



T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI AÇILARDAKİ İMPLANT DAYANAKLARI ÜZERİNE
UYGULANAN PROTETİK MATERYALLERİN ÇİĞNEME YÜKÜ
ALTINDAKİ YORGUNLUK VE KIRILMA TİPLERİNİN
İNCELENMESİ

Dt. Merve YÜKSEL
UZMANLIK TEZİ

SİVAS
2021



T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

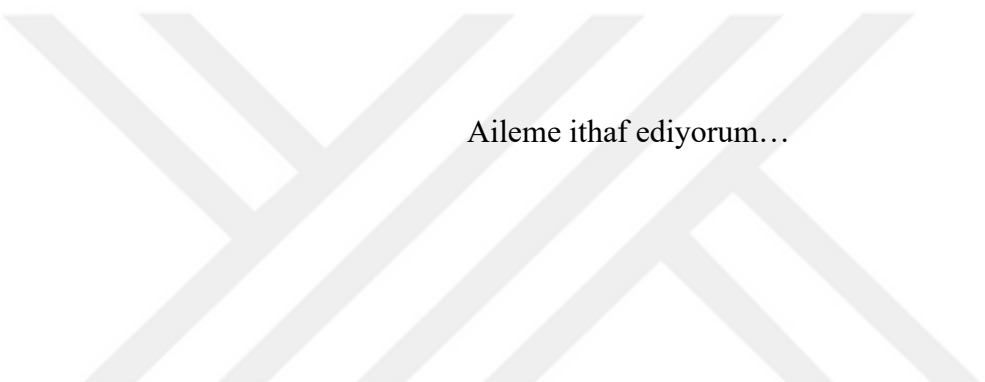
FARKLI AÇILARDAKİ İMPLANT DAYANAKLARI ÜZERİNE
UYGULANAN PROTETİK MATERYALLERİN ÇİĞNEME YÜKÜ
ALTINDAKİ YORGUNLUK VE KIRILMA TİPLERİNİN
İNCELENMESİ

Dt. Merve YÜKSEL
UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Ayşegül GÖZE SAYGIN
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS
2021





Aileme ithaf ediyorum...

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca hem klinik hem akademik anlamda gelişmemi sağlayan, bana güvenen ve tez sürecimde hiçbir yardımını esirgemeyen, çok sevdiğim değerli danışman hocam Dr. Öğretim Üyesi Ayşegül GÖZE SAYGIN'A,

Bilgi ve deneyimlerini hiçbir zaman esirgemeyen tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma,

Birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım kıdemlilerim; Emine ÜNAL NASUHOĞLU, Aykut ALTINTAŞ, Selin Ümmü ÖZSOY UÇAR'a , tüm uzmanlık sürecimde her anımda yanımda olan,zor anları kolaylaştıran hep desteklerini hissettiğim Fatma YILDIZ ATİK, Melek KILIÇ AVŞAR, Cansu KARAHAN GÜNDÜZ ve diğer araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Destekleri ve yardımları için bölüm sekreterimiz, abimiz Zekeriya DUMAN'a,

Tez çalışmamda CAD/CAM cihazı kullanımındaki katkılarından dolayı fakülte bölüm teknisyenimiz Yıldırım GÖRLER'e,

Hayatım boyunca emeklerini benden esirgemeyen, bana her zaman güvenen,her kararında arkamda olduğunu hissettiğim canım aileme

tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Bu tez çalışması DİŞ-196 numaralı proje kapsamında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı (CUBAP) tarafından desteklenerek yapılmıştır.

ÖZET

FARKLI AÇILARDAKİ İMPLANT DAYANAKLARI ÜZERİNE UYGULANAN PROTETİK MATERYALLERİN ÇİĞNEME YÜKÜ ALTINDAKİ YORGUNLUK VE KIRILMA TİPLERİNİN İNCELENMESİ

Merve YÜKSEL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

SİVAS,2021

Maksillada diş çekimi sonrası rezorpsiyon sonucu implantların açılı yerleştirilmesine bağlı olarak sıklıkla açılı dayanak kullanılması gerekmektedir. Protetik materyal olarak metal destekli porselenler uzun yıllardır diş hekimliğinde güvenle kullanılıyor olsa da artan estetik beklentiler, metal desteksiz tam seramikler alanındaki gelişmeler ve her geçen gün üstün mekanik/estetik özelliklere sahip materyallerin piyasaya sürülmesi, hekimleri bu yeni materyallerin kullanımına teşvik etmektedir. Bu çalışmanın amacı; farklı açılardaki titanyum implant dayanakları üzerine uygulanan farklı protetik materyallerin çiğneme yükü altındaki yorgunluk ve aşınmalarının incelenmesidir. Çalışmamızda eşit platform çapı ve internal heksagonal uzunluğa sahip, her biri prefabrik titanyum 54 adet implant dayanağı (MODE Medikal Dental İmplant, Türkiye) kullanılmıştır. İmplant dayanaklarının açısına göre; düz [Grup düz, kontrol grubu], 15° açılı [Grup 15] ve 25° açılı [Grup 25] olmak üzere 18'er örnekten 3 ana grup oluşturulmuştur. Dayanakların üzerine ; monolitik zirkonya (kontrol), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik ve hibrit seramik olmak üzere 6'şar örnek içeren 3 alt grup oluşturulmuştur. Üretilen kuronlar rezin siman kullanılarak parmak basıncı uygulanarak yapıştırılmıştır. 6 aylık klinik kullanıma eş değer termomekanik yaşlandırma prosedürü sonrasında (49 N, 1.6 Hz, 120.000 siklus, 5-55°C) örneklerin kırılma dayanımı değerleri 0.5 mm/dk sabit hızla uygulanan yük altında instron test cihazında ölçülmüş ve kırılma tipleri stereo mikroskobu altında incelenmiştir. Elde edilen veriler SPSS programına yüklenmiş ve analizleri gerçekleştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: dayanak, monolitik zirkonya, hibrit seramik, lityum silikat, termomekanik yaşlandırma

ABSTRACT

EVALUATION OF FRACTURE TYPES AND FATIGUE OF DIFFERENT ANGLED ABUTMENTS RESTORED WITH DIFFERENT RESTORATION MATERIALS AFTER CYCLIC FATIGUE LOADING

Merve YÜKSEL

Department of Prosthetic Dentistry

SİVAS,2021

In the maxilla, as a result of resorption after tooth extraction, it requires an angled abutment due to the angled placement of the implants. Although metal-supported porcelains have been used safely in dentistry for many years, increasing aesthetic expectations, developments in the field of full ceramics without metal support and superior mechanical / aesthetic every day. The launch of materials with special features encourages clinicians to use these new materials. The purpose of this study; it is the examination of fatigue and abrasion of different prosthetic materials applied on the implant supports at different angles under the chewing load. In our study, platform equal diameter and internal hexagonal length with each 54 prefabricated titanium implant abutments (Medical Dental Implant MODE, Turkey) will be used. According to the angle of the implant abutments; 3 main groups will be created from 18 samples: straight [control group], 15 ° angled and 25 ° angled. On the bases; 3 sub-groups containing 6 samples will be formed from monolithic zirconia (control), zirconia reinforced lithium silicate ceramic and hybrid ceramic. The produced crowns will be bonded under finger pressure using resin cement . After the thermomechanical aging procedure equivalent to 6 months of clinical use (49 N, 1.6 Hz, 120.000 cycles, 5-55 ° C), the fracture strength values of the samples will be measured in the instron tester under a load applied at a constant speed of 0.5 mm / min and the types of fracture are under stereo microscope. The data obtained will be uploaded to the SPSS program and analyzed.

Keywords: abutment, monolithic zirconia, hybrid ceramic, lithium silicate, thermomechanic aging

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLOLAR DİZİNİ	xii
1 .GİRİŞ ve AMAÇ	14
2.GENEL BİLGİLER	17
2.1. İmplantın Tanımı ve Tarihi.....	17
2.2. Dental İmplantların Tarihçesi.....	18
2.3. Dental İmplantların Komponentleri.....	19
2.3.1. İmplant Gövdesi	19
2.3.2. Dental İmplant Dayanakları (Abutmentları).....	20
2.4. CAD/CAM SİSTEMİ	30
2.4. CAD/CAM Seramikleri	31
2.4.1. CAD/CAM Uyumlu Feldspatik Seramikler	33
2.4.2. CAD/CAM ve Mika Esash Seramikler	33
2.4.3. Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler	33
2.4.4. Cam infiltre edilmiş alümina ve zirkonya seramikler	34
2.4.5. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler	34
2.4.6. CAD/CAM Uyumlu Polikristalin Seramikler	35
2.4.7. Alumina Esash Polikristalin Seramikler	35
2.4.8. Zirkonya Esash Polikristalin Seramikler	35
2.4.9. Zirkonyum içerikli lityum silikat seramikler (ZLS)	39
2.4.10. Rezin matriks seramikler.....	40
2.5.TAM SERAMİK RESTORASYONLARDA SİMANLAR	43
2.5.1. Rezin siman	43
2.6.DİNAMİK YÜKLEME, ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ VE TERMAL SİKLUS	46
3.GEREÇ VE YÖNTEM	48
3.1. İmplant dayanaklarının titanyum alt yapılara vidalanması	51

3.2. İmplant dayanaklarının taranması, implant destekli kronların tasarlanması ve üretilmesi	52
3.3. İmplant analoglarının gömülü olduğu akrilik örneklerin elde edilmesi.....	56
3.4. İmplant destekli kronların dayanaklara simante edilmesi	57
3.5. Örneklerin Termomekanik Yaşlandırması.....	60
3.6. Örneklerin Kırılma Dayanımlarının Belirlenmesi	62
3.7. Örneklerin Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi.....	64
3.8. Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi.....	65
4. BULGULAR	67
4.1.Kırılma Dayanımı Test Bulguları	67
4.2.Kırılma Tipinin Streo Mikroskobunda Değerlendirilmesi.....	75
5.TARTIŞMA	78
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	91
7. KAYNAKLAR.....	93
8.EKLER.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
9.ÖZGEÇMİŞ.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

KISALTMALAR VE SİMGELER

°C: Santigrat derece

µm: Mikrometre

Ag: Gümüş

Al: Alüminyum

Al₂O₃: Alüminyum oksit

3D: 3 Boyutlu

CAD: Computer Aided Design/Drafting – Bilgisayar Destekli Dizayn/Tasarım

CAM: Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim

CaO: Kalsiyum Oksit

CeO₂: Seryum Oksit

Cr-Co: Krom-kobalt

Cu: Bakır

Fe: Demir

ISO: Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization For Standardization)

K₂OAl₂O₃6SiO₂: Potasyum alümina silikat

MDP:10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate

MgO: Magnezyum oksit

MgAl₂O₄: Magnezyum Alüminat

MMA: Metilmetakrilat

mm: Milimetre

mm₃: Milimetreküp

MPa: Megapascal (N/mm²)

N: Newton (kg.m/s²)

Na₂OAl₂O₃6SiO₂: Sodyum alümina silikat

PDL: Periodontal Ligament

PEEK: Polietereterketon

SiO₂: Silisyumdioksit

Si: Silisyum

K: Potasyum

La: Lantan

Na: Sodyum

Ca: Kalsiyum

F: Flor

O: Oksijen

sn: saniye

Ti: Titanyum

t-m: Tetragonal-monolitik

V: Vanadyum

Y₂O₃: İttriyum oksit

Y-TZP: İttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri

Zn: Çinko

Zr: Zirkonya

ZrO₂: Zirkonya, Zirkonyum dioksit

µm: Mikrometre

PICN: polimer infiltre seramik ağ

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil3.1:Sırasıyla soldan sağa titanyum dayanak,analog,tork anahtarı; C tipi silikon;fantom model ..	49
Şekil3.2:Tarama spreyi,tarama yapılacak model ve tarama cihazı.....	52
Şekil 3.3:Bilgisayarda taranan dayanakların üzerine üç boyutlu tasarım yapılması.....	53
Şekil 3.4:Premolar diş tasarımı ve bloklara adedince yerleştirilmesi	54
Şekil 3.5:CAD-CAM cihazı(yenamak) ve kazıma frezleri	54
Şekil3.6:Monolitik zirkonya blok ve kazıma aşamaları	55
Şekil 3.7:Monolitik zirkonya kronların sinterlenmesi	55
Şekil 3.8:Vita Enamic blok ve kazıma aşamaları ve polisaj seti	55
Şekil 3.9:Vita Suprinity blok ve kazıma aşamaları.....	53
Şekil 3.10: Vita Suprinity kuronların polisaj ve kristalizasyon işlemleri.....	53
Şekil 3.11:Simantasyona hazır kuronlar.....	53
Şekil 3.12: Simülatör yuvacığın örnekleri yerleştirmek için akrilik rezin, vazelin ve analog-dayanak birleşimi.....	54
Şekil 3.13:Simülatör için kuyucaklara yerleştirilen dayanaklar,akrilik polimerize olduktan sonradayanakların analoğlara torklanması.....	54
Şekil 3.14: Dayanakların vida deliklerinin teflon bant ve akışkan kompozit ile kapatılması.....	55
Şekil 3.15:Simantasyonda kullanılan LED ışık cihazı ve dual cure rezin siman seti.....	55
Şekil 3.16: Dual cure rezin siman seti,hidroflorik asit ve silan.....	55
Şekil 3.17:Restorasyonların iç yüzeyine hidroflorik asit uygulanması,dayanaklara uygulanan alloy primer.....	56
Şekil 3.18:Restorasyonların simante edilmiş hali.....	56
Şekil 3.19:Çiğneme simülatöründe antagoniste yerleştirilecek diş için pirinç yuvalar ve boyları kısaltılmış premolar dişler,dişlerin yuvaya adapte edilmesi.....	57
Şekil 3.20:Çiğneme simülatörü.....	58
Şekil 3.21:Çiğneme simülatöründe kapanış.....	58
Şekil 3.22:Universal test cihazı.....	59
Şekil 3.23:Universal test cihazında örneklere kuvvet uygulanması.....	59
Şekil 3.24:Kırma testi sonrası örnekler.....	60

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo1.1:Farklı implant dayanaklarının tasarımlarının sınıflandırılması	21
Tablo1.2:Titanyum dereceleri.....	28
Tablo1.3:Çeşitli CAD/CAM restorasyon materyalleri.....	30
Tablo3.1: Araştırmada kullanılan cihazlar.....	46
Tablo3.2: Araştırmada kullanılan malzemeler.....	47
Tablo3.3:Çalışma grupları.....	48
Tablo3.4: Çalışma grupları-2.....	49
Tablo4.1:Tanımlayıcı istatistik.....	64
Tablo4.2: Dayanak açılarının Grup Z'deki kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey Post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması.....	64
Tablo4.3:Grupların kırılma değeri arası farkların çizgisel ve blok grafikleri.....	65
Tablo4.4:Box Plot(Kutu) grafiği.....	65
Tablo4.5: Dayanak açılarının Grup E'deki kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey Post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması.....	65
Tablo4.6: Dayanak açılarının Grup E'deki kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çizgi ve blok grafiği.....	66
Tablo4.7: Dayanak açılarının Grup E'deki kırılma dayanımlarının değerlendirildiği Box Plot grafiği.....	66
Tablo4.8: Dayanak açılarının Grup S'deki kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey Post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması.....	66
Tablo4.9: Dayanak açılarının Grup S'deki kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çizgi ve blok grafiği.....	67
Tablo4.10: Dayanak açılarının Grup S'deki kırılma dayanımlarının değerlendirildiği Box Plot grafiği...67	
Tablo4.11: CAD/CAM materyallerinin Düz 0 açındaki dayanaklarda kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey Post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması.....	67
Tablo4.12: CAD/CAM materyallerinin Düz 0 açındaki dayanaklarda kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çizgi ve blok grafikleri.....	68
Tablo4.13: CAD/CAM materyallerinin Düz 0 açındaki dayanaklarda kırılma dayanımlarının değerlendirildiği Box Plot grafiği	68
Tablo4.14: CAD/CAM materyallerinin 15° açındaki dayanaklarda kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey Post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması.....	69

Tablo4.15: CAD/CAM materyallerinin 15° açındaki dayanaklarda kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çizgi ve blok grafikleri.....	69
Tablo4.16: CAD/CAM materyallerinin 15° açındaki dayanaklarda kırılma dayanımlarının değerlendirildiği Box Plot grafiği.....	69
Tablo4.17: CAD/CAM materyallerinin 25° açındaki dayanaklarda kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey Post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması.....	70
Tablo4.18: CAD/CAM materyallerinin 25° açındaki dayanaklarda kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çizgi ve blok grafikleri.....	70
Tablo4.19: CAD/CAM materyallerinin 25° açındaki dayanaklarda kırılma dayanımlarının değerlendirildiği Box Plot grafiği.....	70
Tablo4.20:Skor tablosu.....	71



1 .GİRİŞ ve AMAÇ

Tek diş eksikliklerinin tedavisi; konvansiyonel sabit bölümlü protezler, adeziv köprüler veya implant üstü sabit bölümlü protezlerden herhangi biri ile yapılabilmektedir. İmplant üstü sabit protezler, komşu dişlere zarar vermeden eksik dişin fonksiyon ve anatomisine uygun bir şekilde yerine konduğu en konservatif tedavi seçeneğidir.(1).Özellikle anterior maksilla bölgesinde tek diş eksikliğinin estetik olarak restorasyonu diş hekimliğinin zorlu amaçlarından biridir(2). Premaksilla, diş çekiminden sonra genişliğinin ilk bir yılda %25'ini, ilk üç yılda ise %40 ile %60'ını kaybetmektedir(3). Özellikle premolar dişlerde vestibüldeki kemik diş çekimi esnasında kırılabilmektedir(3). Yeni oluşan anatomiye bağlı olarak implantların daha palatinal ve superior pozisyonlarda yerleştirilmesi gerekebilmektedir.Ayrıca maksilladaki bu rezorpsiyondan dolayı implantların açılı yerleştirilmesine bağlı olarak açılı dayanaklara ihtiyaç duyulmaktadır. Üretici firmalar tarafından piyasaya sürülmüş farklı nedenlerle tercih edilebilecek pek çok dayanak çeşidi mevcuttur.

İmplantın ağız ortamına açılan ve üzerine yapılacak proteze tutuculuk sağlayan parçası dayanak “abutment” olarak isimlendirilir. Dayanak malzemesi olarak kullanılan titanyum; biyouyumluluğu ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle implant tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır(4). Metal destekli porselenler, düşük maliyet ve yüksek elastik modül, sertlik, kırılmaya direnç ve yüksek porselen-metal bağlantısı nedeniyle protetik materyal olarak sıklıkla tercih edilir(5,6). Avantajlarına rağmen, korozyon, kuron servikaline komşu diş etinde renk değişikliği ve yapay görünüm gibi dezavantajları vardır(7)(8). Metal alt yapıdan dolayı doğal dişlerin saydamlığını ve şeffaflığını taklit edemezler(6,7).

Metal destekli porselen restorasyonlar yıllardır diş hekimliğinde güvenle kullanılsa da hastaların artan estetik beklentileri, tam seramik materyallerin alanındaki gelişmeler ve her geçen gün daha üstün mekanik/estetik özelliklere sahip

ürünlerin piyasaya sürülmesi, diş hekimlerini bu yeni materyallerin kullanımına teşvik etmektedir.

Zirkonya restorasyonlar metal destekli porselen restorasyonlara alternatif olarak, dayanıklı ve biyolojik olarak uyumlu tetragonal zirkonyum dioksit polikristalinden üretilmiştir. Metal-seramik restorasyonlardan daha estetik olması, yüksek kırılma direnci, bükülme dayanıklılığının yüksek olması, biyouyumluluğu ve düşük ısı iletkenliği gibi avantajlara sahiptir. Bunların yanında veneer porselende görülen chipping tarzı kırılmalar ve metal seramiklerden üstün olan estetik özelliği cam seramikler kadar olmaması dezavantajları olarak sayılmaktadır. Yine biyouyumlu materyal olan monolitik zirkonyaların translüsens özellikleri doğal görünüm için yeterlidir ve porselenler ile veneerlenmeye gerek duyulmadan kullanılabilirler. Özel boyama solüsyonlarıyla istenilen renk elde edilebilmektedir. Aşınma dayanımı doğal dişe yakın olduğu için karşıt dişte abrazyon oluşturmaz. Zirkonya alt yapılı porselenlerde, seramiğin zirkonyaya bağlantısındaki problemlerden dolayı porselende görülen koheziv kırılmaların önüne geçmek için geliştirilen monolitik zirkonyaların kullanımları artmıştır.

Son yıllarda hibrit materyaller piyasada oldukça sık görülmektedir. Seramik ve kompozitin birleştirilmesiyle oluşan bu materyalin; geleneksel seramiklerle karşılaştırıldıklarında, restorasyonun kırılma dayanımının arttığı belirtilmiştir(5). Bu materyallerin mevcut porselen ve cam seramiklere göre daha düşük elastik modülüs ve sertliğe, ancak daha yüksek kırılma tokluğuna sahip olduğu çalışmalarda açıklanmıştır(4).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin geliştirilmesindeki amaç; cam seramiklerin estetik özellikleri ile zirkonyanın üstün fiziksel dayanım özelliklerini bir araya getirmektir. Homojen bir yapıda olup bu yapısındaki cam seramiğin ağırlıkça %10'u oranında zirkonya içerir. İnce partiküllü ve homojen yapısı sayesinde kalitesi ve kırılma dayanımı oldukça iyidir. Ayrıca içeriğindeki cam kristalleri sayesinde estetik açıdan oldukça tatmin edicidir.

Gelişen materyallerle birlikte, laboratuvar işlemlerini ortadan kaldıran veya en aza indiren , bilgisayar ortamında üç boyutlu tasarım yaparak, restorasyonun kazıma cihazı ile kısa sürede üretilmesini sağlayan CAD/CAM (bilgisayar destekli

tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri, ilk 1980’li yıllarda diş hekimliğinin kullanımına sunulmuştur(9).Bilimin birçok alanında kullanılan bu sistem son on yılda, hızlı bir şekilde popülarite kazanmış olup, dental uygulamalarda da yaygın hale gelmiştir.

Materyallerin yorulma özelliklerini belirlemek amacıyla ağız ortamını in-vitro olarak yansıtan çiğneme simülatörleri geliştirilmiştir(10). Bir diğer yaşlandırma prosedürü de termal siklustur. Termal siklus, standardizasyon uygulanabilen ve tekrar edilebilir bir yöntem olduğundan, in vitro yaşlandırılma amacıyla kullanılabilir.

Bu çalışma, implantların açılı şekilde yerleştirilmiş olduğu durumlarda uygun açılı dayanak kullanımı ile kırılma dayanımının açılı derecesinden etkilenip etkilenmeyeceğini araştırmak amacıyla yapıldı. Ayrıca monolitik zirkonya gibi günümüzde kullanılan Vita Enamic,Vita Suprinity gibi yeni kullanıma sunulan farklı içeriklerdeki estetik materyallerin implant destekli restorasyon olarak kullanımının kırılma dayanımına etkisi araştırıldı.

Çalışmamızda iki hipotez test edildi. HO hipotezi, A) farklı açılı derecelerine sahip titanyum dayanak kullanımının protetik materyallerin dinamik yükleme sonrası kırılma dayanımını değiştirmeyeceği, B) bu dayanakların üzerine farklı materyallerden üretilen protetik restorasyonların kırılma dayanımları arasında fark olmadığı şeklindedir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. İmplantın Tanımı ve Tarihi

Dental implantlar protez terimleri sözlüğünde; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyaller şeklinde tanımlanmaktadır(11).

Dental implantlar çene kemiğine yerleştirilme şekline göre üçe ayrılırlar:

- Epostal Dental İmplantlar
- Endosteal Dental İmplantlar
- Transosteal Dental İmplantlar

Epostal implantlar mukoza altına, çene kemiği üzerine yerleştirilirler. Subperiostal implantlar; çene kemiğinin üzerinde, periost tabakasının altında kalacak şekilde yerleştirilerek epostal implant grubuna örnek olarak gösterilebilir. (12).

Endosseous (endosteal) implantlar mandibula ya da maksillanın yalnızca bir kortikal tabakasını delip geçerek alveolar ve/veya bazal kemik içine yerleştirilen implantlardır(12). Bu implantlar, çene kemiğinin yüzey özellikleri, vida yivi tasarımlarının veya farklı girinti çıkıntıların sağladığı osseointegrasyon ve retansiyon ile sabitlenirler. Günümüzde çoğunlukla kullanılan kök formunda, çene kemiğine vidalanabilen dental implantlar endosteal implantlara örnektir. Buna ek olarak içi boş silindirik, bıçak (blade), sepet (basket) ve palet (fin) formunda endosteal implantlar da geçmişte kullanılmışlardır(12).

Alveolar kemiğin tümünü içine alan her iki kortikal kemik tabakasından geçen implantlara transosteal implantlar denir. Parasimfiz bölgesine yapılan Staple Kemik İmplantı (Mandibular Staple İmplantı, Transmandibular İmplant) transosteal implantlara örnektir(12).

2.2. Dental İmplantların Tarihçesi

Eski Çin ve Mısır'da bambudan ve kıymetli metallere sabit restorasyonlar yapıldığı tespit edilmiştir. Yine M.S. 600 yıllarına ait olduğu öne sürülen, Honduras'taki Maya medeniyetinden bir mandibulada, 3 adet diş formunda deniz kabuğunun, kesici dişlerin yerine implante edildiği görülmüştür. İmplantların çevresinde görülen diş taşları bu implantların belli bir süre fonsiyon gördüğü anlamına gelmektedir(13).

1700 lerde Dr. Hunter insandan insana diş plantasyonundan bahsetmiş, Fransız Maggiolo ve Jourdan tarafından 1807 yılında yayımlanan Diş Hekimliği Sanatı El Kitabı'nda 18 ayar altından çivi şeklindeki implantların çekim soketine yerleştirilmesi ve üzerine yapılan porselen kronlardan bahsetmiştir(14).

Yirminci yüzyılın başlarında Greenfield'in yaptığı çalışmalar dental implant tedavisine yön vermiştir(13). 1939 yılında Strock, o zamanlarda diş hekimliği alanına yeni girmiş olan Kobalt-Krom-Molibden (Vitalyum) alaşımından üretilen dental implantlarla yaptığı tedavileri yayımlamıştır(13).1938 yılında, Dr. P.B. Adams iyileşme başlıklı parlak gingival boyuna sahip internal ve eksternal yivli endosseos silindirik implantın patentini almıştır(14). 1940 larda Formiggini ve Zepponi tarafından post-tipi endosseous implant geliştirilmiştir(14).

