



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**POSTERİOR İMPLANT ÜSTÜ KRONLARDA CAD/CAM
KOMPOZİT VE ZİRKONYA BLOKLARIN MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN ÜÇ NOKTA EĞME TESTİ VE
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Oğuzcan KARAER

**PROTETİK DİŞ TADAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. S. Hakan TERZİOĞLU**

**ANKARA
2020**

Etik Beyan

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık Tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Posterior İmplant Üstü Kronlarda Cad/Cam Kompozit ve Zirkonya Blokların Mekanik Özelliklerinin Üç Nokta Eğme Testi Ve Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi” 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.

Öğrencisinin Adı Soyadı: Oğuzcan KARAER

Tarih :

İmza :

KABUL VE ONAY

ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI UZMANLIK TEZ PROGRAMI

Oğuzcan KARAER tarafından hazırlanan “**Posterior İmplant Üstü Kronlarda CAD/CAM Kompozit ve Zirkonya Blokların Mekanik Özelliklerinin Üç Nokta Eğme Testi ve Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi**” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyerleri tarafından UZMANLIK TEZİ olarak OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile kabul / ret edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 20.11.2020

Prof. Dr. Şenay CANAY

Hacettepe Üniversitesi

Jüri Başkanı

Prof. Dr. S. Hakan TERZİOĞLU

Ankara Üniversitesi

Danışman/ Raportör

Prof. Dr. D. Derya ÖZTAŞ

Ankara Üniversitesi

Komite Üyesi

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	x
Çizelgeler	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. İmplant	1
1.2. İmplantın Tarihçesi	1
1.3. Dental İmplant Sınıflaması	2
1.4. İmplant Endikasyonları	3
1.5. İmplant Kontrendikasyonları	4
1.6. Osseointegrasyon Tanımı	5
1.7. Kemik Tipi ve Özellikleri	6
1.8. İmplant Destekli Protezler	8
1.9. İmplant Üstü Protezlerin Avantajları	9
1.10. İmplant Üstü Protezlerin Başarı Kriterleri	9
1.11. Doğal Dentisyonda ve Protetik Restorasyonlarda Oklüzal Yükler	10
1.12. İmplant Protezlerde Üstyapı Materyalleri	11
1.13. Seramik Materyallerin Sınıflandırılması	11
1.13.1. Cam seramikler	13
1.13.1.1 Feldspatik Seramikler	13
1.13.1.2. Sentetik (Lösit, Lityumdisilikat ve Florapatit Bazlı) Seramikler	13
1.13.1.3. Cam İnfiltrat Seramikler	15
1.13.2. Polikristalin Seramikler	16
1.13.2.1. Alümina (Procera All Ceram)	16
1.13.2.2. Stabilize Zirkonya	17
1.13.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina İle Güçlendirilmiş Zirkonya	18
1.13.3. Rezin-Matriks Seramikler	19
1.13.3.1 Rezin Nanoseramikler	20
1.13.3.2. İnterpenetre rezin matriks içerisinde cam seramik	21
1.13.3.3. İnterpenetre rezin matriks içerisinde zirkonya-silika seramik	21
1.14. CAD/CAM Sistemleri	22
1.14.1 Laboratuvarında Kullanılan Sistemler	23
1.14.2. Üretim Merkezli Sistemler	25
1.14.3. Klinikte Kullanılan Sistemler	26
1.15. Biyomekanik Kavramlar	28
1.15.1. Gerilme Analizi	28
1.15.1.1. Gerilme Analizinde Kullanılacak Terimler	28
1.15.1.1.1. Kuvvet	28
1.15.1.1.2. Gerilme	28
1.15.1.1.3. Gerinim	29

1.15.1.1.4. Elastisite Modülü	30
1.15.1.1.5. Poisson Oranı	30
1.15.1.1.6. Son Elastik Deformasyon Noktası	30
1.15.1.1.8. Asal Gerilme	31
1.15.1.1.9. Von Mises Gerilmesi	32
1.15.1.1.10. Sınır Şartları	32
1.15.2. Mekanik Testler	32
1.15.2.1. Bükme testleri (Bending test)	32
1.15.2.1.1. Tek eksenli bükme testleri	33
1.15.2.1.2. Çift eksenli bükme testleri	34
1.15.2.2. Burkulma testi (Torsion test)	34
1.15.2.3. Makaslama testi (Shear test)	34
1.15.2.4. Çekme testi (Tensile test)	35
1.15.2.5. Basma testleri (Compressive tests)	35
1.16. Gerilim Analiz Yöntemleri	36
1.16.1. Fotoelastik Gerilim Analiz Yöntemi	36
1.16.2. Gerinim Ölçer Gerilim Analiz Yöntemi	37
1.16.3. Kırılğan Vernik Gerilim Analiz Yöntemi	37
1.16.4. Lazer Işını ile Gerilim Analizi	37
1.16.5. Termografik Gerilim Analiz Yöntemi	38
1.16.6. Radyotelemetri ile Gerilim Analiz Yöntemi	38
1.16.7. Sonlu Elemanlar Gerilim Analiz Yöntemi	38
1.17. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Aşamaları	40
1.17.1. Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi	41
1.17.2. Analiz Verilerinin Yüklenmesi	42
1.17.3. Analizin Çözümlemesi	42
2. GEREÇ VE YÖNTEM	44
2.1. Üç Noktalı Eğilme Testi	47
2.2. İmplant Cad Modelleri	50
2.2.1. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	51
2.3. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi	54
2.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	55
2.5. Malzeme Tanımları	57
2.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	59
2.7. Kantitatif Model Bilgileri	65
2.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu	65
3. BULGULAR	67
3.1. 3 Noktalı Eğme Testi	67
3.2. Dik ve Oblik Kuvvet Uygulanan 10 Adet Modelin Kortikal ve Spongioz Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin ve İmplant Von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	72
3.2.1. Dik Kuvvet Uygulanan Modeller	72
3.2.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri	72
3.2.1.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri	76
3.2.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modeller	79

3.2.2.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri	79
3.2.2.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri	83
3.3. Kron-Abutment Bağlantı Bölgesinde Oluşan Stresler	85
4. TARTIŞMA	88
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	105
ÖZET	107
SUMMARY	108
KAYNAKLAR	109
ÖZGEÇMİŞ	123



ÖNSÖZ

Sadece bu tezin hazırlanmasında değil, mesleki tecrübesi, bilgisi ve kullandığı her kelimeyle hayatıma büyük değer katan, hakkını asla ödeyemeyeceğim, her zaman bir hocadan çok daha fazlası olan, mesleki bilgidен çok daha fazlasını öğreten, hayatımın her anında arkamda duran ve bana destek çıkan, fedakarlıklarının karşılığı bulunmayan değerli danışman hocam Prof. Dr. S. Hakan TERZİOĞLU'na,

Bilimsel olarak kendimi geliştirmem için yanımda duran, Japonya'ya bilimsel çalışmalar yapabilmem için gitmemde büyük katkısı olan, her zaman desteğini hissettiğim ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum dekanımız Prof. Dr. Kaan ORHAN'a,

Öğrenciliğimden beri bir hocadan çok daha fazlası olan, kendisinden ve tecrübelerinden çok şey öğrendiğim değerli hocam Prof. Dr. D. Derya ÖZTAŞ'a

Uzmanlık eğitimim boyunca bana emeği geçen, destek olan, aidiyet duygusunu hissetmemi sağlayan ve beraber çalışmaktan şeref duyduğum Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma,

Bu tezde emeği olan Tempa Mühendislik, Kaan YARDIMCI ve Gülnur ÖZEN'e,

Her şeyden önemlisi hayatımın her anında sevgisini bir an olsun eksik etmeyen, üzerimdeki emeğin tarifi olmayan annem Füsun KARAER'e, yanımdaki varlığı ile bana her zaman güç veren kardeşim Berke KARAER'e ve hayatımın her anında, her durumunda ve her olayında en büyük akıl hocam ve desteğim olan babam Tevfik Murat KARAER'e ve tüm aileme,

En içten teşekkür ve saygılarımı sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

®	: Lisanslı ürün(registered)
ADA	: American Dental Association
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
B ₂ O ₃	: Bor trioksit
BaO	: Baryum oksit
Bis-GMA	: Bisfenol glisidil metakrilat
Bis-MPEPP	: 2,2-Bis (4- metakriloksipolietoksifenil) propan
CAD-CAM	: Computer aided design-computer aided manufacture (Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim)
CaO	: Kalsiyum oksit
CeO ₂	: Seryum oksit
Cr-Co-Mo	: Krom-Kobalt-molibden
Ti	: Titanyum
Al	: Alüminyum
P	: Paskal
DEGDMA:	Dietilen glikol dimetakrilat.
ISO.	: International Organization for Standardization
K ₂ Al ₂ Si ₆ O ₁₆	: Potasyum feldspar
K ₂ O	: Potasyum oksit
Kg	: Kilogram
N	: Newton
%	: Yüzde
La ₂ O ₃	: Lityum oksit
Li ₂ O	: Lityum oksit
Li ₂ SiO ₅	: Lityum disilikat
Li ₃ PO ₄	: Lityumortofosfat
MgAl ₂ O ₄	: Magnezyumalüminata
Mm	: Milimetre
°	: Derece
NaO ₂	: Sodyum oksit
NPGDMA	: Neopentil glikol dimetakrilat
°C	: Santigrad derece
P ₂ O ₅	: Fosfor pentoksit
PTT	: Phase transformasyon toughening veya ‘faz dönüşüm güçlendirmesi’

S	: Gerilme
MPa	: Megapaskal
F	: Kuvvet
A	: Alan
m ²	: Metrekare
mm ²	: Milimetrekare
E	: Elastisite
GPa	: Gigapaskal
v	: Poisson oranı
σ	: Asal gerilme
nm	: Nanometre
P _{max}	: Maksimum asal gerilme
P _{min}	: Minimum asal gerilme
μ m	: Mikrometre
SiO ₂	: Silikondioksit
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
TiO ₂	: Titanyum oksit
UDMA	: Üretan dimetakrilat
Y ₂ O ₃	: Ytrium oksit
Y-TZP	: Ytriumla kısmen stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonyum
ZnO	: Çinko oksit
ZrO ₂	: Zirkonyum oksit

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz kabukları.	2
Şekil 1.2. a) Subperiotal implant. b) Transmandibular implant.	3
Şekil 1.3. a) Vent tip implant. b) Silindirik implant. c) Vida tip implant. d) Blade implantlar.	3
Şekil 1.4. Değişik materyallerden üretilmiş implantlar.	4
Şekil 1.5. Lekholm ve Zarb'ın ve Misch'in kemik kalitesi ve yoğunluğu ile ilgili sınıflandırmaları	7
Şekil 2.1. CS300 Blok (CS300)	44
Şekil 2.2. Katana Avencia P Blok (KAP)	44
Şekil 2.3. Kzr-Cad HR3 Gammatheta (KZR)	45
Şekil 2.4. Katana Zirkonya Blok STML (STML)	45
Şekil 2.5. Estelite P Blok (ESP)	45
Şekil 2.6. 3 Nokta eğme testi için hazırlanan örnekler	47
Şekil 2.7. Örneklerin sabitlenmesi	50
Şekil 2.8. Örneklerin üniversal bir test makinesine yerleştirilmesi	47
Şekil 2.9. Üniversal test makinesi (EZ-SX, Shimadzu, EZ-SX, Shimadzu, Kyoto, Japonya)	48
Şekil 2.10. İn silico analiz için in vitro eğrilerden elde edilen verilerin aktarımı	49
Şekil 2.11. İn silico 3 nokta eğme testi için hazırlanan CAD model	50
Şekil 2.12. İmplant modeli	51
Şekil 2.13. Abutment modeli	52
Şekil 2.14. Vida modeli	52
Şekil 2.15. Kron modeli	53
Şekil 2.16. İmplant parçalarının birleştirilmiş modeli	53
Şekil 2.17. Protetik model	54
Şekil 2.18. Korital kemik modeli	55
Şekil 2.19. Spongioz kemik modeli	55
Şekil 2.20. Model ağ yapısının 3 boyutlu görünümü	56
Şekil 2.21. Farklı Komponentlerin renklerle mesialden görünümü	58
Şekil 2.22. Model ağ yapısının renklendirilmiş kesit görünümü	59
Şekil 2.23. Elde edilen modelin mesialden görünümü	60
Şekil 2.24. Elde edilen modelin lingualden görünümü	61
Şekil 2.25. Vertikal yükleme senaryosu	62
Şekil 2.26. 45° açı ile oblik yükleme senaryosu	63
Şekil 2.27. Modelin sınır koşulları	64
Şekil 2.28. Modeldeki kontakt noktaları	66
Şekil 3.1. CS300' ün vitro 3 nokta eğme testi sonucu	68
Şekil 3.2. KAP' ın vitro 3 nokta eğme testi sonucu	69
Şekil 3.3. ESP' nin vitro 3 nokta eğme testi sonucu	69
Şekil 3.4. KZR' nin vitro 3 nokta eğme testi sonucu	70
Şekil 3.5. STML' nin vitro 3 nokta eğme testi sonucu	70
Şekil 3.6. İn silio 3 noktalı eğme testi (Yamaguchi ve ark., 2018)	71
Şekil 3.7. İn silico 3 Noktalı Eğme Testi Sonuçları	71
Şekil 3.8. Materyallerin elastik modülleri	71

Şekil 3.9. Kortikal kemikteki maksimum asal gerilme değerleri (a: Cerasmart 300 (CS300), b: Katana Avencia P Blok (KAP), c: Katana Zirconia STML Blok (STML), d: Estelite P Blok (ESP), e: Kzr-Cad HR3 Gammatheta (KZR))	73
Şekil 3.10. Kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	74
Şekil 3.11. Dikey kuvvet uygulanan modellerdeki kortikal kemikteki minimum ve maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	74
Şekil 3.12. Vertikal kuvvet uygulanan modellerdeki spongios kemikteki maksimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	75
Şekil 3.13. Vertikal kuvvet uygulanan modellerdeki spongios kemikteki minimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	75
Şekil 3.14. Dikey kuvvet uygulanan modellerdeki spongios kemikteki minimum ve maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	76
Şekil 3.15. Vertikal kuvvet altında vidada oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	77
Şekil 3.16. Vertikal kuvvet altında implantta oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	78
Şekil 3.17. Vertikal kuvvet altında abutmentta oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	78
Şekil 3.18. Vertikal kuvvet uygulandığındaki İmplant, abutment ve vidadaki von Mises gerilme değerleri (MPa)	79
Şekil 3.19. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki kortikal kemikteki maksimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	80
Şekil 3.20. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	81
Şekil 3.21. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki kortikal kemikteki minimum ve maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	81
Şekil 3.22. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki spongios kemikteki maksimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	82
Şekil 3.23. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki spongios kemikteki minimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	82
Şekil 3.24. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki spongios kemikteki minimum ve maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	83
Şekil 3.25. Oblik kuvvet altında vidada oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	84
Şekil 3.26. Oblik kuvvet altında implantta oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	84
Şekil 3.27. Oblik kuvvet altında abutmentta oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	85
Şekil 3.28. Oblik kuvvet uygulandığındaki İmplant, abutment ve vidadaki von Mises gerilme değerleri (MPa)	85
Şekil 3.29. Vertikal yükleme sırasında abutment kron bağlantı bölgesinde oluşan Von Mises değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	86
Şekil 3.30. Oblik yükleme sırasında abutment kron bağlantı bölgesinde oluşan Von Mises değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)	87

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Malzeme kompozisyonları	46
Çizelge 2.2. Malzemelerin mekanik özellikleri	57
Çizelge 2.3. Analiz modelinin düğüm ve eleman sayısı	65
Çizelge 3.1. Materyallerin mekanik özellikleri	67
Çizelge 4.1. Kompozit içerikli materyallerin mekanik özellikleri	90
Çizelge 4.2. Titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri	103



1. GİRİŞ

Diş kaybı geri dönüşümü olmayan bir durumdur ve tam dişsizlik ise ağızdaki diş kaynaklı hastalıkların son aşaması olarak tanımlanır. Son yıllarda tam dişsizlik görülme oranı oldukça azalmış olsada, dünya çapında özellikle ileri yaştaki bireylerde hala önemli oranda var olmaktadır. Dişsizlik görülme oranı ülkelere göre farklılık göstermekte; sosyo- ekonomik ve kültürel durumdan, meslekten ve yaşam tarzından etkilenmektedir. Fonksiyonel, psikolojik, fiziksel ve sosyal etkilere neden olmaktadır (Lopez ve ark., 2016).

Bu sebeplerden dolayı günümüzde implantlar ve özellikle üst yapı malzemeleri hakkında çok ciddi araştırmalar yapılmakta ve hastalara en ideal tedavi yöntemi ve optimal özelliklere sahip malzemeler sunulmaya çalışılmaktadır.

1.1. İmplant

2005 yılında yayınlanan protez terimleri sözlüğü dental implantı ‘sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal’ olarak tanımlamaktadır.

1.2. İmplantın Tarihçesi

Tarih boyu insanlar kayıp dişlerin yerine konması için değişik yöntemler denemişlerdir. Arkeolojik kazılardan elde edilen kafa iskeletlerinde taş, tahta, deniz kabuğu ve metal yerleştirilmiş alt ve üst çene kemikleri bulunmuştur. Magglio 19. yüzyılın başlarında çekim yapılmış soketlere altın kökler yerleştirmiştir. Yirminci yüzyılın ikici çeyreğinde ise Cr-Co-Mo kullanılarak üretilen implantlarla uzun dönem

başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Branemark 1960'lı yıllarda titanyum ve kemiğin kaynaşmasını ortaya koyduğu osseointegrasyon kavramı ile modern implantasyonun doğmasına neden olmuştur.

Günümüzde implant tedavisinin yaygınlaşmasının birçok nedeni vardır. Bunların başlıcaları; hareketli bölümlü protezlerin zayıf performansı, hareketli bölümlü protezlerin kullanımı sonucu meydana gelen komplikasyonlar, implant destekli protezlerin avantajları ve uzun dönem sonuçlarıdır.



Şekil 1.1. Mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz kabukları.

1.3. Dental İmplant Sınıflaması

İmplantlar kemikle olan ilişkilerine göre 3 grupta toplanırlar:

- - Subperiostal (Kemik üzeri)
- - Transmandibular (Kemik boyunca)
- - Endoosseoz (Kemik içi) Subperiostal ve transmandibular implantlar günümüzde çok tercih edilmemekle birlikte endoosseoz implantlar tam ve kısmi dişsizliklerin tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Rosenstiel, 2006; Bölüm 2).

Endoosseoz implantlar geometrik şekillerine göre;

- - Vida tip implantlar
- - Silindirik implantlar

- - Blade implantlar
- - Vent tipi implantlar olarak dört gruba ayrılırlar.



Şekil 1.2. a) Subperiotal implant. b) Transmandibular implant.



Şekil 1.3. a) Vent tip implant. b) Silindirik implant. c) Vida tip implant. d) Blade implantlar.

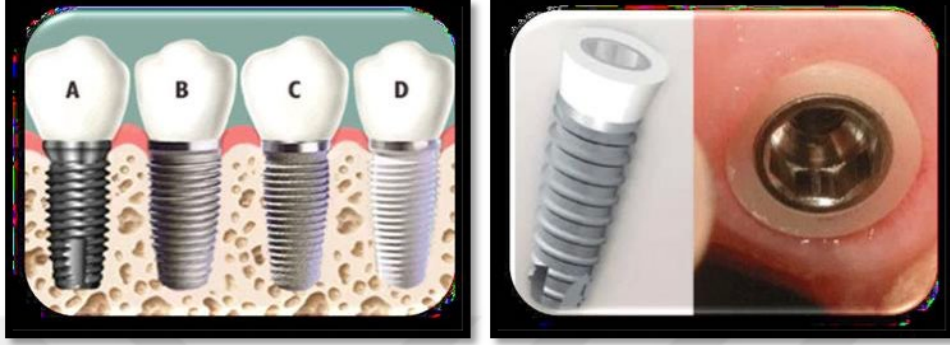
Yüzey özelliklerine göre ise işlenmiş yüzeyli, işlenmemiş yüzeyli, kaplanmış yüzeyli ve kombine implantlar olmak üzere dört gruba ayrılırlar (Schroeder, 1991).

1.4. İmplant Endikasyonları

Zarb ve arkadaşları (1987) implant endikasyonlarını;

- - Total protezlerden gerçek dışı beklentisi olan hastalar
- - Protezin stabilitesini olumsuz etkileyen parafonksiyonel hareketi olan hastalar
- - Düşük doku toleransı

- - Bulantı refleksi olan hastalar
- - Hareketli protez kullanamayan hastalar
- - Sabit bölümlü protez desteği için uygun sayı ve yerde doğal diş desteği bulunmayan hastalar



Şekil 1.4. Değişik materyallerden üretilmiş implantlar.

- Destek dişlerin preparasyonunun istenmediği durumlar, olarak belirtmişlerdir.

Davarpanah ve arkadaşları (2003) ise implant endikasyonlarını;

- - Harektli protez tutuculuğunun az olması
- - Hareketli protez stabilitesinin az olması
- - Psikolojik olarak hareketli protez kullanamayan hastalar
- - Mevcut destek dişlerin sayısının ve dağılımının yetersiz olması
- - Komşu diş dokularının sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri, olarak belirtmişlerdir.

1.5. İmplant Kontrendikasyonları

Hobo ve arkadaşları (1991) implant kontrendikasyonlarını, kesin ve kesin olmayan kontrendikasyonlar olmak üzere ikiye ayırmışlardır.

Kesin kontrendikasyonlar; yüksek doz radyasyon alan hastalar, psikiyatrik problemlili hastalar, hematolojik sistem bozukluğuna sahip hastalar olarak

belirtmişlerdir. Kesin olmayan kontrendikasyonlar ise; sert ve yumuşak doku patolojileri, yeni diş çekimi bölgeleri, ilaç, alkol, sigara bağımlısı kişiler ve düşük doz radyasyona maruz kalan hastalar olarak belirtmişlerdir.

Rosenstiel ve arkadaşları (2006) ise implant kontrendikasyonlarını;

- Akut hastalık
- Hamilelik
- Kontrolsüz sistemik rahatsızlıkların varlığı
- İmplant sahasında tümoral yapı varlığı
- Hasta beklentilerinin gerçek üstü olması
- Protez yapılmasının mümkün olmadığı durumlar olarak belirtmişlerdir.

1.6. Osseointegrasyon Tanımı

Osseointegrasyon Latince ‘os’: kemik ve ‘integrate’: birleşmek kelimelerinin biraraya gelmesi ile oluşmuş ve ilk olarak 1977 yılında tanımlanmış; implant ara yüzeyi ve alveol kemiği arasında doğrudan temas sağlanması şeklinde tanımlanmıştır. Daha sonra osseointegrasyon, implant ve kemik arayüzeyinde herhangi bir bağ dokusu olmadan yüklerin implanttan kemiğe aktarıldığı yapısal ve işlevsel bağlantı olarak tanımlanmıştır (Branemark ve ark., 1977 ve Geçkili ve Bilhan, 2012).

Osseointegrasyonun biyomekanik açıdan tanımı ise; ‘kemikteki fonksiyonel yükleme sırasında, alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun olduğu ve muhafaza edildiği bir süreçtir’ (Zarb ve Albrektsson, 1991).

Osseointegrasyonun sağlanmasında implant yerleştirilecek kemik dokusunun özelliği, implant materyalinin doku uyumluluğu ve tasarımı, cerrahi disiplin, yük iletimi ve implant yüzey özellikleri gibi birçok faktör rol oynamaktadır (Uzun ve Keyf, 2007). İmplant osseointegrasyonunun sağlanması ile ilgili günümüzde kabul gören başarı kriterleri şöyle tanımlanmıştır (Albrektsson, 1988 ve Tunalı, 2004: 9- 17):

- Klinik değerlendirmede implantlar mobil olmamalıdır.
- Radyografik değerlendirmede implant çevresinde radyolsensi olmamalıdır.
- Yükleme sonrası birinci yıldan itibaren, vertikal kemik kaybı bir yılda 0,2 mm'den az olmalıdır.
- Ağrı ve enfeksiyon gibi semptomlar olmamalıdır.

1.7. Kemik Tipi ve özellikleri

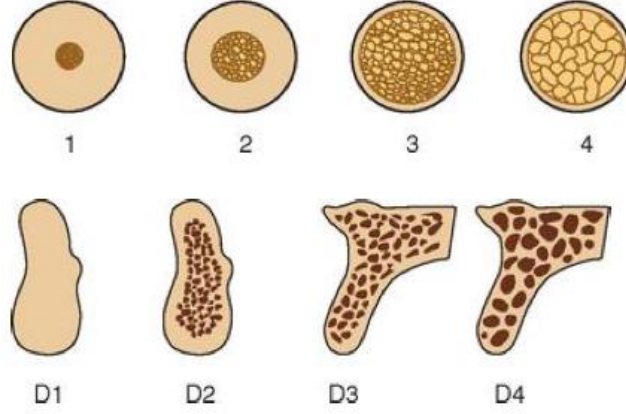
Endosteal implantların osseointegrasyonun sağlanması için sadece yeterli kemik miktarına değil (yükseklik, genişlik, şekil), aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğuna da ihtiyaç vardır (Sevimay ve ark., 2005a). İmplant uygulamalarında en uygun tedavi sonuçlarını almak için kemik yapısının en önemli faktör olduğu bildirilmiştir (Zarb ve Schmitt, 1995). Kemik kalitesi; implant seçimi, primer stabilite ve yükleme zamanını belirlemek için önemli bir faktördür (Sevimay ve ark., 2005a).

Lekholm ve Zarb'ın (1985) yaptığı kemik kalitesi ile ilgili sınıflandırma, klinisyenler ve araştırmacılar tarafından en sık kullanılan sınıflamadır ve implant yerleşimi için hastaları değerlendirmede standart olarak kabul edilmiştir (şekil 1.5.):

- ❖Tip 1 kemikte, tüm çene homojen kortikal kemikten oluşmuştur.
- ❖Tip 2 kemikte, kalın (2 mm) bir kortikal kemikle çevrili yoğun spongioz kemik mevcuttur.
- ❖Tip 3 kemikte, ince (1 mm) bir kortikal kemikle çevrili uygun sertlikte yoğun spongioz kemik mevcuttur.
- ❖Tip 4 kemikte ise, ince (1 mm) bir kortikal kemiğin çevrelediği düşük yoğunlukta spongioz kemik vardır.

Tip 2 kemik daha çok mandibulada, Tip 3 kemik ise sıklıkla maksillada görülür (Takahashi ve ark., 2010). Tip 1 kemik st çenede neredeyse hiç gözlenmez. Tip 1 kemik n alt çenede arka alt çeneye göre iki kat daha fazla oranda gözlenir.

Tip 4 kemik ise en çok arka üst çenede büyük azı bölgesinde görülür (Misch, 2011, Bölüm 7.7)



Şekil 1.5. Lekholm ve Zarb'ın ve Misch'in kemik kalitesi ve yoğunluğu ile ilgili sınıflandırmaları

Kemik yapısının kalitesi, tedavinin prognozunu belirleyen kuvvetlerin dağılımını ve aktarımını etkiler. İmplant destekli tam ark sabit protezler için en uygun kemik tipi daha sıkı ve yoğun kemik içeren tip 1 ve tip 2 kemiktir (Faverani ve ark., 2014 ve Takahashi ve ark., 2010).

Misch (2011, Bölüm 7), kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı sınıflamada, tam dişsiz çenelerde karşılaşılabilecek kemik kalitesini 4 gruba ayırmıştır (Şekil 1.7):

1. Yoğun Kompakt Kemik (D1): Spongioz kemik miktarı yok denecek kadar azdır. Kemiğin hemen hemen her bölgesi yoğun kompakt bir kemik ile kaplıdır.

2. Yoğun-Kalın Kompakt ve Seyrek Trabeküllü Kemik (D2): Kemiğin dış yüzeyi yoğun ve kalın bir kompakt kemik tabakası ile çevriliyken, iç bölgede poröz ve trabeküler yapısı zayıf spongioz bir kemik dokusu mevcuttur.

3. Poröz Kompakt ve İnce Trabeküllü Kemik (D3): Dış yüzeyi kaplayan ince poröz kompakt kemiğin içerisinde, ince trabeküllü bir kemik dokusu bulunmaktadır.

4. İnce Trabeküllü Kemik (D4); Kortikal kemik dokusu ya çok az miktardadır ya da hiç yoktur. Mevcut kemik dokusunun yoğunluğu da çok azdır. D4 tipi kemik, implant uygulaması için uygun değildir ve bu tip dokuya uygulanan implantlar genellikle başarısızlıkla sonuçlanır.

1.8. İmplant Destekli Protezler

Misch (1999) tarafından yapılan sınıflamaya göre implant üstü protezler;

- - Sadece implant destekli üst yapı protezleri
- - İmplant-diş destekli üst yapı protezleri
- - İmplant-doku destekli üst yapı protezleri olmak üzere üç gruptur.

Acar ve İnan'ın (2001) sınıflaması ise;

- - Tek diş eksikliklerinde uygulanan implant üstü protezler
- - Parsiyel dişsiz çenelerde uygulanan implant üstü protezler

a) İmplant-implant destekli protezler

b) Diş-implant destekli protezler

- Tam dişsizlik durumlarında uygulanan implant üstü protezler

1. a) Tam implant destekli sabit protezler

2. b) Overdenture protezler

3. c) Mukoza destekli overdenture protezler

i) Mukoza-implant destekli overdenture protezler

ii) İmplant tutuculu overdenture protezler

1.9. İmplant Üstü Protezlerin Avantajları

İmplant destekli protezlerin, geleneksel protezlere göre bazı avantajlarını şöyle sıralayabiliriz;

- - Kemik hacminin korunması
- - Oklüzyon dikey boyutunun restorasyonu ve korunması
- - Hastaların özgüvenlerinin artması
- - Proprioseptif duyunun kısmen kazanılması
- - Daha iyi konuşma
- - Daha tutucu protezler
- - Protez hacminin azalması
- - Daha fonksiyonel protezler
- - Yüz estetiğinin korunması
- - Restorasyon ömrünün artması
- - Hareketli protezler yerine sabit protez olanağı
- - Komşu dişlerde preparasyon yapılmaması
- - Stabilitenin artması (Misch, 2005; Chapter 1).

1.10. İmplant Üstü Protezlerin Başarı Kriterleri

Günümüzde implantoloji çalışmaları daha olumlu yönde sonuçlar vermekle birlikte Albrektsson ve arkadaşları (1986) implant başarı kriterlerini şu şekilde ifade etmişlerdir:

- - İmplant, başka bir implanta veya restorasyona bağımlı olmadan klinik olarak immobil olmalıdır.
- - Radyograflarda, herhangi bir periimplant radyolusent alan görülmemelidir.
- - İmplantın yerleştirilmesini takiben 1 yıl sonra her sene 0,2 mm'den fazla kemik kaybı olmamalıdır.

- - Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanala zarar gibi devamlı veya geri dönüşümlü işaret ve somptom olmamalıdır.
- - Yukarıda sayılan kriterler kabul edildiğinde dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için, bu kriterlerin kısıtlaması içerisinde ilk 5 sene sonunda başarı yüzdesi en az %85, on sene sonunda en az %80 olmalıdır.

1.11. Doğal Dentisyonda ve Protetik Restorasyonlarda Oklüzal Yükler

Doğal dişli hastalar için maksimum ısırma kuvveti kişiden kişiye ve arkın değişik yerlerinde farklılık göstermektedir (Şahin ve ark., 2002; Misch, 2005). Maksimum ısırma kuvvetleri, molar bölgede daha fazlayken anteriora gidildikçe azalmaktadır (Misch, 2005). Dişsizlik süresi arttıkça maksimum çiğneme kuvveti azalmaktadır, ancak implant yerleştirilmesini takiben yıllar içinde çiğneme kuvvetleri tekrar artış göstermektedir (Carr ve Laney, 1987). Mericske-Stern ve Zarb (1996), implantlarla desteklenmiş sabit protez kullanan bir grup kısmi dişsiz hastada oklüzal kuvvetleri değerlendirdikleri çalışmalarının sonucunda, maksimum oklüzal kuvvet ortalamasını birinci küçük azı ve her iki büyük azı dişi için 200 N'dan, ikinci küçük azı dişi için ise 300 N'dan daha az tespit etmişlerdir. Ağız içinde karmaşık yükler vardır. Çiğneme sırasındaki vertikal ve transvers yükler, aksiyel yüklere ve eğilme momentlerine sebep olabilir, implantta ve kemikte gerilmeye yol açabilir (Watanabe ve ark., 2003). İmplantları etkileyen stres çalışmalarında sadece vertikal ve horizontal yüklerin değil, oblik yüklerin de değerlendirilmesi gerekmektedir (Watanabe ve ark., 2003; Bozkaya ve ark., 2004; Gül, 2009). Çünkü, oklüzyondaki yükler çok nadir olarak sadece vertikal yönde iletilmektedir (Taylor ve ark., 2005), bu yüzden değerlendirmelerde lateral kuvvetler de mutlaka göz önüne alınmalıdır (Gül, 2009). Özellikle oblik yükler, gerçekçi ısırma yönlerini yansıtır ve kortikal kemikte daha fazla zarara neden olacak kuvvetler oluşturur (Watanabe ve ark., 2003; Bozkaya ve ark., 2004). Ancak yine de bu üç kuvvet yönü incelendiğinde; tek bir diş veya implant üzerinde en fazla kuvvetin aksiyel yüklemelerde olduğu tespit edilmiştir ve çalışmalarda aksiyel yüklemelerde, 77-2440 N arasında değişen değerlerde kuvvet ölçümleri yapılmıştır (Bozkaya ve ark., 2004).

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar, kemikle direkt temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletir. Bu nedenle kemik implant bütünlüğünün ve osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin önemi büyüktür (Ishigaki ve ark., 2003). Ayrıca oklüzal yükün yönünde, implant üzerine etki eden kuvvet miktarında önemli farklılıklar yaratır. İmplant sistemini etkileyen yükler çekme, baskı ve makaslama (shear) kuvvetleridir. Kemik, baskı kuvvetlerine dayanıklıyken, çekme kuvvetlerine karşı %30, makaslama kuvvetlerine karşı ise %65 daha az toleranslıdır (Misch, 2005). Bu nedenle kemikte uygun gerilme dağılımı elde edebilmek için, protez ve implant üzerinden kemiğe iletilen yükün ve protetik tedavinin dikkatli planlanması çok önemlidir (Koca ve ark., 2005).

1.12. İmplant Protezlerde Üstyapı Materyalleri

İdeal bir implant üstü sabit protetik restorasyonun hazırlanması için restoratif materyallerde aranılan özellikler arasında; dayanıklı olması, biyouyumluluk göstermesi, estetik olması, hızlı ve kolay bir şekilde elde edilebilmesi, doğal dişlere benzer aşınma ve aşındırma özelliği göstermesi, termal genleşme katsayısının mineyle uyumlu olması, uygun stres transferi sağlaması ve ekonomik olması sayılmaktadır (Eskitaşcıoğlu ve ark., 2004).

