

**T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**İMLANT DESTEKLİ VE DİŞ DESTEKLİ SABİT KÖPRÜ PROTEZLERİNDE,
STRES DAĞILIMININ FİNİTE ELEMENT ANALİZ YÖNTEMİ
KULLANILARAK KARŞILAŞTIRILMASI.**

**Doktora Tezi
Dt. Sedat GÜVEN**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR

2011

**T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**İMLANT DESTEKLİ VE DİŞ DESTEKLİ SABİT KÖPRÜ PROTEZLERİNDE,
STRES DAĞILIMININ FİNİTE ELEMENT ANALİZ YÖNTEMİ
KULLANILARAK KARŞILAŞTIRILMASI.**

**Doktora Tezi
Dt. Sedat GÜVEN**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR

2011

Bu Doktora Tezi DÜBAB Tarafından Desteklenmiştir.

Proje No: 09-DH-36

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRLÜĞÜ

"İmplant Destekli ve Diş Destekli Sabit Köprü Protezlerinde Stres Dağılımının Finite Element Analiz Yöntemi Kullanılarak Karşılaştırılması" isimli Doktora Tezi 24.06.2011 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Prof.Dr. Köksal BEYDEMİR
Tezi Teslim Eden : Dt. Sedat GÜVEN

Jüri Üyesinin

Ünvanı Adı Soyadı

Başkan : Prof.Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Üye : Prof.Dr. Belgin GÜLSÜN

Üye : Prof.Dr. Remzi NİGİZ

Üye : Prof.Dr. Köksal BEYDEMİR

Üye : Doç.Dr. Emrah AYNA

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

Prof. Dr. Salih HOŞOĞLU
Dicle Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Hayatım boyunca bana maddi, manevi desteklerini hiç esirgemeyen babama, anneme, kardeşlerime,

Doktora öğrenimim süresince ve tezimin başından sonuna kadar desteklerini hiç esirgemeyen ve her türlü konuda her zaman yanımda olup değerli tecrübe ve önerilerini benimle paylaşan danışmanım ve hocam Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR'e,

Tezimin stres analizi ölçümlerinde aşırı yoğun vaktine rağmen benimle ilgilenebilen Ay Tasarım LTD. ŞTİ. sahibi sayın Ayberk YAĞIZ'a,

Bu süreçte her türlü manevi desteğini benden esirgemeyen hocam Yrd.Doç.Dr. Süleyman AGÜLOĞLU'na,

Tezimin materyal-metot kısmında sıkıştığım anlarda bana yol gösteren Mühendislik Fakültesi Dekan Yardımcısı Yrd.Doç.Dr. Ahmet YARDIMEDEN'e,

Değerli bilgilerini benimle paylaşan hocam Doç.Dr. Emrah AYNA'ya en içten dileklerimle teşekkür ederim.

Dt. Sedat GÜVEN

İÇİNDEKİLER

ÖN SAYFALAR

KAPAK

İÇ KAPAK

ONAYSAYFASI

TEŞEKKÜR.....i

İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....ii

RESİMLER DİZİNİ..... iii

TABLolar DİZİNİ.....vii

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....viii

ÖZET SAYFALARI

TÜRKÇE ÖZET.....x

SUMMARY.....xi

TEZ METNİ

1.GİRİŞ1

2.LİTERATÜR BİLGİ.....3

3.MATERYAL VE METOT.....28

4.BULGULAR.....41

5.TARTIŞMA.....97

6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....109

KAYNAKLAR.....110

ÖZGEÇMİŞ.....122

RESİMLER

- Resim1)** 3 üyeli diş destekli model (Model 1)
- Resim2)** 3 üyeli implant destekli model (Model 2)
- Resim3)** 5 üyeli diş destekli model (Model 3)
- Resim4)** 5 üyeli implant destekli model (Model 4)
- Resim5)** Bilgisayar ortamında modellenen dişler
- Resim 6)** Bilgisayar ortamında oluşturulan kemik modelleri üzerine açılmış diş ve implant yuvaları
- Resim 7)** Bilgisayar ortamında yapılmış preparasyon
- Resim 8)** Zirkonya altyapı ve veneer tabakalarının modellenmesi
- Resim 9)** Model 1: 3 üyeli diş destekli zirkonya model
- Resim 10)** Model 2: 3 üyeli implant destekli zirkonya model
- Resim 11)** Model 3: 5 üyeli diş destekli zirkonya model
- Resim12)** Model 4: 5 üyeli implant destekli zirkonya model
- Resim 13)** “Next Engine 3D scanner” ile taranmış ve yazılıma aktarılmış bir nesne.
- Resim14)** Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanlar.
- Resim 15)** Rhinoceros yazılımında yapılan koping modellemesinin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmış hali. (düğümler birleştirilerek oluşturulan elemanlar görülmektedir=meshleme)
- Resim16)** 43 numaralı restorasyon üzerinden kuvvet uygulanması
- Resim17)** 45 numaralı restorasyon üzerinden kuvvet uygulanması
- Resim18)** 47 numaralı restorasyon üzerinden kuvvet uygulanması
- Resim19)** Tüm restorasyon üzerinden kuvvet uygulanması
- Resim20)** Model 1’de 2.premolar restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim21)** Model 1’de 2.molar restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 22)** Model 1’de tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 23)** Model 2 de 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

- Resim 24)** Model 2 de 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 25)** Model 2 de tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 26)** Model 3 de kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 27)** Model 3 de 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 28)** Model 3 de 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 29)** Model 3 de tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 30)** Model 4 te kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 31)** Model 4 te 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 32)** Model 4 te 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 33)** Model 4 te tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri
- Resim 34)** Model 1 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 35)** Model 1 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 36)** Model 1 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 37)** Model 2 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 38)** Model 2 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 39)** Model 2 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

- Resim 40)** Model 3 için kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 41)** Model 3 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 42)** Model 3 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 43)** Model 3 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 44)** Model 4 için kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 45)** Model 4 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 46)** Model 4 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 47)** Model 4 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Resim 48)** Model 1 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Resim 49)** Model 1 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Resim 50)** Model 1 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Resim 51)** Model 2 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Resim 52)** Model 2 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Resim 53)** Model 2 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Resim 54)** Model 3 için kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Resim 55)** Model 3 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Resim 56)** Model 3 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Resim 57) Model 3 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Resim 58) Model 4 için kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Resim 59) Model 4 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Resim 60) Model 4 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Resim 61) Model 4 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

TABLolar

- Tablo 1)** Çalışmada kullanılan materyallerin poisson oranı ve elastisite modülü değerleri
- Tablo 2)** Model 1’de restorasyonlar üzerinden yapılan yüklemeler sonucu konnektörlerde açığa çıkan en yüksek von mises stres değerleri
- Tablo 3)** Model 2’de restorasyonlar üzerinden yapılan yüklemeler sonucu konnektörlerde açığa çıkan en yüksek von mises stres değerleri
- Tablo 4)** Model 3’de restorasyonlar üzerinden yapılan yüklemeler sonucu konnektörlerde açığa çıkan en yüksek von mises stres değerleri
- Tablo 5)** Model 4 te restorasyonlar üzerinden yapılan yüklemeler sonucu konnektörlerde açığa çıkan en yüksek von mises stres değerleri
- Tablo 6)** Model 1, 2, 3 ve 4 teki bütün yüklemeler sonucu açığa çıkan von mises stres değerlerinin en yüksek olarak gözlemlendiği bölgeler
- Tablo 7)** Model 1 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Tablo 8)** Model 2 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Tablo 9)** Model 3 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Tablo 10)** Model 4 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri
- Tablo 11)** Model 1, 2, 3 ve 4 teki bütün yüklemeler sonucu açığa çıkan minimum principal (sıkışma) stres değerlerinin en yüksek olarak gözlemlendiği bölgeler
- Tablo 12)** Model 1 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Tablo 13)** Model 2 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Tablo 14)** Model 3 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Tablo 15)** Model 4 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri
- Tablo 16)** Model 1, 2, 3 ve 4 teki bütün yüklemeler sonucu açığa çıkan maksimum principal (gerilme) stres değerlerinin en yüksek olarak gözlemlendiği bölgeler

SİMGELER VE KISALTMALAR

mm	milimetre
MPa	megapaskal
ZrO ₂	Zirkonyum Dioksit, Zirkonya
TPS	Titanyum Plasma-Spray Kaplama
LISR	Laserle Yüzey Pürüzlendirme
SLA	Kumlama Yüzey Asitleme
MTX	Eriyebilen HA tozları ile pürüzlendirme
K ₂ OAl ₂ O ₃ 6SiO ₂	Feldspar
2H ₂ OAl ₂ O ₃ 2SiO ₂	Kaolin(Kaolinite)
SiO ₂	Quartz
Zr	Zirkonyum
%	yüzde
Y-TZP	Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystal
TZP	Tetragonal Zirconia Polycrystals
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
Al ₂ O ₃	aluminyumoksit
N	Newton
σ	normal (principal) stres
Pa	pascal
ε	strain
E	elastisite (<i>young</i>) modülü
F	kuvvet
V	poisson oranı

μ	micron
DOF	Degree of freedom
3D	üç boyutlu
M	Mezial
B	Bukkal
D	Distal
L	Lingual
ark.	Arkadaşları
mm ²	milimetrekare
kg	kilogram
g	gram

ÖZET

Finite element metodu dişhekimliği araştırmalarında son zamanlarda sıkça kullanılmaya başlanan bir yöntemdir. FEM (Finite element metodu) yöntemini kullanırken, üç boyutlu dijital görüntüleme sahip olmak çok önemlidir. Bu çalışmada implant destekli ve diş destekli sabit köprü protezlerinde, stres dağılımının üç boyutlu 1/1 dijital görüntüleme yöntemi ile finite element analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırılması amaç olarak ele alınmıştır.

FEM mühendislik alanında yaygın kullanılan bir stres analiz yöntemidir. Dişhekimliğinde yeni yeni kullanılmaya başlanmıştır. Literatürlerde genellikle statik değişkenlere değinilmiştir. Bu çalışmamızda fakültemize yeni alınan "ICAT" 1/1 dijital görüntüleme cihazıyla ağız ortamı bilgisayara aktararak dinamik değişkenlere de bakma imkanı doğacaktır.

Bu çalışmamızda 3 ve 5 üyeli implantüstü sabit köprü protezler ile 3 ve 5 üyeli diş destekli sabit köprü protezlerinin üzerine gelen çigneme kuvvetleri arasındaki farka bakılacaktır. Bu şartları taşıyan tedavileri yapılmış hastaların üç boyutlu 1/1 dijital görüntüleme yöntemi ile kayıtları alınarak çenelerin modelleri elde edilecektir. Bu modeller ağız içinin dinamik yapısını gösterecektir. Modeller bilgisayar ortamında finite element analizi yöntemi ile çigneme kuvvetlerine maruz bırakılıp aralarındaki farka bakılarak dayanıklılık bakımından kıyaslanacaktır. Finite element analizi yöntemi çok popüler olmasına rağmen, literatürde bu konu ile alakalı yeterli kaynak olmadığından böyle bir çalışmanın gerekliliği düşünülmüştür.

Anahtar sözcükler : 1. Finite Element Analizi 2. Dental İmplant
3. Kemik Yüklemesi 4. Porselen Yapı 5. Stres Dağılımı

SUMMARY

The finite element method (FEM) is nowadays widely used in dental research. While using FEM; it is important to have a three dimensional digital imaging. The purpose of this study is to compare stress distribution of cement-retained implant-supported and tooth-supported fixed partial dentures using finite element analysis in a three dimensional digital imaging.

FEM stress analysis is a method widely used in engineering. Recently it has begun to used in dentistry. Static variables are usually mentioned in the literature. In this study, intraoral situation is transferred to the computer by a 1/1 dijital imaging device newly received to our faculty, so we can look at the possibilities of dynamic variables.

In this study, we will look at the differences between the chewing forces that 3 and 5 unit tooth and implant supported dental prostheses overcome. The dijital records of treated patients will be taken and then the models of the jaws will be obtained. These models show the intraoral dynamic nature. The models will be exposed to the chewing forces in computer by using finite element analysis method after that the resistance of the models will be compared. Although not enough resources in the literature, finite element analysis is very popular so we considered the necessity of such a study.

Key Words : 1. Finite Element Analysis 2. Dental Implant
3. Bone Loading 4. Porcelain Structure 5. Stress Distribution

1. Giriş

Dental implant; sabit veya hareketli bölümlü proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla mukoza ve/veya periost tabakasının altına, çene kemiğinin içine yerleştirilen, alloplastik materyalden yapılmış protetik bir gereçtir.⁽¹⁾

Doğal dişleri korumak için gösterilen yoğun bilimsel çabalar ve özellikle son yıllarda elde edilen teknik ilerlemelere rağmen diş kayıpları devam etmektedir. Kısmen veya tamamen dişsiz hastaların çiğneme sistemini düzeltmek için klasik protez uygulamaları kadar dental implantlara gerek duyulmaktadır.⁽²⁾

Oral implantolojide başarı hekim ve hastanın ortak beklentisidir. Günümüzde ilerleyen teknoloji, hekime büyük avantajlar sağlamakta, bu da doğala yakınlığı ve kullanım kolaylığı nedeni ile tercih edilen sabit protetik tedavide implant kullanımını daha da artırmaktadır.⁽¹⁾

İmplantlar sayesinde, özellikle tek diş eksikliği gibi hallerde komşu dişlerin preparasyonuna gerek kalmadan diş eksikliği giderilebilmektedir. Bütün bunlar dişhekimliği mesleğinin son zamanlarda elde ettiği geniş tedavi seçeneği ve problemlerin çözüm alternatifini göstermektedir.^(1,2)

Estetik ve biyolojik açıdan sahip oldukları dezavantajlar nedeniyle metal destekli porselen restorasyonların yerine tam seramik restorasyonlar geliştirilmeye başlandı.^(3,4) Tam seramik restorasyonlar, yüksek dayanıklılığa sahip oksit seramiklerin geliştirilmesiyle posterior bölgede büyük restorasyonların yapımında da kullanıldı.^(5,6) Özellikle zirkonya (zirconiumdioksit) tam seramik restorasyonlar içerisinde günümüzde sıklıkla tercih edilmeye başlanmıştır.

Zirkonya mekanik özellikleri açısından metallere, renk özellikleri açısından ise dişe benzemektedir. Yapılan çalışmalar doğrultusunda uygun konnektör kullanıldığında zirkonya restorasyonların uzun dönemli başarılı olabileceği öngörülmektedir.⁽⁷⁾ Uzun dönemli başarı için doğru konnektör tasarımı seçilmelidir.

Zirkonya restorasyonlar için önerilen konnektör çapı minimum 3 mm olarak belirtilmiştir.⁽⁸⁾ Aynı zamanda stres dağılımı üzerinde konnektör ile abutment birleşim bölgesi yarıçapında etkili olabileceği ileri sürülmüştür.⁽⁹⁾ Tedavi planlaması esnasında, 3 boyutlu görüntüleme yöntemi kullanılarak elde edilen veriler değerlendirilerek, diş ve implantın biyomekaniği ve hangi üst yapı tasarımının implant, kemik ve diş üzerinde ne tip stresler oluşturacağı iyi bilinmeli ve üst yapı buna göre seçilmelidir.

Bu çalışmada amaç; üç boyutlu 1/1 dijital görüntüleme yöntemi kullanılarak elde edilen veriler ışığı altında mandibular bölgeye yerleştirilen sabit bölümlü protezlerde farklı destek ve konnektör tasarımları kullanımı sonucunda, yapılacak olan zirkonya protez ve çevre dokular üzerinde meydana gelecek stres ve strain değerlerinin üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilip, en uygun tasarımın seçilmesini sağlamaktır.

2. LİTERATÜR BİLGİ

2.1. İMPLANTIN TARİHÇESİ VE SINIFLANDIRILMASI

Barış TUNALI'nın, "Oral İmplantolojiye Giriş" adlı kitabında belirttiği gibi, bir problemi çözmeye yönelik her yaklaşım, bilimsel ilerlemenin bir yansıması olarak, sürekli bir değişim ve yenilenme içerisindedir. Bu sürekli değişim ve yenilenme, o yaklaşımın evrim tarihini oluşturur. Bir konunun tarihinin incelenmesi ve o konudaki problemleri çözmeye yönelik yaklaşımlarda görülen değişimlerin irdelenmesi, bilimsel araştırmacılığın ilk adımıdır ve araştırmacıya daha sağlıklı sonuçlar elde etme imkanı verir.⁽¹⁰⁾

Reimplantoloji yaklaşımlarının implantoloji yaklaşımlarına dönüşmesinden sonra, 1938'de Strock ilk defa içi dolu vida şeklinde bir implant geliştirmiştir. Aynı araştırmacı, 1940'da ilk defa endodontik veya transradiküler implantı geliştirmiştir.⁽¹⁰⁾

Yine 1938'de Dahl, implantı kemiğin içine değil, kemiğin üstüne yerleştirmek fikrinden hareketle ilk subperiostal implantı geliştirmiştir.⁽¹⁰⁾

1947'de Formiggini, kemiğin implantın kıvrımlarının arasına girmesini sağlamak ve böylelikle implantın sabitleşmesini elde etmek amacıyla içi boş vida şeklinde bir implant geliştirmiştir.⁽¹⁰⁾

1960'da Chercheve içi boş vida şeklinde silindirik bir implant geliştirmiştir.⁽¹⁰⁾

1961'de ise Tramonte' nin bu sefer içi dolu vida şeklinde bir implantını görmekteyiz. Belki de bu implant tipi bugünkü bikortikal implantların temelini oluşturmuştur.⁽¹⁰⁾

Çene Kemiğine Yerleştirilen İmplantları Şu Şekilde Sıralayabiliriz:⁽¹⁰⁾

1)Kemikiçi İmplantlar

Bu implantlar; bir diş çekildikten sonra, bu çekim boşluğunun rehberliğinden yararlanılarak veya dişsiz bir alanda alveol kreti içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Endosseos veya endosteal implantlar ismini de alan bu implantlar da kendi aralarında kök şeklinde veya silindirik implantlar, blade implantlar, transosseos veya transosteal ya da sadece mandibulada uygulandıkları için transmandibüler implantlar, pin veya iğne şeklinde implantlar, alveol kretine giriş yaptıkları bölge olan kretin en tepesinden ve kret içerisinde ulaştıkları en derin noktadan olmak üzere kortikal kemikten iki yerden destek almalarına bağlı olarak bu ismi alan bikortikal implantlar diye sınıflara ayrılırlar.

2)Subperiostal İmplantlar:

Kemiküstü olarak adlandırılan bu implantlar periostun altına, alveol kretinin üzerine, adeta bir eğer gibi yerleştirilen implantlardır.

3)Endodontik İmplantlar:

Bazı araştırmacıların kemikiçi implantlar sınıfına dahil ettiği bu implantlar; mevcut bir dişin kök içinden geçip çene kemiğine yerleşen implantlardır. Endodontik stabilizörler, transradiküler implantlar veya transdental fiksasyonlar ismiyle de anılırlar.

4)İntramukozal İmplantlar:

Buton şeklinde olan bu implantlar, total veya hareketli bölümlü protezlerin retansiyonunu artırmak amacıyla, bu protezlerin iç kısımlarına yerleştirilen implantlardır.

5)Kemik yerine konan implant materyalleri:

Bu materyaller ise, çeşitli amaçlara yönelik kemiğin üzerine ve onun olmasının istendiği yere konan materyallerdir.

Bu materyaller de kendi aralarında polimerik yapıda olanlar, seramik yapısında olanlar ve biyolojik kökenli olanlar diye alt gruba ayrılırlar.

Ayrıca gerek yönlendirilmiş doku rejenerasyonu amacıyla yerleştirilen membranların, gerek çene kırıklarında kullanılan miniplakların, gerekse subperiostal implantların sabitleştirilmesinde bazı araştırmacılar tarafından transkortikal implantlar diye de isimlendirilen, mini implant vidalarından faydalanılır.

Diğer yandan bu implant vidaları, daha büyük boyutlarda, çene çatlak ve kırıklarının doğrudan fiksasyonunda da kullanım alanı bulunur.

Günümüzde osseointegrasyondaki gelişmeler doğrultusunda en yaygın olarak kullanılan implant türü, endoossöz implantlardır.^(11,12,13)

Endoossöz implantların sınıflandırılması aşağıdaki gibidir.⁽¹⁴⁾

1. Silindirik İmplant

-Solid (içi dolu)

Screw (vida)

Düz

-Hallow (içi boş)

Screw (vida)

Düz

2. Blade İmplantlar

3. Özel Tasarımlar.

Şimdiye kadar yapılmış olan araştırmalar sonucunda mekanik, kalite ve biyolojik açıdan titanyumun implant malzemesi olarak ideal bir materyal olduğu kanıtlanmıştır.⁽¹⁵⁾ Bu özellik, titanyumun üzerini örten oksit tabakası ile açıklanabilir. Dolayısıyla çevre doku ve metal arasında herhangi bir iyon alışverişi olmaz. Titanyum yüzeyi pürüzlendirilerek veya çeşitli şekillerde kaplanarak osseöz iyileşme çabuklaştırılmış ve yüzey alanı artırılmıştır.⁽¹⁵⁾

Bu yüzey işlemlerinden bazıları:

Titanyum Plasma-Spray Kaplama (TPS),

HA Kaplama,

Laserle Yüzey Pürüzlendirme (LISR),

Kumlama Yüzey Asitleme (SLA),

Eriyebilen HA tozları ile pürüzlendirme (MTX).⁽¹⁵⁾

Başarı için dental implant materyalinin biyoinert ve biyoaktif olması istenmektedir.⁽¹⁵⁾

2.2. İMPLANT ENDİKASYON VE KONTRENDİKASYONLARI

İMPLANT ENDİKASYONLARI

- 1) Protetik tedavi ile tutuculuk sağlanamayan tam dişsiz hastalar,
- 2) Oldukça uzun boşluk içeren sabit protez olguları,
- 3) Hareketli bölümlü protez kullanımında güçlük çeken kısmen dişsiz hastalar,
- 4) Kusma refleksi olan ve hareketli bölümlü protez taşıyamayan hastalar,
- 5) Protetik tedaviye bağlı mukoza irritasyonu ve kret rezorpsiyonu kontrol edilemeyen hastalar,
- 6) Protezin stabilizasyonunu bozan parafonksiyonel ağız alışkanlıkları olan hastalar,
- 7) Herhangi bir dişsiz sahada veya tam protezin yerleştiği yumuşak dokularda oluşan ciddi değişiklik durumlarında,
- 8) Oral müsküler koordinasyonun zayıf olduğu durumlarda,
- 9) Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
- 10) Endodontik ve cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde çekimi takiben implantın yerleştirilmesi,
- 11) Tek taraflı dişsiz sonlanan vakalarda,
- 12) Tek diş eksiklikleri,
- 13) Doğal dişlerin konum ve sayı açısından sabit protez ayağı olarak yeterli olmadığı ağızlar,
- 14) 16 yaşından küçük çocuklarda ortodontik ankraj olarak.^(1,16,17)

İMPLANT KONTRENDİKASYONLARI

- 1) Ağır böbrek hastalıkları,
- 2) Generalize sekonder osteoporoz,
- 3) Ağır osteomalazi tedavisi (Raşitizm),
- 4) Kontrol altında olmayan Diabet,
- 5) Ağır hormonal bozukluklar,
- 6) Kronik veya ağır alkolizm,
- 7) Radyoterapi görenler,
- 8) İlaç bağımlılığı,
- 9) Ağır bağ dokusu hastalıkları.^(10,18,19,20)

2.3. İMPLANT DOKU ETKİLEŞİMİ-OSSEOİNTEGRASYON

Osseointegrasyon terimi ilk olarak Branemark tarafından tanımlanmıştır. Branemark'ın tanımına göre; osseointegrasyon, yük altındaki implant yüzeyi ile canlı kemik arasında düzenli yapıda fonksiyonel bir bağlantıdır.^(21,22,23,24)

Osseointegrasyonu etkileyen faktörler şunlardır:

1. İmplant dizaynı,
2. İmplant materyali,
3. İmplantın yerleştirilmesi esnasında kemikte travma oluşturulup oluşturulmadığı,
4. İyileşme tamamlanmadan bölgeye oklüzal yüklerin veya kuvvetlerin gelmesi.^(15,25,26)

Osseointegrasyondaki başarı kriterleri şunlardır:

1. Periimplant bölgede radyolüsenlik olmamalıdır,
2. İmplantın yerleştirilmesi sonrası klinik olarak kontrol edildiğinde mobil olmaması gerekir,
3. Bir yıllık kullanım sonrasında, implantın vertikal kemik kaybı 0.2 mm den az olmalıdır,
4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanalın perforasyonu gibi işaret ve semptomlar bulunmamalıdır,
5. Beş yıllık gözlem sonucunda %85, on yıllık gözlem sonrası ise %80'lik bir başarı gözlenmelidir.^(15,27,28)

Cerrahi olarak dikkat edilmesi gereken konuların başında, atravmatik çalışma ve kemiği aşırı ısıtmaktan kaçınma gelmelidir. Tedavi planlaması yapılırken, kemiğin yoğunluğu ve boyutu dikkatlice incelenmeli, kortikal kemik ve trabeküler miktarına uygun tedavi yapılmalıdır.⁽²⁹⁾

İmplantın dizaynı ile ilgili yapılan çalışmalar, implant geometrisi ve yiv dizaynı üzerine yoğunlaşmaktadır.^(29,30)

Osseointegrasyonu artırmak için günümüze kadar implant yüzey özellikleri ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır ve hidroksi apatit kaplama, plazma sprey kaplama, kumlama ve asitleme gibi bir çok yöntem kullanılmıştır.^(29,31)

Son dönemlerde nanoteknolojideki ilerlemelerin ışığı altında hidroksi apatit nano parçacıklarının kullanımı gündeme gelmiş ve bu durumun osseointegrasyonu oldukça yüksek oranda artırdığı bildirilmiştir.^(29,32,33,34)

2.4.DİŞ DESTEKLİ VE İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLER:

Dişlerin restorasyonu sırasında, seçimi yapılacak olan materyalin mine dokusu ile benzer özelliklere sahip olması gerekir.^(15,38)

İdeal sabit protetik bir restorasyonun hazırlanması için materyallerde aranan özellikler ve uygulanacak restoratif sistemden beklenen gereksinimler şunlardır:

1. Biyouyumluluk,
2. Dayanıklılık,
3. Hızlı ve kolay bir şekilde elde edilebilmeleri,
4. Estetik olması,
5. Termal genleşme katsayısının mineyle uyumlu olması,
6. Uygun stres transferi sağlaması,
7. Doğal dişlere benzer aşındırıcı etkisinin olması,
8. Doğal dişlere benzer diş aşınması,
9. Ekonomik olması.⁽¹⁴⁾

Diş hekimliğinde sabit protetik tedavide metal destekli porselenler uzun yıllardır başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak; metal destekli restorasyonların estetik ve biyolojik dezavantajları , allerjik ve toksik özellikleri sebebiyle; estetik, biyolojik ve mekanik açıdan daha üstün özelliklere sahip olan tam porselen restorasyonlar geliştirildi.^(39,40)

2.4.1 DENTAL PORSELENLER

İlk porselen uygulamaları günümüzden 150 yıl öncesine kadar gitmektedir. Teknolojik gelişmeler yeni porselen tipleri ve sistemleri üretirken beraberinde porselenin kullanım alanını da genişletmektedir.

Tam porselen restorasyonlar doğal dişe çok yakın bir estetik sağlamaktadır, buna bağlı olarak da bu tip sistemlerin uygulama alanları son derece artmıştır. İlerleyen teknoloji ürünü olan yüksek dirençli dental porselenler ile yapılan restorasyonların, acıcılık özelliği gösteren kompozit simanlar aracılığı ile diş yüzeyine olan direkt bağlantısı, restoratif dişhekimliğinde oldukça yeni bir uygulama türü olarak tercih edilmektedir. İlk olarak Dr. Chayes Land

tarafından tanımlanan ve 1903 yılında üretilmeye başlanan, daha sonra da 1965 yılında McLean ile alüminus dental porselen yapısında geliştirilen öncül metal desteksiz porselen ürünleri ve teknikleri, 1976 yılında yine McLean tarafından platin bağlı alümina kor ile daha da güçlendirilmiştir.^(35,36,37)

Dental porselenler, optik ölçülerinin izin verdiği ölçüde elde edilebilen doğal görünümüleri, çiğneme kuvvetlerine, aşınma ve kimyasal etkilere olan dirençleri, ayrıca, sınır uyumları ve ayarlanabilir ısıl genleşme katsayıları ile önemli ölçüde geliştirilmişlerdir

Metal destekli porselenler ile tam porselen sistemler karşılaştırıldıklarında, tam porselenler daha fazla ışık geçirgenliği ve yansıtması göstermektedirler. Biyolojik olarak uyumlu, korozyona dirençli, düşük ısı ve elektriksel iletkenliğe sahiptirler ve kendilerini destekleyen doğal diş dokusunun, restorasyonun rengine etkin olarak katılımına izin vermektedirler. Ayrıca metal destekli porselen restorasyonlarda ortaya çıkan gingival renklenme, allerjik kontakt stomatit gibi arzu edilmeyen durumlara da iyi bir alternatif olmaktadır. Tüm bunlar göz önünde bulundurulduğunda, tam porselen sistemlerin uygulamaları son derece artmıştır.⁽³⁶⁾

Porselen materyaller kırılmandır, sınırlı çekme kuvvetine sahiptirler ve zamanla oluşan streslere karşı dayanıklılıklarını yitirebilirler. Metal destekli porselen restorasyonlar birçok dezavantajlarına rağmen ağız içi kuvvetleri rahatlıkla karşılayabilecek dayanıklılıktadır. Tam porselen restorasyonların en büyük dezavantajları ise kırılma dayanımlarının düşük olmasıdır.⁽³⁶⁾

Geleneksel dental porselenin içeriğini Feldspar, Kaolin, Quartz oluşturur.

1. Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$)

Dental porselene saydamlık ve birleştiricilik verir. Doğal feldspar, saf olmayıp potas (K₂O) ve soda (Na₂O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, krona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler.

2. Kaolin (Kaolinite) ($2H_2OAl_2O_32SiO_2$)

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır. Dental porselende çok az kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolinin, yapıştırıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden istifade edilir.

3. Quartz (SiO₂)

Silika yapısında olan quartz dental porselenlerde büzülme ayarlar ve desteklik görevi yapar. Kütleyle stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir.^(35,36,37)

Dental porselenler klasik olarak fırınlama derecelerine göre ve dirençlendirilme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler:

Fırınlama Derecelerine Göre:

- 1) Düşük ısı (low fusing) dental porselenler (871°C-1066°C): Jaket kron, metal destekli kron porselenlerinde aluminöz porselenlerde, çeşitli boya ve parlatma tozlarında kullanılırlar.
- 2) Orta ısı (medium fusing) dental porselenler (1093°C-1260°C): Gövde porseleninde kullanılırlar.
- 3) Yüksek ısı (high fusing) dental porselenler (1288°C-1371°C): Özellikle suni dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar.^(37,38)

Yapım Tekniklerine Göre:^(41,42,43)

1- Metal Destekli Dental Porselenler

A-) Döküm Metal Üzerinde Bitirilen Dental Porselenler

B-) Metal Yaprak Üzerinde Bitirilen Dental Porselenler

2- Tam Porselenler

A-) Konvansiyonel (toz-likit) porselenler

B-) Döküm tam porselen tekniği

C-) Bilgisayar destekli tam porselen kopyalama tekniği

D-) Enjeksiyon tam porselen tekniği

E-) Cam infiltre tam porselen tekniği

F-) Diğer porselen sistemleri

2.4.1.1.METAL DESTEKLİ DENTAL PORSELENLER

A) Döküm Metal Üzerinde Bitirilen Dental Porselenler

Bu tip soy ve soy olmayan metal alaşımlarının üzerine fırınlanarak elde edilmektedirler. İyi bir metal porselen bağlantısı için metal ve porselenin termal genişleme katsayıları (TGK) uyumlu olmak zorundadır. Metal-porselen restorasyonlardaki başarı, alaşımın ve porselenin özellikleri ile arada oluşan bağlantının gücüne bağlıdır.^(37,38,44,45)

Porselenin metale bağlantısını etkileyen 4 mekanizma vardır:

1) Mekanik Bağlanma: Metal yüzey, kumlama gibi mikroabrazyon yöntemleriyle pürüzlendirilerek yüzey alanı artırılıp bu şekilde hazırlanan porselenle, metal arasında mekanik tutuculuk sağlanır.