1952 yılında Branemark'ın başlattığı kemik iliği iyileşmesinin mikroskopik incelemesi çalışmaları modern implantolojinin gerçek temelini oluşturmuştur. 1960 yılında köpekler üzerinde yapılan titanyum implantların 10 yıllık takibi sonrası sert ve yumuşak dokularda bir yıkım görülmediği tespit edilmiş ve kök formunda titanyum dental implantlar 1965 yılından itibaren insanlarda da uygulanmaya başlamıştır. Branemark 1977 yılında çalışmalarının 5 yıllık sonuçlarını açıklamış ve kemik ile titanyum arasında görülen bağlantıyı osseointegrasyon olarak ifade etmiştir.

Protez Terimleri Sözlüğü'nde osseos-integrasyon(12): "Kemik dokusu ile inert alloplastik veya eksojen bir materyal arasında bağ dokusu/ fibröz doku olmaksızın

görülen doğrudan tutunma veya bağlanma." olarak tanımlanmıştır. Osseointegrasyon kavramı doğrultusunda implantların deneysel kullanımdan rutin klinik kullanıma geçmesi ile implantlar çok kısa sürede büyük bir gelişme göstermiştir. Yapay bir materyal hiç bir patolojik semptom oluşturmada biyolojik bir sistem içine yerleştirilmiş ve fonksiyonel yüklenme durumunda dahi kemik içinde rijit bağlantıyı sağlamıştır(15). Artan teknolojik imkanlar ile dental implantoloji bilimi bugün; total ve parsiyel dişsizlikler, maksillofasiyal cerrahi ve ortodontik tedavilerin yanı sıra; kişiye özel implant ve dayanak ile fonksiyonel ve estetik tedaviye ulaşmayı daha yüksek konforla ve daha kısa sürede sağlamaya yönelik yöntemlere odaklanmıştır(16–18).

2.3. Dental İmplantların Komponentleri

Günümüzde kullanılmakta olan dental implantlar kemik içinde bulunan implant gövdesi ve ağız içinde bulunan dayanak (abutment) kısmı olmak üzere başlıca iki bölümde incelenebilir. Bu iki bölüm birbirinden ayrı olabileceği gibi tek parça implantlar da mevcuttur(19).

2.3.1. İmplant Gövdesi

İmplant gövdesi kemik içinde kalan, kemiğe osseointegre olarak üst yapı için gerekli desteği sağlayan kısımdır. Osteointegrasyon, kullanılan implant materyalleri ve yüzeyin makro ve mikro tasarımı ile sağlanır ve osteointegrasyonu güçlendirmek amacıyla bu özellikler her geçen gün daha da geliştirilmektedir.

Bagno ve ark. (20) mikro tasarımın geliştirilmesini, fiziksel (mekanik), kimyasal ve biyokimyasal metotlar olarak üç ana sınıfta toplayarak incelemiştir.

- Fiziksel yöntemler: Kesme - tornalama, titanyum plazma sprey (TPS), kumlama (Blasting)
- Kimyasal Yöntemler: Asitle dağlama (Acid etching) ve anodizasyon
- Biyokimyasal Yöntemler: Flor ile modifikasyon, CaP (Kalsiyum fosfat) uygulaması

Makro tasarım, implantın gövde ve vida yiv dizaynını, çapını ve bunların kombinasyonlarını içerirler(13) ve implantın kemikle temas eden yüzey alanını düz yüzeyli bir implanta göre % 30 ile % 500 arasında arttırabilirler(21). Yivler vida formunda dizayn edildiğinde osseointegrasyondan yanında mekanik bir tutuculuk da sağlanmaktadır. Kortikal kemiğin yoğun olduğu bölgelerde "V" formunda keskin yivli implantlar kullanılırken, trabeküler kemiğin bulunduğu bölgelerde vida yivleri köşeli, künt implantlar tercih edilir(19).

İmplant tasarımında başka bir önemli nokta boyun kısmı yani krestal bölümün tasarımıdır. İmplantlar krestal bölümlerinin tasarımlarına göre ya kemik seviyesinde (bone level) ya da dişeti seviyesinde (tissue level) olabilirler. Kemik seviyesinde implantlar krestal kemikle aynı seviyede olacak şekilde yerleştirilirken dişeti seviyesinde implantlar alveolar mukoza seviyesinde yerleştirilirler. Dişeti seviyesindeki implantların(tissue level) dişetiyle temas halinde olan boyun kısımları pürüzsüzdür. Kemik seviyesindeki implantların(bone level) boyun kısımlarında ise krestal kemikle bağlantısını sağlayacak ve bu bölgede rezorpsiyonu engelleyecek farklı yiv tasarımları mevcuttur. Estetik açıdan uygun bir dişeti çıkış profili kemik seviyesindeki implantlarla daha kolay elde edilebilir(21).

Krestal bölgede kullanılan tasarımlardan biri de "Platform Switching"dir. Bu tasarımda dayanağın çapı ve platform genişliği, implantın boyun bölgesinden daha dardır (13). Stafford (22) tarafından 2015 yılında yapılan bir literatür incelemesinde platform switching tasarımın “platform match” tasarıma göre marjinal kemik seviyesinde daha az kemik kaybına neden olduğu doğrulanmıştır.

2.3.2. Dental İmplant Dayanakları (Abutmentları)

Dental implant dayanak(abutment); protez terimler sözlüğünde, implant için “implant protez üst yapısına retansiyon sağlayan dayanak kısmı” olarak isimlendirilmektedir(12).

Dental implant dayanakları estetik ve fonksiyonel bakımdan implant tedavisinde önemli yere sahiptirler ve tedavinin uzun dönem prognozuna direkt olarak etki ederler. 3 bölümden oluşurlar.

Proteze bağlanan bölüm: Dayanağın protez ile bağlantı sağladığı bölümdür.

İmplant ile bağlantı bölümü: Dayanağın implant ile bağlantı sağladığı bölümdür.

Transgingival bölüm: İmplantın protez platformu üzerinde dişeti dokusu ile çevrilen dayanak bölümüdür(23).

İmplant destekli protezlerde kullanılan dayanak (abutment) çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre değişiklik göstermektedir. Üretici firmalar tarafından farklı amaçlar için tercih edilebilecek çok sayıda dayanak(abutment) sunulmuştur.

Literatürde dayanak materyali, tutuculuk tipi, protez tipini ve yapım yöntemini esas alan pek çok dayanak(abutment)sınıflaması vardır(24). En çok kullanılan iki sınıflama; retansiyon tipi ve protetik restorasyon tipine göre yapılan sınıflamalardır.

Tablo1.1:Farklı implant dayanaklarının tasarımlarının sınıflandırılması

Kategori	Seçenekler
Restorasyon ile bağlantı türü	Tek parça vida tutuculu dayanak-kuron birleşimi İki parçalı vida tutuculu dayanak destekli kuron tasarımı İki parçalı siman tutuculu dayanak destekli kuron tasarımı
Materyal	Titanyum Döküm metal (yarı soy, soy, kıymetsiz metal) Döküm metal servikal bölgesi seramik dayanak Alümina (Al_2O_3) Zirkonya (ZrO_2) Titanyum altyapılı zirkonya hibrit dayanak

Üretim şekli	Prefabrike (modifiye ya da modifiye edilmemiş) Kişisel döküm dayanak Kişisel kopya freze dayanak Kişisel CAD/CAM dayanak
Renk	Altın rengi Gümüş (metal bitim) rengi Saf beyaz Kişisel beyaz Servikal bölgede kişisel pembe/gingival

Farklı materyal kullanımına göre yapılan dayanak sınıflamasında en çok kullanılan materyaller aşağıdaki gibidir:

1. Titanyum

- a) İşlenmiş
- b) Parlak yüzeyli (İşlenmemiş)
- c) Laser-Lok

2. Tıbbi paslanmaz çelik

3. Döküm altın

4. Zirkonya

5. Polietereterketon (PEEK) (Shafie 2014).

Bununla birlikte kullanım sürelerine göre implant dayanakları sınıflandırması aşağıdaki gibidir:

1. Geçici İmplant Dayanakları

- a) Ölçü dayanakları
- b) İyileşme dayanakları ve kapama vidaları
- c) Metal ve plastik geçici dayanaklar

2. Daimi İmplant Dayanakları

- a) Standart prefabrik dayanaklar – Ti (titanyum), Zr (zirkonya) (simante)
- b) Döküm kişisel dayanaklar – Ti (titanyum), Zr (zirkonya) (simante ve vidalı)
- c) Bilgisayar destekli kişisel dayanaklar – Ti (titanyum), Zr (zirkonya), Al (alümina) (simante ve vidalı) (Karunagaran ve ark. 2013).

İmplantlar, dayanaklar ve restorasyonlar optimum mekanik, biyolojik ve estetik beklentileri karşılayabilmek için farklı tasarım ve malzemelerden üretilebilirler. Örneğin dayanak seçerken implantın açısı, restore edilecek bölgenin uygunluğu, restorasyon tipi (siman ya da vida tutuculu), kron malzeme seçimi, periimplant mukozanın doğası (kalın, ince), hekimin tercihi, tedavinin maliyeti ve anterior bölgede ise öncelikle hastanın gülme hattı (düşük, orta, yüksek ya da gummy smile) gibi parametreler esas alınır(25).

Dayanak(abutment) retansiyon tipine göre(26):

2.3.2.1. Siman retansiyonlu dayanaklar

Bir veya iki parça dayanağın implanta vidalanması ve üzerine simante edilebilen krun ile restorasyon yapılması şeklinde kullanımı olmaktadır. Her implant üstü protezde olduğu gibi simante dayanaklarda da protez koruyuculuğu esas olandır. İdeal bir siman retansiyonlu restorasyon için, implant boynu ile okluzal yüzey arasında 8 mm mesafe olması gerekmektedir. Retansiyon ve resistansı sağlayabilmek içinse dayanak boyu 5 mm olmalıdır(26). Belirtilen klinik tecrübeler ve vaka çalışmaları vida retansiyonlu sabit restorasyonların daha fazla komplikasyona neden olduğunu göstermektedir(27,28). Ancak literatürde belirtilen bu komplikasyonlar, vida retansiyonlu restorasyonlarda ortaya çıkan sorunların değerlendirilmesi

neticesinde tespit edilmiştir(13). Bu komplikasyonların asıl sebebi vida retansiyonlu restorasyonlardaki vida deliğine kolay ulaşımıdır. Siman retansiyonlu dayanaklar tek parça (solid) ve iki parça (dayanak ve vida) olarak iki tiptir.

Siman retansiyonlu dayanakların avantajları:

- 1. Pasif Uyum:** Gevşeyerek uyumu bozulan restorasyonların, krestal kemik kaybının, implant komponent kırıklarının ve implant mobilitesinin esas nedeni olarak pasif olmayan yani kasan dökümler görülmektedir. Sıkıştırma kuvveti sonucunda oluşan gerilimler üst yapıyı, implant çevresindeki kemiği ve implant komponentlerini tahrip edebilir, kemikte veya materyalde yorgunluğa neden olabilir(26). Çok üyeli restorasyonlarda ortalama 291-357 µm uyumsuzluk ölçülmektedir. İmplant analogu ile dayanak arasındaki marjinal uyum çoğu kez implant-dayanak uyumundan farklı olmaktadır(29). Simante restorasyonlarda ort 40 µm olan siman aralığı bazı boyutsal değişiklikleri tolere eder ve böylelikle daha pasif restorasyonların yapımına izin verir(30).
- 2. Aksiyal Yükleme:** Vida retansiyonlu bir restorasyonda vida deliği ortalama 3 mm çapındadır. Bu alan fonksiyonel okluzal alanın %50 si toplam alanın %30 una denk gelir. Okluzal vidalar genellikle primer okluzal temas alanında yer aldığından vida retansiyonlu bir restorasyonda vida üzerinden ve/veya vida üzerindeki kompozit üzerinden okluzal ayarlama yapılmaktadır. Bu da uzun dönemde materyalin aşınması veya kırılması ihtimalini doğurmaktadır. Bazı üretici firmalar vida alanının lateraline eksen dışı yükleme yapılmasını önermektedir. Bu da genelde okluzal alanın daha büyük şekillenmesine neden olur. Ayrıca literatürde eksen dışı yükleme yapmanın komponentlerde kırılma veya vidalarda gevşeme insidansında artışa yol açtığı verilerle kanıtlanmıştır(31,32). Okluzal yüzde yapılan bu düzenlemeler simante restorasyonlarda gerekmemektedir. Bu da aşırı konturların önlenmesi avantajını sağlar ve gereken çıkış profilinin ayarlanması daha kolay olmaktadır(26).
- 3. Estetik ve Hijyen:** Özellikle açılı yerleştirilen implantlarda fasiyal bölgeye gelebilen vida yuvaları estetik olmayan bir görünüm vermektedir. Simante

restorasyonlarda ise vida deliği tam insizal bölgenin altına geldiğinden estetik başarıyı sağlamak daha kolay olmaktadır. Ayrıca simante restorasyonlarda embrasür noktaların ve kron profilinin daha makul seviyede ayarlanabildiği belirtilmektedir(26).

4. **Okluzal Materyal Kırığı:** Doğal diş üzerine hazırlanan sabit protetik restorasyonlarda en çok rastlanan ikinci komplikasyon porselen materyalin kırıklarıdır(33). İmplantlarda doğal dişlerden daha fazla oranda okluzalde materyal kırığı görülür. Bunun nedeni de diş kökünü çevreleyen periodontal ligamentin implantlarda olmaması, dolayısıyla okluzal materyalin daha fazla darbeye, strese maruz kalmasıdır(26,34).
5. Vida tutuculu protezlerde vida deliği restoratif materyale gelen stres yoğunluğunu artırır ve daha yüksek oranda desteklenmemiş porselen hazırlanmasına neden olmaktadır(35).Bu durumun kırılma insidansını artırdığı gözlenmiştir.
6. **Giriş Yolu:** Özellikle ağız açma kısıtlılığı olan hastalarda posterior bölgede vida tutuculu protezlerin ağza yerleştirilmesinde giriş yolu önemli bir sorun haline gelmektedir(26). Çünkü küçük vidaların manipüle edilmesi ve yerleştirilmesi simante bir restorasyona kıyasla daha uzun sürmektedir(36).
7. **Yorgunluk:** Protetik vidanın uzun dönem direncinin çapının 4. Kuvveti ile orantılı olduğu belirtilmektedir. Bu da çap iki kat arttığında bükülme direncinin 16 kat arttığı anlamına gelir. Vidalar sistemin en küçük parçası olduğu için kırılma açısından da en riskli parça olarak kabul edilirler. Vidanın yorgunluk veya dayanma limiti materyalin maksimum direncinin yaklaşık yarısı kadardır. Bunun yanında protetik vidalar parafonksiyon varlığında artmış yük sikluslarına maruz kalırlar bu da uzun dönemde vida tutuculu protezlerde karşılaşılan en büyük komplikasyon olan vida gevşemesi veya kırılmasına sebep olur. Literatürde görülme sıklığının ortalama %38 oranında olduğu belirtilmiştir(37,38). Ayrıca çok üyeli implantlarda gevşeyen vidanın hangisi olduğunu tespit etmek ancak komplikasyon olduğunda mümkün olmaktadır.
8. **Progresiv Yükleme:** Vida tutuculu protezlerde geçici protezlerin yapılması zor olduğu için estetik gereksinim olmadıkça geçici restorasyon yapılmaz.

Bu nedenle kemik-implant birleşim yüzeyinde, kemik yapımını ve yoğunluğunu etkileyen giderek artan yük gelmemiş olur. Bu durum ileri dönemde krestal kemik kaybına ya da daha düşük yoğunlukta kemik oluşmasına neden olur(39). Siman tutuculu restorasyonlarda yavaş yavaş artan şekilde okluzal yükleme yapılabilmesi kemik yoğunluğunda artış sağlar.

9. Dayanak-Kron Oluğu: Vida tutuculu protezler kron-dayanak ara yüzeyini tamamen kapatamadığı için bu bölgede bakteri akümülyasyonuna ve endotoksin pompalayarak mikroorganizma proliferasyonuna neden olur(32,40). Bu durum protez sökülünce oluşan kokunun başlıca sebebidir. Simante restorasyonda ise bakterilerin penetre olması engellenir.

10. Maliyet ve Zaman: Vida tutuculu restorasyonların siman tutuculu restorasyonlara göre 4 kat pahalı 2 kat daha uzun sürede yapıldığı belirtilmektedir.(26). Çünkü vida retansiyonlu restorasyonların yapım aşamaları daha hassas ve ek işlemler gerektirmektedir. Simante restorasyonlar vidalı restorasyonlara göre üretim aşamaları, pasif uyum, estetik uyum sağlanabilmesi açısından daha hızlı ve daha kolay üretilmektedir(26).

2.3.2.2. Vida Retansiyonlu Dayanaklar

Vida, protez komponentlerini birbirine bağlamak amacıyla kullanılır. 5 mm'den az olduğu durumlarda kullanılabilir. Siman retansiyonlu sistemler Amerika'da 90'lı yıllarda daha sık kullanılmakta iken günümüzde aşağıdaki belirtilen sebeplerden dolayı kullanımı azalmıştır(41):

- Hidrostatik basınçtan dolayı komponentler tam oturmadığından kemik tepesinde simandan bir kenar oluşur.
- Dişeti seviyesinin birkaç mm altına siman taşıdığı cerrahi müdahale olmadan simanın uzaklaştırılması çok zordur.
- Dayanak vidası tam oturmadığında kırılma riski de artar.Vida kırıldığında implant ve/veya dayanağa zarar vermeden çıkarmak oldukça zordur(41).

Ancak vida retansiyonlu restorasyonlarda kronik vida gevşemesi ve kırık gibi zaman kaybettirici ve yüksek maliyetli sorunlar mevcuttur (42).

Wittneben ve ark.(18) 2014 yılında implant destekli simante ve vidalı restorasyonları karşılaştırdığı literatür taramasında; 5 yıllık sağ kalım oranlarını; simante restorasyonlarda %96,03, vidalı restorasyonlarda ise %95,55 olarak tespit etmiştir. Kümülatif sağkalım ve başarısızlık oranlarında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemekle birlikte biyolojik ve teknik komplikasyonların vida retansiyonlu restorasyonlarda daha az görüldüğünü bildirmişlerdir(18).

2.3.2.3. Ataşman dayanakları

İmplant üstü hareketli protezlerin tutuculuğunu sağlamak için kullanılan dayanaklardır. Top başlı ve locator ataşmanlar implantların birbirlerine bağlanmadığı durumlarda en çok tercih edilen ataşman tipleridir(43).

Top başlı ataşmanlar rotasyon ve menteşe hareketlerine izin veren reziliant ataşmanlar olup implant doku destekli overdenture protezlerde tercih edilir(44)(45). Reziliens sayesinde implant ve doku arasında fonksiyonel kuvvetleri dağıtabilme yetenekleri vardır ve gerektiğinde kolayca tamir edilebilir ve değiştirilebilirler(46). Küçük hacimli ve hijyenik olup uygulaması basittir bunun yanında; zamanla ataşmanları deforme olabilir, tutuculuğunun kaybolabilir. Ayrıca diğer ataşman türlerine göre çok tamir gerektirebilir ve implantlar arasında açı farkı olduğunda uygulanamaz(47,48).

Locator ataşmanlar diğer ataşmanlara kıyasla en az interark mesafeye gerek duyarlar(49). Vertikal yüksekliğin düşük olması, ataşmanlar arasındaki 40° dereceye kadar açı farkının tolere edilebilmesini sağlamaktadır(47).

2.3.2.4. Kişisel (Custom) dayanaklar

Günümüzde gelişen teknoloji ve implant tedavilerinde endikasyonun genişlemesi ile standart üst yapılar bazı durumlarda yetersiz kalmıştır. Bu nedenle vakaya ya da bölgeye özel tasarlanabilen custom(kişisel) dayanaklar zaman zaman tercih edilmeye başlamıştır(50).

Custom dayanaklar, ideal bir çıkış profilinin oluşturulabilmesi, uzun dönemde restorasyon ve yumuşak doku ilişkisinin daha başarılı olmasıyla standart dayanaklara

üstündür. Restorasyona destek olacak alt yapı/dayanak tasarımının şartlara en uygun şekilde hazırlanması retansiyonun daha iyi olmasını sağlar(50).

CAD/CAM ile metal, seramik veya hibrit dayanaklar tasarlanıp üretilirler. Prefabrike dayanaklarla karşılaştırdığımızda gerekli olan maksimum kalınlık CAD/CAM sistemiyle elde edilebilmektedir(50).

Seramik dayanaklar özellikle anterior bölgede daha iyi bir estetik sonuç ve uyum göstermektedirler. Fakat seramik, zirkonya dayanaklardaki en büyük karşılaşılan sorun kırılma dayanımıdır. Birçok farklı çalışma seramik dayanakların kırılma dayanımının 140N-690N (ort 450N) arası değerlerde bulunduğunu bildirir de(51,52); titanyum dayanaklara kıyasla kırılma dayanımı oldukça düşüktür(53). Ancak anterior bölgede bile ısırma kuvvetleriyle 350 N'a kadar yük gelmektedir bu nedenle zirkonya dayanak kullanımında doğru endikasyon ve okluzal yük ayarlanması büyük önem taşır(54,55).

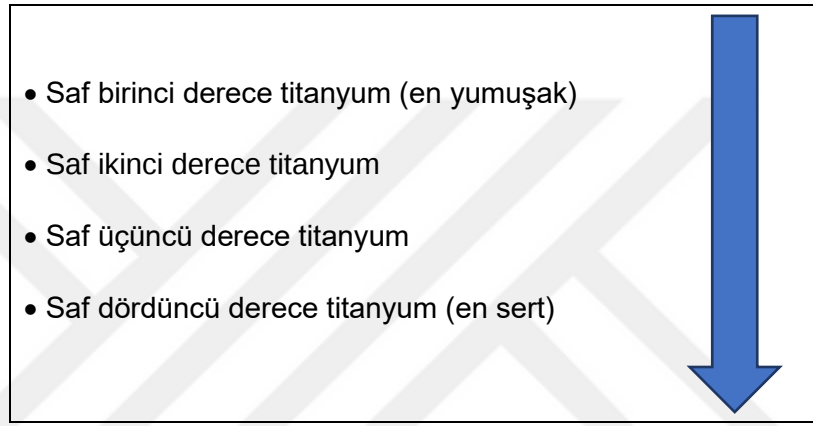
Tam seramik dayanaklardaki farklı yüzeylerin sürtünme kuvveti uyumsuzluğu sonucu seramik yüzeyinin implanta karşı aşınmasının önüne geçmek,yüksek kırılma dayanımı sağlarken aynı zamanda estetikten ödün vermemek için yapılan çalışmalarda hibrit dayanklar üretilmiştir. Araştırmalarda hibrit dayanakların kırılma dayanımları, tam seramik dayanaklara göre daha yüksek bulunmuştur(56,57). Ancak bu dayanaklarda da karşılaşılan problem;titanyum kaide ile üstteki seramik üst yapının bağlantısının hassas işlemlerinden dolayı hibrit yapının en zayıf halkası olmasıdır.Diğer yandan tam seramik dayanaktaki katastrofik kırık düşünüldüğünde bu komplikasyon daha düşük maliyetli ve tamir edilebilmektedir.

Ayrıca Magne ve ark.(58) 2011 de kompozit dayanaklarla çalışma yapmışlardır. Zirkonya dayanaklarda görülen yapışma sorunları,kırılma,okluzal yük altındaki şok absorpsiyon sorunlarının kompozit dayanaklarda görülmediği, ayrıca bu dayanakların kompozit rezin veneerlerden daha yüksek sağkalım oranına sahip olduğu ileri sürülmektedir(58).

Materyale göre implant dayanak çeşitleri:

2.3.2.5. Titanyum İmplant Dayanakları

Titanyum (Ti) uzun ömürlü, güçlü ,dayanıklı, hafif ve biyouyumlu bir elementtir (Shafie 2014). İmplant dayanakları ticari olarak birinci dereceden dördüncü dereceye saf titanyumdan veya beşinci derece titanyum alaşımından üretilirler (Tablo1.2.).



Tablo1.2:Titanyum dereceleri

Klinik çalışmalarda titanyum dayanak üzerine yapılan sabit implant üstü restorasyonların başarı oranlarının yüksek olduğu ispatlanmıştır (Kreissl 2007, Cooper 2007). Titanyum dayanakların üretimlerinde ve tasarımlarında birçok gelişme olmasına rağmen, metalik renkleri mukoza üzerinden yansır bu nedenle estetik beklentiyi pek karşılayamaz. Subgingival olarak yerleştirildiğinde dayanakların mat gri yapısı yumuşak dokuda mavimsi bir görünüm oluşturur. Bu gri gingival renk değişimi dayanak çevresindeki gingival doku miktarının yetersiz olmasından da kaynaklanabilmektedir. Bu durumda estetik görünümü daha da artırmak adına, altın renginde nitrit kaplı titanyum (TiN) dayanaklar, alüminyum oksit(Al_2O_3) ya da zirkonyum dioksitten (ZrO_2) yapılan seramik dayanaklar tercih edilebilir(2,53,59). Pecnik ve arkadaşları 2015 yılında titanyum dayanaklardaki daha estetik sonuçlar için metalik yüzeyi maskelemek adına yapılan kaplama sistemlerini inceledikleri çalışmalarda TiN kaplamaların implantlarda ve dayanaklarda hem estetiği hem de fiziksel ve mekanik özellikleri artırdığını belirtmişlerdir(60).Ayrıca TiN dayanakların toksik olmadığı, biyolojik olarak inert ve korozyona karşı dirençli

olduğu belirtilmiştir. Aynı zamanda yüzeyinde kaplama yapılmayan titanyum dayanaklara göre çeşitli plak temizleme aletlerinin dayanaklar üzerinde oluşturdukları pürüzlülük derinliği ve kalan plak miktarı bakımından daha üstün olduğu da çalışmalarda tespit edilmiştir(61). Fakat Lim ve arkadaşları (2012) TiN kaplamanın alerjik reaksiyona sebep olabileceğini belirtmiştir. Bunlara ilave olarak da seramik restorasyon kullanımının titanyumun optik özelliklerini yüksek oranda geliştirdiği açıklanmıştır(60).

