

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**BRUKSİZMİ OLAN HASTALARDA İMPLANT ÜSTÜ SABİT
PROTEZLER İÇİN FARKLI ÜST YAPI MATERYALLERİ VE
İMPLANT SAYISININ İMPLANT VE ÇEVRE DOKUDA
OLUŞTURDUĞU STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Derya ASLAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

ERZURUM

2022

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	VI
ÖZET	VII
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
TABLolar DİZİNİ.....	XVII
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplant	3
2.1.1 Dental İmplantın Tanımı.....	3
2.1.2 Dental İmplantın Tarihçesi	3
2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması	4
2.1.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	4
2.1.3.2. Malzeme Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	5
2.1.4. Dental İmplant Endikasyonları	5
2.1.5. Dental İmplant Kontrendikasyonları	7
2.1.6. Osseointegrasyon	7
2.1.6.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	8
2.1.6.1.1. İmplant Materyali ve Yüzey Özellikleri	8
2.1.6.1.2. Primer Stabilite	9

2.1.6.1.3. Yükleme Protokolü	9
2.1.6.1.4. Cerrahi Prosedür	9
2.1.6.1.5. Alveolar Kemiğin Yapısı	10
2.1.7. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler.....	12
2.1.7.1. Kuvvetler ve Kuvvet Türleri.....	12
2.1.7.2. Moment Kavramı	13
2.1.7.3. Stres (Gerilme).....	14
2.1.7.4. Deformasyon ve Gerinim.....	15
2.1.7.5. İmplantla İlgili Faktörler.....	16
2.1.7.5.1. Dental İmplantların Biyomateryal Özellikleri	16
2.1.7.5.2. Dental İmplantların Makro Tasarımı	17
2.2. Bruksizm	18
2.2.1. Bruksizmin Tanımı ve Tarihçesi.....	18
2.2.2. Bruksizmin Atak Süresi ve Sıklığı.....	18
2.2.3. Bruksizmin Tanısı.....	19
2.2.4. Bruksizmin Etiyolojisi	21
2.2.5. Bruksizimli Bireylerde Oklüzal Kuvvetler	22
2.2.6. Bruksizimli Bireylerde Oral İmplantlar	23
2.2.7. Bruksizm Tedavisi	24
2.3. İmplant Üstü Sabit Protetik Reatorasyonlarda Kullanılan Üst Yapı Materyalleri...	25
2.3.1. Metal Alt Yapılı Porselenler	25
2.3.1.1. Soy Metal Alaşımlar	25

2.3.1.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar	25
2.3.2. Tam Seramikler.....	26
2.3.2.1. Zirkonya Esaslı Seramikler.....	27
2.3.2.2. Monolitik Zirkonya.....	29
2.3.2.2.1. Monolitik Zirkonya Blokların Üretimi	30
2.3.2.2.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları.....	31
2.3.2.2.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları	32
2.3.3. Polieter-Eter-Keton (PEEK)	32
2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizi Yöntemleri	33
2.4.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	33
2.4.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analizi Yöntemi.....	34
2.4.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	34
2.4.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	34
2.4.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	35
2.4.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi	35
2.4.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi.....	35
2.4.7.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İlgili Teknik Kavramlar.....	36
3.MATERYAL METOT	40
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	40
3.1.1. Kemik Yapılarının Modellenmesi	40
3.1.2. İmplant ve Protetik Ara Parçaların Modellenmesi	42
3.1.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Modellenmesi	43

3.1.4. Simanın Modellenmesi	44
3.2. Sonlu Elemanlar Analizleri.....	44
3.3. Sınır Şartları.....	47
4. BULGULAR.....	49
4.1. Vertikal Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular	49
4.1.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi	49
4.1.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması.....	52
4.1.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması.....	56
4.1.4. Multiunit Yapılar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması ...	59
4.1.5. Protetik Üst Yapı Materyallerinde Oluşan von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	62
4.2. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular	65
4.2.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi	65
4.2.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması.....	68
4.2.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması.....	71
4.2.4. Multiunit Yapılar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması ...	75
4.2.5. Protetik Üst Yapı Materyallerinde Oluşan von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	77

5.TARTIŞMA	82
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	94
KAYNAKLAR	95
EKLER	123
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	123
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU	124

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, desteğini her zaman hissettiren, akademik ve mesleki becerilerimi kazanmamda bana yardımcı olan danışman hocam sayın Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU' na sevgi ve saygılarımı sunmak isterim.

