

T.C

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**BRUKSİZMİ OLAN HASTALARDA İMPLANT ÜSTÜ SABİT
PROTEZLER İÇİN FARKLI İMPLANT ÇAPI, SAYISI VE
ÜST YAPI KALINLIKLARI VARYASYONLARININ
İMPLANT VE ÇEVRE DOKULARINDA OLUŞTURDUĞU
STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

ARŞ. GÖR. DT. YAKUP KANTACI

DANIŞMAN

DOÇ. DR. S. ZELAL BAŞKAN ÜLKÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2017

T.C

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**BRUKSİZMİ OLAN HASTALARDA İMPLANT ÜSTÜ SABİT
PROTEZLER İÇİN FARKLI İMPLANT ÇAPI, SAYISI VE
ÜST YAPI KALINLIKLARI VARYASYONLARININ
İMPLANT VE ÇEVRE DOKULARINDA OLUŞTURDUĞU
STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

ARŞ. GÖR. DT. YAKUP KANTACI

DANIŞMAN

DOÇ. DR. S. ZELAL BAŞKAN ÜLKÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2017

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından

DİŞ.17.005 proje numarası ile desteklenmiştir.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezi planlama aşamasından yazılmasına kadar tüm aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, bu çalışma sonucunda elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlamalara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.



YAKUP KANTACI



T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIK

'BRUKSİZMİ OLAN HASTALARDA İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLER İÇİN FARKLI İMPLANT ÇAPI, SAYISI VE ÜST YAPI KALINLIKLARI VARYASYONLARININ İMPLANT VE ÇEVRE DOKULARINDA OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ'

Yukarıda Belirtilen Uzmanlık Tezi 12.01.2018 Tarihinde Değerlendirilerek Başarılı/ ██████████ Bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç. Dr. S. ZELAL BAŞKAN ÖLKÜ
Tezi Teslim Eden : Dt. Yakup Kantacı

JURİ ÜYESİNİN

| <u>Ünvanı</u> | <u>Adı Soyadı</u> | <u>İmza</u> |
|-------------------------------|-------------------|-------------|
| Prof. Dr. Gözlem CEYLAN | | |
| Prof. Dr. Remzi NİGİZ | | |
| Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR | | |
| Prof. Dr. Belgin GÖLSÜN | | |
| Doç. Dr. S. ZELAL BAŞKAN ÖLKÜ | | |

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

12.01.2018

Prof. Dr. Remzi NİGİZ
Dicle Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca benden tecrübesini ve ilgisini esirgemeyen, her zaman ufuk açıcı önerileri ile bana yol gösteren, attığım her adımda ve aldığım tüm kararlarda her zaman yanımda olan değerli tez danışmanım **Doç. Dr. S. ZELAL BAŞKAN ÜLKÜ'** ye,

Uzmanlık eğitimim boyunca tüm samimiyetle her konuda yanımda olup beni cesaretlendiren ve destekleyen Araş. Gör. Ozan Erdost EVRAN, Dt. Ender GÜLSÜN ve Dt. İmge DİLEKÇİ başta olmak üzere tüm dostlarıma,

Her alanda beni maddi, manevi destekleyen ve yanımda olan, her zaman karşılıksız bir sevgi sunan canım annem, babam ve kardeşlerime,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|----------|
| BEYAN..... | III |
| TEZ ONAYI..... | IV |
| TEŞEKKÜR..... | V |
| ŞEKİLLER DİZİNİ..... | XIX |
| RESİMLER DİZİNİ..... | XXXI |
| TABLOLAR DİZİNİ..... | XXXII |
| SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ..... | XXXIV |
| ÖZET..... | XXXVII |
| SUMMARY..... | XXXVIII |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ..... | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER..... | 4 |
| 2.1. Bruksizm..... | 4 |
| 2.1.1. Bruksizmin Tanımı ve Tarihçesi..... | 4 |
| 2.1.2. Bruksizmin Görülme Sıklığı ve Özellikleri..... | 5 |
| 2.1.3. Bruksizmin Etiyolojisi..... | 6 |
| 2.1.3.1. Morfolojik (Periferal) Faktörler..... | 6 |
| 2.1.3.2. Santral Faktörler..... | 7 |
| 2.1.3.2.1. Psikososyal Faktörler..... | 7 |
| 2.1.3.2.2. Patofizyolojik faktörler..... | 8 |
| 2.1.3.2.3. Nörolojik/SSS(Santral Sinir Sistemi)Faktörler..... | 8 |
| 2.1.3.2.4. Genetik Predispozisyon..... | 8 |

| | |
|--|----|
| 2.1.3.2.5. İlaç Kullanımının Yan Etkileri..... | 8 |
| 2.1.3.2.6. Sistemik Nedenler..... | 9 |
| 2.1.4. Bruksizmin Sınıflaması..... | 9 |
| 2.1.4.1. Zaman faktörüne göre yapılan sınıflama..... | 9 |
| 2.1.4.2. Etiyolojiye göre yapılan sınıflama..... | 10 |
| 2.1.4.3. Motor aktivite tipine göre yapılan sınıflama..... | 10 |
| 2.1.4.4. Geçmişte yada şimdiki anda var olmasına göre yapılan sınıflama..... | 11 |
| 2.1.4.5. Yön faktörüne göre yapılan sınıflama..... | 11 |
| 2.1.5. Bruksizmin Belirtileri ve Tanı Yöntemleri..... | 12 |
| 2.1.5.1. Anket..... | 13 |
| 2.1.5.2. Klinik Bulgular..... | 14 |
| 2.1.5.3. Ağız içi apareylerin kullanımı..... | 14 |
| 2.1.5.4. Çiğneme Kaslarının EMG (Elektromyografi) ile Analizi..... | 15 |
| 2.1.5.5. Polisomnografi..... | 16 |
| 2.1.6. Bruksizimli bireylerde oklüzal kuvvetler..... | 17 |
| 2.2. İmplantlar..... | 18 |
| 2.2.1. İmplantolojinin Tanımı ve Tarihçesi | 18 |
| 2.2.2. Dental İmplantlarda Sınıflama..... | 19 |
| 2.2.3. İmplant Üstü protezler..... | 20 |
| 2.2.4. Osseointegrasyon..... | 21 |
| 2.2.5. Oklüzal Yük-Osseointegrasyon ilişkisi..... | 21 |
| 2.2.6. İmplant Biyomekaniği..... | 23 |

| | |
|---|----|
| 2.2.6.1. Uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü..... | 23 |
| 2.2.6.2. İmplant dizaynı ve mekanik özellikleri..... | 24 |
| 2.2.6.3. Uygulanan protez tipi ve kullanılan materyal..... | 25 |
| 2.2.6.4. İmplantların çapı, sayısı ve uzunluğu..... | 26 |
| 2.2.6.5. İmplantın kemik içerisindeki konumu..... | 26 |
| 2.2.6.6. Karşı dental arkın dişsel durumu..... | 26 |
| 2.2.6.7. İmplant-abutment bağlantı tipi..... | 27 |
| 2.2.6.8. Kemik kalitesi..... | 27 |
| 2.2.6.9. Üst yapının stabilizasyonu..... | 28 |
| 2.2.6.10. Kantilever kullanımı..... | 28 |
| 2.2.6.11. Oklüzal faktörler..... | 28 |
| 2.2.7. Bruksizimli bireylerde implant uygulamaları..... | 28 |
| 2.3. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Üst Yapı Materyalleri..... | 32 |
| 2.3.1. Metal Alt Yapılı Seramikler..... | 32 |
| 2.3.1.1. Geleneksel venerleme uygulanarak yapılan metal seramikler..... | 32 |
| 2.3.1.2. Presleme uygulanarak yapılan metal seramikler..... | 33 |
| 2.3.2. Tam Seramikler..... | 33 |
| 2.3.2.1. Seramiklerin sınıflandırılması..... | 33 |
| 2.3.2.2. Zirkonya Esaslı Seramikler..... | 35 |
| 2.3.2.2.1. Zirkonyanın mikro yapısı..... | 36 |
| 2.3.2.2.2. Zirkonyanın Fiziksel ve Mekanik Özellikleri..... | 38 |
| 2.3.2.2.3. Zirkonyanın Biyolojik Uyumu..... | 38 |

| | |
|--|----|
| 2.3.2.2.4. Zirkonyanın yaşlanması..... | 39 |
| 2.3.2.2.5. Dental Uygulamalarda Kullanılan Farklı Tip Zirkonyum Seramikler..... | 39 |
| 2.3.2.2.5.1. Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) | 39 |
| 2.3.2.2.5.2. Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA) | 40 |
| 2.3.2.2.5.3. Yitriyum ile stabilize zirkonya (3Y-TZP)..... | 40 |
| 2.3.2.2.6. Tam Zirkonyum Seramikler (Monolitik Y-TZP Zirkonya)..... | 41 |
| 2.3.2.2.6.1. Monolitik Zirkonya Blokların Üretimi..... | 43 |
| 2.3.2.2.6.2. Diş hekimliğinde kullanılan Monolitik zirkonya..... | 44 |
| 2.3.2.2.6.3. Monolitik zirkonya endikasyonları, Avantajları, Dezavantajları..... | 44 |
| 2.3.2.2.6.4. Monolitik zirkonyanın estetik özellikleri..... | 45 |
| 2.3.2.2.6.5. Monolitik zirkonyanın Renklendirilmesi..... | 45 |
| 2.3.2.2.6.6. Yüzey sertliği ve Yüzey Pürüzlülüğü..... | 45 |
| 2.4. Stres Analiz Yöntemleri..... | 46 |
| 2.4.1. Deneysel stres analizi yöntemleri | 47 |
| 2.4.2. Sayısal gerilme analizi yöntemleri | 47 |
| 2.4.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi..... | 47 |
| 2.4.4. Sonlu elemanlar analizi yönteminin aşamaları..... | 50 |
| 2.4.5. Mekanik İle İlgili Kavramlar..... | 51 |
| 2.4.5.1. Kuvvet..... | 51 |
| 2.4.5.2. Gerilme (Stres)..... | 51 |
| 2.4.5.3. Gerinim (Strain)..... | 52 |
| 2.4.5.4. Mohr Dairesi | 52 |
| 2.4.5.5. Elastisite..... | 52 |

| | |
|--|-----------|
| 2.4.5.6. Hooke Kanunu | 52 |
| 2.4.5.7. Poisson Oranı..... | 52 |
| 2.4.5.8. Elastiklik Modülü (Young Modülü)..... | 53 |
| 2.4.5.9. Yield stres (oransal sınır – proportional limit) | 53 |
| 2.4.5.10. Esneyebilirlik | 54 |
| 2.4.5.11. Elastik Sınır (Elastic Limit)..... | 54 |
| 2.4.5.12. Homojen Cisim..... | 54 |
| 2.4.5.13. Linear (lineer, doğrusal) elastik cisim..... | 54 |
| 2.4.5.14. Non-linear (lineer olmayan-doğrusal olmayan) elastik cisim | 54 |
| 2.4.5.15. İzotrop Cisim..... | 55 |
| 2.4.5.16. Asal Gerilme (Asal Stress) | 55 |
| 2.4.5.17. von Mises Gerilmesi (von Mises Stres)..... | 55 |
| 2.4.6. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İlgili Temel Kavramlar..... | 55 |
| 2.4.6.1. Düğüm (Node)..... | 55 |
| 2.4.6.2. Eleman (Element)..... | 56 |
| 2.4.6.3. Sınır Koşulları (Boundary conditions) | 56 |
| 2.4.6.4. Ağ Yapısı (Mesh) oluşturulması..... | 56 |
| 2.4.6.5. Katı Modelleme (Solid Modelling)..... | 57 |
| 2.4.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin (FEM) Dental İmplantolojide Kullanımı...57 | |
| 2.4.8. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi..... | 58 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM..... | 60 |
| 3.1. Çalışma Modellerinin Hazırlanması..... | 61 |

| | |
|--|-----------|
| 3.1.1. Alt çene kemiğinin modellenmesi..... | 61 |
| 3.1.2. İmplant, Abutment ve vidaların modellenmesi..... | 62 |
| 3.1.2.1. Modellenen implant, abutment ve vidaların final görüntüleri | 63 |
| 3.1.3. İmplant destekli sabit protez modellerinin oluşturulması | 64 |
| 3.1.3.1. Grup 1 ana model..... | 64 |
| 3.1.3.2. Grup 2..... | 65 |
| 3.1.3.3. Grup 3..... | 67 |
| 3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Uygun Hale Getirilmesi.... | 68 |
| 3.3. Sonlu elemanlar modellerinin oluşturulması (Matematiksel model)..... | 68 |
| 3.3.1. İmplant, abutment, vida ve implant üstü sabit köprü protezlerinin sonlu elemanlar modelleri..... | 69 |
| 3.4. Modellerdeki eleman ve nod sayıları..... | 71 |
| 3.5. Malzeme Özellikleri..... | 72 |
| 3.6. Modellerde kontakt yüzeylerin belirlenmesi..... | 72 |
| 3.7. Sınır Koşulları ve Kuvvet Uygulanması | 73 |
| 3.7.1. Sınır Koşulları..... | 73 |
| 3.7.2. Dikey kuvvet uygulaması | 73 |
| 3.7.3. Oblik kuvvet uygulaması | 74 |
| 3.8. Sonlu elemanlar modelinin çözümü | 74 |
| 3.9. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi ve oluşan stres dağılımlarının karşılaştırılması amacıyla incelenen referanslar ve stres değerleri..... | 75 |
| 4. BULGULAR..... | 76 |
| 4.1. Dikey Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular..... | 76 |

| | |
|---|----|
| 4.1.1. Grup 1a Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 76 |
| 4.1.1.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 76 |
| 4.1.1.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 77 |
| 4.1.1.3. Vidalarda oluşun Von Mises Stres Bulguları..... | 77 |
| 4.1.1.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 78 |
| 4.1.1.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 78 |
| 4.1.1.6. Genel Stres Dağılımı..... | 80 |
| 4.1.2. Grup 1b Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 80 |
| 4.1.2.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 80 |
| 4.1.2.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 81 |
| 4.1.2.3. Vidalarda oluşun Von Mises Stres Bulguları..... | 81 |
| 4.1.2.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 82 |
| 4.1.2.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 82 |
| 4.1.2.6. Genel Stres Dağılımı..... | 84 |
| 4.1.3. Grup 1c Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 84 |
| 4.1.3.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 83 |
| 4.1.3.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 85 |
| 4.1.3.3. Vidalarda oluşun Von Mises Stres Bulguları..... | 85 |
| 4.1.3.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 86 |
| 4.1.3.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 86 |
| 4.1.3.6. Genel Stres Dağılımı..... | 88 |
| 4.1.4. Grup 2a Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 88 |

| | |
|---|-----|
| 4.1.4.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 88 |
| 4.1.4.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 89 |
| 4.1.4.3. Vidalarda oluşun Von Mises Stres Bulguları..... | 89 |
| 4.1.4.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 90 |
| 4.1.4.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 90 |
| 4.1.4.6. Genel Stres Dağılımı..... | 92 |
| 4.1.5. Grup 2b Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 92 |
| 4.1.5.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 92 |
| 4.1.5.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 93 |
| 4.1.5.3. Vidalarda oluşun Von Mises Stres Bulguları..... | 93 |
| 4.1.5.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 94 |
| 4.1.5.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 94 |
| 4.1.5.6. Genel Stres Dağılımı..... | 96 |
| 4.1.6. Grup 2c Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 95 |
| 4.1.6.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 96 |
| 4.1.6.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 97 |
| 4.1.6.3. Vidalarda oluşun Von Mises Stres Bulguları..... | 97 |
| 4.1.6.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 98 |
| 4.1.6.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 98 |
| 4.1.6.6. Genel Stres Dağılımı..... | 100 |
| 4.1.7. Grup 3a Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 100 |
| 4.1.7.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 100 |

| | |
|---|-----|
| 4.1.7.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 101 |
| 4.1.7.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 101 |
| 4.1.7.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 102 |
| 4.1.7.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 102 |
| 4.1.7.6. Genel Stres Dağılımı..... | 104 |
| 4.1.8. Grup 3b Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 104 |
| 4.1.8.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 104 |
| 4.1.8.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 105 |
| 4.1.8.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 105 |
| 4.1.8.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 106 |
| 4.1.8.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 106 |
| 4.1.8.6. Genel Stres Dağılımı..... | 108 |
| 4.1.9. Grup 3c Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 108 |
| 4.1.9.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 108 |
| 4.1.9.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 109 |
| 4.1.9.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 109 |
| 4.1.9.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 110 |
| 4.1.9.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 110 |
| 4.1.9.6. Genel Stres Dağılımı..... | 112 |
| 4.2. Oblik Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular..... | 112 |
| 4.2.1. Grup 1a Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 112 |
| 4.2.1.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 112 |

| | |
|---|-----|
| 4.2.1.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 113 |
| 4.2.1.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 113 |
| 4.2.1.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 114 |
| 4.2.1.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 114 |
| 4.2.1.6. Genel Stres Dağılımı..... | 116 |
| 4.2.2. Grup 1b Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 116 |
| 4.2.2.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 116 |
| 4.2.2.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 117 |
| 4.2.2.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 117 |
| 4.2.2.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 118 |
| 4.2.2.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 118 |
| 4.2.2.6. Genel Stres Dağılımı..... | 119 |
| 4.2.3. Grup 1c Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 120 |
| 4.2.3.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 120 |
| 4.2.3.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 120 |
| 4.2.3.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 121 |
| 4.2.3.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 121 |
| 4.2.3.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 121 |
| 4.2.3.6. Genel Stres Dağılımı..... | 123 |
| 4.2.4. Grup 2a Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 123 |
| 4.2.4.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 123 |
| 4.2.4.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 124 |

| | |
|---|-----|
| 4.2.4.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 124 |
| 4.2.4.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 125 |
| 4.2.4.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 125 |
| 4.2.4.6. Genel Stres Dağılımı..... | 126 |
| 4.2.5. Grup 2b Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 127 |
| 4.2.5.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 127 |
| 4.2.5.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 127 |
| 4.2.5.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 128 |
| 4.2.5.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 128 |
| 4.2.5.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 128 |
| 4.2.5.6. Genel Stres Dağılımı..... | 130 |
| 4.2.6. Grup 2c Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 130 |
| 4.2.6.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 130 |
| 4.2.6.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 131 |
| 4.2.6.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 131 |
| 4.2.6.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 132 |
| 4.2.6.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 132 |
| 4.2.6.6. Genel Stres Dağılımı..... | 133 |
| 4.2.7. Grup 3a Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 134 |
| 4.1.7.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 134 |
| 4.2.7.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 134 |
| 4.2.7.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 135 |

| | |
|--|-----|
| 4.2.7.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 135 |
| 4.2.7.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 136 |
| 4.2.7.6. Genel Stres Dağılımı..... | 137 |
| 4.2.8. Grup 3b Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 137 |
| 4.2.8.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 137 |
| 4.2.8.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 138 |
| 4.2.8.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 138 |
| 4.2.8.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 139 |
| 4.2.8.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 139 |
| 4.2.8.6. Genel Stres Dağılımı..... | 141 |
| 4.2.9. Grup 3c Modeli İçin Elde edilen bulgular..... | 141 |
| 4.2.9.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 141 |
| 4.2.9.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları | 142 |
| 4.2.9.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 142 |
| 4.2.9.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları..... | 143 |
| 4.2.9.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları..... | 143 |
| 4.2.9.6. Genel Stres Dağılımı..... | 144 |
| 4.3. Tüm Gruplarda Monolitik Zirkonya Üst Yapıda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması..... | 145 |
| 4.4. Tüm Gruplarda Abutmentlerde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması..... | 146 |
| 4.5. Tüm Gruplarda Vidalarda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması..... | 147 |

| | |
|--|------------|
| 4.6. Tüm Gruplarda İmplantlarda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması..... | 148 |
| 4.7. Tüm Gruplarda Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması..... | 149 |
| 5. TARTIŞMA..... | 151 |
| 6. SONUÇLAR..... | 167 |
| 7. KAYNAKLAR..... | 170 |
| 8. ÖZGEÇMİŞ..... | 197 |



ŞEKİLLER DİZİNİ

| | |
|--|----|
| Şekil 2-1: Zirkonyanın atomik faz yapısı..... | 37 |
| Şekil 2-2: Yield stres (oransal sınır – proportional limit)..... | 53 |
| Şekil 2-3: Düğüm ve elemanların şematik görüntüsü..... | 56 |
| Şekil 3-1: Alt çene kemiğinin 3D geometrik model görüntüsü..... | 61 |
| Şekil 3-2: Baolen yöntemi ile oluşturulan 3D kemik modeli | 61 |
| Şekil 3-3: 3D 3.7 mm Tapered Screw-Vent implant, HLA 3/3 abutment ve vida modeli..... | 63 |
| Şekil 3-4: 3D 4.1 mm Tapered Screw-Vent implant, HLA 4/4 abutment ve vida modeli..... | 63 |
| Şekil 3-5: 3D 4.7 mm Tapered Screw-Vent i mplant, HLA 5/6 abutment ve vida modeli..... | 63 |
| Şekil 3-6: 3D 6.0 mm Tapered Screw-Vent implant, HLA 5/6 abutment ve vida modeli..... | 64 |
| Şekil 3-7: 3D implant üstü sabit protez modeli..... | 64 |
| Şekil 3-8: Grup 1 ana modeli için oluşturulan 2 implant destekli 3 üyeli sabit köprü modelinin final görüntüsü..... | 65 |
| Şekil 3-9: Grup 1 ana modeli için oluşturulan 3D modelin bileşenlerinin görüntüsü | 65 |
| Şekil 3-10: Grup 2 için oluşturulan 3 implant destekli 3 üyeli sabit köprü modelinin final görüntüleri..... | 66 |
| Şekil 3-11: Grup 2 için oluşturulan 3D modelin bileşenlerinin görüntüsü..... | 66 |
| Şekil 3-12: Grup 3 için oluşturulan 2 implant destekli 3 üyeli sabit köprü modelinin final görüntüleri..... | 67 |
| Şekil 3-13: Grup 3 için oluşturulan 3D modelin bileşenlerinin görüntüsü..... | 68 |

| | |
|---|----|
| Şekil 3-14: Grup 1 ana modelinin implant sonlu elemanlar modeli..... | 69 |
| Şekil 3-15: Grup 2 implant sonlu elemanlar modeli..... | 69 |
| Şekil 3-16: Grup 3 implant sonlu elemanlar modeli..... | 69 |
| Şekil 3-17: Modellenen abutmentlerin sonlu elemanlar modeli..... | 70 |
| Şekil 3-18: Modellenen vidaların sonlu elemanlar modelleri..... | 70 |
| Şekil 3-19: Modellenen köprü modelinin sonlu elemanlar modeli..... | 70 |
| Şekil 3-20: Grup 1 ana modelinin sonlu elemanlar modeli..... | 71 |
| Şekil 3-21: Grup 2' nin sonlu elemanlar modeli | 71 |
| Şekil 3-22: Grup 3' ün sonlu elemanlar modeli..... | 71 |
| Şekil 3-23: Kemik modeli mandibulanın tabanından serbestlik derecesi 0 olacak şekilde sabitlenmesi..... | 73 |
| Şekil 3-24: Dikey kuvvet uygulanışı..... | 74 |
| Şekil 3-25: Oblik kuvvet uygulanışı..... | 74 |
| Şekil 3-26: 3D geometrik modelinin ansys 14.0 yazılımı ile çözümü..... | 75 |
| Şekil 4-1: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 77 |
| Şekil 4-2: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 77 |
| Şekil 4-3: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 78 |
| Şekil 4-4: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 78 |
| Şekil 4-5: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 79 |

| | |
|--|----|
| Şekil 4-6: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 79 |
| Şekil 4-7: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 80 |
| Şekil 4-8: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 81 |
| Şekil 4-9: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 81 |
| Şekil 4-10: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 82 |
| Şekil 4-11: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 82 |
| Şekil 4-12: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 83 |
| Şekil 4-13: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 83 |
| Şekil 4-14: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 84 |
| Şekil 4-15: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 85 |
| Şekil 4-16: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 85 |
| Şekil 4-17: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 86 |
| Şekil 4-18: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 86 |

| | |
|--|----|
| Şekil 4-19: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 87 |
| Şekil 4-20: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 87 |
| Şekil 4-21: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 88 |
| Şekil 4-22: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 89 |
| Şekil 4-23: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 89 |
| Şekil 4-24: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 90 |
| Şekil 4-25: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 90 |
| Şekil 4-26: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 91 |
| Şekil 4-27: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 91 |
| Şekil 4-28: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 92 |
| Şekil 4-29: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 93 |
| Şekil 4-30: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 93 |
| Şekil 4-31: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 94 |

| | |
|--|-----|
| Şekil 4-32: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 94 |
| Şekil 4-33: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 95 |
| Şekil 4-34: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 95 |
| Şekil 4-35: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 96 |
| Şekil 4-36: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 97 |
| Şekil 4-37: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 97 |
| Şekil 4-38: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 98 |
| Şekil 4-39: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 98 |
| Şekil 4-40: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 99 |
| Şekil 4-41: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 99 |
| Şekil 4-42: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 100 |
| Şekil 4-43: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 101 |
| Şekil 4-44: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 101 |

| | |
|--|-----|
| Şekil 4-45: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 102 |
| Şekil 4-46: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 102 |
| Şekil 4-47: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 103 |
| Şekil 4-48: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 103 |
| Şekil 4-49: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 104 |
| Şekil 4-50: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 105 |
| Şekil 4-51: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 105 |
| Şekil 4-52: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 106 |
| Şekil 4-53: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 106 |
| Şekil 4-54: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 107 |
| Şekil 4-55: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 107 |
| Şekil 4-56: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 108 |
| Şekil 4-57: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 109 |

| | |
|--|-----|
| Şekil 4-58: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 109 |
| Şekil 4-59: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 110 |
| Şekil 4-60: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 110 |
| Şekil 4-61: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 111 |
| Şekil 4-62: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 111 |
| Şekil 4-63: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 112 |
| Şekil 4-64: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 113 |
| Şekil 4-65: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 113 |
| Şekil 4-66: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 114 |
| Şekil 4-67: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 114 |
| Şekil 4-68: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 115 |
| Şekil 4-69: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 115 |
| Şekil 4-70: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 116 |

| | |
|--|-----|
| Şekil 4-71: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 116 |
| Şekil 4-72: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 117 |
| Şekil 4-73: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 117 |
| Şekil 4-74: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 118 |
| Şekil 4-75: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 118 |
| Şekil 4-76: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 119 |
| Şekil 4-77: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 119 |
| Şekil 4-78: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 120 |
| Şekil 4-79: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 120 |
| Şekil 4-80: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda titanyum vldalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 121 |
| Şekil 4-81: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 121 |
| Şekil 4-82: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 122 |
| Şekil 4-83: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 122 |

| | |
|--|-----|
| Şekil 4-84: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 123 |
| Şekil 4-85: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 123 |
| Şekil 4-86: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 124 |
| Şekil 4-87: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 124 |
| Şekil 4-88: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 125 |
| Şekil 4-89: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 125 |
| Şekil 4-90: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 126 |
| Şekil 4-91: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 126 |
| Şekil 4-92: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 127 |
| Şekil 4-93: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 127 |
| Şekil 4-94: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 128 |
| Şekil 4-95: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 128 |
| Şekil 4-96: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 129 |

| | |
|---|-----|
| Şekil 4-97: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 129 |
| Şekil 4-98: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 130 |
| Şekil 4-99: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 130 |
| Şekil 4-100: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 131 |
| Şekil 4-101: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 131 |
| Şekil 4-102: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 132 |
| Şekil 4-103: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 132 |
| Şekil 4-104: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 133 |
| Şekil 4-105: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 133 |
| Şekil 4-106: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 134 |
| Şekil 4-107: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 135 |
| Şekil 4-108: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 135 |
| Şekil 4-109: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 136 |

| | |
|---|-----|
| Şekil 4-110: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 136 |
| Şekil 4-111: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 137 |
| Şekil 4-112: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı | 137 |
| Şekil 4-113: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 138 |
| Şekil 4-114: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 138 |
| Şekil 4-115: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 139 |
| Şekil 4-116: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 139 |
| Şekil 4-117: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı..... | 140 |
| Şekil 4-118: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı..... | 140 |
| Şekil 4-119: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı..... | 141 |
| Şekil 4-120: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 141 |
| Şekil 4-121: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 142 |
| Şekil 4-122: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı..... | 142 |

Şekil 4-123: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı.....143

Şekil 4-124: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı.....143

Şekil 4-125: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı.....144

Şekil 4-126: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı.....144



RESİMLER DİZİNİ

Resim 3-1: Lazer tarayıcısının görüntüsü.....60



TABLOLAR DİZİNİ

| | |
|--|-----|
| Tablo 2-1: Diş hekimliği alanında kullanılan diğer zirkonya bloklar..... | 44 |
| Tablo 3-1: Grup 1' in gruplandırılması..... | 65 |
| Tablo 3-2: Grup 2' nin gruplandırılması..... | 66 |
| Tablo 3-3: Grup 3' ün gruplandırılması..... | 67 |
| Tablo 3-4: Çalışmada kullanılan modellerdeki eleman ve nod(düğüm) sayıları..... | 72 |
| Tablo 3-5: Çalışmada kullanılan malzemenin mekanik özellikleri..... | 72 |
| Tablo 4-1: Dikey yükleme altında tüm gruplardaki monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değerleri..... | 145 |
| Tablo 4-2: Oblik yükleme altında tüm gruplardaki monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değerleri..... | 145 |
| Tablo 4-3: Dikey yükleme altında tüm gruplardaki abutmenlerde oluşan maksimum von Mises stres değerleri..... | 146 |
| Tablo 4-4: Oblik yükleme altında tüm gruplardaki abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değerleri..... | 146 |
| Tablo 4-5: Dikey yükleme altında tüm gruplardaki vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri..... | 147 |
| Tablo 4-6: Oblik yükleme altında tüm gruplardaki vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri..... | 147 |
| Tablo 4-7: Dikey yükleme altında tüm gruplardaki implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri..... | 148 |
| Tablo 4-8: Oblik yükleme altında tüm gruplardaki implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri..... | 148 |
| Tablo 4-9: Dikey yükleme altında tüm gruplarda kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları..... | 149 |

| | |
|--|-----|
| Tablo 4-10: Dikey yükleme altında tüm gruplarda kemikte oluşan minimum asal gerilme bulguları..... | 149 |
| Tablo 4-11: Oblik yükleme altında tüm gruplarda kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları..... | 150 |
| Tablo 4-12: Oblik yükleme altında tüm gruplarda kemikte oluşan minimum asal gerilme bulguları..... | 150 |



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

| | |
|-------------------------|-------------------------------------|
| % | Yüzde |
| ⁰ C | Santigrad Derece |
| µm | Mikrometre |
| v | Poisson Oranı |
| Al | Aluminyum |
| 2D | 2 Boyutlu |
| 3D | 3 Boyutlu |
| ASDA | Amerikan Sleep Disorder Association |
| Bi | Bizmut |
| cm ³ | Santimetreküp |
| Ca | Kalsiyum |
| CAD | Computer Aided Design |
| Co | Kobalt |
| CT | Computerized Tomography |
| D ₂ reseptör | Dopaminerjik 2 reseptör |
| dk | Dakika |
| EMG | Elektromiyografi |
| FEM | Finite Elemental Analysis Method |
| Fe | Demir |
| GB | Gigabayt |
| GPa | Gigapascal |

| | |
|-------------------|--|
| Hf | Hafniyum |
| HT | High Translucent |
| ISO | International Organization for Standardization |
| ICSD | International Confideration Sleep Disorder |
| ISFD | Intra-splint Force Detector |
| kg | Kilogram |
| L-dopa | Levo-dopa |
| mm | Milimetre |
| Mg-PSZ | Magnezyum ile Parsiyel Stabilize Zirkonya |
| MgO | Magnezyum Oksit |
| M.Ö. | Milattan Önce |
| MPa | Megapascal |
| MR | Magnetik Rezonans |
| N | Newton |
| Ni-Cr | Nikel-Crom |
| N/mm ² | MPa/Megapascal |
| OSAS | Obstrüktif Sleep Apne Syndrome |
| PEEK | Polietereterketon |
| psi | Pounds per square inch |
| PSG | Polisomnografi |
| REM | Rapid Eye Movement |
| sn | Saniye |

| | |
|-------------------------------|---|
| SI | System International |
| SSRI | Selective Serotonin Re-uptake Inhibitor |
| stl | Stereolithography |
| yy | Yüzyıl |
| Y ₂ O ₃ | Yttrium Oksit |
| Y-TZP | Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristali |
| Zr | Zirkonyum |
| ZrO ₂ | Zirkonyum Oksit |
| ZrSiO ₄ | Zirkonyum Silikat |
| ZTA | Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina |

ÖZET

BRUKSİZMİ OLAN HASTALARDA İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLER İÇİN FARKLI İMPLANT ÇAPI, SAYISI VE ÜST YAPI KALINLIKLARI VARYASYONLARININ İMPLANT VE ÇEVRE DOKULARINDA OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmanın amacı bruksizmi olan hastalarda uygulanan implant üstü sabit protetik restorasyonlarda farklı oklüzal kalınlıklardaki (1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm) monolitik zirkonya seramik kullanımının, implant çapı ve sayısı değişkenleriyle beraber dikey ve oblik yöndeki kuvvetler altında implant ve çevre dokularında oluşturduğu gerilmeleri incelemektir. Bu çalışmada 3.7 mm, 4.1 mm, 4.7 mm ve 6.0 mm çapında toplam 4 adet titanyum (Zimmer Biomet MTX Yüzeyleli Tapered Screw-Vent İmplant) implant kullanılmıştır. Tomografik kayıtlardan elde edilen mandibula modelinin ikinci küçük azı ile ikinci büyük azı diş arasında kalan bölgeye implantların uygulanmasıyla 3 adet model elde edildi. Grup 1 ana modeli, ikinci küçük azı bölgesine 3.7 mm, ikinci büyük azı bölgesine 4.7 mm çapında implant uygulanarak oluşturulmuştur. Grup 2 modeli, ikinci küçük azı bölgesine 3.7 mm, birinci büyük azı bölgesine 4.7 mm, ikinci büyük azı bölgesine 4.7 mm çapında implant uygulanarak oluşturulmuştur. Grup 3 modeli, ikinci küçük azı bölgesine 4.1 mm, ikinci büyük azı bölgesine 6.0 mm çapında implant uygulanarak oluşturulmuştur. Oluşturulan modeller oklüzal kalınlıkları 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm olacak şekilde 3 alt gruba ayrılarak toplamda 9 adet grup oluşturulmuştur. Dikey ve oblik yöndeki kuvvetler altında tüm modellerdeki implant, abutment, vida, implant üstü protez ve kemikte oluşan gerilme dağılımı ve değerleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir. Çalışmamızın sonucunda bruksizmi olan hastalarda implantın çapının, sayısının ve implant üstü monolitik zirkonyadan oluşan protezin oklüzal kalınlığının artırılmasının implant ve bileşenleri ile destekleyici kemik doku üzerinde oluşan stresleri azaltmada etkili bir faktör olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar sözcükler : Bruksizm, monolitik zirkonya, implant, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

SUMMARY

IN VITRO EVALUATION OF IMPLANT AND PERI-IMPLANT TISSUES DIFFERENT IMPLANT DIAMETER, NUMBER AND UPPER STRUCTURE THICKNESS VARIATIONS FOR IMPLANT SUPPORTED FIXED PROSTHES REGARDING DISTRIBUTION BY FINITE ELEMANTAL ANALYSIS METHOD IN PATIENTS WITH BRUXISM

The aim of this study is to evaluate use of monolithic zirconia ceramics in different occlusal thicknesses (1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm) in implant fixed prosthetic restorations applied in bruxism patients with implants with diameter and number of variables and stresses in implant and surrounding tissues under vertical and oblique forces. In this study, a total of 4 titanium (Zimmer Biomet MTX Surface Tapered Screw-Vent Implant) implants of 3.7 mm, 4.1 mm, 4.7 mm and 6.0 mm in diameter were used. Three models were obtained by applying implants to the region between the 2nd premolar and the 2nd molar teeth of the mandibular model obtained from the tomographic records. The main model of Group 1 was created by implantation of 3.7 mm diameter implant in the premolar region and 4.7 mm diameter implant in the second molar region. The model of Group 2 was created by implanting 3.7 mm diameter implant in the premolar region, 4.7 mm diameter implant in the first molar region, and 4.7 mm diameter implant in the second molar region. The model of Group 3 was created created by implanting 4.1 mm diameter implant in the second premolar region and 6.0 mm diameter implant in the second molar region. The models formed were divided into 3 subgroups with occlusal thicknesses of 1.0 mm, 1.5 mm and 2.0 mm, forming a total of 9 groups. Stress distribution and stress values of implant, abutment, screw, implant-supported fixed prosthesis and bone in all models under vertical and oblique forces were investigated by finite elemental stress analysis method. As a result of our study, it was obsorved that increasing the diameter, number and occlusal thickness of the implant-supported fixed monolithic zirconia prosthesis in patients with bruxism was an effective factor in reducing the stresses on implants and components and supporting bone tissue.

Keywords: Bruxism, monolithic zirconia, implant, finite element analysis methods

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde teknolojik gelişmelerin ışığında dental implantlar parsiyel ve total diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda önemli bir tedavi alternatifi haline gelmiştir. Bu yüzden implant tedavisinde başarı oranını arttırmak için tedavi prensiplerinde çok çeşitli düzenlemeler ortaya konulmuştur. İmplantların dizaynı ve yüzey özellikleri, dişsiz bölgelere yerleştirilecek ideal çap, boy ve sayıda implant kullanımı, implantlara gelen yüklerin en uygun şekilde dağılımı ve implant üst yapısına uygun materyal seçimi gibi konularda en ideal tasarımı yakalayabilmek için araştırmalar hala devam etmektedir.

Çiğneme kaslarının gece ve/veya gün boyu sürdüğü aktiviteyle meydana gelen bruksizm, tekrarlayan diş gıcırdatmaları ve/veya diş sıkımları olarak tanımlanmaktadır (1, 2). Toplumda büyük oranda görülüyor olmasına rağmen hastalar bu alışkanlığının farkında değildirler. Bruksizm durumunda kas kuvvetinde artışa bağlı olarak dişlere gelen oklüzal kuvvetler artmaktadır. Bruksizme bağlı artan oklüzal yüklerden dolayı bireylerde temporomandibular eklem sorunları, dişlerde aşınmalar, restorasyon kırıkları ve dişlerde periodontal destek kaybı gibi sorunlar ortaya çıkmaktadır (3, 4). Bruksizm durumunda oluşan bu sorunlara ilaveten bruksizimli bireylerde implant uygulamalarında ekstra özen gösterilmesi gerekmektedir. Aşırı oklüzal yükleme ve lateral kuvvetlerin etkisi sonucunda implant çevresinde kemik kaybı olabilmektedir (5-8).

İmplant uygulaması bruksizimli bireylerde sınırlayıcı risk faktörü olarak kabul edilse de kesin bir kontrendikasyon olarak görülmemektedir (9). Bununla beraber bruksizimli bireylerde dikkat edilmesi gereken ve başarıyı etkileyen biyomekanik faktörleri göz önünde bulundurmak önemlidir. İmplantın çapının ve boyunun artırılması, kantilever kullanımından kaçınma, oklüzal kuvvetlerin azaltılması için gerekli oklüzal düzenlemeler yapılması, oklüzal yüzey malzemesi olarak porselen yerine şok emici özellikli materyal kullanılması, yivli implant kullanımı ve oklüzal splint uygulamaları bu faktörler arasında sayılabilir (10).

Bruksizmi olan hastalarda dental implant uygulamalarında uzun dönem başarıyı etkileyen faktörlerden biri implantın çapıdır. Yapılan çalışmalarda çapın

artırılması ile mekanik kuvvetler sonucunda oluşan yorulmanın ve özellikle bükme kuvvetlerinin etkili bir şekilde azaldığı bildirilmiştir (8, 11-14). Farklı implant çaplarının gerilmeler üzerindeki etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada implant çapının 2 kat artırılması sonucunda kırılma dayanımının 16 kat arttığı bildirilmiştir (15).

Bruksizmi olan hastalarda implant uygulamalarında dikkat edilmesi gereken bir diğer faktör olarak implant sayısının artırılması sayılabilir. İmplant sayısının artırılmasının biyomekanik açıdan faydalı olacağını savunan çalışmalar çoktur (10, 16-20).

İmplantın boyundaki değişimin gerilmelere etkisi olduğu bilirse de implantın çapındaki değişim etkisi kadar önem taşımadığı bildirilmiştir (20, 21). Bunun nedeni olarak oklüzal gerilmelerin en yüksek olduğu bölgenin kemiğin krestal kısmı olduğu ve fazlaca derine inmenin göreceli olarak daha az önem taşıdığı gösterilmiştir (20).

Metal destekli seramikler, dirençleri ve uzun dönem klinik başarılarından dolayı sabit protetik restorasyonlarda en çok tercih edilen sistemler olmasına rağmen, estetik beklentilerin artması ve bazı alışımlara karşı gelişen toksik ve alerjik reaksiyonlar nedeniyle, hastalar ve hekimler tarafından metal içermeyen alternatif restorasyonların kullanımı tercih edilmeye başlanmıştır.

Güçlendirilmiş tam seramik sistemleri arasında yer alan zirkonya esaslı seramik restorasyonların tercih edilme sıklıkları günümüzde giderek artmaktadır. Zirkonya esaslı seramikler, yüksek dayanıklılık ve estetik özelliklerinden dolayı tercih edilirler (22). Yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya materyali, üst yapı seramiği ile birlikte kullanıldığında daha estetik sonuçlar elde edilmektedir (23). Ancak bu kez de zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında karşılaşılan sorunlar da restorasyonun klinik başarı oranını olumsuz etkilemektedir. Bu sorunların giderilmesi için monolitik zirkonya esaslı seramikler geliştirilmiştir. Monolitik zirkonya seramikler yüksek translusens özelliklerine sahiptirler ve 0.5 mm' ye kadar inceltilebilir kullanıma endikasyonları vardır (24). Yapılan çalışmalarda monolitik zirkonyadan oluşan köprü protezlerinin kırılma dayanımlarının oldukça yüksek

değerlerde olduğu belirtilmiştir (25, 26). Monolitik zirkonyanın kırılma dayanım değerleri brüksizm esnasında oluşan oklüzal kuvvet değerlerinin üstündedir (27).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi dental implantoloji çalışmalarında sıklıkla tercih edilen ve in vivo şartlarda ölçülmesi güç olan kemik-implant-üst yapı sistemine ait gerilmelerin ölçülmesinde güvenilirliği olan bir yöntemdir (28, 29). Stres analizinde amaç istenilen modelin gerçekte var olan modele mümkün olduğunca benzemesidir. Bununla beraber sonlu elemanlar stres analizi yöntemi gerçekte organizma üzerinde etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklidini mümkün kılmaktadır (30).

Bu çalışmanın amacı brüksizmi olan hastalarda uygulanan implant üstü sabit protetik restorasyonlarda farklı kalınlıklardaki monolitik zirkonya seramik kullanımının implant çapı ve sayısı değişkenleriyle beraber, değişen yönlerde oluşan kuvvetler altında implant, kemik ve implant üst yapılarında oluşacak olan gerilmeleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelemektir. Böylece brüksizmi olan hastalarda implant üstü protetik restorasyonlarda hangi biyomekanik faktörlere göre nasıl bir planlama yapılacağıın tespit edilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Bruksizm

2.1.1. Bruksizmin Tanımı ve Tarihçesi

Bruksizm, çiğneme kaslarının gece ve/veya gün boyu süren aktivitesiyle meydana gelen, tekrarlayan diş gıcırdatmaları ve/veya diş sıkmaları olarak tanımlanır (2, 31). Diş sıkma ve gıcırdatma ilk 1907 yılında, Marie Pietkiewicz tarafından "la bruxomanie" olarak tanımlanmış, daha sonra 1931 yılında Frohman tarafından bruksizm olarak değiştirilmiştir (32). Daha sonraki yıllarda Zarb ve Carlsson (33), bruksizmi "dişlerin sadece uyku esnasında sıkılması ve gıcırdatılması" olarak tanımlamışlardır. Ancak bu düşüncenin aksine Walsch (34), bu alışkanlığın uyanıkken de var olabileceğini belirtmiştir.

Diş sıkma; mandibulanın sentrik veya eksentrik pozisyonda maksilla ile bir kapanış oluşturduğu statik bir ilişki olarak tanımlanırken, dişlerin gıcırdatılması ise mandibulanın farklı gezinme hareketleri sırasında maksilla ile kuvvetli bir kapanış oluşturduğu dinamik bir ilişki olarak tanımlanmaktadır (35). Amerikan Protez Akademisi (The Academy of Prosthodontics) bruksizmi; çenelerin istemsiz olarak dişlerin gıcırdatılması veya sıkılması şeklinde oluşan alışkanlığı olarak tanımlamıştır (36).

Amerikan Orofasiyal Ağrı Akademisi'nin (American Academy of Orofacial Pain) 2008 yılında yaptığı tanımlamaya göre bruksizm; diş gıcırdatma ve sıkma ile karakterize, nokturnal veya diurnal parafonksiyonel aktivite olarak ifade edilir (37).

Kato ve ark. bruksizmi, alt ve üst dişlerin istem dışı olarak aşırı güçlerle uzun süreli statik teması yada alt ve üst dişlerin aktif olarak birbirine sürtünmesi ile ortaya çıkan; kontrol veya tedavi gerektiren bir olay olarak tanımlamaktadır. Bu tanım günümüzde en çok taraf bulan tanım olmakla beraber diğer tanımlamalardan farklı yanı olayın salt oluşumunu açıklamasına ek olarak bruksizmin tedavi ve kontrol edilmesi gerektiği vurgusunun yapılmış olmasıdır (38).

2.1.2. Bruksizmin Görülme Sıklığı ve Özellikleri

Bruksizmin görülme sıklığı ve atak süresi hakkında yapılan araştırmalar sonucunda çeşitli sonuçlar bildirilmiştir. Çalışmalarda kullanılan yöntem farklılıkları ve gruplar arası farklılıklar gibi nedenlerden dolayı yetişkin ve çocuk popülasyonlarındaki bruksizm yaygınlığı çeşitli çalışmalarda % 7' den % 88' e kadar varabilen farklılıkta sonuçlarda tanımlanmıştır (39).

Bruksizm görülme sıklığı ile ilgili yapılan araştırmalarda erişkin popülasyonunun yaklaşık olarak % 7.4' ünde görüldüğü bildirilmektedir (40). Çocuklarda bruksizm görülme oranı % 3.5-40.6' a kadar çıkabilir (41). Artan yaşla beraber bruksizmin görülme oranı % 3' e kadar düşebilmektedir (42). Bruksizmin kadınlarda erkeklerden 3-9 kat fazla görüldüğünü bildiren çalışmalar olduğu gibi (38, 43), cinsiyet farkı olmadığını bildiren çalışmalar da vardır (38, 44).

Atak süresi ile ilgili yapılan çalışmalarda bruksizmin uyku sürecinde 5 kez tekrarlandığı ve her seferinde 8 sn sürdüğü bildirilmiştir (45). Bruksizmin atak süresi 8-9 sn olarak kabul edilmektedir (39). Ancak bu süreden daha fazla olabileceği de bildirilmiştir (46). Temporomandibular eklem problemlili kişilerin sekiz saatlik uyku periyodu içerisinde dişlerin 38.7 dk temas ettiği, problemsiz bireylerin dişlerinin ise sadece 5.4 dk temasta kaldığı rapor edilmiştir (47).

Çoğunlukla diş sıkmaları gündüz görülürken, diş gıcırdatmaları ve/veya diş sıkmaları birlikte gece uyku sürecinde görülmektedir. Günümüzde bruksizmin hangi uyku döneminde olduğu tartışmalıdır. Bu konu ile ilgili bir kısım araştırmacı bruksizmin REM (Rapid Eye Movement) döneminde olduğunu ileri sürerken diğer araştırmacılar bruksizmin uykunun her iki aşamasında da olabileceğini ancak uykunun REM dışı aşamasının hafif olduğu süreçte daha sık olduğunu belirtmektedir (48, 49).

Bruksizm görülen bireylerde intra oral ve ekstra oral olarak değişimler gözlenebilmektedir. İntra oral olarak bruksizmi olan hastalarda ; dişlerde bruksizmin derecesine göre oluşan diş aşınmaları, aşırı oklüzal yük sonucunda periodontal harabiyet, diş hassasiyeti, köklerde hipersementöz oluşumu, dil ve yanakta diş izleri, dişlerde servikal defektlerin varlığı gözlenebilmektedir (39, 50).

Bruksizm genel olarak çift taraflıdır ve çeneyi açan kapatan kaslar aynı oranda aktiftir. Kasların aktif olmasından kaynaklı çiğneme kaslarında ağrı ve hassasiyet, kaslarda yorgunluk ve kasılmalar gözlenebilmektedir (51). Aktif bruksizimli bireylerde genellikle çift taraflı masseter hipertrofisi gözlenebilmektedir. Bu durum tek taraflı olduğunda ekstra oral olarak asimetri gözlenebilmektedir. Hipertrofik masseter kası parotid tükürük bezi kanalının sekresyonunu kısıtlayıp parotis bezinde şişme ve enflamasyon yapabilmektedir (38). Ekstra oral olarak diş aşınmasından kaynaklı dikey boyut kaybı sonucu yalancı prognati oluşabilmektedir (52).

Bruksizimli bireylerde baş ve boyun kas ağrıları, kulak ve TME bölgelerinde ağrılar ve işitme kaybı gibi semptomlar ortaya çıkabilir. Bu durumda TME ve baş boyun kaslarının muayenesinin yapılmasında yarar vardır (38).

2.1.3. Bruksizmin Etiyolojisi

Bruksizmin etiyojisiyle ilgili kadar pek çok teori öne sürülmesine rağmen günümüzde çoğu araştırmacı bruksizmin etiyojisinde multifaktöriyel yapının varlığı konusunda ortak görüşe sahiptir (10, 39, 53). Multifaktöriyel etiyojisi morfolojik (periferal) faktörler ve santral faktörler olmak üzere iki ana başlık altında toplanmıştır (53). Periferal faktörler daha çok lokalize dental problemleri içerirken; santral faktörler ise psikolojik, patofizyolojik, nörolojik, genetik faktörler, ilaç yan etkileri ve sistemik problemler gibi nedenleri içermektedir (53).

Son yapılan derleme çalışmalarında, bruksizm etiyojisinde morfolojik faktörlerin % 10, psikososyal faktörlerin % 20, patofizyolojik faktörlerin % 70 oranında etkili olduğu belirtilmiştir (10).

2.1.3.1. Morfolojik (Periferal) Faktörler

Ağız-yüz bölgesinin anatomik kemik yapılarındaki deviasyonlar ve oklüzal uyumsuzluklar gibi morfolojik faktörler, ilk zamanlar bruksizm için ana nedensel faktör olarak düşünülmekteydi. Günümüzde, bu faktörlerin bruksizmin etiyojisinde sadece küçük bir rol oynadığı düşünülmektedir (54). Öte yandan günümüzde oklüzal

çatışmaların bruksizm etiyojisinde etkili olduğunu saptayan bilimsel bir kanıt bulunmamaktadır (55).

Yapılan kontrollü çalışmalar oklüzal çatışmaların elimine edilmesinin bruksizm aktivitesinde herhangi bir değişime sebep olmadığı göstermektedir (56). Bruksizmi olan hastalarda oklüzal uyumsuzluk varlığı ve oklüzal uyumsuzluğu bulunan her bireyde bruksizm görülmediği belirtilmektedir (55). Ancak bruksizmin kontrolü için maksimum interküspal pozisyon ve sentrik ilişkide harmoni oluşturulmasının faydalı olacağı bildirilmiştir (10).

2.1.3.2. Santral Faktörler

2.1.3.2.1. Psikososyal Faktörler

Bruksizmin psikolojik boyutu günümüze kadar birçok çalışmaya konu olmuştur ve bu konu ile ilgili araştırmalar halen devam etmektedir. Bruksizm hastalarına özgü kişilik özelliklerinin tespitini konu alan pek çok çalışma vardır. Ancak bruksizm hastaları için belirgin kişilik özellikleri bulunamamıştır ve araştırmacılar değişik sonuçlar elde etmiştir. Anketlere ve kişisel raporlara dayanan çalışmaların bazıları bruksizm hastalarının daha endişeli, agresif ve hiperaktif olduğunu göstermiştir (56).

Psikolojik stresin uyku bruksizm patofizyolojisini etkilediğine dair yaygın bir görüş hakimdir ve birçok araştırmacı tarafından bruksizmin anksiyete ve strese karşı bir cevap olduğu öne sürülmüştür. Psikolojik faktörler ve bruksizm arasındaki ilişkiyi tespit etmek için yapılan çalışmaların çoğunda anket yöntemi kullanılmıştır (57). EMG (Elektromiyografi) ve PSG (Polisomnografi) bruksizmin etiyojisinde psikolojik faktörlerin etkisini belirlemek için ender olarak kullanılmıştır. Yapılan bir EMG çalışmasında; 6 ay boyunca genç bir kadının EMG masseter kas aktivitesi sürekli olarak kaydedilmiş, sınav ve kavga gibi strese sebep olan olayların ritmik çiğneme kas aktivitesinde artışa sebebiyet verdiği gözlenmiştir (58).

2.1.3.2.2. Patofizyolojik faktörler

Bruksizmin uyku sırasında daha sık görülmesi nedeniyle, uyku fizyolojisinin ve bunun bruksizme etkisinin incelenmesi için çalışmaların artış göstermektedir. Uyku kalitesinin ve yapısının incelendiği çalışmalarda, bruksizm ve OSAS (Obstrüktif Sleep Apne Syndrome) arasında yakın bir ilişki olduğu belirtilmiştir ancak bu ilişkinin fizyolojik mekanizması halen belirsizliğini korumaktadır (59).

Yapılan çalışmalarda bruksizm; uyku bozuklukları, değişen beyin kimyası, sigara kullanımı, alkol kullanımı, travma gibi patofizyolojik faktörler ile ilişkilendirilmiştir (55).

2.1.3.2.3. Nörolojik/SSS (Santral Sinir Sistemi) Faktörler

Bruksizmin uyku sırasında meydana gelen anksiyete nedeniyle santral sinir sisteminde başladığı düşünülmektedir. Fakat bruksizmi etkileyen nörolojik epizotların, bruksizmi nasıl etkilediği ve bu durumun oluşum mekanizması halen kesinleşmemiştir (60).

2.1.3.2.4. Genetik Predispozisyon

Günümüzde yapılan araştırmalar sonucunda genetik faktörlerin bruksizm üzerinde ne derece etkili olduğu halen açıklanamamıştır. Bruksizmin ailesel olabileceği görüşü de mevcuttur. 4000 ikiz çift üzerinde yapılan anket çalışmasında % 39-64' e kadar değişen oranda bruksizmin etiolojisinde genetik faktör etkisinin olduğu belirtilmiştir (61). Bu görüşün aksine 250 ikiz çift üzerinde yapılan çalışmada bruksizmin etiolojisinde genetik faktör etkisi olmadığı belirtilmiştir (59).

2.1.3.2.5. İlaç Kullanımının Yan Etkileri

Bruksizm etiolojisinde etkili olduğu düşünülen Levo-dopa (L-dopa) gibi nörotransmitterlerin dış gıcırdatma olayını arttırdığı yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (62). Parkinson hastalarında uzun süreli L-dopa kullanımının ise bruksizme neden olduğu bilinmektedir (63). Kısa etkili L-dopa, dopamin prekürsör ve D₂ (dopaminerjik) reseptör agonisti kullanımının bruksizmi engellediği, polisomnografik çalışmalarda saptanmıştır (64).