2.4. CAD/CAM SİSTEMİ

CAD/CAM teknolojisi, ilk olarak 1980' lerde Mormann tarafından kullanımıyla, CAD/CAM sistemleri hızla gelişim göstererek kullanımları yaygınlaşmıştır(62). Teknolojideki hızlı ilerlemeler ve yeni intraoral tarayıcıların sisteme katılımıyla, CAD/CAM sistemler sayesinde laboratuvar ve klinikte restorasyonların üretimi mümkün olmuştur(63). CAD/CAM sistemleri, intraoral dokuları dijital bilgilere dönüştürebilen bir tarayıcıdan, bilgisayar yazılımından ve bir freze makinesinden meydana gelmektedir(62,64). Güncel CAD/CAM sistemleri üretim yöntemlerine göre ofis sistemi, laboratuvar sistemi ve merkezi üretim sistemi olarak üç gruba ayrılmaktadır(62). İnley, onley, laminate veneer, krun ve köprü restorasyonlarında, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde stentlerin yapımında, maksillofasiyal protezlerde, implant destekli protezlerde dayanak, kron-köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde CAD/CAM sistemlerinden faydalanılmaktadır(65). CAD/CAM teknolojisi maliyeti azaltırken, biyouyumlu, estetik ve yeni geliştirilmiş yüksek kaliteli materyaller ile restorasyon yapımına olanak tanımaktadır. CAD/CAM blokları, daha az poröz yapıya sahip monolitik bloklardır(66). Dijital ölçü ile konvansiyonel yöntemlere göre daha doğru modeller elde edilir. Yazılımın ve ekipmanın başlangıç maliyeti son derece yüksek olsa da protez üretimi için gereken süreyi azalır ve sonuçta maliyet düşer. Diğer yandan bu teknoloji için diş hekiminin, eğitim alması ve zaman harcaması gerekmektedir (66). Klinik olarak kabul edilebilir protez yapmak için öncelikle dijital tarama hassas bir biçimde yapılmalıdır. CAD/CAM sistemlerinin kullanımlarının yaygınlaşması ile estetik ve fonksiyonel beklentiler daha da artmış ve farklı yapısal ve fiziksel özelliklere sahip yeni materyaller geliştirilmiştir. Üretimde kullanılan blok

materyalleri restorasyon tipine, restorasyonun ağızdaki konumuna, hastanın beklentilerine, sosyo-ekonomik durumuna ve hekimin tercihine göre tercih edilebilir. CAD/CAM sistemi ile kullanılan materyaller kompozitler, polimerler, seramikler ve metallerdir(67–69).

2.4. CAD/CAM Seramikleri

Dental seramikler ve üretim-işlem teknolojileri son yıllarda oldukça gelişim göstermiştir. Yeni mikro yapılar ve gelişmiş CAD/CAM yöntemleriyle; seramik üretimindeki geleneksel yöntemlerin, farklı değişkenlerden etkilenmesi, zaman alıcı olması, teknik hassasiyet gerektirmesi ve sonucu öngörülememesi gibi dezavantajların elimine edilmesi amaçlanmıştır. CAD-CAM cihazları ile kullanılabilen birçok restorasyon materyali mevcuttur. Bu materyaller Tablo1.3'te gösterilmiştir.

Tablo1.3:Çeşitli CAD-CAM restorasyon materyalleri

Feldspatik seramikler	VITABLOCS Mark II
	VITABLOCS TriLuxe/TriLuxe Forte/RealLife
	CEREC Blocs
	CEREC Blocs C
Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler	IPS Empress CAD Multi/HT/LT
	Paradigm™ C (3M ESPE)
	Initial LRF BLOCK (GC)
	Rosetta BM
Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler	IPS e.max CAD
	Rosetta SM
Oksit seramikler	Cam infiltre oksit seramikler (In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia)
	Sinterlenen oksit seramikler (IPS e.max ZirCAD, VITA In-Ceram YZ, CEREC InCoris, VITA In-Ceram AL, Lava™ Frame Zirkonya , Nobel Procera)
Nanoseramikler	LAVA Ultimate
Hibrit seramikler	VITA Enamic
	GC CERASMART
	Ceramill® COMP
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler	VITA Suprinity PC/ Suprinity FC
	Celtra DUO
Kompozitler	Paradigm™ MZ100 block (3M)
	Gradia Block (GC)
Polimerler	VITA CAD-Temp
	Telio-CAD

2.4.1. CAD/CAM Uyumlu Feldspatik Seramikler

İlk CAD/CAM üretimi inley 1985'te ince grenli feldspatik seramik içeren bir seramik blok (Vita Mark I, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak üretilmiştir. Bu blok içeriğinde %60-64 SiO₂ ve %20-23 Al₂O₃ bulunmaktadır.

Feldspatik porselenlerin veneerlerde, inley ve onley yapımında, tek anterior restorasyonlarda endikasyonu varken, posteriorda kullanım için yeterince dayanıklı bir materyal olmadığı bildirilmiştir(70).

2.4.2. CAD/CAM ve Mika Esaslı Seramikler

Mika mineralleri, Si, K, Na, Ca, F, O, Fe ve Al'den oluşan silikat (fililosilikat) minerallerinden oluşan bir gruptur. 1984 yılında piyasaya sürülen Dicor düşük ısıl genleşme seramik formülü ile geliştirilmiştir(71). Bu materyal zamanla geliştirilmiş,işlenebilir cam seramik Dicor MCG(Machinable Glass Ceramic) kristalize edilmiş ve hacimce %70 tetrasiklik flormika içeren CAD/CAM bloklar ve ingotlar üretilmesine rağmen Dicor ve Dicor MGC artık piyasada bulunmamaktadır(70).

2.4.3. Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler

Lösit termal ekspansiyon katsayısı ($20 - 25 \times 10^{-6} /K$) feldspatik cam seramiğe göre ($8,6 \times 10^{-6} /K$) daha yüksek olan potasyum alüminyum silikat mineralidir (72). Cam matriks içinde 1-5 µm boyutunda hacimsel oranı %35-45 olacak şekilde eşit ve yoğun olarak dağılan bu kristal mineral cam seramikleri güçlendirmek için kullanılmıştır(73). ProCAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 1998 yılında CEREC inLAB (Sirona Dental Systems, Bensheim, 39 Almanya) ile kullanım amacıyla üretilmiştir. ProCAD 'in yerini 2006'da üretim safhasında optimizasyon sağlayıp, maksimum oranda daha ince boyutta içerdiği lösit kristalleriyle işlem sırasındaki hasarlara karşı dayanıklılığın artırıldığı Empress CAD almıştır(74). Klinikte anterior tek diş restorasyonlar için önerilmiştir(75).

2.4.4. Cam infiltre edilmiş alümina ve zirkonya seramikler

1989'da tanıtılan Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik), tek kuronlarda ve 3 üyeli anterior sabit protezler için mevcut ilk tam seramik sistemdir. Yüksek dayanıklılığa sahip bu seramik ilk üretildiğinde slip-cast tekniği ile üretilmiştir(76) olup In-Ceram Alumina 1993'ten beri CAD/CAM ile de üretilmektedir ve 236-600 MPa'lık bir bükülme dayanımına sahiptir.

1994'te, In-Ceram Alümina'nın opak yapısına karşın yarı saydamlığı artırmak amacıyla magnezyum ilave edilen In-Ceram Spinell tanıtılmıştır(58). Ancak materyalin eğilme dayanımı daha düşük olduğundan yalnızca anterior kuronlarda endikedir (40,77). Bir diğer materyal In-Ceram Zirkonya In-Ceram Alumina'ya %33'lük parsiyel stabilize zirkonya eklenerek, zirkonyumun faz değişimine bağlı sertleşme mekanizmasından faydalanılarak dayanıklılığın artırılması amaçlanmıştır(76). Bükülme dayanımı 421–800 MPa ve posteriorda üç üyeli köprülerin restorasyonunda kullanılabileceği belirtilmiştir(78,79).

2.4.5. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Camsı yapıda bir seramik olan lityum disilikat, temel olarak kuvars, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit bileşenlerinden oluşur. 2005 yılında Ivoclar Vivadent'in (AG, Schaan, Liechtenstein) piyasaya sürdüğü IPS E.max, lityum disilikat kristallerinin cam matrikse gömülmesiyle ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) olası mikro çatlakların ilerlemesi azalır böylelikle de mekanik stabilite artar. IPS E.max lityum disilikat restorasyonları; 1-kayıp mum tekniğiyle sıcak presleme teknikleri (IPS E.max Press), 2- CAD/CAM tekniği (IPS E.max CAD) kullanılarak üretilir(80). 300 ve 400MPa arasında yüksek eğilme dayanımına sahip olan bu seramikler; 2,8-3,5 MPa arasında yüksek kırılma dayanımına ve iyi optik özelliklere sahiptir(81,82). Kısmen kristalize olması hızlı ve kolay frezeleme işlemi sağlar. İstenilen şekil ve konturda kazınan restorasyonlar 850°C'de fırınlanır. Piyasaya ilk sunulduğunda inley- onlay restorasyonlar ve anterior bölgede kullanımları önerilse de artık yapılan çalışmalarda bu cam seramiklerin posterior bölgede parsiyel kuron, tam kuron ya da 3 üyeli köprülerde kullanılabileceği belirtilmiştir. Yapılan çalışmalar lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin ışık geçirgenliğinin zirkonyuma göre daha fazla olduğunu göstermiştir. Ayrıca materyalin monoblok olarak da

üretilebilmesiyle veneerleme sonrası görülen tabakalar arası ayrılma gibi problemlerin de önüne geçilebileceği bildirilmiştir(83,84).

2.4.6. CAD/CAM Uyumlu Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramiklerde camsı komponentler olmadığından atomlar daha sıkı, düzenli bir dizilime sahiptir dolayısıyla da camsı seramiklerden çok daha sert ve daha dayanıklıdır.1994 yılında ticari olarak tanıtılan Procera sistemi, CAD/CAM teknolojisiyle üretilir, yapısı opak yapısı nedeniyle daha sonra istenen estetik görünümü elde etmek için veneer porselenle kaplanır(85).

2.4.7. Alumina Esaslı Polikristalin Seramikler

Procera AllCeram seramik malzeme %99,9 alümina içerir. Anterior ve posterior kuronlarda, onlay ve inley restorasyonlarında kullanılabileceği belirtilmiştir(86).

2.4.8. Zirkonya Esaslı Polikristalin Seramikler

Zirkonya, kristalin yapıda bir zirkonyum dioksit olup doğada saf halde bulunmaz.. Stabil olmayan zirkonyum dioksit üç farklı faz gösterir: monoklinik (M), kübik (C) ve tetragonal (T)(87). Monoklinik faz; oda sıcaklığı ve 1170 °C arasında iken; tetragonal faz; 1170°C-2370°C arasında; kübik faz ise 2370 °C üzerindeki sıcaklıklarda görölmektedir(88). Tetragonal (t) fazdan, monoklinik (m) faza dönüşüm, katastrofik başarısızlığa yol açabilecek kadar (%4,5) hacimde artışa neden olur. Bu geri dönüşümlü olan değişim soğuma sırasında yaklaşık 950°C'de başlar. CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂ gibi stabilize edici oksitler ile saf zirkonya alaşımları, oda sıcaklığında tetragonal yapının retansiyonuna ve dolayısıyla stresin indüklediği t-m dönüşümünün kontrolüne izin verir,böylelikle çatlak ilerlemesi durur ve yüksek dayanıklılık sağlanır(89).

Saf zirkonyuma üç mol Y₂O₃ ilave edildiğinde çok ince tanecik yapısında, oda sıcaklığında tetragonal fazdan oluşan ve diş hekimliğinde kullanılan tetragonal zirkonyum oksit polikristali Y-TZP elde edilir (60).

Diş hekimliğinde biyomateryal olarak kullanılan yoğun sinterlenmiş seramik; saf zirkonyuma üç mol Y_2O_3 ilave edilerek elde edilen itriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristalleridir (Y-TZP).

Avantajları:

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklerne sahiptir.
2. Biyouyumlu materyallerdir.
4. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine imkân tanır.
5. Adeziv ve konvansiyonel yöntemlerle simante edilebilir.
6. Isısal iletkenlikleri az olması nedeniyle pulpal irritasyon yapmazlar(31).

Dezavantajları:

1. Görünümleri ISO standartlarına göre opaktır.
2. Yüzey işlemleri materyalin mekanik özelliklerini değiştirir.
3. Restorasyonun yeterli dayanıklılığa sahip olup kırılmanın önüne geçebilmek için birleşim alanında; oklüzo-gingival yönde ≥ 4 mm ve bukkal-lingual yönde ≥ 3 mm mesafe olacak şekilde hazırlanması gerekmektedir (31).

Y-TZP'nin eğilme dayanımı 900–1200 MPa'dır ve kırılma dayanımı, alümina seramiğinden iki kat fazladır. CAD/CAM seramik blokları veya önceden sinterlenmiş bloklar, kabul edilebilir marjinal uyuma sahip olmaları sayesinde sabit protetik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılabilir (90).

Zirkonyadaki dağıntı partikülleri, matriksden farklı bir kırılma indisine sahip olmasından(90) kaynaklı oluşan opak görünümün maskelenmesi için veneerlenmesi gerekmektedir. Uzun vadeli stabilite ile ilgili olarak 3Y-TZP, “hidrotermaldegradasyon”a hassastır. Hidrotermaldegradasyon; mikroyapı, ısı, bileşim ve stres kaynaklı oluşabilen bir yaşlanma olgusudur(91). Zirkonyanın faz dönüşümü; materyalin sıcaklığı, ortam buharı, tanecik büyüklüğü, mikro ve makro çatlaklardan ve dengeleyici oksit konsantrasyonundan etkilendiğinden dolayı,

veneerleme esnasındaki sıcaklık ve buhar değişimlerinin faz dönüşümünü uyarabileceği ve materyalin mekanik özelliklerinin değişebileceği göz önünde bulundurulmalıdır(92). Birinci jenerasyon zirkonya temel olarak çok düşük yüzdelerde zirkonyum dioksit (ZrO_2) ve alümina (Al_2O_3) ya ek olarak %3 mol itriyum oksit (Y_2O_3) ile takviye edilerek oluşturulmuştur. Yarı saydam zirkonya (üçüncü jenerasyon) daha fazla miktarda itriyum (ağırlıkça %9.3 oranında, %5 mol, hatta bazılarında hacimce %12 oranında), azaltılmış tanecik büyüklüğü ve daha yüksek miktarda kübik faz (c fazı) içerir(93). Bu değişiklikler, opasiteyi de azaltarak zirkonyayı monolitik restorasyonlar için daha uygun bir forma dönüştürürken, c fazı stres karşısında dönüşüm gerçekleştiremediği için materyalin dayanıklılığını azaltmıştır(94,95).

2.4.8.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar

Günümüzde CAD/CAM sistemlerindeki gelişmeler doğrultusunda pek çok materyalin blokları bulunmaktadır. Bu sayede hem tedavi süresi kısalmış hem de tedavi kalitesinde artış sağlanır. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar da CAD/CAM sistemleri ile uyumludur ve iki çeşittir.

2.4.8.1.1. Konvansiyonel Y-TZP Bloklar

Konvansiyonel zirkonya bloklar; ağırlıkça % 87-95 oranında ZrO_2 ve % 4-6 oranında Y_2O_3 ve diğer oksitleri içermektedir. Esneme kuvvetleri 900-1200 MPa iken elastik modülüsleri yaklaşık 210 GPa'dır.

2.4.8.1.2. Monolitik Y-TZP Bloklar

Günümüzde monolitik zirkonya blokların yapısı kimyasal olarak konvansiyonel zirkonya bloklara benzemesinin yanında teknoloji ve işleme tekniklerinde gelişmeler neticesinde yapıca farklılıklar gösterir(123). Tanecik çapının küçültülmesi ve daha homojen yapı elde edilmesiyle kırılma dayanımını güçlenmiş, zirkonyanın direnç kazanmasını sağlamıştır(124). Aynı zamanda bu değişimler materyalin ışık

geçirgenliğini artırmıştır. Toz işleme tekniklerindeki ilerlemelerle daha saf toz elde edilmesi, içyapıda görülebilecek çatlak ve defektleri minimuma indirmiştir (123). Konvansiyonel zirkonyalarda ortalama tanecik boyutu $\geq 1 \mu\text{m}$ iken, yeni nesil monolitik zirkonya bloklarda ise ortalama tanecik boyutu 0,2-0,830 μm arasında değiştiği bilinmektedir (125).

Monolitik zirkonya bloklarda konvansiyonel zirkonya bloklara kıyasla; materyal yoğunluğu yüksek, monoklinik faz oranı düşük tutulmuştur. ISO 2008 standartlarına göre yaşlandırmanın sonrasında % 25'ten daha az monoklinik faz bulundurması gerekirken yeni nesil monolitik zirkonya bloklarda ise bu oran % 10'un altına düşmektedir (126). Bu değer materyalin uzun dönem klinik başarısını olumlu yönde etkilemektedir.

Zirkonya bloklarda dayanıklılığı arttırmak ve yaşlandırma işlemine direnç kazandırmak için eklenen alümina (% 1-5) ışık geçirgenliğine negatif etkisinden dolayı yeni nesil monolitik zirkonyalarda büyük oranda azaltılmıştır. (% 0,1) Konvansiyonel zirkonya blok içerisindeki organik bağlayıcılar yeni nesil monolitik zirkonya bloklarda bulunmayıp, yapı içerisindeki atomlar herhangi bir bağlayıcı olmadan birbirlerinin içerisine geçmektedir. Bu organik bağlayıcılar mekanik özellikleri geliştirir ancak ışık geçirgenliğini olumsuz etkiler. Işık geçirgenlikleri arttırılan yeni nesil monolitik zirkonya bloklar esas olarak ikiye ayrılır (128).

2.4.8.1.2.1. HT Zirkonya Bloklar (High Translucent)

% 87-95 oranında ZrO_2 ve % 4-6 oranında üç mol Y_2O_3 ile diğer oksitleri içermektedir. Yeni nesil zirkonya blokların tüm özelliklerini içerirler.

Işık geçirgenlikleri lityum disilikatlar kadar olmasa da konvansiyonel zirkonya bloklardan daha iyidir (7,130)

2.4.8.1.2.2. Kübik Zirkonya Bloklar

Son yıllarda üretilen bu zirkonya blokların yapısı diğer bloklardan farklıdır. Ultra translucent (UT) olarak da adlandırılan bu bloklar yapılarında kübik-tetragonal faz karışımı bulundurur. Monoklinik faz değişimi çok az gösterirler. Mekanik özellikleri konvansiyonel ve HT bloklar seviyesinde değildir. Tüm zirkonya bloklar arasında en

fazla ışık geçirgenliğine sahip bloklardır. Anterior lamina restorasyonlarında kullanılabilir(11,131).

2.4.9. Zirkonyum içerikli lityum silikat seramikler (ZLS)

Güncel bir materyal olan zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (ZLS), CAD/CAM sistemleri ile uyumlu olup zirkonyumun yüksek mekanik dayanıklılık, ideal marjinal uyum gibi özellikleri ile cam seramiklerin üstün estetik için translusensi, opelasans ve floresans gibi avantajlarını birleştirirler(96). Mikro yapısındaki zirkonya, çekirdekleştirici görevi görerek lityum metasilikat kristallerinin çekirdekleşmesini etkiler ve çatlak oluşumunun önüne geçer(96). Zirkonyanın faz dönüşümleri hacim artışlarına sebep olarak çatlak ilerlemesini durdurur(71,97,98). Tüm bu özellikler, ZLS' nin zirkonya içermeyen lityum disilikat seramiklere kıyasla kırılgenliğini azaltır ve dayanıklılığını artırır(96,99). Zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramiklere örnek olarak Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve Celtra Duo (Sirona Dentsply, Milford, DE, A.B.D) verilebilir.

2.4.9.1. Vita Suprinity

İlk zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat materyalidir ve ağırlıkça % 8-12 zirkonya, % 56-64 silikon dioksit, % 15-21 lityum oksit, % 10' dan daha az çeşitli bileşenler içerir. Anterior ve posterior doğal diş/implant destekli kuron restorasyonlarında, inley, onley, parsiyel kuron ve lamine restorasyonlarında kullanılabileceği belirtilmiştir(99).

Bu bloklar üç aşamada üretilir. İlk aşamada bileşenler yüksek ısıda (1500 °C) eritilir.Cam faza geçildiğinde kalıba alınır ve beklenir. Bu aşamada materyal kırılgen olduğundan frezelemeye uygun değildir bu nedenle termal bir ön ısıtma(ikinci ısıtma fazı 500°C'den 600°C'ye), gerekmektedir. Termal ön ısıtmayla nükleasyon reaksiyonu başlar, devamında kristaller şekillenmeye ve büyümeye başlar. Sonuçta, translucent cam seramik blok elde edilir.

Artık bu cam, seramiğe yakın özellikler gösterip ve frezelemeye müsaittir. Frezelemeden sonra, translucent cam seramik, 840 °C'de 8 dakika rekristalize hale

getirilmelidir. Son kristalizasyon fırınlaması sonrasında asıl fiziksel özelliklerine ve estetik görünümüne ulaşır. İçeriğindeki zirkonyadan dolayı IPS e.max' e göre daha ince partiküllü yapıdadır. Homojen yapısı sayesinde iyi frezelenabilir ve parlatılabilir. Frezelemeden sonra kırılma direnci yaklaşık 210 MPa , kristalleşme sonrası kırılma direnci yaklaşık olarak 420 MPa'dır(100). T ve HT olmak üzere iki farklı translüsensi derecesi mevcutken renk açısından birçok seçenek (0M1, A1, A2, A3, A3.5, B2, C2, D2) bulunmaktadır. Daha estetik tedavi sonuçları için; T blokların doğal diş ve implant üstü tam kuronlarda, HT blokların ise inley, onley, parsiyel kuron ve laminate veneerlerde kullanımı önerilmiştir(101). Suprinity için özel üretilen VM 11 adlı düşük ısı porseleni ile cut-back tekniği kullanılarak ya da Vita Azkent Plus staining ajanı ile restorasyon karakterize edilebilir. Restorasyonlara Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılmamalıdır(102).

2.4.9.2. Celtra Duo

Bir diğer zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat materyali celtra duo nun ağırlıkça % 10' unu zirkonya oluşturmaktadır. Celtra Duo ve Vita Suprinity'nin birbirine benzer mikroyapıları olmasına karşın Vita Suprinity pre-sinterize, Celtra Duo ise tam sinterize olarak üretilmektedir ve Li_2SO_3 boyutları farklıdır(103).

2.4.10. Rezin matriks seramikler

Rezin matriks seramikler seramik ve kompozitin olumlu özelliklerinin bir araya getirildiği CAD/CAM ile şekillendirilen yeni materyallerdir. Seramiğin dayanıklılık ve renk stabilitesi ve rezin kompozitlerin iyi bükülme dayanımı ve düşük aşındırma özelliklerini birleştirmişlerdir(104). Bu materyaller, yüksek oranda inorganik seramik partiküllerinin yer aldığı organik matriks içerir(105). Yeni geliştirilen bu materyaller, inorganik içerik oranının ağırlıkça % 50' den fazla olması ve düşük oranda organik faz içerdikleri için, seramik benzeri materyaller olarak adlandırılmışlardır(105). Rezin kompozitlerle ortak avantajlara sahiptir. Karşıt dişte daha az aşındırma yapması, diş üzerine yapılan restorasyonlarda daha az preparasyon gerektirmesi, tamirinin benzer rezin kompozitlerle yapılabilmesi ve adeziv simanlarla kimyasal

uyumlulukları avantajlarıdır(106,107). Bu materyaller, frezleme esnasında marjinal kenarlarda oluşabilecek kırılma ve çatlağa seramiklere kıyasla daha dayanıklıdır. Aynı zamanda daha az kırılğan ve daha az pöröz yapıya sahiptirler. Rezin seramikler şekillendirildikten sonra ısı uygulamasına ihtiyaç duymazlar ve daha hızlı bir şekilde restore edilebilirler(74,108–110). Bu yeni jenerasyon polimer içerikli seramiklerin , elastik modülleri dentine yakındır. Bu sebeple daha iyi bükülme ve daha düşük kırılma direnci gösterirler (111,112). Albero ve arkadaşları çalışmalarında rezin matriks veya rezin nanosermiklerin, seramiklere kıyasla diş dokusuna daha yakın bükülme dayanımı ve elastik modülü ve daha az sertliğe sahip olduklarını tespit etmişlerdir(113). Bu materyaller küçük değişkenlerle rezin nanosermik, hibrit seramik, rezin-matriks seramik, seramik esaslı interpenetran faz kompozitleri veya polimer infiltre seramik ağ (PICN) gibi çeşitli gruplara ayrılmıştır(71,105,114).

2.4.10.1.Rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik

Rezin matriks içine infiltre edilmiş seramik, bir seramik ve bir polimerden oluşan hibrit bir materyaldir(115). Seramik ağ yapısı, feldspatik orijinli bir lōsit esaslı faz ve zirkonyadan oluşmaktadır(116). Bu materyal hazırlanırken, öncelikle daha önceden sinterlenmiş pöröz feldspar seramik üretilir, sonra bu pöröz seramik ağ bir bağlayıcı ajan uygulandıktan sonra kapiller hareket ile rezin infiltre edilir. Polimer ağı, seramik ağ ile kimyasal olarak çapraz bağ yaparak interpenetre ağ sistemini oluşturur. Pöröz inorganik ağ, kapiller hareket ile çapraz bağlı polimerlerle (UDMA, TEGDMA) infiltre edilir. Isı ile polimerize edilerek, polimer infiltre seramik ağ oluşumunu sağlayan polimer ağı oluşturur(116). Bu nedenle bu gruba polimer infiltre seramik ağ (PICN) veya hibrit seramik de denilir. Bu grupta son yıllarda oldukça popülerleşen Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) bulunmaktadır.

2.4.10.1.1.Vita Enamic

Feldspatik seramik ağ; ağırlıkça % 86, hacimce % 75 ve polimer ağ ağırlık olarak; %14 , hacimce % 25 oranda bulunur(105). Çift ağ yapısı çatlak ilerlemesine engel olur. Seramik ağın içerisinde; SiO₂ (% 58-63), Al₂O₃ (% 20-23), Na₂O (% 6- 11), K₂O (% 4-6), B₂O₃ (% 0,5-2), CaO (< % 1), ZrO₂ (< % 1)bulunur (105). Polimer

ağda ise UDMA ve TEGDMA vardır(111). Enamic avantajları; düşük kırılma kırılma gösterir, ince bölgelerde çatlak/kırık olmadan şekillendirebilir, geleneksel seramiklere kıyaslandığında daha yüksek elastikiyet modülü vardır, restorasyonların elmas frezlerle möllenebilmesi, daha az millenme süresine sahip olmasıdır. Enamic'in kuron, inley, onley ve veneer restorasyon endikasyonları vardır.(111) Bu bloklar freze edildikten sonra fırınlanmazlar. Yüzey parlatma işlemleri mekanik olarak yapılır ve bükülme dayanımları 150-220 MPa'dır. Adeziv rezin simanlar ile diş dokularına bağlanımları son derece yüksektir(117).