Günümüzde metal destekli seramik restorasyonları ve tam seramik restorasyonlar, implant üstü sabit protezlerde kullanılan restoratif materyallerdir.

1.13. Seramik Materyallerin Sınıflandırılması

Dental seramikler yüzyılı aşkın süredir estetik diş hekimliğinin dayanak noktası olmuştur. Çok sayıda materyal alternatifinin var olması ve bununla birlikte yeni ürünlerin kullanıma sunulmasındaki artışa bağlı olarak, günümüz klinisyenleri endikasyonlarında, doğru restoratif materyalin seçimi konusunda karmaşık bir süreçle karşılaşmaktadırlar. Seramik materyallerinin sınıflandırılması klinisyenlere hangi

materyalin hangi tür restorasyonlarda (parsiyel ya da tam kron, tek ya da çok üyeli) ve hangi bölgede (anterior ya da posterior) kullanılabileceği ve hangi yöntemle simante edileceği konusunda gerekli bilgiyi elde etmelerine yardımcı olacaktır. Seramikler için, klinik endikasyon, kompozisyon, asitle pürüzlendirilebilirlik, üretim yöntemi, fırınlama ısısı, mikroyapı, translüsensi, kırılma dayanımı ve karşıt dişte meydana getirdikleri aşınma gibi özellikleri esas alan birçok sınıflama mevcuttur (Helvey, 2014). Bu sınıflamaların en sık kullanılanlarından olan Kelly ve Benetti'nin sınıflaması ise seramikleri cam içeriklerine ve mikroyapılarına göre sınıflandırmakta ve;

1-Cam yoğunluklu

2-Partikül dolduruculu cam

3-Polikristalin olarak gruplandırmaktadır (Kelly ve ark., 2011).

Ancak varolan sınıflamalar yüksek dolduruculu seramikler olan rezin-matriks materyalleri kapsamamaktadır. Gracis ve arkadaşları (2015), seramikleri formülasyonlarına göre 3 grup altında toplamışlar ve daha önceki sınıflamalara yeni bir grup ilave etmişlerdir. Bu gruplar;

1.13.1. Cam seramikler

Cam fazı içeren, metalik olmayan, inorganik seramik materyallerdir.

1.13.2. Polikristalin seramikler

Cam fazı içermeyen, metalik olmayan, inorganik seramik materyallerdir.

1.13.3. Rezin-matriks seramiklerdir

Ağırlıklı olarak, porselen, cam, seramik ve cam seramikleri gibi inorganik ısıya dayanıklı komponentler içeren polimer matrikslerdir.

1.13.1. Cam seramikler

Bu grup, feldspatik, sentetik ve cam infiltre seramikler olmak üzere üç alt gruba ayrılmıştır.

1.13.1.1 Feldspatik Seramikler

Bu grup seramikler, feldspar (potasyum ve sodyum alüminasilikat karışımı), kuartz (silika) ve kaolin (hidrate alüminasilikat) bazlıdır. Potasyum feldspar ($K_2Al_2Si_6O_{16}$), kristalin faz ile, materyalin iç dayanıklılığını artırıp, materyali veneer materyali olmaya uygun hale getiren lösit kristallerini oluşturmaktadır (Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve ark., 2012).

Vitabloks Mark II, Vita Triluxe Bloc, Vitablocks Esthetic Line, Vitadur, Vita VMK 68 (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), CEREC bloks (Sirona, Erlangen, Almanya), grupta yer alan seramiklere örneklerdir.

1.13.1.2. Sentetik (Lösit, Lityumdisilikat ve Florapatit Bazlı) Seramikler

Kompozisyonları üretici firmaya göre değişkenlik göstermekle birlikte bu tip seramikler genellikle, silikondioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (NaO_2) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedir. Dayanıklılıklarını artırmak ve termal genleşmelerini metal alaşımlarıyla uyumlu hale getirmek için, cam fazları apatit kristalleri ile birleştirilebilir. Tam seramik altyapılarla veneer materyali olarak

kullanılacakları zaman materyalin termal genişemesinin uygun hale getirilmesi için modifiye edilmeleri gerekmektedir.

Daha gelişmiş mekanik özellikler ve materyalin altyapı materyali olarak da kullanılabilmesi için kristalin fazı lösit, lityumdisilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş feldspatik seramik materyalleri de mevcuttur. Bunlar; IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): SiO_2 (%63), Al_2O_3 (%17), K_2O (%11,2), Na_2O (%4,6), seryum oksit (CeO_2 ; %1,6), bor trioksit (B_2O_3), kalsiyum oksit (CaO), baryum oksit (BaO), titanyum oksit (TiO_2 ; <%1). Löstit kristalleri de alüminyum oksite eklenmektedir (Shenoy ve ark., 2010). Bu sistemin en önemli avantajı, materyalin içinde homojen olarak dağılan lösit kristallerinin, mikro çatlakların oluşumuna neden olan gerilme stresine karşı koyan bir bariyer oluşturmastır (Sakaguchi ve ark., 2012). Sistemin preslenebilen formu IPS Empress Esthetic 120 Mpa bükülme dayanımı gösterirken, makine ile işlenebilen formu IPS Empress CAD 160 Mpa esneme direnci göstermektedir. Lamine veneerler, inleyler, onleyler, anterior ve posterior kronların üretiminde kullanılabilmektedir (Scientific Documentation IPS Empress CAD®).

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): IPS Empress sistemin ardından 1998 yılında IPS Empress II sistemi diş hekimliğine sunulmuştur. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş bu sistem 3 üyeli köprü yapımına olanak sağlamıştır (Quinn ve ark., 2003). Sistemin esası yine IPS Empress'de olduğu gibi kayıp mum tekniğine dayanır. Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak; 0,5-4 μm büyüklüğünde hacminin en az %60 'ı kadar lityum disilikat kristalleri, ikinci kristal faz olarak ise 0,1-0,3 μm büyüklüğünde lityumortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içermektedir.

IPS e.max CAD/ Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): Bileşiminde, %70 oranında lityumdisilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), SiO_2 , Li_2O - K_2O - ZnO - P_2O_5 - Al_2O_3 - ZrO_2 (zirkonyum oksit) bulunan materyal gelişmiş mekanik özellikler göstermekte ve inley, onley, kron ve anterior bölgede üç üye köprülerde kullanılabilmektedir. Presleme ya da CAD/CAM teknolojisiyle üretilen materyalin preslenen formunun esneme direnci

400 Mpa, CAD/CAM formunun esneme direnci 360 Mpa'dır. IPS e-max CAD bloklar, millleme aşamasında, intermediat fazda bulundukları için, CAD/CAM ünitesinde millenmeleri kolaydır. Cam seramiğin kompozisyon ve mikroyapısının bir sonucu olarak materyal bu aşamada mavi renktedir. Lityum metasilikat kristallerinin partikül boyutları 0,2 µm- 1 µm arasında değiştiği bu aşamada, materyalin esneme direnci 130 Mpa'dır. Restorasyonun millenmesinin ardından, materyalin kristalizasyonu sırasında partikül boyutlarında kontrollü bir artış olmakta (0,5-5 µm) ve cam matriks içerisine dağılmış prizmatik lityumdisilikattan oluşan bir materyale dönüşmektedir. Mikroyapıdaki bu değişim, materyalin esneme direnci 130 Mpa'dan 360 Mpa'a çıkarmaktadır (Guess ve ark., 2011).

VİTA Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Celtra Duo (Dentsply; Surrey, İngiltere): Lityumdisilikatla güçlendirilmiş seramiklerin zirkonya ile geliştirilmesi sonucu üretilirler ve bileşimlerinde, SiO₂ (%56-64), Li₂O (%15-21), K₂O (%1-4), P₂O₅ (%3-8), Al₂O₃ (%1-4), ZrO₂ (%8-12), CeO₂ (%0-4) bulunmaktadır. İki materyalin de bükülme dayanıklılığı ortalama 420 Mpa'dır.

1.13.1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikler

Cam infiltrasyon seramikler, slip-cast sistemi ile oluşturulan pöröz alt yapıya, camın infiltrasyon edilmesi sonucu, dayanıklılığının artırılması ve pörözitesinin azaltılması esasına dayanılarak üretilen altyapı materyalleridir. Lityumdisilikat, zirkonyum ve CAD/CAM materyallerinin popüleritesinin artması ile birlikte, bu materyallerin kullanımında azalma görülmüştür. Bu grup seramikler, alumina, alumina ve magnezyum, alumina ve zirkonya olmak üzere 3 grup altında toplanabilirler.

Alumina: İlk cam infiltrasyon seramik, In-Ceram Aluminadır. Farklı partikül boyutlarında alümina içeren materyalin bileşiminde, Al₂O₃ (%82), La₂O₃ (%12), SiO₂ (%4,5), CaO (%0,8) ve %0,7 oranında diğer oksitler bulunmaktadır. 500 Mpa dayanıklılığa sahip materyalin opak görünümü nedeniyle, kullanımında bir veneer seramiğinin uygulanmasına ihtiyaç duyulmaktadır (Gracis ve ark., 2015).

Alümina-Magnezyum: In-Ceram Spinell de aynı yöntemle üretilmeke fakat cam, sentetik olarak üretilen pöröz magnezyumalüminata ($MgAl_2O_4$) infiltre edilmektedir. In-Ceram Aluminadan iki kat daha translüsente olan materyalin dayanıklılığı 350 Mpa'dır. (Gracis ve ark., 2015).

Alümina-Zirkonya: In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alüminaya kısmen stabilize zirkonyanın eklenmesiyle oluşturulmuştur. Materyalin bileşiminde, Al_2O_3 (%62), ZnO (%20), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4,5), CaO (%0,8) ve %0,7 oranında diğer oksitler bulunmaktadır 700 Mpa esneme direnci olan materyal, düşük translüsense sahiptir (Sriamporn ve ark., 2014).

1.13.2. Polikristalin Seramikler

Bu gruptaki seramiklerin en önemli özellikleri, güçlerini ve kırılma dayanıklılıklarını artıran küçük tanecikli kristalin altyapılarıdır. Düşük translüsense sahip bu grup seramiklerin cam içermeyişi, hidroflorik asitle pürüzlendirilmelerini zorlaştırmakta ve pürüzlendirme sırasında daha uzun süre ya da daha yüksek ısıya ihtiyaç duyulmasına neden olmaktadır (Sriamporn ve ark., 2014). Bu grup seramikleri, alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya olmak üzere 3 grup altında toplayabiliriz.

1.13.2.1. Alümina (Procera All Ceram)

Materyal yüksek saflıkta Al_2O_3 içermektedir. İlk olarak Nobel Biocare (Kloten, İsviçre) tarafından CAD/CAM teknolojisi ile üretilen bir altyapı materyali olarak kullanıma sunulmuştur. Oldukça sert (17-20 Gpa) olan materyalin elastik modülünün diğer tüm seramiklerden daha yüksek ($E=300$ Gpa) olması materyali altyapı kırıklarına karşı dayanıksız hale getirmektedir (Scherrer ve ark., 2008). Materyaldeki bu kırılma eğilimi ve stabilize zirkonyada dönüşüm güçlendirmesinin bulunması gibi mekanik

özellikleri gelişmiş materyallerin kullanıma sunulması, alümina polikristalin seramiklerin kullanımını azaltmıştır.

1.13.2.2. Stabilize Zirkonya

Nobel Procera Zirconia (Nobel Biocare; Kloten, İsviçre), Lava/Lava Plus (3M ESPE; Seefeld, Almanya), In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik; Bad Sackingen, Almanya), Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre); Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht (Dentsply; Surrey, İngiltere), IPS e-max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gruba örnek materyal seçenekleridir.

Farklı morfolojik formları bulunan zirkonya, farklı sıcaklıklarda 3 farklı kristal yapı sergilemektedir (Lughi ve ark., 2010).

-Kübik form ($2680^{\circ}\text{C} \rightarrow 2370^{\circ}\text{C}$) -Tetragonal form ($2370^{\circ}\text{C} \rightarrow 1170^{\circ}\text{C}$)- Monoklinik form ($1170^{\circ}\text{C} \rightarrow \text{oda sıcaklığı}$)

Zirkonyanın soğutulması sonucunda, tetragonal fazdan, daha stabil monoklinik faza spontan bir dönüşüm olmaktadır. Bu dönüşüm, kristallerde bir hacim artışı ve dolayısı ile bir baskı stresi oluşturmaktadır (Garvie ve ark., 1972; Heuer ve ark., 1986). Faz dönüşümünü önlemek için zirkonyum, stabilizatörler adı verilen, MgO , CaO , CeO_2 , Y_2O_3 gibi diğer kübik oksitlerle alaşım yapılmış ve zirkonya kristallerinin, oda sıcaklığında, kübik ya da tetragonal fazlarında, termodinamik yarıkararlı (metastable) bir durumda kalmaları sağlanmıştır. Bu da zirkonyanın kırılma dayanıklılığını artırmıştır (Piconi ve Maccauro, 1999; Conrad ve ark., 2007 ve Raigrodski, 2004). Yttriumla kısmen stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonyum (Y-TZP), düşük porözite ve yüksek yoğunluk sergilemekte ve günümüzde zirkonyanın en çok kullanılan formunu oluşturmaktadır (Hisbergues ve ark., 2009).

Zirkonyumda olası bir kırılma noktasında açığa çıkan gerilim stresleri, tetragonal fazın, monoklinik faza dönüşmesine neden olur. Kristallerdeki hacim artışı,

kırılma noktasında sıkışma türü streslere yol açarak, eksternal gerilme streslerini karşılar. Bu olgu ‘phase transformasyon toughening’ (PTT) veya ‘faz dönüşüm güçlendirmesi’ olarak adlandırılır (Garvie ve ark., 1972; Hannink ve ark., 2000). Bu mekanizma kırılmanın ilerlemesini önlemez, sadece zorlaştırır.

Başlangıçta altyapı materyali olarak kullanıma sunulan zirkonyanın günümüze monolitik formları da mevcuttur. Zirkonya kor üzerine veneerlenmiş ince tabakalar halindeki seramikler rezidüel streslere karşı çok hassastır ve bu durum kırılma veya chipping (ufalanma, atma) ile sonuçlanmaktadır (Swain, 2009). Zayıf porselen tabakasını ve chipping problemini ortadan kaldırmak için translusent zirkonyanın kullanıldığı monolitik restorasyonlar gündeme gelmiştir. İnCoris TZI Bloklar (Sirona; Erlangen, Almanya), LavaTM Plus (3MTM ESPETM, Seefeld, Almanya) ve Bruxzir (Glidewell Lab., California, Amerika) monolitik zirkonya bloklara örnek ticari ürünlerden bazılarıdır.

1.13.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina İle Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonyanın genellikle tetragonal fazda kısmen stabil kalması ve alüminanın ortalama bir dayanıklılık göstermesi, nano ya da mikro ölçeklerde alümina-zirkonya (alümina ile güçlendirilmiş zirkonyum) ve zirkonya-alümina (zirkonya ile güçlendirilmiş alümina) bileşimlerinin geliştirilmesi konusunda bir eğilim oluşturmıştır (Chevalier ve ark., 2009). Bileşimin içeriğindeki alümina ya da zirkonyum oranı ihtiyaca ya da üretici firmanın tercihinine göre değiştirilebilmektedir. Uzmanlar, zirkonyumla güçlendirilmiş alümina bileşiminin en az %50 oranında alümina, alüminyumla güçlendirilmiş zirkonya bileşiminin ise en az %50 oranında zirkonya içermesini önermektedir. Bu konudaki son teknoloji, sinterleme öncesi, alüminyum mikropartiküllerine, zirkonya nanopartiküllerin ilavesidir (Kern ve ark., 2013). Bu tekniğin, Y-TZP ye göre avantajı, düşük ısı degradasyonuna karşı dirençli olmaları ve kırılma dayanımlarının daha yüksek olmasıdır (Ban ve ark., 2008). Zirkonyumun düşük ısı degradasyonu ya da yaşlanması, kristallerin mekanik bir stres

yokluğunda, tetragonal fazdan monoklinik faza yavaş ve spontan geçişine dayanır. Bu durum materyalin mekanik özelliklerini azaltmakta ve zirkonyum altyapıları başarısızlık riskine maruz bırakmaktadır (Kelly ve ark., 2008).

1.13.3. Rezin-Matriks Seramikler

Rezin-matriks seramikler, seramik partikülleri ile doldurulmuş organik matriksten oluşan materyallerdir. Organik matriks içermeleri, inorganik metalik olmayan materyaller olarak tanımlanan seramik materyallerinin sınıflandırılmasında dışarıda bırakılmalarına neden olmuştur. Ancak ADA dental prosedürler ve terimler klavuzunun 2013 versiyonu, porselen/seramikleri; preslenen, fırınlanan, parlatılan ya da millenen, ağırlıklı olarak inorganik, ısıya dayanıklı komponentler olarak tanımlamaktadır (American Dental Association, 2015). Bu nedenle, %50 den daha yüksek oranda inorganik, daha az oranda organik faz (polimer) içeren rezin-matriks seramikler de sınıflamaya dahil edilmiştir. Bu materyaller genellikle ‘seramik benzeri’ materyaller olarak ifade edilmektedir.

Tanımlanması konusundaki anlaşmazlıklara rağmen üretici firmalar 3 önemli nedenle resin-matriks seramikleri geliştirmişlerdir. Bunlar:

- Geleneksel seramiklerle kıyaslandığında, dentinin elastik modülünü daha iyi simüle eden,
- Polikristalin ve cam matriksli seramiklerden daha kolay millenen ve uyumlanan,
- Tamiri ya da modifikasyonu kompozit rezinlerle mümkün olan bir materyal elde etmektir.

Rezin-matriks seramikler özellikle CAD/CAM için formüle edilmişlerdir. Bu grup seramikleri inorganik kompozisyonlarına göre üç alt gruba ayırabiliriz;

1.13.3.1 Rezin Nanoseramikler

Yüzde 80 oranında nanoseramik partikülleri ile güçlendirilmiş rezin matriksten oluşmaktadır. 20 nm çapta silika nano partikülleri, 4-11 nm çapta zirkonya nano partikülleri ve zirkonya-silika nano kümeleri doldurucu partiküller arası mesafeyi azaltarak bu yüksek nanoseramik içeriğin elde edilmesini sağlarlar. Rezin nanoseramik materyal grubundaki ticari örnekler, Lava™ Ultimate (3M™ ESPETM, Seefeld, Almanya) ve GC Cerasmart™'tır (GC America, Alsip, IL, Amerika).

Lava™ Ultimate CAD/CAM, (3M™ ESPETM; Seefeld, Almanya): Rezin nanoseramik grubunun örneği olan ürün, %80'i polimerik bir matris içine gömülü nano seramik partiküllerden (Birbirine bağlı zirkonya ve silika nano partiküller) oluşmaktadır.

Lava™ Ultimate CAD/CAM, 200 MPa'lık yüksek bükülme direnci göstermektedir. Bu diğer hasta başı, fırınlama gerektirmeyen CAD/CAM materyallerinden daha yüksek bir değerdir. Diğer fırınlama gerektirmeyen CAD/CAM materyaller maksimum 150 MPa'lık güce ulaşabilmişlerdir. Ayrıca cam gibi kırılkan değildir ve monolitik doğası veneerlerdeki chippingi (kırılıp atma) ortadan kaldırır. Materyal inley, onley ve veneerlerde kullanım endikasyonu bulunmaktadır (3M Dental Products Lava-Ultimate, 2016).

Lava Ultimate CAD/CAM diğer cam seramiklere oranla karşı dişte daha az aşınmaya neden olmaktadır. Lava™ Ultimate CAD/CAM ile restorasyonlar kolayca ayarlanabilmekte ve Filtek™ Supreme XTE veya kompozitlerle tamir yapılabilir (www.solutions.3m.com.tr).

GC Cerasmart, (GC Amerika, Alsip, IL, Amerika): Ağırlık olarak %71 nanoseramik partikülleri (20 nm silika, 300 nm baryum cam) ile güçlendirilmiş rezin matriksten oluşmaktadır (Lauvahutanon ve ark., 2014). İnce ve homojen olarak dağılmış partiküller, materyale uzun süreli parlaklık ve aşınma direnci sağlamaktadır.

230 MPa’lık bükülme dayanıklılığı ile full kron, implant destekli kron, inley, onley, laminate veneer yapımının yanı sıra minimal invaziv restorasyonlarda da kullanılabilmektedir (www.gcamerica.com).

1.13.3.2. İnterpenetre rezin matriks içerisinde cam seramik

Enamic, (VITA Zahnfabrik, Almanya): Feldspatik seramik ağı (%86 ağırlık, %75 hacim) ve polimer ağı (%14 ağırlık, %25 hacim) olmak üzere çift ağırlı bir bileşimdir. Seramik kısmın bileşiminde, %58-63 SiO_2 , %20-23 Al_2O_3 , %-9-11 Na_2O , %4-6 K_2O , %0,5-2, B_2O_3 ve %1 den daha az Zr_2O ve CaO bulunmaktadır. Polimer ağ yapısını üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) oluşturmaktadır (Gracis ve ark., 2015). Materyalin yapısının tam olarak anlaşılması için, seramik bir kemik yapının polimerle doldurulduğu düşünülebilir. Bükülme dayanıklılığı 150 MPa civarındadır. Üretici firma materyali hibrit seramik olarak isimlendirmektedir. Enamic CAD/CAM bloklar, inley, onley, veneer ve anterior/posterior kron uygulamaları ile sınırlı kalmayıp; azaltılmış duvar kalınlığı sebebiyle minimal invaziv veya preparasyonsuz veneerlerde ve sınırlı aralığa sahip restorasyonlarda da kullanım imkanı sağlamaktadır. Materyalin %75 hacim ile büyük kısmını seramik oluşturduğu için diğer rezin içerikli materyallerdeki renk stabilite problemi elimine edilmiştir (Giordano, 2016).

1.13.3.3. İnterpenetre rezin matriks içerisinde zirkonya-silika seramik

Farklı organik matrikslerle (UDMA (Üretan dimetakrilat), TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat)) uyumlu olarak değişen seramik oranlarının (silika tozu, zirkonyum silikat) bir kompozisyonu olan bu grup materyallerin, organik matriks oranı %65 dir (Shofu Block HC, Shofu). Bu grup materyallere bir diğer örnek ise, bisfenol glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA polimer matriks içerisine %85 oranında gömülü zirkonya-silika seramik partikülleri (0,6 μm) içeren ve patenti üretici

firmada olan üçlü başlatıcı sistemden oluşan MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE dir.

1.14. CAD/CAM Sistemleri

Son yıllarda tam seramik sistemleri, artan biyolojik uyum ve estetik beklentiler sayesinde hekimler ve hastalar tarafından ilgi odağı haline gelmiştir. Bu düşünceyle sanayi sektöründe sıklıkla kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim) sistemleri diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır.

CAD/CAM devrim niteliğinde bir sistem olması ve geleneksel tedavi ve üretim yöntemlerinden oldukça farklı olması nedeniyle, başarılı sonuçlarına rağmen, en çok araştırılan restoratif dental prosedür haline gelmiştir. 2001 yılında yayınlanan bir derlemenin sonuçlarına göre, CAD/CAM ile üretilen restorasyonlar, diğer restoratif materyallerden daha başarılı sonuçlar vermişler, altın döküm restorasyonlarla eşit oranda başarılı bulunmuşlardır. Hızlı prototipleme ve otomasyon sayesinde hekimler, estetik ve etkin biçimde üretilen kronlar, veneerler, inley ve onleyler tasarlayabilmektedirler (Hickel ve ark.,2001).

CAD/CAM'in ofis uygulamaları 25 yıl içerisinde sürekli gelişmiş, bu gelişimle bağlantılı olarak materyal seçeneklerinin de artması, diş hekimlerine tüm dental uygulamalar için yüksek kalitede ve estetik restorasyonlar yapabilme olanağı sağlamıştır (Poticny ve ark., 2010).

CAD/CAM sistemi ilk olarak 1970'li yıllarda Duret ve Preston tarafından kullanılmıştır (Duret ve ark., 1991). Daha sonra Moermann ve Brandestini 1980'lerde CEREC sistemini geliştirmişlerdir (Mormann ve ark., 1987). Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim konseptinin hasta başında kullanılan ilk örneği olan CEREC sistemi ile klinikte hasta başında hazırlanan kavitenin ağız içi kamera ile görüntüsünün kaydedilmesinin ardından tasarlanan inley restorasyon, seramik bir bloktan millenmiştir. Yine 80'li yıllarda, Anderson tarafından, titanyum kopinglerin

spark erozyon ile üretilmesi ve CAD/CAM teknolojisi ile restorasyonlarda kullanılmasını sağlayan Procera sistemini geliştirilmiştir (Anderson ve ark., 1996).

Klinikte kullanılabilen CEREC sisteminin ardından aynı teknolojinin dental laboratuvarlarda da kullanımına yönelik çalışmalar başlamıştır (Şahin ve ark., 2009). Bilgisayarların yazılım performanslarındaki artış ve özellikle posterior bölgede kullanıma uygun, yüksek dayanıklılığa sahip seramiklerin geliştirilmesi, CAD/CAM teknolojisinin dental laboratuvarlarda da kullanılabilirliğini arttırmıştır.

CAD/CAM sistemleri 3 aşama içermektedir;

1- Preparasyonun intraoral olarak taranması ya da alınan konvansiyel ölçüden elde edilen modelin taranması yoluyla, dental geometrinin dijital veriye dönüştürülmesidir. Dijital bir ölçü elde edilmesinin avantajı, preparasyon ve marjin değerlendirmesinin o anda yapılabilmesi ve hekime preparasyonda gerekli düzeltmeleri yapıp kısa sürede tekrar sanal bir model elde etme imkanı vermesidir.

2- CAD, yani restorasyonun bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak planlanması ve tasarlanmasıdır.

3- CAM, yani restorasyonun tasarımının tamamlanması ve uygun restoratif materyalin seçilmesinin ardından, restorasyonun milledme cihazında üretilmesidir.

CAD/CAM sistemler üretim tekniklerine göre 3 gruba ayrılırlar;

1.14.1 Laboratuvarlarda Kullanılan Sistemler

Bu sistemlerde, alçı modelden veya ölçüden tarama yapılmaktadır. Bu sistemlerin birçoğunda altyapı üretilmektedir. Daha sonra restorasyonun karakterize

edilmesi için üzerine veneer seramiği eklenir. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Zeno Tec System sistemleri bu gruptadır.

CEREC inLab (Sirona, Erlangen, Almanya): Tasarım yazılımında bulunan patentli ‘biogeneric’ özelliği ile hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojide restorasyonların yapılabilirdiği sistemde, tarama, tasarlama ve frezeleme ünitelerine ek olarak, sinterleme cihazı da bulunmaktadır. 25 mikron hassasiyetle çalışmakta olan bu cihaz, 10 üyeye kadar köprü frezeleyebilmektedir. Günde 40-60 üyeye kadar restorasyon üretilebilmektedir.

CEREC inLab sisteminin bir diğr özelliğide, zirkonya köprü altyapılarına ek olarak üzerine kullanılacak porselenin de tasarlanması ve üretiminin yapılabilmesidir. Daha sonra bu iki parcanın birleştirilmesi ile üstyapı seramiğinin elle yığılması yerine, altyapıyla tam uyumlu ve okluzal morfolojisi cihazın CAD kısmıyla önceden belirlenmiş olan üst yapıların hazırlanmasına olanak sağlanmış olur (Rekow ve ark., 2011).

DCS Preci-fit (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre): Sistemde metal, cam seramik ve güçlendirilmiş seramikler freze edilebilmekte bununla birlikte, restorasyon altyapıları tam sinterlenmiş zirkonya bloklardan (DC-Zirkon) ve titanyumdan da (DCTitan) oluşturulabilmektedir (Liu ve ark., 2008).

Cercon (Dentsply; Surrey, İngiltere): Dentsply firmasına ait olan ve başlangıçta sadece CAM ünitesine sahip olan sisteme daha sonra CAD ünitesi de ilave edilmiştir. Her bir üyenin 10 mikron hassasiyetle ve 20 saniyeden kısa sürede taranabildiği sistemde, kron kenarları otomatik olarak belirlenir. Bunun yanısıra, 9 üyeye kadar yarı sinterlenmiş zirkonya blokları freze edebilmekte ve 16 üyeye kadar köprü sinterlemesi yapılabilir (Çelik ve ark., 2013).

Zeno Tec System (Wieland, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenstein):

Wieland firması tarafından kullanıma sunulan ve 3 boyutlu lazer tarayıcı, sinterleme fırını, freze makinesi ve vakumu içeren bu sistem, zirkonya blokların yanı sıra, titanyum ve Cr-Co köprü altyapılarının da tasarlanıp üretilmesine olanak vermektedir. Sistemin küçük, orta ve büyük ölçekli laboratuvarlara göre çeşitli tarayıcı ve freze cihazları mevcuttur (Çelik ve ark., 2013).

1.14.2. Üretim Merkezli Sistemler

Bu sistemlerde, model laboratuvarda tarandıktan sonra veriler internetten ana üretim merkezine gönderilir. Üretim merkezinde restorasyonun altyapısının hazırlanmasının ardından, üzerine veneer seramiği eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde yapılmasıyla optimal kalite kontrolü sağlanır. Procera ve Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır.

Procera (Nobel Biocare, Zürich-Flughafen, İsviçre): Bu sistemde, CAD/CAM teknolojisi ile zirkonyumoksit altyapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), yoğun olarak sinterlenmiş, alüminyum oksit altyapılar, titanyum altyapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), implant üstü tam seramik kronlar, titanyum veya alüminyum oksit abutmentlar ve implant üstü titanyum köprü altyapılarının üretimi yapılabilmektedir (Ural, 2011).

Laboratuvara ortamında, alçı modelin taraması yapıldıktan sonra elde edilen veriler, internet yardımıyla New Jersey/ABD veya İsveç'te bulunan üretim merkezine gönderilir (Miyazaki ve ark., 2009). Üretim merkezinde hazırlanmış ve sinterlenmiş altyapılar, üzerine porselen uygulaması yapılması ve bitim için tekrar laboratuvara gönderilir (Andersson ve ark., 1993).

LAVA (3M TM ESPE TM, Seefeld, Almanya): 3M ESPE tarafından kullanıma sunulan sistemde, kron-köprü altyapıları üretim merkezlerinde hazırlanabilmektedir. Sistemde, yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanılmakta ve altyapı, sinterleme büzülmesini kompanse edebilmek amacıyla %20-25 büyük tasarlanmaktadır.

Tek üye altyapının frezelenmesinin 15 dakika, 3 üye köprünün ise, yaklaşık 45-50 dakika sürdüğü sistemde, sinterlenen altyapıların, zirkonyanın ısısal genleşme katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram materyali ile bitirilmesi önerilmektedir (Piwowarczyk ve ark., 2005).

1.14.3. Klinikte Kullanılan Sistemler

Bu sistemlerde, diş preparasyonu intraoral olarak taranır, restorasyon klinikte tasarlanır ve üretilir. 'Chairside' (hasta başı) sistemler olarak adlandırılan bu sistemler hekime, restorasyonu tek randevuda tasarlama ve üretme imkanı sağlar. Bu grupta kullanılan sistemler CEREC ve E4D Dentist gibi sistemlerdir (Liu ve ark., 2008).

CEREC 3 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya): Tüm CAD/CAM sistemleri içinde, CEREC ürün grubuyla, hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılan sistemlere sahip tek üretici firmadır.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim konseptinin hasta başında kullanılan ilk örneği olan CEREC sistemi ilk olarak 1985 yılında üretilmiştir ve geliştirilen ilk CAD/CAM sistemidir. CEREC 3 sistemi 2000 yılında kullanıma sunulmuştur (Mormann ve ark., 2006). CEREC 3D, ağızici kameranın ağızda sabit tutulmasıyla ayak pedalı yardımıyla görüntünün yakalanmasını sağlarken, CEREC Bluecam ile bu işlem daha da geliştirilerek kameranın ağızda sabit olarak tutulmasıyla, sistemin otomatik olarak görüntüyü yakalaması sağlanmıştır. CEREC Bluecam, infrared ışık teknolojisi kullanan daha önceki CEREC ünitelerinden farklı olarak, mavi dalga boylu ışık kullanmaktadır. CEREC Bluecam klinisyene, daha yüksek çözünürlükte sanal modeller elde etme imkanı sağlar. Dijital ölçü aşamasında, ince bir film tabakası halinde, mavi dalga boylu ışık için optimize edilmiş yansıtıcı TiO₂ (titanyum dioksit) tozu içerikli mavi spre, preparasyon yüzeyine uygulanır. Bu mavi spre daha sonra suyla kolayca uzaklaştırılabilir.

CEREC sistem, görüntüyü yakalamak için, klinisyenin herhangi bir düğmeye basmasına gerek kalmadan, ideal zamanı kendisi belirleyen ve distal molar bölgede görüntü alınmasını kolaylaştıracak 14 mm fokal alana sahip yeni bir kamera sistemini de içermektedir. Bu kamera sistemi ile 5 diş içeren bir alanın dijital ölçüsü, 5 ya da daha az görüntü ile 20 sn den daha az bir zamanda elde edilebilmektedir.

CEREC sistem Bluecam'den sonra Omnicam'i geliştirmiş ve bu kamera sistemiyle görüntünün titanyum dioksit tozu olmadan ve video sistemi kullanılarak doğal renkleri ile yakalanması sağlanmıştır. Primescan ise son olarak piyasaya sürülen CEREC ağız içi tarayıcısıdır. Ağız içi taramalarda Omnicam'dan daha yüksek yumuşak doku duyarlılığı ve gerçek renkler ile tarama yapabilmektedir.

Cerec karşıt ark ile ilişkiyi 2 şekilde belirlemektedir. İlk yöntem, karşıt arkın taranmasını elimine etmek için bir kapanış materyalinin negatif imajının elde edilmesi, ikinci yöntem ise, önce iki arkın ayrı ayrı daha sonra, arkların kapanış halindeyken taranmasıdır.

CEREC yazılımı ilave tasarım özelliklerine de sahiptir. Korelasyon; preparasyon formunun ya da 'wax-up'ın (mum modelin) kopyala yapıştır fonksiyonuyla replikasyonunu yapan bir özelliktir. Replikasyon ise, komşu dişleri, ayna efekti ile preparasyon üzerine kopyalayarak, simetrik bir tasarım oluşturulmasını sağlar. CEREC AC'nin son çıkan ve kullanımı daha kolay olan 4.0 yazılımıyla, hastada yapılacak tüm restorasyonlar aynı anda tasarlanabilmektedir. Tasarım bittikten sonra, uygun renk ve boyut ve kompozisyonda seçilen CAD/CAM bloğun MC XL freze cihazıyla freze edilmesiyle, restorasyon tek seansta bitirilir.