Bruksizm etiyojoloji ile ilişkisi saptanan selektif seratonin geri alım inhibitörlerinin (Selective Serotonin Re-uptake Inhibitor (SSRI); fluoxetine, sertraline) santral dopaminerjik sistem üzerine indirekt etkisi bulunmaktadır (55). Amfetamin, sigara, alkol, kafein gibi çeşitli maddelerin aşırı kullanımının bruksizme neden olduğunu gösteren çalışmalar vardır (65).

2.1.3.2.6. Sistemik Nedenler

Medulla ve ponsu ilgilendiren bozukluklar ve kortikal lezyonlar, intestinal parazitler, nefrit, fel, kore hastalığı ve ocuk felci; hipertiroidi, allerji, sinüzit, mesane bozuklukları ve endokrin bozukluklar; gastrointestinal bozukluklar; magnezyum eksikliği beslenme bozuklukları; serebral palsi; travmatik epilepsi; mental retardasyon (Down sendromu) gibi sistemik etkenlerin bruksizmle ilişkili olduğu düşünölmektedir (66).

2.1.4. Bruksizmin Sınıflaması

Bruksizmin sınıflaması çeşitli kriterlere bağlı olabilir (37):

2.1.4.1. Zaman faktörüne göre yapılan sınıflama

a) Diürnal bruksizm (awake bruxism):

Diürnal bruksizm durumunda istemsiz çene kası kasılması ve dişleri sıkma ön planda olup; dişleri birbirine sürtme ve/veya diş gıcırdatma daha seyrektr. Bu tip genellikle gerginlik ve anksiyete durumlarında ortaya çıkar ve toplumun yaklaşık %20' sinde görölür. Ayrıca bireylerin ağır fiziksel aktivite durumunda veya herhangi bir işe odaklanmaları esnasında oluşur. Su altına dalış yapan yada enstruman alan bireylerde diürnal bruksizm gözlenebilmektedir (67).

b) Nokturnal bruksizm (sleep bruxism):

Nokturnal bruksizm bruksizm tipleri arasında en sık gözleneni olup, uyku ile ilişkili hareket bozukluğu sınıflaması arasında yer almaktadır. Nokturnal bruksizm, Amerikan Psikiyatri Derneği'ne (American Psychiatric Association 2005) göre, uyku bozuklukları ana başlığı altında, birincil uyku bozukluklarından olan parasomnialar grubunun başka türlü adlandırılmayan uyku bozuklukları alt

grubunda yer almakta ve diüurnal bruksizmden farklı olarak değerlendirilmektedir (68). Ayrıca ICSD (International Confederation Sleep Disorder) yapmış olduğu sınıflamada noktural bruksizmi uyku ile ilişkili hareket bozuklukları sınıflamasına dahil etmiştir (69).

Noktural bruksizm toplumun büyük çoğunluğunda devamlı olmasa da sıklıkla görülür. Altta yatan kesin bir nedeni olmadığında birincil ya da idiyopatik olarak sınıflandırılır. Noktural bruksizmin ikincil yada semptomatik formları çok daha sık olarak görülmektedir ve özellikle bu durum sorgulanmalıdır. Özellikle tedaviye dirençli bruksizm olgularında, sekonder durumlar ve altta yatabilecek diğer uyku hastalıkları sorgulanmalı, tanı için gerekli olmamakla birlikte gereklilik halinde polisomnografi gibi ileri incelemeler yapılmalıdır (38). Noktural bruksizmde , uyku sırasında düzenli ya da geçici olarak diş gıcırdatma sesinin duyuluyor olması gereklidir; buna eşlik eden uykuda diş gıcırdatmasına bağlı anormal diş aşınmasının varlığı, sabah çene ağrısı, temporal baş ağrısı, uyanırken çenede kilitlenme ve ağrı gibi klinik şikayetlerin varlığı gerekir. En sık birliktelik gösterdiği durum ilaç kullanımındır (67).

c) Kombine bruksizm (Awake and Sleep): Diüurnal ve noktural bruksizmin beraber gözleendiği durumdur.

2.1.4.2. Etiyolojiye göre yapılan sınıflama

- a) Primer yada idiyopatik bruksizm: Nedeni belirsiz bruksizm
- b) Sekonder bruksizm: İlaç kullanımı ve sistemik duruma bağlı bruksizm

2.1.4.3. Motor aktivite tipine göre yapılan sınıflama

- a) Tonik: 3 yada daha fazla görülen 0.25-2 sn süren daha fazla EMG ataklarıyla karakterize bruksizm
- b) Fazik: 2 sn' den daha fazla süren EMG atağı ile karakterize bruksizm
- c) Kombine: Tonik ve fazik motor aktivitenin bir arada görüldüğü bruksizm

2.1.4.4. Geçmişte yada şimdiki anda var olmasına göre yapılan sınıflama (37)

- a) Past bruxism: Alınan anamnez ve yapılan muayene sonucunda hastada geçmiş dönemde bruksizmin gözlenmesi
- b) Current or present bruxism : Alınan anamnez ve yapılan muayene sonucunda hastada devam eden bruksizmin gözlenmesi

2.1.4.5. Yön faktörüne göre yapılan sınıflama (38).

a) Yatay Bruksizm

Yatay bruksizmin tanısı dişler üzerinde oluşmuş aşınmaların görsel olarak izlenmesiyle yapılmaktadır. Yatay bruksizmi olan hastalarda sağ ve sol protruziv hareketleri çok geniş bir alanda yaparlar. Klinik olarak yatay bruksizmde dişler üzerinde görülen tipik bulgular; kesici dişlerin ön kenarları ve posterior dişlerin bukkal tüberküllerinde görülen aşınmalarla belirlenir. Aşınmalar tüm dişlerin oklüzal ve insizal yüzeylerini kapsayabilir, ilerlemiş vakalarda dikey boyutta azalma olabilir (38).

b) Dikey Bruksizm

Dikey bruksizm varlığında mandibular hareket çok sınırlı (1-2mm) bir alan içinde olduğundan görünümleri yatay bruksizmden farklıdır. Dikey yöndeki bruksizmde görülen ileri derecedeki aşınmalar maksiller santral dişlerin palatinalinde, mandibular santral dişlerin ise labial kısımlarında meydana gelir. Dikey boyutta azalma olmaması karakteristik bulgu olup yatay bruksizmden ayrılmasına yardımcı olur (38).

Bu sınıflamalara ilaveten Davson bruksizmi sentrik ve eksentrik bruksizm olarak sınıflandırılmıştır. Bu sınıflamaya göre:

- a) Sentrik bruksizm: Fiziksel veya emosyonel bir uyarıcı olmadan meydana gelen, normal olmayan diş sıkmasıdır ve çene hareketlerini içermemektedir (70).

b) Eksentrik bruksizm: Alt ve üst çene dişlerinin karşılıklı gelişi güzel yaptığı nonfonksiyonel gezinmelerdir. Bu durum genellikle oklüzal yüzeylerde ciddi aşınmalara ve dişlerin hiper mobilitesine neden olabilmektedir (70).

2.1.5. Bruksizmin Belirtileri ve Tanı Yöntemleri

Bruksizm çoğu kez bireyin ve/veya yakınlarının bu durumun farkında olmamasından yada hekimin bruksizmin klinik semptomlarına dikkat etmemesinden kaynaklı teşhisi çok zor rahatsızlıklar arasındadır. En sık rastlanılan bulgu çiğneme kaslarında ve çene ekleminde hassasiyet, çiğneme kaslarında yorgunluk hissi, birey uyandığında ağız açmasında güçlük ve diş gıcırdatma esnasında oluşan sesler olarak belirtilmiştir (35, 39).

ASDA (Amerikan Sleep Disorder Assosiation 2001) tarafından yapılan geniş kapsamlı tanı kriterleri aşağıda belirtilmiştir (37):

- A) Uyku sırasında diş gıcırdatma veya diş sıkma
- B) Aşağıdaki faktörlerden bir veya daha fazlasının görülmesi
 - Dişlerde anormal aşınmalar
 - Bruksizm nedeniyle oluşan sesler
 - Çiğneme kaslarında oluşan rahatsızlıklar
- C) Polisomnografik aletlerle ölçüm
 - Çiğneme kaslarında uyku sırasında görülen değişimler
 - Epileptik aktivitenin bulunmaması
- D) Anormal kas kasılmalarına neden olacak psikiyatrik veya diğer sağlık sorunlarının bulunmaması
- E) Obstrüktif uyku apnesi gibi uyku bozukluklarının olmaması

Anormal kas kasılmalarına neden olabilecek psikiyatrik ve diğer sağlık sorunları obstrüktif uyku apne gibi uyku bozuklukları ve kas kasılma esnasında epileptik aktivite gözlenmesi gibi durumlar tanı kriterleri dışında tutulmalıdır (37).

Bruksizm teşhisinde genel olarak aşağıdaki yöntemler kullanılmaktadır (71):

1- Anket

2- Klinik bulgular

3- Ağız içi aparey kullanımı

a) Ağız içi aparey aşınmalarının incelenmesi

b) Isırma kuvveti ölçümü

4- Çiğneme Kaslarının Aktivitesinin Elektromyografik Kaydı

a) Taşınabilir EMG kayıt cihazları

b) Minyatür EMG dedektör içeren cihazlar

5- Polisomnografi

2.1.5.1. Anket

Bruksizm şüphesi olan hastaya yöneltilen soruların değerlendirilmesi sürecinde bruksizmin varlığı saptanmaya çalışılır. Anket tek başına teşhis için yeterli ve doğru bilgi vermez. Anket yönteminin avantajı daha geniş kitlelere uygulanabilme kolaylığıdır. Ancak bu yöntem ile bruksizm hakkında alınan bilgiler subjektiftir (38).

Bruksizmin değerlendirilmesi için anket

- Geceleri dişlerinizi gıcırdattığınızı söyleyen oldu mu?
- Sabah uyandığımızda çenenizde yorgunluk hissi oldu mu?
- Sabah uyandığımızda dişlerinizde ve dişetlerinizde acıma hissi oluyor mu?
- Sabah uyandığımızda baş ağrınız olur mu?
- Gün içinde dişlerinizi gıcırdattığınızı fark ettiğiniz oldu mu?
- Gün içinde dişlerinizi sıktığınızı fark ettiniz mi? sorularını içermektedir.

2.1.5.2. Klinik Bulgular

Diş hekimlerinin çoğu klinik gözlemlere göre bruksizmi teşhis etmektedirler. Bruksizmin klinikte çoğunlukla gözlenen bulguları; aile üyeleri tarafından uyku sırasında fark edilen diş gıcırdatma ya da hafif vuruş (tıkırtı, tıkırdama) sesleri, diş

aşınması, istemli sıkımda masseter kas hipertrofisi, çene kaslarında rahatsızlık, yorgunluk ya da gerginlik şikayeti ve özellikle temporal kas bölgesinde baş ağrısı, soğuk havaya ve sıvılara karşı diş hassasiyeti, temporomandibular eklemden ses duyulması ve dil ya da yanak ısırması şeklindedir (37, 72).

Diş aşınmaları, dişin sert dokusunun patolojik yıkımı ile karakterize bir durumdur. Dişlerde görülen aşınma 3 tiptir. Atrizyon, dişlerin birbirlerine sürtünmesi ile oluşan fizyolojik aşınmadır. Atrizyon yutkunma ve dişleri sıkma sonucu oluşur, Bruksizmin görüldüğü olgularda atrizyon daha şiddetli ve hızlı gözlenmektedir. Abrazyon, yabancı cisim ile dişler arasında sürtünme sonucu oluşan aşınma tipidir. Korozyon ise asitlerin etkisiyle dişin sert dokusunda görülen aşınmalardır. Aşırı oklüzal streslerin etkisiyle servikal bölgede oluşan aşınmalar ise abfraksiyon olarak tanımlanmaktadır (73).

Klinik olarak bruksizmde görülen diş aşınmalarının şiddeti 4 bölümde incelenir:

- 1.aşamada; Sadece mine aşınması ve 6 dişten az sayıda dişin etkilenmiş olması,
- 2.aşamada; Mine ve adacıklar halinde dentinin aşınmış olması ve 12 dişten az sayıda dişin etkilenmiş olması
- 3.aşamada; Dentin tamamen görünür durumdadır ve 12 dişten fazlası etkilenmiş durumdadır.
- 4.aşamada; Dişsel aşınma kuron boyunun yarısından fazlasına ulaşmış durumdadır.

Yumuşak doku değişimleri dil kenarlarında diş izleri şeklinde (tongue scallop), yanak mukozasında ise oklüzal düzleme paralel izlenen ısırma çizgisi (linea alba) şeklinde izlenir (74).

Bruksizmi olan hastalarda ekstra oral görünüm tanı açısından yardımcı olabilir. Masseter kas hipertrofileri tek veya çift taraflı olabilir ve bu durumun varlığında bruksizmden şüphelenilmelidir (38).

2.1.5.3. Ağız içi apareylerin kullanımı

Uyku bruksizminde ağız içi aparey (splint) kullanarak tanı konması iki yolla yapılabilir (73):

a) Splintte Üzerinde Oluşan Yüzey Aşınmalarının Değerlendirilmesi:

Splintlerin uyumlanmasından hemen sonra tüm-ark akrilik rezin üzerinde benzer yön ve aynı lokasyonda tekrarlayan aşınmalar gözlemlenmektedir. Uyku bruksizmi aktivitesini ölçmek için tasarlanan ağız içi apareyler 0.51 mm kalınlığında, 2 farklı renkte, 4 tabakadan oluşan polivinil klorid esaslı bir malzemedir. Üst çene alçı modellerine ısı ve basınç yardımıyla preslenip üretilir. Aşınan bölgeler belirli parametrelerle hesaplanır ve bruksizm aktivitesi ölçülmektedir. Fakat bu metotların güvenilirliğini kanıtlayan bir rapor bulunmamaktadır (75).

b) İntraoral Splintle Isırma Kuvvetinin Ölçümü

Uyku bruksizminin değerlendirmesi için splint içine yerleştirilen ve dişlerin apareyle teması sırasında oluşan ısırma kuvvetlerini ölçen ve Intra-splint Force Detector (ISFD) adını verilen bir kayıt cihazı geliştirilmiştir (73, 75).

Isırma kuvvetleri apareyin oklüzal yüzeyinin 1-2 mm altına yerleştirilen ince, deformasyona duyarlı piezoelektrik film ile ölçülmektedir. Geliştirilen bu cihaz piezoelektrik filmin özelliğinden dolayı ani değişiklikleri ölçebilmekte, devamlı sıkma sırasındaki statik kuvvetleri doğru olarak ölçememektedir. Bu nedenle devamlı sıkma sırasındaki kuvveti ölçmekte uygun olmadığı bildirilmiştir (75).

Uyku boyunca ısırma kuvveti ölçümü bruksizmin objektif olarak değerlendirilmesini sağladığı bildirilse de, maliyetine ilaveten kullanım ve yapım problemlerinden dolayı deneysel olarak kullanımı önerilmektedir. Ayrıca, intraoral splintlerin teşhiste kullanılmasındaki en büyük dezavantaj, splint kullanımının orijinal bruksizm aktivitesini değiştirebilmesidir (73, 75).

2.1.5.4. Çiğneme Kaslarının EMG (Elektromyografi) ile Analizi

a) Taşınabilir EMG Kayıt Cihazı

Bruksizmin tanısının konmasında objektif yaklaşım, taşınabilen EMG cihazlarının uyku sırasında kullanılarak kas kasılmalarının ölçülmesidir. Ancak bu yaklaşımın bruksizm tanısının konulmasındaki geçerliliği halen sorgulanmaktadır (76). Tanının kesinleştirilmesi amacıyla EMG cihazını kullanacak hekimlerin;

çiğneme kaslarında uyku sırasında görülen ritmik kas kasılmalarının 1/3' nün bruksizmle ilgili olmadığını hatırlamaları gerekmektedir (77).

B) Minyatür EMG Dedektör İçeren Cihazlar

Nokturnal bruksizmin tanısında daha pratik daha ucuz fakat daha az güvenilir yöntemler geliştirilmiştir. Minyatür EMG dedektör içeren cihazlar (Bite strip) portatif EMG cihazına benzer ve tasarımı basittir, kolay anlaşılır ve uygulanır (73). Bite strip nokturnal bruksizmin klinik tanı ve tedavisinde profesyonel yardım sağlar. Bite strip 5 saatlik uyku periyodu boyunca masseter kasının kasılma sayısını kaydeder. Bu aygıt sol masseter bölgesine yerleştirilir. Üretici firmanın talimatına göre öncelikle masseter bölgesi alkol ile temizlenmeli uygulanacak bölge kendinden yapışkan panel ile kapsanmalı ve 5 saatlik uyku periyodu içerisinde ölçümler yapılmalıdır (78).

2.1.5.5. Polisomnografi

Polisomnografi uykunun kantitatif ve kalitatif değerlendirmesini yapan ,uyku sırasındaki solunum bozukluklarının saptanmasında kullanılan altın standart tanı yöntemidir. Polisomnografi tetkiki ile, uyku sırasında oluşan nörofizyolojik ve fiziksel parametreler belli bir periyotla ,genellikle gece boyunca eş zamanlı ve devamlı olarak kaydedilmektedir (79).

Polisomnografi altın standart olarak kabul edilse de bu konuda bazı problemler bulunmaktadır. En büyük problem uyku ortamının değişmesinin mevcut bruksizm davranışını değiştirebilme olasılığıdır. İkinci problem ise uyku laboratuvarında bir geceden fazla kalınmasının maliyeti arttırmasıdır (80).

Uyku bruksizmini teşhis etmek için kullanılan uyku laboratuvar kayıt sistemleri;

- 1) İki kanal elektroensefalografi ;
- 2) Sağ ve sol elektrookülografi ;
- 3) Elektrokardiyografi ;
- 4) Sağ veya sol masseter ve/veya temporal kasları için EMG;

5) Uyku apnesi ve horlamanın değerlendirilmesi için oronasal hava akımı, solunum eforu ve mikrofon kaydı;

6) Çene yüz hareketlerini belirlemek için ses-görüntü kayıtlarını içermektedir (81, 82).

2.1.6. Bruksizimli bireylerde oklüzal kuvvetler

Bruksizm çiğneme kaslarında eş zamanlı ve çift taraflı kasılmalara neden olup eşdeğer çiğneme kuvvetlerine nazaran daha yıkıcı kuvvetlerdir. Bunun nedenleri arasında lateral hareketler esnasında çiğneme kuvvetlerinin genellikle izometrik olması, kuvvetlerin daha uzun sürmesi ve diş temaslarının stabil olmaması ve eksentrik bileşenlerini içermesi gibi faktörler gösterilmektedir (28).

Bruksizm esnasında saptanan oklüzal kuvvetler çeşitlilik göstermesine rağmen normal bireylerde gözlenenenden çok daha yüksek değerler görülmektedir. Bruksizmi olan hastalarda yapılan çalışmalarda maksimum ısırma gücünün erkek hastaların molar dişlerinde 911 N (Newton) kadın hastaların ise 569 N olduğu saptanmıştır (83). Yapılan bir başka çalışmada bu değerlerin 365 N olduğu bildirilmiştir (84). Attanasio (39), çiğneme kuvvetlerinin normal bireylerde yaklaşık 175 psi olduğunu, bruksizme sahip bireylerde ise ortalama kuvvetin 300 psi' ye kadar çıkabileceğini bildirmiştir.

Araştırmalar diüurnal bruksizmde oluşan yüklerin nokturnal bruksizmden farklı olduğunu göstermektedir. Bununla ilgili yapılmış bir çalışmada nokturnal bruksizm esnasında maksimum çiğneme kuvveti 415 N, diüurnal bruksizm esnasında oluşan maksimum çiğneme kuvveti ise 775 N olarak belirtilmiştir (85).

Besinleri çiğneme işlemi esnasında dişlere yaklaşık olarak 80 kg' lık yük gelmesine karşın, parafonksiyon esnasında kuvvetleri absorbe edecek besin olmamasından kaynaklı ve bu durumun bilinçsiz oluşundan kaynaklı çiğneme kuvvetlerinin 136 kg' nin üzerine çıkabileceği belirtilmektedir (85).

Uzun süre bruksizm görülen bireylerde kaslar göreceli olarak daha kuvvetli ve hipertofik hale gelmektedir. Bu durum, aşırı yüklemelerde bile ağrı veya yorgunluk eşiğinin yüksek olması ile sonuçlanmaktadır (28).

Araştırmalarda farklı bulgular elde edilse de tüm çalışmaların keşiştiği nokta posterior bölgede çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu görüşüdür. Çiğneme esnasında posterior diş kaybı olan bireylerde proprioseptif koruma mekanizmasında azalma olduğundan, posterior diş kaybı olan bruksizmlili bireylerde kalan dişlere iletilen yüklerin daha fazla olduğu ileri sürülmüştür (86, 87).

2.2. İmplantlar

2.2.1. İmplantolojinin Tanımı ve Tarihçesi

Dental implantlar kaybedilen diş dokusunun yerini alarak kemiğe yerleştirilen biyolojik olarak uyumlu malzemeler olarak isimlendirilmektedir (88).

Tarihte dental implantlarla ilgili ilk bilgiler binlerce yıl öncesine dayanmakta olup; Çinde M.Ö. 3210 yıllarındaki Chin-Nong ve M.Ö. 2637 yıllarındaki Hon-Ang-Tu dönemlerinde yazılmış olan kayıtlardaki diş transplantasyonları ve reimplantlarla ilgili bilgilerdir (89).

Avrupa ve Amerika'da yapılan antropolojik keşifler sonucunda ; insan ve hayvan dişleri, kemik parçaları, fildişi ve inci içeren homolog veya alloplastik materyallerin kullanılmasıyla kaybedilen dişlerin yerine yerleştirme girişimleri implantolojinin temelini çok eski dönemlere dayandığını göstermektedir. Honduras'ta yapılan arkeolojik kazılar sonucunda bulunan M.S. 600 yıllarında Maya medeniyetine ait olduğu düşünülen bir mandibula kalıntısında 3 adet diş formunda deniz kabuğu kesici dişlerin yerine implante edildiği görülmüştür (90). Çeşitli materyallerin dişlerin yerine konulmasındaki amacın fonksiyondan daha çok estetik amaçla kullanıldığı görülmektedir (30, 88).

İlk dental implant 19. yy' ın başında Maggiolo tarafından altından üretilmiştir ve implantın morfolojisi diş köküne benzeyen vida tipi implant şeklindedir. İlerleyen yıllarda gümüş, platin, guta-perka, lastik ve porselen gibi çeşitli materyallerden oluşan implantların üretimi de yapılmıştır (91). Bu implantlar diş çekimi yapıldıktan sonra doğrudan alveol soketine yerleştirilmiştir. Lokal anesteziklerin kullanılmaya başlanması ile ilk olarak implant yuvası hazırlanmaya başlanarak implantolojiye

farklı bir boyut kazandırılmıştır. Bu dönemde birçok implant denemesi yapılmış ve çoğu başarısızlıkla sonuçlanmıştır (92).

İlk dental implant patentini 1908 yılında ABD' de Greenfield almış ve üst çene premolar bölgesine platin-iridyum alaşımlı implantı yerleştirmiştir (93). 1939 yılında Strock ilk defa diş hekimliği alanına girmiş olan Kobalt-Krom-Molibden (Vitalyum) alaşımından üretilen dental implantlarla ilgili yaptığı çalışmaları yayımlamıştır (90, 94). Ayrıca Strock endodontik pinlerle ilk endodontik implant uygulamasını da yapmıştır (94).

1940 yılında Dahl subperiostal implantları uygulamış ancak diş hekimliği alanında ilgiyle karşılanmamıştır. Daha sonraki yıllarda subperiostal implantların Gershkoff ve Goldberg gibi araştırmacılar tarafından kullanılmasıyla bu implantlar yaygınlaşmaya başlanmıştır (90). Aynı yıl Bothe ve ark. tarafından kedi femurları üzerinde yapılan çalışmalarda implantın yapısında Vitalyum, alüminyum, saf titanyum, paslanmaz çelik gibi farklı metallerin kullanımıyla implantın kemiğe bağlandığı bildirilmiştir (90).

1960' lı yıllarda Branemark tarafından yapılan çalışmalar sonucunda titanyumun dişetinde herhangi bir reaksiyon oluşturmadığını ve kemik dokusu ile tamamen uyum sağlayarak, dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceği ortaya konulmuştur. 1967 yılında blade tipi implantların kullanımı yaygınlaşmıştır. Ancak 1970' li yıllarda farklı tasarımlarda implantlar üretilmeye başlanmış ve implantların iyileşme zamanı uzatılmıştır (95).

1977 yılında Amerika' da Linkow Blade implantları özellikle atrofik, bıçak sırtı şeklinde rezorbe olmuş çene kemiğinde kullanmış ve Blade implantlar tüm dünyada yaygınlaşmıştır. Ancak daha sonraları kök formunda titanyum implantların yüksek başarı oranları karşısında Blade implantların kullanımı terk edilmiştir (96).

Gelişen teknoloji ile beraber tüm bu çalışmalar günümüzde de devam etmekte ve her gün dental implantoloji alanında yeni araştırmalar yapılmaktadır.

2.2.2. Dental İmplantlarda Sınıflama

Mish 1999 sınıflamasında (90), dental implantları kemik ile olan ilişkilerine göre;

- a) Endosteal implant (Kemik içi)
- b) Subperiosteal implant (Kemik üzeri)
- c) Transosseal implant (Kemik boyunca) olarak sınıflandırmıştır.

Dental implantolojide en sık olarak kullanılan implant tipi kemik içi implantlardır. Bu sınıflamaya ilaveten endodontik ve intramukozal implantlar da bulunmaktadır (97).

Aşırı kemik rezorpsiyonu görülen vakalarda submukozal alveol kreti üzerine yerleştirilen implantlar subperiostal implantlar olarak isimlendirilmektedir. Dişlerin kök kanallarından alveolar kemiğe ulaşan ve dişin stabilizasyonunun sağlanması amacıyla kullanılan implant tipi ise endodontik implantlardır. İnamukozal implantlar, adından da anlaşılacağı gibi mukoza içerisine yerleştirilirler. Bu implantlar hareketli protezlerin tutuculuğuna katkıda bulunmayı amaçlamaktadır. Transosseal implantlar ise alt çene kemiğini alt kenarından girerek dikey olarak geçen ve mukozadan çıkan implant tipidir (28).

İmplant uygulamalarında en yaygın kullanım alanı bulan kemik içi implantlar; endosteal implant, endosseoz implant, periostal implant, gibi isimlerle de anılmaktadır. Bu grup implantların dört alt tipi bulunmaktadır (28):

1. Yivli kök formunda implantlar
2. Düz yüzeyli kök formunda implantlar
3. Blade tipi implantlar
4. Ramus implantları.

Günümüzde çoğunlukla vida tipi implantlar kullanılmaktadır. Vida tipi implantlarda; kemik, mekanik tutunma sağlayan vida yivlerine doğru büyüme gösterir. Bu tip implantlarda, diğer implant tiplerine göre daha iyi primer stabilizasyon sağlanmaktadır (98).

2.2.3. İmplant Üstü protezler

Tek diş eksikliğinden total dişsizliğe kadar kullanım endikasyonu olan dental implantların uygulanması sonucunda hastaya uygulanabilecek protez seçenekleri çeşitlidir. En çok kullanılan implant üstü protez sınıflaması 1989 yılında Misch tarafından yapılmıştır. Bu sınıflamaya göre (99);

SP-1: Sabit protez, sadece kuron yerine konmaktadır. Sabit protez doğal diş görünümündedir.

SP-2: Sabit protez, kuronun ve kökün bölümlerinin yerine konmaktadır ve kuron konturu servikal yarıda hiper konturludur.

SP-3: Sabit protez, dişsiz bölgede eksik kuron gingival kısım ve kökün bölümlerini kapsar. Kuron servikal yarıda hiper konturludur.

HP-4: Hareketli protez, sadece implantlarla desteklenen overdenture protezlerdir.

HP-5: Hareketli protez, hem implant hemde yumuşak doku tarafından desteklenmiş overdenture protezlerdir.

2.2.4. Osseointegrasyon

İmplant uygulamalarında uzun dönem başarıyı etkileyen pek çok faktör olmasına rağmen kemik miktarı ve kemiğin yoğunluğu uzun dönem başarıda diğer faktörlere oranla çok daha fazla önem arz etmektedir. Osseointegrasyon Latince os (kemik) ve integrate (birleşmek) kelimelerinden türemektedir. Osseointegrasyon için çeşitli tanımlamalar yapılmıştır. Branemark (100), osseointegrasyonu kemik ve implant yüzeyi arasında meydana gelen direkt yapısal ve fonksiyonel ilişki olarak tanımlamıştır. Zarb (101), alloplastik materyallerin fonksiyonel kuvvetler sırasında kemik ile asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi işlemi olarak tanımlamıştır.

- Osseointegrasyonun başarılı olması için implant materyalinin;
- Biyolojik uyumluluğu
- İmplantın şekli ve yüzey özellikleri
- Kemiğin durumu ve kullanılan cerrahi teknik
- İmplantın primer stabilitesi

- Yükleme koşulları önem taşımaktadır (102).

2.2.5. Oklüzal Yük-Osseointegrasyon ilişkisi

Dental implantların aşırı yüklenmesinin, marjinal kemik ve osseointegrasyon kaybına neden olup olmayacağına dair düşünceler bir tartışma konusu olmaya devam etmektedir. Etik nedenlerden ötürü aşırı yüklenmiş implantların başarısını değerlendiren klinik kontrol denemeleri ile ilgili çalışmalar yapılamamaktadır (102, 103).

Bruksizmin etiyolojisi, tanısı ve tedavisi konusunda artan bilgi birikimine rağmen, bruksizmi olan hastalarda implant tedavisi konusu hala tartışmalıdır. Bu nedenle bruksizimli hastalarda implant tedavisi yönetimi bilimsel verilerden çok uzman görüşlerine dayalıdır (10, 103).

Başarılı bir implant tedavisi için en önemli faktör, implant ve kemik arasında doğrudan bir bağlantının olduğu osseointegrasyonun varlığıdır. İmplantların % 2-6'sı erken yükleme hataları nedeniyle zarar görebilmektedir ve bunun sonucu olarak başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir (104, 105). Osseointegrasyon normal fonksiyonel yük altında, dental implantın etrafında, oklüzal yük dengeli bir şekilde dağıtıldığında geliştirilir. Kemiğin yeniden modellemesi için bir miktar gerginlik gereklidir. Bu "kararlı durumda" kemik hasarı kemik onarımı ve yeni kemiğin birikimi ile dengelenir. Bununla birlikte, gerginlik seviyesinin artmaya devam etmesi, kemiğin rezorpsiyonuna ve nihayetinde kemik fraktürüne yol açabilir. Bu kararlı durum; dokuların lokal yapısal özelliklerine yük türüne, hormonlar, ilaçlar ve vitaminler gibi sistemik faktörlere bağlı olarak değişebilir (106). Maymunlar üzerinde yapılan bir çalışmada 3400 ile 6600 mikrostrain düzeyinde bir gerilmede implantların çevresinde osseointegrasyon meydana geldiği gösterilmiştir. Bununla birlikte net kemik kaybının, eşiğin 6700 mikrostrain sonrasında gerçekleştiği belirtilmiştir (107).

Aşırı yükleme, osteointegre implantlarda bile başarısızlığa sebep olabilir (20). Bundan dolayı, implant tedavisinde yüksek başarı oranlarını yakalamak için, aşırı oklüzal yüklere karşı önlem alınması gerekmektedir. İmplant destekli protez kullanan bruksizimli hastalarda, implantların aşırı yüklemeye maruz kalacağı ve bu aşırı

yüklerin osseointegrasyonu ve mekanik bileşenlerinin bütünlüğünü olumsuz etkileyeceği ortak görüşü mevcuttur (10, 103, 108).

Aşırı yüklenmiş dental implantlarda biyolojik veya biyomekanik komplikasyonlar oluşabilmektedir (10, 20). Biyolojik komplikasyonlarla erken ve geç dönemde karşılaşılabilmektedir (109).

Erken dönem başarısızlık durumunda osseointegrasyon yetersizdir ve implantlar genellikle protetik yükleme öncesi kaybedilir. Geç dönem başarısızlık durumunda ise, osseointegrasyon sonrası patolojik kemik kaybı oluşmaktadır (110). Yine bu tür aşırı yüke bağlı olarak görülen mekanik komplikasyonlar; implant kırıkları, bağlantı vidasının ya da abutment vidasının gevşemesi veya kırılması, overdenture yapı komponentlerinin kaybedilmesi veya aşınması, üst yapı porseleninin ya da akrilik dişlerin aşırı aşınması şeklinde belirtilmektedir (20, 111).

2.2.6. İmplant Biyomekaniği

Dental implantların başarı oranları pek çok çalışmada yüksek oranlarda bildirilmiş olsa da erken yada geç dönem implant kayıpları halen kaçınılmazdır (112). Dental implantların kısa ve uzun dönem başarısında implantı etkileyen biyomekanik faktörlerin önemi büyük oranda bulunmaktadır. Bu faktörler arasında gerilmenin implant başarısında etkin rol oynadığı konusunda fikir birliği vardır (20, 113).

İmplantlardaki gerilmeleri biyomekanik olarak etkileyen başlıca faktörler; uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü, implant dizaynı ve mekanik özellikleri, protez tipi ve kullanılan materyal, destek implantların sayısı, çapı ve uzunluğu, implantın kemik içindeki konumu, implant abutment bağlantı tipi, karşı dental arkın dişsel durumu, kemik kalitesi, kantilever kullanımı, üst yapının sabitlenmesi ve oklüzal faktörler olarak sıralanabilir (88, 112, 114).

2.2.6.1. Uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü

Fonksiyonel kuvvetlerin uygulanması implant protez kompleksindeki basma ve germe gerilimlerini arttırmaktadır. Bu gerilmeler implantların etrafındaki kemik şekillenme sürecini etkilemektedir (88). Günümüzde yapılan çalışmalarda çene

kemiğinin fizyolojik tolerans limiti bilinmemekle birlikte implant kayıpları yüksek gerilim değerlerinin karşılanamaması nedeniyle gerçekleşebilir (20, 113).

İmplantın aşırı yüklenmesinin implant başarısızlığına neden olduğu belirtilmektedir. Aşırı yüklenmeler ile implantı çevreleyen kemikte aşırı deformasyonlar oluşur. Aşırı yükleme sonucu kemiğin tolerans sınırının aşılmasıyla kemik-implant ara yüzünde mikro çatlaklara neden olur. Aralıklarla tekrar eden kuvvetler, aşırı yüklenme sonucu kemik dokusu içinde mikro çatlakların oluşmasına neden olunurken, sürekli düşük kuvvetlerin uygulanması sonucunda da yorgunluk kırığı oluşur (88).

Oklüzal kuvvetlerin neredeyse hiç biri implantın uzun aksına dik olarak gelmez. Oluşan oklüzal kuvvetler farklı yönlerden ve farklı sıklıklarla meydana gelir. Bu durumda tam bir aksiyal yükleme sağlanamaz ve kuvvetin yönü, bir kaldıraç kolu oluşturacağından klinikte tepki kuvvetlerine ve eğilme momentlerine neden olur. Eğilme momenti, oklüzal tabla ve implant arasındaki klinik mesafe ile kuvvetin çarpımıdır. Dikey boyut arttıkça eğilme momentide doğru orantılı olarak artar (115).

İmplant ve çevre kemikteki kuvvetin büyüklüğünü; İmplantın şekli ve geometrisi, implantın sayısı, implantın uzunluğu, implantın çapı ve açısı, dental arkta implantın yerleşimi, protezin tipi ve geometrisi, protez materyali, üst yapının stabilizasyonu, kemik yoğunluğu, hastanın yaşı ve cinsiyeti, beslenme alışkanlığı, proteze gelen oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü, karşı dental arkın dişsel durumu gibi pek çok faktör etkilemektedir (28, 88, 116).

2.2.6.2. İmplant dizaynı ve mekanik özellikleri

İmplantın yüzey morfolojisi ara yüzdeki basma ve germe gerilim büyüklüğünü kontrol eder. Eğer yüzey pürüzlü ise oklüzal kuvvetlerin kemiğe iletilmesinde kullanılan toplam yüzey artar. Böylece implant çevresinde daha az basma ve germe gerilimleri elde edilmiş olur (117).

İmplant yivleri; primer stabilizasyonu en üst seviyeye çıkarmak, yüzey alanını arttırmak ve gerilmelerin kemik-implant arayüzünde dağılımını sağlamak üzere

tasarlanmışlardır. Yivin şekli, derinliği ve yivler arası mesafe parametreleri, implantın fonksiyonel yüzey alanı üzerine etki etmektedir. Yiv sayısı arttıkça yüzey alanı da artacağından implant çevresinde daha az basma ve germe gerilimleri olacaktır (28).

2.2.6.3. Uygulanan protez tipi ve kullanılan materyal

Protez tipi ve kullanılan materyal implanta gelen yükün miktarını etkiler. Simante edilen implant destekli kuron- köprü protezlerde vida boşluğu olmadığı için oklüzyon aksiyal yüklemeye ihtiyacı karşılayacak şekilde ayarlanabilir. Vida bağlantılı ve overdenture protezler, simante edilen implant destekli protezlerle kıyaslandığında; oklüzal çiğneme kuvvetleri ile gelen baskı kuvvetlerinde azalma, abutment etrafındaki eğilme momentinde artma gözlenir (88). Kullanılan protez materyalinin kuvveti absorbe etme özelliği aşırı oklüzal kuvvetlere karşı etkili olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (98, 100).

Dental implant kullanımının ilk zamanlarında akriliğin esneme özelliğinden dolayı aşırı oklüzal kuvvetlerin negatif etkilerine ve kemik implant ara yüzeyindeki mikro kırılmalara karşı koruyucu özelliklerinden dolayı yoğun olarak kullanılmaktaydı (88, 100, 118). Altın ve porselen malzemeler, kuvveti absorbe etmemelerine rağmen sıklıkla kullanılmaktadır. Oklüzal yüzeyi, akrilik rezin yada porselen olan sabit implant üstü protez kullanılan hastaların incelendiği bir çalışmada, çiğneme kuvvetleri incelenmiş ve akrilik ve porselen dişler arasında, oklüzal yüklere direnç gösterme açısından belirgin derecede fark bulunamamıştır (119, 120).

Bruksizm hastaları için implant üstü protezlerde tercih edilen restoratif malzemeler ile ilgili pek fazla bilgi olmamasına rağmen, bazı klinisyenler, özellikle maksiller ikinci büyük azı diş bölgesinde, metal-seramik yerine tam metal restorasyon kullanılmasını tercih etmektedirler. Son yıllarda tüm bu materyal seçeneklerinin arasına zirkonyum da eklenmiştir (121, 122). Ancak bruksizimli bireylerde uygun protez malzemesinin seçimi halen tartışma konusudur ve implantın başarısında malzemenin fazla etkili olmadığına dair genel bir kanı bulunmaktadır (119, 123).

2.2.6.4. İmplantların çapı, sayısı ve uzunluğu

İmplant çapı, sayısı ve uzunluğu hem kuvvetin iletimi hem de bunun sonucu implant ve çevre dokularda oluşan stresin dağılımını etkiler. İmplant sayısı, uzunluğu ve çapının artması özellikle eğilme kuvvetlerine karşı implantların biyomekanik özelliklerini artırır (15, 88, 118). İmplant uzunluğunu arttırılması bir noktaya kadar başarı oranını etkilemektedir. Bu durum belli bir uzunluğun üzerinde doğru orantılı olarak devam etmemektedir. Kemiğin aşırı ısınması riski göz önüne alındığında 13 mm'den uzun implantlardan kaçınılması önerilmektedir (124).

İmplantlar doğal diş çene kemiği içinde gibi hareket edemezler. Doğal dişlerde krun/kök oranı proteze ve dişe gelecek stres açısından belirleyici bir etken olmasına rağmen implantlar doğal dişlerde olduğu gibi baskı altında apikal 2/3'te koruyucu rotasyonel hareketler yapmadığından implantlarda oluşacak stresler daha çok krestal bölgede yoğunlaşmaktadır. Bu sebeple implantın uzunluğundan çok çapı daha önemlidir. Çok üyeli sabit protezlerde krestal stresleri azaltmanın yolu implant sayısını arttırmaktır (15, 88, 90, 118).

2.2.6.5. İmplantın kemik içerisindeki konumu

İmplantın kemik içerisindeki konumu ve açılanması implanta gelecek olan yükleri etkilemektedir. Buna göre 1 mm'lik sapmanın normalden % 15 fazla devrilme momentine neden olduğu bildirilmiştir. Dikey yönde 1 mm derinde olan bir implantta oluşacak devrilme momentinin ise % 4 artacağı bildirilmektedir. İmplantın yerleşiminin oklüzyon düzlemine dik olması gerekir iken uzun aksının 10° sapma göstermesi implant ve protez üzerindeki yükleri % 5 arttırmaktadır. İmplant üstü restorasyonun tüberkül eğimindeki 10°'lik değişimin dahi implant ve protez üzerindeki yükleri % 30 arttıracığı bildirilmiştir (125).

2.2.6.6. Karşı dental arkın dişsel durumu

Karşılıklı doğal dişlerde prematür kontaklar proprioseptif reseptörlerle 20 µm'lik mesafede algılanırken; bu durum implant restorasyonlarında implantlarda bulunan osseopersepsiyon mekanizması, prematür kontakların 64 µm'lik mesafede algılanmasını sağlamaktadır (90, 126). Dişler ve implantlar tarafından gönderilen

algının karakteri de farklıdır. Doğal dişlerde hızlı ve keskin ağrı hassasiyeti oluşurken implantlarda yavaş ve künt ağrı hissedilmektedir (126). Bu nedenle implant üstü restorasyonlarda oluşacak prematür kontaklar ve oklüzal çatışmaların önlenmesi, oklüzal ilişkilerin dikkatli bir şekilde düzenlenmesi önemlidir. Aşırı uzun kanatlar, parafonksiyonel hareketler, aşırı prematür temaslar, geniş oklüzal tabla, tüberkül eğimlerinin fazla olması, düşük kemik yoğunluğu, yetersiz sayıda implant gibi faktörler oklüzal algı düşüklüğünden dolayı implant üstü protezlerde aşırı yüklemeye sebebiyet verebilmektedir (127).

2.2.6.7. İmplant-abutment bağlantı tipi

İmplant-abutment bağlantıları internal veya eksternal tipte olabilmektedir. İnternal bağlantıların günümüzde daha çok tercih edilmelerine rağmen eksternal implantlar halen üretilmektedir. Özellikle Nobel Biocare firması Branemark'ın ilk implant dizaynını çeşitli modifikasyonlarla üretmeye devam etmektedir (126). İnternal ve eksternal bağlantı tasarımına sahip implantlarda oluşan gerilimlerin dağılımı incelendiğinde internal bağlantıda oluşan gerilimlerin eksternal bağlantıya oranla daha geniş alana yayıldığı görülmüştür. Eksternal bağlantıda gerilimlerin köşelerde yoğunlaştığı gözlenirken açığa çıkan gerilim miktarında internal bağlantıda görülenden fazla olduğu tespit edilmiştir (128).

Platform switching tasarımı implant üzerinde oluşan stresin miktarını etkilemektedir. Platform switching tasarımlı dental implantların biyomekaniği incelendiğinde protetik yükleyici kuvvetlerin kemik-implant ara yüzüne % 10 oranında daha az iletildiği ortaya çıkmıştır (129).

2.2.6.8. Kemik kalitesi

Kortikal kemiğin kalınlığı ve trabeküler kemik yoğunluğu kemik kalitesini belirleyen önemli kriterlerdir. Mandibular ön bölgede kortikal kemik kalın ve trabeküler kemik yoğun olduğu için bu bölge implant yerleşimi açısından idealdir. Bu nedenle en olumsuz şartları sağlayan kemik bölgesi üst çene arka bölge olarak bilinmektedir (130).

2.2.6.9. Üst yapının stabilizasyonu

İmplant üstü sabit protezlerde abutmentların splintlenmesi porselenin chipping olayını azalttığından önerilmektedir. Böylece sistemdeki gerilmeler azalacak ve kuronların marjinal kenarlarında destek artacağından dolayı kuron üzerinde makaslama kuvvetinden ziyade baskı kuvveti oluşacaktır (90).

2.2.6.10. Kantilever kullanımı

Mesial veya distal yönde yapılan kantilever kullanımı biyomekanik olarak kuvveti arttırıcı işlev görürler ve vida gevşemesinden kemik kaybına ve implant ve protetik parçalarda komplikasyonlara kadar birçok soruna neden olabilmektedir (90). Yapılan çalışmalarda kantilevere gelen yüklerin en yakındaki abutment tarafından karşılandığı konusunda ortak görüş bulunmaktadır (106). Kantilever kullanılan restorasyonlarda en sık rastlanılan komplikasyon abutmentta görülen desimantasyon durumudur. Bunun nedeni olarak simanın germe kuvvetlerine baskı kuvvetlerine olduğundan yaklaşık 20 kat daha az dirençli oluşu gösterilmektedir (28).

2.2.6.11. Oklüzal faktörler

İmplant üstü protezlerde moment etkisini azaltmak için implant üstü protezlerde dar oklüzal tabla kullanılmalı ve tüberküller olabildiğince sığ hazırlanmalıdır. Kuron boyunun uzun olması kuron/implant oranını arttırarak devrilme etkisi yapabileceğinden mümkün olduğunca kısa tutulmalıdır. Bununla beraber oklüzal temasların merkezi temaslar şeklinde olmasına özen gösterilmesi gerekmektedir (106).

Belirtilen etkenlerin dışında hastaya bağlı bazı faktörler de implant üstü protezlerde başarıyı etkileyebilmektedir. Bu faktörler arasında en önemlilerinden biri parafonksiyonel alışkanlıklardır. Parafonksiyon varlığında tedavi planlaması bu durumun etkilerini azaltmaya yönelik olmalıdır.

2.2.7. Bruksizimli bireylerde implant uygulamaları

Parafonksiyonel alışkanlığa sahip bireylerde oluşan kuvvetler fizyolojik sınırları aşacak yükseklikte olabilirler. Çiğneme sistemi üzerinde yıkıcı etkisi olan

parafonksiyonel alışkanlıklar arasında en sık gözlenenin bruksizm olduğu bildirilmiştir (10, 20, 82).

Bruksizm alışkanlığına sahip bireyler, kuvvetlenen kaslar nedeniyle daha büyük çiğneme kuvvetlerine sahiptirler. Sıklıkla tekrarlayan bruksizm atakları implantlar üzerinde birikmiş bir yorgunluğa yol açarlar (28).

Bruksizm genellikle dental, periodontal ve kas-iskelet dokular için zararlı sonuçları olan bir klinik problem olarak düşünülmüştür. Bu düşüncenin sonucu olarak bruksizmin, dental implant tedavisi için kontrendikasyon olarak görülmesine neden olmuştur. Ancak bu görüşün kanıtı genellikle klinik deneyime dayanmaktadır (10). Bundan dolayı pek çok araştırmacı toplumda büyük sıklıkta görülen bruksizm varlığında implant uygulamalarının planlanabileceğini savunarak, bruksizm varlığında önemli olanın alınması gereken önlemler üzerine yoğunlaşmak olduğunu kabul etmişlerdir (20, 55, 67).

Bruksizmi olan hastalarda bu alışkanlığın tedavisi dışında alınabilecek öneriler;

- İmplant sayısını ve boyutlarını arttırmak
- Oklüzyon ve artikülasyona ait düzenlemeler yapmak
- Protetik üst yapıda şok emici materyaller kullanmak
- Gece plağı kullanımını sağlamak
- İmplant uygulaması öncesinde çiğneme kaslarına botulinum toksini uygulanması şeklindedir (10, 28, 131).

Bruksizme sahip bireylerde implant sayısını arttırmanın biyomekanik faydaları daha fazla önem kazanmaktadır. Ancak bu durumun da maliyeti arttırma gibi dezavantajı bulunmaktadır. Mekanik olarak implantların birbirine bağlanması daha iyi kuvvet dağılımı sağlayarak implant ve çevre dokularda gerilmeleri azaltacaktır. Genel implant biyomekaniğinde implant çapında ve boyundaki artışlar için geçerli olan kurallar bruksizm alışkanlığına sahip bireyler için de gerekli olmaktadır (20). İmplantın boyutları sadece kemiğe iletilen gerilme miktarını uygun hale getirmez aynı zamanda implantın kırılmalara karşı direncini arttırmada da etkilidir (20, 132, 133).

Şiddetli bruksizme sahip bireylerde eksternal hex bağlantıya sahip implantların kullanımı önerilmektedir. İnternal hex tasarımı daha büyük iç çapa sahip olmasından dolayı aynı boyutlarda eksternal hex tasarıma sahip bir implanta göre %40 oranında daha zayıf olacaktır (20, 88).

Lateral kuvvet bileşeni yüksek olan bruksizm hareketlerine karşı oklüzal temas noktaları olabildiğince merkezi yerleşim göstermeli, tüberküller de oldukça sık hazırlanmalıdır. Oklüzal tablayı üst çenede palatinalden veya alt çenede bukkalden daraltmak lateral kuvvetlere karşı koruma sağlayacak, çiğneme kuvvetlerini azaltacak ve dil ve yanaklara yeterli alan sağlayacaktır (20, 127).

Horizontal olarak gözlenen bruksizmde ön bölge dişlerin kesici kenarlarında ve üst çene arka bölge dişlerin bukkal tüberküllerinde aşırı aşınmalar gözleendiğinden dikey boyutta ve overbite miktarında azalmalara sebep olmaktadır (38). Horizontal bruksizme sahip bireylerde dişlerde aşırı aşınmalardan kaynaklı mandibulada geniş gezinme alanı oluşacağından oldukça sık anterior rehberlik açısı verilmesi gerekmektedir (134).

Vertikal olarak gözlenen bruksizmde dar oklüzal tablanın varlığı söz konusudur. Ön bölge dişlerin kesici kenarlarında yaygın aşınmalar gözlenmemekle beraber mandibular hareket aralığı birkaç milimetre ile sınırlıdır. Bu durumda daha ziyade üst çene anterior bölge dişlerinin lingual eğimleri ile alt çene anterior bölge dişlerinin labial eğimlerinde aşınma gözlenmektedir. Aşınma alanlarının genellikle ön bölgede sınırlanmış olmasından dolayı dikey boyutta azalma olmaması karakteristik özelliktir (38). Ön bölgede dişler oklüzal temasları korumak üzere uzama gösterirler ve bu durumun sonucunda estetik problemler oluşabilir. Vertikal bruksizimli bireylerde ön bölge dişlerin restorasyonunda fonetik sorunlara neden olmamak için dikey boyutun aşırı arttırılmasından kaçınılması gerekmektedir (28, 38, 134).

Bruksizm hastaları için implant üstü protezlerde tercih edilen restoratif malzemeler ile ilgili pek fazla bilgi yoktur. İmplant-kemik ara yüzünü korumak amacıyla, üst yapının oklüzal temas bölümünde, şok emici malzeme kullanılması önerilmektedir (20, 118, 120).

Oklüzal yüzey materyali olarak akrilik rezin yada porselenden oluşan sabit implant üstü protez kullanan hastalar incelendiğinde; akrilik ve porselen arasında, oklüzal yüklere mukavemet gösterme açısından belirgin fark görülmemiştir (119). Başka bir çalışmada, oklüzal yüzey materyali olarak kompozit rezin yerine porselen kullanımının, implantların marjinal kemik yüksekliği üzerinde etkisinin olmadığı bildirilmiştir (120).

Overdenture gibi hareketli implant üstü protezlerde, akrilik dişler çok fazla tercih edilirler. Resin içerikli poliamid, polimetilmetakrilat veya poliüretan gibi biyomateryaller de implant üstü protez yapımında kullanılmaktadır. Resin içerikli bu polimerler, yüksek esneklik özellikleri ile periodontal ligamentlerin mikro hareketliliğini taklit edebilme gibi avantajlara sahiptir. Ancak polimerlerin zayıf mekanik ve biyolojik özelliklerinden dolayı kullanım alanları sınırlıdır (119).

PEEK (Polietereterketon) materyalinin mekanik özelliklerinin test edildiği çalışmaların sonuçlarına göre bu materyalin brüksizmi bireylerde protez yapımında kullanılabilir bir alternatif materyal olabileceği düşünülmektedir. Zirkonya, metal seramik ve PEEK malzemelerinden imal edilen protezler mekanik teste tabi tutulmuş, kompozit ile kaplanmış PEEK materyalinin, oklüzal kuvvetlere metal seramik veya zirkonya restorasyonlara kıyasla daha düşük kırılma mukavemetine (1430 N) sahip olduğu, fakat tüm implant destekli üç üyeli sabit restorasyonların molar bölgedeki ısırma kuvvetlerine hatta parafonksiyonlara (880 N) karşı dayanıklı oldukları tespit edilmiştir (135). Maksimum çiğneme kuvvetlerine kıyasla, PEEK materyali testler sırasında 1200 N' na kadar olan dayanım değerlerine ulaşmıştır (136).

Zirkonyum oksit alt yapılı seramiklerin, yapılan laboratuvar çalışmalarında mekanik özelliklerin artmasından kaynaklı brüksizme bağlı diş aşınmalarının tedavisinde kullanılabilir olduğu düşünülmüş ancak yapılan çalışmalarda zirkonyum oksit alt yapılı sabit protezler ile yapılan restorasyonlarda artmış oklüzal kuvvetlerin varlığında chipping olayının en sık gözlenen mekaniksel komplikasyon olduğu görülmüştür (137, 138).

Günümüzde kullanımı artmaya başlayan monolitik zirkonyumun üstün mekanik özellikleri, aşınma direncinin diş çok yakın olması, feldspatik porselenlerde görülen karşıt diş aşındırmasının olmaması, veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında görülen “chipping” denilen kopma ve kırılmalarla karşılaşılmasından dolayı klinik endikasyon sahası gittikçe genişlemiş ve bruksizimli bireylerde bir tedavi alternatifi olabileceği düşünülmektedir (139).

İmplant destekli hareketli protez planlanmış hastalarda ise bruksizmin zararlı etkileri geceleri protezin çıkarılması ile azaltılabilmektedir (38). Sabit protezler için benzer bir önlem mutlaka gece plağı kullanımı ile alınmalıdır. İmplant destekli restorasyonlar ile ilgili olarak, bruksizm hastalarında koruyucu oklüzal splint kullanmayanlarda kullananlara kıyasla porselen kırıklarının görülme sıklığının daha yüksek olduğu bildirilmiştir (140).

Oklüzal yükleri azaltmak amacıyla botulinum toksini uygulamaları bruksizimli hastalarda bir alternatif olarak düşünülmüştür. Botulinum toksini uygulamasının avantajları; kas aktivitesinin zayıflamasına ve dental implant üzerinde koruyucu bir rol oynaması, oklüzal güçleri azaltması ve kontrol etmesi, erken yüklenen dental implantların başarıyla entegrasyonunu sağlaması, daha kısa boyda ve daha az sayıda implant uygulama imkanı şeklinde belirtilmiştir (131).

2.3. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Üst Yapı Materyalleri

Posterior bölgede implant üstü protezler için kullanılacak restoratif materyaller metal alt yapı seramikler ve tam seramikler olmak üzere iki kısımda sınıflandırmak mümkündür.

2.3.1. Metal Alt Yapılı Seramikler

2.3.1.1. Geleneksel venerleme uygulanarak yapılan metal seramikler

Dental seramikler; aşınmaya karşı dirençli, doku uyumu, rengi stabil ve doğal diş dokusuna benzer estetik özellikleri dolayısıyla diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilirler. Ancak yapısal olarak mikro çatlak özelliğinden dolayı kuvvetlere karşı dayanıksız hale gelmektedir (141). Bu nedenle günümüzde dental seramiklerin mekanik olarak daha dayanıklı hale getirilmeleri gerekmektedir. Bu amaçla dental

seramikler metal alt yapı ile desteklenmektedirler. Günümüzde en çok kullanılan metal alt yapı alaşımları Ni-Cr alaşımlarıdır. Dental seramiğin kırılma direnci 70 MPa iken 0.5 mm metal alt yapı ile desteklendiği zaman 550 MPa' ya kadar çıkmaktadır (142).