2.4.10.2.Rezin Nanoseraamikler

Ağırlıkça % 80 nanoseraamik doldurucu bulunduran rezin nanoseraamikler nano boyutta seramik partiküller ve UDMA (üretan dimetakrilat) içeren yüksek derecede yoğun bir rezin matrikse sahiplerdir. İçeriklerindeki tanecikler iki tiptir. 20 nm boyutunda silika tanecikleri ve 4-11 nm boyutunda zirkonya nanomerlerinden oluşmaktadırlar. Kırılma dayanımları 2 MPa iken esneme dayanımları 200 MPa civarındadır. Kazıma, uyumlama ve cilalama işlemlerinin kolaylığı glaze uygulaması gerektirmemesi diğer seramiklere göre önemli avantajlarındanıdır. Aynı zamanda şok absorbsiyon yetenekleri de vardır. (44).

- Lava Ultimate

Nanoseraamik teknolojisiyle üretilen Lava Ultimate (3M Espe, St. Paul Minneapolis, A.B.D.) rezin nano seramik (RNC) olarak isimlendirilmektedir ve esas olarak seramik içermektedir. Seramik yapıyı zirkonya ile silika nanomerler oluşturur(118). İçeriğindeki rezinden dolayı üretimden sonra fırınlama ihtiyacı duyulmaz ve kolay parlatılır. Lava Ultimate CAD/CAM bloklarının, cam seramik ve kompozitlerden daha iyi veya onlara benzer performans gösterdiği bildirilmiştir(119).

- Cerasmart

Esnek nanoseramik olarak literatürde geçmektedir. İçeriğinde %71 oranında silika, %29 oranında kompozit bulunur. Matriks yapısı gelen kuvvetleri homojen ve eşit olarak dağıtılmasını sağlar.

Kuvvet absorpsiyonu ve esneklik özellikleriyle marjinal adaptasyonun iyi olması ve simantasyon sonrası yüksek mukavemet gösterebilmesine olanak sağlanmış olur.

2.5.TAM SERAMİK RESTORASYONLARDA SİMANLAR

Tam seramik restorasyonların ağızdaki uzun süre başarısı; seramik, siman ve diş yapıları arasındaki bağlantının başarısına bağlıdır. Simanların retansiyon mekanizmaları kimyasal, mekanik ve mikromekanik olduğu gibi bu iki veya üç mekanizmanın kombinasyonu şeklinde de olabilir(120). Kabul edilebilir siman dayanımı için düşük çözünme hızı, mekanik kilitlenme ve adezyon için güçlü bağlanma kuvveti, gerilime gösterilen yüksek dayanıklılık ve biyouyumluluk gibi özelliklerin olması istenir(120–122).

Craig, dental simanları içeriklerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır(123);

1. Çinko fosfat siman
2. Çinko silikofosfat siman
3. Çinko oksit-öjenol siman
4. Çinko poliakrilat siman
5. Cam-iyonomer siman
6. Rezin siman

2.5.1. Rezin siman

Rezin simanlar, hem diş yapısına hem de restorasyona bağlanabilmelerinden dolayı günümüz diş hekimliğinin önemli bir yere sahiptir(120). Rezin bazlı kompozitlerin az doldurucu içeren veya doldurucu içermeyen düşük vizkoziteli varyasyonlarıdır.

Rezin siman matris yapısına, doldurucu içeriğine ve hacmine, doldurucu ve matris ara yüzünün bağlanmasına, polimerizasyon yöntemine göre farklı mekanik özellik gösterebilmektedir(124). Rezin simanlar, organik polimer bir matriks içerisindeki inorganik faz ve ara faz olmak üzere üç ayrı fazdan oluşur. Ek olarak yapı içerisinde eriticiler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve dentine bağlantı sağlayan fonksiyonel monomerler mevcuttur(125) .

Organik matriks; yüksek molekül ağırlığında ve vizkozitede BIS-GMA veya UDMA gibi monomerler ile vizkoziteyi kontrol etmek için TEGDMA gibi düşük vizkoziteli monomer karışımını içermektedir (126).

İnorganik fazda; matriks içinde dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz, borosilikat cam, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, yiterbiyum, cam, çinko gibi doldurucu partiküller vardır. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düşer; ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi azalır ve sonuçta dayanıklılık artar. Silika partikülleri ise karışımın mekanik özelliklerini güçlendirirken aynı zamanda ışığı geçirir ve yayar(127).

Rezin simanlarda ara faz ile organik matriks ve inorganik faz arasında bağlantı sağlanır. Ara faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Rezin simanlarda silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlanma ajanları ile kaplanır ve tek molekül, çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşur. Bu katmandaki molekülün bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları, diğer ucu organik matriksteki monomerler ile kimyasal olarak bağlanır. Silan bağlama ajanları, rezin partikül ara yüzünde suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, böylelikle rezin simanın çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır(127) .

Rezin simanlar, tam seramik restorasyonlar, rezistansın ve retansiyonun azaldığı metal veya metal-seramik restorasyonlar ve post simantasyonunda kullanılabilir(128). Polimerizasyon mekanizmasına göre üçe ayrılır; kimyasal (otopolimerize), ışıkla veya hem ışık hem de kimyasal (dual cure) polimerize olan simanlar olarak sınıflandırılırlar(128).

2.5.1.1. Polimerizasyon mekanizmasına göre rezin simanlar

Kimyasal (otopolimerize) polimerize rezin simanlar

Kimyasal olarak sertleşen adeziv rezin simanlar, genellikle çift pat sistemi ile üretilmektedir. Birinci patta benzoil peroksit gibi bir başlatıcıyı; ikinci patta ise polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. İki pat karıştırıldığı zaman amin, benzoil peroksit ile reaksiyona girer ve polimerizasyon başlar(127). Bu tür simanlar ışığın geçirmeyen kalın ve opak tam seramik restorasyonlarda, post ve metal destekli seramik kuronlarda kullanılmaktadır. Ancak bu sistemlerde çalışma zamanı hekim kontrolünde olmayıp, polimerizasyon süresi uzundur. Reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminler ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğrar ve oluşan amin renklenmesi restorasyonda sarımtırak renk değişikliğine sebep olur. Renk seçenekleri sınırlıdır. Bu nedenle, translüsentliği fazla olan restorasyonlarda kullanılması önerilmez(127,129,130).

Işıkla polimerize rezin simanlar

Işık ile sertleşen adeziv rezinler, genellikle tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Polimerizasyon için ultraviyole veya görülebilir ışık kaynaklarından faydalanılmaktadır.. Bu kaynaklar, ışık yayan diyot (Light Emitting Diod, LED), halojen, plazma ark veya lazerlerdir. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Işıkla polimerize olan rezin simanlar değişik renk, yoğunluk ve bileşenlerde bulunabilir. Klinik uygulamada uzun çalışma zamanına sahipken, ışığa maruz bırakıldıktan sonra hızlı sertleşme göstermektedir. Kimyasal ve dual cure sertleşen simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler(127,131). Fakat bu simanların kullanımı, ışık kaynağının kolaylıkla ulaşabileceği, en fazla 1,5 mm kalınlığındaki cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonuyla sınırlandırılmıştır(131).

Hem Işıkla Hem de Kimyasal Polimerize (Dual) Rezin Simanlar

Bu simanların polimerizasyonu, hem ışıkla hem de kimyasal olarak gerçekleşir. Işığa hassas kamforokinon ile kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda bulunan peroksit amin birlikte bulunmaktadır. Baz ve katalizör olmak üzere iki pat sistemi olarak bulunur. Kamforokinon, baz içinde, amin peroksit katalizör içinde bulunur. Işık aktivasyonu ile başlayan polimerizasyon, ışığın ulaşamadığı alanlarda kimyasal olarak devam eder. Restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translusent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen

sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm' den fazla olan) restorasyonlarda kullanımı önerilir(127,131). Dual cure rezin simanların çoğunda sertleşme reaksiyonu büyük ölçüde ışığa bağımlıdır ve ışık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde azalma görülür(132) . Panavia F 2.0(Kuraray Medical Inc, Okayama, Japonya) siman da bu grubun içindedir.

2.6.DİNAMİK YÜKLEME, ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ VE TERMAL SİKLU

Klinik kullanım açısından materyallerin uygulanabilirliğini ve performansını değerlendirmek için in vitro testler yapılmalıdır. Bu testler kısa sürede gerçekleştirilebilir, tekrarlanabilir ve test parametreleri standardize edilebilir özelliktedir(133).

Çiğneme simülatörleri ağız ortamını taklit ederek çeşitli materyallerin yorulma özelliklerini değerlendirmek amacıyla geliştirilmiştir(10,134). Klinik koşulları gerçeğe en yakın şekilde yansıtacak bir çiğneme simülatöründe en temel özellik, çiğneme parametrelerini tek veya çok eksenli bir hareket içinde uygun şekilde simüle edebilme ve çeşitli ısırma kuvvetleri ile döngüsel yükleme yapabilme yeteneğidir. İstatistiksel olarak anlamlı sayıda örneği uygun bir süre içinde test etmek için, aynı anda çalışan birden fazla test bölmesinin kullanılması gereklidir(135). Dual akıllı çiğneme simülatörleri dikey ve yatay yönde kuvvet uygulayabilir ve istenilen tüm parametreler bir bilgisayar aracılığıyla kontrol edilebilir. Kuvveti uygulayacak antagonist uç, çeşitli materyallerden farklı çaplarda üretilebilir(136). Literatürdeki verilere göre materyallerin klinik şartlarında bir yıllık kullanımı, çiğneme simülatöründe ortalama 250 000 devire denk gelir (137). 1.3 Hz-1.8 Hz lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir ve tüm bu değerler bir monitör yardımıyla izlenir(138,139).

Yaşlandırma prosedürlerinden bir diğeri de termal siklustur. Termal siklus, standardize edilebilir ve tekrar edilebilir bir yöntem olduğundan, örneklerin in vitro yaşlandırılması amacıyla kullanılabilir (140). Bu yöntem, ağızdaki ısısal değişimlerin dişlerde oluşturduğu etkiyi simüle ederek diş ve restoratif materyal

arasındaki doğrusal termal genleşme katsayısının ilişkisini gösterir(141). Gale ve ark. (1999), termal siklus kullanılan 130 çalışmayı değerlendirmiş ve kullanılan sıcaklık değerleri ortalamasının en düşük 5°C, en yüksek 55°C olduğunu belirtmişlerdir(142).

Dental seramiklerinin kırılma veya yorulma dayanımını incelerken, ortama su ve kontrollü sıcaklık eklenmesi önemli bulunmuştur. Uzun süre suya maruz kalmak tam seramiklerin özelliklerini değiştirip bağlanma gücünü zayıflatırken ısı değişimleri de çatlak yayılmasına yol açar. Bu nedenle fizyolojik olarak klinik durumu daha iyi simüle etmek için dinamik yükleme ve termal siklus prosedürlerinin birleştirilmesi daha uygundur(59) .

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda eşit platform çapı ve diş eti seviyesine sahip, her biri prefabrik titanyum yapılı ve farklı açılarda (düz,15⁰ ,25⁰ açılı) 54 adet titanyum implant dayanağı kullanıldı (MODE İmplant,TÜRKİYE). Açılarına göre oluşturulan 3 farklı gruptaki dayanaklar üzerine monolitik zirkonya (AmannGirrBach, Koblach ,Avusturya), Vita Enamic(VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG ,Almanya), Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG ,Almanya) bloklardan CAD/CAM tekniği ile anatomik kuronlar üretilerek üç alt grup oluşturuldu. Kuronlar, Panavia F2.0 İntro Kit (Kuraray Noritake Dental Inc. ABD) rezin siman ile yapıştırıldı.

Örneklere, çift eksenli çiğneme simülatöründe (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2,Willytech) dinamik yükleme ile eş zamanlı termal döngü işlemi (5°C - 55°C) (1.6 Hz frekans, 49 N'luk kuvvet, 6 aylık süreyi yansıtan 120.000 siklus) uygulandı. Çiğneme simülatöründe antagoniste yerleştirilen çekilmiş diş için Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı.

Bu işlemler sonucu başarısızlık göstermeyen örneklerin instron test cihazında statik yük altında kırılma dayanıklılıkları ölçülüp sonrasında kırılma tipleri stereo mikroskopunda incelendi.

Araştırma Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında ve Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında yapıldı.

Çalışmamızda kullanılan cihazlar ve malzemeler Tablo 3.1 ve Tablo 3.2' de gösterilmiştir.

Tablo3.1: Araştırmada kullanılan cihazlar

CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
LABORATUVAR TARAYICISI	dwos 7 series Dental Wings ,Straumann Group Band,Basel,İsviçre
BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM YAPAN CİHAZ	Yenamak D30,İstanbul,Türkiye
LAZER SİNER CİHAZI	Protherm furnaces,Ankara,Türkiye
KRİSTALİZASYON CİHAZI	TDSp200,Kore
ÇOK YÖNLÜ ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ (DİNAMİK YÜKLEME VE TERMAL SİKLÜS)	SD Mechatronik Chewing Simulator CS- 4.2,Willytech, Almanya
STEREO MİKROSKOP	Zeiss Stemi DV4,Almanya
UNİVERSAL TEST CİHAZI	Lloyd LRK 10 Plus, Hampshire, İngiltere
LED IŞIKLI POLİMERİZASYON CİHAZI	Woodpecker ,Çin

Tablo3.2:Araştırmada kullanılan malzemeler

Malzemeler	Üretici Firmalar
İmplant dayanakları (Titanyum)	MODE İmplant, Türkiye
İmplant analogu	MODE İmplant, Türkiye
C tipi silikon	Zeta Plus , Zhermack, İtalya
Tarama spreyi	Whitepeaks CALIDIA,Almanya
Monolitik Zirkonya blok disk 14 mm A2 renk	AmannGirrBach, Koblach ,Avusturya
Zirkonya içerikli lityum silikat blok 14 mm A2renk	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG ,Almanya

CAD-CAM Hibrit blok disk 12/14/18 mm A2	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.
renk	KG ,Almanya
Al₂O₃ kum (110 µ)	Renfert, Almanya
Soğuk Akrilik Takımı(toz+likit) (1 kg)	İntegra
%9.5' luk hidroflorik asit+silan primer	Ultradent
Akışkan kompozit	Filtek Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD
Dual cure rezin yapıştırma simanı	Panavia F 2.0 İntro Kit , Kuraray Noritake Dental Inc. ABD

Çalışmamızın aşamaları şu sıralamayla gerçekleştirilmiştir;

1. İmplant dayanakların titanyum analoglara vidalanması
2. İmplant dayanaklarının taranması, implant destekli kronların tasarlanması ve üretilmesi
3. İmplant analoglarının gömülü olduğu akrilik örneklerin elde edilmesi
4. İmplant destekli kronların dayanaklara simante edilmesi
5. Örneklerin çok yönlü çiğneme simülatöründe termomekanik yükleme yapılarak yaşlandırılması
6. Örneklerin sağ kalımlarının stereomikroskopta incelenmesi
7. Örneklerin kırılma dayanımlarının instron test cihazında belirlenmesi
8. Kırılan örneklerin stereo mikroskopta incelenmesi ve kırılma tiplerinin belirlenmesi
9. İstatistiksel olarak verilerin değerlendirilmesi

3.1. İmplant dayanaklarının titanyum alt yapılara vidalanması

Çalışmamızda 4mm çapında 14 mm uzunluğunda 54 adet dördüncü derece saf titanyum implant analoğu (Mode Implant) ile eşit platform çapında (3.5 mm) ve eşit diş eti seviyesine (1mm) sahip 54 adet prefabrik titanyum dayanak kullanıldı. Dayanaklar 18 ' er adet düz açılı(kontrol grubu), 15⁰ açılı ve 25⁰ açılı olmak üzere 3 gruba ayrıldı;

Tablo3.3:Çalışma grupları

GRUP	İMLANT DAYANAĞI
Grup0	Düz açılı
Grup15	15°
Grup25	25°

GRUP	ALT GRUP
Grup0	Grup0Z (Düz açılı monolitik zirkonya grubu)
	Grup0E (Düz açılı vita enamic grubu)
	Grup0S (Düz açılı vita suprinity grubu)
Grup15	Grup15Z (15° açılı monolitik zirkonya grubu)
	Grup15E (15° açılı vita enamic grubu)
	Grup15S (15° açılı vita suprinity grubu)
Grup25	Grup25Z (25° açılı monolitik zirkonya grubu)
	Grup25E (25° açılı vita enamic grubu)
	Grup25S (25° açılı vita suprinity grubu)

Tablo3.4:Çalışma grupları-2

3.2. İmplant dayanaklarının taranması, implant destekli kronların tasarlanması ve üretilmesi

Dayanakların tarayıcı cihazda kolay taranabilmesi için anahtar yardımıyla dayanağa sabitlenen analoglardan, her bir gruptan birer örnek alınarak fantom çenede üst sağ premolar diş yuvasına C tipi silikon yardımıyla gömüldü.

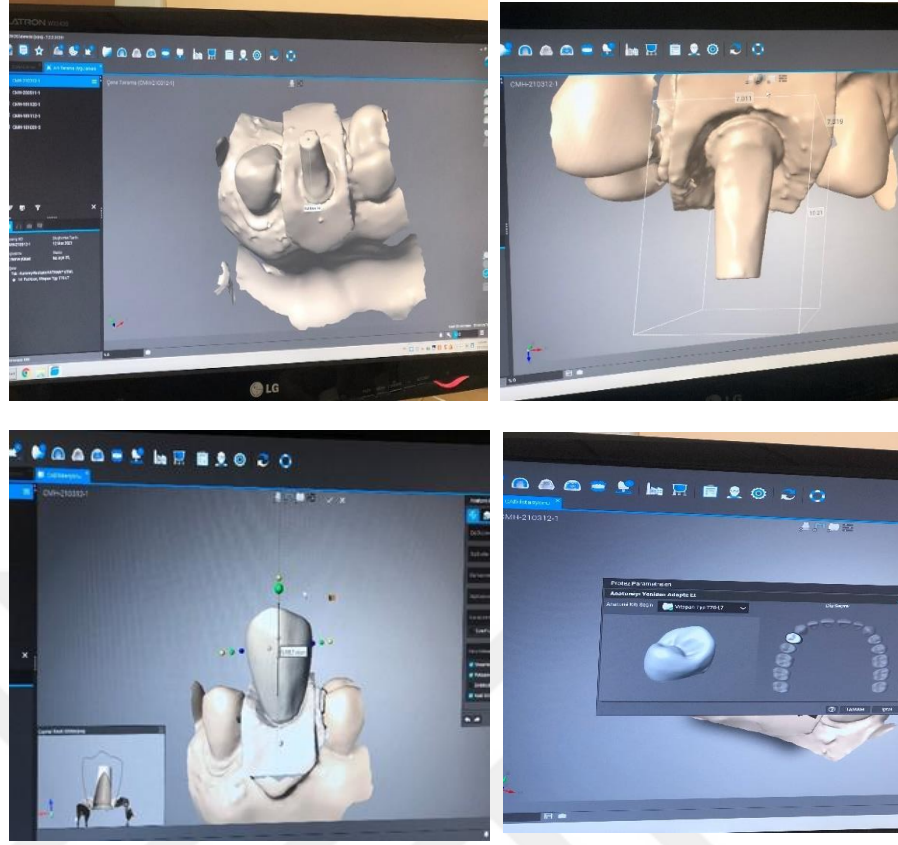


Şekil3.1:Sırasıyla soldan sağa titanyum dayanak,analog,tork anahtarı; C tipi silikon;fantom model

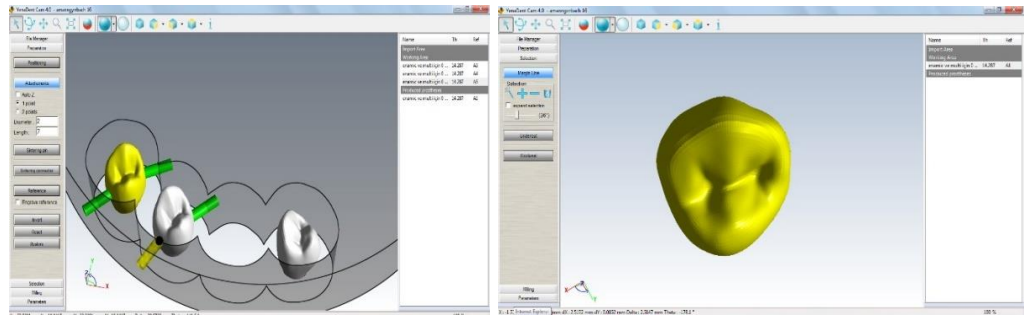
Vida yuvaları mumla kapatılan örnekler tarama spreyi(Whitepeaks CALIDIA,Almanya) sıkılarak üç eksenli hassas tarama yapabilen laboratuvar CAD sistemi (dwos 7 series Dental Wings ,Straumann Group Band,Basel,İsviçre) ile taranarak veriler kaydedildi. Bilgisayarda taranan dayanağın üç boyutlu verisi elde edildikten sonra üstüne premolar kron tasarımı yapıldı(Şekil3.3).

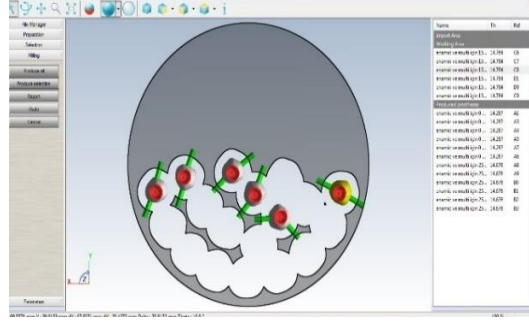


Şekil3.2:Tarama spreyi,tarama yapılacak model ve tarama cihazı



Şekil 3.3:Bilgisayarda taranan dayanakların üzerine üç boyutlu tasarım yapılması





Şekil 3.4: Premolar diş tasarımı ve bloklara adedince yerleştirilmesi

Sağ premolar diş referans alınarak her grup için ayrı ayrı eşit boyutlarda (11 mm uzunluğunda, 8,5 mm genişliğinde) kuronlar tasarlandı.

Tasarlanan kuron verileri bilgisayar destekli kazıma cihazına (YenaMak D30 Makina) aktarıldı ve monolitik zirkonya (AmannGirrBach, Koblach ,Avusturya), hibrit seramik (Vita Enamic,VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG ,Almanya) ve zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramik blok(Vita Suprinity,VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG ,Almanya) kullanılarak her grup için 18'er tane olmak üzere toplamda 54 adet kuron üretildi.



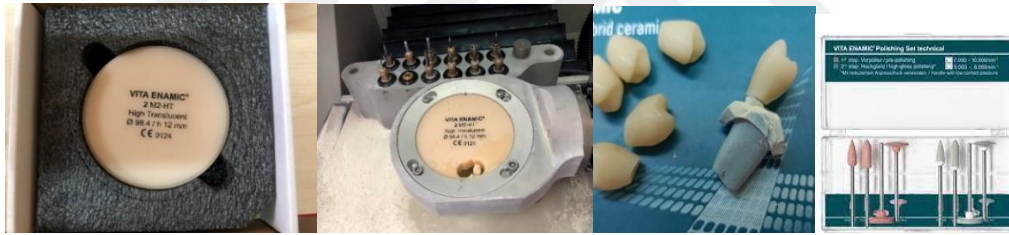
Şekil 3.5: CAD-CAM cihazı(yenamak) ve kazıma frezleri



Şekil3.6:Monolitik zirkonya blok ve kazıma aşamaları



Şekil 3.7:Monolitik zirkonya kuronların sinterlenmesi



Şekil 3.8:Vita Enamic blok ve kazıma aşamaları ve polisaj seti



Şekil 3.9: Vita Suprinity blok ve kazıma aşamaları

Firma önerilerine uygun olarak monolitik zirkonya örneklere lazer sinterizasyon ve zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat örneklere kristalizasyon işlemi

uygulandıktan sonra ve mekanik polisaj işlemlerinin tamamlanmasının ardından üretilen tüm kuronların dayanaklar üzerinde, herhangi bir rotasyonel hareket olmaksızın pasif uyumu değerlendirildi ve kuronlarda marjinal açıklık ya da çatlak olup olmadığı stereomikroskopta(Zeiss,Almanya) kontrol edildi. Daha sonra tüm dayanak ve kuronlar ultrasonik temizleyicide (Euronda Ultrasonic Energy, Vicenza, İtalya) 10 dk boyunca %95’lik etil alkol ile temizlenerek simantasyona hazır hale getirildi.



Şekil3.10:Vita Suprinity kuronların polisajı ve kristalizasyon işlemleri



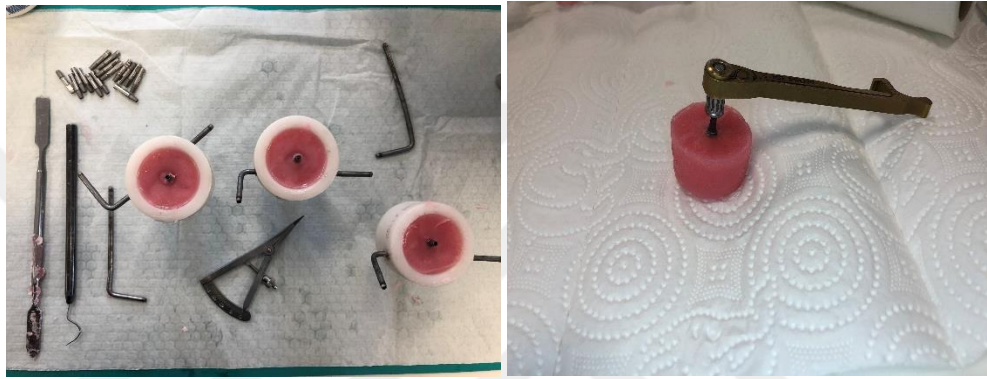
Şekil3.11:Simantasyona hazır kuronlar

3.3. İmplant analoglarının gömülü olduğu akrilik örneklerin elde edilmesi

Tüm dayanaklar 2 bar basınçla 110 µm Al₂O₃ ile 15 mm uzaklıktan 10 sn boyunca kumlandı. Çok yönlü çiğneme simülatöründe dayanakların yerleştirileceği kuyucakların içi vazelinle kaplandıktan sonra soğuk akrilik rezin(İntegra bg dental) firma talimatlarına uygun toz-likit oranında karıştırıldı ve yuvacıklara paylaştırıldı.