E4D DENTIST (Planmeca, Richardson, Teksas): E4D Dentist sistemi, 2005 yılında kullanıma sunulmuş ve klinisyene preparasyonu, intra-oral lazer tarayıcı (Intra Oral Digitizer) ile yansıtıcı toz olmadan tarama imkanı sağlamıştır. Hekimin birçok açıdan görüntü alarak veri noktalarını arttırması ile yazılım doğru morfolofiyi bilgisayarda oluşturabilmesi sağlanmaktadır. Cihaz 16 üyeye kadar restorasyon tasarımı yapılabilen Denta Logic yazılımına sahiptir. E4D Dentist sistemi ile

kullanılabilecek malzeme çeşitliliğinin CEREC 3 kadar fazla olmaması sistemin dezavantajı olarak göze çarpmaktadır.

1.15. Biyomekanik Kavramlar

1.15.1. Gerilme Analizi

1.15.1.1. Gerilme Analizinde Kullanılacak Terimler

1.15.1.1.1. Kuvvet

Cisimlerin üzerine uygulandığında yön, şekil ve doğrultularını değiştiren ya da değiştirmeye zorlayan etkidir. Uygulanan kuvvetle cisim esnekliği ya da rijitliğine göre yer değiştirir ya da şekil değiştirir. Kuvvet birimi Newton (N) olarak ifade edilir. Kuvvetler baskı, çekme ya da makaslama kuvvetleri olarak tanımlanabilirler. Baskı kuvvetleri kütledeki partikülleri sıkıştırma işlevi yaparken, çekme kuvvetleri ayırma işlevi yapar. Makaslama kuvvetleri ise kaymaya neden olur. Diğer kuvvetlere göre makaslama kuvvetleri dişler ve implantlar için en tehlikeli kuvvet tipi olarak tanımlanır (Misch, 2009, Bölüm 5).

1.15.1.1.2. Gerilme

Birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır. Gerilme (stress) nin büyüklüğü uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve dağıldığı alana bağlıdır. Kuvvet uygulanan bir cisimde ters yönde ama aynı miktarda bir tepki oluşur ve bu tepkiye gerilme adı verilir (Craig ve ark., 2004, Bölüm 2).

Gerilme (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) şeklinde formüle edilir. Birimi paskaldır ($P=N/m^2$). Çalışmalarda genellikle gerilme birimi megapaskal olarak kullanılmaktadır. 1 MPa, 1 N/mm² ye eşittir (Anusavice, 2003).

Bir cismin iç kısmında, dışarıdan kuvvet uygulandığında iç gerilmeler meydana gelir. İç gerilmeler basma (compressive), çekme (tensile) ve makaslama (shear) gerilmesi olarak 3 tiptedir (Tanyel ve ark., 2012). Kortikal kemik en iyi basma gerilmelerini tolere eder ve kemik-implant arayüzü için olumlu etkiye sahiptir. Çekme ve makaslama gerilmeleri ise kemik implant arayüzü için olumsuz etkiye sahiptir (Misch, 2011, Bölüm25).

1.15.1.1.3. Gerinim

Cisme kuvvet uygulandığında, cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur (Adıgüzel, 2010).

Gerilme ve gerinim (strain) farklı kavramlar olup, gerilme yönü ve büyüklüğü olan kuvvet iken, gerinim sadece bir büyüklüktür, kuvvet değildir (Adıgüzel, 2010 ve Anusavice, 2003).

Gerinim genellikle yüzde (%) olarak ifade edilir. Gerinim miktarı, materyal tipi ve uygulanan yükün büyüklüğü ile değişecektir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür; yani gerilme ortadan kalkınca cisim aynı boyuna döner. Plastik gerinimde ise cisim kalıcı olarak deformasyona uğrar. Eğer gerilme birim alan başına bileşke kuvveti aşarsa, cisimde kırılma ya da kopmalar olabilir (Anusavice, 2003).

1.15.1.1.4. Elastisite Modülü

Bir materyale kuvvet uygulandığında, genellikle gerinimle orantılı olarak gerilme görülür ve bunların oranları değişmez yani sabittir. Bir başka deyişle elastisite (Young) modülü gerilmenin gerinime oranıdır (stress/strain) ve bir materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. 'E' olarak gösterilir ve birimi Gigapaskal'dır (Tanyel ve ark., 2012 ve Van Noort, 2007).

Cismin kalınlığı arttıkça, elastisite modülü de artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Adıgüzel, 2010).

Her malzemenin kendine özgü elastisite modülü vardır (Ulusoy ve Aydın, 2005, Bölüm 5).

1.15.1.1.5. Poisson Oranı

Elastik sınırlar içinde lateral gerinimin, aksiyel gerinime oranıdır (Powers ve Sakaguchi, 2011, Ch:4). Başka bir deyişle; cismin enine birim deformasyonunun, boyuna birim deformasyonuna oranıdır; 'v' ile sembolize edilir. Bütün malzemeler için 0-0,5 arasında bir değerdir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir (Adıgüzel, 2010).

1.15.1.1.6. Son Elastik Deformasyon Noktası

Plastik deformasyonun başladığı en küçük fakat ölçülebilen gerilme değeridir. Çalışmamızda kullanılan dental titanyum implant alaşımlarının son elastik deformasyon noktası (Yield Strength/Yield Point) 485 MPa'dır (FEPPD, 2010).

1.15.1.1.7. 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 (Geng, 2001). İzotropik bir malzemede Young modülü ve Poisson oranı olmak üzere sadece iki bağımsız materyal sabiti vardır ve özellikler her yönde aynıdır (Ramoğlu ve Ozan, 2014). Anizotropik bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler gösterir (Geng, 2001).

Young katsayısı, katı fiziğinde bir katının sertliğini ölçmede kullanılan bir birimdir. Aynı zamanda elastikiyet katsayısı, gerilme katsayısı (hacim katsayısı ve kopma katsayıları farklı elastik katsayılarıdır) olarak da bilinir. Farklı zorlanmalara bağlı olarak değişen farklı gerilmelerin oranı olarak tanımlanır. Bu maddenin bir örneği üzerinde yapılan gerilme testleri sonucunda çıkarılan gerilme-zorlanma grafiğine baz alınarak karar verilen bir olgudur.

Elastik deformasyondaki birim uzama ile normal gerilme (çekme ya da basma gerilmesi) arasındaki doğrusal ilişkinin bir sonucu olup bir birim uzama başına gerilme olarak tanımlanır. Elastisite modülünün birimi N/m^2 'dir.

1.15.1.1.8. Asal Gerilme

Üç boyutlu elemanlarda en büyük gerilme değeri bütün makaslama gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman basma ve çekme gerilmelerine 'asal gerilme' (Principle Stress) denir (Güngör, 2014).

Asal gerilmeler maksimum asal gerilme, ara (intermediate) asal gerilme ve minimum asal gerilme olmak üzere 3'e ayrılır. Genelde ' σ_1 ' en büyük pozitif değeri, ' σ_3 ' en küçük negatif değeri ve ' σ_2 ' ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler

‘ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ’ şeklinde sıralanır. σ_1 en yüksek çekme gerilmesini, σ_3 en yüksek basma gerilmesini simgeler (Kurşunoğlu, 2011).

1.15.1.1.9. Von Mises Gerilmesi

Von Mises gerilmesi (von Mises Stress), metal gibi çekilebilir materyaller için, deformasyonun (şekil değiştirmenin) başlangıcı olarak tanımlanır (Adıgüzel, 2010) ve 3 asal gerilme değeri ile hesaplanır (Güngör, 2014 ve Kurşunoğlu, 2011). Von Mises değerleri ile tüm yapıda meydana gelen gerilme değerleri hakkında bilgi edinilebilir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

1.15.1.1.10. Sınır Şartları

Gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları (boundary conditions) da ona göre belirlenir (Adıgüzel, 2010 ve Tanyel ve ark., 2012).

1.15.2. Mekanik Testler

Uygulanan bazı mekanik testler sayesinde dental materyallerin yapısal özelliklerini incelemek mümkündür. Mekanik testleri oluşturdukları gerilimlere göre; makaslama, çekme, makaslama-çekme, eğme ve burma test tasarımları olarak beş sınıfta incelenir (Hammad ve Talic, 1996).

1.15.2.1. Bükme testleri (Bending test)

Bu test yöntemi ile materyalde basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelir. Bu test yöntemi ile güvenilir sonuçlar elde edilir (O’Brien, 2002).

Bükme test düzeneğinde örnek iki destek üzerine konulur, bir veya daha fazla noktadan yükleme yapılarak materyalde bükülme gerilimi oluşturulur (Yurtseven 1993). Bükme testlerinde 2 farklı metot kullanılmaktadır:

1. Tek eksenli bükme testleri
2. Çift eksenli bükme testleri

1.15.2.1.1. Tek eksenli bükme testleri

- Üç nokta bükme testi
- Dört nokta bükme testi

Üç nokta bükme testi (Three-point bending): Bu test, iki destek üzerine yerleştirilen dikdörtgen şeklindeki çubuğun tam ortasına uygulanan yükle gerçekleştirilir (McCabe ve Angus, 2008). Test edilecek çubuğun orta noktasına bir kuvvet uygulandığı zaman elde edilen gerilimin sayısal değeri şu şekilde ifade edilir: $\text{Stres} = 3 FL / 2 bd^2$ (L destekler arasındaki mesafe, b örneğin enini, d' de örneğin kalınlığını belirtir). Üç noktalı eğilme testinin en büyük avantajı, numune hazırlama ve test etme kolaylığıdır. Bununla birlikte, bu yöntemin bazı dezavantajları da vardır: test yönteminin sonuçları numuneye ve yükleme geometrisine ve gerinim oranına duyarlıdır. Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO 6872) ve Amerikan Dış Hekimleri Birliği (ADA) üç nokta bükme testinin materyallerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesi için uygun ve güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

Dört nokta bükme testi (Four-point bending) Test edilecek örnek, dikdörtgen bir çubuk şeklinde hazırlanarak iki ucundan desteklenir. Örneğe, ortadan iki noktadan kuvvet uygulanır. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (McCabe ve Angus, 2008; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Materyallerin bükülme direncinin test edilmesinde dört nokta bükme testi, üç nokta bükme testine göre daha çok tercih edilir. Üç nokta bükme testinin aksine iki dayanak ve iki uygulama ucu kullanılarak bütün alana yayılan homojen bir kuvvet uygulaması sağlanır. Üç nokta bükme testinde ise kuvvet tek noktadan uygulanır ve elde edilen sonuç tüm materyal yüzeyi yerine uygulama yüzeyini daha çok temsil eder. Bu nedenle geniş bir test alanı söz konusu ise daha doğru bir sonuç ve daha homojen bir kuvvet uygulaması açısından dört nokta bükme testi tercih edilmelidir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

1.15.2.1.2. Çift eksenli bükme testleri

Örnekler disk şeklinde hazırlanır. Örneğin merkezinden kuvvet uygulanırken, diskin dış kenarlarında karşı yönde gerilme meydana gelir (McLean, 1991). Maksimum stresler yükün uygulandığı merkezde yoğunlaşır. Biaksiyal bükme testleri üç nokta bükme testlerine göre daha yüksek bükülme değerleri göstermektedir (Seo ve Roh, 2006).

1.15.2.2. Burkulma testi (Torsion test)

Özellikle endodontik aletlerin testinde, ara yüz direncinin tespit edilmesinde kullanılan bir yöntemdir. Test tasarımının karmaşıklığı dezavantajdır (Hammad ve Talic, 1996).

1.15.2.3. Makaslama testi (Shear test)

İki materyalin ara yüz direncini değerlendirmek için kullanılan ve çok tercih edilen bir test yöntemidir. Sabit taşıyıcıya yerleştirilen örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve örneğin yüzeyden ayrıldığı veya koptuğu yük saptanır (Hammad ve Talic, 1996).

Farklı şekillerde uygulanan makaslama testleri bulunmaktadır:

- Çekerek ve iterek makaslama testleri
- Düzlemsel ara yüz makaslama testleri
- Daire şeklinde ara yüze sahip makaslama testleri
- Dikdörtgen şeklinde ara yüze sahip makaslama testleri
- Oblik makaslama testi

1.15.2.4. Çekme testi (Tensile test)

Genel olarak alt yapı ve üst yapı ara yüzündeki bağlantı dayanımının ölçülmesi için kullanılan bir test yöntemidir (Peregrina ve ark., 1992). Alt yapı ile üst yapıyı birbirinden ayırmak için ara yüz düzlemine dikey yönde çekme kuvveti uygulanır. Örneklerin hazırlanma zorluğu ve üst yapı seramiğinin dış yüzünde olası çatlakların gözlenmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Düzensiz gerilme dağılımları nedeniyle üst yapı seramiğinde koheziv kırılmalar meydana gelebilmektedir (Burrow ve ark., 2004; Braga ve ark., 2010).

1.15.2.5. Basma testleri (Compressive tests)

Porselen, amalgam ve siman gibi çekme kuvvetlerine dayanıksız kırılğan malzemelerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde basma kuvvetleri kullanılır (Ban ve Anusavice, 1990). Silindir şeklindeki kırılğan bir materyale çapı boyunca baskı kuvveti uygulanırsa, kitle içinde germe stresi oluşur. Bu teste çap doğrultusunda baskı-germe testi denir ve materyalin kırılğan yapısından dolayı geleneksel çekme testlerinin uygulanamadığı durumlarda tercih edilir (McCabe ve Angus, 2008). Silindirde oluşan stress değeri; $\text{stress} = 2F / \pi DT$ şeklinde belirtilir (F değeri silindirin aksı boyunca uygulanan kuvvet, D silindirin çapı, T silindirin uzunluğudur).

1.16. Gerilim Analiz Yöntemleri

Ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler dişler, kemik, yumuşak dokular ve ağız içindeki dental materyallerde kuvvetlerin oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu kuvvetlerin dağılımlarının saptanması ve analizi ağız içinde yapılacak restorasyonların başarısını arttırmak için gereken geliştirme çalışmalarında önemli bir anahtardır. Bu nedenle kemikte, implantlarda ve uygulanan restorasyonlardaki gerilmeleri incelemek için çeşitli gerilme analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan gerilme analiz yöntemleri şunlardır (Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014):

1. Fotoelastik gerilim analiz yöntemi
2. Gerinim ölçer (Strain Gauge) gerilim analiz yöntemi
3. Kırılgan vernik (Brittle Lacquer) kaplama yöntemi ile gerilim analizi
4. Holografik interferometri (Lazer Işını) ile gerilim analizi
5. Termografik gerilim analiz yöntemi
6. Radyoteleometri ile gerilim analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar (Finite Element) gerilim analiz yöntemi

1.16.1. Fotoelastik Gerilim Analiz Yöntemi

İncelenecek yapılar sentetik bir rezin içerisine yerleştirilir ve polarize ışıkla oluşan gerilmeler görünür hale getirilir. 3 esas tekniği vardır (Çağlar ve Aydın, 2001). Bunlar iki boyutlu model tekniği, üç boyutlu model tekniği ve çift kırıcı plastik yapıştırma tekniğidir. Diğer gerilim analiz yöntemlerinin aksine gerilim dağılımları net bir şekilde görülebilir (Assunçao ve ark., 2010). İşlem basit olmasına rağmen önemli dezavantajları vardır. Sentetik rezin çene kemiğini taklit etmede yetersizdir ve rezin içerisine yerleştirilecek materyalin doğru konumu tam olarak saptanamaz (Çağlar ve Aydın, 2001).

1.16.2. Gerinim Ölçer Gerilim Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer, hafif deformasyon altında akım oluşan direnci değiştiren küçük elektrikli dirençlerdir. Bunlar, uygulandıkları nesnenin şekil değişikliklerini ölçerler. Yakalanan elektrik sinyali veri elde etme ünitesine gönderilir, dijital bir sinyale dönüştürülür ve bilgisayar tarafından okunur. Göstergeler gerilime maruz herhangi bir nesnenin deformasyonunu tam olarak kayıt edebilir (Pesqueira ve ark., 2014).

1.16.3. Kırılğan Vernik Gerilim Analiz Yöntemi

Bu yöntemde modele analiz yapılabilmesi için vernik uygulanır ve fırınlanır. Ardından modele yükleme yapılır. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde çatlamlar görülür ve bu çatlamlar gerilme hatlarının doğrultusu ile ilgili bilgi verir (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

1.16.4. Lazer Işını ile Gerilim Analizi

Lazer ışını (holografik interferometri) kullanılarak cismin 3 boyutlu görüntüsü holografik film üzerine kaydedilir. Bu optik yöntemle incelemeler yapılır (Ulusoy ve Aydın, 2005, Bölüm 5). Hologram plağına, önce başlangıç konumunda olan cisim kaydedilir. Cisme ısı veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonra yeni şeklin çekimi, aynı hologram plakasına yapılır. Böylece her iki çekim esnasında, cismin durumlarının girişim deseni elde edilir. Görüntünün yeniden oluşturulması sırasında, kaydedilmiş iki cisim dalgası birbiriyle girişim yaparak saçak alanı meydana getirirler (Korkmaz, 1995). Herhangi bir hasar oluşmadan model üzerinde, cisim gerçek boyutlarında incelenir. Yüzey deformasyonları nanometer (nm) boyunda algılanır ve oldukça hassas bir yöntemdir (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

1.16.5. Termografik Gerilim Analiz Yöntemi

Bu analiz yönteminde; “homojen, izotropik bir materyalin periyodik olarak yüklenmesiyle birlikte ortaya çıkan ısı değışiklikleri materyalin belirli noktalarındaki asal gerilmelerin toplamı ile doğrudan orantılıdır” temel prensibi kullanılmaktadır. Gerekli olan periyodik yükleme frekansına çığneme sırasında ulaşılabilirken, dental implantların statik yüklenmesi durumunda gerekli frekans sağlanamamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

1.16.6. Radyoteleometri ile Gerillim Analiz Yöntemi

Bu yöntem bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir malzemeye bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir metottur. Yöntemde bir güç kaynağı, radyasyon iletici, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici mevcuttur. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltajı düşürerek radyotelemetrinin frekansını değıştirmekte ve sonuçları ortaya çıkarmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

1.16.7. Sonlu Elemanlar Gerilim Analiz Yöntemi

Bu yöntem ilk olarak 1950 yılında uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Teknolojinin ilerlemesine paralel olarak 1970’lerde olgun hale gelen yöntem günümüzde makine, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra, tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi dallarında da kullanılmaktadır (Geng ve ark., 2001).

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley and Huang'ın (1968) yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş bir diş çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin diş destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeler değerlendirilmiştir. Yöntemin

bugünkü anlamıyla diş hekimliğinde uygulanması ise; 1970’li yıllarda Farah ve arkadaşlarının (1974) yaptıkları araştırma ile başlamış, son 20 yıldır da implant, tedavi ve protez alanlarında da kullanılmıştır (Güler ve Şen, 2015).

Biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanan sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi; bir nevi bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir. Bu yöntem, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Bu yöntem ile analizler tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta yapılabilmektedir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde rahatlıkla kullanılan bir teknik olup, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak incelemenin daha kolay olmasına olanak veren ve çözümü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilen matematiksel bir analizdir. Kısacası sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır (Ebrahimi, 2012; Pesqueira ve ark., 2014; Wakabayashi ve ark., 2008 ve Yang ve Xiang, 2007).

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık yapıların direncini ve gerilme dağılımını taklit ve test etmek için sanal modeller kullanır (Pesqueira ve ark., 2014). Böylece, in vitro ya da in vivo deneysel analiz ile mümkün olmayan; kemiğin, implantların ve protetik parçaların ara yüzlerini taklit etmek ve biyomekanik davranışını değerlendirmek mümkün hale gelir. Sonlu elemanlar gerilme analizi, araştırmacılara; farklı yüklemeler uygulamayı ve bu yükün diş, protez, implant ve kemik üzerinde neden olduğu gerilme seviyelerini ve yer değiştirmeyi elde etmeyi sağlar (Rubo ve Souza, 2010).

Sonlu elemanlar gerilme analizinin özellikleri:

1. Karmaşık geometriye sahip yapılar için uyumluluk
2. Değişik yapısal problemler için uyumluluk
3. Teorik temellerin güvenilirliği

4. Doğruluğun güvenilirliği
5. Hesaplama verimliliği

Sonlu elemanlar analizinde malzeme özellikleri bir yapı içindeki gerilme dağılımını büyük ölçüde etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak sonlu elemanlar analizinde modellenenir (Geng ve ark., 2001).

İzotropik bir malzemede Young modülü ve Poisson oranı olmak üzere sadece iki bağımsız materyal sabiti vardır ve özellikler her yönde aynıdır (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Anizotropik bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler gösterir. Bu nedenle, bildirilen çoğu çalışmada, malzemelerin homojen, lineer (doğrusal) ve izotropik olduğu varsayımı yapılmıştır (Geng ve ark., 2001). Ancak Bonnet ve arkadaşlarının (2009), yaptığı çalışmada sonlu elemanlar analizinde anizotropik ve izotropik modellemelerde sonuçlarda çelişki bulmuşlar; gerilmelerin belirlenmesinde anizotropik modellemenin ihmal edilmemesi gerektiğini söylemişlerdir. Benzer şekilde yapılan bir diğer çalışmada ortotropik modellemede kortikal kemikte izotropik modellere göre %26 fazla gerilme saptanmıştır (Nicaise ve ark., 2005). Liao ve arkadaşları (2008), anizotropik modelleme ile yapılan analizlerin peri-implant kemikteki gerilmeyi belirgin şekilde etkilediğini söylemiştir.

1.17. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Aşamaları

Bu Yöntemin uygulanmasındaki temel aşamalar sırasıyla şunlardır:

1. Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi (Pre-processing)
2. Analiz verilerinin yüklenmesi
3. Analizin çözümlenmesi (Post-processing)

1.17.1. Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi

Öncelikle analizde kullanılacak tüm yapılar bilgisayar ortamına aktarılır ve CAD programı vasıtasıyla geometrik model oluşturulur. Karmaşık yapıların modellenmesinde (pre-processing), üç boyutlu bilgisayarlı tomografi veya üç boyutlu lazer tarayıcısından faydanılabilir. Bilgisayar ortamında modelin oluşturulması ile ilk aşama tamamlanmış olur (Geng ve ark., 2001; Güler ve Şen, 2015; Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Hazırlanan geometrik modelde analizi yapılacak olan yapı, boyutuna ve geometrisine uygun olarak mümkün olduğunca fazla sayıda parçalara bölünür. Bu parçalara ‘eleman’ adı verilir ve eleman sayısı ne kadar fazla olursa analizde gerçeğe o kadar yakın sonuçlar elde edilebilir. Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) ve değişik şekillerde olabilir. Elemanlar belli noktalardan birbirine bağlanır ve bu birbirine bağlandıkları noktalara düğüm (node) denir. Tüm yapı ise ağ (mesh) olarak tanımlanır (Adıgüzel, 2010; Güler ve Şen, 2015; Ramoğlu ve Ozan, 2014; Tanyel ve ark., 2012 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Oluşturulan ağ yapısı ‘matematiksel model’ olarak tanımlanır. Model ağını oluşturan elemanlar sanal gerilmeler altında gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı bulundukları diğer elemanlara aktararak onların da etkilenmesine sebep olurlar. Düğüm noktalarının oluşturulması ile sınır şartları oluşturulur. Düğüm noktaları, birbirleriyle köşe noktalardan birleşebilen eşit büyüklükteki sonlu sayıdaki elemanlara bölünmüştür. Eleman sayısının artması, sonucun gerçeğe daha yakın olmasına olanak sağlarken, hata ihtimalini de arttırmaktadır. Önemli olan modelin nasıl en iyi biçimde küçük parçalara bölünerek ağ yapısının oluşturulacağıdır (Adıgüzel, 2010; Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Sonlu elemanlar modeli gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan, doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması mümkün olmayabilir; fakat yükleme koşulları ve değişkenler istenildiği gibi düzenlenebilir. Bu nedenle iyi oluşturulmuş

bir matematiksel model, yapılacak analiz için çok değerli bir araçtır (Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

1.17.2. Analiz Verilerinin Yüklenmesi

Oluşturulan katı modelde var olan elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Materyal özelliklerinin belirlenmesinde Poisson oranı ve Young modülü değerleri hatta incelenek konuya göre sürtünme katsayısı, termal iletkenlik, genleşme katsayısı kullanılır. Yükleme koşullarının belirlenmesi ile birlikte uygulanması düşünülen kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı belirlenir. Oluşturulan modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesi ile sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları sınır şartlarını oluşturmaktadır (Ebrahimi, 2012, Bölüm 2; Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Matematiksel modeldeki elemanlar, analizi planlanan ana modelin bütün özelliklerine sahip olduğu için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş olduğu tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Yüklemeler altında elde edilecek veriler depolanır (Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

1.17.3. Analizin Çözümlemesi

Sonlu elemanlar analiz yönteminde, her bir alt yapının çözümlemesinden, yapının bütünlüğünün çözümlemesine bilgisayar programı yardımıyla ulaşılır (post-processing) (Geng ve ark., 2001). Analiz sonucunda elde edilen gerilme değerleri matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edilmektedir; bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bundan dolayı değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde yorumlanır. Sonlu elemanlar analizinde gerilmenin sayısal değerleri doğru olmayabilir; ama gerilmenin hangi bölgede ve ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir. (Taşkınsel ve Gümüş, 2014)

Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler neticesinde farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilir. Bu veriler, asal gerilmeler (principal stresses), eksensel gerilmeler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilmeler (equilavant stresses) dir. Veriler değerlendirilirken, materyalin özelliklerine göre analiz yöntemi seçilebilir. Kırılgan materyaller için asal gerilme (principal stresses) değerleri ve çekilebilir materyaller için von Misses gerilme değerleri kullanılabilir. Asal gerilme değerleri için en yüksek değer (maximum principal stress), modelde oluşan gerilme tipi gerilmeyi; en düşük asal gerilme (minimum principal stress) ise sıkışma tipi gerilmeyi tanımlar. Ayrıca von Misses değerleri tüm yapıdaki gerilme değerleri hakkında bilgi verir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Bu çalışmanın amacı; posterior bölgedeki tek üye implant üstü restorasyonlarda ideal materyali bulabilmek için piyasaya yeni çıkmış olan kompozit içerikli blokların öncelikle materyallerin elastisite özelliklerini in vitro, 3 nokta bükme testi ile belirledikten sonra 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Bu amaçla ticari olarak piyasaya sürülen 4 yeni materyal ve kontrol grubu olarak 1 adet zirkon olmak üzere 5 farklı CAD/CAM blok materyali aynı yükleme koşulları altında değerlendirilecektir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Osaka Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tempa Medikal Ltd. Şti. Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda 3-Nokta Eğilme Testi ve 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi kullanılarak, statik non-lineer analiz yapılmıştır.

Çalışmamızda ticari pazara yeni olarak sürülen 4 farklı kompozit içerikli ve kontrol grubu olarak 1 adet zirkon içerikli CAD/CAM blokların posterior mandibular bölgede tek üye implant üstü restorasyonlardaki kullanılabilirlik güvenliliğine bakılmıştır.



Şekil 2.1. CS300 Blok (CS300)



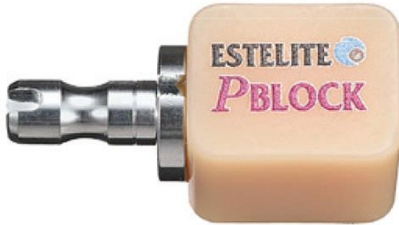
Şekil 2.2. Katana Avencia P Blok (KAP)



Şekil 2.3. Kzr-Cad HR3 Gammatheta (KZR)



Şekil 2.4. Katana Zirkonya Blok STML (STML)



Şekil 2.5. Estelite P Blok (ESP)

Bu çalışmada ticari olarak mevcut dört tip CAD / CAM kompozit blok kullanılmıştır: Cerasmart 300 (CS300; GC, Tokyo, Japonya), Katana Avencia P Blok (KAP; Kuraray Noritake Dental, Niigata, Japonya); KZR HR3 Gamma Theta (HR3; Yamakin Co. Ltd., Osaka, Japonya) ve Estelite P blok (ESP; Tokuyama Dental Corp., Tokyo, Japonya).

Kontrol grubu olarak ise Katana Zirconia STML blok (Kuraray Noritake Dental, Niigata, Japonya) kullanılmıştır.

Çizelge 2.1. Malzeme kompozisyonları

Materyaller	Kod	Kompozisyon	Doldurucu Oranı(wt%)
Cerasmart300	CS300	UDMA, baryum camı	75
Katana Avencia P Blok	KAP	UDMA, baryum camı, silika, pigmentler, diğerleri	82
Estelite P Blok	ESP	Bis-MPEPP, UDMA, NPGDMA, silika tozu, silika-zirkonya doldurucusu, pigmentler, diğerleri	81
Kzr-Cad HR3 Gammatheta	KZR	UDMA, DEGDMA, SiO ₂ -Al ₂ O ₃ -ZrO ₂ , SiO	75
Katana Zirconia STML	STML	4Y-PSZ, Al ₂ O ₃ , Y ₂ O ₃ , ZrO ₂	

UDMA: üretan dimetakrilat; Bis-MPEPP: 2,2-Bis (4-metakriloksipolietoksifenil) propan; NPGDMA: neopentil glikol dimetakrilat; DEGDMA: dietilen glikol dimetakrilat. *J J Dent Mater 37, 131-146, 2018.; **Adhes Dent 36, 36-38, 2018.

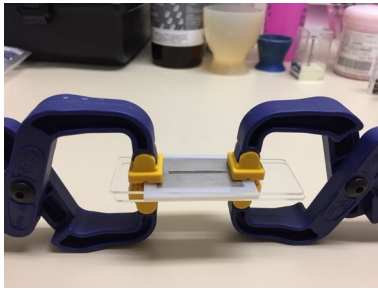
Her bloğun malzeme kompozisyonunun detayları Çizelge 2.1'de özetlenmiştir.

2.1. Üç Noktalı Eğilme Testi

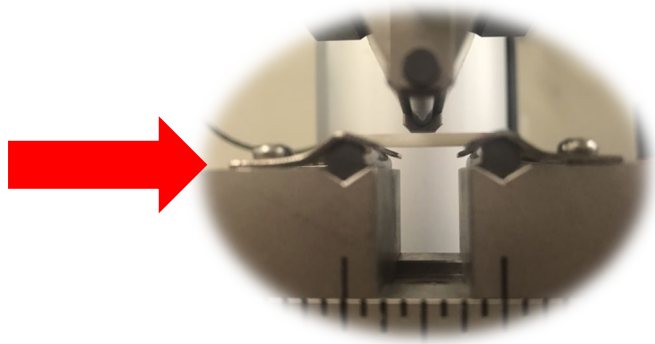
Çalışmamızda in vitro üç noktalı bükme testleri, universal bir test makinesi (EZ-SX, Shimadzu, EZ-SX, Shimadzu, Kyoto, Japonya) kullanılarak 1.0 mm / dak hızında yapılmıştır. Her bir materyal ($4.0 \times 1.2 \times 14.0$ mm örnekler, n=10) eşit bir geometride hazırlandıktan sonra işlem öncesinde 37 ° C'de 24 saat suda bekletilmiştir.



Şekil 2.6. 3 Nokta eğme testi için hazırlanan örnekler



Şekil 2.7. Örneklerin sabitlenmesi



Şekil 2.8. Örneklerin universal bir test makinesine yerleştirilmesi

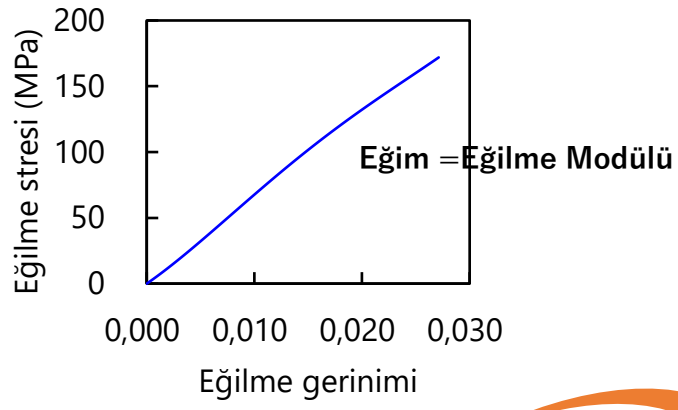


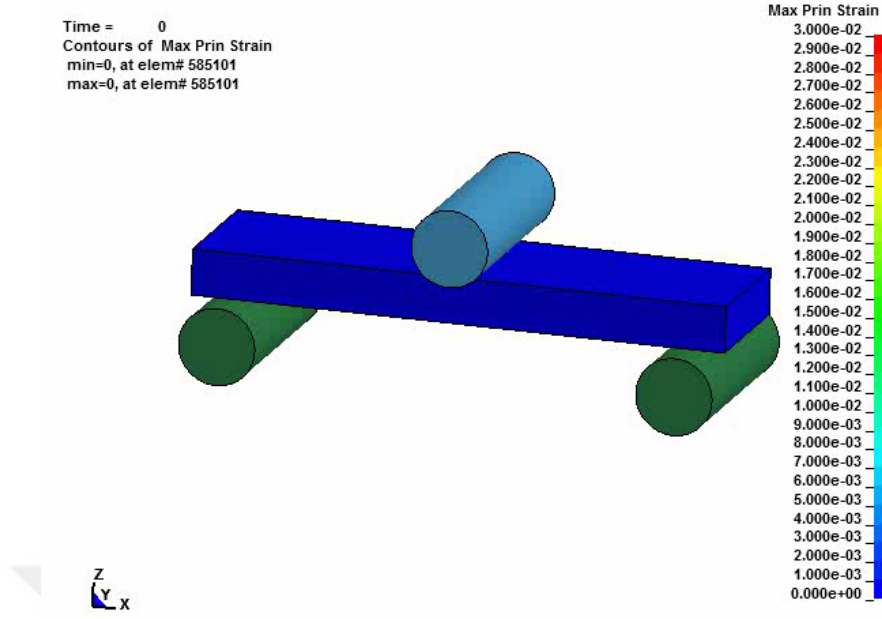
Şekil 2.9. Üniversal test makinesi (EZ-SX, Shimadzu, EZ-SX, Shimadzu, Kyoto, Japonya)

3 noktalı eğme testlerinden sonra yük deplasman eğrisi elde edilmiştir ve yük deplasman eğrisi gerilme-gerinim eğrisine çevirilmiştir, daha sonra eğilme modülü ve kırılma gerinimi, gerilme-gerinim eğrisinden elde edilmiştir.

İn vitro testlerden sonra 3 nokta bükme simülasyonları için cad modelleri hazırlanmıştır.

Bu in vitro testlerden elde edilen veriler kullanılarak, her bir malzemenin elastik modülleri in silico lineer olmayan dinamik sonlu eleman analizi (Ls-Dyna, LSTC, ABD) ile elde edilmiştir.





