



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE CAD/CAM SİSTEMLERİ
İLE ÜRETİLEN DESTEK VE ÜST YAPI RESTORASYONLARININ SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE KIRILMA DİRENCİ TESTİ
İLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

Nazire Esra BAĞDATLI

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ahmet Ersan ERSOY**

**ANKARA
2016**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE CAD/CAM SİSTEMLERİ
İLE ÜRETİLEN DESTEK VE ÜST YAPI RESTORASYONLARININ SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE KIRILMA DİRENCİ TESTİ
İLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

Nazire Esra BAĞDATLI

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ahmet Ersan ERSOY

**Bu araştırma Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü'nün
13L3334004 proje numarası ile desteklenmiştir.**

ANKARA

2016

Ankara Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE CAD/CAM SİSTEMLERİ İLE ÜRETİLEN DESTEK VE ÜST YAPI RESTORASYONLARININ SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE KIRILMA DİRENCİ TESTİ İLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Nazire Esra BAĞDATLI

15/12/2016

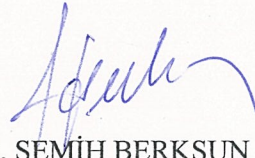
KABUL VE ONAY

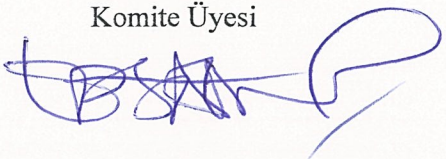
Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Nazire Esra BAĞDATLI tarafından hazırlanan
"İmplant Destekli Sabit Protezlerde Cad/Cam Sistemleri ile Üretilen Destek ve Üst Yapı
Restorasyonlarının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ve Kırılma Direnci Testi ile
Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi " aşağıdaki jüri tarafından
DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile kabul edilmiştir.

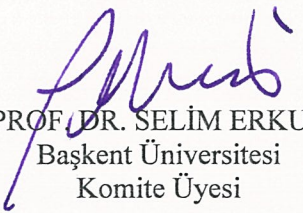
Tez Savunma Tarihi: 15/12/2016


PROF. DR. YAVUZ BURGAZ
Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı

PROF. DR. AHMET ERSAN ERSOY
Ankara Üniversitesi
Komite Üyesi


PROF. DR. SEMİH BERKSUN
Ankara Üniversitesi
Komite Üyesi


PROF. DR. AYŞE CAVIDAN AKÖREN
Ankara Üniversitesi
Komite Üyesi


PROF. DR. SELİM ERKUT
Başkent Üniversitesi
Komite Üyesi

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

İmza

Unvanı Adı ve Soyadı

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
ÖNSÖZ	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Dental İmplantlar	3
1.1.1. Sınıflandırma	4
1.1.1.1. Kullanılan Materyale Göre İmplantlar:	4
1.1.1.2. Kemikle Olan İlişkilerine Göre İmplantlar:	7
1.1.2. Osseointegrasyon	8
1.1.2.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	8
1.1.2.2. Kemik Yapının Sınıflandırılması	10
1.1.2.3. Osseointegre İmplantın Başarı Kriterleri	12
1.1.3. İmplantlarda ve İmplant Destekli Protezlerde Görülen Genel Komplikasyonlar	13
1.1.4. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Biyomekaniği	14
1.1.4.1. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Çiğneme Kuvvetleri	14
1.1.4.2. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kuvvet Dağılımı	15
1.2. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller	16
1.2.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar	17
1.2.2.1. Mikroyapılarına Göre Sınıflandırma	19
1.2.2.2. Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırma	26
1.2.3. Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Restorasyonlar	31
1.3. İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Destek Çeşitleri	33
1.3.1. Titanyum Destekler:	33
1.3.2. Seramik Destekler:	34
1.3.3. Vida Tutuculu İmplant Destekleri:	37
1.3.4. Simante İmplant Destekleri:	38
1.3.5. Ataşman Tutuculu İmplant Destekleri:	38
1.4. Kuvvet Analizleri	39
1.4.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılacak Terimler	39
1.4.1.1. Kuvvet	39
1.4.1.2. Gerilme (Stres)	40
1.4.1.3. Gerinim (Strain)	41
1.4.1.4. Elastisite (Young's) Modülü	41
1.4.1.5. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)	42
1.4.1.6. Son Elastik Deformasyon Noktası (Yield Strength/Yield Point)	42
1.4.1.7. Asal Gerilme (Principle Stress):	42
1.4.1.8. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress):	43

1.4.1.9. İzotropi ve Anizotropi	43
1.4.2. Dış Hekimliğinde Kullanılan Kuvvet Analizi Yöntemleri	44
1.4.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	44
1.4.2.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	45
1.4.2.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi	45
1.4.2.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	45
1.4.2.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	46
1.4.2.6. Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi	46
1.4.2.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi (SESA)	46
2. GEREÇ VE YÖNTEM	51
2.1. Kırılma Direnci Deneyi	51
2.1.1. Kırılma Deneyinde Kullanılan Test Örnekleri	51
2.1.1.1. İmplant Örneklerin Hazırlanması	51
2.1.1.2. Destek Yapıların Hazırlanması	52
2.1.1.3. Üst Yapıların Hazırlanması	57
2.1.1.4. Örneklerin Simantasyonu	58
2.1.2. Kırılma Direnci Testleri	62
2.1.3. İstatiksel Analiz	63
2.2. Sonlu Elemanlar Analizi	64
2.2.1. Matematiksel Modellerin Oluşturulması	65
2.2.1.1. İmplantın Modellenmesi	65
2.2.1.2. Desteklerin ve Üst Yapıların Modellenmesi	66
2.2.1.3. Kortikal-Spongioz Kemik ve Akrilik Rezin Kaidelerinin Modellenmesi	68
2.2.2. Sınır Koşulları	72
3. BULGULAR	74
3.1. Kırılma Direnci Deneyi	74
3.2. Sonlu Elemanlar Analizi	83
3.2.1. Destek ve Üst Yapı Von Mises Gerilme Değerleri	84
3.2.2. Kortikal ve Spongioz Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri	87
3.2.3. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri	93
4. TARTIŞMA	95
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	114
ÖZET	117
SUMMARY	118
KAYNAKLAR	119
ÖZGEÇMİŞ	136

ÖNSÖZ

Çalışmamızda; CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan seramik ve titanyum destekler ile üzerlerine uygulanan zirkonya ve kompozit rezin esaslı farklı üst yapı materyallerinin fonksiyonel kuvvetler altında mekanik ve fiziksel özelliklerinde oluşabilecek değişiklikler ile implant ve çevre dokulardaki stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesini hedefledik.

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi, deneyimleriyle bana her zaman yardımcı olup destek veren, doğruya yönlendiren, her türlü özveriyi gösteren, klinik tecrübelerini benimle paylaşan, bana mesleğimi sevdiren ve diş hekimliğinde ufkumu genişleten, değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. A. Ersan ERSOY' a,

Bilimsel eğitimim süresince her türlü yardımlarını hissettiğim Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve tez jürimde bulunan saygıdeğer hocalarıma;

Tüm diş hekimliği eğitimimde ve sosyal yaşamımda her zaman yanımda bulunan, birlikte çok keyifli zamanlar geçirdiğimiz sevgili arkadaşlarım başta Zeynep YEĞİN ve Seda DURUALP olmak üzere ismini sayamadığım tüm arkadaşlarıma en içten teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak tüm hayatım boyunca, hep yanımda oldukları için ne kadar şanslı olduğumu bana hissettiren, bugünlere gelmemde en büyük emeğin sahibi olan canım annem Gülsen BAĞDATLI ve canım babam Kenan BAĞDATLI 'ya, kardeşim İhsan BAĞDATLI 'ya, sevgili ağabeyim Emin İNCE 'ye, her şeyim, canım ablam Semre İNCE 'ye sevgi, saygı ve sonsuz minnetlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

N	Newton
%	Yüzde
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapascal
g/cm ³	Gram/Santimetreküp
°C	Santigrat Derece
nm	Nanometre
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
sn	Saniye
dk	Dakika
Pmax	Maximum Principal Stress/ Maksimum Asal Gerilme
Pmin	Minimum Principal Stress/ Minimum Asal Gerilme
µm	Mikrometre
ν	Poisson Oranı
σ	Asal Gerilme
Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
TiO ₂	Titanyum Oksit
ZrO ₂	Zirkonyum Dioksit
ZrSiO ₄	Zirkonyum Silikat
E	Cismin elastisite modülü
Stl	Stereolithography

ŞEKİLLER

Şekil 1.1.	Titanyum üzerinde oluşan metal oksit tabakası	5
Şekil 1.2.	Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması	10
Şekil 1.3.	Kemik yoğunluğu sınıflaması	11
Şekil 1.4.	Alveol kemiğinin rezorpsiyon paternine göre sınıflandırılması.	12
Şekil 1.5.	CAD/CAM sistemlerle geleneksel yöntemler karşılaştırılması	28
Şekil 1.6.	Gerilme tipleri a) Çekme gerilmesi b) Sıkışma gerilmesi c) Makaslama gerilmesi	41
Şekil 2.1.	Zimmer Tapered Screw-Vent implantlarla uyumlu Ti-Base kit	53
Şekil 2.2.	Titanyum alt yapı parçanın implanta vidalanmış hali	53
Şekil 2.3.	Ti-Base setteki tarama parçasının modele yerleştirilmesi	53
Şekil 2.4.	Sirona Dental Cerec 3 CAD/CAM sistemi	54
Şekil 2.5.	Cerec 3 CAD/CAM sistemi ile optik olarak taranıp, ölçüsü alınan modeller	54
Şekil 2.6.	"Multilayer" olarak tasarlanmış destek ve kronun üç boyutlu görüntüsü	54
Şekil 2.7.	Sironia Dental Sistem inCoris ZI meso L blok	55
Şekil 2.8.	Sironia Dental Sistem inLab MC XL milleme cihazı	55
Şekil 2.9.	Sirona Dental Sistem inFire HTC Speed sinterleme fırını	55
Şekil 2.10.	Üretilen zirkonya destek parçası	55
Şekil 2.11.	Avamill Chrome CAD/CAM sistemi	56
Şekil 2.12.	Tasarlanan titanyum destek	56
Şekil 2.13.	Kera Ti 5 titanyum diskler	57
Şekil 2.14.	Üretilen titanyum destek	57
Şekil 2.15.	Sironia Dental Sistem presinterize inCoris TZI Mono S meso bloktan üretilmiş monolitik zirkonya kron	58
Şekil 2.16.	3M ESPE Lava Ultimate rezin nano seramikten bloktan üretilmiş kron	58
Şekil 2.17.	Monolitik zirkonya kronun sinterleme fırınına girmeden önceki görüntüsü	58
Şekil 2.18.	Simantasyon işlemi için kullanılan Panavia F2.0 siman	59
Şekil 2.19.	Zirkonya-alümina ve metal primer Z-Prime Plus	59

Şekil 2.20.	Ti-Base sistemin titanyum alt yapısında var olan düz yüzey neticesinde oluşan kilit mekanizması	59
Şekil 2.21.	Simantasyon işlemi tamamlanan Ti-Base zirkonya destek	60
Şekil 2.22.	Rely X Ceramic Primer	61
Şekil 2.23.	Panavia F Paste A” ve “Panavia F Paste B” 1:1 oranında karıştırılması	61
Şekil 2.24.	Ti-Base zirkonya destek üzerine simante edilmiş Lava Ultimate kron	61
Şekil 2.25.	Ti-Base zirkonya destek üzerine simante edilmiş monolitik zirkonya kron	62
Şekil 2.26.	Titanyum destek üzerine simante edilmiş Lava Ultimate kron	62
Şekil 2.27.	Titanyum destek üzerine simante edilmiş monolitik zirkonya kron	62
Şekil 2.28.	Lloyd LRX cihazı (Lloyd Instruments Ltd., Hampshire, United Kingdom)	63
Şekil 2.29.	Kronların oklüzalden yüklenmesi	63
Şekil 2.30.	Smartoptics 3D lazer tarayıcı	66
Şekil 2.31.	Oluşturulan implant modeli	66
Şekil 2.32.	Cerec 3D tarayıcı sisteminde taranan modeller	67
Şekil 2.33.	Oluşturulan destek ve üst yapı modelleri	67
Şekil 2.34.	Modellerde oluşturulan siman aralıkları	68
Şekil 2.35.	Üç boyutlu oluşturulan akrilik rezin kaide modelleri	69
Şekil 2.36.	Üç boyutlu oluşturulan kortikal ve spongioz kemik kaide modelleri	69
Şekil 2.37.	Hazırlanan modellerin kesitsel görüntüsü	69
Şekil 2.38.	Kırılma direnci deneyindeki test cihazını simule eden modelin tasarımı	70
Şekil 2.39.	Düğüm noktası farklı olan eleman tiplerinin görüntüsü	71
Şekil 2.40.	Sınır koşulu	73
Şekil 3.1.	Kırılma direnci değerleri	77
Şekil 3.2.	Grupların kırılma dirençlerinin dağılımı	78
Şekil 3.3.	Gruplarda görülen kırık tipleri	79
Şekil 3.4.	Titanyum destek üzerindeki monolitik zirkonya kronun tek parçalı kırığı	81
Şekil 3.5.	Titanyum destek üzerindeki monolitik zirkonya kronun çok parçalı kırığı	81
Şekil 3.6.	Titanyum destek üzerindeki Lava Ultimate kronun tek parçalı kırığı	81

Şekil 3.7.	Titanyum destek üzerindeki Lava Ultimate kronun çok parçalı kırığı	82
Şekil 3.8.	Ti-Base zirkonya destek kırığı	82
Şekil 3.9.	Ti-Base zirkonya destek üzerindeki monolitik zirkonya kronun tek parçalı kırığı	82
Şekil 3.10.	Ti-Base zirkonya destek üzerindeki monolitik zirkonya kronun çok parçalı kırığı	82
Şekil 3.11.	Ti-Base zirkonya destek üzerindeki Lava Ultimate kronun tek parçalı kırığı	83
Şekil 3.12.	Ti-Base zirkonya destek üzerindeki Lava Ultimate kronun çok parçalı kırığı	83
Şekil 3.13.	Kronların oklüzalden ve servikalden üç boyutlu gerilim dağılım görüntüleri	85
Şekil 3.14.	Desteklerin üç boyutlu gerilim dağılım görüntüleri	87
Şekil 3.15.	Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri	88
Şekil 3.16.	Kortikal kemik gerilme değer ve renk skalası	89
Şekil 3.17.	Model 5 kortikal kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri	89
Şekil 3.18.	Model 6 kortikal kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri	89
Şekil 3.19.	Model 7 kortikal kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri	90
Şekil 3.20.	Model 8 kortikal kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri	90
Şekil 3.21.	Spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri	91
Şekil 3.22.	Spongioz kemik gerilme değer ve renk skalası	92
Şekil 3.23.	Model 5 spongioz kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri	92
Şekil 3.24.	Model 6 spongioz kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri	92
Şekil 3.25.	Model 7 spongioz kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri	93
Şekil 3.26.	Model 8 spongioz kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri	93
Şekil 3.27.	İmplantların Von Mises gerilme değerleri	94
Şekil 3.28.	İmplantlarda görülen Von Mises gerilme değerleri	94

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Kemik yoğunluklarının alt ve üst çenedeki lokalizasyonları	12
Çizelge 1.2. Y-TZP özellikleri	23
Çizelge 1.3. Piyasadaki bazı CAD/CAM sistemlerinin karşılaştırılması	29
Çizelge 1.4. Cerec Ti-Base sistemin uyumlu olduğu bazı implant sistemleri	37
Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan destekler ve üst yapıları	51
Çizelge 2.2. Çalışma grupları	65
Çizelge 2.3. Düğüm ve eleman sayıları	71
Çizelge 2.4. Kullanılan materyallerin elastisite modülleri (GPa) ve Poisson oranları	72
Çizelge 3.1. Ti-Base Zirkonya Destek Üzerine Yapılan Lava Ultimate Resin Nanoseramik Kronlu Modellerin Kırılma Direnci Değerleri ve Kırılma Bölgeleri (Ti-Base: Ti-Base Zirkonya Destek, Ulti: Lava Ultimate Resin Nanoseramik Kron)	74
Çizelge 3.2. Ti-Base Zirkonya Destek Üzerine Yapılan Monolitik Zirkonya Kronlu Modellerin Kırılma Direnci Değerleri ve Kırılma Bölgeleri (Ti-Base: Ti-Base Zirkonya Destek, Zir: Monolitik Zirkonya Kron)	75
Çizelge 3.3. Titanyum Destek Üzerine Yapılan Lava Ultimate Resin Nanoseramik Kronlu Modellerin Kırılma Direnci Değerleri ve Kırılma Bölgeleri (Ti: Titanyum Destek, Ulti: Lava Ultimate Resin Nanoseramik Kron)	75
Çizelge 3.4. Titanyum Destek Üzerine Yapılan Monolitik Zirkonya Kronlu Modellerin Kırılma Direnci Değerleri ve Kırılma Bölgeleri (Ti: Titanyum Destek, Zir: Monolitik Zirkonya Kron)	76
Çizelge 3.5. Grupların kırılma dirençlerinin tanımlayıcı istatistikleri	77
Çizelge 3.6. Destek ve üst yapılarda görülen maksimum Von Mises değerleri ve bu stres alanlarının lokalize olduğu bölgeler	84

1. GİRİŞ

İmplant destekli protezler, diş hekimliğinin çok önemli uygulamalarıdır. Aynı zamanda diş hekimliğinde önemli bir yer kazanan estetik kavramıyla birlikte, diş eksiklerinin doğal görünümlü, implant destekli estetik sabit restorasyonlar ile giderilmesi istenmektedir (Sadowsky, 2006; Misch, 2015).

Günümüzde, geleneksel kron ve köprü restorasyonlarında kullanılan materyaller; estetik, direnç, oklüzal kontrol ve biyouyumluluk özellikleri üzerinde yapılan çalışmalarla hızla geliştirilmektedir. İmplant destekli restorasyonlarda da bu gelişim etkilerini göstermektedir. Gerek implantların yerleştirilmesinden hemen sonra üst yapının kısa sürede daimi olarak konulabilmesi, gerekse bu üst yapının mekanik, biyolojik ve fiziksel özellikleri açısından en üst seviyede olması için çalışmalar bu yönde artmıştır (Hegdeve ark., 2010).

Protetik diş hekimliğinde, metal destekli seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak metal alaşımlarının kullanılması; biyolojik uyumluluklarındaki şüpheler ve estetik problemler oluşturmaları sebebiyle, hekimleri alternatif materyallerin kullanımına yönlendirmiştir. Bu alternatiflerin başında gelen tam seramik sistemler; üstün diş eti cevabı oluşturmaları, estetik kaliteleri, geleneksel metal destekli seramik sistemlerle benzer marjinal uyum gösterebilmeleri, yüksek aşınma dirençleri ve inert olmaları dolayısıyla tercih edilmektedirler. Ancak tam seramik sistemlerin tatmin edici estetik özelliklerine rağmen gösterdikleri halen tartışmalı mekanik özellikleri ve yüksek maliyetleri kullanım alanlarını sınırlamaktadır (McLean, 1967; Sadowsky, 2006).

Son yıllarda ise metal destekli seramikler ve tam seramik sistemlerin sahip oldukları bu dezavantajlar nedeniyle, alternatif olarak kullanılabilecek materyal

arayışları; 1960'lı yıllardan itibaren kullanılmaya başlanan restoratif rezinlerin güçlendirilmesini ve kullanılmasını beraberinde getirmiştir (Hegdeve ark., 2010).

İmplant destekli sabit protetik restorasyonların yapımında kullanılan materyaller ve uygulama tekniklerindeki gelişmeler, geleneksel laboratuvar uygulamalarında da değişikliklerle sonuçlanmıştır. Klinik işleyişin, laboratuvar aşamadan ayrı tutulamayacağı protetik diş tedavisindeki teknolojik ilerlemeler günümüz bilgisayar teknolojisinin de yardımıyla farklı bir boyut kazanmıştır. Günümüzde kusursuza yakın özelliklere sahip prefabrike materyallerin kullanımıyla kalitede artış sağlamanın yanında veri kaydedebilme özelliği ile üretim aşamalarını hassas bir şekilde planlayıp standardize eden CAD/CAM (computer aided design-computer aided manufacturing) sistemleri yoğun olarak araştırılır ve kullanılır hale gelmiştir (Şeker ve Ersoy, 2010).

Dişlerden ve çevre dokulardan kaynaklı kuvvetlerin oluşumu ve dağılımı ağız ve çevre dokuların gelişimini ve klinik tedavilerin prognozunu doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle çevre dokuların ve restorasyonların fonksiyonel kuvvetler altındaki mekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde stres analizlerinden yararlanılmaktadır (Bragave ark., 2012). Bu amaçla kullanılan yöntemlerden biri olan sonlu elemanlar analiz yöntemi, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi, elde edilen sonuçların sayısal veriler olması, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisin tam olarak temsil edilebilmesi gibi avantajlarından dolayı diş hekimliği çalışmalarında tercih edilmektedir. Ayrıca bu yöntemle incelenen objenin bütünü hakkında bilgi elde edilirken, incelenen alanda herhangi bir eleman hakkında da bilgi alınabilmektedir (Farahve ark., 1973; Ulusoy ve Aydın, 2003).

Bu çalışmada, CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan seramik ve titanyum destekler ile üzerlerine uygulanan zirkonya ve kompozit rezin esaslı farklı üst yapı materyallerinin kuvvetler altında mekanik ve fiziksel özelliklerinde oluşabilecek değişikliklerin ve materyal, implant ve çevre dokulardaki stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

1.1. Dental İmplantlar

İmplant, “Bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisim” olarak tanımlanabilir. İmplantasyon ise yerleştirme işlemini tarif eder. Tıpta, implantasyon bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi anlamına gelir (Tunalı, 1996).

Dental implant; sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve desteklik sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilerek sabit, bölümlü veya tam protezlere desteklik yapan alloplastik maddelerden oluşan protetik apareylere denir (Yavuzylmazve ark., 2003). Dental implant uygulamalarının ana hedefi implant üstü protezler ile her türlü dişsizliğin giderilmesidir.

Modern diş hekimliğinin amacı, kaybedilen diş ve çevresi dokularının, yerine konulmasıyla, normal konturları, fonksiyonu, rahatlığı, konuşmayı, estetiği ve dolayısıyla ağız sağlığını yeniden sağlamaktır. Ancak kaybedilen diş sayısı arttıkça başarıya ulaşmak o oranda zor olmaktadır. Tam ve bölümlü hareketli protezlerle; normal çiğneme fonksiyonu, estetik, rahatlık ve konuşma sağlamanın zorlukları uzun zamandan beri bilinmektedir. Doğal dişlerle yapılan çiğneme fonksiyonu, hareketli protezler kullanıldığında %60 oranında azalmaktadır. Ancak bir implant üstü protez azalan fonksiyonu normal sınırlara yaklaştırabilir. Günümüzde sürdürülen araştırmaların sonuçları, diagnostik aletler, tedavi planlaması, implant dizaynı, materyali ve yapım teknikleri sayesinde çok sayıda tedavisi güç vakanın rehabilitasyonunun başarı ile gerçekleştiğini göstermektedir (Misch, 2015).

1.1.1. Sınıflandırma

1.1.1.1. Kullanılan Materyale Göre İmplantlar:

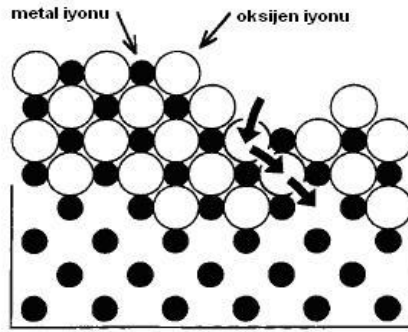
Titanyum İmplantlar: Titanyum 1950’li yıllarda ilk olarak havacılık endüstrisinde “muhteşem metal” olarak kullanılmaya başlanmıştır. Sonraki dönemde ise medikal ve dental alanda geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Yeryüzünde alüminyum, demir ve magnezyumun ardından en yüksek rezerve sahip dördüncü elementtir (Wang veFenton, 1996).

Titanyum, düşük sıcaklıklarda altıgen yapılı α fazında bulunan ve 885°C ’nin üstünde β fazına dönüşen allotropik bir materyaldir. Bu yapısal geçiş, titanyuma α , α ’ya yakın, α/β ve β olmak üzere dört farklı faz kombinasyonu ortaya çıkarmıştır. Farklı titanyum alaşımları arasında diş hekimliği alanında en çok ilgiyi; α fazındaki ticari saf titanyum (CpTi) ve α/β fazındaki Ti6Al4V alaşımı çekmiştir (Jackson veAhmed, 2007).

Ti6Al4V, titanyuma az miktarda alüminyum ve vanadyum ilavesi ile oluşur. Bu ilave edilen ek materyaller ile alaşımların direnci, CpTi ‘ye göre daha fazla artmaktadır. Kolay ulaşılabilirliği, çalışma şartlarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olmaları dolayısıyla bu alaşımlar, farklı titanyum alaşımları arasında hala en yaygın olarak kullanılan biyomateryallerdir (Jackson veAhmed, 2007). Ancak, Klasik Ti6Al4V alaşımı, alüminyum ve vanadyumdan kaynaklanan potansiyel toksik etkilere sahiptir. Bu sebeple son zamanlarda vanadyumsuz titanyum dental implant materyalleri geliştirilmiştir (Niinomi, 1998).

Korozyon direnci, metalik biyomateryallerin en önemli özelliklerindendir. Korozyon, hem protezlerin bozulması hem de protezlerden potansiyel olarak toksik veya alerjik parçaların salınması anlamında ciddi problemler oluşturmaktadır. Biyolojik ortamdaki korozyon çalışmaları, titanyumun mükemmel korozyon

direncini teyit etmiştir. Hem CpTi hem de Ti6Al4V, korozyona karşı direnci fazla materyaller olarak yüksek bir ilgiye sahiptir. Titanyumun yüksek korozyon direnci, yüzeyde oluşan yaklaşık 10 µm kalınlığındaki solid oksit tabakasına (TiO₂) bağlıdır (Şekil 1.1). Bu oksit tabakası, titanyumu asit ataklarına, kimyasal ve termal etkilere karşı korumaktadır. Mevcut oksit tabakası herhangi bir şekilde zarar görse bile hava ve su varlığında yeniden oluşabilmektedir (Koike veFujii, 2001).



Şekil 1.1. Titanyum üzerinde oluşan metal oksit tabakası

Titanyum alaşımlarının elastik modülleri diğer metalik biyomateryallerle kıyaslandığında kemiğe daha yakındır. Ayrıca osseointegrasyon sırasında yüzeyinde hidroksiapatite benzer tarzda kalsiyum fosfattan zengin bir tabakanın şekillenmesine imkan vermektedir. Bu özellikleri, titanyum alaşımlarının neden daha uygun bir dental implant materyali olduğunu açıklamaktadır. Titanyum implantların yüzey özelliklerinin daha da iyileştirilmesi için; hidroksiapatitle (HA) kaplama, lazerle yüzey pürüzlendirme (LISR), titanyum plazma spreycaplama (TPS), kumlama yüzey asitleme (SLA), eriyebilen HA tozları ile pürüzlendirme (MTX) iyon implantasyonu gibi işlemler uygulanabilmektedir (Jackson veAhmed, 2007).

Seramik İmplantlar: Diş eksikliğini gidermek amacıyla diş rengine yakın rengi olan implant kullanma fikri 40 yıl öncesine dayanmaktadır. İlk olumlu tecrübeler 1971 yılında Sandhaus tarafından alındıktan sonra araştırmacılar seramik implantlar üzerinde çalışmalarını sürdürmüşlerdir. Schulte ve arkadaşları 1978 yılında alüminyum oksitten yapılmış Tübingen implantlarını sunmuştur (Schulte ve ark., 1978).

Tübingen implantlar, alüminyum oksit (Al_2O_3) implantlardır. Alüminyum oksit iyi osseointegre olmasına rağmen yapılan biyomekanik deneyler implant materyali olarak kullanılmasının sınırlı olduğunu göstermektedir. Ayrıca uzun dönem yüklemeler için de yeterli olmadığı bildirilmiştir (Steflikve ark., 1989). Bu sonuçlardan sonra implant materyali olarak kullanılmak için daha sert bir seramik materyali araştırılmaya başlanmıştır. Sonuç olarak zirkonyum seramik materyalinin implant olarak kullanım potansiyeli olduğu ortaya çıkmıştır (Zinelisve ark., 2010).

Zirkonyum, doğada zirkonya (ZrO_2 = zirkonyum dioksit = baddeleyit = zirkonya) ve zirkon (ZrSiO_4) mineralleri olarak bulunmaktadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya, 1170°C ve 2370°C arasında tetragonal faza geçerek daha yoğun bir yapı göstermektedir. Daha yüksek sıcaklıklarda ise kübik faza geçmektedir. Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda tutmak için içerisine stabilize edici oksitler (CaO , MgO , CeO_2 ve Y_2O_3) ilave edilmektedir. Zirkonya yüzeyinde, dış streslerin neden olduğu çatlak ilerlerken seramik grenlerinde meydana getirdiği stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Bu faz değişimiyle beraber zirkonyada % 3-5 'lik hacim artışı meydana gelmektedir (Piconi veMaccauro, 1999). Zirkonyanın diğer seramiklerde bulunmayan bu özelliği, yüksek kırılma dayanıklılığı sağlamakta ve implant materyali olarak kullanımına olanak vermektedir (Guazzatove ark., 2004).

Yapılan çalışmalarda, zirkonyanın düşük korozyon potansiyeline, düşük termal iletkenliğe, yüksek bükülme dayanımına, yüksek sertliğe sahip olduğu ve vücutta titanyumdan daha az reaksiyona neden olarak biyouyumlu bir materyal olduğu gösterilmiştir (Wenzve ark., 2007). Yapılan in vivo çalışmalarda, klinik başarının bir ölçütü olan iyi bir kemik teması sağlayarak kemik apozisyonuna neden olduğu, osseointegrasyonu başarılı bir şekilde gerçekleştirdiği belirtilmektedir (Gahlertve ark., 2009). Ancak uygulanan zirkonya implantların biyouyumluluğu, osseointegrasyonu ve klinik uygulamalar için yeterli dayanıklılığa sahip oldukları gösterilmesine rağmen, günümüzde sınırlı endikasyonlar dışında uzun dönem başarısına yönelik klinik veriler bulunmamaktadır (Pirker veKocher, 2009; Olivave ark., 2010).

1.1.1.2. Kemikle Olan İlişkilerine Göre İmplantlar:

İmplantların kemik içine yerleşim şekillerine göre tarihsel sınıflaması aşağıdaki gibidir.

a. Transmandibular (Transosseöz) İmplantlar: Alt çenenin anterior bölümünde submental bölgeye yerleştirilen, üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçen implantlardır (Prosthodontics, 2005). Özellikle alt çenenin kaza sonucu veya cerrahi müdahale sonrasında ileri derecede madde kaybına uğradığı durumlarda kullanılırlar (Türker ve Yücesat, 1997) .

b. Subperiostal İmplantlar: Özellikle atrofiye olmuş çene kemiklerinde kullanılmaktadırlar. Mukoperiostal bir flap kaldırılmasından sonra, özel olarak tasarlanıp ve üretilen implantlar alveol kretinin üzerine adeta bir eğer gibi yerleştirilirler (Young ve ark., 1983).

c. İntramukosal İmplantlar: Tam veya bölümlü hareketli protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla, mukoza içerisine yerleştirilen buton şeklinde implantlardır. İntramukozal implantlar; submukozal ya da subdermal implantlar olarak da adlandırılırlar (Tunalı, 1996).

d. Endodontal İmplantlar: Mobilitesi olan dişleri stabilize etmek amacı ile dişin kök kanalı içinden geçip, periapikal kemiğe yerleşen, yivli ve/veya yivsiz, pin şeklindeki implantlara denir. Endodontik stabilizatörler, transradiküler implantlar veya transdental fiksasyonlar olarak da adlandırılırlar (Prosthodontics, 2005).

e. Endosseöz (Kemik İçi) İmplantlar: Üst veya alt çene kemiğinin alveolar ve/veya bazal kemiğinin içine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakayı geçen, implantlardır (Prosthodontics, 2005). Kemik içi (endosseöz) implantlar, günümüzde en çok tercih edilen implantlardır. (Bra-nemark ve ark., 1985).

1.1.2. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon kavramı Per-Ingvar Branemark tarafından yapılan çalışmalardan temel almaktadır. Branemark canlı kemik dokusu ile yük taşıyan implant arasındaki yapısal ve fonksiyonel direk bağlantıyı osseointegrasyon olarak tanımlamıştır (Branemarkve ark., 1969; Bra-nemarkve ark., 1985).

Schroder ve arkadaşları tarafından “fonksiyonel ankiloz” (Schroeder ve ark., 1976), Zarb ve Albrektsson tarafından ise klinik açıdan alloplastik materyallerin kemik ile oluşturdıkları asemptomatik rijit fiksasyon olarak tanımlanmıştır (Zarb veSchmitt, 1995).

1.1.2.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Genel olarak osseointegrasyonu etkileyen faktörler;

1. İmplant materyali
2. İmplant tasarımı
3. Yüzey özellikleri
4. Cerrahi teknik
5. İmplant yükleme zamanları ve koşulları
6. Kemigin kalite ve kantitesi, olarak sıralanabilir (Albrektssonve ark., 1981).

Günümüzde kullanılan implant materyali titanyumdur. Titanyum atmosferle temas ettiğinde yüzeyinde bir oksit tabakası oluşur. İmplant kemik içinde uygun bir şekilde iyileşirse bu oksit tabakası önce glikoprotein tabakasıyla, daha sonra ise kalsifiye tabakayla çevrelenir. Titanyum implantın cerrahi olarak kemik içine yerleştirilmesinden önce metalle ve protein özleriyle teması önlenmelidir (Bra-nemarkve ark., 1985; Hobove ark., 1989).

İmplant tasarımı da osseointegrasyon da önemlidir. İmplant yivli bir yüzeye sahip olmalıdır. Yivler kemikle olan yüzey alanını artırır ve kemik dokudaki

kuvvet dağılımının dengelenmesinde yardımcı olurlar. Kemik içindeki yivler ilk implant fiksasyonunda önemli rol oynarlar.(Branemark ve ark., 1969)

Günümüzde implant yüzeyleri en çok titanyum veya hidroksi apatit ile yüzey işlemlerine tabi tutulmaktadırlar. Bu yüzeyin en büyük avantajı, yüzey pürüzlülüğünün artması ile birlikte fonksiyonel yüzey alanının artmasıdır (Jackson ve Ahmed, 2007).

Cerrahi olarak implantın yuvasının açılması esnasında fazla ısı oluşumunun engellenmesi gereklidir, bunun için soğutma işlemi önem kazanmaktadır. 43 °C 'nin üzerine çıkıldığında kemik yapısında bulunan alkalın fosfatlar zarar görmeye başlar. Bu nedenle kemik canlılığını kaybeder. İdeal olan, kemik içi sıcaklığın 39 °C 'nin üzerine çıkmamasıdır (Hobove ark., 1989; O'Brien, 2002).

İmplantların, kemiğe uygulandıktan sonra kemik içinde oklüzal yüklere maruz kalmaksızın mandibulada en az 3 ay, maksillada ise en az 6 ay kalması gereklidir (Albrektsson ve ark., 1981). Bu görüş halen günümüzde geçerliliğini korumaktadır. Ancak oral implantolojinin gelişimi ile birlikte hemen yükleme veya erken yükleme (6 hafta) söz konusu olmuştur. Yapılan birçok çalışma hemen yükleme veya erken yüklemenin uygun şartlar elde edildiği takdirde osseointegrasyon süresi beklenildiğindeki başarıya yakın sonuçlar verdiğini bildirmiştir (Glauser ve ark., 2006; Degidive ark., 2010). Son değerlendirmeler bu yükleme tipinin;

- Primer stabilizasyonu iyi olan implantlarda,
- Mandibula ve maksillada bilateral splintleme yapılarak yeterli sayıda implant varlığında,
- Geçici protez uygulamaları ile,
- Kanat uzantılarından kaçınılarak uygulanması gerektiğini ortaya koymaktadır (Ersoy, 2015).

Uygulanan implantların başarısında, kemik miktarı ve kalitesi önemli bir kriterdir. Kemik miktarı, dişsiz alanın hacmini veya dış yapısını tanımlar. Kemik miktarı mevcut yüksekliğin, genişliğin ve uzunluğun değerlendirilmesi yoluyla belirlenir. Kemiğin iç yapısı kalite veya yoğunluk olarak tanımlanır. Dişsiz sahadaki kemiğin yoğunluğu; tedavi planının, implant dizaynının, cerrahi yaklaşımın ve iyileşme zamanının belirlenmesi açısından önemlidir. Kemiğin miktarı kadar mevcut kemiğin kalitesi osseointegrasyonda biyomekanik açıdan önem taşımaktadır. Stresin mekanik olarak dağıtılması, implant ile kemiğin primer olarak temas ettiği bölgede olur. Kemik temas miktarı, kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre anlamlı derecede fazladır (Misch, 2015).