Şekil3.12:Simülör yuvacığın örnekleri yerleştirmek için akrilik rezin,vazelin ve analog-dayanak birleşimi



Şekil3.13:Simülör için kuyucuklara yerleştirilen dayanaklar, akrilik polimerize olduktan sonra dayanakların analoglara torklanması

Analoglar kumpas yardımıyla vertikal olarak dik bir şekilde yerleştirildi ve gömülme miktarı akrilik rezin, dayanak-analog birleşiminin 1 mm apikalinde kalacak şekilde tasarlandı. Akrilik rezin sertleşip polimerize olduktan sonra dayanaklar kuyucuklardan çıkarılarak tüm örneklere sırasıyla aynı işlem uygulandı. Ultrasonik temizleyicide temizlenen dayanaklar, firma önerisi doğrultusunda 25 Ncm torkla akrilik bloklara gömülü analoglara torklandı (Şekil3.14). Torklama işlemi önyük kaybını önlemek amacıyla 10 dk sonra tekrarlandı.

3.4. İmplant destekli kronların dayanaklara simante edilmesi

Vida delikleri teflon bantla ve akışkan kompozitle (Filtek Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) kapatıldı.

Kumlanan titanyum prefabrik dayanaklar üzerine alloy primer (Alloy primer Panavia 2.0 İntrokit, Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya) uygulandı ve hava ile kurutuldu.

Bu sırada tüm gruplar için üretilen kuronların iç yüzeyi %9,5'luk hidroflorik asit (UltraDent Products GmbH,Cologne,Almanya) ile 30 sn pürüzlendirildi. Yıkayıp kurutulan kuronların iç yüzeylerine silan (UltraDent Products GmbH,Cologne,Almanya) 30 sn boyunca uygulandı.

Daha sonra kuronların içerisine hem kimyasal hem de ışıkla sertleşebilen rezin siman Panavia 2.0 İntrokit (Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya) materyali iki ayrı tüpten A ve B den eşit miktarda alıp minimum 20 saniye (Şekil 2.14) karıştırıp uygulandı ve dayanakların üzerine parmak basıncından destek alarak simantasyonları yapıldı (Şekil 2.15). Taşan siman artıkları temizlendikten sonra kuronların labial ve palatinal yüzeylerine 30'ar saniye led ışıklı polimerizasyon cihazı uygulanarak simanın polimerizasyonu sağlandı.



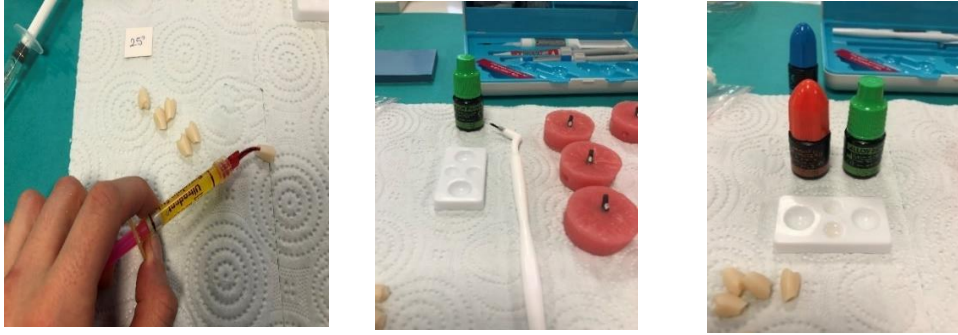
Şekil3.14: Dayanakların vida deliklerinin teflon bant ve akışkan kompozit ile kapatılması



Şekil3.15::Simantasyonda kullanılan LED ışık cihazı ve dual cure resin siman seti



Şekil3.16: Dual cure resin siman, hidroflorik asit ve silan



Şekil3.17: Restorasyonların iç yüzeyine hidroflorik asit uygulanması, dayanaklara uygulanan alloy primer



Şekil3.18: Restorasyonların simante edilmiş hali

3.5. Örneklerin Termomekanik Yaşlandırması

Çalışmamızda 3 gruba ait toplamda 54 örneğe 8 hazneli çift akslı çiğneme simülatöründe (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4 Willytech, Munich, Almanya) dinamik yükleme prosedürü yapıldı.

Haznelere yerleştirilen içerisine akrilikle gömülmüş örneklerin bulunduğu kuyucaklar, vidalanarak sabitlendi. Antagonist uçta ise ağız ortamını taklit etmek maksadıyla çekilmiş sağ alt birinci premolar diş, bukkal kaspı üretilen kuronun santral fossasına temas edecek şekilde yerleştirildi. Çalışmamıza; periodontal ,ortodontik ya da protetik nedenlerle çekimine karar verilmiş ancak çürük veya kırık nedeniyle madde bütünlüğü bozulmamış, kütleli ağırlığı ve morfolojik görünümü birbirine benzeyen ve çekimi son üç ayda yapılmış dişler seçildi. Bu dişlerin kök boyları cihazın yuvasına uygun hale getirmek için yarıya kısaltılıp pirinçten yapılmış 1 cm çapındaki yuvalara akrilikle gömüldü.



Şekil3.19: Çiğneme simülatöründe antagoniste yerleştirilecek diş için pirinç yuvalar ve boyları kısaltılmış premolar dişler,dişlerin akrilikle yuvaya adapte edilmesi

Sabitlenen örneklere, premolar bölgedeki fizyolojik kuvvetleri yansıtacak şekilde 49 N yük, dikey ekseninde 6 mm'lik hareket mesafesinde 55 mm/sn dikey eksen hızıyla uygulanırken; yatay ekseninde 0.3 mm'lik hareket mesafesinde 30 mm/sn hızla ve 1.6 Hz frekans ile mekanik yükleme yapıldı.



Şekil3.20: Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2,Willytech, Almanya),Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı



Şekil3.21: Çiğneme simülatöründe örneğin antagonisti ile kapanışı

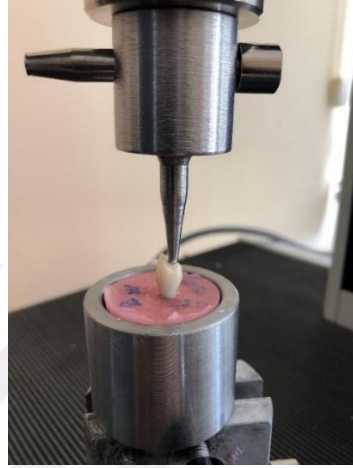
Literatürde çiğneme simülatöründe ortalama 240.000- 250.000 çiğneme döngüsünün yaklaşık olarak 1 yıllık klinik kullanıma denk geldiği belirtilmektedir(137,143,144). Bu doğrultuda çalışmamızda örnekler, klinik olarak 6 aylık kullanımı yansıtacak şekilde 120 000 döngüye maruz bırakıldı. Örnekler günde iki kez herhangi bir başarısızlık olup olmadığını anlamak için kontrol edildi.

Mekanik teste ek olarak ağız ortamının ısısal değişimleri yansıtmak amacıyla 60 sn'lik periyodlar halinde 5°C'lik soğuk su ve 55°C'lik sıcak su banyosu uygulamalarının yapıldığı termal döngü uygulandı. Test bitiminde stereomikroskopta(Zeiss,Almanya) incelenen örneklerin hiçbirinde başarısızlık gözlenmedi. Örnekler kırılma deneyi yapılmaya kadar 24 saat distile su içerisinde bekletildi.

3.6. Örneklerin Kırılma Dayanımlarının Belirlenmesi

Termomekanik yaşlandırma testinin bitiminin ardından örnekler statik yük altında Universal Test Cihazında (Lloyd LRX, Llyod Instruments Ltd., Hampshire, İngiltere) kırılma testi uygulandı. Dinamik yüklemeye uygun olarak santral fossaya temas edecek şekilde 3 mm çapında paslanmaz çelik uç yardımıyla kırma testi gerçekleştirildi.

Test cihazına yerleştirilen örneklere 0,5 mm/dk kafa hızı ile ilk kırılma ya da başarısızlık anına kadar sıkıştırma tipi kuvvet uygulandı. Her bir örneğin kırılma dayanımı değeri bilgisayarda yazılım programı aracılığıyla kaydedilerek grafik verileri elde edildi.

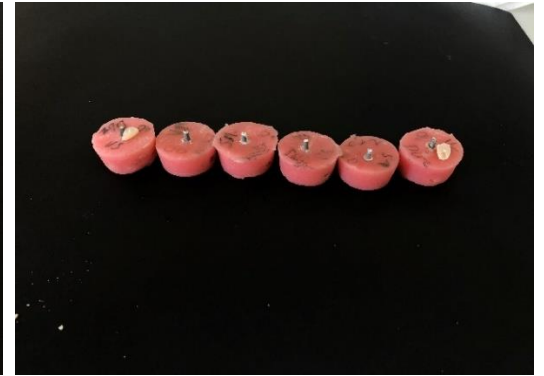


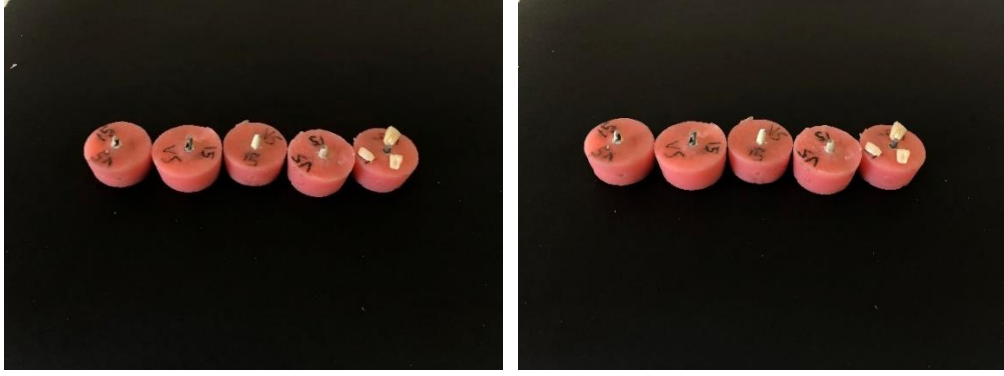
Şekil3.22: Universal test cihazı,Lloyd LRX, Llyod Instruments Ltd., Hampshire, İngiltere



Şekil3.23: Universal test cihazında örneklere kuvvetin uygulanması

3.7. Örneklerin Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi





Şekil3.24:Kırma testi sonrası örnekler

Kırılan örnekler stereomikroskopta (Zeiss Stemi DV4, Almanya) kırılma tipleri açısından incelenmiştir. Kırılma tipleri benzer çalışmalar göz önüne alınarak şu şekilde sınıflandırılmıştır(53,145):

Skor 1: Yalnızca kuron kırığı

Skor 2: Kısmi kuron kırığı

Skor 3: Kuron kırığı,ince tabaka şeklinde dayanak üzerinde restorasyon kalmış

Skor 4: Kuron kırığı ile beraber vida kırığı

Skor 5: Kuron kırığı ile beraber dayanak deformasyonu

Skor 6: Kuron kırığı ile beraber vida deformasyonu

3.8. Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Deneylerin tamamlanmasının ardından, istatistiksel değerlendirme SPSS 22.0 (IBM SPSS Statistic 2013 USA) programı kullanılarak yapıldı. Elde edilen verilerin normal dağılımı Shapiro-Wilk normalite testi ile incelendi.

Gruplar arası farkın anlamlı olup olmadığı tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA) ile değerlendirildi. $p < 0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. İkili gruplar arası karşılaştırma (çoklu karşılaştırma) ise Tukey post-hoc testi kullanılarak yapıldı.



4. BULGULAR

Dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin ardından örneklerin hiçbirinde vida gevşemesi, vida ya da kuron kırığı gibi bir deformasyon gözlenmedi. Örneklere uygulanan bu yaşlandırma prosedürleri sonrası sağ kalım oranı %100 olarak belirlendi.

4.1.Kırılma Dayanımı Test Bulguları

Universal test cihazında, örneklerde kırılma oluşana kadar kuvvet uygulanmış ve kırılma değerleri Newton(N) cinsinden elde edilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler tabloda gösterildi. Çalışmada düz(0°), 15° ve 25° açılı dayanakların ortalama kırılma değerleri ve standart sapma değeri monolitik zirkonya grubu için sırasıyla; 2014±572.9 N, 1095±111.2 N , 1062±198.5 N ; Vita Enamic için; 620±195.8 N , 380±94.9 N , 498±74.9 N; Vita Suprinity için; 1497±684.4 N , 947±246 N ve 660±145.6 N bulundu.

Cad/Cam Materyali	Düz 0	Açılı 15	Açılı 25
Grup Z	2014±572.9	1095±111.2	1062±198.5
Grup E	620±195.8	380±94.9	498±74.9
Grup S	1497±684.4	947±246	660±145.6

(Ortalama±Standart Sapma)

Tablo 4.1:Cad/cam materyallerinin farklı dayanak açılarındaki kırılma dayanımlarına göre tanımlayıcı istatistikleri

İstatistiksel yöntem: Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (ver:22,0) programına yüklenerek tüm verilerin tanımlayıcı istatistikleri yapıldı. Verilerin normal dağılımı Skewness-Kurtosis dağılımı ve Shapiro-Wilk testi ile teyit edildi. Veriler normal dağıldığı için Cad/Cam materyallerinin ve farklı dayanak açılarının grup içi ve gruplar arası farklılıkları One-way ANOVA analizi (tek yönlü varyans analizi) ile

test edildi. Söz konusu farklılığı yaratan grup ya da grupların çoklu karşılaştırması için ise Tukey Post Hoc testi uygulandı. İstatistiksel anlamlılık için olasılık düzeyi $p<0.05$ olarak belirlendi.

Gruplar arası değerlendirmede; monolitik zirkonya grubunda düz ile 15^0 grupları arasında ve düz ile 25^0 arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülürken ; 15^0 ile 25^0 grupları arasında anlamlı farklılık bulunmadı. Vita Enamic grubunda sadece düz ile 15^0 arasındaki fark anlamlı bulunurken ; Vita Suprinity grubunda ise sadece düz ile 25^0 grupları arasındaki fark anlamlı bulundu. Monolitik zirkonya ve Vita Suprinity gruplarında değerlerde; $\text{düz}>15^0>25^0$ sıralaması yapılırken; Vita Enamic grubunda $\text{düz}>25^0>15^0$ şeklinde değerlerin değiştiği görüldü.

Grup içi değerlendirmede; düz açılı ve 15^0 açılı dayanaklarda ; monolitik zirkonya grubu ile Vita Enamic grubu arasında ve Vita Enamic grubu ile de Vita Suprinity grubu arasında anlamlı farklılık varken ; monolitik zirkonya grubu ile Vita Suprinity grubu arasında anlamlı farklılık yoktur. 25^0 açılı dayanaklarda ise monolitik zirkonya grubu ile Vita Enamic grubu arasında ve monolitik zirkonya grubu ile Vita Suprinity grubu arasında anlamlı farklılık görülürken ; Vita Enamic ve Vita Suprinity grupları arasında anlamlı farklılık görülmedi.

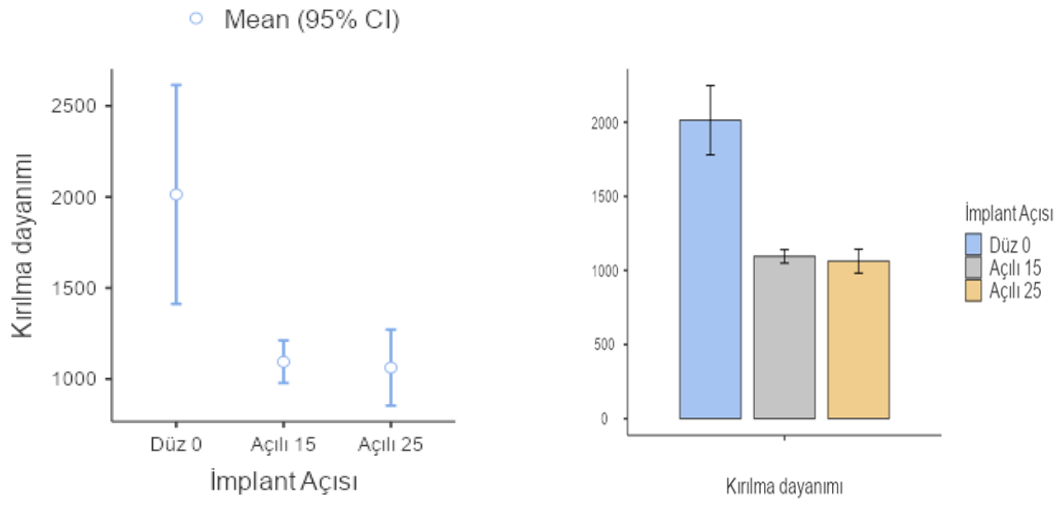
En yüksek kırılma dayanımı değeri Grup0Z'da görülürken; en düşük değeri Grup15E'de görüldü. Tüm gruplarda en yüksek değeri monolitik zirkonya grubu verirken; en düşük değeri Vita Enamic grubu verdi: $\text{GrupZ}>\text{GrupS}>\text{GrupE}$

Her grup için elde edilen verilerin dağılımı ve büyüklüğü Box-Plot (Kutu grafiği) ve Çizgi grafiği ile gösterildi.

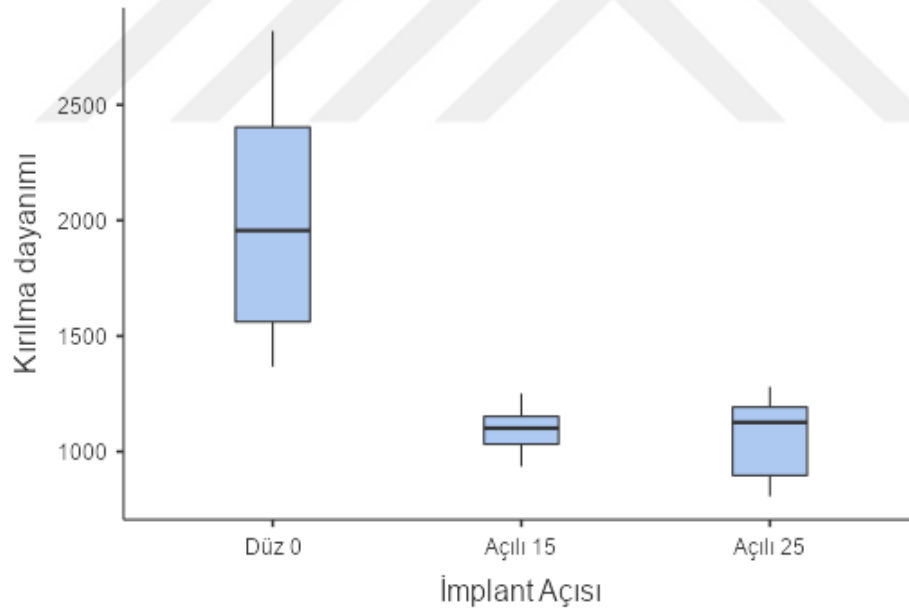
Cad/Cam Materyali	Cad/Cam Materyali	Ortalamalar arası fark	p-değeri
Düz 0	15^0 açılı	919	$<0.001^*$
Düz 0	25^0 açılı	951.2	$<0.001^*$
15^0 açılı	25^0 açılı	32.2	0.986

Tablo4.2: Dayanak açılarının Grup Z'deki kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması

* anlamlı farklılığı gösterir ($p<0.05$)



Tablo4.3:Grupların kırılma değeri arası farkların çizgisel ve blok grafikleri

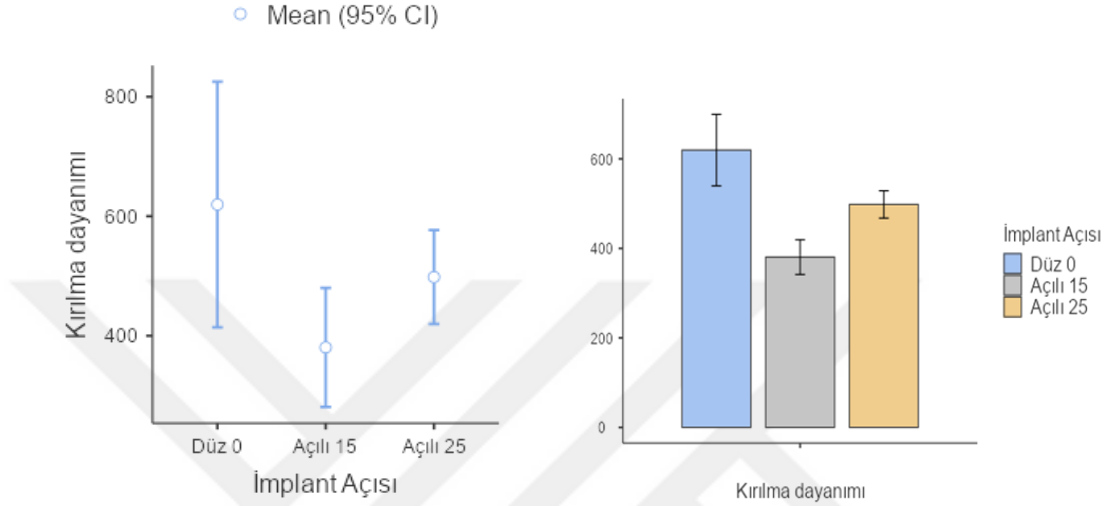


Tablo4.4: Box Plot (Kutu Grafiği) ,Kutu grafiğinde her bir grup için enine çizgi ortalama değeri ifade etmektedir. Kutuların dışındaki dikey çizgiler, değerlerin minimum ve maksimumlarını temsil eder.

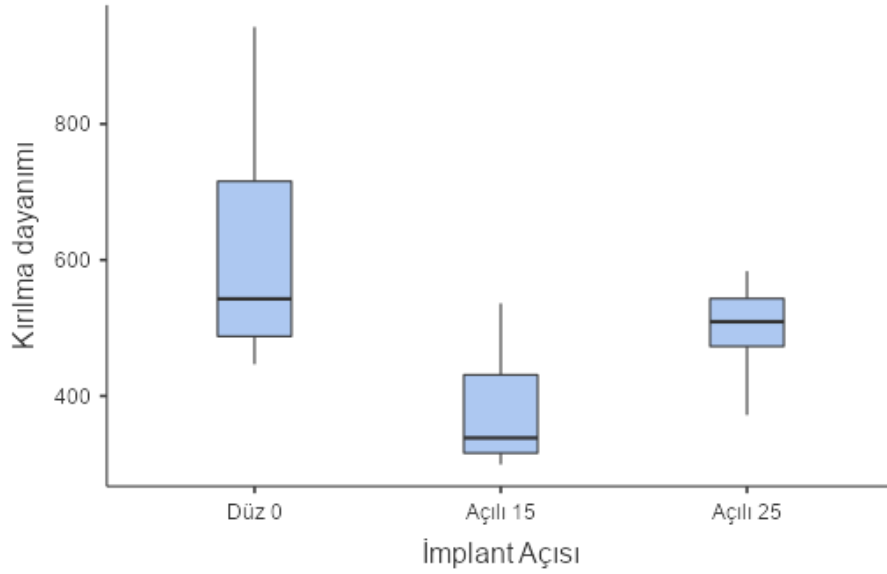
Cad/Cam Materyali	Cad/Cam Materyali	Ortalamalar arası fark	p-değeri
Düz 0	15° açılı	239	0.018*
Düz 0	25° açılı	121	0.283
15° açılı	25° açılı	-118	0.303

* anlamlı farklılığı gösterir (p<0.05)

Tablo4.5: Dayanak açılarının Grup E'deki kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması



Tablo4.6:Dayanak açılarının Grup E'deki kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çizgi ve blok grafikleri

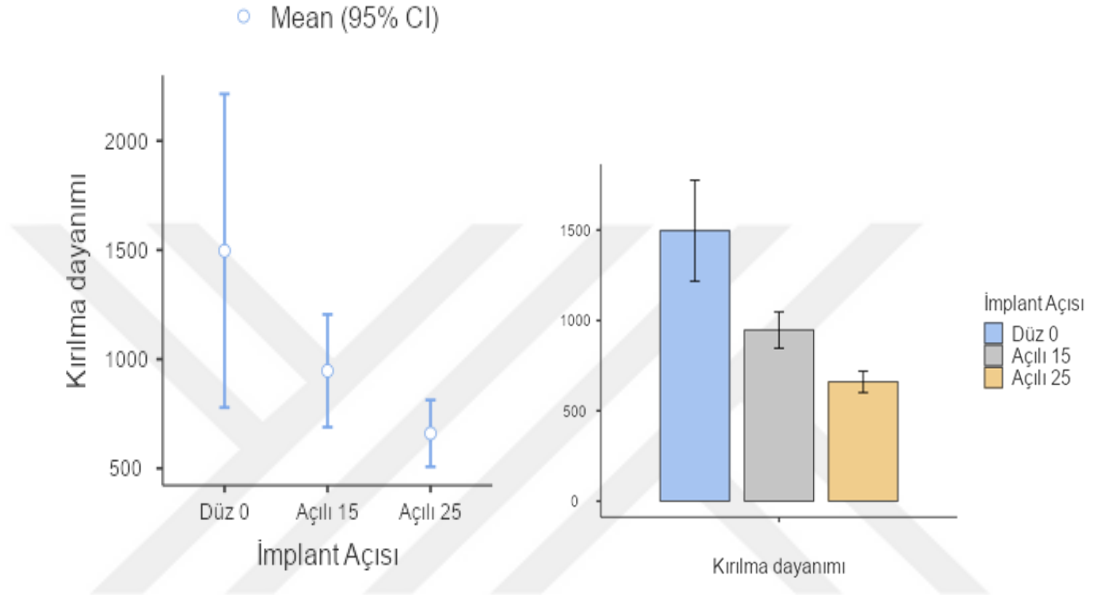


Tablo4.7:Dayanak açılarının Grup E'deki kırılma dayanımlarının değerlendirildiği Box plot grafiği