2.3.1.2. Presleme uygulanarak yapılan metal seramikler

Dental seramiğin metal alt yapı üzerine preslenmesiyle yapılan bu yöntem klinik olarak geleneksel yöntemle oranla daha az kullanılmaktadır. Kırılma direnci açısından geleneksel yöntemle karşılaştırıldığında bir fark olmamasına rağmen marjinal aralıkta belirgin farklılık olabileceği bildirilmiştir (143).

2.3.2. Tam Seramikler

Günümüzde tam seramik materyalleri, doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, kimyasal stabiliteleri, düşük ısı ve elektrik iletkenliğine sahip olmaları ve yüksek biyouyumlulukları nedeniyle metal-seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılmaktadır.

Tam seramiklerin kırılma özellikleri ve gerilme yaratan kuvvetlere karşı düşük dayanıklılık göstermeleri bu materyallerin klinik uygulamalarını kısıtlamaktadır. Yakın tarihe kadar tam seramik sistemler sadece ön bölge dişlerinin restorasyonunda kullanılırken, günümüzde güçlendirilmiş tam seramik sistemlerin posterior dişlerin restorasyonlarında da uygulanmasına olanak sağlanmıştır (144).

2.3.2.1. Seramiklerin sınıflandırılması

Seramikler aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır (145, 146).

A) İçeriklerine Göre Seramikler

- a) Feldspatik
- b) Alüminöz
- c) Metale bağlanan

B) Erime Isılarına Göre Seramikler

- a) Yüksek ısı (1315 °C-1370 °C)

b) Orta ısı (1090 °C-1260 °C)

c) Düşük ısı (870 °C-1090 °C)

d) Ultra-düşük ısı (650 °C-870 °C)

C) Şekillendirme Türlerine Göre Seramikler

a) Fırınlanan porselenler

b) Dökülebilir porselenler

D) Uygulama Alanlarına Göre Seramikler

a) Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler

b) Full porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu venerlerde uygulanan porselenler

c) Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler

E) Yapım Tekniklerine Göre Seramikler

a) Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar

b) Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar

c) Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar

d) Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar

e) Tam seramik restorasyonlar

f) Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler

g) Dökülebilir seramikler

h) Presleme ile hazırlanan seramikler

i) İnfiltrasyon seramikler - Frezeleme ile üretilen seramikler

F) Tam seramiklerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması (147)

1) Cam matriks içeren seramikler;

- Feldspatik
- Sentetik (Lösit bazlı, Lityum disilikat bazlı, Florapatit bazlı)
- Cam infiltrasyon (Alumina, magnezyum ve zirkonya)

2) Rezin matriks içeren seramikler;

- Rezin nanoseramikler
- Rezin matriks içerisinde cam seramikler

- Rezin matris içerisinde zirkonya silika seramikler
- 3) Polikristalin seramikler;

- Alumina
- Zirkonya

Zirkonya, son yıllarda prefabrike kanal postları, ortodontik braketler, implant destekli protezler ve yaygın olarak sabit protetik restorasyonların alt yapılarının oluşturulmasına kadar geniş bir kullanım alanına sahiptir. Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP), oldukça stabil, sert ve dental restorasyonların hazırlanması için mükemmel bir materyal olarak, tam seramik restorasyonlarda ideal alt yapı ihtiyacını karşılamaktadır. Ancak zirkonya ile veneer porselen arasındaki bağlantıda meydana gelen kopmalar ve kırılmalar (chipping), uzun gövdeli zirkonyum alt yapı köprülerinde oluşan kırılmalar; estetik ve üstün kırılma dayanımına sahip bir materyal geliştirme ihtiyacını doğurmuştur. Bundan yapılan çalışmalar sonucunda, monolitik zirkonya seramikler üretilmiştir (23, 148).

2.3.2.2. Zirkonya Esaslı Seramikler

Zirkonyum, sembolü 'Zr', atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22 olan, periodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Altın renginde anlamına gelen zargon kelimesinden türetilmiş olup yoğunluğu $6,49 \text{ g/cm}^3$, ergime noktası $1852 \text{ }^\circ\text{C}$ ve kaynama noktası $3580 \text{ }^\circ\text{C}$ ' dir. Hiçbir zaman doğada serbest metal olarak tek başına bulunmamaktadır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir ve oda şartlarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Zirkonyum birçok değişik bileşik halinde bulunabilmektedir. En çok bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO_4) ve zirkonyum oksit (ZrO_2). Zirkonyum oksitin diğer adları, 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve badeleyittir (149, 150). Zirkonyum bileşikleri içerisinde 50/1 oranında hafniyum (Hf) elementini içerir. Hf elementi zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya karşı inaktif olmasına neden olur (151).

Zirkonyanın biyomateryal olarak kullanımı 1969 yılında Hellmer ve Driskell' in kalça protezi yapımı ile başlamıştır (148, 149). Normal şartlar altında zirkonyum metali su ile reaksiyona girmemektedir. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası,

zirkonyum metalinin asitlere karşı inaktif olmasını sağlamaktadır. Zirkonyum metali yalnızca hidroflorik asit içerisinde çözünür ve floro bileşimleri oluşturur (150, 151).

Zirkonya yüksek dayanıklılığı ve biyolojik uyumu sebebiyle bir çok farklı alanda kullanılabilir (152).

a) Diş destekli sabit protetik uygulamalarda kullanımı

- Kuron ve köprü protezlerin alt yapısı olarak
- Tam anatomik kuron ve köprü restorasyonları
- Adeziv köprü protezleri
- İnley/onley restorasyonlar
- Laminate restorasyonlar
- Post-core restorasyonlar

b) İmplant destekli sabit protetik uygulamalarda kullanımı

- İmplant destekli kuron ve köprü protezlerin alt yapısı
- İmplant destekli tam anatomik kuron ve köprü restorasyonları
- Tek parçalı vidalı sistemler
- İmplant dayanağı
- Hibrit protezlerin alt yapısı olarak

c) Hareketli protezlerde kullanımı

- Hassas bağlantılı protezler
- Teleskopik sistemler

d) Zirkonyanın cerrahi uygulamalarda kullanımı

- Zirkonya implantlar

e) Zirkonyanın ortodontik uygulamalarda kullanımı

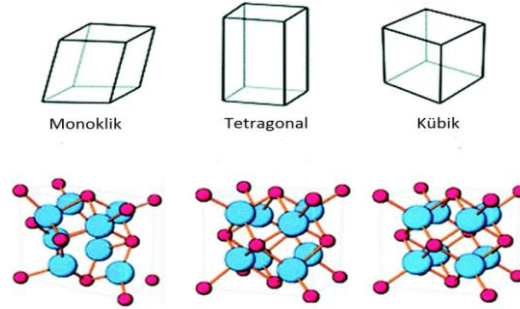
- Zirkonya braketerler

2.3.2.2.1. Zirkonyanın mikro yapısı

Zirkonya (ZrO_2), oldukça küçük çaplı ($< 0,5- 0,6 \mu m$) taneciklerden oluşur ve mikroskobik olarak monoklinik, tetragonal ve kübik faz olmak üzere üç farklı kristal yapısına sahiptir (153).

Monoklinik faz $1170 \text{ }^\circ\text{C}$ ' ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşmektedir. Tetragonal faz $2370 \text{ }^\circ\text{C}$ ' ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşmektedir. Zirkonya, oda sıcaklığında monoklinik fazda,

fırınlama ısısında ise tetragonal fazdadır. Fırınlama işleminden sonra soğuma sırasında tetragonal→monoklinik faz dönüşümü gerçekleşmektedir. Bu olay esnasında % 3-5' lik hacim artışı meydana gelir ve bu dönüşüm ile ortaya çıkan kompresif stresler sonucu her ne kadar dayanıklılık artsa da, tetragonal →monoklinik faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır. Bu durum kontrol altına alınamazsa hacim artışından kaynaklı ileri derecede kırıklar oluşabilmektedir (148, 150, 154).



Şekil 2-1: Zirkonyanın atomik faz yapısı

Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabil olduğu için kalsiyum, alüminyum, magnezyum, seryum veya yitrium gibi metal oksitler ilave edilerek oda sıcaklığında daha stabil olabilmeleri sağlanabilmektedir (155). Oda sıcaklığında tetragonal fazın stabilize edilmesine rağmen tetragonal faz aslında 'metastable' dir. Zirkonya içerisinde, tetragonal fazı yeniden monoklinik faza dönüştürebilecek enerjinin var olmasından bu faza dönüşüm reversibldir. Zirkonya, özellikle suyun varlığında, 'düşük ısılarda bozulma olumsuzluğuna sahip bir materyldir ve 900-1000 °C' deki bir dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile monoklinik→tetragonal faz değişiminin tetiklendiği gözlemlenmiştir. Özellikle üst yapı porselenin fırınlanması sırasındaki dönüşüm sonucunda kompresif streslerin serbestleşmesiyle dayanıklılık azalmaktadır (156).

2.3.2.2.2. Zirkonyanın Fiziksel ve Mekanik Özellikleri

Zirkonya oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir. Elastik modülü yaklaşık olarak 210 MPa' dır. Vickers sertliği yaklaşık olarak diğer diş hekimliğinde kullanılan alaşımların yaklaşık 2-3 katı olarak belirlenmiştir. Zirkonyumun eğme dayanımı yaklaşık olarak ortalama 800-1500 MPa kırılma

tokluğu ise 6.3-11.5 MPa.m^{1/2} aralığında olduğu bildirilmiştir. bu değerler alümina seramik değerlerinin iki katı, lityum disilikat esaslı seramiklerin 3 katıdır (148, 151).

Zirkonyumun mekanik özelliklerini etkileyen faktörler şöyle sıralanmaktadır (148, 149):

- Stabilize edici oksidin miktarı
- Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
- Sıcaklık
- Nem
- Zaman

Zirkonyanın kuvvetler karşısında dayanıklılığı ile ilgili iki teori vardır:

a) Termal genleşme katsayısı farkı: Zirkonyum içerisindeki tetragonal fazın termal genleşme katsayısı 6.5 °C, kübik fazın termal genleşme katsayısı ise 10.5 °C' dir. Bu İki faz arasında bulunan termal genleşme katsayısı farkından dolayı, ısıl işlemler sırasında yapı içerisinde mikro çatlakların oluşmasına neden olur. Mikro çatlaklar, yapı içinde bir iç basınç meydana getirerek ileride oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve çatlak ilerlemesini engelleyici etki gösterir (107).

b) İç stres oluşumu (Dönüşüm tokluğu) : Parsiyel stabilize zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon ağız içinde fonksiyonda olduğu zaman kübik matriks üzerine baskı uygulanır ve bu baskı sonucunda kübik matriks değişim fazına girerek zirkonyumun monoklinik formuna dönüşür. Faz dönüşümü sonucunda oluşan hacim artışı sonucunda oluşan çatlak uçlarında sınırlandırılmış baskı stresleri oluşur ve lokalize hacim artışı kırık etrafında gerilme streslerinin baskı streslere dönüşmesiyle sonuçlanır. Baskı kuvvetler kırığın daha da ilerlemesini engeller. Bu mekanizmaya transformasyon doygunluğu denir ve çok yüksek dayanımı olan Y-TZP' nin temeli olarak kabul edilir (150, 154).

2.3.2.2.3. Zirkonyanın Biyolojik Uyumu

Yapılan in vivo ve in vitro araştırma sonucuna göre zirkonyanın kimyasal ve nonalerjen olduğu bildirilmiştir (150). Kanserojenik ve teratojenik çalışmaların sonuçları negatif olarak belirtilmiştir (22, 148, 157, 158). Zirkonya ile titanyum

kıyaslandığı çalışmalarda bu iki malzeme arasındaki protein adsorpsiyonu farkından kaynaklı 'Y-TZP' nin üzerinde daha düşük bakteri plağı birikimi gösterdiği bildirilmiştir (22, 157).

2.3.2.2.4. Zirkonyanın yaşlanması

Zirkonyanın mekanik özellikleri yapısının ince grenli metastabil yapısıyla ilişkili olduğu ve bu materyalden beklenen performansı elde etmede tetragonal fazın stabilitesinin anahtar faktör olduğu ifade edilmektedir. Yaşlanma olarak tanımlanan mekanik özelliklerin bozulması metastabil tetragonal fazın sürekli olarak monoklinik faza dönüşmesi nedeniyle oluşmaktadır. Bu durum su buharı varlığında 200 °C üzerindeki sıcaklıklarda meydana gelmektedir. Zirkonyanın yapısındaki yitrium dağılımı ve konsantrasyonu, tanecik boyutu, çatlak varlığı ve dağılımı gibi parametrelere bağlı olarak yaşlanma derecesi farklılık gösterebilmektedir (150).

2.3.2.2.5. Dental Uygulamalarda Kullanılan Farklı Tip Zirkonyum Seramikler

Dental uygulamalarda 3 farklı zirkonya içeren materyal kullanılabilir. Bu materyaller (153, 154):

1-Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ)

2-Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA)

3-Yitrium ile stabilize zirkonya (3Y-TZP)

2.3.2.2.5.1. Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ)

Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya ile ilgili önemli çalışmalar yapılsa da bu materyalin büyük gren boyutundan (30-60 µm) kaynaklanan pöröz bir yapıya sahip olması materyalin aşınmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle biyomedikal kullanımlarda tercih edilmezler (159). Bu materyalin mikro yapısı, kübik stabilize zirkonya matrisi içinde tetragonal yapı sergilemektedir. Materyalin içeriğinde MgO (Magnezyum oksit) oranı % 8-10 arasındadır. Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya 1680-1800 derece arasında dikkatli bir şekilde sinterlenme metodu gerektirmektedir (154). Denzir-M (Dentronic AB, Skellefteå, Sweden) adlı seramik sistemi tam sinterlenmiş Mg-PSZ seramiğine örnek olarak gösterilebilir (156).

2.3.2.2.5.2. Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA)

Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina günümüzde kullanımı artan bir materyaldir. ZTA zirkonyanın stres uyarıcı transformasyon kapasitesini alumina matrisi içerisinde kullanır (154). Bu malzemeye örnek olarak In-Ceram zirkonya gösterilebilir. 3Y-TZP ile karşılaştırıldığında, ZTA düşük mekanik özelliğe sahiptir ve ZTA'nın porözitesi daha fazladır. In-ceram Zirkonya 700 MPa'lık gerilim direncine sahiptir (160). Kısmen stabilize edilmiş zirkonyum ilavesi, materyalin bükülme, kırılma ve yorgunluk direncini arttırarak posterior bölgede kullanımına olanak vermiştir (149).

2.3.2.2.5.3. Yitrium ile stabilize zirkonya (3Y-TZP)

Yitrium ile stabilize zirkonya stabilize edici olarak 3 mol yitrium oksit (Y_2O_3) içerir. Sinterleme öncesinde yumuşak bloklardan veya sinterlenmiş bloklardan işlenerek kuron ve sabit parsiyel protezlerin yapımında kullanılırlar. Üstün mekanik özellikleri büyük ölçüde yaklaşık 1μ olan gren boyutuna bağlıdır ve küçük gren boyutları ($<1\mu$) daha düşük tetragonal-monoklinik transformasyon oranlarıyla ilişkilidir. Son sinterleme değerleri 1350-1550 derece aralığındadır.

Yapılan in vitro çalışmalarda 3Y-TZP örneklerde esneme direnci 900-1200 MPa olarak ölçülmüştür. 3Y-TZP'nin yüksek başlangıç dayanıklılığı ve kırılma direnci, kısmen stabilize edilmiş zirkonyumun fiziksel özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Seramiklerin uzun dönemli stabilitesi tükürük sıvısının camla reaksiyona girerek camsı yapının bozulması sonucu çatlak oluşumuna önemli derecede bağlıdır. Yitrium oksit ile stabilize edilmiş alt yapılarda cam bulunmaması ve mikro yapısında polikristalin olması nedeniyle bu sorun gözlenmemektedir. Bu özellik 3Y-TZP alt yapıların uzun dönemli stabilitesini olumlu yönde etkilemektedir (161).

Y-TZP içerikli restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillendirilmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterleme ile yada tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesiyle (hard machining) üretilir.

Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları

- Anterior ve posterior bölge tek kuronlar,
- Üç-dört üniteli köprüler.

Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

- Örtülü kapanış vakalarında,
- Yetersiz oklüzal mesafe,
- Yetersiz destek diş kuron boyu,
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar,
- Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında,
- Yetersiz periodontal destek

Y-TZP seramiklerin avantajları olarak;

- Biyoyumlulukları,
- Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi mekanik özellikleri,
- Titanyuma oranla daha az bakteri birikimine sahip olmaları,
- Radyopak olduğundan restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine imkân tanınmaları,
- Hem adeziv simantasyonun hemde konvansiyonel simantasyona imkan sağlamaları
- Isısal iletkenliklerinin az olması nedeniyle pulpal irritasyonları önlemeleri sayılabilmektedir (151).

Y-TZP seramiklerin dezavantajları olarak ise;

- Görünümlerinin ISO standartlarına göre opak olması,
- Yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerindeki olumsuz etkisi,
- Restorasyonun yeterli dayanıklılığa sahip olması için birleşim alanında oklüzolingival yönde en az 4 mm ve bukko-lingual yönde 3 mm mesafe olacak şekilde hazırlanması gereksinimi sayılabilir (151).

2.3.2.2.6. Tam Zirkonyum Seramikler (Monolitik Y-TZP Zirkonya)

Monolitik terimsel olarak Yunanca'da "mono: tek" ve "lithos: taş" kelimelerinden türemektedir. Malzemelerin baştan başa düzenli bir özelliğe sahip olduğu anlamına gelir (146). Monolitik zirkonya blokların yapısı kimyasal olarak

geleneksel zirkonya bloklara benzerdir. Ancak teknolojinin ilerlemesi ve toz işleme tekniklerinin gelişmesiyle beraber yapıcı bazı farklılıklar göstermektedir. Geleneksel zirkonyaların tanecik boyutu 1 µm ve üzerinde iken, monolitik zirkonya blokların tanecik boyutu 0,2-0,8 µm arasındadır. Taneciğin çapının küçülmesi ve homojenliğin artması nedeniyle materyalin ışık geçirgenliği artmış, kırılma dayanımını güçlenmiş ve düşük ısı bozunmasına karşı zirkonyanın direnç kazanmasını sağlamıştır (162).

Monolitik zirkonya bloklarda, materyal yoğunluğu yüksek oranda tutulup monoklinik faz oranı geleneksel zirkonya bloklara oranla düşürülmüştür. ISO 2008 standartlarına göre yaşlandırmanın ardından zirkonyanın % 25' ten daha az monoklinik faz bulundurması gerekmekte iken monolitik zirkonya bloklarda bu oran % 10' un altına inmektedir. Bu durum monolitik zirkonyanın uzun dönem klinik başarısı üzerine doğrudan etkilidir. Geleneksel zirkonya bloklarda, dayanıklılığı arttırmak ve yaşlandırma işlemine direnç kazandırmak için % 1-5 oranında alümina eklenmektedir. Alümina ışık geçirgenliğine olan olumsuz etkisi sebebiyle yeni nesil monolitik zirkonyalarda % 0,1' e kadar azaltılmış ancak materyalin yaşlandırmaya karşı zirkonyaya kattığı direnç alümina dağılımının geliştirilmesi ile korunmuştur (163, 164). Yeni nesil monolitik zirkonya bloklar esas olarak ikiye ayrılmaktadırlar (165):

a) HT (High Translucent) Zirkonya Bloklar

Tanecik boyutları 0,2-0,8 µm aralığında yoğunlukları en az 6 g/cm³, tür. Kırılma dayanıkları geleneksel zirkonya bloklar kadardır. Monoklinik faz oranı % 10' un altındadır ve yapılarındaki alumina oranı % 0,1' den düşüktür. Işık geçirgenlikleri konvansiyonel zirkonya bloklara kıyas ile çok daha homojen yapıdadır ancak lityum disilikatlar seviyesinde değildir (164, 166).

b) Kübik Zirkonya Bloklar

Son zamanlarda üretilen zirkonya blokların yapısı geleneksel ve HT zirkonya bloklardan farklıdır. Bu bloklar yapılarında kübik-tetragonal faz karışımı bulundurlar ve monoklinik faz değişimi oldukça az gösterirler. Kübik zirkonya bloklar 5 mol Y₂O₃ içerdikleri için 5Y-TZP olarak isimlendirilebilmektedir. Mekanik özellikleri konvansiyonel ve HT bloklar seviyesinde değildir. Öte yandan en önemli alternatifleri olan lityum disilikatlardan 400 MPa daha yüksek esneme

dayanımına sahiplerdir. Tüm zirkonya bloklar arasında en fazla ışık geçirgenliği gösteren bloklardır (164, 167).

2.3.2.2.6.1. Monolitik Zirkonya Blokların Üretimi

Diş hekimliği alanında kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal içeriğe sahiptirler ancak farklı şekillerde üretilmektedirler. Üretim şekline göre zirkonya bloklar 3 grupta incelenirler:

a) Sinterlenmemiş (Green Stage, Non-HİP) Zirkonya: Üretim aşamasında malzemenin özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması ile hazırlanır. Zirkonya bloklar tebeşir kıvamında oldukça kolay aşındırılabilir. Aşındırmadan sonra restorasyona sinterleme işlemi uygulanmaktadır. Sinterleme sonrası oluşacak büzülme için restorasyon normal boyutlardan % 20-25 oranında daha büyük freze edilirler (148, 168).

b) Yarı Sinterlenmiş Zirkonya: Yarı sinterlenmiş zirkonya green stage zirkonyanın 500 °C' de 30 dk süreyle sinterlenmesiyle elde edilmektedir. Tam sinterleme işlemi yapılmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik olarak zayıftır. Hazırlanan restorasyonlar 1000 °C' de büzülmeğe başlar. Azami sinterleme süresi firmadan firmaya değişiklik göstermekle beraber 1350-1550 °C arasında ve 2-5 saat arasında uygulanmaktadır (169). Tam sinterlenmiş zirkonyaya kıyasla düşük maliyet, daha az zamanda şekillendirilebilmeleri ve renklendirici solüsyonlarla renklendirilebilmeleri avantajlarına sahiptir.

c) Tam Sinterlenmiş Zirkonya (HİP): Üretimin ilk aşaması materyalin yaklaşık 1300 °C de sinterlenerek % 95 oranında yoğunlaştırılmasıyla başlar. Ardından 1350-1550 °C arasında yüksek basınç altında izostatik ortamda argon gazı kullanılarak ısıtılır. Bu yapı daha sonra oksitlenip beyaz renk alıncaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine devam edilir. Sinterleme sonrasında bloğun yoğunluğu % 99' a ulaşmaktadır. Büzülme olmadığından restorasyonlar normal boyutlarda hazırlanabilmektedir (153, 170). Aşındırma zor ve zaman alıcıdır ve bu durum mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (19).

2.3.2.2.6.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Monolitik Zirkonya Bloklar

Diş hekimliği alanında kullanılan zirkonya bloklar Tablo 2-1' de belirtilmiştir.

| MONOLİTİK ZİRKONYA | ÜRETİCİ FİRMA |
|--------------------------------------|------------------------------|
| Prettau Zirconia | Zirconzahn/ İTALYA |
| Ceramill Zolid | Girrbach/AVUSTURYA |
| Lava Plus High Translucency Zirconia | Sirona/ ALMANYA |
| Bruxzir Solid Zirconia | 3M Espe/ ABD |
| inCoris TZI | Glidewell/ ABD |
| Katana UTML Zirconia | Kuraray-Noritake |
| Zenostar®T'nin | Wieland, Schaan, Lihtenştayn |

Tablo 2-1: Diş hekimliği alanında kullanılan diğer zirkonya bloklar

Monolitik zirkonyalar yüksek biyouyumluluğa sahiptirler. Yüksek translüenslik özelliklerinden dolayı mükemmel doğal görünüme sahiptirler. Bu özelliğinden dolayı estetiği sağlamak için seramiklerle veneerlenmesi gerekmemektedir. Özel boyama solüsyonları ile boyanarak doğal diş rengi elde edilebilmektedir. Aşınma dirençleri doğal dişe çok yakın olduğu için monolitik zirkonya kuronlar karşıt dişin abrazyonuna sebep olmazlar. Zirkonyum seramiklerde karşılaşılan en büyük problem veneer porselende gözlenen koheziv kırılmalardır. Bundan dolayı geliştirilen monolitik zirkonyum seramiklerin günümüzde klinik kullanım endikasyonu artmıştır (148, 171).

2.3.2.2.6.3. Monolitik Zirkonya Endikasyonları, Avantajları, Dezavantajları

Zirkonyum alt yapılı seramik kuronların uygulandığı tüm endikasyonlar, monolitik zirkonyum için de geçerli olmakla beraber; yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı;

- Uzun gövdeli köprü protezlerinde
- Full ark köprü protezlerinde
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda
- Endokuronlarda
- İnley ve onley kuronlarda
- İmplantüstü kuronlarda kullanım endikasyonu bulmaktadır (164, 171).

Monolitik Zirkonyanın Avantajları

- Daha yüksek translüenslik
- Seramik-zirkonyum arasında kopma(chipping) olmaması
- Antagonist dişte abrazyona sebep olmaması
- Daha yüksek bükülme direnci
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi olarak sayılabilir (165).

Monolitik Zirkonyanın Dezavantajları

- Yüksek maliyet
- Laboratuvar aşamalarının zor olması sayılabilir (165).

2.3.2.2.6.4. Monolitik zirkonyanın estetik özellikleri

Zirkonyanın polikristalin mikroyapısı nedeniyle oldukça opak renktedir ve düşük ışık geçirgenliğine sahiptir. Zirkonya restorasyonlar metal alt yapıli porselenlerle kıyaslandığında alttaki yapının rengini yansıtmamasından dolayı avantajlı olarak kabul edilirler. Monolitik zirkonya yapısında bulunan alumina içeriği % 0.1' e kadar indirilmiş ve zirkonyanın opasitesini azaltılıp ışık geçirgenliğinin artırılması sağlanmıştır (148).

2.3.2.2.6.5. Monolitik zirkonyanın Renklendirilmesi

Zirkonyanın opak beyaz görünümü ve doğal diş ile karşılaştırıldığında daha düşük translüensiteye sahip olması, zirkonyanın klinik dezavantajları arasındadır. Zirkonyanın renklendirilmesi için kullanılan yöntemlerden ilki renklendirici solüsyon kullanılmasıdır. Monolitik zirkonyanın renklendirilmesinde iyon içeren renklendirici solüsyonlar kullanılmaktadır. Renklendirici iyon olarak; Fe, Bi, Al, Cr, Co, Mg ve Ca kullanılmaktadır. Renklendirme sinterleme öncesinde yapılmaktadır (172). İkinci yöntem ise zirkonyanın üretim aşamasında metal oksitlerin ilavesi ve ardından sinterlenmesi işlemidir (148).

2.3.2.2.6.6. Yüzey sertliği ve Yüzey Pürüzlülüğü

Monolitik zirkonyanın klinik uygulamaları günümüzde artmaya devam etmektedir. Bu nedenle materyalin klinik kullanımları esnasında oluşan yüzey pürüzlülüğü ve materyalin yüzeyinde oluşan güç kaybı kaçınılmaz olmaktadır (173). Yüzey pürüzlülüğü, antagonist doğal minenin aşınma miktarını etkileyebilir. Restorasyonun farklı yüzey işleme yöntemleri farklı pürüzlülük değerlerine neden olabilmektedir. İyi cilalanmış bir monolitik zirkonya yüzeyi gerekli olmakla birlikte,

günümüzde var olan parlatma sistemlerinin bileşenleri ve etkinliği konusunda yetersiz karşılaştırmalı çalışmalar yapılmıştır (174).

Preis ve arkadaşları diş uyumlandırma prosedürleri (öğütme ve parlatma) ve aşınma simülasyonundan sonra monolitik zirkonya yüzey özelliklerini (pürüzlülük, kompozisyon ve faz dönüşümü) araştırmıştır. Bu çalışmanın bulguları, öğütmenin sinterlenmiş zirkonya pürüzlülüğünü belirgin bir şekilde arttırdığını, polisajın önemli ölçüde yüzey pürüzlülüğünü düşürdüğünü ortaya koymuştur. Aşınmanın, pürüzlülük üzerinde çok az etkiye sahip olduğu ve faz dönüşümünde herhangi bir etkisinin de bulunmadığı saptanmıştır (175).

Monolitik zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünün, geleneksel feldspatik porselen gibi insan minesine karşı tabi tutulduktan sonra değişmediği bildirilmiştir (175). Bu sonuçlar zirkonya restorasyonlarının son oklüzal düzenlemeler sonrasında parlatılması gerektiğini göstermektedir (175).

Monolitik zirkonya kompozit ve cam seramik ile karşılaştırıldığında monolitik zirkonyanın insan minesini üzerinde daha az aşındırma yaptığı saptanmıştır (176). HTZ, lityum disilikata kıyasla üstün aşınma direnci ve daha düşük antagonistik aşınma göstermektedir (177).

2.4. Stres Analiz Yöntemleri

Herhangi bir yapının tasarımı, öngörülen yükler altında meydana gelecek olan gerilmelerin tahminini gerektirir. Başarılı bir restorasyon için diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir (178). İmplant ve doğal diş destekli protezlerde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, bu destekler vasıtasıyla biyolojik dokulara iletilerek bu dokularda streslerin oluşmasına yol açmaktadır.

Kuvvetler altında kemikt, implant ve uygulanan restorasyonlarda oluşan fonksiyonel stresleri ölçmek amacıyla farklı analiz metotları kullanılmaktadır. Bu stres analizi yöntemleri (116, 179-181);

2.4.1. Deneysel stres analizi yöntemleri :

- a) Fotoelastik model kullanılarak stres analizi: Araştırılan yapının fotoelastik niteliği olan materyalden modelinin hazırlanıp, polariskop denilen alet yardımıyla belirli denklemler altında kuvvet çizgileri incelenip fotoğraflandırılması esasına dayanan optik bir yöntemdir
- b) Kırılma vernik kaplama tekniği ile stres analizi: Kırılma vernikle kaplama tekniği ile kuvvet analizi, incelenecek olan model üzerine sürülen verniğin kırılmasından sonra kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır.
- c) Holografik interferometre (lazer ışını ile stres analizi) ile analiz metodu: Cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, bir koherent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşan mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir
- d) Strain gauge (Gerinim ölçer) ile stres analizi: Mekanik deformasyona maruz bırakılan cisimlerin iletkenlik direncinin değişkenlik prensibine dayanmaktadır.

2.4.2. Sayısal gerilme analizi yöntemleri (181) :

- a) Pragmatik yöntem
- b) Linear programlama yöntemi
- c) Non-linear yöntem
- d) Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi: Yapının daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır.

Stres analizlerinin amacı; bir cisme uygulanan çeşitli kuvvetler altında cisimde meydana gelen gerilmeleri tespit etmek ve değerlendirmektir. Çalışmamızda günümüzde de yaygın olarak kullanılan stres analiz yöntemi olan sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır.

2.4.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi mekanik problemlere kabul edilebilir bir yaklaşımla çözüm arayan bir sayısal çözüm yöntemidir. Canlı dokuların, kuvvetler

karşısında nasıl bir davranış sergilediğini tespit etmek, gerilme analizi yapmak çok güç, maliyeti yüksek, riskli ve bazen de imkansızdır. Bundan dolayı günümüzde stres analiz çalışmalarının canlı malzemenin bir modeli üzerinde yapılması kaçınılmaz hale gelmiştir (178). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde, analiz edilecek canlı ya da cansız değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılır (88).

Modeller, matematiksel olarak anlamlı daha basit geometrik parçalara (elemanlara) bölünür ve elemanlar birbirlerine “düğümlemlerle” bağlı olup değişik geometrik şekillerde olabilir. Düğümler vasıtasıyla, bir elemandaki fiziksel değişiklik bir diğer elemana da yansır. Kuvvetlerin dağılımının hesaplanması, yapının tamamının yerine, her eleman için tek tek hesaplanacağından daha hassas bir analiz eleman sayısının artırılması ile mümkündür (178).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için iki farklı yöntem kullanmak mümkündür (88):

Birinci yöntem ; MR ve CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması yöntemidir. Bu yöntemde MR ve CT görüntüleme sistemleri ile CAD (Computer Aided Design) programları arasındaki uyum sorunu ile karşılaşabilmektedir.

İkinci yöntem; Koordinat belirleme cihazları ile elde edilen nokta veya yüzey verilerinden model oluşturulması yöntemidir. Koordinat ölçme cihazları ile sayısallaştırılmış nokta veya yüzey datalarının üç boyutlu katı model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersizliğinden kaynaklı problem oluşabilmektedir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin diğer stres analiz yöntemlerine göre birçok avantajı mevcuttur. Bu avantajlar şöyle sıralanabilmektedir (182, 183);

- Karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenabilir,
- Gerçeğe yakın model yazılımlar aracılığıyla oluşturulabilir,
- İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir,

- Gerilme dağılımı ve yer değiştirmeleri hassas bir şekilde elde edilebilmektedir.
- Uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrinin kolayca değiştirilmesi ile analizin kolayca ve tekrarlanabilir olarak yapılabilmesi mümkündür.
- Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin çok yönlülüğü ve esnekliği, karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan problemleri ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir.
- Sonuçları çok kısa sürede elde etmek mümkündür.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları şöyle belirtilmiştir (180, 184);

- Canlı ve cansız yapılar, yük altında belli bir sınıra kadar elastik, daha sonra plastik deformasyon gösterirler. Ancak bu yöntem lineer elastik bir stres analiz yöntemidir.
- Bu yöntemde bazı varsayımlar, sonlu elemanlar stres analizi yönteminin sonuçlarının hassasiyetini etkilemektedir. Bu varsayımlar; kemiğin ve modellenecek implantın detaylı geometrisi, materyal özellikleri, sınır koşulları ve de kemik-implant arasındaki ilişkidir.
- Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu, geometrinin, materyal özelliklerinin, destek ve yükleme durumlarının fiziksel olarak mükemmel yakın olmasına bağlıdır ve ayrıca da araştırmacının sorumluluğu altındadır.
- Bu analizi yaparken; ciddi bir bilgi birikimi, teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulur. Gerçek şartların katı model üzerine uygulanması, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar paket programının kapasitesi ile sınırlıdır.

Model üzerinde oluşan stresleri ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı verilere ihtiyaç vardır. Bu veriler şöyle sıralanmaktadır (185);

- Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı,
- Her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
- Her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve poisson oranı,
- Her bir düğüm noktasının koordinatları,

- Sınır şartlarının tipi
- Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin üstünlükleri şöyle belirtilmiştir (186):

- Sonuçların hassasiyeti çok yüksektir.
- Sonuçlar çok kısa sürede elde edilebilir.
- Sonuçlar çok ayrıntılı ve çeşitli olarak elde edilebilir .

2.4.4. Sonlu elemanlar analizi yönteminin aşamaları (181).

1. Aşama: Pre-processing : Kuvvetler karşısında davranışı incelenecek olan yapının CAD programları kullanılarak modellendiği ve bilgisayara aktarıldığı aşamadır. Bu aşamada çözümlenecek yapıya en uygun eleman tipi seçilir. Eleman sayısının ve tipinin belirlenmesinde incelenmekte olan yapının karakteri, analizi yapan kişinin tecrübesi ve analizde kullanılan bilgisayarın kapasitesi belirleyici olmaktadır. Belirlenen elemanlar node adı verilen düğüm noktalarında birleşerek mesh denilen ağ yapıyı oluştururlar. Mesh yapısı oluşturulduktan sonra yapının mekanik ve malzeme özellikleri girilir. Daha sonra yapının sınır koşulları belirlenmektedir.

2. Aşama: Processing : Bu aşamada elemanların mekanik özellikleri diferansiyel denklemler ile belirlenir. Bu denklemler önce cebirsel denklemlere sonrasında matris denklemlerine dönüştürülür. Elemanların denklemleri birleştirilerek yapının denklem takımı elde edilir. Denklemlerinin çözümüyle düğüm noktalarındaki alan değişkenleri için sayısal sonuç elde edilir. Bu veriler birim uzama, gerilme ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Veriler analiz sonrası grafik ve tabloları oluşturmak için depolanır.

3. Aşama: Post- processing : Analiz sonucu elde edilen sayısal ve teorik değerlerin görselleştirilmesi, anlaşılabilir hale gelmesi sağlanır. Bu aşamada animasyonlar elde edilebilir .

Sonlu elemanlar stres analizi aşamaları (187):

- İncelenecek fiziksel problemin modelinin oluşturulması
- Yapının sonlu elemanlara bölünmesi

- Eleman özelliklerinin formülize edilmesi (Her farklı elemanın elastiklik modülü ve Poisson oranı ile düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin yön, şiddet ve açı bilgilerinin girilmesi)
- Sonlu eleman modelinin oluşturulması için elemanların birleştirilmesi (mesh “ağ” oluşturulması)
- Belirlenen kuvvetin uygulanması
- Yapının nasıl sabitlendiğinin belirlenmesi (Düğüm noktalarının mutlaka belirli yerlerden sabitlenmesi gerekir)
- Yer değiştiren düğüm noktalarının belirlenmesi için lineer eşitliklerin çözülmesi
- Düğümlerin yer değiştirmesinden eleman geriliminin bulunması ve bu gerilimden de streslerin bulunması şeklinde sıralanmaktadır.

2.4.5. Mekanik İle İlgili Kavramlar

Biyomekanikle ilgili çalışmaların yorumlanabilmesi için bazı mekanik kavramların bilinmesi gerekmektedir. Gerilme (stres) analizlerinde kullanılan terimler arası farklılıkların bilinmesi sonuç alma ve bu sonuçların daha doğru değerlendirilebilmesi gereklidir.

2.4.5.1. Kuvvet

Cisimlerin hareket durumlarını ve şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvetin doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere vardır ve kuvvetin birimi SI sisteminde ‘Newton’ (N) olarak ifade edilmektedir (116).

2.4.5.2. Gerilme (Stres)

Gerilme (stres) bir cisme kuvvet uygulanması sonucunda birim alanda uygulanan kuvvete karşı meydana gelen tepki olarak tanımlanmaktadır. Yapılan araştırmalarda, incelenen boyutlar genelde ‘mm’ cinsinden tanımlandığı için gerilme birimi ‘megapascal’ (MPa veya N/mm^2) olarak kullanılmaktadır (178). Kuvvet uygulamasının sonucu olarak basınç (compressive stress), çekme (tensile stress) ve kayma (shear stress) olmak üzere üç tip gerilme oluşmaktadır. Basınç gerilmesi aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi sonucunda oluşur.

Çekme gerilmesi aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir. Kayma gerilmesi ise iki kuvvetin paralel olarak karşılıklı ve aynı yönde cismi etkilemesi ile oluşur ve cismin bir bölümünü öbür

tarafa kaymaya zorlar. Yük uygulanan cisimlerde genellikle tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme hali meydana gelmektedir (116, 178).

2.4.5.3. Gerinim (Strain)

Gerinim, cisim bir strese maruz bırakıldığında yapının her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi olarak tanımlanır. Gerinimin bir ölçü birimi olmamakla beraber deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilmektedir. Gerinim elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönmektedir. Plastik gerinim ise malzeme içindeki atomların daimi bir şekilde yerlerinden oynamasıdır (116, 178).

2.4.5.4. Mohr Dairesi

Cisim üzerine kuvvet uygulaması sonucunda birleşik gerilme meydana geldiği zaman, kesitler değişikçe saptanan gerilmeleri grafik olarak göstermek için kullanılan sistem Mohr dairesi olarak adlandırılmaktadır (116).

2.4.5.5. Elastisite

Streslerin etkisi altındaki cisimler, gerilmeler ortadan kalktığı zaman tekrar başlangıçtaki şekline geri dönebiliyor ise elastik olarak adlandırılır (116).

2.4.5.6. Hooke Kanunu

Robert Hooke adlı İngiliz bilim adamı tarafından 17. yy' da tanımlanan stresler ile birim alandaki şekil değiştirmeler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur. Stres sınırlarını aşmamak şartıyla gerçekte var olan cisimlerin davranışlarını doğru olarak ifade etmektedir ancak doğruluğu deneylerle ispatlanmamıştır (184).

2.4.5.7. Poisson Oranı

Elastik sınırlar içinde kuvvete dik yöndeki gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranı olarak tanımlanmaktadır.

$$\nu \text{ (Poisson Oranı)} = \epsilon_{\text{enine}} / \epsilon_{\text{boyuna}}$$

Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve maddeye ait ayırt edici bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması buna örnek olarak gösterilebilir (178).

2.4.5.8. Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Elastiklik modülü, gerilmenin gerinime (stres/strain) oranı olup, materyalin sertliğinin ölçüsünü vermektedir.

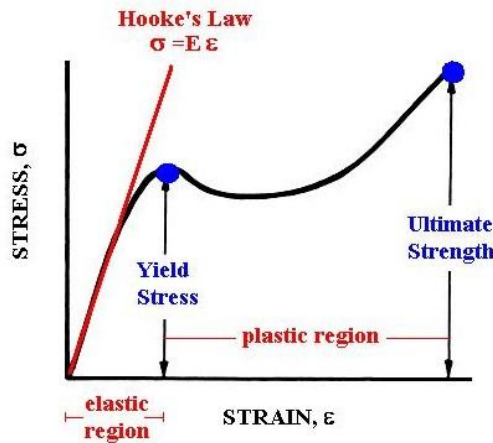
$$E = \text{Gerilme/Gerinim} = \sigma / \epsilon \text{ (Hooke Kuralı)}$$

Elastik modülünün birimi GPa (Gigapascal)' dır. Elastisite modülü arttıkça cismin katılığında artmaktadır. Bu nedenle yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim aynı kuvvetler altında düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğramaktadır (178).

2.4.5.9. Yield stres (oransal sınır – proportional limit)

Oransal sınır, gerilimin gerilmeye oranı kuralının dışına çıkmadan bir materyalin dayanabileceği en büyük gerilme olarak ifade edilir. Bu sınırı aşan gerilmelerde yapıda kalıcı bir deformasyon oluşacaktır. Yield stresi denilen bir stres parametresi çeşitli materyallerin karşılaştırılmasını kolaylaştırır. Yüksek yield stresine sahip bir materyalde daimi deformasyon oluşması zor denebilmektedir (184).

Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümünü ifade ederken, oransal sınır da kalıcı olacak şekilde değişiklik olmaksızın materyalin gerilmeye uğrayabilme özelliği olarak tanımlanmaktadır. İdealde her kisininde değerlerinin yüksek olması gerekmektedir (116). Ultimate strength (dayanım sınırı) cismin kırılmadan(kopmadan) dayanabileceği son noktayı göstermektedir. Bu noktadan sonra cismin molekülleri arasında bir kopma oluşmaktadır (180).



Şekil 2-2: Yield stres (oransal sınır – proportional limit)

2.4.5.10. Esneyebilirlik

Gerilme-gerinim eğrisinin elastik kısmı altındaki alanla ölçülür ve malzemenin oransal sınıra kadar şeklini değiştirmek için gereken enerji miktarını gösterir (180).

2.4.5.11. Elastik Sınır (Elastic Limit)

Cisimlerin kalıcı şekil değişimine uğramadan dayanabildikleri maksimum gerilmedir (183).

2.4.5.12. Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (180).

2.4.5.13. Linear (lineer, doğrusal) elastik cisim

Bir materyalde stres ve strain arasındaki ilişkinin orantılı olduğunun varsayılması ve bu ilişkinin basitçe elastisite modülü ve poisson oranı ile ifade edilmesidir. Diğer bir deyişle gerilme ve birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir (188).

2.4.5.14. Non-linear (lineer olmayan-doğrusal olmayan) elastik cisim

Stres ve gerinim arasındaki ilişkinin doğru orantılı olmadığı malzeme özelliğine sahip materyaller olarak tanımlanır. Malzemeye ilişkin non-linearite (doğrusalsızlıklar) yapının sertliğinin farklı yük seviyelerine göre değişmesine neden olur ve sonlu elemanlar analiz programında non-linear (doğrusal olmayan) stres-strain ilişkileri olarak ifade edilir. Stres-strain özelliklerini etkileyen birçok faktör; elastik-plastik tepkideki zamana ve buna bağlı opsiyonlu yük geçmişini, sıcaklık gibi çevresel koşulları ve creep (sünme) tepkisinde yükün uygulanma süresini içerir. Değişen geometrik konfigürasyon yapının non-linear şekilde tepki vermesine neden olabilir. Non-linear analiz, doğrusal statik modellerle çözülemeyen gerçekçi durumlardaki stres ve gerinimi tahmin etmek için daha doğru bir tercihtir (188).

2.4.5.15. İzotrop Cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabulüdür. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve Poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir. Bir materyalin mekanik özelliklerinin o materyalin yapısına bağlı olması miktarı anizotropi olarak tanımlanmaktadır (116).

2.4.5.16. Asal Gerilme (Asal Stress)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal gerilimlere asal Gerilme denir. Asal gerilme; maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılmaktadır (88).

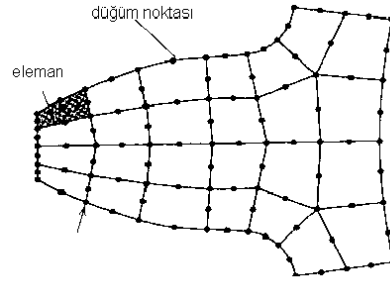
2.4.5.17. von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres)

Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kriter göre “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu seviyede şekil değiştirecektir”. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirmesinde von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Gerilme üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (189)

2.4.6. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İlgili Temel Kavramlar

2.4.6.1. Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünmektedir. Bu elemanlar düğüm adı verilen belli noktalardan birbirleriyle bağlanır. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir. Düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, bu düğümlerdeki yer değişimlerini çözmeye ve hesaplamaya çalışmaktadır. Bundan dolayı düğüm noktalarının belirli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmesi zorunludur (130).



Şekil 2-3: Düğüm ve elemanların şematik görüntüsü

2.4.6.2. Eleman (Element)

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünmektedir.. Sınır koşullarını dahil edecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucunda lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem elde edilmektedir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde elemanlar, geometrilerine göre; üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak sınıflandırılırlar (130). Boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, dönelele elemanlar, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak sınıflandırılır iken, düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre ise plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadır (178).

2.4.6.3. Sınır Koşulları (Boundary conditions)

Sınır koşulları streslerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsamaktadır. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin ne taraftan uygulandığını gösterir. Analizi yapılan cisimde kuvvet nereye uygulanacaksa sınır koşulları ona göre belirlenmektedir (116).

2.4.6.4. Ağ Yapısı (Mesh) oluşturulması

Mesh oluşturmada, modeller sonlu sayıda elemanlara bölünmektedir. Mesh (ağ) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Kullanıcı tarafından girilen minimum veriye karşılık en uygun zamanda otomatik olarak düğüm noktaları ve elemanlar sıralanır ve numaralandırılması sağlanır (190).

2.4.6.5. Katı Modelleme (Solid Modelling)

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin yapılabilmesi için birinci aşama, tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktarılarak modellenmesidir. Cismin iç ve dış geometrisinin gerçeğe en yakın tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin esası, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayara aynı şekilde geçmiş olmasıdır. Böylelikle materyale ait ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu daha detaylı bir şekilde incelenebilmektedir. Cisimlerin yüzeylerinde renklendirme, geçirgenlik, ışık yoğunluğu, gölgeleme gibi çeşitli modifikasyonlar yapılabilmektedir. Cisimlerin katı modellemesi için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılmaktadır (130, 178).

2.4.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dental İmplantolojide Kullanımı

Karmaşık geometrileri içeren problemler için bir analitik çözüm bulabilmek zor olduğundan sonlu elemanlar stres analizi yöntemi gibi sayısal metotların kullanılması bu tür problemlerin çözümlenmesinde oldukça yararlıdır. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, karmaşık mekanik problemleri küçük parçalara bölerek çalışan bir metottur. Dental implant ve kemik sistemi içindeki bileşenler aşırı derecede karmaşık bir geometriye sahip oldukları için, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi bunları analiz ederken kullanılacak en uygun araç olarak görülmektedir (88). Dental implantların mekanik davranışının taklit edilmesindeki esas zorluk, hem kemik dokusunun hem de bu dokunun mekanik kuvvetlere tepkisinin modellenmesinin zorluğudur (130).

Bu stres analiz yöntemi ilk olarak 1956 yılında havacılık endüstrisi ile ilgili karmaşık elastiklik ve yapısal problemleri çözmek için geliştirilmiştir (88). Daha sonraları ısı transferi, sıvı akışı, kütle transportu ve elektromanyetik alan problemlerini çözmek için kullanılmıştır. Sonlu elemanlar stres analizi metodu ilk olarak diş hekimliğinde 1973 yılında Tesk ve Widera tarafından implant uygulamalarında kullanılmıştır (191).

Atmaram ve Mohammed elastik parametrelerin etkisi ile implantın geometri, uzunluk değişkenlerinin stres dağılımına etkisini incelemiştir. Cook ve arkadaşları, 1982 yılında sonlu elemanlar stres analizi yöntemini poröz yüzeyli dental implantlara uygulamışlardır. Borchers ve Reichart 1983 yılında kemik ara yüz gelişiminde farklı aşamalarda olan bir dental implanta üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemini uygulamıştır (88).

Williams ve ark. 1990 yılında dental implantlara bağlanmış kantileverli bir protez nedeniyle kemikte meydana gelen gerilmeleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Akpınar ve ark 1996 yılında doğal diş ve implant bağlantısını taklit etmek için sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanmışlardır (88).

2.4.8. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi

Günümüzde sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, implant ve çevre dokularda meydana gelen streslerin etkilerini öngören yararlı bir araç haline gelmiştir. İmplantın başarı veya başarısızlığındaki ana faktör, çevre kemiğe streslerin ne şekilde geldiği ile alakalıdır. İmplantta oluşan yükün çevre kemiğe iletimi, oluşan yüklenmenin tipi, kemik implant ara yüzü, implantların uzunluk ve çapı, implant yüzeyinin şekli ve karakteristiği, protez tipi ve çevredeki kemiğin kalite ve kantitesi gibi faktörlere bağlıdır (192).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi 2 boyutlu (2D) ve 3 boyutlu (3D) olarak yapılabilmektedir. 3 boyutlu olarak hazırlanan modeller üzerinde yapılan analizlerde elde edilen sonuçlar, in vitro olarak elde edilen sonuçlara benzerlik göstermektedir (18).

Maksimum ve minimum asal stres değerleri ile von Mises stres değerlerine bakılarak analiz sonuçları değerlendirilmektedir. Maksimum asal stres değeri en yüksek çekme değerini, minimum asal stres değeri ise en yüksek baskı değerini belirtmektedir. Maksimum asal değerler pozitif iken minimum asal değerler negatif olarak belirtilir. Bu değerlerden hangisinin mutlak değeri daha büyük ise o gerilme tipinin etkisi altındadır. Maksimum ve minimum stres değerleri birbirine yakın olduğu zaman maksimum principle stresin etkisi göz önüne alınmalıdır, çünkü çekme stresi daha yıkıcı sonuçlara sebep olur (116). Asal stres değerleri kemik gibi kırılğan

yapılar için önemli olmaktadır. Çekilebilir sert yapılar için (zirkonya, titanyum, metal alt yapı...) ise von Mises stres değerlerine bakılarak analiz yorumlanmaktadır (178).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada alt çenede farklı implant çapı, sayısı ile farklı oklüzal kalınlıklardaki monolitik zirkonya üst yapı materyali kullanılarak oluşturulan 3 üyeli sabit implant üstü köprü protezlerinde brüksizm hareketleri ile oluşan çiğneme kuvvetlerinin protetik üst yapıda, abutmentte, implant ve implantı çevreleyen kemik dokusunda oluşturduğu streslerin büyüklüğünün ve dağılımının incelenmesi amaçlanmıştır. Oluşan streslerin büyüklüğü ve dağılımının incelenmesi için üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır.

Çalışmalar Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Beexium Mühendislik Bilişim LTD. ŞTİ.' de gerçekleştirilmiştir. Geometrik modelleme işlemi için Rhinoceros 4.0 bilgisayar programı kullanılmıştır. Oluşturulan CAD modellerinin, sonlu elemanlar modeline dönüştürülüp çözülmesinde Ansys yazılımına başvurulmuştur. İmplant, abutment ve vidalar Nextengine lazer tarayıcısı (Nextengine Inc, MA, ABD) ile tarandıktan sonra oluşan veriler .stl formatından Rhinoceros yazılımına aktarılmıştır. Model analizlerinin çözümü için Intel I7 Processor, 12 GB Ram konfigürasyonundaki bir bilgisayar kullanılmıştır. Köprü modeli wheeler anatomi atlasındaki anatomik diş boyutlarına uygun olacak şekilde bilgisayar ortamında tasarlanmıştır.



Resim 3-1: Lazer tarayıcısının görüntüsü

3.1. Çalışma Modellerinin hazırlanması

3.1.1. Alt çene kemiğinin modellenmesi

Çalışmada alt çene kemiğinin modellenmesi amacıyla daha önceden kayıtlı alt çene kemiğinin tomografik kesitlerinden faydalanılmıştır. Mevcut tomografi görüntüleri axial, coronal ve sagittal eksenlerde işlenerek 3D kemik modeli Rhinoceros 4.0 yazılımı ile elde edilmiştir. Modellenen kemik yüksekliği 30 mm' dir. Kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm; trabeküler kemik kalınlığı ise 13 mm olarak modellenmiştir. Alt çene modelinin analiz yapılacak bölümü Boolean yöntemi ile modelin geri kalanından uzaklaştırılmıştır. Bu yöntemde kabuk modelin sınır kordinatları korunduğundan veri kaybı olmamaktadır.



Şekil 3-1: Alt çene kemiğinin 3D geometrik model görüntüsü



Şekil 3-2: Boolean yöntemi ile oluşturulan 3D kemik modeli

Çalışmamızda daha önceden elde edilen tomografik kayıtlardan elde edilen mandibula modelinde ikinci küçük azı ve ikinci büyük azı dişlerine yerleştirilen iki implantla 3 üyeli bir ana model hazırlanmıştır. Ana modeldeki implantların çapı ikinci küçük azı için 3.7 mm, ikinci büyük azı için 4.7 mm olarak belirlenmiştir.

İmplantların uzunluğu tüm gruplarda 11.5 mm olarak belirlenmiştir. Bu uzunluk çalışmalarda genellikle kullanılan bir uzunluktur (9, 10, 20, 21).

Değerlendirilecek diğer parametreler için ana model üzerinde değişiklikler yapılarak alt gruplar oluşturulmuştur. Buna göre; ikinci modelde implant sayısı artırılıp (ikinci küçük azı 3.7 mm, birinci büyük azı 4.7 mm, ikinci büyük azı 4.7 mm) 3 implant destekli model oluşturulmuştur. Üçüncü modelde ise implant çapları artırılıp (ikinci küçük azı 4.1 mm, ikinci büyük azı 6.0 mm) diğer tüm parametreler ana modelle aynı şekilde oluşturulmuştur.

Tüm modeller; oklüzal kalınlıkları sırasıyla 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm olacak şekilde 3' er alt gruba ayrılmıştır. Oluşturulan gruplara da dikey ve 30⁰ oblik olmak üzere iki yönde kuvvet uygulanmıştır. Tüm varyasyonlar sonucunda toplamda 18 adet grup oluşturulmuştur. Kuvvetler sonucunda implant, abutment, vida, implant üstü protez ve implantı çevreleyen kemikte oluşan gerilme dağılımı ve değerleri incelenmiştir.