1.1.2.2.Kemik Yapının Sınıflandırılması

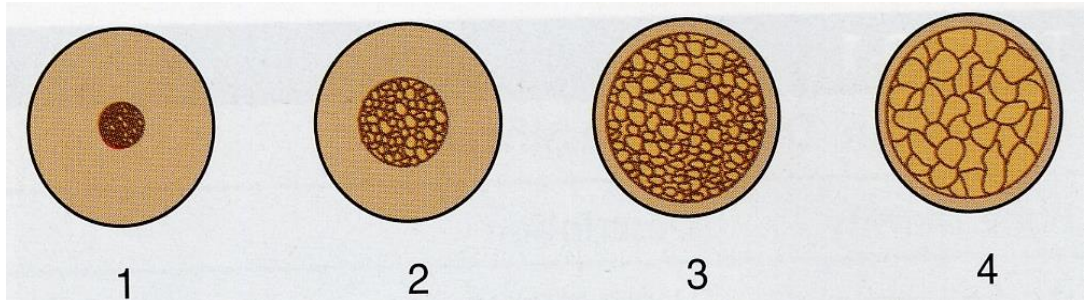
Lekholm ve Zarb, 1985 yılında kemik kalitesi ile ilgili bir sınıflandırma yapmışlardır. Bu sistemde, kemik kalitesine göre dört tipe ayrılmıştır (Lekholmve ark., 1985)(Şekil 1.2):

Tip 1: Ağırlıklı olarak homojen kortikal kemik mevcuttur.

Tip 2: Yoğun spongioz kemiği kalın bir tabaka kortikal kemik çevreler.

Tip 3:Yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemiği ince tabaka kortikal kemik çevreler.

Tip 4: Düşük yoğunlukta spongioz kemiği ince tabaka kortikal kemik çevreler.



Şekil 1.2. Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması

Tip 1 kemik, üst çenede neredeyse hiç gözlenmez. Tip 1 kemik anterior mandibulada posterior mandibulaya göre iki kat daha fazla oranda gözlenir. Mandibulada en sık gözlenen kemik yoğunluğu Tip 2 kemiktir. Tip 2 kemik en fazla

anterior mandibulada görülür. Daha az oranda da posterior mandibulada görülür. Tip 3 kemik ise daha çok anterior maksillada görülür, posterior maksillada daha az görülür. Tip 3 kemik mandibulada da görülür ve anterior mandibulada posterior mandibulaya göre daha fazla oranda rastlanır. Tip 4 kemik ise en çok posterior maksillada görülür (Lekholm ve ark., 1985) .

Misch ise, kemik yoğunluğunun göz önüne alınarak yaptığı sınıflamada, total dişsiz çenelerde karşılaşılabilecek kemik kalitesini 5 gruba ayırmıştır (Şekil 1.3).

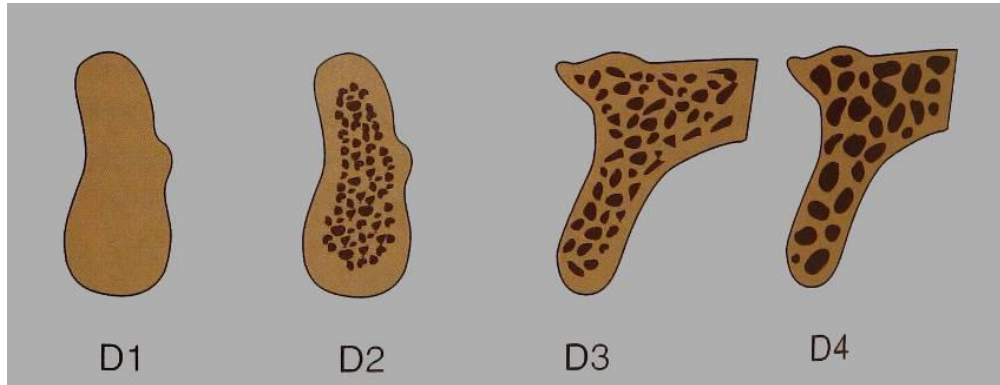
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Kret tepesinde yoğun ve kalın pöröz doğru kortikal kemik ve altında kalın spongiöz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongiöz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur kemiğin tamamı ince spongiöz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemiktir (Misch, 2015).



Şekil 1.3. Kemik yoğunluğu sınıflaması

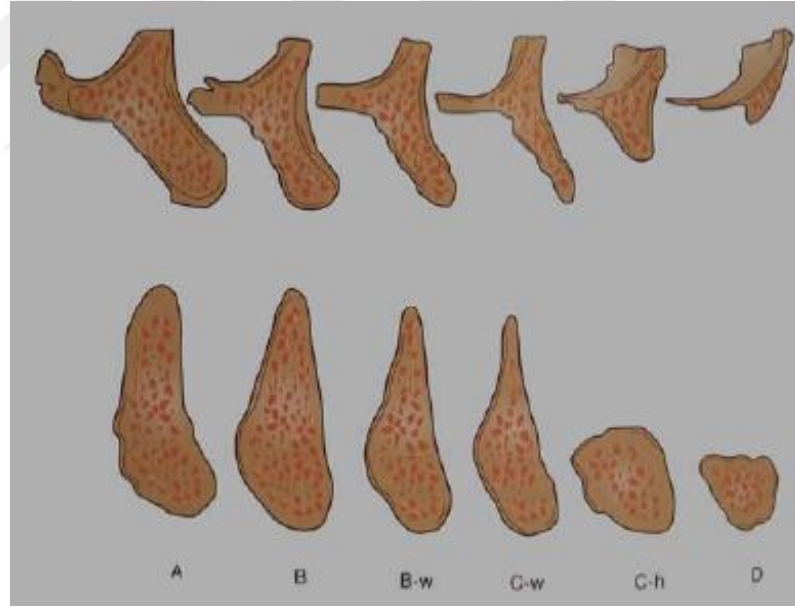
Bu sınıflama kapsamındaki kemik yoğunluklarının alt ve üst çenede genellikle bulundukları lokalizasyonlar Çizelge 1.1’de görülmektedir. İmplantla temas eden

kortikal kemik miktarının fazla olması implantın primer stabilizasyonunu sağlarken iyileşme sonrasında da streslerin iletimi yönünden avantaj sağlar(Misch, 2015).

Çizelge 1.1. Kemik yoğunluklarının alt ve üst çenedeki lokalizasyonları

<i>Kemik Yoğunluğu</i>	<i>Tanım</i>	<i>Tipik Anatmik Bölge</i>
D1	Yoğun kortikal	Anterior mandibula
D2	Pöröz kortikal / Kalın trabeküler	Anterior mandibula Posterior mandibula Anterior maksilla
D3	Pöröz kortikal / İnce trabeküler	Anterior maksilla Posterior maksilla Posterior mandibula
D4	İnce trabeküler	Posterior maksilla

Misch alveol kemiğini rezorpsiyon paternine göre de A, B, C ve D olarak sınıflamıştır (Şekil 1.4). Bu sınıflamada ‘‘h’’ yetersiz yüksekliği, ‘‘w’’ ise yetersiz genişliği temsil etmektedir (Misch, 2015).



Şekil 1.4. Alveol kemiğinin rezorpsiyon paternine göre sınıflandırılması.

1.1.2.3.Osseointegre İmplantın Başarı Kriterleri

Albrektsson ve Zarb’ın ortaya koydukları implant başarı kriterleri şunlardır:

1. Klinik olarak implantlarda mobilite olmaması

2. Radyografik olarak implant çevresinde radyolusensinin görülmemesi
3. İmplant yerleştirilmesini takiben 1 yıldan sonra 0,2 mm 'den fazla dikey kemik kaybının olmaması
4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibuler kanala baskı gibi kalıcı işaret ve bulguların olmaması
5. Yukarıdaki kriterler sağlandıktan sonra dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için ilk 5 sene sonunda başarı yüzdesi en az %85, 10 sene sonunda da en az %80 olmalıdır (Albrektsson ve Zarb, 1992).

1.1.3. İmplantlarda ve İmplant Destekli Protezlerde Görülen Genel Komplikasyonlar

Çok sayıdaki klinik çalışmanın yüksek başarı oranlı sonuçlarına rağmen erken ve geç dönem implant başarısızlıkları hala önlenememektedir (Del Fabbro ve ark., 2004; Langve ark., 2004; Simonis ve ark., 2010; Albrektsson ve Donos, 2012). İmplant ve üst yapı uygulamasından sonra karşılaşılan komplikasyonlar genel anlamda biyolojik ve mekanik komplikasyonlar olarak iki sınıfa ayrılmaktadır (Bidez ve Misch, 2015).

Biyolojik Komplikasyonlar:

- Krestal kemik kaybı
- Periimplanter yumuşak doku hastalıkları
- İmplantın kaybedilmesi

Mekanik Komplikasyonlar:

- İmplantın, desteğin ya da vidanın kırılması
- Protezin alt ya da üst yapısında kırılma olması
- Protezin veya destek vidasının gevşemesi
- Protezin desimante olması
- Protez materyalinin aşınması

1.1.4. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Biyomekaniği

Mekanik prensiplerin biyomateriyallere uygulanması “biyomekanik” olarak adlandırılmaktadır. Diğer bir deyişle mühendislik prensiplerinin insan vücudundaki uygulamasıdır (Shigleyve ark., 2004).

Biyomekanik, uygulanan yüklere biyolojik dokuların cevabını gözlemlemektedir. Bu bilim dalı canlı sistemlerde yapı, fonksiyon ilişkisini açıklamak için mühendislik mekaniğinin araç ve metotlarını kullanmaktadır. Bir materyalin mekanik özellikleri, bu materyalin termal ve mekanik değişikliklere nasıl cevap verdiğini tanımlamaktadır. Mekanik özellikler bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Çünkü tek bir mekanik özellik kalite ve performans adına doğru bir fikir vermemektedir (Bragave ark., 2012).

İmplant tedavisinin başarısı doğrudan implantlar ve destekledikleri protezlerin, etkileri altında oldukları yüklere karşı direnç göstermesine ve ağız ortamında oluşabilecek tüm biyomekanik şartlar karşısında bütünlüğünü korumasına bağlıdır (Bidez veMisch, 2015).

1.1.4.1.İmplant Destekli Sabit Protezlerde Çiğneme Kuvvetleri

Doğal dentisyonda; Bakke maksimum okluzal kuvveti 500 N (Bakkeve ark., 1990), Braga ısırma kuvvetinin vertikal komponentini molar dişlerde 390-880 N, premolar dişlerde 453 N, keserlerde 222 N, (Bragave ark., 2012) Brunski okluzal kuvvetlerin vertikal komponentini 200- 2440 N ve lateral komponentini ise 30 N (Brunski, 1988), Tylman mandibuler 1. premolar için 285 N, 1. molar için 400 N ve 2. molar için ise 385 N olarak tespit etmişlerdir (Tylman, 1970). Lemos, ortalama ısırma kuvvetini 1. molar bölgesinde 150-250 N, bruksizmi olanlarda ise 1000 N olarak bildirmiştir (Lemos veDietsh, 2008).

Haraldson ve arkadaşları, yaklaşık aynı sayıda dişe sahip, biri osseointegre implantlar ile rehabilite edilmiş, diğeri normal dentisyona sahip hastalardan oluşan iki grubu değerlendirdikleri çalışmalarında; birinci grupta ortalama 169 N'luk, ikinci grupta ise ortalama 144 N'luk oklüzal kuvvetler saptamışlardır (Haraldson ve Zarb, 1988).

İmplant destekli sabit protez kullanan hastalardaki çiğneme kas fonksiyonu, doğal dişli veya diş destekli sabit protez kullanan hastalardakine eşit ya da yakın değerlerde olduğu bildirilmiştir. Ancak oluşabilecek kuvvetler parafonksiyonla beraber çok daha yüksek değerlere ulaşabilirler. Dolayısıyla dental implant materyali seçiminde fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler altında fiziksel olarak direnci yeterli ve biyouyumlu materyallerin seçimi önemlidir (Haraldson ve ark., 1979).

1.1.4.2. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kuvvet Dağılımı

Dental implant ile kemik arasındaki kuvvet dağılımı, doğal diştekinden tamamen farklıdır. Bunun nedeni, bir amörtisör görevi görerek doğal dişler üzerine gelen kuvvetleri indirgeyen ve çene kemiğine aktaran periodontal membranın, implant ile onu destekleyen alveol kemiği arasında bulunmamasıdır. Osseointegre olmuş implant, canlı kemik dokusu ile direkt yapısal ve fonksiyonel olarak birleşmiştir. Dolayısıyla osseointegre olmuş implantlar kemik içinde hareketsiz iken, periodonsiyum doğal dişe belirgin derecede aksiyal ve horizontal mikrohareketlilik kazandırmaktadır ve implant ile doğal diş arasındaki hareketlilik 1/10 oranında değişmektedir (Bragave ark., 2012).

Sabit implant üstü protezlerde protetik üst yapı üzerine gelen kuvvetler, implant destekleri yoluyla implantlara buradan da kemiğe iletilirler. Alveol kemiği gelen bu yüklere biyolojik bir yanıt vermektedir. Doğal diş kökleriyle çene kemiği arasında periodontal membran, sahip olduğu mikro hareketlilik sayesinde şok emici ve dağıtıcı bir görev yapmaktadır. Dişe bir kuvvet uygulandığında, enerjiyi emerek kemiğe iletilen kuvveti zamana yayar ve şiddetini azaltır (Brunski ve Schock, 1987). İmplantlar ile çene kemiği arasında periodontal membrana benzer bir yapı

bulunmaması sebebiyle, gelen kuvvetler direkt olarak kemiğe iletilirler. Bu durum, kuvvet zamana yayılmadığından, daha yüksek şiddette gerilmeler ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle, yeterli sayıda implant desteğinin bulunmaması ve hatalı oklüzyon uygulamaları destek kemik dokusunda rezorpsiyon prosesinin başlamasına sebep olabilir (Rangertve ark., 1991).

Biyolojik yıkıma sebep olmadan kemik-implant ilişkisini uzun süre koruyabilmek için, gelen kuvvetler sonucu oluşan gerilmelerin kemik dokusuna optimum dağılımı sağlanmalıdır. Bu aşamada, yükleme tipi, implant ve protez materyalinin özellikleri, implantın geometrisi, uzunluğu ve yarıçapı, implantın yüzey yapısı, implant-kemik ara yüzeyinin doğası, çevredeki kemiğin kalite ve kantitesi gibi özellikler önem kazanmaktadır (Bidez veMisch, 2015).

1.2. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller

Restoratif materyaller estetik, direnç, oklüzal kontrol ve biyouyumluluk özellikleri üzerinde yapılan çalışmalarla hızla geliştirilmektedir. İmplant destekli restorasyonlarda da bu gelişim etkilerini göstermektedir. Geleneksel restorasyon materyalleri, özellikle alaşımlar, biyolojik ve estetik olumsuzlukları nedeniyle, estetik materyallerle değiştirilmeleri yönünde çalışmalara neden olsalar da, halen kullanımları gerekli olan durumlarda yoğun şekilde faydalanılmaktadır. Estetik materyallerde güncel gelişimlerin en çok görüldüğü seramikler, gerek teknolojik gerekse pazarlama yönünde çok önemli ilerleme katetmişlerdir. Ancak pahalı olmaları, teknik hassasiyet gerektirmeleri ve dirençleri konusundaki endişelerin devam etmesi, bir dönem popüler hale gelen rezin esaslı restoratif materyallere olan ilgiyi tekrar gündeme getirmiştir (Ersoy veBağdatlı, 2011).

1.2.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Diş hekimliğinde çok uzun yıllardır kullanılan, porselenin fiziksel özelliklerini artırmak üzere geliştirilmiş olan metal destekli seramik restorasyonlar, metalin dökülebilirliği ve dayanıklılığının yanı sıra porselenin sağladığı göreceli estetik özellikleri nedeniyle günümüzde de halen sıklıkla kullanılmaktadır. Ağız ortamındaki %97–99 oranındaki başarılarına rağmen birçok dezavantaja sahiptirler (Gökçe ve Beydemir, 2002; Sundhve ark., 2005).

- Seramiğin bağlandığı metal alaşımı iyon salınımı nedeniyle alerjik ve toksik reaksiyona neden olabilir.
- Metal alaşım korozyona uğrayabilir ve bu da diş etinde renklenmelere yol açabilir.
- Metal alaşım, içerdiği gümüş nedeniyle seramikte renklenmelere yol açabilir.
- Metal ile seramik arasındaki termal genleşme katsayıları farkı seramiğin metale bağlanma dayanımını azaltabilir.
- Fırınlama işlemi sonrasında metal yüzeyinde oluşan fazla oksit tabakası seramiğin tutunmasını engelleyebilir.
- Doğal diş üzerinde preparasyon yapılırken, hem metale hem de seramiğe gereken yerin hazırlanabilmesi için diştten daha fazla madde kaldırılması gerekir.
- Metalin gelen ışığı geçirmemesi nedeniyle yetersiz estetik sonuçlar elde edilebilir.

Hastaların estetik restoratif materyallere olan talebinin ve estetik bilincinin artması ve metal destekli seramik sistemlerin özellikle biyouyumluluk ve optik özelliklerinin kalitesi konusundaki endişeler metal desteksiz tam seramik sistemlerin geliştirilmesini sağlamıştır (Ersoy ve Bağdatlı, 2011).

1.2.2. Tam Seramik Restorasyonlar

Güncel restoratif diş hekimliğinde; estetik, direnç, oklüzal kontrol ve biyouyumluluk özellikleri üzerinde yapılan çalışmalarla metal destekli seramik sistemler yerini tam seramik sistemlere bırakmaktadır. Üretim yöntemlerindeki hızlı ilerlemeler ve yapıştırma malzemelerindeki gelişmeler de, bu materyallerin kullanımını avantajlı hale getirmektedir.

1967 yılında McLean tarafından; estetik gereksinimlerin yüksek, mekaniksel gereksinimlerin ise nispeten düşük olduğu üst çene, anterior bölge, tek diş eksiklikleri için tam seramik restorasyonların tanıtılması restoratif diş hekimliğindeki değişikliklerin başlangıcı olarak kabul edilebilir (McLean, 1967). Tam seramik materyallerindeki hızlı gelişmelerle birlikte uzun dönem başarılı klinik sonuçlar ışığında tek diş restorasyonlarda tam seramik kullanımı öncelikle tercih edilen yaklaşım olmuştur (Naertve ark., 2005).

Takip eden yıllarda, tam seramiklerin sabit bölümlü protezlerin yapımında da kullanılma beklentileri artmıştır. Günümüzde yeni presleme teknikleri, CAD/CAM tekniklerinde pek çok teknolojik yenilikler ışığında sadece tek üyeli restorasyonlarda değil implant ya da doğal diş destekli köprü restorasyonlarında da kullanım alanları oluşmuştur.

Üstün diş eti cevabı oluşturmaları, estetik kaliteleri, geleneksel metal destekli seramik sistemlerle benzer marjinal uyum gösterebilmeleri, yüksek aşınma dirençleri ve inert olmaları dolayısıyla, metal destekli sistemlere kıyasla daha az ısı ve elektrik iletkenlikleri sayesinde termal hassasiyetlerin azalmasını sağlamaları gibi özellikleri nedeniyle tam seramik sistemler oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (Sadowsky, 2006).

Modern tam seramik sistemler; mikroyapılarına ve üretim tekniklerine göre iki grupta incelenebilirler (Giordano ve McLaren, 2010).

1.2.2.1.Mikroyapılarına Göre Sınıflandırma

Mikroyapısal düzeyde, cam-kristalin oranlarına göre 4 grupta sınıflandırılırlar.

a. Cam Bazlı Sistemler (esas olarak silika): Esas olarak silika veya quartz içeren silikondioksit olarak adlandırılan, çeşitli miktarlarda alumina ihtiva eden sistemlerdir. Doğada bulunan ve farklı miktarlarda potasyum ve sodyum içeren aluminosilikatlar feldspar olarak da bilinirler ve diş hekimliğinde kullanılan camı oluşturmak için farklı şekillerde modifiye edilirler. Mekanik özellikleri zayıftır, bükülme dirençleri 60 MPa ile 70 MPa arasında değişir. Dolayısıyla genellikle metal veya seramik alt yapılar üzerinde veneer materyali olarak kullanılmaktadırlar (Ersoy, 2015).

b. Cam Bazlı, Kristalin Dolduruculu Sistemler /kristalin faz olarak lösit veya lityum disilikat (esas olarak silika): Çok büyük bir cam-kristalin oranı ve kristal tipi aralığına sahiptirler ve bu çeşitlilik sonucunda üç alt gruba ayrılabilirler. Cam bileşimleri temelde saf cam kategorisi ile aynıdır. Bunlar arasındaki fark; cam matrikse, farklı kristal tiplerinin değişen miktarlarının eklenmiş olmasıdır. Bu kristal tipleri lösit, lityum disilikat veya fluoroapatittir (Giordano ve McLaren, 2010; Shenoy ve Shenoy, 2010; Ersoy, 2015).

Düşük ila orta düzeyde lösit içeren feldspatik cam: Bu materyaller "feldspatik seramikler" olarak da adlandırılırlar. Bu materyaller en sık olarak metal destekli seramik restorasyonlarda veneer materyali olarak kullanılmaktadırlar.

Yüksek lösit içeren (yaklaşık %50) cam: Cam fazı bir aluminosilikat camıdır. Bu materyaller hem toz/sıvı, hem işlenebilir hem de preslenebilir formlarda geliştirilmiştir. En yaygın olarak kullanılan versiyonu orijinal preslenebilir seramik olan Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 'dir. Posterior inley ve onleylede, ayrıca anterior veneer ve kron restorasyonlarında klinik olarak kullanılabilmektedirler.

Lityum disilikat cam seramik: Alüminosilikat cama, lityum oksit eklenerek elde edilen, IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) olarak tanıtılan bir cam seramik tipidir. Bu materyal yüksek kristalin içeriğine rağmen translüsens özellik gösterir, bu durum lityum disilikat kristallerinin göreceli olarak düşük kırılma indeksine sahip olmasından ileri gelmektedir. Tam kron restorasyonlarında estetik beklentinin yüksek olduğu durumlarda kullanılabilir. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 2005 yılında geliştirilmiş, lityum disilikat esaslı preslenebilen bir seramiktir. IPS Empress II 'ye kıyasla fiziksel özellikleri ve translüsens özelliği geliştirilmiştir.

c. Kristalin Bazlı, Cam Dolduculu Sistemler (esas olarak alümina): Cam infiltre edilmiş, kısmen sinterlenmiş alümina 1988 yılında tanıtılmış ve In-Ceram adı altında pazarlanmıştır. Sistem konvansiyonel metal seramiklerin bir alternatifi olarak geliştirilmiş ve büyük klinik başarı elde etmiştir (Giordano ve McLaren, 2010). İnfiltrate seramikler, refraktör day üzerinde sulu bir porselen seramiğin kondansasyonunu içeren, slip döküm işlemi olarak adlandırılan bir süreç ile üretilmektedir. Bu fırınlanmış gözenekli alt yapıya, daha sonra, yüksek sıcaklıklarda, cam infiltre edilmektedir. Bu yolla işlenen materyaller, konvansiyonel feldspatik porselenlere göre daha az gözeneklilik, işleme bağlı daha az defekt, daha fazla direnç ve daha yüksek sertlik sergilemektedirler (Ersoy, 2015). Bu cam infiltre edilmiş alt yapı daha sonra bir feldspatik seramik ile kaplanmaktadır. Bunlar kusursuz translüsensi ve estetik özelliklere sahiptirler. Ancak, fiziksel özellikleri yetersizdir. Vita In-Ceram slip döküm sistemi direnç ve estetik arasında iyi bir uyum elde etmek için üç farklı materyali kullanmaktadır. In-Ceram Spinell (alumina ve magnezyum matriks); en translusenttir, orta derecede dayanıklıdır ve anterior kronlarda kullanılır. In-Ceram Alumina (alumina matriks); yüksek dayanıklılık ve orta translüsensiye sahiptir, anterior ve posterior kronlarda kullanılır. In-Ceram Zirkonya (alumina ve zirkonya matriks); çok yüksek dayanıklılığa ve daha düşük translüsensiye sahiptir, primer olarak üç üyeli posterior köprülerde kullanılır (Giordano ve McLaren, 2010).

d. Polikristalin Katılar (alumina ve zirkonya): Katı halde sinterlenmiş, monofaz seramikler, yoğun, havasız, camsız, polikristalin bir yapı oluşturmak üzere

herhangi bir matriks girişimi olmaksızın kristallerin doğrudan bir araya sinterlenmesi ile oluşan materyallerdir. Katı halde sinterlenmiş alüminyum oksit veya zirkonya oksit seramiklerin üretimine izin veren çeşitli farklı işleme teknikleri vardır (Ersoy, 2015).

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

Zirkonya Seramikler: Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir. 1824 yılında Jons Berzelins tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir. Uzun yıllar nadir toprak elementleri ile karıştırılarak seramik pigmentleri olarak kullanılmıştır. Üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu sayesinde, 80 'li yılların sonunda biyomedikal alanda ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır (Chevalier, 2006). Diş hekimliğinde ise ilk olarak ortodontik braket (Keithve ark., 1994; Tanneve ark., 1994), endodontik post (Hochman veZalkind, 1999; Akkayan veGülmez, 2002) ve implant desteği (Kohalve ark., 2008) olarak kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde CAD/CAM teknolojisinin geliştirilmesiyle, tam seramik kron ve köprülerde alternatif bir materyal olarak kullanılmaktadır (Shenoy veShenoy, 2010; Şeker veErsoy, 2010). Kemik içi implant materyali olarak da hayvanlar ve insanlar üzerinde uygulanmış ve

başarılı sonuçlar alınmıştır (Gahlertve ark., 2009; Pirker veKocher, 2009; Olivave ark., 2010).

Zirkonyum, sembolü “Zr” olan kimyasal bir elementtir. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22’dir. Periodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C ’dir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (ZrSiO₄) ve zirkonyum dioksittir (ZrO₂)’ tir. Zirkonyum silikatın diğer adı “zirkon” dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise “zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit” tir (Piconi veMaccauro, 1999).

Zirkonya (ZrO₂), oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (<0,5-0,6 µm). Üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz 1170 °C ‘ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz 2370 °C ‘ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası olan 2680 °C ‘ye kadar ise kübik fazda bulunur (Subbarao, 1980; Piconi veMaccauro, 1999). Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır. Fırınlamanın ardından soğuma sırasında tetragonal → monoklinik faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada %3-5 ‘lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Ancak tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir. Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve yttrium ile stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) materyalini oluşturur (Subbarao, 1980; Piconi veMaccauro, 1999; Hanninkve ark., 2000; Sundhve ark., 2005).

Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa 'dır. Vickers sertliği ise dental alaşımların 4- 5 katıdır (1000- 1300 Vickers) (Guazzatove ark., 2004). Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900- 1200 MPa, kırılma dayanımı ise 7- 10 MPa m^{1/2} olarak bulunmuştur (Piconi ve Maccauro, 1999; Tinschertve ark., 2001; Lin ve Duh, 2003; Sundhve ark., 2005) (Çizelge 1.2). Bu da neredeyse alumina esaslı seramiklerin 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin 3 katıdır (Tinschertve ark., 2001).

Çizelge 1.2. Y-TZP özellikleri

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	ZrO ₂ + 3mol%Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g/cm ³
Pörözite	<0,1 %
Bükülme direnci	900-1200 MP _a
Baskı Direnci	2000 MP _a
Young modulus	210 GP _a
Kırılma direnci	7-10 MP _a m ^{1/2}
Isı genleşme katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹

Cam içerikli tam seramiklerde, tükürük içindeki su cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu da seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Fakat zirkonya esaslı seramikler cam içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır (Sorensen, 2003).

Zirkonya yüksek bir biyoyumluluğa sahiptir. Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda, herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki bildirilmemiştir. Ayrıca termal iletleri azdır, dolayısıyla potansiyel pulpa irritasyonlarını azaltırlar (Ichikawave ark., 1992; Covaccive ark., 1999). Dental restorasyonlarda hastalarda özellikle paladyum ve nikel gibi metal alaşımlara karşı hipersensitivite gözlenebilir. Metal alaşımları içermeyen zirkonya gibi tam seramik restorasyonlar bu problemi ortadan kaldırırlar (Moffave ark., 1973; Raigrodski, 2004).

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya seramikler, bloklar halinde üretilirler. Bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci

açısından 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark zirkonya bloğun elde edilış şekli ile yakından ilgilidir. Üretim şekline göre Y-TZP zirkonya bloklar 2 ana gruba ayrılır (Kelly veDenry, 2008).

HIP (Hot Isostatic Pressing) Zirkonya: HIP kelimesi ‘‘Hot Isostatic Pressing’’ kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. HIP zirkonya özel ve farklı bir materyal değildir, sadece seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir ve pahalı malzemeler gerektirir. Materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç uygulanır. HIP zirkonya bloklar yüksek yoğunluğa sahip, sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan aşındırma işlemine tabi tutulurlar. Restorasyon direkt olarak, yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış HIP zirkonya bloktan esas boyutunda şekillendirilir. Materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç uygulanır ve böylece Non-HIP zirkonyaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık % 20’lik bir artış olur. Kimyasal kompozisyonu tamamen Non-HIP zirkonya ile aynıdır. Yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezlenmesi sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski vardır. Elmas frezler, seramiğin dayanıklılığı üzerine olumsuz etki eder. HIP zirkonyadan üretim yapılması daha uzun zaman alır ve frezleme ünitesinde daha fazla aşınmalara neden olur (Live ark., 1996; Koyamave ark., 2012).

Non-HIP (Hot Isostatic Pressing) Zirkonya: Literatürde ‘‘dry-pressed’’ olarak da adlandırılan bloklar, zirkonya tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı, yarı sinterlenmiş bloklardır ve poröz bir yapıya sahiptirler. Sinterlenmesi tamamlanmamış non-HIP zirkonya bloktan hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD/CAM sistemi kullanılarak ‘‘green machining’’ olarak adlandırılan ‘‘ham şekillendirme’’ işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı, yine basınçsız olarak 1350 °C-1500 °C arasında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık % 20-30 ‘luk bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir. Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı tetragonal → monoklinik faz dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde

serbest monoklinik fazın bulunması engellenir, dayanıklılık artar (Koyamave ark., 2012; Iijimave ark., 2013).

Zirkonya seramikler; restorasyonlarda kor olarak kullanılıp, zirkon korların üzerine manuel olarak feldspatik porselen ile veneerleme yapılabildiği gibi, CAD/CAM sistemlerle kor ve veneer tabakası ayrı ‘‘multilayer’’ şekilde üretilip, ardından rezin bir simanla yapıştırılmak suretiyle de birleştirilebilirler. Bunun dışında tam kontur ‘‘monolitik’’ restorasyonlar olarak da kullanılabilirler. Monolitik restorasyonlar opak özellikleri dolayısıyla özellikle estetiğin önemli olmadığı bölgelerde kullanılarak, hem restorasyonlarda sıklıkla karşılaşılan adhesive (delamination) ve cohesive (chipping) komplikasyonları elimine etmekte hem de restorasyon için gerekli olan yeterli interoklüzal mesafesi bulunmayan hastaların rehabilitasyonunda başarılı olmaktadır (Yangve ark., 2014). Homojen bir yapıya sahip olan monolitik zirkonya restorasyonlar, yüksek kırılma direnci göstermelerinin (850- 1465 Mpa) (Guessve ark., 2010) yanı sıra diğer tam seramik materyalleri ile kıyaslandığında, karşıt arktaki doğal dişin minesinde yaptığı aşındırma miktarları da daha azdır (Jungve ark., 2010). Stawarczyk ve arkadaşlarının, 2012 yılında yaptıkları bir çalışmanın sonuçları, parlatılmış monolitik zirkonya restorasyonların, antagonist minede düşük oranda aşınmaya sebep olduğunu, ancak yüksek oranda mine çatlaklarına neden olduğunu göstermiştir (Stawarczykve ark., 2013). Monolitik zirkonya restorasyonların üretiminde pek çok CAD/CAM sisteminden yararlanılabilmektedir. Bunlardan biri olan Sirona translüsent zirkonyum oksit bloklar (InCoris TZI) parsiyel sinterlenmiş zirkonya seramik bloklardır. Milleme işleminin ardından materyal için sinterleme işlemi zorunludur. Sinterleme işlemini takiben materyalde % 25 ila 30 ‘luk bir büzülme meydana gelmektedir. Farklı blok boyutları olmakla birlikte tam krandan, dokuz üyeye kadar köprülerin yapımına olanak sağlamaktadır (Johanssonve ark., 2014).

1.2.2.2. Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırma

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin daha kolay ve basit bir sınıflaması da nasıl üretildiklerine bağlıdır. Seramikler üretim tekniklerine göre ise, 3 grupta toplanabilirler (Giordano ve McLaren, 2010).

a. Toz-Likit Sistemler: Metal, alümina veya zirkonyadan yapılmış veneer korları için üretilen seramiklerdir. Ancak dirençli bir day veya platin folyo tekniği üzerine seramik veneerlemesi için kullanılabilirler (Ersoy, 2015).

b. Basınç Uygulanabilir Sistemler: Freze veya preslenebilir cam bazlı sistem seramikleri enjeksiyon kalıplamaya benzer bir metot kullanılarak üretilirler. Empress restorasyonlar ve lösit-cam içerikli diğer materyaller bu yolla fabrike edilirler (Giordano ve McLaren, 2010).

c. CAD/CAM Sistemler: Diş ve implant destekli sabit protetik restorasyonların yapımında kullanılan dental materyaller ve uygulama tekniklerindeki gelişmeler geleneksel laboratuvar uygulamalarında da kalıcı değişikliklerle sonuçlanmıştır. Klinik işleyişin laboratuvar aşamadan ayrı tutulamayacağı protetik diş tedavisindeki teknolojik ilerlemeler günümüz bilgisayar teknolojisinin de yardımıyla farklı bir boyut kazanmıştır (Ersoy ve Bağdatlı, 2011). Günümüzde kusursuza yakın özelliklere sahip prefabrike materyallerin kullanımıyla kalitede artış sağlamanın yanında veri kaydedebilme özelliği ile üretim aşamalarını hassas bir şekilde planlayıp standardize eden CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) sistemleri yoğun olarak araştırılır ve kullanılır hale gelmiştir (Şeker ve Ersoy, 2010).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD/CAM, teknolojinin birçok alanında daha önceleri sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi ABD’den Bruce Altschuler tarafından 1977 ’de sağlanmıştır.

CAD/CAM uygulamalarının restoratif diş hekimliğine girişı ise ancak 1980 'lerde başlamış, 1984 'de Fransa 'dan Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve bir üyeli restorasyonları elde etmiştir. Üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulamasını Cerec sistem (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) ile İsviçre'den Werner Mörmann ile Marco Brandestini 1988 'de gerçekleştirmişlerdir (Liu, 2005). Takip eden yıllarda bu teknoloji iki farklı yönde geliştirilmeye devam edilmiştir. Bunlardan ilki prefabrik seramik blokların kullanıldığı ve tek seansta tamamlanan ağız içi uygulamaları kapsarken, ikincisi devreye diş hekimliği laboratuvarlarının ve endüstriyel üretim merkezlerinin girdiği ve farklı birçok materyalin kullanılarak değişik tasarımların üretilebildiği sistemleri içine almaktadır (Şeker ve Ersoy, 2010).

Bilgisayar teknolojisi, tam seramik restorasyonların hazırlanmasında diş hekimliğine önemli bir zenginlik katmıştır. Bu sistemlerle birlikte alümina ve zirkonyum polikristallerinin kullanımına başlanmıştır. Yalnızca CAD/CAM sistemleri kullanılarak şekillendirilebilen alümina ve zirkonya gibi yüksek dirençli seramikler ile oluşturulan kron ve köprü altyapıları, restorasyonların klinik ömrünü uzatmakta ve CAD/CAM sistemlerine olan talebi arttırmaktadırlar (Denissenve ark., 2000).