2) Sıkıştırma Bağlantısı: Metal altyapı porselene oranla biraz daha fazla termal genişleme katsayısına (TGK) sahip olmak zorundadır ki, restorasyon soğurken porselenin metale doğru çekilmesine sebep olan bir tutuculuk sağlansın.

3) Van der Wall's kuvvetleri: Sorumlu moleküllerin birbirini çekmesi olarak tanımlanır. Çok kuvvetli bir bağlanma mekanizması oluşmamaktadır.

4) Kimyasal Bağlanma: Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasına olan bağlantı şeklindedir. Altın alaşımlarında demir, indiyum, galyum gibi elementler oksijen varlığında fırınlanırsa yüzeye geçer ve bunlar porselenin opak tabakası içindeki benzer oksitler ile bağlanır. Temel metal alaşımlarında ise, bu elementler ilave edilmeksizin ortaya çıkan krom-oksit tabakası bağlantıyı sağlamaktadır.^(15,37,38,44,45)

B) Metal Yaprak Üzerine Bitirilen Dental Porselenler

Bu sistemdeki amaç, metal ve laboratuvar maliyetini düşürerek, metal kalınlığını azaltmak, metal röflesinden kaçınarak optimum estetiği sağlamak ve simantasyon işlemleri sırasında metal porselen birleşimlerindeki gerilimleri azaltmaktır. 1976'da Mc Lean tarafından geliştirilmiştir.⁽³⁵⁾ Ancak çok üyeli restorasyonlarda kullanılmaması ve düşük kırılma direncinin olması dezavantajları olmuştur.⁽⁴¹⁾ Yaygın kullanımda tercih edilmemektedir.⁽⁴⁷⁾

2.4.1.2. Tam Porselenler

Tam porselen restorasyonların avantajları şunlardır:

- Estetiktir. Işığın yansıtma özelliklerine sahip olduklarından dolayı tam porselen restorasyonlar, doğal diş yapısına daha yakın görünümde dirler. Metal destekli porselenlerde ise metal alt yapı renginin opak, dentin ve mine porseleni ile maskelenmesi gerekmektedir. Tam porselenlerde metal destek olmadığı için gelen ışın çok doğal bir görünüm yaratır.^(48,49,50)

- Biyouyumludur. Porselenlerdeki doku uyumu çok yüksektir. Biyouyumlulukları, ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyelleri yüksek olan metallerle oranla daha üstündür.^(48,51,52,53)

- Dişeti uyumu oldukça iyidir. Tam porselen restorasyonlarda diş kesimi konservatif boyutlarda (1mm kole-1,5mm insizal) yapılabilir ve metal destek için yer gereksinimi olmadığı için aşırı konturlamaya da neden olmaz. Yapılan kronların konturu orijinal diş morfolojisine benzer şekilde hazırlanabileceği için doku tarafından çok iyi kabul edilir.^(47,54) Aynı zamanda dişetinde renklenmeye neden olmazlar.⁽⁵⁵⁾

- Korozyona dirençlidirler.⁽⁵⁶⁾

- Allerjik değildirler.^(57,58)

- Doğal diş yapısına yakın ısı iletkenliğine ve ısıl genleşme katsayısına sahiptirler.⁽⁵⁹⁾

- Galvanik akıma neden olmamaktadırlar.⁽⁶⁰⁾

Tam porselen restorasyonların dezavantajları ise şöyledir:⁽⁶¹⁾

- Konnektör bölgesindeki aşırı stresler restorasyonun kırılma riskini artırır.

- Hastanın interokluzal mesafesi yetersiz olduğunda, gerekli konnektör boyutuna ulaşmak zordur.

- Bazı teknikler özel donanım gerektirmektedir. Bu yüzden pahalı olabilir.

Tam porselen restorasyonların sınıflandırılması:

A-)Konvansiyonel Porselenler

Day materyali üzerine toz ve likitin karıştırılıp tabakalar halinde uygulanması ile restorasyonun konturlarının verildiği porselenlerdir. Bu tozlar değişik ton ve translüensliğe sahiptirler.⁽⁴²⁾

B)Döküm Tam Porselen Tekniği

Uygulama kolaylığı, fırınlama büzülmesinin az oluşu, yeterli ışık geçirgenliği ve opasite, cilalanabilirlik, gerilim direnci, aşınma direnci, ısıl şok direnci ve kimyasal maddelere karşı dayanıklılık açısından üstünlük gösterirler. Dicor bu amaçla tasarlanan bir sistemdir. Bu sistemde kullanılan materyal tetrasiklik floramikadır. İçeriğinde bulunan florid, kristalin faz için gereklidir ve akışkanlığı artırmaktadır. Mum örneğin hazırlanmasının ardından, fosfat bağlı rövetmana alınır ve fırınlanarak mum atımı yapılır. Döküm işlemi firmanın önerileriyle yapıldıktan sonra kristalin fazın gelişimi için tekrar ısıtılır, bu aşamada materyal %55 oranında kristalindir ve tetrasiklik floramika içermektedir.^(36,43)

Bu sistemle yapılan kronlar; porselen laminate veneerler, tüm porselen köprüler, porselen kron korlarında ve inley/onleylerde kullanılmaktadır.⁽⁶²⁾

Estetik materyal seçiminde döküm seramiklerin tercih edilmesinin en büyük iki nedeni, karşıt mineyi aşındırmaması ve plak akümülyasyonunun diğer restoratif materyaller ve doğal mineye göre daha az olmasıdır.⁽¹⁵⁾

Mine ve porselen şeffaflığının birbirine yakın olması, doğal görünüm sağlar. Mineye yakın şeffaflığın olması ise bukalemun etkisi yaratır. Bukalemun etkisinde, renk komşu diş dokularından, kökten ve kesik diştten gelerek yayılır. Dıştan boyama vardır, içten boyama ile şahsi karakterizasyonlar bu sistemde verilememektedir.⁽¹⁵⁾

Dicor kronların en önemli özelliklerinden birisi radyografik olarak da izlenebilmesidir. Bu kronların altında oluşabilecek sekonder çürükler uygulanan pin ve postların durumu ve aynı zamanda kronların sınır adaptasyonu radyografilerde belirgin olarak izlenebilmektedir.⁽¹⁵⁾

C) Bilgisayar Destekli Tam Porselen Kopyalama Tekniği

Procera, Cercon, Cerec, Celay, Lava, DCS smartfit, Cicero gibi tam porselen sistemleri, tam porselenlerin bilgisayar destekli tasarım ve üretimi (Computer Aided Design- Computer Aided Manufacture, CAD- CAM) olarak tanınmıştır.⁽⁶⁹⁾

Procera tam porselen kronlar, Aden ve Andersson tarafından (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sandvik Hard Materials AB, Stockholm, Sweden) yoğun çabalar sonucunda geliştirilmiştir. Görüntünün dijitalize edilmesi, diş kesimlerinin optik görüntülenmesi ve restorasyonların bilgisayar kontrolünde freze sistemi ile üretimi gerçekleştirilmektedir. Bu sistemde restorasyon homojen, gözeneksiz katı porselen bloktan hazırlandığı için porselen dolgularda daha az kırılma riski gösterir. Aşınmaya karşı direncin mineye yakın olması, kompozit rezin ile dişe bağlantısının kuvvetli olması dolayısıyla bağlantı sonrası dişin direncini artırması, cilanabilirlik özelliğinin üstünlüğü ve sınır aralığının 50 milimikrondan az oluşu diğer teknik avantajlarıdır.

Bir diğer sistem olan **Cerec** yönteminde ise, tarama, bilgisayara nakil ve torna tek bir taşınabilir üniteye toplanmış bulunmaktadır. Prepare edilmiş yüzeyler, kızılötesi ışın ile optik olarak kaydedilir ve dişin görüntüsü elektronik ağız içi kamera ile görüntülenir, bilgisayarda möllendir. Restorasyonun marjin bölgesi ve temas sahaları oluşturulur. Sonra blok porselenden su püskürtmeli elmas kesicilerle restorasyon oluşturulur, dönen disklerle tesviye işlemi yapılır. En önemli avantajları üretilen restorasyonun marjinal uyumunun mükemmel yakın olması ve kullanılan materyalin elastikiyet modülünün ve ısıl genleşme katsayısının mineye çok yakın olmasıdır.⁽⁶⁹⁾

Dr. Stefan Eindenbenz tarafından geliştirilen **Celay** tam porselen sisteminde direkt- indirekt konseptinde değişkenlik söz konusudur, ancak bu sistemde laboratuvar teknisyenine ihtiyaç yoktur. Alüminyum oksit; Vita Celay bloklarda bulunan ve doğal olarak oluşan bir materyaldir. Celay sisteminde kullanılan porselenin elastikiyet modülü 401 GPa'dır ve Mohs'un sertlik numarası 9'dur. In-Ceram alümina sisteminde alüminyum oksit içeriği %80'e çıkarılmıştır. Die'li modele gerek olmaması, ölçü alınma ihtiyacı duyulmaması, geleneksel porselen fırında daha kısa süreli cam infiltrasyonu gibi avantajları ile günümüzde tercih edilen sistemler arasında yerini almıştır.⁽⁶⁹⁾

Cercon ise mum modelajın taranması ile oluşturulan syalnızca Cam sistemidir.⁽⁶⁹⁾

Duret ile inlay, onlay, tek kronlar ile üç veya dört üyeli köprü restorasyonları yapılabilmektedir.⁽⁶⁴⁾ Geleneksel diş kesimi işlemlerini takiben lazer tarayıcısı kullanılarak

beş farklı görüntü alınır. Elde edilen veriler sayısal kontrollü mikromilling cihazı kullanılarak imal edilmektedir.^(65,66)

DentiCAD sistemiyle, inley ve onley restorasyonlar ile kronlar yapılabilmektedir. Bu sistem; minyatür robot kol dijitizer, tam otomatik tasarım için CAD/CAM yazılımı ve milling makinesinden ibarettir. İmaj elde edildikten sonra, restorasyon bilgisayar kontrollü aşındırma makinesinde hazırlanır.^(67,68)

CİCERO, kor üretimi için geliştirilmiş olan bir sistemdir. Bu sistem; lazer tarama, porselen sinterizasyonu ve bilgisayar destekli aşındırma tekniğinden ibarettir.^(70,71)

DCS, bu sistemde solid sinterlenmiş blok halinde materyalden alt yapı şekillendirilmesi yapılır. Üretim için uzun zaman harcanması gerekliliği, pahalı olması ve kopingi oturtmak için gereken laboratuvar işlemlerinin uzun sürmesi sistemin dezavantajlarıdır.⁽⁷²⁾

Lava sistemi, tam porselen kron ve köprülerin anterior ve posterior uygulamaları için geliştirilmiştir. Bu sistemde presinterlenmiş zirkonya bloklarından; tarama, bilgisayar destekli kor dizaynı ve milling işlemini takiben altyapı üretimi yapılır. Daha sonra yoğun zirkonya içerikli bu alt yapı tabakalama porseleni ile kaplanır.⁽⁷⁰⁾

D) Enjeksiyon Tam Porselen Tekniği

Bu sistem ısı ve basınç altında enjekte edilebilen porselenlerdir. Yüksek dirençlidirler, ısı geçirgenliği ve ışık yansımaları ile doğal dişe çok yakın niteliklere sahiptirler. Geleneksel "Leusit" porselenlere kıyasla hacminin %60 oranında yoğun lityum disilikat içermesi nedeniyle gerilmeye, kırılmaya ve kimyasal madde zararlarına karşı direnci artırılmıştır. Teknik olarak; preslenmiş kron üzerine tabakalama veya preslenmiş kron üzerine dış boyama yöntemlerinden biri ile hazırlanacak olan yapı, şekillendirilmesini takiben, mum uzaklaştırma tekniği ile porselene dönüştürülür. Isısal genleşme katsayısı son derece düşüktür.

IPS Empress, metal desteksiz porselen restorasyonlarda kullanılan yeni bir tekniktir. İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirilmesine tabi tutulmaktadır. İkinci teknikte ise, renkli dentin tabletleri kullanılarak oluşturulan restorasyonun son formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir.⁽¹⁵⁾

IPS Empress 2 sisteminin geliştirilmesindeki esas hedef üç veya daha fazla üyeli köprülerin yapılabileceği bir materyal üretmektir. IPS Empress'e göre kor yapısında farklılığı vardır. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress 2'nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat olacak şekilde artırmıştır.⁽¹⁵⁾

Cerestore, alüminyum oksit koping ve alüminöz porselen kaplamadan oluşmaktadır. Özelliği ise, fırınlama esnasında büzüşme yapmamasıdır ve bu nedenle 'non-shrink ceramic' olarak da adlandırılır.⁽¹⁵⁾

Optec Preslenebilir Porselenler, lösit miktarı artırılmış bir feldspatik porselen türüdür. Basınç ve ısı altında muflalanarak yapılmaktadır. Aynı zamanda alternatif olarak kor materyali yapımında kullanılabilir.⁽¹⁵⁾

E) Cam İnfiltre Tam Porselen Tekniği

Cam seramiklerin uzun dönem kullanımlarının ardından Sadoun M., 1989'da sıvı faz içerisinde dağılmış alümina partikülleri anlamında tanımladığı "Split Cast" dirençli alümina seramikleri keşfetmiştir. In-Ceram (Vita, Germany) adı altında tanıtılan bu porselen türünde, çok dirençli yoğun bir porselen kompozisyonu oluşturmak üzere, az sinterlenmiş alümina tozu içine viskoziteli sodyum lanthanum alümina silikat camı infiltre edilmektedir. Alüminyum oksit konsantrasyonu %70'lere ulaşmıştır, In-Ceram teknolojisi, seramik direncinden ödün vermeksizin, ileri düzeyde estetik restorasyonlar yaratmaya olanak sağladığından, dental porselen tarihinde önemli bir yeri hak ettiği öne sürülmektedir .

F) Diğer Porselen Sistemleri

Magnesia Kor Materyali, metal destekli porselen restorasyonlarda sıklıkla kullanılan kaplama porseleni ile uyum arzeder.^(41,59)

Aluminus Porselenler, alumina partiküllerinin porselen toz içinde dağılması ile kuvvetlendirilerek elde edilen porselenin direnci, konvansiyonel feldspatik materyalin direncinin yaklaşık iki katıdır. Yapımı kolaydır ve bununla birlikte pahalı bir teçhizat

gerektirmez. Estetiğin önemli olduğu vakalarda kullanılıp aynı zamanda arka grup dişlerde veya birden fazla üniteli restorasyonların yapımında kullanılmaktadır.^(15,47,63)

Hi-Ceram, alüminyum oksit miktarı %50 civarında artırılmış bir kor materyalidir. Konvansiyonel porselenlerden %25 daha sert bir özellik sergiler.⁽⁶³⁾

Tam porselen restorasyonlar için kullanılan kor materyalleri:

Lityum Disilikat, Empress II sistemi için kor materyali olarak kullanılır. Yapılan testlerde esneme dayanıklılığı yaklaşık olarak 300-400 MPa'dır.⁽⁶¹⁾ Bu şekilde hazırlanan restorasyonlar, çiğneme kuvvetlerinin daha düşük olması nedeniyle kesici dişlerden 2. küçük azılara kadar uygulanabilmektedir.⁽⁷³⁾

Cam İnfiltre Alumina, yüksek ısıda sinterize olabilen alumina cam infiltre kopingleri kullanılmaktadır. Üç üniteli anterior sabit parsiyel protez yapımı için üretilen ilk restoratif sistemdir. Materyalin esneme dayanıklılığı 236 ile 600 MPa'dır.^(74,75,76)

Yoğun Sinterize Yüksek Safılıkta Alüminyum Oksit, Procera sistemi kor materyali olarak, yoğun sinterize yüksek safılıkta alüminyum oksiti kullanılmaktadır. Esneme dayanıklılığı 487 ile 699 MPa arasındadır.⁽⁷⁷⁾

%35 Parsiyel Stabilize Zirkonya ile Cam İnfiltre Alumina, In-Ceram Zirkonya sistemi bu kor materyalini kullanılmaktadır. Esneme dayanıklılığı 421 ile 800 MPa arasındadır.^(74,77) Yapılan bir çalışmada In-Ceram Zirkonya altyapımın, metal alt yapı kadar opak olduğunun rapor edilmesi sonucu sabit protez yapımında In-Ceram Zirkonyanın kullanılması önerilmemektedir.⁽⁷⁶⁾

Zirkonyum Dioksit: (ZrO₂), Zirkonya esaslı materyaller üstün mekanik ve biyolojik özelliklerinden ötürü ilk olarak ortopedik uygulamalarda kullanılmıştır.^(78,79) Zirkonya porselenler dişhekimliğinde post-core sistemleri, implant abutmenti, ortodontik braketler ve günümüzde kron köprü sistemlerinde altyapı materyali olarak kullanılmaktadır.^(80,81)

- Tıpta 1969 yılından beri eklem protezlerinde kullanım,
- Yüksek güç (900 Mpa),
- Metal içermez,
- % 100 doku uyumu,
- Stabil bozulmayan yapı,
- Hafif translusent beyaz yapı,
- Estetik,
- İleri teknoloji ürünü.

SİSTEMİN AVANTAJLARI

- Metal porselen, pres porselen ve cad-cam uygulamalarına göre daha fazla zamanlı çalışma,
- Düşük laboratuvar maliyeti,
- Teknisyen ve hekimin cihaz almasına teknik öğrenmesine gerek yok,
- Hassas uyuma sahip alt yapı,
- Doğal görünüm,
- Rahat kullanım,
- Sıcak soğuk hassasiyeti yok .

Zirkonyum oksit (Cercon) dental materyallerin neredeyse bütün avantajlarını bir materyalde toplamıştır. Zirkonyum oksidin bu özelliği ile elde ettiği bükülme direnci değeri, alaşımlar için alt değer olan 450 MPa sınırının iki katıdır. Bu mükemmel dayanıklılık ve elastisite değerleri üst yapıların oldukça hassas bir şekilde yapılabilmesine imkan vermektedir. Ayrıca bu madde statik yükler (örneğin metal alaşımlarda oldu gibi) içermediği için yüzeyi çok temizdir, bunun sonucu olarak da plak akümülyasyonu kuvveti ve retansiyonu olan, optimal giriş yoluna sahip üst yapılar yapılmasına imkan vermektedir. Zirkonyum oksit seramikten yapılan restorasyonların uzun dönem takip sonuçları henüz bildirilmemiş olmasına rağmen yaklaşık 2 yıllık gözlem süresi boyunca hastalarda herhangi bir komplikasyon ortaya çıkmadığı bildirilmiştir. Buna ek olarak zirkonyum oksit seramik medikal teknolojide kendisini kanıtlamış bir materyaldir.

Zirkonya Üstyapı:

Zirkonyum dioksit porselenler diş hekimliğinde posterior sabit protezlerin yapımında kullanılabilir. Bu altyapılar, Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) sistemi aracılığı ile ZrO₂ bloklar kullanılarak üretilir. Bu bloklar üç aşama halindedir; green stage, presinterlenmiş blok, tam sinterlenmiş blok. Green stage bloklar porselen tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile elde edilmektedir. Bu blok tebeşir kadar yumuşaktır. Karbid frez kullanılarak suya ihtiyaç duyulmaksızın yapılır. Sinterlenme sonrasında materyal %25 oranında büzülme göstermektedir.^(48,82,83)

Presinterlenmiş bloklar ön ısıtma yöntemi ile elde edilmektedir. Su altında karbid frezler kullanılarak yapılır. Sinterleme büzülmesi göstermemektedirler.^(48,84)

Green stage ve presinterlenmiş bloklar %20-25 oranında büyütülerek oluşturulmaktadır.⁽⁸³⁾ Bu blokların aşındırılması tam sinterlenmiş bloklara göre daha hızlıdır ve frezlerin aşınması daha az olur. Daha sonra bu altyapılar özel bir fırında sinterlenerek son boyutuna ulaşır. Buna ek olarak green stage zirkonyaya bazı oksitlerin eklenmesiyle birlikte çeşitli renkler elde edilebilir.^(48,82)

Tam sinterlenmiş blokların işlenmesi işlemi green stage zirkonya bloklara göre çok daha zor ve zaman alıcıdır. Frezlerin kısa sürede aşınması ve zaman alıcı olması nedeniyle pahalıdır. Bu nedenle green stage yada presinterlenmiş blokların kullanılması çok daha avantajlıdır.^(48,85)

2.5. Sabit Parsiyel Protezleri Etkileyen Posterior Kuvvetler:

Dental restorasyonlar çiğneme ve yutkunma esnasında çeşitli ağız içi kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Fonksiyonel olan çiğneme kuvvetleri 2-100 N aralığında düşük kuvvetlerdir.^(48,86,87) Posterior bölgede stomatognatik sistemin oluşturduğu maksimum ısırma kuvveti 1. molar diş için 300-800 N arasındadır.^(48,86,88) Çiğneme disfonksiyonlu hastalarda çiğneme kuvvetleri düşük görülmekle birlikte brüksizm hastalarında çiğneme kuvveti 6 kat artabilmektedir.⁽⁸⁸⁾ Yapılmış olan bir çalışmada maksimum çiğneme kuvveti erkeklerde ortalama 545.7 N, kadınlarda ise 383.6 N olarak bulunmuştur.⁽⁸⁹⁾ Başka bir çalışmada ise

erkekler için çiğneme kuvveti posterior bölgede 800 N, bayanlarda ise 650 N kadardır.⁽⁹⁰⁾ Yaşlı ilerledikçe kuvvetlerde azalma meydana gelmektedir.⁽⁹¹⁾ İmplant destekli restorasyonlarda maksimal çiğneme kuvveti konvansiyonel protezlerdekinden 2-5 kat daha fazla bulunmuştur.⁽⁹²⁾ Tek kron ile restore edilmiş veya implant destekli sabit bölümlü dişsizliği olan hastalarla, doğal tam dişli kişiler üzerinde yapılan başka bir çalışmada, maksimum okluzal kuvvet değerleri doğal tam dişli kişilerin ikinci premolar bölgelerinde 450 N (~45 kgF), implant destekli sabit protez kullanan hastaların birinci premolar ve molar bölgelerinde 200 N (~20 kgF), ikinci molar bölgelerinde ise 300 N (~30 kgF) olarak kaydedilmiştir.^(48,93)

2.6.Bölümlü Dişsizlik Durumunda Uygulanabilecek Sabit Parsiyel Protez Seçenekleri:

Kennedy Sınıf I ve II dişsizliklerin tedavisinde kullanılabilecek hareketli parsiyel protezler ; dişsiz alandaki yumuşak mukozanın sıkıştırılabilirliği nedeniyle okluzal yükler altında bir takım hareketlenmelere sebep olmaktadır. Bu dikey hareketler her zaman kontrol edilemediği için rahatsızlık hissi oluşturabilir. Aynı zamanda hasta ağızda kroşe, ana bağlayıcı gibi protez elemanlarının bulunuyor olması fonksiyonel ve estetik açıdan bir takım sıkıntılara neden olur. Bundan dolayı hareketli protezlerle karşılaştırıldığında; implant, diş ya da diş-implant desteğinin birlikte kullanıldığı sabit parsiyel protezler çiğneme, yaşam kalitesi ve oral rehabilitasyon açısından çok daha başarılıdır.^(48,94)

2.6.1.İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler

İmplantüstü sabit protezler; tek kron, implant-implant veya implant-diş destekli olabilirler. Dişsiz bölgelerin dental implantlar ile restorasyonu uzun zamandır uygulanmakta olan güvenilir bir tedavi yöntemidir. Uzun dönemli takip çalışmalarında yüksek başarı oranları görülmüştür. İmplant destekli sabit parsiyel protezler üzerine yapılmış olan bir çalışmadaki analiz sonuçlarına göre; 5 yıllık takip sonucunda konvansiyonel diş destekli sabit parsiyel protezlerdeki başarı oranı %93.8, implant destekli sabit parsiyel protezler için %95.2, diş-implant destekli sabit parsiyel protezler için ise %95.5 bulunmuştur. Buna ek olarak, 10 yıllık takip sonucunda konvansiyonel sabit parsiyel protezler için başarı oranı %89.2, implant destekli sabit parsiyel protezlerdeki başarı oranı ise %86.7 bulunmuştur.^(48,95,96) Şimdiye kadar

yapılmış olan araştırmalar ve uzun dönemli takip çalışmaları tümüyle implant destekli restorasyonların başarılı bir tedavi alternatifi olduğunu göstermektedir.

2.6.2.Diş Destekli Sabit Parsiyel Protezler

5 yıllık dönemdeki Zirkonya esaslı restorasyonların klinik başarısı üzerine yapılmış çalışmalarda zirkonya altyapı başarı oranı % 97.8 olarak bulunmuştur.⁽⁹⁷⁾ Yapılan bir takip çalışmasında ise 35 aylık dönemde veneer fraktürü %15,2 oranında saptanmıştır.⁽⁹⁸⁾ Diğer bir çalışmada ise bu oran 37 aylık bir dönemde %13'tür.⁽⁹⁹⁾ Zirkonya materyalinin dental kullanım ve özellikle sabit parsiyel protez yapımı için biyolojik, mekanik ve klinik çalışmalar doğrultusunda uygun ve tolere edilebilir bir materyal olduğu görülmüştür.^(48,100)

2.7.Konnektör Bölgesi

Sabit protezlerde konnektör bölgesi özellikle kısa molar restorasyonlarında estetik ve biyolojik açıdan olumsuz özellikler gösterir ve bu bölgeler stres birikim alanlarıdır.⁽¹⁰¹⁾ Yapılmış olan invitro çalışmalarda tam seramik restorasyonlardaki en zayıf bölgenin konnektör bölgesi olduğu gösterilmiştir.⁽⁹⁾ Geniş kurvatüre sahip olan konnektörler keskin kıvrımlara sahip konnektörlere göre daha az stres oluşturur.^(102,103) Yapılmış olan bir çalışmada restorasyon içerisindeki stres dağılımının dayanak ile gingival konnektör birleşim bölgesi yarıçapından etkilendiği gösterilmiştir. Bu bölgedeki yarıçap değişimi gingival konnektör kurvatürünü etkilemekte, bu durum stres dağılımında değişmelere neden olmaktadır.^(9,48) Ayrıca konnektör boyutunun daha büyük olması bu bölgedeki stres değerlerinin azalmasını sağlar. Önerilmekte olan minimum konnektör kesit alanı 6.9 mm²'dir.^(48,104)

2.8. Tam Seramik Restorasyonlar için Preperasyon

Klinik açıdan ele alındığı zaman, diş preperasyonu klinik duruma ve restorasyon tipine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Bu sebeple, tam seramik restorasyonlar için standart bir preperasyon şekli yoktur. Tam seramik restorasyonlar için önerilen preperasyon şekli 2 mm okluzal 1.0-1.5 mm aksiyal redüksiyondur. Minimum okluzo servikal seviye 4 mm olmalıdır. Kullanılan seramik materyali ve simantasyon işlemine göre chamfer yada shoulder basamak kullanılabilir. Bütün kenarlar yuvarlak ve preperasyon yüzeyi düzgün olmak zorundadır. CAD/CAM restorasyonları için bitiş sınırları belirgin, undercut ve keskin kenarların olmadığı yüksek kalitede diş preperasyonu gerekir. Preperasyon şekli ve aksiyal diş preperasyon miktarı sistemlere göre farklılık gösterir. Örneğin Lava altyapıda 0.5 mm, Cercon sisteminde 1 mm, Cicero sisteminde ise 0.7-1.2 mm aksiyal preperasyon gerekmektedir.^(48,105)

3. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulamalar esnasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerekliliğini önceden saptayabilmek amacıyla çeşitli kuvvet analizleri yapılır.^(106,107)

Diş hekimliğinde kullanılan stres dağılımı saptama yöntemleri:

1. Gerilim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi,
2. Fotoelastik analiz yöntemi,
3. Halografik interferometre analiz yöntemi,
4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi,
5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir.^(107,108,109)

3.1. Gerilim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi:

Gerilim ölçer, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşmakta olan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan bir alettir. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, elektrik, akustik, ve elektronik bünyeye sahip çok farklı çeşitleri ve bu farklı çeşitlerin de çok değişik uygulamaları vardır. Yük uygulandığı zaman alet o bölgedeki basınç miktarını gösterir.^(107,108)

3.2. Fotoelastik analiz yöntemi:

Bu yöntemde, karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve stresler gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüşmektedir. Yani foto elastik yöntem, saydam cisimler içinden geçmekte olan polarize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir olaydır. Polarize ışık hüzmesi, yüklenmiş bir materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşmektedir. Bu faz farkı Polariskop cihazıyla gözlenir.^(107,108)

Fotoelastik analiz yönteminin üç temel tekniği bulunmaktadır;

A. Fotoelastik kaplama tekniği: Kuvvet analizi yapılacak cisime model üzerine yumuşak, kırılma özelliği gösteren plastik levhalar yapıştırılır ve daha sonra kuvvet uygulanır. Oluşan kuvvet çizgileri ise Polariskopta incelenir.⁽¹⁰⁷⁾

B. İki boyutlu fotoelastik analiz tekniği: Şayet kuvvet analizi istenen cisim iki boyutlu veya düzlemsel ise 3-5 mm 'lik kalınlığa sahip fotoelastik maddelerden oluşan levhalardan o cismin modeli hazırlanır ve cisim Polariskop üzerindeyken yükleme yapıp incelenir.^(107,108)

C. Üç boyutlu fotoelastik analiz tekniği: Bu teknikte ise incelenecek cismin fotoelastik özelliği olan bir maddeden üç boyutlu bir modeli yapılır. Bu model özel koşullar altında yüklendikten sonra oluşan gerinimler dondurulur. Daha sonra kesitler alınır ve sonra Polariskopta incelenerek fotoğrafları çekilir.^(107,108,109)

3.3. Halografik interferometre analiz yöntemi:

Hologram, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan ve bir koharent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Kayıt esnasında koharent ışık kaynağı olarak ise lazer kullanılır.^(107,108,109)

3.4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi:

Bu yöntemde analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürüldükten sonra fırınlanıp yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir.^(107,108,109)

3.5. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi:

Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylelikle oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanmaktadır.^(110,111)

Bu yöntem ilk defa 1956 yılında keşfedilmiş ve uçak yapılarının incelenmesi için kullanılmıştır. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile yapılan ilk çalışma Noonan'ın gümüş amalgamla yaptığı çalışmadır. Bu çalışmada dolguların merkezine kuvvet uygulanarak stres dağılımı incelenmiştir. Post kor restorasyonların sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi ise ilk olarak 1981 yılında Davy ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir.^(111,112)

Sonlu elemanlar metodu sayısal bir metottur. Bu metot kompleks geometrilerin analizinde çok önemlidir. Bu yöntemle incelenen bir yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi yapılabilmektedir.