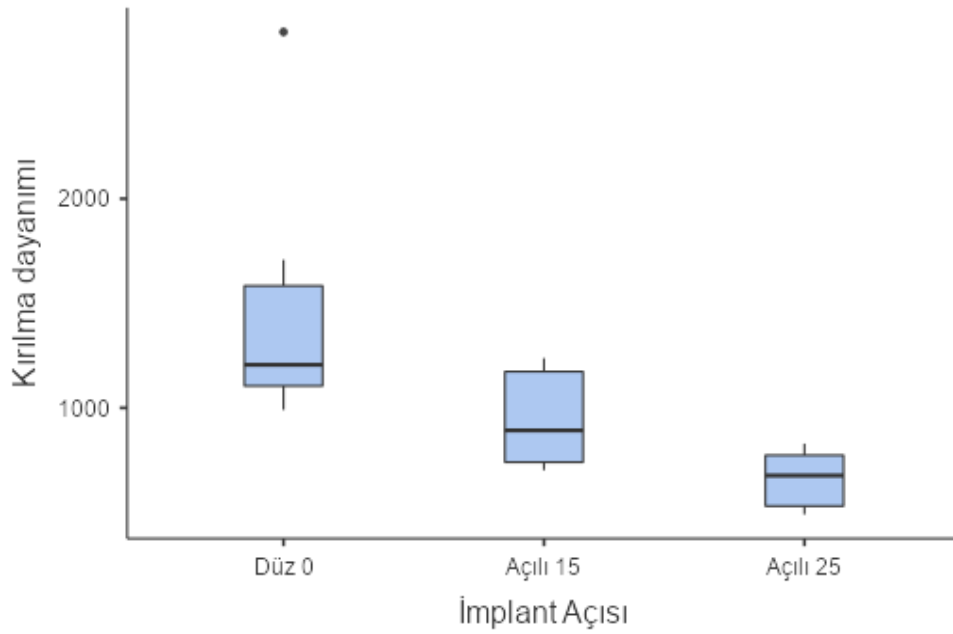
Cad/Cam Materyali	Cad/Cam Materyali	Ortalamalar arası fark	p-değeri
Düz 0	15° açılı	550	0.099
Düz 0	25° açılı	837	0.010*
15° açılı	25° açılı	287	0.494

* anlamlı farklılığı gösterir (p<0.05)

Tablo 4.8: Dayanak açılarının Grup S’deki kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması



Tablo 4.9: Dayanak açılarının Grup S’deki kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çizgi ve blok grafikleri

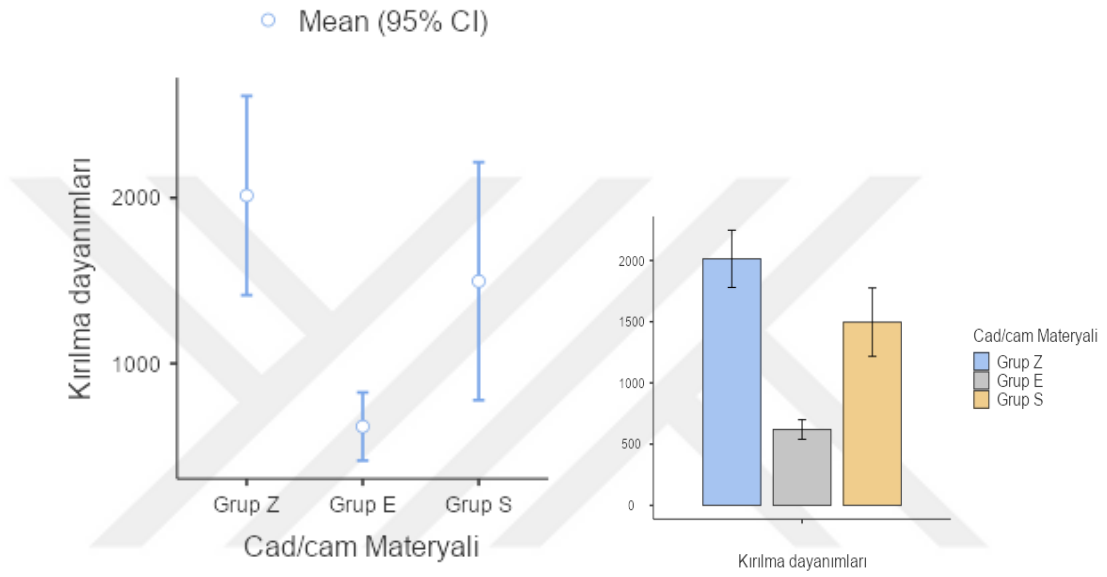


Tablo 4.10: Dayanak açılarının Grup S’deki kırılma dayanımlarının değerlendirildiği Box plot grafiği

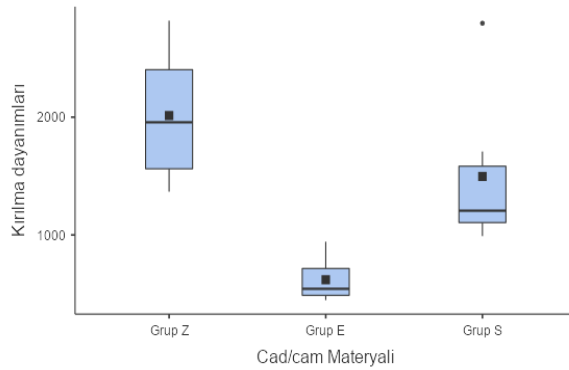
Cad/Cam Materyali	Cad/Cam Materyali	Ortalamalar arası fark	p-değeri
Grup Z	Grup E	1394	<0.001*
Grup Z	Grup S	517	0.238
Grup E	Grup S	-877	0.029*

* anlamlı farklılığı gösterir (p<0.05)

Tablo4.11: CAD/CAM materyallerinin Düz 0 açındaki dayanıklarda kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması



Tablo4.12: CAD/CAM materyallerinin Düz 0 açındaki dayanıklarda kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çizgi ve blok grafikleri

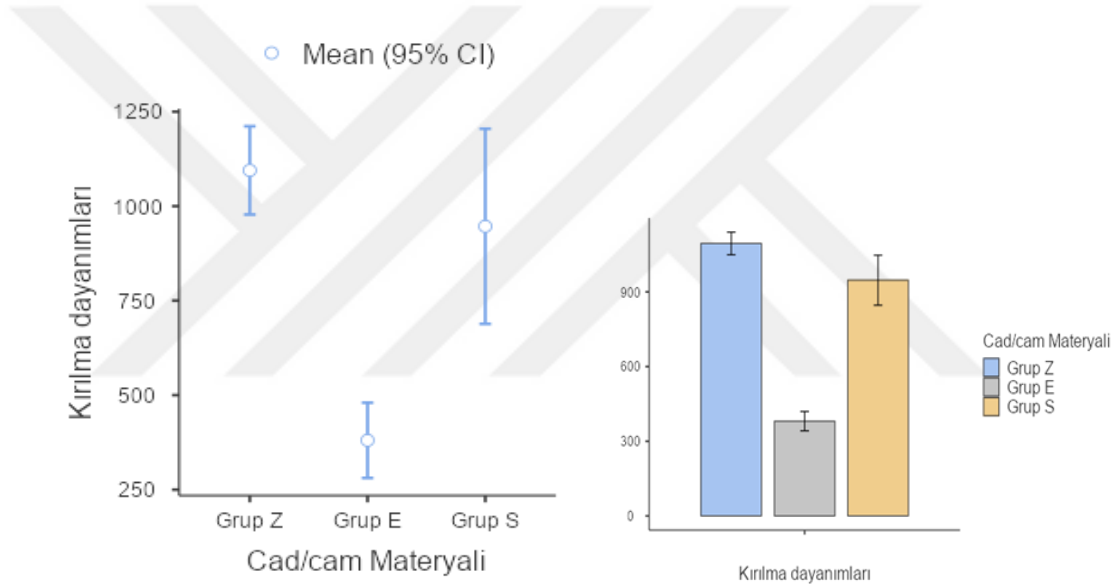


Tablo4.13: CAD/CAM materyallerinin Düz 0 açındaki dayanıklarda kırılma dayanımlarının değerlendirildiği Box plot grafiği

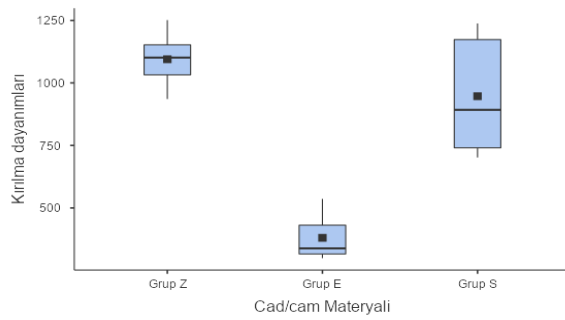
Cad/Cam Materyali	Cad/Cam Materyali	Ortalamalar arası fark	p-değeri
Grup Z	Grup E	714	<0.001*
Grup Z	Grup S	148	0.296
Grup E	Grup S	-566	<0.001*

* anlamlı farklılığı gösterir (p<0.05)

Tablo4.14: CAD/CAM materyallerinin 15° açıdaki dayanıklarda kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması



Tablo4.15: CAD/CAM materyallerinin 15° açıdaki dayanıklarda kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çizgi ve blok grafikleri

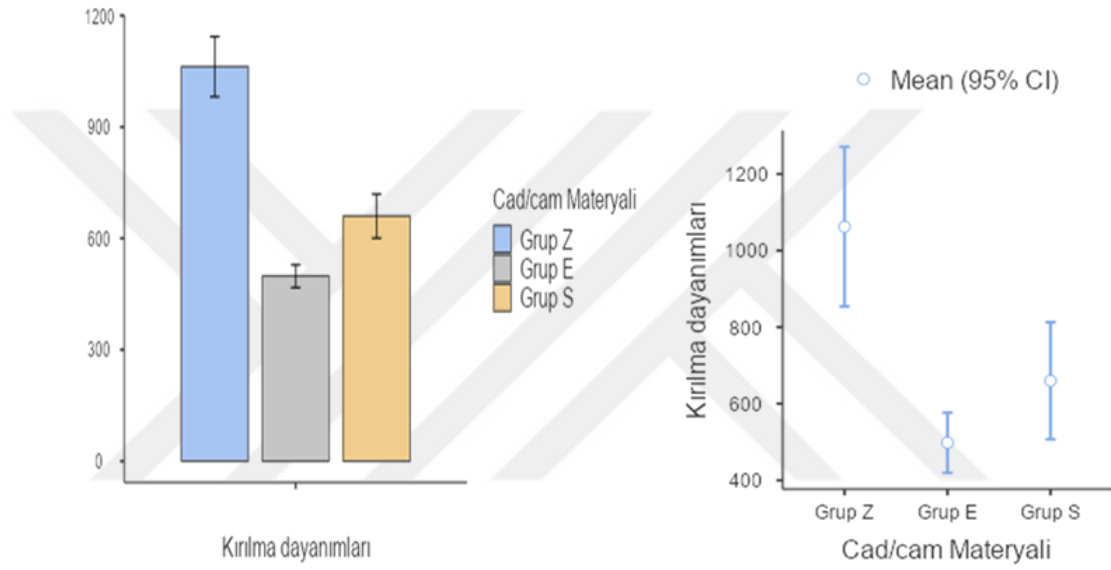


Tablo4.16: CAD/CAM materyallerinin 15° açıdaki dayanıklarda kırılma dayanımlarının değerlendirildiği Box plot grafiği

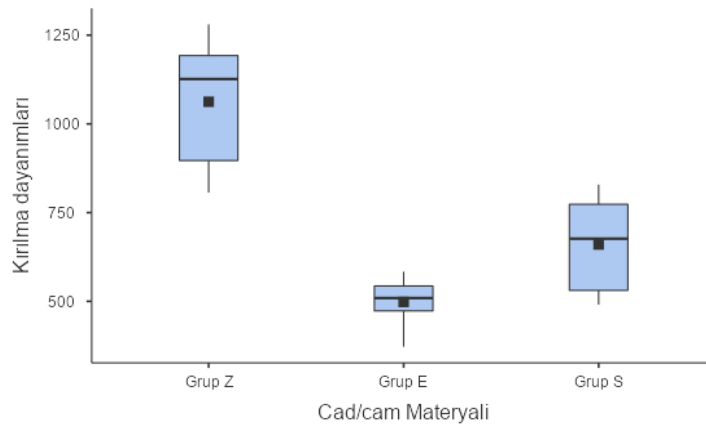
Cad/Cam Materyali	Cad/Cam Materyali	Ortalamalar arası fark	p-değeri
Grup Z	Grup E	564	<0.001*
Grup Z	Grup S	402	<0.001*
Grup E	Grup S	-162	0.176

* anlamlı farklılığı gösterir (p<0.05)

Tablo4.17: CAD/CAM materyallerinin 25° açıdaki dayanaklardaki kırılma dayanımlarının One-way Anova ve Tukey post-hoc testi ile grup içinde karşılaştırılması



Tablo4.18:CAD/CAM materyallerinin 25°açıdaki dayanaklardaki kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çizgi ve blok grafikleri



Tablo4.19: CAD/CAM materyallerinin 25° açıdaki dayanaklardaki kırılma dayanımlarının değerlendirildiği Box plot grafiği

4.2.Kırılma Tipinin Streo Mikroskobunda Değerlendirilmesi

Kırılan örneklerin kırılma tipleri ve kırılma bölgeleri stereo mikroskopta (Zeiss Stemi DV4,Almanya) incelenmiş ve benzer çalışmalardaki(2,53,146) skorlamalar dikkate alınarak aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır (Tablo 4.20).

Kırılma tipleri	Çalışma grupları								
	Düz 0°			15°			25°		
	Z	E	S	Z	E	S	Z	E	S
Skor 1	3	1	4	1	-	2	2	3	-
Skor 2	1	5	-	5	6	-	3	3	4
Skor 3	-	-	1	-	-	3	-	-	2
Skor 4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Skor 5	2	-	1	-	-	1	1	-	-
Skor 6	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tablo4.20:Skor tablosu

Skor 1: Yalnızca kuron kırığı, **Skor 2:**Kısmi kuron kırığı, **Skor 3:** Kuron kırığı,ince tabaka şeklinde dayanak üzerinde restorasyon kalmış , **Skor 4:**Kuron kırığı ile beraber vida kırığı, **Skor 5:** Kuron kırığı ile beraber dayanak deformasyonu, **Skor 6:**Kuron kırığı ile beraber vida deformasyon

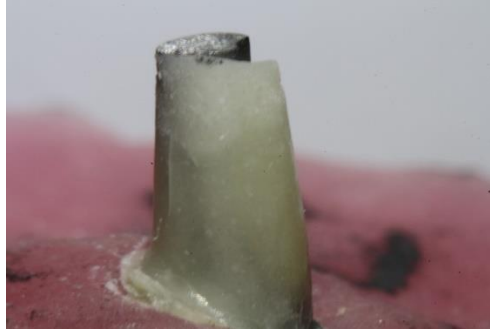
Çalışmada kırılan 54 örnekten 16'sında tamamen kuron kırılıp dayanaktan ayrılırken;27 sinde kısmi kuron kırığı görülüp, bukkal kasp dayanağa simante şekilde kaldı. Düz grubundaki 18 örnekten üçünde kuron kırığı ile beraber dayanakta deformasyon görülürken 15° ve 25° gruplarında sadece birer örnekte dayanakta deformasyona rastlandı. Enamic gruplarında 18 örnekten 14'ünde kısmi kırılma görüldü. Suprinity gruplarında kırık sonrası ince tabaka şeklinde dayanakta restorasyon materyali kalırken Enamic ve Zirkonya gruplarında bu kırık biçimine rastlanmadı. Hiçbir örnekte vida kırığı veya vida deformasyonu görülmedi.



Şekil4.1: Skor 1:Yalnızca kuron kırığı, örnek Grup0Z



Şekil4.2: Skor 2: Kuronda kısmi kırılma;kırık oluştuktan sonra çoğunlukla palatinal kasp ayrıldı diğer kasp dayanağa simante olarak stabil,örnek Grup25E



Şekil4.3: Skor 3: Kuronda kırılma mevcut ancak dayanak üzerinde ince tabaka şeklinde restorasyon materyali hala mevcut,örnek Grup15S



Şekil4.4: Skor 5: Kuron kırığı ile birlikte dayanak deformasyonu



5.TARTIŞMA

Çalışmamızda farklı açıda titanyum dayanaklar üzerine uygulanan farklı protetik materyallerin çiğneme yükü altında kırılma dayanımları incelendi. Düz, 15° ve 25° açıdaki 54 adet titanyum dayanaklara monolitik zirkonya (Z), Vita Enamic(E) ve Vita Suprinity (S) materyallerden üretilen üst sağ birinci premolar diş formundaki kuronlar Panavia F2.0 rezin siman ile simante edildi. Termodinamik yükleme uygulanan örnekler Universal Test Cihazında kırılma dayanımları ve kırılma tipleri değerlendirildi. En yüksek değer düz açılı Z grubunda görülürken, en düşük değer 15° E grubunda görüldü. Çalışmanın sonuçlarına göre; farklı açılarda titanyum dayanak kullanımının protetik materyallerin dinamik yükleme sonrası kırılma dayanımını değiştirmeyeceğini destekleyen H0A hipotezi ve bu dayanakların üzerine farklı materyallerden üretilen protetik restorasyonların kırılma dayanımı arasında fark olmadığını ifade eden H0B hipotezi reddedildi. Farklı açıdaki dayanaklarla desteklenen farklı protetik materyallerin kırılma dayanımını anlamlı derecede değiştirdiği görüldü.

İmplant destekli protetik tedavilerin başarılı sayılabilmesi için implantın osseointegrasyonun iyi olmasının yanı sıra kullanılan dayanak ve protetik restorasyon materyallerinin mekanik, biyolojik ve estetik açıdan bazı ihtiyaçları karşılayabilmesi gerekmektedir(147). Diş kaybının implant destekli protezler ile tedavi edilmesi, kaybedilen diş fonksiyon ve anatomisinin komşu dişlere herhangi bir hasar vermeden, konservatif yaklaşım imkanı vermektedir.

Anterior bölgedeki implant tedavilerinde temel estetik amaç, doğal görünümün geri kazandırılmasıdır. İmplant üstü sabit bölümlü protezlerde ideal estetiğin sağlanabilmesi için kullanılan dayanak materyali ile dayanak çıkış profilinin doğal diş ve implant çevresi yumuşak dokularla uyum göstermesi gerekir(148).

Literatürde implant üstü restorasyonlarla ilgili çalışmalarda dayanak materyali olarak döküm altın alaşımı (149), titanyum(149–155), alümina (2,155)

zirkonya(2,149–159), lityum disilikat (160)ve PEEK (161) gibi materyallerinin tercih edildiği görülmektedir. Dayanak materyalleri arasında titanyum; mükemmel stabilite, distorsiyona gösterdiği direnç, klinik çalışmalardaki uzun dönem başarı ile implant destekli protetik restorasyonlarda dayanaklar için altın standart olarak kabul edilmektedir(147,151,162,163). Literatürde 5 yıllık sağ kalım oranının değerlendirildiği çalışmalarda titanyum dayanakların klinik başarısı %100 olarak gösterilmiştir(164,165). Ayrıca implant-dayanak ara yüzünde galvanizmi veya korozyonu önleme ve dişeti sağlığını iyileştirme avantajlarına da sahiptir.

Gehrke ve arkadaşları(2016) titanyum implantlarda seramik dayanakların kullanılmasının implantın hekzagonal yapısında değişikliklere ve/veya kalıcı deformasyonlara neden olabileceği sonucuna varmışlardır. Ayrıca dayanakların köşelerinde biriken stresin, mikro kırıklara ve ardından zirkonya dayanakta mikro boşluk oluşumuna neden olduğunu ortaya koymuşlardır(166). Yine implant gövdesinin dayanak ara yüzündeki aşınma miktarının in vitro olarak siklik yüklemenin çeşitli aralıkları sonrasında titanyum ve zirkonya (tek parça) dayanaklar için, tarama elektron mikroskopisi ve görüntü analiz yazılımı ile ölçülmesinin ardından karşılaştırıldığı bir çalışmada, zirkonya dayanaklar ile eşleştirilen titanyum implant gövdelerinde, titanyum dayanaklar ile eşleştirilen implantlara kıyasla, başlangıçtaki aşınma oranının ve toplam aşınma miktarının daha fazla olduğu tespit edilmiştir (167).

Maksillada dişlerin kaybindan sonra oluşan kemik yapısı dental implantların doğal diş pozisyonunda yerleştirilmesini güçleştirmektedir(168). Diğer yandan vestibüldeki kompakt kemik diş çekimleri sırasında kırılabilir. Sonuçta meydana gelen anatomiye bağlı olarak implantların daha farklı pozisyonlarda yerleştirilmesi gerekebilir(168). Mekanik dayanımı ve restorasyonun klinik ömrünü arttırmak için açılı ve/veya ark dışına yerleştirilen implantlar üzerine açılı dayanak kullanım ihtiyacı duyulmaktadır(169). Premolar bölgesinde de vestibül kemik kaybına çok rastlandığından açılı dayanak ihtiyacı gerektirmesi açısından çalışmaya düz dayanakların yanına 15° ve 25° dayanaklar da dahil edildi.

İmplant üstü protezlerde dikkat edilmesi gereken bir başka husus da implant ve implant dayanağı bağlantı tipidir. Eksternal bağlantı tipi implant ile dayanak

arasında mikro boşluk oluşumuna sebep olabilir. Bunun yanında internal bağlantıya göre stabilitesi daha azdır ve kuvvetler karşısında dayanak vidasındaki gerilimi artırarak mikro hareketliliğe sebep olur(170). Bu durum implant dayanağında ve restorasyonda kırılmalara yol açabilir. Bu durumun önüne geçebilmek ve kemiğe iletilen kuvvetleri azaltmak amacıyla internal bağlantılı restorasyonlar geliştirilmiştir(171). İnternal hegzagonal bağlantı tipi implant ve dayanak arasındaki temas alanını genişleterek kuvvetlerin dağılmasını sağlar ve böylelikle stabiliteyi artırır(172). Bu sebeplerle çalışmamızda internal bağlantı tipinde titanyum implant dayanakları tercih edildi.

İmplant üstü protezlerde dayanak seçiminde protezin retansiyon tipinin belirlenmesi de estetik ve dayanımı etkileyen önemli bir faktördür. Retansiyon siman aracılığıyla sağlanabilir ya da vida tutuculu bir protez planlanabilir(18).İmplant dayanakları siman tutuculu sistemde implanta tek bir vida ile bağlanırken, vida tutuculu sistemlerde genellikle iki vida kullanımı gerekmektedir. Bu durum vida tutuculu sistemlerde ön yük gerilimlerine neden olur ve vida gevşemesi riski artar(173). Siman artığının yarattığı biyolojik komplikasyonlara karşı, siman tutuculu protezler pasif uyumun sağlanması bakımından vida tutuculu protezlerden üstündürler ve simanın okluzal kuvvetleri absorbe edebileceği bildirilmiştir(174–177). Lee ve ark, yayınlamış oldukları bir derlemede genel olarak, mevcut eğilimin üstün estetik, üretim kolaylığı ve hasta başı üretim avantajı gibi nedenlerle siman tutuculu implant restorasyonlardan yana olduğunu bildirmişlerdir(175). Siman tutuculu protezlerde özellikle anterior bölgede kemiğin anatomik yapısından kaynaklı, istenmeyen implant açıları tolere edilebilir. Bununla birlikte implant yerleşimindeki zaruri açılanmalar vida tutuculu protezlerde vida yuvasının anterior bölgede kalmasına neden olabilir ve bu durum estetiği olumsuz etkiler(178–180). Bu bilgiler ışığında gülme hattına dahil olan premolar bölgesinde, açılı implant dayanaklarının değerlendirildiği çalışmamızda estetik üstünlük ve pasif uyum gibi avantajları nedeniyle siman tutuculu protezler tercih edilmiştir.

Santing ve ark. (2012), titanyum ve PEEK implant dayanaklarını kompozit rezin kronlarla restore ederek maksiller santral, lateral, kanin ve premolar diş pozisyonlarında dayanakların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmada restore edilen dayanaklara, hiçbir termal yaşlandırma ya da mekanik yükleme işlemi

uygulanmadan universal cihazda 1mm/dakika kırma işlemi uygulanmıştır. Premolar bölgede uygulanan titanyum dayanak grubunun (2 grupta Straumann, Nobel Biocare titanyum dayanakları tercih edilmiştir) kırma dayanımları sırasıyla 441 N, 474 N değerleri belirtilmiştir. Bu değerler bizim çalışmamızdaki kompozit içerikli hibrit seramik olan vita enamic grubunun kırma dayanımı değeriyle uyushmaktadır

İmplant üstü simante sistemlerde tam seramikler kullanıldığında, kırılma dayanımını arttırmak için yüksek basınç dayanımına sahip adeziv rezin simanlar önerilmektedir(181). Rezin simanlar yapılarındaki 10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat (MDP), hidroksietil metaktilat (HEMA) veya 4-metakriloksietil-trimellitic anhidrit (4-META) gibi bileşenleri sayesinde adeziv özellik gösterirler (129). MDP içeren simanların kullanılması, MDP'nin hidroksil grupları ve zirkonyanın katyonik yüzeyi arasındaki etkileşim sayesinde zirkonyumun makaslama bağlanma dayanımını artırmaktadır(182,183). Benzer çalışmalarda MDP içeren çeşitli dual cure adeziv simanlar (Panavia F2.0, Panavia SA) kullanılmıştır (129,184,185). Çalışmamızda da monolitik zirkonya, hibrit seramik olan Vita Enamic ve Vita Suprinity seramik kronlar, implant dayanakları üzerine MDP içerikli hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşen bir adeziv rezin siman olan Panavia F2.0 ile simante edilmiştir.

Rezin simanın, materyale penetre olabilmesi, bütünlüğün sağlanabilmesi ve simantasyon kaynaklı başarısızlıkların önlenmesi için ise çoğunlukla yüzey işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır(182,186). Al_2O_3 ile kumlama, yüzeydeki organik artıkları temizlemek, mikro-tutucu yüzey oluşturmak ve yüzey alanını artırmak için yaygın olarak kullanılır. Böylece materyalin ıslanabilirliği artar ve oldukça aktif bir yüzey oluşur. Literatürde Al_2O_3 ile kumlama işleminin materyalin yüzey enerjisini değiştirerek ve mikrotutuculuk sağlayarak adezyon kuvvetini artırdığı bildirilmiştir(93). Çalışmamızda literatür bilgileri göz önünde bulundurularak, firma önerileri doğrultusunda tüm dayanaklar 2 bar basınç altında 110 μm Al_2O_3 ile kumlanmıştır.