3.1.2. İmplant, Abutment ve vidaların modellenmesi

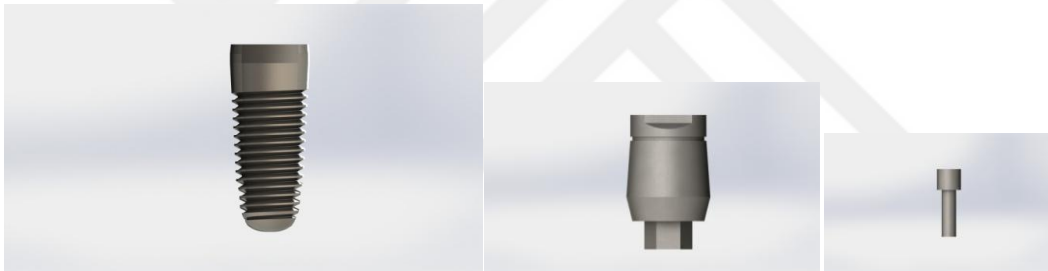
Çalışmada kullanılacak olan dental implantların ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmesi planlanmıştır. İmplantların konumlarının tespitinde anatomik oluşumlar rehber alınmıştır. Foramen mentaleden geçen dikey doğru ikinci küçük azı dişinin mesial sınırı olacak şekilde kabul edilmiştir. Protezin distal sınırının belirlenmesinde ikinci küçük azı ve ikinci büyük azı arasındaki mesafe anatomik olarak wheeler atlasından faydalanılarak hesaplanmıştır (149).

Çalışmada ikinci küçük azı dişi için standart çapı 3.7 mm ve geniş çaplı 4.1 mm olan 11.5 mm uzunluğunda, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişi için geniş çaplı 4.7 mm ve 6.0 mm olan 11.5 mm uzunluğunda titanyum implant (Zimmer Biomet MTX Yüzeyli Tapered Screw-Vent İmplant) kullanılmıştır. Çalışmada çıkış profili 3,5 mm olan titanyum abutment (Zimmer Biomet Hex-Lock HLA 3/3, HLA 4/4, HLA 5/6) Abutment) kullanılmıştır.

3.1.2.1. Modellenen implant, abutment ve vidaların final görüntüleri



Şekil 3-3: 3D 3.7 mm Tapered Screw-Vent implant, HLA 3/3 abutment ve vida modeli



Şekil 3-4: 3D 4.1 mm Tapered Screw-Vent implant, HLA 4/4 abutment ve vida modeli



Şekil 3-5: 3D 4.7 mm Tapered Screw-Vent implant, HLA 5/6 abutment ve vida modeli



Şekil 3-6: 3D 6.0 mm Tapered Screw-Vent implant, HLA 5/6 abutment ve vida modeli

3.1.3. İmplant destekli sabit protez modellerinin oluşturulması

Çalışmada 3 üyeli 3 farklı kalınlıkta implant destekli sabit köprü protez modeli oluşturulmuştur.



Şekil 3-7: 3D implant üstü sabit protez modeli

3.1.3.1. Grup 1 ana model

Çalışmada oluşturulan Grup 1 ana modeli, ikinci küçük azı ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş iki implant destekli 3 üyeli siman bağlantılı köprü modelidir. İmplant üstü protez tipi olarak monolitik zirkonyadan (Bruxzir Solid Zirconia-USA) oluşan implant üstü sabit köprü protez modeli seçildi ve oklüzal kalınlıkları 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm olmak üzere 3 farklı kalınlıkta hazırlanmış olan ana modeller sırasıyla Grup 1a, Grup 1b, Grup 1c olarak adlandırıldı. (Tablo 3-1)

Grup 1 ana model : 2 implant destekli 3 üyeli model (ikinci küçük azı implant çapı 3.7 mm uzunluk 11.5 mm, ikinci büyük azı implant çapı 4.7 mm uzunluk 11.5 mm)

Grup 1a: 1.0 mm oklüzal kalınlıkta monolitik zirkonya

Grup 1b: 1.5 mm oklüzal kalınlıkta monolitik zirkonya

Grup 1c: 2.0 mm oklüzal kalınlıkta monolitik zirkonya

Tablo 3-1: Grup 1 ana modelin gruplandırılması



Şekil 3-8: Grup 1 ana modeli için oluşturulan 2 implant destekli 3 üyeli sabit köprü modelinin final görüntüsü



Şekil 3-9: Grup 1 ana modeli için oluşturulan 3D modelin bileşenlerinin görüntüsü

3.1.3.2. Grup 2

Çalışmada oluşturulan Grup 2 modelinde Grup 1 ana modele ilaveten birinci büyük azı bölgesine de bir adet implant yerleştirilip 3 implant destekli 3 üyeli sabit protez modellenmiştir. Monolitik zirkonyadan oluşan implant üstü sabit köprünün oklüzal kalınlıkları 1.0 mm 1.5 mm ve 2.0 mm olmak üzere 3 farklı kalınlıkta

hazırlanmış olup oluşturulan modeller sırasıyla Grup 2a, Grup 2b, Grup 2c olarak adlandırılmıştır. (Tablo 3-2)

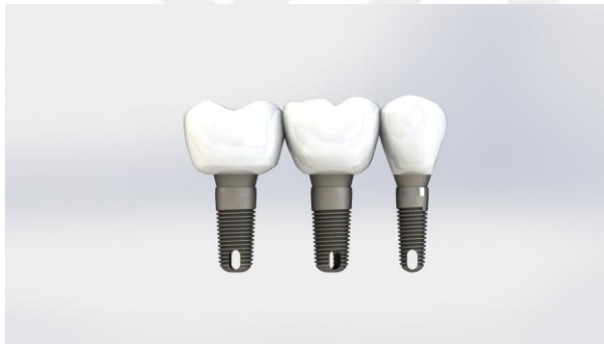
Grup 2 : 3 implant destekli 3 üyeli implant üstü model (ikinci küçük azı implant çapı 3.7 mm uzunluk 11.5 mm, 1. ve ikinci büyük azı implant çapı 4.7 mm uzunluk 11.5 mm)

Grup 2a: 1.0 mm oklüzal kalınlıkta monolitik zirkonya

Grup 2b: 1.5 mm oklüzal kalınlıkta monolitik zirkonya

Grup 2c: 2.0 mm oklüzal kalınlıkta monolitik zirkonya

Tablo 3-2: Grup 2' nin gruplandırılması



Şekil 3-10: Grup 2 için oluşturulan 3 implant destekli 3 üyeli sabit köprü modelinin final görüntüleri



Şekil 3-11: Grup 2 için oluşturulan 3D modelin bileşenlerinin görüntüsü

3.1.3.3. Grup 3

Çalışmada oluşturulan Grup 3 modelinde ikinci küçük azı ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş daha geniş çaplı implantlar ile 2 implant destekli 3 üyeli implant üstü protez modellenmiştir. Monolitik zirkonyadan oluşan implant üstü sabit köprünün oklüzal kalınlıkları 1.0 mm 1.5 mm ve 2.0 mm olmak üzere 3 farklı kalınlıkta hazırlanmış olup oluşturulan modeller sırasıyla Grup 3a, Grup 3b, Grup 3c olarak adlandırılmıştır. (Tablo 3-3)

Grup 3: 2 implant destekli 3 üyeli implant üstü model(ikinci küçük azı implant çapı 4.1mm uzunluk 11.5 mm, ikinci büyük azı implant çapı 6.0 mm uzunluk 11.5 mm)

Grup 3a: 1.0 mm oklüzal kalınlıkta monolitik zirkonya

Grup 3b: 1.5 mm oklüzal kalınlıkta monolitik zirkonya

Grup 3c: 2.0 mm oklüzal kalınlıkta monolitik zirkonya

Tablo 3-3: Grup 3' ün gruplandırılması



Şekil 3-12: Grup 3 için oluşturulan 2 implant destekli 3 üyeli sabit köprü modelinin final görüntüleri



Şekil 3-13: Grup 3 için oluşturulan 3D modelin bileşenlerinin görüntüsü

Farklı tam seramik restorasyonlar için önerilen konnektör boyutu farklılık göstermektedir. Literatürde zirkonya restorasyonlar için önerilen minimum konnektör boyutu 3x3x3 mm'dir (193). Köprü modelinde gövde tasarımı modifiye ridge lap olarak tasarlanmıştır.

3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Uygun Hale Getirilmesi

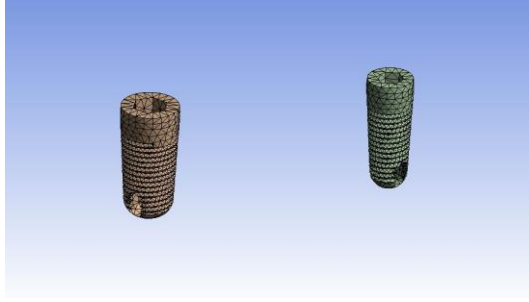
Modeller geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri için .stl (stereolithography) formatında Ansys yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı üç boyutlu modellemeler için evrenseldir ve bu format sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır.

3.3. Sonlu elemanlar modellerinin oluşturulması (Matematiksel model)

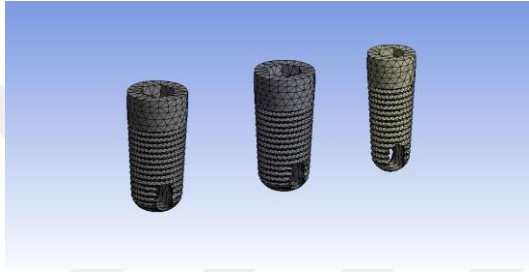
Sonlu elemanlar modeli farklı (en az 3, en fazla 10) düğüm noktalarına sahip elemanlardan oluşturulmuştur. Böylelikle eleman ağı oluşturulduğunda eğrisel yüzeyler daha kolay temsil edilebilmekte ve elde edilen sonuç değerlerinin doğruluğu yüksektir.

Sonlu elemanlar stres analizinde eleman boyutu ve düğüm nokta sayısı arttıkça elde edilen çözümün doğruluğu artmaktadır. Ancak eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça çözüm süreleri çok uzamakta ve bilgisayar kaynakları yeterli olmadığından çözümü imkansız hale gelebilmektedir. Bu nedenle bu çalışmada en yüksek 5 mm ve en düşük 0.1 mm boyutlarında elemanlar oluşturularak sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur.

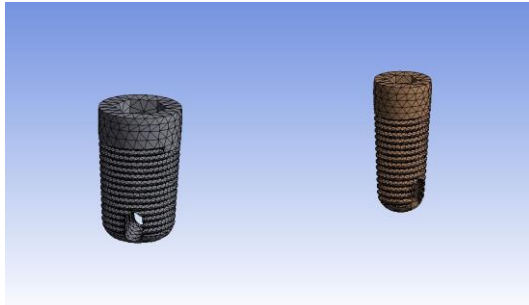
3.3.1. İmplant, abutment, vida ve implant üstü sabit köprü protezlerinin sonlu elemanlar modelleri



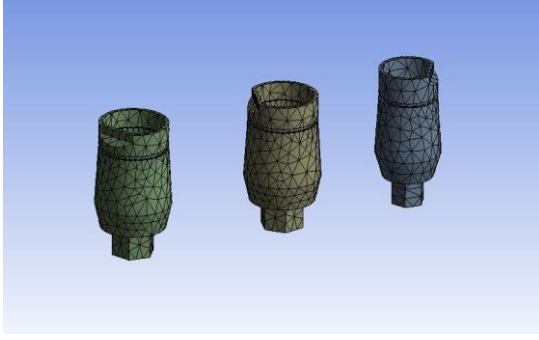
Şekil 3-14: Grup 1 ana model implant sonlu elemanlar modeli



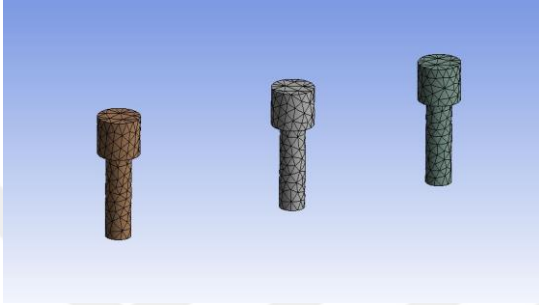
Şekil 3-15: Grup 2 implant sonlu elemanlar modeli



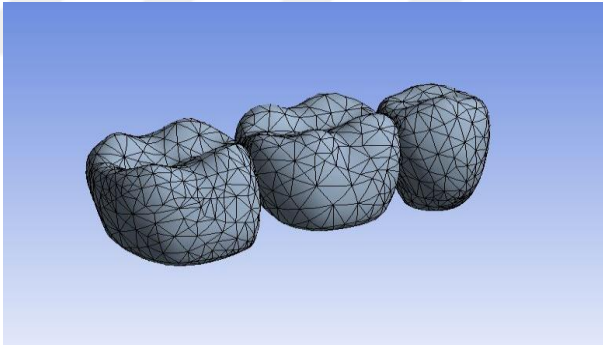
Şekil 3-16: Grup 3 implant sonlu elemanlar modeli



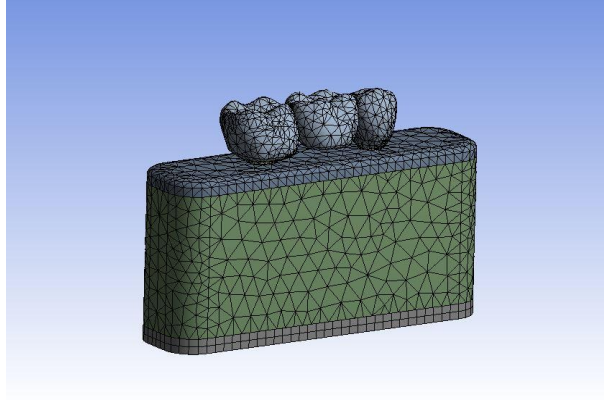
Şekil 3-17: Modellenen abutmentlerin sonlu elemanlar modeli



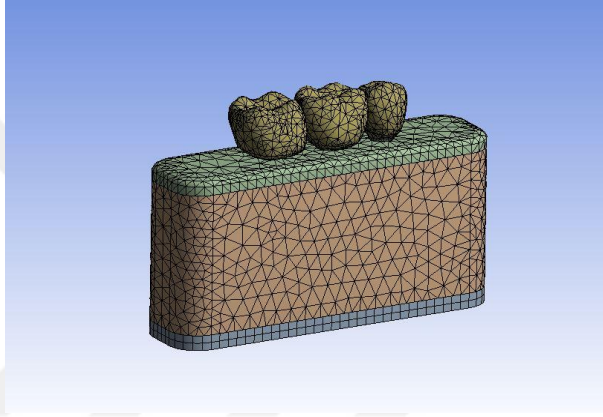
Şekil 3-18: Modellenen vidaların sonlu elemanlar modelleri



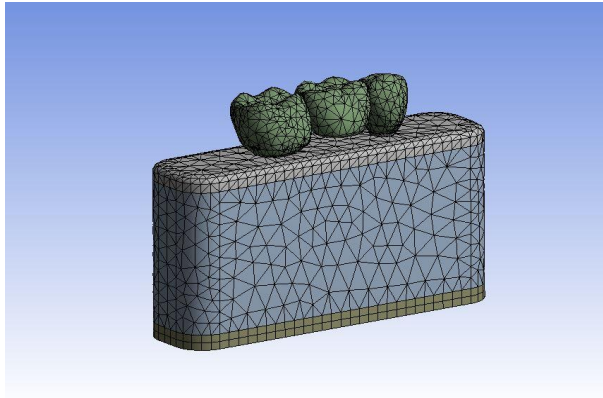
Şekil 3-19: Modellenen köprü modelinin sonlu elemanlar modeli



Şekil 3-20: Grup 1 ana modelinin sonlu elemanlar modeli



Şekil 3-21: Grup 2' nin sonlu elemanlar modeli



Şekil 3-22: Grup 3' ün sonlu elemanlar modeli

3.4. Modellerdeki eleman ve nod sayıları

Çalışmada kullanılan modellerdeki eleman ve nod sayıları tabloda belirtilmiştir.
(Tablo 3-4)

| Modeller | Element sayısı | Nod (Dügüm) sayısı |
|----------|----------------|---------------------|
| Grup 1a | 45606 | 261322 |
| Grup 1b | 46703 | 267608 |
| Grup 1c | 48514 | 277985 |
| Grup 2a | 69635 | 405275 |
| Grup 2b | 70537 | 410525 |
| Grup 2c | 72426 | 421519 |
| Grup 3a | 48750 | 281775 |
| Grup 3b | 49691 | 287213 |
| Grup 3c | 50943 | 294450 |

Tablo 3-4: Çalışmada kullanılan modellerdeki eleman ve nod (dügüm) sayıları

3.5.Malzeme Özellikleri

Bu çalışmada kortikal ve trabeküler kemik izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Modellenen malzemelerin mekanik özelliklerini bilgisayara aktarmada kullanılan değerler tablo 3-5' de belirtilmiştir. (Tablo 3-5)

| Materyal | Young modülü(GPa) | Poisson oranı | Kaynak |
|--|-------------------|---------------|------------|
| Titanyum implant, Abutment,Vida | 110 | 0.35 | (28) |
| Kortikal kemik | 13.7 | 0.30 | (194) |
| Trabeküler kemik | 1.37 | 0.30 | (194, 195) |
| Monolitik zirkonya | 210 | 0.35 | (196) |

Tablo 3-5: Çalışmada kullanılan malzemenin mekanik özellikleri

3.6.Modellerde kontakt yüzeylerin belirlenmesi

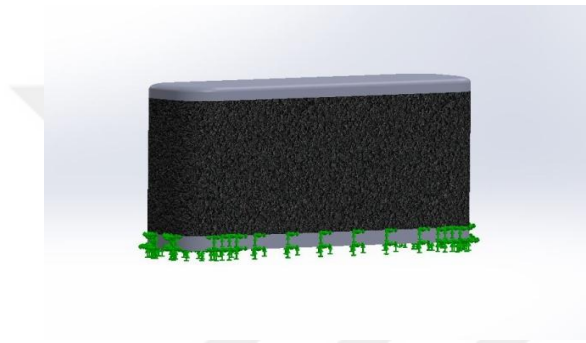
Bu çalışmada kortikal ve trabeküler kemiğin kesintisiz temas ettiği kabul edilmiştir. İmplant ile kemik arasındaki osseointegrasyon %100 kabul edilmiştir.

Benzer şekilde implant-abutment-vida bağlantılarının da kesintisiz temas ettiği kabul edilmiştir. Çalışmamızda siman aralığı ihmal edilmiştir.

3.7. Sınır Koşulları ve Kuvvet Uygulanması

3.7.1.Sınır Koşulları

Tüm alt çene kemiğinin modellenmesinin analizlere anlamlı bir etkisi olmayacağından dolayı Baolen yöntemi ile sınırlandırılmıştır. Tüm modellerde aynı sınır koşulları tanımlanmış olup kemik kesiti her yönden sabitlenmiştir. (Şekil 3-23)

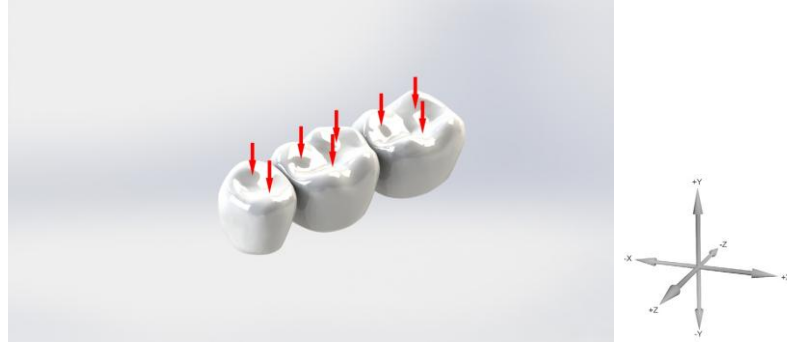


Şekil 3-23: Kemik modeli mandibulanın tabanından serbestlik derecesi 0 olacak şekilde sabitlenmesi

Analiz yapılacak olan modellere çiğneme kuvvetlerini taklit etmek amacıyla ve bruksizmde oluşan parafonksiyonel kuvvetlerden dolayı hem dikey hemde oblik yönde dinamik kuvvet uygulanmıştır.

3.7.2.Dikey kuvvet uygulanışı

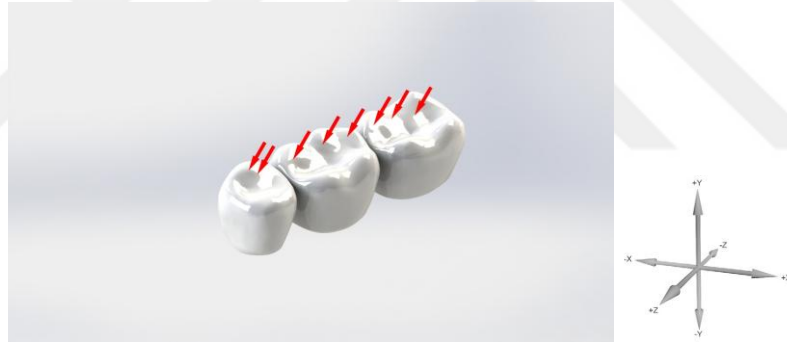
Dikey kuvvet uygulanmasında ikinci küçük azı dişin bukkal ve lingual tüberküllerinin eğimli yüzeylerinden belirlenmiş 2 noktadan toplam 200 N, 1. ve ikinci büyük azı dişlere ise bukkal ve lingual tüberküllerinde belirlenmiş 3 noktadan toplam 800 N olacak şekilde tüm dişlere 1000 N dikey kuvvet uygulanmıştır. (Şekil 3-24)



Şekil 3-24: Dikey kuvvet uygulaması

3.7.3. Oblik kuvvet uygulaması

Oblik kuvvet uygulanmasında ikinci küçük azı dişin bukkal tüberkülü üzerinde belirlenmiş 2 noktadan toplam 100 N, 1. ve ikinci büyük azı dişlerin bukkal tüberküllerinde belirlenmiş 3 noktadan toplam 400 N olacak şekilde tüm dişlere 500 N 30° lik oblik kuvvet uygulanmıştır. (Şekil 3-25)

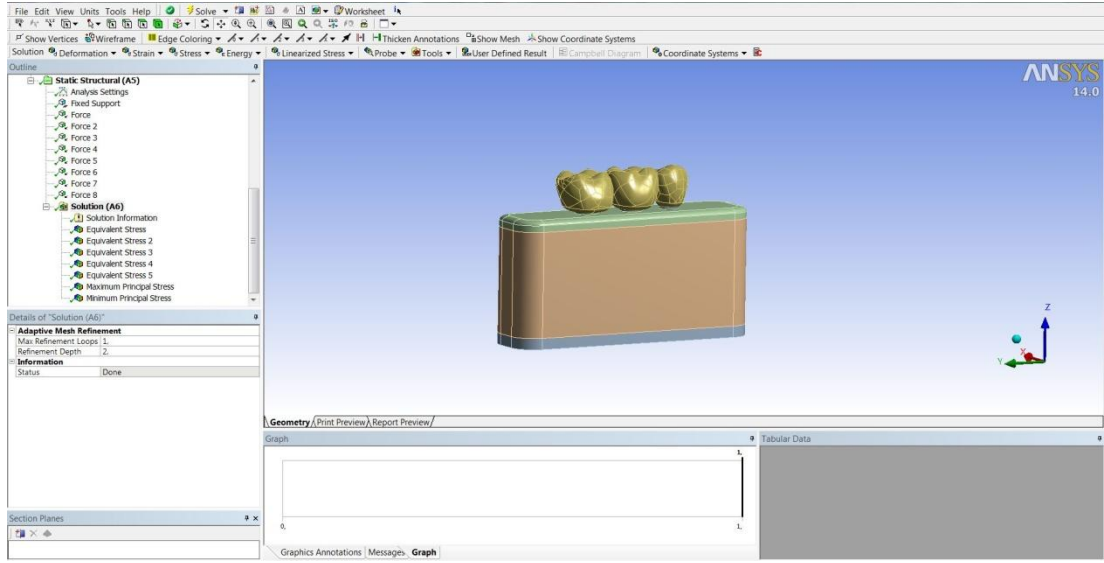


Şekil 3-25: Oblik kuvvet uygulaması

Oblik kuvvetler üç yönde (x, y, z eksenlerinde) aynı anda uygulanmış olup dinamik bir analiz kuvvet uygulanması esnasında 10 sn süre ile zamana bağlı değişimler simüle edilmiştir (28, 197).

3.8. Sonlu elemanlar modelinin çözümü

Sonlu elemanlar model çözümlemesi için pek çok çözücü yazılım bulunmaktadır. Bu çalışmada Ansys 14.0 yazılımı kullanılarak dinamik çözüm yapılmıştır. Uygulanan kuvvet zamanla değişeceğinden yapılan çözüm zamana bağlıdır.



Şekil 3-26: 3D geometrik modelinin ansys 14.0 yazılımı ile çözümü

3.9. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi ve oluşan stres dağılımlarının karşılaştırılması amacıyla incelenen referanslar ve stres değerleri

1. Monolitik zirkonyadan oluşan üst yapının tamamında oluşan von Mises stres değerleri
2. Titanyum implant, titanyum abutment ve titanyum vidalarda ölçülen von mises stres değerleri
3. Kortikal kemikte üzerinde ölçülen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri

4. BULGULAR

Bu çalışmada bruksizimli bireylerde oluşan dikey ve oblik oklüzal kuvvetler altında implant üst yapısında, abutmentlerde, implantlarda, vidalarda ve kortikal kemikte oluşan stres değerlerine bakılmıştır. Çalışmamızda kemikte oluşan basma ve çekme tipi streslerinin ölçülmesi amacıyla maksimum ve minimum pirincipal stres değerlerine; implant, abutment, abutment vidası ve protetik üst yapıda ise ortalama stres değerlerini veren maksimum von Mises değerlerine bakılmıştır.

4.1. Dikey Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular

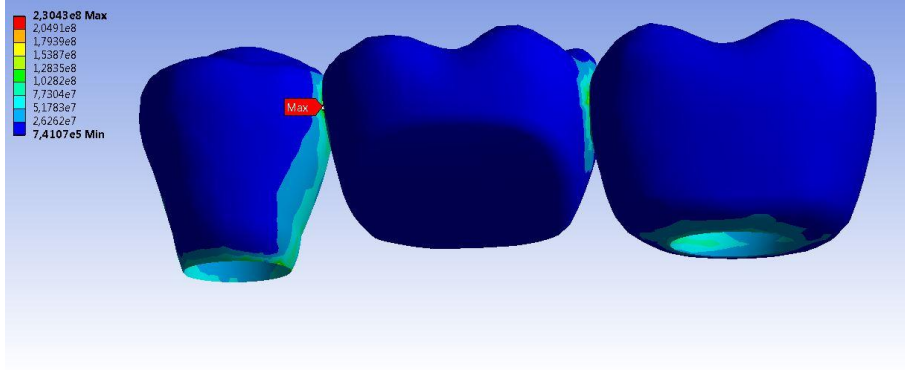
Oklüzal düzlem ile 90^0 açılı olan dikey kuvvetler ikinci küçük azı dişin bukkal ve lingual tüberküllerinin eğimli yüzeylerinden belirlenmiş 2 noktadan toplam 200 N, 1. ve ikinci büyük azı dişlerin ise bukkal ve lingual tüberküllerinde belirlenmiş 3 noktadan toplam 800 N olacak şekilde tüm dişlere 1000 N dikey kuvvet uygulanmıştır.

4.1.1. Grup 1a Modeli İçin Elde edilen bulgular

Çalışmada kullanılan Grup 1a modeli ikinci küçük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 3.7 mm çapında ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 4.7 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 1.0 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 üyeli monolitik zirkonyadan oluşan implant destekli sabit protez modelidir.

4.1.1.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

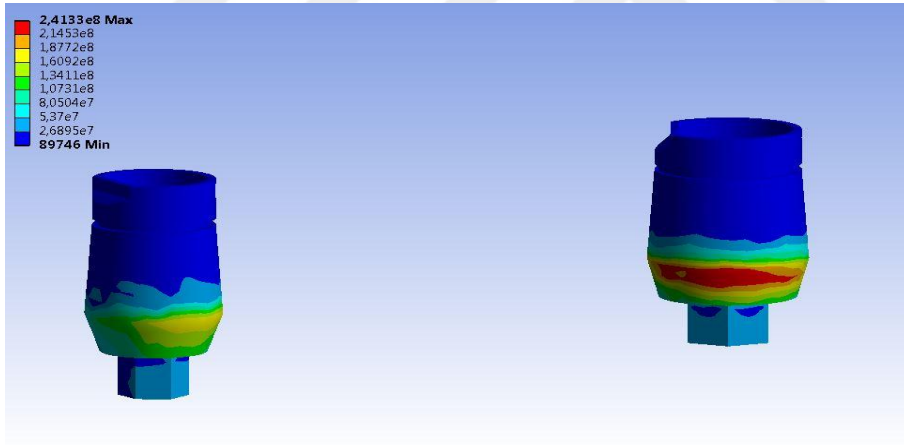
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda 230.43 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil4-1)



Şekil 4-1: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.1.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 241.33 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-2)



Şekil 4-2: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.1.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

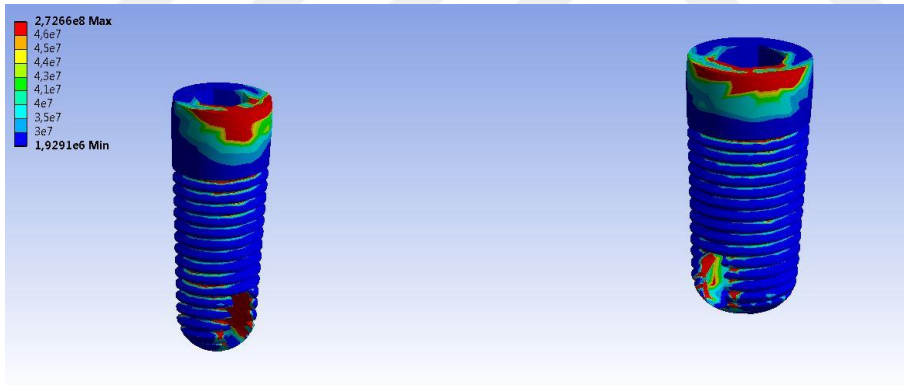
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 38.825 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-3)



Şekil 4-3: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.1.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri implantların lingual boyun bölgesinde 272.66 N/mm^2 olarak ölçülmüştür.

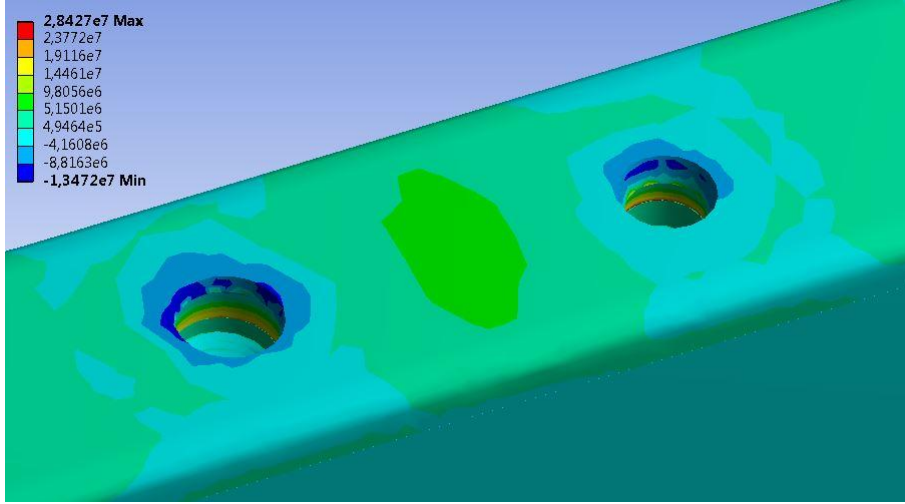


Şekil 4-4: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.1.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

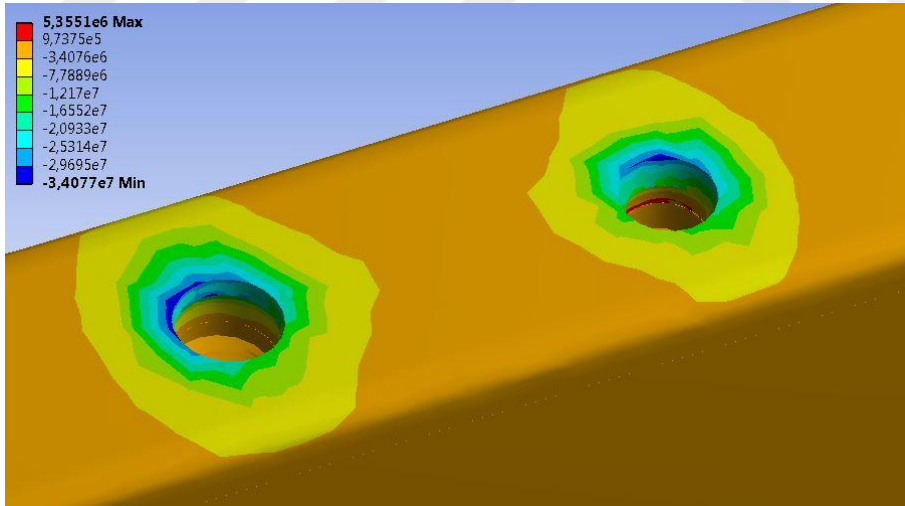
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 28.427 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-5)



Şekil 4-5: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

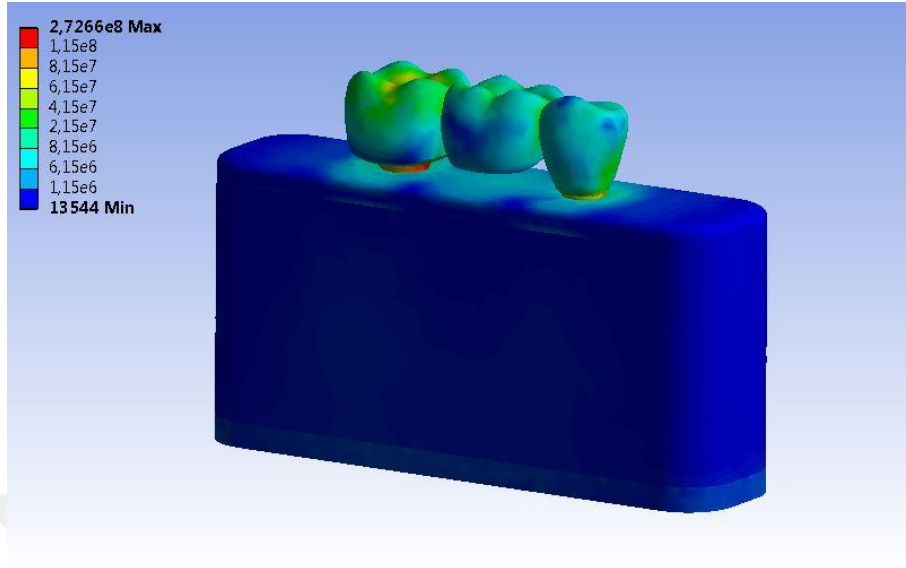
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında -34.077 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-6)



Şekil 4-6: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.1.1.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-7)



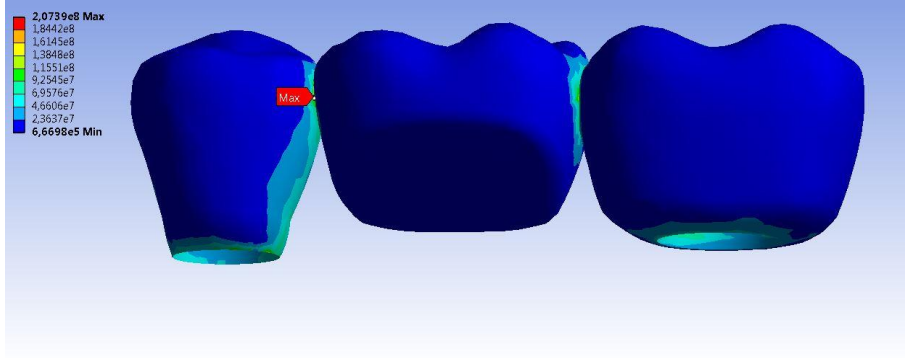
Şekil 4-7: Grup 1a' da dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.1.2. Grup 1b Modeli İçin Elde edilen bulgular

Çalışmada kullanılan Grup 1b modeli ikinci küçük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 3.7 mm çapında ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 4.7 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 1.5 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 üyeli monolitik zirkonyadan oluşan implant destekli sabit protez modelidir.

4.1.2.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

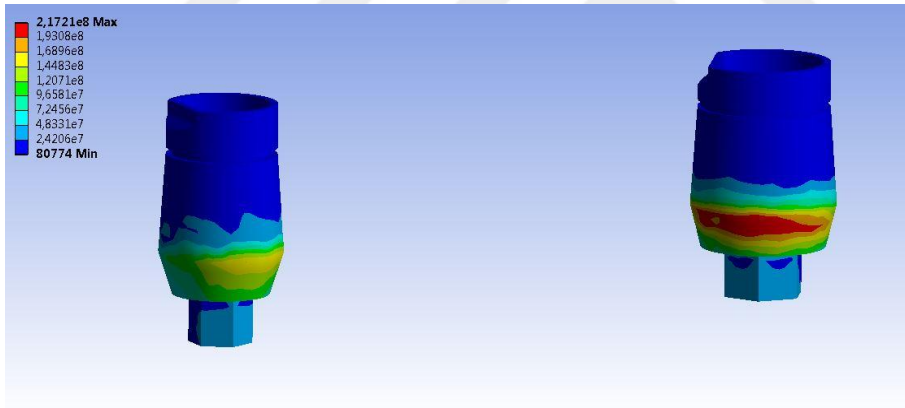
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda 207.39 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-8)



Şekil 4-8: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.2.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 217.21 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-9)



Şekil 4-9: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.2.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 34.943 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-10)



Şekil 4-10: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.2.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 245.54 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-11)

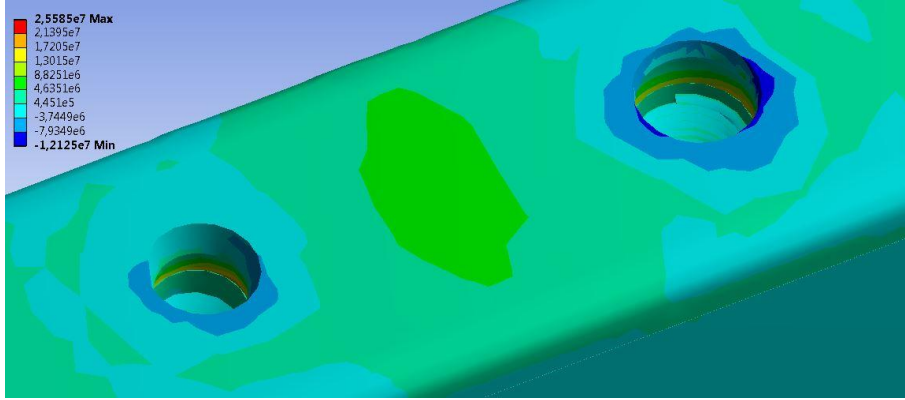


Şekil 4-11: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.2.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

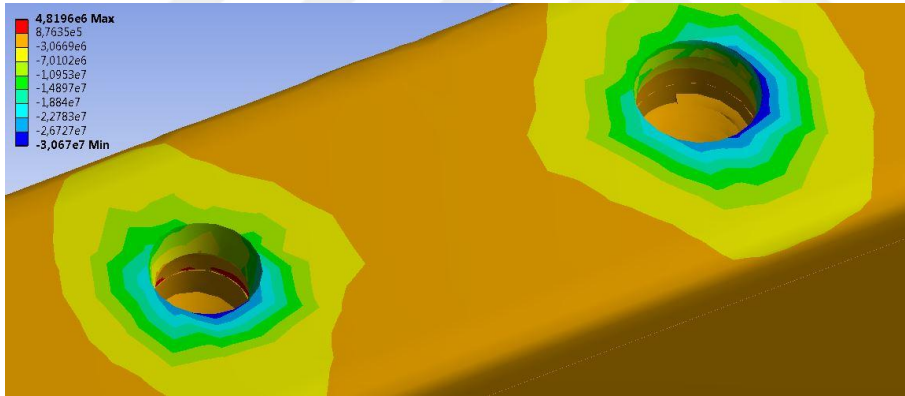
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda 25.585 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-12)



Şekil 4-12: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

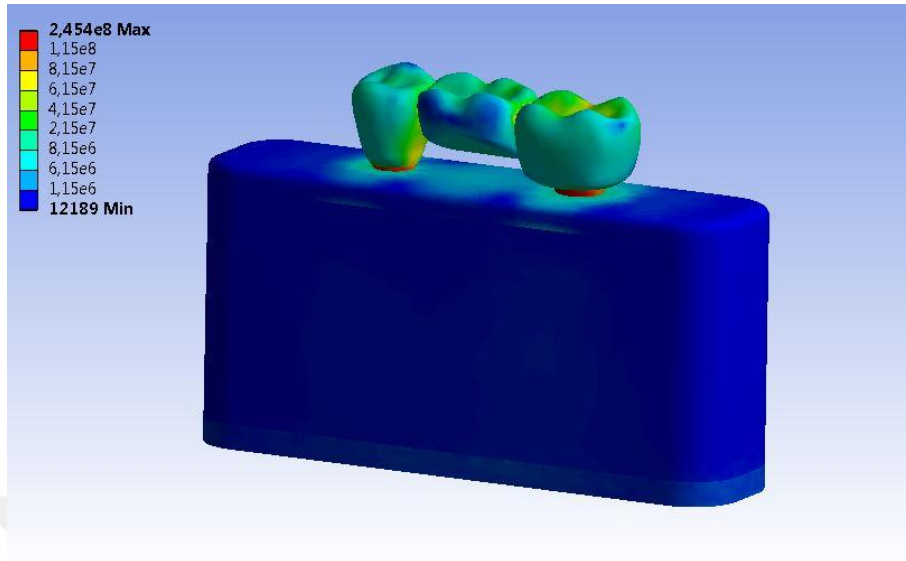
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında -30.67 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-13)



Şekil 4-13: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.1.2.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-14)



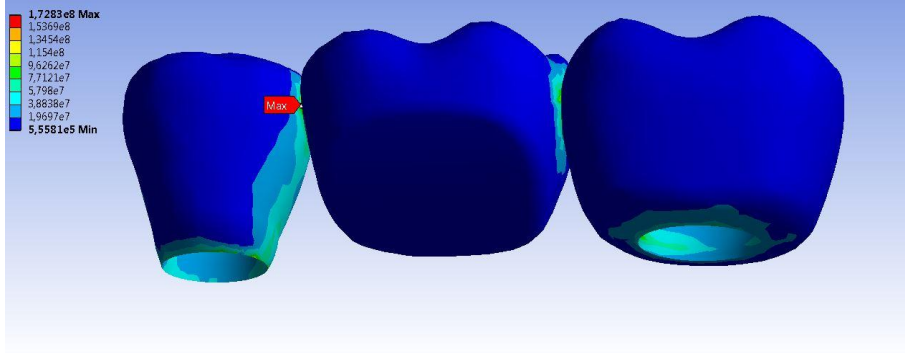
Şekil 4-14: Grup 1b' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.1.3. Grup 1c Modeli İçin Elde edilen bulgular

Çalışmada kullanılan Grup 1c modeli ikinci küçük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 3.7 mm çapında ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 4.7 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 2.0 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 üyeli monolitik zirkonyadan oluşan implant destekli sabit protez modelidir.

4.1.3.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

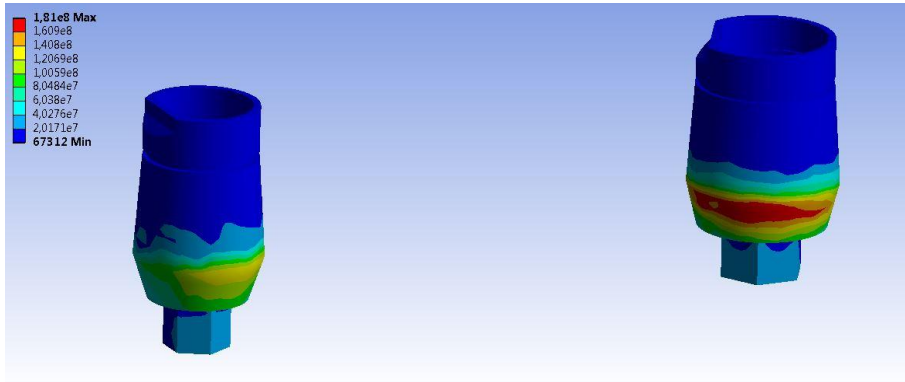
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör bölgesinde 172.83 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-15)



Şekil 4-15: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.3.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 181.0 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-16)



Şekil 4-16: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.3.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 29.119 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-17)



Şekil 4-17: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.3.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 204.5 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-18)

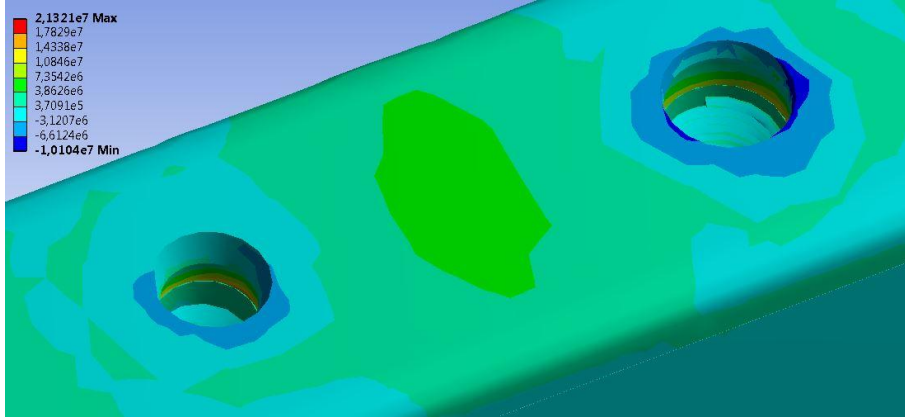


Şekil 4-18: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.3.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

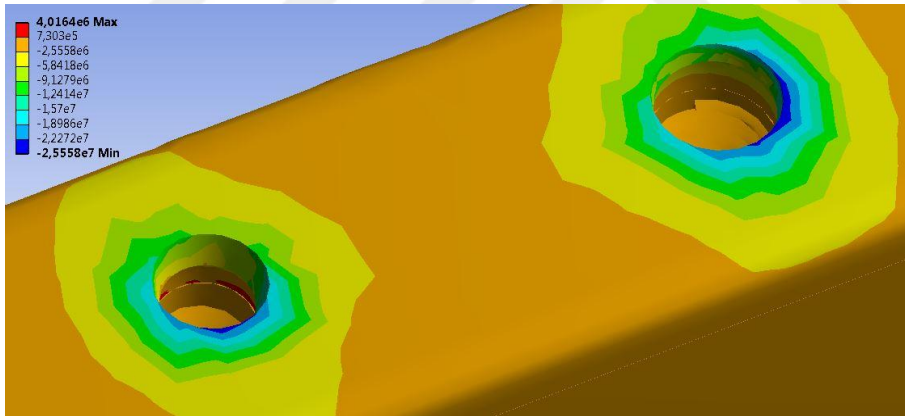
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 21.321 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-19)



Şekil 4-19: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

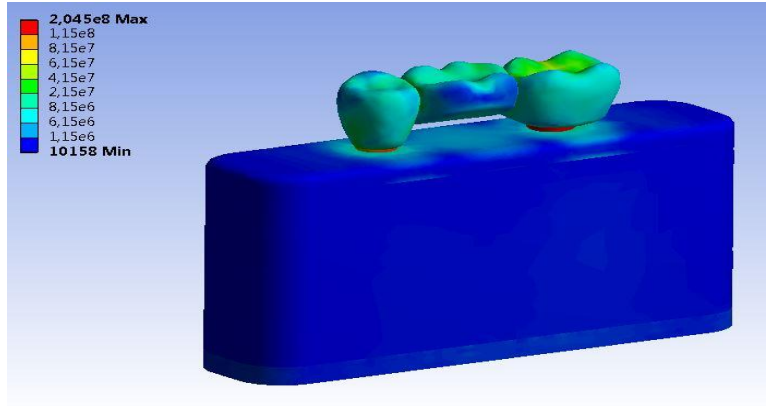
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında -25.585 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-20)



Şekil 4-20: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.1.3.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-21)



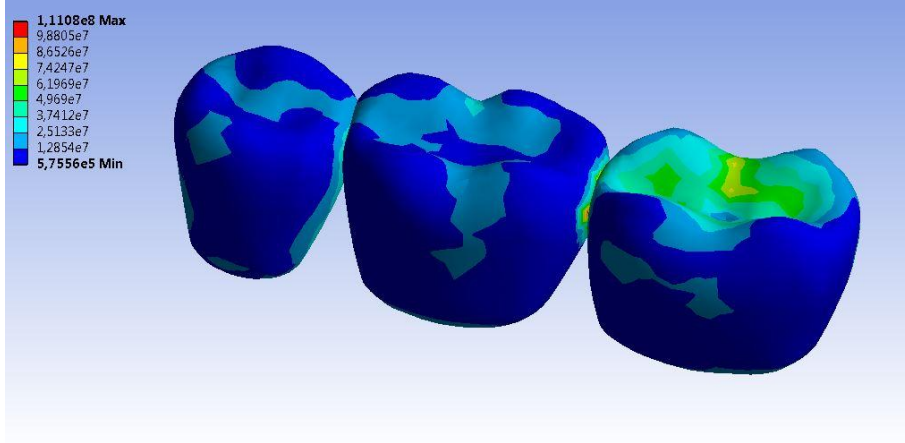
Şekil 4-21: Grup 1c' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.1.4. Grup 2a Modeli İçin Elde edilen bulgular

Çalışmada kullanılan Grup 2a modeli ikinci küçük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 3.7 mm çapında, birinci büyük azı bölgesine 11.5 mm uzunluğunda 4.7 mm ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 4.7 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 1.0 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 üyeli monolitik zirkonyadan oluşan implant destekli sabit protez modelidir.

4.1.4.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

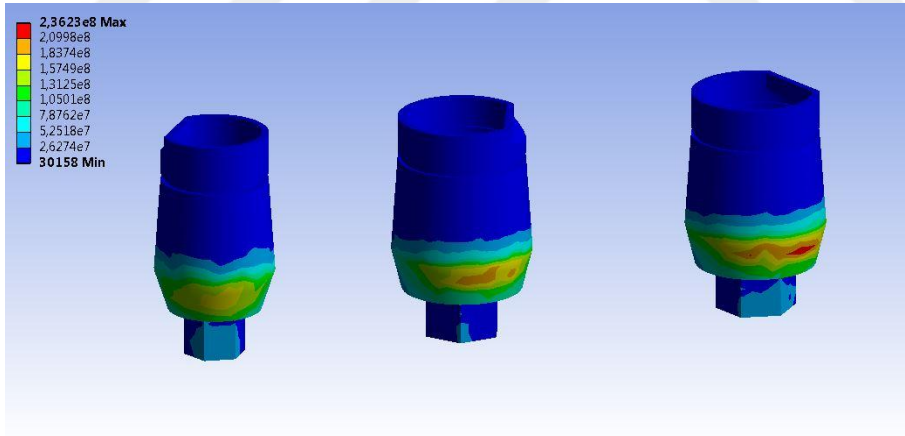
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör bölgesinde 111.8 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-22)



Şekil 4-22: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.4.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

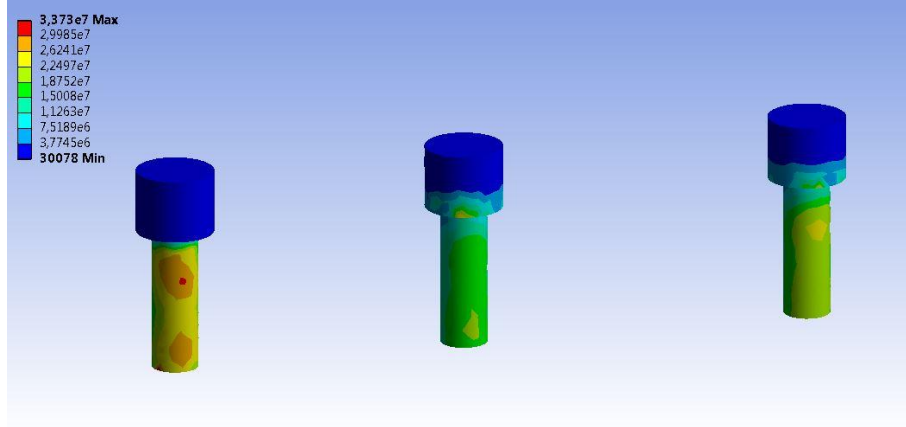
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 236.23 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-23)



Şekil 4-23: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.4.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

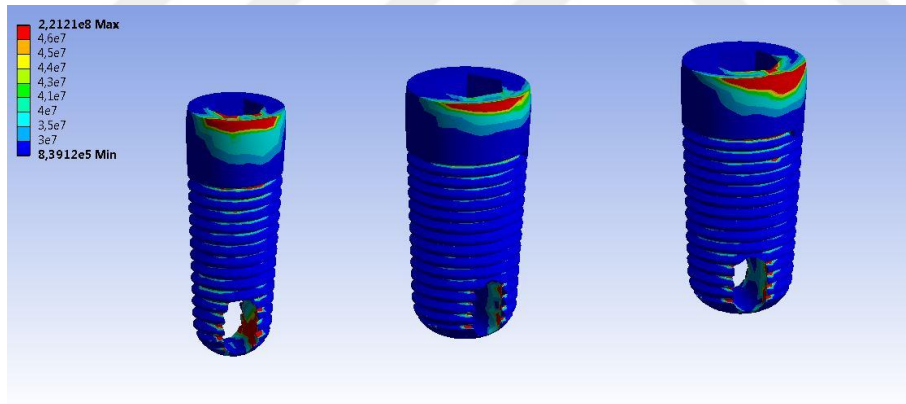
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 33.73 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-24)



Şekil 4-24: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.4.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 212.21 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-25)

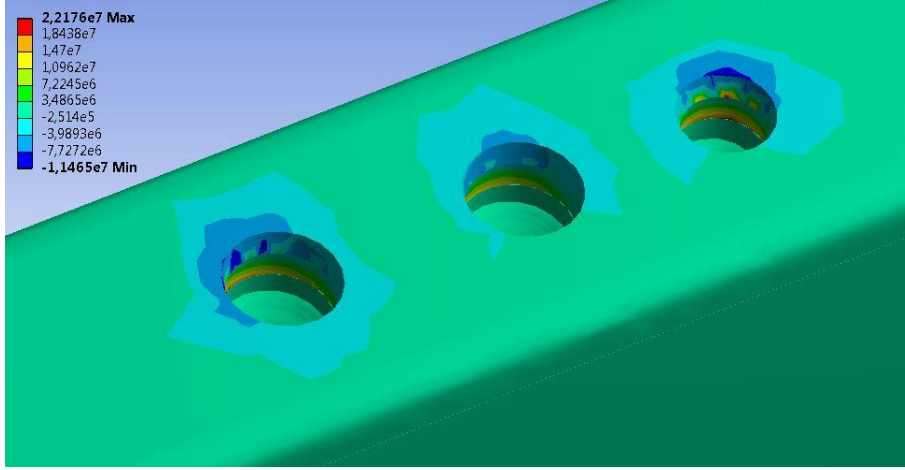


Şekil 4-25: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.4.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

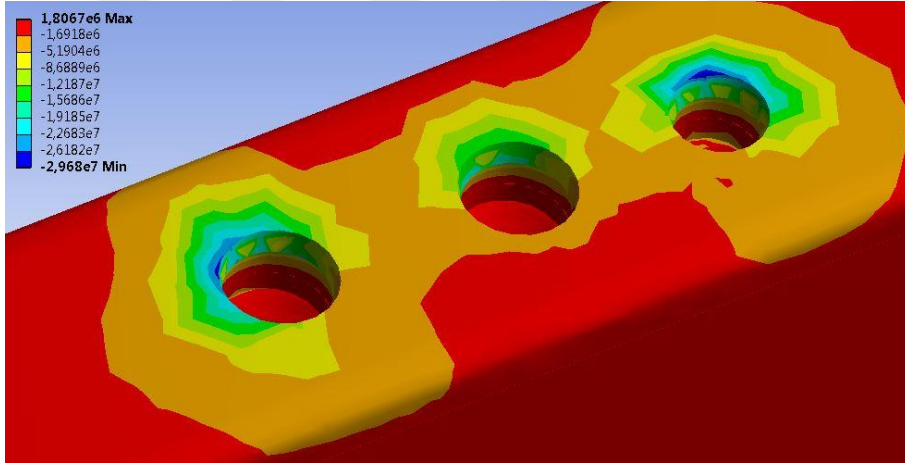
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 22.176 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-26)



Şekil 4-26: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

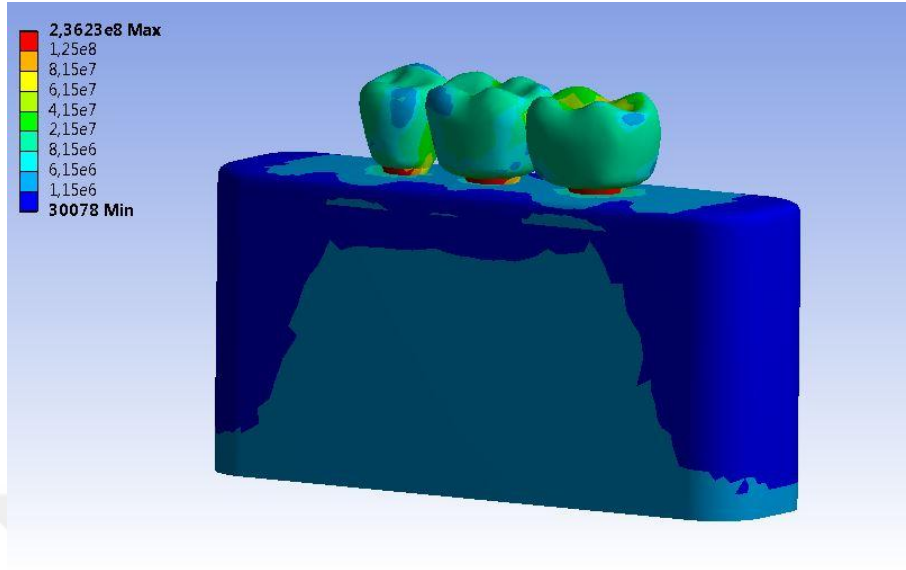
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında -29.68 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-27)



Şekil 4-27: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.1.4.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-28)



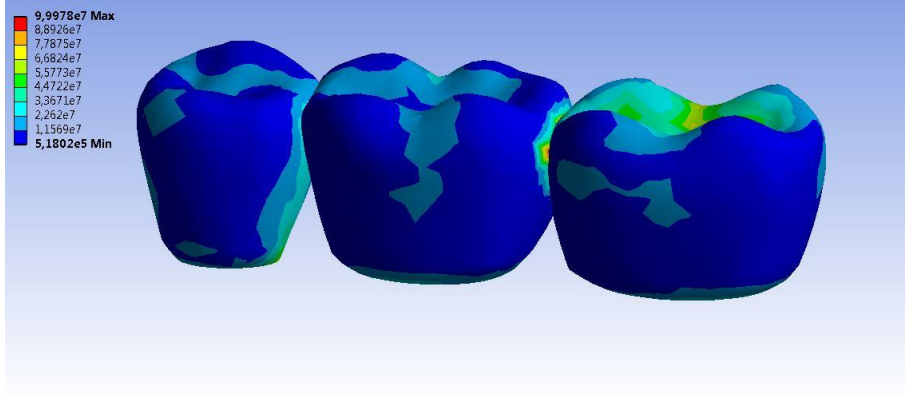
Şekil 4-28: Grup 2a' da dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.1.5. Grup 2b Modeli İçin Elde edilen bulgular

Çalışmada kullanılan Grup 2b modeli ikinci küçük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 3.7 mm çapında, birinci büyük azı bölgesine 4.7 mm ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş 4.7 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 1.5 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 üyeli monolitik zirkonyadan oluşan implant destekli sabit protez modelidir.