Değişik şekillerdeki yapılar modellendikten sonra birbirlerine düğüm noktalarında birleşen daha basit geometrik şekillere veya elemanlara bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağı için, daha duyarlı bir analiz yapabilmek için eleman sayısı çoğaltılmalıdır.^(111,113)

Modeldeki stres ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir. Bunlar :

1. Düğüm noktalarının, elemanlarının toplam sayısı,
2. Her bir düğüm noktası ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
3. Her bir eleman ile ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve poisson oranı ,
4. Her bir düğüm noktasının sahip olduğu koordinatları,
5. Sınır şartları tipi,
6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesi olarak belirtilir.⁽¹¹¹⁾

İki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulama kolaylığından ötürü diş hekimliğinde pek çok çalışmada kullanılmaktadır.^(114,115,116) İki boyutlu modelin kullanımıyla birlikte diş yapısındaki en ince tabakaların (yapıştırıcı siman, mine tabakası, marjinal uzanan porselen yapısı gibi) daha iyi modellenmesinde başarılı olduğu belirtilmiştir. Ancak iki boyutlu sonlu elemanlar

modelinin yetersiz kaldığı durumlar da söz konusudur. İnsan dişi düz ve simetrik bir yapıda değildir, aksine oldukça düzensiz bir yapıya sahiptir. Aynı zamanda diş yapısındaki farklı materyallerin dağılımı da herhangi bir simetri göstermemektedir. Bundan dolayı güvenilir bir analiz için gerçek boyutları yansıtan üç boyutlu bir model kullanılması tercih edilmelidir.^(114,115,116)

Bugün kullanılan sonlu elemanlar analiz programları temelde benzemle birlikte fonksiyon açısından birbirlerine üstünlükleri vardır. Dişhekimliğinde sonlu elemanlar analizlerinde sık kullanılan programlar SAP 80, SAP 86, SAP 90, ANSYS, NASTRAN, IDEAS, PAFEC 75, MARC VE PATRAN, SOLIDWORKS, PROENGINEER gibi yazılımlardır.^(114,115,116)

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları

1. Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılarla kolaylıkla uyumlanabilir olması,
2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabiliyor olması,
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılarak, yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmaksızın, oluşturulacak yapının matematiksel özellikleriyle mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilir olması,
4. Stresler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilir olması.⁽¹¹⁷⁾

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları

1. Benzeşim modeli elde edilmiş yapıların izotropik, homojenik ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örneği değildir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan çok daha fazla dinamik yükler altındadır. Yapıların analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alınabilmektedir, ancak işlemler daha uzun ve daha karmaşık hal alabilir.
2. Yöntemin geçerli olabilmesi ve yapılan araştırmanın doğruluğu için, malzeme özellikleri, geometrisi modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesi tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayandığı için çok detaylı bilgi aktarımını gerektirir.⁽¹¹⁷⁾

Konuyla İlgili Temel Kavramlar;

Stres (Gerilim) : Bir cisme bir kuvvet etki ettiğinde, dışarıdan gelen kuvvete karşı bir direnç gelişmektedir. Bu kuvvete içeriden bir tepki olarak oluşan stres, dışardan gelen kuvvetle eşit şiddette ama zıt yöndedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen direnç cismin tüm alanı üzerine dağılmaktadır. Bu durumda bir yapının içindeki stres; birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanır.^(37,38,118,119)

$$\text{Stres} = \text{Kuvvet/Alan}$$

Strain (Gerinim) : Gerinim, gerilim uygulandığı zaman, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanmaktadır. Bir yapıda bir yük stres oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır. Stres ve gerinim atomlarla ilişkilidir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler stres iken, atomların yer değiştirme derecesi ise strain olarak adlandırılır. Fakat strainin ölçü birimi yoktur. Stres ve strain birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Stres, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; strain ise bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür^(37,38,118,119)

$$\text{Strain} = \text{Şekil değişikliği / Orijinal uzunluk}$$

Stres ve Strain Tipleri:

Bir cisme herhangi bir açı yada yönden bir kuvvet gelebilir ve çoğu zaman bunlar bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık stresleri oluşturabilirler. Stresler; çekme (tensile), basma, (compression) ve makaslama (shear) şeklinde üç temel tipe ayrılabilir.

1. Çekme stresi; bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan stres olarak tanımlanır. Çekme stresi, mutlaka çekme straini ile birlikte.

2. Basma stresi; bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan stres olarak tanımlanır. Basma stresi, mutlaka basma straini ile birlikte.

3. Makaslama stresi; bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü yada deforme edildiğinde ortaya çıkan stres olarak tanımlanır. Makaslama stresi, mutlaka makaslama straini ile birlikte oluşur.^(38,118,119)

Uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stresler iki ana grupta toplanır: Normal stresler (çekme ve basma stresleri) ve makaslama stresleri. Normal stresler “ σ ” sembolü ile ve makaslama stresleri de “ τ ” sembolü ile gösterilmektedir. Üç boyutlu bir stres elemanının x,y,z düzlemlerine, bir normal, iki tane de makaslama stresi etki eder. Makaslama stresleri, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilir. Bu nedenle; herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stresi bileşeni ile tanımlanmaktadır.⁽¹²⁰⁾

Elastisite Modülü:

Stresin straine oranı olarak tanımlanır. Şu şekilde hesaplanır:

$$\text{Elastisite modülü} = \text{Stres} / \text{Strain}$$

Elastisite modülü: Young's modülü olarak da bilinmektedir ve elastisite modülü artıkcı cismin rijiditeside artar.^(38,111,118,120)

Poisson Oranı: Çekme yada basmadaki yükleme esnasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlere gerinim eş zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içinde yüklemeye dik yöndeki strainin yükleme yönündeki straine oranıdır.^(37,111)

Asal stres (Principle stres):

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal streslere Asal stres (Principle Stres) denir. Asal stres; maksimum asal stres, aradaki asal stres (intermediate principle stres), minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır. Bu değerleri sıraya koyacak olursak; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama olur.⁽¹²⁰⁾

σ_1 = Maksimum asal stresi simgeler, en büyük artı değerdir ve en yüksek çekme stresini belirtmektedir.

σ_2 = Minimum asal stresi simgeler, en küçük değerdir ve en yüksek basma stresini belirtmektedir.⁽¹²⁰⁾

Analiz sonuçlarındaki artı değerler "çekme", eksi değerler ise "basma" streslerini belirtir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altında demektir.

Dentin elastik bir materyaldir. Diş kuvvet uygulandığı zaman, basma ve çekme sıfırlanır. Kökün yada kök kanalının orta kısmı böyle bir yük altında nötral alanı oluşturmaktadır.⁽¹²¹⁾

Von Mises Stres:

Von Mises stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmakta olup ve üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanmaktadır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacı için kullanılmaktadır.⁽¹²⁰⁾

3. MATERYAL VE METOT

Yaptığımız çalışmada; 45, 46 ve 47 numaralı bölgeye yerleştirilen üç üyeli zirkonya restorasyon ile 43, 44, 45, 46 ve 47 numaralı bölgeye yerleştirilen beş üyeli zirkonya restorasyonun, ayrı ayrı diş ve implant destek tasarımlarına bağlı olarak konnektör bölgesinde ve kortikal kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşturdukları stres dağılımı, değerleri ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Yapılan araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik nonlineer analiz yapılarak gerçekleştirildi. Bu yöntem için sınır koşulları belirlenerek sadece 45, 46 ve 47 numaralı bölgeyi içine alan diş ve implant destekli ve sadece 43, 44, 45, 46 ve 47 numaralı bölgeyi içine alan diş ve implant destekli dört adet model kullanıldı. (Resim 1, 2,3, 4)



Resim 1) 3 üyeli diş destekli model (Model 1)



Resim 2) 3 üyeli implant destekli model (Model 2)



Resim 3) 5 üyeli diş destekli model (Model 3)



Resim 4) 5 üyeli implant destekli model (Model 4)

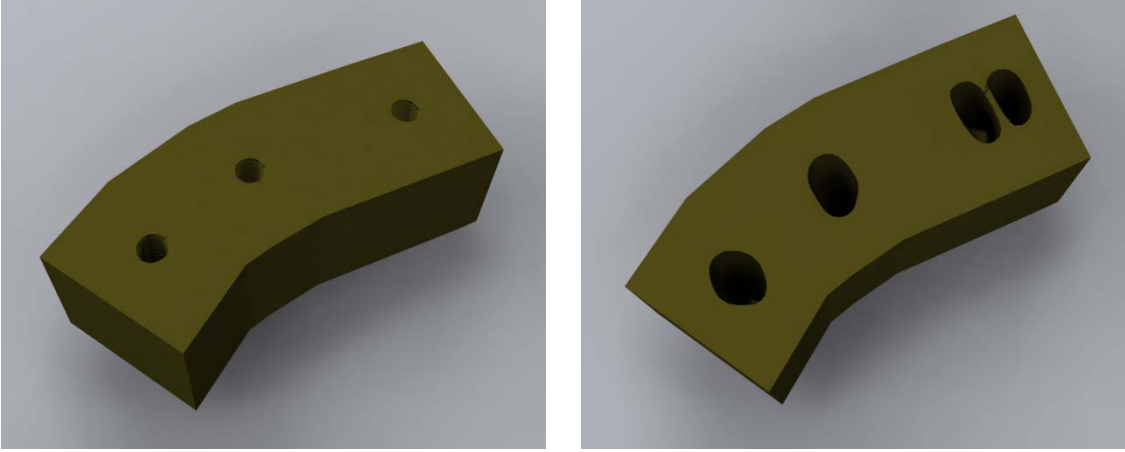
3.1. Modelleme

Yaptığımız çalışmada 43, 44, 45, 46 ve 47 numaralı dişler kullanıldı. Bu amaç için öncelikle Wheeler atlasından ilgili dişin ön, yan, üst ve alt görüntüleri alındı. Diş boyutları için de aynı atlas kullanıldı. Rhinoceros yazılımı kullanılarak diş bu görüntülere göre modellendi ve ölçeklendirildi. Böylelikle anatomik açıdan doğru bir diş modeli elde edilmiş oldu.^(Resim 5)



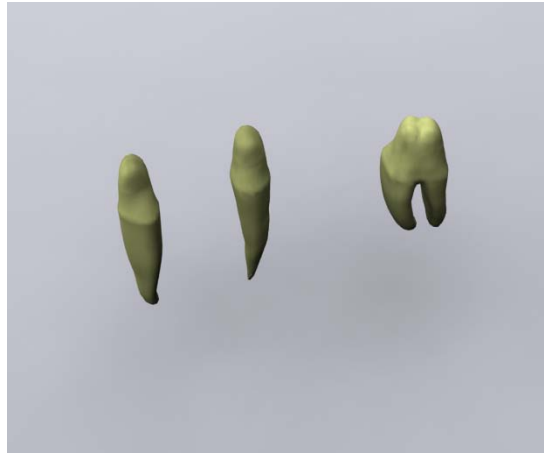
Resim 5) Bilgisayar ortamında modellenen dişler

Dişlerin modellenmesi bittikten sonra, stres analiziyle diş modellerini en az 1cm kalınlığında çevreleyen kemik dokusunun modellenmesine geçildi. Bu amaç için öncelikle 40mmx30mmx20mm ölçülerinde bir kemik modellendi. Elde ettiğimiz kemikte ofset yöntemi ile 2 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturuldu. Kortikal kemikte iç yüzey spongiöz kemik olarak tanımlandı. Kortikal ve spongiöz kemiğin tanımlanmasının ardından modellenmiş olan dişler kemik dokularından boolean yöntemi ile, dişler orijinal pozisyonlarındayken çıkartıldı. Fakat bu işlem yapılırken 44 ve 46 numaralı dişlere boolean işlemi yapılmadı. Böylece 44 ve 46 numaralı dişler için diş eksikliği oluşturuldu. Bu aşama sayesinde dişlerin kemik içerisindeki yapısı modellenmiş oldu.^(Resim 6) Dişlerin etrafında periodontal ligament 100 kalınlığında olacak şekilde tanımlandı.



Resim 6) Bilgisayar ortamında oluşturulan kemik modelleri üzerine açılmış diş ve implant yuvaları

43, 45 ve 47 numaralı dişlerde okluzalden 2mm, marjinlerde de bıçak sırtı şeklinde sonlanacak tarzda, preparasyon işlemi bilgisayar programı kullanılarak yapıldı. ^(Resim 7)

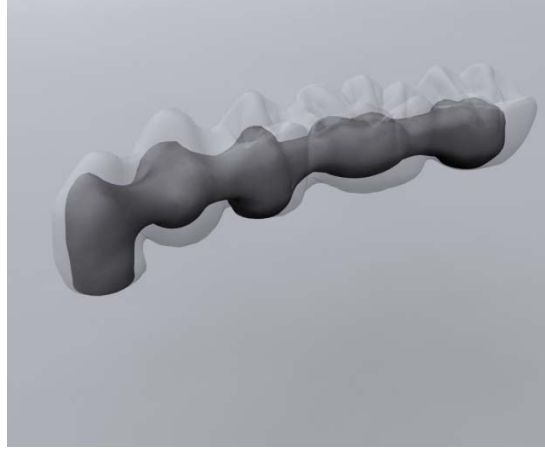


Resim 7) Bilgisayar ortamında yapılmış preparasyon

Yapılmış olan dijital preparasyonun üst yapısı kullanılarak, shell yöntemi ile 100 kalınlığında siman tabakası modellendi.

Zirkonya alt yapı, siman tabakasının üst kısmı kullanılarak modellendi. Konnektör bölgesi 3x3x3 mm boyutlarında olacak şekilde oluşturuldu.

Dişin preparasyon sınırında kesilmesi ile elde edilen kuron kısmından, zirkonya alt yapı modeli boolean yöntemi ile çıkartılarak veneer tabakası modellenmiş oldu. ^(Resim 8)



Resim 8) Zirkonya altyapı ve veneer tabakalarının modellenmesi

Çalışmada implant-implant destekli modelde 47 numaralı bölgeye 4.0x13 mm Astra Tech Microthread OsseoSpeed 4.0 (AstraZeneca Group, Sweden), 43 ve 45 numaralı bölgelere 4.0x11 mm Astra Tech Microthread OsseoSpeed 4.0 (AstraZeneca Group) dental implant yerleştirilerek model elde edildi. İmplantlar üç boyutlu olarak taranarak boolean yöntemi ile yerleştirilerek modeller elde edildi.

Bilgisayarda modeller oluşturulurken Model 1, 2, 3 ve 4 olarak dört farklı grup oluşturuldu.

Model 1: 45 ve 47 numaralı dişlerin destek olarak alındığı üç üyeli diş-diş destekli zirkonya restorasyonu içeren model. ^(Resim 9)



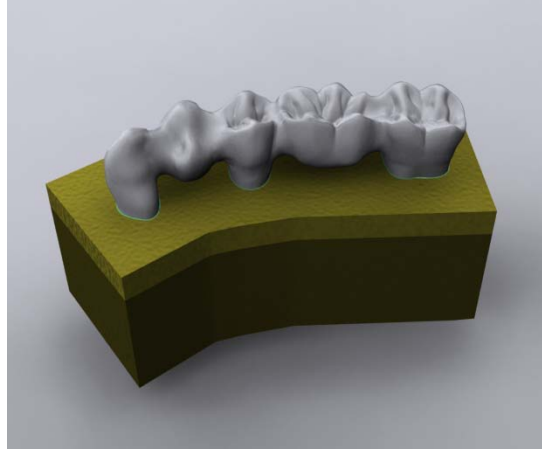
Resim 9) Model 1: 3 üyeli diş destekli zirkonya model

Model 2: 45 ve 47 numaralı bölgelere yerleştirilen iki implantın destek olarak alındığı üç üyeli implant-implant destekli zirkonya restorasyonu içeren model.^(Resim 10)



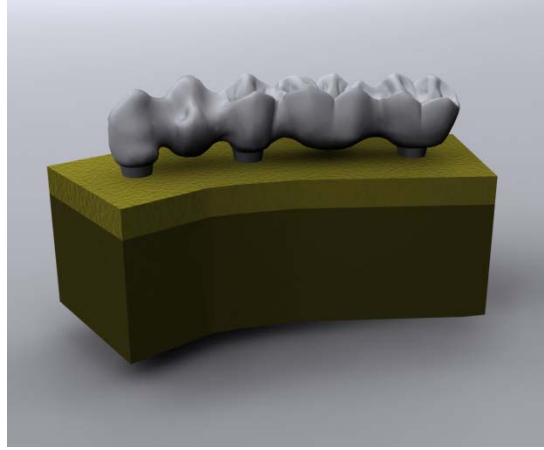
Resim 10) Model 2: 3 üyeli implant destekli zirkonya model

Model 3: 43, 45 ve 47 numaralı dişlerin destek olarak alındığı beş üyeli zirkonya restorasyonu içeren model.^(Resim 11)



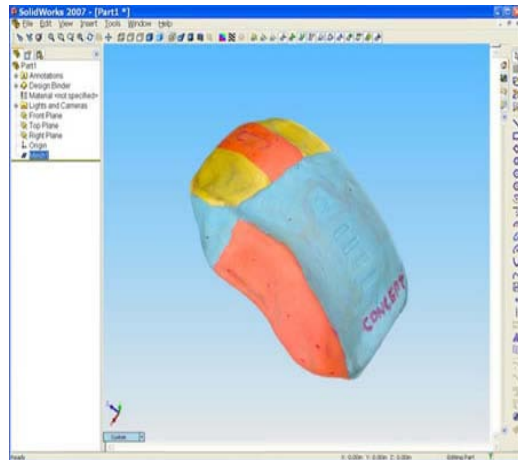
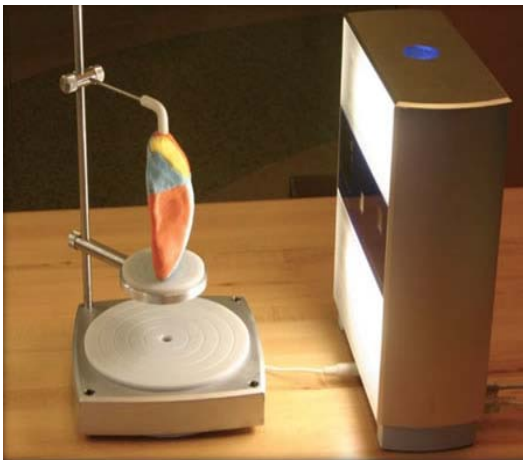
Resim 11) Model 3: 5 üyeli diş destekli zirkonya model

Model 4: 43, 45 ve 47 numaralı bölgelere yerleştirilen üç implantın destek olarak alındığı beş üyeli zirkonya restorasyonu içeren model. (Resim 12)



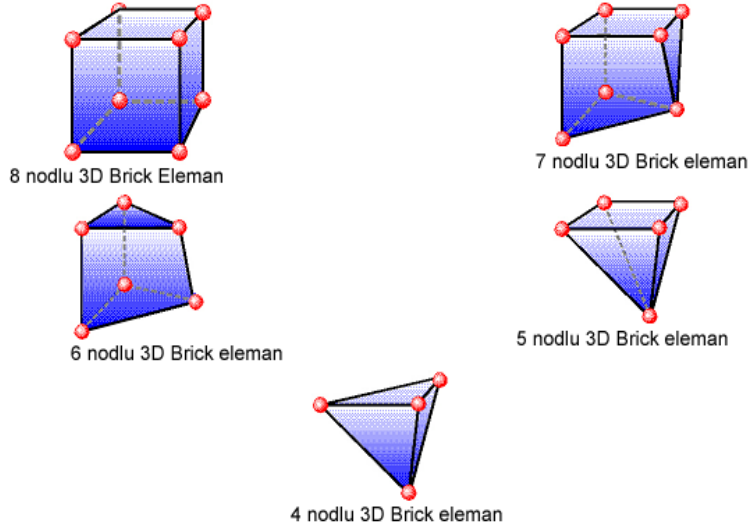
Resim 12) Model 4: 5 üyeli implant destekli zirkonya model

Yaptığımız çalışmada kullanılan implantlar “**Next engine**” tarayıcısında makro modda 3 boyutlu tarama işleminden geçirildi. Bunun sonucunda elde edilen nokta bulutu, ‘.stl’ formatında kaydedildi. Bu formatta kaydedilen dosyalar Rhinoceros yazılımında açıldı ve burada implantların diğer setlerle uyumu sağlandı. Rhinoceros yazılımında yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. (Resim 13)

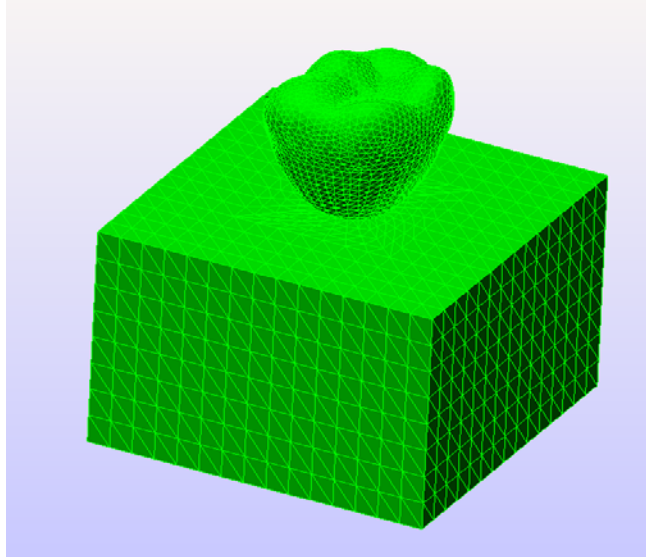


Resim 13) “Next Engine 3D scanner” ile taranmış ve yazılıma aktarılmış bir nesne.

Elde ettiğimiz modeller, Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Kullanılan Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturulabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı.(Şayet 8 nodlu elemanlar gerekli detaya ulaşamazsa, 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.)^(Resim 14)



Resim 14) Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanlar.



Resim 15) Rhinoceros yazılımında yapılan koping modellemesinin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmış hali. (düğümler birleştirilerek oluşturulan elemanlar görülmektedir=meshleme)

Elde edilen bütün modellerde abutment ve implant açısı 0° olarak belirlendi.

Analiz öncesi, modelde implant-abutment-vida birleşim bölgelerindeki kontakt fiksasyonu tanımlandı. Bu bölgelerdeki sürtünme katsayısı 0,5 olarak belirlendi.

Yaptığımız çalışmada periodontal ligamentin yapısı non-linear kabul edilmiş ve bu formül kullanılarak analiz edilmiştir. (σ :stres, ϵ :strain)

$$\sigma=1.498246 \times 10^{-2} \epsilon^3$$

Modellemesini yaptığımız kortikal kemiğin kalınlığı her yerde homojen ve 2 mm olarak hazırlandı. Diğer tüm materyallerde olduğu gibi, kortikal ve trabeküler kemik linear, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Yaptığımız çalışmada implantın kemikle tam olarak birleştiği kabul edildi ve kemik implant ara yüzünde başka bir materyal tanımlanmadı.

3.2.Kullanılan bilgisayar özellikleri:

3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi ve 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenip daha homojen hale getirilmesi için Intel Pentium ® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250 GB Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemine sahip olan bilgisayar kullanıldı. Nextengine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı kullanılarak makro çözünürlükte yapılan üç boyutlu tarama ve Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı kullanıldı. Ayrıca Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından da yararlanıldı.

3.3.Materyal Özellikleri:

Materyal özellikleri, kullanılacak yapı içerisindeki stres ve strain dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan materyallerin homojen, linear ve elastik davranışları, iki materyal sabiti ile karakterize edilir. Bunlar; Elastisite modülü (Young's modül) ve Poisson Oranı (Poisson's ratio)'dır.

Yaptığımız çalışmada kullanılan materyallerin poisson oranı ve elastisite modülleri değerleri tabloda gösterilmektedir. ^(Tablo 1)

Materyal	Poisson Oranı	Elastisite Modülü(MPa)	Kaynak
Kortikal kemik	0,3	13700	48,140
Spongiose kemik	0,3	1850	48, 149
Titanyum	0,35	117000	48,140
Dentin	0,31	14700	48, 140
Periodontal ligament	0,45	171	48,150
Zirkonya	0,35	200000	9, 48
Porselen	0,19	60000	48, 176
Çinkofosfat siman	0,35	13700	48, 176

Tablo 1) Çalışmada kullanılan materyallerin poisson oranı ve elastisite modülü değerleri

3.4.Sınır Koşulları:

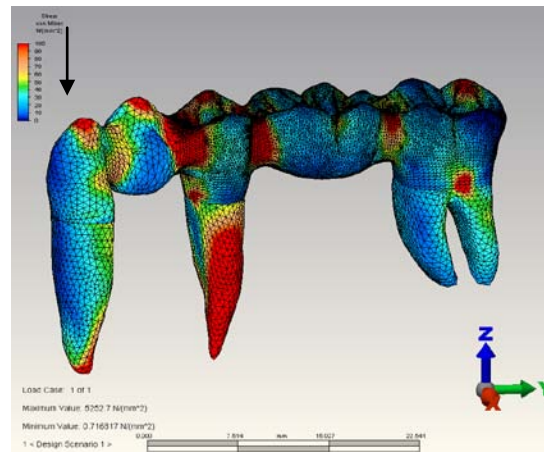
Elde ettiğimiz modeller, kortikal ve trabeküler kemiğin alt ve yan bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da '0' harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.

3.5.Yükleme Koşulları:

Hazırladığımız üç boyutlu katı modellere, oblik kuvvet 4 farklı yüklenme koşulunda uygulanarak non-linear statik analiz yapıldı.

• Yüklenme koşulu 1:

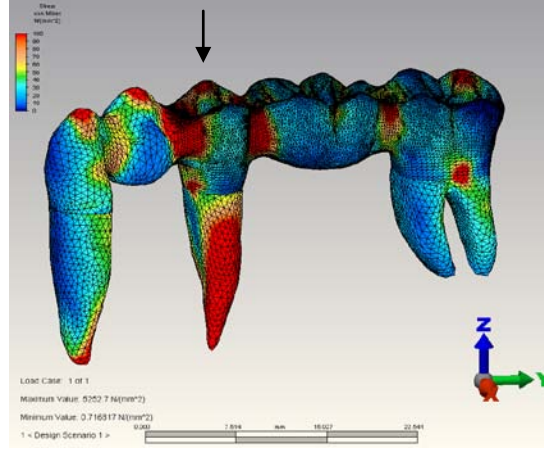
43 numaralı restorasyonun bukkal cuspının bukkal eğiminden uzun eksene 30 derece olacak şekilde 100 N kuvvet uygulandı. (Resim 16)



Resim 16) 43 numaralı restorasyon üzerinden kuvvet uygulanması

- Yükleme koşulu 2:

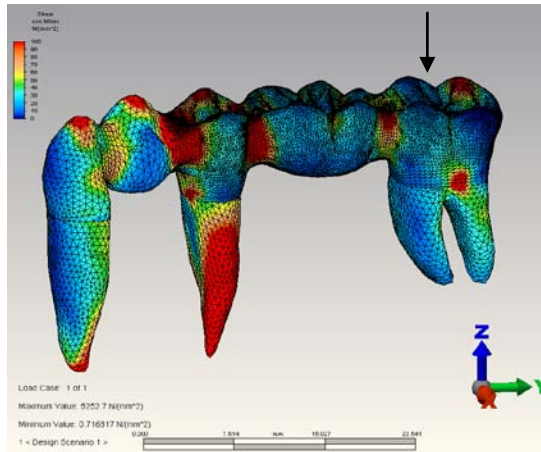
45 numaralı restorasyonun bukkal cuspının bukkal eğiminden uzun eksene 30 derece olacak şekilde 200 N kuvvet uygulandı. (Resim 17)



Resim 17) 45 numaralı restorasyon üzerinden kuvvet uygulanması

- Yükleme koşulu 3:

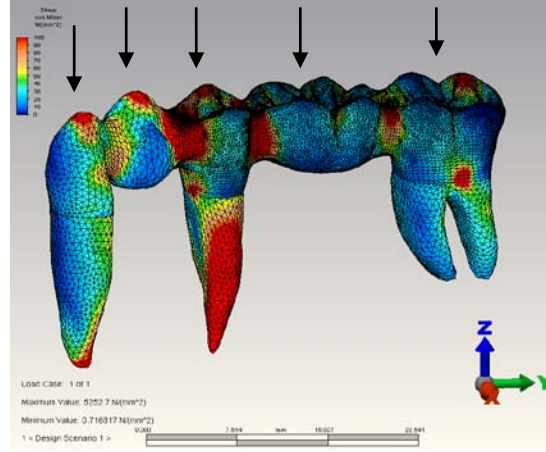
47 numaralı restorasyonun bukkal cuspının bukkal eğiminden uzun eksene 30 derece olacak şekilde 200 N kuvvet uygulandı. (Resim 18)



Resim 18) 47 numaralı restorasyon üzerinden kuvvet uygulanması

- Yükleme koşulu 4:

43, 44, 45, 46 ve 47 numaralı restorasyonların bukkal cusplarının bukkal eğiminden uzun eksene 30 derece olacak şekilde, 43 numaralı restorasyon üzerinden 100 N, 44 numaralı restorasyon üzerinden 150 N ve geri kalan her üye üzerinden 200 N olmak üzere toplam 850 N kuvvet uygulandı. (Resim 19)



Resim 19) Tüm restorasyon üzerinden kuvvet uygulanması

3.6.Ölçümlerin Uygulanması:

Hazırlanan modellerin üzerinden yükleme uygulanmadan önce kemik içerisinde karşılaştırmaların yapılacağı düğüm noktaları belirlendi. Konnektör bölgelerinde meydana gelen stres ölçümleri değerlendirilirken, elde edilen en yüksek stres değeri dikkate alınarak karşılaştırma yapıldı. Bu çevresel ölçümlerden elde edilen veriler kemik dokusu içerisindeki kortikal kemiğin üst sınırında dişi çevreleyen bölgede mezial, distal, bukkal ve lingualde olmak üzere toplam 4 adet referans noktası belirlenerek karşılaştırıldı. Her referans bölgesinde 1 adet düğüm noktası belirlendi.⁽⁴⁸⁾

Çalışmada kullanılan 5 üyeli restorasyonlarda (Model 3 ve 4), konnektörler ayırt edilebilmek amacıyla harflendirildi. Kanin-1.premolar arasındaki konnektör (mezial)=a, 1.premolar-2.premolar arasındaki konnektör=b, 2.premolar-1.molar arasındaki konnektör=c, 1.molar-2.molar arasındaki konnektör (distal)=d harfleriyle tanımlanmıştır.

Çalışmamızdaki Ölçüm Bölgeleri:

Model 1:

Ölçüm bölgesi 1: Mezial konnektör,

Ölçüm bölgesi 2: Distal konnektör,

Ölçüm bölgesi 3: Dişlerin, kortikal kemiğin üst sınırıyla çevrelendiği bölge.

Model 2:

Ölçüm bölgesi 1: Mezial konnektör,

Ölçüm bölgesi 2: Distal konnektör,

Ölçüm bölgesi 3: İmplantların, kortikal kemiğin üst sınırıyla çevrelendiği bölge.

Model 3:

Ölçüm bölgesi 1: Mezial konnektör (a konnektörü),

Ölçüm bölgesi 2: 1. premolar – 2. premolar arası konnektör (b konnektörü),

Ölçüm bölgesi 3: 2. premolar – 1. molar arası konnektör (c konnektörü),

Ölçüm bölgesi 4: Distal konnektör (d konnektörü),

Ölçüm bölgesi 5: Dişlerin, kortikal kemiğin üst sınırıyla çevrelendiği bölge.

Model 4:

Ölçüm bölgesi 1: Mezial konnektör (a konnektörü),

Ölçüm bölgesi 2: 1. premolar – 2. premolar arası konnektör (b konnektörü),

Ölçüm bölgesi 3: 2. premolar – 1. molar arası konnektör (c konnektörü),

Ölçüm bölgesi 4: Distal konnektör (d konnektörü),

Ölçüm bölgesi 5: İmplantların, kortikal kemiğin üst sınırıyla çevrelendiği bölge.