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün diğer öğretim üyeleri; Prof. Dr. Funda BAYINDIR, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR, Doç. Dr. Esra KUL, Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN, Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ ve Dr. Öğr. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA' ya,

Çalışmanın laboratuvar aşamaları ve yorumlanması esnasında yardımlarını hiç esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi İsmail Hakkı KORKMAZ' a,

Birlikte çalıştığım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarım' a

Klinikte beraber çalıştığımız, tez odasını paylaştığımız çalışma arkadaşlarım Dr. Öğr. Üyesi Büşra TOSUN, Uzm. Dt Zahide AYDIN, Uzm. Dt. Yakup KAPTİ, Dt. Zeynep ŞEN YILMAZ, Dt Baran TURSUN, Uzm. Dt. Özcan AKKAL, Dt. Muhammed HORAN ve Dt. Beyza ŞENCAN' a teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Derya ASLAN

ÖZET

Bruksizmi Olan Hastalarda İmplant Üstü Sabit Protezler İçin Farklı Üst Yapı Materyalleri ve İmplant Sayısının İmplant ve Çevre Dokuda Oluşturduğu Stresin Sonlu elemanlar Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi

Amaç: Bruksizmi olan hastalara uygulanan implant üstü sabit protetik restorasyonlar için kullanılan farklı üst yapı materyallerinin ve implant sayısının vertikal ve oblik kuvvetler altında; implant, multiunit abutment ve protezler üzerindeki stres dağılımları ile kortikal ve trabeküler kemik üzerindeki maksimum ve minimum principal strain değerlerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Materyal Metod: Çalışmamızda 4, 5 ve 6 no'lu diş eksikliği olan posterior mandibular bölgeye 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda implantlar yerleştirilerek iki farklı model oluşturulmuştur. Birinci modelde 4 ve 6 no'lu diş bölgelerine ikinci modelde 4, 5 ve 6 no'lu diş bölgelerine implantlar yerleştirilerek üç üyeli implant üstü sabit köprü protezler tasarlanmıştır. Modeller üst yapı materyallerine göre üç ana gruba (Kobalt-Krom (Co-Cr), Polietereterketon (PEEK), Monolitik Zirkonya (MZ)) ayrılmıştır. Protezlerin bukkal tüberküllerinin üzerine implantın uzun aksıyla 30° açı yapacak şekilde 125 N değerinde toplam 500 N oblik statik parafonksiyonel kuvvetler, santral fossalarına toplam 1000 N değerinde vertikal statik parafonksiyonel kuvvetler uygulanmıştır.

Bulgular: Kortikal kemikte oluşan strain değerleri genel olarak trabeküler kemikte oluşan strain değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. İmplant sayısının artmasıyla vertikal ve oblik kuvvet altında implant, abutment ve periferik kemik üzerindeki stres ve strain değerlerinin azaldığı görülmüştür. Farklı protetik üst yapı materyallerinin kullanıldığı modeller karşılaştırıldığında implant ve multiunit abutmentlerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri oblik yük altındaki iki implant destekli MZ modelinde, en düşük von Mises stres değerleri vertikal kuvvet altında üç implant destekli PEEK ve Cr-Co protetik üst yapı materyallerinin kullanıldığı modellerde görülmüştür. Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum principal strain değerleri benzerlik göstermiştir. Restorasyon üzerinde oluşan en düşük stres değerleri PEEK materyalinde görülmüştür.

Sonuç: Bruksizmi olan hastalarda implant sayısının artırılmasının implant, abutment ve kemik üzerinde oluşan stres ve strain değerlerini azalttığı sonucuna varılmıştır. Farklı üst yapı materyallerinin genel olarak implant, abutment ve kemik üzerinde benzer stresler oluşturduğu ancak MZ modelinde bu değerlerin kritik seviyede olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Bruksizm, İmplant, İmplant Üstü Protetik Materyal, Sonlu Elemanlar Analizi

ABSTRACT

Evaluation of Stress Caused by Different Superstructure Materials and Number of Implants for Implant-Supported Fixed Prosthesis in Patients with Bruxism by Finite Element Analysis Method

Purpose: The aim of this study was to compare the stress distribution on implants, MU abutments and prosthesis, and to compare the maximum and minimum principal strain values on the cortical and trabecular bone, under vertical and oblique forces applied to the implant supported prosthesis with different superstructure materials in patient with bruxism using the finite element analysis method.

Material and Methods: In our study, two different models were created by placing implant with 4.1 mm diameter and 10 mm length in the posterior mandibular region with 4, 5 and 6 missing teeth. In the first model, implants were placed in the 4th and 6th tooth regions, in the second model, in the 4th, 5th and 6th tooth regions, and three-units fixed prostheses bridge were designed. Models are divided into three main groups (Cr-Co, PEEK, MZ) according to their superstructure materials. A total of 500 N oblique static parafunctional forces were applied to the buccal tubercles of the prosthesis at an angle of 30^0 with the long axis of the implant, and a total of 1000 N vertical static parafunctional forces were applied to the central fossae.

Results: The strain values in the cortical bone were generally higher than the strain values in the trabecular bone. It was observed that the stress and strain values on the implant, abutment and peripheral bone decreased under vertical and oblique force with the increase in the number of implants. When the models using different prosthetic superstructure materials are compared, the highest von Mises stress values in the implant and multiunit abutments are in the two implant-supported MZ models under oblique load, the lowest von Mises stress values in the three implant-supported PEEK and Cr-Co prosthetic superstructure materials under vertical force. observed in the models. Maximum and minimum principal strain values in cortical and trabecular bone were similar. The lowest stress values on the restoration were seen in the PEEK material.