Şekil 2.11. İn silico 3 nokta eğme testi için hazırlanan CAD model

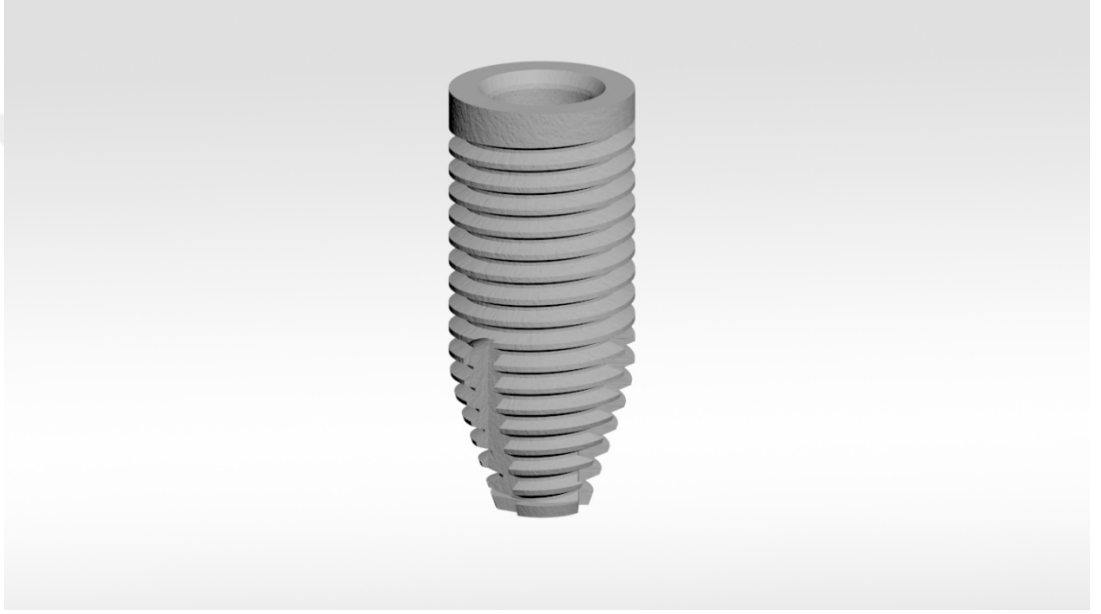
2.2 İmplant Cad Modelleri

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

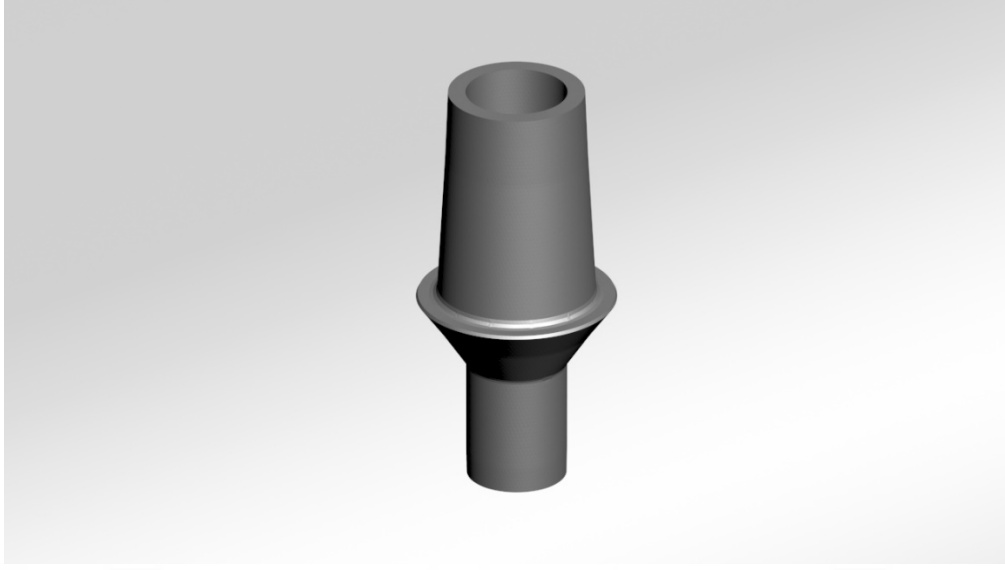
Tomografi verisinden, stl. modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

2.2.1 İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

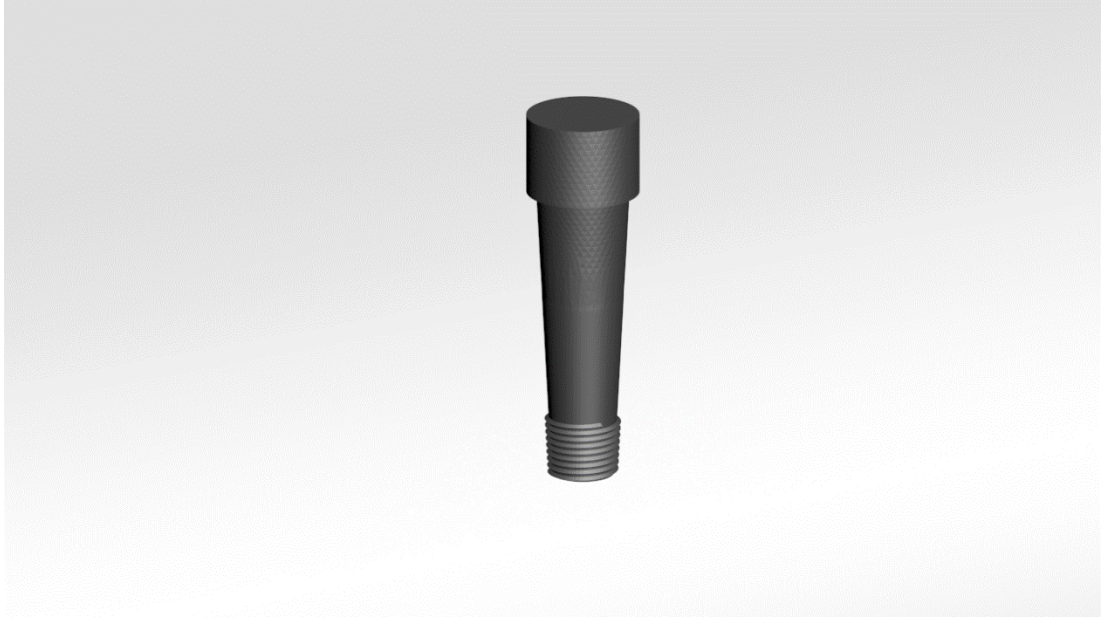
Çalışmada kullanılan implant, abutment ve abutment vidası ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Protez ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



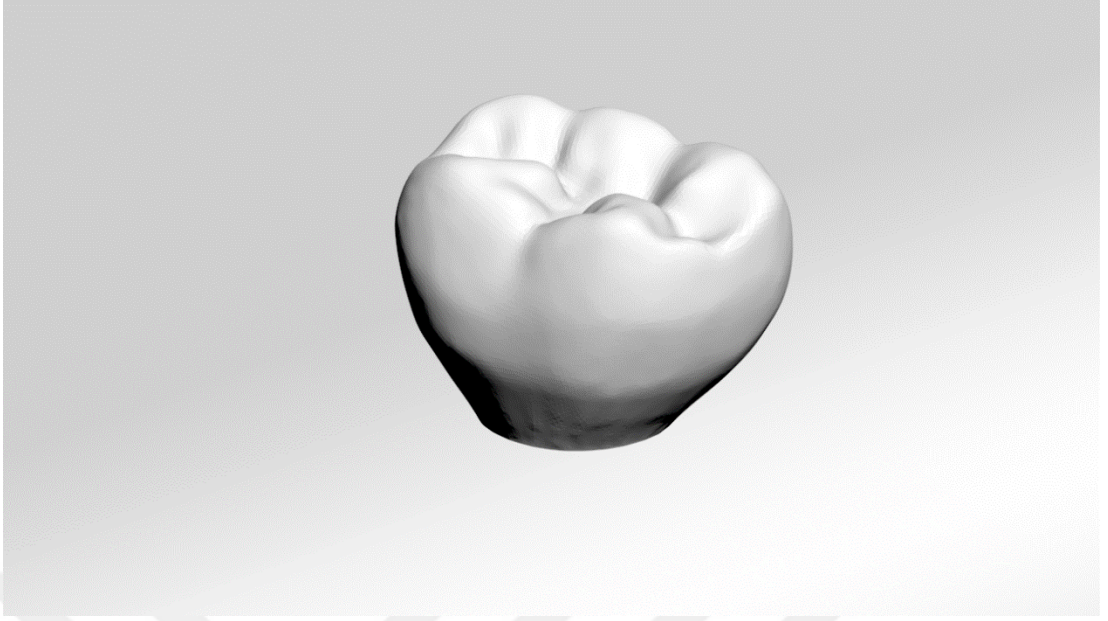
Şekil 2.12. İmplant modeli



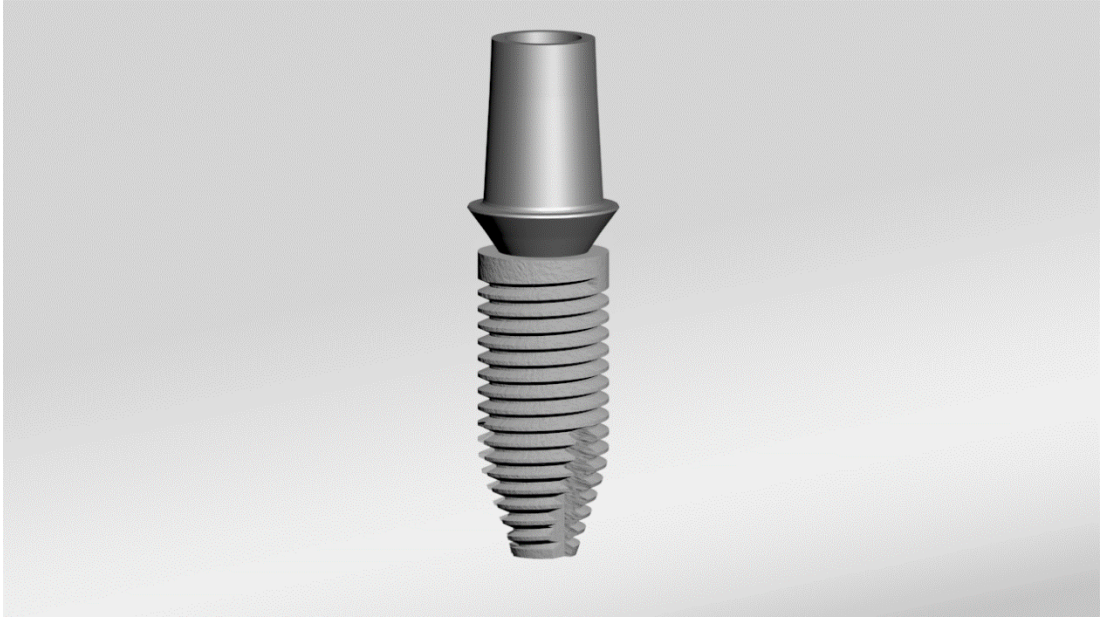
Şekil 2.13. Abutment modeli



Şekil 2.14. Vida modeli



Şekil 2.15. Kron modeli



Şekil 2.16. İmplant parçalarının birleştirilmiş modeli



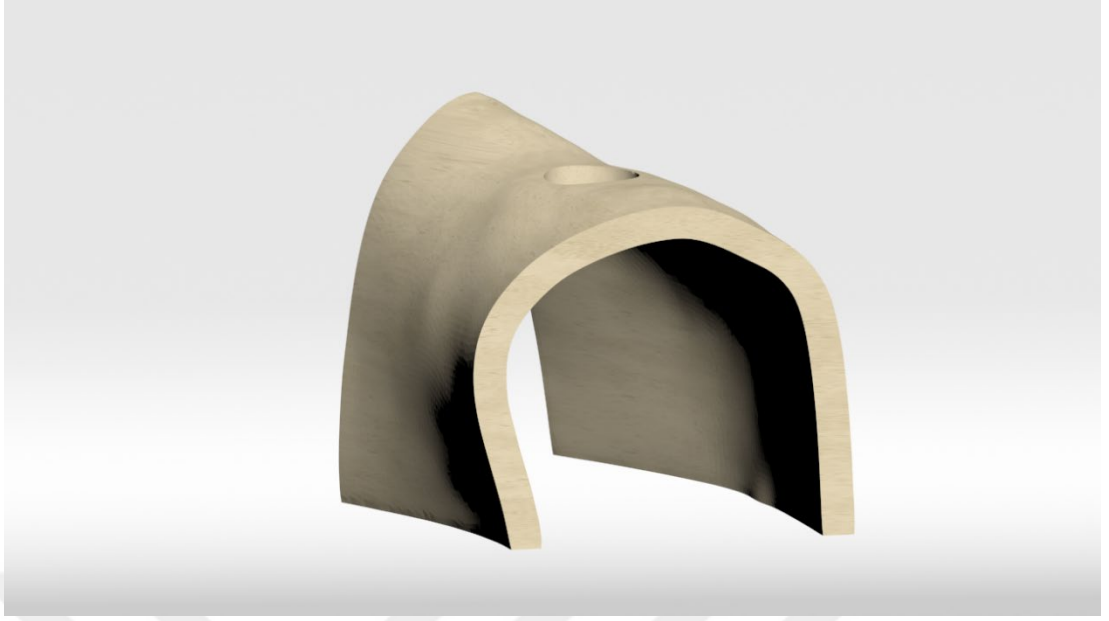
Şekil 2.17. Protetik model

2.3. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

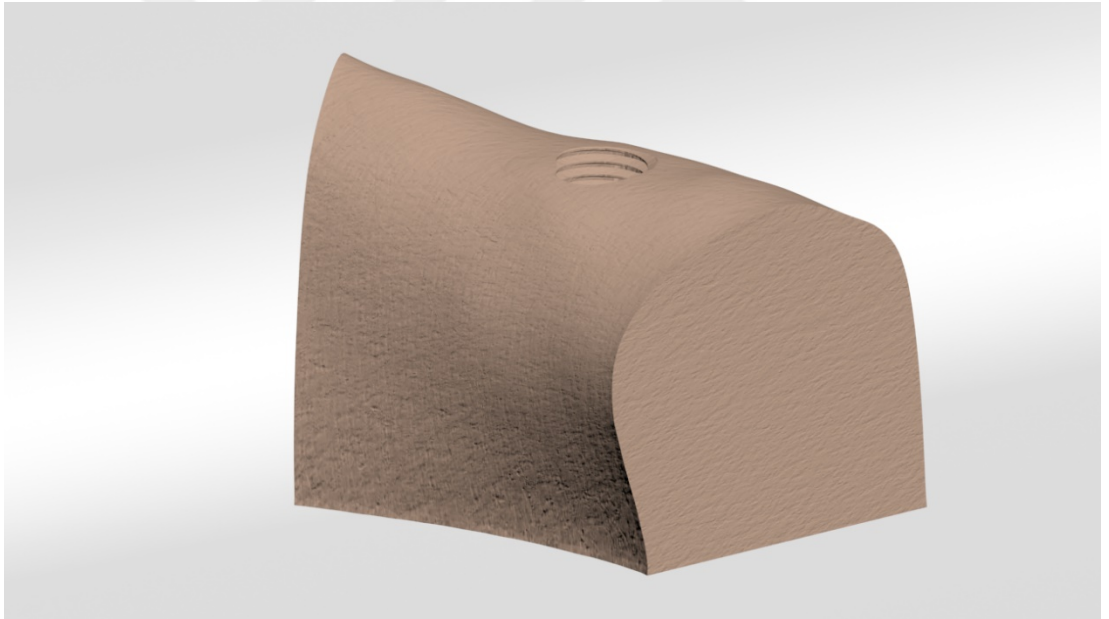
Çalışmada kullanılan tam dişsiz mandibula kemik modelinin oluşturulması için; Radyoloji arşivinde bulunan erişkin hasta tomografilerinden araştırmaya uygun olan bir tomografi kullanılmıştır. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model, stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun mandibula kortikal geometrisi modellenmiştir. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu mandibula kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir.

Hazırlanan tüm modeller ALTAIR Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 2.18. Korital kemik modeli

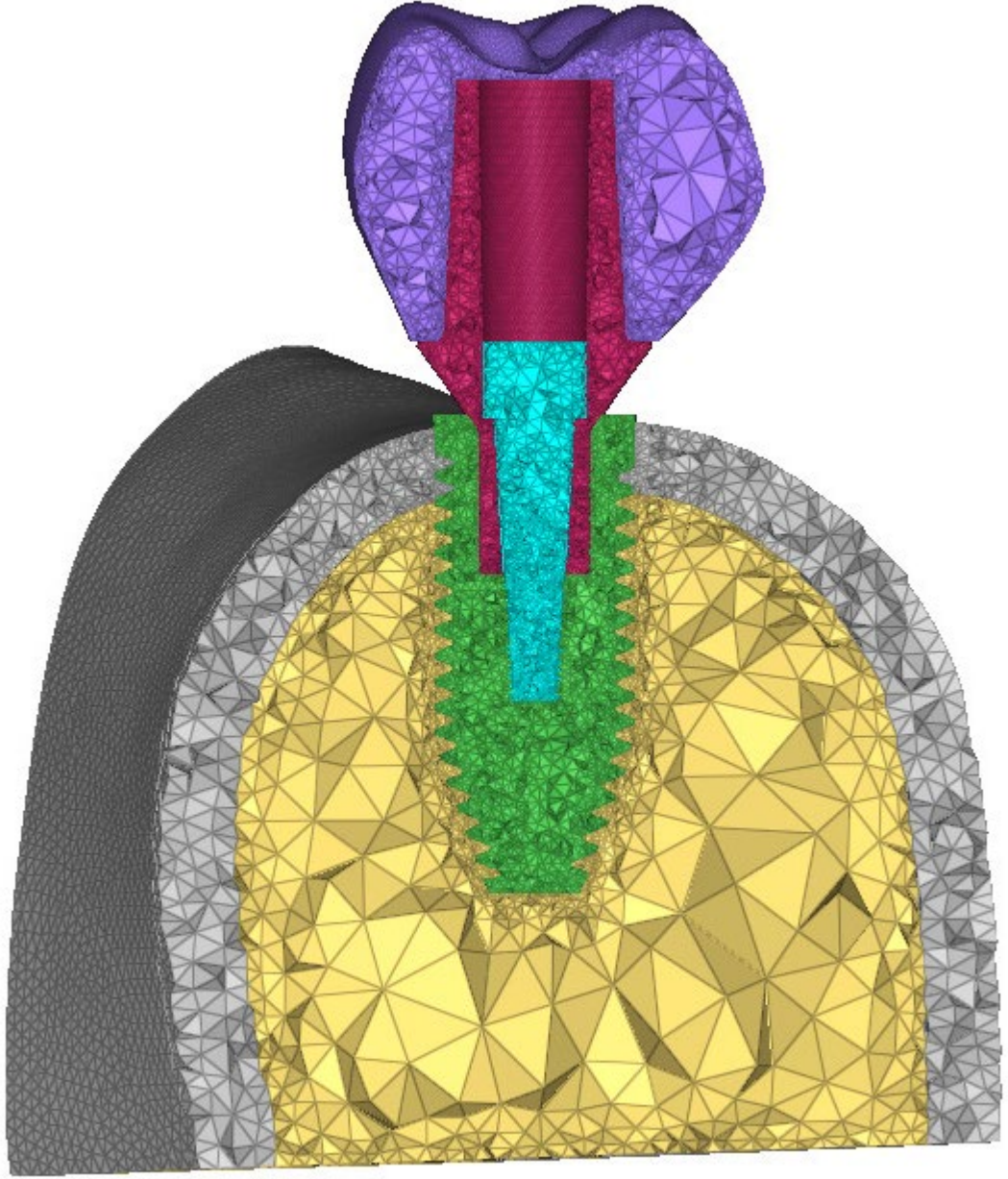


Şekil 2.19. Spongioz kemik modeli

2.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak

oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller, fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır.



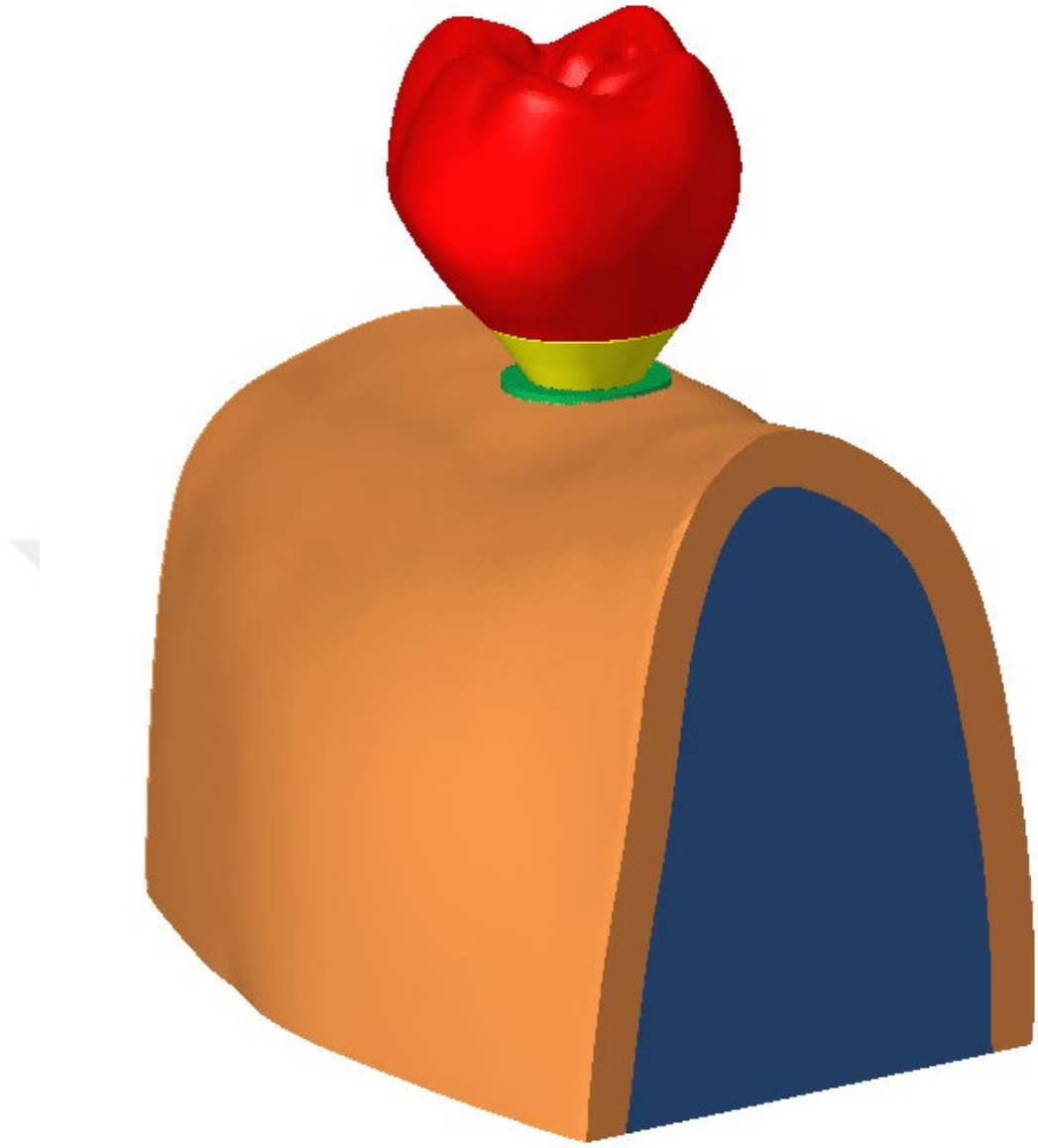
şekil 2.20. Model ağ yapısının 3 boyutlu görünümü

2.5. Malzeme Tanımları

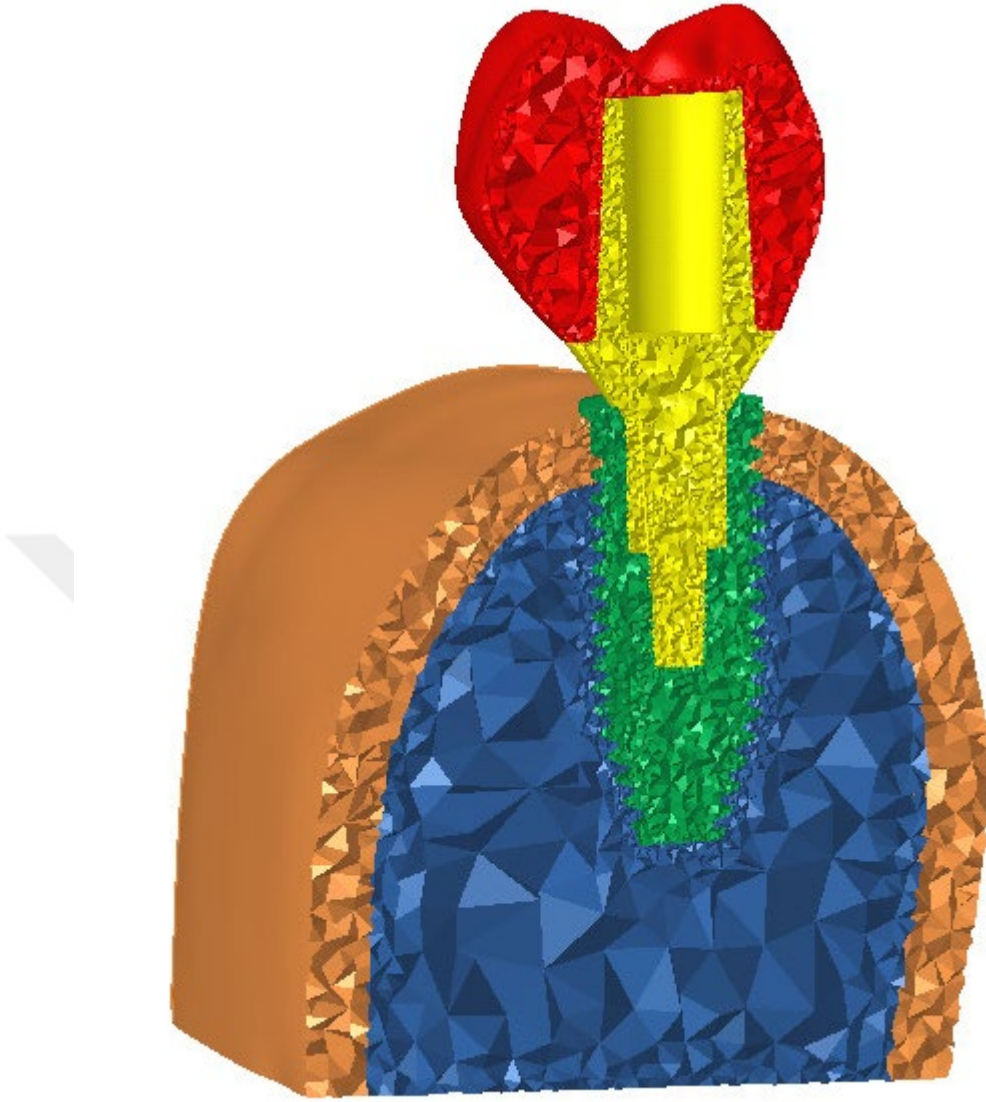
Analizlerde Çizelge 2.2’de elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri Çizelge 2.2.’ de sayısal Şekil 2.21. ve 2.22.’ de ise görsel olarak tanımlanmıştır.

Çizelge 2.2. Malzemelerin mekanik özellikleri

Malzeme	Renk	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Titanium_Implant		110000	0.35
Titanium_Vida abutment		110000	0.35
Kortikal		13700	0.3
Trabekuler		1370	0.3
-Kron-			
Cerasmart		8000	0.38
Katana Avencia P Block		10000	0.38
Estelite P Block		11000	0.38
Kzr-Cad HR3 Gammatheta		9000	0.38
Katana Zirconia STML		29000	0.38



Şekil 2.21. Farklı komponentlerin renklerle mesialden görünümü



Şekil 2.22. Model ağ yapısının renklendirilmiş kesit görünümü

2.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

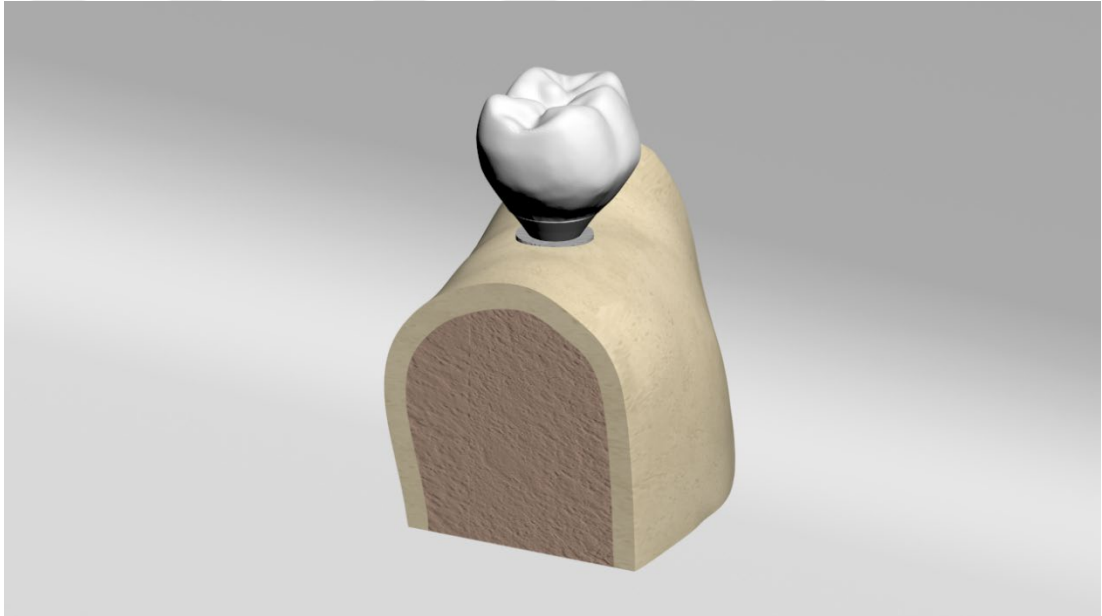
5 farklı malzeme koşuluna sahip model için iki tip yükleme senaryosu olup; her model için vertikal ve oblik yükleme koşulları simüle edilerek toplamda 10 analiz gerçekleştirilmiştir.

Vertikal yükleme çiğneme döngüsünü simüle etmektedir. Kuvvet molar dişin mesial, central ve distal fossalarından 100'er N toplam 300 N olarak uygulanmıştır.

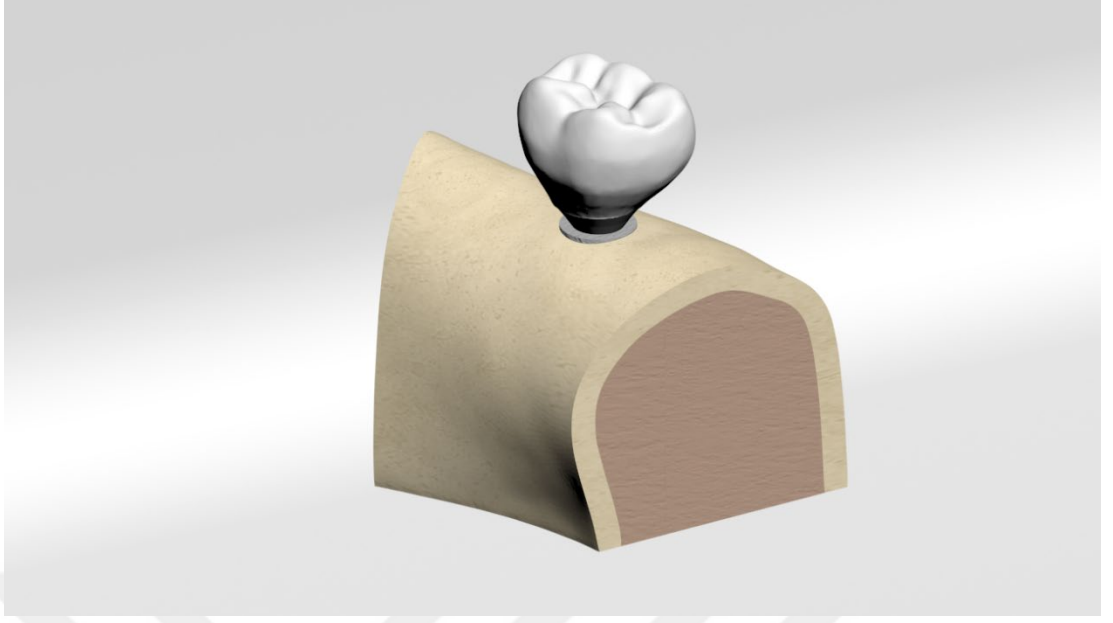
Oblik yüklemede kuvvet, bukkal lingual yönde 45 derece açıyla; molar dişin mesiobukkal, bukkal ve distobukkal kaslarından 50'şer N toplam 150 N olarak uygulanmıştır.

Yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

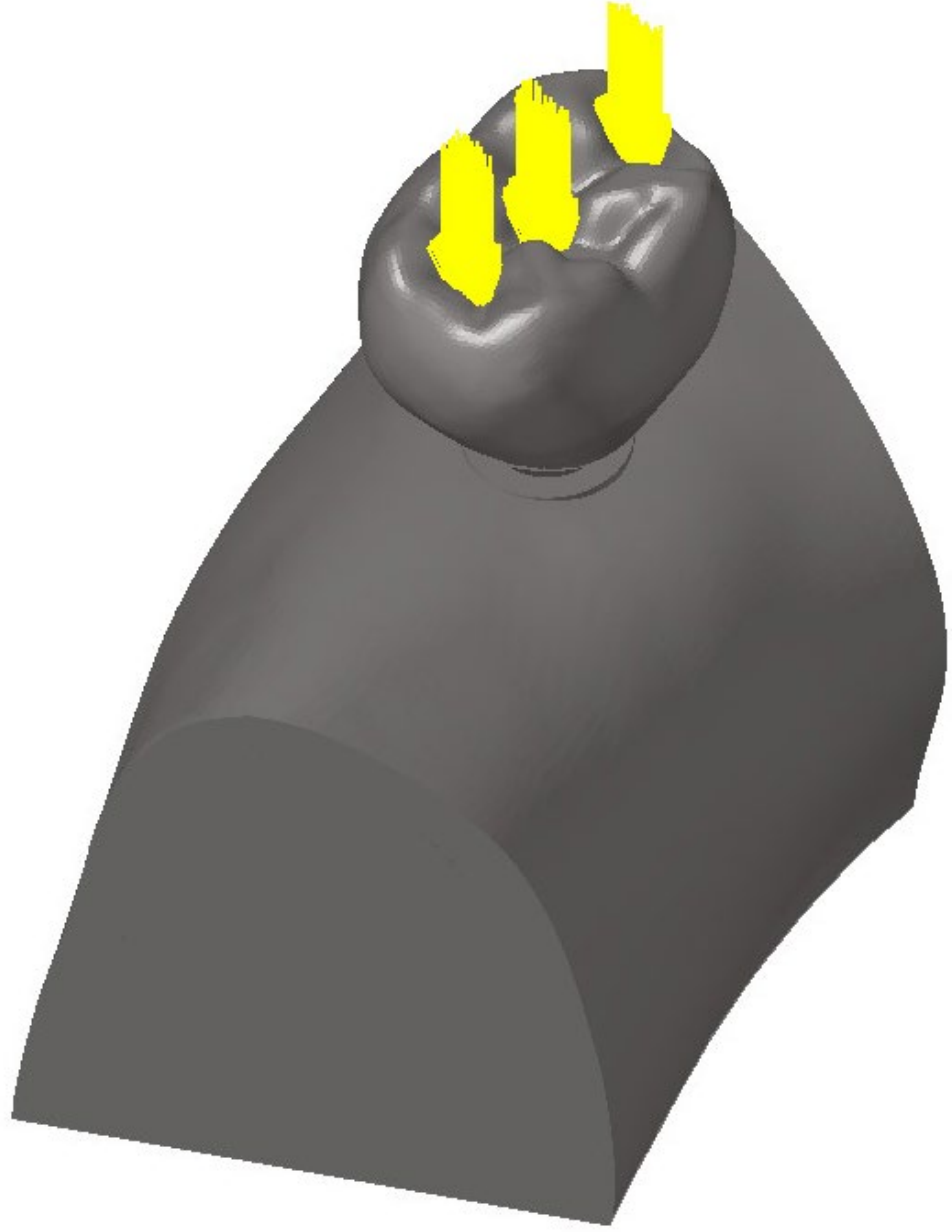
Modeller; kortikal ve trabeküler kemiğin taban, mesial ve distal bölgelerinde bulunan düğüm noktalarından her  eksenindeki hareketi engellenecek şekilde, tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.