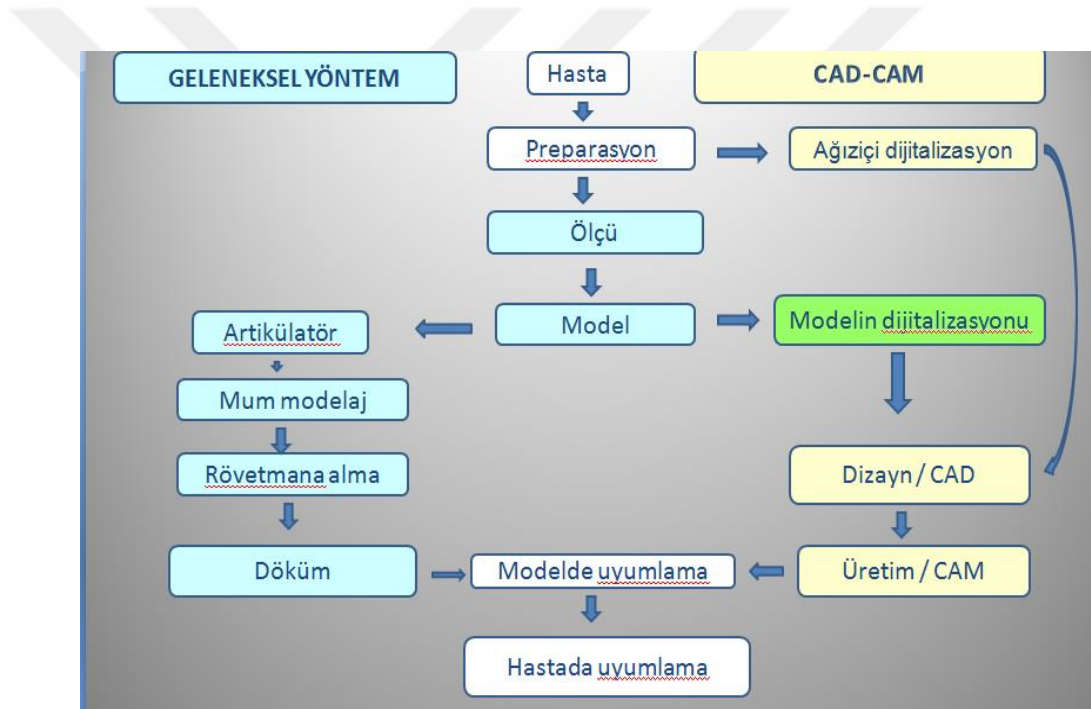
Sistemin temeli; geleneksel ölçü alma işleminin elimine edilip, bekleme süresinin kısaltıldığı bu yöntem ile; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik veya metal bloklardan kronlar, köprüler ve sabit protez alt yapıları, implant üstleri veya destekleri üretmesi esasına dayanır (Şahinve ark., 2009).

Dental CAD/CAM sistemleri üç yapısal elemandan oluşur (Şeker ve Ersoy, 2010):

1. Görüntü alma: Yapının geometrisini dijital ortama aktaracak olan optik veya mekanik bir tarayıcı

2. Restorasyon dizaynı: Elde edilecek ürüne ait verilerin oluşturulacağı bir yazılım programı
3. Restorasyonun üretilmesi: Tasarlanan veriyi istenilen ürüne dönüştürebilecek bir üretim teknolojisi

CAD/CAM sistemlerle geleneksel yöntemler karşılaştırılacak olursa (Şekil 1.5); preparasyon sonrasında geleneksel yöntemde ölçü elde edilip, alçı model oluşturmak şart iken; CAD/CAM sistemlerle; bilgisayar ortamında restorasyonun 3 boyutlu tasarımı için gerekli data kayıt ve aktarımı, restorasyon tipine ve hekimin tercihinine göre direkt veya indirekt olarak yapılabilir. Bu işleme optik ölçü adı verilir.



Şekil 1.5. CAD/CAM sistemlerle geleneksel yöntemler karşılaştırılması

Direkt optik ölçü, intraoral bir kamera yardımıyla direk olarak hasta ağzından gerçekleştirilirken, indirekt optik ölçü ise geleneksel yöntemlerdeki gibi ölçü alınıp, model elde edilmesinin ardından çalışma modelleri taranarak elde edilir. (Kurbad, 2001). Model elde edilmesinin ardından geleneksel yöntemlerle bilinen prosedür devam ederken; CAD/CAM sistemlerle iki farklı şekilde restorasyon oluşturulabilir. Restorasyon dizaynının ve millenmesinin hasta başında yapıldığı sistemler ya da

verilerin bilgisayar yardımıyla laboratuvara aktarılıp, restorasyonun ana veri laboratuvarında tamamlanadığı sistemler kullanılabilir (Ersu ark., 2008).

Çizelge 1.3. Piyasadaki bazı CAD/CAM sistemlerinin karşılaştırılması

Sistem	Piyasaya Çıkış	İşlem merkezi	Tarama Mekanizması	CAD Programı	CAM İşlemi
Cerec 3	2000	Hasta başı	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
Cerec inLab	2001	Dental Lab.	Lazer	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
DCS Precident	1989	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
Procera	1993	New Jersey ve İsveç	Manuel	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
Lava	2002	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
Everest	2002	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
Cercon	2001	Dental Lab.	Lazer	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik

1984 ‘den günümüze Cerec, Duret, Celay, Everest, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemler gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiş ve dental CAD/CAM sistemlerinin son 20 yılda kullanımları gittikçe artmış, günümüzde CAD/CAM sistemleri oldukça popüler hale gelmiştir (Şeker ve Ersoy, 2010).

CAD/CAM sistemleri; ofis ya da laboratuvar sistemleri olarak sınıflandırılabilir. Tüm CAD/CAM sistemleri arasında yalnızca Cerec, hem ofis hem de laboratuvar kullanımını aynı anda sunmaktadır. Cerec ‘e benzer olan tek sistem Evolution D4D ‘dir. DCS Precident, Procera, Cerec inLab ve Lava gibi laboratuvar CAD/CAM

sistemleri özellikle son 10 yılda artış göstermiştir. Cercon; dizayn basamağı olmaksızın CAM kabiliyetine sahip tek laboratuvar sistemidir. Günümüzde yaygın olarak kullanılan birçok CAD/CAM sistemi tanımlanmıştır (Liu, 2005) (Çizelge 1.3).

Cerec: BRAINS AG tarafından tasarlanan ve Siemens (günümüzde Sirona Dental Systems Bensheim, Germany) firması tarafından geliştirilen Cerec ya da “**Ceramic Re**construction” sistemi klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (Heymannve ark., 1996; Otto veDe Nisco, 2002).

Üç eksenle aşındırma yapabilen ilk cihaz Cerec 1 sistemi 1985 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından seramik inley yapmak üzere geliştirilmiş ve 1988 yılında piyasaya sunulmuştur (Otto veDe Nisco, 2002). Birçok araştırmacı tarafından incelenen yöntem; sadece birkaç inley ve onley restorasyonlarında başarılı olması, fiyatının yüksek ve kullanımının karmaşıklığı gibi nedenlerle fazla ilgi görmemiştir. Bunun üzerine 1994 yılında altı eksenle freze işlemi yapabilen Cerec 2 sistemi geliştirilmiştir. Bu sistem ile inley, onley ve kron restorasyonunları gerçekleştirilmiştir (Christensen, 2001). 1997 'de geliştirilen kron yazılımı, Cerec 2 sistemiyle posterior kron alt yapılarının tasarımına olanak sağlamıştır (Mörmann veDentb, 2002).

Gelişmiş şekillendirme yazılımıyla kavite tabanı ve duvarlarına daha iyi uyum sağlayan Cerec 2 sistemi, oklüzal yüzeyin anatomik tasarımına olanak sağlamasına rağmen zamanla sistem yetersiz kalmış ve Şubat 2000 'de Cerec 3 sistemi geliştirilerek piyasaya sürülmüştür. Bu yeni modelde milledme ünitesi tasarım ünitesinden ayrılmış, milledme işlemleri bir frez yerine iki frez ve bir elmas disk ile hızlandırılmıştır (Mörmann veDentb, 2002). Cerec 3 yazılımı Windows tabanlıdır. Böylece daha iyi uyum ve uygulama kolaylığı sağlamaktadır. (Mehl veHickel, 1999).

Cerec 3'te kullanım, uygulama alanı ve teknik açıdan bazı yenilikler getirilmiştir. Bu yenilikler;

- Üç boyutlu ağız içi kamera ve dijital radyografi ünitesinin eklenmesi,

- Ağız içinden alınan görüntüler sayesinde restore edilecek dişin ve restorasyonun tüm noktalarının ayrıntılı olarak kaydedilebilmesi,
- Cerec 3 'ün milledme ünitesine ikinci elmas silindirin eklenmesi sayesinde okluzal detayların Cerec 2 'ye göre daha iyi verilebilmesi,
- Cerec 3 sistemi ile bir restorasyonun tamamlanabilmesi için gereken süre Cerec 2 sistemine göre %27 oranında kısalması,
- Bir sonraki restorasyonun önceki şekillendirilirken tasarlanabilmesidir (Mörmann veBindl, 2002).

Cerec 3 klinik sisteminden sonra, 2004 yılında, laboratuvar kısmı tanıtılmıştır. Cerec inLab adıyla tanıtılan sistem esas olarak; geleneksel yöntemlerle elde edilen çalışma modelinin, ağız dışı tarayıcıyla (inEOS: extraoral scanner) bilgisayar ortamına aktarılması, inLab yazılımıyla restorasyon tasarımı, inLab MC XL (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) milledme cihazıyla uygun materyalden işlenmesi ve Sirona inFire HTC Speed fırınıyla altyapının yüksek ısıda sinterizasyon aşamalarını içerir (Kurbad veReichel, 2005). Cerec 3 klinik sistem ve Cerec inLab sisteminin her ikisi de aynı CAD/CAM teknolojisine dayanmaktadır; fakat çalışma teknikleri, restoratif materyaller ve restorasyon tipleri açısından farkları bulunmaktadır (Kurbad, 2001). En güncel yazılım olan Cerec 4.2 ve yeni ağız içi tarayıcı sistemi olan Cerec Omnicam de 2012 yılında tanıtılmıştır (Pfeifferve ark., 2013).

1.2.3. Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Restorasyonlar

Alt yapı materyali olarak metal alaşımlarının kullanıldığı metal destekli seramik restorasyonların, biyolojik uyumlarındaki şüpheler ve estetik problemler oluşturmaları, tam seramik sistemlerin ise, zayıf mekanik özellikleri, yüksek maliyetleri ve teknik hassasiyet gerektirmeleri sabit protetik restorasyonlarda alternatif olarak kullanılabilecek materyal arayışlarını sürdürmüş, bu nedenle restoratif rezinlerin güçlendirilmesini ve kullanılmasını beraberinde getirmiştir (Ersoy, 2015).

Güçlendirilmiş kompozit rezinler genel olarak içerdikleri materyale göre iki ana gruba ayrılmaktadır. Güçlendirme materyali fiber ise fiber destekli kompozitler, seramik parçacıkları ile güçlendirilmiş ise seromer ismini almaktadırlar. Fiber destekli kompozitler; rezin matriks içerisine ilave edilen değişik yapı ve şekildeki fiberlerden (cam, karbon, polietilen, kuartz, aramid gibi) meydana gelirken, seromerler; cam polimerler olarak bilinen, seramik parçacıklarıyla güçlendirilmiş hibrit rezin kompozitlerdir (Kurtve ark., 2006).

Daha güncel olan ve protetik restoratif materyal olarak kullanılan, ikinci jenerasyon laboratuvar kompozitleri ya da “polyglass” olarak adlandırılan dental seromerler (CERamic Optimized polyMERS); seramik, altın alaşımları ve kompozit rezin restoratif materyallerinin avantajlarının birleştirilmesi hedeflenerek geliştirilmiş ışıkla polimerize organik matriks içine gömülmüş silanize mikrohibrit inorganik doldurucu içeren indirekt restoratif rezin materyalleridir (Savabive ark., 2011).

Seromer materyallerinin, kompozisyon ve yapılarından dolayı seramiklerin avantajlarını kompozit rezin teknolojisinin avantajlarıyla birleştirdikleri ve materyalin inorganik kısmının; estetik kalite, abrazyon direnci ve yüksek stabilite sağlarken organik kısmının ise; yüksek cilalanabilirlik, rezin simanlarla etkili bağlanma, kırılگانlıkta azalma, uyumlama kolaylığı ve tek seansta tamir avantajları sunduğu belirtilmektedir (Hegdeve ark., 2010).

Bu materyallerin elastik modülleri dentinle kıyaslanabilir değerde olduğu için metal alt yapı olmadan kullanımları mümkündür. Böylece metal alt yapıdan kaynaklanan olumsuzlukların giderildiği belirtilmiştir. Bununla beraber, karşı diş minesini aşındırma riskini içermedikleri gibi kompozit sistemlerdeki yeni gelişmelere paralel olarak yeterli aşınma direnci ve sertlikte oldukları gösterilmiştir. Bunlara ek olarak ucuz oluşları, tamir edilebilme kolaylıkları, laboratuvar işlemlerinin daha kısa, kolay ve maliyetlerinin düşük olması, ağız içi ve ağız dışı uygulanabilme kolaylıkları neticesinde; özellikle implant diş hekimliğinde immediat ve erken yükleme prosedürlerinde, geçici restorasyonlarda, oklüzal yükleri daha iyi absorbe etme gücüne sahip oldukları için özellikle prognozu şüpheli dişlerde ve

hastanın tedavi maliyetinin düşmesini istediği durumlarda kullanılabilirler (Kurtve ark., 2006; Hegdeve ark., 2010). İndirekt kompozit restorasyonlar laboratuvar ortamında el ile manuel olarak işlenebildikleri gibi, CAD/CAM sistemlerle de üretilirler.

Lava Ultimate (3M ESPE, Bad Seefeld, Germany) ; CAD/CAM sistemlerle de üretilen resin nano seramik bir blok olup, materyal ağırlığının %80 'ini oluşturan birbiri içine geçmiş polimer matriks içine yerleştirilmiş seramik partiküllerinden oluşmaktadır. İçeriğinde nano ölçüde 4 ila 11 nm çapında zirkonya ve 20 nm çapında silika demetleri bulunmaktadır. Materyalin esneklik direnci 200 MPa 'dır. Polimer yapısı nedeniyle fırınlanamaz. İnce kalınlıklarda dahi yeterli direnç gösterebilmektedir. Yapılan çalışmalar cam seramiklere göre gösterdikleri yüksek kırılma dirençleri sebebiyle implant üstü restorasyonlarda kullanımlarını uygun bulmaktadır (Kollerve ark., 2011; Spitznagel ve ark., 2014).

1.3. İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Destek Çeşitleri

İmplant destekleri, dental implantın sabit veya hareketli proteze destek veren ve/veya tutuculuğuna yardım eden bölümüne verilen isimdir (Prosthodontics, 2005). İmplant üstü protezlerde kullanılan destek çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre değişiklik göstermektedir. İmplant destekleri yapıldıkları materyallere göre titanyum ve seramik destekler olarak sınıflandırılabilirler.

1.3.1. Titanyum Destekler:

Günümüzde titanyum, en çok kullanılan implant destek materyalidir. Yapılan uzun klinik çalışmalar saf halde bulunan titanyumun (CpTi) güçlü fiziksel özellikleriyle tahmin edilebilir sonuçlar verdiğini göstermiştir. Ancak titanyum desteklerin anterior bölgede kullanıldığı durumlarda, özellikle ince dişeti kalınlığına sahip hastalarda, kron restorasyonun dişeti kenarında estetik olmayan gri görüntü

ortaya çıkmakta ve bu durum hastalarda estetik rahatsızlık oluşturmaktadır (Nakamura ark., 2010)

1.3.2. Seramik Destekler:

İmplant destekli sabit restorasyonlarda da doğal bir estetik görünüm elde edilmesinde tam seramik sistemlerin uygulanabilmesi için metal alt yapısız seramik desteklere ihtiyaç vardır. Estetik gereksinimler nedeniyle ilk defa 1991 yılında tam seramik destekler (CerAdapt; Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) titanyum desteklere alternatif olarak tanıtılmış ve artan estetik talepleri karşılamışlardır (Andersson ark., 2002).

Seramik destekler titanyuma göre belirgin avantajlara sahiptirler. Çoğu olguda metal desteklerin kullanımında kişisel gereksinimler karşılanamamaktadır. Titanyum desteklerin kullanılmasıyla dişeti altından görünen metalik mavi renkteki yansıma özellikle dişeti yapısı ince olan veya yüksek gülme hattına sahip hastalarda estetiği olumsuz yönde etkileyebilir. Mukozanın kalınlığı 2,5 mm 'den daha fazla ise desteğin rengi mukozanın rengini negatif olarak etkilemez. Ancak mukozal kalınlık 2,5 mm 'in altında olduğu durumlarda seramik desteklerin kullanımı estetik tedavi sonucunu olumlu yönde etkiler (Hermann ark., 2000).

Tam seramik sistemlerin tatmin edici estetik özelliklerine rağmen gösterdikleri zayıf mekanik özellikler nedeniyle kullanım alanları sınırlıdır. Metal desteklerden farklı olarak seramik desteklerin kırılma riskleri mevcuttur. Metal desteklerde, desteğin kendisinden daha çok tutucu vidanın kırılması görülürken, seramik desteklerde ise desteğin kendisinde kırılma gözlenmektedir. Ayrıca seramik desteklerin kırılmaları durumunda ise tamirleri mümkün değildir (Tan ve Dunne, 2004).

Seramik destekler metal destekler kadar yüksek kırılma direncine sahip olmadığından genellikle anterior bölgede ve tek diş restorasyonlarında kullanılmaları önerilmektedir. Aşırı overbite, brüksizm veya yabancı cisim ısırma gibi alışkanlıkları olan

bireylerde seramik destekler kullanılmamalıdır. Hastanın kapanışı nedeniyle desteğin yüksekliğinin 7 mm 'den, aksiyal kalınlığının ise 0,7 mm 'den az olduğu durumlarda, implantın yerleştirilmesine bağlı olarak desteğin 30° 'den fazla açıldırılması gerektiği olgularda ve posterior bėlgede seramik desteklerin kullanılması uygun değildir (Tanve ark., 2008).

Seramik desteklerin yapımında kullanılan materyaller; alüminyum oksit (Al_2O_3) ve yttrium ile güçlendirilmiş zirkonya oksit (Y-TZP) kristalleridir.

İlk seramik destekler yoğun sinterize alüminyum oksitten imal edilmiş alüminyum oksit prototipi olarak geliştirilmiştir. Sadece ön bėlgede tek diş restorasyonlarında kullanılan alüminyum oksit destekler mükemmel estetik ve biyolojik özellikler ile titanyum destekler gibi bağlantı epiteli ve konnektif doku ataçmanı oluşumu gibi benzer biyoyumlu mukoza özellikleri göstermektedir. Ancak alüminyum oksit desteklerin ortalama 280 N 'luk düşük kırılma dayanıklılıkları nedeniyle sınırlı kullanım alanları mevcuttur (Tan veDunne, 2004).

Alüminyum oksit desteklerden sonra yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit (Y-TZP) destekler geliştirilmiştir. Y-TZP saf zirkonyuma yttrium oksit ilavesi ile oluşur. Y-TZP kısmen yüksek başlangıç esneme dayanıma sahip zirkonyumu stabilize eder ve bu şekilde kimyasal ve boyutsal stabilite, yüksek mekanik dayanım ve kırılmaya karşı dayanıklılık elde edilmiş olur (Conradve ark., 2007).

Zirkonyum reaktif bir metal olduğu için, hava veya solüsyon ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur. Oluşan oksit tabaka zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar. Zirkonyumun mükemmel korozyon direncinin yanında yapılan restorasyonlara tutunan plak miktarı da minimum düzeydedir (Scaranove ark., 2004).

Zirkonyum oksit ve alüminyum oksit desteklerin birbirlerine göre farklı avantaj ve dezavantajları vardır. Zirkonyum oksitin radyopasitesi alüminyum oksitten daha fazladır. Zirkonyum oksitin çok açık beyaz renginden dolayı dişetinin kapatmadığı bėlgelerde veya

ince mukozalarda görünme riski vardır. Buna karşın alüminyum oksitin renk uyumu daha iyidir. Zirkonyum oksit destekler, alüminyum oksit desteklere göre daha iyi mekanik özelliklere sahiptirler. Yüksek çiğneme streslerine karşı daha dayanıklıdırlar. Ancak zirkonyum oksitin artan sertliğinden dolayı bu tür desteklerin preparasyonu zor ve uzun sürmektedir (Blueve ark., 2003). Günümüzde zirkonya destekler mekanik özellikleri daha iyi olduğu için alümina desteklere tercih edilmektedir (Hegdeve ark., 2010).

Günümüzde CAD/CAM sistemler kullanılarak zirkonya destekler üretilmektedir. Üretilen zirkonyum oksit destekler titanyum platformlu veya monoblok yapıda olabilmektedir. Ancak her ikisinde de kullanılan destek vidası metaldir. Monoblok zirkonyum oksit desteklerde titanyum bir alt yapı mevcut değildir (Foongve ark., 2013). Cerec sistem tarafından üretilabilen Ti-Base zirkonya destekler (Sirona Dental Systems GmbH); titanyum bir alt yapı üzerine bireysel olarak üretilen zirkonya desteklerin resin simanla yapıştırılması suretiyle elde edilmektedir. Titanyum alt yapı; grade 5 olup, Ti6Al4V alaşımıdır. Zirkonya kısım için ise Sirona dental CAD/CAM sistem tarafından özel olarak üretilen, ortasında vida için deliği bulunan InCoris ZI meso bloklar (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) kullanılır. Bu bloklar, parsiyel sinterlenmiş bloklar olduğu için üretim sonrasında özel sinterleme fırınında (Sirona inFire HTC Speed) sinterleme işlemine tabi tutulurlar. Cerec Ti-Base sistemin uyumlu olduğu bazı implant sistemleri Çizelge 1.4'te gösterilmiştir.

Çizelge 1.4. Cerec Ti-Base sistemin uyumlu olduğu bazı implant sistemleri

Product				compatible with implant system			compatible with grinding blocks
TiBase	Abutment screw	Scan body	REF	Implant manufacturer	Implant system	Implant diameter	
NBRS 3.5	M1.8	L	6282474	Nobel Biocare	Replace® NP	3,5 mm	inCoris ZI meso L
NBRS 4.3	M2	L	6282482		Replace® RP	4.3 mm	inCoris ZI meso L
NBRS 5.0	M2	L	6282490		Replace® WP	5.0 mm	inCoris ZI meso L
NBRS 6.0	M2	L	6282508		Replace® 6.0	6.0 mm	inCoris ZI meso L
NBB 3.4	M1.6	L	6282516	Nobel Biocare	Brånemark®	3.3 mm	inCoris ZI meso L
NBB 4.1	M2	L	6282524		Brånemark®	3.75 / 4.0mm	inCoris ZI meso L
NB A 4.5	M1.6	L	6308188	Nobel Biocare	Nobel Active NP	3.5mm	inCoris ZI meso L
NB A 5.0	M2	L	6308253		Nobel Active RP	4.3 / 5.0mm	inCoris ZI meso L
SSO 3.5	M1.8	L	6284231	Straumann®	Tissue level NN	3.5 mm	inCoris ZI meso L
SSO 4.8	M2	L	6284249		Tissue level RN	4.8 mm	inCoris ZI meso L
SSO 6.5	M2	L	6284256		Tissue level WN	6.5 mm	inCoris ZI meso L
S BL 3.3	M1.6	L	6308154	Straumann®	Bone Level NC	3.3mm	inCoris ZI meso L
S BL 4.1	M1.6	L	6308337		Bone Level RC	4.1 / 4.8mm	inCoris ZI meso L
ATOS 3.5/4.0	M1.6	L	6282532	Astra Tech	OsseoSpeed™	3.5 S / 4.0 S mm	inCoris ZI meso L
ATOS 4.5/5.0	M2	L	6282540		OsseoSpeed™	4.5 / 5.0 mm	inCoris ZI meso L
FX 3.4	M1.6	S	6282433	Friadent	Frialit® / Xive®	3.4 mm	inCoris ZI meso S
FX 3.8	M1.6	S	6282441		Frialit® / Xive®	3.8 mm	inCoris ZI meso S
FX 4.5	M1.6	L	6282458		Frialit® / Xive®	4.5 mm	inCoris ZI meso L
FX 5.5	M1.6	L	6282466		Frialit® / Xive®	5.5 mm	inCoris ZI meso L
BO 3.4	M2	L	6282557	Biomet 3i	Ex. hex	3.4 mm	inCoris ZI meso L
BO 4.1	M2	L	6282565		Ex. hex	4.1 mm	inCoris ZI meso L
BO 5.0	M2	L	6282573		Ex. hex	5.0 mm	inCoris ZI meso L
B C 3.4	M1.6	S	6308048	Biomet 3i	Certain®	3.4mm	inCoris ZI meso S
B C 4.1	M1.6	L	6308097		Certain®	4.1 mm	inCoris ZI meso L
B C 5.0	M1.6	L	6308121		Certain®	5.0mm	inCoris ZI meso L
ZTSV 3.5	M1.8	L	6282581	Zimmer	Tapered Screw-Vent®	3.5 mm	inCoris ZI meso L
ZTSV 4.5	M1.8	L	6282599		Tapered Screw-Vent®	4.5 mm	inCoris ZI meso L
ZTSV 5.7	M1.8	L	6282607		Tapered Screw-Vent®	5.7 mm	inCoris ZI meso L
MI 3.5/5.0	M1.6	L	6308295	Medentika® Implant	M-Implant	3.5/5.0mm	inCoris ZI meso L

Kullanılan implant destekleri tiplerine göre de üç grupta toplanırlar (Misch, 2008).

1.3.3. Vida Tutuculu İmplant Destekleri:

Vida tutuculu restorasyonlarda, implant destek kompleksine vidalanan kronlar bulunur. Simante restorasyonlar, özellikle posterior bölgede retansiyon ve direnç için en az 5 mm arklar arası mesafe gerektirirler. Bu nedenle, yetersiz interoklüzal mesafe varlığında tutuculuk ihtiyacı bu tip restorasyonlarla sağlanabilir. İmplant üzerine uyumlandırılmış destek üzerine pasif şekilde oturan kron; palatinal, lingual veya posterior bölgede oklüzal yüzde oluşturulan giriş yolu ile vidalanır. Bu tür restorasyonlarda, son sıkıştırmadan sonra bu giriş yolunun ağız kısmı kompozit rezin

ile kapatılır. Vida tutuculu protezler, üst yapının sökülerek kontrolünü mümkün kılarlar. İmplant üstü sabit protezler için en önemli komplikasyonlardan biri olan artık siman riskini ortadan kaldırır. Ancak oluşturulan vida giriş yolunun, seramiğin devamlılığını bozması nedeniyle kuvvetler karşısında kırılmalara yol açması olası komplikasyon olarak düşünülebilir (Ersoy, 2015).

1.3.4. Simante İmplant Destekleri

Simante implant üstü restorasyonlarda, implant destek kompleksine simanlarla yapıştırılan kronlar bulunur. Simante restorasyonlarda vidalı restorasyonlardan daha az komplikasyon görülür. Üst yapı daha pasif olarak hazırlanabilir, daha uygun aksiyel yükleme oluşur. Daha iyi estetikle birlikte oklüzal materyallerde daha az kırılmalar görülür. Simantasyon aşamasının protetik uygulamaların konvansiyonel bir yöntemi olması ve siman başarısızlıklarının daha kolay giderilmesi avantaj olarak gösterilebilir. Vida retansiyonunun ilave komponentleri, klinik ve laboratuvar işlemlerini arttırması da simante kronların tercih nedeni olabilir (Ersoy, 2015).

1.3.5. Ataşman Tutuculu İmplant Destekleri

Az sayıda implantın yerleştirilmiş olduğu overdenture tipindeki hareketli protezlerin yapılacağı durumlarda tercih edilen destek çeşididir. O-ring veya topuz başlı, titanyum veya altın klipsli çeşitleri mevcuttur (Misch, 2008).

İmplant destekleri, implant gövdesi ve destek arasındaki aksiyel ilişkiye göre düz veya açılı destekler olarak da sınıflandırılabilirler. İmplant yerleşimi sırasında kemik yapının izin vermemesi veya hatalı açılandırmaya bağlı sorunların giderilmesi için üretici tarafından fabrikasyon olarak açılandırılmış ve farklı açılarda sunulan destekler bulunur. Ancak aks dışı 15° 'lik yüklemenin, yükün %25 'ini vida-destek bağlantısı üzerine transfer edeceği ve o bölgede deformasyonlara birlikte servikal

kemik rezorbsiyonlarını arttıracakı düşünülürse 15° ‘den fazla açılı destek gerektirecek uygulamalardan sakınılmalıdır (Ersoy, 2015).

1.4. Kuvvet Analizleri

1.4.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılacak Terimler

Kuvvet analizleri; bir cisme etki eden kuvvetlerin, cisim içerisinde oluşturdıkları stresleri saptamak, etkilerini değerlendirmek için yapılan çeşitli analizlerdir. Ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetleri, implant veya dişler aracılığıyla kemiğe ve kemik çevresindeki dokulara iletilmektedir. Ortaya çıkan streslerin dağılımının ve miktarının saptanması, kullanılacak malzemenin şekil ve yapısının belirlenmesi, biyomekanik açıdan en uygun protetik planlamanın yapılabilmesi için önemlidir (Ramoğlu veOzan, 2014).

Kuvvet analizi yöntemlerini sınıflandırmadan önce, analizlerde kullanılan terimlerden kısaca bahsetmek gerekir.

1.4.1.1.Kuvvet

Kuvvet; cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etki olarak ifade edilir. Büyüklüğü, süresi, yönü, tipi ve magnifikasyonu olan vektörel bir niceliktir. Birimi SI sisteminde “Newton” (N) olarak ifade edilmektedir (Bidez veMisch, 2015).

Kemik üzerindeki en zararlı etkiye sahip kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir. Diğer kuvvet tiplerine oranla % 65 daha zararlıdır. Kemiğin en dirençli olduğu kuvvet tipi, sıkışma kuvvetidir, kemiğin gerilme kuvvetlerine dayanımı sıkıştırma kuvvetinden % 30 daha azdır (Misch, 2015).

1.4.1.2. Gerilme (Stres)

Cisme uygulanan kuvvet, cisimde uygulanan kuvvetin tersi yönünde bir tepki oluşmasına neden olmakta ve meydana gelen gerilme, birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanmaktadır. Gerilmenin büyüklüğü uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır (Powers ve Wataha, 2013).

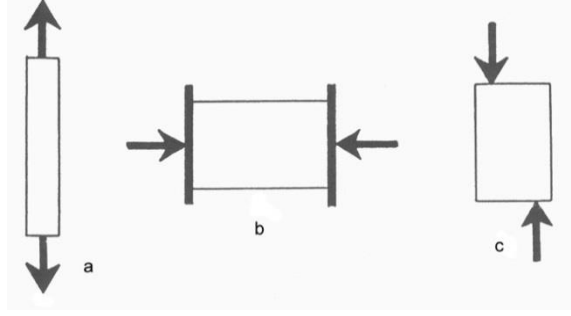
Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) şeklinde formüle edilir. Birimi paskaldır ($P = N/m^2$). Çalışmalarda genellikle gerilme birimi megapaskal olarak kullanılmaktadır. 1 MPa, $1N/mm^2$ ye eşittir (O'Brien, 2009).

Bir cisme dışarıdan herhangi bir açıda ve doğrultuda kuvvet uygulandığında yapının içinde iç gerilmeler oluşur. Kuvvet uygulaması sonucu sıkışma (compressive stress), çekme (tensile stress) ve makaslama (shear stress) olmak üzere üç tip gerilme oluşabilmektedir. Tüm cisimlerde bu üç gerilmenin bileşkesi bulunur (Misch, 2015).

Çekme Gerilmesi (tensile stress): Bir cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilmedir.

Sıkışma Gerilmesi (compressive stress): Bir cismin moleküllerini birbirlerine yaklaştırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilmedir.

Makaslama Gerilmesi (shear stress): Bir cisme farklı düzlemlerde fakat ters yönde uygulanan kuvvetler sonucunda, moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması sonucunda oluşan gerilmedir.



Şekil 1.6. Gerilme tipleri a) Çekme gerilmesi b) Sıkışma gerilmesi c) Makaslama gerilmesi

1.4.1.3. Gerinim (Strain)

Cisme kuvvet uygulandığında, cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Gerinim, boyutta meydana gelen değişiminin orijinal boyuta oranı olarak tanımlanmaktadır. Gerinim (ϵ) = Deformasyon/ Orijinal Uzunluk' tur. Gerinim “%” olarak ifade edilir, ölçü birimi yoktur (Adıgüzel, 2010). Elastik gerinimde, stres ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline döner. Plastik gerinimde ise cisimde şekil değişikliği, kopma ya da kırılmalar görülür (Canve ark., 2014).

Gerilme; büyüklük ve yönü olan bir kuvvettir, gerinim ise; bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür. Bu özelliklerinden dolayı gerinim ve gerilme birbirinden farklı nicelikler olmasına rağmen, bir cisim üzerinde kuvvet karşısında gerilim oluştuğunda gerinim de oluşmaktadır (Adıgüzel, 2010).

1.4.1.4. Elastisite (Young's) Modülü

Cisimlerin üzerine uygulanan kuvvetin kaldırılmasıyla, ilk durumuna dönme kabiliyetine elastisite denir. Üzerindeki yükün kaldırılmasıyla ilk durumuna tamamen geri dönen cisimlere de elastik cisim denir (Canve ark., 2014).

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranıdır (stress/strain) ve materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Birimi gigapaskal (GPa)'dır. Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek elastik modüle sahip bir cisim, aynı kuvvetler

altında, düşük elastik modüle sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Adıgüzel, 2010).

1.4.1.5. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Elastik sınırlar içinde lateral gerinimin, aksiyel gerinime oranıdır (Powers ve Sakaguchi, 2006). Başka bir deyişle; cismin enine birim deformasyonunun, boyuna birim deformasyonuna oranıdır. Aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır.

$$\text{Poisson Oranı} = \frac{\text{Endeki Birim Boyut Değişimi}}{\text{Boydaki Birim Boyut Değişimi}} \quad (\nu = -\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1})$$

Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması örnek gösterilebilir (Bragave ark., 2012; Canve ark., 2014).

1.4.1.6. Son Elastik Deformasyon Noktası (Yield Strength/Yield Point)

Plastik deformasyonun başladığı en küçük fakat ölçülebilen gerilme değeridir. Yield noktasından sonra cisme uygulanan kuvvetin cisimde oluşturduğu deformasyon artık geri dönüşümsüzdür (Bragave ark., 2012).

1.4.1.7. Asal Gerilme (Principle Stress):

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmakta ve oluşan basma ve çekme streslerine “asal gerilme” denilmektedir. Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. “ σ_1 ” en büyük pozitif değeri, “ σ_3 ” en küçük değeri, “ σ_2 ” ise ara değeri gösterir. Bu değerler; “ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ” şeklinde sıralanmaktadır. σ_1 en yüksek

çekme streslerini, σ_3 ise en yüksek sıkışma streslerini temsil etmektedir. Analiz sonuçlarında pozitif değerler maksimum asal gerilme değerlerini, negatif değerler ise minimum asal gerilme değerlerini belirtmektedir. Bir gerilme elemanında hangi asal gerilme tipinin mutlak değeri daha büyük ise, gerilme elemanı o asal gerilme tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o gerilme değeridir. (Shigleyve ark., 2004).

1.4.1.8. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)

Von Mises gerilmesi, çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanan ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde kullanılan bir değerdir. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belli bir sınır değerini (Yield noktası) aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir. Von Mises gerilmesi, cisim üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. Üç asal gerilme değeri kullanılarak aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır (Adıgüzel, 2010).

$$\sigma = [((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2]^{1/2}$$

1.4.1.9. İzotropi ve Anizotropi

Üç asal eksen yönünde (x, y, z) farklı elastik özellikler gösteren cisimlere anizotropik, benzer özellikler gösterenlere ise izotropik denilmektedir. İzotropik cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen çekme, sıkışma, makaslama gerilmelerinde aynı elastisite modülüne sahip olmakla birlikte, anizotropik cisimler farklı elastisite modülüne sahip olmaktadır (DeTollave ark., 2000).

Çalışmamızda kullanılan tüm malzemeler homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, yapısal her elemanında aynı özelliği

göstermesi demektir. Lineer elastisite; cismin yapısında deformasyon ve gerininin, uygulanan kuvvetler ile oransal değişkenlik göstermesidir (Shigleyve ark., 2004).

1.4.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kuvvet Analizi Yöntemleri

Çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında, doğal diş ve restorasyonların üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek, uygulamalar sırasında dokuların durumunu ve yapısını değerlendirmek, optimal tasarımlar için gerekli şartların nasıl sağlanacağını önceden belirlemek amacı ile çeşitli stres analizlerinden yararlanılmaktadır. Günümüzde, diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır (Adıgüzel, 2010; Ramoğlu veOzan, 2014)

- Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
- Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi (SESA)

1.4.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Fotoelastik yöntem; optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır. Kuvvet analizi çalışmalarında kullanılan diğer yöntemlere nazaran bütün modeldeki iç baskıların doğrudan gözlenmesine imkan vermesi bakımından tercih edilmektedir. Bu yöntem iki fiziksel tekniğe dayanır. Birincisi bazı ortamların kuvvet altında çift kırıcılık göstermesi, ikincisi ise ışığın polarizasyonudur. Fotoelastik kuvvet analizi yöntemiyle destek dişlere, restorasyonlara, kemiğe ve implantlara iletilen kuvvetlerin miktarı ve lokalizasyonu, fotoelastik modelde kuvvet

izgilerinin ayrımı gözlenebilmektedir. Yüklenmiş modelden alınan kesitler polariskop cihazında incelendiğinde kuvvete maruz kalan bölgelerde izokromatik çizgiler denilen, kuvvetin lokalizasyonu ve yoğunluğu hakkında bilgi veren çizgiler görülür. Çizgilerin sayısı ne kadar fazla ise, gerilim büyüklüğü de o kadar yüksektir. Çizgiler ne kadar birbirine yakınsa gerilim o kadar büyüktür. Bu yöntemle elde edilen bilgilerle, muhtemel zayıf noktalar, kırılma bölgeleri ve kuvvet etkisiyle oluşabilecek biyolojik değişiklik bölgeleri tespit edilebilmektedir (Ulusoy veAydın, 2003;  zcelikve ark., 2011).