Elsayed ve ark. dinamik yüklemenin lityum disilikat ve zirkonya dayanakların kırılma dayanımlarına etkisini incelemişlerdir. Çalışmada 40 adet titanyum implant kullanılmıştır. Dayanak çeşitlerine göre beş grup(Ti[kontrol grup],

Zi, ZiT, LcT, LaT) oluşturularak bu dayanakların üzerine üst santral formunda zirkonya ve lityum disilikat kuronlar üretilmiştir. Kumlama, hidroflorik asit ve primer uygulamalarından sonra dual-cure rezin siman olan Multilink automix siman ile simante edilmiş örnekler 1,200,000 siklus ile çiğneme simülöründe yüke maruz bırakılıp ardından stereomikroskopta örneklerde herhangi bir deformasyon, kırık olup olmadığı değerlendirildikten sonra kırma testi uygulanmıştır (kırma testinde cihazın 2 mm/dakika olarak ayarlandığı belirtilmiştir). Dinamik yüklemenin 185,000, 230,000 ve 310,000 devir aşamalarında hiç Ti- base içermeyen Zi dayanak grubunda üç örnek dayanak-implant bağlantı yerinden kırılmıştır. Diğer gruplarda 900 N u aşan kırılma dayanım değerleri gösterdiği belirtilmiştir (187). Bu değerler bizim çalışmamızdaki değerlere yakınlık göstermektedir. Aradaki farklılıklar ise titanyum içeren dayanakların lityum disilikat ve zirkonyumdan hibrit olarak tercih edilmesi, santral diş olduğu için kuvvetlerin açılı gelmesi, dinamik yükleme devir sayısı ve kırma testinde kuvvet kaynağının geliş hızından kaynaklanmış olabilir.

Ellakwa ve arkadaşlarının 2010 yılında, farklı açıda titanyum dayanak kullanımının ve kuron kalınlığının, zirkonya kuronların kırılma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada; 0°, 15° ve 30° açıda titanyum dayanak kullanmışlar ve üzerlerine farklı kalınlıklarda (0.4 mm, 0.6 mm, 0.8 mm) üst premolar diş formunda zirkonyum kuron üretmişlerdir. Kuronlar TempBond ile simante edilip sonrasında universal test cihazında antagonistte 4 mm çapında çelik uç ile 1mm/dakika kafa hızında kırma işlemine tabi tutulmuştur. Çalışmanın sonucunda 15° açılı grubunda en yüksek kırılma dayanımı görülürken en düşük kırılma dayanımı 30° grubunda görülmektedir. Bizim çalışmamıza benzer şekilde farklı açılardaki dayanak kullanımının kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmediği, kuron kalınlığının ise kırılma dayanımını anlamlı olarak değiştirmedeği belirtilmiştir. Çalışmamızda 54 örnekten 27'si kısmen dayanak üzerinde ve 6 örnek ise ince tabaka şeklinde dayanak üzerinde çepeçevre kalırken, bu çalışmada 45 kurondan 39 'u kırıldıktan sonra dayanak üzerinde kalmıştır. İki çalışma arasındaki farklılıklar; Ellakwa'nın çalışmasında çift yönlü dinamik yükleme ve ağız ortamının ısısal değişimlerini taklit edecek termal yaşlandırma prosedürlerini yapmamış olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Ellakwa ve ark. 2011 yılında yine farklı açıdaki titanyum dayanak kullanımının kırma dayanımına etkisine baktıkları çalışmada bu sefer restorasyon materyali olarak iki farklı fiber içeren Ceramage sistem(indirekt kompozit sistem) kullanmışlardır.Ceramage (Shofu Dental Products, Inc., Kyoto, Japan) anterior/posterior bölgelerde kullanımı önerilen zirkonyum silikat içeren ışıkla sertleşen hibrit kompozittir. Üretilen kuronlar TempBond ile simante edilip universal test cihazında kırma testine tabi tutulmuştur. Bu çalışmada ise bir önceki çalışmanın aksine farklı açıda dayanak kullanımının kırma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadığı belirtilmiştir.Bunun nedeni olarak da iki çalışmada kullanılan restorasyon materyallerinin farklı sertliğe sahip olması gösterilmiştir.

Zirkonya üstün mekanik özellikleri ve 900-1200 MPa a varan kırılma dayanımı ile son yıllarda tam seramik sabit protez materyali olarak yer almıştır.Şu an piyasadaki dental materyaller arasında en yüksek kırılma direncine ve kuvvetine sahip materyaldir(188).

Weyhrauch ve arkadaşlarının 2016 yılında implantüstü tam seramik kuronların kırılma dayanımını inceledikleri çalışmada; farklı seramik çeşitlerine göre 7 grup (Vita Mark II; feldspatik seramik, Ivoclar Empress CAD; lösitle güçlendirilmiş cam seramik, Ivoclar e.max CAD; lityum disilikat, Vita Suprinity; presinterize zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat,Vita Enamic; polimerle güçlendirilmiş ince yapı feldspatik seramik, Lava Ultimate;rezin nanoseramik,Celtra Duo;kristalize zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat) seramikten mandibular sağ birinci premolar tasarımında kuron üretmişler, sonrasında titanyum dayanaklara kumlama,silan uygulaması; seramiklere ise hidroflorik asit(Lava Ultimate grubuna hidroflorik asit yerine kumlama yapılmış) ve monobond(60 sn) uygulamalarından sonra beş farklı siman(Multilink İmplant,Varilink II, RelyX Unicem, GC FujiCEM, Panavia 2.0) ile simante etmişlerdir. Daha sonra örnekler 5000 devir termal yaşlandırmaya maruz bırakılmıştır(5-55⁰C,30 sn). Termal uygulamadan sonra universal test cihazında 1mm/dk hızda antagonistte 4mm çapında çelik uçla kırılma olana kadar kuvvet uygulanmıştır. Çalışmada E.max CAD, Vita Suprinity, Enamic ve Lava Ultimate gruplarının kırılma dayanım değerleri; Vita Mark II, Empress ve Celtra Duo gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Kullanılan siman materyalleri arasında ise seramik materyalinden bağımsız olarak

anlamli farklılık olmadığı belirtilmiştir. En yüksek kırılma dayanımı ortalama değeri ($642\pm3,056$ N) Vita Suprinity grubunda görülürken (Vita suprinity grubu değerleri diğer gruplara göre açık ara yüksek bulunmuştur); en düşük değer Ivoclar Empress ve Vita Mark II feldspatik gruplarında görülmüştür. Çalışmamızda da gruplarımızdan biri olan Vita Enamic grubunun ortalama kırılma dayanım değeri ise $504\pm2,128$ N çıkmıştır. Çalışmamızla tutarlı olsa da değerler çalışmamızdaki en yüksek çıkan ortalama değerden daha yüksek bulunmuştur. Bunun nedeni olarak örneklere ekstradan dinamik yükleme uygulamış olmamız, dayanak boyutlarının farklı olması, universal test cihazında hızın farklı olması olarak görülebilir.

Çalışmalarda Vita suprinity grubunun değerlerinin yüksek bulunması içeriğindeki zirkonyumdan kaynaklanmaktadır. Zirkonya ve zirkonyumla güçlendirilmiş materyaller diğer seramik materyallerden daha yüksek kırılma dayanımı göstermektedir(189).

Yine çalışmalarda polimer komponent olan rezin nanoseramik(%80 nanoseramik,%20 polimer) olan Lava Ultimate ve polimerle güçlendirilmiş feldspatik seramik(%86 nanoseramik,%14 polimer) olan Vita Enamic materyallerin yüksek kırılma dayanımı göstermesi ise yapıdaki rezinin şok absorpsiyon etkisinin materyale yüksek elastisite modülü kazandırmasıyla açıklanmıştır(190). Ayrıca rezin seramiklerin alttaki implantta daha düşük stres oluşturduğu literatürde belirtilmiştir(191). Bu nedenle çalışmamızda implant üstü restorasyon materyali olarak kırılma dayanımını değerlendirmek amacıyla zirkonyum içeren seramik materyallerin yanına hibrit seramik grubu dahil edildi.

Bu iki materyal arasında ise yapısal olarak farklılıklar olsa da Weyhrauch'un çalışmasında birbirine yakın değerler vermiştir.

Dinamik yükleme testi, klinik kullanıma önerilecek restorasyonların verim, kullanım süresi ve güvenilirlik açısından değerlendirilmesinde güvenilir bir araç olarak kabul edilmiştir (134,192,193).Restorasyon materyallerinin, daha yüksek statik yük uygulamasının aksine, döngüsel yükleme testlerinde eğilme dayanımına kıyasla daha sık başarısız olduğu bildirilmiştir(192). Kırılma dayanımının incelendiği bazı çalışmalarda dinamik yükleme termal siklus uygulanmaksızın yapılmıştır(194). Ancak dental seramiklerin mekanik özellikleri, uzun süre boyunca farklı sıcaklıklara

maruz kaldıklarında değişmektedir. Tüm seramikler gibi çalışmamızda yer verdiğimiz zirkonya da ısı ve nem değişikliklerine hassas olup, bu değişiklikler zirkonyumun tanecik büyüklüğünü değiştirerek tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümüne sebep olarak materyalin kırılma direncini azaltırlar(92,195). Bu nedenle seramiklerin kırılma dayanımlarının yaşlandırma prosedürlerine dinamik yüklemeye ek olarak kontrollü sıcaklık değişiminin yapıldığı termal siklusun eklenmesi önerilmektedir(59). Termal siklus işlemi; ağızdaki ısısal değişimleri yansıtmak amacıyla +5°C - +55°C sıcaklığa sahip soğuk ve sıcak su tanklarında örneklerin 30 ya da 60 sn süre bekletilip iki tank arasında 10 saniyede geçiş yapıldığı ve her seferinde aynı sıralamanın tekrarlandığı döngüdür. Bizim çalışmamızda da dinamik yükleme ile eş zamanlı olarak termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır.

Literatürde yer alan verilere göre materyallerin klinik şartlarındaki bir yıllık kullanımı, çiğneme simülatöründe ortalama 250.000 döngüye denk gelir(137). 1.3 Hz-1.8 Hz lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir(138,139). Bazı çalışmalar çiğneme ve yutkunma arasında ortaya çıkan fonksiyonel kuvvetlerin 2-50 N arasında değiştiğini (59,196), bazıları ise 12 N ile 70 N arasında olduğunu belirtmektedir (197,198). İmplant dayanaklarının kırılma dayanımlarının incelendiği pek çok çalışmada örnekler 49 N yük uygulanmıştır(146,151,199,200). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda örnekler 1.6 Hz frekans ve 49 N yük altında 5-55°C banyo sıcaklığında, klinik olarak 6 aylık süreyi yansıtan 120.000(0.1x 10⁶) siklus termomekanik yükleme yapılarak ağız ortamındaki koşullar yansıtılmaya çalışılmıştır (49,59,146,199,200)(187). Çalışmamızda termomekanik yükleme sonrasında implant dayanağı, dayanak vidası ve kuronlarda kırık ya da vida gevşemesi gibi komplikasyonlar gözlenmemiştir. Yani çalışmamıza göre 6 aylık kullanımda herhangi bir problem görülmesi beklenmemektedir.

Literatürde farklı çalışmalarda premolar bölgede maksimum çiğneme kuvvetleriyle ilgili farklı değerler belirtilmiştir. Bu bölgedeki kuvvetlerin yaklaşık 200 N ile 540 N arasında olduğu bildirilmiştir(135,192,201,202). S'adany ve arkadaşları da 2014 yılında yaptıkları çalışmada premolar bölge için fizyolojik okluzal kuvvetlerin 450 N civarı olduğu belirtmiştir(203). Çalışmamızda 6 aylık mekanik yaşlandırma ve statik yükleme sonrası değerler bu sınırlar içerisinde

bulunmuştur. Tüm çalışma grupları içinde görülen en düşük kırılma dayanımı değeri (380 N) Grup15E aittir. Bu sebeple açılı dayanakların ve tam seramik restorasyon materyallerinin premolar bölgesinde kullanılabileceği sonucuna varılabilir.

Roberts ve ark.(2017) lityum disilikattan üretilen üst premolar kuronları Panavia F2.0 ile simante ettikleri Ti-base lityum disilikat ve zirkonya dayanakların kırılma dayanımını inceledikleri çalışmada; örneklere 2000 devir termal yaşlandırma ve 100.000 devir mekanik yükleme yapmışlardır. Uygulanan prosedürler sonrasında universal test cihazında kırılma dayanımı değerleri ölçülmüştür. Dinamik yükleme devir sayısı çalışmamızdaki devir sayısına yakındır. Literatürde devir sayısı bir milyonu aştığında kırılma dayanımının anlamlı olarak azaldığını gösterilmiştir(204). Ancak bununla birlikte devir sayısı gözetilmeksizin yapılan dinamik yükleme işleminin (yorgunluk) kırma dayanımını azalttığını belirtmişlerdir(204). Bu nedenle çalışmamızda örneklere 120.000 devir dinamik yükleme uygulanmıştır.

İmplant üstü protezlerin in vitro koşullarda yaşlandırma testleri sırasında in vivo koşulların modellere yansıtılması amacıyla implant gövdeleri ve analoglar kullanılabilmektedir(52,53,157,158,205,206). Çalışmalarda implant destekli kuronların ve dayanakların üzerindeki mekanik testler için implant gövdesi yerine analogların kullanılması maliyetleri önemli ölçüde azaltmaktadır. Gomes ve ark., implant üstü lityum disilikatla güçlendirilmiş kronların analog ve implant gövdesiyle bağlı farklı tasarımların kırılma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmanın sonucunda paslanmaz çelik analogların kullanımının titanyum implant gövdesiyle eş değer sonuçlar verdiği bildirmişlerdir(207). Çalışmamızda da implant gövdelerine benzer mekanik özellikler gösteren implant analogları kullanılmıştır(183,208,209). Böylece implant gövdelerinin mekanik özelliklerinin maksimum düzeyde yansıtılmaya çalışılmıştır.

ISO 14801 , tek üniteli dental implant modelleri ile bu modellere ait bileşenlerin dinamik yükleme test yöntemini tanımlar ve bir kemik içi dental implant gövdesiyle bileşenlerinin oluşabilecek fonksiyonel yükleme durumlarına karşı davranışlarını inceler. Genellikle farklı boyut ve tasarımlardaki dental implant modellerinin karşılaştırılmasında kullanılır. Çalışmamızda örnekler pek çok

çalışmada olduğu gibi maksimum kırılma kuvvetinin değerlendirilmesi için Universal Test Cihazında ISO standartlarına uygun şekilde 0.5 mm/dak hız ile baskı tipi kuvvet altında kırılmıştır. Bu da sonuçların benzer çalışmalarla karşılaştırılması açısından oldukça önemlidir.

2015 yılında Preis ve arkadaşları zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin molar bölgede kırılma dayanımını, marjinal adaptasyonunu ve simantasyonun etkisini incelemişler ve mandibular sağ birinci molar diş prepare edilip üzerine Celtra Duo ve IPS E.max (kontrol grubu) seramikten kuron tasarımı yapılmış, IPS E.max kontrol grubu sadece Variolink II ile simante edilirken, zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat (Celtra Duo) seramikler ise variolink II, smart cem 2, aqua cem, ketac cem ile simante edilmiş sonrasında ise termal siklüsle eş zamanlı olarak mekanik yükleme için çiğneme simülatörüne alınmıştır(5-55⁰/3000 cyc.2 dk;1.2×10⁶ cyc.50 N,1.6 Hz.). Çalışmamıza benzer şekilde çiğneme simülatöründe antagoniste daimi molar diş yerleştirilerek ağız ortamı taklit edilmeye çalışılmıştır. Antagonistteki diş ile üç nokta teması sağlanmıştır. Çalışmada en yüksek değerleri hem ZLS(2612±853 N ort değer) hem de LDS(2528±668 N ort değer) seramiklerin variolink II ile adhesiv simantasyonunda elde edildiği ancak simanların istatistiksel olarak anlamlı değişiklik yapmadığı belirtilmiştir. Mekanik yükleme esnasında 879,000 siklüste ortalama 3.7 yıl ağızda kaldığı zamanda bir örnek kırıldığı belirtilmiştir.Çalışmada bizim çalışmamızdaki zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat grubuna kıyasla değerlerin yüksek çıkması; seramik restorasyonların daimi diş üzerine simante edilmesi (dentine bağlantı bağlanma kuvvetini artıracaktır),mekanik yükleme devir sayısının fazla olması, çalışmamızda yer alan zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramik materyali Vita Suprinity'nin presinterize zirkonyum içerirken Preis 'ın çalışmasında tam sinterize zirkonyum içeren Celtra Duo kullanılmasıyla açıklanabilir.

Att ve ark. (2006) farklı implant dayanağı (titanyum, zirkonya, alümina) kullanımının tam seramik materyallerin (zirkonya) kırılma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada; maksiller santral diş formunda ürettikleri kuronları Panavia2.1 ile simante etmişlerdir. 5 yıllık klinik kullanımı simüle etmek için termal yaşlandırma ile eş zamanlı olarak çift yönlü çiğneme simülatörü sonrası universal test cihazında kırılma testi verilerine göre; en yüksek kırılma dayanımı titanyum

grubunda elde edilmiştir ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu belirtilmiştir. Bu anlamda çalışmamızdaki monolitik zirkonya grubunda elde ettiğimiz değerler literatürle örtüşmektedir. Mevcut sonuçların farklılığı ise termal yaşlandırma amacıyla uygulanan devir sayısının ve hazırlanan diş örneklerin morfolojisinden kaynaklanmış olabilir. Att çalışmasında zirkonyum dioksit seramik kullanmıştır. Y-TZP (yttriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri), çatlak olduğunda bölgede stres oluşturarak enerji yayılımı sağlar ve kristalin faz dönüşümünün sağladığı %3-5 hacim genişlemesiyle kırılma dayanıklılığını artırır.

Sghaireen ve ark.(2013) farklı implant dayanaklarının (titanyum,zirkonya) kullanıldığı çalışmalarında; tek üye implant üstü restorasyonların (metal destekli porselen, In-ceram alümina, IPS-empress) kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. (210).İlk gruba titanyum dayanak ve üzerine metal destekli porselen, ikinci gruba zirkonya dayanak üzerine In-Ceram Alümina IPS-empress, son gruba ise yine zirkonya dayanak üzerine ise IPS-Empress estetik kuronlar maksiller sağ santral diş formunda üretilmiştir. Çalışmada standardizasyon için kuron üretimindeki tüm aşamaların aynı teknisyen tarafından yapıldığı açıklanmıştır. simantasyona hazır hale getirildikten sonra cam iyonomer siman ile simante edilmiştir. 72 saat boyunca 37⁰C suda bekleyen örnekler 5⁰C-55⁰C de 3000 devir termal siklus uygulamasına tabi tutulmuşlardır. Sonrasında Universal test cihazında kırılma dayanımları kontrol edildiğinde en yüksek kırılma dayanımı titanyum dayanak ile desteklenen metal destekli porselen grubunda görülmüştür ve kırılma dayanımı anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu değer çalışmada elde ettiğimiz verilerle paralellik göstermektedir. Kırılma tipleri değerlendirildiğinde; titanyum grubunda 15 örnekten 13'ünde vidada eğilme şeklinde deformasyon, 2 örnekte ise vidada kırılma olduğu belirtilirken, dayanakta hiç kırık görülmediği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ise hiç dayanak ve vida kırığı görülmezken, dayanakta deformasyonlar görülmüştür. Bu farklılığın sebepleri olarak; termal yaşlandırmanın süresinin bu çalışmadakinden daha kısa olması, farklı firmalara ait olan dayanakların çapı ile tasarımı gösterilebilir.

Truninger ve ark.(2013) titanyum ve zirkonya dayanakların yaşlandırma işlemleri sonrasında eğilme momentlerine baktıkları çalışmada kırılma dayanımına da incelemişlerdir. Farklı implant dayanaklarının tek ve iki parçalı sistemlerini, internal ve eksternal bağlantı kombinasyonlarının incelendiği çalışmalarında IPS-

Empress CAD/CAM cam seramikten santral diş üretmişlerdir. Primer, silan ve asit uygulamalarıyla yüzeyler simantasyona hazır hale getirildikten sonra RelyX Unicem self-adeziv siman ile simantasyon sonrası 1,200,000 devirde termal döngü ile eş zamanlı dinamik yükleme yapılarak universal test cihazında kırılma testine tabi tutulmuşlardır. Çalışma verilerine göre titanyum dayanaklarda çalışmamıza paralel şekilde materyalde kırık yokken, plastik deformasyon görüldüğü belirtilmiştir. Titanyum grubunun tüm gruplar içinde en yüksek eğilme moment değerini veriyor olması dayanaklarda kırık, çatlak yerine plastik deformasyon görünüyor olmasını açıklamaktadır.

Rosentritt ve ark.(2016) yaptıkları in vitro çalışmada; implant dayanaklarına ve çekilmiş molar dişe farklı CAD/CAM seramik materyallerinden (Celtra Duo,Cerasmart,Vita Enamic,Emax CAD) üretilmiş restorasyonların 5 yıllık klinik kullanıma eşdeğer yaşlandırma işleminden sonra kırılma dayanımını incelemişlerdir. Materyallerin kırılma dayanımlarında implant dayanağı ve doğal diş kullanılmasının gruplar arasında anlamlı farklılıklar görülmediğini belirtmişlerdir. En yüksek kırılma dayanımı değeri LDS (E-max CAD) grubunda görülürken, ZLS (Celtra Duo) grubu benzer değerler verdiğinden aralarında anlamlı farklılık olmadığı belirtilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız Enamic materyaline ait veriler daha düşük kırılma dayanımı değeri vermiştir. Kuronların kırık hatları değerlendirildiğinde; daimi diş üzerine simante edilen kuronlarda; mezialden distale, mezialden oral kaviteye olduğu ya da kasplardan birinde chipping formlarında kırıklar görüldüğü belirtilmiştir. Ancak implant üstü restorasyonlarda kırık hattı doğal dişlerden farklı olarak mezialden distale ya da mezialden oral kaviteye doğru kronu iki parçaya bölen kırıklarla karşılaştığı belirtilmiştir(211). Çalışmamızda da Suprinity grubu dışında diğer gruplarda çoğunlukla mezialden distale ve mezialden oral kaviteye uzanan kırıklarla karşılaşmıştır.

Atsü ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada , lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kronlarla restore edilen titanyum, titanyum alt yapıli zirkonya(hibrit dayanak) ve titanyum alt yapıli seramikle güçlendirilmiş PEEK (BioHPP) implant dayanaklarının kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Hazırlanan örnekler 2 yıllık klinik kullanıma denk gelecek şekilde 100 N kuvvet altında 500.000 devir çiğneme simülatöründe dinamik yüklemeye maruz bırakılmıştır. Ardından örneklere

2000 siklus termal döngü (5-55°C) uygulanmıştır. Yaşlandırma işlemleri sonrası universal test cihazında kırılma dayanımları ölçülen örneklerin kırılma değerleri titanyum dayanak (kontrol) için 787.80 ± 120.95 N olarak bulunmuştur. Elde edilen kırılma verileri çalışmamıza yakındır. Değerler arasında farklılık olması, bu çalışmada iki yıllık dinamik yükleme yapılması, dinamik yükleme esnasında uygulanan kuvvetin farklılığı termal siklusla dinamik yüklemenin ayrı ayrı yapılması ve farklı restorasyon materyali kullanılmasıyla açıklanabilir.

Çalışmamızda termomekanik yaşlandırmanın klinik koşullarda altı(6) ay kadar kısa bir süreyi yansıtacak şekilde gerçekleştirilmesi çalışmamızın bir sınırlaması olabilir. Literatürde genelde implant dayanaklarının ve restorasyonların sağ kalım oranları ile ilgili çalışmalar beş(5) yıllık klinik süreyi yansıtacak şekilde yapılmaktadır(59,166,187,211,212). Restorasyon materyallerinin kırılma dayanımının daha uzun sürede değerlendirilmesi klinikte tercih edilme açısından daha gerçekçi olabilir.

Ayrıca;

-termomekanik yüklemde karşıta doğal diş yerleştirirken kırma testinde antagonist uca paslanmaz çelik silindirik uç yerleştirilmesi,yani örneklerle farklı sertliğe sahip materyallerden kuvvet geliyor olması

- ağız ortamındaki tükürük , yiyecek ve içeceklerin neden olduğu ısısal değişimler, kötü ağız hijyeni, kemik ve dişetin olası değişimlerinin implanta ve restorasyona etkileri, parafonksiyonel kuvvetler gibi tüm bu faktörlerin in vitro ortama yansıtılamaması nedeniyle kesin sonuçlar tam olarak elde edilememektedir. Bu yüzden in vivo çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Farklı açılardaki implant dayanakları üzerine uygulanan protetik materyallerin çiğneme yükü altındaki yorgunluk ve kırılma tiplerini incelediğimiz in vitro çalışmamızda sınırlamalar dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- 1- Altı(6) aylık termomekanik yaşlandırma koşulları altında; restorasyon materyali ayırt etmeksizin düz dayanak grubu, açılı dayanak gruplarından daha yüksek kırılma dayanımı göstermektedir ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.
- 2- En yüksek kırılma dayanımı değeri düz dayanak ve monolitik zirkonya kombinasyonunda elde edilirken tüm grupların ağız ortamında premolar bölge için literatürde belirtilen maksimum çiğneme kuvvetlerinden daha yüksek kırılma dayanımı verilerine sahip olduğu görüldü.
- 3- Açılı dayanak kullanımında ise monolitik zirkonya ve Vita Suprinity restorasyon materyallerinde, dayanak açısı arttıkça kırılma dayanımı anlamlı derecede azalmaktadır. Ancak Vita Enamic dayanak açısı arttıkça daha iyi performans sergilemiştir.
- 4- Açılı dayanak kullanımı gerektiren klinik şartlar mevcudiyetinde üç restorasyon materyali de kullanıma uygundur. Ancak zirkonyum içeren materyaller daha avantajlıdır.
- 5- Restorasyon materyalleri değerlendirildiğinde düz ve 15°açılı dayanak kullanımında zirkonya içerikli materyallerin hibrit seramikten daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği ancak birbirleri arasında anlamlı farklılık olmadığı, 25° dayanak kullanıldığında monolitik zirkonya restorasyonların diğer seramiklere göre oldukça üstün kırılma direnci gösterdiği tespit edilmiştir.
- 6- Hiçbir örnekte vida gevşemesi, vida kırığı görülmezken, 54 örneğin (beş)5’inde dayanakta deformasyon tespit edilmiştir.