Düğüm noktalarından elde edilen sayısal değerler ve konnektör bölgelerinde oluşan en yüksek stres değerleri her bir protez tasarımında ayrı ayrı incelendi. Çalışmamızda, kemik üzerindeki stres ve strain değerleri maksimum, minimum principal stres değerleri olarak incelendi. İmplant ve diş desteklerinin servikal bölgelerinde elde edilen en yüksek maksimum

principal stresler (en yüksek gerilme stres değerleri), kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığı (ultimate tensile strength) ile ve kayıt edilen en yüksek minimum principal stresler (en yüksek sıkışma stres değeri), kemiğin en yüksek sıkışma dayanıklılığı (ultimate compressive strength) ile karşılaştırıldı. Strain değerleri, yükleme sonucunda kemik-implant ara yüzünün olumsuz etkilenip etkilenmeyeceğini göstermektedir ve yükleme sonucu kemiğin yield dayanıklılığı aşıldığı zaman kemikte mekanik yıkım oluşmaktadır. Bundan dolayı, kemik üzerinde yıkıcı etki oluşturabilecek protez tasarımı belirmek amacıyla elde edilen strain değerleri, kemiğin elastik deformeondan plastik deformasyona geğtiği nokta olarak tanımlanan yield dayanıklılığı ile karşılaştırılmıştır. Zirkonya restorasyonunda ise çekilebilir,sert materyaller için kullanılan Von mises stres analizi uygulandı. Elde edilen en yüksek Von mises stres değerleri, zirkonyanın en yüksek dayanıklılığı (ultimate strenght) ile karşılaştırılarak değerlendirme yapıldı.⁽⁴⁸⁾

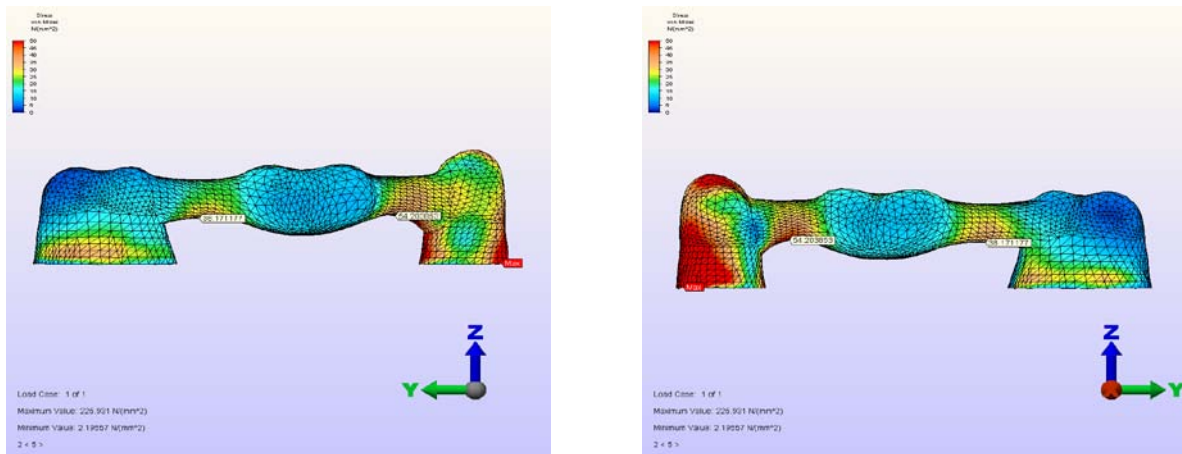
Sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıkan değerler olduğu için, istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, analizler sonucunda elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır.⁽⁴⁸⁾

4.BULGULAR

Bu çalışmada; 45, 46 ve 47 numaralı bölgeye yerleştirilen üç üyeli diş ve üç üyeli implant destekli zirkonya restorasyon ile; 43, 44, 45, 46 ve 47 numaralı bölgeye uygulanan beş üyeli diş ve beş üyeli implant destekli zirkonya restorasyonlardaki konnektör bölgesinde ve kortikal kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşturdukları stres ve strain değerleri dağılımı, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelendi. Analiz sırasında kuvvet, üç üyeli restorasyonlarda sadece 2. premolar restorasyonu üzerinden, sadece 2. molar restorasyonu üzerinden ve tüm yapı üzerinden olmak üzere üç farklı koşulda uygulandı. Beş üyeli restorasyonlarda ise sadece kanin restorasyonu üzerinden, sadece 1.premolar restorasyonu üzerinden, sadece 2.premolar restorasyonu üzerinden, sadece 1.molar restorasyonu üzerinden, sadece 2.molar restorasyonu üzerinden ve tüm yapı üzerinden olmak üzere altı farklı koşulda uygulandı. Diş ve implant çevresindeki kortikal kemiğin en üst sınırında belirlenen referans bölgelerinde maksimum ve minimum principal stresler, strain değerleri incelendi. Zirkonya restorasyonlardaki konnektörlerin en yüksek Von Mises stres ve strain değerleri ayrı ayrı incelendi.⁽⁴⁸⁾

4.1.Zirkonya restorasyon konnektör bölgesi stres değerleri:

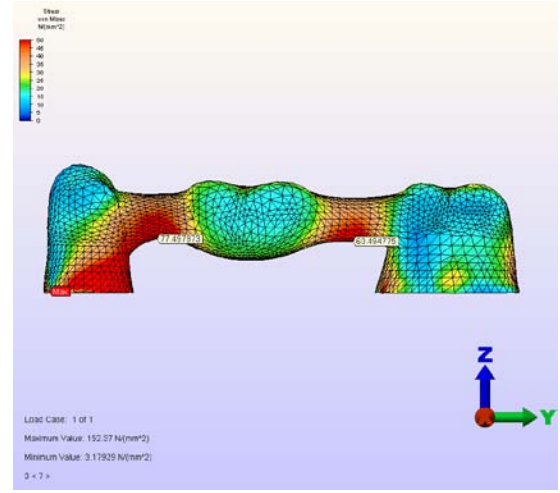
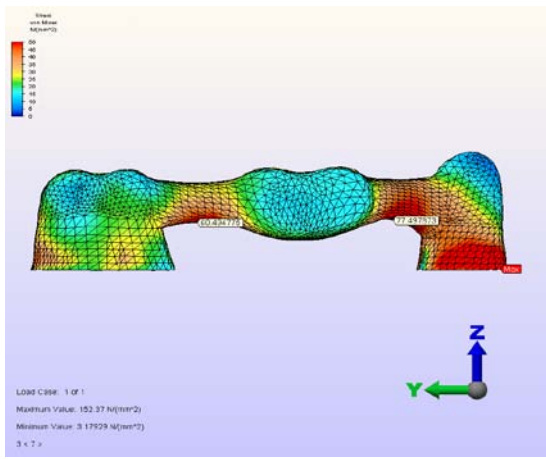
4.1.1.3 üyeli diş-diş destekli model (Model 1) için zirkonya restorasyon konnektör bölgesi stres değerleri :



Resim 20) Model 1'de 2.premolar restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 1 de 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 225.931 MPa ile premolar restorasyonun gingival boyun kısmında gözlemlendi. Mezial konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri 54,203853 MPa, distal konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 38,171177 MPa olarak saptanmıştır.

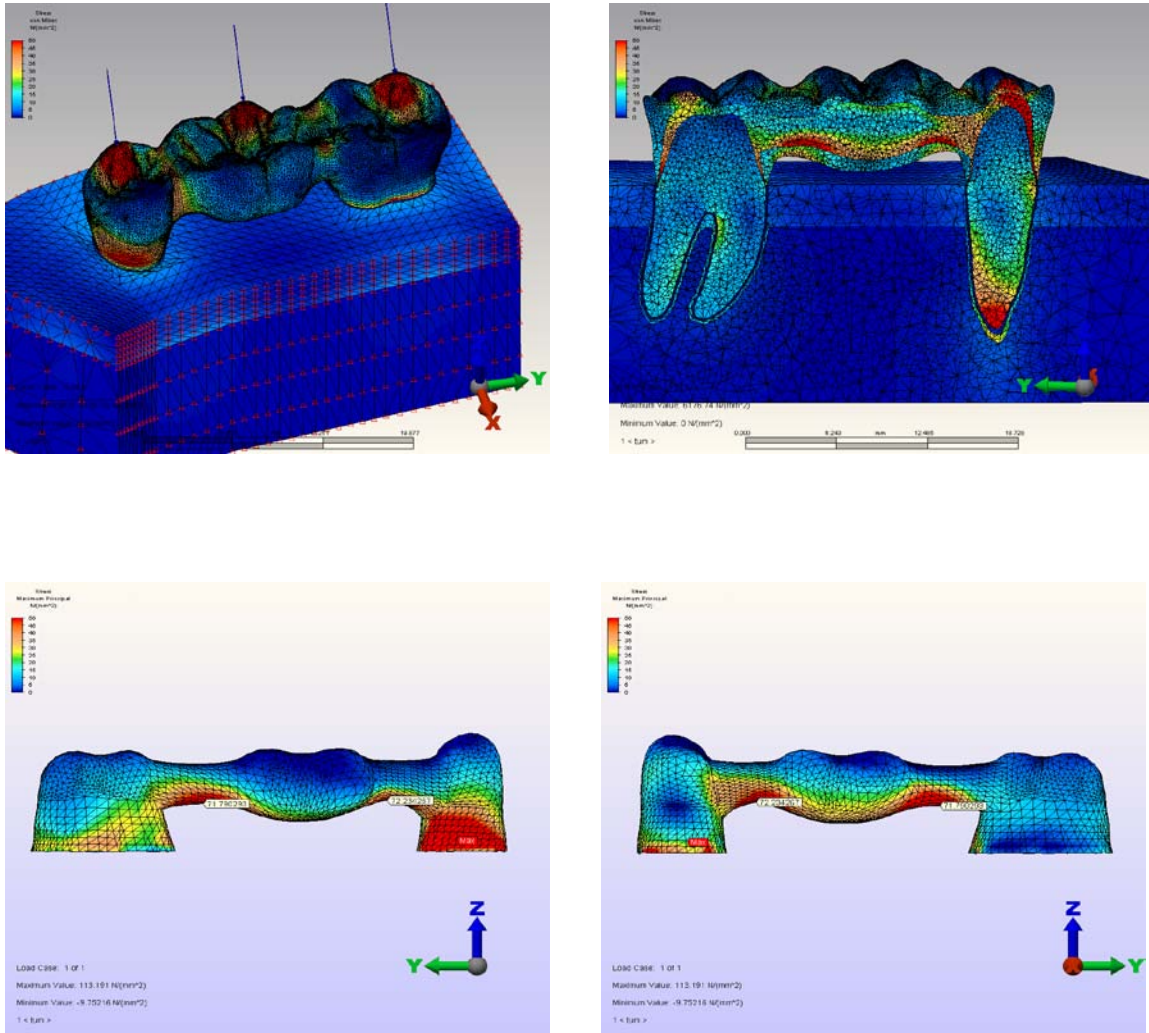
Mezial konnektörde oluşan stres değerleri distal konnektörde oluşan stres değerinden biraz daha fazla bulunmuştur.



Resim 21) Model 1'de 2.molar restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 1 de 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 152,37 MPa ile 2.premolar restorasyonun gingival boyun kısmında gözlemlendi. Distal konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri 60,494775 MPa, mezial konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 77,497873 MPa olarak saptanmıştır.

Mezial konnektörde oluşan stres değerleri distal konektörde oluşan stres değerinden biraz daha fazla bulunmuştur.



Resim 22) Model 1 'de tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 1 de tümüne yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 323,407 MPa ile 2.premolar restorasyonun gingival boyun kısmında gözlemlendi. Distal konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri 65,735410 MPa, mezial konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 64,902836 MPa olarak saptanmıştır.

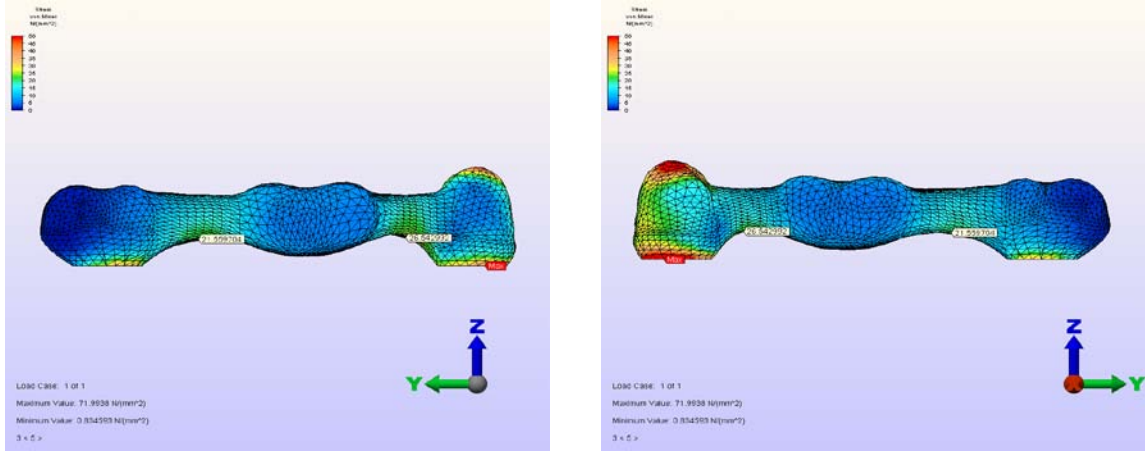
Mezial konnektörde oluşan stres değeri distal konektörde oluşan stres değeriyle hemen hemen aynıdır.

Model 1	Mezial konnektör	Distal konnektör
2.premolar yükleme	54,203853	38,171177
2.molar yükleme	77,497873	60,494775
Tümüne yükleme	64,902836	65,735410

Tablo 2) Model 1 'de restorasyonlar üzerinden yapılan yüklemeler sonucu konnektörlerde açığa çıkan en yüksek von mises stres değerleri

Tablo 2'den de anlaşılacağı üzere diş destekli köprüde, konnektörlere gelen stres açısından, en çok stres mezial konnektörlere gelmektedir. 2.molar restorasyona yapılan yükleme sonucunda mezial ve distal konnektörlerde oluşan stres, 2.premolar restorasyona yapılan yükleme sonucunda mezial ve distal konnektörlerde oluşan strese göre daha fazladır. Dikkat çekici bir diğer nokta, 2.molar restorasyona yapılan yükleme sonucu mezial konnektörde oluşan stres, distal konnektöre göre daha fazla çıkmıştır. Her durumda mezial konnektör ve 2.premolar restorasyon çevresinde ciddi bir stres oluşumu gözlenmiştir. 2.molar restorasyona yapılan yükleme sonucu mezial konnektörde oluşan stres, en yüksek stres değeridir. Tümüne yükleme sonucu gözlenen değerler, umulanın aksine çok yüksek değerlerde çıkmamıştır.

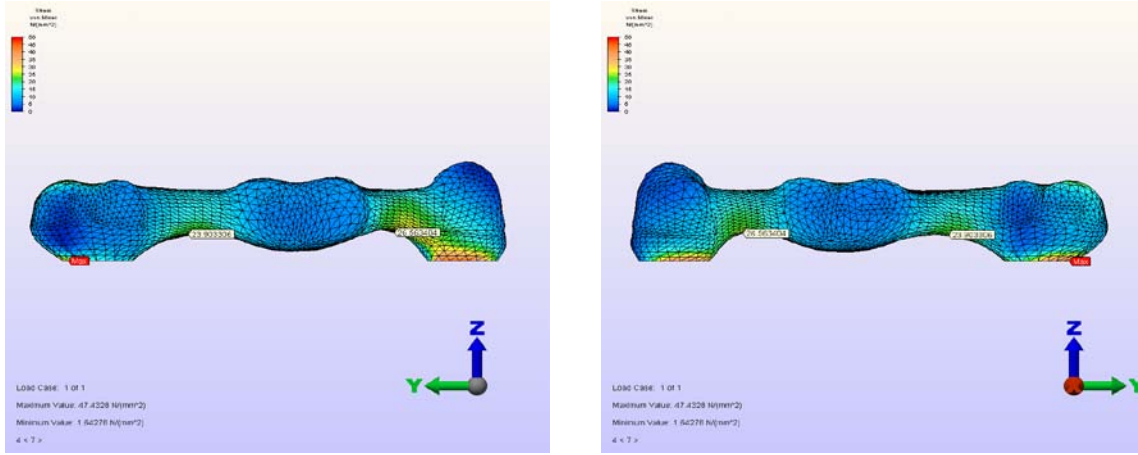
4.1.2.3 üyeli İmplant-İmplant destekli model (Model 2) için zirkonya restorasyon konnektör bölgesi stres değerleri :



Resim 23) Model 2 de 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 2 de 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 71,9938 MPa ile 2.premolar restorasyonun gingival boyun kısmında gözlemlendi. Mezial konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri 26,542992 MPa, distal konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 21,559704 MPa olarak saptanmıştır.

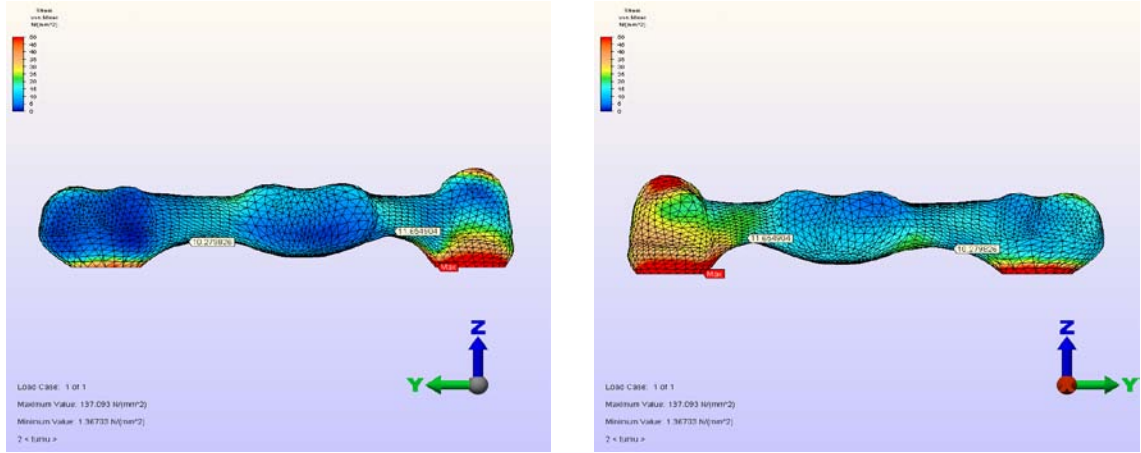
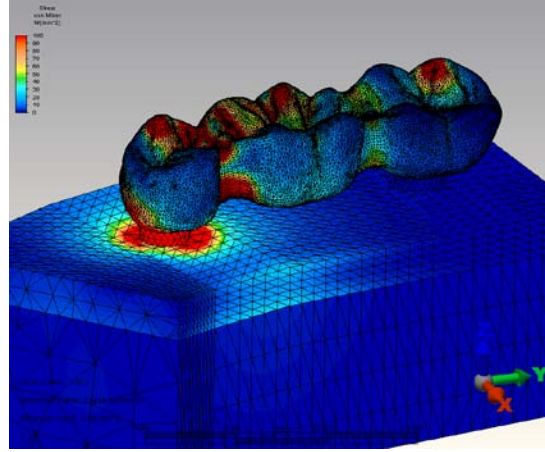
Mezial konnektörde oluşan stres değerleri distal konnektörde oluşan stres değerinden biraz daha fazla bulunmuştur.



Resim 24) Model 2 de 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 1 de 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 47,4328 MPa ile 2.molar restorasyonun gingival boyun kısmında gözlemlendi. Distal konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri 23,903306 MPa, mezial konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 26,563404 MPa olarak saptanmıştır.

Mezial konnektörde oluşan stres değerleri distal konnektörde oluşan stres değerinden biraz daha fazla bulunmuştur. Ayrıca farklı olarak oluşan maximum von mises stres değeri 2.molar restorasyonun gingival boyun kısmında gözlenmiştir. Bu diş destekli restorasyon ile arasındaki en büyük farktır.



Resim 25) Model 2 de tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 2 de tümüne yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 137,093 MPa ile 2.premolar restorasyonun distal gingival boyun kısmında gözlemlendi. Distal konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri 10,2798826 MPa, mezial konnektörde oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 11,654904 MPa olarak saptanmıştır.

Mezial konnektörde oluşan stres değerleri distal konnektörde oluşan stres değerleriyle birbirine yakındır.

Model 2	Mezial konnektör	Distal konnektör
2.premolar yükleme	26,542992	21,559704
2.molar yükleme	26,563404	23,903306
Tümüne yükleme	11,654904	10,2798826

Tablo 3) Model 2’de restorasyonlar üzerinden yapılan yüklemeler sonucu konnektörlerde açığa çıkan en yüksek von mises stres değerleri

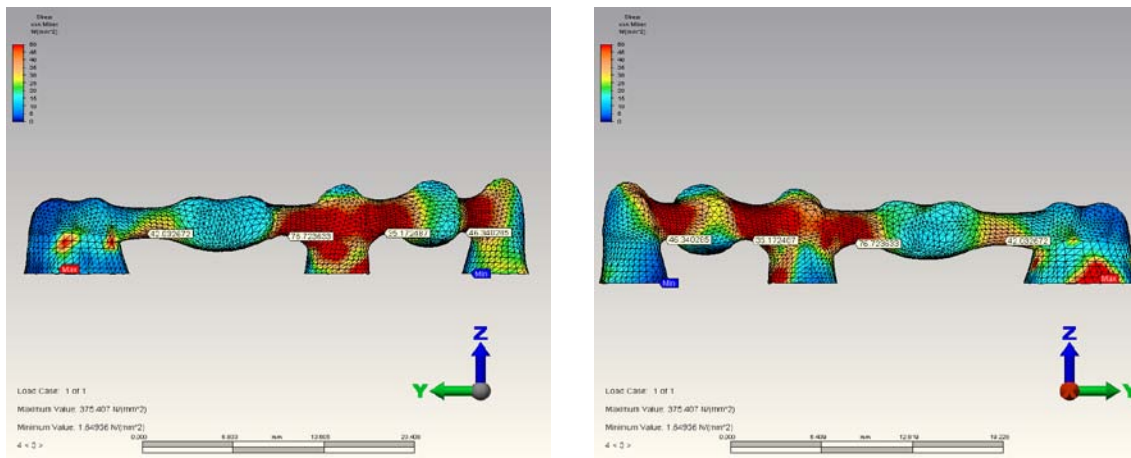
Tablo 3’den de anlaşılacağı üzere 3 üyeli implant destekli köprüde, konnektörlere gelen stres açısından, en çok stres mezial konnektörlere gelmektedir. 2.molar restorasyona yapılan yükleme sonucunda mezial ve distal konnektörlerde oluşan stres, 2.premolar restorasyona yapılan yükleme sonucunda mezial ve distal konnektörlerde oluşan strese göre biraz daha fazladır. Fakat diş destekli restorasyonda olduğu gibi aşırı farklı değildir.

Dikkat çekici bir diğer nokta, restorasyonun tümüne birden yükleme yapıldığında oluşan stres değerleri 2.premolar ve 2.molar restorasyonlara ayrı ayrı yapılan yükleme sonucunda açığa çıkan stres değerlerine göre daha azdır.

Ayrıca yüklemenin yapıldığı restorasyonda en büyük stres oluşumu meydana gelmiştir. Bu sonuç diş destekli restorasyonla arasındaki en büyük farklardandır.

4.1.3. 5 üyeli Diş-Diş destekli model (Model 3) için zirkonya restorasyon konnektör bölgesi stres değerleri :

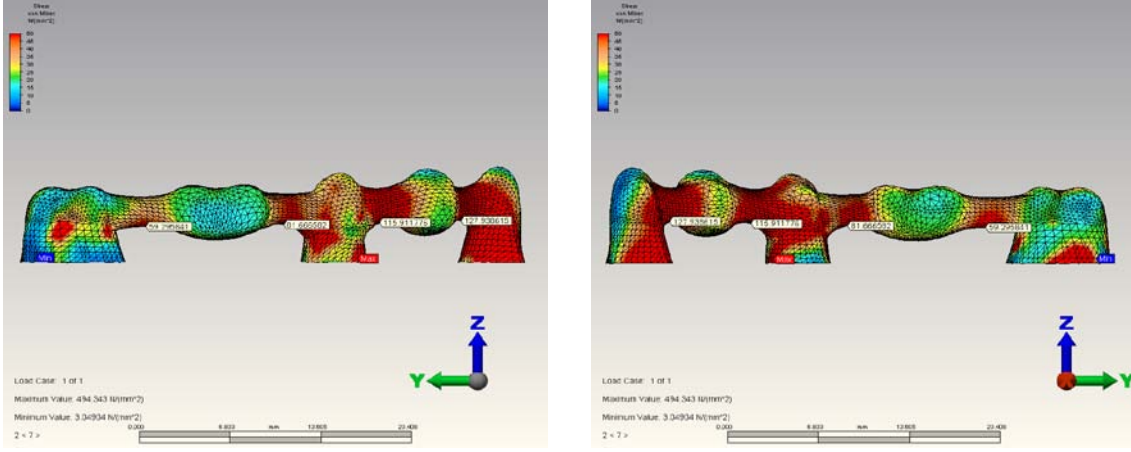
Çalışmamızda kullanılan 5 üyeli restorasyonlarda, konnektörler ayırt edilebilmek amacıyla harflendirildi. Kanin-1.premolar arasındaki konnektör (mezial)=a, 1.premolar-2.premolar arasındaki konnektör=b, 2.premolar-1.molar arasındaki konnektör=c, 1.molar-2.molar arasındaki konnektör (distal)=d harfleriyle tanımlanmıştır.



Resim 26) Model 3 de kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 3 de kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 375,407 MPa ile 2.molar restorasyonun boyun kısmında gözlemlendi. a(mezial) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 46,340285 MPa, b konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 35,172487 MPa, c konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 76,723633 MPa, d (distal) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 42,0322672 MPa olarak ölçülmüştür.

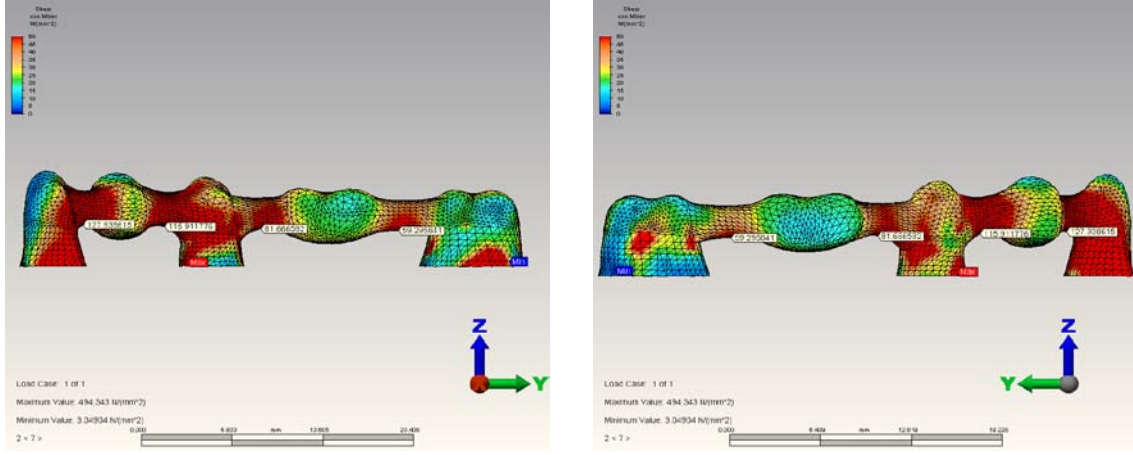
c konnektöründe en büyük stres değeri ölçülmüştür. Yani 2.premolar ve 1.molar arasındaki stres değeri, 3 üyeli diş-diş destekli restorasyonda olduğu gibi en yüksek değerde bulunmuştur.



Resim 27) Model 3 de 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 3 de 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 494,343 MPa ile 2.premolar dişin restorasyonun mezial boyun kısmında gözlemlendi. A (mezial) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 127,938615 MPa, b konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 115,911776 MPa, c konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 81,666582 MPa, d(distal) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 59,295841 MPa olarak ölçülmüştür.

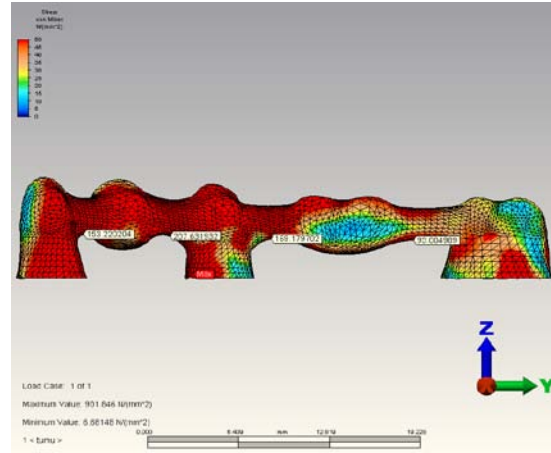
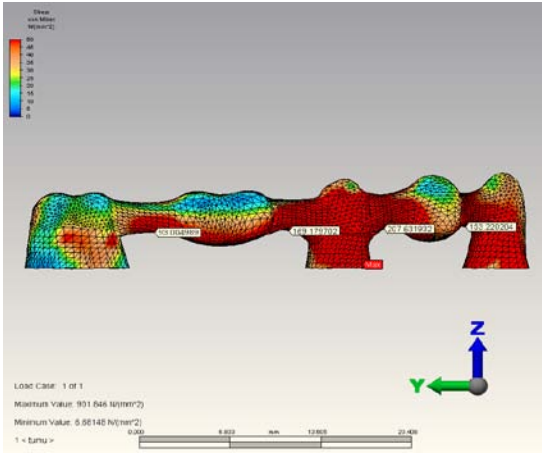
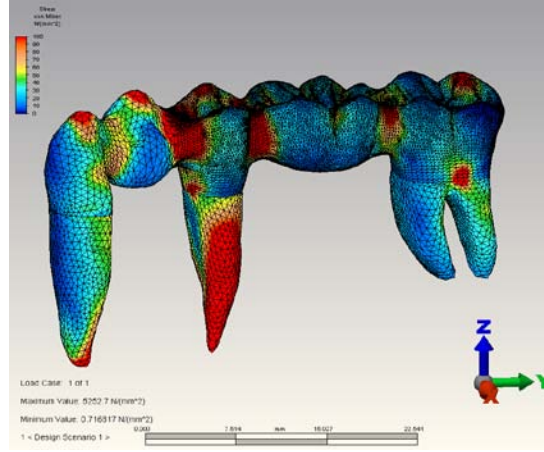
A (mezial) konnektöründe en büyük stres değeri ölçülmüştür. Göze çarpan en büyük bulgu, a ve b konnektörlerine ciddi anlamda bir stres geldiğidir.



Resim 28) Model 3 de 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 3 de 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 464,434 MPa ile 2.premolar dişin restorasyonun mezial boyun kısmında gözlemlendi. a(mezial) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 105,932743 MPa, b konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 128,911776 MPa, c konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 98,666582 MPa, d (distal) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 72,765841 MPa olarak ölçülmüştür.

b konnektöründe en büyük stres değeri ölçülmüştür. Göze çarpan en büyük bulgu, a ve b konnektörlerine ciddi anlamda bir stres geldiğidir.



Resim 29) Model 3 de tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 3 de tümüne yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 901,845MPa ile 2.premolar dişin restorasyonun mezial boyun kısmında gözlemlendi. a (mezial) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 153,220204 MPa, b konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 207,631932 MPa, c konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 169,179702 MPa, d (distal) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 93,004989 MPa olarak ölçülmüştür.

b konnektöründe en büyük stres değeri ölçülmüştür. Göze çarpan en büyük bulgu, çoğu yüklemde olduğu gibi 2.premolar restorasyonda büyük çapta stres oluştuğudur.