4.1.5.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

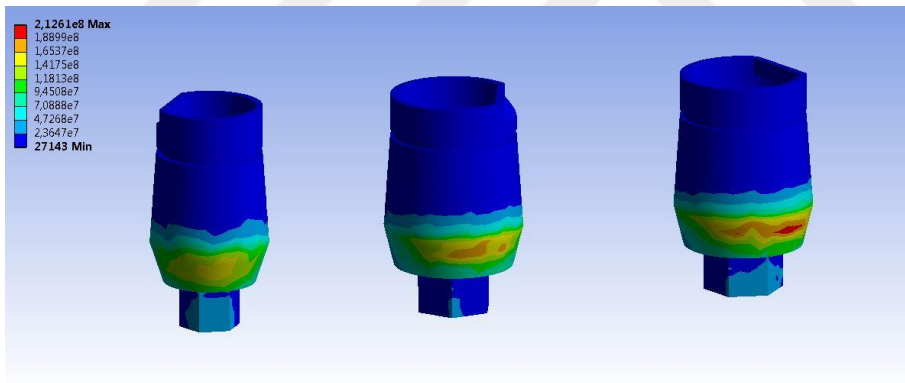
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör bölgesinde 99.978 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-29)



Şekil 4-29: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.5.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

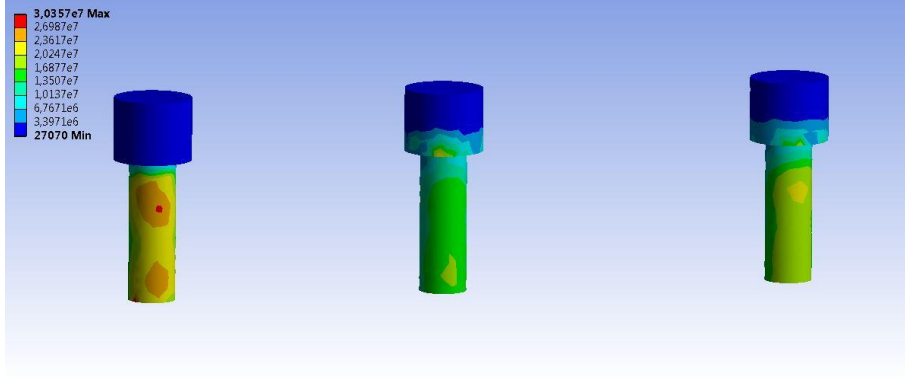
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 212.61 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-30)



Şekil 4-30: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.5.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

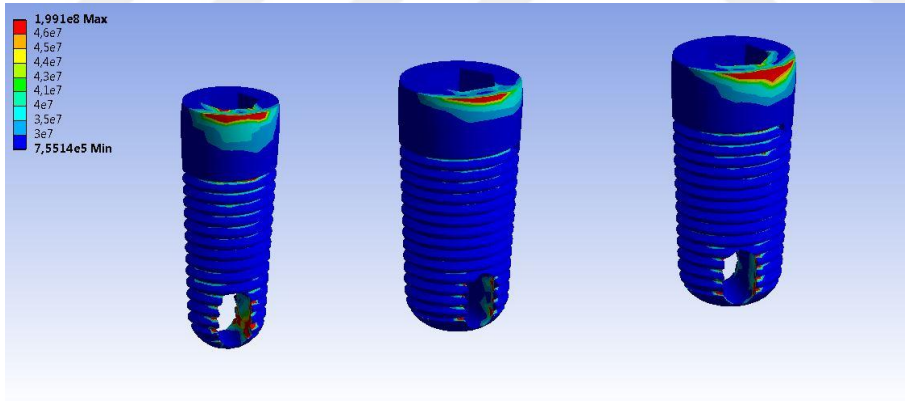
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 30.357 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-31)



Şekil 4-31: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.5.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 199.10 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-32)

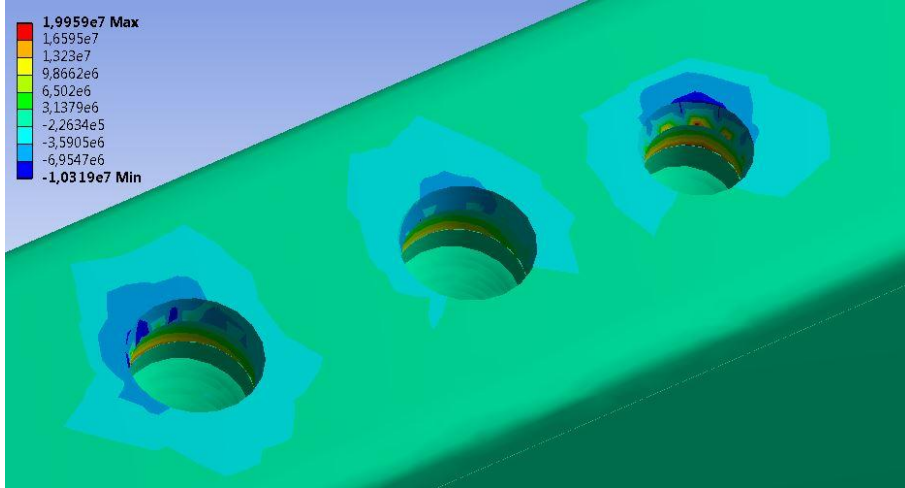


Şekil 4-32: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.5.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

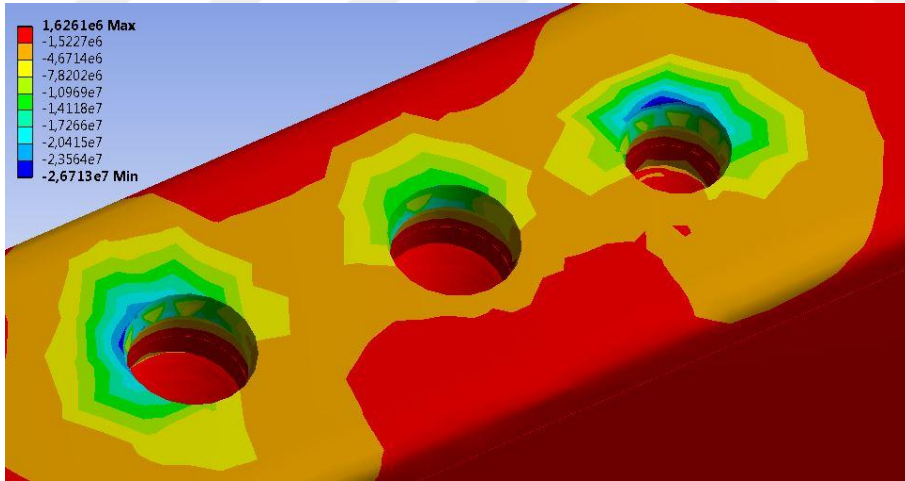
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 19.959 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-33)



Şekil 4-33: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

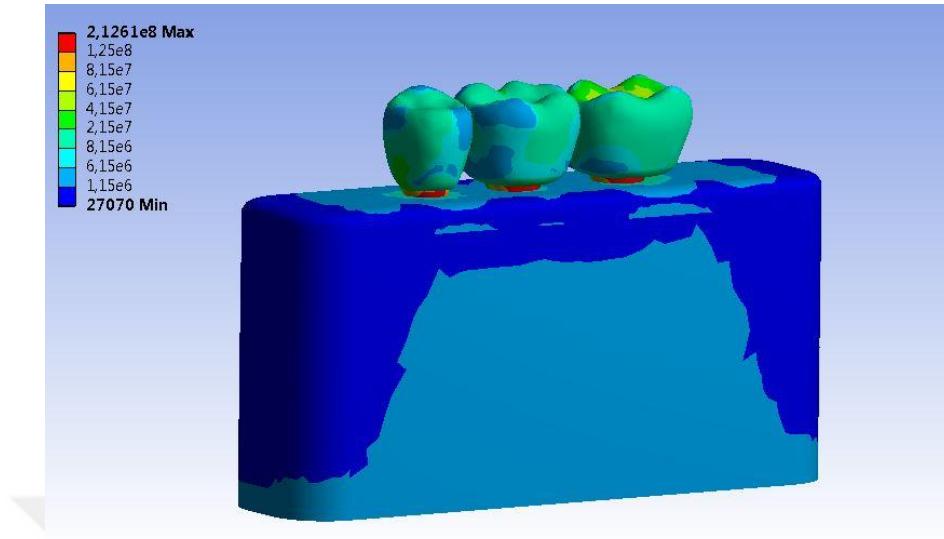
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısımda -26.713 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-34)



Şekil 4-34: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.1.5.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-35)



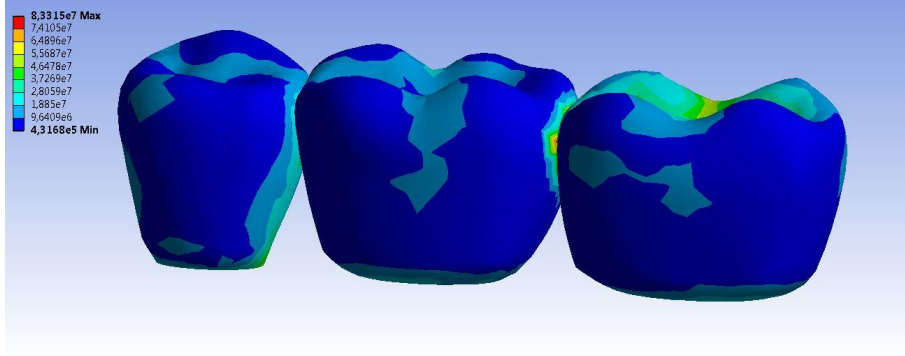
Şekil 4-35: Grup 2b' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.1.6. Grup 2c Modeli İçin Elde edilen bulgular

Çalışmada kullanılan Grup 2c modeli ikinci küçük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 3.7 mm çapında, birinci büyük azı bölgesine 11.5 mm uzunluğunda 4.7 mm ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 4.7 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 2.0 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 üyeli monolitik zirkonyadan oluşan implant destekli sabit protez modelidir.

4.1.6.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

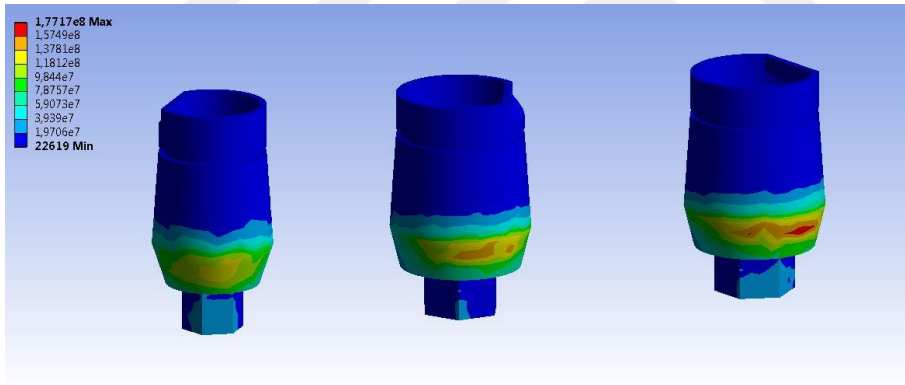
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör bölgesinde 83.315 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-36)



Şekil 4-36: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.6.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

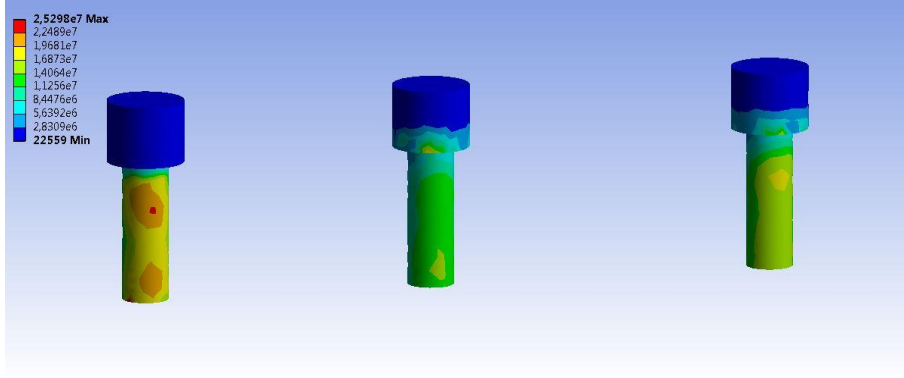
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 177.17 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-37)



Şekil 4-37: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.6.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

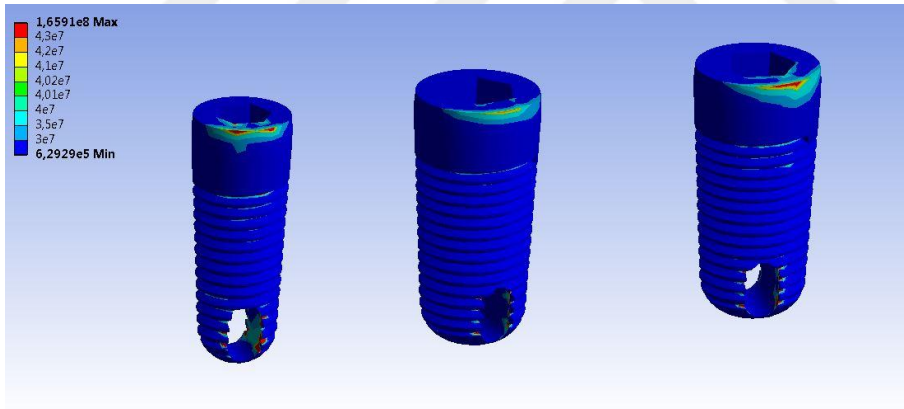
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 25.298 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-38)



Şekil 4-38: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.6.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 165.91 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-39)

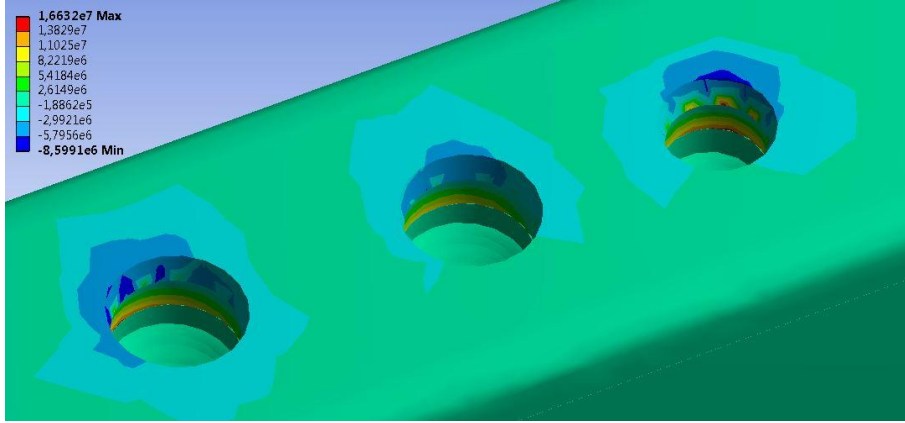


Şekil 4-39: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.6.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

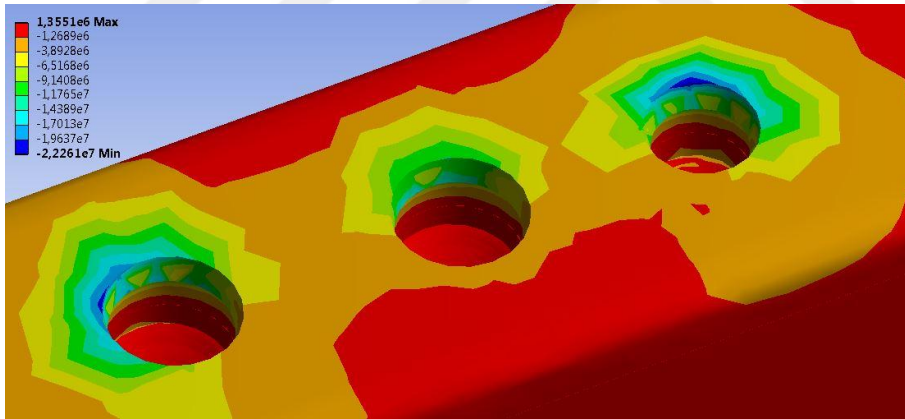
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 16.632 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-40)



Şekil 4-40: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

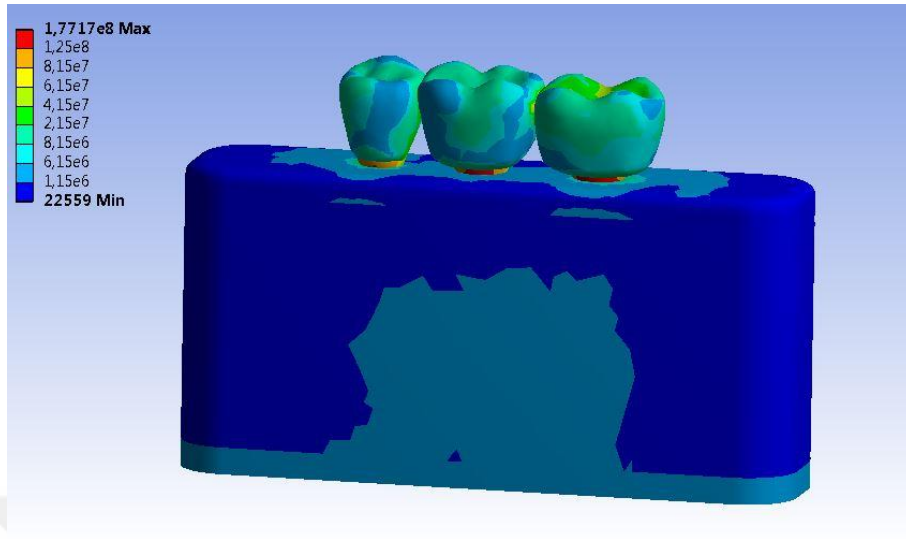
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısımda -22.261 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-41)



Şekil 4-41: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.1.6.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-42)



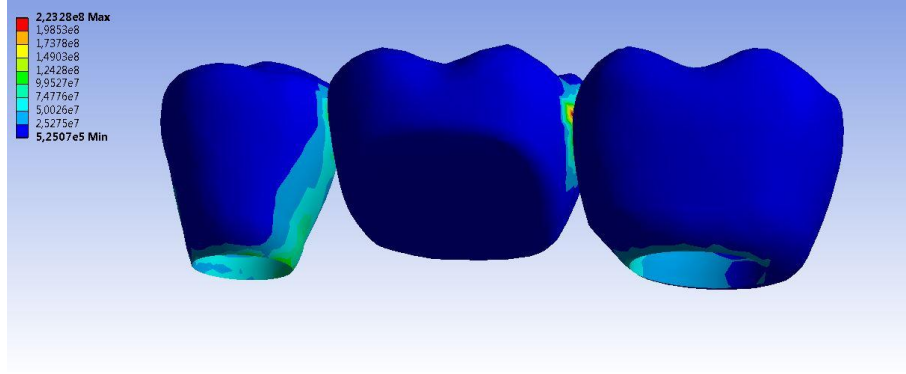
Şekil 4-42: Grup 2c' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.1.7. Grup 3a Modeli İçin Elde edilen bulgular

Çalışmada kullanılan Grup 3a modeli ikinci küçük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 4.1 mm çapında, ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 6.0 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 1.0 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 üyeli monolitik zirkonyadan oluşan implant destekli sabit protez modelidir.

4.1.7.1.Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

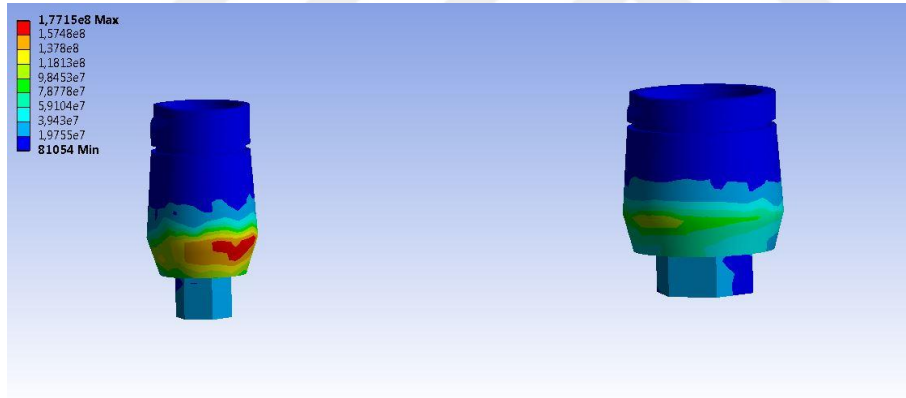
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda 223.28 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-43)



Şekil 4-43: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.7.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 177.15 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-44)



Şekil 4-44: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.7.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

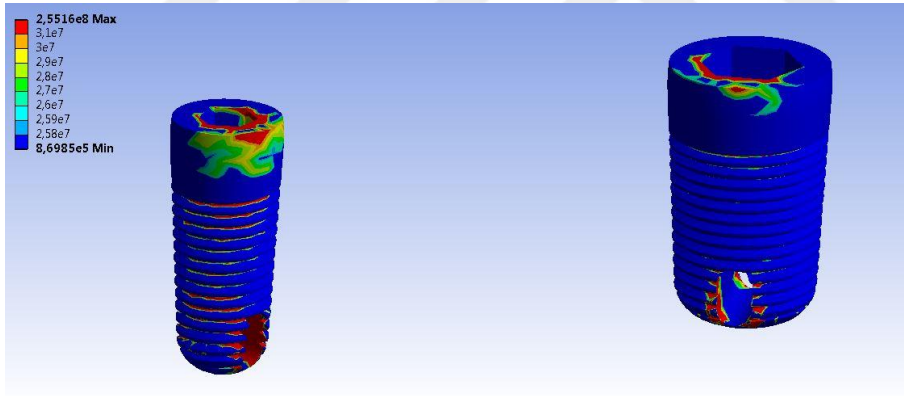
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 30.473 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-45)



Şekil 4-45: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.7.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 255.16 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-46)

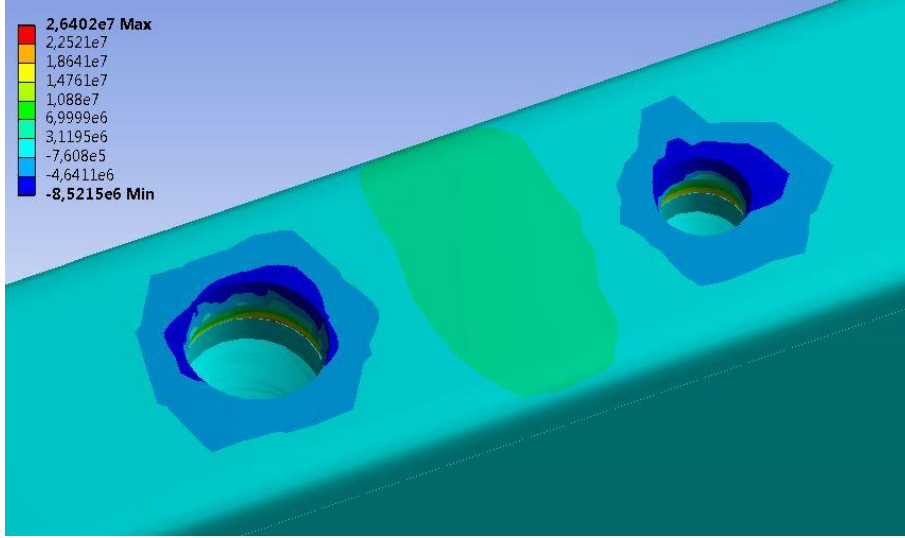


Şekil 4-46: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.7.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

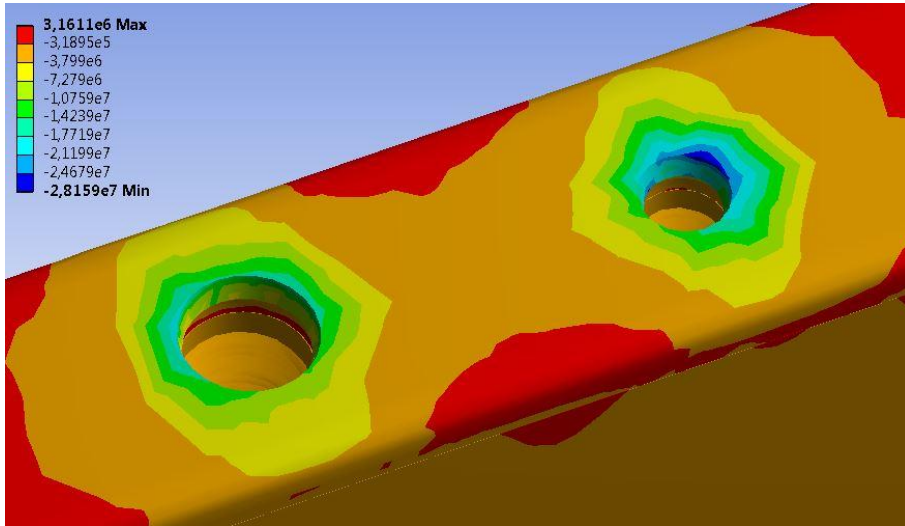
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 26.402 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-47)



Şekil 4-47: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

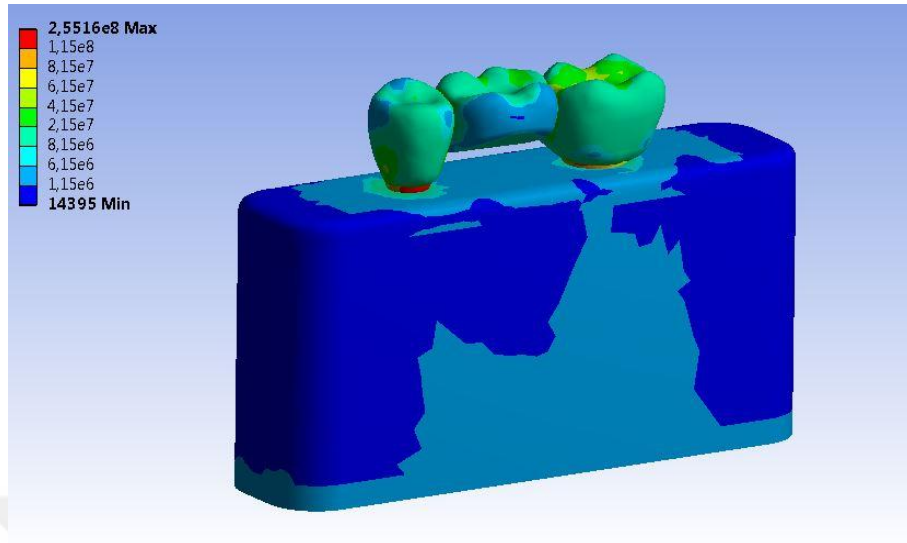
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında -28.159 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-48)



Şekil 4-48: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.1.7.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-49)



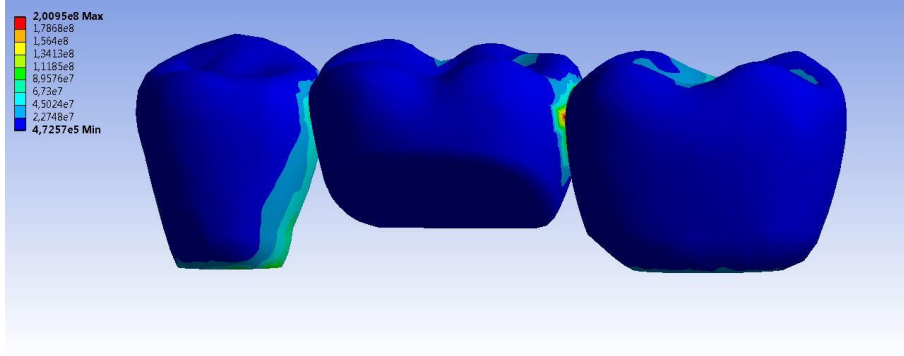
Şekil 4-49: Grup 3a' da dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.1.8. Grup 3b Modeli İçin Elde edilen bulgular

Çalışmada kullanılan Grup 3b modeli ikinci küçük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 4.1 mm çapında, ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 6.0 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 1.5 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 üyeli monolitik zirkonyadan oluşan implant destekli sabit protez modelidir.

4.1.8.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda 200.95 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil4-50)



Şekil 4-50: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.8.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 159.44 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-51)



Şekil 4-51: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.8.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

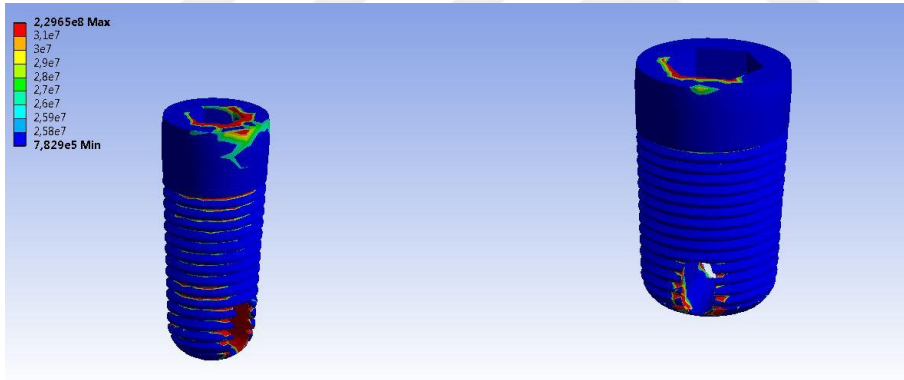
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 27.426 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-52)



Şekil 4-52: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.8.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 229.65 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-53)

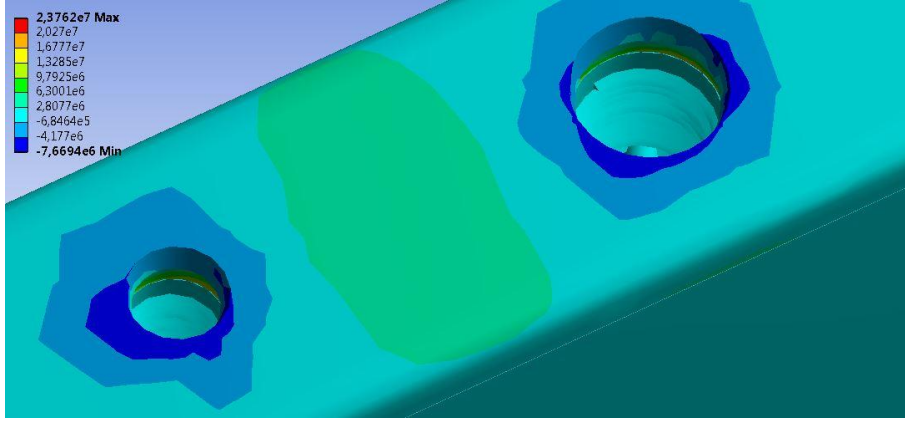


Şekil 4-53: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.8.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

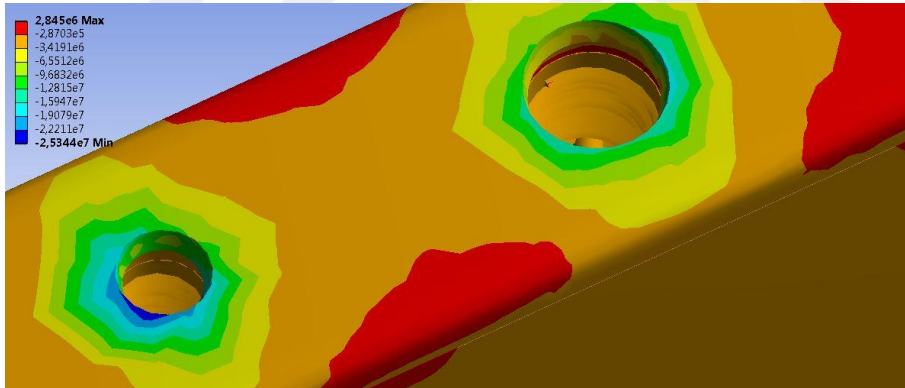
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 23.762 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-54)



Şekil 4-54: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

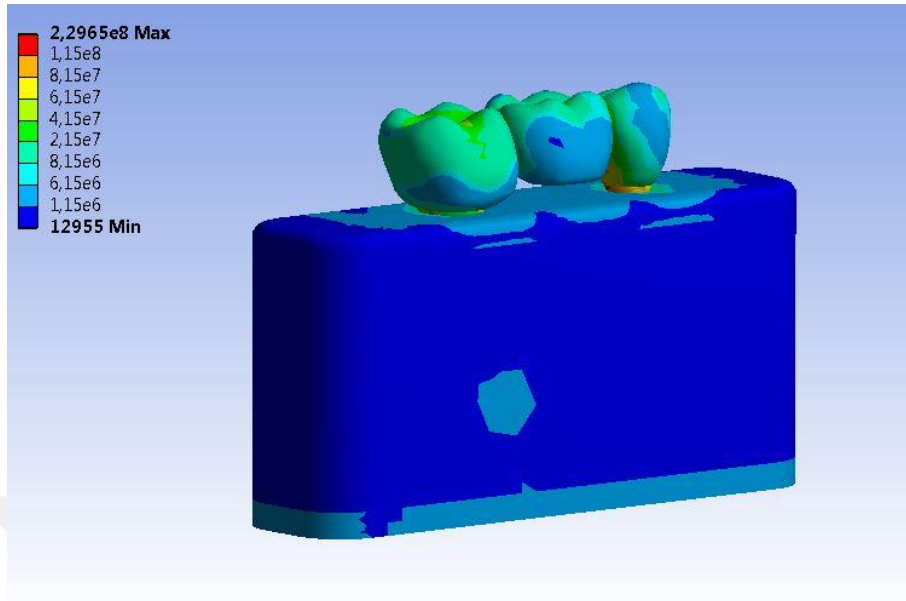
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında -25.344 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-55)



Şekil 4-55: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.1.8.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-56)



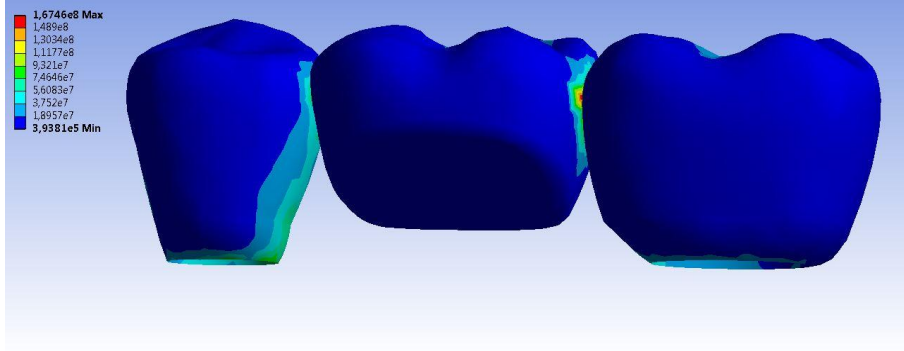
Şekil 4-56: Grup 3b' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.1.9. Grup 3c Modeli İçin Elde edilen bulgular

Çalışmada kullanılan Grup 3c modeli ikinci küçük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 4.1 mm çapında, ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş 11.5 mm uzunluğunda 6.0 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 2.0 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 üyeli monolitik zirkonyadan oluşan implant destekli sabit protez modelidir.

4.1.9.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda 167.46 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-57)



Şekil 4-57: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.9.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 132.86 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-58)



Şekil 4-58: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.9.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

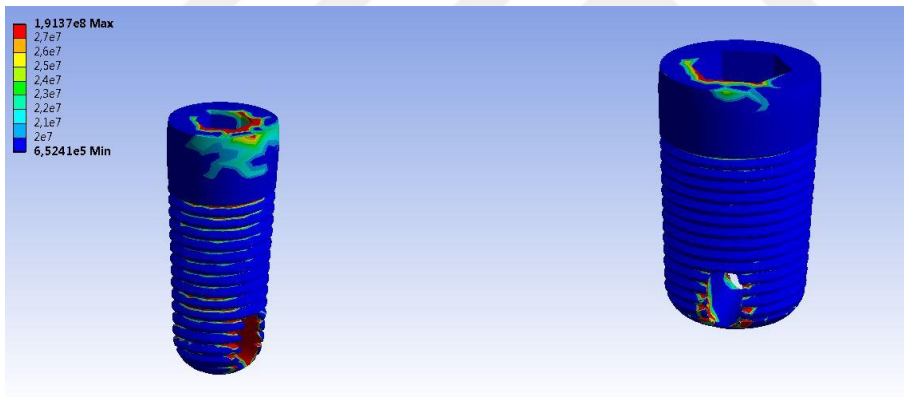
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 22.855 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-59)



Şekil 4-59: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.9.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri lingual boyun bölgesinde 191.37 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-60)

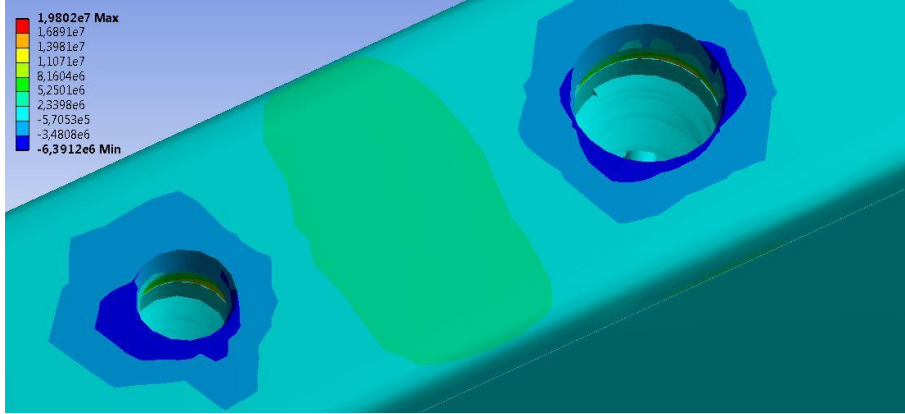


Şekil 4-60: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.9.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

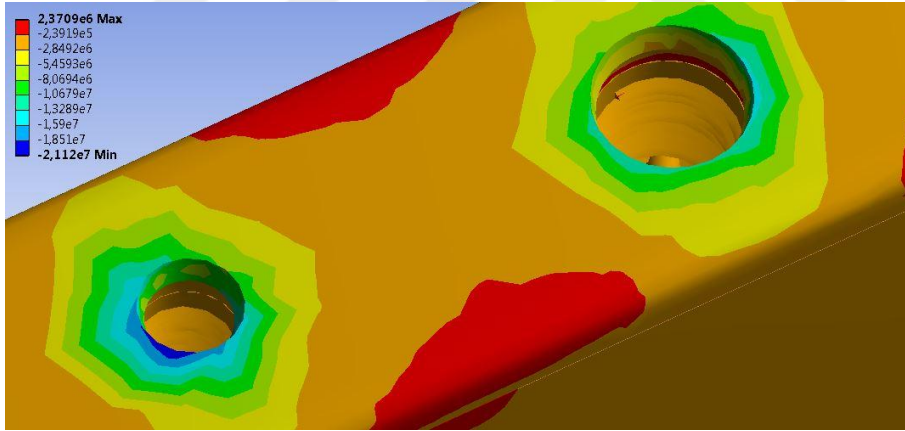
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 19.802 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-61)



Şekil 4-61: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

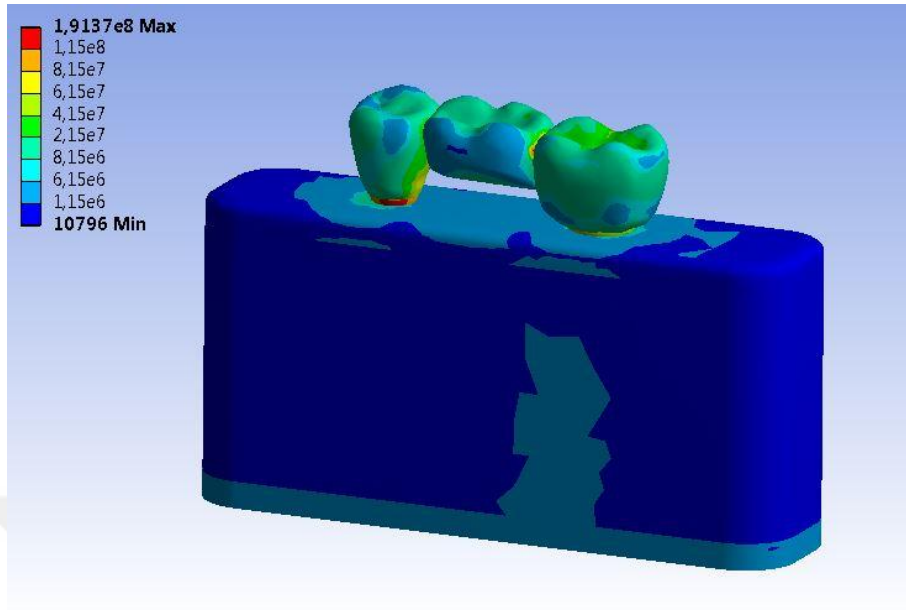
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında -21.212 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-62)



Şekil 4-62: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.1.9.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-63)



Şekil 4-63: Grup 3c' de dikey yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

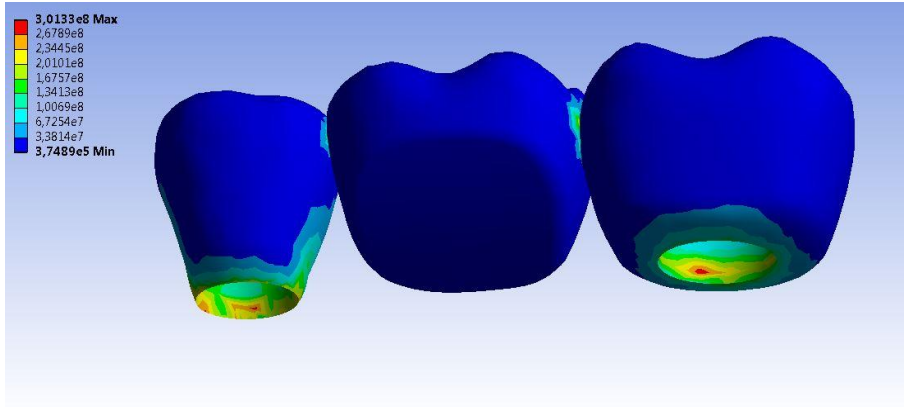
4.2. Oblik Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular

Oklüzal düzlem ile 30^0 oblik kuvvet ikinci küçük azı dişin bukkal tüberkülü üzerinde belirlenmiş 2 noktadan toplam 100 N, 1. ve ikinci büyük azı dişlerin bukkal tüberküllerinde belirlenmiş 3 noktadan toplam 400 N olacak şekilde tüm dişlere 500 N kuvvet uygulanmıştır.

4.2.1. Grup 1a Modeli İçin Elde edilen bulgular

4.2.1.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

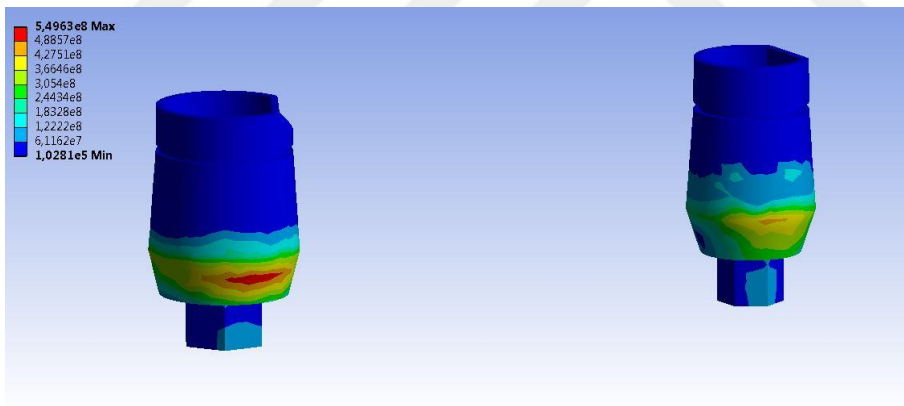
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda ve bukkal kole bölgelerinde 301.33 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil4-64)



Şekil 4-64: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.1.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör bukkal boyun bölgesinde 549.63 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-65)



Şekil 4-65: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.1.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

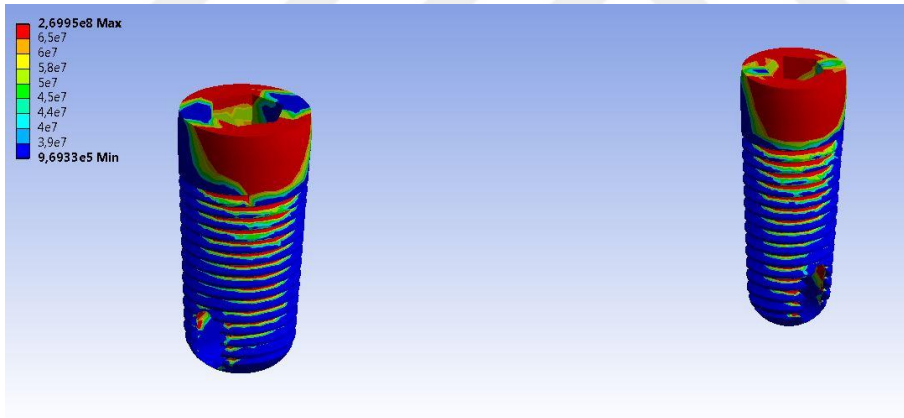
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 156.33 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-66)



Şekil 4-66: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.1.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde yoğun olarak gözlenmiş olup 269.95 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-67)

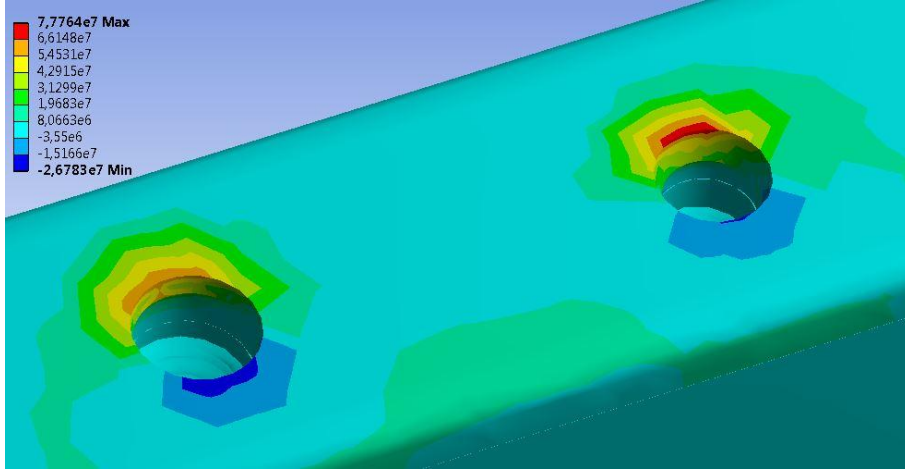


Şekil 4-67: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.1.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

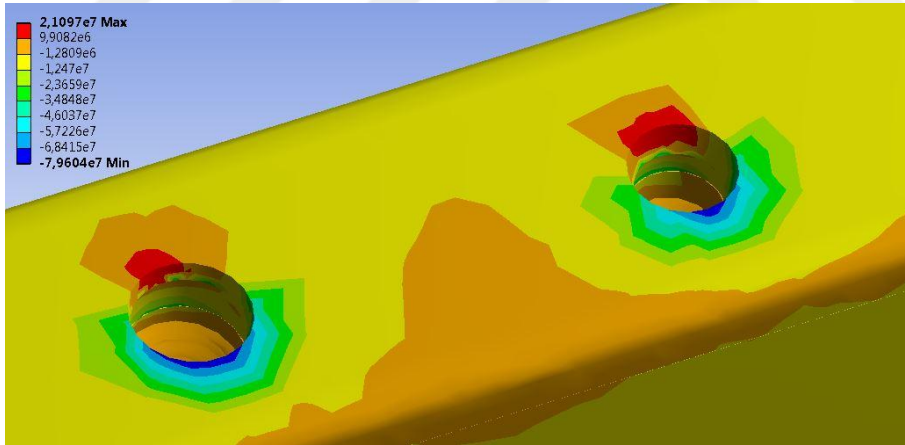
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında 77.764 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-68)



Şekil 4-68: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

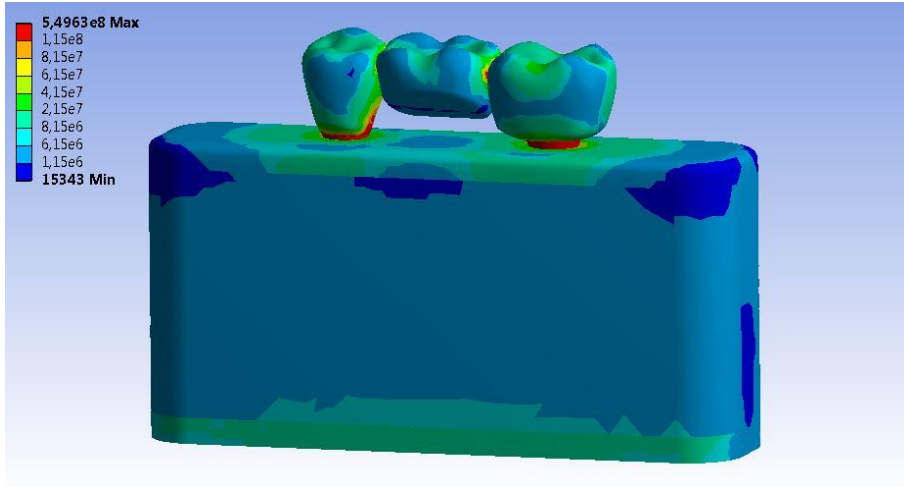
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında -79.604 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-69)



Şekil 4-69: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2.1.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-70)

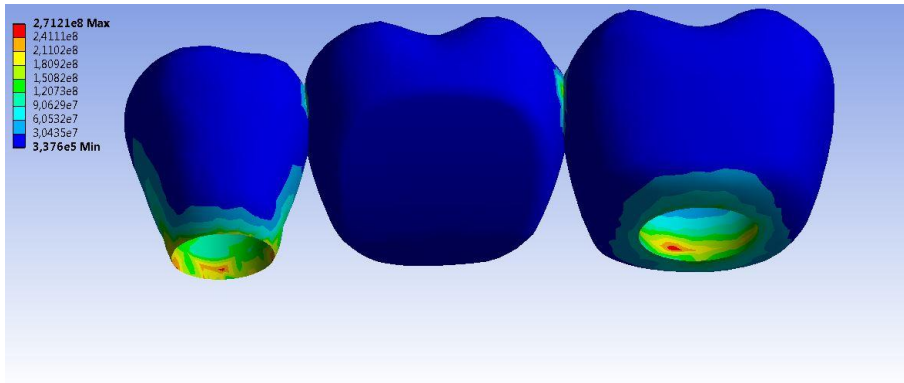


Şekil 4-70: Grup 1a' da oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.2.2. Grup 1b Modeli İçin Elde edilen bulgular.