1.4.2.2. Gerinim  ler (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerinim  ler yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerini saptayan bir araçtır. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip olan şekilleri mevcuttur. Bu yöntem, kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları yardımıyla stres altındaki boyutsal değişiklikleri inceler (Ulusoy veAydın, 2003). En yaygın kullanılan gerinim ölçer; metalik yaprak şeklini destekleyen yalıtkan esnek bir fondan oluşur. Bu yöntemde yapı içinde oluşan stres miktarı elektriksel direncin ölçülmesiyle belirlenir (Assifve ark., 1996).

1.4.2.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Analizi yapılacak modele özel bir vernik uygulanarak fırınlama yapıldıktan sonra yükleme işlemi gerçekleştirilir. Bu yöntemde cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde dik yönde uygulama noktasından uzaklařtıķa azalan çatlaklar meydana gelir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede görülen çatlaklar ile kuvvet hatlarının doğrultusu değerlendirilir (Ulusoy veAydın, 2003).

1.4.2.4. Holografik  nterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Holografik interferometri, lazer işını kullanarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün halografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir.

Bu yöntem, test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nanometre boyutunda algılayıp görünür ışık saçaklarına dönüştürebilen bir metottur (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.4.2.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemin esas aldığı prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal yüklendiğinde ısıda oluşan periodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin teşhisi ile doğrudan orantılıdır. Bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına çığneme sırasında ulaşılabilirken, dental implantların statik yüklenmesi durumunda gerekli frekans sağlanamamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.4.2.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu metot birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter iletici, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerinim ölçerler, gerinim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici mevcuttur. Gerinim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.4.2.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi (SESA)

Bu yöntem komplike mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemin temeli; sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır (Eskitaşcıoğlu ve Berksun, 1995). Genel prensip parçadan bütüne gitme şeklinde, biyomekanik sistemin gerçeğe uygun

matematiksel modelinin hazırlanarak, bu modelin bilgisayar ile çözümlenmesidir. (Pamirve ark., 1996).

Sonlu elemanlar analizi, yapısal mühendislik problemlerinin çözümünde yıllardan beri sayısal çözümleme amacıyla kullanılmaktadır. Bu yöntem ilk defa 1960 'ların başlarında havacılık ve uzay endüstrisindeki yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş ve o zamandan beri statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı iletimi ve elektromanyetik analiz gibi birçok alanda ve diş hekimliğinde faydalı ve başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve dental yapılarda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları, materyal özelliklerinin kuvvet altındaki davranışlarının incelenmesinde öncül analizleri oluşturmaktadır (Adıgüzel, 2010).

1976 yılında Weinstein ilk kez sonlu elemanlar stres analizi yöntemini implant diş hekimliğinde kullanmıştır (Weinsteinve ark., 1976). Sonrasında diş hekimliğinde kullanımı hızla artmıştır. Günümüzde, diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi dental materyaller (diş ve katmanları, amalgam, kompozit rezinler ve simanlar, metaller ve seramik sistemleri, post ve kanal dolgusu malzemeleri), oral ve maksillofasiyal yapıların mekaniği ve cerrahisi (maksilla ve mandibula kırıkları, fiksasyonu ve osteotomileri, temporomandibular eklem mekaniği, periodonsiyum, implant materyalleri), ortodontik tedavi ve apareyler, dental restorasyonlar ve osseointegrasyon gibi birçok alanda kullanılmaktadır (Adıgüzel, 2010).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin diğer yöntemlere göre birçok avantajı bulunmaktadır;

- Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.
- Düzensiz geometri gösteren katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilir.
- Sınır şartları kolayca uygulanır.

- Modellerin materyal özellikleri gerçeğe uygun olarak verilebilir. İzotrop ve homojen olmayan materyal özellikleri kullanılabilir.
- Değişik malzeme özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk göstermez.
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme, temas ve adaptasyon durumu gerçeğe yakın şekilde belirlenebilir.
- Tüm stres bileşenlerinin nümerik olarak hesaplanması ile detaylı ve gerçeğe yakın bilgi elde edilebilir.
- Analiz sonuçları hem incelenen objenin bütünü için, hem de istenilirse incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak değerlendirilebilir.
- Birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı kullanılabilir.
- Bitişik elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir. Bu özellik, birkaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır.
- Eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı arttırılabilir.
- Süreksiz yüzey yüklemeleri gibi sınır durumları yöntem için zorluk oluşturmaz. Karışık sınır durumları kolaylıkla ele alınabilir.
- Yükleme ile ilgili pozisyonlar ve miktar değişikliklerinin uygulanması kolaydır (Pamirve ark., 1996; Ulusoy ve Aydın, 2003; Adıgüzel, 2010).

Sonlu elemanlar analizi yönteminin dezavantajları ise şöyledir;

- Maddi destek gereksinimi: Bu metodun uygulanabilmesi için bilgisayara, bilgisayar ve metod ile ilgili yazılım için maddi desteğe ve analiz programlarının kullanılması için uzmanlara ihtiyaç duyulmaktadır.
- Hatalı sonuçlara açık olma tehlikesi: Bu metod aşağıda belirtilenler ölçüsünde doğru sonuç verir.

a) Doğru bir temel teori kullanımı,

- b) Doğru fiziksel ve deneysel verilerin donanımı,
 - c) Doğru sonlu eleman veri seçimi,
 - d) Doğru sayısal giriş verilerinin kaydedilmesi,
 - e) Doğru bilgisayar kodunun çalıştırılması.
- Sayıların çokluğu: Analiz sırasında koordinatların, eleman ve bağlantıların belirlenmesi sırasında çok dikkatli hareket edilmelidir (Ulusoy ve Aydın, 2003; Adıgüzel, 2010).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin aşamaları şöyledir;

- Analiz edilecek cismin gerçek boyutu ve özellikleriyle orantılı 2 veya 3 boyutlu modeli hazırlanır.
- Cismin geometrisi belirlenir; modeller sınırlı sayıda “eleman” olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Elemanlara bölünmüş geometrik cisme “*matematiksel model*” ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına da “*düğüm*” (node) adı verilir. “Düğüm” aracılığıyla bir elemandaki fiziksel değişiklikler diğer elemanlara da yansır. Sonlu elemanlar analizlerinde, yapısal bir modelin küçük parçalara yani “elemanlara” bölünme işlemine “Ağ yapısı oluşturulması (Mesh Generation)” denilmektedir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirme, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir.
- Modeldeki yapıların materyal özelliklerini tanımlayan değerleri (elastisite modülü ve Poisson oranları), sınır ve yükleme koşulları belirlenir.
- Sonlu eleman modeli yaratılır.
- Sonlu elemanlar ayrıştırılarak “mesh” ler oluşturulur.
- Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler genelleştirilir ve denklem dizisi haline getirilir. Bu denklemlerin çözümü ile düğüm noktası değerlerine ulaşılır.
- Sonuçlar analiz edilir ve yorumlanır (Kurowski, 2004).

Çalışmamızın amacı; CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan seramik ve titanyum destekler ile üzerlerine uygulanan zirkonya ve kompozit rezin esaslı farklı üst yapı materyallerinin fonksiyonel kuvvetler altında mekanik ve fiziksel özelliklerinde oluşabilecek değişiklikler ile implant ve çevre dokulardaki stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesidir.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma iki aşamada gerçekleştirilmiştir. Birinci kısımda; Ti-Base ve titanyum desteklerin üzerlerindeki zirkonya ve ultimate kronlardan oluşan örneklerin universal test cihazında kırılma deneyleri yapılmıştır. İkinci kısımda ise, elde edilen örneklerin bilgisayar ortamındaki üç boyutlu modellerine sonlu elemanlar stres analizi uygulanmıştır.

Çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

2.1. Kırılma Direnci Deneyi

2.1.1. Kırılma Deneyinde Kullanılan Test Örnekleri

Çalışmamızda kullanılan destekler ve üst yapıları Çizelge 2.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan destekler ve üst yapıları

Grup	Destek	Üst Yapı
Grup 1 (n:9)	Ti-Base zirkonya destek	Lava Ultimate rezin nano seramik kron
Grup 2 (n:9)	Ti-Base zirkonya destek	Monolitik zirkonya kron
Grup 3 (n:9)	Titanyum	Lava Ultimate rezin nano seramik kron
Grup 4 (n:9)	Titanyum	Monolitik zirkonya kron

2.1.1.1. İmplant Örneklerin Hazırlanması

Çalışma kapsamında 11.5 mm uzunluğunda 4.5 mm çapında 36 adet Zimmer Tapered Screw-Vent implant (Zimmer Dental Inc, Carlsbad, CA, USA) 90° ‘lik

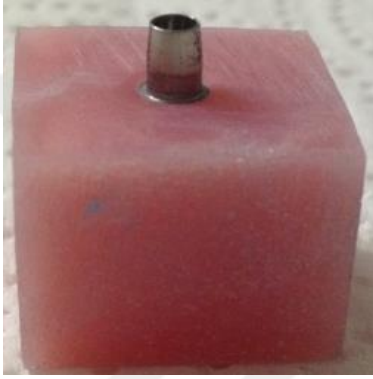
açıyla, soğuk akrilik rezin bloklara gömülmüştür. Daha sonra örnekler iki gruba ayrılarak; basamak tipi chamfer, basamak genişliği ve dişeti yüksekliği 1 mm olacak şekilde 18 adet Ti-Base zirkonya destek, 18 adet titanyum destek hazırlanmıştır.

2.1.1.2.Destek Yapıların Hazırlanması

Ti-Base zirkonya desteklerin yapımı için; 4.5 mm çapındaki Zimmer Tapered Screw-Vent implantlarla uyumlu firmanın Ti-Base kitinin (Şekil 2.1) içinden çıkan titanyum alt yapı implanta vidalandıktan sonra (Şekil 2.2), tarama parçası yerleştirilerek (Şekil 2.3) Cerec 3 CAD/CAM sistemi (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) (Şekil 2.4) ile optik olarak taranıp, ölçüsü alınan modeller üç boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır (Şekil 2.5.). Elde edilen bu üç boyutlu modellerde destek ve kron, sistemin sunduğu “multilayer” seçeneği ile tasarlandıktan sonra (Şekil 2.6.), zirkonya destek parça tasarımının, yarı sinterlenmiş inCoris ZI meso L bloklardan (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) (Şekil 2.7.) Cerec milleme cihazında (inLab MC XL Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) (Şekil 2.8.) üretimi gerçekleştirilmiştir. Ardından sinterleme işlemi için örnekler firmanın önerdiği şekilde fırında (inFire HTC Speed Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) (Şekil 2.9.) 1580°C’de 2 saat süreyle sinterlenmiştir.



Şekil 2.1. Zimmer Tapered Screw-Vent implantlarla uyumlu Ti-Base kit



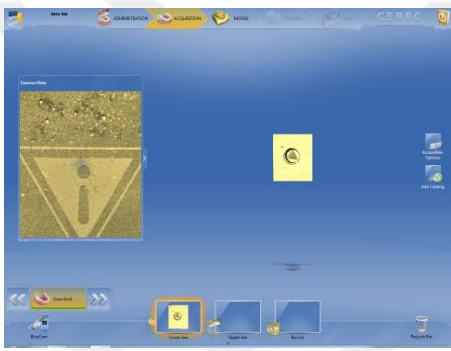
Şekil 2.2. Titanyum alt yapı parçanın implanta vidalanmış hali



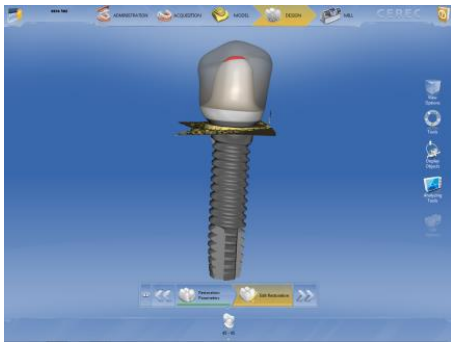
Şekil 2.3. Ti-Base setteki tarama parçasının modele yerleştirilmesi



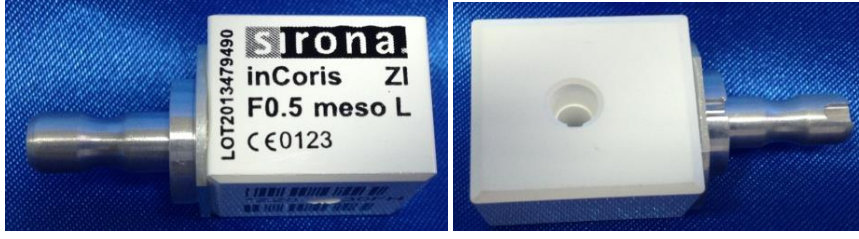
Şekil 2.4. Sirona Dental Cerec 3 CAD/CAM sistemi



Şekil 2.5. Cerec 3 CAD/CAM sistemi ile optik olarak taranıp, ölçüsü alınan modeller



Şekil 2.6. "Multilayer" olarak tasarlanmış destek ve kronun üç boyutlu görüntüsü



Şekil 2.7. Sirona Dental Sistem inCoris ZI meso L blok



Şekil 2.8. Sirona Dental Sistem inLab MC XL millemeye cihazı



Şekil 2.9. Sirona Dental Sistem inFire HTC Speed sinterleme fırını

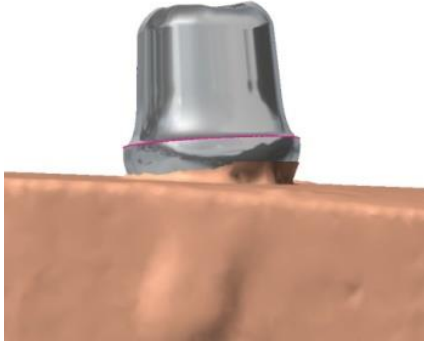


Şekil 2.10. Üretilen zirkonya destek parçası

Sirona Cerec 3 sistemi titanyum blok kazıyamadığı için, standardizasyonun sağlanması amacıyla Cerec 3 CAD/CAM sistemi ile (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) tasarlanmış olan Ti-Base zirkonya örneklerine ait veriler, uygun lisans izni yardımıyla STereoLithography (stl) formatına çevrilerek, Avadent CAD/CAM (Lansing, MI, USA) sistemine (Şekil 2.11) aktarılmıştır. Tasarlanan titanyum destekler (Şekil 2.12) titanyum blok kazıyabilen beş akslı Avamill Chrome milledme cihazında, Kera Ti 5 titanyum diskler (Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH, Wörth am Main, Germany) (Şekil 2.13) kullanılarak titanyum destekler üretilmiştir (Şekil 2.14.).



Şekil 2.11. Avamill Chrome CAD/CAM sistemi



Şekil 2.12. Tasarlanan titanyum destek



Şekil 2.13. Kera Ti 5 titanyum diskler



Şekil 2.14. Üretilen titanyum destek

Elde edilen tüm destekler firmanın tavsiye ettiği 30 N tork momenti değeri ile implantlarla birleştirilmiştir.

2.1.1.3.Üst Yapıların Hazırlanması

Elde edilen tüm destekler akrilik bloklara gömülü implantlara vidalanıp, birleştirildikten sonra, 18 ‘er adet Ti-Base zirkonya ve titanyum desteklerin üzerine 9 ‘ar adet monolitik zirkonya ve rezin nano seramik kronlar üretilmiştir. Ti-Base zirkonya destekler tasarlanırken seçilen ‘‘multilayer’’ programı ile üst yapı da beraberinde dizayn edildiği için uygun tasarımı yapılmış olan sağ mandibuler 2. premolar diş formundaki modeller hem inCoris TZI Mono S bloklardan (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) (Şekil 2.15) hem de Lava Ultimate bloklardan (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Şekil 2.16) Cerec milleme cihazında (inLab MC XL Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) üretilmiştir. Ardından inCoris TZI bloklar yarı sinterlenmiş bloklar olduğu için üretilen monolitik zirkonya kronlar, firmanın önerdiği şekilde (Şekil 2.17) sinterleme fırınında (inFire

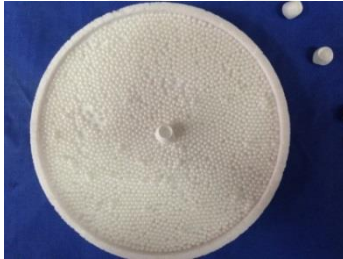
HTC Speed Sirona Dental System Gmbh, Bensheim, Germany) 1580°C’de 2 saat süreyle sinterlenmiştir.



Şekil 2.15. Sirona Dental Sistem presinterize inCoris TZI Mono S meso bloktan üretilmiş monolitik zirkonya kron



Şekil 2.16. 3M ESPE Lava Ultimate rezin nano seramikten bloktan üretilmiş kron



Şekil 2.17. Monolitik zirkonya kronun sinterleme fırınına girmeden önceki görüntüsü

2.1.1.4.Örneklerin Simantasyonu

Ti-Base zirkonya desteklerin simantasyonu için; firmanın tavsiyelerine uygun olarak Panavia F2.0 siman (Kuraray, Osaka, Japan) (Şekil 2.18) kullanılarak titanyum alt yapı parçası ile üretilen zirkonya destek parçası yapıştırılmıştır. Simantasyon işlemi için, titanyum alt yapı ve zirkonya desteğin iç yüzeyi, alkol ile temizlenip kurutulduktan sonra zirkonya-alümina-metal primer olan Z-Prime Plus (Bisco, Schaumburg, Illinois, USA) (Şekil 2.19) uygulanmış ve 3 dakika süreyle beklenmiştir. Tüm yüzey düzenlemeleri bittikten sonra, Panavia F Paste A” ve

“Panavia F Paste B” 1:1 oranında karıştırılarak zirkonya desteğin iç yüzeyine yerleştirilmiştir. Zirkonya destek, Ti-Base sistemin, titanyum alt yapısında var olan düz yüzey nedeniyle oluşan kilit mekanizmasına (Şekil 2.20), parmak basıncı yardımıyla pasifçe oturtulup, kenarlardan taşan siman artıkları temizlenmiş ve LED ışık kaynağı ile 40 sn boyunca ışık uygulanarak rezin simanın polimerizasyonu sağlanmıştır. Son olarak bağlantı bölgesine “Oxyguard II” uygulanarak simanın havayla teması kesilmiş ve simantasyon işlemi tamamlanmıştır (Şekil 2.21).



Şekil 2.18. Simantasyon işlemi için kullanılan Panavia F2.0 siman



Şekil 2.19. Zirkonya-alümina ve metal primer Z-Prime Plus



Şekil 2.20. Ti-Base sistemin titanyum alt yapısında var olan düz yüzey neticesinde oluşan kilit mekanizması



Şekil 2.21. Simantasyon işlemi tamamlanan Ti-Base zirkonya destek

Ti-Base zirkonya ve titanyum desteklerin üzerine simante edilecek monolitik zirkonya kronların simantasyonu için; zirkonya destek, titanyum destek ve zirkonya kronun iç yüzeyi alkol ile temizlenip kurutulduktan sonra zirkonya-alümina-metal primer olan Z-Prime Plus (Bisco, Schaumburg, Illinois, USA) uygulanmış ve 3 dakika süreyle beklenmiştir. Tüm yüzey düzenlemeleri bittikten sonra, Panavia F2.0 siman (Kuraray, Osaka, Japan) kullanılarak Panavia F Paste A” ve “Panavia F Paste B” 1:1 oranında karıştırılarak simantasyon işlemi hafif parmak basıncı altında gerçekleştirilmiştir.

Ti-Base zirkonya ve titanyum desteklerin üzerine simante edilecek Lava Ultimate rezin nano seramik kronların simantasyonu için ise; zirkonya ve titanyum destekler alkol ile temizlenip kurutulduktan sonra, zirkonya-alümina-metal primer olan Z-Prime Plus (Bisco, Schaumburg, Illinois, USA) uygulanmış ve 3 dakika süreyle beklenmiştir. Lava Ultimate kronların iç yüzeyi; firmanın tavsiyelerine uygun olarak 50 µm boyutundaki alüminyum oksit ile kumlanmış ve ardından alkol ile temizlenip kurutulmuştur. Rely X Ceramic Primer (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Şekil 2.22) uygulanarak kuruması için 5 dakika süreyle beklenmiştir. Tüm yüzey düzenlemeleri bittikten sonra, Panavia F2.0 siman (Kuraray, Osaka, Japan) kullanılarak, Panavia F Paste A” ve “Panavia F Paste B” 1:1 oranında karıştırılarak (Şekil 2.23) simantasyon işlemi hafif parmak basıncı altında gerçekleştirilmiştir.

Ti-Base zirkonya ve titanyum destekler üzerine simante edilmiş Lava Ultimate ve monolitik zirkonya kronlar Şekil 2.24, Şekil 2.25, Şekil 2.26 ve Şekil 2.27’de gösterilmiştir.



Şekil 2.22. Rely X Ceramic Primer



Şekil 2.23. Panavia F Paste A” ve “Panavia F Paste B” 1:1 oranında karıştırılması



Şekil 2.24. Ti-Base zirkonya destek üzerine simante edilmiş Lava Ultimate kron



Şekil 2.25. Ti-Base zirkonya destek üzerine simante edilmiş monolitik zirkonya kron



Şekil 2.26. Titanyum destek üzerine simante edilmiş Lava Ultimate kron



Şekil 2.27. Titanyum destek üzerine simante edilmiş monolitik zirkonya kron

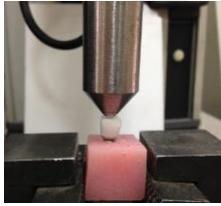
2.1.2. Kırılma Direnci Testleri

Kırılma direnci testleri için, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan, Lloyd LRX cihazı (Lloyd Instruments Ltd., Hampshire, United Kingdom) (Şekil 2.28) ve Nexygen bilgisayar yazılımı

kullanılmıştır. Kronlar, test cihazının alt tablasına, uygulanan yük okluzal yüze dik gelecek şekilde tespit edilmiştir. Cihazın hareketli üst bölümüne monte edilen 4 mm çaplı çelik uç ile kronların santral fossa ve tüberkül eğimleri üzerinden yükleme yapılmıştır (Şekil 2.29). Başlangıç yükleme 2 N iken, yük 1 mm/dk hızda uygulanmış ve örneklerde ilk kırılma gözlemlendikten sonra deney sonlandırılarak, kronların kırıldığı maksimum değerler kaydedilmiştir.



Şekil 2.28. Lloyd LRX cihazı (Lloyd Instruments Ltd., Hampshire, United Kingdom)



Şekil 2.29. Kronların oklüzalden yüklenmesi

2.1.3. İstatiksel Analiz

Örneklem büyüklüğü çalışmaya başlamadan önce hesaplanmıştır. Maksimum kırılma dayanımı 1400, minimum kırılma dayanımı 1100, standart sapma 250 alınarak, bu çalışmanın %5 alfa hata ve %80 güç ile yapılabilmesi için her grupta 9 örneğe ihtiyaç olduğu hesaplanmıştır. Analizlerde SPSS 22.0 Windows paket programı kullanılmıştır. Verilerin tanımlayıcı istatistiklerinde; ortalama, standart sapma, median, minimum, maksimum ve yüzde değerleri kullanılmıştır. Çalışmamızda, örneklem sayısı nedeniyle ($n < 30$) veriler normal dağılıma uymamaktaydı.

Kırılma deneyinde; elde edilen sonuçların istatistiksel analizi Kruskal-Wallis testi ile yapılmıştır. Sonuçlar $p<0,05$ durumunda anlamlı kabul edilmiştir. Gruplar arasındaki farkın hangi gruplar arasında olduğunun tespitinde Bonferonni düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Grupların birbirleriyle karşılaştırılmasında uygulanan Bonferonni düzeltmesinden sonra anlamlılık düzeyi $p<0,008$ (0.05/6) olmuştur.

Kırılma tiplerinin istatistiksel analizi ise Pearson Ki-Kare testi ile yapılmış, sonuçlar, $p<0,05$ durumunda anlamlı kabul edilmiştir. Gruplar arası farkın tespitinde de aynı test ve $p<0,05$ değeri kullanılmıştır.

2.2. Sonlu Elemanlar Analizi

Bu araştırma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir. Çalışmada 3 boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SESA) yöntemi kullanılarak, statik lineer analiz yapılmıştır.

Bu çalışmada; sağ mandibular 2. premolar diş bölgesine yerleştirilen implant üzerine Ti-Base zirkonya destek ve titanyum destekler ile monolitik zirkonya ve Lava Ultimate kronların tasarlandığı modeller oluşturulmuştur. Bu modeller; hem akrilik rezin kaide içinde, hem de kortikal ve spongios kemik içinde tasarlanmış ve toplam 8 adet model oluşturulmuştur (Çizelge 2.2.). Yaptığımız in vitro kırılma direnci deneyi çalışmamıza benzerlik göstermesi amacıyla, akrilik kaideli modellerde; destek ve kron olarak kullanılan materyallerde meydana gelen Von Mises gerilme değerleri ölçülmüştür. Kortikal ve spongios kemiğin yansıtıldığı modellerde ise; kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve implantta oluşan Von Mises gerilme değerleri ölçülmüştür.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intelxeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve

Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (Algor, Inc. 150 Beta Drive Pittsburg, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Çizelge 2.2. Çalışma grupları

Grup	Destek	Üst Yapı	Kaide
Model 1	Ti-Base zirkonya destek	Lava Ultimate rezin nano seramik kron	Akrilik rezin
Model 2	Ti-Base zirkonya destek	Monolitik zirkonya kron	Akrilik rezin
Model 3	Titanyum	Lava Ultimate rezin nano seramik kron	Akrilik rezin
Model 4	Titanyum	Monolitik zirkonya kron	Akrilik rezin
Model 5	Ti-Base zirkonya destek	Lava Ultimate rezin nano seramik kron	Kortikal-spongioz kemik
Model 6	Ti-Base zirkonya destek	Monolitik zirkonya kron	Kortikal-spongioz kemik
Model 7	Titanyum	Lava Ultimate rezin nano seramik kron	Kortikal-spongioz kemik
Model 8	Titanyum	Monolitik zirkonya kron	Kortikal-spongioz kemik

2.2.1. Matematiksel Modellerin Oluşturulması

2.2.1.1. İmplantın Modellenmesi

Çalışmamızda 4.5x11.5 Zimmer Tapered Screw-Vent boyun bölgesi yivsiz implant (Zimmer Dental Inc, Carlsbad, CA, USA) kullanılmıştır. Üç boyutlu modellerimizdeki implantlar Smartoptics üç boyutlu tarayıcısında (Şekil 2.30) büyük ölçekte, örnek implantın taranmasıyla elde edilmiştir. İmplantların taranmasından elde edilen nokta bulutları stl formatında kaydedilmiş ve bu formattaki dosyalar Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarılarak implant modelimiz oluşturulmuştur (Şekil 2.31).



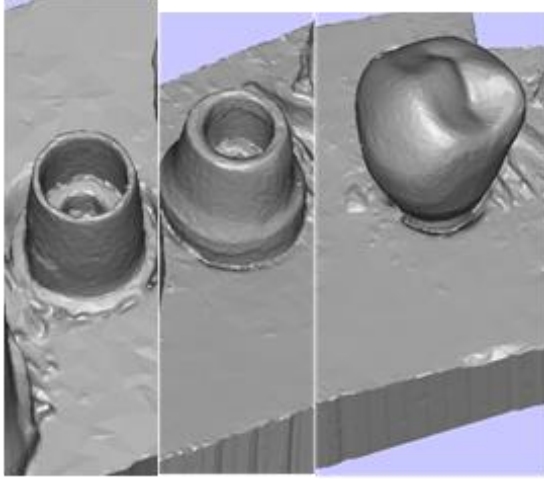
Şekil 2.30. Smartoptics 3D lazer tarayıcı



Şekil 2.31. Oluşturulan implant modeli

2.2.1.2. Desteklerin ve Üst Yapıların Modellenmesi

Üç boyutlu olarak tasarlanacak olan destek ve üst yapıların yaptığımız in vitro kırılma direnci deneyi çalışmamızdaki modellere birebir benzerlik göstermesi hedeflenmiştir. Bu amaçla, modellerin oluşturulması için Cerec 3D tarayıcı sistemi (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) kullanılmıştır. Taranan optik modeller (Şekil 2.32), stl formatına dönüştürülmüştür. Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin, koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. VRMesh yazılımında elde edilen modellerle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapılmış, stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderilmiştir. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılmıştır. Ana modeller referans alınarak sonlu eleman analizi için uygun yüzey özelliklerine sahip sadeleştirilmiş ve hatalarından arındırılmış modeller oluşturulmuştur (Şekil 2.33).



Şekil 2.32. Cerec 3D tarayıcı sisteminde taranan modeller



Şekil 2.33. Oluşturulan destek ve üst yapı modelleri

Ti-Base zirkonya desteğin hem titanyum alt yapısının üzerine, hem de zirkonya parçasının üzerine, in vitro kırılma direnci deneyi çalışmamızdaki modellere birebir benzerlik göstermesi adına, 80 μm 'lık siman payı oluşturulmuştur (Şekil 2.34). Titanyum destekli modellerde ise, Ti-Base zirkonya desteğin titanyum alt yapısının üzerinde bırakılan siman aralığı yerine titanyum materyalinin özellikleri girilerek, sadece titanyum desteğin üzerine siman payı oluşturulmuştur. Sonlu eleman analizinde, aynı malzemeden oluşan ve birbirlerine tam olarak yapıştırılmış haldeki modeller katı cisim (solid body) davranışı gösterirler. Bu nedenle değişken sayısını arttırmamak amacıyla aynı model üzerinden sadece materyal özelliklerini değiştirilerek analiz yapılmasına karar verilmiştir.



Şekil 2.34. Modellerde oluşturulan siman aralıkları

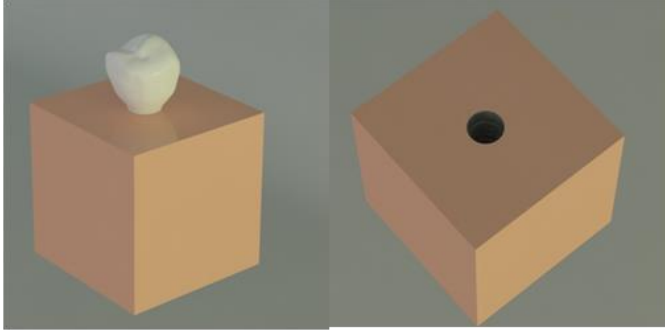
2.2.1.3.Kortikal-Spongioz Kemik ve Akrilik Rezin Kaidelerinin Modellenmesi

Akrilik kaide modelinin elde edilmesi için Rhinoceros 4.0 yazılımında 20x20x20 mm ölçülerinde bir küp modellenmiştir. Daha sonra elde edilen akrilik kaide modelinden implant modeli boolean yöntemi çıkarılarak, modeller arasında kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

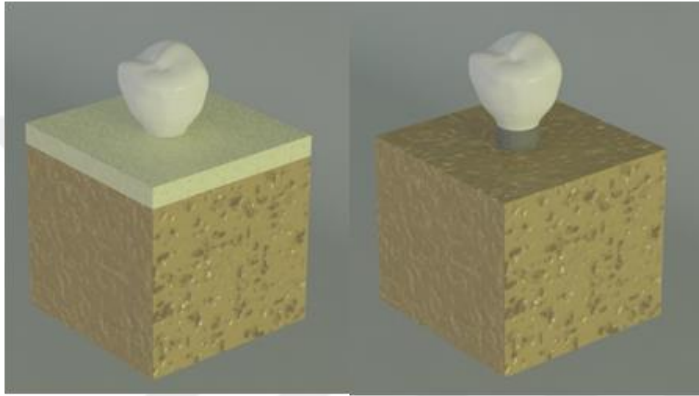
Kortikal ve spongioz kemik modellerini elde etmek için Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım ile boyutları yaklaşık 20x20x20 mm ve 20x20x18 mm olan iki tane üç boyutlu bir kutu modellenmiştir. Elde edilen kutuların üst üste hizalanmasıyla kortikal ve spongioz kemik modelleri konumlandırılmıştır. Konumlandırılan modellerden implant modelinin boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla kemik modelleri ve implant arasında kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır. Bu uygulama sayesinde elde edilen spongioz kemik kortikal kemiğin içine bire bir yerleşebilmektedir.

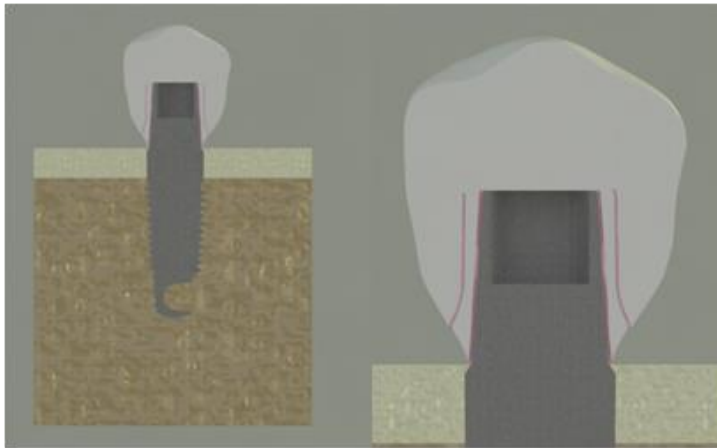
Üç boyutlu oluşturulan akrilik rezin kaide modelleri, kortikal ve spongioz kemik kaide modelleri ve hazırlanan modellerin kesitsel görüntüsü Şekil 2.35, Şekil 2.36 ve Şekil 2.37’de gösterilmiştir.



Şekil 2.35. Üç boyutlu oluşturulan akrilik rezin kaide modelleri

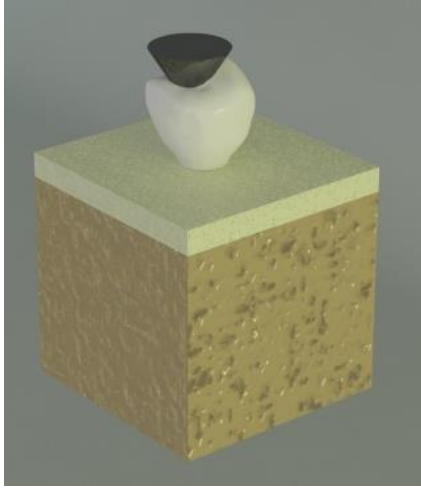


Şekil 2.36. Üç boyutlu oluşturulan kortikal ve spongioz kemik kaide modelleri



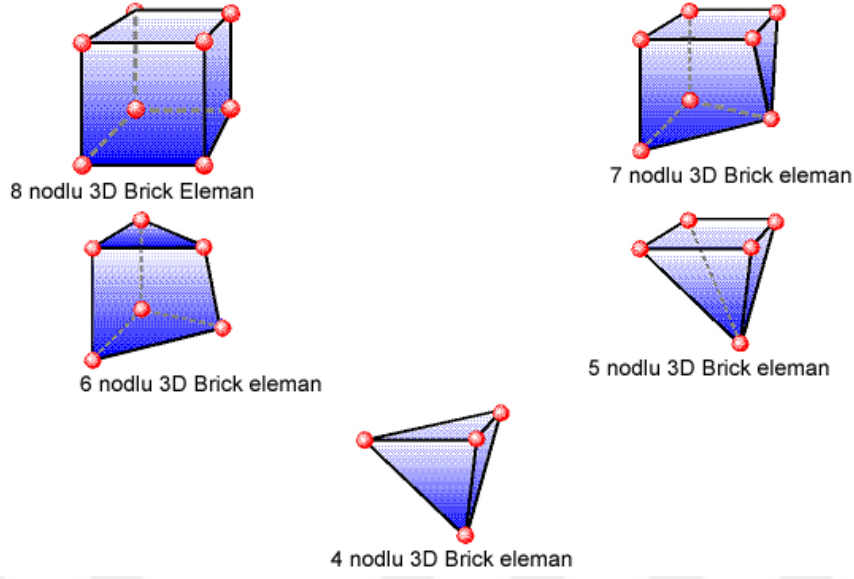
Şekil 2.37. Hazırlanan modellerin kesitsel görüntüsü

Sonuç olarak kırılma direnci deneyindeki test cihazını simule edecek konik yapı gene aynı programda modellenerek modele uygun pozisyonda yerleştirilmiştir (Şekil 2.38).