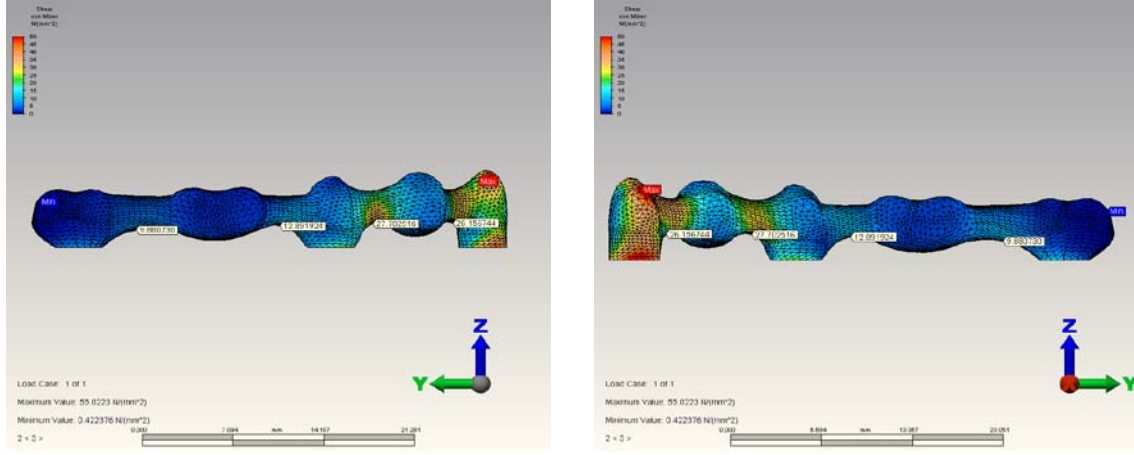
Model 3	a konnektörü (mezial)	b konnektörü (1.premolar- 2.premolar)	c konnektörü (2.premolar- 1.molar)	d konnektörü (distal)
Kanin yükleme	46,340285	35,172487	76,723633	42,0322672
2.premolar yükleme	127,938615	115,911776	81,666582	59,295841
2.molar yükleme	105,932743	128,911776	98,666582	72,765841
Tümüne yükleme	153,220204	207,631932	169,179702	93,004989

Tablo 4) Model 3'de restorasyonlar üzerinden yapılan yüklemeler sonucu konnektörlerde açığa çıkan en yüksek von mises stres değerleri

Tablo 4 de görüldüğü üzere, konnektörlere gelen stres açısından, en çok stres 1.premolar restorasyon ve bağlantı halindeki b ve c konnektörlerine gelmektedir. Kanin yüklemesinde diğer yüklemelerin aksine b konnektöründe en az stres oluşumu gözlenmiştir. 2.premolar restorasyona gelen stres aşırı miktardadır. Diğer 2 modeldeki yüklemelerin aksine, bu modeldeki tümüne yüklemede, bütün konnektörlerde oluşan stres oldukça fazladır. Göze çarpan en büyük bulgu, yüklemenin yapıldığı restorasyonda en büyük stres oluşumu meydana gelmiştir.

4.1.4. 5 üyeli İmplant-İmplant destekli model (Model 4) için zirkonya restorasyon konnektör bölgesi stres değerleri :

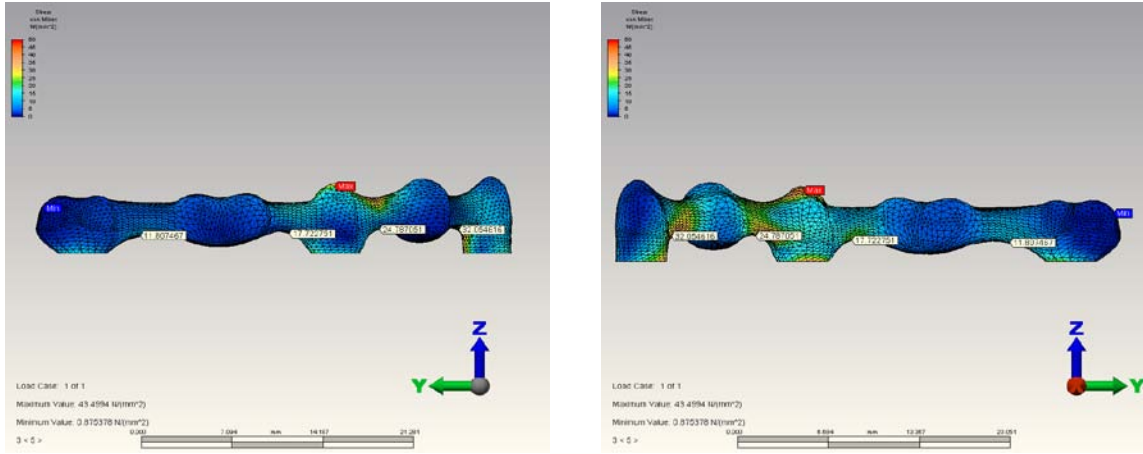
Çalışmamızda kullanılan 5 üyeli restorasyonlarda, konnektörler ayırt edilebilmek amacıyla harflendirildi. Kanin-1.premolar arasındaki konnektör (mezial)=a, 1.premolar-2.premolar arasındaki konnektör=b, 2.premolar-1.molar arasındaki konnektör=c, 1.molar-2.molar arasındaki konnektör (distal)=d harfleriyle tanımlanmıştır.



Resim 30) Model 4 te kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 4 te kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 55,0223 MPa ile kanin restorasyonunun insizal kısmında gözlemlendi. a (mezial) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 26,156744 MPa, b konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 27,702516 MPa, c konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 12,891924 MPa, d (distal) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 9,880730 MPa olarak ölçülmüştür.

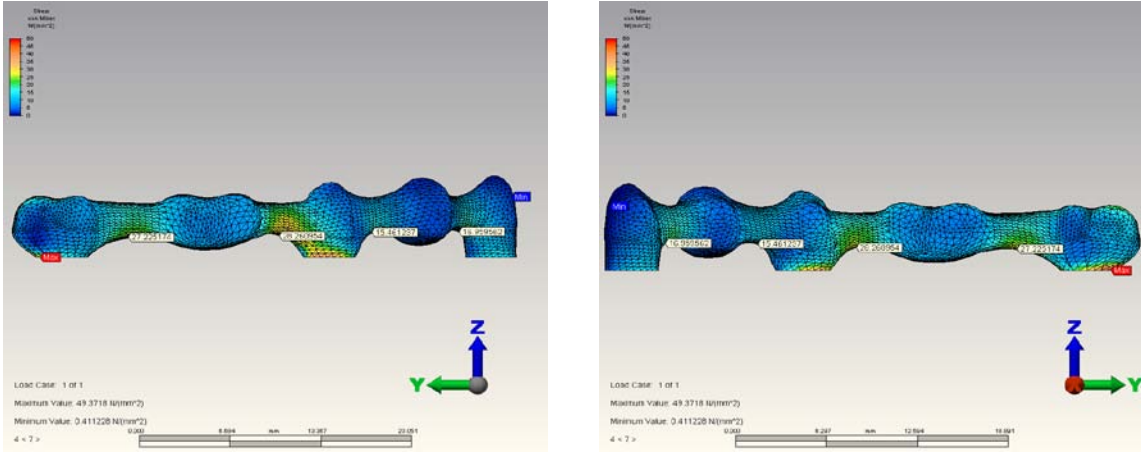
b konnektörü ile c konnektöründe en büyük stres değeri ölçülmüştür.



Resim 31) Model 4 te 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 4 te 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 43,4994 MPa ile 2.premolar restorasyonun oklüzal kısmında gözlemlendi. a (mezial) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 32,054616 MPa, b konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 24,787051 MPa, c konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 17,722751 MPa, d (distal) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 11,807467 MPa olarak ölçülmüştür.

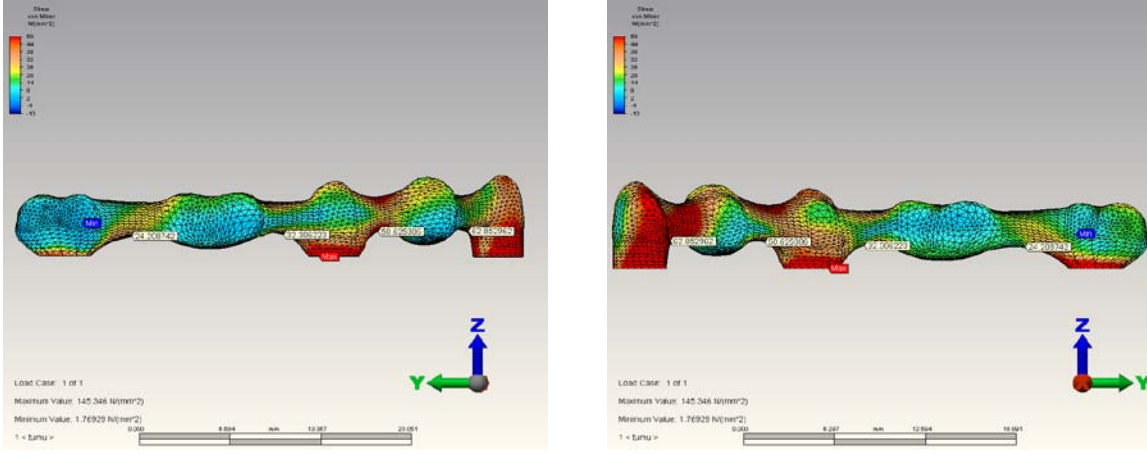
a konnektöründe en büyük stres değeri ölçülmüştür. Göze çarpan en büyük bulgu, kanin yüklemesinde olduğu gibi, yükleme olan restorasyonun oklüzal kısmında en büyük stres değeri oluşmuştur.



Resim 32) Model 4 te 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 4 te 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 49,3718 MPa ile 2.molar restorasyonun gingival boyun kısmında gözlemlendi. a (mezial) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 18,959562 MPa, b konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 15,461237 MPa, c konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 26,260854 MPa, d (distal) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 27,225174 MPa olarak ölçülmüştür.

c ve d konnektörlerinde en büyük stres değerleri ölçülmüştür. Göze çarpan en büyük bulgu, kanin ve 2.premolar yüklemelerde olduğu gibi, yüklemenin yapıldığı restorasyonda en büyük stres oluşumu meydana gelmiştir.



Resim 33) Model 4 te tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında oluşan von mises stres değerleri

Model 4 te tümüne yükleme yapıldığında, en yüksek von mises değeri 145,346 MPa ile 2.premolar restorasyonun gingival boyun kısmında gözlemlendi. a (mezial) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 62,852962 MPa, b konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 50,625306 MPa, c konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri 32,306223 MPa, d (distal) konnektöründe oluşan en yüksek Von mises stres değeri ise 24,208742 MPa olarak ölçülmüştür.

a konnektöründe en büyük stres değeri ölçülmüştür.

Model 4	a konnektörü (mezial)	b konnektörü (1.premolar- 2.premolar)	c konnektörü (2.premolar- 1.molar)	d konnektörü (distal)
Kanin yükleme	26,156744	27,702516	12,891924	9,880730
2.premolar yükleme	32,054616	24,787051	17,722751	11,807467
2.molar yükleme	18,959562	15,461237	26,260854	27,225174
Tümüne yükleme	62,852962	50,625306	32,306223	24,208742

Tablo 5) Model 4 te restorasyonlar üzerinden yapılan yüklemeler sonucu konnektörlerde açığa çıkan en yüksek von mises stres değerleri

Tablo 5 te görüldüğü üzere, konnektörlere gelen stres açısından en çok stres, 2.molar yükleme haricinde kanin ve 1.premolar dişine ve a (mezial) konnektörüne gelmiştir. Gözlemlenen bir diğer bulgu;3 üyeli implant destekli modelde olduğu gibi,oluşan en büyük stres yüklemenin yapıldığı restorasyonda oluşmuştur. Kanin ve 2.premolar yüklemelerinde oluşan en büyük stres restorasyonların oklüzalinde gözlenmiştir, 2.molar yüklemede ise bu stres 2.molar restorasyonun boyun kısmındadır. Konnektörlerde oluşan stresler model 3 te olduğu gibi aşırı yüksek değer ve farklılıkta değildirler.

Model 1	Mezial konnektör	Distal konnektör
2.premolar yükleme	54,203853	38,171177
2.molar yükleme	77,497873	60,494775
Tümüne yükleme	64,902836	65,735410

Model 3	a konnektörü (mezial)	b konnektörü (1.premolar- 2.premolar)	c konnektörü (2.premolar- 1.molar)	d konnektörü (distal)
Kanin yükleme	46,340285	35,172487	76,723633	42,0322672
2.premolar yükleme	127,938615	115,911776	81,666582	59,295841
2.molar yükleme	105,932743	128,911776	98,666582	72,765841
Tümüne yükleme	153,220204	207,631932	169,179702	93,004989

Model 2	Mezial konnektör	Distal konnektör
2.premolar yükleme	26,542992	21,559704
2.molar yükleme	26,563404	23,903306
Tümüne yükleme	11,654904	10,2798826

Model 4	a konnektörü (mezial)	b konnektörü (1.premolar- 2.premolar)	c konnektörü (2.premolar- 1.molar)	d konnektörü (distal)
Kanin yükleme	26,156744	27,702516	12,891924	9,880730
2.premolar yükleme	32,054616	24,787051	17,722751	11,807467
2.molar yükleme	18,959562	15,461237	26,260854	27,225174
Tümüne yükleme	62,852962	50,625306	32,306223	24,208742

-Model 1, 2, 3 ve 4 teki yüklemeler sonucu konnektörlerde oluşan von misses stres değerlerini gösteren bütün tablolar -

	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 4
KANİN YÜKLEME	—	—	375,407 MPa	55,0223 MPa
	—	—	2.molar restorasyon Gingival boyun kısmı	Kanin restorasyon İnsizal kısım
2.PREMOLAR YÜKLEME	225,931 MPa	71,9938 MPa	494,343 MPa	43,4994 MPa
	2.premolar rest.nun ging. boyun kısmı	2.premolar rest.nun ging. boyun kısmı	2.premolar rest.nun mezial ging. boynu	2.premolar rest.nun oklüzal yüzeyi
2.MOLAR YÜKLEME	152,37 MPa	47,4328 MPa	464,434 MPa	49,3718 MPa
	2.premolar rest.nun ging. boyun kısmı	2.molar rest.nun ging. boyun kısmı	2.premolar rest.nun mezial ging. boynu	2.molar rest.nun ging. boyun kısmı
TÜMÜNE YÜKLEME	323,407 MPa	137,093 MPa	901,845MPa	145,346 MPa
	2.premolar rest.nun ging. boyun kısmı	2.premolar rest.nun distal ging. boynu	2.premolar rest.nun mezial ging. boynu	2.premolar rest.nun ging. boyun kısmı

Tablo 6) Model 1, 2, 3 ve 4 teki bütün yüklemeler sonucu açığa çıkan von mises stres değerlerinin en yüksek olarak gözlemlendiği bölgeler

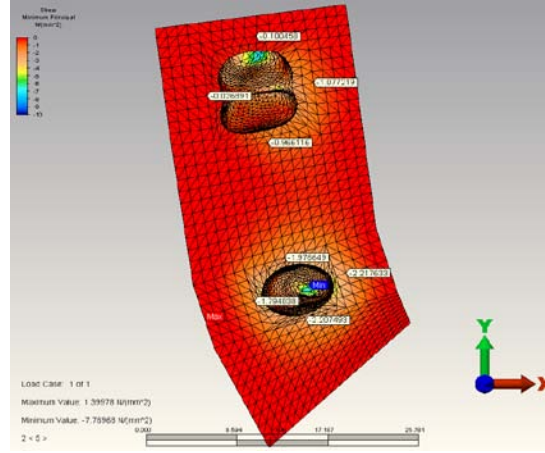
3 üyeli zirkonya restorasyon konnektör bölgesinde oluşan stres değerlerine bakıldığında en yüksek stres değerlerinin model 1 (3 üyeli diş-diş destekli zirkonya model) deki 2.molar yükleme sonucunda mezial konnektörde olduğu görülmüştür. Bu değer tümüne yükleme sonucu elde edilen stres değerlerinden daha fazla çıkmıştır. Dikkat çeken diğer bir nokta da model 2 (3 üyeli implant-implant destekli zirkonya model) de tümüne yükleme sonucu konnektörlerde elde edilen en yüksek değerler, 2.premolar ve 2.molar yüklemeler sonucu konnektörlerde elde edilen en yüksek değerlere göre daha küçük çıkmıştır. 5 üyeli zirkonya restorasyon konnektör bölgesinde oluşan stres değerlerine bakıldığında ise en yüksek stres değerlerinin model 3 (5 üyeli diş-diş destekli zirkonya model) teki tümüne yükleme sonucunda b konnektöründe (1.premolar-2.premolar arası) olduğu görülmüştür. Model 3 te elde edilen stres değerleri, ciddi boyutta fazla çıkmıştır. Genel anlamda, 2.premolar dişe ve restorasyona daha fazla stres aktarımı söz konusudur.

Tablo 6 da görüldüğü üzere, en yüksek Von mises stresler değerlendirildiğinde Model 3 (5 üyeli diş-diş destekli zirkonya model)'de oluşan stres değerleri Model 4 (5 üyeli implant-implant destekli zirkonya model)'de oluşan stres değerlerinden, Model 1 (3 üyeli diş-diş destekli zirkonya model)'de oluşan stres değerleri Model 2 (3 üyeli implant-implant destekli zirkonya model)'de oluşan stres değerlerinden daha büyük bulunmuştur. Genel olarak bakıldığında ise model 3'te açığa çıkan en yüksek değerler, oldukça fazladır. Bunu model 1 takip etmektedir. Kısacası, diş destekli restorasyonlardaki her bir konnektör ve restorasyona implant destekli restorasyonlardakine göre daha fazla stres gelmektedir.

En yüksek Von mises stresler gözlemlendiği yer yönünden değerlendirildiğinde ise genel olarak 2.premolar restorasyonun gingival boyun kısmına aşırı miktarda stres gelmektedir. Diğer bir anlamlı fark ise, implant destekli modellerde her bir dayanak üzerinden ayrı ayrı yapılan yüklemeler sonucu oluşan en yüksek Von mises stres değerleri, yüklemenin uygulandığı dayanak üzerindeki restorasyonda gözlenmiştir.

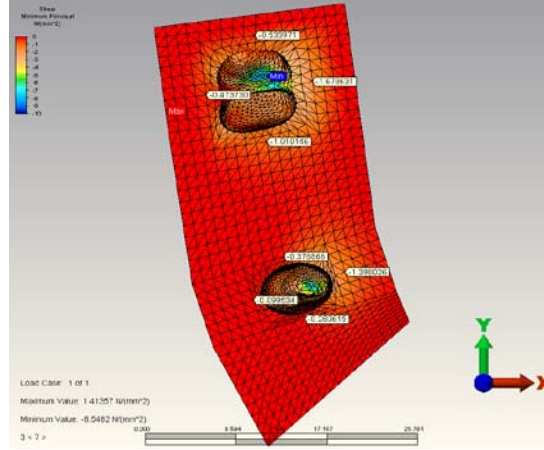
4.2. Minimum Principal Stres:

4.2.1. 3 üyeli diş-diş destekli model (Model 1) için kemiğin üst seviyesi:



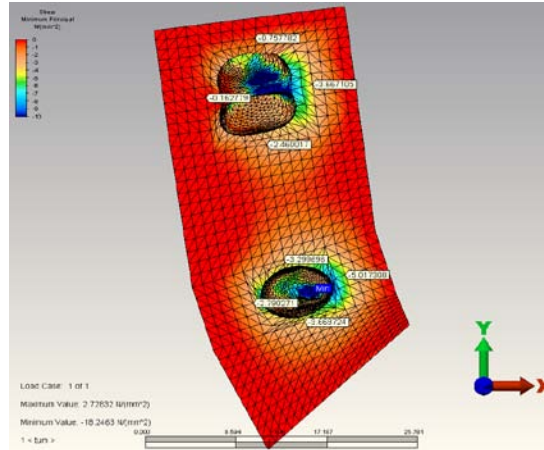
Resim 34) Model 1 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 1 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi $-7,76968$ MPa ile 2.premolar dişin kök ucu kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi 2.molar diş çevresinde oluşan sıkışma stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.premolar diş çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi $-2,217633$ MPa ile (L)de, en düşük sıkışma stresi ise $-1,794838$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-1,077219$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,026891$ MPa ile (B) de gözlenmiştir.



Resim 35) Model 1 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 1 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında ; oluşan en büyük sıkışma stresi -8,5482 MPa ile 2. molar dişin distal kök ucu kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.molar diş çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi -1,678631 MPa ile (L)de, en düşük sıkışma stresi ise -0,473730 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -1,398026 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,099534 MPa ile (B) de gözlenmiştir.



Resim 36) Model 1 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

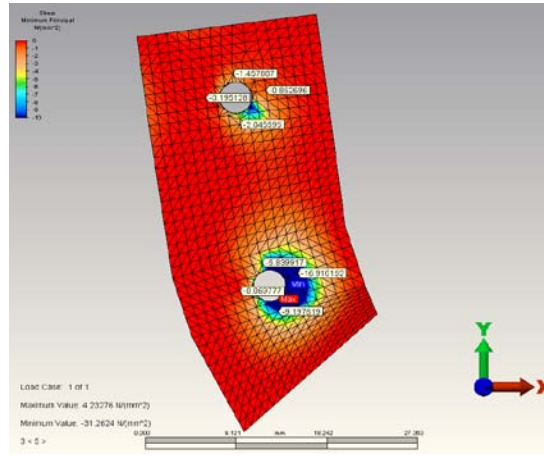
Model 1 için tüm yapı üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi; -18,2463 MPa ile 2.premolar dişin kök ucu kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi 2.molar diş çevresinde oluşan sıkışma

stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.premolar diş çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi -5,017308 MPa ile (L)de, en düşük sıkışma stresi ise -2,790271 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -3,667105 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,162779 MPa ile (B) de gözlenmiştir.

Model 1		2.Premolar diş				2.Molar diş			
		M	D	B	L	M	D	B	L
	2.premolar yükleme	-2,207493	-1976649	-1,7948	-2,217633	-0,9661	-0,1004	-0,0268	-1,077219
	2.molar yükleme	-0280615	-0,376866	-0,0995	-1,398026	-1,0101	-0,5339	-0,4737	-1,678631
	Tümüne yükleme	-3,668724	-3,2996	-2,7902	-5,017308	-2,4600	-0,7577	-0,1627	-3,667105

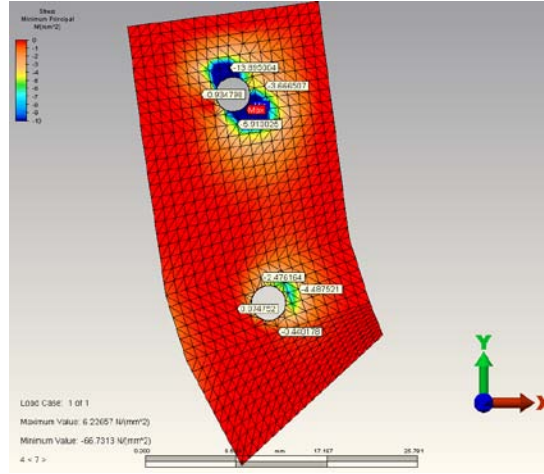
Tablo 7) Model 1 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

4.2.2. 3 üyeli İmplant- İmplant destekli model (Model 2) için kemiğin üst seviyesi:



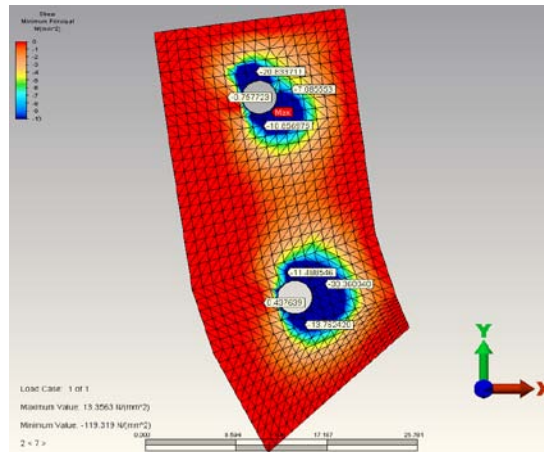
Resim 37) Model 2 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 2 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi $-31,2624$ MPa ile 2.premolar implantın lingual kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar implant çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi 2.molar implant çevresinde oluşan sıkışma stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.premolar implant çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi $-16,9101$ MPa ile (L)de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,0697$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-2,0455$ MPa ile (M) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,1951$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Model 1 ile fark olarak 2.premolara yapılan yükleme sonucu 2.molar implanttaki en yüksek sıkışma stresi (M) de gözlenmiştir, model 1’de ise (L) de gözlendi.



Resim 38) Model 2 için 2. molar restorasyonu üzerinden yüklemeye yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 2 için 2. molar restorasyonu üzerinden yüklemeye yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi $-66,7313$ MPa ile 2. molar implantın mesial kemik yüzeyinde görülmüştür. 2. molar implant çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi 2. premolar implant çevresinde oluşan sıkışma stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2. molar implant çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi $-5,9130$ MPa ile (M) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,9347$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2. premolar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-4,4875$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,0747$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Model 1 ile fark olarak 2. molara yapılan yüklemeye sonucu 2. molar implanttaki en yüksek sıkışma stresi (M) de gözlenmiştir, model 1'de ise (L) de gözlemlendi.



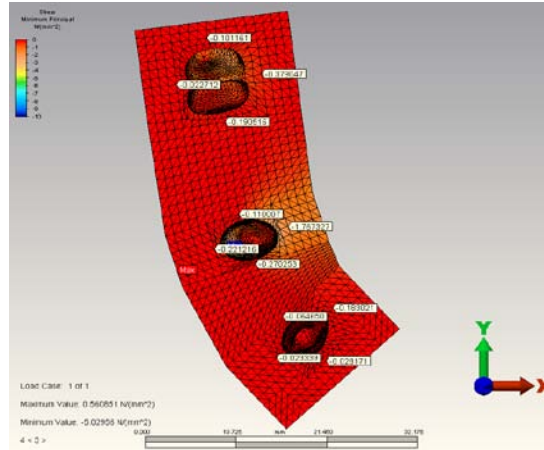
Resim 39) Model 2 için tüm restorasyon üzerinden yüklemeye yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 2 için tüm yapı üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi -119,319 MPa ile 2.premolar implantın lingual kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar implant çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi 2.molar implant çevresinde oluşan sıkışma stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.premolar implant çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi -30,3600 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,4376 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -20,8337 MPa ile (D) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,7577 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Model 1 ve model 2'deki diğer yüklemelerin aksine olarak 2.molara yapılan yükleme sonucu 2.molar implanttaki en yüksek sıkışma stresi (D) de gözlenmiştir.

Model 2		2.Premolar implant				2.Molar implant			
		M	D	B	L	M	D	B	L
	2.premolar yükleme	-9,1976	-5,6399	-0,0697	-16,910	-2,0455	-1,4578	-0,1951	-0,8626
	2.molar yükleme	-0,4401	-2,4761	-0,0747	-4,4875	-5,9130	-1,3895	-0,9347	-3,6665
	Tümüne yükleme	-13,762	-11,488	-0,4376	-30,360	-10,856	-20,833	-0,7577	-7,0855

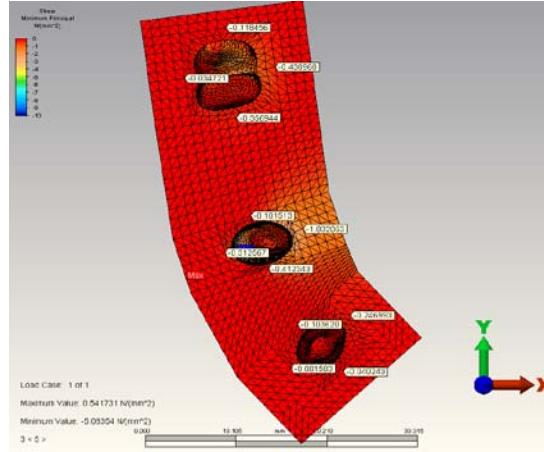
Tablo 8) Model 2 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

4.2.3. 5 üyeli diş-diş destekli model (Model 3) için kemiğin üst seviyesi:



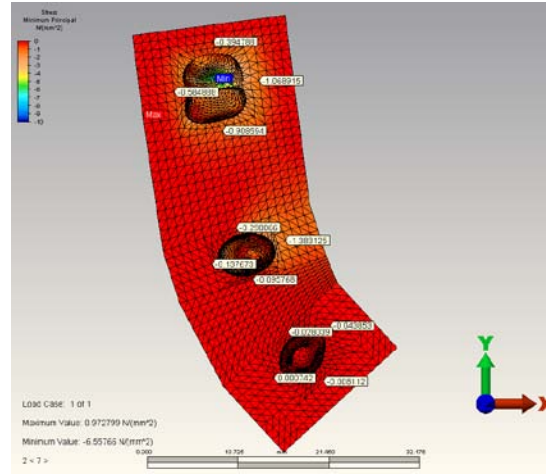
Resim 40) Model 3 için kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 3 için kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi $-5,02956$ MPa ile 2.premolar dişin bukkal kök kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi kanin ve 2.molar diş çevresinde oluşan sıkışma streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin dişi çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi $-0,183$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,0023$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-1,767$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,110$ MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-0,379$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,022$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Diğer modellerde olduğu gibi alınan referans noktaları içinde en yüksek sıkışma stresi, 2.premolar diş çevresinde olmuştur.



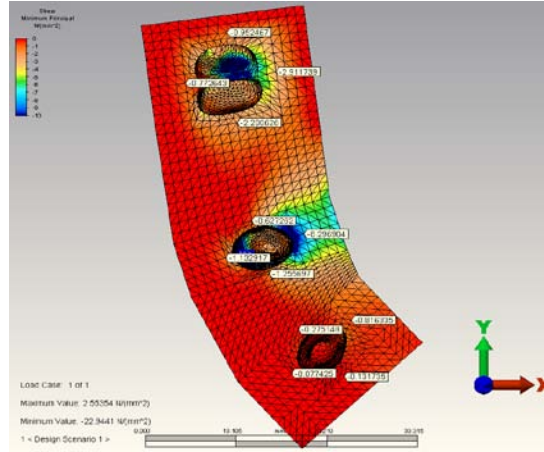
Resim 41) Model 3 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 3 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi $-5,08354$ MPa ile 2.premolar dişin bukkal kök kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi kanin ve 2.molar diş çevresinde oluşan sıkışma streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin dişi çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi $-0,2469$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,040$ MPa ile (M) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-1,8020$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,1015$ MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-0,438$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,034$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Diğer modellerde olduğu gibi 2.molar yükleme haricindeki diğer yüklemelerde alınan referans noktaları içinde en yüksek sıkışma stresi, 2.premolar diş çevresinde olmuştur.



Resim 42) Model 3 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 3 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi $-6,55766$ MPa ile 2.molar dişin distal kök ucu kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi kanin ve 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin dişi çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi $-0,0438$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,0007$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-1,383$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,095$ MPa ile (M) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-1,0689$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,394$ MPa ile (D) de gözlenmiştir. Diğer modellerde olduğu gibi 2.molar yüklemelerinde alınan referans noktaları içinde en yüksek sıkışma stresi, 2.molar diş çevresinde olmuştur.



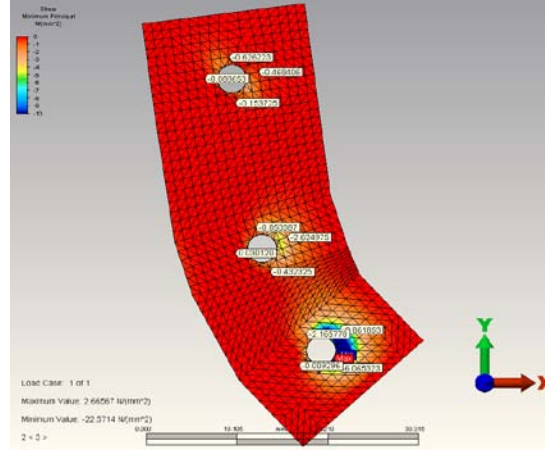
Resim 43) Model 3 için tüm restorasyon üzerinden yüklemeye yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 3 için tüm restorasyon üzerinden yüklemeye yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi -22,944 MPa ile 2.premolar dişin bukkal kök kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi kanin ve 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin dişi çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi -0,8163 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,0774 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -8,2969 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,6272 MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -2,9117 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,7726 MPa ile (B) de gözlenmiştir.