4.2.2.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

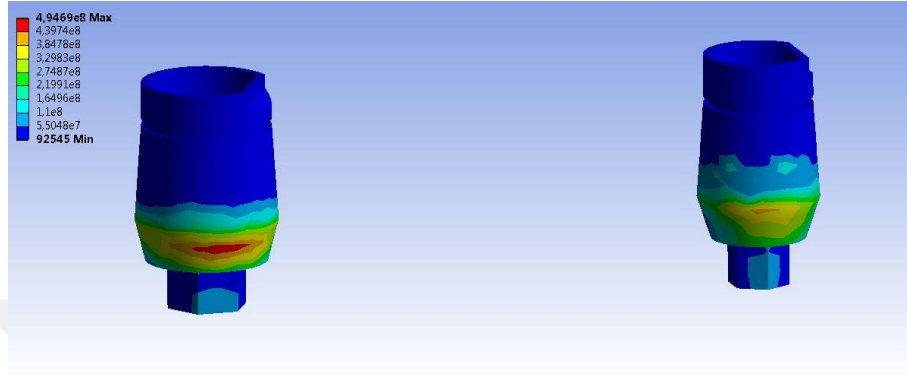
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda ve bukkal kole bölgelerinde 271.71 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-71)



Şekil 4-71: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.2.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde 494.69 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-72)



Şekil 4-72: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.2.3. Vidalarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

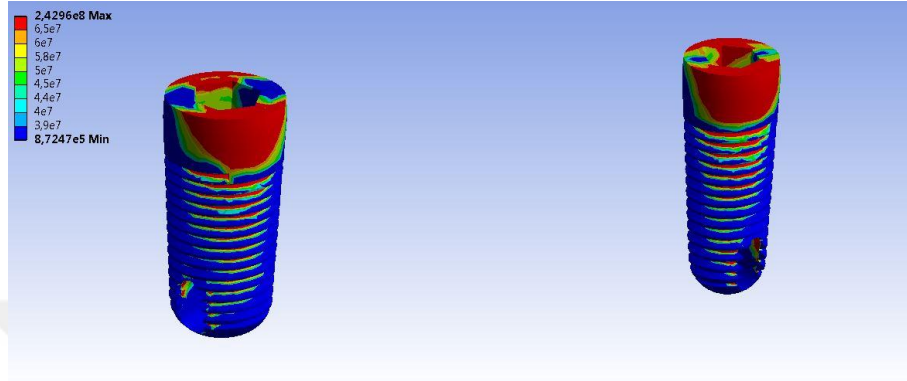
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 140.71 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-73)



Şekil 4-73: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.2.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde yoğun olarak gözlenmiş olup 242.96 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-74)

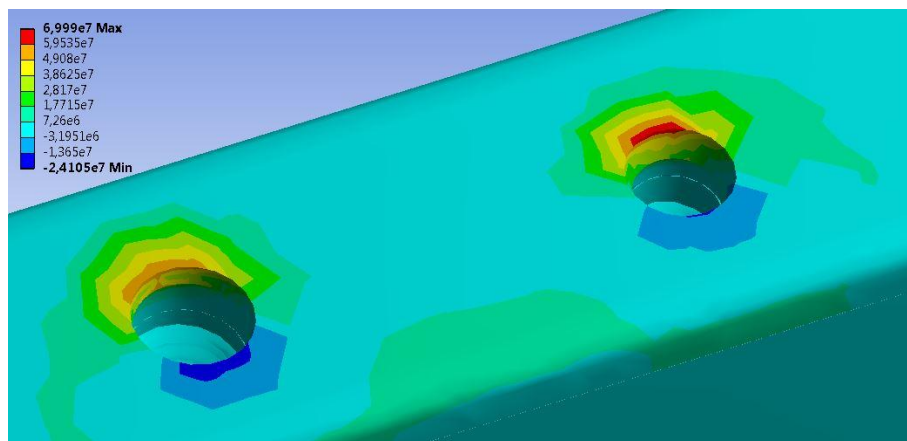


Şekil 4-74: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.2.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

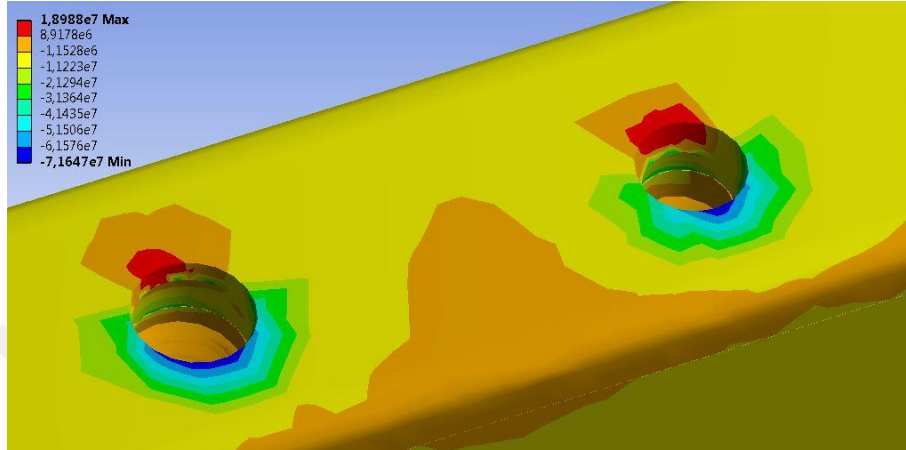
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında 69.99 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-75)



Şekil 4-75: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

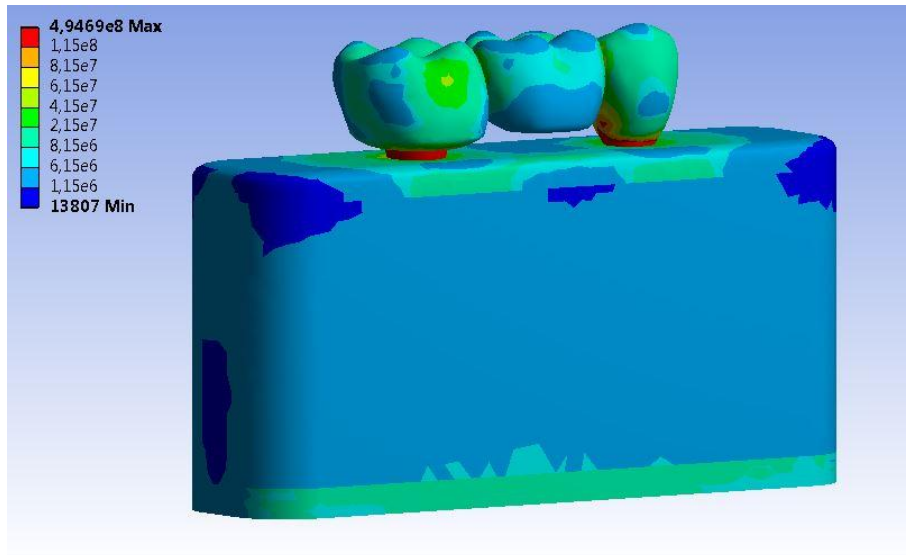
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında -71.647 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-76)



Şekil 4-76: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2.2.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-77)

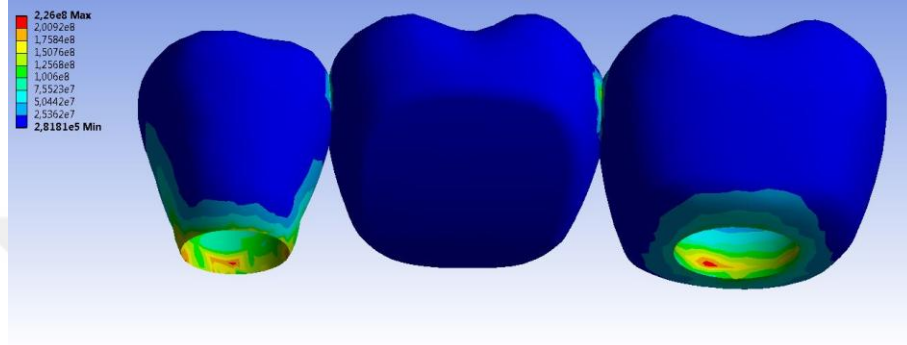


Şekil 4-77: Grup 1b' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.2.3. Grup 1c Modeli İçin Elde edilen bulgular

4.2.3.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

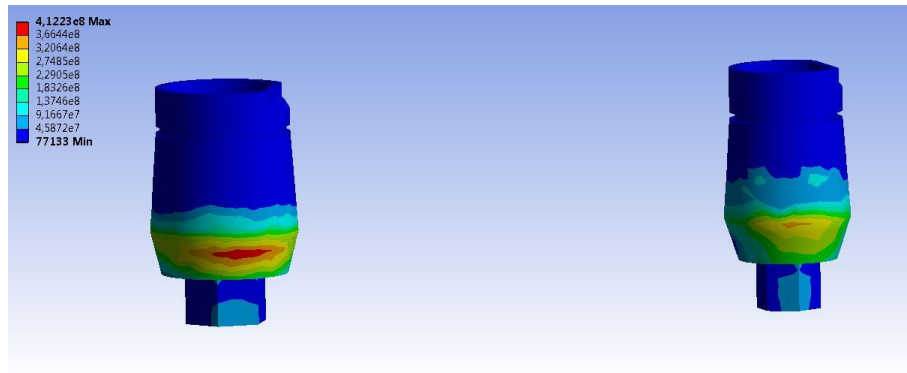
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda ve bukkal kole bölgelerinde 226.0 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil4-78)



Şekil 4-78: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.3.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde 412.23 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-79)



Şekil 4-79: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.3.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

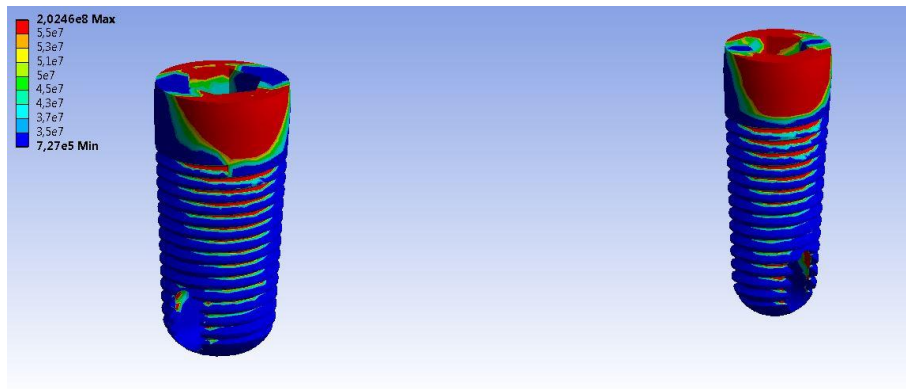
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 117.25 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-80)



Şekil 4-80: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.3.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde yoğunlaşmış olup 202.46 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-81)

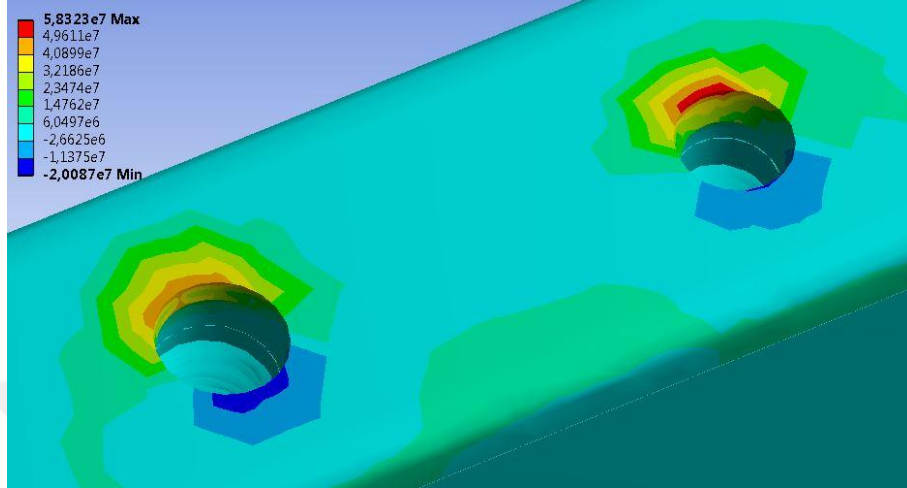


Şekil 4-81: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.3.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

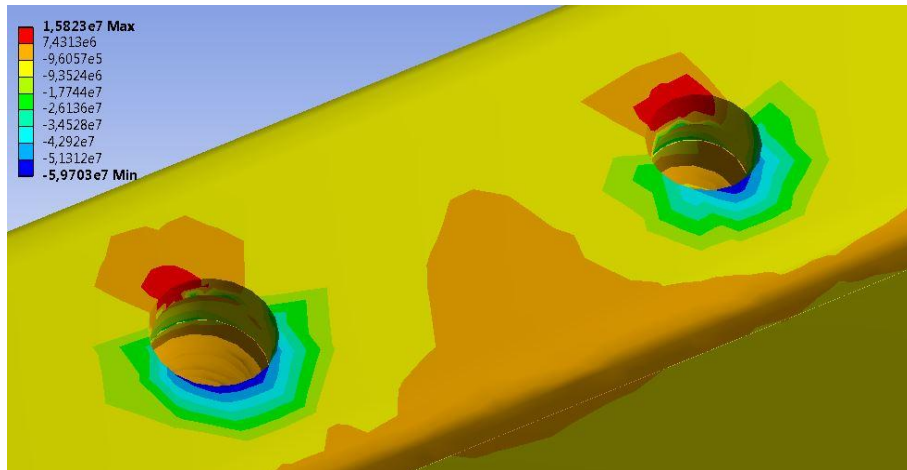
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısımda 58.323 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-82)



Şekil 4-82: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

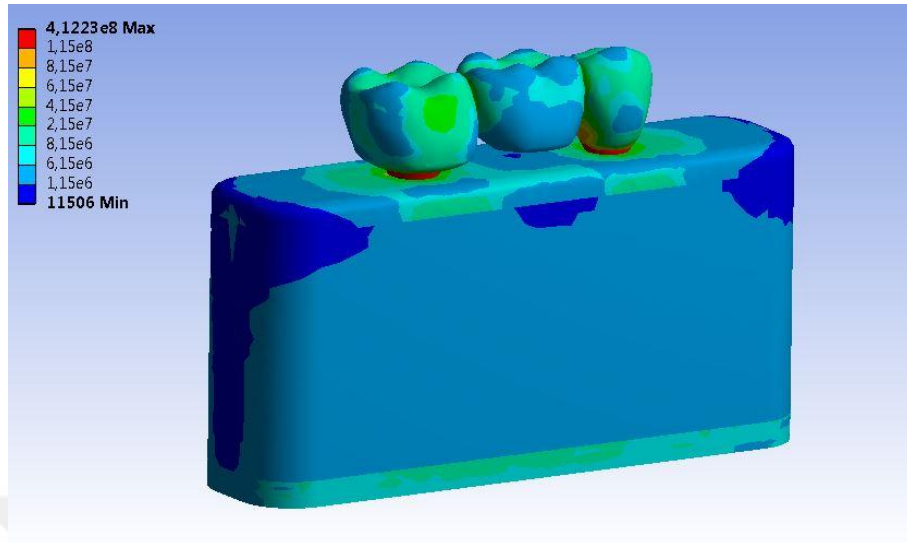
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısımda -59.703 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-83)



Şekil 4-83: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2.3.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-84)

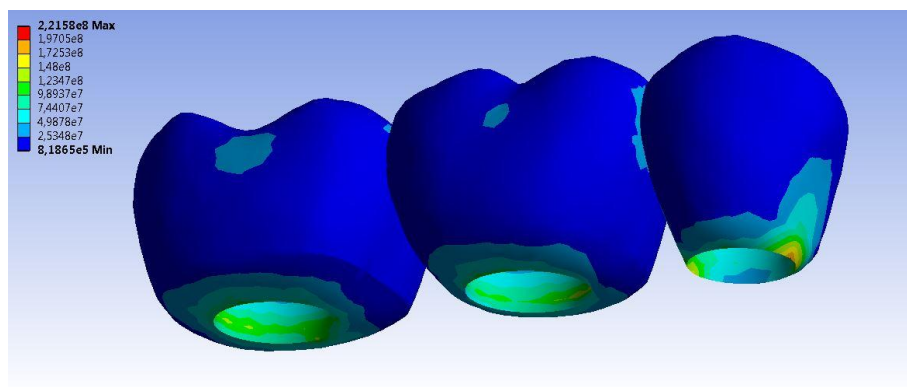


Şekil 4-84: Grup 1c' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.2.4. Grup 2a Modeli İçin Elde edilen bulgular

4.2.4.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

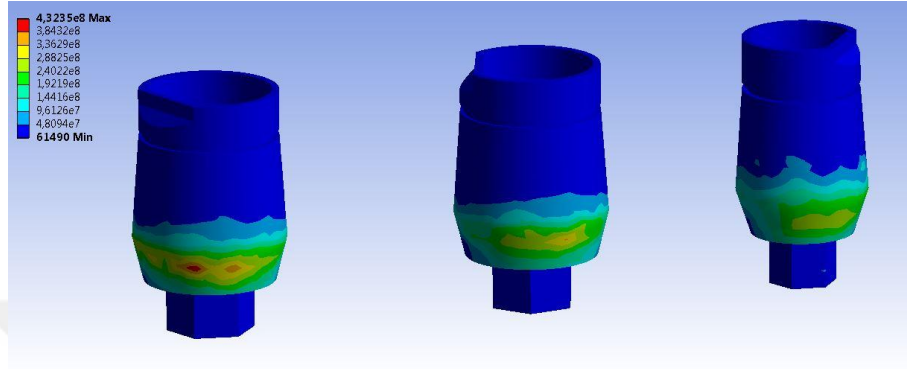
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda ve bukkal kole bölgelerinde 221.58 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-85)



Şekil 4-85: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.4.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

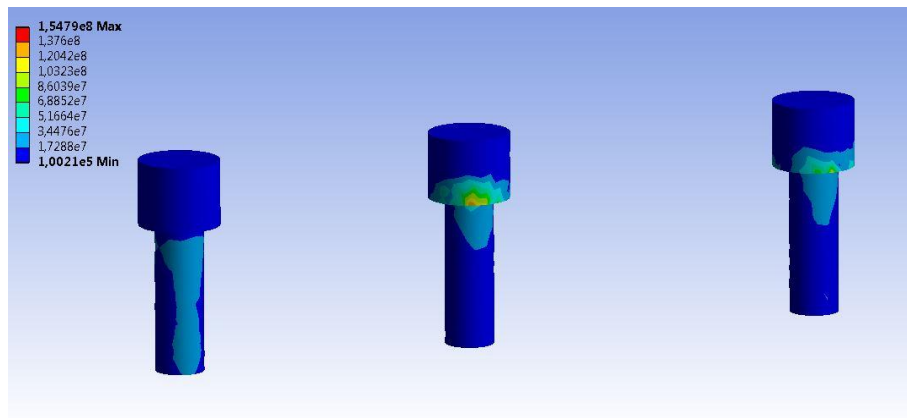
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde 432.35 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-86)



Şekil 4-86: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.4.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

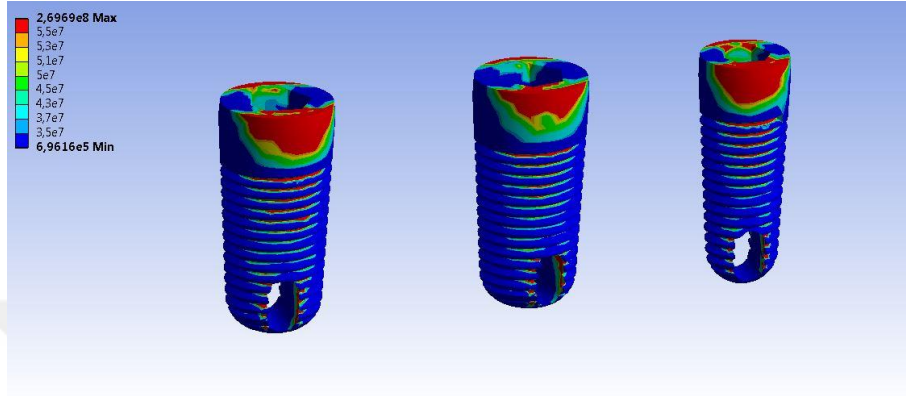
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 154.79 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-87)



Şekil 4-87: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.4.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde yoğunlaşma gözlenmiş olup 269.69 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-88)

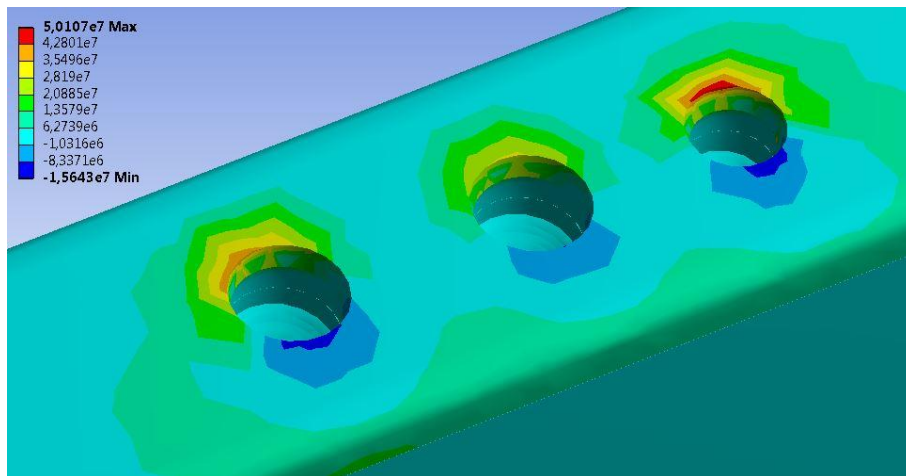


Şekil 4-88: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.4.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

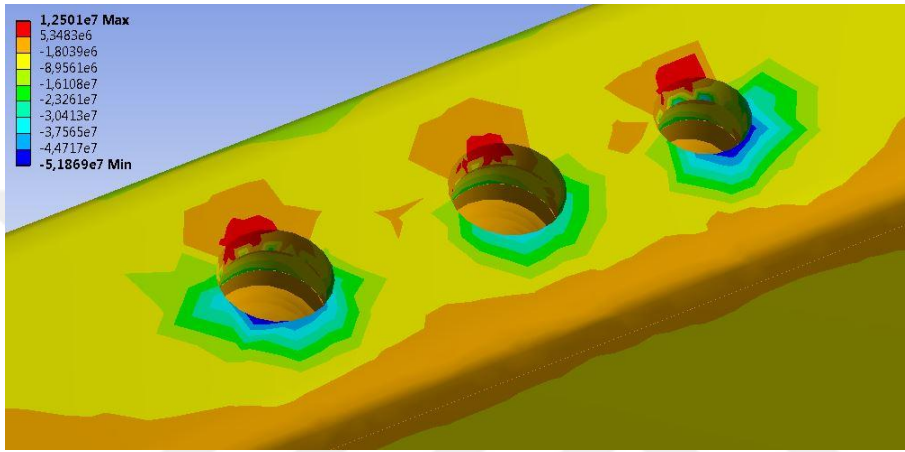
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında 50.107 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-89)



Şekil 4-89: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

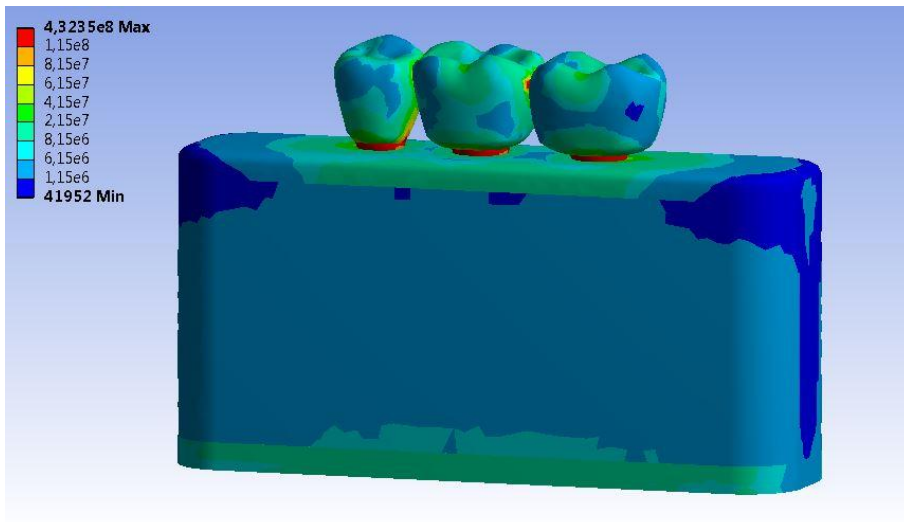
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında -51.869 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-90)



Şekil 4-90: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2.4.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-91)

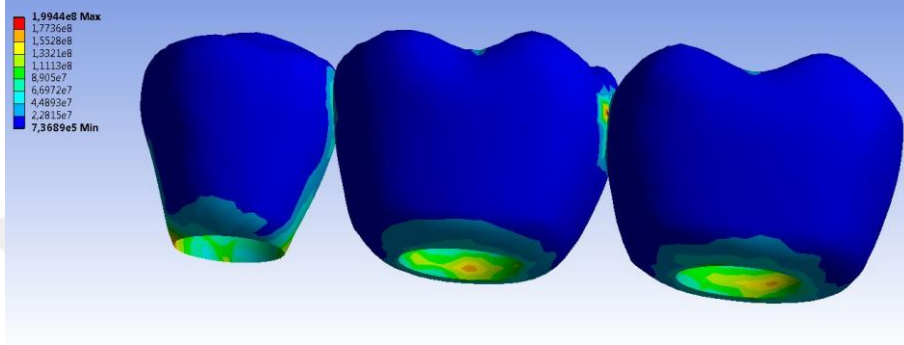


Şekil 4-91: Grup 2a' da oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.2.5. Grup 2b Modeli İçin Elde edilen bulgular

4.2.5.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

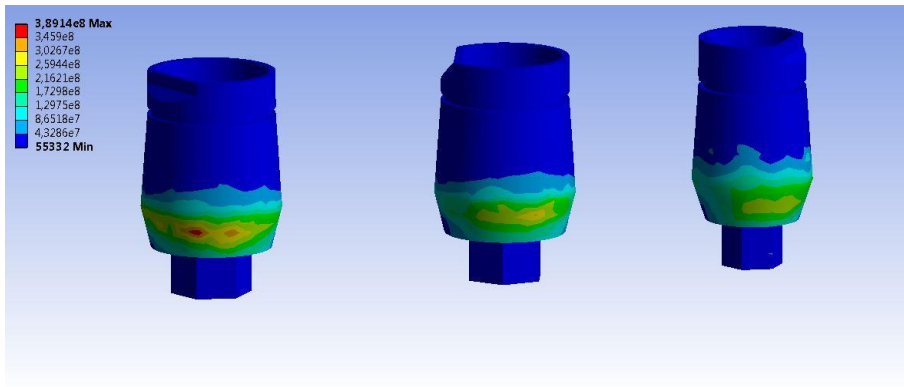
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda ve bukkal kole bölgelerinde 199.44 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-92)



Şekil 4-92: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.5.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

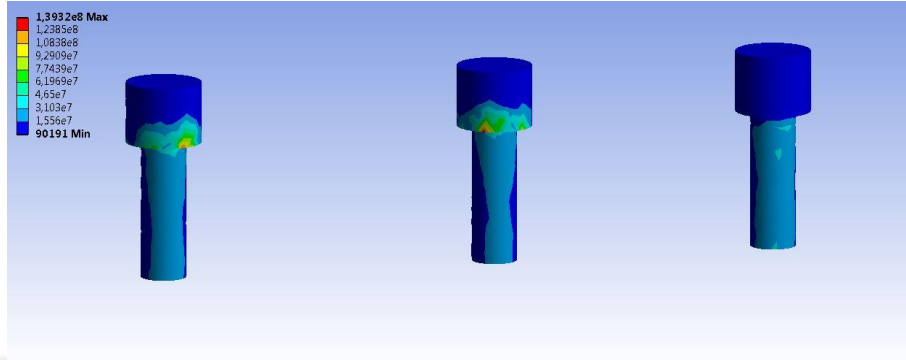
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde 389.14 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-93)



Şekil 4-93: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.5.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

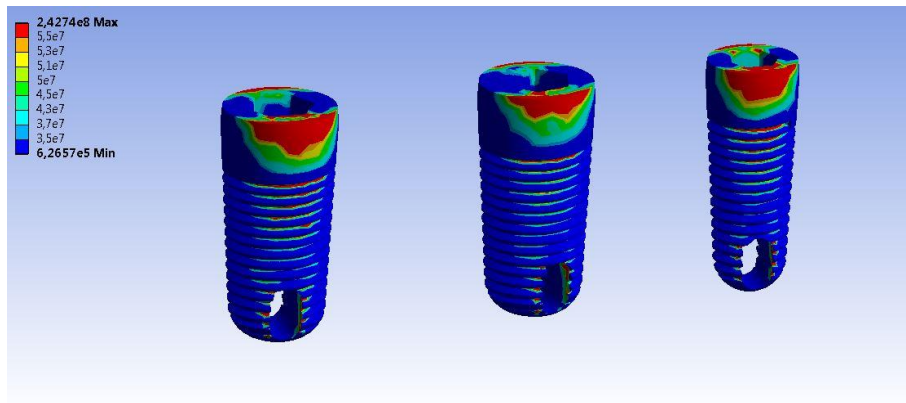
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 139.32 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-94)



Şekil 4-94: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.5.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri özellikle bukkal boyun bölgesinde yoğunlaşma gözlenmiş olup 242.74 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-95)

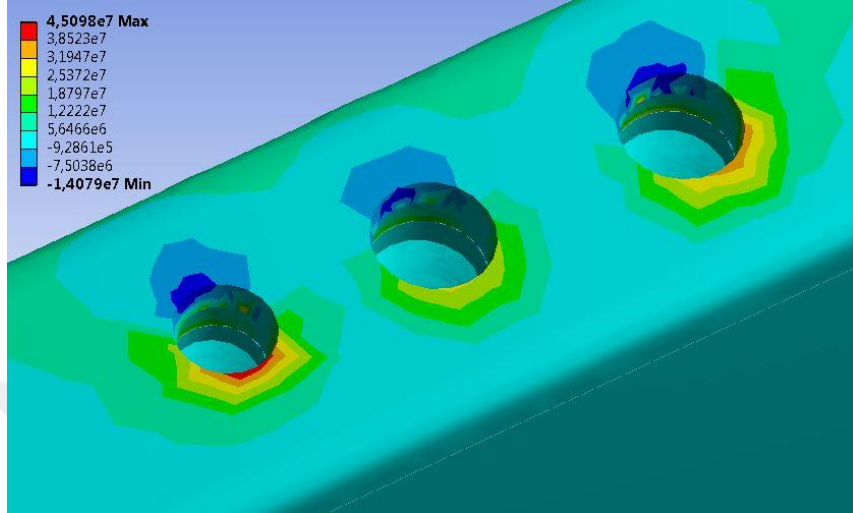


Şekil 4-95: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.5.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

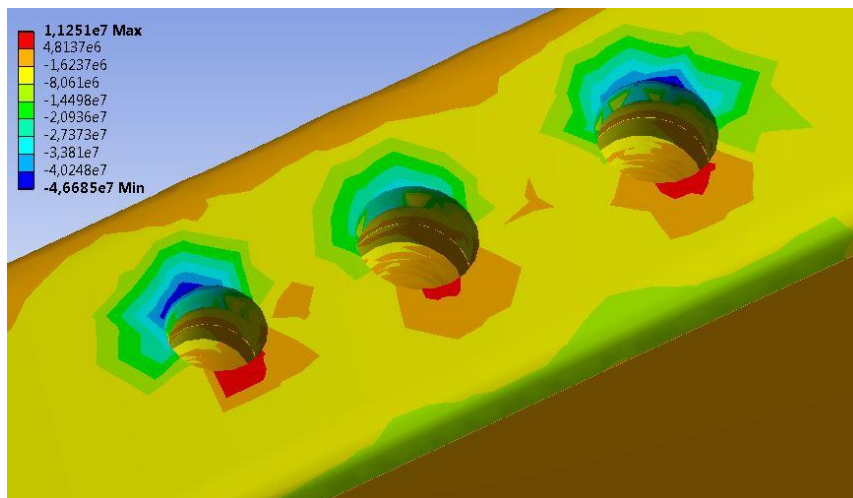
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısımda 45.098 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-96)



Şekil 4-96: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

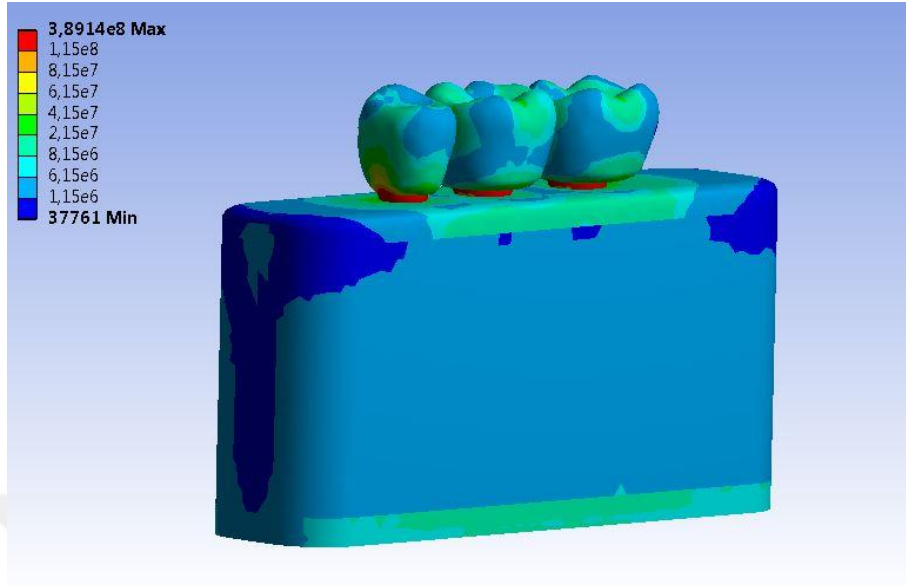
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın bukkal boyun bölgesine denk kısmında -46.685 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-97)



Şekil 4-97: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2.5.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-98)

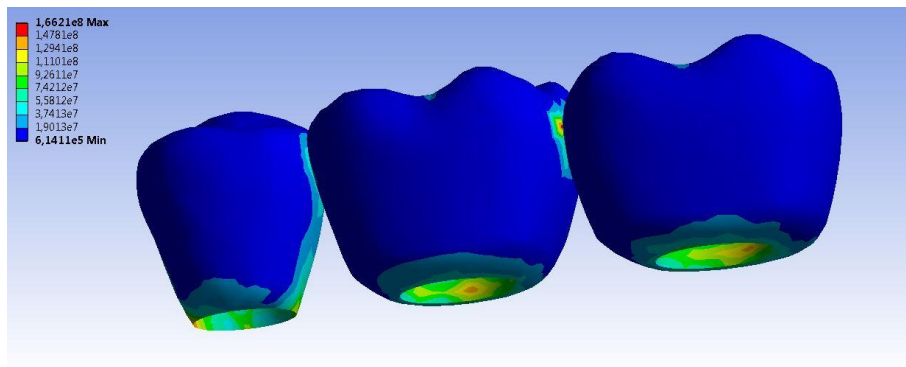


Şekil 4-98: Grup 2b' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.2.6. Grup 2c Modeli İçin Elde edilen bulgular

4.2.6.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

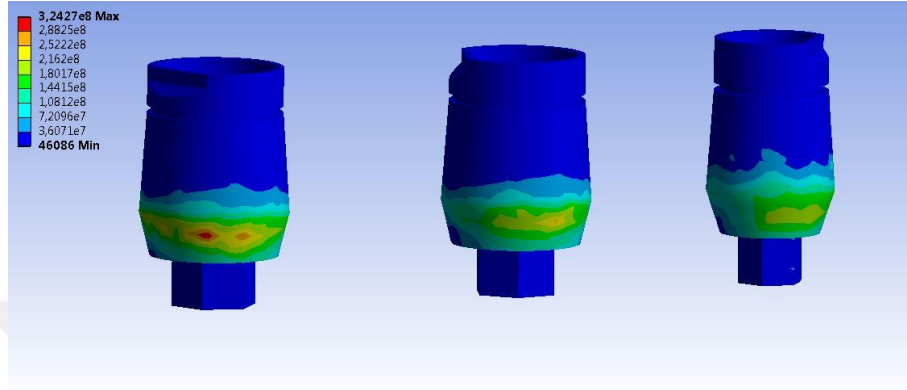
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda ve bukkal kole bölgelerinde 166.21 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil4-99)



Şekil 4-99: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.6.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

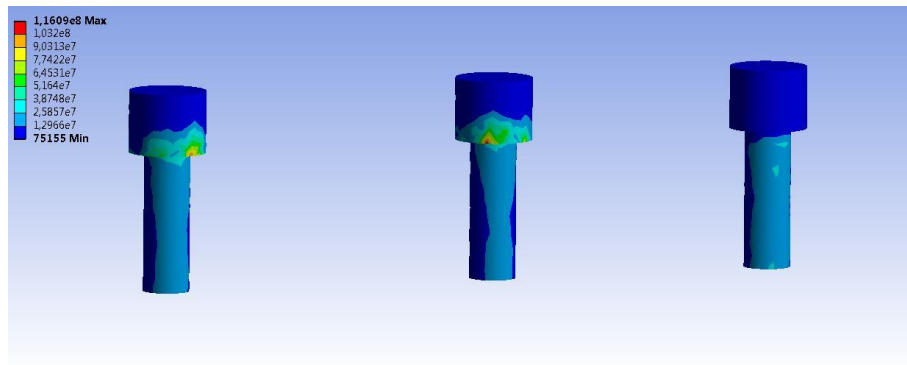
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde 324.27 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-100)



Şekil 4-100: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.6.3. Vidalarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

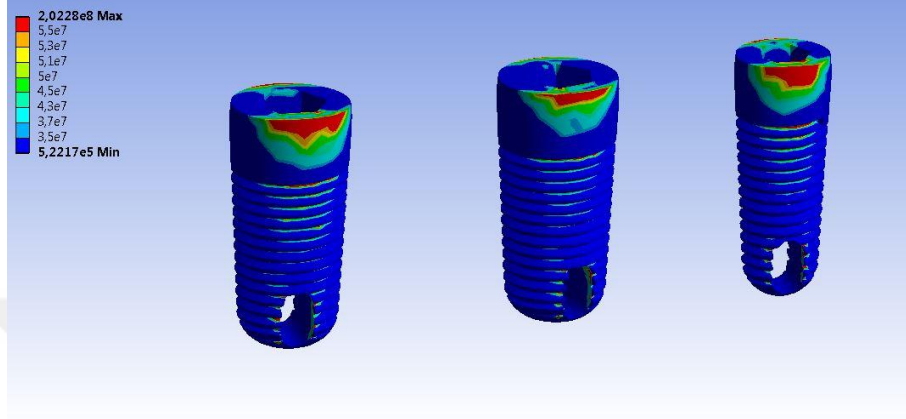
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 116.09 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-101)



Şekil 4-101: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.6.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri özellikle bukkal boyun bölgesinde yoğunlaşma gözlenmiş olup 202.28 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-102)

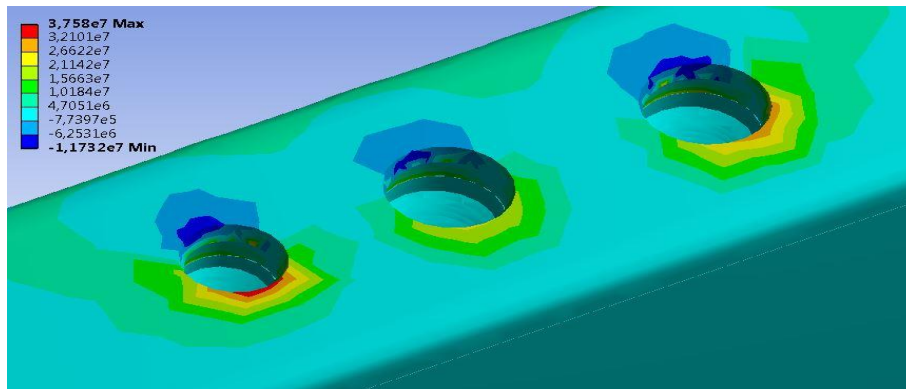


Şekil 4-102: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.6.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

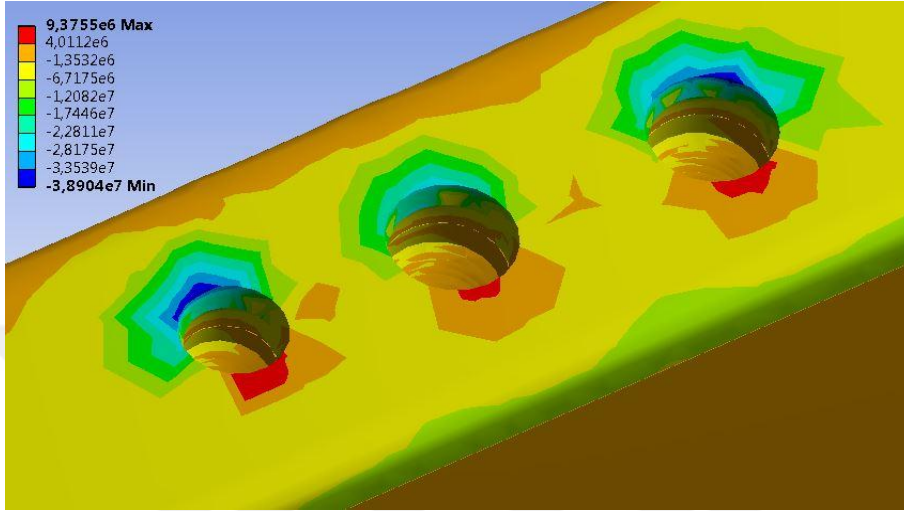
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısımda 37.58 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-103)



Şekil 4-103: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

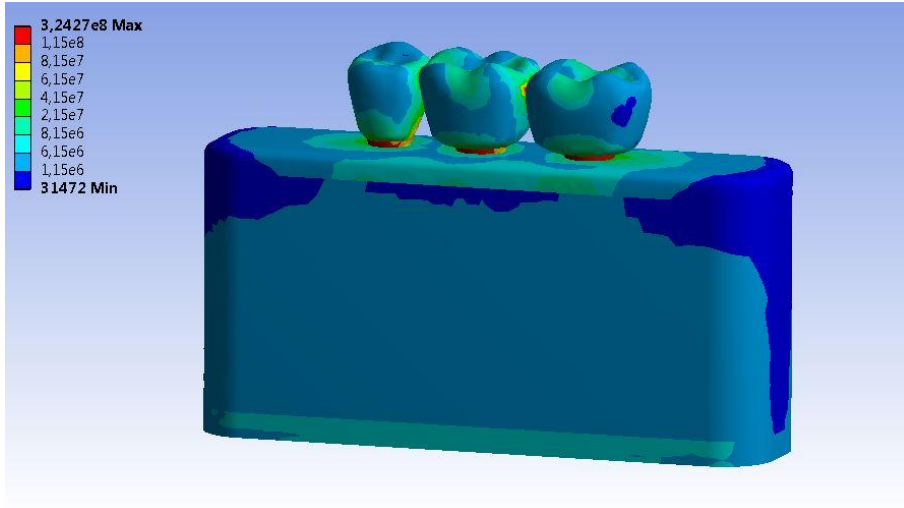
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında -38.904 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-104)



Şekil 4-104: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2.6.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-105)

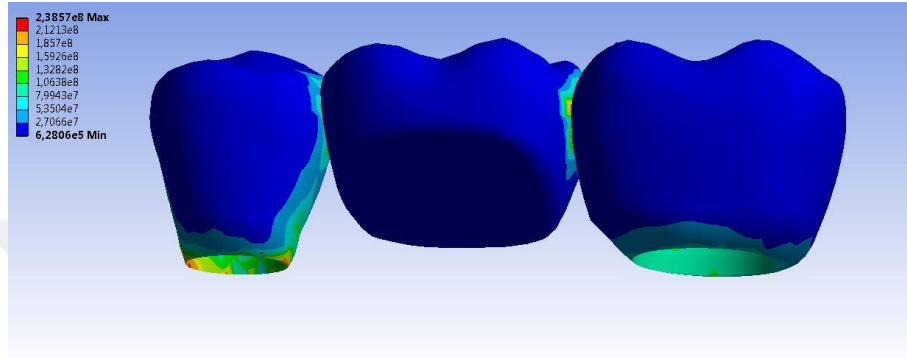


Şekil 4-105: Grup 2c' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.2.7. Grup 3a Modeli İçin Elde edilen bulgular

4.1.7.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

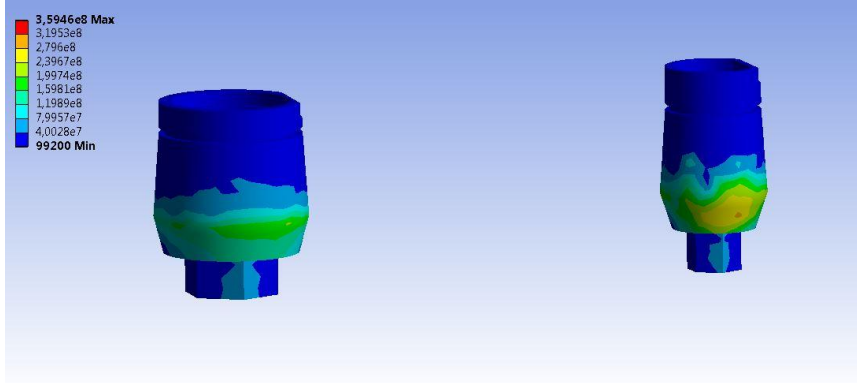
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda ve bukkal kole bölgelerinde 238.57 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-106)



Şekil 4-106: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.7.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde 359.46 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-107)



Şekil 4-107: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.7.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

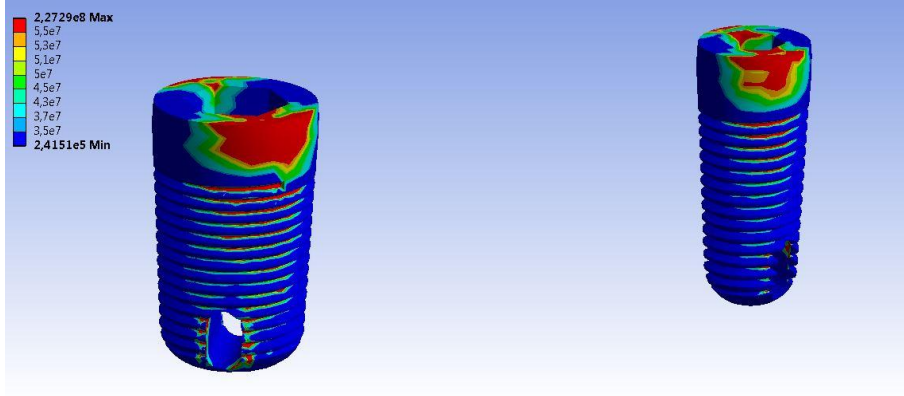
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 38.845 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-108)



Şekil 4-108: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.7.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri özellikle bukkal boyun bölgesinde yoğunlaşma gözlenmiş olup 227.29 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-109)

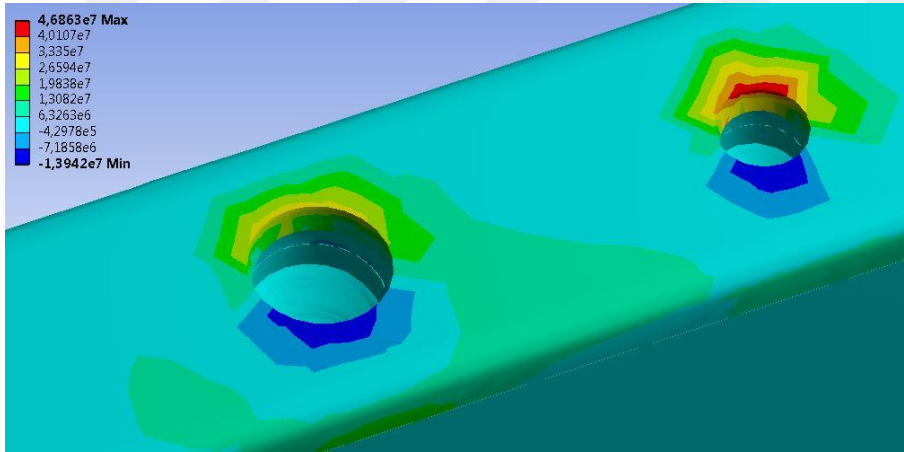


Şekil 4-109: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.7.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

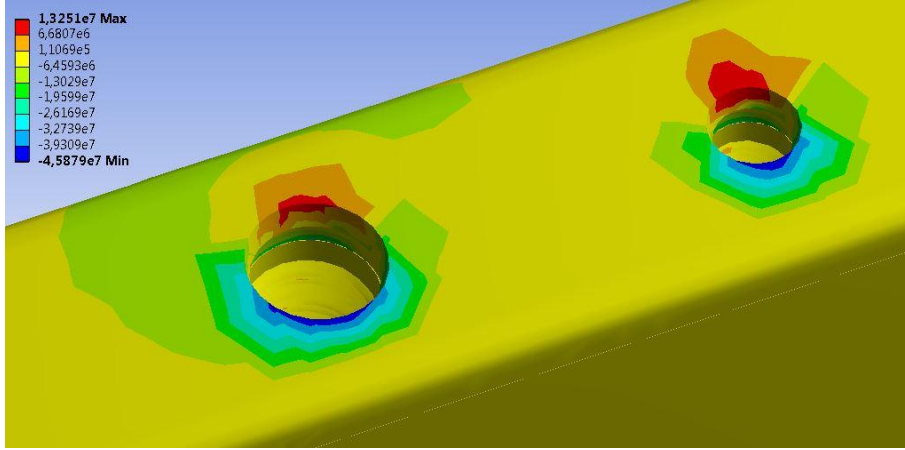
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında 46.863 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-110)



Şekil 4-110: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

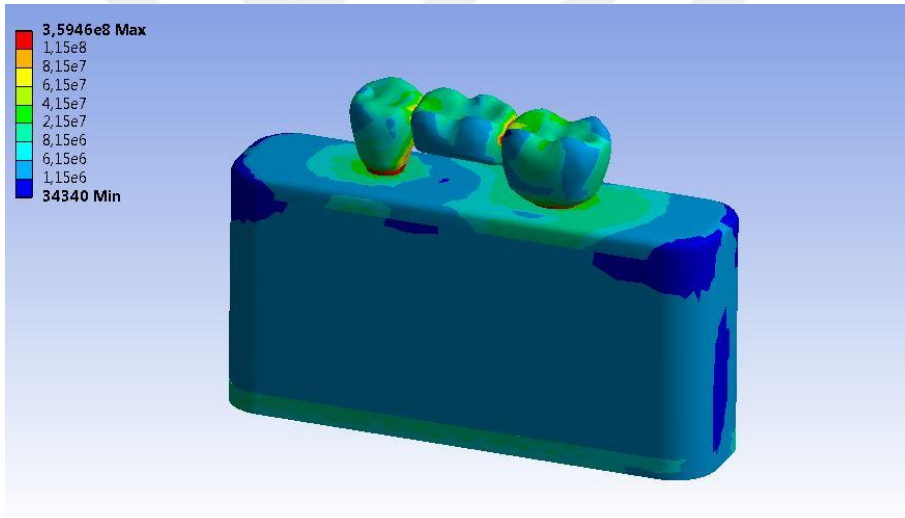
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında -45.879 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-111)



Şekil 4-111: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2.7.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-112)

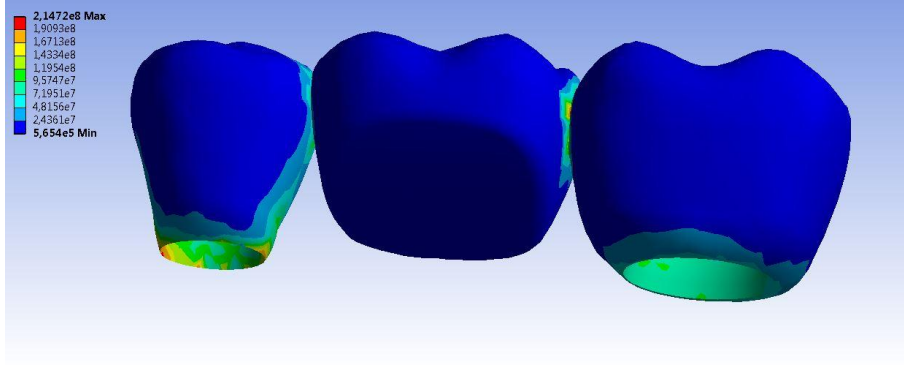


Şekil 4-112: Grup 3a' da oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.2.8. Grup 3b Modeli İçin Elde edilen bulgular

4.2.8.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

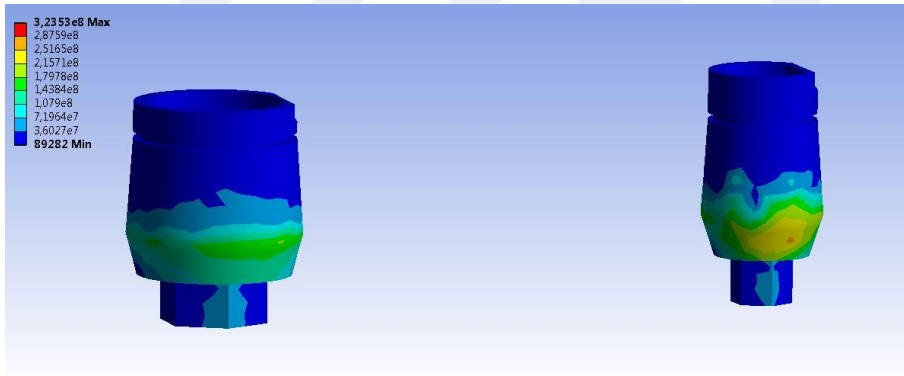
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda ve bukkal kole bölgelerinde 214.72 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-113)



Şekil 4-113: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.8.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde 323.53 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-114)



Şekil 4-114: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.8.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

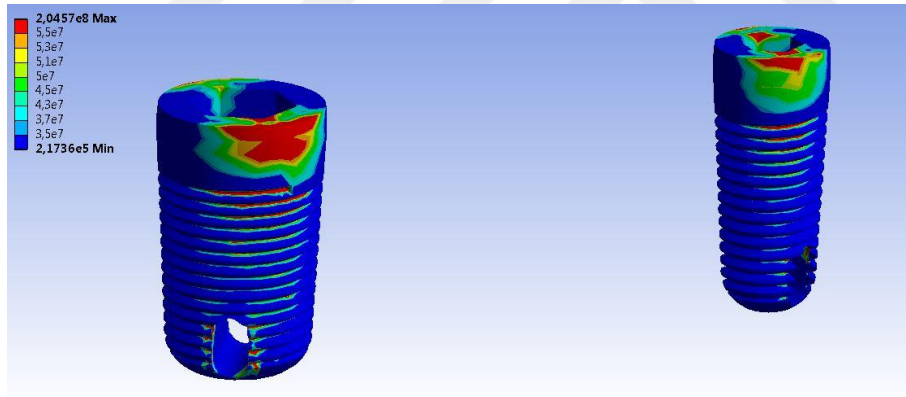
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 34.962 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-115)



Şekil 4-115: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.8.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri özellikle bukkal boyun bölgesinde yoğunlaşma gözlenmiş olup 204.57 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-116)