Şekil 2.38. Kırılma direnci deneyindeki test cihazını simüle eden modelin tasarımı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro yazılımına yüzey verisi olarak aktarılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir. Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Modellerde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra, burada Bricks ve Tetrahedra katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturulabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. 8 nodlu elemanların gerekli detayları vermediği durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 2.39).



Şekil 2.39. Düğüm noktası farklı olan eleman tiplerinin görüntüsü

Çalışmamızın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Çizelge 2.3'te verilmiştir.

Çizelge 2.3. Düğüm ve eleman sayıları

Kaide	Düğüm	Eleman
Akrilik	161563	821498
Kemik	164468	853317

Elde edilen matematiksel modellelerin, sonlu elemanlar stres analiz programında çalışabilmesi ve sonuçlarının doğru olarak elde edilebilmesi için, sistem elemanlarının programa tanıtılması gerekmektedir. Çalışmamızda; kortikal, spongioz kemik, akrilik rezin, titanyum, InCoris TZI, InCoris ZI, Lava Ultimate ve Panavia kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan bütün malzemeler; lineer, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan yapıların fiziksel özelliklerini tanımlayan Çizelge 2.4'te görülen elastisite modülleri ve Poisson oranları Algor Fempro üç boyutlu sonlu eleman analiz programına tanıtılmıştır.

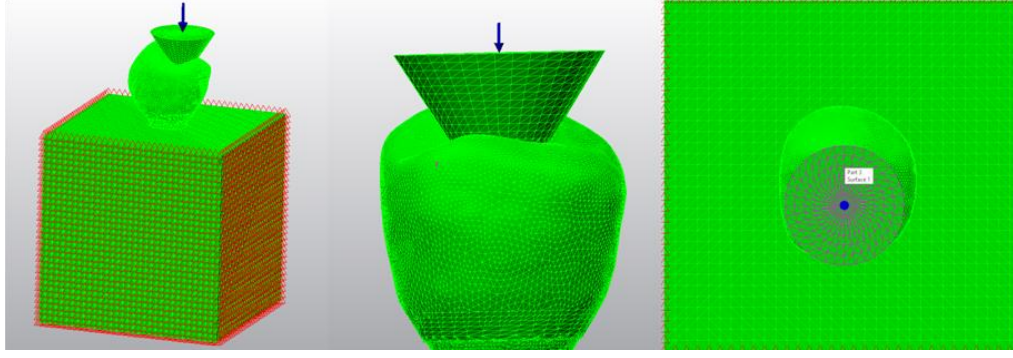
Çizelge 2.4. Kullanılan materyallerin elastisite modülleri (GPa) ve Poisson oranları

Materyal	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Kortikal kemik	13,7	0,3	(Menicuccive ark., 2002)
Spongioz kemik	1,37	0,3	(Menicuccive ark., 2002)
Akrilik rezin	2,5	0,3	(Mobiiove ark., 2012)
Titanyum	110	0,35	(Linve ark., 2006)
InCoris TZI	144	0,35	(Nassefve ark., 2014)
InCoris ZI	70	0,21	(Schmitterve ark., 2013)
Lava Ultimate	12,8	0,3	(Chenve ark., 2014)
Panavia	18,6	0,28	(Schmitterve ark., 2012)

2.2.2. Sınır Koşulları

Birleştirilmiş modeller üç boyutlu uzayda serbesttir. Boşlukta duran modele, analiz yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırların tanımlanması gerekmektedir. Oluşturulan sınırlamalar sayesinde problem tanımlanan bölge içerisinde çözülebilmektedir.

Çalışmamızda hazırlanan modeller kemiği ifade eden kutunun dış ve alt düğümlerinde her ekseninde DOF 'da (Degree of Freedom) 0 (sıfır) harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 2.40.). Kuvvet uygulandığında model bu bölgelerden destek almaktadır. Destek düzlemleri stres analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzakta belirlenmiştir. Değerlendirilecek bölgeye destek düzlemler yakın belirlenir ise; oluşan stresler destek düzlemlerine kadar aktarılabilir ve sonuçlar da hataya neden olabilir.



Şekil 2.40. Sınır koşulu

Çalışmamızda; 2 farklı tasarımda, iki farklı yükleme koşulunda toplam 8 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Instron üst noktasından 90° 'lik açı ile akrilik modele, in vitro kırılma direnci deneylerindeki maksimum kırılma dayanımını gösteren örneğin kırıldığı direnç değeri olan 2448,684 N, kemik modele ise ortalama çiğneme kuvveti olarak 100 N kuvvet uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Akrilik kaideli modellerde; destek ve kron olarak kullanılan materyallerde meydana gelen Von Mises gerilme değerleri (MPa) ölçülmüştür. Kortikal ve spongioz kemiğin yansıtıldığı modellerde ise; kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri (MPa) ve implantta oluşan von Mises gerilme değerleri (MPa) incelenmiştir. Elde edilen sayısal değerler, gerilme dağılımlarının gösterildiği kesitlerle birlikte değerlendirilmiştir.

3. BULGULAR

3.1. Kırılma Direnci Deneyi

Yapılan kırılma testlerinde dört gruba ait değerler Çizelge 3.1, 3.2, 3.3 ve 3.4’de belirtilmiştir. Grup 1’de; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin, Grup 2’de; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin, Grup 3’de; titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate Resin Nanoseramik kronlu modellerin, Grup 4’de; titanyum destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin kırılma direnci değerleri verilmiştir. Ayrıca kırılma deneyinde görülen kırılma bölgeleri de belirtilmiştir.

Çizelge 3.1. Ti-Base Zirkonya Destek Üzerine Yapılan Lava Ultimate Resin Nanoseramik Kronlu Modellerin Kırılma Direnci Değerleri ve Kırılma Bölgeleri (Ti-Base: Ti-Base Zirkonya Destek, Ulti: Lava Ultimate Resin Nanoseramik Kron)

GRUP 1		
Modeller	Kırılma Dirençleri	Kırılma Bölgesi
Ti-Base / Ulti 1	1435,560 N	Zirkonya destek
Ti-Base / Ulti 2	1138,482 N	Kron (tek parçalı)
Ti-Base / Ulti 3	1532,812 N	Kron (çok parçalı)
Ti-Base / Ulti 4	1109,101 N	Kron (çok parçalı)
Ti-Base / Ulti 5	1627,402 N	Kron (çok parçalı)
Ti-Base / Ulti 6	1574,159 N	Zirkonya destek
Ti-Base / Ulti 7	1328,666 N	Kron (çok parçalı)
Ti-Base / Ulti 8	1253,057 N	Kron (çok parçalı)
Ti-Base / Ulti 9	1395,829 N	Kron (çok parçalı)

Çizelge 3.2. Ti-Base Zirkonya Destek Üzerine Yapılan Monolitik Zirkonya Kronlu Modellerin Kırılma Direnci Değerleri ve Kırılma Bölgeleri (Ti-Base: Ti-Base Zirkonya Destek, Zir: Monolitik Zirkonya Kron)

GRUP 2		
Modeller	Kırılma Dirençleri	Kırılma Bölgesi
Ti-Base / Zir 1	2199,863 N	Zirkonya destek
Ti-Base / Zir 2	2488,684 N	Zirkonya destek
Ti-Base / Zir 3	2404,429 N	Kron (çok parçalı)
Ti-Base / Zir 4	2447,218 N	Kron (çok parçalı)
Ti-Base / Zir 5	2039,103 N	Zirkonya destek
Ti-Base / Zir 6	2353,864 N	Kron (tek parçalı)
Ti-Base / Zir 7	2345,878 N	Kron (tek parçalı)
Ti-Base / Zir 8	2240,710 N	Zirkonya destek
Ti-Base / Zir 9	2485,579 N	Kron (çok parçalı)

Çizelge 3.3. Titanyum Destek Üzerine Yapılan Lava Ultimate Rezin Nanoseramik Kronlu Modellerin Kırılma Direnci Değerleri ve Kırılma Bölgeleri (Ti: Titanyum Destek, Ulti: Lava Ultimate Rezin Nanoseramik Kron)

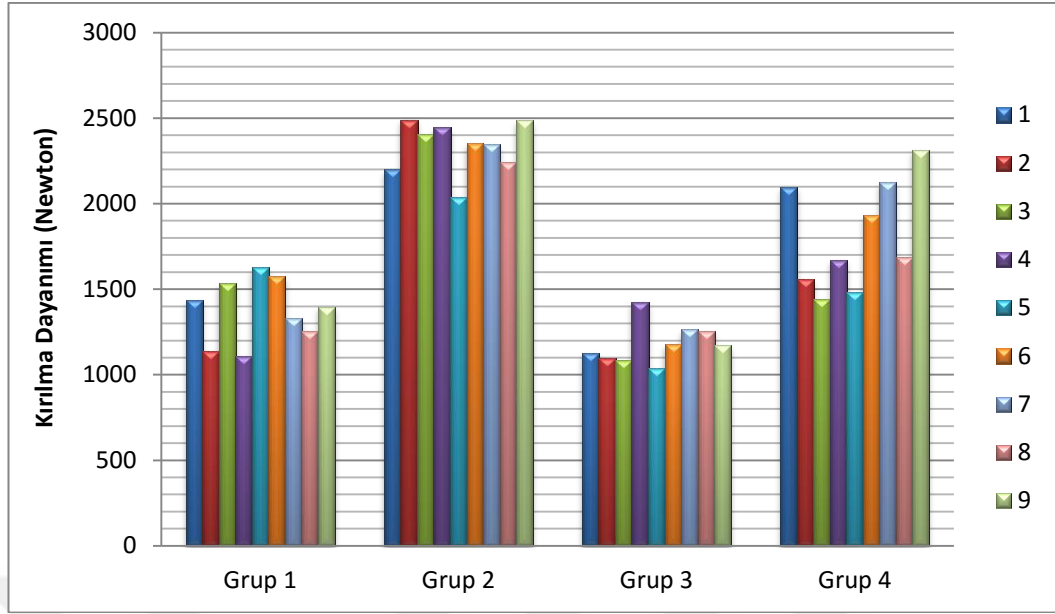
GRUP 3		
Modeller	Kırılma Dirençleri	Kırılma Bölgesi
Ti / Ulti 1	1127,465 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Ulti 2	1092,836 N	Kron (tek parçalı)
Ti / Ulti 3	1081,649 N	Kron (tek parçalı)
Ti / Ulti 4	1426,627 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Ulti 5	1034,336 N	Kron (tek parçalı)
Ti / Ulti 6	1177,389 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Ulti 7	1262,363 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Ulti 8	1255,410 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Ulti 9	1171,500 N	Kron (çok parçalı)

Çizelge 3.4. Titanyum Destek Üzerine Yapılan Monolitik Zirkonya Kronlu Modellerin Kırılma Direnci Değerleri ve Kırılma Bölgeleri (Ti: Titanyum Destek, Zir: Monolitik Zirkonya Kron)

GRUP 4

Modeller	Kırılma Dirençleri	Kırılma Bölgesi
Ti / Zir 1	2098,453 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Zir 2	1556,754 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Zir 3	1438,538 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Zir 4	1669,452 N	Kron (tek parçalı)
Ti / Zir 5	1481,374 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Zir 6	1929,753 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Zir 7	2123,718 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Zir 8	1684,456 N	Kron (çok parçalı)
Ti / Zir 9	2313,242 N	Kron (çok parçalı)

Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin (Grup 1) ortalama kırılma direnci 1377,230 N, Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 2) ortalama kırılma direnci 2333,926 N, titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate Rezin Nanoseramik kronlu modellerin (Grup 3), ortalama kırılma direnci 1181,064 N, titanyum destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 4) ortalama kırılma direnci değerleri ise 1810,638 N olarak bulunmuştur. En yüksek kırılma değeri; 2488,684 N ile Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu Ti-Base / Zir 2 modelinde, en düşük kırılma değeri ise; 1034,336 N ile titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate Rezin Nanoseramik kronlu Ti / Ulti 5 modelinde görülmüştür (Şekil 3.1).



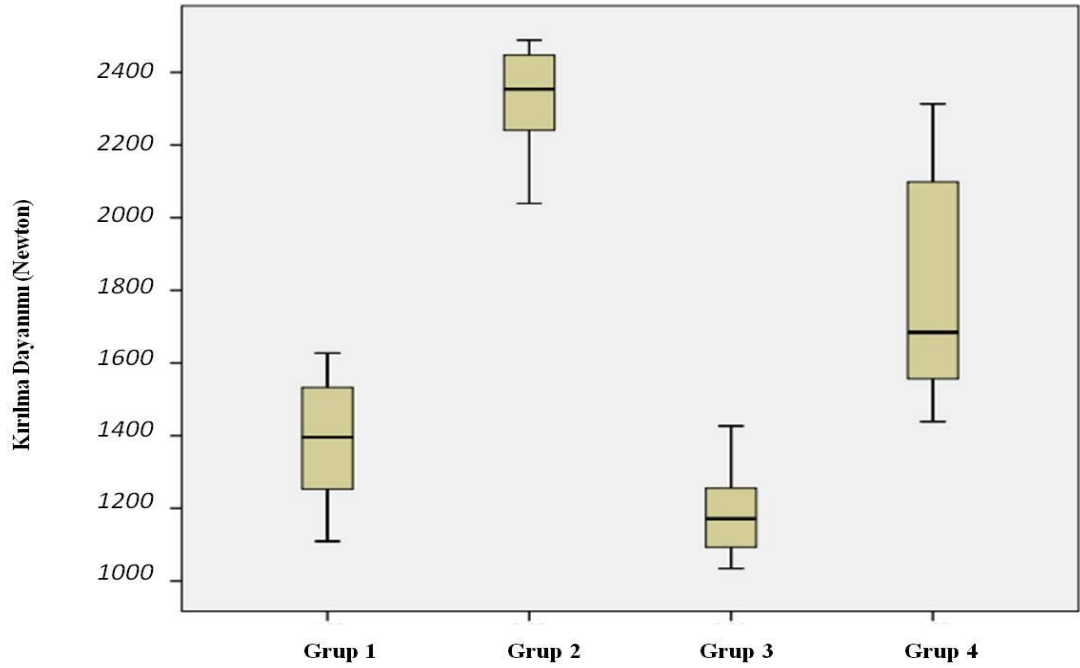
Şekil 3.1. Kırılma direnci değerleri

Bu çalışma kapsamında değerlendirilen grupların kırılma direnci verilerinin tanımlayıcı istatistikleri Çizelge 3.5’de belirtilmiştir.

Çizelge 3.5. Grupların kırılma dirençlerinin tanımlayıcı istatistikleri

	Ortalama	St. Sapma	Median	Minimum	Maksimum
Grup 1	1377,230	185,739	1395,829	1109,101	1627,402
Grup 2	2333,926	149,531	2353,864	2039,103	2488,684
Grup 3	1181,064	119,693	1171,500	1034,336	1426,627
Grup 4	1810,638	315,206	1684,456	1438,538	2313,242

İstatiksel olarak grupların kırılma dirençlerinin dağılımı Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Grupların kırılma dirençlerinin dağılımı

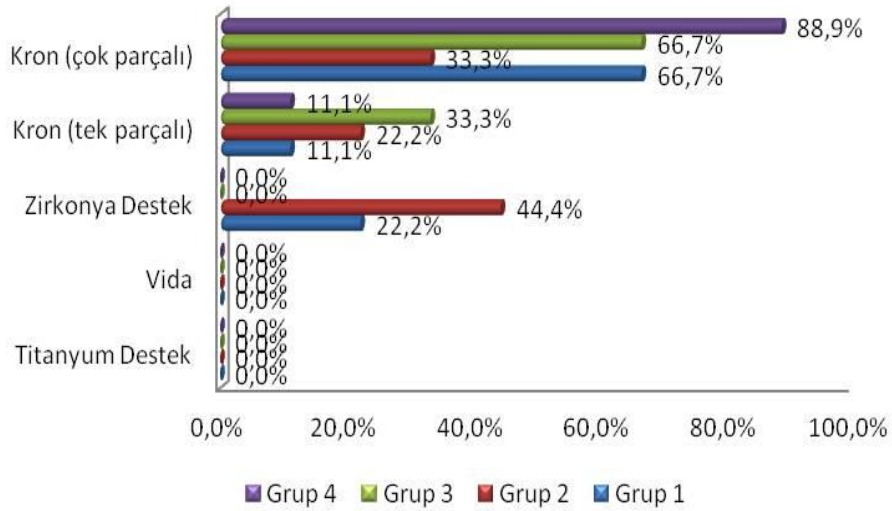
Kırılma dirençlerinin gruplar arası karşılaştırılmasında kullanılan Kruskal-Wallis testine göre; kırılma dirençlerinin median değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0.00$). Gruplar arasındaki bu farkın hangi gruplar arasında olduğunun tespitinde yapılan Bonferonni düzeltmeli Mann-Whitney U testi ile gruplar ikiyeşerli olarak birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Buna göre;

Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin (Grup 1) kırılma direnci değerleri ile Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 2) kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0.000$). Monolitik zirkonya kronlu modellerin Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellere göre kırılma dirençleri daha fazladır.

Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin (Grup 1) kırılma direnci değerleri ile titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin (Grup 3) kırılma direnci değerleri birbirlerine yakındır ve fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0.031$).

Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 2) kırılma direnci değerleri ile titanyum destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 4) kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0.001$). Ti-Base zirkonya destek üzerindeki kronların kırılma dirençleri titanyum destek üzerindeki kronlara göre daha fazladır.

Titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin (Grup 3) kırılma direnci değerleri ile titanyum destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 4) kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0.000$). Monolitik zirkonya kronlu modellerin Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellere göre kırılma dirençleri daha fazladır. Grup 1,2,3 ve 4'te görülen kırık tipleri Şekil 3.3'de belirtilmiştir.



Şekil 3.3. Gruplarda görülen kırık tipleri

Grup 1 'de; Ti-Base / Ulti 2 numaralı modelde kronun bir parçasının, Ti-Base / Ulti 1 ve 6 numaralı modellerde zirkonya desteğin kırılması görülürken, diğer modellerde kronların tamamı kırılmıştır. Grup 2 'de; Ti-Base / Zir 1, 2, 5 ve 8 numaralı modellerde zirkonya desteğin, Ti-Base / Zir 3, 4 ve 9 numaralı modellerde kronların tamamı, Ti-Base / Zir 6 ve 7 numaralı modellerde kronun bir parçası kırılmıştır. Grup 3 'de; Ti / Ulti 2, 3 ve 5 numaralı modellerde kronun bir parçasının

kırılması görülürken, diğer modellerde kronların tamamı kırılmıştır. Grup 4 'de; Ti / Zir 4 numaralı modelde kronun bir parçasının kırılması görülürken, diğer modellerde kronların tamamı kırılmıştır. Her dört grupta da titanyum destek ve vida kırılması gözlemlenmemiştir.

Kırılma tiplerinin gruplar arası karşılaştırılmasında kullanılan Pearson Ki-Kare testine göre; kırılma tiplerinin median değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p=0.085$). Pearson Ki-Kare testiyle gruplar ikişerli olarak da birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Buna göre;

Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin (Grup 1) kırılma tipleri ile Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 2) kırılma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına rağmen ($p=0.368$), Grup 2 'de Grup 1 'e göre daha çok zirkonyum destek, Grup 1 'de Grup 2 'ye göre ise daha fazla, çok parçalı kron kırığı görülmüştür.

Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin (Grup 1) kırılma tipleri ile titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin (Grup 3) kırılma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına rağmen ($p=0.223$), Grup 3 'de Grup 1 'e göre daha çok, tek parçalı kron kırığı görülmüştür.

Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 2) kırılma tipleri ile titanyum destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 4) kırılma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0.037$). Grup 4 'de Grup 2 'ye göre önemli derecede daha fazla, çok parçalı kron kırığı görülürken, Grup 2 'de Grup 4 'e göre daha fazla, tek parçalı kron kırığı görülmüştür.

Titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseraamik kronlu modellerin (Grup 3) kırılma tipleri ile titanyum destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 4) kırılma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına rağmen ($p=0.257$), Grup 3 'de Grup 4 'e göre daha çok, tek parçalı kron kırığı görülmüştür.

Titanyum ve Ti-Base zirkonya desteklerin üzerindeki monolitik zirkonya ve Lava Ultimate rezin nanoseraamik kronların tek ve çok parçalı kırıkları ve Ti-Base zirkonya destek kırığı Şekil 3.4, 3.5, 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11 ve 3.12'de gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Titanyum destek üzerindeki monolitik zirkonya kronun tek parçalı kırığı



Şekil 3.5. Titanyum destek üzerindeki monolitik zirkonya kronun çok parçalı kırığı



Şekil 3.6. Titanyum destek üzerindeki Lava Ultimate kronun tek parçalı kırığı



Şekil 3.7. Titanyum destek üzerindeki Lava Ultimate kronun çok parçalı kırığı



Şekil 3.8. Ti-Base zirkonya destek kırığı



Şekil 3.9. Ti-Base zirkonya destek üzerindeki monolitik zirkonya kronun tek parçalı kırığı



Şekil 3.10. Ti-Base zirkonya destek üzerindeki monolitik zirkonya kronun çok parçalı kırığı



Şekil 3.11. Ti-Base zirkonya destek üzerindeki Lava Ultimate kronun tek parçalı kırığı



Şekil 3.12. Ti-Base zirkonya destek üzerindeki Lava Ultimate kronun çok parçalı kırığı

3.2. Sonlu Elemanlar Analizi

Bu çalışmada kemik gibi kırılğan özellikteki dokuların stres değerlerini veren Principle stres (max-gerilme ve min-sıkışma stresi) değerlerinden; titanyum, zirkonyum gibi çekilebilirliği ve dövülebilirliği olan materyallerde de daha güvenli sonuç veren Von Mises stres değerlerinden yararlanılmıştır. Von Mises stres değerleri kırılğan materyallerde sadece streslerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda bir fikir verirken bu değerlerin ne tip bir stres oluşturduğu konusunda yanıltıcı olabilmektedir. Buna göre çalışmamızda, akrilik kaideli modellerde; destek ve kron olarak kullanılan materyallerde meydana gelen Von Mises gerilme değerleri ölçülmüştür. Kortikal ve spongios kemiğin yansıtıldığı modellerde ise; kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ile implantta oluşan Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir.

3.2.1. Destek ve Üst Yapı Von Mises Gerilme Değerleri

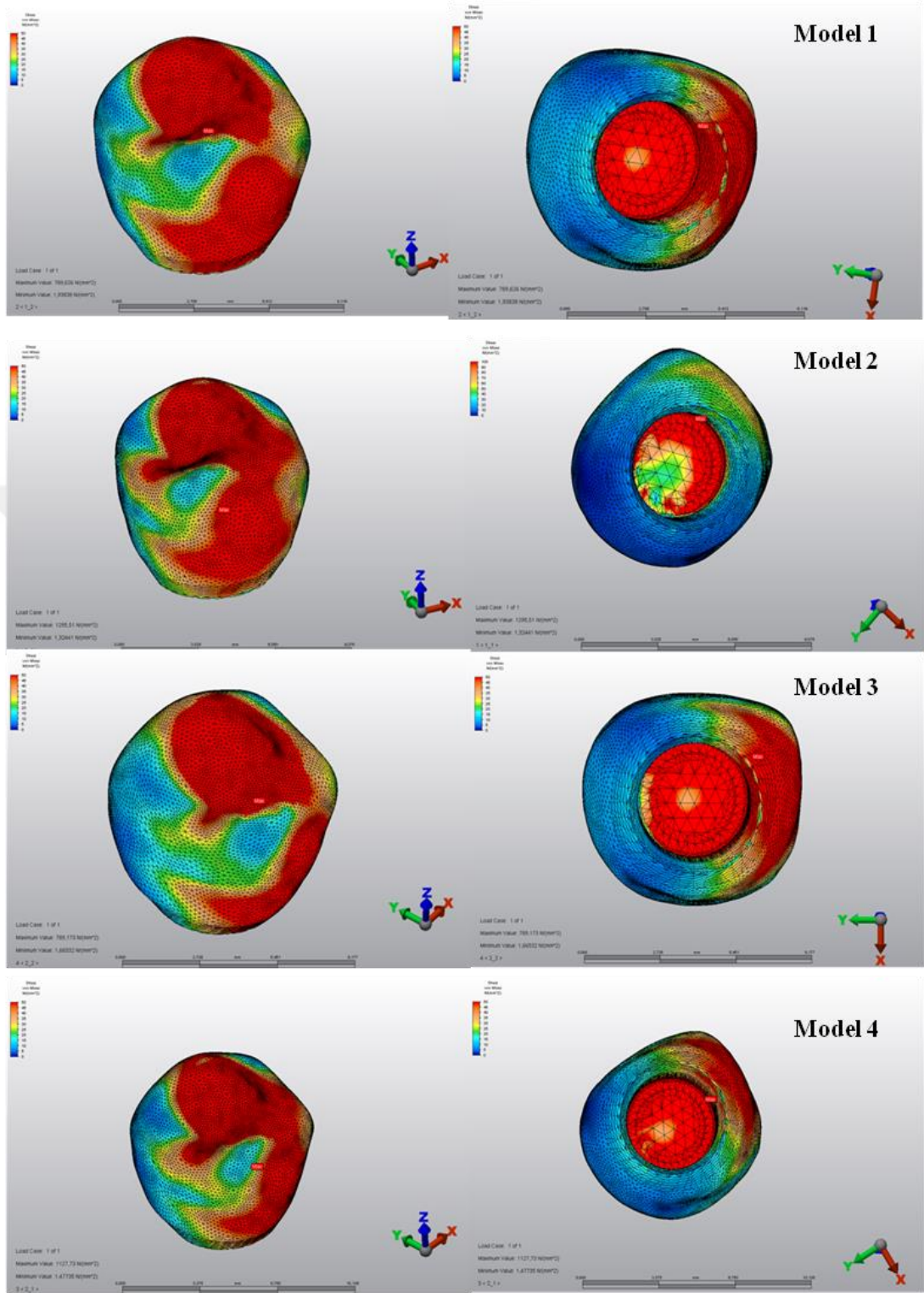
Bu grupta görülen maksimum Von Mises değerleri ve bu stres alanlarının lokalize olduğu bölgeler Çizelge 3.6’da gösterilmiştir.

Çizelge 3.6. Destek ve üst yapılarda görülen maksimum Von Mises değerleri ve bu stres alanlarının lokalize olduğu bölgeler

KRON			DESTEK	
	Maksimum Von Mises Stres Değerleri (MPa)	Lokalizasyon	Maksimum Von Mises Stres Değerleri (MPa)	Lokalizasyon
Model 1	789,62 MPa	oklüzolingualin desteğe bakan iç yüzü	1264,29 MPa	oklüzolingual
Model 2	1295,51 MPa	lingual kenarın desteğe bakan iç yüzü	434,40 MPa	oklüzolingual
Model 3	789,17 MPa	oklüzolingualin desteğe bakan iç yüzü	1233,81 MPa	oklüzolingual
Model 4	1127,73 MPa	lingual kenarın desteğe bakan iç yüzü	780,61 MPa	oklüzolingual

Model 1, 2, 3 ve 4 kronlarının oklüzalden ve servikalden üç boyutlu gerilim dağılım görüntüleri Şekil 3.13’de gösterilmiştir.

Bu grupta kronlardan elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; en yüksek değer Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modelde (Model 2) 1295,51 MPa olduğu, en düşük değer ise titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modelde (Model 3) 789,17 MPa olduğu saptanmıştır. Lava Ultimate rezin nanoseramik krona sahip olan modellerde monolitik zirkonya kronlu modellere göre oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri daha düşüktür. Her iki destek üzerindeki Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlar içeren modellerdeki oluşan stresler ise birbirlerine oldukça yakın değer göstermektedir. Sırasıyla tüm modellerdeki değerler kıyaslanacak olursa; M2>M4>M1>M3 şeklindedir.



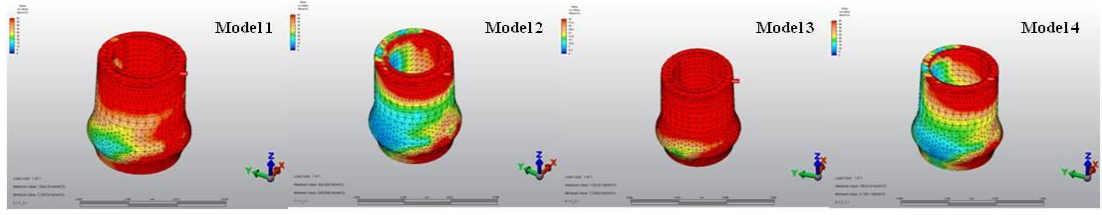
Şekil 3.13. Kronların oklüzalden ve servikalden üç boyutlu gerilim dağılım görüntüleri

Tüm kronlarda instron cihazını simüle eden yapının oklüzaldeki temas noktalarında beklenen üzere yoğun stres alanları görülmüştür. Ayrıca Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerde (Model 1 ve 3) maksimum Von Mises stres değerlerinin lokalize olduğu bölgeler; kronun oklüzolingualinin desteğe bakan iç yüzü iken, monolitik zirkonya kronlu modellerde; kronun lingual kenarının desteğe bakan iç yüzü olarak görülmüştür.

Model 1, 2, 3 ve 4 desteklerinin üç boyutlu gerilim dağılım görüntüleri Şekil 3.14’de gösterilmiştir.

Bu grupta desteklerden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde ise; en yüksek değer Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modelin desteğinde (Model 1) 1264,29 MPa olduğu, en düşük değer ise Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modelin desteğinde (Model 2) 434,40 MPa olduğu saptanmıştır. Lava Ultimate rezin nanoseramik krona sahip olan modellerde, monolitik zirkonya kronlu modellere göre desteklerde oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri daha yüksektir. Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlar içeren modellerin desteklerinde oluşan stresler ise birbirlerine oldukça yakın değer göstermektedir. Sırasıyla tüm modellerdeki değerler kıyaslanacak olursa; $M1 > M3 > M4 > M2$ şeklindedir.

Tüm desteklerde maksimum Von Mises stres lokalizasyonları oklüzolingual bölgelerinde görülmüştür. Ayrıca bu maksimum Von Mises lokalizasyonu dışında; Model 1 ‘de desteğin tüm 1/3 oklüzali, lingual yüzü ve servikolingualinde, Model 2 ‘de desteğin bukkal hariç tüm 1/3 oklüzali ve servikolingualinde, Model 3 ‘te desteğin bukkoservikali hariç tüm yüzlerinde, Model 4 ‘te desteğin bukkal hariç tüm 1/3 oklüzali ve servikolingualinde stres alanları görülmüştür.

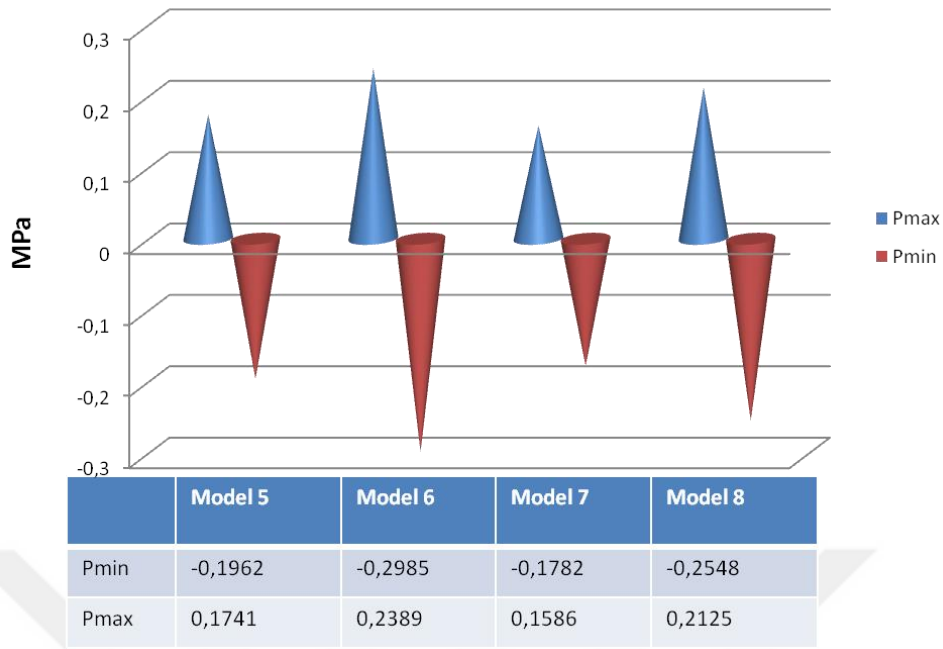


Şekil 3.14. Desteklerin üç boyutlu gerilim dağılım görüntüleri

3.2.2. Kortikal ve Spongioz Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri

Bu gruptaki tüm modellerde, kortikal kemikteki asal gerilme değerleri incelendiğinde, tüm implantların boyun bölgesindeki kortikal kemiğin bukkalinde minimum asal gerilme değerlerinin, lingualinde ise maksimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu tespit edilmiştir. En yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modeldeki (Model 6) implantın kortikal kemiğinin bukkalinde -0,2985 MPa, lingualinde 0,2389 MPa bulunmuştur. En düşük minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında ise; titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modeldeki (Model 7) implantın kortikal kemiğinin bukkalinde -0,1782 MPa, lingualinde ise 0,1586 MPa bulunmuştur.

Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri Şekil 3.15'te gösterilmiştir.

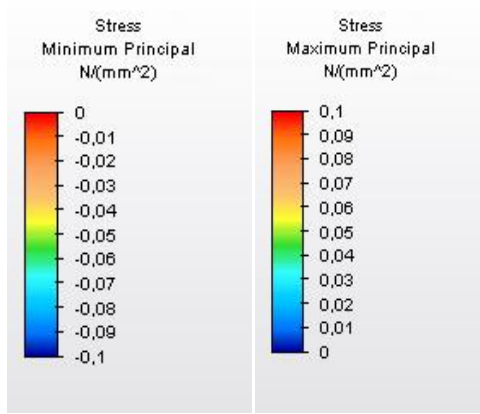


Şekil 3.15. Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri

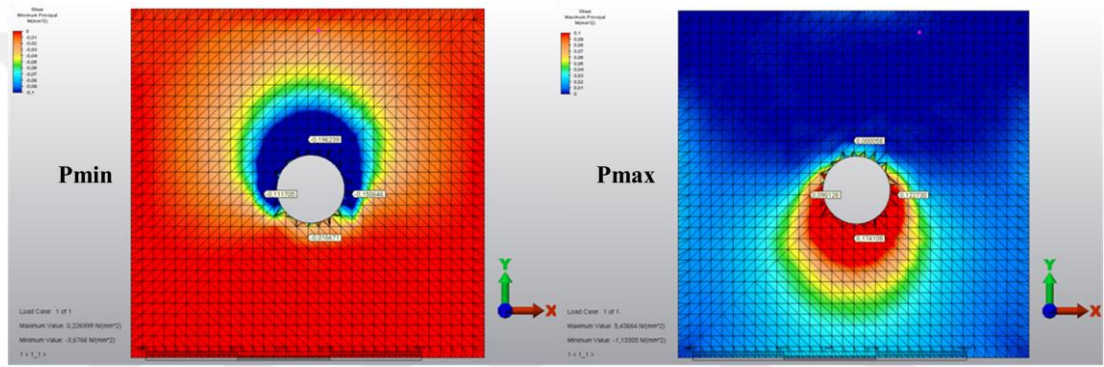
Minimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılmasının nispeten anlamlı olduğu kortikal kemikte; monolitik zirkonya krona sahip olan modellerde Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellere göre daha fazla stres oluşmuştur. Sırasıyla tüm modellerdeki değerler kıyaslanacak olursa; $M6 > M8 > M5 > M7$ şeklindedir.

Kortikal kemik gerilme değer ve renk skalasına (Şekil 3.16) göre Pmax için kırmızı alanlar, Pmin için mavi alanlar en yüksek değerleri verdiği bölgelerdir.

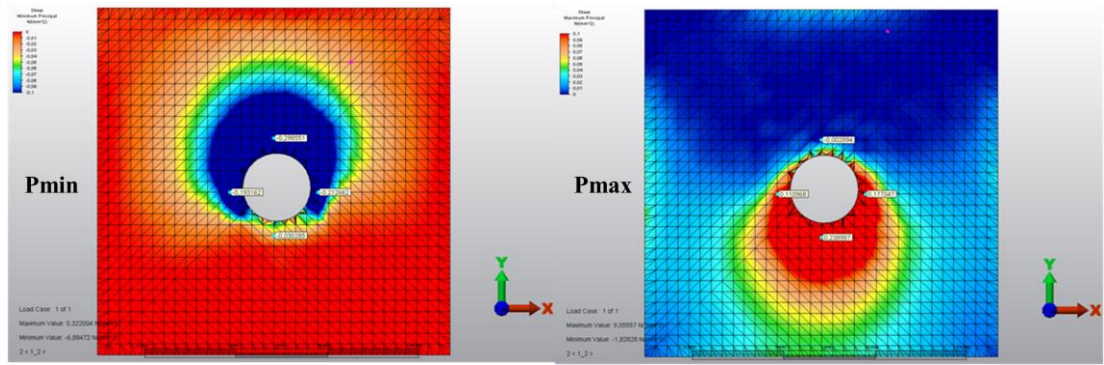
Model 5, 6, 7 ve 8 'deki kortikal kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri Şekil 3.17, 3.18, 3.19 ve 3.20'de gösterilmiştir.