şekil 2.23. Elde edilen modelin mesialden görünümü



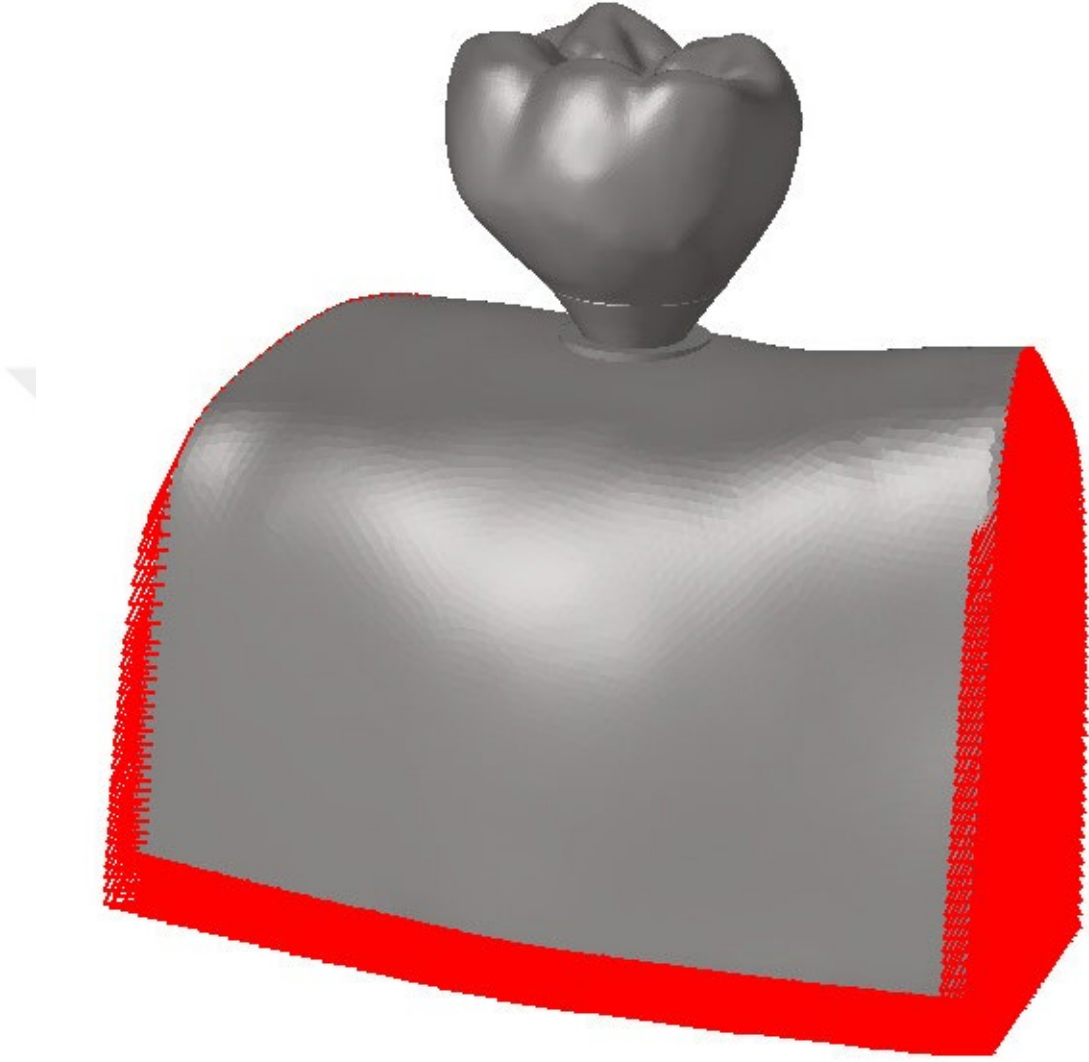
Şekil 2.24. Elde edilen modelin lingualden görünümü



Şekil 2.25. Vertikal yükleme senaryosu



Şekil 2.26. 45° açı ile oblik yükleme senaryosu



Şekil 2.27. Modelin sınır koşulları

2.7. Kantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan analiz modeli için node (düğüm) ve eleman sayısı bilgisi tabloda paylaşılmıştır.

Çizelge 2.3. Analiz modelinin düğüm ve eleman sayısı

Model	
İsim	Molar Tek Dis
Toplam Düğüm Sayısı	241648
Toplam Element Sayısı	978079

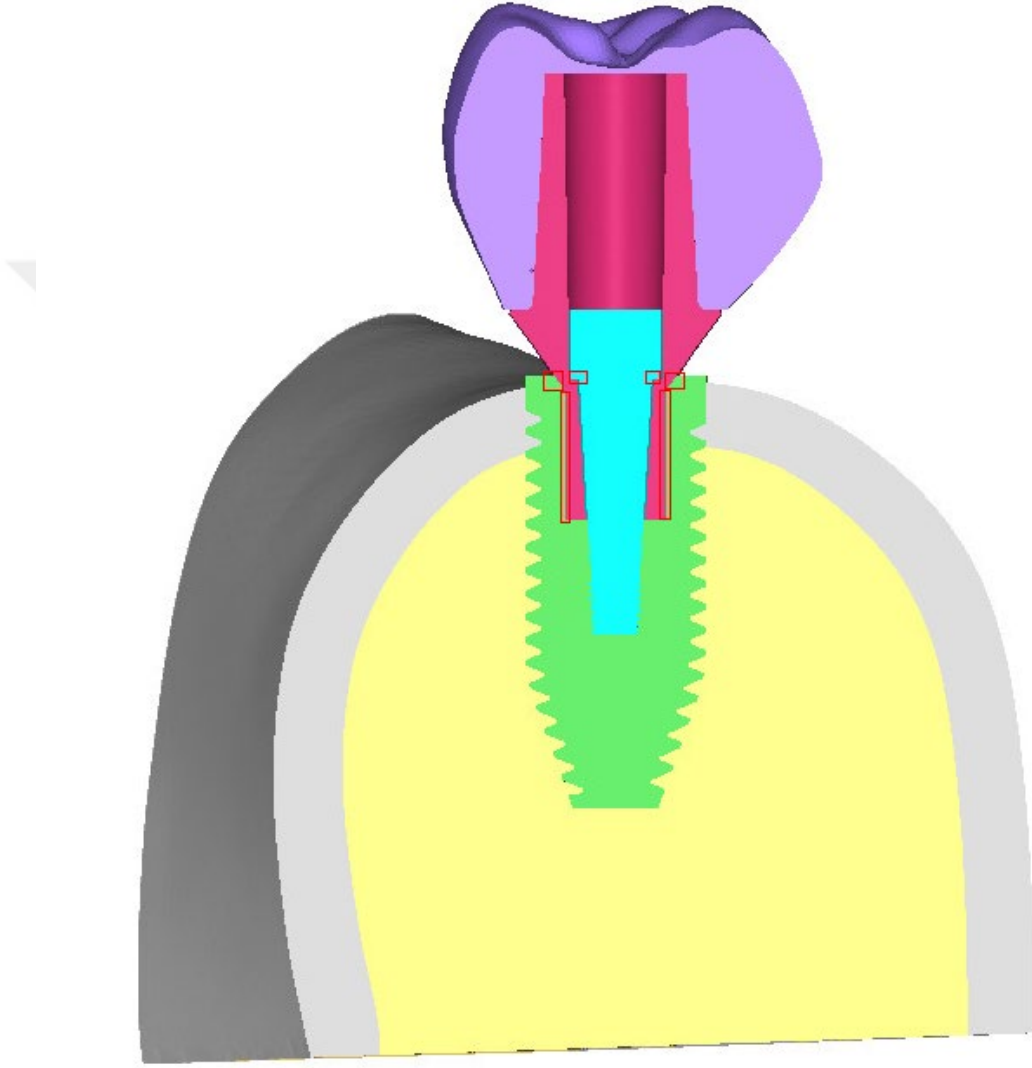
2.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla tüm çalışma modellerinde kortikal ve trabeküler kemiğin kendi içsel özelliklerine uygun yük dağılımı yaptıkları ve birlikte çalıştıkları kabul edilmiştir.

Çözdürülen matematik modellerde, tork vasıtasıyla oluşan 522 N aşamalı öngerilme, yapısal analizin ilk yük adımı olarak çözüme dahil edilmiştir. Bu yük adımı sonrası, tanımlı olan yük senaryoları, ön gerilme adımının etkisini sabit tutarak çözdürülmüştür. Ön gerilme etkisinin, yapılar arasındaki kontakt bölgelerine etkisini yüksek tutarlılıkla yakalayabilmek için, ön gerilmenin etkilediği kontakt arayüzlerinde (abutment-implant ve vida-abutment) 0.3 katsayılı, yüzey-yüzey ayrıştırımlı non-linear sürtünme kontağı tanımı gerçekleştirilmiştir. Kontakt bölgeleri kırmızı renk ile gösterilmiştir.

Bu sebeple tüm modeller non-linear olarak analiz için hazırlanmıştır.

Modelde açık olarak bulunan bu arayüzlerin dışında temas bulunan tüm bölgelerde FREEZE tipi kontakt tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım, öngerilme arayüzlerinde kayma olmadığını ve parçaların tüm hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.



Şekil 2.28. Modeldeki kontakt noktaları

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamaz. Değerlendirmede önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki gerilme miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

3. BULGULAR

Bu çalışmanın amacı, posterior bölgedeki tek üye implant üstü restorasyonlarda ideal materyali bulmak için piyasaya yeni çıkmış olan kompozit içerikli blokların zirkonya materyali ile kıyaslanarak materyal özelliklerini in vitro testlerle belirledikten sonra 3 boyutlu sonlu eleman analizi ile mukayeseli olarak incelenmesidir.

Ticari olarak yeni piyasaya sürülmüş malzemelerin malzeme değerlerini bulmak amacıyla ilk önce in vitro bir test olan 3 noktalı eğilme testi yapılmıştır.

3.1. 3 Noktalı Eğme Testi

Malzemelerin elastik modülleri in vitro olarak yapılan üç noktalı eğme analizinden elde edilmiştir. İn vitro eğriler, her bir zaman noktasında tüm yüklerin ortalaması alınarak elde edilmiştir. Hem in vitro hem de in siliko yük-yer değiştirme eğrileri önemli ölçüde korelasyon göstermiştir (CS300: R $\frac{1}{4}$ 0.99, AP: R $\frac{1}{4}$ 1.0, ESP: R $\frac{1}{4}$ 0.99, GT: R $\frac{1}{4}$ 0.99, STML: R $\frac{1}{4}$ 1.0, p <0.05).

Çizelge 3.1. Materyallerin mekanik özellikleri

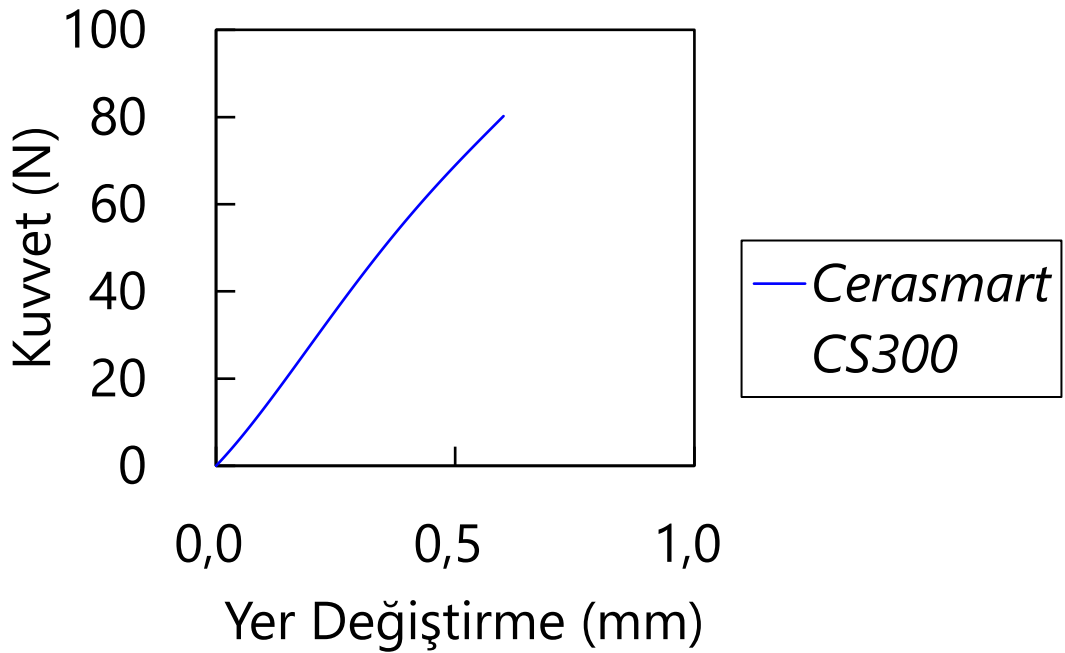
-Kron-	Elastik modül (MPa)	Poisson Oranı
Cerasmart 300	8000	0.38
Katana Avencia P Block	10000	0.38
Estelite P Block	11000	0.38
Kzr-Cad HR3 Gammatheta	9000	0.38
Katana Zirconia STML	29000	0.38

İn vitro 3 noktalı eğme testinden sonra malzemelerin Kuvvet-Yer değiştirme grafikleri elde edilmiştir ve bu grafiklerden materyallerin elastik modülleri elde edilmiştir.

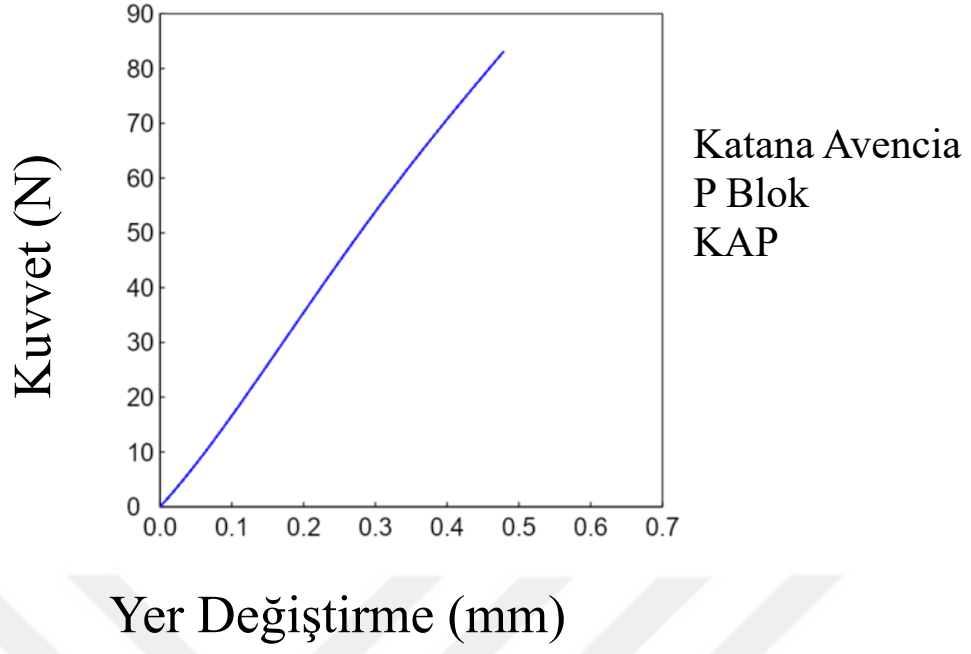
Beklenildiği gibi Katana Zirconia STML Blok en yüksek elastik modülü gösteren materyal olmuştur.

Kompozit içerikli CAD/CAM bloklarda ise en yüksek elastik modüle sahip materyal Estelite P Blok olmuştur. Bu bloğun elastik modülü 11000 MPa olarak ölçülmüştür.

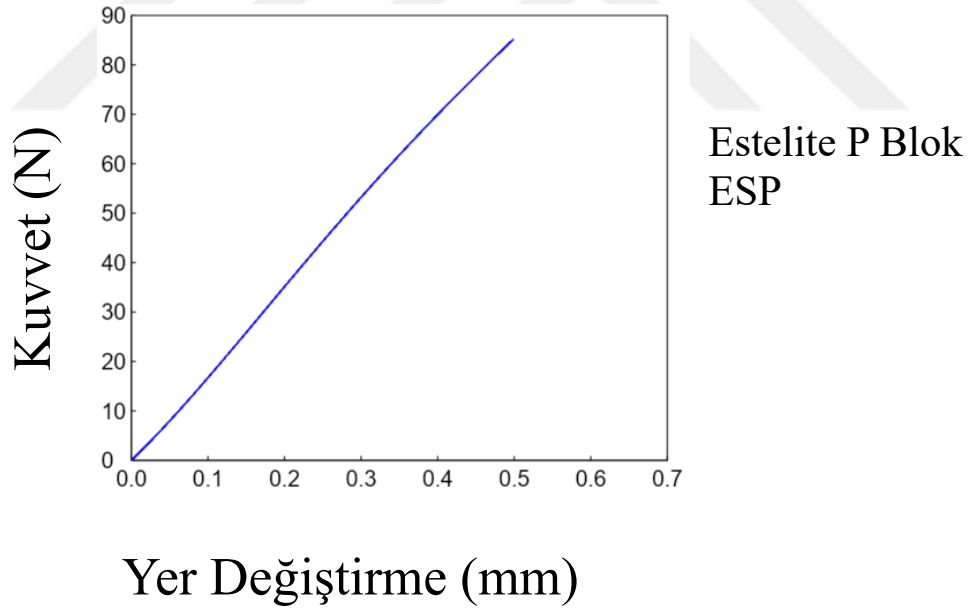
En düşük elastik modülüs ise Kzr-Cad HR3 Gammatheta'da gözlenmiş olup 8000 MPa olarak ölçülmüştür



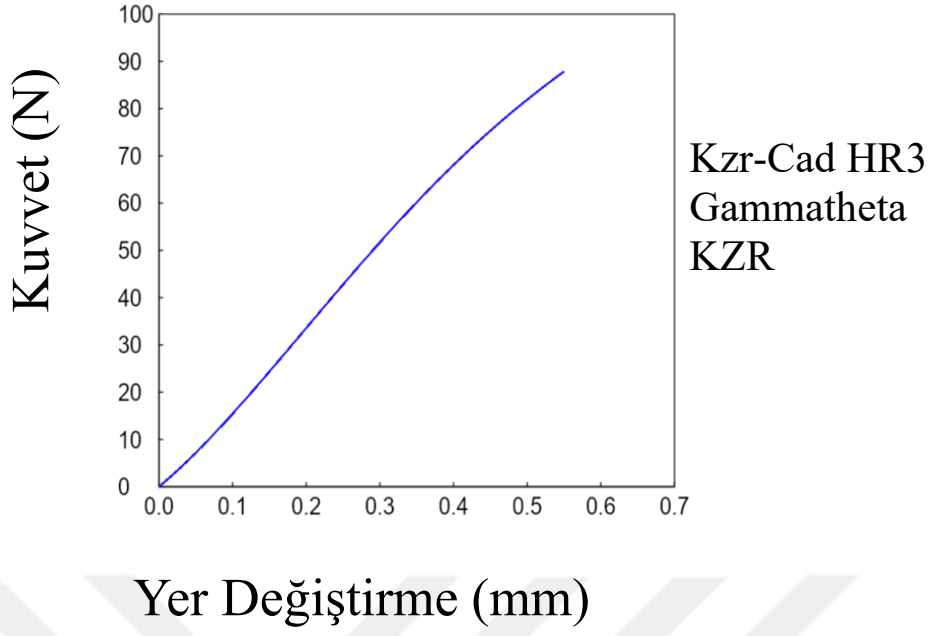
Şekil 3.1. CS300' ün vitro 3 nokta eğme testi sonucu



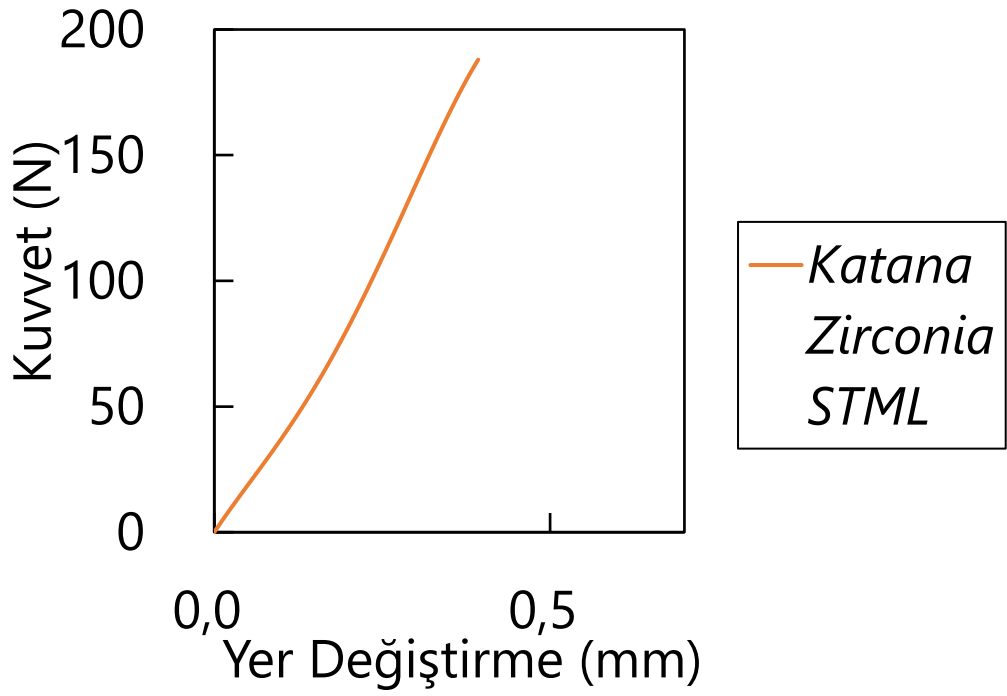
Şekil 3.2. KAP' ın vitro 3 nokta eğme testi sonucu



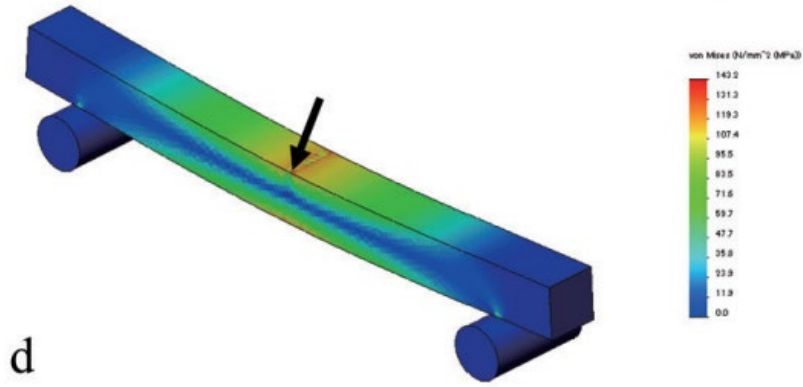
Şekil 3.3. ESP' nin vitro 3 nokta eğme testi sonucu



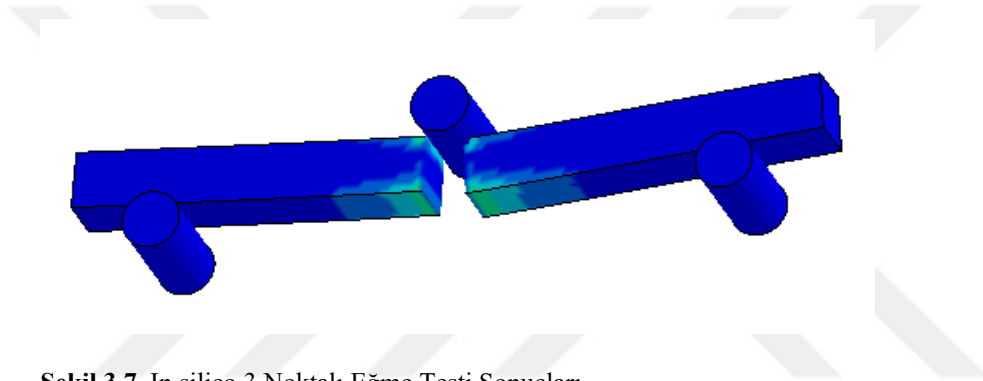
Şekil 3.4. KZR' nin vitro 3 nokta eğme testi sonucu



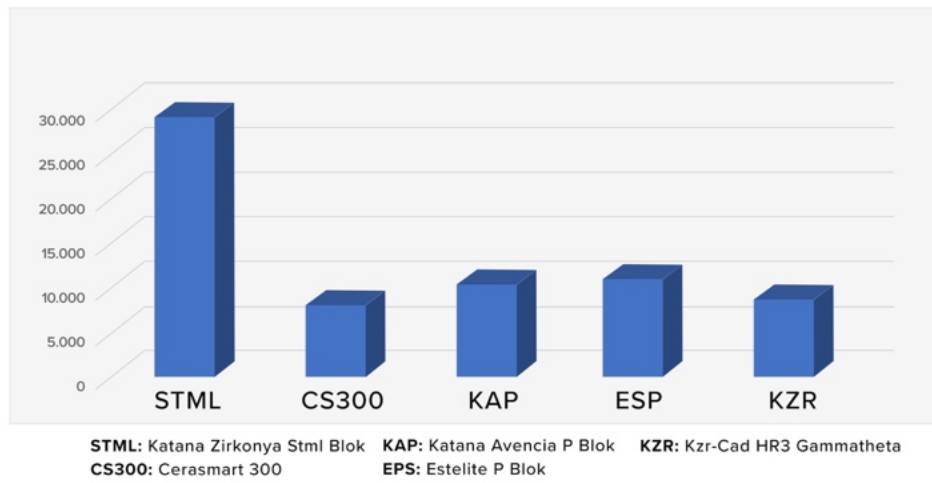
Şekil 3.5. STML' nin vitro 3 nokta eğme testi sonucu



Şekil 3.6. İn silico 3 noktalı eğme testi (Yamaguchi ve ark., 2018)



Şekil 3.7. İn silico 3 Noktalı Eğme Testi Sonuçları



Şekil 3.8. Materyallerin elastik modülleri

3.2. Dik ve Oblik Kuvvet Uygulanan 10 Adet Modelin Kortikal ve Spongios Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin ve İmplant Von Misses Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

İmplantlar ve altyapı materyallerindeki von Mises gerilmeleri, kortikal kemik ve spongios kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri hesaplanmıştır. Gerilme değerleri büyüklüğü mutlak değer alınarak okunur; (+) gerilme değerleri, maksimum asal gerilmeyi, (-) gerilme değerleri ise minimum asal gerilmeyi ifade eder.

3.2.1. Dik Kuvvet Uygulanan Modeller

Bu modellere, kronların santral fossalarından 3 noktadan 100'er N olacak şekilde toplamda 300 N kuvvet dik yönde uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetin kortikal ve spongios kemikte oluşturduğu maksimum asal gerilme (gerilme stresi), minimum asal gerilme (sıkışma stresi) ve implantlarda oluşan Von Misses gerilme değerleri incelenmiştir.

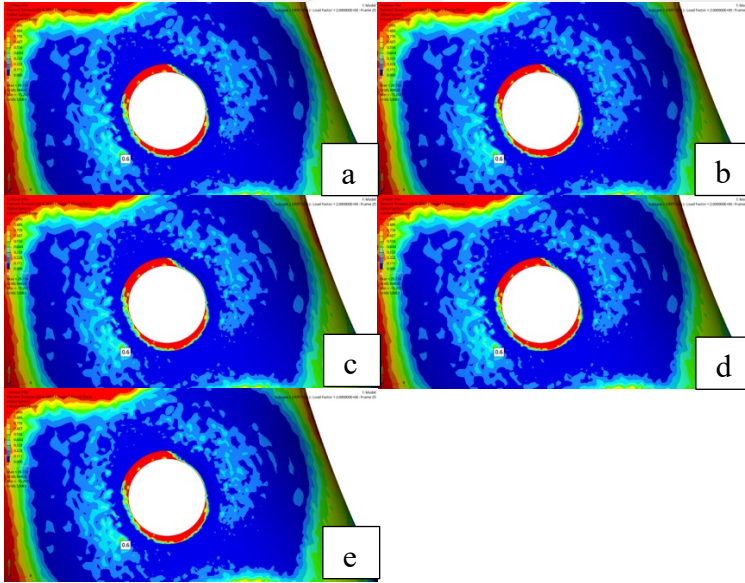
3.2.1.1. Kortikal ve Spongios Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri

Bu gruptaki modellerin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, streslerin implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikalde yoğunlaştığı ve homojen bir nispeten homojen bir dağılım sergilediği incelenmiştir. Kortikal kemikteki asal gerilme değerleri kemiğin mesiobukkal tarafında en yoğun biçimde olduğu gözlenmiştir. İmplantların boyun bölgesindeki kemiğin mesiobukkalinde minimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür. Kortikal kemikteki en yüksek minimum asal gerilme değeri -43,8 MPa bulunmuştur. Kortikal kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri 0,6 MPa bulunmuştur.

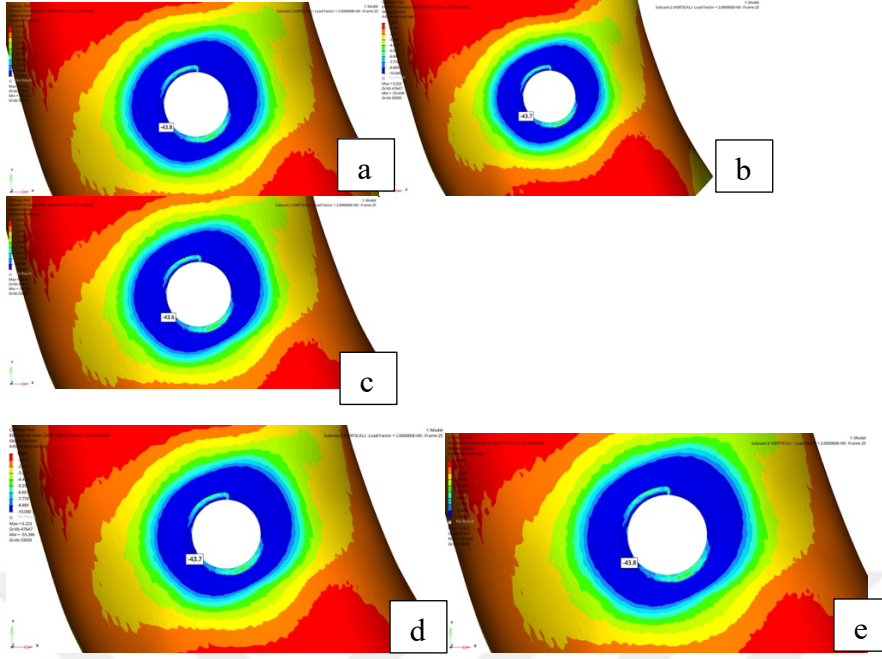
Kortikal kemikteki minimum asal gerilme ve maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, implant üstü restorasyon materyali değişiminden etkilenmediği gözlemlenmiştir.

Bu gruptaki modellerin spongioz kemik asal gerilme değerleri incelendiğinde; implantların boyun bölgesindeki spongioz kemikte maksimum asal gerilme değerlerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. Yine bu bölgelerdeki minimum asal gerilme değerleri ise düşük seviyelerdedir.

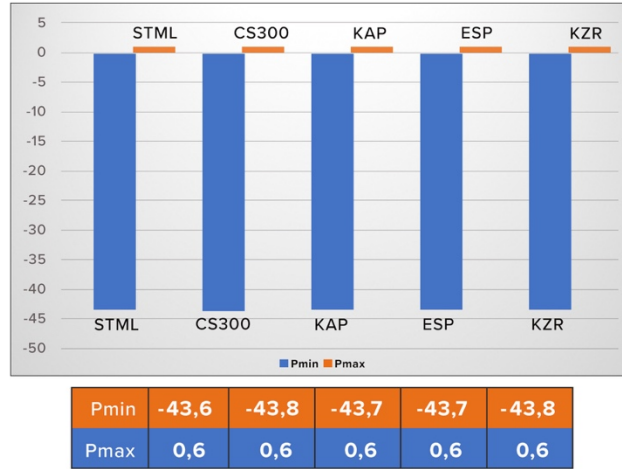
Spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme değeri kemiğin distal kısmında oluşmuştur. Maksimum asal gerilme değeri spongioz kemikte 2,6 MPa bulunmuştur. Minimum asal gerilme değeri ise -2,3 MPa değerinde bulunmuştur.