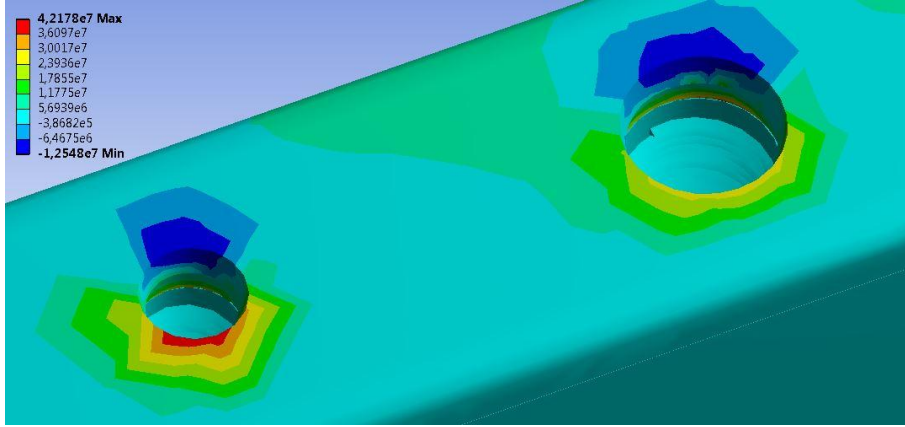


Şekil 4-116: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.8.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

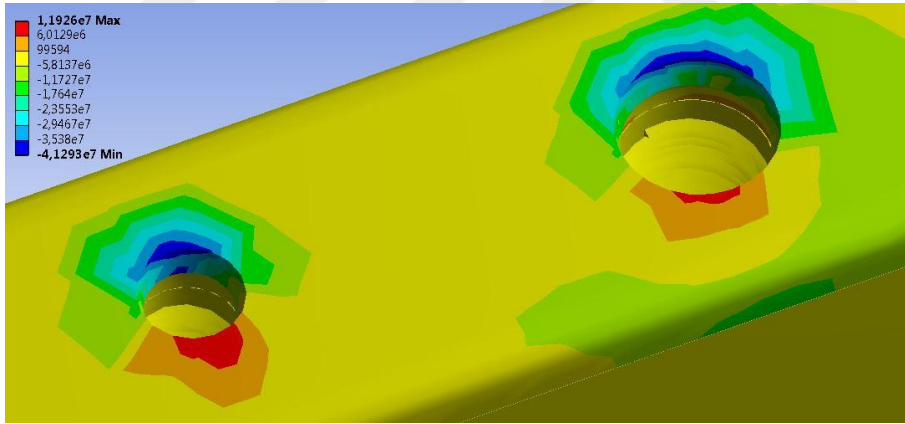
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında 42.178 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-117)



Şekil 4-117: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

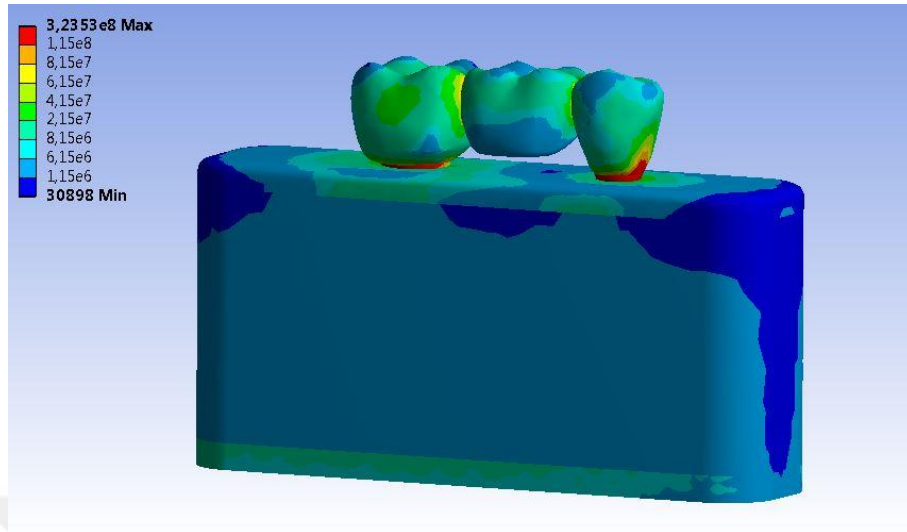
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında -41.293 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-118)



Şekil 4-118: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2.8.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-119)

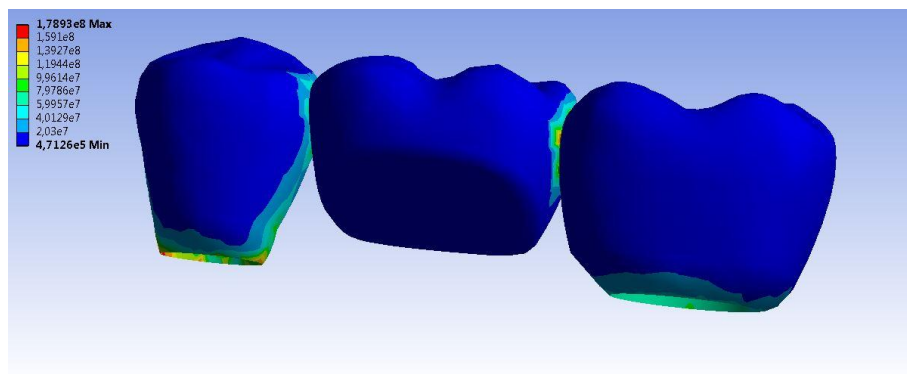


Şekil 4-119: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.2.9. Grup 3c Modeli İçin Elde edilen bulgular

4.2.9.1. Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

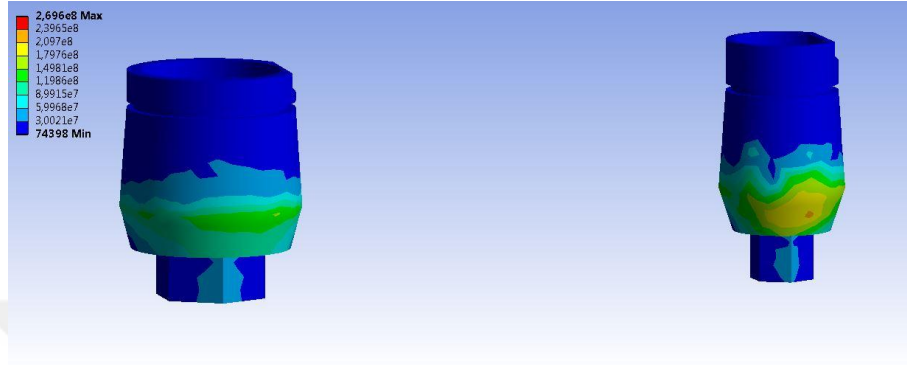
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değeri konnektör alanda ve bukkal kole bölgelerinde 178.93 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-120)



Şekil 4-120: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.9.2. Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

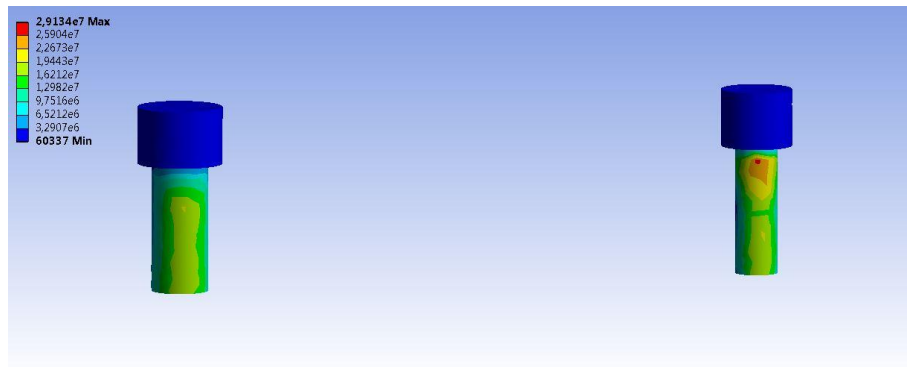
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde 269.6 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-121)



Şekil 4-121: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.9.3. Vidalarda oluşan Von Mises Stres Bulguları

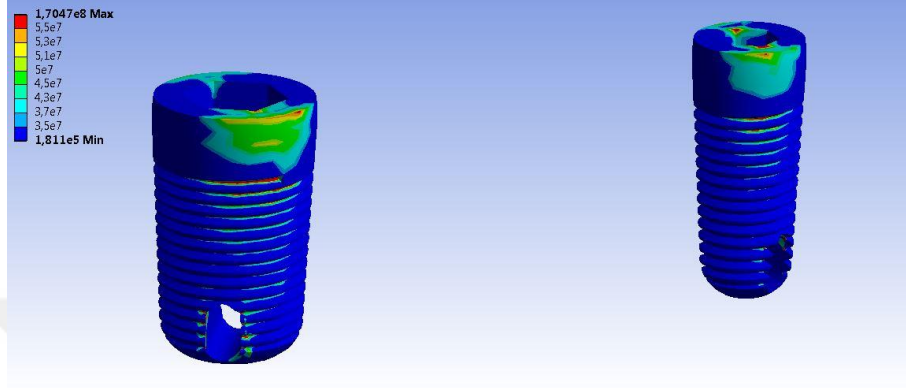
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değeri 29.134 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-122)



Şekil 4-122: Grup 3b' de oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.9.4. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değeri bukkal boyun bölgesinde 170.47 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-123)

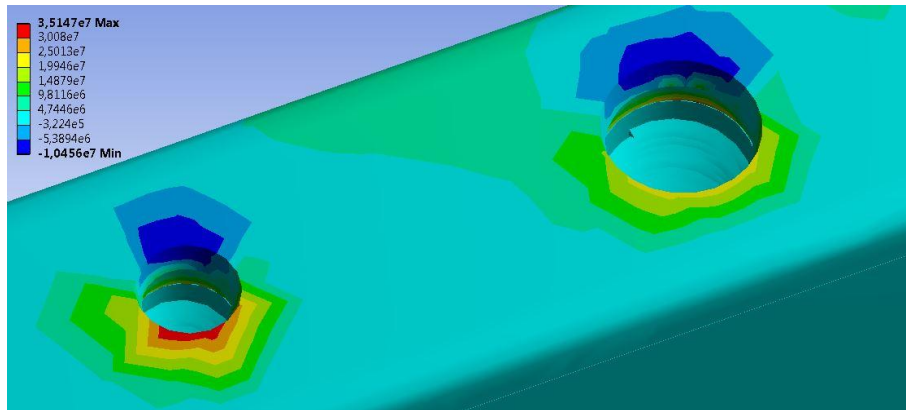


Şekil 4-123: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.9.5. Kemikte Oluşan Asal Gerilme Bulguları

- **Maksimum Asal Gerilme Bulguları**

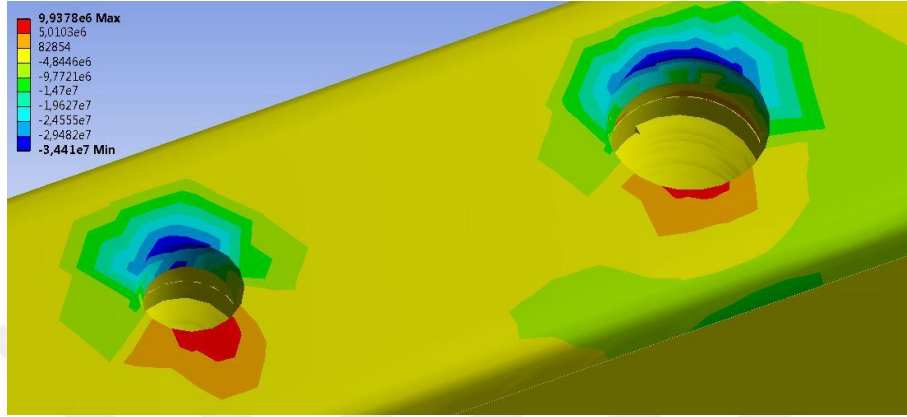
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın lingual boyun bölgesine denk gelen kısmında 35.147 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-124)



Şekil 4-124: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

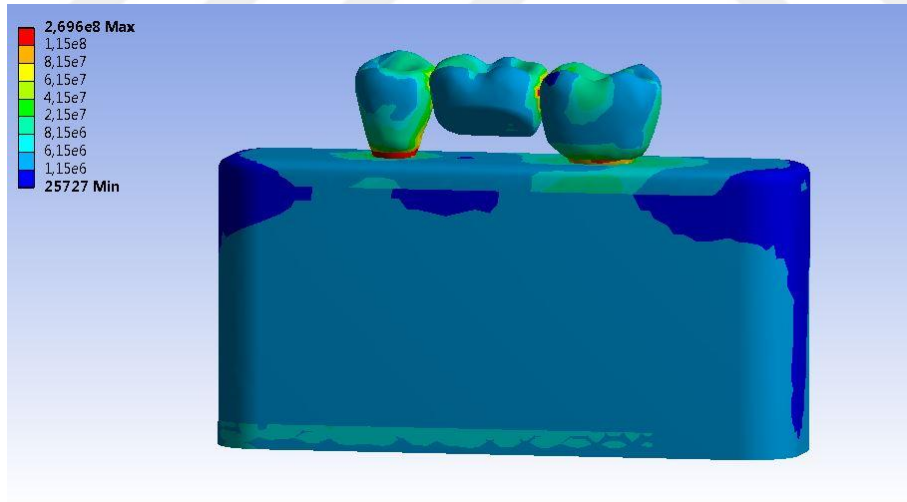
- **Minimum Asal Gerilme Bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısımda -34.41 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-125)



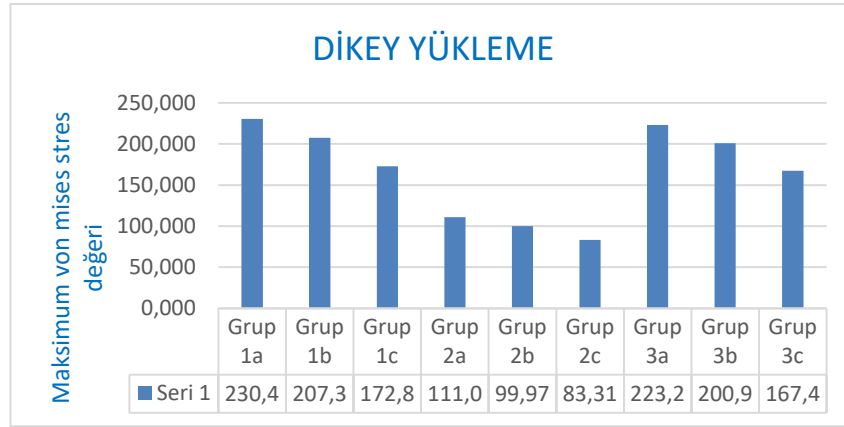
Şekil 4-125: Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2.9.6. Genel Stres Dağılımı (Şekil 4-126)



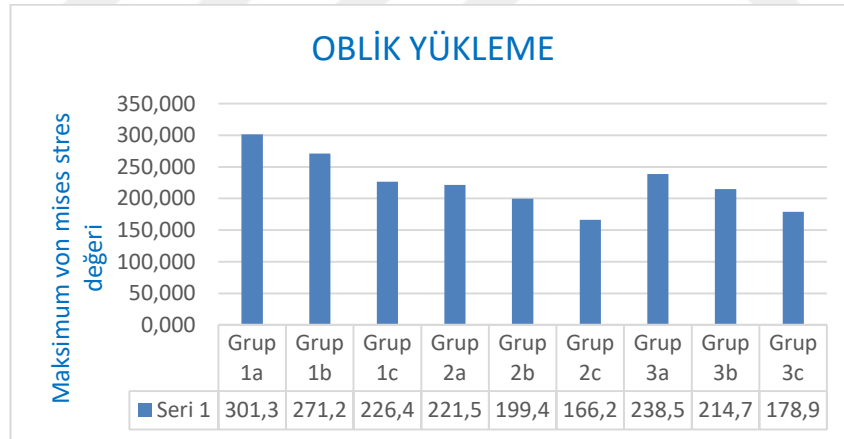
(Şekil 4-126) Grup 3c' de oblik yükleme sonucunda modelin genelinde oluşan von Mises stres dağılımı

4.3. Tüm Gruplarda Monolitik Zirkonya Üst Yapıda Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması



Tablo 4-1: Dikey yükleme altında tüm gruplardaki monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değerleri

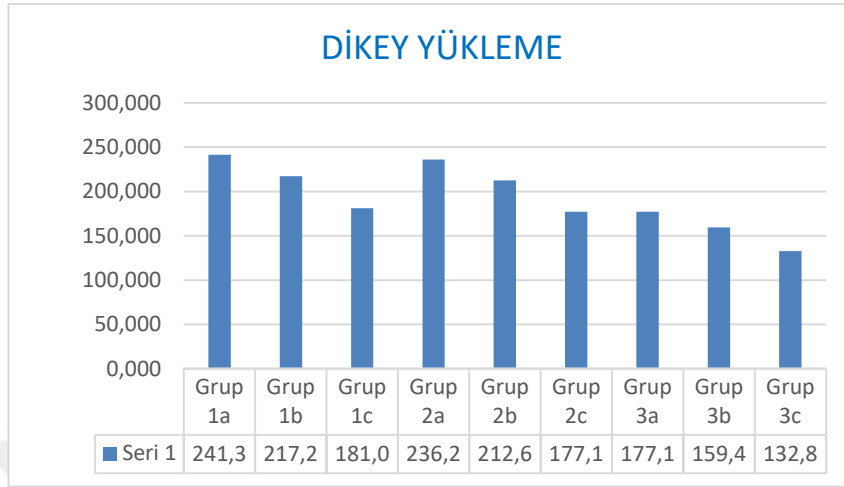
Tüm gruplar karşılaştırıldığında dikey yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapılarında oluşan maksimum von Mises stres değerleri en düşük 3 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 2c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-1)



Tablo 4-2: Oblik yükleme altında tüm gruplardaki monolitik zirkonya üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres değerleri

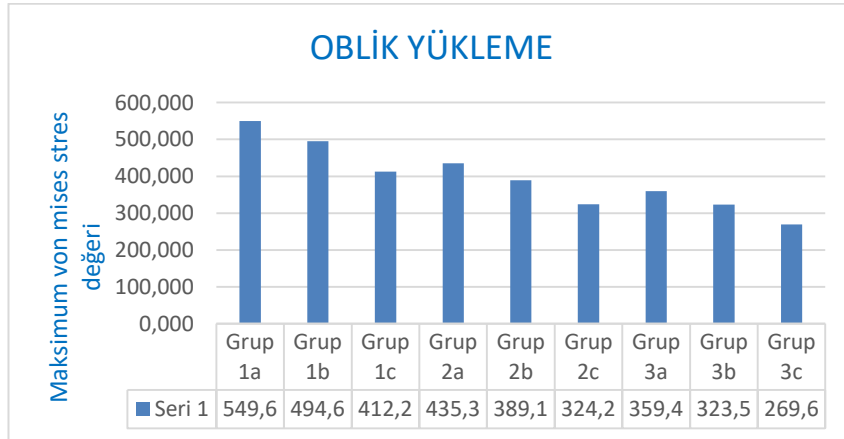
Tüm gruplar karşılaştırıldığında oblik yükleme sonucunda monolitik zirkonya üst yapılarında oluşan maksimum von Mises stres değerleri en düşük 3 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 2c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-2)

4.4. Tüm Gruplarda Abutmentlerde Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması



Tablo 4-3: Dikey yükleme altında tüm gruplardaki abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değerleri

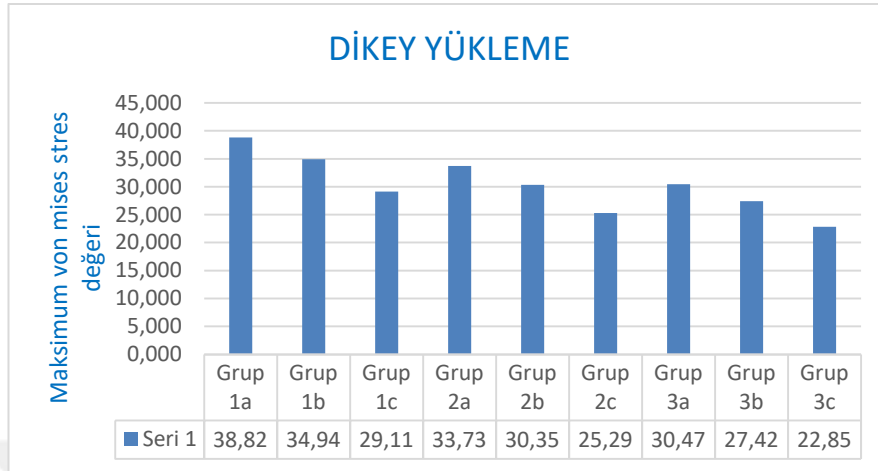
Tüm gruplar karşılaştırıldığında dikey yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değerleri en düşük geniş çaplı 2 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 3c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-3)



Tablo 4-4: Oblik yükleme altında tüm gruplardaki abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değerleri

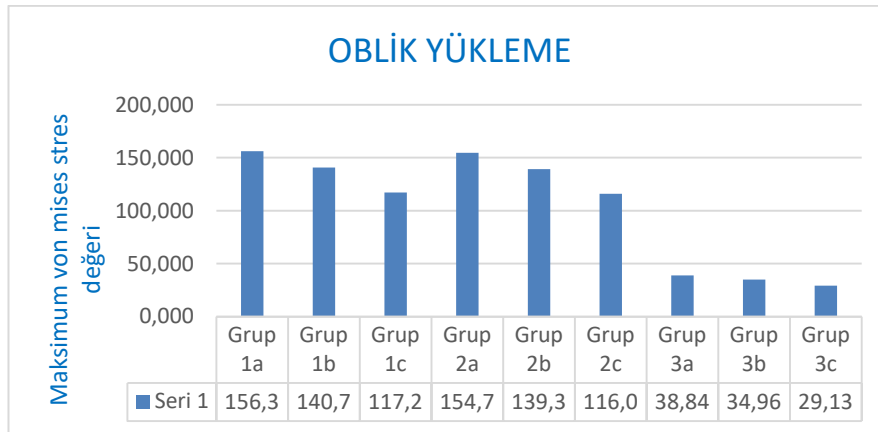
Tüm gruplar karşılaştırıldığında oblik yükleme sonucunda titanyum abutmentlerde oluşan maksimum von Mises stres değerleri en düşük geniş çaplı 2 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 3c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-4)

4.5. Tüm Gruplarda Vidalarda Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması



Tablo 4-5: Dikey yükleme altında tüm gruplardaki vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri

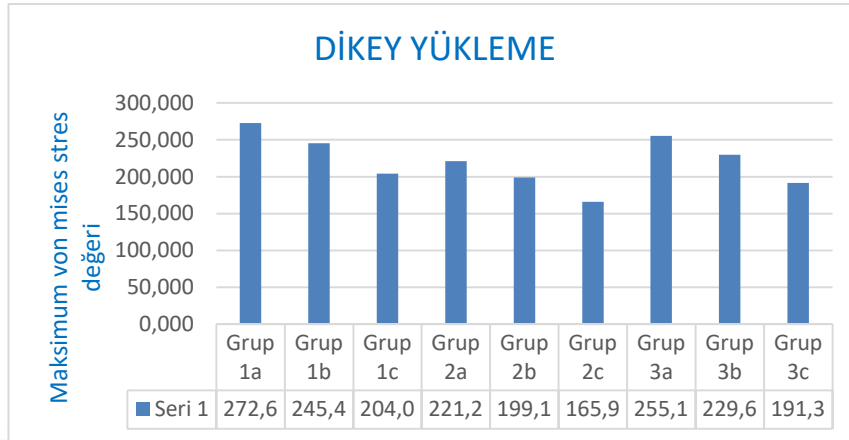
Tüm gruplar karşılaştırıldığında dikey yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri en düşük geniş çaplı 2 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 3c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-5)



Tablo 4-6: Oblik yükleme altında tüm gruplardaki vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri

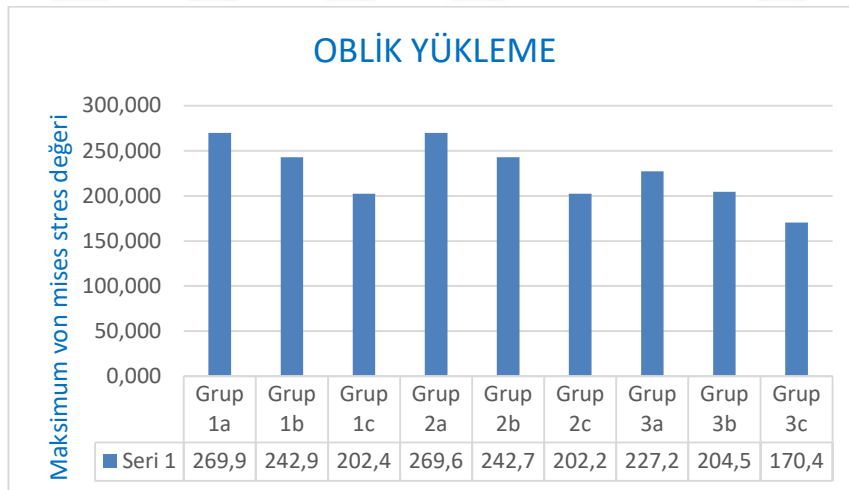
Tüm gruplar karşılaştırıldığında oblik yükleme sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri en düşük geniş çaplı 2 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 3c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-6)

4.6. Tüm Gruplarda İmplantlarda Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması



Tablo 4-7: Dikey yükleme altında tüm gruplardaki implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri

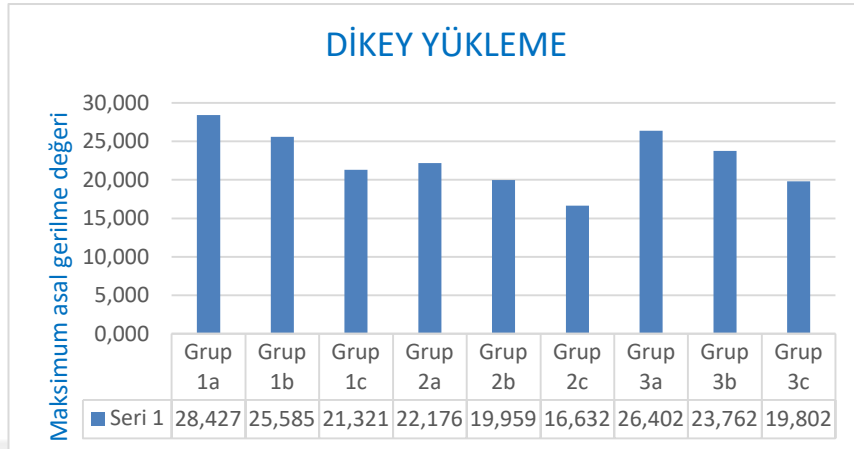
Tüm gruplar karşılaştırıldığında dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri en düşük 3 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 2c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-7)



Tablo 4-8: Oblik yükleme altında tüm gruplardaki implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri

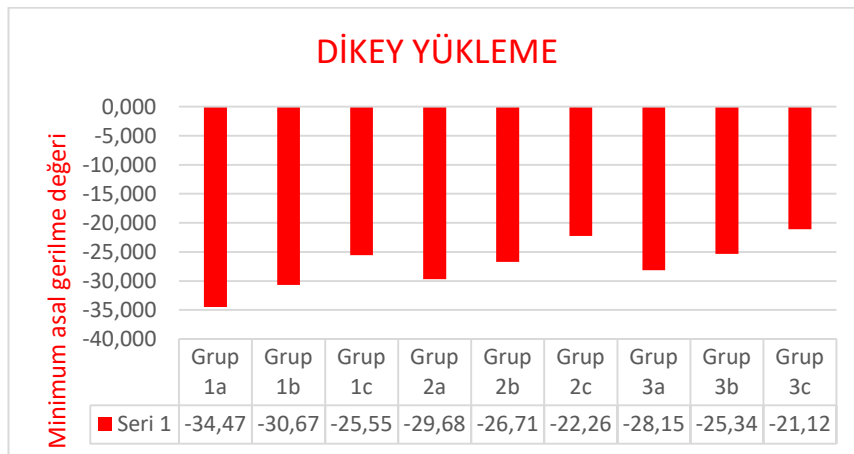
Tüm gruplar karşılaştırıldığında oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri en düşük geniş çaplı 2 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 3c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-8)

4.7. Tüm Gruplarda Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması



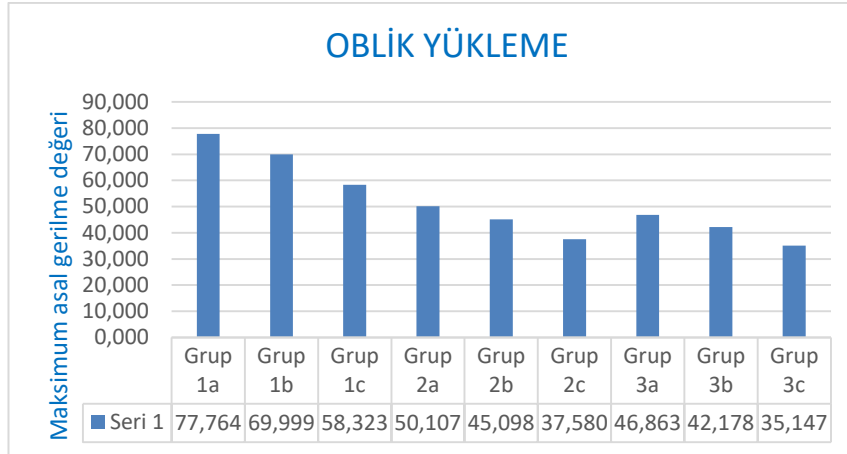
Tablo 4-9: Dikey yüklemeye altında tüm gruplarda kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

Tüm gruplar karşılaştırıldığında dikey yüklemeye sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri en düşük 3 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 2c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-9)



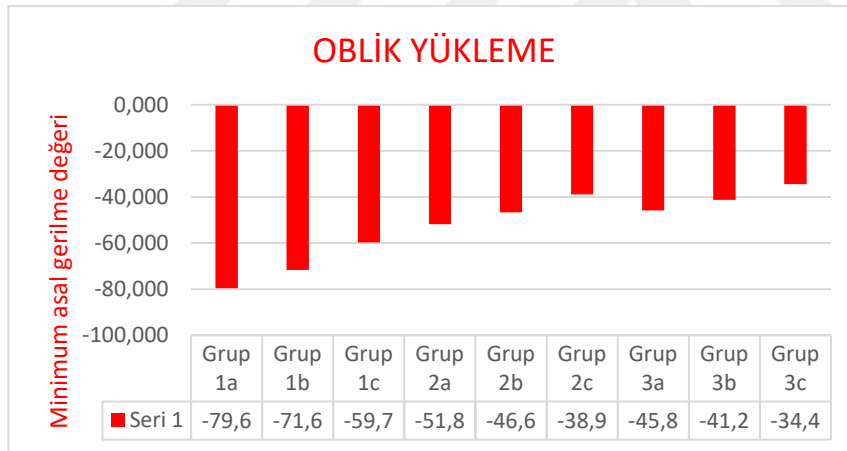
Tablo 4-10: Dikey yüklemeye altında tüm gruplarda kemikte oluşan minimum asal gerilme bulguları

Tüm gruplar karşılaştırıldığında dikey yüklemeye sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri en düşük geniş çaplı 2 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 3c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-10)



Tablo 4-11: Oblik yükleme altında tüm gruplarda kemikte oluşan maksimum asal gerilme bulguları

Tüm gruplar karşılaştırıldığında oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri en düşük geniş çaplı 2 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 3c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-11)



Tablo 4-12: Oblik yükleme altında tüm gruplarda kemikte oluşan minimum asal gerilme bulguları

Tüm gruplar karşılaştırıldığında oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri en düşük geniş çaplı 2 implant destekli 2 mm oklüzal kalınlığa sahip Grup 3c' de gözlenmiştir. (Tablo 4-12)

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada bruksizmi olan hastalarda sağ alt mandibular ikinci küçük azı ile ikinci büyük azı diş arasındaki bölgeye farklı çapta ve sayıda implant uygulanması ile farklı oklüzal kalınlıklarda 3 üyeli implant üstü sabit köprü protez modellerinin oluşturulması sonucunda implant bileşenleri, protetik üst yapı ve implantı çevreleyen destek kemik doku üzerinde oluşan gerilmeleri değerlendirmek için sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır.

Dental implantoloji çalışmalarında biyomekanik etkilerin incelenmesi amacıyla stres analizi yöntemleri sıklıkla tercih edilmektedir. Stres analizindeki esas amaç modelin gerçek doku, organ, araç veya restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesi ve fonksiyonel uygulamanın gerçekte organizma üzerinde etkili olan kuvvetleri şiddet yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Yapılan çalışmalarda uygun şartların sağlanabilmesi durumunda analiz sonuçları bilimsel nitelik taşıyabilmektedir (30, 116, 187).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi in vivo şartlarda ölçülmesi güç olan kemik-implant-üst yapı sistemine ait gerilmelerin ölçülmesinde bir çok araştırmacı tarafından sıklıkla kullanılan stres analizi yöntemlerinden biridir (18, 28, 29, 116, 178, 198).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi pek çok araştırmacı tarafından diğer stres analiz yöntemlerine oranla daha avantajlı kabul edilmektedir (28, 30, 179, 199-201). Assunção ve ark. (199), sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle, dental implantolojide bir diğer stres analiz yöntemi olarak kullanılan fotoelastik yöntemi kıyasladıkları çalışmanın sonuçlarına göre, nicel verilerde sonlu elemanlar stres analizi yöntemine oranla fotoelastik yöntemin yetersiz kalabildiğini bildirmişlerdir. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak gerçek yapıya çok yakın model elde edilebilmesi, karmaşık geometrik yapılara kolayca uygulanabilmesi, stres tipinin ve dağılımının çok hassas bir şekilde incelenebilmesi sağlanmaktadır (202). Gerekli görüldüğü takdirde test koşulları, geometri ve parametreler değiştirilebilmekte ve analiz tekrarlanabilmektedir. Ancak çalışmalarda sınır koşulları materyal özellikleri ve yüklemeler konusunda hassasiyet gösterilmesi gerekmektedir (30). Yapılan çalışmalarda sonlu elemanlar stres analizi yöntemi diğer yöntemlerle

karşılaştırıldığında sonuçların uyumlu ve tutarlı olduğu saptanmıştır (202-205). Karataşlı (203), yaptığı çalışmada sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile mekanik testleri karşılaştırılmalı olarak incelemiş her iki yöntemine ait sonuçların tutarlı ve kıyaslanabilir olduğunu belirtmiştir. Belirtilen avantajlardan dolayı çalışmamızda sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde matematiksel geometrik modellerle elde edilen sayısal değerlerin sabit olması ve varyansın olmamasından kaynaklı bulguların değerlendirilmesinde istatistiksel analiz kullanılmamaktadır (30, 116, 187, 206, 207).

Gerçekte hiç bir materyalin tüm düzlemlerdeki yapısı aynı değildir. Materyal değerlerini ortalama değer olarak homojen ve izotropik kabul etmek geniş bir popülasyon için analiz sonuçlarının gerçeğe yakınlığını etkilemeyecektir (208-210). Bu görüşün aksine Clelland ve ark. (211), trabeküler ve kortikal kemiğin yapısının izotropik yerine ortotropik olmasının analiz sonuçlarının doğruluğunu etkilediğini ve ortotropik yapıda kemikte oluşan stresin % 25 daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Sonlu elemanlar analiz çalışmalarında modeller lineer ve non lineer koşullarda değerlendirilmektedir. Diş hekimliği alanında daha çok lineer analizler tercih edilmektedir. Kuvvet uygulaması esnasında analizi yapılan modeller analiz süresince bütünlüğünü kaybetmez ve oluşan strese bağlı reaksiyon paterni değişmez (212). Bu veriler ışığında çalışmamızda sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılan bir çok çalışmada kabul edildiği gibi kullanılan materyaller ve kemiğin yapısı homojen, izotropik ve lineer olarak kabul edilmiştir (18, 88, 179, 195, 196, 210, 212-214).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılırken 2 boyutlu ve 3 boyutlu modellemelerin yapılması çalışmanın hassasiyeti ve sonuçların doğruluğu açısından önem arz etmektedir. Modellenen yapıların anatomik olarak düzensiz oluşundan kaynaklı modellerin 3 boyutlu olarak hazırlanması gerçeğe daha yakın sonuç elde edilmesini sağlamaktadır (202). 3 boyutlu olarak hazırlanan modellerde on, on iki, on dört yüzlü elemalar kullanılabildiğinden daha net sonuçlara ulaşılabilmektedir (213, 215). 2 boyutlu olarak hazırlanan modellerde oblik kuvvet uygulanması esnasında bukko-lingual yönde oluşan streslerin model üzerinde incelenmesi mümkün olmamaktadır (28, 216, 217). Bu veriler doğrultusunda çalışmamızda gerçekçi

sonuçlar elde edilebilmesi amacıyla 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır.

Modeller üzerinde oluşan stres ve gerinimler büyük oranda kuvvetin uygulandığı alanda meydana gelmektedir (28, 218). Teixeira ve ark. (215, 218), 3 boyutlu alt çene modeli için implantın mezial veya distalinde 4,2 mm' nin üzerinde kemik modellenmesinin analizin duyarlılığı açısından anlamlı bir artışa sebep olmayacağını belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda literatürdeki benzer çalışmalarda yapıldığı gibi kullanılan mandibula modeli oluşturulan köprü modelinin mesial ve distal sınırından 5 mm kemik olacak şekilde uzaklaştırılmıştır (28, 213, 215, 218-220).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde incelenecek karmaşık yapılar farklı geometride ve sayıda nod ve elemanlardan oluşan bir ağ yapısı (mesh) şeklinde bilgisayar ortamında modellenir. Sonlu elemanlar modelinde eleman ve nod sayısı arttıkça modelin doğruluk derecesi de artmaktadır (116, 130, 213, 215). Ancak eleman ve nod sayısı arttıkça analizin çözümlenmesi ve analizin süresi uzamaktadır (28, 215-217). Bu doğrultuda çalışmamızda eleman sayısı 50.000' nin ve nod sayısı 300.000' nin üzerinde olacak şekilde geometrik modeller oluşturulmuştur.

Materyalin özellikleri yapı içerisinde oluşan stres dağılımını büyük ölçüde etkilemektedir (130). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılan çalışmalarda materyal davranışları Young modülü ve Poisson oranı ile belirtilmiştir (30, 210, 221-224). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle yapılan çalışmalarda kullanılan materyallerin Young modülü ve Poisson oranı ile ilgili evrensel sabit veriler yoktur (225). Bu nedenle çalışmamızda kullanılacak olan katsayılar çalışmalarda en çok kullanılan klinik testlerin sonuçlarıyla uygunluğu tespit edilmiş analizlerde kullanılan katsayılar referans alınarak seçilmiştir.

Kortikal kemiğin varlığı ve kalınlığı sonlu eleman analiz yönteminin sonucunu etkileyen önemli özelliklerden biridir. Clelland ve ark. (211), kortikal kemik kalınlığının 1.5 mm' den 3.0 mm' ye çıkarılması sonucunda kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerinin % 50 oranında azaldığını belirtmişlerdir. Çalışmalarda kullanılan kortikal kemiğin kalınlığı farklılık gösterebilmektedir (226,

227). Okumura ve ark. (228), kortikal kemiğin olmadığı sadece trabeküler kemiğin olduğu modellerde en yüksek stres değerlerini tespit etmişlerdir. Çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı 1.5 mm olarak trabeküler kemik kalınlığı 13 mm olacak şekilde ayarlanmış olup mandibular posterior bölgeye implantlar yerleştirildiğinden Lekholm ve Zarb sınıflamasına göre tip 2 kemiğin özelliklerini yansıtabilecek şekilde poisson oranı ve young modülü verileri kullanılmıştır (28, 194, 195).

Geç dönem osseointegrasyonunun modellendiği çalışmalarda implant osseointegrasyonu % 100 kabul edilmiştir (18, 116, 130, 135). Histolojik olarak % 100 osseointegrasyon olasılığının olmayacağı göz önünde bulundurulmalı ve analiz sonuçlarının klinik olarak değerlendirilmesi yapılırken bu duruma göre yorumlanmalıdır. Çalışmamızda kemik-implant osseointegrasyonu % 100 olarak kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde genellikle üç tip gerilme tipi mevcuttur. Bu gerilmeler; von Mises, maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak değerlendirilmektedir. Yapılan bir çok çalışmada kemik gibi yapılardaki gerilmelerin değerlendirilmesinde asal gerilmeler, implant gibi çekilebilir materyallerdeki gerilmelerin değerlendirilmesinde ise, asal gerilmelerden denklem ile hesaplanan von Mises gerilme değerleri kullanılmıştır (18, 116, 146, 198, 215, 228-231). Ancak kemikteki stres dağılımını değerlendirmek için von Mises gerilmelerine bakan çalışmalarda mevcuttur (223, 232). Çalışmamızda, kortikal kemikte oluşan gerilmeler maksimum ve minimum asal gerilmeler ile değerlendirilirken; implant, abument, vida ve monolitik zirkonya üst yapıda oluşan gerilmeler ise von Mises stres gerilmeleri ile değerlendirilmiştir.

Dental implantlar günümüzde tek diş eksikliğinden tam diş eksikliği vakalarına kadar yaygın olarak kullanılan bir tedavi alternatifidir. Pek çok klinik çalışmada yüksek başarı oranları bildirilmiş olmasına rağmen erken veya geç dönemde oluşan implant kayıpları hala kaçınılmazdır. Geç dönemde meydana gelen kayıplar, protez yapımından sonra oluşmakta ve genellikle biyomekanik komplikasyonlarla ilişkilendirilmektedir. Bu komplikasyonların oluşmasında bir çok etiyolojik faktör bildirilmekle birlikte en çok tartışılan konulardan biri oklüzal yüklerin destek dokularda yarattığı etkidir (206, 207).

Yükleme şekline göre statik ve dinamik olmak üzere iki tip sonlu elemanlar stres analizi yöntemi bulunmaktadır. Dental implantın yorulma direncini sorgulayan statik yüklemeye, sabit hızla gelen bir eğik kuvvet karşısında implantın bükülme veya kırılma direncini ortaya koyar. Klinik açıdan düşünüldüğünde dinamik yorulma deneylerinin çiğneme sürecini daha iyi simüle ettiği söylenebilir. Dinamik yüklemeye ile statik yüklemeye karşılaştırıldığında dinamik yüklemeye sonucunda daha yüksek stres birikimi gözlenmektedir (18). Wang ve ark. (226), diş sıkma ve gıcırdatma durumunda olduğu gibi yavaş mandibular hareketlerin simüle edildiği düşünüldüğünden statik analiz yönteminin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Göre (28), brüksizmi olan bireylerin simüle edildiği sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında dinamik yüklemeye altında analiz gerçekleştirmiştir. Bu veriler ışığında çalışmamızda dinamik sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır.

Çiğneme kuvvetlerinin yön, süre ve büyüklük açısından değerlendirilmesi analizin doğruluğunu etkileyen önemli faktörlerdendir. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi çalışmalarında uygulanan kuvvetler implantın uzun aksına dikey, oblik ve yatay olmak üzere değişik açılarda kuvvet uygulanabilmektedir (28, 233-235). Dikey kuvvetler basma tipi kuvvet oluştururken, oblik ve yatay kuvvetler devirici tipte çekme kuvveti oluşmasına neden olurlar (198). Çalışmamızda brüksizm esnasında oluşan parafonksiyonel hareketleri taklit etmek amacıyla hem dikey hem de oblik yönde kuvvet uygulanmıştır. Oklüzal düzleme dik yöndeki kuvvet uygulanması diş sıkmasını; oklüzal düzleme 30^0 olacak şekilde oblik yöndeki kuvvet uygulaması ise diş gıcırdatma esnasında oluşan kuvvet bileşkesinin yönünü simüle etmektedir (18, 236).

Yapılan çalışmalarda modeller üzerindeki yüklemenin yapılacağı bölgeler tercih edilen bölgenin tipine ve incelenecek olan anatomik bölgeye göre değişkenlik gösterebilmektedir (18, 28, 197, 237). Bruksizmi olan hastalarda implant tedavilerinde gelen oklüzal kuvvetleri azaltmak için düşük tüberkül açısının kullanılması gerekmektedir (9, 28, 238). Tüberkül eğimlerinin devrilme momentinin oluşmasında en önemli etkenlerden biri olduğu bildirilmiştir. Sentrik kontakların çevresindeki bölgenin düz olması sonucunda gelen oklüzal kuvvetlerin iletimi apikal yönde olmaktadır (239). Çalışmamızda oluşturulan modellerde tüberkül eğimleri azaltılmış olup, dikey ve oblik yüklemeye altında karşıt arktaki dişlerin tüberküllerinin

temas ettiği tüberküllerin eğimli yüzeylerinde belirlenen bölgelere kuvvet uygulanmıştır.

Son yıllarda kuvvet bileşenlerinden biri olan süre faktörü; çiğnemeyi tam olarak taklit etmek ve bunun sonucu olarak çalışmanın doğruluğunu arttırmak amacıyla sonlu elemanlar stres analizi yönteminde kullanılmaya başlanmıştır. Kumagai ve ark. (84), bruksizm esnasında oluşan diş temasının 7.1 sn olduğunu belirtmişlerdir. Menicucci ve ark. (240), alt çene 4-6 nolu diş-implant arasındaki köprüyü modelledikleri çalışmalarında bruksizm hareketini temsil etmek üzere modele 10 sn boyunca kademeli artacak kuvvet uyguladıkları görülmüştür. Göre ve ark. (18), yaptıkları çalışmada bruksizmin simüle edilmesi için x,y,z eksenlerinde kuvvet bileşkesi 30^0 olacak şekilde 10 sn süren zamana bağlı dinamik kuvvet uyguladıkları görülmüştür. Bizim çalışmamızda bu veriler ışığında 10 sn' lik bir bruksizm atağı temsil edilerek dinamik stres analizi yapılmıştır.

Çiğneme esnasında oluşan kuvvetlerin büyüklüğü ile ilgili literatürde değişkenlik gösteren veriler mevcuttur. Bu veriler cinsiyet, mevcut kas yapısı, kasın tonusu, yaş, diş eksikliğinin varlığı, parafonksiyonel alışkanlık, bruksizmin varlığı ve ağız içerisinde yapılan ölçüm yöntemlerinin farklılığına göre değişmektedir (241). Anderson (38), gıdaların cinsine göre çiğneme kuvvetlerinin değiştiğini belirtmiştir. Hareketli protez kullanan bireylerin ısırma kuvvetinin doğal dişleri olan bireylere oranla 4 kat daha azaldığını bildirmiştir. Doğal dişlerde restorasyon olup olmaması kuvvetlerde değişikliğe sebep olmamaktadır. Erkeklerde ortalama maksimum ısırma gücü 53.6-64.4 kg, kadınlarda ise 35.8-44.9 kg olarak saptanmıştır. Ferrario (242), birinci büyük azı diş bölgesinde görülen ortalama çiğneme kuvvetini bayan hastalarda 234.46 N, erkek hastalarda 306,07 N olarak belirtmiştir. Bruksizmi olan hastalarda yapılan çalışmalarda maksimum ısırma gücü erkek hastaların molar dişlerinde 911 N, kadın hastalarda ise 569 N olarak saptanmıştır (83). Kumagai ve ark. (84), yaptıkları çalışmada bruksizmi olan hastalardaki ısırma kuvvetlerinin molar dişlerde 365 N, premolar dişlerde ise 64 N olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan çalışmalarda diüurnal bruksizm ile noktural bruksizm esnasında görülen ısırma kuvvetlerinin birbirinden farklı olduğu bildirilmiştir. Noktural(gece) bruksizmde maksimum ısırma kuvveti 415 N, diüurnal bruksizmde ise 775 N olarak belirtilmiştir (85). Göre ve ark. (18), bruksizmi olan bireylerin simüle edildiği çalışmalarında

mandibular kanin, birinci premolar ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş implantlar üzerine 5 üyeli köprü modeli üzerine toplam kuvvet 1000 N olacak şekilde kuvvet uygulamışlardır. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda dikey yönde toplam 1000 N, oblik yönde ise toplam 500 N olacak şekilde dinamik kuvvet uygulanmıştır.

Rekow ve ark. (243), sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak yaptıkları çalışmada siman varlığının stres dağılımı üzerinde etkili olduğunu belirtmişlerdir. Zang ve ark. (244), farklı siman kalınlıklarının monolitik zirkonyanın kırılma direnci üzerine etkisini inceledikleri çalışmada siman aralığı arttıkça servikobukkal ve servikolingual alanlarda orantılı olarak stres yoğunlaşmasının arttığını belirtmişlerdir. Ancak sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılan pek çok çalışmada abutment ve üst yapı arasındaki siman aralığı genel olarak ihmal edilmiştir (18, 30, 202, 213, 214, 245). Bu veriler ışığında çalışmamızda siman aralığı ihmal edilmiş olup abutment ile köprü modelinin iç yüzeyinin % 100 temasta olduğu varsayılmıştır.

Biyomekanik olarak oklüzal kuvvetlerin oluşturduğu stresleri azaltmak için implantın uzunluğunun, çapının ve sayısının artırılmasının stres dağılımı üzerine etkileri pek çok çalışmada incelenmiştir (10, 15-20, 222, 246-248). Günümüzde kemik üzerindeki stres dağılımının implant uzunluğuyla neredeyse hiç ilgisi olmadığı kabul edilmektedir (15, 247-250). İmplantın çapının artırılmasının implantın uzunluğunun artırılmasından daha önemli olduğu belirtilmektedir. Kısa implantların yüksek sağ kalım oranlarından dolayı, kısa implantların kullanılabilirliği desteklenmektedir (247, 248). Günümüzde son çalışmalar, kısa implantların (7.0-8.5 mm) daha uzun implantlarla eşit etkili olabileceğini göstermektedir (249). Yokoyama ve ark. (222), sonlu elemanlar analizi yöntemi yardımıyla üç üyeli köprü restorasyonunda kullanılan 10 mm ve 12 mm boyunda implantlardaki uzunluk artışının biyomekanik açıdan oluşan stresleri anlamlı düzeyde etkilemediğini bildirmişlerdir. Lee ve ark. (251), yapmış oldukları derlemenin sonuçlarına göre; implant boyunun uzatılmasının bir noktaya kadar etkili olduğunu ve gerilmelerin çoğunlukla implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmasından dolayı implantın boyundaki artışın gerilme dağılımına olumlu etkisinin olmayacağını belirtmişlerdir. Li ve ark. (252), yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında,

implant uzunluğunun sadece tip 4 kemik özelliğinde, kortikal ve trabeküler kemikte oluşabilecek stresleri azaltan bir faktör olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan tüm implantların uzunluğu 11.5 mm olacak şekilde sabit tutulmuştur.

Dental implantların çaplarına bağlı olarak sınıflandırılması mini implantlar çapı 3,0 mm' den az, dar implantlar çapı 3.75 mm' den az, standart çapta implantlar 3.75-4.0 mm aralığında, geniş çaplı implantlar 4.0 mm' den fazla olarak belirtilmiştir (246). Dar çaplı implantların osseointegrasyon yüzeyini azaltmasından dolayı implant ve bileşenlerinin biyomekanik davranışı etkilenmekte olup, mekanik direnci arttırmak ve stresi azaltmak için geniş çaplı implant kullanılmasını öneren pek çok çalışma bulunmaktadır (14, 15, 246, 253, 254). Bir implantın yorulma direnci; implantın çapına, implantın materyal özelliklerine ve uygulanan kuvvet miktarına bağlıdır. İmplantın çapı 1 birim azaltıldığında, implantın direncini 4 kat azaltmaktadır. 2 mm çapındaki implantın kırılma dayanımı 4 mm' lik implantın kırılma dayanımından 16 kat daha düşüktür (15, 246). Goiato ve ark. (246), fotoelastik analiz yöntemi kullanılarak yaptıkları çalışmada mini, dar ve standart çaplara sahip implantlarla desteklenen tek kuron ve 3 üyeli vidalı kısmi sabit protezin biyomekanik davranışını incelenmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre modeller üzerindeki streslerin implant çapındaki artış ile ters orantılı olduğu belirtilmiştir. Renouard ve Nisand (255), daha geniş çaplı implantların kullanılması gerektiğini önermiş ve geniş çaplı implantların daha iyi sağ kalım oranları sunduğunu belirtmişlerdir. Petrie ve Williams (8), yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında implant çapındaki artışın implantlardaki ve krestal kemikteki stresi belirgin derece azalttığını bildirmişlerdir. Matsushita ve ark. (256), yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında implantın çapının artırılmasının vertikal ve lateral kuvvetlere karşı oluşan direnci arttırdığını ve kortikal kemikteki stresi azalttığını bildirmişlerdir. Yapılan başka bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında en geniş çaplı implant kullanımı durumunda implantı çevreleyen kortikal kemikte en düşük stres seviyelerinin elde edileceği belirtilmiş ancak bu durumun mutlak derecede gerekli olmadığı belirtilmiştir. (227). Chrcanovic ve ark. (9), brüksizmi olan hastalarda dental implant başarısızlıkları üzerine yaptığı meta analizin sonucunda geniş çaplı implant kullanımının implantın mekanik olarak

direncinin artmasından kaynaklı başarı oranını attıracağını belirtmişlerdir. Johansson ve ark. (257), bruksizm ve implant tedavisi üzerine yaptıkları derlemenin sonuçlarına göre; bruksizmi olan hastalarda implant tedavisi uygulanmasının implant üst yapısında ve implant bileşenlerinde mekanik komplikasyonlar oluşturabileceğini bildirmiş ve bu problemlerin çözümü için direnci arttıracak yeterli mekanik tasarımların kullanılmasını önermişlerdir. Lobbezzoo ve ark. (238), bruksizmi olan hastalarda implant tedavisi uygulanırken biyomekanik direnci arttırmak için implant çapının artırılmasının gerekli olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda bu veriler ışığında bruksizimli bireylerde artan oklüzal kuvvetlerden dolayı implant uygulamalarında mekanik olarak daha fazla dirence gerek duyulduğundan 3.7 mm, 4.1 mm, 4.7 mm ve 6.0 mm çapındaki titanyum implantlar kullanılmıştır.

Yüksek ısırma kuvvetlerine karşı dental implantlardaki stres dağılımının azaltılması için gerekli bir diğer parametre olarak implant sayısının artırılması bir çok araştırmacı tarafından kabul edilmektedir (10, 16-20). Stegaroiu ve ark. (232), farklı sayıda implanttan oluşan 3 üyeli implant üstü köprü modellerini birbiriyle kıyasladıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında; iki implantın kullanıldığı durumda kortikal kemikte oluşan gerilmeler aksiyel yükleme altında üç implantlı modele göre büyük farklılık göstermezken; bukkal-lingual yöndeki yüklemeler altında 2 implantlı modelde daha yüksek gerilmeler saptanmıştır. İplikçioğlu ve Akça (258), yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 3 implant destekli model ile 2 implant destekli geniş çaplı model üzerinde oluşan stres seviyelerinin birbirine yakın olduğunu belirtmişlerdir. Lobbezzo ve ark. (10), bruksizmi olan hastalarda dental implant uygulamalarında alınabilecek önlemler arasında implant sayısının artırılmasının biyomekanik olarak yarar sağlayacağını belirtmişlerdir. Chrcanovic ve ark. (9), bruksizmi olan hastalarda dental implant başarısızlıkları üzerine yaptığı meta analizin sonucunda implant sayısının artırılmasının başarı oranını arttıracığını belirtmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları literatür sonuçlarına paralellik göstermiş olup, daha geniş çaplı implant kullanımı sonucunda von Mises stres değerlerinde azalma gözlenmiştir. Dikey yükleme altında 3 implant destekli Grup 2' nin implant üstü köprü ve implant üzerindeki von Mises stres değeri ile kemikteki maksimum ve minimum stres değerleri Grup 1 ana modeli ve Grup 3 modeline oranla daha düşük

bulunmuştur. Dikey yükleme altında vida ve abutmentte oluşan von Mises stres değeri en düşük geniş çaplı 2 implant destekli Grup 3c modelinde gözlenmiştir.