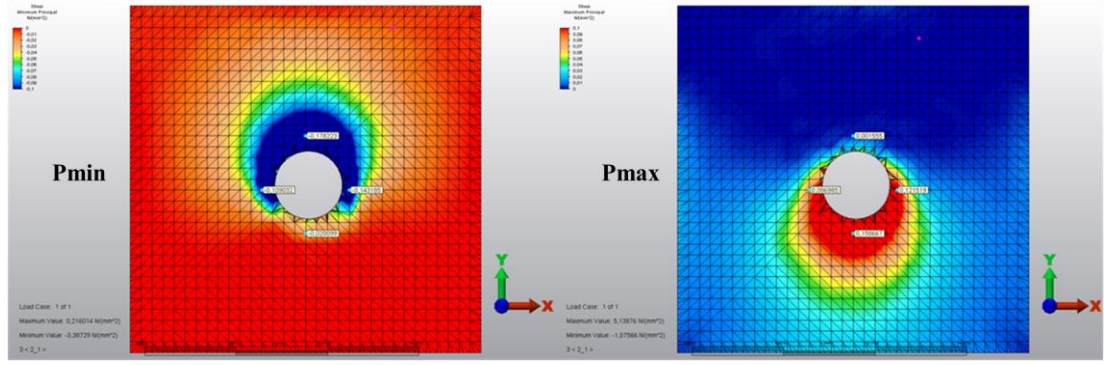
Şekil 3.16. Kortikal kemik gerilme değer ve renk skalası



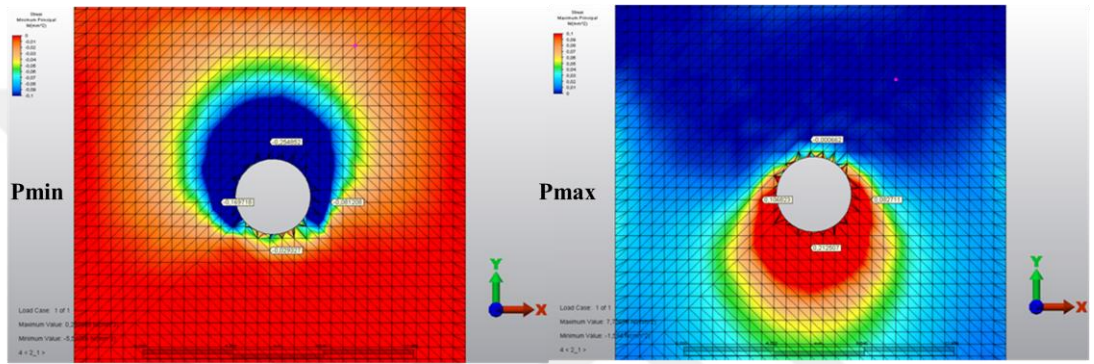
Şekil 3.17. Model 5 kortikal kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri



Şekil 3.18. Model 6 kortikal kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri



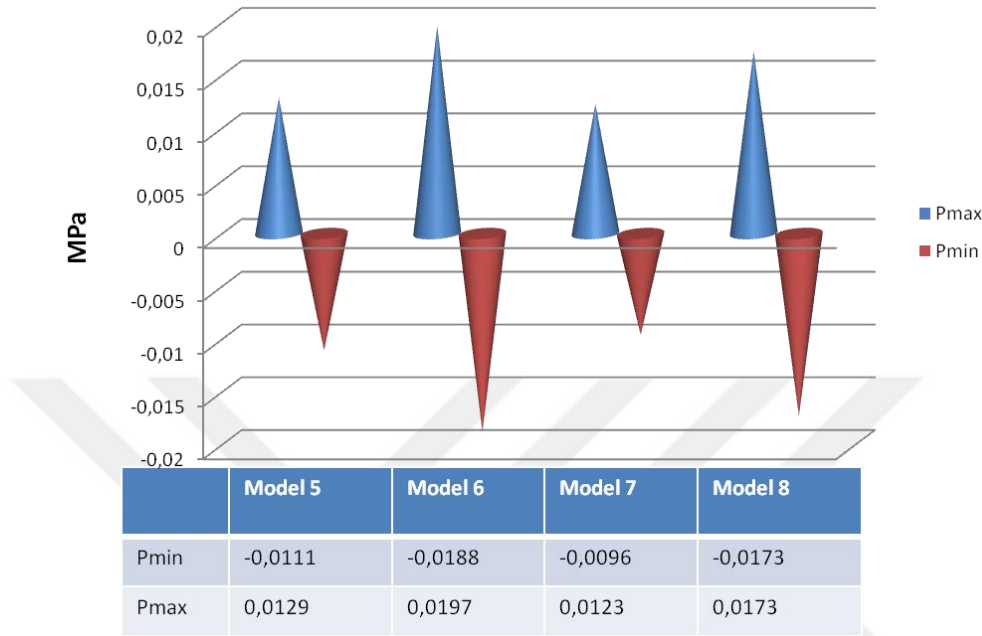
Şekil 3.19. Model 7 kortikal kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri



Şekil 3.20. Model 8 kortikal kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri

Bu gruptaki tüm modellerde, spongios kemikteki asal gerilme değerleri incelendiğinde ise, kortikal kemikte olduğu gibi bukkal bölgedeki minimum asal gerilme değerlerinin, lingual bölgede ise maksimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu tespit edilmiştir. Ancak stres dağılımlarının kortikal kemiğe göre implant yuvası çevresinde daha az ve daha dengeli olduğu gözlemlenmiştir. En yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modeldeki (Model 6) spongios kemiğinin bukkalinde -0,0188 MPa, lingualinde 0,0197 MPa bulunmuştur. En düşük minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında ise; titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modeldeki (Model 7) spongios kemiğinin bukkalinde -0,0096 MPa, lingualinde 0,0123 MPa bulunmuştur.

Spongiozl kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri şekil 3.21’de gösterilmiştir.

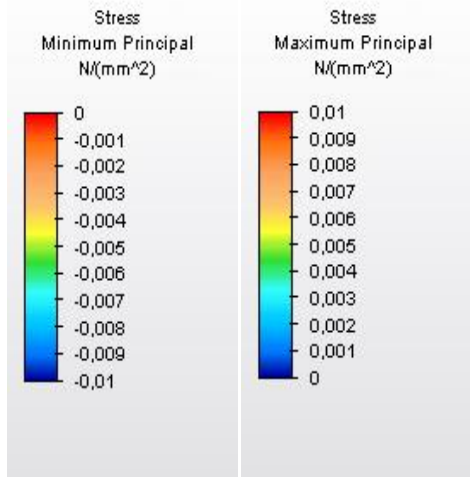


şekil 3.21. Spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri

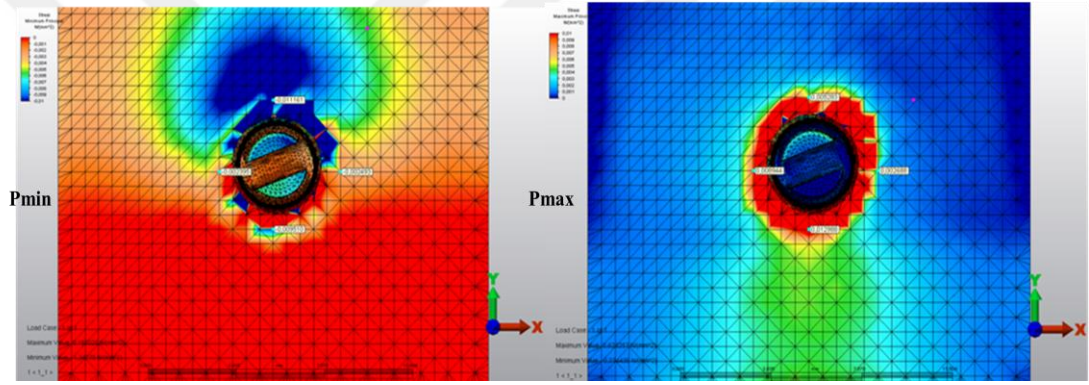
Maksimum asal gerilme değerlerinin nispeten anlamlı olduğu spongioz kemikte; monolitik zirkonya krona sahip olan modellerde Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellere göre daha fazla stres oluşmuştur. Ancak tüm modellerdeki değerler birbirlerine oldukça yakın seyretmektedir. Sırasıyla tüm modellerdeki değerler kıyaslanacak olursa; $M6 > M8 > M5 > M7$ şeklindedir.

Spongioz kemik gerilme değer ve renk skalasına (şekil 3.22) göre Pmax için kırmızı alanlar, Pmin için mavi alanlar en yüksek değerleri verdiği bölgelerdir.

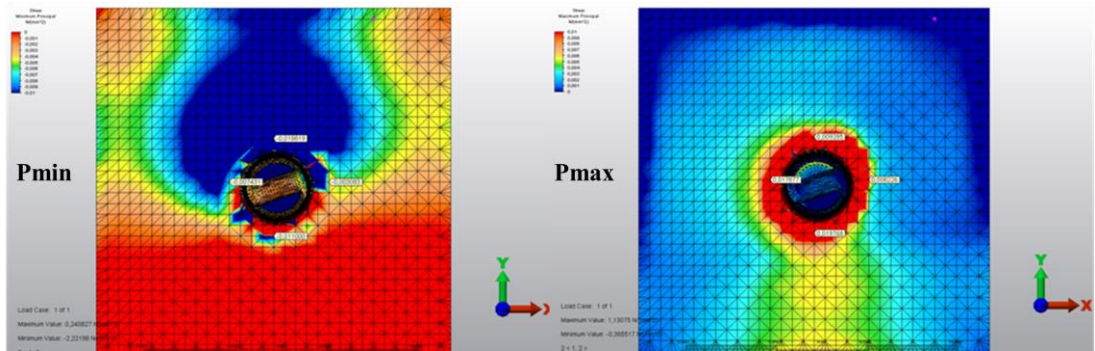
Model 5, 6, 7 ve 8 ‘deki spongioz kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri şekil 3.23, 3.24, 3.25 ve 3.26’da gösterilmiştir.



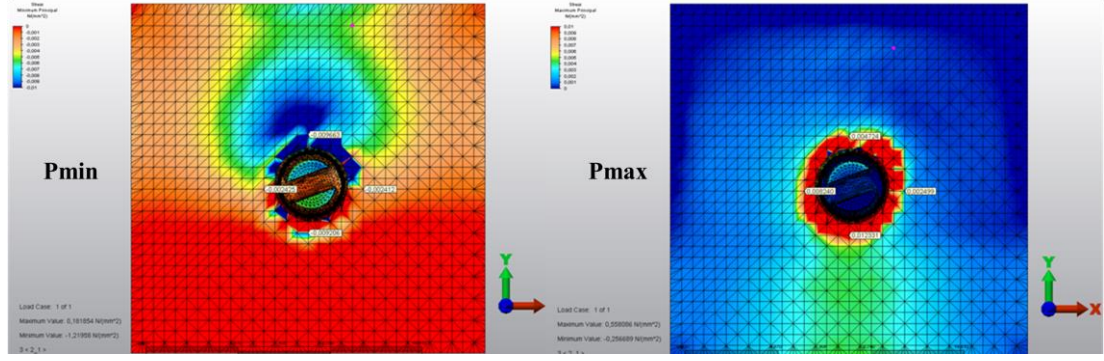
Şekil 3.22. Spongöz kemik gerilme değer ve renk skalası



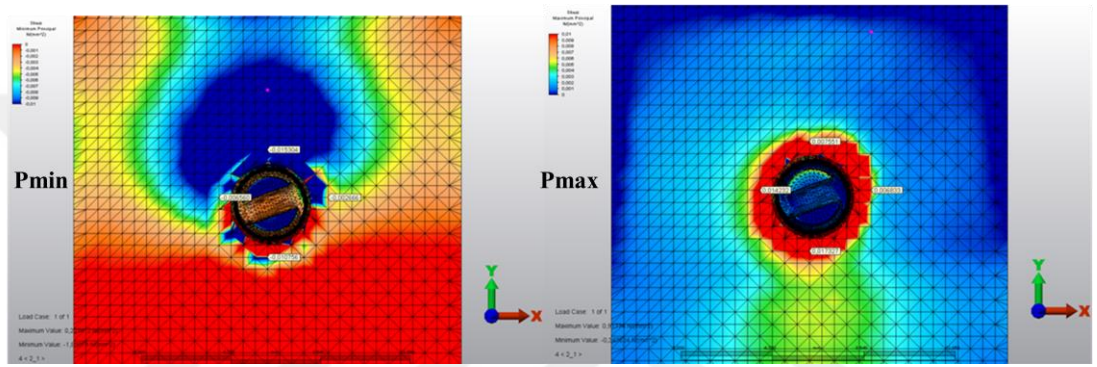
Şekil 3.23. Model 5 spongöz kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri



Şekil 3.24. Model 6 spongöz kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri



Şekil 3.25. Model 7 spongiöz kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri

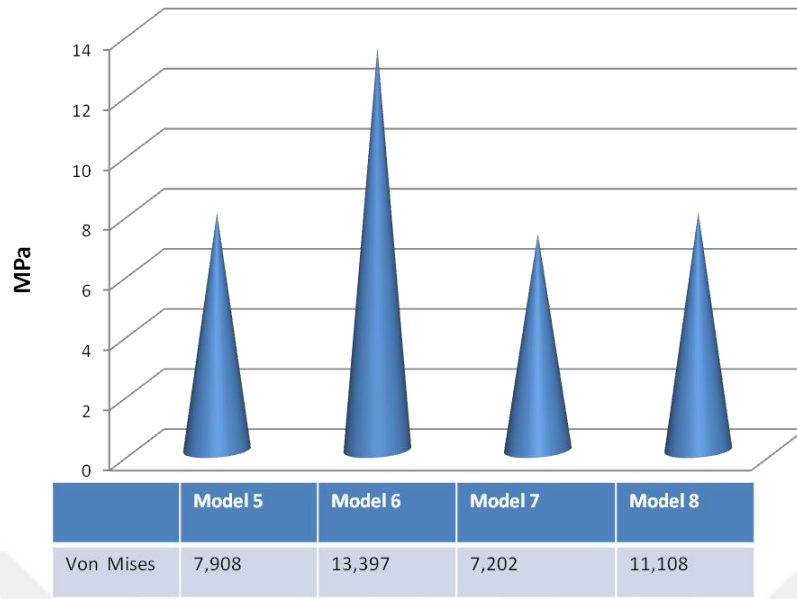


Şekil 3.26. Model 8 spongiöz kemiğin kesitsel gerilim dağılım görüntüleri

3.2.3. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri

Bu grupta implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; her implantın kortikal kemiğe komşu boyun kısmında en yüksek değerler tespit edilmiştir. İmplantlarda kaydedilen en yüksek Von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modeldeki (Model 6) değer 13,397 MPa ile en yüksek, titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modeldeki (Model 8) değer 7,202 MPa ile en düşük değer olarak saptanmıştır.

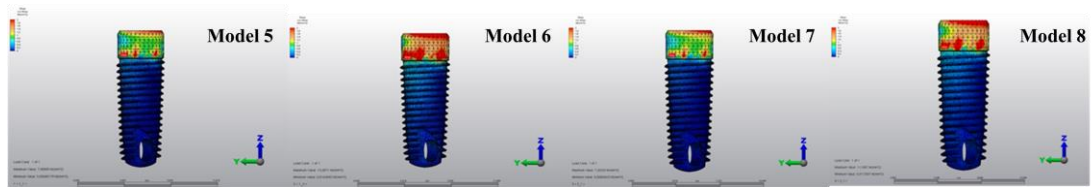
Model 5, 6, 7 ve 8 ‘deki implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri Şekil 3.27’de gösterilmiştir.



Şekil 3.27. İmplantların Von Mises gerilme değerleri

Monolitik zirkonya krona sahip olan modellerde Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellere göre implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri daha fazla oluşmuştur. Her iki destek üzerindeki Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlar içeren modellerdeki implantlarda oluşan stresler ise birbirlerine oldukça yakın değer göstermektedir. Sırasıyla tüm modellerdeki değerler kıyaslanacak olursa; $M6 > M8 > M5 > M7$ şeklindedir.

Model 5, 6, 7 ve 8 desteklerinin üç boyutlu gerilim dağılım görüntüleri Şekil 3.28. 'de gösterilmiştir.



Şekil 3.28. İmplantlarda görülen Von Mises gerilme değerleri

4. TARTIŞMA

İmplant destekli protezler için materyal seçiminde, implantların kemik içindeki durumları ve karşıt dentisyonla ilişkilerinin de göz önünde tutulması gerekmektedir. Uygulanacak restorasyonlarda, ideal restoratif materyal, doğal dişin estetiğini taklit ederken, oklüzal kuvvetlere karşı koyabilecek, yüksek esneme, kırılma, çekme ve sıkıştırma direncine ve aynı zamanda, biyouyumlu, renk stabilitesine sahip, karşıt dişleri aşındırmayacak ve aşınmayacak özellikte olmalıdır. Ağız sıvılarında çözünmemeli, farklı marjinal sonlanma şekillerine uyum sağlayabilecek şekilde üretilmeli ve ağız içinde tamir ve bakımı kolay olmalıdır. (Dudney, 2011)

Metal destekli seramik restorasyonlarda, alt yapı materyali olarak metal alaşımlarının kullanılması; gerek biyolojik uyumluluklarındaki şüpheler gerekse estetik problemler oluşturmaları sebebiyle hekimleri alternatif materyallerin kullanımına yönlendirmiştir. Bu alternatiflerin başında gelen tam seramik sistemler; farklı vakalarda farklı restorasyon tiplerinin uygulanmasına izin verdikleri ve yukarıdaki özelliklerin birçoğuna sahip oldukları için tercih edilir hale gelmiştir. Buna rağmen; pahalı olmaları, teknik hassasiyet gerektirmeleri, yetersiz kırılma dirençleri ve yüksek maliyetleri kullanım alanlarını sınırlamaktadır (McLean, 1967; Sadowsky, 2006).

Seramiklerin yapısal içerikleri ve işlenme şekillerinin geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar kendi içlerinde sürerken, diğer taraftan da, bir dönem popüler olan rezin esaslı restoratif materyallere olan ilgi tekrar gündeme gelmiştir. Rezin kimyasındaki son gelişmelerle, fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiş yeni nanoteknolojik kompozit rezinlerin üretimi sağlanmıştır (Hegdeve ark., 2010).

Teknolojik gelişmelere paralel olarak, güncel protetik uygulamaların CAD/CAM odaklı sistemler kullanılarak yapılması giderek yaygınlaşmaktadır.

Bilgisayar destekli üretim sistemlerinde kullanılan materyaller endüstriyel olarak standardize edilmiş ve homojen yapıya sahip bloklar halinde üretilmektedir. Günümüzde kullanıma sunulan blok materyallerinin mekanik ve optik özelliklerinin geliştirilmesi sayesinde, fonksiyonel ve estetik beklentileri karşılayacak nitelikte restorasyonların elde edilmesi mümkün olmaktadır. Bizim çalışmamızda da; zirkonya içerikli InCoris ZI meso L ve InCoris TZI Mono S bloklar (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) ve nanoseramik kompozit rezin içerikli Lava Ultimate bloklar (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kullanılmıştır.

Çalışmamızda; CAD/CAM sistemi ile hazırlanan seramik ve titanyum destekler ile üzerlerine uygulanan monolitik zirkonya ve Lava Ultimate rezin nanoseramik kron materyallerinin kırılma dirençleri test edilmiştir. Aynı zamanda örnekler bilgisayar ortamında modellenerek üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile hem materyallerdeki hem de implant ve çevre dokulardaki stres dağılımları incelenmiştir. Kırılma testi ile sonlu elemanlar analizinin paralel olarak yapılması, elde edilen verilerin birbiriyle ilişkilendirilebilmesine ve tartışılmasına olanak sağlamıştır.

Tam seramik sistemlerin başında gelen ve yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve direnç gösteren zirkonya esaslı seramikler tam seramik restorasyonların güvenilirliğini arttırmaktadır. Ancak, zirkonya alt yapı doğal dişe benzer translusenslikte üretilemediğinden, restorasyonun estetiğini geliştirmek için feldspatik porselenle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üst yapı seramikleriyle veneerlenmektedir (Sundh veSjögren, 2004; Whiteve ark., 2005). Bu üst yapı seramiklerinin alt yapıya olan bağlanması, klinikte kırık oluşumu açısından önemlidir. Zirkonya ile yapılan klinik çalışmalar, üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılmasının en sık görülen klinik başarısızlık olduğunu göstermektedir (Aboushelibve ark., 2005). Steyern ve arkadaşları DC-Zirkon esaslı restorasyonların 2 yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını % 15 (Von Steyernve ark., 2005), Sailer ve ark. 3 yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını %13 (Sailerve ark., 2006) ve Raigrodski ve ark. Lava esaslı restorasyonların 31 ay sonundaki veneer kırılma oranlarını % 25 olarak bildirmişlerdir (Raigrodskive ark., 2006). Bu oranlar metal

seramiklere nazaran oldukça yüksektir. Metal seramik restorasyonlarda 3 yıl sonunda veneer tabakasının kırılmasına bağlı gelişen başarısızlık oranları, tek kronlar için % 0,4 (Pjeturssonve ark., 2007) ve köprüler için % 2,9 (Sailerve ark., 2007) olarak bildirilmiştir. Çalışmamızda bilinen bu başarısızlıkların önüne geçebilmek için zirkonya kronlar tam kontur ‘monolitik’ restorasyonlar olarak şekillendirilmiştir. Ayrıca çiğneme tablasında 1. molar dişle birlikte bulunması ve estetik bölgeye yakınlığı da düşünülerek 2. premolar diş esas alınarak mandibular posterior bölge için üretilmişlerdir.

Metal desteksiz restorasyonların uzun dönem ağız ortamında başarıyla hizmet verebilmeleri seramik, yapıştırma ajanı ve diş yapıları arasındaki bağlanmanın başarısına bağlıdır. Zirkonya restorasyonların simantasyonu, çinko fosfat yada modifiye cam iyanomer simanlarla yapılabilir. Fakat marjinal açıklıkları daha iyi kapatmaları, tutuculuklarının daha fazla olması ve restorasyonun kırılma direncini arttırmaları gibi avantajlarından dolayı rezin yapıştırma simanlarının kullanımı da tercih edilmektedir (Derandve ark., 2005). Bu nedenle çalışmamızdaki gerek monolitik zirkonya kronların gerekse Ti-Base desteklerin zirkonya parçalarının simantasyonunda Panavia F2.0 (Kuraray, Osaka, Japan) dual-cure rezin siman kullanılmıştır. Lava Ultimate rezin nano seramik kronların simantasyonunda da kimyasal kompozisyonlarında içerdikleri seramik partikülleri nedeniyle, firma tavsiyesi doğrultusunda Panavia F2.0 (Kuraray, Osaka, Japan) dual-cure rezin siman kullanılmıştır.

Krestal kemik rezorpsiyonu implantların uzunluğu, genişliği, yüzey şekli, kemik yoğunluğu gibi çok sayıda faktörün etkisi altındadır. Meijer ve arkadaşları iki boyutlu sonlu elemanlar analizinde farklı boyda implant ve kemik yüksekliği kullanarak implant boyunun strese etkisini incelemişlerdir (Meijerve ark., 1992; Meijerve ark., 1993; Meijerve ark., 1994). Sonuç olarak uygulanan 100 N’ luk çiğneme kuvveti altında uzun ve kısa implantlar arasında anlamlı bir fark bulamamışlar ve implant uzunluğunun kemik üzerindeki stres oluşumunda anlamlı bir etkiye sahip olmadığı sonucuna varmışlardır. Benzer şekilde Sertgöz ve arkadaşları üç boyutlu stres analiziyle yaptıkları çalışmada maksimum Von Mises

değerlerinin implant uzunluğuna bağlı olarak değişmediğini belirtmişlerdir (Sertgöz, 1997). Yapılan çalışmalar sonucunda, implant uzunluğunun krestal kemik kaybında önemli bir etken olmadığı belirtilmiştir. Herşeye rağmen implant uzunluğu yeterli primer stabilitenin elde edilmesinde ve implantın tork kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahip olmasında etkili bir faktördür. Stegaroiu ve arkadaşları 2 destekli ve 3 destekli köprülerin kemikte oluşturdukları stresleri incelemişler ve çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu streslerin karşılanabilmesi için posterior bölgede minimum implant çapının 4 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir (Stegaroiu ve ark., 1998; Stegaroiu ve ark., 1998). Uysal ve arkadaşlarının yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, implant uzunluğuna oranla krestal kemikte oluşan stresleri etkileyen en önemli faktörün implant çapı olduğunu belirtmişler ve 4.1 mm çapında 8 mm uzunluğunda implantların posterior serbest sonlanan vakaların sabit protetik tedavisinde kullanılabileceğini tespit etmişlerdir (Uysal ve ark., 1997). Yapılan çalışmalar, yüzey alanını arttırmada implant çapının, boya göre daha etkili olduğunu göstermektedir. Doğal dişlerin aksine implantlar kökün apikal 2/3' lük kısmında rotasyon hareketi yapmamakta ve gerilimler direkt olarak krestal kemik bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Bu nedenle krestal bölgedeki gerilimleri azaltmanın en etkin yöntemlerinden biri implant çapının artırılmasıdır. Yapılan çalışmalarda (Uysal ve ark., 1997; Stegaroiu ve ark., 1998; Stegaroiu ve ark., 1998) posterior bölge için en az 4 mm çapındaki implantların kullanılması tavsiye edildiğinden çalışmamızda 4,5 mm çapında ve 11,5 mm uzunluğunda implantlar kullanılmıştır. Ancak daha geniş çaplı implantların kullanımında çalışmamızda elde edilen gerilim değerlerinden daha düşük değerler elde edilebileceği göz ardı edilmemelidir.

Restorasyon ya da diş dokusunun kırılma ile karakterize başarısızlığının incelendiği in vitro çalışmalar, restorasyon prosedürlerinin geliştirilmesi açısından önemli bilgilerin kazanılmasını sağlamaktadır (Molin ve Karlsson, 2000). Seramik kalınlığı, gücü, geometrisi, yüzey pürüzlülüğü, yükleme koşulları, substrat materyali ve simantasyon tekniği, tam seramik restorasyonların klinik dayanıklılığını etkileyen önemli faktörlerdir (Persson ve ark., 2008). Restoratif materyallerin kırılma direncini ölçme işleminin standart bir prosedürü yoktur. Statik testler, bu materyallerin uzun dönemde stres karşısındaki davranışları konusunda ipucu verememektedir. Bununla

birlikte sınırlı bilgiler edinilmesine karşın, restoratif sistemlerin kırılma direnci ile ilgili yapılan in-vitro çalışmalar, bu materyallerin yüke dayanma kapasiteleri hakkında fikir edinmemizi sağlayarak, klinik çalışmalar için temel oluşturmaktadırlar (Kuve ark., 2002). Bu doğrultuda çalışmamızda, Lloyd LRX cihazı (Lloyd Instruments Ltd., Hampshire, United Kingdom) kullanılarak statik yükleme altında kırılma direnci testleri yürütülmüştür.

Osseointegre olmuş bir implantın kaybedilmesindeki en önemli neden, biyomekanik kavramların tam olarak anlaşılamamasıdır. Günümüzde dental implantlar genellikle titanyum veya alaşımlarından üretilmektedir. Titanyumun elastisite modülü kortikal kemikten ortalama 7-10 kat daha rijidittir. Mekanik bir prensip olarak farklı elastisite modülüne sahip iki materyal arada herhangi başka yapı bulunmaksızın bir araya getirilip yüklendiğinde bu iki materyalin ilk temas bölgelerinde aşırı gerilmeler gözlenecektir (Abu-Hammadve ark., 2000; Lemos veDietsh, 2008). İmplant uygulaması sonrasında oluşan krestal kemik kaybının miktarı oklüzal kuvvetlerin uygun bir şekilde dağıtılmasına ve implantın boyun kısmını saran kemik dokusunda aşırı streslerin oluşumunun önlenmesine bağlıdır. Oklüzal kuvvetlere bağlı olarak oluşacak gerilimlerin biyolojik dokular tarafından nasıl karşılandıklarının bilinmesi, implant destekli tedavi planlamasında en önemli yol göstericidir (Skalak, 1983; Bidez veMisch, 2015).

Diş destekli sabit protetik restorasyonlarda, bu iletimde kuronal bölgede mine ve dentin yerini farklı restoratif materyallere bıraksa da, diş ve şok absorbsiyon mekanizmasına sahip periodontal doku benzer şekilde stresin kemik yapıya iletiminde rol oynar. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda ise, fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan stresler restorasyon materyali, abutment ve implant aracılığıyla doğrudan kemiğe iletilir (Şahinve ark., 2002). Kullanılan farklı sistemlerdeki stres iletim mekanizmaları ve materyaller farklı olsa da sonuçta oluşacak gerilme fizyolojik limitler içinde olmalı, aşırı stres birikimleri ortadan kaldırılmalıdır. Bu nedenle materyallerde veya destek yapıda ortaya çıkacak streslerin analizi önem taşımaktadır.

Diş hekimliğinde, implant üstü protetik yapılarda ve kemik dokusunda in vivo gerilme analizi yapmak güç, bazen de olanaksızdır. Bu nedenle stres analizi çalışmaları bir model üzerinde yapılır. Stres analizlerindeki esas amaç; modelin gerçek organ, doku ve restoratif materyale mümkün olduğunca benzemesi ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. (Soykanve ark.). Tüm stres analizi metodlarında modelin canlı dokuya benzerliği oranında doğru sonuçlar alınabilir. In vitro çalışmalarda kullanılan materyallerin canlı dokuların komplike yapılarını taklit etmedeki yetersizlikleri, biyomekanik stress analiz yöntemlerinin en önemli kısıtlamalarıdır. Ayrıca doğal ortamdaki bir durumu mekanik bir deney düzeneğine veya matematiksel bir analiz modeline birebir olarak aktarabilmek de diğer bir problemidir. Dolayısıyla deneysel çalışmalar, hayvan deneyleri ve insanlar üzerinde yapılan çalışmaların sonuçları arasında farklılıklar oluşabilir. Bu nedenle farklı çalışmalara ait sonuçları insan vücudundaki mevcut duruma aktarırken ve deney sonuçlarını yorumlarken dikkat ve şüpheyle yaklaşmak gerekir. Elde edilen verilerin diğer testler ve klinik çalışmalarla tamamlanması faydalı olacaktır (Eserve ark., 2009) (Şimşekve ark., 2006). Bizim çalışmamızda da; yaptığımız sonlu elemanlar stres analizleri, in vitro kırılma direnci deneyi çalışmamızla desteklenmiş, bulunan sonuçlar birbirlerine paralellik göstermiştir.

Malzeme özellikleri bilinen herhangi bir yapıda yük, basınç veya ısı gibi dış etkenlerin uygulanması sonucunda, malzemede oluşabilecek değişiklikleri değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler; kırılma gerilme analizi, gerinim ölçme (strain gauge) metodu, fotoelastik gerilme analizi metodu, lazer ışını ile analiz metodu (holografik interferometre), radyotelemetri ile analiz metodu ve sonlu eleman analizi metodudur. Fotoelastik yöntemlerin stres değerlendirmesinde, nitel olarak yeterli olmasına karşın nicel olarak yetersiz olması ve modellerin yapıldığı materyalin gerçeğe uygun olmaması; gerinim ölçer (strain gauge) yönteminde ise; gerinim ölçerlerin boyutlarından ötürü küçük objelerle yapılabilen araştırmalarla sınırlı olması ve farklı güçlerin benzer tek yönlü gerinim sonuçlarına yol açabilmesi; kırılma gerilme metodunda sayısal değerler elde edilememesi, lazer ışını ve radyotelemetri metodlarının uygulama gücü gibi

dezavantajlarının bulunması, sonlu elemanlar stres analizi metodunu diğer metodlara kıyasla daha üstün hale getirmektedir. Çünkü bu yöntemde sonuçların hassasiyeti çok daha yüksektir ve gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilir. Ayrıca detaylı modelleme ve ağ yapısı ile gerinim konsantrasyonu ve kontakt gerinimleri karşılaştırmaları çok daha hassas ve detaylı değerlendirilebilir (Kitamura ve ark., 2004; Karl ve ark., 2009).

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak matematiksel modelde gerçek cismin tamamının mı yoksa yalnızca çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği tam olarak açıklanamamıştır. Teixeira ve arkadaşları, (1998) çalışmalarında çeşitli mesiodistal boyutlarda ve farklı eleman sayısına sahip üç boyutlu 10 farklı alt çene modelini stres dağılımı açısından karşılaştırmış ve daha az eleman sayısına sahip, daha küçük ve basit bir modelin stres dağılımı açısından olumsuz yönde etkilenmeden rahatlıkla kullanılabileceğini belirtmişlerdir (Teixeira ve ark., 1998). Literatürde ayrıca, sonlu eleman stres analiz çalışmalarında implantların anatomik olmayan çene modelleri, yani kutu veya silindir şeklindeki modellere yerleştirildiği çalışmalar da mevcuttur. Akca ve Çehrelî (2006) yaptıkları çalışmalarında, implantları silindirik kemik modeline yerleştirmişler, böylece kemiğin bölgesel anatomik değişkenlere bağlı etkilerinin ortadan kaldırıldığını belirtmişlerdir. Anatomik olarak çene kemiğinin modellenmesine gerek olmadığı, oluşan streslerin daha doğru bir biçimde incelenebilmesi için implant çevresinde daha küçük, fakat daha detaylı bir çene modelinin daha uygun olacağını belirten çalışmalar sayesinde, daha küçük modellemelerle elde edilen elementler ile daha uygun bir eleman ağının oluştuğunu vurgulamışlardır (Akca ve Çehrelî, 2006). Mandibula ve maksillanın değişik bölgelerindeki kemiğin kalite ve miktarı farklılıkları göstermektedir. Mandibulada posteriora doğru gidildikçe kortikal kemik kalınlığı azalırken, spongios kemiğin porözitesi artar (Sevimay ve ark., 2005). Bu nedenle çalışmamızda mandibular premolar bölgeyi temsil etmesi için kutu şeklinde kemik modellemesi yapılmıştır. Mandibular premolar bölgede hazırladığımız kemik modeli, klinikte yaygın rastlanan durum ve literatür incelemesi sonucu D2 tip kemik olarak modellenmiştir.

Sonlu elemanlar yönteminde çözümlerin alınmasındaki zamanın kısaltılması açısından, model geometrilerinde bazı basitleştirmelere gidilmesi, bu tip çalışmaların pek çoğunda uygulanan bir yöntemdir (Pietrabissave ark., 2000; Saraç, 2003; Hansson ve Ekestubbe, 2004; Kitamura ark., 2004). Ancak yapılan bu basitleştirmeler elde edilecek sonuçların doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebileceğinden, çalışmamızda üç boyutlu olarak tasarlanacak olan implant, destek ve üst yapıları, siman aralıkları dahil bütün ögelerin in vitro kırılma direnci deneyi çalışmamızdaki modellere geometrik olarak birebir benzerlik göstermesi hedeflenmiştir. Bu amaçla, üç boyutlu modellerimizdeki implantlar Smartoptics tarayıcısında büyük ölçekte, örnek implantın taranmasıyla elde edilmiştir. Destek ve üst yapı modellerin oluşturulması için ise Cerec 3D tarayıcı sistemi kullanılmıştır. Taranan optik modeller, stl formatına dönüştürülmüştür. Stl formatında düğümlerin ve koordinat bilgilerinin saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Ti-Base zirkonya desteğin hem titanyum alt yapısının üzerine, hem de zirkonya parçasının üzerine, in vitro kırılma direnci deneyi çalışmamızdaki modellere birebir benzerlik göstermesi adına, 80 µm 'lik siman payı oluşturulmuştur. Yükleme koşullarında da instron üst noktasından 90° 'lik açı ile akrilik modellere, in vitro kırılma direnci deneylerindeki maksimum kırılma dayanımını gösteren örneğin kırıldığı direnç değeri olan 2448,684 N kuvvet uygulanmıştır.