Güncel materyaller olan hibrit seramik ve zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin implant üstü restorasyon olarak kullanımı ile ilgili daha çok çalışma yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.



7. KAYNAKLAR

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387–416.
2. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil.* 2005;32(11):838–43.
3. Bölükbaşı N, Koçak A, Özdemir T. İmplant Konumlarının Anterior Maksillada Oluşturacakları Etkilerin Biyomekanik Olarak Araştırılması. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2012;46(3):15–28.
4. Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung K-H, Mancl LA. In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent.* 2013;109(4):255–63.
5. Nazari V, Ghodsi S, Alikhasi M, Sahebi M, Shamshiri AR. Fracture strength of three-unit implant supported fixed partial dentures with excessive crown height fabricated from different materials. *J Dent (Tehran).* 2016;13(6):400.
6. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;35:93–101.

7. Schwarz S, Schröder C, Hassel A, Bömicke W, Rammelsberg P. Survival and Chipping of Zirconia-Based and Metal–Ceramic Implant-Supported Single Crowns. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:e119–25.
8. Vafae F, Firouz F, Khoshhal M, Hooshyarfard A, Shahbazi A, Roshanaei G. Fatigue fracture strength of implant-supported full contour zirconia and metal ceramic fixed partial dentures. *J Dent (Tehran)*. 2017;14(3):165.
9. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44–56.
10. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. Vol. 26, *Journal of Oral Rehabilitation*. Blackwell Publishing Ltd; 1999. p. 582–93.
11. Prasad S, Ehrensberger M, Gibson MP, Kim H, Monaco Jr EA. Biomaterial properties of titanium in dentistry. *J Oral Biosci*. 2015;57(4):192–9.
12. The Glossary of Prosthodontic Terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005. 94(1): p. 10-92.
13. Misch, C.E., Chapter 2 - Generic Root Form Component Terminology, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 26-45.
14. Abraham CM. Suppl 1: A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J*. 2014;8:50.
15. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A.

- Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*. 1969;3(2):81–100.
16. Aboyoussef, H., S. Weiner, and D. Ehrenberg, Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*, 2000. 83(4): p. 450-5.
 17. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review. Vol. 23, *Clinical Oral Implants Research*. 2012. p. 202–16.
 18. Wittneben, J.-G., C. Millen, and U. Brägger, Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions- A Systematic Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014. 29: p. 84.
 19. Lemons JE, Misch-Dietsh F, McCracken MS. Chapter 4-Biomaterials for Dental Implants. *Dent Implant Prosthetics*. 2015;66–94.
 20. Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. Vol. 15, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2004. p. 935–49.
 21. Bidez, M.W. and C.E. Misch, Chapter 5 - Clinical Biomechanics in Implant Dentistry, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 95-106.
 22. Stafford GL. Platform switching of implants may decrease bone loss. *Evid Based Dent*. 2015;16(3):84–5.

23. Shafie, Hamid R. Clinical and laboratory manual of dental implant abutments. John Wiley & Sons, 2014.
24. Misch CE. Principles of Fixed Implant Prosthodontics: Cement-Retained Restorations. In: Dental Implant Prosthetics. Elsevier; 2015. p. 650–99.
25. Bidra As, Rungruanganunt P. (2013) Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. J Esthet Restor Dent, 25(3):159-76.
26. Misch, C.E., Chapter 26 - Principles of Fixed Implant Prosthodontics: CementRetained Restorations, in Dental Implant Prosthetics (Second Edition), C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 650-699.
27. Attard, N.J. and G.A. Zarb, Implant prosthodontic management of partially edentulous patients missing posterior teeth: The Toronto experience. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2003. 89(4): p. 352-359.
28. Jemt, T., B. Linden, and U. Lekholm, Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants, 1992. 7(1): p. 40-4.
29. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. Int J Prosthodont. 1995;8(2).
30. Clelland, N.L. and M.C. Van Putten, Comparison of Strains Produced in a Bone Simulant between Conventional Cast and Resin-Luted Implant Frameworks. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1997.

12(6): p. 793-799.

31. Katona, T.R., et al., Force-moment systems on single maxillary anterior implants: effects of incisal guidance, fixture orientation, and loss of bone support. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1993. 8(5): p. 512-522.
32. Quirynen M, Bollen CML, Eyssen H, Van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system®. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 1994;5(4):239–44.
33. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent*. 1986 Oct 1;56(4):416–21.
34. Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *J Oral Implantol*. 2001;27(2):63–72.
35. Misch, C.E., Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD*, 1995. 7(9): p. 15-18.
36. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3).
37. Hemmings, K.W., A. Schmitt, and G.A. Zarb, Complications and

- Maintenance Requirements for Fixed Protheses and Overdentures in the Edentulous Mandible: A 5- Year Report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1994. 9(2): p. 191- 196.
38. Şahin, S., M.C. Çehreli, and E. Yalçın, The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported protheses—a review. *Journal of Dentistry*, 2002. 30(7): p. 271-282.
 39. Appleton RS, Nummikoski P V, Pigno MA, Bell FA, Cronin RJ. Peri-implant bone changes in response to progressive osseous loading. In: *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH. AMER ASSOC DENTAL RESEARCH* 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314; 1997. p. 3191.
 40. Jansen, V.K., G. Conrads, and E.J. Richter, Microbial Leakage and Marginal Fit of the Implant-Abutment Interface. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1997. 12(4): p. 527-540.
 41. Misch, C.E., Chapter 28 - Principles for Abutment and Prosthetic Screws and ScrewRetained Components and Protheses, in *Dental Implant Prosthetics* (Second Edition), C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 724-752.
 42. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1996;11(5):660–6.
 43. Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(3):209–18.

44. Uludağ B, Polat S. İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. 2010;
45. Geçkili O, Bural C, Bilmenoğlu Ç. İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg. 2010;31(1):9–18.
46. Misch, C.E., Chapter 23 - The Edentulous Mandible: Treatment Plans for Implant Overdentures, in Dental Implant Prosthetics (Second Edition), C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 573-599.
47. Ramoglu, S., O. Ozan, and S.K. Yılmaz, Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi. Cumhuriyet Dental Journal, 2014. 17(3): p. 279-290.
48. Walton JN. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. Int J Prosthodont. 2003;16(3).
49. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. Clin Oral Implants Res. 2007;18(6):720–6.
50. Culp, L., N.Y. Wong, and C.E. Misch, Chapter 27 - Digital Technology in Implant Dentistry, in Dental Implant Prosthetics (Second Edition), C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 700-723.
51. Mitsias ME, Silva NRFA, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and

- fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont.* 2010;23(1).
52. Kim S, Kim H-I, Brewer JD, Monaco Jr EA. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent.* 2009;101(4):226–30.
 53. Foong JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain M V. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013;109(5):304–12.
 54. Sui X, Wei H, Wang D, Han Y, Deng J, Wang Y, et al. Experimental research on the relationship between fit accuracy and fracture resistance of zirconia abutments. *J Dent.* 2014;42(10):1353–9.
 55. Canullo L, Morgia P, Marinotti F. Preliminary laboratory evaluation of bicomponent customized zirconia abutments. *Int J Prosthodont.* 2007;20(5).
 56. Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Cury AADB, Henriques GEP. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: A nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1096–102.
 57. Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent.* 2014;42(8):1019–26.
 58. Magne, P., et al., Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM

composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. Clin Oral Implants Res, 2011. 22(11): p. 1275-81.

59. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub Jr. (2006) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. J Oral Rehabil, 33(5):380-6.
60. Pecnik CM, Roos M, Muff D, Spolenak R, Sailer I. In vitro color evaluation of esthetic coatings for metallic dental implants and implant prosthetic appliances. Clin Oral Implants Res. 2015;26(5):563-71.
61. Mengel, Reiner; Meer, Cordula; Flores-De-Jacoby, Lavin. The treatment of uncoated and titanium nitride-coated abutments with different instruments. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004, 19.2.
62. Baroudi, K. and Ibraheem, S.N. (2015). Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing restorations: A review of the literature. Journal of International Oral Health, 7(4), 96-104.
63. Miyazaki, T. and Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Australian Dental Journal, 56(s1), 97-106.
64. Moörmann, W.H. (2006). The evolution of the CEREC system. The Journal of the American Dental Association, 137(Supplement 1), 7S-13S.
65. Ersu, B., Yüzügüllü, B., ve Canay, Ş. (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 32, 58-72.

66. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
67. Çetindağ, M.T. ve Meşe, A. (2016). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524-533.
68. Fasbinder, D.J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33(1), 50, 52-8.
69. Fasbinder, D.J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 702-4, 706, 708-9.
70. Minocha, Tanuj, Noopur Rathi, and Shailesh Jain. "Pier abutment periodontal outcome—fixed fixed versus fixed movable bridge." *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research* 7.12 (2019): 99-101.
71. Denry, I. and Kelly, J.R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*, 93(12), 1235-42.
72. Park, Yeong-Joon, et al. "Cytocompatibility of pure metals and experimental binary titanium alloys for implant materials." *Journal of dentistry* 41.12 (2013): 1251-1258.
73. Shen Jz And Kosmac T. (2013) *Advanced Ceramics for Dentistry*, Elsevier Science, Chapter 7, Chapter 11, Chapter 12.

74. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14S-21S.
75. Fradeani M, Redemagni M. (2002) An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 33(7):503-10.
76. Guazzato M, Albakry M, Ringer Sp, Swain Mv. (2004) Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20(5):44.
77. Li Rw, Chow Tw, Matinlinna Jp. (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, 58(4):208-16.
78. Wagner Wc, Chu Tm. (1996) Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76:140-4.
79. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice Kj. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 28:529-35.
80. Mounajjed R, D Ml, Azar B. (2016) The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dent Mater J*, 35(6):835-44.
81. Quinn Jb, Sundar V, Lloyd Ik. (2003) Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater*, 19:603-11.
82. Meliegy Ee, Noort R, (2012) Glasses and Glass Ceramics for Medical

Applications. Springer-Verlag, pp. 209–218.

83. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro Fl, Scotti R. (2010) Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, 104(1):6-12.
84. Ritter Rg. (2010) Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*, 22(5):332-41.
85. Kelly Jr, Benetti P. (2011) Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, 56,1:84-96.
86. Jain T, Porwal A, Bangar Br, Randive Sb, Vaishnav Kp, Walkar K, Et Al. (2018) Computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic biomaterials in dentistry: Past to present. *J Dent Allied Sci*,7:18-22.
87. Manicone Pf, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. (2007) An Overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35(11):819-26.
88. Flinn Bd, Degroot Da, Mancl La, Raigrodski Aj. (2012) Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent*, 108(4):223-30.
89. Denry I, Kelly Jr. (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3):299-307.
90. Kumagai N, Hirayama H, Finkelman Md, Ishikawa-Nagai S. (2013) The effect of translucency of Y-TZP based all-ceramic crowns fabricated with difference substructure designs. *J Dent*, 41(3):87-92.
91. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Et

- Al. (2018) Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater*, 34(6):87.
92. Sundh A, Molin M, Sjogren G. (2005) Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21(5):476-82.
 93. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin Pr. (2013b) Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J*, 32(3):441-8.
 94. Zhang Y, Lawn Br. (2018) Novel zirconia materials in dentistry. *J. Dent. Res*, 97,140– 147.
 95. Pereira Gkr, Graunke P, Marolı A, Zucunı Cp, Prochnow C, Valandro Lf, Et Al. (2019) Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, an.
 96. Springall, G.A.C. and Yin, L. (2019). Response of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic to cyclic nanoindentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 92, 58-70.
 97. Elsaka, S.E. and Elnaghy, A.M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32(7), 908-14.No Title.
 98. Sato, T.P., Anami, L., Melo, R., Valandro, L., and Bottino, M. (2016). Effects

of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia_reinforced lithium silicate ceramic. *Operative Dentistry*, 41(3), 284-292.No Title.

99. Springall, G.A. and Yin, L. (2018). Nano-scale mechanical behavior of pre_crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 82, 35-44.No Title.
100. Guth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D, 2013. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal*, 32, 6, 865-71.
101. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*. 2015;113(6):534–40.
102. D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*. 2016;115(3):350–5.
103. Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M.R., Petschelt, A., Peterlik, H., and Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 33(1), 84-98.
104. Awada, A. and Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587-93.

105. Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R., and Bonfante, E.A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-35.
106. Petrini, M., Ferrante, M., and Su, B. (2013). Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dental Materials*, 29(4), 375-81.
107. Jongsma, L.A., Kleverlaan, C.J., and Feilzer, A.J. (2012). Clinical success and survival of indirect resin composite crowns: results of a 3-year prospective study. *Dental Materials*, 28(9), 952-60.
108. Ustun, O., Buyukhatipoglu, I.K., and Secilmis, A. (2018). Shear Bond Strength of Repair Systems to New CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Prosthodontics*, 27(8), 748-754.
109. Fasbinder, D.J. and Neiva, G.F. (2016). Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56-66.
110. Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T., and Matsumura, H. (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental Materials Journal*, 34(6), 881-887.
111. Shetty, R., Shenoy, K., Dandekeri, S., Suhaim, K.S., Ragher, M., and Francis, J. (2015). Resin-matrix ceramics – an overview. *International Journal of Recent Scientific Research*, 6(11), 7414-7417.

112. Wang, W., Liao, S.S., Zhu, Y.H., Liu, M., Zhao, Q., and Fu, Y.T. (2015). Recent applications of nanomaterials in prosthodontics. *Journal of Nanomaterials*, 2015(3), 1-11.
113. Albero, A., Pascual, A., Camps, I., and Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(4), e495-e500.
114. Mainjot, A., Dupont, N., Oudkerk, J., Dewael, T., and Sadoun, M. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487-95.
115. Della Bona, A., Corazza, P.H., and Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer_infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 56.
116. Coldea, A., Swain, M.V., and Thiel, N. (2013). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 26, 34-42.
117. Bonfante EA, Gracis S, 2014. Individual ceramic crowns for teeth. In: High-strength Ceramics: Interdisciplinary Perspectives. Eds: Ferencz JL, Silva NRFA, Navarro JM: Quintessence Publishing Co Inc., p. 63-98.
118. Ultimate L. CAD/CAM restorative—Technical product profile. St Paul, Minn 3M ESPE. 2011;
119. Ultimate L. CAD/CAM restorative—Technical product profile. St Paul, Minn 3M ESPE. 2011.
120. Manso, A.P., Silva, N.R., Bonfante, E.A., Pegoraro, T.A., Dias, R.A., and

- Carvalho, R.M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 311-32.
121. Meyer, J.M., Cattani-Lorente, M.A., and Dupuis, V. (1998). Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*, 19(6), 529-539.
122. Rosenstiel, S.F., Land, M.F., and Crispin, B.J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 280-301.
123. Sakaguchi, R.L. and Powers, J.M., (2012). *Craig's restorative dental materials-e_book*. Elsevier Health Science.
124. Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A., and Haselton, D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 135-41.
125. Aksoy, D.İ., Varol, D.S., ve Özkan, Y. (2012). Zirkonyum restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(Supplement 6), 124-131.
126. Dietschi, D. and Spreafico, R., (1997). *Adhesive metal-free restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth*. Quintessence Chicago, Ill, USA.
127. Can, G., Ersoy, E., ve Aksu, L., (2014). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: Özyurt Matbacılık.
128. Hill, E. and Lott, J. (2011). A clinically focused discussion of luting materials. *Australian Dental Journal*, 56, 67-76.

129. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. (2016) Luting Agents and Cementation Procedures. In: Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J, editors. Contemporary Fixed Prosthodontics, 5th ed. St. Louise: Elsevier; p. 774–91.
130. Vrochari, A.D., Eliades, G., Hellwig, E., and Wrbas, K.-T. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 25(9), 1104-8.
131. Türk, A.G., Ulusoy, M., ve Önal, B. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1-8.
132. Blatz, M.B., Sadan, A., and Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268-74.
133. Kern M, Strub Jr, Lu Xy. (1999) Wear of composite resin veneering materials in a dual_axis chewing simulator. *J Oral Rehabil*, 26(5):372.
134. Strub Jr, Gerds T. (2003) Fracture strength and failure mode of five different single_tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont*, 16, 167–171.
135. Steiner M, Mitsias Me, Ludwig K, Kern M. (2009) In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, 25(4):494-9.
136. WASSEL RW, MCCABE JF, WALLS AW (1994) A Two-Body frictional wear test. *J Dent Res*, 73, 1546-53.
137. DeLong R, Douglas WH. (1983) Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*, 62(1):32-6.

138. Yu-Seok J, Jae-Whang L, Yeon-Jo C, Jin-Soo A, Sang-Wan S, Jung-Bo H (2010) A Study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*, 2, 111-5.
139. Florian B, Michael S, Jan Fg, Daniel E, Michael N. (2012) In Vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Material*, 28, 449–456.
140. Uhrenbacher J, Schmidlin Pr, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Et Al. (2014) The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent*, 112(6):1489-97.
141. El-Araby Am, Talic Yf. (2007) The effect of thermocycling on the adhesion of self_etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*, 8(2):17-24.
142. Gale Ms, Darvell Bw. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27(2):89-99.
143. Sakaguchi Rl, Douglas Wh, DeLong R, Pintado Mr. (1986) The wear of a posterior dental composite in an artificial mouth. A clinical correlation. *Dental Materials*, 2, 235-40.
144. Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann Jl. (1993) Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69, 425- 30.
145. Elsayed A, Farrag G, Chaar Ms, Abdelnabi N, Kern M. (2019) Influence of

- Different CAD/CAM Crown Materials on the Fracture of Custom-Made Titanium and Zirconia Implant Abutments After Artificial Aging. *Int J Prosthodont*, 32(1):91-96.
146. Truninger Tc, Stawarczyk B, Leuter Cr, Sailer Tr, Hannerlech, Sailer I. (2012) Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*, 23, 12–8.
147. Günal B, Ulusoy M, Durmayüksel T, Yılmaz Sk. Seramik Abutmentlerin Mekanik, Biyolojik Ve Estetik Açından Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2015;25:148–56.
148. Dede DÖ, Tulga A, Küçükekenci AS. Tek diş implant üstü protezlerde estetik seçenekler. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2016,2(3):52-60.
149. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(6):631–7.
150. Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone F, et al. 3-year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant abutments. *Clinical implant dentistry and related research* 2016,18(6):1134-41.No Title.
151. Elvar Pjetursson B, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A, et al. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting

- fixed implant reconstructions. Clin Oral Impl Res. 2018;29:160–83.
152. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. Journal of periodontology 2004,75(2):292-6. No Title.
 153. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2002,17(c6):793-8. No Title.
 154. do Nascimento C, Pita MS, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. In vivo evaluation of Candida spp. adhesion on titanium or zirconia abutment surfaces. Archives of oral biology 2013,58(7):853-61.No Title.
 155. Yüzügüllü B, Avcı M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. Clinical implant dentistry and related research 2008,10(2):113-21.
 156. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle C. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. Int J Oral Maxillofac Implants 2009,24(5):
 157. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. Int J Oral Maxillofac Implants 2013,28(2):488-93. No Title.
 158. Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue

- and fracture resistance of one-and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2015,30(3):546-54No Title.
159. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2015,26 Suppl 11:139-47.No Title.
 160. Lin W-S, Harris BT, Zandinejad A, Martin WC, Morton D. Use of prefabricated titanium abutments and customized anatomic lithium disilicate structures for cement-retained implant restorations in the esthetic zone. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014,11.
 161. Ramenzoni LL, Attin T, Schmidlin PR. In Vitro Effect of Modified Polyetheretherketone (PEEK) Implant Abutments on Human Gingival Epithelial Keratinocytes Migration and Proliferation. *Materials* 2019,12(9):1401.No Title.
 162. Mumcu E, Erdiñ G. Implant abutment selection criteria. *Acta Scientific Dental Sciences* 2018,2(8):31-8.
 163. Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *The Journal of prosthetic dentistry* 2019,121(5):775-81.No Title.
 164. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont*. 2003;16: 640–646.

165. Zembic, Anja, et al. "Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions." *Clinical oral implants research* 24.4 (2013): 384-390.
166. Gehrke, Sergio Alexandre, et al. "Mechanical behavior of zirconia and titanium abutments before and after cyclic load application." *The Journal of prosthetic dentistry* 116.4 (2016): 529-535.
167. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):970-5.
168. 3. Nilüfer Bölükbaşı , Ali Koçak, Tayfun Özdemir . İmplant Konumlarının Anterior Maksillada Oluşturacakları Etkilerin Biyomekanik Olarak Araştırılması İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi Cilt: 46, Sayı: 3 Sayfa: 15-28, 2012.
169. Weinberg LA. Reduction of implant loading using a modified centric occlusal anatomy. *Int J Prosthodont.* 1998;11(1).
170. Goiato Mc, Pellizzer Ep, Da Silva Evf, Bonatto L Da R, & Dos Santos Dm. (2015) Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral and Maxillofacial Surgery.*
171. Vigolo P, Gracıs S, Carboncini F, Mutinelli S. (2016) Internal- vs External_Connection Single Implants: A Retrospective Study in an Italian Population Treated by Certified Prosthodontists. *The International Journal of*

172. Tsouknidas A, Lympoudi E, Michalakos K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, Et Al. (2015). Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite .
173. Nissan J, Narobal D, Gross O, Ghelfan O, Chausnu G. (2011) Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26:1102-7.
174. Chee W, Jivraj S. (2006) Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J*, 201(8):501-7.
175. Lee A, Okayasu K, Wang HL. (2010) Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent*, 19(1):8-15.
176. Lemos Ca, De Souza Batista Ve, Almeida Da, Santiago Junior Jf, Verrri Fr, Pellizzer Ep. (2016) Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta_analysis. *J Prosthet Dent*.
177. Anitua E, & Alkhraisat M. (2019) Clinical Performance of Short Dental Implants Supporting Single Crown Restoration in the Molar-Premolar Region: Cement Versus Screw Retention. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. doi: 10.11607/jomi.
178. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CHF, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the

- survival and complication rates. Clin Oral Implants Res. 2012;23:163–201.
179. Shadid R, Sadaqa N. (2012) A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. J Oral Implantol, 38:298-307.
 180. Ragauskaitė A, Zekonis G, Zilinskas J, Gleiznys A, Ivanauskienė E, Gleiznys D. (2017) The comparison of cement- and screw-retained crowns from technical and biological points of view. Stomatologija. 19(2):44-50.
 181. Rohr N, Brunner S, Martin S, Fischer J. (2018) Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant. J Prosthet Dent, 119(1):138-45.
 182. Atsu Ss, Kılıcarslan Ma, Kucukesmen Hc, Aka Ps. (2006) Effect of zirconium_oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent, 95, 430-436.
 183. Ozcan M, Cura C, Valandro Lf. (2011) Early bond strength of two resin cements to Y-TZP ceramic using MPS or MPS/4-META silanes. Odontology, 99(1):62-7.
 184. Kammermeier A, Rosentritt M, Behr M, Schneider-Feyrer S, Preis V. (2016) In vitro performance of one- and two-piece zirconia implant systems for anterior application. J Dent, 53:94-101.
 185. Tagami A, Takahashi R, Nikaido T, Tagami J. (2017) The effect of curing conditions on the dentin bond strength of two dual-cure resin cements. J Prosthodont Res, 61(4):412-8.
 186. Yenisey M, Dede Do, Rona N. (2016) Effect of surface treatments on the bond

- strength between resin cement and differently sintered zirconium-oxide ceramics. *J Prosthodont Res*, 60(1):36-46.
187. Elsayed A, Wille S, Al-Akhalı M, Kern M. (2017) Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*, 117(4):499- 506.
 188. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819–826.
 189. Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dental Materials* 2013; 29(3):307-316.
 190. Chen B, Hu X, Cheng C. The R-curve behavior and thermal shock resistance for Al_2O_3 - $3+\text{ZrO}_2$ laminated nanoceramics. *J Nanosci Nanotechnol*;14(5):3898–901.
 191. Kaleli, Necati, et al. “Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study.” *The Journal of prosthetic dentistry* 119.3 (2).
 192. Ozcan M, Jonasch M. (2018) Effect Of Cyclic Fatigue Tests on Aging and Their Translational Implications for Survival of All-Ceramic Tooth-Borne Single Crowns and Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont*, 27(4):364-75.
 193. Coray R, Zeltner M, Ozcan M. (2016) Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J Mech Behav*

Biomed Mater, 62:333-46.

194. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. (2003) In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 90(4):325-31.
195. Piconi C, Maccauro G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1):1- 25.
196. Bates Jf, Stafford Gd, Harrison A. (1976) Masticatory function- a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil*, 3(1):57-67.
197. Koroith Tw, Versluis A. (1997) Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*, 8(1):90- 104.
198. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. (1999) Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res*, 78(7):1336-44.
199. Alsahhaf A, Christopher Spies B, Vach K, Kohal Rj. (2017) Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *J Mech Behav Biomed Mater*, 66, 224-232.
200. Pitta J, Hicklin S, Fehmer V, Boldt J, Gierthmuehlen P, & Sailer I. (2019) Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Im*.
201. Haraldson T, Carlsson Ge, Ingervall B. (1979) Functional state, bite force and

postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand*, 37:195-206.

202. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. (1993) The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand*, 51:323-31.
203. El-S'adany, A. F., et al. "Fracture resistance of all ceramic crowns supported by zirconia and alumina versus titanium implant abutments." *Tanta Dental Journal* 10.3 (2013): 103-111.
204. Coray R, Zeltner M, Ozcan M: Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: a systematic review and meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;62:333-346.
205. Protopapadaki M, Monaco Ea, Kim H1, Davis El. (2013) Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent*, 110(5):389-96.
206. Alqahtani F, Flinton R. (2014) Post fatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*, 112(2):299-305.
207. Gomes Rs, Bergamo Etp, Bordin D, Del Bel Cury Aa. (2017) The substitution of the implant and abutment for their analogs in mechanical studies: In vitro and in silico analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 1;75:50-54.
208. Mcracken M. (1999) Dental implant materials: Commercially pure titanium and titanium alloys. *Journal of Prosthodontics*, 8(1):40-43.

209. Saglam Atsü S, Aksan / M Emin, Can Bulut / Ali. Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2019;34(3):622–30.
210. Sghaireen MG. Fracture resistance and mode of failure of ceramic versus titanium implant abutments and single implant-supported restorations. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(3):554–61.
211. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns.
212. Preis, Verena, et al. “Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns.” *Dental materials* 31.11 (2015): 1363-1369.