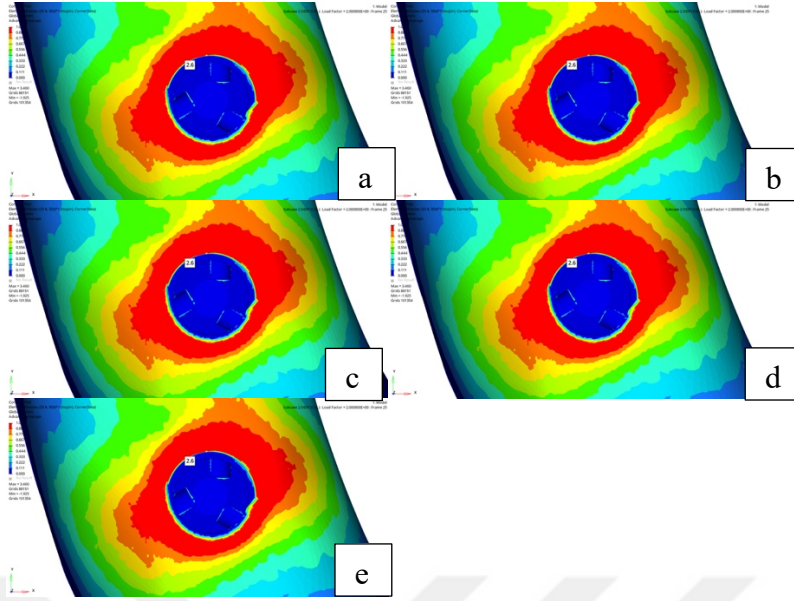
Şekil 3.9. Kortikal kemikteki maksimum asal gerilme değerleri (a: Cerasmart 300 (CS300), b: Katana Avencia P Blok (KAP), c: Katana Zirconia STML Blok (STML), d: Estelite P Blok (ESP), e: Kzr-Cad HR3 Gammatheta (KZR))



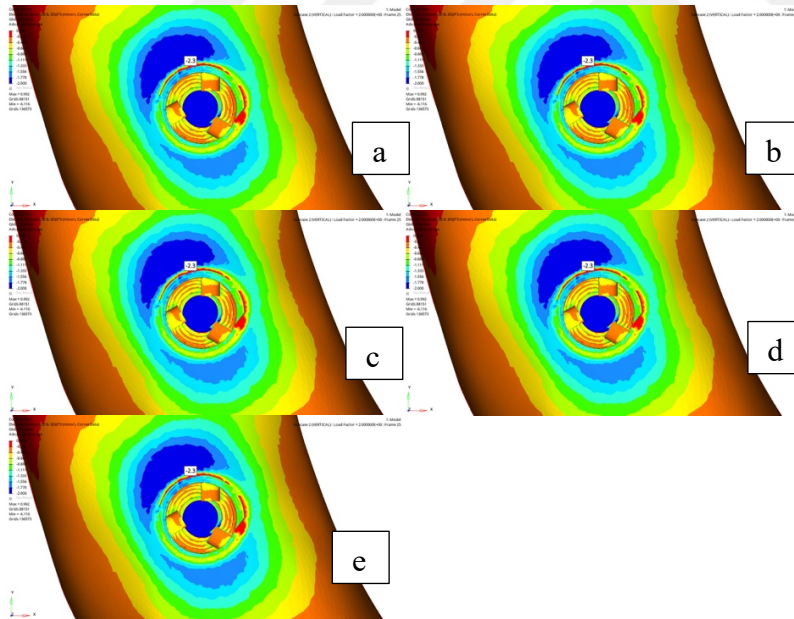
Şekil 3.10. Kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



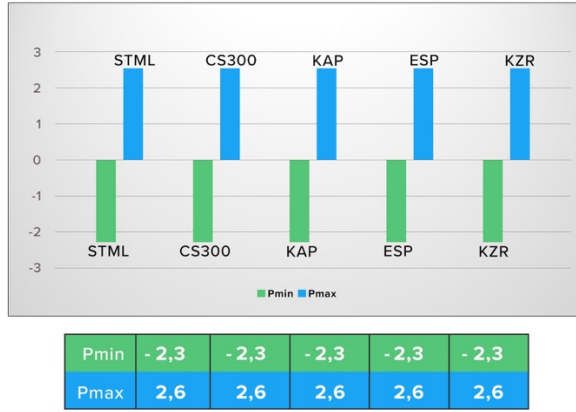
Şekil 3.11. Dikey kuvvet uygulanan modellerdeki kortikal kemikteki minimum ve maksimum asal gerilme değerleri (MPa)



Şekil 3.12. Vertikal kuvvet uygulanan modellerdeki spongioz kemikteki maksimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



Şekil 3.13. Vertikal kuvvet uygulanan modellerdeki spongioz kemikteki minimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



Şekil 3.14. Dikey kuvvet uygulanan modellerdeki spongiöz kemikteki minimum ve maksimum asal gerilme değerleri (MPa)

3.2.1.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri

Bu gruptaki implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, tüm implantların boyun kısmında ve en üst yivlerde en yüksek değerler elde edilmiştir.

Vidada meydana gelen Von Mises gerilme değerleri vidanın orta kısmında daha çok yoğunlaşmışlardır.

Abutmentlarda ise implant ile temas noktalarında maksimum Von Mises değerleri tespit edilmiştir.

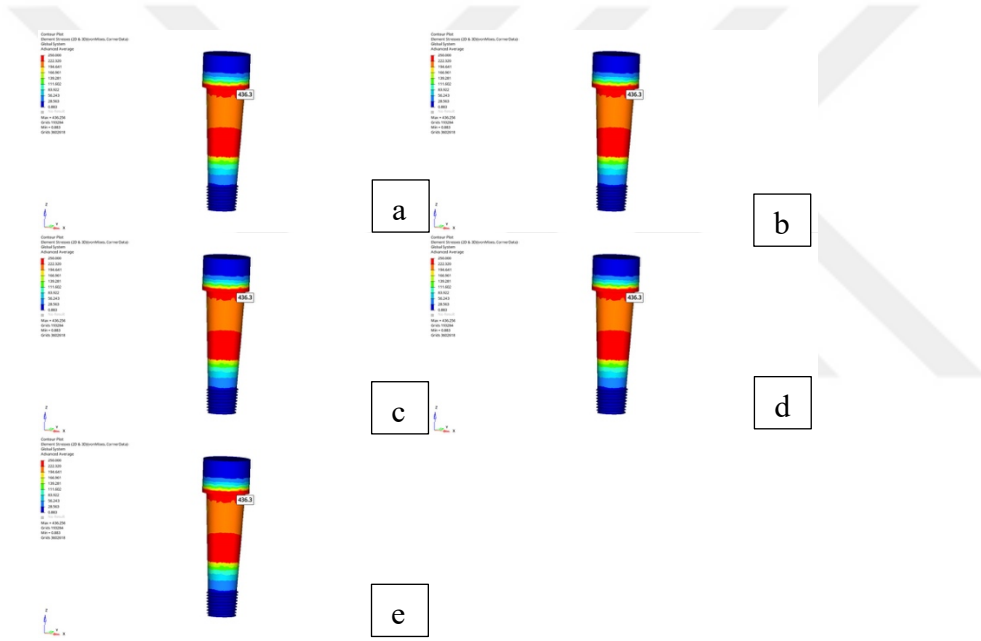
İmplantlarda elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında en yüksek değerler implantın koronalindeki en üst yivlerin iç kısmına doğru oluşmuştur.

Bu değer 450,8 MPa olarak tespit edilmiştir

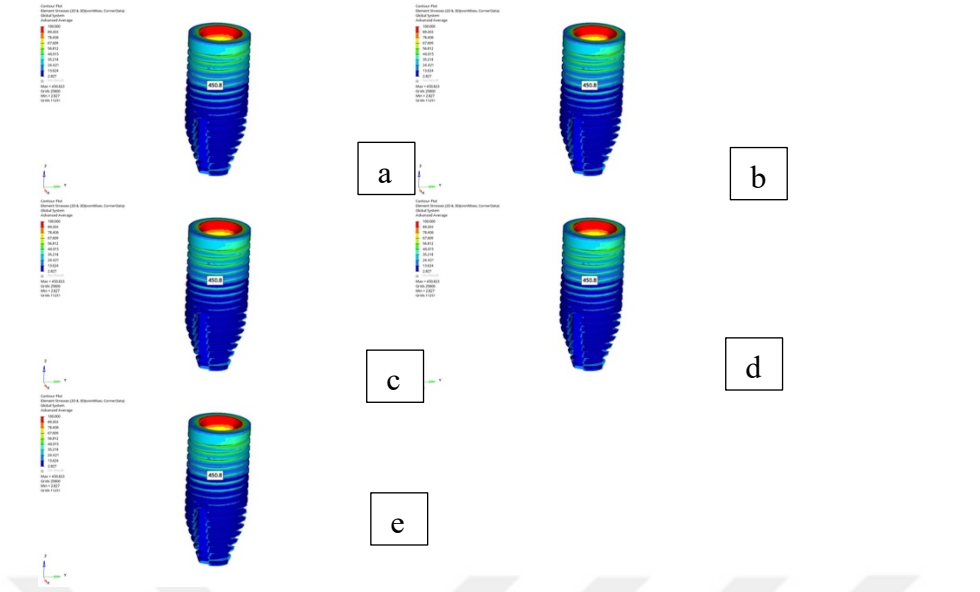
Dik kuvvet uygulanan bu gruptaki implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri implant üstü restorasyon materyali değişmesinden etkilenmediği tespit edilmiştir.

Vidada meydana gelen Von Mises gerilme değerleri vidanın baş kısmının hemen altında en yüksek değer olan 436,3 MPa olarak tespit edilmiştir.

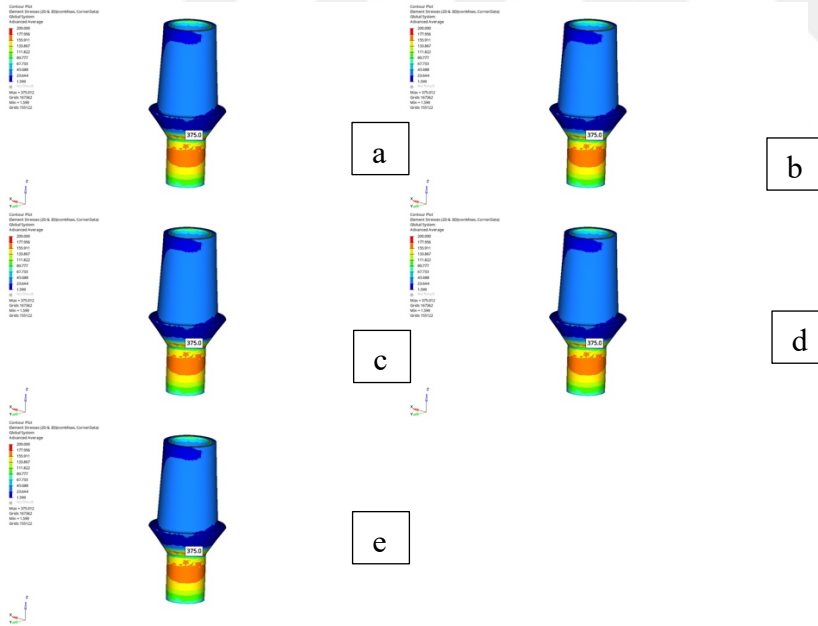
Abutmentlarda ise en yüksek Von Mises değeri 375 MPa olarak ölçülmüştür.



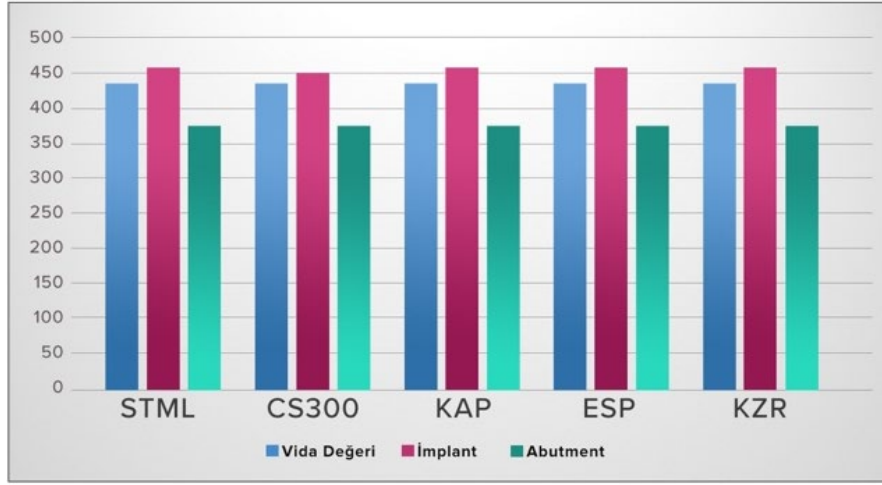
Şekil 3.15. Vertikal kuvvet altında vidada oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



Şekil 3.16. Vertikal kuvvet altında implantta oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



Şekil 3.17. Vertikal kuvvet altında abutmentta oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



	STML	CS300	KAP	ESP	KZR
Vida Değeri	436,3	436,3	436,3	436,3	436,3
İmplant	450,8	450,8	450,8	450,8	450,8
Abutment	375	375	375	375	375

Şekil 3.18. Vertikal kuvvet uygulandığındaki İmplant, abutment ve vidadaki von Mises gerilme değerleri (MPa)

3.2.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modeller

5 farklı malzeme için hazırlanan bu modellere, kronların tüberkül tepelerinden 3 noktadan 50'şer N olacak şekilde toplamda 150 N kuvvet 45 derece eğimle oblik yönde uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetin kortikal ve spongioz kemikte oluşturduğu maksimum asal gerilme (gerilme stresi), minimum asal gerilme (sıkışma stresi) ve implantlarda oluşan Von Misses gerilme değerleri incelenmiştir.

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

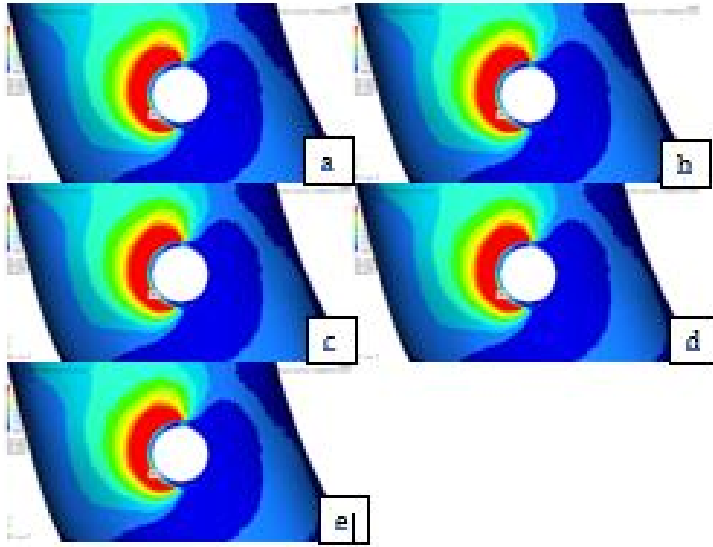
Bu gruptaki modellerin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, streslerin implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin mesiobukkal tarafında dağıldığını, implantların boyun bölgesindeki kemiğin

lingualinde minimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür. Kortikal kemikteki en yüksek minimum asal gerilme değeri -43,6 MPa bulunmuştur. Kortikal kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri 26,3 MPa bulunmuştur.

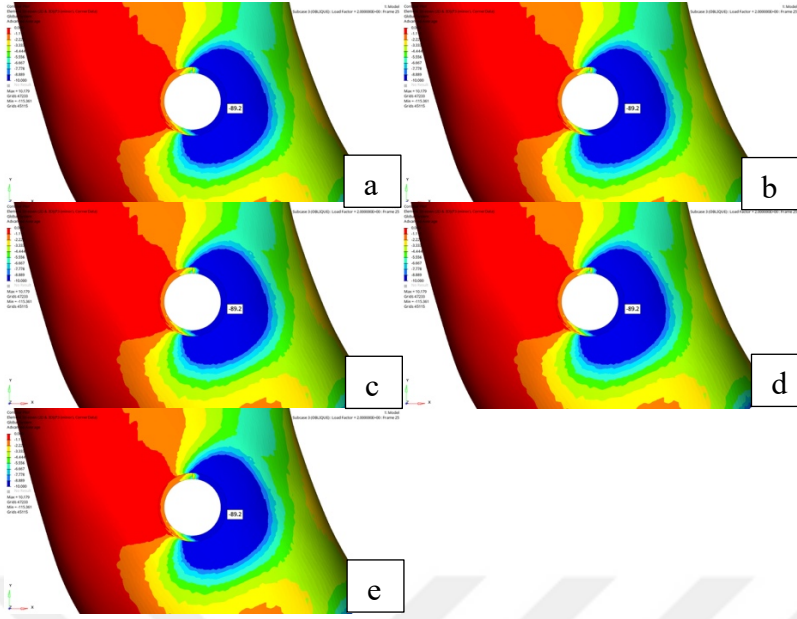
Kortikal kemikteki minimum asal gerilme ve maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, implant üstü restorasyon materyali değişiminden ise etkilenmediği gözlemlenmiştir.

Bu gruptaki modellerin spongios kemik asal gerilme değerleri incelendiğinde; implantların boyun bölgesindeki spongios kemikte minimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür. Yine bu bölgelerdeki maksimum asal gerilme değerleri ise düşük seviyelerdedir.

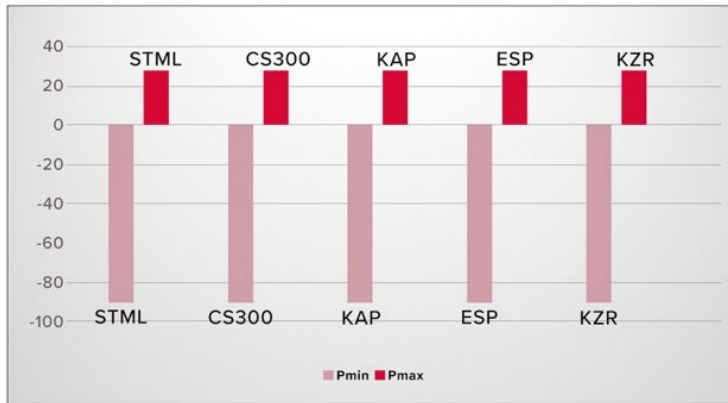
Spongios kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri mesiolingual kısımda oluşmuştur. Spongios kemikteki minimum asal gerilme değeri ise en yüksek olarak kemiğin lingual kısmında oluşmuştur. Maksimum asal gerilme değeri spongios kemikte 3,4 MPa bulunmuştur. Minimum asal gerilme değeri ise -5,5 MPa değerinde bulunmuştur.



Şekil 3.19. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki kortikal kemikteki maksimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)

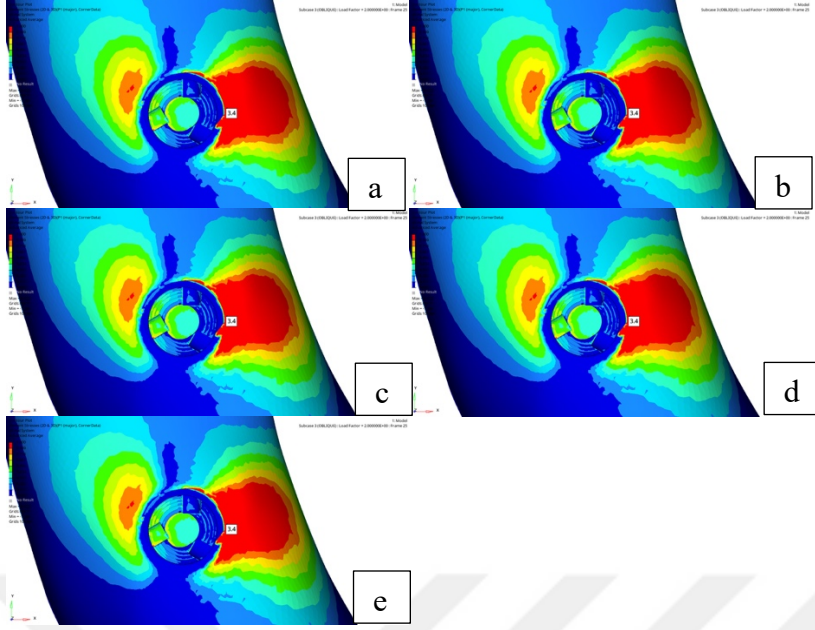


Şekil 3.20. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri
(a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)

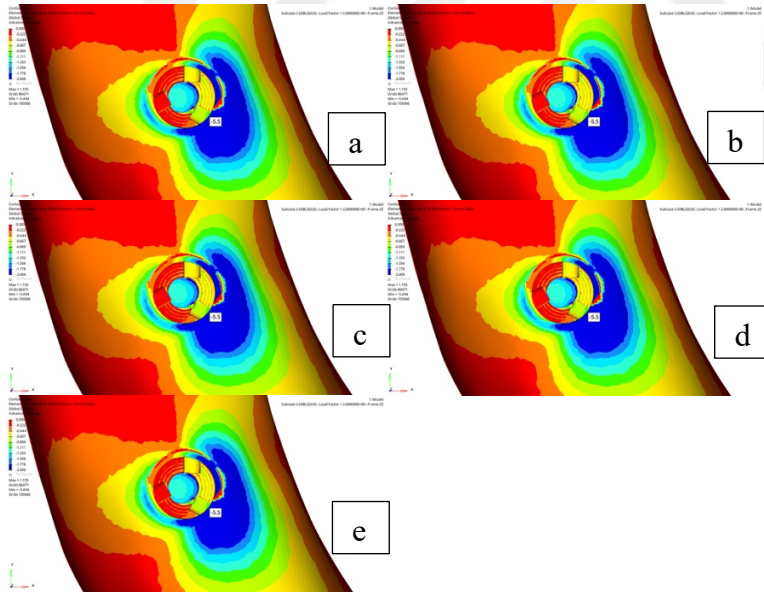


Pmin	-89,2	-89,2	-89,2	-89,2	-89,2
Pmax	26,3	26,3	26,3	26,3	26,3

Şekil 3.21. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki kortikal kemikteki minimum ve maksimum asal gerilme değerleri (MPa)



Şekil 3.22. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki spongioz kemikteki maksimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



Şekil 3.23. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki spongioz kemikteki minimum asal gerilme değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



Şekil 3.24. Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki spongios kemikteki minimum ve maksimum asal gerilme değerleri (MPa)

3.2.2.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri

Bu gruptaki implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, tüm implantların boyun kısmında ve en üst yivlerde en yüksek değerler elde edilmiştir.

Vidada meydana gelen Von Mises gerilme değerleri vidanın orta kısmında daha çok yoğunlaşmışlardır.

Abutmentlarda ise implant ile temas noktalarında maksimum Von Mises değerleri tespit edilmiştir.

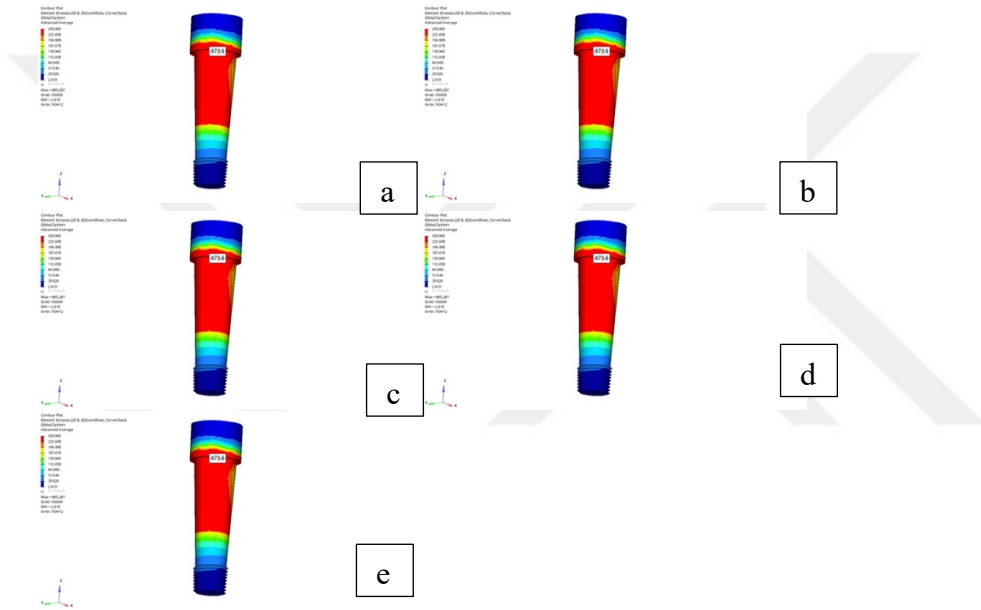
İmplantlarda elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında en yüksek değerler implantın koronalindeki en üst yivlerin iç kısmına doğru oluşmuştur.

Bu değer 476 MPa olarak tespit edilmiştir

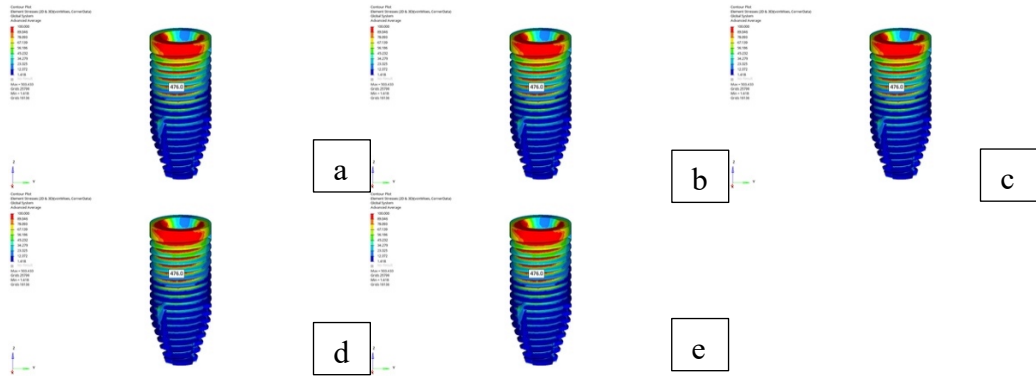
Dik kuvvet uygulanan bu gruptaki implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri implant üstü restorasyon materyali değişmesinden etkilenmediği tespit edilmiştir.

Vidada meydana gelen Von Mises gerilme değerleri vidanın baş kısmının hemen altında en yüksek değer olan 473,6 MPa olarak tespit edilmiştir.

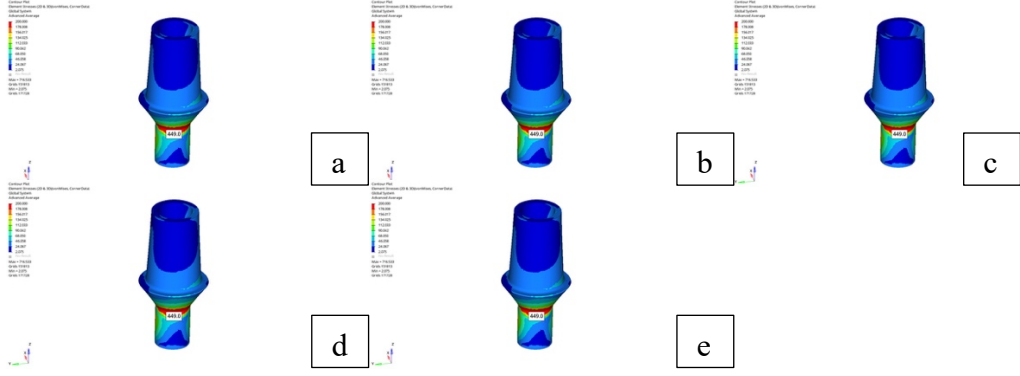
Abutmentlarda ise en yüksek Von Mises değeri 449 MPa olarak ölçülmüştür.



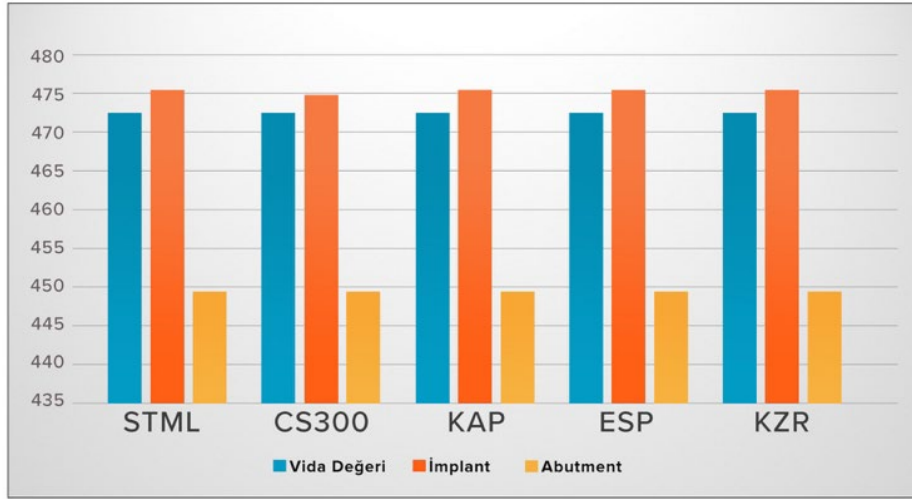
Şekil 3.25. Oblik kuvvet altında vidada oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



Şekil 3.26. Oblik kuvvet altında implantta oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



Şekil 3.27. Oblik kuvvet altında abutmentta oluşan Von Mises değerlerinin dağılımı (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



Şekil 3.28. Oblik kuvvet uygulandığındaki İmplant, abutment ve vidadaki von Mises gerilme değerleri (MPa)

3.3. Kron-Abutment Bağlantı Bölgesinde Oluşan Stresler

Modelin genelinde görülen benzer stress dağılımlarının aksine; kron abutment bağlantı bölgesindeki stress dağılımlarında farklılıklar gözlemlenmiştir.

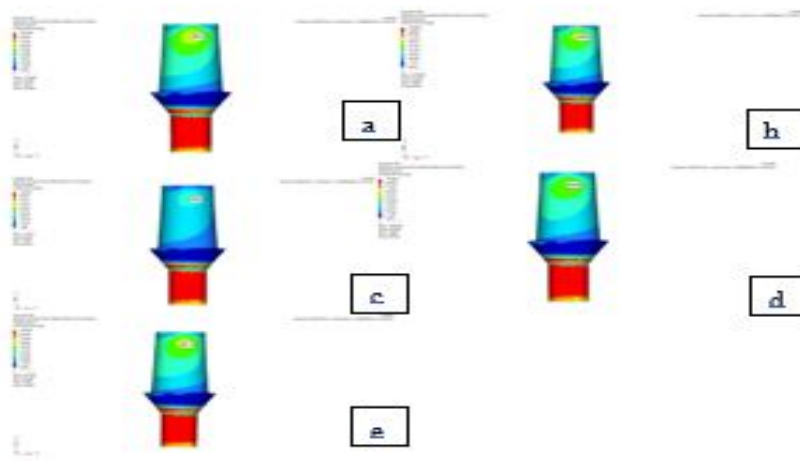
Bağlantı bölgelerinde, her iki yükleme senaryosunda da (vertikal ve oblik), lokal stress birikimi olduğu tespit edilmiştir.

Poisson oranları eşit olan kron malzemeleri için gerçekleştirilen analizlerde, kron-abutment kontakt bölgesinde oluşan maksimum Von Mises stress değeri kron elastik modülüyle ters orantılı olarak sıralanmıştır.

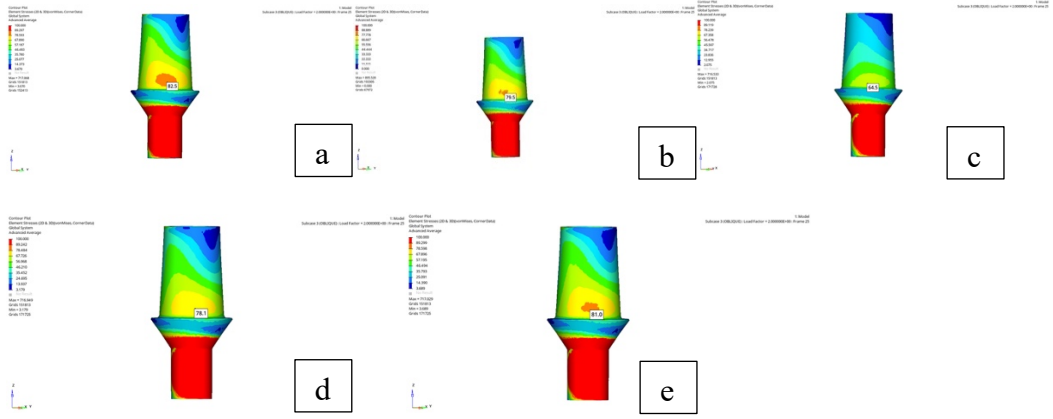
Oblik yükleme senaryosunda elde edilen Von Mises değerleri vertikal yükleme senaryosunda elde edilen değerlerden daha yüksek çıkmıştır.

Vertikal yükleme senaryosunda elde edilen Von Mises değerleri sırasıyla; CS300 63,4 MPa, KAP 58,8 MPa, STML 38,9 MPa, ESP 56,8 MPa ve KZR 61,5 MPa'dır. Oblik yükleme senaryosunda elde edilen değerler sırasıyla; CS300 82,5 MPa, KAP 79,5 MPa, STML 64,5 MPa, ESP 78,1 MPa ve KZR 81 MPa'dır.

Elastik modülü, abutment malzemesi olan titanyum ile en yakın değere sahip Katana zirkonya STML blok kron modelinde minimum Von Mises değeri; 8000 Mpa değer ile en düşük elastik modüle sahip Cerasmart kron modelinde maksimum Von Mises değerleri gözlemlenmiştir.



Şekil 3.29. Vertikal yükleme sırasında abutment kron bağlantı bölgesinde oluşan Von Mises değerleri (a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)



Şekil 3.30. Oblik yükleme sırasında abutment kron bağlantı bölgesinde oluşan Von Mises değerleri
(a: CS300, b: KAP, c: STML, d: ESP, e: KZR)

4. TARTIŞMA

Molar bölgede yapılan implant üstü restorasyonların endikasyonu, bu bölgede bulunan oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü nedeniyle esas olarak çiğneme işlevini etkin haline getirmeyi amaçlayan bir tedavi çeşitidir (Neill ve ark., 1989). Altın standart olarak kabul edilen soy metal alaşım kronlar yaygın olarak kullanılmaktadır (Pjetursson ve ark., 2015). Ancak restoratif materyallerin estetik olarak gelişmesi ve aynı endikasyon için metal yerine dental seramik ve benzeri materyallerin kullanımının yaygınlaşması ve bu materyallerin gelişmesiyle birlikte metalik kronlar popülerliğini yitirmiştir.

Klinisyenler için kron materyali seçimi çok önemli bir karardır. Restorasyonları üretmek için çok çeşitli malzemeler mevcuttur. Seramik malzemeler estetik ve uzun süreli direnç göstermesi nedeniyle dental sektörde sabit protezlerin yapımında yaygın olarak kullanılan bir malzeme haline gelmiştir (Dal Piva ve ark., 2018).

Ayrıca implant üzerine tam seramik kron kullanma tekniği uzun vadede başarıyla kanıtlanmıştır (Sahin ve ark., 2002). Tam seramik malzemelerin elastik modülü, zirkonyanın elastik modülü ile yüksek esnekliğe sahip bir hibrit seramiğin (De Kok ve ark., 2015) elastik modülü arasında değişmektedir.