Maksimum ısırma kuvveti arkın farklı bölgelerinde değişiklik göstermesinin yanısıra bireyden bireye de değişmektedir. Abreu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada toplam 55 hastanın (27 erkek, 28 kadın) çift taraflı molar dişler bölgesindeki maksimum çiğneme kuvvetini tespit etmişlerdir. Erkek hastalarda maksimum çiğneme kuvveti sağ tarafta 632 N ± 174 N, sol tarafta 627 N ± 170 N olarak bulunmuştur. Kadın hastalarda ise maksimum çiğneme kuvveti sağ tarafta 427 N ± 140 N, sol tarafta 420 N ± 112 N olarak bulunmuştur (de Abreu ark., 2014). İmplant üstü sabit protezlere sahip bireylerde çiğneme kuvvetleri, doğal dişlere sahip bireylerle benzerlik göstermektedir. Al-Omiri ve arkadaşları yapmış 20 erkek ve 20 kadın olmak üzere toplam 40 hasta üzerinde yapmış oldukları çalışmada maksimum çiğneme kuvvetini ölçmüşlerdir. Birinci büyük azı dişinin üzerine gelen maksimum

kuvvet esas alınmıştır. Seçilen hastaların bir tarafında implant üstü sabit protez diğer tarafında doğal dişleri vardır. Hastaların ortalama yaşları 42.7 ± 9.6 dır. İmplant üstü protez olan tarafta maksimum çiğneme kuvveti 577.9 N doğal dişler olan tarafta maksimum çiğneme kuvveti 595.1 N olarak bulunmuştur (Al-Omirive ark., 2014).

İncelenen literatürlerde, uygulanan kuvvetler konusunda da farklılıklar olduğu gibi benzerlikler de görülmüştür. Holmes ve arkadaşları stres analizlerinin en yüksek ısırma kuvvetlerine yakın değerlerde yapılmasının daha gerçekçi sonuçlar ortaya koyacağını savunmuşlardır. Çalışmalarında, Carlsson G. E ve arkadaşlarının posterior bölgedeki en yüksek çiğneme kuvvetinin 500 N olarak belirlediği çalışmasını referans almışlar ve 100 N, 200 N, 300 N, 400 N ve 500 N'lık çiğneme kuvvetlerini farklı 3 açıyla uygulamışlardır (Holmesve ark., 1994). Gracis ve arkadaşları implantlarda kullanılan beş farklı materyalin şok absorbsiyonu ile ilgili olarak 100 N'luk oklüzal yük kullanmışlardır (Gracisve ark., 1992). Saumeire ve Dejou yine implantlarda farklı materyalleri 100 N'luk oklüzal yük altında incelemişlerdir(Soumeire veDejou, 1999). İncelenen bir çok literatürde stres analizi için çoğunlukla 100 N vertikal kuvvet uygulandığı görülmektedir (Duve ark., 2011; Linve ark., 2011; Kasaive ark., 2012). Normalde çiğneme kuvvetleri implant üstü sabit protezlerin oklüzal yüzeylerine oblik şekilde etki eden dinamik kuvvetlerdir. İmplant ve kemik arasındaki bağlantı da dinamiktir. Çalışmamızda ise çiğneme kuvvetlerinin aksiyel komponentini taklit eden 100 N 'luk kuvvet statik olarak uygulanmıştır. Bu da çalışmamızın en önemli sınırlayıcı faktörlerindendir. Bu tarz biyomekanik çalışmalarda ağız içi şartların birebir sağlanması mümkün olamayabileceği için bu çalışmada elde edilen değerler de gerçek değerleri yansıtamayabilir.

Sonlu elemanlar yönteminin güvenilirliğini etkileyen diğer bir faktör de, eleman ve düğüm noktası sayısıdır. Sayı arttıkça elde edilen sonuçların doğruluğu da artmakta, sayı azaldıkça çok daha genel bilgiler elde edilmektedir. Ancak bununla birlikte, eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır. Bu nedenle yapılan çalışmaların pek çoğunda eleman ve düğüm noktası sayısı sınırlı tutulmuştur (Pietrabissave ark., 2000; Akça veİplikçioğlu, 2002; Akçave ark., 2003;

Hansson ve Ekestubbe, 2004; Kitamura ve ark., 2004). Çalışmamızda kullanılan modellerde ortalama 820000 eleman ve 160000 'in üzerinde düğüm noktası mevcuttur. Bu sayılar, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısının çok üzerindedir. Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan eleman tipi de sonuçların güvenilirliğini etkilemektedir. Doğru planlanmış bir çalışmada yanlış eleman tipinin kullanılması, hatalı sonuçlar alınmasına neden olabilir (Akagawa ve ark., 2003). Çalışmamızda, modellerde mümkün olduğu kadar 8 nodlu elemanlar, modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde ise yapının tamamlanabilmesi için 7, 6, 5 ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır. Bu sayede, en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmaya çalışılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizleri yapılmamaktadır. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır. Bu çalışmada kemik gibi kırılğan özellikteki dokuların stres değerlerini veren Principle stres (max-gerilme ve min-sıkışma stresi) değerlerinden; titanyum, zirkonyum gibi çekilebilirliği ve dövülebilirliği olan materyallerde de daha güvenli sonuç veren Von Mises stres değerlerinden yararlanılmıştır. Von Mises stres değerleri kırılğan materyallerde sadece streslerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda bir fikir verirken bu değerlerin ne tip bir stres oluşturduğu konusunda yanıltıcı olabilmektedir. Buna göre çalışmamızda, akrilik kaideli modellerde; destek ve kron olarak kullanılan materyallerde meydana gelen Von Mises gerilme değerleri (MPa) ölçülmüştür. Kortikal ve spongios kemiğin yansıtıldığı modellerde ise; kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri (MPa) ile implantta oluşan Von Mises gerilme değerleri (MPa) incelenmiştir. Elde edilen sayısal değerler, gerilme dağılımlarının gösterildiği kesitlerle birlikte değerlendirilmiştir. Modellerimizde eşdeğer gerilimlerin en yüksek değere ulaştığı bölgeler kritik bölgelerdir. Aynı model içerisinde farklı implantlar çevresindeki kemikte veya aynı implantın farklı yüzeylerinde daha düşük gerilme seviyeleri ölçülebilir. Bu değerler kritik önem taşımaz; çünkü yük artırıldığında tahammül

sınırını ilk olarak aşacak bölge gerilmenin en yüksek seviyede olduğu, yani en yüksek Von Mises gerilme değerinin hesaplandığı bölgedir. Bu nedenle her yükleme koşulunda implantlar çevresindeki maksimum Von Mises değerinin ortaya çıktığı bölgeler muhtemel kemik yıkımın görüleceği bölgeleri ifade etmektedir. En düşük maksimum gerilme değeri saptanan durum en avantajlı, en yüksek maksimum gerilme değerini veren durum ise en dezavantajlı olacaktır.

Serra ve Manns yaşları 18 ile 24 arasında değişen toplam 44 hasta (14 erkek, 20 kadın) üzerinde yapmış oldukları çalışmada kesici dişler, kanin ve küçük azı dişleri, büyük azı dişleri olmak üzere 3 grupta maksimum çiğneme kuvvetini araştırmışlardır. Hastaların hepsinde doğal dişlenme vardır ve Angle sınıflamasına göre sınıf I oklüzyona sahiptirler. Buna göre; kesici dişler üzerine gelen maksimum çiğneme kuvveti 186 ± 74 N, kanin ve küçük azı dişlerine gelen maksimum çiğneme kuvveti 454 ± 142 N, büyük azı dişlerine gelen maksimum çiğneme kuvveti ise 658 ± 131 N olarak bulunmuştur (Serra ve Manns, 2013). Çiğneme kuvvetleri, yutkunma ve çiğneme gibi normal fonksiyonlar esnasında posterior dişlerde 50 N ile 250 N arasında değer göstermektedir. Bununla birlikte brüksizimli hastalarda bu değerler 500-800 N 'a kadar çıkabilmektedir (Magneve ark., 2014). Kırılma direnci ölçümlerinin yapıldığı test cihazlarında ise ortalama 1500-5000 N'luk kırılma değerleri elde edilebilmektedir (Kelly ve ark., 1996). Posterior bölgeye yapılacak sabit protetik restorasyonların uzun dönem klinik başarısı göz önünde bulundurulduğunda ise, 500 N kırılma direnci açısından yeterli değer olarak kabul edilmektedir (Waltimo ve Könönen, 1995; Hidakave ark., 1999).

Yapmış olduğumuz kırılma direnci deneyi çalışmamızda; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin (Grup 1) ortalama kırılma dayanımı 1377,230 N, Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 2) ortalama kırılma dayanımı 2333,926 N, titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerin (Grup 3), ortalama kırılma dayanımı 1181,064 N, titanyum destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerin (Grup 4) ortalama kırılma dayanım değerleri ise 1810,638 N olarak bulunmuştur. Yapmış olduğumuz sonlu elemanlar

stres analizinde kronlardan elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde ise; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modelin (Model 1) 789,62 MPa, Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modelin (Model 2) 1295,51 MPa, titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate Rezin Nanoseramik kronlu modelin (Model 3) 789,17 MPa, titanyum destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modelin (Model 4) 1127,73 MPa olarak bulunmuştur. Bu değerlere göre her iki deneyde de kullanılan tüm materyallerin kırılma direnci, literatürlerdeki mevcut çalışmalarda bulunan maksimum çığneme kuvveti değerlerinin çok üzerindedir. Çalışmamız bulgularına göre en düşük kırılma direnci değerinin 1034,336 N olduğu düşünülürse, incelediğimiz tüm materyallerin klinik kullanım için uygun olduğu belirtilebilir.

Yapılan her iki deneyde de gruplar arası sıralama, Grup 2 > Grup 4 > Grup 1 > Grup 3 şeklindedir. Sonlu elemanlar stres analiziyle kırılma direnci deneyi çalışmalarımız birbirleriyle paralellik göstermektedir. Prefabrik titanyum alt yapı üzerine hazırlanan zirkonya desteklerin (Ti-Base) üzerindeki hem monolitik zirkonya hem de Lava Ultimate rezin nanoseramik tüm kronlar, titanyum destekler üzerindeki kronlara göre daha fazla direnç göstermişlerdir. Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlar monolitik zirkonya kronlara göre her iki destekte de daha düşük direnç sergilemişlerdir. Özellikle Ti-Base destek ve monolitik zirkonya kronların kullanılan materyal özelliklerinin aynı olması nedeniyle çalışmamızda en yüksek kırılma direnci gösterdiğini düşünmekteyiz.

İncelenen çalışmalar göz önüne alındığında sonlu elemanlar stres analiz yönteminde maksimum stres değerlerinin protezlerde yüklemenin yapıldığı noktalarda oluştuğu görülmektedir. Bizim çalışmamızda da en yüksek stresler Instron cihazının yükleme yaptığı çelik ucu simüle eden konik yapının temas ettiği bölgelerde görülmüştür. Normal şartlarda ise kuvvetler tek bir noktadan değil yüzeyden etki ederler. Bu nedenle hazırlanan tüm protetik restorasyonlarda yükseklik ve erken temas noktalarının olmamasına ve fizyolojik sınırlar dahilinde bir oklüzal ilişkinin sağlanmasına önem verilmelidir.

Sonlu elemanlar stres analizinde; desteklerden elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde ise; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modelin (Model 1) 1264,29 MPa, Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modelin (Model 2) 434,40 MPa, titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modelin (Model 3) 1233,81 MPa, titanyum destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modelin (Model 4) 780,61 MPa olarak bulunmuştur. Lava Ultimate rezin nanoseramik krona sahip olan desteklerde monolitik zirkonya krona sahip desteklere göre oluşan maksimum Von Mises değerleri daha fazladır. Sırasıyla tüm modellerdeki değerler kıyaslanacak olursa; Model 1 > Model 3 > Model 4 > Model 2 şeklindedir. Bu sıralama kronlardaki sıralamanın neredeyse tam tersidir. Tek fark Model 1 ve 3 'ün yer değişikliğidir. Ancak her iki Lava Ultimate rezin nanoseramik kronların altındaki desteklerin gösterdikleri değerler birbirlerine oldukça yakın olduğu için çok anlamlı olduklarını düşünmemektediriz.

Çalışmamızda, her iki yöntem arasında niceliksel farklılıklar olsa da, yöntemlerin niteliksel açıdan birbirleri ile uyumlu ve karşılaştırılabilir olduğu sonucuna varılabilir. Niceliksel açıdan farklı deney yöntemlerine ait sonuçlar arasındaki farklılıklar, belirli bir düzeye kadar başarılı kabul edilmelidir. Bu farklar, mekanik deney düzeneğinde kullanılan destek vidasının sıkılmasında uygulanan gücün miktarı, cihazlar arasındaki ufak kalibrasyon farklılıkları, simante restorasyonlardaki siman faktörü, restorasyonun pasif uyumu ve kuvvet uygulanan alanın büyüklüğü gibi sonlu elemanlar stres analizi yöntemine birebir olarak aktarılamayan faktörlerden kaynaklanabilir. Ayrıca mekanik test düzeneği ve deney örneklerinin hazırlanması ile ilgili bir takım zorlukların ve kısıtlamaların da sonuçlar arasındaki farkları ortaya çıkardığını düşünmekteyiz.

Foong ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada toplam 22 adet titanyum ve zirkonya desteklere dinamik yorgunluk testi uygulanmıştır. 11 adet titanyum desteğe ortalama 270 N kuvvet uygulanmıştır ve ortalama 81935 tekrardan sonra kırılma gözlenmiştir. 11 adet zirkonya desteğe ortalama 140 N luk kuvvet uygulanmıştır ve ortalama 25296 tekrardan sonra kırılma gözlemlenmiştir. 11 adet titanyum desteğin

10 tanesinde vida kırığı gözlenmiştir. 11 adet dijital desteğin tamamında destek kırığı gözlenmiştir (Foongve ark., 2013). Yaptığımız in vitro kırılma direnci deneyi çalışmamızda, kırılma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Titanyum desteklerde ve her iki destek vidalarında kırılma gözlemlenmezken, Ti-base desteklerde Grup 2 'de (Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modeller) Grup 1 'e (Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modeller) göre daha fazla zirkonya destek kırılması gözlemlenmiştir.

Materyallerin elastik modüllerinin kırılma dayanımları üzerindeki etkisi büyüktür. Düşük elastik modüle sahip materyaller yükleme altında eğilirken, yüksek elastik modüle sahip rijit materyallerde yükleme altında kritik bölgelerde yüksek stres konsantrasyonları görülmekte, bu da materyalde katastrofik başarısızlıklara neden olabilmektedir (Al - Omarive ark., 2010). Yine aynı nedenle polimer içeren materyallerde, yüksek iç stresler görülmemekte, ayrıca polimer fazın elastik davranışı, kırığın yayılmasını önleyici etki göstermektedir (Lawsonve ark., 2016). Lava Ultimate blokların, elastisite modülünün (12.8 Gpa) (Chenve ark., 2014), inCoris TZI blokların elastisite modülünden (144 Gpa) (Nassefve ark., 2014) çok daha düşük olması nedeniyle in vitro kırılma direnci deneylerindeki maksimum kırılma dayanımını gösteren örneğin kırıldığı direnç değeri olan 2448,684 N 'da ilk kırılan materyal olması olağandır. Dolayısıyla altındaki destek materyali daha düşük kuvvetlerle karşı karşıya kalırken, monolitik zirkonya materyallerinin yüksek elastisite modülü nedeniyle kırılmaları için uyguladığımız kuvvet miktarı çok daha yüksek olduğu için daha fazla destek kırılması gözlemlenmiştir.

Mevcut literatürler incelendiğinde implant üstü protezlerin oklüzal yüzeylerinde farklı elastisite modülüne sahip materyallerin kullanımı ile ilgili farklı sonuçların ve görüşlerin bulunduğu gözlemlenmektedir. Bu konuda yapılan farklı çalışmalarda çelişkili sonuçların elde edilmesi, hem sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, hem de yapılan deneysel çalışmalarda elde edilen sonuçların, büyük ölçüde hazırlanan modellerin, deney düzeneklerinin ve oluşturulan yükleme koşullarının gerçeği ne kadar doğru taklit ettiğine bağlıdır (Becker veBecker, 1995).

Wang ve arkadaşları farklı implant üst yapı materyallerinin, 2 diş eksikliği olan alt çene posteriorda, bağlanan iki üyeli ve tek kronlar olarak kullanılması sonucu kemikte oluşan stresleri sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişlerdir. Materyal olarak kullanılan rezin esaslı, altın alaşımı ve porselen üst yapıları arasında uygulanan kuvvetler sonucunda anlamlı fark bulamamışlardır (Wangve ark., 2002). Bir diğer çalışmada ise 200 N 'luk oblik yüklemde bile oklüzal yüzey materyali değişikliğinin implant çevresinde oluşacak stres miktarını etkilemeyeceği sonucuna varılmıştır (Papavasiliouve ark., 1996). Benzer bir çalışmada ise strain gauge yöntemi kullanılarak altın, seramik ve akrilik rezin materyallerin kemiğe ilettikleri kuvvetler incelenmiş ve kemikte oluşan stres değerleri arasında belirgin bir farka rastlanmamıştır (Cibirkave ark., 1992). Juodzbaly ve arkadaşları yaptıkları benzer bir çalışmada, implant üstü tek üye kron protezlerinde, porselen ve güçlendirilmiş kompozit esaslı reçine estetik materyallerin stres dağılımına etkilerini karşılaştırmışlar ve anlamlı bir fark bulamamışlardır (Juodzbalyve ark., 2005).

Cibirka ve arkadaşları dental implantlar tarafından desteklenen restorasyonların oklüzal yüzeylerinde kullanılan restoratif materyallerin hatalı seçilmesinin, alveol kemiği ile implantın birleşim yüzeylerinde yıkıcı bir etki meydana getirebileceğini açıklamışlardır (Cibirkave ark., 1992).

Oklüzal yüzey materyali olarak akrilik rezin kullanılmasını aşırı kuvvetleri azaltmada bir yastık görevi görerek şok absorbe ettiği sonucuna varan çalışmalar bulunmaktadır (Davisve ark., 1988; Gracisve ark., 1992). Gracis ve arkadaşları in vitro olarak strain gauge kullanarak yaptıkları çalışmada ışıkla sertleşen mikro dolduruculu reçine ve ısıyla sertleşen polimetil metakrilat reçine materyallerinin, seramik ve metal alaşımlarından %50 daha az darbe kuvvetleri oluşturduklarını göstermişlerdir (Gracisve ark., 1992). Diğer bir çalışmada ise, akrilik rezinlerin kemikte oluşan stresleri %25 oranında azalttığı sonucuna varılmıştır (Çiftçi veCanay, 2000). Hobo ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, hazırlanacak implant üstü hareketli protezlerde seramik yapay diş yerine akrilik yapay diş, sabit protezlerde ise seramik yerine altın alaşımlarının kullanılmasının uygun olacağı sonucuna varmışlardır. Buna gerekçe olarak ise, seramik gibi sert materyallerin çiğneme kuvvetlerini direkt olarak

iletmeleri, yumuşak materyallerin ise kuvvetlerin bir kısmını absorbe etmeleri gösterilmiştir (Hobove ark., 1989).

Seramik materyalleri yüksek elastisite modülleri sebebiyle çiğneme sırasında oluşan enerjinin çok kısıtlı bir kısmını absorbe edebilirler, bu nedenle çiğneme sırasında oluşan aşırı kuvvetler radiküler ve alveolar yapılara iletilirler. Normal şartlarda uygun oklüzyon ve sağlıklı periodontal dokular yük iletimi problemi oluşturmazken bazı özel durumlarda önem kazanır. Bu özel durumlardan ilki implant destekli sabit restorasyonlardır. İmplant destekli sabit protez materyali olarak seramik kullanıldığı takdirde, çiğneme kuvvetleri sadece implanta değil implant çevresindeki peri-implant dokulara da iletilecektir. Bu kuvvet ne derece fazla olursa, implant çevresindeki dokularda görülen rezorpsiyon miktarı da o oranda artacaktır. Diğer bir özel durum ise; hastalarda ilerleyen yaşla beraber periodontal yapılardaki rezorpsiyonun artmasıdır. Bu tür hastalarda rijit restorasyon materyalleri alveolar rezorpsiyonunu arttıracakları için, oklüzal streslerin kabul edilebilir bir kısmını absorbe etmeleri sebebi ile polimerik materyaller tercih edilebilir (Leinfelder, 2005).

Buna karşılık akrilik ve kompozit rezinler doğal diş veya seramikle temasa geçtiğinde aşınarak çiğneme etkinliğini kaybeder ve bu durum çeneler arası ilişkilerin değişmesine neden olabilir (Tanakave ark., 1990). Rezin esaslı materyallerin estetik ve fiziksel açıdan da yeterli özelliklere sahip olmadıkları, diğer materyallere oranla daha fazla aşınmaya uğrayarak dikey boyut kaybı, oklüzal kontak kaybı, oklüzal aralıkların oluşması ve karşıt dişlerde uzama gibi sorunlara neden oldukları bildirilmiştir (Sevimay, 2002). Bu konuda yapılan bir diğer çalışmada ise, rezin esaslı materyallerin sağladıkları % 5-11 'lik stres absorbe etme etkinliğinin, porselenin estetik ve hijyenik avantajları karşısında bir üstünlük sağlamayacağı sonucuna varılmıştır (Becker veBecker, 1995). Materyallerin şok absorbsiyonunun ve stres dağılımına etkisinin değerlendirildiği çok sayıdaki çalışmada farklı sonuçlara varılmıştır. Buna rağmen araştırmacıların özellikle rezin esaslı materyaller için vardıkları ortak görüş, bu materyallerin hızla aşınmaya uğramaları, estetik ve fiziksel açıdan yetersiz olmaları nedeniyle günümüzde klinik beklentilerin yeterli miktarda karşılayamadıklarıdır.

Çalışmamızda kullandığımız Lava Ultimate (3M ESPE, Bad Seefeld, Germany); CAD/CAM sistemlerle üretilen rezin nano seramik bir blok olup, materyal ağırlığının %80 'ini oluşturan birbiri içine geçmiş polimer matriks içine yerleştirilmiş seramik partiküllerinden oluşmaktadır. İçeriğinde nano ölçüde 4 ila 11 nm çapında zirkonya ve 20 nm çapında silika demetleri bulunmaktadır. Seramik yapının nano boyutta olması, inorganik seramik ile organik rezin matriks arasında oluşan kimyasal bağlantıyı kuvvetlendirmektedir. Ayrıca rezin matriks içerisinde yüksek oranda bulunan nanopartikül yapının, materyale kırılma ve aşınma dayanıklılığı sağladığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Nanoseramiklerin, seramiklere nazaran diş dokusuna daha yakın sertlik değerine sahip olması sayesinde karşıt dentisyonda oluşturduğu aşınma miktarı oldukça azdır. Materyal içerisindeki seramik yapı, kompozit materyallere kıyasla yüksek renk stabilitesi sağlamaktadır. Cila işlemlerinin kolaylıkla yapılabilmesi ve yüzey cilasını uzun süre koruması bu materyalin en önemli avantajları olarak bildirilmiştir (Carvalhove ark., 2012).

Dental implantların en önemli dezavantajlarından biri olan periodontal ligament oluşmaması implant üzerine gelen yüklerin absorbe edilememesine neden olur. Bu nedenle implant üstü restorasyonlarda kullanılacak restoratif materyallerin yük absorbe etme özellikleri oldukça önemlidir (Mihalive ark., 2013). Nanoseramiklerin şok absorbe etme özelliklerinin olduğu ve implant üstü restorasyonlarda seramiklere nazaran daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir (Profile, 2011 Lava Ultimate, 3M ESPE). Bizim çalışmamızda da hem kortikal ve spongioz kemikte hem de implantlarda monolitik zirkonya krona sahip olan modellerde Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellere göre daha fazla stres oluşmuştur. Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modeller gelen kuvvetin bir kısmını absorbe ederek implant ve çevresindeki dokulara iletilen stresin azalmasını sağlamıştır.

Asal gerilme değerleri, kemik-implant arayüzündeki, fizyolojik kemik kaybı ve kemik rezorbsiyonunun başlatılmasında etkin risk göstergeleridir. Kortikal kemikte minimum asal gerilme mutlak değerinin 170-190 MPa, maksimum asal gerilme değerinin 100-130 MPa'ı, spongioz kemikte her iki asal gerilme değerinin de 5 MPa'

aştığı durumlarda kemiklerde aşırı yükleme meydana gelmektedir (Baggive ark., 2008). Çalışmamızdaki en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modeldeki (Model 6) implantın kortikal kemiğinin bukkalinde -0,2985 MPa, lingualinde 0,2389 MPa bulunmuştur. En düşük minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında ise; titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modeldeki (Model 7) implantın kortikal kemiğinin bukkalinde -0,1782 MPa, lingualinde ise 0,1586 MPa bulunmuştur.

Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile yapılan çalışmalar, fizyolojik sınırlar dahilinde oluşan çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu gerilmelerin, kortikal kemiğin elastik limit değerlerinin altında kaldığını göstermektedir. Bundan dolayı normal çiğneme kuvvetlerinin, implant kemik ara yüzü boyunca kemikte mikrokırıklar oluşturabilecek derecede büyük deformasyona neden olmayacakları kabul edilir. Benzer şekilde canlı kemik dokusunun viskoelastik özellikleri doğrultusunda stres absorbe edebilme yeteneği de incelenebilir. Kuvvetler karşısında gösterdiği deformasyon miktarı ve biriktirebildiği enerji ile üst yapı materyallerine oranla çok daha etkili bir stres absorpsiyon yeteneğine sahip olabilir. Bununla birlikte çiğneme fonksiyonu esnasında ortaya çıkan tekrarlayan karakterdeki kuvvetlerin etkilerinin, statik yüklere kıyasla daha farklı olması ve kemik dokusunun mekanik özelliklerine bağlı olarak tekrarlanan yüklerin kalıcı deformasyona yol açan kuvvet büyüklüğü ve tekrar eşiği bilinmemekle birlikte, bunun normal fonksiyonel yüklerin alt sınırlarında dahi gerçekleşebileceği beklenebilir. Kemik, mikrokırıklar oluşuktan sonra yeni streslere karşı normalden farklı cevap verir. Osteoklastik aktivitenin stimüle olmasına neden olan bu stresler, hasarlı kemiğin uzaklaştırılmasına kadar devam eden bir etki yaratır (Brunski, 1988).

Spongioz kemikteki asal gerilme değerleri kortikal kemiğe göre daha düşük seyretmiştir. Çalışmamızda, daha önce yapılan çalışmalarda görülen benzer sonuçlar bulunmuştur. Papavasiliou ve arkadaşları yaptıkları çalışmada farklı kemik tipinin stres dağılımına etkisini araştırmışlardır. Krestal kemikte oluşan streslerin, her koşulda spongioz kemikten daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir (Papavasiliou ve

ark., 1996). Streslerin implantın boyun bölgesinde oluşması, implant ve kemiğin rijit bağlantısından kaynaklanmaktadır. Kortikal kemiğin elastik modülünün spongioz kemikten yüksek olması, maruz kalınan kuvvetlere daha fazla direnç göstermesine neden olmaktadır. Bunun sonucu olarak stres toplamı spongioz kemikten fazla olmaktadır (Duyckve ark., 2001). Modellerimizdeki en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modeldeki (Model 6) spongioz kemiğinin bukkalinde -0,0188 MPa, lingualinde 0,0197 MPa bulunmuştur. En düşük minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında ise; titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseraamik kronlu modeldeki (Model 7) spongioz kemiğinin bukkalinde -0,0096 MPa, lingualinde 0,0123 MPa bulunmuştur. Çalışmamızda tüm modellerdeki asal gerilme değerleri belirtilen değerlerin çok altında kalmıştır. Sırasıyla kortikal ve spongioz kemikteki tüm modellerdeki değerler kıyaslanacak olursa; Model 6 > Model 8 > Model 5 > Model 7 şeklindedir.

Titanyum dental implantların son elastik deformasyon noktası, 1119 MPa'dır (Bragave ark., 2012). Çalışmamızda implantlarda kaydedilen en yüksek Von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modeldeki (Model 6) değer 13,397 MPa ile en yüksek, titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseraamik kronlu modeldeki (Model 7) değer 7,202 MPa ile en düşük değer olarak saptanmıştır. Sırasıyla tüm modellerdeki değerler kıyaslanacak olursa; Model 6 > Model 8 > Model 5 > Model 7 şeklindedir. İmplantlardaki maksimum Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, son elastik deformasyon noktası değerlerinin çok altında kalmıştır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Kırılma direnci test bulgularına göre; en yüksek kırılma direnci Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modellerde, en düşük ortalama kırılma direnci ise, titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modellerde saptanmıştır.
- Prefabrik titanyum alt yapı üzerine hazırlanan zirkonya desteklerin (Ti-Base) üzerindeki hem monolitik zirkonya hem de Lava Ultimate rezin nanoseramik tüm kronlar, titanyum destekler üzerindeki kronlara göre daha fazla kırılma direnci göstermişlerdir. Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlar monolitik zirkonya kronlara göre her iki destekte de daha düşük kırılma direnci sergilemişlerdir.
- Kırık tiplerinin gruplar arası karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır.
- Çalışmamızda da en yüksek stresler instron cihazının yükleme yaptığı çelik ucu simüle eden konik yapının restorasyonlara temas ettiği bölgelerde görülmüştür.
- Kullanılan tüm materyallerin kırılma direnci, literatürdeki mevcut çalışmalarda bulunan maksimum çiğneme kuvveti değerlerinin çok üzerindedir. İncelediğimiz tüm materyaller klinik kullanım için uygundur.
- Sonlu elemanlar stres analizlerinde de kırılma direnci deneyindeki sonuçlara benzer gruplar arası sıralama saptanmıştır. Sonlu elemanlar stres analiziyle kırılma direnci deneyi çalışmalarımız birbirleriyle paralellik göstermektedir.

- Sonlu elemanlar stres analizinde; desteklerden elde edilen stres değerleri incelendiğinde ise; Lava Ultimate rezin nanoseramik krona sahip olan desteklerde monolitik zirkonya krona sahip desteklere göre oluşan maksimum Von Mises değerleri daha fazladır. Gruplar arası sıralama kronlardaki sıralamanın neredeyse tam tersidir. Tek fark, Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu model (Model 1) ile titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modelin (Model 3) ‘ün yer değişikliğidir.
- Kortikal ve spongioz kemikteki en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modelde (Model 6), en düşük minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında ise; titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modelde (Model 7) bulunmuştur.
- Spongioz kemikteki asal gerilme değerleri kortikal kemiğe göre daha düşük seyretmiştir.
- Tüm modellerdeki asal gerilme değerleri fizyolojik sınırlar dahilinde kortikal kemiğin belirtilen elastik limit değerlerinin çok altında kalmıştır.
- İmplantlarda kaydedilen en yüksek Von Mises gerilme değerleri; Ti-Base zirkonya destek üzerine yapılan monolitik zirkonya kronlu modelde (Model 6), en düşük Von Mises gerilme değerleri ise titanyum destek üzerine yapılan Lava Ultimate rezin nanoseramik kronlu modelde (Model 7) saptanmıştır. İmplantlardaki maksimum Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, son elastik deformasyon noktası değerlerinin çok altında kalmıştır.
- Kron ve desteklerin yapımında kullanılan materyallerde, implantlarda ve destek kemikte maksimum dayanım değerlerinin altında gerilim değerleri ve kırılma dirençleri ölçülmüştür. Bu veriler, çalışmamızda kullanılan

tüm materyallerin klinik olarak kullanılabilir olduğunu göstermektedir. Özellikle yüksek kırılma direnci ve kemikte ve implantta oluşturduğu uygun stres dağılımı dolayısıyla prefabrik titanyum alt yapı üzerine hazırlanan zirkonya destek ve uygulanan monolitik zirkonya kron restorasyonu birleşimi, destek ve kronda aynı tip materyal kullanılmasından kaynaklı en uygun seçim olarak düşünülebilir.

İmplant üstü protezlerde implant başarısını test etmede klinik araştırmaların önemi büyüktür ve klinik takip son derece önem taşımaktadır. İmplant biyomekanigi ile ilgili yapılan sonlu eleman analizlerinin hiçbiri, incelediğimiz tüm parametrelerde meydana gelen stres karakterlerinin değerlendirilmesinde tam olarak yol gösterici olamamaktadır. Ayrıca yapılan invitro çalışmalar da tam olarak klinik ortamı yansıtamamaktadır. Bu nedenle, çalışmamızdaki gibi sonlu eleman analizi ve kırılma direnci deneyi gibi invitro deneyler ile elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Mevcut çalışmalar incelendiğinde, farklı test yöntemlerinin bir arada kullanıldığı çalışmalara çok sık rastlanmamaktadır. Çalışmamızdaki gibi kendilerine özgü kısıtlamaları bulunan farklı test yöntemlerinin bir arada ve kıyaslamalı olarak uygulanması, deneysel çalışmalara ait sonuçların biyolojik dokulara aktarılmasında daha büyük avantaj ve güvenilirlik sağlayacağını düşündürmüştür.

ÖZET

İmplant Destekli Sabit Protezlerde CAD/CAM Sistemleri ile Üretilen Destek ve Üst Yapı Restorasyonlarının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ve Kırılma Direnci Testi ile Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi

Günümüzde, geleneksel kron ve köprü restorasyonlarında kullanılan materyaller; estetik, direnç, oklüzal kontrol ve biyouyumluluk özellikleri üzerinde yapılan çalışmalarla hızla geliştirilmektedir. İmplant destekli restorasyonlarda da bu gelişim etkilerini göstermektedir. Protetik diş hekimliğinde, metal destekli seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak metal alaşımlarının kullanılması; biyolojik uyumluluklarındaki şüpheler ve estetik problemler oluşturmaları sebebiyle, hekimleri alternatif materyallere yönlendirmiştir. Bu alternatiflerin başında gelen tam seramik sistemlerinin; tatmin edici estetik özelliklerine rağmen gösterdikleri halen tartışmalı mekanik özellikleri ve yüksek maliyetleri, kullanım alanlarını sınırlamaktadır. Son yıllarda ise metal destekli seramikler ve tam seramik sistemlerin sahip oldukları bu dezavantajlar nedeniyle, alternatif olarak kullanılabilecek materyal arayışları; restoratif rezinlerin güçlendirilmesini ve kullanılmasını beraberinde getirmiştir.

Çalışmamızın amacı; CAD/CAM sistemi ile hazırlanan seramik ve titanyum destekler ile üzerlerine uygulanan zirkonya ve kompozit rezin esaslı farklı üst yapı materyallerinin kırılma direnci testi ile kuvvetler altında mekanik ve fiziksel özelliklerinde oluşabilecek değişikliklerin ölçülmesi ve materyal, implant ve çevre dokularda oluşan stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesidir. Her iki yöntemle de elde edilen sonuçlar kendi aralarında karşılaştırılırken, bu veriler birbirleriyle de kıyaslanarak farklı test yöntemleri arasındaki tutarlılık da değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda; Ti-Base ve titanyum desteklerin üzerlerindeki zirkonya ve Lava ultimate kronlardan oluşan 39 örneğin, universal test cihazında kırılma deneyleri yapılmıştır. Ayrıca elde edilen örneklerin bilgisayar ortamındaki üç boyutlu modellerine sonlu elemanlar stres analizi uygulanmış, destek ve kron materyallerinde ve implantlarda Von Mises gerilme değerleri, kortikal ve spongios kemikte maksimum ve minimum asal gerilme değerleri incelenmiştir.

Çalışmamızın sonucunda, kron ve desteklerin yapımında kullanılan materyallerde, implantlarda ve destek kemikte maksimum dayanım değerlerinin altında gerilim değerleri ve kırılma dirençleri ölçülmüştür. Bu veriler, çalışmamızda kullanılan tüm materyallerin klinik olarak kullanılabilir olduğunu göstermektedir. Özellikle yüksek kırılma direnci ve kemik ve implantta oluşturduğu uygun stres dağılımı dolayısıyla prefabrik titanyum alt yapı üzerine hazırlanan zirkonya destek ve uygulanan monolitik zirkonya kron restorasyon birleşimi, destek ve krona aynı tip materyal kullanılmasından kaynaklı en uygun seçim olarak düşünülebilir. Her iki test yöntemine ait sonuçlar birbirleriyle karşılaştırıldığında ise, farklı yöntemlere ait sonuçların tutarlı olduğu görülmektedir. Kendilerine göre avantaj ve dezavantajları olan farklı test yöntemlerinin karşılaştırmalı olarak bir arada kullanılması, bulguların farklı açılardan yorumlanarak, daha güvenilir sonuçlar elde edilmesine olanak sağlar.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM Sistemleri, İmplant Üstü Sabit Protezler, Kırılma Direnci, Sonlu Elemanlar Stres Analizi

SUMMARY

The Comparatively Investigation of Abutment and Crown Restorations Produced by CAD/CAM Systems in Implant Supported Fixed Prostheses Using the Finite Element Stress Analysis Method and Fracture Resistance Test .

Today, materials used in traditional crown and bridge restorations are developing rapidly with studies on the aesthetics, resistance, occlusal control and biocompatibility features. This development also shows the impact on implant supported restorations. In prosthetic dentistry, the use of metal alloys as framework material for porcelain-to-metal fixed restorations, has led to alternative materials due to creating doubts of biocompatibility and aesthetic problems. The most prominent alternative materials are full ceramic systems. Although they have satisfactory aesthetic characteristics, still controversial mechanical properties and high costs limits their usage. In recent years, due to the disadvantages of porcelain-to-metal and full ceramic systems, the search for materials that can be used as an alternative, led to the strengthening and using of restorative resins.