	Kanin dişi				2.Premolar diş				2.Molar diş				
	M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L	
Model 3													
Kanin yüklemeye	-0,028	-0,064	-0,023	-0,183	-0,270	-0,110	-0,221	-1,767	-0,190	-0,101	-0,022	-0,37	
2.pre. yüklemeye	-0,040	-0,103	-0,081	-0,246	-0,412	-0,101	-0,312	-1,802	-0,356	-0,118	-0,034	-0,43	
2.molar yüklemeye	-0,008	-0,002	-0,001	-0,043	-0,095	-0,290	-0,137	-1,383	-0,908	-0,394	-0,584	-1,06	
Tümüne yüklemeye	-0,131	-0,275	-0,077	-0,816	-1,255	-0,627	-1,132	-8,296	-2,200	-0,952	-0,772	-2,91	

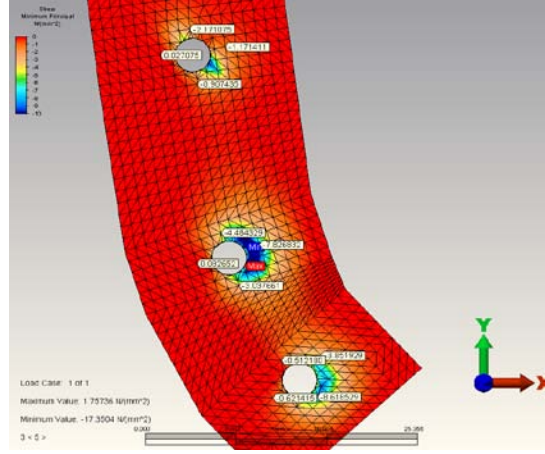
Tablo 9) Model 3 de restorasyonlar üzerinden yüklemeye yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

4.2.4. 5 üyeli implant-implant destekli model (Model 4) için kemiğin üst seviyesi:



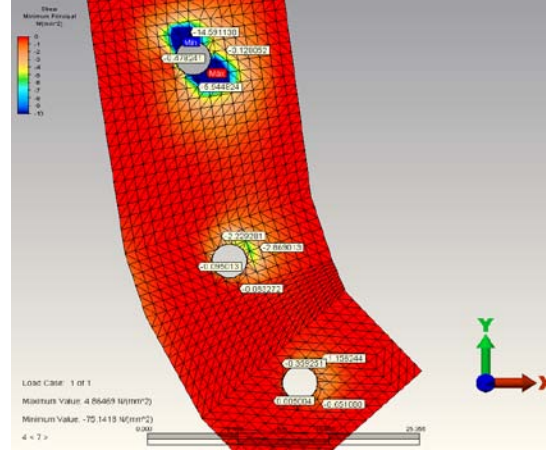
Resim 44) Model 4 için kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 4 için kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi -22,5714 MPa ile kanin implantın lingual kemik yüzeyinde görülmüştür. Kanin implant çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi 2.premolar ve 2.molar implant çevresinde oluşan sıkışma streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin implantı çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi -8,8618 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,009 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -2,624 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,030 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -0,6262 MPa ile (D) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,088 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktaları içinde en yüksek sıkışma stresi, yüklemenin yapıldığı dayanağın kortikal kemik çevresindedir.(model 2 gibi)



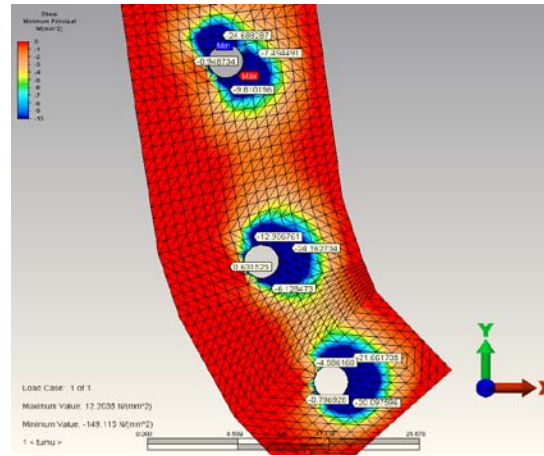
Resim 45) Model 4 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 4 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi -17,3504 MPa ile 2.premolar implantın lingual kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar implant çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi kanin ve 2.molar diş çevresinde oluşan sıkışma streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin implantı çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi -8,618 MPa ile (M) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,5121 MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -7,8268 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,082 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -2,1710 MPa ile (D) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,0270 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Kanin implantın çevresinde oluşan sıkışma stresi, 2.molar implantın çevresine göre daha fazladır.



Resim 46) Model 4 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 4 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi $-75,1418$ MPa ile 2.molar implantın distal kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar implant çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi kanin ve 2.premolar implant çevresinde oluşan sıkışma streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin implantı çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi $-1,1562$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,005$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-2,869$ MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,063$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi $-14,591$ MPa ile (D) de, en düşük sıkışma stresi ise $-0,4762$ MPa ile (B) de gözlenmiştir. Model 2’de dayanağa bağlı restorasyonda en büyük stres olduğu gibi alınan referans noktaları içinde en yüksek sıkışma stresi, yüklemenin yapıldığı dayanağın kortikal kemik çevresinde gözlenmiştir.



Resim 47) Model 4 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 4 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük sıkışma stresi -149,115 MPa ile 2.molar implantın distal kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar implant çevresindeki kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi kanin ve 2.premolar implant çevresinde oluşan sıkışma streslerinden daha fazla izlenmektedir. Kanin ve 2.premolar implantların çevresinde oluşan sıkışma stresi hemen hemen eşittir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin implantı çevresinde oluşan en yüksek sıkışma stresi-21,661 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,796 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -24,162 MPa ile (L) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,631 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek sıkışma stresi -24,688 MPa ile (D) de, en düşük sıkışma stresi ise -0,940 MPa ile (B) de gözlenmiştir. Model 2’de dayanağa bağlı restorasyonda en büyük stres olduğu gibi alınan referans noktaları içinde en yüksek sıkışma stresi, yüklemenin yapıldığı dişin kortikal kemik çevresinde gözlenmiştir. Model 3’te tümüne yükleme sonucunda en büyük sıkışma stresi, 2.premolar implantın çevresinde oluşurken burada 2.molar implantın çevresinde oluşmaktadır. Kanin ve 2.premolar implantların çevresinde oluşan sıkışma stresi hemen hemen eşittir.

		Kanin implantı				2.Premolar implant				2.Molar implant			
		M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
Model 4	Kanin yükleme	-6,065	-2,165	-0,009	-8,861	-0,432	-0,850	-0,030	-2,624	-0,153	-0,626	-0,088	-0,46
	2.pre. yükleme	-8,618	-0,512	-0,621	-3,851	-3,037	-4,484	-0,062	-7,826	-0,907	-2,171	-0,027	-1,17
	2.molar yükleme	-0,651	-0,359	-0,005	-1,156	-0,083	-2,229	-0,095	-2,869	-5,944	-14,59	-0,476	-3,12
	Tümüne yükleme	-20,09	-4,586	-0,796	-21,66	-6,128	-12,93	-0,631	-24,16	-9,810	-24,68	-0,948	-7,49

Tablo 10) Model 4 de restorasyonlar üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerleri

Model 1		2.Premolar diş				2.Molar diş			
		M	D	B	L	M	D	B	L
	2.premolar yükleme	-2,207493	-1976649	-1,7948	-2,217633	-0,9661	-0,1004	-0,0268	-1,077219
2.molar yükleme	-0280615	-0,376866	-0,0995	-1,398026	-1,0101	-0,5339	-0,4737	-1,678631	
Tümüne yükleme	-3,668724	-3,2996	-2,7902	-5,017308	-2,4600	-0,7577	-0,1627	-3,667105	

Model 2		2.Premolar implant				2.Molar implant			
		M	D	B	L	M	D	B	L
	2.premolar yükleme	-9,1976	-5,6399	-0,0697	-16,910	-2,0455	-1,4578	-0,1951	-0,8626
2.molar yükleme	-0,4401	-2,4761	-0,0747	-4,4875	-5,9130	-1,3895	-0,9347	-3,6665	
Tümüne yükleme	-13,762	-11,488	-0,4376	-30,360	-10,856	-20,833	-0,7577	-7,0855	

Model 3		Kanin diş				2.Premolar diş				2.Molar diş			
		M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
	Kanin yükleme	-0,028	-0,064	-0,023	-0,183	-0,270	-0,110	-0,221	-1,767	-0,190	-0,101	-0,022	-0,37
2.pre. yükleme	-0,040	-0,103	-0,081	-0,246	-0,412	-0,101	-0,312	-1,802	-0,356	-0,118	-0,034	-0,43	
2.molar yükleme	-0,008	-0,002	-0,001	-0,043	-0,095	-0,290	-0,137	-1,383	-0,908	-0,394	-0,584	-1,06	
Tümüne yükleme	-0,131	-0,275	-0,077	-0,816	-1,255	-0,627	-1,132	-8,296	-2,200	-0,952	-0,772	-2,91	

Model 4		Kanin implantı				2.Premolar implant				2.Molar implant			
		M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
	Kanin yükleme	-6,065	-2,165	-0,009	-8,861	-0,432	-0,850	-0,030	-2,624	-0,153	-0,626	-0,088	-0,46
2.pre. yükleme	-8,618	-0,512	-0,621	-3,851	-3,037	-4,484	-0,062	-7,826	-0,907	-2,171	-0,027	-1,17	
2.molar yükleme	-0,651	-0,359	-0,005	-1,156	-0,083	-2,229	-0,095	-2,869	-5,944	-14,59	-0,476	-3,12	
Tümüne yükleme	-20,09	-4,586	-0,796	-21,66	-6,128	-12,93	-0,631	-24,16	-9,810	-24,68	-0,948	-7,49	

-Model 1, 2, 3 ve 4 teki yüklemeler sonucu referans noktalarında oluşan en yüksek minimum principal (sıkışma) stres değerlerini gösteren bütün tablolar -

	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 4
KANİN YÜKLEME	—	—	-5,02956 MPa	-22,5714 MPa
	—	—	2.premolar dişin bukkal kök kemik yüzeyi	Kanin implant lingual kemik yüzeyi
2.PREMOLAR YÜKLEME	-7,76968 MPa	-31,2624 MPa	-5,08354 MPa	-17,3504 MPa
	2.premolar diş kök ucu kemik yüzeyi	2.premolar implant ling. kemik yüzeyi	2.premolar dişin bukkal kök kemik yüzeyi	2.premolar implant lingual kemik yüzeyi
2.MOLAR YÜKLEME	-8,5482 MPa	-66,7313 MPa	-6,55766 MPa	-75,1418 MPa
	2.molar diş distal kök ucu kemik yüzeyi	2.molar implant mesial kemik yüzeyi	2.molar diş distal kök ucu kemik yüzeyi	2.molar implant distal kemik yüzeyi
TÜMÜNE YÜKLEME	-18,2463 MPa	-119,319 MPa	-22,944 MPa	-149,115 MPa
	2.premolar diş kök ucu kemik yüzeyi	2.premolar implant ling. kemik yüzeyi	2.premolar dişin bukkal kök kemik yüzeyi	2.molar implant distal kemik yüzeyi

Tablo 11) Model 1, 2, 3 ve 4 teki bütün yüklemeler sonucu açığa çıkan minimum principal (sıkışma) stres değerlerinin en yüksek olarak gözlemlendiği bölgeler

3 ve 5 üyeli implant-implant destekli modeller (model 2 ve model 4) de ortaya çıkan en yüksek sıkışma stresleri, 3 ve 5 üyeli diş-diş destekli modeller (model 1 ve model 3) de ortaya çıkan en yüksek sıkışma streslerine göre çok daha fazla çıkmıştır.

5 üyeli diş-diş destekli model (model 3) de, 2.premolar ve 2.molar yüklemde açığa çıkan en yüksek sıkışma stres değerleri, 3 üyeli diş-diş destekli model (model 1) de , 2.premolar ve 2.molar yüklemde açığa çıkan en yüksek sıkışma stres değerlerine göre daha az bulunmuştur.

En yüksek sıkışma stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 4) de tümüne yükleme sonucu açığa çıkmıştır.

Dayanak diş ve implantlara ayrı ayrı yapılan yüklemelerin hepsinde açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi, o dayanağın kök ya da çevresindeki kemik yüzeyinde açığa çıkmıştır. Bu kuralı bozan yalnızca 5 üyeli diş-diş destekli model (model 3) de kanin yüklemesi sonucu görülmüştür. Kanin yüklemesi sonucu açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi kanin dışında değil, 2.premolar dişin bukkal kök kemik yüzeyinde görülmüştür.

Model 4 (5 üyeli implant-implant destekli model) haricindeki bütün diğer modellerde tümüne yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi 2.premolar diş ya da implantın kök ya da çevresindeki kemik yüzeyinde açığa çıkmıştır. Model 4'te ise 2.molar implantın distal kemik yüzeyinde görülmüştür.

2.premolar yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi, 3 üyeli implant-implant destekli model (model 2) de gözlenmiştir.

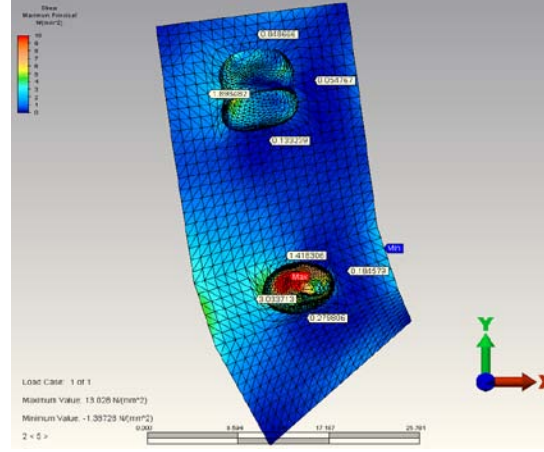
2.molar yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 4) de gözlenmiştir.

Kanin yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 2) de gözlenmiştir.

Von misses stres değerleri, diş-diş destekli modellerde daha yüksek değerlerde gözlenirken; minimum principal stres değerleri ise, implant-implant destekli modellerde daha yüksek değerlerde açığa çıkmıştır. Buradan da anlaşılacağı üzere implant destekli restorasyonlarda stres diş desteklilere göre kemiğe biraz daha fazla gelmektedir. Diş destekli modellerde kemikteki en yüksek stres değerleri, kökü çevreleyen kemik yüzeyinde görülmüştür. İmplant destekli modellerde ise kemik üst seviyesi civarında gözlenmiştir. Bu da gelen stresi diş destekli modellerin daha iyi dağıttığını göstermektedir.

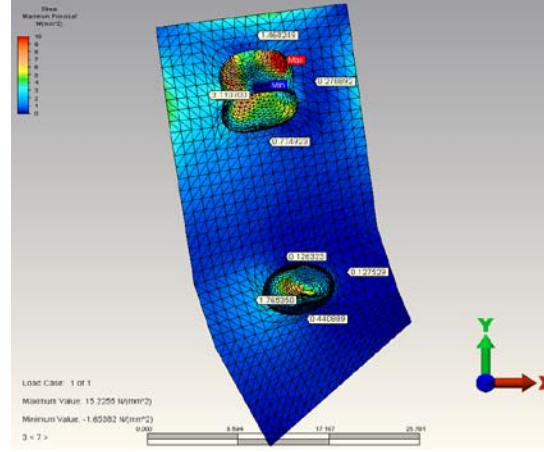
4.3.Maksimum Principal stres:

4.3.1. 3 üyeli diş-diş destekli model (Model 1) için kemiğin üst seviyesi:



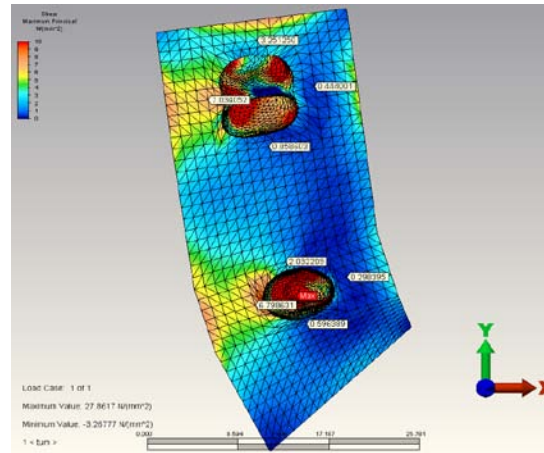
Resim 48) Model 1 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 1 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; kortikal seviyede oluşan en büyük gerilme stresi 13,028 MPa ile 2.premolar dişin distal kök kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi 2.molar diş çevresinde oluşan gerilme stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.premolar diş çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 3,0337 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,1845 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 1,8964 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,0547 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Minimum principal değerleri açısından model 1 değerlendirildiğinde 2.premolar yükleme sonucunda alınan referans noktalarındaki en yüksek sıkışma stres değerleri, 2.premolar ve 2.molar için (L) noktasında çıkarken, en düşük stres değerleri ise, (B) de gözlenmiştir. Kısacası, alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 1 2.premolar yüklemedeki sonuçlar tersine farklılık göstermiştir.



Resim 49) Model 1 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 1 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; kortikal seviyede oluşan en büyük gerilme stresi 15,2255 MPa ile 2.molar dişin distal kök kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi 2.premolar diş çevresinde oluşan gerilme stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.premolar diş çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 1,7653 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,127 MPa ile (L) ve (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 3,1107 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,2788 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Minimum principal değerleri açısından model 1 değerlendirildiğinde 2.molar yükleme sonucunda alınan referans noktalarındaki en yüksek sıkışma stres değerleri, 2.premolar ve 2.molar için (L) noktasında çıkarken, en düşük stres değerleri ise, (B) de gözlenmiştir. Kısacası, alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 1 tersine farklılık göstermiştir.



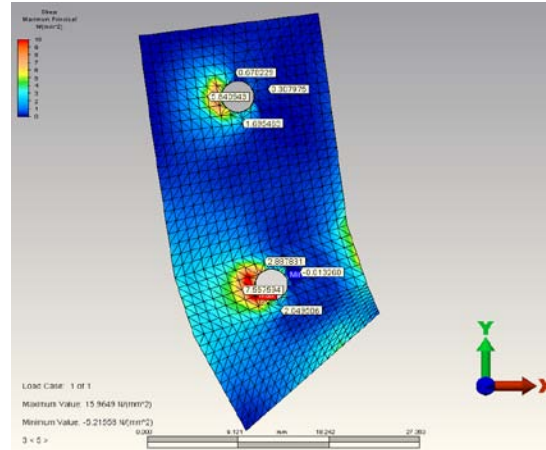
Resim 50) Model 1 için tüm restorasyon üzerinden yüklenme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 1 için tüm restorasyon üzerinden yüklenme yapıldığında; kortikal seviyede oluşan en büyük gerilme stresi 27,8617 MPa ile 2.premolar dişin distal kök ve kök ucu kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi 2.premolar diş çevresinde oluşan gerilme stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.premolar diş çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 6,7986 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,2983 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 7,0340 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,4440 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Minimum principal değerleri açısından model 1 değerlendirildiğinde tümüne yüklenme sonucunda alınan referans noktalarındaki en yüksek sıkışma stres değerleri, 2.premolar ve 2.molar için (L) noktasında çıkarken, en düşük stres değerleri ise, (B) de gözlenmiştir. Kısacası, alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 1 tümüne yüklemdeki sonuçlar tersine farklılık göstermiştir.

Model 1		2.Premolar diş				2.Molar diş			
		M	D	B	L	M	D	B	L
	2.premolar yüklenme	0,2798	1,4183	3,0337	0,1845	0,1332	0,8486	1,8984	0,0547
	2.molar yüklenme	0,4408	0,1263	1,7653	0,1275	0,7749	1,4682	3,1107	0,2788
	Tümüne yüklenme	0,5963	2,0322	6,7986	0,2983	0,8586	3,2512	7,0340	0,4440

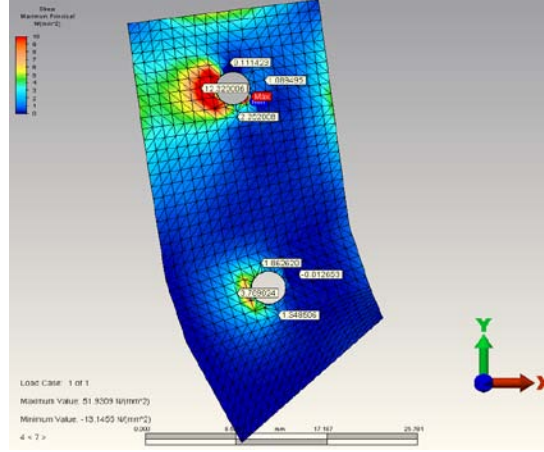
Tablo 12) Model 1 de restorasyonlar üzerinden yüklenme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

4.3.2. 3 üyeli implant-implant destekli model (Model 2) için kemiğin üst seviyesi:



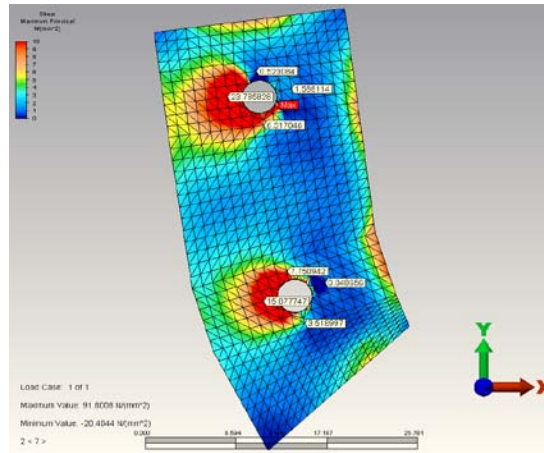
Resim 51) Model 2 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 2 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; kortikal seviyede oluşan en büyük gerilme stresi 15,9649 MPa ile 2.premolar implantın bukkal kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar implant çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi 2.molar implant çevresinde oluşan gerilme stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.premolar implant çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 7,5575 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,013 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 5,8409 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,3079 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 2 2.premolar yüklemedeki sonuçlar tersine farklılık göstermiştir.



Resim 52) Model 2 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 2 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; kortikal seviyede oluşan en büyük gerilme stresi 51,9309 MPa ile 2.molar implantın mezial kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar implant çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi 2.premolar implant çevresinde oluşan gerilme stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.premolar implant çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 3,7890 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,0126 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 12,3200 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,1114 MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 2 2.molar yüklemedeki sonuçlar tersine farklılık göstermiştir.



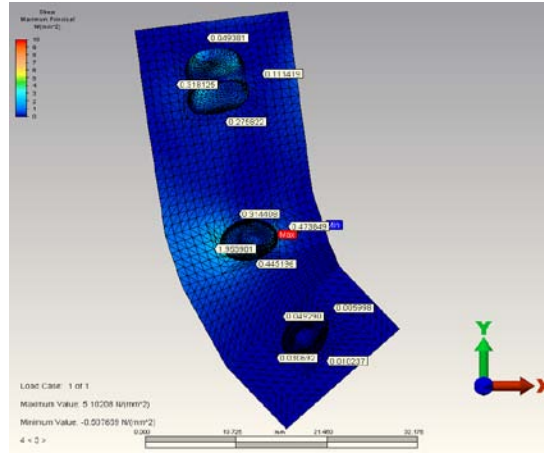
Resim 53) Model 2 için tüm restorasyon üzerinden yüklenme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 2 için tüm restorasyon üzerinden yüklenme yapıldığında; kortikal seviyede oluşan en büyük gerilme stresi 91,8008 MPa ile 2.molar implantın mezial ve lingual arası kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar implant çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi 2.premolar implant çevresinde oluşan gerilme stresinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde 2.premolar implant çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 15,0777 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,0486 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 23,7858 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,5290 MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 2 tümüne yüklemdeki sonuçlar tersine farklılık göstermiştir.

Model 2		2.Premolar diş				2.Molar diş			
		M	D	B	L	M	D	B	L
	2.premolar yüklenme	2,0495	2,8876	7,5575	0,0132	1,6954	0,6782	5,8409	0,3079
	2.molar yüklenme	1,3485	1,8626	3,7890	0,0126	2,2520	0,1114	12,3200	1,0894
	Tümüne yüklenme	3,5189	7,7509	15,0777	0,0486	6,3170	0,5290	23,7858	1,5881

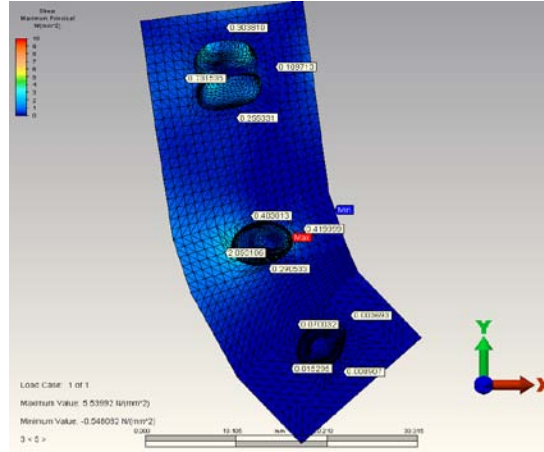
Tablo 13) Model 2 de restorasyonlar üzerinden yüklenme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maximum principal (gerilme) stres değerleri

4.3.3. 5 üyeli diş-diş destekli model (Model 3) için kemiğin üst seviyesi:



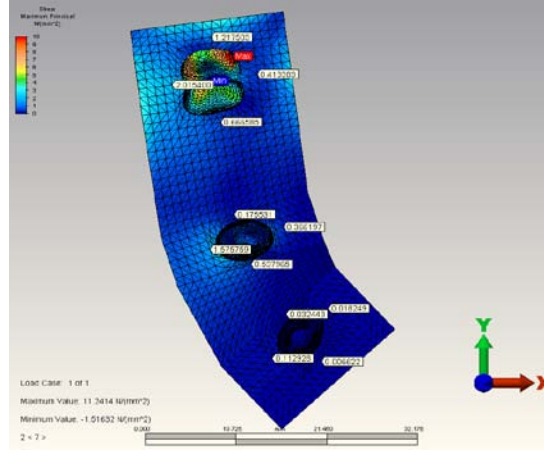
Resim 54) Model 3 için kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 3 için kanin restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük gerilme stresi 5,10208 MPa ile 2.premolar dişin lingual kök kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi kanin ve 2.molar diş çevresinde oluşan gerilme streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktaları içerisinde kanin diş çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 0,04 MPa ile (B) ve (D) de, en düşük gerilme stresi ise 0,005 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 1,9539 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,3144 MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 0,3181 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,049 MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 3 kanin yüklemedeki sonuçlar hemen hemen tersine farklılık göstermiştir.



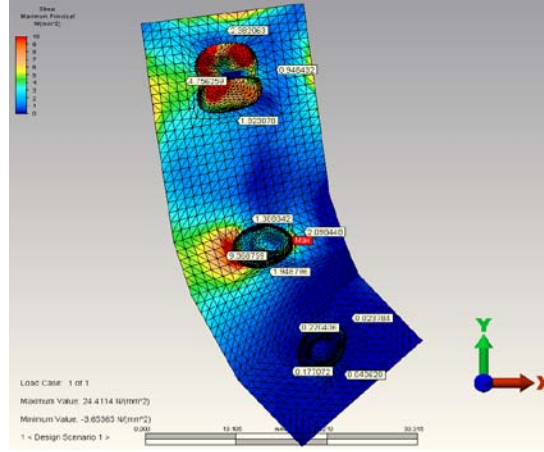
Resim 55) Model 3 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 3 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük gerilme stresi 5,53992 MPa ile 2.premolar dişin lingual kök kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi kanin ve 2.molar diş çevresinde oluşan gerilme streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin diş çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 0,07 MPa ile (D) de, en düşük gerilme stresi ise 0,003 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 2,0531 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,2905 MPa ile (M) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 0,7315 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,109 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 3 2.premolar yüklemdeki sonuçlar hemen hemen tersine farklılık göstermiştir.



Resim 56) Model 3 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 3 için 2.molar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük gerilme stresi 11,2414 MPa ile 2.molar dişin distal kök kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi kanin ve 2.premolar diş çevresinde oluşan gerilme streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin dişi çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 0,11 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,006 MPa ile (M) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 1,5757 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,175 MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 2,0154 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,4133 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 3 2.molar yüklemedeki sonuçlar hemen hemen tersine farklılık göstermiştir.



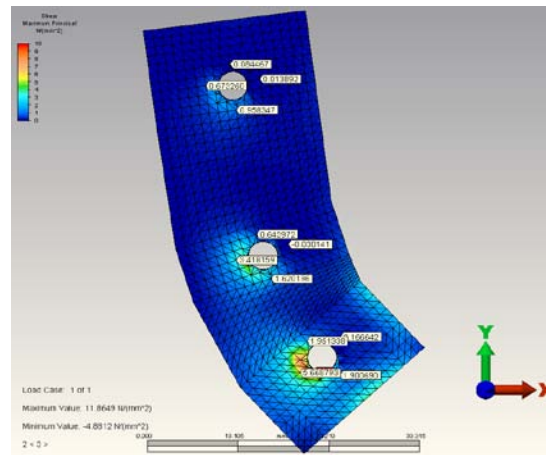
Resim 57) Model 3 için tüm restorasyon üzerinden yüklemeye yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 3 için tüm restorasyon üzerinden yüklemeye yapıldığında; oluşan en büyük gerilme stresi 24,4114 MPa ile 2.premolar dişin lingual kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar diş çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi kanin ve 2.molar diş çevresinde oluşan gerilme streslerinden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin diş çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 0,220 MPa ile (D) de, en düşük gerilme stresi ise 0,023 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 9,3667 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 1,3883 MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar diş etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 4,7562 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,9484 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 3 tümüne yüklemedeki sonuçlar hemen hemen tersine farklılık göstermiştir.

Model 3		Kanin diş				2.Premolar diş				2.Molar diş			
		M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
	Kanin yüklemesi	0,010	0,049	0,030	0,005	0,445	0,314	1,953	0,473	0,275	0,049	0,318	0,11
	2.pre. yüklemesi	0,008	0,070	0,015	0,003	0,290	0,403	2,053	0,419	0,255	0,303	0,731	0,109
	2.molar yüklemesi	0,006	0,032	0,112	0,018	0,537	0,175	1,575	0,366	0,666	1,217	2,015	0,413
	Tümüne yüklemesi	0,040	0,220	0,177	0,023	1,948	1,388	9,366	2,098	1,823	2,382	4,756	0,948

Tablo 14) Model 3 de restorasyonlar üzerinden yüklemesi yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

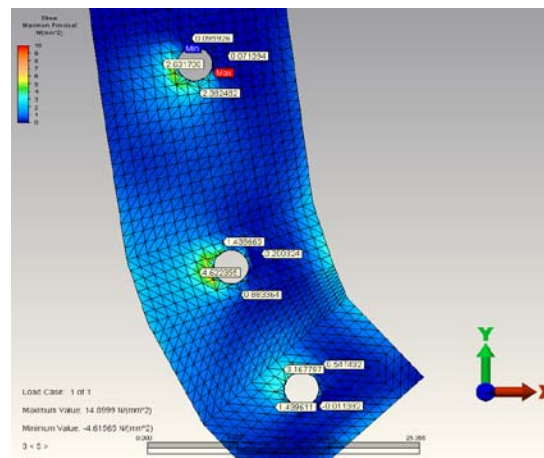
4.3.3. 5 üyeli implant-implant destekli model (Model 4) için kemiğin üst seviyesi:



Resim 58) Model 4 için kanin restorasyonu üzerinden yüklemesi yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

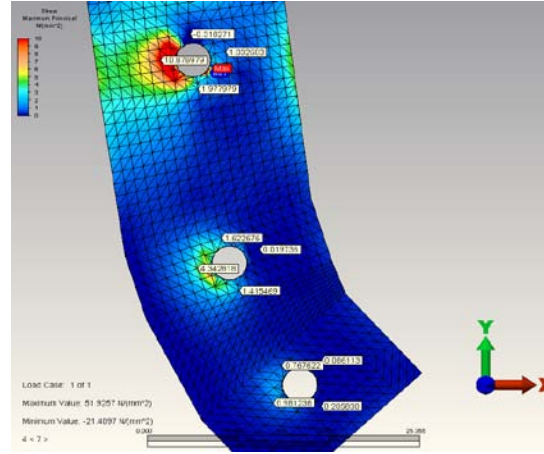
Model 4 için kanin restorasyonu üzerinden yüklemesi yapıldığında; oluşan en büyük gerilme stresi 11,8649 MPa ile kanin implantın bukkal kemik yüzeyinde görülmüştür. kanin implantı çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi 2.premolar ve 2.molar implant çevresinde oluşan gerilme streslerinden daha fazla izlenmektedir. En az 2.molarda gözlenmiştir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin implantı çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 5,6687

MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,1666 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 3,4181 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise -0,0301 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 0,9583 MPa ile (M) de, en düşük gerilme stresi ise 0,013 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 4 kanin yüklemesindeki sonuçlar hemen hemen tersine farklılık göstermiştir.



