year Follow-Up." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27 (5): 1239–42.
- Yılmaz HG, Kurtulmuş Yılmaz S. 2011. Farklı Abutment Materyallerinin İmplant Çevresi ve Dokuların Sağlığa Etkileri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32, 69–75.
- Linkevicius T, 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 Suppl 11 (September): 139–47.
- Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. 2004. "Bacterial Adhesion on Commercially Pure Titanium and Zirconium Oxide Disks: An In Vivo Human Study." *Journal of Periodontology*. <https://doi.org/10.1902/jop.2004.75.2.292>.
- Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, et al. 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): 357–65.
- Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. 2007. “Optical Phenomenon of Peri-Implant Soft Tissue. Part I. Spectrophotometric Assessment of Natural Tooth Gingiva and Peri-Implant Mucosa.” *Clinical Oral Implants Research* 18 (5): 569–74.
- Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, et al. 2009. “A Systematic Review of the Performance of Ceramic and Metal Implant Abutments Supporting Fixed Implant Reconstructions.” *Clinical Oral Implants Research* 20 Suppl 4 (September): 4–31.
- Gomes AL, Montero J. 2011. “Zirconia Implant Abutments: A Review.” *Medicina Oral Patología Oral Y Cirugía Bucal*. <https://doi.org/10.4317/medoral.16.e50>.
- Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. 2018. “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.
- Prestipino V, Ingber A. 1993a. “Esthetic High-Strength Implant Abutments. Part I.” *Journal of Esthetic Dentistry* 5 (1): 29–36. 1993b. “Esthetic High-Strength Implant Abutments. Part II.” *Journal of Esthetic Dentistry* 5 (2): 63–68.
- Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. 1998. “The Mucosal Attachment at Different Abutments. An Experimental Study in Dogs.” *Journal of Clinical Periodontology* 25 (9): 721–27.
- Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. 2003. “Ceramic Implant Abutments for Short-Span FPDs: A Prospective 5-Year Multicenter Study.” *The International Journal of Prosthodontics* 16 (6): 640–46.
- Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. 2006. “Fracture Resistance of Single-Tooth Implant-Supported All-Ceramic Restorations: An in Vitro Study.” *The Journal of Prosthetic Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.12.003>.
- Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, et al. 2012. “Wear at the Titanium–titanium and the Titanium–zirconia Implant–abutment Interface: A Comparative in Vitro Study.” *Dental Materials*. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.08.008>.
- Sghaireen MG, 2015, “Fracture Resistance and Mode of Failure of Ceramic versus Titanium Implant Abutments and Single Implant-Supported Restorations.” *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17 (3): 554–61.
- Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung KH, et al. 2013. “In Vitro Assessment of Three Types of Zirconia Implant Abutments under Static Load.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 109 (4): 255–63.
- Carvalho, Marco Aurélio, Bruno Salles Sotto-Maior, Altair Antoninha Del Bel Cury, and Guilherme Elias Pessanha Henriques. 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): 1096–102.
- Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer BF. 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): 546–54.
- Shadid R, Sadaqa N. 2012. “A Comparison Between Screw- and Cement-Retained Implant Prostheses. A Literature Review.” *Journal of Oral Implantology*. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-d-10-00146>.

- Hebel KS, Gajjar RC. 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.
- Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. 2003. "Cement-Retained versus Screw-Retained Implant Restorations: A Critical Review." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18 (5): 719–28.
- Chee W, Jivraj S. 2006. "Screw versus Cemented Implant Supported Restorations." *British Dental Journal*. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4814157>.
- Ma S, Fenton A. 2015. "Screw- versus Cement-Retained Implant Prostheses: A Systematic Review of Prosthodontic Maintenance and Complications." *The International Journal of Prosthodontics* 28 (2): 127–45.
- Crespi R, Cappare P, Gastaldi G, Gherlone EF. 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): 1406–11.
- Penarrocha-Oltra, D, Monreal-Bello A, Penarrocha-Diago M, Alonso-Perez-Barquero J, Botticelli D, et al. 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): 1002–11.
- Lee JI, Lee Y, Kim NY, Kim YL, Cho HW. 2013. "A Photoelastic Stress Analysis of Screw- and Cement-Retained Implant Prostheses with Marginal Gaps." *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 15 (5): 735–49.
- Aslam A, 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), 315–19.
- Farzin M, Torabi K, Ahangari AH, Derafshi R. 2014. "Effect of Abutment Modification and Cement Type on Retention of Cement-Retained Implant Supported Crowns." *Journal of Dentistry* 11 (3): 256–62.
- Witneben JG, Millen C, Brägger U. 2014. "Clinical Performance of Screw- Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions—A Systematic Review." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. <https://doi.org/10.11607/jomi.2014suppl.g2.1>.
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 2008, 204: 505-11.
- Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental clinics of North America*. 2011;55(3):559-70, ix.
- Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(2):72-84.
- Marchack CB. 2007. "CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient". *Journal of Prosthetic Dentistry* 97(6):389–94.
- Galhano GA, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *The Journal of craniofacial surgery*. 2012;23(6):e575-9.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: a review . *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
- Eğilmez F, Yıldırım Biçer AZ, Ergün G. Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler ve dental implantolojide kullanımı. *Cumhuriyet Dental Journal* 2010;13(2):7280.

- Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006;27(10):2186–92.
- Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniv Dişhek Fak Derg* 2006;(Suppl):36-44.
- Tan PL, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):215-8.
- Malkoç MA, Sevimay M. Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *SÜ Diş Hek Fak Derg* 2009;18(2):208-16.
- Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of tetragonal ZrO_2 particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc* 1982;65(12):642-50.
- Uludamar A. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. Doktora Tezi. Konya: Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2007.
- Nağış ÇI, Ergün G. Zirkonyum seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2008;25(3):51-60.
- Kim, HK, Kim SH. 2014. "Effect of the Number of Coloring Liquid Applications on the Optical Properties of Monolithic Zirconia." *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 30 (9): e229–37.
- Silva LH, Erick de Lima, Ranulfo Benedito de Paula Miranda, Stéphanie Soares Favero, Ulrich Lohbauer, and Paulo Francisco Cesar. 2017. "Dental Ceramics: A Review of New Materials and Processing Methods." *Brazilian Oral Research* 31 (suppl 1): e58.
- Gupta S, Abdulmajeed A, Donovan T, Boushell L, Bencharit S, et al. 2021. "Monolithic Zirconia Partial Coverage Restorations: An In Vitro Mastication Simulation Study." *Journal of Prosthodontics*.
- Ulu H, Bayındır F. Monolitik zirkonyum restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2015;26(15):67-72.
- Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. 2011. "Adhesion/cementation to Zirconia and Other Non-Silicate Ceramics: Where Are We Now?" *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 27 (1): 71–82.
- Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. 2006. "Microtensile Bond Strength of a Resin Cement to Glass Infiltrated Zirconia-Reinforced Ceramic: The Effect of Surface Conditioning." *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 22 (3): 283–90.
- Kern M, Wegner SM. 1998. "Bonding to Zirconia Ceramic: Adhesion Methods and Their Durability." *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 14 (1): 64–71.
- Sevmez H, Bankoğlu Güngör M, and Yılmaz H. 2018. "Surface Treatments of All Ceramic Restoration." *Journal of Ege University School of Dentistry*. <https://doi.org/10.5505/eudfd.2018.45712>.
- Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:2-21.
- Xible AA, Rudys Rodolfo de Jesus Tavaréz, Carlos dos Reis Pereira de Araujo, and Wellington Cardoso Bonachela. 2006. "Effect of Silica Coating and Silanization on Flexural and Composite-

- Resin Bond Strengths of Zirconia Posts: An in Vitro Study.” *The Journal of Prosthetic Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.12.010>.
- Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. 2011. “Self-Adhesive Resin Cements - Chemistry, Properties and Clinical Considerations.” *Journal of Oral Rehabilitation* 38 (4): 295–314.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. 2003. “Resin-Ceramic Bonding: A Review of the Literature.” *The Journal of Prosthetic Dentistry*. <https://doi.org/10.1067/mp.2003.50>.
- Heintze SD, 2006. “How to Qualify and Validate Wear Simulation Devices and Methods.” *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 22 (8): 712–34.
- Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, et al. 2004. “Effects of Sample Hardness on Human Chewing Force: A Model Study Using Silicone Rubber.” *Archives of Oral Biology*. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2004.04.006>.
- DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. 1985. “The Wear of Dental Amalgam in an Artificial Mouth: A Clinical Correlation.” *Dental Materials*. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(85\)80050-6](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(85)80050-6).
- Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. 1986. “The Wear of a Posterior Composite in an Artificial Mouth: A Clinical Correlation.” *Dental Materials*. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(86\)80034-3](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(86)80034-3).
- Kern M, Strub JR, Lu XY. 1999. “Wear of Composite Resin Veneering Materials in a Dual-Axis Chewing Simulator.” *Journal of Oral Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00416.x>.
- Krejci I, Lutz F, Zedler C. 1992. “Effect of Contact Area Size on Enamel and Composite Wear.” *Journal of Dental Research* 71 (7): 1413–16.
- Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. 1992. “Temperature Extremes Produced Orally by Hot and Cold Liquids.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 67 (3): 325–27.
- Addison O, Fleming GJP, Marquis PM. 2003. “The Effect of Thermocycling on the Strength of Porcelain Laminate Veneer (PLV) Materials.” *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 19 (4): 291–97.
- Blum J, Weiner S, Berendsen P. 1991. “Effects of Thermocycling on the Margins of Transitional Acrylic Resin Crowns.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 65 (5): 642–46.
- Dubois RJ, Kyriakakis P, Weiner S, Vaidyanathan TK. Effects of occlusal loading and thermocycling on the marginal gaps of light-polymerized and autopolymerized resin provisional crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82(2):161-6.
- Andreatta Filho OD, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Leite FP. Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2003;11(1):61-7.
- Guarda GB, Correr AB, Gonçalves LS, Costa AR, Borges GA, et al. 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): 208–17.
- Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. 2007. “Shear Bond Strength Comparison of Two Adhesive Systems Following Thermocycling.” *The Angle Orthodontist*. [https://doi.org/10.2319/0003-3219\(2007\)077\[0337:sbscot\]2.0.co;2](https://doi.org/10.2319/0003-3219(2007)077[0337:sbscot]2.0.co;2).
- Komine F, Kobayashi K, Saito A, Fushiki R, Koizumi H, et al. 2009. “Shear Bond Strength between an Indirect Composite Veneering Material and Zirconia Ceramics after Thermocycling.” *Journal of Oral Science* 51 (4): 629-34.

- Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, and Atsuta M. 1995. "A Comparison of Water Temperatures for Thermocycling of Metal-Bonded Resin Specimens." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 74 (4): 345-9.
- Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, et al. 2007. "Hydrolytic Stability of Composite Repair Bond." *European Journal of Oral Sciences* 115 (5): 417-24.
- Jang GW, Kim HS, Choe HC, Son MK. 2011. "Fracture Strength and Mechanism of Dental Ceramic Crown with Zirconia Thickness." *Procedia Engineering*. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2011.04.260>.
- Dierens M, De Bruyn H, Kisch J, Nilner K, Cosyn J, et al. 2016. "Prosthetic Survival and Complication Rate of Single Implant Treatment in the Periodontally Healthy Patient after 16 to 22 Years of Follow-Up." *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 18 (1): 117-28.
- Alsahhaf A, Christopher SB, Vach K, Kohal RJ. Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017;66:224-32.
- Elshiyab SH, Nawafleh N, Walsh L, George R. 2018. "Fracture Resistance and Survival of Implant-Supported, Zirconia-Based Hybrid-Abutment Crowns: Influence of Aging and Crown Structure." *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* 9 (4): e12355.
- Joda T, Bürki A, Bethge S, Brägger U, Zysset P. 2015. "Stiffness, Strength, and Failure Modes of Implant-Supported Monolithic Lithium Disilicate Crowns: Influence of Titanium and Zirconia Abutments." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 30 (6): 1272–79.
- Peixoto HE, Bordin D, Del Bel Cury AA, Da Silva WJ, Faot F. 2016. "The role of prosthetic abutment material on the stress distribution in a maxillary single implant-supported fixed prosthesis". *Materials Science and Engineering C* 65:90–96.
- Waltimo A, Könönen M. 1994. "Bite Force on Single as Opposed to All Maxillary Front Teeth." *European Journal of Oral Sciences*. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1994.tb01486.x>.
- Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. 2013. "Fatigue of Dental Ceramics." *Journal of Dentistry* 41 (12): 1135–47.
- Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. 2004. "Finite Element Analysis of Effect of Prosthesis Height, Angle of Force Application, and Implant Offset on Supporting Bone." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 19 (6): 819–25.
- Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. 2004. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant- supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 234-40.
- Tagami A, Takahashi R, Nikaido T, Tagami J. The effect of curing conditions on the dentin bond strength of two dual-cure resin cements. *J Prosthodont Res* 2017;61:412-18.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Ayşe	Soyadı	Yavuz
Doğum Yeri		Doğum Tarihi	
E-mail		Uyruğu	T.C.

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012
Yüksek Lisans	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012
Doktora	Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi	2021

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
Diş hekimi	Özel Dentreal Ağız Ve Diş Sağlığı Polikliniği	2018-
Diş hekimi	Özel Ayşe Yavuz Diş Hekimi Muayenehanesi	2012-2018

Yabancı Dil	İngilizce
--------------------	-----------

9.EKLER

Ek 1: Etik Kurul Raporu



T.C.

**NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

Sayı : 07-76

24.06.2021

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Emine Begüm BÜYÜKERMEN

Kurulumuzun 24.06.2021 tarih ve 2021/07-76 sayılı kararıyla, yürütücüsü olduğunuz “İmplant Destekli Monolitik Zirkonya Kronlarda Farklı Tibase Abutment Sistemlerinin Kırılma Dayanımının Değerlendirilmesi” başlıklı projenin, “İmplant Destekli Cad/Cam Monolitik Zirkonya Kronlarda Farklı Abutment Sistemlerinin Kırılma Dayanımının Değerlendirilmesi” başlığıyla değiştirilmesi, bilimsel etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.

Saygılarımla.

Prof. Dr. Bozkurt Kubilay IŞIK

NEÜ Diş Hekimliği Fakültesi