In this study, we aimed to investigate fracture resistance of zirconia and composite resin based superstructure materials, which were applied above ceramic and titanium abutments and prepared with CAD/CAM system, against functional forces with fracture resistance test. Changes in mechanical and physical properties under forces were also measured by fracture resistance test. And we also aimed to investigate stress distribution in implant and surrounding tissue with three dimensional finite element stress method. The test results obtained by two methods are compared as well as with each other within the groups to evaluate the consistency of different test methods.

For this purpose; fracture resistance tests of 39 samples, were performed, constituting of zirconia and ultimate crowns above T-Base and titanium abutments on universal test device. Also finite element stress analysis was applied on the obtained specimens' three-dimensional models on computer. Von Mises stress values at abutments and crowns materials and implants; maximum and minimum principal stress values at cortical and cancellous bone were examined.

As a result, in the materials used in the construction of the crowns and the abutments, in the implants and in the supporting bones, tension values and fracture resistances were measured below the maximum strength values. This data shows that all the materials used in our study are acceptable for clinical use. Especially due to high fracture resistance and proper stress distribution in bone and implant, zirconia abutments prepared on prefabricated titanium framework and monolithic zirconia crown restorations applied on the abutment can be considered as the most appropriate choice because of the use of the same type of material.

When the results of two tests are compared with each other, the results of the different methods are seen to be consistent. The comparative usage of different test methods with their advantages and disadvantages provides better interpretation of the findings and more reliable results.

Key Words: CAD/CAM System, Implant Supported Fixed Prostheses, Fracture Resistance, Finite Element Stress Analysis

KAYNAKLAR

- ABOUSHLIB, MN, DE JAGER, N, KLEVERLAAN, CJ FEILZER, AJ (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials* **21**(10): 984-991.
- ABU-HAMMAD, OA, HARRISON, A WILLIAMS, D (2000). The effect of a hydroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **15**(4): 559-564.
- ADIGÜZEL, Ö (2010). Sonlu Elemanlar Analizi:Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi* **11**(1): 18-23.
- AKAGAWA, Y, SATO, Y, TEIXEIRA, E, SHINDOI, N WADAMOTO, M (2003). A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation* **30**(1): 41-45.
- AKCA, K CEHRELİ, MC (2006). Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing* **44**(7): 527-535.
- AKCA, K, CEHRELİ, MC IPLIKCIOGLU, H (2003). Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. *Clinical Oral Implants Research* **14**(4): 444-454.
- AKCA, K IPLIKCIOGLU, H (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of oral rehabilitation* **29**(4): 350-356.
- AKKAYAN, B GULMEZ, T (2002). Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *The Journal of prosthetic dentistry* **87**(4): 431-437.
- AL-OMARI, WM, SHADID, R, ABU-NABA'A, L MASOUD, BE (2010). Porcelain Fracture Resistance of Screw-Retained, Cement-Retained, and Screw-Cement-Retained Implant-Supported Metal Ceramic Posterior Crowns. *Journal of Prosthodontics* **19**(4): 263-273.
- AL-OMIRI, MK, SGHAIREEN, MG, ALHIJAWI, MM, ALZOUBI, IA, LYNCH, CD LYNCH, E (2014). Maximum bite force following unilateral implant-supported prosthetic treatment: within-subject comparison to opposite dentate side. *Journal of oral rehabilitation* **41**(8): 624-629.

- ALBREKTSSON, T, BRÅNEMARK, P-I, HANSSON, H-A LINDSTROM, J (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* **52**(2): 155-170.
- ALBREKTSSON, T DONOS, N (2012). Implant survival and complications. The Third EAO consensus conference 2012. *Clinical oral implants research* **23**(s6): 63-65.
- ALBREKTSSON, T ZARB, GA (1992). Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *The International journal of prosthodontics* **6**(2): 95-105.
- ANDERSSON, B, GLAUSER, R, MAGLIONE, M TAYLOR, A (2002). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *The International journal of prosthodontics* **16**(6): 640-646.
- ASSIF, D, MARSHAK, B HOROWITZ, A (1996). Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *The Journal of prosthetic dentistry* **75**(3): 285-291.
- BAGGI, L, CAPPELLONI, I, DI GIROLAMO, M, MACERI, F VAIRO, G (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* **100**(6): 422-431.
- BAKKE, M, HOLM, B, JENSEN, BL, MICHLER, L MØLLER, E (1990). Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res* **98**(2): 149-158.
- BECKER, W BECKER, BE (1995). Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry* **74**(1): 51-55.
- BIDEZ, MW MISCH, CE (2015). Clinical Biomechanics in Implant Dentistry. In: Dental implant prosthetics. Ed: C. E. Misch. St. Louis, Missouri, Mosby, Elsevier. 95-106.
- BLUE, DS, GRIGGS, JA, WOODY, RD MILLER, BH (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry* **90**(3): 247-254.
- BRA-NEMARK, P-I, ZARB, GA ALBREKTSSON, T (1985). Tissue-integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago, Quintessence Pub. Co. Inc.

- BRAGA, R, PFEIFER, C SAKAGUCHI, RL (2012). Testing of Dental Materials and Biomechanics. In: Craig's Restorative Dental Materials. . Ed: R. L. Sakaguchi and J. M. Powers. Philadelphia, Elsevier Mosby. 3-108.
- BRANEMARK, P-I, BREINE, U, ADELL, R, HANSSON, B, LINDSTROM, J OHLSSON, Å (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery* **3**(2): 81-100.
- BRUNSKI, J SCHOCK, R (1987). Mechanical behavior of a fibrous tissue interface of an endosseous dental implant. Trans 11th Annual Meeting of the Society for Biomaterials, Clemson, SC.
- BRUNSKI, JB (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* **3**(2): 85-97.
- CAN, G, ERSOY, AE AKSU, L (2014). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara, Yurtmim Yayıncılık.
- CARVALHO, A, BRUZI, G, MAIA, H, GIANNINI, M MAGNE, P (2012). Fatigue resistance of CAD/CAM fabricated full-coverage crowns. *Dental Materials* **28**(Supplement 1): e65.
- CHEN, C, TRINDADE, FZ, DE JAGER, N, KLEVERLAAN, CJ FEILZER, AJ (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials* **30**(9): 954-962.
- CHEVALIER, J (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* **27**(4): 535-543.
- CHRISTENSEN, GJ (2001). Computerized restorative dentistry. *The Journal of the American Dental Association* **132**(9): 1301-1303.
- CIBIRKA, RM, RAZZOOG, ME, LANG, BR STOHLER, CS (1992). Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry* **67**(3): 361-364.
- CONRAD, HJ, SEONG, W-J PESUN, IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* **98**(5): 389-404.
- COVACCI, V, BRUZZESE, N, MACCAURO, G, ANDREASSI, C, RICCI, G, PICONI, C, MARMO, E, BURGER, W CITTADINI, A (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* **20**(4): 371-376.

- CIFTCI, Y CANAY, S (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **15**(4): 571-582.
- DAVIS, DM, ZARB, GA CHAO, Y-L (1988). Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **3**(3): 197-201.
- DE ABREU, RAM, PEREIRA, MD, FURTADO, F, PRADO, GPR, MESTRINER, W FERREIRA, LM (2014). Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Archives of oral biology* **59**(10): 1065-1074.
- DEGIDI, M, NARDI, D PIATTELLI, A (2010). A comparison between immediate loading and immediate restoration in cases of partial posterior mandibular edentulism: a 3-year randomized clinical trial. *Clinical oral implants research* **21**(7): 682-687.
- DEL FABBRO, M, TESTORI, T, FRANCETTI, L WEINSTEIN, R (2004). Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodontics Restorative Dent* **24**(6): 565-577.
- DENISSEN, H, DOZIĆ, A, VAN DER ZEL, J VAN WAAS, M (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *The Journal of prosthetic dentistry* **84**(5): 506-513.
- DERAND, T, MOLIN, M KVAM, K (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials* **21**(12): 1158-1162.
- DETOLLA, DH, ANDREANA, S, PATRA, A, BUHITE, R COMELLA, B (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology* **26**(2): 77-81.
- DU, J-K, LIN, W-K, WANG, C-H, LEE, H-E, LI, H-Y WU, J-H (2011). FEM analysis of the mandibular first premolar with different post diameters. *Odontology* **99**(2): 148-154.
- DUDNEY, T (2011). Achieving an ideal local restorative material. . *Inside Dentistry* **7**(2).
- DUYCK, J, NAERT, I, RØNOLD, HJ, ELLINGSEN, JE, VAN OOSTERWYCK, H VANDER SLOTEN, J (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical oral implants research* **12**(3): 207-218.
- ERSOY, A (2015). Diş Hekimliğinde Sabit Protezler. Ankara, Akademisyen Kitabevi.

- ERSOY, A (2015). Diş Hekimliğinde Sabit Protezler. Ankara, Akademisyen Kitabevi.
- ERSOY, A BAĞDATLI, N (2011). Diş hekimliği implantolojisiinde kullanılan güncel restoratif materyaller. *Estetik&İmplant Dergisi* **22**: 28-36.
- ERSU, B, YÜZÜGÜLLÜ, B CANAY, Ş (2008). Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg* **32**(2): 58-72.
- ESER, A, AKCA, K, ECKERT, S CEHRELİ, MC (2009). Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **24**(3): 439-446.
- ESKITASÇIOĞLU, G BERKSUN, S (1995). Metal destekli porselen restorasyonlarda farklı tasarımların stres analizi. *Acta Odontologica Turcica* **12**(2): 29-35.
- FARAH, J, CRAIG, R SIKARSKIE, D (1973). Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of Biomechanics* **6**(5): 511-520.
- FOONG, JK, JUDGE, RB, PALAMARA, JE SWAIN, MV (2013). Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry* **109**(5): 304-312.
- FRADEANI, M, D'AMELIO, M, REDEMAGNI, M CORRADO, M (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. . *Quintessence international* **36**(2): 105-113.
- GAHLERT, M, ROHLING, S, WIELAND, M, SPRECHER, C, KNIHA, H MILZ, S (2009). Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. *Clin Oral Implants Res* **20**(11): 1247-1253.
- GIORDANO, R MCLAREN, EA (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent* **31**(9): 682-684.
- GLAUSER, R, ZEMBIC, A HÄMMERLE, CH (2006). A systematic review of marginal soft tissue at implants subjected to immediate loading or immediate restoration. . *Clinical oral implants research* **17** (Suppl 2).
- GÖKÇE, H BEYDEMİR, B (2002). Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi* **44**(4): 457-463.
- GRACIS, S, NICHOLLS, J, CHALUPNIK, J YUODELIS, R (1992). Shock absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Implant Dentistry* **1**(1): 90.

- 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. *Dental materials* **20**(5): 449-456.
- GUESS, PC, ZAVANELLI, RA, SILVA, NR, BONFANTE, EA, COELHO, PG THOMPSON, VP (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics* **23**(5): 434-442.
- HANNINK, RH, KELLY, PM MUDDLE, BC (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society* **83**(3): 461-487.
- HANSSON, S EKESTUBBE, A (2004). Area moments of inertia as a measure of the mandible stiffness of the implant patient. *Clinical oral implants research* **15**(4): 450-458.
- 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**(4): 195-206.
- HARALDSON, T ZARB, G (1988). A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand J Dent Res* **96**(3): 243-252.
- HEGDE, C, KRISHNA PRASAD, D DEEPMALA, S (2010). Implant restoration materials: an overview. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research* **1**(1): 43-48.
- HERMANN, JS, BUSER, D, SCHENK, RK COCHRAN, DL (2000). Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *Journal of periodontology* **71**(9): 1412-1424.
- HEYMANN, HO, BAYNE, SC, STURDEVANT, JR, WILDER, AD ROBERSON, TM (1996). The clinical performance of CAD-CAM generated ceramic inlays. . *The Journal of the American Dental Association* **127**(8): 1171-1181.
- HIDAKA, O, IWASAKI, M, SAITO, M MORIMOTO, T (1999). Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *Journal of Dental Research* **78**(7): 1336-1344.
- HOBO, S, ICHIDA, E GARCIA, LT (1989). Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Osaka, Quintessence Publishing Company.
- HOCHMAN, N ZALKIND, M (1999). New all-ceramic indirect post-and-core system. *The Journal of prosthetic dentistry* **81**(5): 625-629.

- HOLMES, DC, HAGANMAN, CR AQUILINO, SA (1994). Deflection of superstructure and stress concentrations in the IMZ implant system. *International Journal of Prosthodontics* 7(3): 239-246.
- ICHIKAWA, Y, AKAGAWA, Y, NIKAI, H TSURU, H (1992). Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *The Journal of prosthetic dentistry* 68(2): 322-326.
- IJIMA, T, HOMMA, S, SEKINE, H, SASAKI, H, YAJIMA, Y YOSHINARI, M (2013). Influence of surface treatment of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal with hot isostatic pressing on cyclic fatigue strength. *Dental materials journal* 32(2): 274-280.
- JACKSON, MJ AHMED, W (2007). Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices. New York, Springer.
- JOHANSSON, C, KMET, G, RIVERA, J, LARSSON, C VULT VON STEYERN, P (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica* 72(2): 145-153.
- JUNG, Y-S, LEE, J-W, CHOI, Y-J, AHN, J-S, SHIN, S-W HUH, J-B (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 2(3): 111-115.
- JUODZBALYS, G, KUBILIUS, R, EIDUKYNAS, V RAUSTIA, AM (2005). Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant dentistry* 14(2): 166-175.
- KARL, M, DICKINSON, A, HOLST, S HOLST, A (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 17(2): 50-57.
- KASAI, K, TAKAYAMA, Y YOKOYAMA, A (2012). Distribution of occlusal forces during occlusal adjustment of dental implant prostheses: a nonlinear finite element analysis considering the capacity for displacement of opposing teeth and implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27(2): 329-335.
- KEITH, O, KUSY, RP WHITLEY, JQ (1994). Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 106(6): 605-614.

- KELLY, JR DENRY, I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials* **24**(3): 289-298.
- KELLY, JR, NISHIMURA, I CAMPBELL, SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry* **75**(1): 18-32.
- KITAMURA, E, STEGAROIU, R, NOMURA, S MIYAKAWA, O (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research* **15**(4): 401-412.
- KOHAL, RJ, ATT, W, BÄCHLE, M BUTZ, F (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000* **47**(1): 224-243.
- KOIKE, M FUJII, H (2001). In vitro assessment of corrosive properties of titanium as a biomaterial. *Journal of oral rehabilitation* **28**(6): 540-548.
- KOLLER, M, ARNETZL, G, HOLLY, L ARNETZL, G (2011). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry* **15**(2): 159-164.
- KOYAMA, T, SATO, T YOSHINARI, M (2012). Cyclic fatigue resistance of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals with hot isostatic press processing. *Dental Materials Journal* **31**(6): 1103-1110.
- KU, C-W, PARK, S-W YANG, H-S (2002). Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* **88**(2): 170-175.
- KURBAD, A (2001). Cerec goes inLab-the metamorphosis of the system. *International journal of computerized dentistry* **4**(2): 125-143.
- KURBAD, A REICHEL, K (2005). InEOS--new system component in Cerec 3D. *International journal of computerized dentistry* **8**(1): 77-84.
- KUROWSKI, P (2004). Finite Element Analysis for Design Engineers. USA, Sae International.
- KURT, EÇ, ÖZDOĞAN, MS YILMAZ, H (2006). Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **16**(2): 52-60.
- LANG, NP, BERGLUNDH, T, HEITZMAYFIELD, LJ, PJETURSSON, BE, SALVI, GE SANZ, M (2004). Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **19** Suppl: 150-154.

- LAWSON, NC, BANSAL, R BURGESS, JO (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials* **32**(11): e275-e283.
- LEINFELDER, K (2005). Indirect posterior composite resins. . *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* **26**(7): 495-503.
- LEKHOLM, U, ZARB, G ALBREKTSSON, T (1985). Patient selectino and preparation. In: Tissue-integrated Prosthesis. Osseointegration in Clinical Dentistry. Ed: P.-I. Bra-nemark, G. A. Zarb and T. Albrektsson. Chicago, Quintessence. Pub. Co. 199-209.
- LEMOES, J DIETSH, F (2008). Biometarials for dental implants. . In: Contemporary Implant Dentistry. Ed: C. E. Misch. St.Louis, Missouri, Mosby, Elsevier. 511-542.
- LI, J, LIAO, H HERMANSSON, L (1996). Sintering of partially-stabilized zirconia and partially-stabilized zirconia—hydroxyapatite composites by hot isostatic pressing and pressureless sintering. *Biomaterials* **17**(18): 1787-1790.
- LIN, C-L, CHANG, Y-H PAI, C-A (2011). Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dental materials* **27**(5): 431-438.
- LIN, C-L, WANG, J-C KUO, Y-C (2006). Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *Journal of biomechanics* **39**(3): 453-463.
- LIN, J-D DUH, J-G (2003). Fracture toughness and hardness of ceria-and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Materials chemistry and physics* **78**(1): 253-261.
- LIU, P-R (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. . *Compendium* **26**(7): 507-512.
- MAGNE, P, CARVALHO, A, BRUZI, G, ANDERSON, R, MAIA, H GIANNINI, M (2014). Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Operative dentistry* **39**(6): 595-602.
- MCLEAN, JW (1967). The alumina reinforced porcelain jacket crown. *The Journal of the American Dental Association* **75**(3): 621-628.
- MEHL, A HICKEL, R (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry* **2**(1): 9-35.
- MEIJER, H, KUIPER, J, STARMANS, F BOSMAN, F (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of prosthetic dentistry* **68**(1): 96-102.

- MEIJER, H, STARMANS, F, BOSMAN, F STEEN, W (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation* **20**(2): 147-157.
- MEIJER, H, STARMANS, F, STEEN, W BOSMAN, F (1994). Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *Journal of oral rehabilitation* **21**(1): 47-56.
- MENICUCCI, G, MOSSOLOV, A, MOZZATI, M, LORENZETTI, M PRETI, G (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin. Oral Implants Res.* **13**(3): 334-341.
- MIHALI, S, BORTUN, C BRATU, E (2013). Nano-ceramic Particle Reinforced Coposite-Lava Ultimate CAD/CAM Restorative. *Women* **1**(3): 1-27.
- MISCH, CE (2008). Prosthetic Options in Implant Dentistry. In: Contemporary Implant Dentistry. Ed: C. E. Misch. St.Louis, Missouri, Mosby Elsevier. 92-104.
- MISCH, CE (2015). Bone Density: A Key Determinant for Treatment Planning. In: Dental implant prosthetics. Ed: C. E. Misch. St. Louis, Missouri, Mosby, Elsevier. 237-252.
- MISCH, CE (2015). Rationale for Dental Implants. In: Dental implant prosthetics. Ed: C. E. Misch. St. Louis, Missouri, Mosby, Elsevier. 1-25.
- MISCH, CE (2015). Stress Treatment Theorem for Implant Dentistry: The Key to Implant Treatment Plans. In: Dental implant prosthetics. Ed: C. E. Misch. St. Louis, Missouri, Mosby, Elsevier. 159-192.
- MOBILIO, N, STEFANONI, F, CONTIERO, P, MOLLICA, F CATAPANO, S (2012). Experimental and numeric stress analysis of titanium and zirconia one-piece dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants* **28**(3): e135-142.
- MOFFA, JP, GUCKES, AD, OKAWA, MT LILLY, GE (1973). An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *The Journal of prosthetic dentistry* **30**(4): 432-441.
- MOLIN, MK KARLSSON, SL (2000). A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems. *International Journal of Prosthodontics* **13**(3): 194-200.
- MORMANN, WH BINDL, A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America* **46**(2): 405-426.

- MORMANN, WH DENTB, M (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *The International journal of prosthodontics* **15**(5): 451-456.
- NAERT, I, VAN DER DONCK, A BECKERS, L (2005). Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. . *Journal of oral rehabilitation* **32**(1): 51-57.
- NAKAMURA, K, KANNO, T, MILLEDING, P ÖRTENGREN, U (2010). Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics* **23**(4): 299-309.
- NASSEF, TM, KHALIL, MF KADER, SHA (2014). Computer assisted to determine the influence of connector design and stress distribution in Incoris TZI (Zirconia) fixed partial denture. Biomedical Engineering (MECBME), 2014 Middle East Conference on, IEEE.
- NIINOMI, M (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A* **243**(1): 231-236.
- O'BRIEN, WJ (2002). Dental Materials and Their Selections. Chicago, Quintessence Publishing Co.
- O'BRIEN, WJ (2009). Dental Materials and Their Selection. Chicago, Quintessence Publishing Co.
- ODÉN, A, ANDERSSON, M, KRYSTEK-ONDRAČEK, I MAGNUSSON, D (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* **80**(4): 450-456.
- OLIVA, X, OLIVA, J OLIVA, J (2010). Full-mouth oral rehabilitation in a titanium allergy patient using zirconium oxide dental implants and zirconium oxide restorations. A case report from on going clinical study. *Eur J Esthet Dent* **5**(2): 190-203.
- OTTO, T DE NISCO, S (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International journal of prosthodontics* **15**(2): 122-128.
- OZCELIK, T, ERSOY, E YILMAZ, B (2011). Biomechanical Evaluation of Tooth-and Implant-Supported Fixed Dental Prostheses with Various Nonrigid Connector Positions: A Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics* **20**(1): 16-28.
- PAMİR, A, YURDUKORU, B ESKİTAŞÇIOĞLU, G (1996). Düz ve eğimli dental implantlar üzerinde fonksiyonel kuvvetlerin etkisinin araştırılması. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **23**: 81-85.

- PAPAVASILIOU, G, KAMPOSIOIRA, P, BAYNE, SC FELTON, DA (1996). Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of prosthetic dentistry* **76**(6): 633-640.
- PERSSON, AS, ANDERSSON, M, ODÉN, A SANDBORGH-ENGLUND, G (2008). Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *dental materials* **24**(8): 1123-1130.
- PFEIFFER, J, MACLEOD, R FORNOFF, P (2013). InLab MC X5 versus Cerec MC XL. *International journal of computerized dentistry* **17**(4): 317-321.
- PICONI, C MACCAURO, G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* **20**(1): 1-25.
- PIETRABISSA, R, CONTRO, R, QUAGLINI, V, SONCINI, M, GIONSO, L SIMION, M (2000). Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *Journal of Biomechanics* **33**(11): 1489-1495.
- PIRKER, W KOCHER, A (2009). Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implants placed into single-rooted extraction sockets: 2-year follow-up of a clinical study. . *Int J Oral Maxillofac Surg* **38**(11): 1127-1123.
- PJETURSSON, BE, SAILER, I, ZWAHLEN, M HÄMMERLE, CH (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implants Research* **18**(s3): 73-85.
- POWERS, J WATAHA, J (2013). Properties of Materials. In: Dental Materials: Properties and Manipulation. Ed: J. Powers and J. Wataha. St. Louis, Missouri, Elsevier Mosby, Inc. 14-26.
- PROFILE, TP. (2011 Lava Ultimate, 3M ESPE). "http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Lava-Ultimate/."
- PROSTHODONTICS, TAO (2005). Glossary of Prosthodontic Terms. *Journal of Prosthetic Dentistry* **94**(1): 10-92.
- RAIGRODSKI, AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* **92**(6): 557-562.
- RAIGRODSKI, AJ, CHICHE, GJ, POTIKET, N, HOCHSTEDLER, J, MOHAMED, SE, BILLIOT, S MERCANTE, DE (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide–based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry* **96**(4): 237-244.

- RAMOĞLU, S OZAN, O (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekliği Fakültesi Dergisi* **Supplement 9**: 175-180.
- RANGERT, B, GUNNE, J SULLIVAN, DY (1991). Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: An invitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* **6**(2): 177-186.
- SADOWSKY, S (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* **96**(6): 433-442.
- SAILER, I, FEHER, A, FILSER, F, LUTHY, H, GAUCKLER, LJ, SCHARER, P FRANZ HAMMERLE, CH (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3- year follow-up. . *Quintessence Int* **37**(9): 685- 693.
- SAILER, I, PJETURSSON, BE, ZWAHLEN, M HÄMMERLE, CH (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research* **18**(s3): 86-96.
- SARAÇ, D (2003). Güçlendirilmiş kompozit rezin ve tamamı seramik restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi
- SAVABI, O, NEJATIDANESH, F, SHABANIAN, M ANBARI, Z (2011). Two-body wear resistance of some indirect composite resins. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* **19**(2): 81.
- SCARANO, A, PIATTELLI, M, CAPUTI, S, FAVERO, GA PIATTELLI, A (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of Periodontology* **75**(2): 292-296.
- SCHMITTER, M, MUELLER, D RUES, S (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of dentistry* **40**(2): 154-162.
- SCHMITTER, M, MUELLER, D RUES, S (2013). In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *Journal of oral rehabilitation* **40**(7): 519-525.
- SCHROEDER, A, POHLER, O SUTTER, F (1976). Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* **86**(7): 713-727.

- SCHULTE, W, KLEINEIKENSCHIEDT, H, SCHAREYKA, R HEIMKE, G (1978). Konzept und Prüfung des Tübinger Sofortimplantates. *Dtsch Zahnärztl Z* **33**: 319-325.
- SERRA, C MANN, A (2013). Bite force measurements with hard and soft bite surfaces. *Journal of oral rehabilitation* **40**(8): 563-568.
- SERTGOZ, A (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *International Journal of Prosthodontics* **10**(1): 19-27.
- SEVİMAY, M (2002). İmplant üstü kuron tasarımlarında farklı metaryellerin stres dağılımına etkisinin elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Dis Tedavisi Anabilim Dalı
- SEVİMAY, M, TURHAN, F, KILIÇARSLAN, M ESKITASCIOĞLU, G (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic dentistry* **93**(3): 227-234.
- SHENOY, A SHENOY, N (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry* **13**(4): 195.
- SHIGLEY, JE, MISCHE, CR BUDYNAS, RG (2004). Mechanical Engineering Design. New York, McGraw-Hill.
- SIMONIS, P, DUFOUR, T TENENBAUM, H (2010). Long-term implant survival and success: a 10–16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clinical Oral Implants Research* **21**(7): 772-777.
- SKALAK, R (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry* **49**(6): 843-848.
- SORENSEN, J (2003). The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* **26**: 57- 67.
- SOUMEIRE, J DEJOU, J (1999). Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *Journal of oral rehabilitation* **26**(5): 394-401.
- SOYKAN, E, ESKİTAŞÇIOĞLU, G, ÜNSAL, E BAĞIŞ, N (2013). Dental İmplantların Biyomekaniği ve Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Uygulamaları. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **39**(2): 87-95.
- SPITZNAGEL, FA, HORVATH, SD, GUESS, PC BLATZ, MB (2014). Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A Review of the Literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* **26**(6): 382-393.

- STAWARCZYK, B, ÖZCAN, M, SCHMUTZ, F, TROTTMANN, A, ROOS, M HÄMMERLE, CH (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica* **71**(1): 102-112.
- STEFLIK, D, MCKINNEY, RJ KOTH, D (1989). Ultrastructural comparisons of ceramic and titanium dental implants in vivo: a scanning electron microscopic study. . *Journal of biomedical materials research* **23**(8): 895-909.
- STEGAROIU, R, KUSAKARI, H, NISHIYAMA, S MIYAKAWA, O (1998). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **13**(6): 781-790.
- STEGAROIU, R, SATO, T, KUSAKARI, H MIYAKAWA, O (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **13**(1): 82-90.
- SUBBARAO, E (1980). ZIRCONIA- AN OVERVIEW. Science and Technology of Zirconia'. Proc. 1 st. Int. Conf. held at Cleveland, Ohio, June 16-18, 1980. Advances in Ceramics.
- SUNDH, A, MOLIN, M SJÖGREN, G (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials* **21**(5): 476-482.
- SUNDH, A SJÖGREN, G (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of oral rehabilitation* **31**(7): 682-688.
- ŞAHİN, E, AKTAŞ, G, ÖZCAN, N, AYDIN, D AKÇA, K (2009). Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **33**(4): 41-46.
- ŞAHİN, S, ÇEHRELİ, MC YALÇIN, E (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry* **30**(7): 271-282.
- ŞEKER, E ERSOY, AE (2010). Diş hekimliğinde restoratif CAD/CAM sistemleri. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* **4**(1): 493-505.
- SIMSEK, B, ERKMEN, E, YILMAZ, D ESER, A (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical engineering & physics* **28**(3): 199-213.

- TAN, PL, GRATTON, DG, DIAZ-ARNOLD, AM HOLMES, DC (2008). An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *Journal of prosthodontics* **17**(5): 378-383.
- TAN, PLB DUNNE, JT (2004). An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* **91**(3): 215-218.
- TANAKA, Y, SUGIMOTO, T, TANAKA, S HIRANUMA, K (1990). Development of a two-piece artificial resin tooth specially designed for a metal occlusal surface. *International Journal of Prosthodontics* **3**(3): 292-298.
- TANNE, K, MATSUBARA, S, HOTEL, Y, SAKUDA, M YOSHIDA, M (1994). Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **106**(3): 273-278.
- TEIXEIRA, E, SATO, Y, AKAGAWA, Y SHINDOI, N (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation* **25**(4): 299-303.
- TINSCHERT, J, NATT, G, MAUTSCH, W, AUGTHUN, M SPIEKERMANN, H (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *International Journal of Prosthodontics* **14**(3): 231-238.
- TUNALI, B (1996). Multi-disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- TÜRKER, M YÜCETAŞ, S (1997). Oral İmplantoloji, In; Ağız, Dis, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Ankara, Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Sti.
- TYLMAN, S (1970). Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics. . Saint Louis, The CV Mosby Company.
- ULUSOY, M AYDIN, K (2003). Dis Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara, Ankara Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi Yayınları
- UYSAL, H, IPLIKCIOGLU, H, AVCI, M, GUNDUZ BILIR, O KURAL, O (1997). An Experimental Analysis of the Stresses on the Implant in an Implant-Tooth--Supported Prosthesis: A Technical Note. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **12**(1): 118-124.

- VON STEYERN, P, CARLSON, P NILNER, K (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation* **32**(3): 180-187.
- WALTIMO, A KÖNÖNEN, M (1995). Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odontologica Scandinavica* **53**(4): 254-258.
- WANG, RR FENTON, A (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int* **27**(6): 401-408.
- WANG, T-M, LEU, L-J, WANG, J-S LIN, L-D (2002). Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **17**(2): 231-237.
- WEINSTEIN, AM, KLAWITTER, JJ, ANAND, SC SCHUESSLER, R (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of dental research* **55**(5): 772-777.
- WENZ, HJ, BARTSCH, J, WOLFART, S KERN, M (2007). Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *The International journal of prosthodontics* **21**(1): 27-36.
- WHITE, S, MIKLUS, V, MCLAREN, E, LANG, L CAPUTO, A (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *The Journal of prosthetic dentistry* **94**(2): 125-131.
- YANG, R, AROLA, D, HAN, Z ZHANG, X (2014). A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *The Journal of prosthetic dentistry* **112**(4): 878-885.
- YAVUZYILMAZ, H, ULUSOY, M, KEDICI, P KANSU, G (2003). Protetik Dis Tedavisi Terimleri Sözlüğü. Ankara, Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Subesi Yayınları
- YOUNG, L, MICHEL, J MOORE, D (1983). A twenty-year evaluation of subperiosteal implants. *J Prosthet Dent* **49**(5): 690-694.
- ZARB, G SCHMITT, A (1995). Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *Journal of oral rehabilitation* **22**(8): 661-671.
- ZINELIS, S, THOMAS, A, SYRES, K, SILIKAS, N ELIADES, G (2010). Surface characterization of zirconia dental implants. *dental materials* **26**(4): 295-305.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı : Nazire Esra
Soyadı : Bağdatlı
Doğum Yeri ve Tarihi : Ankara, 27/ 03/ 1987
Uyruğu : T.C
Medeni Durumu : Bekar
İletişim Adresi ve Telefonu : Kardeşler Koop. 182. Cad. 1. Blok Birlik Apt.
No: 2/4 Keçiören/ Ankara
Tel : 0 505 843 71 31
Elektronik Posta : bagdatlesra@gmail.com

II. Eğitimi

1993 – 2001 : İlköğretim, Ortaöğretim; 120. Yıl İlköğretim Okulu.
2001 – 2005 : Lise; Mustafa Kemal Lisesi
2005 – 2010 : Lisans; AÜ Diş Hekimliği Fakültesi
2010 - 2016 : Doktora; AÜ Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı.
Yabancı Dil : İngilizce

III. Bilimsel Etkinlikleri

Yayınlar

1. Ersoy, A.E., **Bağdatlı, N.E.**, Diş hekimliği implantolojisinde kullanılan güncel restoratif materyaller, Estetik&İmplant Dergisi, 22, 28-36 (2011).
2. Ersoy, A.E., **Bağdatlı, N.E.**, Ozan O., Aykaç Y., Anterior diş eksikliklerinde implant desteklere alternatif geleneksel protetik tedaviler, Estetik&İmplant Dergisi, 23, 46-54 (2011).
3. Ersoy, A.E., **Bağdatlı, N.E.**, Sabit protezlerde ideal restoratif materyal seçimi, Dental Klinik Dergisi, 1, 46-50 (2012).
4. **Bağdatlı, N.E.**, Kurgan Ş., Ersoy A.E., An Alternative Prosthetic Treatment Option For Posterior Edentulous Mandible: A Case Report. International Dental Journal, 63 (Suppl. 1): 165-166 (2013).
5. Ersoy, A.E., **Bağdatlı, N.E.**, Güncel tam seramikler, Dental Klinik Dergisi, 8, 20-25 (2014).
6. Ersoy, A.E., **Bağdatlı, N.E.**, Oligodontili bir hastanın tam ark zirkonya tam seramik köprü ile rehabilitasyonu, Dental Klinik Dergisi, 10, 16-22 (2015).

Tebliğler

1. **Bağdatlı, N.E.**, Yeğin Z., Çelik E., Yurttutan M.E., The Prosthetic Rehabilitation Of A Bulimia Nervosa Patient. 5th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2013, Antalya, Turkey.
2. **Bağdatlı, N.E.**, Kurgan Ş., Ersoy A.E., An Alternative Prosthetic Treatment Option For Posterior Edentulous Mandible: A Case Report. 101st Annual World Dental Congress, August 28-31, 2013, İstanbul, Turkey.
3. Atalay, P., **Bağdatlı N.E.**, Amelogenezis İmperfekta ve Maloklüzyona Sahip Hastada Protetik Rehabilitasyon. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 22. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 12-15 Kasım, 2015, Antalya, Türkiye.

4. Ersoy A.E., **Bağdatlı N.E.**, Coğalan K., Atalay, P., Anterior Sabit, Posterior Hareketli İmplant Destekli Protezler (Kombine Protezler) : Olgu Sunumu. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 22. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 12-15 Kasım, 2015, Antalya, Türkiye.
5. **Bağdatlı, N.E.**, Yeğin Z., The Distal Extension Cases: The Use of Dental Implants in Combination with Removable Partial Dentures. 7th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, May 14-17, 2015, Antalya, Turkey.
6. Arslan R., Yurttutan M.E., **Bağdatlı, N.E.**, Sancak K., Öncül A.M.T., Üçok C., Alveolar Ridge Split Technique with Two Surgical Procedure for Implant Placement. 8th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, May 19-22, 2016, Antalya, Turkey.

Projeler

1. 2014-2016 İmplant Destekli Sabit Protezlerde Cad/Cam Sistemleri İle Üretilen Destek Ve Üst Yapı Restorasyonlarının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Kırılma Direnci Testi İle Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi BAP Proje no: 13L3334004

Seminerler

1. Oral İmplantolojide Güncel Restoratif Materyaller, 2011
2. Sabit Protetik Restorasyonlarda Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler, 2011

IV. Diğer Bilgiler

Eğitim programı haricinde aldığı kurslar ve katıldığı seminerler

1. 15th Aegean Region Chambers of Dentist International Scientific Congress and Exhibition, April 29-30 - May 1, 2011, Fethiye, Turkey.
2. Biomet 3i Dental Implant Course, June 3, 2011, Ankara, Turkey.
3. Ankara University Faculty of Dentistry II. International Implantology Symposium, April 12-15, 2012, Antalya, Turkey.
4. Zimmer&Mutlu Dental Implantology Seminar, April 12, 2012, Antalya, Turkey
5. 4th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2012, Antalya, Turkey.
6. 5th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2013, Antalya, Turkey.
7. 101st Annual World Dental Congress, August 28-31, 2013, İstanbul, Turkey.
8. 6th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2014, Antalya, Turkey.
9. Biohorizons İmplantüstü Protez Uygulamaları ve Ölçü Semineri, 1 Kasım, 2014, Ankara, Türkiye.
10. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 22. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 12-15 Kasım, 2015, Antalya, Türkiye.
11. TDB Konya Bahar Sempozyumu, 18 Nisan, 2015, Konya, Türkiye.
12. 7th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, May 14-17, 2015, Antalya, Turkey.
13. 8th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, May 19-22, 2016, Antalya, Turkey.