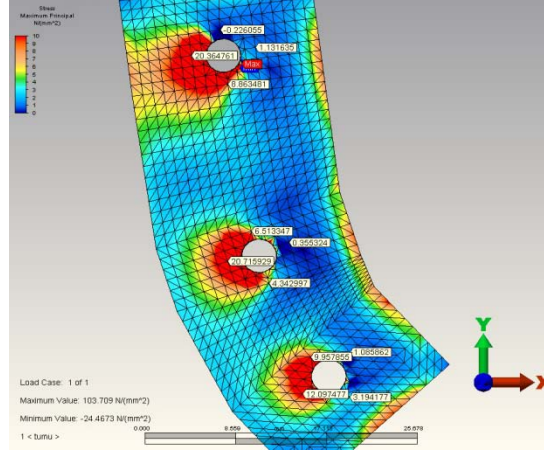
Resim 59) Model 4 için 2.premolar restorasyonu üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 4 için 2.premolar restorasyonun üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük gerilme stresi 14,0999 MPa ile 2.molar implantın mezial kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.premolar implantın çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi kanin ve 2.molar implant çevresinde oluşan gerilme streslerinden biraz daha fazla izlenmektedir. Kanin ve 2.molardaki gerilme değerleri hemen hemen aynıdır. Alınan referans noktalar içerisinde kanin implantı çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 3,167 MPa ile (D) de, en düşük gerilme stresi ise -0,011 MPa ile (M) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 4,6223 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,200 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 2,631 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,071 MPa ile (L) de gözlenmiştir.



Resim 60) Model 4 için 2.molar restorasyonu üzerinden yüklemeye yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 4 için 2.molar restorasyonu üzerinden yüklemeye yapıldığında; oluşan en büyük gerilme stresi 51,9257 MPa ile 2.molar implantın mezial ve lingual arası kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar implantın çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi kanin ve 2.premolar implant çevresinde oluşan gerilme streslerinden daha fazla izlenmektedir. En az kaninde gözlenmiştir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin implantı çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 0,9812 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,086 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 4,3428 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,0197 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 10,8789 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise -0,3182 MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 4 2.molar yüklemesindeki sonuçlar hemen hemen tersine farklılık göstermiştir.



Resim 61) Model 4 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 4 için tüm restorasyon üzerinden yükleme yapıldığında; oluşan en büyük gerilme stresi 103,709 MPa ile 2.molar implantın mezial ve lingual arası kemik yüzeyinde görülmüştür. 2.molar implantın çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi ile 2.premolar implantın çevresindeki kortikal seviyede oluşan gerilme stresi eşit gibidir ve kanin implant çevresinde oluşan gerilme stresiden daha fazla izlenmektedir. Alınan referans noktalar içerisinde kanin implantı çevresinde oluşan en yüksek gerilme stresi 12,0974 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 1,0858 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.premolar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 20,7159 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise 0,3553 MPa ile (L) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalara göre 2.molar implant etrafında oluşan en yüksek gerilme stresi 20,3647 MPa ile (B) de, en düşük gerilme stresi ise -0,2260 MPa ile (D) de gözlenmiştir. Alınan referans noktalarındaki en yüksek ve en düşük minimum principal ve maksimum principal değerleri açısından model 4 tümüne yüklemdeki sonuçlar hemen hemen tersine farklılık göstermiştir.

	Kanin dişi				2.Premolar dişi				2.Molar dişi				
	M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L	
Model 4	Kanin y¼kleme	1,900	1,851	5,668	0,166	1,620	0,643	3,418	-0,030	0,958	0,084	0,673	0,01
	2.pre. y¼kleme	-0,011	3,167	1,433	0,547	0,883	1,438	4,622	0,200	2,382	0,095	2,631	0,07
	2.molar y¼kleme	0,205	0,767	0,981	0,006	1,415	1,622	4,342	0,019	1,977	-0,318	10,878	1,032
	T¼m¼ne y¼kleme	3,194	9,957	12,097	1,085	4,342	6,513	20,715	0,355	8,863	-0,226	20,364	1,131

Tablo 15) Model 4 de restorasyonlar ¼zerinden y¼kleme yapıldığında referans noktalarında oluşan en y¼ksek maksimum principal (gerilme) stres değerleri

Model 1	2.Premolar diş				2.Molar diş			
	M	D	B	L	M	D	B	L
2.premolar yüklem	0,2798	1,4183	3,0337	0,1845	0,1332	0,8486	1,8984	0,0547
2.molar yüklem	0,4408	0,1263	1,7653	0,1275	0,7749	1,4682	3,1107	0,2788
Tümüne yüklem	0,5963	2,0322	6,7986	0,2983	0,8586	3,2512	7,0340	0,4440

Model 2	2.Premolar diş				2.Molar diş			
	M	D	B	L	M	D	B	L
2.premolar yüklem	2,0495	2,8876	7,5575	0,0132	1,6954	0,6782	5,8409	0,3079
2.molar yüklem	1,3485	1,8626	3,7890	0,0126	2,2520	0,1114	12,3200	1,0894
Tümüne yüklem	3,5189	7,7509	15,0777	0,0486	6,3170	0,5290	23,7858	1,5881

Model 3	Kanin diş				2.Premolar diş				2.Molar diş			
	M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
Kanin yüklem	0,010	0,049	0,030	0,005	0,445	0,314	1,953	0,473	0,275	0,049	0,318	0,11
2.pre. yüklem	0,008	0,070	0,015	0,003	0,290	0,403	2,053	0,419	0,255	0,303	0,731	0,109
2.molar yüklem	0,006	0,032	0,112	0,018	0,537	0,175	1,575	0,366	0,666	1,217	2,015	0,413
Tümüne yüklem	0,040	0,220	0,177	0,023	1,948	1,388	9,366	2,098	1,823	2,382	4,756	0,948

Model 4	Kanin diş				2.Premolar diş				2.Molar diş			
	M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
Kanin yüklem	1,900	1,851	5,668	0,166	1,620	0,643	3,418	-0,030	0,958	0,084	0,673	0,01
2.pre. yüklem	-0,011	3,167	1,433	0,547	0,883	1,438	4,622	0,200	2,382	0,095	2,631	0,07
2.molar yüklem	0,205	0,767	0,981	0,006	1,415	1,622	4,342	0,019	1,977	-0,318	10,878	1,032
Tümüne yüklem	3,194	9,957	12,097	1,085	4,342	6,513	20,715	0,355	8,863	-0,226	20,364	1,131

-Model 1, 2, 3 ve 4 teki yüklemeler sonucu referans noktalarında oluşan en yüksek maksimum principal (gerilme) stres değerlerini gösteren bütün tablolar -

	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 4
KANİN YÜKLEME	—	—	5,10208 MPa	11,8649 MPa
	—	—	2.premolar dişin lingual kök kemik yüzeyi	Kanin implantı bukkal kemik yüzeyi
2.PREMOLAR YÜKLEME	13,028 MPa	15,9649 MPa	5,53992 MPa	14,0999 MPa
	2.premolar diş distal kök kemik yüzeyi	2.premolar implant bukkal kemik yüzeyi	2.premolar dişin lingual kök kemik yüzeyi	2.molar implant mezial kemik yüzeyi
2.MOLAR YÜKLEME	15,2255 MPa	51,9309 MPa	11,2414 MPa	51,9257 MPa
	2.molar diş distal kök kemik yüzeyi	2.molar implant mesial kemik yüzeyi	2.molar diş distal kök kemik yüzeyi	2.molar implant mezial ve lingual arası kemik yüzeyi
TÜMÜNE YÜKLEME	27,8617 MPa	91,8008 MPa	24,4114 MPa	103,709 MPa
	2.premolar diş distal kök ve kök ucu kemik yüzeyi	2.molar implant mezial ve lingual arası kemik yüzeyi	2.premolar dişin lingual kemik yüzeyi	2.molar implant mezial ve lingual arası kemik yüzeyi

Tablo 16) Model 1, 2, 3 ve 4 teki bütün yüklemeler sonucu açığa çıkan maksimum principal (gerilme) stres değerlerinin en yüksek olarak gözlemlendiği bölgeler

3 ve 5 üyeli implant-implant destekli modeller (model 2 ve model 4) de ortaya çıkan en yüksek gerilme stresleri, 3 ve 5 üyeli diş-diş destekli modeller (model 1 ve model 3) de ortaya çıkan en yüksek sıkışma streslerine göre çok daha fazla çıkmıştır.

5 üyeli diş-diş destekli model (model 3) de, 2.premolar ve 2.molar yüklemde açığa çıkan en yüksek gerilme stres değerleri, 3 üyeli diş-diş destekli model (model 1) de , 2.premolar ve 2.molar yüklemde açığa çıkan en yüksek gerilme stres değerlerine göre daha az bulunmuştur.

En yüksek gerilme stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 4) de tümüne yükleme sonucu açığa çıkmıştır.

Dayanak diş ve implantlara ayrı ayrı yapılan yüklemelerin hepsinde açığa çıkan en yüksek gerilme stresi, o dayanağın kök ya da çevresindeki kemik yüzeyinde açığa çıkmıştır. Bu kuralı bozan yalnızca 5 üyeli diş-diş destekli model (model 3) de kanin yüklemesi sonucu görülmüştür. Kanin yüklemesi sonucu açığa çıkan en yüksek gerilme stresi kanin dışında değil, 2.premolar dişin bukkal kök kemik yüzeyinde görülmüştür.

Model 1 (3 üyeli diş-diş destekli model) ve Model 3 (5 üyeli diş-diş destekli model) te tümüne yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek gerilme stresi 2.premolar dişin kök çevresindeki kemik yüzeyinde açığa çıkmıştır. Model 2 (3 üyeli diş-diş destekli model) ve model 4 (5 üyeli implant-implant destekli model) te ise 2.molar implantın çevresindeki kemik yüzeyinde görülmüştür.

2.premolar yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek gerilme stresi, 3 üyeli implant-implant destekli model (model 2) de gözlenmiştir.

2.molar yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek gerilme stresi, 3 üyeli (model 2) ve 5 üyeli implant-implant destekli model (model 4) de gözlenmiştir.

Kanin yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek gerilme stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 2) de gözlenmiştir.

5.TARTIŞMA

Bu çalışmada; 45, 46 ve 47 numaralı bölgelere yerleştirilen üç üyeli diş ve üç üyeli implant destekli zirkonya restorasyon ile 43, 44, 45, 46 ve 47 numaralı bölgelere uygulanan beş üyeli diş ve beş üyeli implant destekli zirkonya restorasyonların konnektör bölgesinde ve kortikal kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşturdukları stres ve strain değerleri dağılımı, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak incelendi. Analiz sırasında uygulanan kuvvet, üç üyeli restorasyonlarda sadece 45 numaralı restorasyon üzerinden, sadece 47 numaralı restorasyon üzerinden ve tüm yapı üzerinden olmak üzere üç farklı koşulda uygulandı. Beş üyeli restorasyonlarda ise sadece 43 numaralı restorasyon üzerinden, sadece 44 numaralı restorasyon üzerinden, sadece 45 numaralı restorasyon üzerinden, sadece 46 numaralı restorasyon üzerinden, sadece 47 numaralı restorasyon üzerinden ve tüm yapı üzerinden olmak üzere altı farklı koşulda uygulandı. Çalışmada diş ve implant çevresindeki kortikal kemiğin en üst sınırında belirlemiş olduğumuz referans bölgelerindeki maksimum ve minimum principal stresler ve strain değerleri incelendi. Zirkonya restorasyonlardaki konnektörlerin en yüksek Von Mises stres ve strain değerleri ise ayrı ayrı incelendi.⁽⁴⁸⁾

Çalışmada kullanılan matematik modellerle elde edilen sayısal değerlerin sabit olması ve varyansının olmaması nedeniyle, bulguların değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yapılmadı.

Biyomekanik; dental restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir.^(48,137) Dental implant ve restorasyonların biyomekanik olarak incelenmesi açısından sonlu elemanlar analizi, kullanılan etkili bir yöntemdir.^(48,138) Kemik, diş, periodonsiyum gibi canlı dokuların stres analizini, in vivo ve in vitro çalışma yöntemleri kullanılarak yapmak güç, hatta bazen imkansız bir durumdur. Bu sebeple, canlı dokuların bilgisayar üzerinde birtakım programlar yardımı ile modellenerek stres analizi yapılması yolu seçilmektedir. Bununla birlikte, karmaşık geometriye sahip yapıların stres analizi için de sonlu elemanlar analizi çok uygun bir yöntemdir.⁽¹³⁹⁾ Bütün bunlara ek olarak, yöntemin doğruluğu, simule edilecek modellerin gerçeğe çok yakın olarak hazırlanmasına bağlıdır. Modelin karmaşıklığı arttıkça, incelenen yapıyı bilgisayar ortamına aynen aktarıp doğru bir analiz yapmak güçleşmektedir. Sonlu elemanlar analizinde bütün, belirli parçalara ayrılıp, elde edilen bu küçük parçalar üzerinde yapılan hesaplamalara dayanılarak bir takım sonuçlar elde edilmektedir. Tasarım, elde edilen bulgulara göre geliştirilerek optimal hale getirilir.

Malzeme özellikleri, modelin sınır koşulları, ara yüz tanımlamaları ve modelin gerçek yapıya benzerliği, sonlu elemanlar yönteminde sonuçları etkileyen faktörlerdir. Bilgisayar kullanılarak matematiksel modeller ile çözümleme yapılabileceği gibi kontrol mekanizması ile de oldukça hassas sonuçlar elde edilir. Ancak analizde gerçek cismin ya da fenomenin matematiksel modelleri kullanıldığından, doğal davranışın bütün detayları tam olarak belirlenemez.^(122,123)

Bunun yanında kolaylıkla parametreler, test koşulları ve geometri değiştirilebilir ve istenildiği zaman test tekrarlanabilir. Matematiksel modeller kullanılarak yapılan testlerle sağlanabilen bu avantajların, in vivo testlerde elde edilmesi imkansızdır. Bundan dolayı, test edilmiş ve doğruluğu kanıtlanmış matematiksel modeller kullanılarak yapılan analizler, materyal ya da restorasyon dizaynının incelenmesinde oldukça kullanışlı bir yöntemdir.^(122,123)

Sonlu elemanlar yönteminde iki ya da üç boyutlu modeller kullanılabilir. İki boyutlu yöntem kullanılarak yapılan modellemelerde elemanlar sadece bir alana sahipmiş gibi değerlendirilirken, derinlik boyunca oluşabilecek değişimler göz önüne alınmaz. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde ise elemanlar bir hacme sahiptir ve her yönde oluşabilen değişimler incelenebilmektedir.^(122,124) Modellenen yapıların anatomisinin düzensizliği nedeniyle, diş hekimliğinde üç boyutlu modellemeler gerçeğe daha yakın modeller elde edilmesine olanak sağlar. Ayrıca kuvvetlerin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle üç boyutlu analizlerde stres dağılımı iki boyutlu analizlere göre daha doğru ve gerçekçi sonuçlar verir.⁽¹²²⁾ İsmail ve ark, (1987) iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizlerini blade implant kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığını, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Bu bilgiler göz önünde tutularak, daha gerçekçi modelleme yapılması ve daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesi amacıyla, çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi tercih edildi.⁽¹²⁵⁾

Üç boyutlu analiz modellerinin oluşturulması, oblik ve dinamik yükler uygulanması, materyal özelliklerinin heterojen, anizotropik, non-linear kabul edilmesi; kemik-implant ilişkisinin dinamik yapısının gösterilmesi daha gerçekçi sonuçların elde edilmesini sağlar. Bu çalışmada daha önceki çalışmalarda^(48,139,140,141,142) olduğu gibi, oblik ama statik yükler, implantla tam olarak yapıştığı ve homojen, izotropik ve linear özellikler gösterdiği kabul edilen kemik model oluşturulmuştur.

Daha önceki çalışmalarda karşılaşılan diğer bir problem de periodontal ligament içerisinde oluşan stres değerlerinin doğru bir şekilde hesaplamadaki zorluktur. Periodontal ligament; yapısı itibarıyla nonlinear elastik bir yapıdadır. Diş hareketleri esnasında diş kemiğe yaklaştıkça periodontal ligament sertleşmeye baslar. Bundan dolayı strain değerleri artarken periodontal ligamentin elastik modülünde artmaya devam eder. Sonlu elemanlar analizi, periodontal ligamentin nonlinear yapısı problemini çözümlenerek daha hassas diş hareketlerini model üzerine yansıtmayı başarmıştır. Periodontal ligamentin bu yapısı formülize edilmiştir. Çalışmamızda periodontal ligamentin yapısı bu formül kullanılarak analiz edilmiştir.⁽¹⁴³⁾

İmplant destekli protezlerin biyomekaniğinde, sürtünme ve kontakın önemli bir yeri vardır. Kontak elemanları abutment, abutment vidası, implant vidası, kemik ya da vida üzerinde tanımlanabilir. Sonuçta, non-linear kontak analizi yapılarak implant ve anahtar yatağı sürgüsü fonksiyonu taklit edilerek daha gerçekçi sonuçlar elde edilebilir. Kontakt fiksasyon analizi, implant sistemindeki mobilitenin mekanizmasını ve çeşitli komponentler arasında oluşan göreceli mikro hareketleri daha gerçekçi olacak şekilde simüle etmektedir.^(144,145) Çalışmamızda, implant-dayanak birleşimini gerçekte olduğu gibi yansıtabilmek için non-linear kontakt analizi yapılmıştır.

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak matematiksel modellerde, gerçek cismin tamamının mı yoksa sadece çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği tam olarak açıklanmamıştır. Bu konu ile alakalı Meijer ve ark.'ın (1993) yaptığı çalışmada, alt çenenin tamamının kullanıldığı ve sadece mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı üç boyutlu modeller ile yalnızca mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı iki boyutlu modellerden oluşan, 3 farklı matematiksel model kullanılmıştır. Yapılan stres analizi sonrasında mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı üç boyutlu modelin yeterli olduğunu ve benzer çalışmalarda alt çenenin tamamının modellenmesi yerine çalışılacak olan bölgenin

modellenmesinin daha az zaman alıcı ve daha kolay olması nedeniyle yeterli olacağını bildirmişlerdir.^(122,126) Ayrıca, Teixeira ve ark, (1998) yaptıkları çalışmada, çeşitli mesio-distal boyutlarda ve farklı eleman sayısına sahip üç boyutlu on farklı alt çene modelini stres dağılımı bakımından karşılaştırmış ve daha az eleman sayısına sahip, daha basit ve küçük bir modelin stres dağılımı açısından olumsuz yönde etkilenmeden rahatlıkla kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda, istenilen bölgenin gerçek anatomik yapısını elde edebilmek için, alt çenenin tamamının katı modeli oluşturulduktan sonra yalnızca implant alanları ve üst yapılarını içeren bölgenin modellenmesi tercih edildi.^(122,128)

Lang ve ark.nın belirttiğine göre oklüzal vidaların ve dental implantların yiv heliksi ve vida yuvasını içeren tam geometrisinin modellenmesi, bu tip analizlerin doğruluğu açısından önemlidir. Böylece tork uygulamaları esnasında gelişen ön yüklemenin, sonlu elemanlar analizinde dayanak vidasının, implantın vida yuvası içine sıkıştırılmasının gerçeğe benzer şekilde taklit edilmesine izin verir.⁽¹²⁹⁾ Merz ve ark'ı (2000) yaptıkları çalışmada, modeli basitleştirmek için, implant ve implant dayanağının yivlerini spiral karakterde modellememişlerdir.⁽¹³⁰⁾ Fakat Lang ve ark'ı (2003) Merz ve arkadaşlarının çalışmasında kullandıkları simetrik halkalar şeklindeki yivlerin sadece temas bölgelerindeki basıncı ve sürtünmesel kuvvetleri transfer ettiğini, aynı zamanda açısız stres transferinde yetersiz kaldığını bildirilmişlerdir.⁽¹²⁹⁾

Sonlu elemanlar yönteminin güvenilirliğini etkileyen diğer bir önemli faktör ise, eleman ve düğüm noktası sayısıdır. Sayı arttıkça elde edilen sonuçlardaki doğruluk ta da artmakta, sayı azaldıkça çok daha genel bilgiler elde edilmektedir. Ancak, eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır.⁽¹²²⁾

Doğada bulunan hiçbir malzeme % 100 izotropik ve homojen değildir ve organik maddelerin canlı sistem içinde izotrop ve homojen olması beklenemez. Bir organizmaya ait herhangi bir dokunun izotropisi ve iç yapısı ,belli sınırlar içerisinde sayılamayacak kadar çok etkenle değişebilmektedir. Bu durumda malzemenin izotrop ve homojen olduğu düşünülüp, ortalama değerler kullanıp in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemesi söz konusu olmayacaktır.⁽¹³¹⁾ Bu nedenle çalışmamızda kullanılan modellerde kortikal ve trabeküler kemikler izotropik ve homojen olarak değerlendirildi.

Sonlu elemanlar analiz yönteminin başarısı ve aynı zamanda gerçeğe yakın bir simülasyon için hazırlanan matematik modeldeki eleman sayısı ve şekil de çok önemli bir parametredir. Gerçek modele en yakın geometri elde edilebilmek için, eleman ve düğüm sayısını mümkün olduğunca fazla tutmak gerekmektedir. Sonuç olarak, sonlu elemanlar analiz yöntemi ile daha gerçekçi sonuçlar elde etmek mümkündür. Fakat, yöntemin esasını matematiksel denklem çözümü oluşturduğundan, kullanılan bilgisayar programı ve analizi yapan kişiye bağlı faktörler sebebiyle de; alınan sonuçların ‘yaklaşık sonuçlar’ olduğunu unutmamak gerekir.⁽¹⁴³⁾

Sonlu elemanlar analizinde gerçek bir objenin matematiksel modelinde, tüm detayların verilmesi günümüz koşullarında mümkün değildir. Bu sebeple, yapılan çalışmaların sadece matematiksel modelle sınırlandırılmaması çok daha iyi sonuçların elde edilmesini sağlayacaktır. Buna ek olarak, matematiksel model bilgisayar üzerinde oluşturulduğundan araştırmacı, test koşullarını istediği şekilde değiştirerek, parametreleri ve geometriyi ayarlayabilir; analizi dilediğince tekrarlayabilir. Bu sebeple matematiksel modelin gerçeğe yakın ve doğru bir şekilde oluşturulması, yapılacak analiz için çok önemlidir.⁽⁴⁸⁾

Yapılan çalışmalarda ayrıca, stres değerlerinin incelenmesi açısından üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile fotoelastik stres analizi ve in vitro strain gauge yöntemleri karşılaştırılmış, sonlu elemanlar analiz yönteminin doğruluğu gösterilmiştir.^(146,147,148) Elde edilen sonuçlarda sayısal değerler farklı bulunmuş olup, sonlu elemanlar analizi yöntemiyle stresin hangi bölgede ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmiştir.

Yaptığımız çalışmada; modelleme için kullanılan element ve düğüm sayısının yeteri kadar fazla olması ve zirkonya modelin karmaşık yapısı nedeniyle, mandibulanın tümünün modellenmesine gerek duyulmamıştır.⁽⁴⁸⁾

Literatürde, sonlu elemanlar analizi için belirtilen materyal özellikleri çeşitlilik göstermektedir. Model oluşturulurken, mandibulanın posterior bölgesinin yoğun kemik densitesinde olduğu düşünülerek, trabeküler kemiğin elastisite modülü yüksek (1850 MPa) kabul edilmiştir.^(140,149) Diğer materyal özellikleri ise, literatür taraması yapılarak belirlenmiştir.^(38,140,150)

Maksimum ısırma kuvveti dişli bireylerde arkın farklı bölgelerinde ve farklı bireylerde değişiklik göstermektedir.^(132,133) Maksimum ısırma kuvveti, kuvvet ölçümleri sırasında

hastanın mental durumuna ve kuvvetleri karşılayacak olan dokuların toleransı bağlıdır.⁽¹³⁴⁾ Doğal dentisyonlu hastalarda meydana gelen okluzal kuvvet miktarı keserler bölgesinde 176 N ile 229 N arasında, molarlar bölgesinde ise 383 N ile 880 N arasında olacak şekilde değişmektedir.^(122,132) Aynı zamanda literatürde gözlemlenmiş en yüksek ısırma kuvveti 4340 N olarak rapor edilmiştir.⁽¹³⁵⁾ Bununla birlikte Zarb ve Mericske- Stern tarafından (1996) implant destekli sabit bölümlü protezlerle tedavi edilen hastalarda, birinci premolar ve molarlarda 200 N, ikinci premolarlarda 300 N'dan düşük olacak şekilde maksimum okluzal kuvvetler rapor edilmiştir.⁽¹³⁶⁾

Literatürde uygulanan kuvvetlerin miktarı için kesin bir bilgi olmaması ve çok çeşitlilik göstermesinden dolayı, çalışmamızda kanin diş ve implanta uygulanan çiğneme kuvvetini 100 N, 1.premolar bölgeye uygulanan çiğneme kuvvetini 150 N, 2.premolar 1.molar ve 2.molar bölgeye ayrı ayrı 200 N'luk oblik statik yükleme uyguladık. Tümüne yükleme sırasında 3 üyeli restorasyonlara 600 N, 5 üyeli restorasyonlara da 850 N'luk oblik statik yükleme uyguladık. Uygulanılacak yükleme şekline göre iki tip sonlu elemanlar analizi vardır: Statik analiz ve dinamik analiz. Şayet hızlı mandibular hareketler söz konusu ise dinamik analiz yapmak gerekecektir. Çalışmamızda diş sıkma ve gıcırdatma hallerinde olduğu gibi yavaş mandibular hareketlerin simule edildiği düşünüldüğünden statik analiz yöntemi kullanılmıştır.⁽¹⁶²⁾

Literatürlerde, tam seramik restorasyonların en kritik bölgesi olarak konnektör bölgesi gösterilmiştir.^(5,73,151) Tam seramik restorasyonlar için önerilen konnektör boyutu farklılık göstermektedir. Zirkonya restorasyonlarda önerilen minimum konnektör boyutu 3x3x3 mm'dir. Çalışmamızda zirkonyum restorasyonlar için konnektör boyutu 3x3x3 mm olarak alınmış, bütün modellerde bu değer sabit olacak şekilde ayarlanmıştır.

Ayrıca yapılan çalışmalarda zirkonya altyapı kalınlığı 0.5 mm'dir.^(152,153) Bundan dolayı çalışmamızda zirkonya altyapı kalınlığı 0.5 mm olarak belirlenmiştir. İlk olarak diş-diş destekli model üzerinde zirkonya üstyapı modellenmiş olup; gerekli standartizasyon için diğer gruplarda bu üstyapı altındaki destek değiştirilip analiz yapılmıştır. Buna rağmen, modelleme esnasında birtakım farklılıklar oluştuğu düşünüldüğünden değerlendirme her grup için kendi içerisinde yapılmıştır.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi sonucunda, incelenen sistemin değerlendirilmesinde hangi verilerin kullanıldığı çok önemlidir. Veri belirlenmesinde, incelenilen materyallerin mekanik özellikleri rol oynamaktadır. Literatürde hangi çeşit streslerin değerlendirmede kullanılacağına dair belirgin bir ifade yoktur. Principal stres (sıkışma ve gerilme stresleri) değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde kullanılır. Kemik içerisinde sıkışma stresi, en yüksek sıkışma stresi kadar ya da daha fazlaysa; gerilme stresi, en yüksek gerilme stresi kadar ya da daha fazlaysa başarısızlık meydana gelir. Bundan dolayı principal stres kullanılması gerilme ve sıkışma stresleri arasındaki farklılığı belirleyerek değerlendirme yapılabilmesini sağlar. Von Mises stres değerleri ise metal benzeri bükülebilir özelliklere sahip materyallerin analizinde kullanılmaktadır.⁽¹⁴⁰⁾ Yaptığımız çalışmada kemik içerisindeki stres değerlerinin analizinde principal stresler, zirkonya restorasyon konnektör bölgesi içerisinde oluşan stres değerlerinin analizinde ise Von-Mises stresler kullanılmıştır.

Bragger ve ark. yapmış oldukları çalışmada; implant, diş, diş-implant destekli protezlerde oluşan biyolojik ve teknik komplikasyonlar beş yıllık süreyle olacak şekilde değerlendirilmişlerdir. Çalışmada seksensekiz hastada ITI implant sistemi kullanılmış olup, üç grup oluşturulmuştur. Dişlerin % 1.8'inde ve implantların %9.6'sında biyolojik komplikasyonlar görülmüştür. Diş destekli restorasyonlara oranla implant destekli restorasyonlarda çok daha fazla teknik komplikasyon görülmüştür. Bunun yanı sıra beş yıllık dönemde kayıp oranı üç grup içinde benzer bulunmuştur.^(48,154)

Gülay G. 2010 yılında yapmış olduğu tez çalışmasında, implant destekli protezlerle, diş implant destekli protezleri karşılaştırmıştır. Çalışma sonucunda hem implantlar, hem de restorasyonlarda görülen komplikasyon oranlarının yüksek olduğu belirtilmiştir.^(48,154) Buna karşın, anatomik zorunluluklar ve hastaya bağlı koşullar göz önünde bulundurulduğunda bu tip protezlerin kullanımının hala geçerliliğini koruduğu görülmektedir.^(48,95,155,156) Konnektör şekli açısından diş intrüzyonunu önlemek amacıyla rijit konnektörün tercih edilmesi önerilmiştir.^(48,157,158,159) Diş ve implantın farklı mobilite göstermesi sebebiyle, bu tip protezlerde, implantın üzerine aşırı yük geleceği ve bunun implantın kaybına neden olabileceği belirtilmiş olsa da^(48,160), terminal implant ve doğal diş içeren kısa köprülerde rijit tasarımların sorun yaratmadığı sonucuna varılmıştır.^(48,154) Artık günümüzde doğal diş-implant birlikteliğinde rijit bağlantı kullanılması gerektiği kabul edilmiştir.^(48,157)

Protezlerin üzerine uygulanan kuvvetlerin büyüklüğü ve uygulandıkları noktalar stres dağılımı açısından çok önem taşımaktadır.^(48,145) Yapılan çalışmalar sonucunda oblik kuvvetler aksiyel kuvvetlere göre daha fazla stres oluşturduğundan ve gerçekte ağzın fonksiyonel hareketleri esnasında desteklere oblik kuvvetlerin uygulandığı bilindiğinden^(48,141,161); çalışmamızda sadece oblik kuvvetlerin oluşturduğu stres ve strain değerlerine bakılmıştır.