Hem metal-seramik kronlarda hem de tam seramik kronlarda (Araújo ve ark., 2016) güçlendirilmiş alt yapının üzerine kaplama olarak kullanılan seramiklerinin kopma, kırılma gibi komplikasyonlarını en aza indirmek için, monolitik bir şekilde kullanılabilme imkanı olan malzemeler geliştirilmiştir.

Tam seramik kronların kullanımındaki ana motivasyon, metallere karşı gelişmiş bir dental yapıyı taklit etmek olsa da (Seydler ve ark., 2014), monolitik restorasyonların üretiminde hangi seramiğin en iyi endikasyona sahip olduğu konusunda bir fikir birliği yoktur (De Kok ve ark., 2015). Örneğin, feldspatik veya

cam seramikler, 10 yıla kadar önemli bir hayatta kalma yüzdesinin yanı sıra anterior bölgede (Anusavice, 2012) oldukça başarılı olabilmektedir (Morimoto ve ark., 2016). Bununla birlikte, molar bölgede yapılan kronlarda ise, zirkonyum kronlar kadar yüksek hayatta kalma yüzdesine sahip değildirler (Sailer ve ark., 2015).

Çalışmamızdaki amaç; molar bölgede tek üye implant üstü restorasyonlarda birçok avantajı olduğunu bildiğimiz rezin matrix içeren kompozit içerikli CAD/CAM blokların zirkonya blokla kıyaslandığında, mekanik özellikler yönünden başarı durumunu ortaya çıkarmaktır.

Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) kompozit bloklar estetik restoratif malzemelerdir ve metallere veya seramiğe alternatif olarak kullanılabilir (Ruse ve Sadoun, 2014). CAD / CAM rezin kompozit blokları, geleneksel dolgu kompozitlerinden daha fazla mekanik özelliklere sahiptir. Bunun en önemli sebepleri ise yüksek yoğunluklu nano doldurucular (Coldea ve ark., 2013a) içermeleri ve ön polimerizasyon prosedürlerine (Coldea ve ark., 2013b) tabi tutulmalarıdır.

Bu çalışmada kullanılan kompozit esaslı CAD/CAM bloklarda Çizelge 4.1.'de görüldüğü gibi doldurucu oranlarının artmasıyla yüksek mekanik özellikler kazanmışlar ve çalışmamızın 1.aşamasında ki 3 nokta bükme testi sonucunda elde edilen veriler doğrultusunda elastisite modül değerleri oldukça yüksek bulunmuştur.

Çizelge 4.1. Kompozit içerikli materyallerin mekanik özellikleri

-Kron-	Elastik modül (MPa)	Doldurucu Oranı (wt%)
Cerasmart 300	8000	75
Katana Avencia P Block	10000	82
Estelite P Block	11000	81
Kzr-Cad HR3 Gammatheta	9000	75

Üç noktalı eğilme testleri, CS300 ve KZR'nin elastik modüllerinin AP'den daha düşük olduğunu göstermiştir. Çizelge 4.1.'de gösterilen malzemelerin bileşiminden, CS300 ve KZR'nin inorganik dolgu içeriği sırasıyla ağırlıkça %78 ve ağırlıkça %75 iken AP'ninki ağırlıkça %82 idir. Reçine kompozitlerinin daha düşük bir dolgu içeriği, daha düşük bir bükülme modülü (Randolph ve ark., 2016) ve mukavemet ile sonuçlanır ve matris reçinelerinin hacmi, dolgu miktarına göre artırılmalıdır. Bu nedenle, CS300 ve GT'nin daha düşük dolgu içeriği, daha düşük bir elastik modül ile sonuçlanmış olabilir.

Doldurucu oranları hemen hemen aynı olan ESP ve KAP'ta ise ESP'nin elastik modülü KAP'tan büyük çıkmıştır. Elastisite modülü, reçine kompozitlerini değerlendirmek ve sıralamak için kullanılan mekanik özelliklerden biridir (Ilie ve ark., 2017) ve yükleme altındaki belirli bir malzeme için gerilme-gerinim eğrisinin başlangıç eğimi olarak tanımlanır. Malzemenin kendi içinde enerji yayılımı yapması ve malzemenin bütünlüğünün korunması açısından elastik modülü önemli bir parametredir (Zaytsev ve Panfilov, 2014). Bundan kaynaklı olarak malzemenin elastik modülüsü arttıkça rijitliği de artmaktadır.

Günümüzde kayıp dişlerin protetik tedavisinde implant üstü restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir (Romeo ve ark., 2004).

Bu restorasyonlarda hasta memnuniyeti ve klinik sağ kalım oranı yüksek olmasına rağmen, diş destekli sabit restorasyonlara göre daha fazla teknik komplikasyon görülmektedir (De Kok ve ark., 2015).

Geç dönem implant başarısızlıklarına yol açan bu komplikasyonlar; vida gevşemesi, kron restorasyonunda retansiyon kaybı, porselen ve implant kırığı şeklindedir (Bragger ve ark., 2001). Tüm bu biyomekanik komplikasyonların kaynağı ise implant ve doğal diş arasındaki farklılıklardır (Kim ve ark., 2005). İmplantlar, doğal dişlerin aksine, direkt ve rijit bir şekilde kemiğe bağlanmaktadır ve gelen kuvvetleri absorbe eden ve proprioepsiyon (derin duyu) sağlayan periodontal ligamente sahip değildir (Torcato ve ark., 2015). Proprioepsiyon, erken safhada okluzal yüklerin farkındalığını ve refleks mekanizmasını sağlamaktadır. Doğal diş ve implant arasındaki bu temel farklılıklar nedeniyle implant üstü restorasyonlarda porselen kırıklarının görülme sıklığı fazladır (Bragger ve ark., 2001).

Yıllardır diş kayıplarının rehabilitasyonunda sabit parsiyel protezler kullanılmaktadır. Ancak, restoratif yaklaşımın birincil amacı dişleri ve çevre ağız dokularını korumak iken bu geleneksel tedavi yönteminde destek dişin prognozunu olumsuz etkileyecek biyolojik riskler yüksektir (Priest ve ark.,1999). Bu nedenle de sabit parsiyel protezlerde 15 yılda %50 başarı oranı görülmektedir. Çürük ve endodontik problemler %20'den fazla oranla en sık görülen komplikasyondur ve dayanak diş kaybı 10 yılda %8-12; 15 yılda %30 oranlarında görülmektedir (Misch, 2014).

Günümüzde, kayıp dişlerin rehabilitasyonunda bir diğer alternatif olan implant üstü restorasyonlar yüksek başarı oranı (10 yılda %97) nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir (Pjetursson ve ark., 2005). İmplant tedavisi ile destek dişlerde preparasyon gereksinimi ortadan kalktığı gibi dişsiz bölgedeki kemiğin rezorbsiyonu da önlenmektedir (Jung ve ark., 2012). Yüksek başarı oranına rağmen erken ya da geç

dönem implant kayıpları görülmektedir (Sakka ve ark., 2011). Osseointegrasyon öncesi gerçekleşen erken dönem kayıplarda, iyileşme süreci, cerrahi teknik ve bakteriyel kontaminasyon etkilidir (Santos ve ark., 2002). Geç dönem kayıplar ise protetik rehabilitasyon sonrası görülmektedir ve temelde biyomekanik komplikasyonlarla ilgilidir (Pye ve ark., 2009). Geç dönem başarısızlıklar, kötü ağız hijyeni ile uyumsuz üst yapı restorasyonları ve aşırı okluzal yükleme nedeniyle gerçekleşebilmektedir (Kim ve ark., 2005).

Özet olarak, implant başarısızlığı, protezin uygulanmasından önce ve sonra oluşan başarısızlıklar olarak da incelenebilmektedir (Santos ve ark., 2002).

Kemik-implant-protez kompleksine etki eden okluzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü önemlidir. Çünkü bu kuvvetler kemik-implant-protez kompleksinin bileşenleri üzerinde çeşitli stresler oluşturmaktadır. İmplant destekli protezlere gelen okluzal yükler öncelikle protetik unsurlara ardından implant aracılığıyla kemik-implant ara yüzeyine iletilmektedir (Sahin ve ark., 2002). Bu nedenle de birçok araştırmacı kuvvet iletiminde etkili olan biyomekanik faktörler üzerinde çalışmıştır. Bunlar; kuvvet yönü, kuvvet büyüklüğü, protez tipi, protez materyali, implant materyali, geometrisi ve yüzey özellikleri, implantların sayısı ve dağılımı, kemik yoğunluğu ve kemik-implant ara yüzeyinin mekanik özellikleridir (Baggi ve ark., 2008). Bu faktörlerden protetik restorasyon materyal seçimi çalışmamızın çıkış noktası olup, implant üstü restorasyonlarda CAD/CAM ile üretilen güncel bir zirkon blok ve yeni piyasaya sürülmüş olan kompozit içerikli CAD/CAM bloklar seçilmiştir. Öncelikle yeni piyasaya çıkmış olan blokların malzeme değerlerini, in vitro, 3 noktalı eğme testiyle bulduktan sonra ağız içerisinde kullanılabilme durumlarını; mandibular molar bölge tek üye implant üstü restorasyonlarda sonlu elemanlar analizi ile inceleyip biyomekanik yönden kullanıma uygun olup olmadıklarının değerlendirilmesi amaçlamıştır.

Çünkü implant üstü restorasyonun kırılma dayanımı yüksek olduğunda, dayandığı bu okluzal yükler implant-protez kompleksinin diğer unsurlarına iletilmektedir. Bu durum dayanağın servikalinde ve dayanak-implant birleşiminde

daha fazla kuvvet dağılımına neden olmaktadır. Bu kuvvet birikimi eşik değeri aştığında, servikal alandaki kemikte yıkıma ve hatta sonunda implantın kaybına yol açabilmektedir (Bragger ve ark., 2001).

İmplant üstü restorasyonları değerlendirebilmek için doğal diş ile farklılıklarını ve implant biyomekaniğini anlamak önemlidir. Çünkü bu restorasyonlarda kuvvet dağılımı diş destekli restorasyonlardan farklıdır. Osseointegre implantlar, kuvveti absorbe eden periodontal ligament olmaksızın kemiğe rijit bağlantı yapar ve proprioepsiyon duyusu bulunmamaktadır. Bu nedenle implantta yük dağılımı kapasitesi, okluzal kuvvetlere adaptasyon ve mekanik algı daha düşük olup okluzal aşırı yüklemelere daha duyarlıdır (Chen ve ark., 2008). Bu okluzal aşırı yükleme düzelmedikçe de, sırasıyla krestal kemik kaybı, anaerobik sulkus derinliğinde artış, peri-implant hastalık ve implant başarısızlığına neden olacak derece devam eden kemik yıkımı ile neticelenmektedir. Bu nedenle okluzal aşırı yükleme, peri-implant kemik kaybı ve protezin başarısızlığının ana nedenlerinden biri olarak kabul edilmektedir (Chen ve ark., 2008).

Diş ve implant arasındaki bu farklılıklar aşırı yükleme belirtilerinde de farklılıklara yol açmaktadır. Dişte periodontal ligamentte kalınlaşma, aşınmalar, mobilite, fremitus ve ağrı ile kendini gösterirken; implantta protez ya da dayanak kırığı, vida gevşemesi veya kırığı, kemik kaybı ve implant kırığı ile neticelenebilmektedir (Kim ve ark., 2005).

İmplant üstü restorasyonlarda görülen protetik komplikasyonlar yalnızca okluzal aşırı yükleme durumunda değil düşük okluzal yüklemelerde dahi görülebilmektedir. Çünkü implantın doğal dentisyonun duyarlılığına ve mobilitesine sahip olmaması nedeniyle sadece aşırı yüklemeler durumunda değil (Kinsel ve ark., 2009), normal çiğneme sürecinde dahi doğal dentisyondan 8 ile 10 kat daha fazla yüklemeye maruz kalmaktadır (Kreissl ve ark., 2007). Çoğunlukla hastanın implant üstü restorasyondaki okluzal interferansları fark edebilmesi mümkün olmamaktadır (Kinsel ve ark., 2009). Tüm bu sebepler nedeniyle implant üstü restorasyonlarda porselen kırığı görülme sıklığı fazladır (Kreissl ve ark., 2007).

Pjetursson ve ark implant ve diş destekli restorasyonlarda yaptıkları analiz çalışmasında seramikte chipping ya da kırık görülme sıklığını implant destekli restorasyonlarda (%8,8; diş destekli restorasyonlar %2,9) anlamlı derecede daha yüksek bulmuşlardır (Pjetursson ve ark., 2007). Aynı yazarın implant destekli sabit restorasyonlar üzerine yaptığı bir başka literatür incelemesinde, 5 yıllık süreçte en fazla görülen mekanik komplikasyonun veneerde kırılma olduğunu belirtilmiştir (Jung ve ark., 2012). Yine aynı yazar, implant üstü restorasyonlarla ilgili eski (2000 yılı öncesi) ve güncel yayınları (2000 yılı sonrası) karşılaştırdığı literatür incelemesinde, veneer materyalinde kırığın en sık görülen teknik komplikasyon olduğunu, ancak eski ve güncel yayınlarda sonuçların önemli ölçüde değiştiğini belirtmiştir.

Güncel yayınlarda daha yüksek oranda teknik komplikasyon görüldüğü ve veneer materyalde kırık insidansının arttığı bildirilmiştir. Bunun sebebi, güncel yayınlarda minor komplikasyonların (minor chipping gibi) daha ayrıntılı incelenmesi, zirkonya ve titanyum gibi chipping görülme oranı yüksek materyallerin alt yapıda kullanılması olarak açıklanmaktadır (Pjetursson ve ark., 2014).

Goodacre ve ark, implantlar ile ilgili yaptıkları literatür incelemesinde mekanik komplikasyonlar içinde, overdenture ile ilgili komplikasyonlardan sonra veneer porselen kırığı insidansını yüksek (%14) bulmuşlardır (Goodacre ve ark., 2003). Tam seramiklerin posterior bölgede kullanıldığında yetersiz kalan biyomekanik özellikleri ve zirkon alt yapıli seramiklerin kullanımının günümüzde daha da yaygınlaşması porselen kırıklarının insidansını çok arttırmıştır.

Veneer porselen kırığı gibi mekanik komplikasyonların önüne geçebilmek için yekpare yani monolitik restorasyonlar daha popüler hale gelmiştir. Bu çalışmaların ışığında veneer porselen kırığının önüne geçmek için alt yapı içermeksizin yekpare bir şekilde uygulanabilecek monolitik malzemeler geliştirmek yapılan çalışmalar hızlanmaktadır. Bu arayış göz önünde tutularak çalışmamızda temel amaçlarımızdan biri; yeni piyasaya çıkan ve monolitik üretilen CAD/CAM blokları seçerek zaman içinde mekanik özelliklerinin iyi olmasına rağmen hem kırılğan hem de yaşanan bir

materyal olan monolitik zirkona karşı başarı ile posterior bölgede kullanılabilecek bir materyal arayışıdır.

Geleneksel yöntem olan metal-destekli seramik restorasyonlar, uzun yıllardır implant destekli restorasyonlar da dahil olmak üzere protetik tedavilerde kullanılmaktadır. Sayısız araştırmaya konu olan restorasyonlar, uzun dönemde başarısını kanıtlamıştır (Kohal ve ark., 2006). Ancak bu tip restorasyonların alerjik reaksiyonlar, ve metalik iyon salınımı gibi biyolojik dezavantajları mevcuttur (Shenoy ve ark., 2010). Bunun implant üstü restorasyonlardaki etkisi daha önem kazanmaktadır. Çünkü farklı metaller (titanyum ve baz metaller) arasında korozyon meydana gelmektedir ve bu da toksik ve alerjik bir süreçtir (Taylor ve ark., 2000). Öyle ki Green ve ark yaptıkları analizde implant üzerinde, değersiz metal alaşımı kullanılan üst yapıdan sitotoksik iyon salınımı meydana geldiğini, ağız içi sıvıların varlığında oluşan galvanik akımın metali korozyona uğrattığını ve implant çevresinde kemik yıkımına yol açtığını belirtmiştir (Tagger ve ark., 2002).

Bunun yanı sıra günümüzde artan estetik beklentileri de karşılamaması seramik restorasyonların gelişimine zemin oluşturmuştur (Shenoy ve ark., 2010). CAD/CAM teknolojisinin de katkısıyla her geçen gün restoratif materyal çeşitliliği artmakta, daha estetik ve daha doğal görünüme sahip restorasyonlar yaygınlaşmaktadır (Li ve ark., 2014).

CAD/CAM sisteminde üretim sürecinin tekrarlanabilirliği, bu süreçte oluşabilecek hataları minimuma indirmesi, kaliteli ve homojen blok kullanımı ile dayanımı yüksek restorasyon üretimini kısa sürede gerçekleştirmesi, sistemin en büyük avantajlarıdır (Liu ve ark., 2005). Tüm bu avantajları sayesinde seramik restorasyonlar protetik tedavilerde sıklıkla kullanılan ve konvansiyonel metal destekli restorasyonlara oldukça yakın sonuçlar veren bir alternatif haline gelmiştir. Çalışmamızda piyasaya yeni çıkan kompozit içerikli CAD/CAM bloklarını karşılaştırmak amacıyla uzun süredir kullanımda olan ve iyi mekanik özellikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilen bir zirkonyum blok tercih edilmiştir.

Monolitik restorasyonlar, veneerlenen restorasyonlara kıyasla giderek daha fazla tercih edilen bir alternatif haline gelmiştir. Kompleks üretim sürecini, kor ve üst yapı kaynaklı muhtemel komplikasyonları minimize etmesi bunda etkili olmuştur. Ancak başarısızlıklar kaçınılmazdır ve yapılan analizlerde diş ve diş benzeri materyaller üzerindeki kron restorasyonunun ve hatta dişin komple kırılması söz konusu olabilmektedir (Zhang ve ark., 2016).

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler sayesinde kullanımı yaygınlaşan zirkonya, sabit protetik restorasyonlarda uzun yıllardır kullanılmaktadır. Yüksek bükülme dayanımı ve kırılma sertliğine sahiptir. Ayrıca çatlak ve kırık oluşumunu engelleyen faz transformasyonu mekanizması ile yüksek mekanik özellikler kazanmaktadır (Baldassarri ve ark., 2011). Yüksek yoğunlukta polikristal içeriği nedeniyle opak yapısı porselenle veneerlenme ihtiyacı doğurmuştur (Baldissara ve ark., 2010). Bu durum zirkonya restorasyonların başarısızlıklarının temelinin oluşturmaktadır. Çünkü bu restorasyonlarda üst yapı porseleninde chipping ve delaminasyon en fazla görülen komplikasyonlardandır ve çoğu zaman restorasyonun değişimini gerektirmektedir (Sim ve ark., 2016).

Zirkonya ve üst yapı porseleni bağlantısını artırmaya yönelik çok sayıda çalışma yapılmış ancak sorun tam anlamıyla giderilememiştir (Schmitter ve ark., 2014). Bu bağlantı problemleri zirkonya restorasyonlarını veneerleme tekniğinden uzaklaştırmakla beraber farklı translüsensi özelliği gösteren tabakalı blokların çıkışını sağlamıştır. Bu bloklar gerekli renk geçişlerini sağlamaktadır ve monolitik kullanımlarda estetik beklentiyi karşılamaktadırlar.

Sağlıklı ve genç bireylerde posterior bölgede ısırma kuvveti kadınlarda yaklaşık olarak 597 N, erkeklerde 847 N'dur. Bu değer maksimum 900 N'a ulaşmaktadır (Kim ve ark., 2013). Molar bölgedeki maksimum çiğneme kuvvetinin ortalama 700- 900 N aralığında, maksimum değer ise 2000 N'un altında olduğu belirtilmiştir (Harada ve ark., 2015). Bir başka çalışmada çiğneme kuvvetinin molar bölgede 100-200 N arasında değiştiği, travma veya kazayla sert bir cisim ısırma esnasında 965 N'a kadar çıktığı; sonuçta restorasyonun kırılma direncinin 1000 N üzerinde olmasının iyi bir

klirik performans için gerekli olduğu vurgulanmıştır (Chen ve ark., 2014). Ferrario ve ark ise bu değeri posteriorda ortalama 700 N ve maksimum 1221 N olarak belirtmiştir (Ferrario ve ark.,2004). Posterior bölgedeki ortalama okluzal yükler daha büyük olduğundan bu bölgedeki implantların aşırı yükleme maruz kalma riski fazladır (Sahin ve ark., 2002). Çalışmamızda vertikal yükleme çiğneme döngüsü simüle edilmiştir. Çiğneme kuvveti sağlıklı bir bireyin normal şartlar altında uyguladığı kuvvetler referans alınarak hazırlanmıştır (Guven ve ark., 2015). Kuvvet molar dişin mesial, santral ve distal fossalarından 100'er N toplam 300 N olarak uygulanmıştır. Oblik yüklemede kuvvet, bukko lingual yönde 45 derece açıyla; molar dişin mesiobukkal, bukkal ve distobukkal kaslarından 50'şer N toplam 150 N olarak uygulanmıştır.

Dental implant sistemlerinde oluşan streslerin analizinde, fotoelastik analiz, 3- Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ve kemik yüzeyde kuvvet ölümü gibi yöntemler kullanılmaktadır. 3- Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi, kompleks geometrileri doğru modelleyebilmesi ve kolay modifikasyon sağlayabilmesi, i streslerin analizi gibi çeşitli avantajlar sağlamaktadır (El-Anwar ve ark., 2014). Ayrıca diğer biyomekanik çalışmaların analizinde yetersiz kalabildiği, protez-implant-kemik kompleksinde oluşan streslerin ve deformasyonların tanımlanmasında önemli bir araçtır (Silva ve ark., 2014).

Bu nedenle, çeşitli implant tasarımlarının biyomekanik performansı ve implant başarısında etkili klinik faktörlerin analizinde yaygın olarak 3- Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi kullanılmaktadır (El-Anwar ve ark., 2014).

Çalışmamızda 4 farklı kompozit içerikli CAD/CAM bloğun Katana Zirconia STML blok ile karşılaştırılarak mandibular molar bölgede tek ye implant şt restorasyon için uygunluğu analizinde 3- Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi kullanılmıştır.

3- Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminde kemik ve seramik gibi kırılgan materyaller için max. ve min. asal gerilimler, metaller gibi çekilebilir materyaller için

ise Von Misses stres değerleri kullanılabilmektedir. Max. asal gerilim çekme gerilimini, min. asal gerilim baskı (sıkışma) tip gerilimi, Von Mises ise tüm yapıda oluşan stres değerlerini ifade etmektedir (Misch , 1999).

Sevimay ve ark yaptıkları çalışmada daha rijit ya da elastik materyal kullanımının kemik dokuda stres dağılımı ve miktarını etkilemediğini, dayanak ve krondaki stres dağılımını ve lokalizasyonunu etkilediğini bildirmiştir (Sevimay ve ark., 2005).

Çalışmamızda modelin genelinde görülen benzer stress dağılımlarının aksine; kron abutment bağlantı bölgesindeki stress dağılımlarında farklılıklar gözlemlenmiştir. Bağlantı bölgelerinde, her iki yükleme senaryosunda da (vertikal ve oblik), lokal stress birikimi olduğu tespit edilmiştir.

Poisson oranları eşit olan kron malzemeleri için gerçekleştirilen analizlerde, kron-abutment kontakt bölgesinde oluşan maksimum Von Mises stress değeri kron elastik modülüyle ters orantılı olarak sıralanmıştır. Elastik modülü, abutment malzemesi olan titanyum ile en yakın değere sahip Katana zirconia kron modelinde minimum Von Mises değeri; 8000 Mpa değeri ile en düşük elastik modüle sahip Cerasmart kron modelinde maksimum Von Mises değerleri gözlemlenmiştir.

Bu durum şöyle açıklanabilir: Kron-abutment kontağında malzeme elastik modüllerine bağlı değişen lokal direngenlik, abutment üzerindeki deplasman değerlerinde farklılık oluşmasına sebebiyet verip stress dağılımını etkilemiştir. Bu bölgeden uzaklaştığında, kron malzemesi dışında tüm malzeme değerleri aynı olan modellerin global direngenlikleri benzer olduğundan stress dağılımları da aynı kalmaya devam etmiştir. Bu nedenle streslerdeki farklılık lokal olarak abutment üzerinde yoğunlaşmıştır. Kemik dokuda ki oluşan stres miktarına etki etmemiştir.

Wang ve arkadaşları 2002 yılında yayınlanan çalışmalarında buna paralel, implant üstü tek kronda farklı protez materyallerinin (altın alaşımı, rezin ve porselen)

kemik dokudaki yük dağılımında anlamlı bir etki oluşturmadağını bildirmiştir. Yazar bu durumu, farklı kron materyallerinin yük altındaki yer değiştirmelerinin farklı olmasına rağmen, dayanak-implant ara yüzeyi ve ardından implant-kemik ara yüzeyine aktarılan toplam enerjinin benzer olması ile açıklamıştır (Wang ve ark., 2002).

De Kok ve arkadaşları 2015 yılında yayınlanan çalışmalarında, farklı seramik ve kompozit rezinler kullandığı implant üstü kronların kırılma dayanımını kıyasladığı çalışmasında, bu materyallerden E.max (monolitik) ve kompozit rezinin 3- Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile analizini yapmıştır. Analiz sonucunda, dayanağın koronali ve kron-yük uygulayıcı uç arasında en yüksek baskı (sıkışma) gerilimi oluşurken, en yüksek çekme geriliminin ise dayanak koronalinin hemen yanı ve fissür bölgesinde olduğu gözlemlenmiştir (De Kok ve ark., 2015).

Bizim çalışmamızda en yüksek gerilimler dik yüklemede; kortikal kemikteki asal gerilme değerleri, kemiğin mesiobukkal tarafında en yoğun biçimde olduğu gözlenmiştir. İmplantların boyun bölgesindeki kemiğin mesiobukkalinde minimum asal gerilme (sıkışma) değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür. Oblik yüklemede ise; kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, streslerin implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin mesiobukkal tarafında dağıldığını, implantların boyun bölgesindeki kemiğin lingualinde minimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür. İmplantlarda elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında ise; en yüksek değerler implantın koronalindeki en üst yivlerin iç kısmına doğru oluşmuştur.

Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki kortikal kemikteki minimum ve maksimum asal gerilme değerleri (MPa) sırasıyla -89,2 ve 26,3 MPa olarak hesaplanmıştır. En yüksek Von Mises değeri ise implant ve abutment birleşim yerinde 476 MPa olarak elde edilmiştir.

Güngör ve Yılmaz 2016 yılında yayınlanan çalışmalarında, zirkonya ve titanyum implantlara, lityum disilikat ve zirkonya restorasyonlar uygulamıştır. 3-

Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi sonucunda, implant materyalinin stres dağılımını değiştirdiği, restoratif materyalin ise kemikteki yük dağılımına etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Restorasyonlar değerlendirildiğinde ise zirkonya kor yapıda daha yüksek stres birikimi olduğunu bildirmiştir (Bankoglu ve ark., 2016). Zheng ve ark.' da buna paralel, aynı üst yapı porselenini farklı kor yapılara uyguladığı 3- Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi çalışmasında, zirkonya restorasyonlarda, kor ve üst yapı arasındaki stres birikiminin altın alaşımı veya lityum disilikat kora kıyasla daha yüksek olduğunu bildirmiştir (Zheng ve ark., 2012). Bu durum üst yapı porseleninin elastisite modülü azaldıkça kor üzerinde stres birikiminin artmasıyla ilişkilendirilmiştir (Bankoglu ve ark., 2016). Bizim çalışmamızda da bu tersine etki kron materyali ile abutment arasında tespit edilmiştir.

Eskitaşçıoğlu ve ark, 1'den 3'e kadar artan sayıda noktadan yük uygulamanın implant üstü kron ve destekleyici kemikte oluşturduğu etkiyi 3- Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile analiz etmiş, 2 veya 3 noktadan yük uygulamanın kron üzerindeki stresi artırdığını ancak kemiğe iletilen yükü azalttığını vurgulamıştır. Sentrik ilişkide üç noktadan daha az temas olmaması gerektiği belirtilirken (Eskitascioglu ve ark., 2004), çalışmamızda bu tripod okluzal kontağı sağlayarak klinik koşulları yansıtmak ve aynı zamanda kırılma dayanımı testindeki uygulama alanını da simüle edebilmek için kron merkezinden (El-Anwar ve ark., 2014), üç noktadan 100 N'dan, toplam 300 N'luk yük uygulanmıştır. Kron merkezinin tercih edilme sebebi ise; vertikal yüklerin implant uzun aksı boyunca uygulanmasını (El-Anwar ve ark., 2014), bu sayede en ideal kuvvet iletimi ve implant içi eğilme momentlerini azaltmak için önerilmesidir (Bedi ve ark., 2015).

Ayrıca analizde kullanılan kronun geometrik formu tüm molar kronlar için aynı olmayacağı gibi bu modele spesifik bir stres dağılımı göstermiş olabilir. Bu nedenle de okluzal yüzeydeki küçük değişikliklerle dahi stres dağılımında değişiklik gözlemlenebilir (Sevimay ve ark., 2005). Ancak çalışmamızda, kırılma dayanımı uygulanan farklı grupların, implanta ve kemiğe ilettikleri yükü kıyaslamak amaçlandığından bu durum göz ardı edilmiştir. Bir diğer limitasyonda, modellenen tüm yapıların homojen, izotropik ve lineer elastiklikte kabul edilmesidir. Ancak

kemiğin kortikal tabakası homojen olmadığı gibi enine izotropiktir. Kemik-implant ara yüzeyi %100 osseointegre kabul edilmiş (Perez-Pevida ve ark., 2016), olsa da klinik durumlarla tam uyuşmamaktadır (Liu J ve ark., 2013).

Ayrıca elastisite modülü ve poisson oranı da sabit tutulmuş (Della ve ark., 2013), ve siman tabakası da analizde dikkate alınmamıştır (Sevimay ve ark., 2005). Tüm bu limitasyonlar nedeniyle 3- Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi sonuçları dikkatle yorumlanmalıdır (Liu ve ark., 2013).

Destekleyici kemik, implanta iletilen yükün yönü ve büyüklüğünden etkilendiğinden veneerleme materyalinin stres dağılımı üzerindeki etkisi oldukça önemlidir. Çünkü gelen okluzal yükler dağılmazsa osseointegrasyonun bozulmasına yol açabilmektedir (Santiago ve ark., 2013). Yaptığımız analizde diğer çalışmalarla uyumlu şekilde, kemikte krestal bölgede, implant boynu hizasında streslerin yoğunlaştığı görülmektedir (Papavasiliou ve ark., 1997). İmplant üzerindeki stres birikimi kıyaslandığında monolitik restorasyonlarda daha düşük miktarda stres birikimi görülmesi de bu durumu destekler niteliktedir. Monolitik tasarımda stresler seramik üzerinde yoğunlaştığından, implanta ve nihayetinde kemiğe daha az iletilmektedir.

Protetik her bir komponentte (abutment, implant, vida) restoratif malzemeler değişmesine rağmen yapılan analizler sonucunda aynı stress değerleri elde edilmiştir. Bu durumun oluşması çalışma öncesinde de beklenen bir durumdur çünkü aynı geometrik yapı üzerine aynı kuvvet uygulandığı takdirde fiziksel yapıda aynı değer stressler oluşur. Bizim burada esas değerlendirmek istediğimiz konu ise oluşan stresslerin güvenli sınırlar içinde kalıp kalmadığıdır. Herhangi bir protetik komponentte oluşan Von Mises stresleri materyal için uygun sınırlar içinde kalıyorsa bu durum güvenli alanda olduğunu gösterir.

Çalışmamızda Oblik yüklemeler altında periferik kemikte ve protetik komponentlerde daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir. Değişen implant üstü

restorasyon malzemelerine rağmen kemikte ve protetik yapılarda oluşan streslerde bir değişim gözlenmemiştir.

Kaleli ve arkadaşlarının 2017’de yaptığı çalışmanın sonuçlarında, tüm restoratif kron materyallerinin ve özelleştirilmiş abutment materyallerinin implantlarda ve periferik kemikte stres dağılımı açısından benzer biyomekanik davranışa sahip olduğunu ortaya koymuştur. Onların çalışmasında da PEEK özelleştirilmiş abutmentlerle desteklenen polimer infiltre hibrit seramik kronların implantlarda ve periferik kemikte uygun stres değerleri üreteceği hipotezi reddedilmiştir. Yaptıkları çalışmada implantta, vidada, abutmentta ve kemikte oluşan stressler bu yapıların nihai dayanımı (ultimate strength) ve akma dayanımı (yield strength) değerlerinin altında bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da hem tüm protetik parçalarda hem de kemikte oluşan stressler maksimum değerlerin altında bulunmuştur.

Von Mises gerilim değeri, bir titanyum implantın akma dayanımı olan 485 MPa’yı aşmamalıdır, çünkü bu değer aşıldığında problemler meydana gelebilir (Akça ve İplikçioğlu, 2002). Çalışmamızda hiçbir modelde 485 MPa’nın üzerinde bir Von Mises gerilim değeri gösteren bir protetik komponent bulunmamaktadır. En yüksek gerilim oblik yükleme esnasında implantın koronal bölgesindeki yivlerde gözlenmiştir. Bu değer 476 MPa olarak analiz sonuçlarından elde edilmiştir. Ayrıca, kortikal kemiğin nihai gerilme (100 MPa) ve sıkıştırma (173 MPa) dayanım limitleri (Akça ve İplikçioğlu, 2002) hiçbir modelde aşılmamıştır. Yapılan analizler sonucunda kortikal kemikteki maksimum asal gerilme değeri 26,3 MPa minimum asal gerilme değeri ise -89,2 MPa olarak hesaplanmıştır.

Çalışmamızda implant vidasına torklamadan kaynaklı 522 N’luk bir ön gerilme (öncül yük) yapısal analizin ilk yük adımı olarak çözüme dahil edilmiştir. Öncül yük uygulama birçok Sonlu Elemanlar Analiz çalışmalarda gözardı edilen bir uygulamadır. Daha gerçekçi bir sonuç elde etmek adına çalışmamızda uygulanmıştır. Bu işlem özellikle vida gibi protetik komponentlerde oluşum gerilimi arttırmaktadır ama tork kuvveti uygulanmasına rağmen çalışmamızda hiçbir komponent implantın

akma dayanımı olan 485 MPa'yı geçmemiştir. Bu bize kullanılan malzemelerin güvenli alan içerisinde kaldığını gösterir.

Çizelge 4.2. Titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri

Materyaller	Elastik modül	Akma dayanımı (MPa)	Nihai güç [Mpa]	Nihai gerginlik [%]
Saf Ti - Derece 1	102.7	170	240	24
Saf Ti - Derece 2	102.7	275	345	20
Saf Ti - Derece 3	103.4	380	450	18
Saf Ti - Derece 4	104.1	485	550	15
Ti-6Al-4V(Tavlanmış)	110-114	825-869	895-930	6-10
Ti-6Al-7Nb	114	880-950	900-1050	8-15

“Mechanical properties of titanium,” FEPPD, European and International Federation of Dental Technician Laboratory Owner. [Online]. Available: http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_titanium.htm. [Accessed: 23-Dec-2010].