30⁰ oblik yükleme altında Grup 3 modelinin implant, vida ve abutmentteki von Mises stres dağılımı değerleri ile kemikteki minimum ve maksimum asal stres değerleri Grup 1 ana modeli ve Grup 2 modeline oranla daha az bulunmuştur. Oblik yükleme altında implant üstü köprü modelinde oluşan von Mises stres değeri en düşük Grup 2a modelinde gözlenmiştir.

Çapın artırılması stresi azaltmada etkili bir parametre olmasına rağmen dikey ve oblik yükleme altında implant sayısının artırılması sonucunda implant üstü köprü protezinde daha az von Mises stres değeri gözlenmiştir. Bu durum biyomekanik olarak köprü protezlerinde destek sayısının artırılması ve gövde sayısının azalması ile ilişkilendirilebilir.

2 implant destekli 3 üyeli Grup 1 ana modeli ile 3 implant destekli 3 üyeli Grup 2 modeli kıyaslandığında implant sayısının artırılması ile tüm parametlerde stres dağılımında azalma gözlenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının asıl sonucunu belirleyecek olan yükleme koşulunun oblik yükleme koşulu olduğu düşünülmektedir (179, 230, 259-262). Bu düşüncenin sebebi, esas yıkıcı kuvvetlerin yatay kuvvetlerin olması ve dik yükleme koşulunda çok belirgin olmayan asıl yıkıcı stres birikimlerinin oblik yükleme koşulunda daha belirgin bir şekilde meydana gelmesidir. Anitua ve ark. (263), tarafından yapılan bir çalışmada, aks dışı kuvvet uygulandığında abutment vidası için stres ve kırıkta belirgin bir artış rapor edilmiştir. Bununla birlikte, dikey yönde kuvvet uygulanmasında devirici kol uzunluğu sıfır olduğu için aks dışı kuvvete oranla daha önemsiz olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızın sonuçları bu verilerle paralellik göstermektedir. Tüm gruplarda özellikle vida ve abutmenlerde daha belirgin derece olmak üzere tüm parametlerde oblik yükleme altında von Mises stres değerlerinde artış gözlenmiştir.

Ağız ortamındaki çiğneme kuvvetlerini daha etkin taklit eden oblik kuvvetin uygulandığı modellerde meydana gelen stres değerleri incelendiğinde, kemikte meydana gelen streslerin daha çok implantların boyun bölgesine komşu olan kortikal

kemikte yoğunlaştığı izlenmiştir (264-266). Dikey kuvvetler ile oluşan von Misses stres değerleri implantların kole bölgesinden implant gövdesi boyunca dağılım göstererek, apikal bölgesine iletilirken, oblik kuvvetlerde stresleri çoğunlukla kole bölgesinde yoğunlaşmaktadır (227). Himmlöva ve ark. (227), yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında kuvvetler altında çalışmada kullanılan tüm değişik çap ve uzunluktaki implantlarda streslerin implantın boyun bölgesinde lokalize olduğunu belirtmişlerdir. Lum ve ark. (267), implant-kemik ara yüzeyindeki stres dağılımlarını inceledikleri çalışmada tüm yüzeye oranla implant boyun bölgesinde stresin yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Papavasiliou ve ark. (245), kristal kemikte oluşan streslerin her durumda apikal kemikteki stres değerlerinden fazla olduğunu bildirmişlerdir. Yaptığımız çalışmada dikey yükleme altında maksimum asal stres değerleri implantların bukkal ve lingual boyun bölgesinde, minimum asal stres değerleri ise lingual boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Oblik yükleme altında maksimum asal gerilme değerleri bukkal boyun bölgesinde, minimum asal gerilme değerleri ise lingual boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Minimum asal gerilme, sıkışma streslerini, maksimum asal gerilme ise çekme streslerini tanımlamaktadır (116). Çalışmamızın sonuçlarına göre dikey ve oblik yüklemeler altında maksimum ve minimum asal gerilme mutlak değerinin birbirine yakın olduğu tespit edilmiş olup en yüksek çekme değeri 30^0 oblik yükleme altında Grup 1a modelinde gözlenmiş olup 77.764 MPa olarak saptanmıştır. En yüksek sıkıştırma değeri de yine Grup 1a modelinde -79.604 MPa olarak saptanmıştır. Çalışmamızda tüm gruplarda minimum ve maksimum asal gerilme değerleri birbirine yakın bulunmuştur. Maksimum ve minimum asal gerilme değerleri birbirine yakın olduğu zaman maksimum asal gerilmenin etkisi göz önüne alınmalıdır, çünkü çekme stresi daha yıkıcı sonuçlara sebep olmaktadır. Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda çekme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı arttırmasından dolayı özellikle brüksizmi olan hastalarda kullanılan dental implantların çapı ve sayısının arttırılmasının faydalı olabileceği, düşünülmektedir.

Zirkonya seramikler üstün dayanıklılık ve geliştirilmeye devam eden optik özellikleri sayesinde diş hekimliğinde kullanımı gün geçtikçe artan bir materyaldir. Alt yapı malzemesi olarak üstün mekanik özelliklere sahip olan zirkonya seramikler yüksek opasiteleri nedeniyle cam seramikler ile venerlenmek zorundadır. Cam

seramik porselen yapı ile zirkonya alt yapı arasındaki bağlantı probleminden kaynaklı klinik uygulamalarda cam seramik yapının zirkonya alt yapıdan ayrılması en sık görülen komplikasyondur (203, 268-271). Günümüzde üst yapı porseleni ile bağlantı probleminin çözümü için alternatif monolitik materyaller gündeme gelmiştir. Farklı tam seramik restorasyonlar arasında en başarılı klinik performansı gösteren monolitik zirkonya restorasyonlarıdır (203, 269). Monolitik zirkonya seramiklerin in-vitro çalışmalarda kabul edilebilir değerlerde dayanıklılık sergilediği ve kırılmalara karşı dirençli oldukları ispat edilmiştir (270). Alshahrani ve ark. (25), monolitik zirkonyadan oluşan sabit kısmi protezlerin, kırılma yükü değerinin 1192 N ile 2131 N arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Øilo ve ark. (26), çiğneme simülasyonu ile yaptıkları in vitro çalışmalarında monolitik zirkonya kuronları için 1700 N' den 6000 N' ye kadar değişen çok yüksek kırılma mukavemeti değerlerini bildirmişlerdir. Lundgren ve ark. (27), monolitik zirkonya köprü restorasyonlarında kantilever kullanımında bile kantilevere uygulanan oklüzal kuvvetlerin 700 N' a kadar çıkabileceğini bildirmişlerdir. Bankoğlu Güngör ve ark. (272), Cad-Cam monolitik kuronlar ile venerlenmiş seramiklerin kırılma dayanımlarının kıyaslandığı çalışmada en yüksek kırılma direnci, yitrium ile stabilize edilmiş monolitik zirkonya kuronlar olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca venerlenmiş zirkonya restorasyonlar monolitik seramiklerden daha düşük direnç göstermiştir. Bankoğlu Güngör ve ark. (271), yaptıkları klinik çalışmanın ön raporuna göre monolitik zirkonya tek dişli kuronların ve sabit diş protezlerinin yüksek sağ kalım oranları ve genellikle başarılı teknik sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Kim ve ark. (273), tarafından yapılan çalışma sonuçlarına göre; lityum disilikat preslenmiş zirkonya ve monolitik zirkonya kuronların, fluorapatit preslenmiş zirkonya ve monolitik lityum disilikat kuronlara göre daha iyi kırılma direncine sahip olduğu gösterilmiştir. Christensen (274), tarafından brüksizimli bireyler üzerinde yapılan çalışmada, BruxZir monolitik zirkonya kullanılarak 1.0 mm' den az oklüzal preparasyon yapılarak 118 adet molar kuron restorasyon uygulanmıştır. Çalışmanın 6 yıllık takibi sonrasında restorasyonların tamamında fraktür bildirilmemiştir. Bidra ve ark. (275), yaptıkları 5 yıllık retrospektif bir çalışmada 2039 adet monolitik zirkonyadan oluşan implant üstü sabit protezin sağ kalım sonuçlarını değerlendirmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, ilk yıl sağ kalım oranı %99.8, 5 yıllık sağ kalım oranı %99.3 olarak

belirlenmiştir. Bu veriler doğrultusunda diş hekimliğinde kullanılan tam seramik materyallere kıyasla monolitik zirkonyanın kırılma dayanımının yüksek olmasından dolayı bruksizmi olan hastalarda alternatif restoratif materyal olmuştur. Çalışmamızda bu veriler ışığında belirtilen üstün özelliklerinden dolayı üst yapı materyali olarak monolitik zirkonya tercih edilmiştir.

Y-TZP seramikler diğer tam seramik restorasyonlara göre daha küçük konnektör boyutlarına sahiptir. Zirkonya restorasyonları için önerilen minimum konnektör kesit alanı 6.9 mm^2 ' dir (276). Larsson ve ark (193), zirkonya restorasyonlar için önerilen minimum konnektör boyutu $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}$ olduğunu belirtmişlerdir. Dittmer ve ark. (277), posterior bölgede zirkonyadan oluşan sabit kısmi protezlerin konnektör alanı için minimum 4.0 mm çap olması gerektiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda oluşturulan köprü modellerin konnektör alanları bu bilgiler doğrultusunda minimum $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}$ olacak şekilde ayarlanmıştır. Köprü protezlerinde konnektör bölgeleri kırılma riski bulunan en yüksek gerilme stres değerlerine sahip bölgelerden biridir (278). Stresin en çok yoğunlaştığı bölgeler olması nedeniyle, konnektör bölgesinin tasarımı oldukça önemlidir (279-282). Sanino ve ark. yaptıkları çalışmanın sonucuna göre 3 üyeli zirkonya alt yapılı implant üstü köprülerdeki maksimum von Mises stres değerlerinin konnektör bölgelerinde ve abutmentin servikal bölgesi etrafında toplandığını bildirmişlerdir (278). Gülay (279), farklı konnektör tasarımlarının 3 üyeli zirkonya alt yapılı protezlerdeki etkisini sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelediği çalışmasının sonucuna göre, küçük konnektör çapının stresleri arttırdığını belirtmiştir. Lakshmi ve ark. (283), monolitik zirkonya restorasyonlarında farklı konnektör çaplarının stres dağılımı ve değerleri üzerine etkisini incelediği çalışmada; 4 mm çapındaki konnektör boyutuna sahip modelde 3 mm çapındaki konnektör boyutuna sahip modelden daha az stres birikimi olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmaların sonuçlarına paralel olarak çalışmamızda dikey kuvvetler altında tüm grupların köprü modellerindeki maksimum von Mises stres değerlerinin konnektör bölgede yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Oblik yükleme sonucunda ise maksimum von Mises değeri hem konnektör alanda hem de köprü modelinin bukkal kole bölgesinde yoğunlaşmıştır. Bölgesel olarak değerlendirildiğinde bruksizmi olan hastalarda doğal dişlerde gözlenen servikal bölge lezyonları implant ve abutment boyun bölgelerine

denk gelmektedir. Bu durum kuvvetlerin mekanik olarak bu bölgelerde yoğunlaşması açısından benzerlik göstermektedir (284). Konnektör alanında oluşan streslerin azaltılması için bu alanın boyutunun artırılmasının oluşan streslerin azaltılması konusunda faydalı olabileceği düşünülmektedir.

İmplant destekli protezlerde oklüzal yüzeyde kullanılan materyalin fiziksel özelliklerinin oklüzal kuvvetlerin etkisinin azaltılmasında ve dolayısıyla implant bileşenlerinde ve üst yapıda oluşan streslerin azaltılmasında faydalı olabileceği öne sürülmektedir (98, 106, 108). Gracis ve ark. (285), yaptıkları çalışmada implant destekli protezlerde 5 farklı restoratif materyalin (altın alaşımı, seramik kaplı kıymetli metal alaşımı, porselen, ısı basınçla polimerize edilmiş polimetil metakrilat rezin ve ışıkla sertleştirilmiş mikrofil dolduruculu rezin) oklüzal kuvvetlere karşı kuvvet absorbe edici özelliklerinin kıyaslandığı çalışmada sert materyallerin kuvveti daha kısa sürede ilettiğini belirtmişlerdir. Çiftçi (261), implant üstü protezlerde materyal tipinin implant ve çevre dokularda oluşturduğu stresin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelediği çalışmada, porselen materyalinin akrilik ve kompozit rezine göre % 15-25 oranında daha fazla stres yarattığını bildirmiştir. Bu görüşün aksine protezlerde rijit materyal kullanımının avantajlı olduğunu öne süren çalışmalarda mevcuttur (286, 287). Farklı oklüzal materyallerinin implant ve çevre dokularda oluşan stres üzerine etkisiz olduğunu bildiren çalışmalarda mevcuttur (119, 288,289). Erkün (290), yaptığı çalışmada farklı implant tasarımı ve implant üst yapı materyalinin implant ve çevre dokularında oluşturduğu stresi incelemiş; venerlenmiş lityum disilikat ve zirkonya ile monolitik yapıdaki zirkonya, lityum disilikat ve rezin nanoseramikten oluşan modelleri kıyasladığında en düşük stres değeri monolitik zirkonyadan oluşan modelde saptamıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre farklı üst yapı materyalleri implant ve kemikte oluşan stresleri etkilememiştir. Çalışmamızda monolitik zirkonyadan oluşturulan implant üstü köprü modellerinde stres dağılımı skalasına göre konnektör alan dışındaki alanlarda minimum stres değerleri (mavi alan) gözlenmiştir. Bu durumun monolitik zirkonyanın yüksek elastiklik modülüne sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Monolitik zirkonyanın kullanıldığı sabit protetik restorasyonlarda materyalin oklüzal kalınlığının en az ne kadar olması gerektiği konusunda çeşitli görüşler

mevcuttur. Bazı çalışmalarda minimal 0.5 mm oklüzal kalınlıkta hazırlanan kuronlarda molar bölge için yeterli kırılma direnci gösterilmiştir (224, 291). Lan ve ark. (214), implant üstü protezlerde 0.5 mm oklüzal kalınlığı kırılma direnci açısından yetersiz bulmuş ve oklüzal kalınlığın minimum 0.7 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir. Lawn ve ark. (292), Deng ve ark. (293), monolitik zirkonya restorasyonlarında oklüzal kalınlığın minimum 0.5 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir. Sun ve ark. (294), 1.0 mm' lik oklüzal kalınlığa sahip monolitik zirkonya restorasyonunun kırılma direncinin metal destekli seramik kuronların kırılma direncine eş değer olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda bu bilgiler doğrultusunda oklüzal kalınlıkları 1.0 mm, 1.5 mm ve 2.0 mm olacak şekilde monolitik zirkonyadan oluşan köprü modelleri oluşturulmuştur. Köprü modellerinin oklüzal kalınlıkları dışında kalan yüzeyleri 1.0 mm kalınlıkta, kole bölgesi ise minimum 0.5 mm kalınlıkta olacak şekilde tasarlanmıştır.

İmplant protezlerinde monolitik zirkonya kuronlarının kullanımı, özellikle interdental boşluk yetersiz olduğunda artmaktadır. Lan ve ark. (214), sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile yaptıkları çalışmada 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7mm ve 0.8 mm olmak üzere farklı oklüzal kalınlıklarda implant üstü monolitik zirkonya uygulamasının kuron üzerinde oluşturduğu stresleri incelemiştir. Çalışmanın sonucunda 0.7 mm kalınlıkta yüksek kırılma direnci ve minimum stres değerleri elde edilmiş olup, pozitif olarak materyal kalınlığı arttıkça kırılma direncinde artış gözlenmiştir. Tüm gruplar arasında von Mises stres değeri en az 0.7 mm kalınlıkta gözlenmiştir. 0.5 mm oklüzal kalınlık yetersiz bulunmuştur. 0.6 mm kalınlığın riskli olabileceği belirtilmiş, oklüzal kalınlığın implant üstü protezlerde minimum 0.7 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir. Nakamura ve ark. (291), farklı kalınlıklarda hazırlanan monolitik zirkonyadan oluşan kuronların kırılma direncini incelendiği çalışmasında 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, kalınlıklarda toplam 40 adet molar kuron hazırlanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre en yüksek kırılma direnci 2.0 mm hazırlanan kuronlarda gözlenmiştir. 0.5 mm hazırlanan kuronlarda molar bölge için yeterli kırılma direnci göstermiştir (224, 291). Rekow ve ark. (243), kullanılan materyalin oklüzal kalınlığının stres dağılımı üzerinde önemli bir etken olduğunu belirtmişlerdir. Sun ve ark. (294), yaptıkları çalışmada monolitik zirkonya kuronların oklüzal kalınlığının 0.6 mm' den 1.5 mm' ye çıkarılmasıyla kırılma direncinin 3 kat

artacağını belirtmişlerdir. Skouridou ve ark. (295), monolitik zirkonya kuronunun aksenal kalınlığının arttırılmasının kırılma direncini oklüzal kalınlık kadar etkilemediğini bildirmişlerdir. Nordahl ve ark. (296), oklüzal kalınlıkları 0.3 mm, 0.5 mm, 0.7 mm, 1.0 mm ve 1.5 mm olacak şekilde HTZ (high translucent zirkonya) ile LTZ (low-translucent zirkonya) oluşan kronların kırılma dayanımlarını incelemiş bu iki grup arasında kırılma dayanımı açısından fark bulmamış ve oklüzal kalınlığı arttırmanın kırılma dayanımı değerlerini arttırdığını bildirmişlerdir. HTZ kronlarda maksimum 3487 N' a kadar, LTZ kronlarda 3248 N' a kadar fraktür gözlenmediğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre tüm gruplarda oklüzal kalınlık arttıkça oluşturulan modellerin tüm bileşenlerinde stres değerlerinin azaldığı saptanmıştır. Monolitik zirkonyadan oluşan implant üstü köprü protezlerinde en düşük von Mises stres değeri 2.0 mm oklüzal kalınlığa sahip modellerde saptanmıştır. Çalışmamızda elde edilen veriler doğrultusunda brüksizmi olan hastalarda oklüzal kuvvetlerin implant ve çevre dokularında oluşturduğu stresleri azaltmak için literatürde var olan düzenlemelere ilaveten kullanılan restoratif materyalin kalınlığının arttırılması önerilebilir. Ancak bu konuyla ilgili daha fazla araştırma yapılmasına ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

- 1) Dikey ve oblik yönde yükleme altında tüm gruplarda monolitik zirkonyadan oluşan üst yapının oklüzal kalınlık miktarı arttıkça üst yapı, implant, abutment, vida ve kemikte oluşan stres değerlerinde azalma gözlenmiştir.
- 2) Dikey ve oblik yükleme altında implant çapının ve sayısının artırılması sonucunda üst yapı, implant, abutment, vida ve kemikte oluşan stres değerlerinde azalma gözlenmiştir.
- 3) Dikey yönde yükleme sonucunda implant üstü köprü protezi, implant, abutment ve vidalarda gözlenen en yüksek von Mises stres değeri tüm gruplar arasında 1mm oklüzal kalınlığa sahip 2 implant destekli Grup 1a modelinde gözlenmiştir.
- 4) Dikey yönde yükleme sonucunda abutment ve vidada gözlenen en düşük von Mises stres değeri 2.0 mm oklüzal kalınlığa sahip implant çapının artırıldığı 2 implant destekli Grup 3c modelinde gözlenmiştir. İmplant üstü köprü protezinde ve implanttaki en düşük von Mises stres değeri 2 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 implant destekli Grup 2c modelinde gözlenmiştir.
- 5) Dikey yönde yükleme sonucunda kemik üzerinde oluşan maksimum ve minimum stres değerleri karşılaştırıldığında genel olarak minimum asal stresin mutlak değerinin daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bu durumda sıkıştırma stresleri daha etkindir ve yıkıcı etkisi çekme stresine göre daha azdır. En düşük minimum asal stres değeri implant çapının artırıldığı 2.0 mm oklüzal kalınlığa sahip 2 implant destekli Grup 3c modelinde gözlenmiştir. En yüksek minimum asal stres değeri 1mm oklüzal kalınlığa sahip 2 implant destekli Grup 1a modelinde gözlenmiştir.
- 6) 30° oblik yönde yükleme sonucunda dikey yönde yüklemeye oranla daha az kuvvet uygulanmasına rağmen tüm gruplarda belirgin derecede stres değerlerinde artış gözlenmiştir.
- 7) 30° oblik yönde yükleme sonucunda dikey yönde yüklemeye oranla özellikle abutment ve vidalarda oluşan von Mises stres değerleri 2 implant destekli Grup 1 ana modeli ve 3 implant destekli Grup 2 modelinde belirgin derece artmıştır.
- 8) 30° oblik yönde yükleme sonucunda implant, abutment ve vidada gözlenen en düşük von Mises stres değeri tüm gruplar arasında, 2.0 mm oklüzal kalınlığa sahip implant çapının artırıldığı 2 implant destekli Grup 3c modelinde gözlenmiştir.

İmplant üstü köprü modelinde ise tüm gruplar arasında en düşük von Mises stres değeri 2 mm oklüzal kalınlığa sahip 3 implant destekli Grup 2c modelinde gözlenmiştir.

9) 30° oblik yönde yükleme sonucunda implant üstü köprü, implant, abutment ve vidada gözlenen en yüksek stres değeri tüm gruplar arasında 1mm oklüzal kalınlığa sahip 2 implant destekli Grup 1a modelinde gözlenmiştir.

10) 30° oblik yönde yükleme sonucunda kemikte oluşan maksimum ve minimum stres değerleri birbirine yakın gözlenmiştir. Bu durumda maksimum asal stres değeri göz önüne alınmalıdır. Çünkü çekme stresi daha yıkıcı etkilere sahiptir. En düşük maksimum asal stres değeri implant çapının artırıldığı 2.0 mm oklüzal kalınlığa sahip 2 implant destekli Grup 3c modelinde gözlenmiştir. En yüksek maksimum asal stres değeri 1mm oklüzal kalınlığa sahip 2 implant destekli Grup 1a modelinde gözlenmiştir.

11) Dikey ve oblik yükleme altında implantı çevreleyen kemik dokusunda gözlenen maksimum ve minimum asal stres değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısmında gözlenmiştir.

12) Yüksek elastik modülüne sahip monolitik zirkonyanın brüksizmi olan hastalarda implant üstü protez materyali olarak kullanılması durumunda oluşan von Mises stres değerleri dikey yükleme altında konnektör alanda gözlenmiştir. Oblik yükleme altında ise konnektör alanda ve bukkal kole bölgesinde maksimum von Mises stres değeri gözlenmiştir.

13) İmplantlarda gözlenen maksimum von Mises stres değerlerinin dikey yükleme altında lingual boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Oblik yükleme altında ise özellikle bukkal boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir.

14) Abutmentlerde gözlenen maksimum von Mises stres değerlerinin dikey yükleme altında lingual boyun bölgesinde, oblik yükleme altında ise bukkal boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir.

15) Vidalarda dikey yükleme altında gözlenen maksimum von Mises stres değerlerinin genel olarak vida yivlerinin olduğu kısımlarda yoğunlaştığı gözlenmiştir. Oblik yükleme altında von Mises stres değerleri genel olarak vidaların baş bölgesine yakın kısmında yoğunlaştığı gözlenmiştir.

16) Bruksizmi olan hastalarda oklüzal kuvvetler altında tüm gruplarda oluşan gerilmeler kabul edilebilir mukavemet sınırları içerisinde.

Çalışmamızda sonuç olarak bruksizmi olan hastalarda implant uygulamalarında kemikte ve implant bileşenlerinde oluşan streslerin azaltılması için;

- Kullanılan implantın çapının ve sayısının artırılması
- İmplant üstü sabit köprü protez materyalinin oklüzal kalınlık miktarının artırılması önerilebilir.



7. KAYNAKLAR

1. Lobizzo F, Van der Zaag J, Van Selms MKA. Principle for the management of bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2008;35(7):509-23.
2. Manfredini D, Lobbezoo F. Role of psychosocial factors in the etiology of bruxism. *Journal of orofacial pain*. 2009;23(2):153-66.
3. Ahlberg J, Savolainen A, Rantala M, Lindholm H, Könönen M. Reported bruxism and biopsychosocial symptoms: a longitudinal study. *Community dentistry and oral epidemiology*. 2004;32(4):307-11.
4. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *The Journal of oral implantology*. 1995;22(2):104-10.
5. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clinical oral implants research*. 2001;12(2):144-52.
6. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical oral implants research*. 1996;7(2):143-52.
7. Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*. 2005;32(9):925-32.
8. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. *Clinical oral implants research*. 2005;16(4):486-94.
9. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clinical oral implants research*. 2016.
10. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(2):152-9.
11. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *The Journal of oral implantology*. 1989;16(1):6-11.
12. Rieger M, Adams W, Kinzel G. A finite element survey of eleven endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(4):457-65.

13. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants: an experimental study in rabbits. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1997;26(2):141-8.
14. Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants. *Journal of Periodontology*. 2008;79(1):49-54.
15. Misch Carl E, HL W. The procedures, limitations and indications for small diameter implants and a case report. *Oral Health*. 2004;94:16-30.
16. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*. 2002;30(7):271-82.
17. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 1995;10(3).
18. Göre E, Evlioğlu G. Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by finite element analysis in patients with bruxism. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(1):68-75.
19. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*. 2007;35(11):819-26.
20. Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dentistry today*. 2002;21(9):76-81.
21. Maló P, De Araújo Nobre M, Rangert B. Short Implants Placed One-Stage in Maxillae and Mandibles: A Retrospective Clinical Study with 1 to 9 Years of Follow-Up. *Clinical implant dentistry and related research*. 2007;9(1):15-21.
22. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
23. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(5):495-510.
24. Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence International*. 1996;27(12).

25. Alshahrani FA, Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Brantley William A. A load-to-fracture and strain analysis of monolithic zirconia cantilevered frameworks. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
26. Øilo M, Kvam K, Reiseegg K, NR G. The Effects of Margin Curvature on Load at Fracture of Ceramic Crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 2015;28(4).
27. Lundgren D, Laurell L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. *Journal of oral rehabilitation*. 1986;13(1):57-71.
28. Göre E. Bruksizmi Olan hastalarda implant üstü sabit protezler farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirilmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul. 2010.
29. Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(3).
30. Sevimay M. İmplant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2002.
31. Lobbezoo F, Van Der Zaag J, Van Selms M, Hamburger H, Naeije M. Principles for the management of bruxism. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(7):509-23.
32. Kuloğlu M, Ekinci O, editors. *Psikiyatride Bruksizm*. Yeni Symposium; 2009.
33. Zarb GA, Carlsson GE. *Temporomandibular joint function and dysfunction*. 1979.
34. Walsh J. The psychogenesis of bruxism. *Journal of periodontology*. 1965;36(5):417-20.
35. Attanasio R. An overview of bruxism and its management. *Dental Clinics of North America*. 1997;41(2):229-41.
36. Okeson JP. *Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis, and management*: Quintessence Publishing Company; 1996.

37. de la Hoz-Aizpurua JL, Díaz-Alonso E, LaTouche-Arbizu R, Mesa-Jiménez J. Sleep bruxism. Conceptual review and update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(2):e231-8.
38. Oral K. Bruksizm-Tanı ve Tedavi. Quintessence Yayıncılık. 2012:1-99.
39. Attanasio R. Nocturnal bruxism and its clinical management. *Dental Clinics of North America*. 1991;35(1):245-52.
40. Maluly M, Andersen ML, Dal-Fabbro C, Garbuio S, Bittencourt L, de Siqueira JTT, et al. Polysomnographic study of the prevalence of sleep bruxism in a population sample. *Journal of dental research*. 2013;92(7_suppl):S97-S103.
41. Manfredini D, Restrepo C, Diaz-Serrano K, Winocur E, Lobbezoo F. Prevalence of sleep bruxism in children: a systematic review of the literature. *Journal of oral rehabilitation*. 2013;40(8):631-42.
42. Lavigne GJ, Montplaisir JY. Restless legs syndrome and sleep bruxism: prevalence and association among Canadians. *Sleep*. 1994;17(8):739-43.
43. Johansson A, Unell L, Carlsson GE, Söderfeldt B, Halling A. Gender difference in symptoms related to temporomandibular disorders in a population of 50-year-old subjects. *Journal of orofacial pain*. 2003;17(1).
44. Bader G, Lavigne G. Sleep bruxism; an overview of an oromandibular sleep movement disorder: review article. *Sleep medicine reviews*. 2000;4(1):27-43.
45. Clark NG, Townsend GC. Distribution of Nocturnal Bruksing Pattern in Man *J Oral Rehabil*. 1984;11:529-34.
46. Christensen LV. Jaw muscle fatigue and pains induced by experimental tooth clenching: a review. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1981;8(1):27-36.
47. Trenouth M. The relationship between bruxism and temporomandibular joint dysfunction as shown by computer analysis of nocturnal tooth contact patterns. *Journal of oral rehabilitation*. 1979;6(1):81-7.
48. Solberg W. The role of morphofunctional occlusal factors in periodontal disease. *Glickman's clinical periodontology*, 7th ed Philadelphia: WB Saunders. 1990:422-31.
49. Carlsson GE. Epidemiology of temporomandibular disorders. *Progress in pain research and management*. 1995:211-26.

50. Hallmon WW. Occlusal trauma: effect and impact on the periodontium. *Annals of Periodontology*. 1999;4(1):102-7.
51. Riefkohl R, Georgiade GS, Georgiade NG. Masseter muscle hypertrophy. *Annals of plastic surgery*. 1984;12(6):528-32.
52. Schlott W. Midface collapse: an overlooked disease. *Dentistry today*. 1997;16(9):54-7.
53. Bulut AC, Atsü S. Bruksizm Tanı ve Tedavisinde Güncel Yaklaşımlar. 2014.
54. Clark Glenn, Adler RC. A critical evaluation of occlusal therapy: occlusal adjustment procedures. *The Journal of the American Dental Association*. 1985;110(5):743-50.
55. Lobbezoo F, Naeije M. Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(12):1085-91.
56. Kardachi BJR, Bailey JO, Ash MM. A comparison of biofeedback and occlusal adjustment on bruxism. *Journal of periodontology*. 1978;49(7):367-72.
57. Rugh J, Solberg W. Electromyographic studies of bruxist behavior before and during treatment. *Journal-California Dental Association*. 1975;3(9):56.
58. Rugh J. Oral habit disorders. Behavioral aspects in dentistry. 1982:179-202.
59. Michalowicz BS, Pihlstrom BL, Hodges JS, Bouchard JrTJ. No heritability of temporomandibular joint signs and symptoms. *Journal of dental research*. 2000;79(8):1573-8.
60. Kato T, Rompre P, Montplaisir JY, Sessle BJ, Lavigne GJ. Sleep bruxism: an oromotor activity secondary to micro-arousal. *Journal of dental research*. 2001;80(10):1940-4.
61. Hublin C, Kaprio J, Partinen M, Koskenvuo M. Sleep bruxism based on self-report in a nationwide twin cohort. *Journal of sleep research*. 1998;7(1):61-7.
62. Magee KR. Bruxism related to levodopa therapy. *JAMA*. 1970;214(1):147-.
63. Lobbezoo F, Soucy J-P, Montplaisir JY, Lavigne GJ. Striatal D2 receptor binding in sleep bruxism: a controlled study with iodine-123-iodobenzamide and single-photon-emission computed tomography. *Journal of dental research*. 1996;75(10):1804-10.

64. Lobbezoo F, Soucy J-P, Hartman NG, Montplaisir JY, Lavigne GJ. Effects of the D2 receptor agonist bromocriptine on sleep bruxism: report of two single-patient clinical trials. *Journal of dental research*. 1997;76(9):1610-4.
65. Ashcroft G, Eccleston D, Waddell J. Recognition of amphetamine addicts. *British medical journal*. 1965;1(5426):57.
66. Nadler SC. Bruxism, a classification: critical review. *The Journal of the American Dental Association*. 1957;54(5):615-22.
67. Winocur E, Gavish A, Voikovitch M, Emodi-Perlman A, Eli I. Drugs and bruxism: a critical review. *Journal of orofacial pain*. 2003;17(2):99-111.
68. Lee Elliott K, Douglass AB. Sleep in psychiatric disorders: where are we now? *The Canadian Journal of Psychiatry*. 2010;55(7):403-12.
69. American Academy of Sleep Medicine. *The international classification of sleep disorders: diagnostic and coding manual: American Acad. of Sleep Medicine; 2005.*
70. Dawson PE. *Functional Occlusion-E-Book: From TMJ to Smile Design: Elsevier Health Sciences; 2006.*
71. Koyano K, Tsukiyama Y, Ichiki R, Kuwata T. Assessment of bruxism in the clinic. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(7):495-508.
72. De Laat A, Macaluso GM. Sleep bruxism as a motor disorder. *Movement disorders*. 2002;17(S2).
73. Koç D. Nokturnal bruksizimli hastalarda iki farklı oklüzal splintin ısırma kuvveti üzerine etkisinin in-vivo olarak araştırılması. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2012.
74. Long JH. A device to prevent jaw clenching. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79(3):353-4.
75. Ahçı S. Bruksizmin temporomandibular eklem rahatsızlığı bulgularına etkisinin polisomnografik olarak incelenmesi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, 2011.
76. Pierce C, Gale E. Methodological considerations concerning the use of bruxcore plates to evaluate nocturnal bruxism. *Journal of dental research*. 1989;68(6):1110-4.
77. Ikeda T, Nishigawa K, Kondo K, Takeuchi H, Clark GT. Criteria for the detection of sleep-associated bruxism in humans. *Journal of orofacial pain*. 1996;10(3).

78. Haketa T, Baba K, Akishige S, Fueki K, Kino K, Ohyama T. Utility and validity of a new EMG-based bruxism detection system. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(4).
79. Lavigne GJ, Rompre PH, Montplaisir JY. Sleep bruxism: validity of clinical research diagnostic criteria in a controlled polysomnographic study. *Journal of dental research*. 1996;75(1):546-52.
80. Baba K, Haketa T, Sasaki Y, Ohyama T, Clark Glenn T. Association between masseter muscle activity levels recorded during sleep and signs and symptoms of temporomandibular disorders in healthy young adults. *Journal of orofacial pain*. 2005;19(3).
81. Lavigne GJ, Guitard F, Rompré PH, Montplaisir JY. Variability in sleep bruxism activity over time. *Journal of sleep research*. 2001;10(3):237-44.
82. Manfredini D, Lobbezoo F. Relationship between bruxism and temporomandibular disorders: a systematic review of literature from 1998 to 2008. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010;109(6):e26-e50.
83. Waltimo A, Nyström M, Känänen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *European Journal of Oral Sciences*. 1994;102(2):92-6.
84. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(12):932-5.
85. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(5):485-91.
86. Tortopidis D, Lyons M, Baxendale R. Bite force, endurance and masseter muscle fatigue in healthy edentulous subjects and those with TMD. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(4):321-8.
87. Gibbs CH, Anusavice K, Young H, Jones J, Esquivel-Upshaw J. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(5):498-502.

88. Balık A. Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İstanbul. 2007.
89. Misch CE. The core-Vent implant system. Endosteal dental implants St Louis: Mosby-Year Book. 1991:315-30.
90. Misch CE. Dental implant prosthetics: Elsevier Health Sciences; 2014.
91. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. The Journal of oral implantology. 1992;18(4):343.
92. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 1995;10(3).
93. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark P. Osseointegration of titanium implants. Acta Orthopaedica Scandinavica. 1986;57(4):285-9.
94. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant dentistry. 2003;12(4):306-17.
95. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. 1969;3(2):81-100.
96. Linkow LI, Miller RJ. Immediate loading of endosseous implants is not new. Journal of Oral Implantology. 2004;30(5):314-7.
97. Rateitschak KH. Color atlas of dental medicine: Thieme; 1995.
98. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. The Journal of prosthetic dentistry. 1983;49(6):843-8.
99. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. Acta odontologica scandinavica. 1977;35(6):297-303.
100. Branemark PI. Introduction to Osseointegration: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago, Illinois, Quintessence Publishing Co. Inc; 1985.
101. Zarb G, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. Int J Periodont Rest Dent. 1991;11(1):88-91.

102. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(2):255-61.
103. Manfredini D, Bucci MB, Sabbatini VB, Lobbezoo F. Bruxism: overview of current knowledge and suggestions for dental implants planning. *CRANIO®*. 2011;29(4):304-12.
104. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1990;6(2):23.
105. Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(1).
106. Duyck J, Naert IE, van Oosterwyck H, van der Sloten J, De Cooman M, S. L, et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technology and Health care*. 1997;5(4):253-73.
107. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clinical oral implants research*. 2001;12(2):144-52.
108. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(4).
109. Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. *Periodontology 2000*. 1994;4(1):127-38.
110. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11-25.
111. Göthberg C, Bergendal T, Magnusson T. Complications after treatment with implant-supported fixed prostheses: a retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(2).
112. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(II). Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences*. 1998;106(3):721-64.

113. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*. 2002;30(7):271-82.
114. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*: Quintessence Pub Co; 1989.
115. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson S, Glantz PO. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clinical oral implants research*. 1996;7(1):55-63.
116. Gökçen Sargın A. Üst çenede iki implant destek üzerine uygulanan mesial uzantılı restorasyonlar oklüzal kuvvetlerin implant çevre dokularında neden olduğu stres dağılımının üç boyutlusonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2015.
117. Pilliar RM. *Implant surface design for development and maintenance of osseointegration*. Bio-implant interface: improving biomaterials and tissue reactions Boca Raton, Fla: CRC Press LLC. 2003:43-58.
118. Haraldson T, Karlsson ULF, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *Journal of oral rehabilitation*. 1979;6(1):41-8.
119. Hobkirk JA, Psarros KJs. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(3).
120. Turgut S, Bağış B, Kılınç H, Bağış N. Bruksizm vakalarında dental implant uygulamaları. *TDBD*. 2016;137.
121. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(8):641-52.
122. Karl M, Graef F, Wichmann M. Strain development of implant-supported fixed prostheses copy milled from zirconia ceramic. *International Journal of Prosthodontics*. 2011;24(5).
123. Brunski John B, Puleo David A, Nanci Antonio. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999;15(1):15-46.
124. Eckert SE, Koka S, Wolfinger G, Choi YG. Survey of implant experience by prosthodontists in the United States. *Journal of Prosthodontics*. 2002;11(3):194-201.

125. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(5).
126. Uğurel C. Vidasız morse taper ve vida bağlantılı dental implant sistemlerinde implant-abutment bağlantılarının mekanik dayanımının in vitro olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, İstanbul. 2013.
127. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical oral implants research*. 2005;16(1):26-35.
128. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(4).
129. Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of periodontology*. 2009;80(7):1125-32.
130. Geng JP, Tan Keson BC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
131. Ihde SKA, Konstantinovic VS. The therapeutic use of botulinum toxin in cervical and maxillofacial conditions: an evidence-based review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007;104(2):e1-e11.
132. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(4):377-81.
133. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of dentistry*. 2002;30(1):41-6.
134. McNeill C. *Science and practice of occlusion*: Quintessence Publishing (IL); 1997.
135. Nazari V, Ghodsi S, Alikhasi M, Sahebi M, Shamschiri AR. Fracture Strength of Three-Unit Implant Supported Fixed Partial Dentures with Excessive Crown Height

- Fabricated from Different Materials. *Journal of Dentistry* (Tehran, Iran). 2016;13(6):400.
136. Bechir E, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea AI, Dascalu IT. The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. *MATERIALE PLASTICE*. 2016;53(3):394-8.
137. Vagkopoulou T. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough: Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Albert-Ludwigs University, Freiburg, Germany; 2009.
138. Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *European journal of oral sciences*. 2010;118(5):443-50.
139. Abduo J, Lyons K, Waddell N, Bennani V, Swain M. A Comparison of Fit of CNC-Milled Titanium and Zirconia Frameworks to Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012;14(s1):e20-e9.
140. Kinsel RP, Lin DJ. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(6):388-94.
141. Yamamoto M. Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto: Quintessence Publishing Company; 1985.
142. Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1966;16(5):928-36.
143. Fahmy NZ, Salah E. An In Vitro Assessment of a Ceramic-Pressed-to-Metal System as an Alternative to Conventional Metal Ceramic Systems. *Journal of Prosthodontics*. 2011;20(8):621-7.
144. Başer R. Translucent zirkonya materyalinden hazırlanan restorasyonlar ile diş minesinin aşınma etkileşimlerinin profilometre ile incelenmesi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İzmir, 2014.
145. Touati B, Miara P, Nathanson D. Esthetic dentistry and ceramic restorations. First published in the United Kingdom. 1999:30-1.

146. Ulu H. Farklı yüzey işlemlerinin monolitik zirkonyumun sertlik ve yüzey pürüzlülüğü ile rezin siman bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Erzurum, 2015.
147. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva Nelson RFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2015;28(3).
148. Şen N, Us YÖ, Turp V, Şen D. Monolitik Zirkonya. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*. 2017;3(2):127-32.
149. Çelik M, Bural C, Bayrakdar G. Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24.
150. Turp V, Gültekin P. Zirkonyanın Yapısı. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*. 2017;3(2):77-83.
151. Kırmalı Ö, Özdemir A. Zirkonya esaslı seramikler. *İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi* 2012; 2: 15-18.
152. Karataşlı B, Alpkılıç DŞ. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*. 2017;3(2):94-103.
153. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008;24(3):299-307.
154. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y. Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;22.
155. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(2):513-30.
156. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials*. 2005;21(5):476-82.
157. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(2):322-6.
158. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas Marinus AJ. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *International Journal of Prosthodontics*. 1999;12(5).

159. Egilmez F, Biçer AZY, Ergun G. Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler ve dental implantolojide kullanımı. Cumhuriyet Dental Journal. 2010;13(2):72-80.
160. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. Biomaterials. 2004;25(11):2153-60.
161. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry. 2004;92(6):557-62.
162. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. Journal of the European Ceramic Society. 2009;29(2):207-21.
163. Dittmann R, Urban M, Braun P, Schmalzl A, Theelke B. Wear behavior of zirconia after hydrothermal accelerated aging. Journal of Dental Research. 2011;90.
164. Kösele A. Monolitik zirkonyaların ışık geçirgenlikleri ve kırılma dayanımlarının incelenmesi.Kocaeli Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,Doktora Tezi,Kocaeli,2017.
165. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. Dental materials. 2013;29(12):1201-8.
166. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. Acta Odontologica Scandinavica. 2014;72(2):145-53.
167. Baldissara P, Parisi C, Evangelisti E, Wandscher V, Lodi D. Fatigue resistance of cubic/tetragonal translucent zirconia crowns. Dental Materials. 2016;32:e73.
168. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. International journal of computerized dentistry. 2001;4(3):195-206.
169. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. 2011.
170. Blue Daniel S, Griggs Jason A, Woody Ronald D, Miller Barbara H. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. The Journal of prosthetic dentistry. 2003;90(3):247-54.

171. Batson Emily R, Cooper Lyndon F, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(4):770-7.
172. Hjerppe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila Lippo VJ. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2008;66(5):262-7.
173. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
174. Huh YH, Park CJ, Cho LR. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(3):440-9.
175. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*. 2016;30(4):644-52.
176. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(5):1141-50.
177. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(6):773-9.
178. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Diş hekimliği Dergisi*. 2010;11:18-23.
179. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(4):350-6.
180. Mammadzada S. İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Ege Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İzmir, 2009.
181. Arat ZS. Mandibular implant destekli hareketli protezlerde implant sayısı ve tutucu türünün kemikteki stres dağılımlarına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi

yöntemiyle incelenmesi.İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktor Tezi, İstanbul, 2010

182. İlgün A, Korkmaz A, Malkoç HH , Başçiftçi S, Ayhan F. İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi yapılması. 2004.

183. Soğancı G. Farklı implant planlamalarının yapıldığı tam dişsiz yarık damaklarda oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilimin sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi.Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,Doktora Tezi,Ankara, 2012.

184. Korkmaz FM. Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi, Gazi Üniversitesi, Ankara, 2008.

185. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafı A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. The Journal of prosthetic dentistry. 2005;94(4):321-9.

186. Van Eijden T. Biomechanics of the mandible. Critical reviews in oral biology & medicine. 2000;11(1):123-36.

187. Assunção Wirley G, Barão VAR, Tabata Lucas F, Gomes Erica A, Delben Juliana A, dos Santos Paulo H. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. Journal of Craniofacial Surgery. 2009;20(4):1173-7.

188. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. Journal of dentistry. 2008;36(7):463-71.

189. Wittke W. Finite Element Method (FEM). Rock Mechanics Based on an Anisotropic Jointed Rock Model (AJRM). 2014:223-85.

190.Korioth T, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine. 1997;8(1):90-104.

191. Tesk J, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. Journal of Biomedical Materials Research Part A. 1973;7(3):251-61.

192. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. Journal of Oral Implantology. 2000;26(2):77-81.

193. Larsson C, Holm L, Lövgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *Journal of oral rehabilitation*. 2007;34(9):702-9.
194. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(4):321-9.
195. Xiao J-R, Li Y-F, Guan S-M, Song L, Xu L-X, Kong L. The biomechanical analysis of simulating implants in function under osteoporotic jawbone by comparing cylindrical, apical tapered, neck tapered, and expandable type implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011;69(7):e273-e81.
196. Bullis G, Jokada M. Finite Element Analysis of the BruxZir ® Full-Arch Implant Prosthesis vs. the Titanium-Bar-Supported Acrylic Denture. *Inclusive Magazine*. 2017;6(1).
197. Amemori Y, Yamashita S, Ai M, Shinoda H, Sato M, Takahashi J. Influence of nocturnal bruxism on the stomatognathic system. Part I: a new device for measuring mandibular movements during sleep. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(10):943-9.
198. Nisar FMSA, Dar N. A step by step guide to finite element analysis in dental implantology. *Pakistan Oral & Dental Journal*. 2014;34(1).
199. Assunção Wirley G, Tabata LF, Barao VAR, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(10):766-74.
200. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1998;13(6):781-90.
201. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(6):565-74.
202. Yeğin Z. Anterior maksillaya yerleştirilen implantlarda kullanılan farklı açılardaki abutmentlarda oklüzal yüklemeler sonucu oluşan kuvvet dağılımlarının

sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara,2016.

203. Karataşlı B. Farklı alt yapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve mekanik testler ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul,2010.

204. Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, Ankara, 2007.

205. Eser A, Akca K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(3).

206.Chang M, Chronopoulos V, Mattheos N. Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: a literature review. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2013;4(3):142-50.

207. Ogawa Toru, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(7):525-31.

208. Aykul H, Toparlı M, Dalkiz M. A calculation of stress distribution in metal–porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(4):381-6.

209. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(4):273-8.

210. Moraes SLD, Verri FR, Junior JFS, Almeida DAF, Mello CC, Pellizzer EP. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Brazilian dental journal*. 2013;24(6):635-41.

211. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *Journal of Prosthodontics*. 1993;2(3):183-9.

212. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *Journal of prosthodontic research*. 2014;58(2):92-101.
213. Mustafaoğlu R. Farklı altyapı ve abutment materyalleri kullanılan implant destekli sabit parsiyel protezlerde oluşan stres dağılımının üç boyutlu sonlu eleman analizi kullanılarak incelenmesi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Diyarbakır, 2016
214. Lan TH, Liu PH, Chou MM, Lee HE. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(1):76-83.
215. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WHA. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1993;20(2):147-57.
216. Kayabaşı O, Yüzbasıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in engineering software*. 2006;37(10):649-58.
217. Koriath TWP, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1997;8(1):90-104.
218. Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(4):299-303.
219. Huang HL, Chang CH, Hsu JT, Faligatter AM, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(4).
220. Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *Journal of periodontology*. 2012;83(1):111-8.
221. Zeren ZÖ. Farklı çaplardaki titanyum, zirkonyum ve titanyum-zirkonyum alaşımlı implantlarda ve çevreleyen kemik dokusunda oluşan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması . Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2016.

222. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(3):234-40.
223. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(4):319-25.
224. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD–CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;61:328-33.
225. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*. 1999;17(1):29-32.
226. Wang T-M, Leu L-J, Wang J-S, Lin L-D. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(2).
227. Himmlova L, Dostálová Tj, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(1):20-5.
228. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of prosthodontic research*. 2010;54(3):133-42.
229. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):523-30.
230. Verri FR, de Souza Batista VE, Santiago JF, de Faria Almeida DA, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Materials Science and Engineering: C*. 2014;45:234-40.

231. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *Journal of prosthodontic research*. 2014;58(2):92-101.
232. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1998;13(1).
233. Gharechahi J, Sharifi E, Nosohian S, Aghdaee NA. Finite element method analysis of the stress distribution to supporting tissues in a Class IV Aramany removable partial denture (Part I: the teeth and periodontal ligament). *J Contemp Dent Pract*. 2008;9(6):65-72.
234. Toparli M, Aykul H, Aksoy T. Stress distribution associated with loaded acrylic-metal-cement crowns by using finite element method. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(11):1108-14.
235. Nisar FMS, Dar N. A step by step guide to finite element analysis in dental implantology. *Pakistan Oral & Dental Journal*. 2014;34(1).
236. Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant dentistry*. 2005;14(2):166-75.
237. Fontijn-Tekamp EA, Slagter AP, Van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of dental research*. 1998;77(10):1832-9.
238. Lobbezoo F, van der Zaag J, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants—an updated review. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(4):293-300.
239. Vanlıoğlu B, Özkan Y, Kulak Y. İmplant destekli restorasyonlarda okluzyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011;2011(4).
240. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical oral implants research*. 2002;13(3):334-41.
241. Soğancı G. Farklı implant planlamalarının yapıldığı tam dişsiz yarık damaklarda oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilimin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2012*.

242. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(1):18-22.
243. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials*. 2006;22(2):125-32.
244. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials*. 2016;32(3):442-9.
245. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(6):633-40.
246. Goiato MC, Pesqueira AA, Dos Santos DM, Moreno A. Photoelastic stress analysis in prosthetic implants of different diameters: mini, narrow, standard or wide. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2014;8(9):ZC86.
247. Anitua E, Orive G, Aguirre José J, Andía I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *Journal of periodontology*. 2008;79(1):42-8.
248. Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(2):139-44.
249. Maló P, De Araújo Nobre M, Rangert B. Short Implants Placed One-Stage in Maxillae and Mandibles: A Retrospective Clinical Study with 1 to 9 Years of Follow-Up. *Clinical implant dentistry and related research*. 2007;9(1):15-21.
250. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
251. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(4):377-81.
252. Li T, Kong L, Wang Y, Hu K, Song L, Liu B, et al. Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a three-dimensional finite element

- analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;38(10):1077-83.
253. Klein MO, Schiegnitz E, Al-Nawas B. Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29.
254. Arisan V, Bölükbaşı N, Ersanlı S, Özdemir T. Evaluation of 316 narrow diameter implants followed for 5–10 years: a clinical and radiographic retrospective study. *Clinical oral implants research*. 2010;21(3):296-307.
255. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical Oral Implants Research*. 2006;17(S2):35-51.
256. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *The Journal of oral implantology*. 1990;16(1):6-11.
257. Johansson A, Omar R, Carlsson GE. Bruxism and prosthetic treatment: a critical review. *Journal of prosthodontic research*. 2011;55(3):127-36.
258. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of dentistry*. 2002;30(1):41-6.
259. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
260. Bulaqi Haddad A, Mashhadi MM, Safari Hamed, Samandari MM, Geramipannah F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(6):548-57.
261. Çiftçi Y. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(4).
262. Çelik E. Dinamik yükleme yapılan kısa implantlarda kron/implant oranının stres dağılımına etkisinin incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2012.

263. Anitua E, Murias-Freijo A, Flores J, Alkhraisat Mohammad H. Replacement of missing posterior tooth with off-center placed single implant: Long-term follow-up outcomes. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(1):27-33.
264. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, D P. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 1991;6(4).
265. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical Loading of Brånemark Implants Affects Interfacial Bone Modeling and Remodeling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1994;9(3).
266. Rieger M, Mayberry M, Brose M. Finite element analysis of six endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(6):671-6.
267. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *The Journal of oral implantology*. 1991;17(2):126-31.
268. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental materials*. 2015;31(6):603-23.
269. Nothdurft FP, Nonhoff J, Pospiech PR. Pre-fabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: success and failure after 3 years of function. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(5):392-400.
270. Altamimi AM, Tripodakis APD, Eliades G, Hirayama H. Comparison of fracture resistance and fracture characterization of bilayered zirconia/fluorapatite and monolithic lithium disilicate all ceramic crowns. *International Journal of Esthetic Dentistry*. 2014;9(1).
271. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H. Clinical study on the success of posterior monolithic zirconia crowns and fixed dental prostheses: preliminary report. *Acta Odontol Turc*. 2017;34(3):104-8.
272. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S. Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.

273. Kim SY, Choi JW, Ju SW, Ahn JS, Yoon MJ, Huh JB. Fracture Strength After Fatigue Loading of Lithium Disilicate Pressed Zirconia Crowns. *The International journal of prosthodontics*. 2016;29(4):369-71.
274. Christensen GJ. Translucent zirconias: tooth reduction & chairside adjustment issues. *Clinicians Report*. 2016;9(7):1-3.
275. Bidra AS, Tischler M, Patch C. Survival of 2039 complete arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
276. 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). *International journal of computerized dentistry*. 2001;4(2):89-106.
277. Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Finite element analysis of a four-unit all-ceramic fixed partial denture. *Acta biomaterialia*. 2009;5(4):1349-55.
278. Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *ORAL & implantology*. 2012;5(1):11.
279. 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.
280. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence International*. 1996;27(10).
281. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(1).
282. Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *Journal of dental research*. 2002;81(9):623-7.
283. Lakshmi RD, Abraham A, Sekar V, Hariharan A. Influence of connector dimensions on the stress distribution of monolithic zirconia and lithium-di-silicate inlay retained fixed dental prostheses—A 3D finite element analysis. *Tanta Dental Journal*. 2015;12(1):56-64.

284. Tokiwa O, Park B-K, Takezawa Y, Takahashi Y, Sasaguri K, Sato S. Relationship of tooth grinding pattern during sleep bruxism and dental status. *CRANIO®*. 2008;26(4):287-93.
285. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *International Journal of Prosthodontics*. 1991;4(3).
286. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1995;10(2).
287. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2007.
288. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *International Journal of Prosthodontics*. 1997;10(1).
289. Cibirka R M, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(3):361-4.
290. Erkün HF. Farklı implant tasarımlarının ve üst yapı materyallerinin implant ve implant çevre dokularında oluşturduğu stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yönetimi ile değerlendirilmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2016.
291. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2015;73(8):602-8.
292. Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, et al. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials*. 2004;25(14):2885-92.
293. Deng Y, Lawn BR, Lloyd IK. Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2002;63(2):137-45.

294. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;35:93-101.
295. Skouridou N, Pollington S, Rosentritt M, Tsitrou E. Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dental Materials*. 2013;29(6):e70-e7.
296. Nordahl N, von SPV, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of oral science*. 2015;57(3):255-61.



8. ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında Diyarbakır' da doğdum. 2006 yılında Diyarbakır Namık Kemal Lisesi' nden mezun oldum. Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' ne 2007 yılında yerleştim ve 2012 yılında mezun oldum. Mezun olduktan sonra Silvan Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi' nde 2 yıl pratisyen diş hekimi olarak görev yaptım. 2015 Eylül ayı Dişhekimliğinde Uzmanlık Sınavı ile Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı' nda uzmanlık eğitimine başladım ve halen bu bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.