Yapılan çalışmalarda tam seramik restorasyonlardaki en önemli noktanın konnektör bölgeleri olduğu gösterilmiştir.^(48,102,163,164,165) Stresin en çok yoğunlaştığı bölgeler olması nedeniyle, konnektör bölgesinin tasarımı oldukça önemlidir. Molin ve ark. zirkonya üstyapılar üzerine yaptıkları üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde, gingival konnektör-abutment birleşim bölgesi yarıçapını değiştirip, implant destekli ve diş destekli restorasyonlar üzerindeki stres dağılımını incelemişlerdir. Sonuç olarak küçük yarıçap değerlerinin konnektör bölgesindeki stresleri artırdığı belirtilmiştir.⁽⁹⁾ Bunun tersine, Gülay G.'nin 2010 yılında yaptığı tez çalışmasında, küçük konnektör çapının stresleri azalttığı gösterilmiştir.⁽⁴⁸⁾

Molin ve ark. ve Gülay G.'nin elde ettikleri diğer başka bir sonuç ise diş destekli restorasyon konnektör bölgesinde oluşan stres değerlerinin implant destekli restorasyonlara göre daha fazla olduğudur.^(9,48) Bizim çalışmamızda da benzer şekilde diş destekli zirkonya üst yapının konnektör bölgesinde oluşan stres değerleri, implant destekli üstyapılara göre daha fazla bulunmuştur. Ancak 5 üyeli diş-diş destekli zirkonya köprüdeki Von Mises stres değerleri çok yüksek çıkmıştır. En yüksek stres değeri tüm restorasyona yükleme sonucunda 901,845MPa ile 2.premolar restorasyonun meziogingival boyun kısmında gözlenmiştir. Bu değer zirkonyanın ultimate strenght (900-1200 MPa)⁽¹⁶⁶⁾ değeri içerisinde olduğundan olası bir kırılma söz konusudur.

Kortikal kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığı 121 MPa iken, en yüksek sıkışma dayanıklılığı ise 167 MPa'dır.⁽¹⁶⁷⁾ Çalışmamızda kemik üzerinde meydana gelen stres değerleri incelendiğinde; en yüksek gerilme stres değerleri 5 üyeli implant-implant destekli modelde tüm yapı üzerinden yükleme koşulunda 2. molar bölgesine yerleştirilen implantın mezial ve lingual arası kemik yüzeyinde 103,709 MPa olarak izlenmiştir. Bu değer kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığından düşüktür. Elde edilen en yüksek sıkışma stres değerleri 5 üyeli implant-implant destekli modelde tüm yapı üzerinden yükleme koşulunda 2. molar bölgesine yerleştirilen implantın distal kemik yüzeyinde 149,115 MPa olarak izlenmiştir. Bu

değer kemiğin en yüksek sıkışma dayanıklılığından düşüktür. Strain değerleri de bu sonuçlarla paralellik göstermektedir.

Her iki yükleme koşulunda, üç ve beş üyeli diş-diş destekli ve implant-implant destekli protez modellerinde oluşan stresin, implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı görüldü. İmplant ile kemik arasındaki kuvvet dağılımı, doğal dişlerde meydana gelen kuvvet iletiminden oldukça farklıdır.^(87,122,167,168) Doğal dişlerde periodontal ligament varlığı; gelen kuvvet doğrultusunda vertikal ve horizontal yönde dişin mikro hareketine dolayısıyla kökün apikal uçlüsünde dönme merkezi oluşmasına neden olmaktadır. İmplant ile kemik arasında ise periodontal ligament olmaması ve osseointegrasyon nedeni ile implantlarda ancak mikron düzeyinde bir hareket söz konusu olmaktadır. Bu sebeple; implantlar üzerine gelen kuvvetler, implantların servikal bölgesindeki kortikal kemik üzerinde yoğunlaşmaktadır.^(122,168) Çalışmamızın sonucuna benzer şekilde, yapılan diğer çalışmalarda da kortikal kemikte oluşan stres alanının implantların servikal bölgesinde olduğu belirtilmiştir.^(15,48,102,122,140,169,170,171,172) Kortikal kemikte olduğu gibi trabeküler kemikteki stres alanları ve değerleri, sabit protezin üye sayısı ve yükleme koşullarına bağlı olarak benzerlik gösterdi. Kemikte oluşan stres değerlerinin implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikten implantların apikaline doğru gittikçe azaldığı görülmüştür. İmplantların klinik başarısında, destek kemiğe kuvvet iletimi önemli rol oynamaktadır. Kortikal kemik üzerinde düzgün bir stres dağılımının gerçekleşmesi, stabil kemik seviyesinin uzun süre korunmasına yardımcı olmaktadır.^(122,173,174,175,176)

İmplantlardaki stres alanları değerlendirildiğinde, en yüksek Von Mises stres değerlerinin implantların kortikal kemikle temas ettikleri alanda ve hemen üzerindeki boyun kısmında olduğu görülmüştür. Daha önce belirtildiği gibi implantta periodontal ligamentin ve bunun sonucunda mikro hareketin olmaması sebebiyle stres bu bölgelerde yoğunlaştırmaktadır.^(122,167,168)

Çalışmamızda 3 üyeli zirkonya restorasyon konnektör bölgesinde oluşan stres değerlerine bakıldığında en yüksek stres değerlerinin model 1 (3 üyeli diş-diş destekli zirkonya model) deki 2.molar yükleme sonucunda mezial konnektörde olduğu görülmüştür. Bu değer tümüne yükleme sonucu elde edilen stres değerlerinden daha fazla çıkmıştır. Dikkat çeken diğer bir nokta da model 2 (3 üyeli implant-implant destekli zirkonya model) de tümüne yükleme sonucu konnektörlerde elde edilen en yüksek değerler, 2.premolar ve 2.molar yüklemeler

sonucu konnektörlerde elde edilen en yüksek değerlere göre daha küçük çıkmıştır. 5 üyeli zirkonya restorasyon konnektör bölgesinde oluşan stres değerlerine bakıldığında ise en yüksek stres değerlerinin model 3 (5 üyeli diş-diş destekli zirkonya model) teki tümüne yükleme sonucunda b konnektöründe (1.premolar-2.premolar arası) olduğu görülmüştür.

Model 3 te elde edilen stres değerleri, ciddi boyutta fazla çıkmıştır. Genel anlamda, 2.premolar dişe ve restorasyona daha fazla stres aktarımı söz konusudur.

En yüksek Von mises stresler yönünden değerlendirildiğinde Model 3 (5 üyeli diş-diş destekli zirkonya model)'de oluşan stres değerleri Model 4 (5 üyeli implant-implant destekli zirkonya model)'de oluşan stres değerlerinden, Model 1 (3 üyeli diş-diş destekli zirkonya model)'de oluşan stres değerleri Model 2 (3 üyeli implant-implant destekli zirkonya model)'de oluşan stres değerlerinden daha büyük bulunmuştur. Genel olarak bakıldığında ise model 3'te açığa çıkan en yüksek değerler, oldukça fazladır. Bunu model 1 takip etmektedir. Kısacası, diş destekli restorasyonlardaki her bir konnektör ve restorasyona implant destekli restorasyonlardakine göre daha fazla stres gelmektedir.

En yüksek Von mises stresler gözlemlendiği yer yönünden değerlendirildiğinde ise genel olarak 2.premolar restorasyonun gingival boyun kısmına aşırı miktarda stres gelmektedir. Diğer bir anlamlı fark ise, implant destekli modellerde her bir dayanak üzerinden ayrı ayrı yapılan yüklemeler sonucu, oluşan en yüksek Von mises stres değerleri, yüklemenin uygulandığı dayanak üzerindeki restorasyonda gözlenmiştir.

3 ve 5 üyeli implant-implant destekli modeller (model 2 ve model 4) de ortaya çıkan en yüksek sıkışma stresleri, 3 ve 5 üyeli diş-diş destekli modeller (model 1 ve model 3) de ortaya çıkan en yüksek sıkışma streslerine göre çok daha fazla çıkmıştır.

5 üyeli diş-diş destekli model (model 3) de, 2.premolar ve 2.molar yüklemelerde açığa çıkan en yüksek sıkışma stres değerleri, 3 üyeli diş-diş destekli model (model 1) de , 2.premolar ve 2.molar yüklemelerde açığa çıkan en yüksek sıkışma stres değerlerine göre daha az bulunmuştur.

En yüksek sıkışma stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 4) de tümüne yükleme sonucu açığa çıkmıştır.

Dayanak diş ve implantlara ayrı ayrı yapılan yüklemelerin hepsinde açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi, o dayanağın kök ya da çevresindeki kemik yüzeyinde açığa çıkmıştır. Bu kuralı bozan yalnızca 5 üyeli diş-diş destekli model (model 3) de kanin yüklemesi sonucu görülmüştür. Kanin yüklemesi sonucu açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi kanin dışında değil, 2.premolar dişin bukkal kök kemik yüzeyinde görülmüştür.

Model 4 (5 üyeli implant-implant destekli model) haricindeki bütün diğer modellerde tümüne yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi 2.premolar diş ya da implantın kök ya da çevresindeki kemik yüzeyinde açığa çıkmıştır. Model 4'te ise 2.molar implantın distal kemik yüzeyinde görülmüştür.

2.premolar yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi, 3 üyeli implant-implant destekli model (model 2) de gözlenmiştir.

2.molar yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 4) de gözlenmiştir.

Kanin yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek sıkışma stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 2) de gözlenmiştir.

3 ve 5 üyeli implant-implant destekli modeller (model 2 ve model 4) de ortaya çıkan en yüksek gerilme stresleri, 3 ve 5 üyeli diş-diş destekli modeller (model 1 ve model 3) de ortaya çıkan en yüksek sıkışma streslerine göre çok daha fazla çıkmıştır.

5 üyeli diş-diş destekli model (model 3) de, 2.premolar ve 2.molar yüklemelerde açığa çıkan en yüksek gerilme stres değerleri, 3 üyeli diş-diş destekli model (model 1) de , 2.premolar ve 2.molar yüklemelerde açığa çıkan en yüksek gerilme stres değerlerine göre daha az bulunmuştur.

En yüksek gerilme stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 4) de tümüne yükleme sonucu açığa çıkmıştır.

Dayanak diş ve implantlara ayrı ayrı yapılan yüklemelerin hepsinde açığa çıkan en yüksek gerilme stresi, o dayanağın kök ya da çevresindeki kemik yüzeyinde açığa çıkmıştır. Bu kuralı bozan yalnızca 5 üyeli diş-diş destekli model (model 3) de kanin yüklemesi sonucu

görülmüştür. Kanin yüklemesi sonucu açığa çıkan en yüksek gerilme stresi kanin dışında değil, 2.premolar dişin bukkal kök kemik yüzeyinde görülmüştür.

Model 1 (3 üyeli diş-diş destekli model) ve Model 3 (5 üyeli diş-diş destekli model) te tümüne yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek gerilme stresi 2.premolar dişin kök çevresindeki kemik yüzeyinde açığa çıkmıştır. Model 2 (3 üyeli diş-diş destekli model) ve model 4 (5 üyeli implant-implant destekli model) te ise 2.molar implantın çevresindeki kemik yüzeyinde görülmüştür.

2.premolar yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek gerilme stresi, 3 üyeli implant-implant destekli model (model 2) de gözlenmiştir.

2.molar yükleme sonucu açığa çıkan en yüksek gerilme stresi, 3 üyeli (model 2) ve 5 üyeli implant-implant destekli model (model 4) de gözlenmiştir.

Kanın yüklemesi sonucu açığa çıkan en yüksek gerilme stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 2) de gözlenmiştir.

Sıkışma stresinin en yüksek olduğu yerde gerilme stresi en düşük çıkmıştır, gerilme stresinin en yüksek olduğu yerde de sıkışma stresi en düşük çıkmıştır.

Von mises stres değerleri, diş-diş destekli modellerde daha yüksek değerlerde gözlenirken; minimum principal stres değerleri ise, implant-implant destekli modellerde daha yüksek değerlerde açığa çıkmıştır. Buradan da anlaşılacağı üzere implant destekli restorasyonlarda stres diş desteklilere göre kemiğe biraz daha fazla gelmektedir.

Diş destekli modellerde kemikteki en yüksek stres değerleri, kökü çevreleyen kemik yüzeyinde görülmüştür. İmplant destekli modellerde ise kemik üst seviyesi civarında gözlenmiştir. Bu da gelen stresi diş destekli modellerin daha iyi dağıttığını göstermektedir.

6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Diş destekli restorasyonlardaki her bir konnektör ve restorasyona, implant destekli restorasyonlardakine kıyasla daha fazla stres gelmektedir. Model 3 (5 üyeli diş-diş destekli model)'te açığa çıkan en yüksek von mises stres değerleri oldukça fazladır. En yüksek stres değeri tüm restorasyona yükleme sonucunda 901,845MPa ile 2.premolar restorasyonun meziogingival boyun kısmında gözlenmiştir. Bu değer zirkonyanın ultimate strenght (900-1200 MPa) değeri içerisinde olduğundan olası bir kırılma söz konusudur. Model 4'te de oldukça yüksek değerlerde sonuçlar çıkmıştır. Yaptığımız çalışmada çıkan bu sonuca göre 5 üyeli zirkonya altyapılı sabit köprü protezi tavsiye edilmemektedir.
2. Von mises stres miktarı değerlendirildiğinde genel olarak 2.premolar restorasyonun gingival boyun kısmına aşırı miktarda stres gelmektedir. Aynı şekilde konnektörlere gelen von mises stres değerlerine bakıldığında da 2.premolar restorasyonun bağlı bulunduğu konnektörlere aşırı miktarda stres gelmektedir. Kemikteki sıkışma ve gerilme streslerini ölçen principal stres değerlerine baktığımızda da 2.premolar diş ya da implant çevresinde en yüksek değerler gözlenmiştir. Sonuç olarak 2.premolar diş ya da implant stres yönünden ciddi şekilde etkilenmektedir.
3. Diş destekli modellerde kemikteki en yüksek gerilme ve sıkışma stres değerleri, kökü çevreleyen kemik yüzeyinde görülmüştür. İmplant destekli modellerde ise kemik üst seviyesi civarında gözlenmiştir. Bu da gelen stresi diş destekli modellerin daha iyi dağıttığını göstermektedir. Çünkü doğal dişlerde periodontal ligament varlığı, gelen kuvvet doğrultusunda vertikal ve horizontal yönde dişin mikro hareketine ve kökün apikal üçlüsünde dönme merkezi oluşmasına neden olmaktadır. İmplant ile kemik arasında ise periodontal ligament olmaması ve osseointegrasyon nedeni ile implantlarda ancak mikron düzeyinde bir hareket söz konusudur.
4. Von mises stres değerleri, diş-diş destekli modellerde daha yüksek değerlerde gözlenirken; principal stres değerleri ise, implant-implant destekli modellerde daha yüksek değerlerde açığa çıkmıştır.
5. Sıkışma stresinin en yüksek olduğu yerde gerilme stresi en düşük çıkmıştır, gerilme stresinin en yüksek olduğu yerde de sıkışma stresi en düşük çıkmıştır.
6. En yüksek sıkışma stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 4) de tümüne yükleme sonucu açığa çıkmıştır.
7. En yüksek gerilme stresi, 5 üyeli implant-implant destekli model (model 4) de tümüne yükleme sonucu açığa çıkmıştır.

KAYNAKLAR

- 1 Uysal H., Ak ova T. Farklı İmplant Üstü Restoratif Materyallerin İmplant Kemik Ara Yüzeyine Dinamik Kuvvetler Altında İlettiği Streslerin İncelenmesi, doktora tezi Ç.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Adana-2002.
2. Sandallı P., Grafelmann H., Özdemir T., İmplant Üstü Protezler 1999; 141-162.
3. Christensen GJ. Ceramic vs. porcelain-fused-to-metal crowns: give your patients a choice. J Am Dent Assoc 1994;125:311-312, 314.
4. Hansen PA, West LA. Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. J Prosthodont 1997;6:144-148.
5. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil 2005;32:180-187.
6. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. J Prosthodont 2005;14:39-45.
7. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. Dent Mater 2007;23:177-185.
8. Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. Int J Prosthodont 2001;14:379-384.
9. Molin MK, Onesti MP, Petersson TB, Derand TB. Three-dimensional finite element analyses of all-ceramic posterior fixed partial dentures with different designs. Int J Prosthodont 2007;20:89-91.
10. Tunalı Barış. Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji'ye Giriş, İstanbul-1996.
11. Maxson B B, Powers M P and Scott R F (1990) Prosthodontics considerations for the transmandibular implant, Prosthet Dent, 63, 554-558.
12. Hobo S, Ichida E and Garcia LT (1990) . Osseointegration and occlusal rehabilitation, First Edition, Quintessence Pub Co Inc., Tokyo.
13. Knapp J G and Small I A (1990). Mandibular complete denture protheses supported by mandibular staple bone plate implant, J Dent Res, 71,781.
14. Eskitaşçıoğlu G. Mezuniyet sonrası eğitim ders notları, S.Ü. Diş Hek Fak Protetik Diş Tedavisi AD. KONYA

15. Sevimay M. İmplant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, doktora tezi, KONYA , 2002.
- 16.Soydan N. Gelişim ve Büyüme, İstanbul-1993; 83-97.
- 17.Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler, İstanbul 1998; cilt 2: 766-794.
- 18.Sandallı P., Grafelmann H., Özdemir T., İmplant Üstü Protezler 1999; 141-162.
- 19.Hiiginbottom F., Besler U., Jones JD., Keith SE. Prosthetic management of implants in the esthetic zone. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19 Suppl: 62-72.
- 20.Bayırlı G. Periapikal Dokuların Patolojisi ve Tedavisi, İstanbul-1996; 49.
- 21.Branemark P I (1983). Osseointegration and its experimental background, J Prosthet Dent, 50, 399-400.
- 22.Branemark P I, Zarb G and Albrektsson T (1985) Tissue integrated prostheses, Quintessence Pub Co Inc.
- 23.Albrektsson T and Jacobsson M (1987) Bone metal interface in osseointegration, J Prosthet Dent, 57,597-607.
- 24.Albrektsson T and Zarb G A (1989) The Branemark osseointegrated implant, Quintessence Pub Co Inc.
- 25.Hobo S, Takayama H. Twin-stage procedure. Part 1: A method to reproduce precise eccentric occlusal relations, Int J Periodontics Restorative Dent. 1997 Apr; 17(2):112-23.
26. Hobo S, Takayama H. Twin-stage procedure. Part 2: A clinical evaluation test, Int J Periodontics Restorative Dent. 1997 Oct; 17(5):456-63.
- 27.Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. Dent Clin North Am. 1986 Jan;30(1):151-74.
- 28.Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986 Summer;1(1):11-25.
- 29.Göre E. Bruksizmi olan hastalarda implant üstü sabit protezler için farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi, doktora tezi. İstanbul,2010.
30. Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Protez programı. Doktora Tezi. Ankara. 2007.

31. Balık A. Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin fem analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD. Doktora Tezi. İstanbul. 2007.
32. Nishimura I, Huang Y, Butz F, Ogawa T, Lin A, Wang CJ. Discrete deposition of hydroxyapatite nanoparticles on a titanium implant with predisposing substrate microtopography accelerated osseointegration. *Nanotechnology* 2007;18:5101-9.
33. Saruwatari L, Aita H, Butz F, Nakamura HK, Ouyang J, Yang Y, Chiou WA, Ogawa T. Osteoblasts generate harder, stiffer, and more delamination-resistant mineralized tissue on titanium than on polystyrene, associated with distinct tissue micro- and ultrastructure. *J Bone Miner Res* 2005;20:2002-16.
34. Takeuchi K, Saruwatari L, Nakamura HK, Yang JM, Ogawa T. Enhanced intrinsic biomechanical properties of osteoblastic mineralized tissue on roughened titanium surface. *J Biomed Mater Res A* 2005;72:296-305.
35. Mc Lean (1979). *The science and art of dental ceramics*, Quintessence Pub Co Inc Chicago, 1st Edition.
36. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004 Apr;48(2):viii, 513-30. Review.
37. Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı: 17.
38. O'Brien W J (1997). *Dental materials and their selection*, Quintessence Pub Co Inc 2nd Edition.
39. Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused- to-metal or zirconia-based? *J Am Dent Assoc* 2007;138:662-665.
40. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:303-308.
41. Memikoğlu M (1997). Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünde incelenmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
42. Rosenblum M A and Schulman A (1997). A review of all-ceramic restorations, *JADA*,128, 78-80.
43. Kedici P S (2002). Tam seramikler, *Türk Diş Hekimliği Birliği Dergisi*, Sayı 71, 78-80.
44. Naylor P (1992). *Introduction to metal ceramic technology*, Quintessence Pub Co Inc, Carol Stream, Illinois.
45. Shillinburg H T, Hobo S and Whitsett L D (1981). *Fundamentals of fixed prosthodontics*, Quintessence Pub Co Inc, Chicago.

46. Shillinburg H T, Brackett S E, Hobo S, Jacobi R and Whitsett L D (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics, Quintessence Pub Co Inc 3rd Edition.
47. Mc Lean J W and Odont D (2001). Evaluation of dental ceramics in the twentieth century, *J Prosthet Dent*, 85,61-66.
48. Gülay G. Farklı destek ve konnektör tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonya köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010.
49. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2006;96:433- 442.
50. Malament KA. Prosthodontics: achieving quality esthetic dentistry and integrated comprehensive care. *J Am Dent Assoc* 2000;131:1742-1749.
51. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75:18-32.
52. Rosenstiel SF, Porter SS, Johnston WM. Colour measurements of all ceramic crown systems. *J Oral Rehabil* 1989;16:491-501.
53. St John KR. Biocompatibility of dental materials. *Dent Clin North Am* 2007;51:747-760.
54. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* 1992;36:765-782.
55. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 2001;28:361-369.
56. Knode H, Bendorf G, Weingart D, Joos U. Fabrication of all-ceramic In- Ceram implant-supported bridges: a case report. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;7:39-45; quiz 46.
57. Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelainfused- to-metal or zirconia-based? *J Am Dent Assoc* 2007;138:662-665.
58. Christensen GJ. The confusing array of tooth-colored crowns. *J Am Dent Assoc* 2003;134:1253-1255.
59. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67:859-865.
60. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:303-308.
61. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;86:520-525.

62. Şahmalı S, Albayrak S (1996). Dökülebilir seramikler, Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 20, 60-67.
63. Wall J G and Cipra D L (1992). Alternative crown systems. Dent North Am, 36,765-782.
64. Crispin BJ. Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations. Dent Clin North Am 1992;36:797-807.
65. Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjogren G. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. J Dent 2002;30:53-58.
66. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. J Dent 1998;26:53-58.
67. Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. Dent Mater 2001;17:260-267.
68. Jedynakiewicz NM, Martin N. The effect of surface coating on the bond strength of machinable ceramics. Biomaterials 2001;22:749-752.
69. Witkowski S. (CAD-)CAM in Dental Technology. Quintessence Dent Technol 2005: 1-16.
70. Yöndem İA, F. Bilgisayar Desteği ile Hazırlanan Dental Seramikler. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2008;32:79-86.
71. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and shortterm clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. J Prosthet Dent 2000;84:506-513.
72. Stumpel LJ, 3rd, Haechler WH. The all-ceramic cantilever bridge: a variation on a theme. Compend Contin Educ Dent 2001;22:45-50, 52.
73. Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: Defining the possibilities. Quintessence Dent Technol 1999;22:153-163.
74. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004;92:557-562.
75. Sorensen JA. In-ceram all-ceramic bridge technology. Quintessence Dent 1992;15:41-46.
76. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. Compend Contin Educ Dent 1998;19:307-308, 310, 312 passim; quiz 326.
77. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J Prosthet Dent 1996;76:140-144.
78. Bal BS, Garino J, Ries M, Rahaman MN. A review of ceramic bearing materials in total joint arthroplasty. Hip Int 2007;17:21-30.

79. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819-826.
80. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139 Suppl:14S-18S.
81. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent* 2004;7:67-76.
82. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-511.
83. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531-544.
84. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137:1289-1296.
85. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26:507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
86. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. *J Oral Rehabil* 1975;2:281-301.
87. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
88. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-229.
89. Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC, Prah-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res* 1999;78:31-42.
90. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 1993;51:323-331.
91. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-303.
92. Haraldson T, Carlsson GE. Chewing efficiency in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Swed Dent J* 1979;3:183-191.
93. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:153-161.

94. Kronstrom M, Trulsson M, Soderfeldt B. Patient evaluation of treatment with fixed prostheses supported by implants or a combination of teeth and implants. *J Prosthodont* 2004;13:160-165.
95. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:625-642.
96. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. 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* 2007;18 Suppl 3:97-113.
97. Chang PP, Henegbarth EA, Lang LA. Maxillary zirconia implant fixed partial dentures opposing an acrylic resin implant fixed complete denture: a two-year clinical report. *J Prosthet Dent* 2007;97:321-330.
98. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Fiveyear clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-388.
99. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3- year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-693.
100. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Clinical Success of Zirconia in Dental Applications. *J Prosthodont* 2009;xx:1-5
101. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002;87:536-542.
102. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996;27:701-706.
103. Pospiech P, Rammelsberg P, Goldhofer G, Gernet W. All-ceramic resinbonded bridges. A 3-dimensional finite-element analysis study. *Eur J Oral Sci* 1996;104:390-395.
104. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4:89-106.
105. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001;85:363-376.
106. Bilgin M Selim. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, Konya-2008.
107. Çalıkoğlu S (1992) Bölümlü Protezler, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul.
108. Ulusoy M, Aydın K(1998) Bölümlü protezler, Ankara Ü Diş Hek Yayınları.

109. Korkmaz T (1995) İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Halogrofik Interfermetre Yöntemi ile İncelenmesi, Gazi Ü Diş Hek Fak Doktora tezi.
110. Reinhardt RA, Kreju RF, Pao YC, Stannard SG (1983) Dentin Stresses in Post-Reconstructed Teeth with Diminishing Bone Support, *J Dent Res*, 62, 1002–1008.
111. Craig R (1997) Restorative Dental Materials, 10th Ed, The C.V, Mosby Co., St.Louis.
112. Huysmans MCDNJM, Vander Varst PGT (1993) Finite Element Analysis of Quasistatic and Fatigue of Post and Cores, *J Dent*, 21, 57-64.
113. Geng JP, Keson BCT, Liv GR (2001) Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the literature, *J Prosthet Dent*, 8, 585-598.
114. Rubin C, Krishnamurthy N, Capicouto E, Y H (1983) Stres Analysis of the Human Teeth Using a Three-Dimensional Finite Element Model, *J Dent Res*, 62, 82-86.
115. Darendeliler S, Darendeliler H, Kınoğlu T (1992) Analıysis of a Central Maxillary Incisor by Using a Three-Dimensional Finite Method, *J Oral Rehab*, 19, 371-383.
116. Magne P, Doglas WH (1999) Desining Optimization and Evaluation of Bonded Ceramics for the Anterior Dentition: A Finite-Element Analysis, *Quintessence Int*, 30, 661-672.
117. Sağesen HLEM (2000) İçi boş silindir (hollow cylinder) İmplant Destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri, Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.
118. McCabe JF, Walls AWG (1984) Applied Dental Materials, 8th Ed., Blackwell Science Ltd. Oxford.
119. Van Noort (1994) Dental Materials, Mosby Company, Spain.
120. Shigley JE (1986) Mechanical Engineering design, First metric ed., McGraw-Hill Book Company, Singapur.
121. Assif D, Aviv I, Himmel R (1989) A Rapid Dowel Core Construction Technique, *J. Prosthet Dent*, 61, 16-17.
122. Yüzbaşıoğlu H.E. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi 2006, Ondokuz Mayıs Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Samsun.
123. Yoshida, N., Koga, Y., Kobayashi, K., Yamada, Y., Yoneda T. (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Medical Engineering and Physics* 22, 293-300.

124. Saraç, D. (2003). Güçlendirilmiş kompozit rezin ve tamamı seramik restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Samsun.
125. İsmail, Y.H., Pahountis, L.N., Fleming, J.F. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 4(2), 25-31.
126. Meijer, H.J., Starmans, F.J., Bosman, F., Steen, W.H. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20 (2), 147-57.
128. Teixeira, E.R., Sato, Y., Akagawa, Y., Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(4), 299-303.
129. Lang, L.A., Kang, B., Wang, R.F., Lang, B. (2003). Finite element analysis to determine implant preload. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90, 539-546.
130. Merz, B.R., Hunenbart, S., Belser, U.C. (2000). Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 15, 519-526.
131. Eskitaşçıoğlu, G. (1991) Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik ve kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin "structural analysis program" ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara.
132. Helkimo, E., Carlsson, G.E., Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, 35, 297-303.
133. Van Eijden, T.M.G.J. (1991). Three-dimensional analyses of human biteforce magnitude and moment. *Archives of Oral Biology*, 36, 535-539.
134. Carlsson, G.E. (1974). Bite force and chewing efficiency. *Frontiers of Oral Physiology*, 1, 265-292.
135. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Mauderli, A., Lundeen, H.C., Walsh, E.K. (1986). Limits of human bite strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 56, 226-229.
136. Mericske-Stern, R., Zarb, G.A. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research*, 7:153-61.
137. Misch CE. Effects on diagnosis and treatment plan Dental Implant Prosthodontics," The Evaluation of Naturel Teeth Adjacent to Multiple İmplant Sites" ,Mosby, Missouri,p.180, 2005.
138. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9:257-270.

139. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-598.
140. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:722-730.
141. Çiftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-582.
142. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent* 1999;8:141-151.
143. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:710-718.
144. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008;36:463-471.
145. Lin CL, Wang JC. Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:331-340.
146. Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 2009;20:1173-1177.
147. Eser A, Akca K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:439-446.
148. İplikçioğlu H, Akça K, Çehreli MC, Şahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:258-265.
149. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104-111.
150. Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res* 1981;60:873-877.
151. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74:1253-1258.
152. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91:561-569.

153. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009;37:978-983.
154. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. 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* 2001;12:26-34.
155. Hosny M, Duyck J, van Steenberghe D, Naert I. Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2000;13:340-346.
156. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:643-653.
157. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:237-244.
158. Nickenig HJ, Schafer C, Spiekermann H. Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:506-511.
159. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K, Josefsson T, Nilson H, Wilhelmsson P et al. Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. *Int J Prosthodont* 2001;14:321-328.
160. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Oral Implants Res* 1998;9:407-418.
161. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:722-730.
162. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poorquality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-237.
163. Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:35-38.
164. Kern M, Knode H, Strubb JR. The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int* 1991;22:257-262.
165. Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002;81:623-627.
166. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.

167. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:15-46.
168. Weinberg, L.A. (1993). Biomechanics of force distribution in implant supported prosthesis. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 8, 19-31.
169. Sagat, G. (2002) Üstçene total dişsizlik vakları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implant çevresindeki stres dağılımına etkisinin FEM analizi yöntemiyle araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul
170. Eskitaşçioğlu, G., Üşümez, A., Sevimay, M., Soykan, E., Ünsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91,144-50.
171. Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., Miyakawa, O. (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 15, 401–412
172. Çankaya, M.Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul.
173. Al-Sayyed, A., Deporter, D.A., Pilliar, R.M., Watson, P.A., Pharoah, M., Berhane, K., Carter, S. (1994). Predictable crestal bone remodelling around two porouscoated titanium alloy dental implant designs. *Clinical Oral Implants Research*, 5, 131–141.
174. Nordin, T., Jonsson, G., Nelvig, P., Rasmusson, L., (1998). The use of a conical fixture design for fixed partial prostheses. A preliminary report. *Clinical Oral Implants Research*, 9, 343–347.
175. Norton, M., (1998). Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clinical Oral Implants Research*, 9, 91–99.
176. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*, Quintessence Michigan, 1997.

ÖZGEÇMİŞ

1982 yılında Antalya'da doğdum. İlk öğrenimimi Konya, orta ve lise öğrenimimi İstanbul'da tamamladım. 2006 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. 2006 yılı eylül ayında D.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü' nün açmış olduğu doktora sınavını kazanarak doktora programına başladım. Halen D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.' da doktora öğrencisi ve araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım.

Email:dentistsedat49@hotmail.com, dentistsedat@mynet.com

Tel: 0(412) 2488101-6 Dahili: 3407