Kaleli ve arkadaşlarının 2017’de yapmış olduğu çalışmada da, hiçbir implant modeli 550 MPa’nın üzerinde bir von Mises gerilim değeri göstermemiştir. İmplantlardan elde edilen en yüksek von Mises gerilim değeri yaklaşık 400 MPa’dır ve oblik yükleme altında oluşmuştur. Bizim çalışmamızda da implantlarda oluşan en yüksek değer 476 MPa’dır. Ayrıca, kortikal kemiğin nihai gerilme (100 MPa) ve sıkıştırma (173 MPa) dayanım limitleri (Akça ve İplikçioğlu, 2002) hiçbir modelde aşılmamıştır.

Bizim çalışmamızda, santral fossaya vertikal olacak şekilde 3 noktadan 100’er N olacak şekilde toplamda 300N kuvvet uygulanmıştır. Oblik kuvvetler ise 3 tüberkülün tepe noktalarından 45 derecelik eğim ile 50’şer N olacak şekilde toplamda 150 N’luk bir kuvvet uygulanmıştır. Vertikal kuvvet uygulanımı esnasında krona oluşan stresler daha fazla gözlenmiştir. Bunun sebebi ise yüklerin direkt kron üzerinden uygulanmasından kaynaklanmaktadır. İmplant, abutment, vidada ise oblik kuvvet uygulandığı esnasında daha fazla stres oluşumu gözlenmiştir.

Kaleli ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da benzer sonuçlar alınmıştır. Onların çalışmalarında, uygulanan toplam dikey yük; bukkal ve palatal tüberküllere bölündüğü ve oblik yük doğrudan palatal tüberküllere uygulandığı için dikey ve oblik yüklerin şiddetleri eşit değildir (de Faria Almeida ve ark., 2014). Ayrıca, eğimli gelen yüklerin periferik kemik ve protez bileşenlerinde stres değerlerini artırdığı bildirilmiştir (Takahashi ve ark., 2015).

Esneklik modülü olarak da bilinen Young modülü, bir malzemenin davranışını belirleyen önemli faktörlerden biridir (Della Bona ve ark., 2014). Reçine-matris seramikler, çoğu seramik malzemeye kıyasla düşük düzeyde bir esneklik modülü sunar (De Kok ve ark., 2015). Duan ve Griggs 2015 yılında yayınlanan çalışmalarında; lityum disilikat seramik ve reçine nanoseramik CAD-CAM kronlardaki gerilme dağılımını karşılaştırmış ve reçine nanoseramik kronların dikey yükleme altında daha düşük gerilim değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda in vitro olarak yapılan 3 nokta eğme testlerinin sonucunda kompozit içerikli CAD/CAM blokların zirkonya bloktan daha düşük elastisite modülüne sahip oldukları çalışmamızın ilk bölümünde bulunmuştur fakat yapılan sonlu elemanlar analizi sonuçlarında implant üstü restorasyon materyalinin değişiminin gerilim değerlerine etkisi olmadığı görülmüştür.

Sevimay ve arkadaşlarının 2005 yılında yayınlanan çalışmalarında; implantlarda ve periferik kemik yapısında farklı protez materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisi değerlendirilmiş ve protez materyallerindeki değişikliğin çok büyük farklılıklara yol açmadığını veya stres paternleri üzerinde sadece küçük bir etkisi olduğunu bildirmiştir (Wang ve ark., 2002). Ayrıca Bassit ve arkadaşları, in vivo çalışmalarında bu sonuçları desteklemiştir. Wang ve arkadaşları 2002 yılında yayınlanan çalışmalarında, implant-kemik arayüzüne aktarılan toplam enerjinin benzer olduğunu, ancak farklı materyallerden yapılan restoratif kronların farklı miktarlarda yer değiştirme gösterebileceğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer biyomekanik tepkiler gözlemlenmiştir. Reçine-matris seramikler şok emici malzemeler olarak önerilmiş olsa da (Fasbinder ve Neiva, 2016) implantların ve periferik kemiğin stres konsantrasyonlarında azalma gözlenmemiştir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

İmplantüstü restorasyonların yapım aşamasında materyal seçiminde hedef çiğneme kuvvetlerinin; restorasyonları taşıyan implanta, komponentlerine ve krestal kemiğe hem daha az hem de daha homojen olarak iletilmesidir. Yani restorasyon materyalinden bir miktar kuvveti absorbe etmesi beklenir.

Son yıllarda yapılan bazı çalışmalarda ve bizim çalışmamızda gösterildiği gibi aslında kron materyalinin farklılığı her ne kadar direkt temasta bulunduğu implant üst destek yapısı yani abutment üzerinde farklı stresler oluştursa da implant ya da kemiğe iletilen kuvvetin miktarı üzerinde etkili olamamaktadır. Kuvvetin dağılımında ise indirekt olarak daha etkilidir.

Çalışmamızda incelediğimiz ve global piyasaya yeni sunulmuş olan kompozit içerikli 4 farklı CAD/CAM bloklarda, implanta iletilen kuvvet miktarında sayısal anlamda olumlu bir etkide bulunamamış ve kontrol grubu olan zirkon esaslı blok ile benzer sonuçlar göstermiştir.

Ancak 4 yeni CAD/CAM blok ve kontrol grubu olan zirkon blok; tüm yükleme koşulları altında kemik ve implant materyalinin kritik sınır değerlerine ulaşmamıştır ve güvenli stres alanı değerleri içinde kalmıştır. Bu yönden bakıldığında ve zirkon materyalinin yüksek kırılma özelliği ve zamanla yaşlanabilirliği göz önüne alındığında; yeni çıkan bu materyallerin monolitik yapıları ve yüksek dayanım özellikleri ile implantüstü restorasyonlar için iyi birer alternatif olabilecekleri düşünülmektedir.

Bu yeni materyallerin güvenli kullanılmaları için birçok farklı in vitro ve in vivo test ve uzun süreli takiplerinin yapılması gerekliliği göz ardı edilmemelidir. Bu materyallerle ilgili uzun dönem klinik başarısını tespit edebilecek yeni çalışmaların yapılması önerilmektedir.

Sonuçları özetlersek;

1-Tüm modellerde oblik yükler altında daha yüksek stres değerleri elde edilmiştir.

2-İmplant üstü restorasyon materyalinin değiştirilmesi implant ve periferel kemikteki stres değerlerini çok etkilememiştir.

3-Abutment materyali olan titanyum alaşımına daha yakın elastisite modülüne sahip restoratif materyalin kullanımı abutment-kron bağlantı bölgesinde daha az stres oluşumuna sebep olmaktadır.

4-Piyasaya yeni çıkmış olan kompozit içerikli 4 farklı CAD/CAM blok yapılan analizler sonucunda güvenli alanda kalmıştır.

ÖZET

Posterior İmplant Üstü Kronlarda Cad/Cam Kompozit ve Zirkonya Blokların Mekanik Özelliklerinin Üç Nokta Eğme Testi ve Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

İmplant üstü restorasyonlarda ideal materyali bulmaya yönelik çalışmalar devam etmektedir. Bu arayış çalışmacıları yeni ürünleri bulmaya ve onları geliştirmeye sürüklemektedir. Çalışmamız da piyasaya yeni çıkmış olan 4 adet kompozit içerikli CAD/CAM bloklar ile uzun süredir piyasada olan bir zirkonyum bloğun karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu 5 malzemenin malzeme esneklik değerleri 3 nokta eğme testi ile incelenerek elastisite modülleri tespit edilmiştir. CAD modeller hazırlandıktan sonra 2 farklı (oblik, vertikal) yükleme senaryosu hazırlanmış ve hazırlanan modeller ile 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen bulgular ışığında implant üstü restorasyonlarda malzemenin elastik modülünün değişmesinin implant ve periferik kemiğe iletilen streslerde değişime sebep olmadığı gözlenmiştir. Önemli bir farklılık ise abutment-kron bağlantı bölgesinde tespit edilmiştir. Abutment malzemesi olan titanyuma en yakın elastik modül değeri gösteren malzemenin abutment kron bağlantı bölgesinde minimum Von Mises stresi gösterdiği tespit edilmiştir. Piyasaya yeni sürülen bu 4 kompozit içerikli CAD/CAM blok molar bölgede tek üye implant üstünde yapılan analizler içerisinde güvenli bölgede kalmıştır.

Anahtar Sözcükler:

Dental implant, CAD/CAM blok, 3 nokta eğilme testi, elastisite modülü, 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi.

SUMMARY

Evaluation of Biomechanic Properties of Composite-Based and Zirconia CAD/CAM Blocks by 3-Point Bending Test and 3-D Finite Element Analysis in Posterior Implant Supported Crowns.

Studies are ongoing to find the ideal material in implant supported restorations. This pursuit drives the researchers to find and to develop new products. The goal of this study is to compare 4 composite-based CAD/CAM blocks with a zirconium block that has been in the market for a long time. The elasticity characteristics of these 5 materials were realized with the 3 point bending test. After the CAD models were made, 2 different (oblique, vertical) loading scenarios were prepared. 3D finite element analysis was performed with the prepared models. In the light of the results, it was observed that the change in the elastic modulus of the material in the implant restorations did not cause any change in the stresses transmitted to the implant and peripheral bone. An important difference was detected in the abutment-crown junction area. It was determined that the material showing the closest elastic modulus value to titanium, which is the abutment material, showed minimum Von Mises stress in the abutment- crown joint area. These 4 composite CAD/CAM blocks, which have just been put on the market, remained in the safe zone within the molar region, during the analysis performed on a single-unit implant.

Key words:

Dental implant, CAD/CAM block, 3-point bending test, elastic modulus, 3-Dimensional Finite Element Analysis (FEA).

KAYNAKLAR

- ACAR A, İNAN Ö. (2001). İmplant destekli protezlerde oklüzyon. *Cumhuriyet Dent J*, **4**: 52-56.
- ADIGÜZEL Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm 1: Diş hekimliğinde kullanılan alanları, temel kavramlar ve eleman tanımı. *Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, **11**(1): 18-23.
- AKÇA K, IPLIKÇIOĞLU H. (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil*, **29**:350-6.
- ALBREKTSSON T. (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, **60**(1): 75-84.
- ALBREKTSSON, T., ZARB, G., WORTHINGTON, P., ERIKSSUN, A.R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1**: 11-25.
- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. (2015). CDT: Code on dental prosedures and nomenclature. Erişim Adresi: <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>. Erişim Tarihi:17/3/2015.
- ANDERSSON M, CARLSSON L, PERSSON M, BERGMANN B. (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, **76**: 187-193.
- ANUSAVICE KJ. (1985). Noble metal alloys for metal-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*, **29**(4): 789-803.
- ANUSAVICE KJ. (2003). Philip's Science of Dental Materials. 11th Ed. St. Louis: Elsevier Science Ltd., Ch: 4.
- ANUSAVICE KJ. (2012). Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater*, **28**:102-11,
- ARAÚJO NS, MODA MD, SILVA EA, ZAVANELLI AC, MAZARO JV, PELLIZZER EP. (2016). Survival of all-ceramic restorations after a minimum follow-up of five years: a systematic review. *Quintessence Int.*, **47**:395-405.
- ASSUNÇÃO WG, GOMES ÉA, BARÃO VA, DELBEN JA, TABATA LF, DE SOUSA EA. (2010). Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: A finite element analysis. *The Journal of Craniofacial Surgery*, **21**(3): 689-695.

- 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. *J Prosthet Dent*, **100**(6):422-31.
- BALDASSARRI M, ZHANG Y, THOMPSON VP, REKOW ED, STAPPERT CF. (2011). Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. *J Dent*, **39**(7):489-98.
- BALDISSARA P, LLUKACEJ A, CIOCCA L, VALANDRO FL, SCOTTI R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, **104**(1):6-12.
- BAN S, ANUSAVICE KJ. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*, **69**(12), 1791-1799.
- BAN S. (2008). Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev*, **44**: 3-21.
- BANKOGLU GUNGOR M, YILMAZ H. (2016). Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, **116**(3):346-55.
- BEDI S, THOMAS R, SHAH R, MEHTA DS. (2015). The effect of cuspal inclination on stress distribution and implant displacement in different bone qualities for a single tooth implant: A finite element study. *Int J Oral Health Sci*, **5**(2):80.
- BONNET AS, POSTAIRE M, LIPINSKI P. (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering and Physics*, **31**(7): 806- 815.
- BOZKAYA D, MÜFTÜ S, MÜFTÜ A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*, **92**, 523-30.
- BRAGGER U, AESCHLIMANN S, BURGIN W, HAMMERLE CH, LANG NP. (2001). Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res*, **12**(1):26-34.
- BRÅNEMARK PI, HANSSON BO, ADELL R, BREINE U, LINDSTRÖM J, HALLÉN O, OHMAN A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery Supplementum*, **16**: 1-132.
- BURROW MF, THOMAS D, SWAIN MV, TYAS MJ. (2004). Analysis of tensile bond strengths using Weibull statistics. *Biomaterials*, **25**(20), 5031-5035.

- CARR AB, LANEY WR. (1987). Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *The Int J Oral Maxillofac Implants*, **2**(2), 101-8.
- CELIK G, USUMEZ A, SARI A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dent J*, **16**(1): 74-82
- 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. *Dent Mater*, **30**(9):954-62.
- CHEN YY, KUAN CL, WANG YB. (2008). Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci*, **3**(2):65-74.
- CHEVALIER J, GRANDJEAN S, KUNTZ M, PEZZOTTI G. (2009). On the kinethics and impact of tetragonal to monolithic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, **30**: 5279-5282.
- COLDEA A, SWAIN MV, THIEL N. (2013a). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, **29**(4): 419–426.
- COLDEA A, SWAIN MV, THIEL N. (2013b). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **26**, 34–42.
- CONRAD HJ, SEONG WJ, PESUN IJ. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, **98**(5): 389-404.
- CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC. (2004). Dental Materials: Properties and Manipulation 8th Ed. China, Mosby, Inc. Ch: 2
- ÇAĞLAR A, AYDIN C. (2001). İmplantolojide biyomekanik. *Atatürk Üniv Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **11**(1): 90-95.
- DAL PIVA AMO, CONTRERAS LPC, RIBEIRO FC, ANAMI LC, CAMARGO SEA, JORGE AOC, et al. (2018). Monolithic ceramics: Effect of finishing techniques on surface properties, bacterial adhesion and cell viability. *Oper Dent*, **43**:315-25.
- DAVARPANA M, MARTINEZ H, KEBIR M, TECUCIANU JF, LAZZARA RJ, CELLETI R, ETIENNE D, JANSEN C, DONATH K. (2003). Clinical Manual of Implant Dentistry. London: Quintessence Publishing, Co. Inc., Chapter 1.
- DE FARIA ALMEIDA DA, PELLIZZER EP, VERRI FR, SANTIAGO JF JR, DE CARVALHO PSP. (2014). Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol*, **85**:261-9.

- DE KOK P, KLEVERLAAN CJ, DE JAGER N, KUIJS R, FEILZER AJ. (2015). Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*, **114**(1):59-66.
- DELLA BONA A, BORBA M, BENETTI P, DUAN Y, GRIGGS JA. (2013). Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *J Dent*, **41**(5):412-9.
- DELLA BONA A, CORAZZA PH, ZHANG Y. (2014). Characterization of a polymer- infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*, **30**:564-9.
- DUAN Y, GRIGGS JA. (2015). Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer-matrix composite. *J Dent*, 742-9.
- DURET F, PRESTON JD. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*, **1**: 150- 154.
- EBRAHIMI F. (2012). Finite Element Analysis-New Trends And Developments. InTech. 5- 20
- EL-ANWAR MI, EL-MOFTY MS, AWAD AH, EL-SHEIKH SA, EL-ZAWAHRY MM. (2014). The effect of using different crown and implant materials on bone stress distribution: a finite element study. *Egypt J Oral and Max Surg*, **5**(2):58-64.
- ESKITASCIOGLU G, USUMEZ A, SEVIMAY M, SOYKAN E, UNSAL E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*, **91**(2):144-50.
- FASBINDER DJ, NEIVA GF. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent*, **28**:56-66.
- FERRARIO VF, SFORZA C, ZANOTTI G, TARTAGLIA GM. (2004). Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent*, **32**(6):451-7.
- GARVIE RC, NICHOLSON PS. (1972). Structure and thermodynamical properties of partially stabilized zirconia in the CaO–ZrO₂ system. *J Am Ceram Soc*, **55**: 152–7.
- GEÇKİLİ O, BİLHAN H. (2012). Alt çene ön bölgeye yerleştirilen implantların rezonans frekans analizi değerleri ile kemik tiplerinin ilişkisi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **46**(1): 24-31.
- GENG JP, TAN KBC, LIU GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, **85**(6): 585- 598.

- GIORDANO RA. (2016). Modern Indirect Restorations: The Right Material for Every Situation. *Compend Contin Educ Dent*, **37**(9): 656-658.
- GOODACRE CJ, BERNAL G, RUNGCHARASSAENG K, KAN JY. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*, **90**(2):121-32.
- GRACIS S, THOMPSON VP, FERENCZ JL, NELSON RFAS, BONFANTE EA. (2015). A New Classification System For All-Ceramic And Ceramic-Like Restorative Materials. *Int J Prosthodont*, **28**: 227-235.
- GUESS PC, SCHULTHEIS S, BONFANTE EA, COELHO PG, FERENCZ JL, SILVA NR. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*, **55**(2): 333-52.
- GUVEN S, ATALAY Y, ASUTAY F, UCAN MC, DUNDAR S, KARAMAN T, et al. (2015). Comparison of the effects of different loading locations on stresses transferred to straight and angled implant-supported zirconia frameworks: a finite element method study. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, **29**(4):766-72.
- GÜLER MS, ŞEN S. (2015). Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler. *Ordu Üniv Bil Tek Derg*, **5**(1): 56-66.
- GÜNGÖR BM. (2014). Maksiller anterior bölgeye uygulanan değişik zirkonyum implant destekli protezlerde abutment, implant ve implant çevre dokuda oluşan stress dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi.
- GÜNGÖR MB, YILMAZ H. (2016). Evaluation of stress distributions occurring on zir- conia and titanium implant-supported prostheses: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, **116**:346-55.
- HAMMAD IA, TALIC YF. (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet Dent*, **75**(6): 602-608.
- HANNINK RHJ, KELLY PM, MUDDLE BC. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*, **83**: 461–87.
- HARADA A, NAKAMURA K, KANNO T, INAGAKI R, ORTENGREN U, NIWANO Y, et al. (2015). Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. *Eur J Oral Sci*, **123**(2):122-9.
- HELVEY GA. (2014). Classifying dental ceramics: Numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*, **35**: 38-43.
- HEUER AH, LANGE FF, SWAIN MV, EVANS AG. (1986). Transformation toughening: an overview. *J Am Ceram Soc*, **69**: 1–4.

- HICKEL R, MANHART J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*, **3**(1): 45-64.
- HISBERGUES M, VENDEVILLE S, VENDEVILLE P. (2009). Zirconia: established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **88**: 519–29.
- HOBOS, ICHIDA E, GARCIA LT. (1991). Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. '3rd ed.'. Tokyo: Quintessence Publishing, Co. Inc.
- ILIE N, HICKEL R, SILVIA V, HUTH KC. (2012). Fracture toughness of dental restorative materials. *Clin Oral Invest*, **16**:489–498.
- ISHIGAKI S, NAKANO T, YAMADA S, NAKAMURA T, TAKASHIMA F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*, **14**(1), 97-102.
- JUNG R, THOMA D, PJETURSSON BE, ZWAHLEN M, ZEMBIC A. (2012). A systematic review of the implant-survival and complication rates of supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.*, **23**(s6):22-38.
- KELLY JR, BENETTI P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, **56**(1): 84-96.
- KERN F, PALMERO P. (2013). Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceram Int*, **39**: 673-682.
- KIM JH, LEE SJ, PARK JS, RYU JJ. (2013). Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Imp Dent*, **22**(1):66-70.
- KIM Y, OH TJ, MISCH CE, WANG HL. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*, **16**(1):26-35.
- KIM Y, OH TJ, MISCH CE, WANG HL. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*, **16**(1):26-35.
- KINSEL RP, LIN D. (2009). Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent*, **101**(6):388-94.
- KOCA OL, ESKITASCIOĞLU G, ÜŞÜMEZ A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by

- implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent*, **93**, 38-44.
- KOHAL RJ, KLAUS G, STRUB JR. (2006). Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res.*, **17**(5):565-71.
- KORKMAZ T. (1995). İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi.
- KREISSL ME, GERDS T, MUCHE R, HEYDECKE G, STRUB JR. (2007). Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res*, **18**(6):720-6.
- KURŞUNOĞLU S. (2011). İmplant boyu ve çapının yükleme sonrası oluşan rezopsiyona etkisinin 3 boyutlu sonlu eleman stress analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- LEKHOLM U, ZARB GA. (1985). Patient Selection And Preparation. In: Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Ed.: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Chicago: Quintessence Publishing, 109–209.
- LI RW, CHOW TW, MATINLINNA JP. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, **58**(4):208-16.
- LIAO SH, TONG RF, DONG JX. (2008). Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, **32**: 53-60.
- LIU J, PAN S, DONG J, MO Z, FAN Y, FENG H. (2013). Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent*, **41**(3):241-9.
- LIU PR, ESSIG ME. (2008). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, **29**(8): 482-493.
- LIU PR. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, **26**(7):507-13.
- LOPEZ CS, SAKA CH, RADA G, VALENZUELA DD. (2016). Impact of fixed implant supported prosthesis in edentulous patients: protocol for a systematic review. *BMJ Open*, **6**: 1-4.
- McCABE FJ, ANGUS GW. (2008). Applied Dental Materials, 9th Ed. Blackwell Publishing Ltd.

- MCLEAN J. (1982). The science and art of dental ceramics: Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics, Volume II, Quintessence Publishing Co., Chicago.
- MERICSKE-STERN R, ZARB GA. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implant Res*, **7**: 153-61.
- MISCH CE. (1999). Endosteal implants for posterior single tooth replacement: alternatives, indications, contraindications, and limitations. *J Oral Implantol*, **25**(2):80-94.
- MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S, TAMAKI Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, **28**(1): 44-56.
- Misch. (2014). Dental implant prosthetics, 2nd Ed., St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences, 3-7.
- MORIMOTO S, REBELLO DE SAMPAIO FB, BRAGA MM, SESMA N, ÖZCAN M. (2016). Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*, **95**:985–94.
- MORMANN WH, BRANDESTINI M, LUTZ F. (1987). The Cerec system: computer assisted preparation of direct ceramic inlays in one setting. *Quintessenz*, **38**(3): 457- 470.
- NEILL DJ, KYDD WL, NAIRN RI. (1989). Functional loading of the dentition during mastication. *J Prosthet Dent*, **62**:218–28.
- NICAISE N, BONNET AS, POSTAIRE M, LIPINSKI P. (2005). Influence of bone anisotropy in the case of implant-supported prostheses using a ‘all-on-four’ base. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **8**(1): 297-298.
- O'BRIEN WJ. (2002). Dental materials and their selection, 3th Ed. Quintessence Publishing Co., Chicago.
- PAPAVASILIOU G, KAMPOSIOIRA P, BAYNE S, FELTON D. (1997). 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*, **25**(6):485-91.
- PEREGRINA A, SCHORR BL, EICK JD, ROBINSON SJ, FEIL PH. (1992). Measurement of oxide adherence to silver-free high-palladium alloys. *Int J Prosthodont*, **5**(2): 173-178.

- PEREZ-PEVIDA E, BRIZUELA-VELASCO A, CHAVARRI-PRADO D, JIMENEZ-GARRUDO A, SANCHEZ-LASHERAS F, SOLABERRIETA-MENDEZ E, et al. (2016). Biomechanical Consequences of the Elastic Properties of Dental Implant Alloys on the Supporting Bone: *Finite Element Analysis Biomed Res Int.*, **2016**:1850401.
- PESQUEIRA AA, GOIATO MC, FILHO HG, MONTEIRO DR, SANTOS DMD, HADDAD MF, PELLIZZER EP. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*, **40**(2): 217-228.
- PICONI C, MACCAURO G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **20**: 1– 25.
- PIWOWARCZYK A, OTTL P, LAUER HC, KURETZKY T. (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*, **14**(1): 39-45.
- PJETURSSON B, ASGEIRSSON A, ZWAHLEN M, SAILER I. (2014). Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **29**(Supl):308-24.
- PJETURSSON BE, BRAGGER U, LANG NP, ZWAHLEN M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*, **18**(Suppl 3):97-113.
- PJETURSSON BE, KAROUSSIS I, BURGIN W, BRAGGER U, LANG NP. (2005). Patients' satisfaction Following implant A 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*, **16**(2):185-93.
- PJETURSSON BE, SAILER I, MAKAROV NA, ZWAHLEN M, THOMA DS. (2015). All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: multiple-unit FDPs. *Dent Mater*, **31**:624–39
- POTICNY DJ, KLIM J. (2010). CAD/CAM in-office technology. Innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *JADA*, **141**: 5-9.
- POWERS JM, SAKAGUCHI RL. (2011). Craig's Restorative Dental Materials 13th Ed. USA, Elsevier, Inc. Ch:4.
- PRIEST G. (1999). Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **14**(2):181-8.
- PYE AD, LOCKHART DE, DAWSON MP, MURRAY CA, SMITH AJ. (2009). A review of dental implants and infection. *J Hosp Infect.*, **72**(2):104-10.

- QUINN JB, SUNDAR V, LLOYD IK. (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater*, **19**: 603-11.
- RAIGRODSKI AJ. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, **92**: 557-562.
- RAMOĞLU S, OZAN O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stress analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **9**: 175-180.
- RANDOLPH LD, WILLIAM MP, GAËTANE L, JULIAN GL. (2016). Filler characteristics of modern dental resincomposites and their influence onphysico-mechanical properties. *Dent Mater*, 1586-1599.
- REKOW ED, SILVA NRFA, COELHO PG, ZHANG Y, GUESS P, THOMPSON VP. (2011) Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res*, **90**(8): 937- 952.
- ROMEO E, LOPS D, MARGUTTI E, GHISOLFI M, CHIAPASCO M, VOGEL G. (2004). Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: A 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **19**(2):247-59.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, FUJIMOTO J. (2006). Contemporary Fixed Prosthodontics. '4th ed.'. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby Publishing, Co. Inc.
- RUBO JH, CAPELLO SOUZA EA. (2010). Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*, **12**(2): 105-113.
- RUSE ND, SADOON MJ. (2014). Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *J Dent Res*, **93**(12):1232-1234,
- SAHIN E, AKTAS G, OZCAN N, AYDIN DH, AKCA K. (2009). Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, **33**(4): 41-46.
- SAHIN S, CEHRELI MC, YALCIN E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*, **30**(7-8):271-82.
- SAILER I, MAKAROV NA, THOMA DS, ZWAHLEN M, PJETURSSON BE. (2015). All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: single crowns (SCs). *Dent Mater*, **31**:603-23.
- SAKAGUCHI, POWERS JM. (2012). Craig's Restorative Dental Materials, ed 13. Philedelphia: Mosby.
- SAKKA S, COULTHARD P. (2011). Implant failure: etiology and complications. *Med Oral Patol OralCir Bucal*, **16**(1): e42-4.

- SANTIAGO JUNIOR JF, PELLIZZER EP, VERRI FR, DE CARVALHO PS. (2013). Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, **33**(8):4700-14.
- SANTOS M, CAMPOS M, LINE S. (2002). Early dental implant failure: A review of the literature. *Braz J Oral Sci.*, **1**(3):103-11.
- SCHERRER SS, QUINN GD, QUINN JB. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*, **24**: 1107-1113.
- SCHMITTER M, SCHWEIGER M, MUELLER D, RUES S. (2014). Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dent Mater*, **30**(2):122-30.
- SCHROEDER A, SUTTER F, KREKELER G. (1991). Oral Implantology, Basics, ITI Hollow Cylinder System. '2nd ed.'. New York: Thime Medical Publishing, Co. Inc., Chapter 1.
- SEO D, ROH B. (2006). The comparison of relative reliability on biaxial and three point flexural strength testing methods of light curing composite resin. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, **31**, 58-65.
- SEVIMAY M, TURHAN F, KILICARSLAN MA, ESKITASCIOGLU G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, **93**(3):227-34.
- SEVIMAY M, USUMEZ A, ESKITASCIOGLU G. (2005). The influence of various occlusal materials on Implant three stresses transferred to supported prostheses and supporting bone: A –dimensional finite- element study. *J Biomed Mat Res Part B: Appl Biomater*, **73**(1):140-7.
- SEYDLER B, RUES S, MÜLLER D, SCHMITTER M. (2014). In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig*, **18**:1165–71,
- SHENOY A, SHENOY N. (2010). Dental ceramics: An update. *J Conser Dent*, **13**(4):195.
- SHENOY A, SHENOY N. (2010). Dental Ceramics: An update. *J Conserv Dent*, **13**(4): 195- 203.
- SILVA GC, CORNACCHIA TM, DE MAGALHAES CS, BUENO AC, MOREIRA AN. (2014). Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent*, **112**(6):1479-88.

- SIM JY, LEE WS, KIM JH, KIM HY, KIM WC. (2016). Evaluation of shear bond strength of veneering ceramics and zirconia fabricated by the digital veneering method. *J Prosthodont Res*, **60**(2):106-13.
- SRIAMPORN T, THAMRONGANANSKUL N, BUSABOK C, POOLTHONG S, UO M, TAGAMI J. (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J*, **33**: 79-85.
- SWAIN MV. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*, **5**(5): 1668-77.
- ŞAHİN S, ÇEHRELİ M, YALÇIN E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses. *J Dent*, **30**, 271-282.
- TAGGER GREEN N, MACHTEI EE, HORWITZ J, PELED M. (2002). Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent*, **11**(2):137-43.
- TAKAHASHI JMF, DAYRELL AC, CONSANI RLX, DE ARRUDA NOBILO MA, HENRIQUES GEP, MESQUITA MF. (2015). Stress evaluation of implant-abutment connections under different loading conditions: a 3D finite element study. *J Oral Implantol*, **41**:133-7.
- TANYEL RC, RAMAZANOĞLU M, İBRAHİMOĞLU D, ÜNLÜ Ç, ÖZGÜL M, KATİBOĞLU G, KATİBOĞLU AB. (2012). Dikey, yatay ve açılı kuvvetlerin dental implant KA üzerinde oluşturduğu stres dağılımının incelenmesi: sonlu elemanlar analizi. *TDD*, **84**: 54-60.
- TAŞKINSEL E, GÜMÜŞ HÖ. (2014). Sonlu elemanlar stress analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **8**: 131- 135.
- TAYLOR TD, AGAR JR, VOGIATZI T. (2000). Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **15**(1):66-75.
- TORCATO LB, PELLIZZER EP, VERRI FR, FALCON-ANTENUCCI RM, SANTIAGO JUNIOR JF, DE FARIA ALMEIDA DA. (2015). Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*, **114**(5):644-51.
- TUNALI B. (2004). Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral Implantoloji. 3. Baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri, 9-17.
- ULUSOY M, AYDIN KA. (2005). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt I Baskı 2. Bölüm 5. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.
- URAL C. (2011). Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve Cad/Cam uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, **86**(1): 27 38.
- VAN NOORT R. (2007). Introduction to Dental Materials 3th Ed. Mosby: Edinburg.

- WAKABAYASHI N, ONA M, SUZUKI T, IGARASHI Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*, **36**(7): 463-471.
- WANG TM, LEU LJ, WANG J, LIN LD. (2002). Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **17**(2):231-7.
- WATANABE F, HATA Y, KOMATSU S, RAMOS TC, FUKUDA H. (2003). Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*, **91**, 31-36.
- YANG J, XIANG HJ. (2007). A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech*, **40**(11): 2377-2385.
- YURTSEVEN M. (1993). Türkiye’de kullanılan değişik metal alaşım cinsleri üzerine pişirilen porselen materyalinin bağlanma mukavemetinin araştırılması. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- ZARB GA, ALBREKTSSON T. (1991). Osseointegration – A requiem for the periodontal ligament? An editorial. *Int J Periodontics Restor Dent*, **11**(1):88–91.
- ZARB GA, SCHMITT A. (1990). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent*, **64**(1): 53-61.
- ZARB GA, SCHMITT A. (1995). Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehab*, **22**(8): 661-671.
- ZARB GA, ZARB FL, SCHMITT A. (1987). Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dent Clin North Am*, **31**:457-472.
- ZAYTSEV D, PANFILOV P. (2014). Deformation behavior of human enamel and dentin-enamel junction under compression. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, **34**:15–21.
- ZHANG Y, MAI Z, BARANI A, BUSH M, LAWN B. (2016). Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater*, **32**(3):442-9.
- ZHENG Z, LIN J, SHINYA A, MATINLINNA JP, BOTELHO MG, SHINYA A. (2012). Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. *J Investig Clin Dent*, **3**(4):291-7.
- “Mechanical properties of titanium,” FEPPD, European and International Federation of Dental Technician Laboratory Owner. [Online]. Available: http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_titanium.htm. [Accessed: 23-Dec-2010].

3M ESPE (2014). 12 Aralık 2014 Ağ Sitesi:
<http://multimedia.3m.com/mws/media/777230/lava-ultimate-cadcam-restorative-tpp-us.pdf>.



ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı-Soyadı : Oğuzcan KARAER
Doğum Yeri ve Tarihi : Ankara, 05.02.1993
Uyruğu : T.C.
Medeni Durumu : Bekar
İletişim Adresi : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi Anabilim Dalı, 06500, Beşevler / ANKARA
Cep : 05363679697

II. Eğitimi

Lisans:
2011-2016 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Lise:
2007-2011 Ankara Atatürk Anadolu Lisesi
Orta Öğretim:
2004-2007 TED Ankara Koleji
İlk Öğretim
2000-2004 TED Ankara Koleji

Yabancı Dil

İngilizce, Almanca, Japonca

III. Ünvanları

2016 Diş Hekimi
2017 Araştırma Görevlisi

Bilimsel İlgi Alanları

Yayınlar:

Karaer, O., Yamaguchi, S., Nakase, Y., Lee, C., & Imazato, S. (2020). In silico non-linear dynamic analysis reflecting in vitro physical properties of CAD/CAM resin composite blocks. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 104, 103697.

Yamaguchi, S., Lee, C., Karaer, O., Ban, S., Mine, A., & Imazato, S. (2019). Predicting the Debonding of CAD/CAM Composite Resin Crowns with AI. *Journal of dental research*, 98(11), 1234–1238. <https://doi.org/10.1177/0022034519867641>

Yurtdışı Deneyimi

Osaka University of Graduate School of Dentistry; Osaka, Japonya’da 6 ay süre ile CAD/CAM sistemleri, dijital diş hekimliği, yapay zeka ve implantoloji üzerine çalışmalar yaptım (01.10.2018-01.04.2019).