Conclusion: It has been concluded that increasing the number of implants in patients with bruxism reduces the stress and strain values on the implant, abutment and bone. It has been determined that different superstructure materials generally create similar stresses on the implant, abutment and bone, but these values are at critical levels in the MZ model.

Key Words: Bruxism, Implant, Implant Supported Prosthetic Material, Finite Element Analysis.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2D	: İki boyut
3D	: Üç boyut
A	: Alan
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
Cr-Co	: Krom-Kobalt
CoCrMo	: Kobalt-Krom-Molibden
CaO	: Kalsiyum oksit
CeO ₂	: Seryum oksit
FEA	: Finite Element Analysis
F	: Kuvvet
GPa	: Gigapaskal
HA	: Hidroksiapatit
Hf	: Hafniyum
HT	: High Translucent
MPa	: Mega paskal
MZ	: Monolitik Zirkonya
MU	: Multiunit
MgO	: Magnezyum oksit
N	: Newton
PEEK	: Polieter-eter-keton
SEA	: Sonlu elemanlar analizi

STL	: Stereolithografi
Ti-base	: Titanyum base
Y_2O_3	: Yitrium oksit
Y-TZP	: Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum
Zr	: Zirkonyum
ZrO_2	: Zirkonyum oksit
ZTA	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
μm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması	11
Şekil 2.2. Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması.....	11
Şekil 2.3. Üç düzlemde oluşan 6 adet moment kolları	14
Şekil 2.4. Klinik moment kolu; oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu, oklüzal genişlik	14
Şekil 2.5. Deformasyon ve gerinim	16
Şekil 2.6. BruxChecker: Kişiye özel uyumlanması (a), Kullanım sonrası (b).....	20
Şekil 2.7. Farklı Düğüm Sayısında Elemanların Görünümü	36
Şekil 2.8. Poisson oranı formülü. Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi	38
Şekil 3.1. Elde Edilen Tomografi Görüntüsü	41
Şekil 3.2. Kortikal Kemik Modeli	42
Şekil 3.3. Trabeküler Kemik Modeli	42
Şekil 3.4. Kortikal-Trabeküler Kemik Kompleksi	42
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan implant, multiunit abutment ve ti-base dayanak görüntüsü	43
Şekil 3.6. Model 1a: 2 implant destekli Cr-Co-porselenden oluşan köprü modeli. Model 1b: 2 implant destekli PEEK-kompozitten oluşan köprü modeli. Model 1c: 2 implant destekli MZ ve köprü modeli. Model 2a: 3 implant destekli Cr-Co-porselenden oluşan köprü modeli. Model 2b: 3 implant destekli PEEK-kompozitten oluşan köprü modeli. Model 2c: 3 implant destekli MZ ve köprü modeli	44
Şekil 3.7. Meshlenmiş Model Görüntüsü	47
Şekil 3.8. Sınır ve Yükleme Koşulları	48

Şekil 3.9. Model 1b için 18 adımda tamamlanan kuvvet yakınsaması.....	48
Şekil 4.1. Model 1a 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	50
Şekil 4.2. Model 1b 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	51
Şekil 4.3. Model 1c 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	51
Şekil 4.4. Model 2a 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	51
Şekil 4.5. Model 2b 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	52
Şekil 4.6. Model 2c 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	52
Şekil 4.7. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri	54
Şekil 4.8. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri	54
Şekil 4.9. Model 1c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri	54
Şekil 4.10. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri	55
Şekil 4.11. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri	55
Şekil 4.12. Model 2c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri	55

Şekil 4.13. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	57
Şekil 4.14. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	57
Şekil 4.15. Model 1c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	58
Şekil 4.16. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	58
Şekil 4.17. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	58
Şekil 4.18. Model 2c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	59
Şekil 4.19. Model 1a 1. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	60
Şekil 4.20. Model 1b 1. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	60
Şekil 4.21. Model 1c 1. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	61
Şekil 4.22. Model 2a 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	61
Şekil 4.23. Model 2b 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	61
Şekil 4.24. Model 2c 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	62

Şekil 4.25. Model 1a Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	63
Şekil 4.26. Model 1b Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	63
Şekil 4.27. Model 1c Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	64
Şekil 4.28. Model 2a Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	64
Şekil 4.29. Model 2b Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	64
Şekil 4.30. Model 2c Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	65
Şekil 4.31. Model 1a 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	66
Şekil 4.32. Model 1b 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	66
Şekil 4.33. Model 1c 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	67
Şekil 4.34. Model 2a 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	67
Şekil 4.35. Model 2b 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	67
Şekil 4.36. Model 2c 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	68

Şekil 4.37. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Strain Değerleri	69
Şekil 4.38. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Strain Değerleri	70
Şekil 4.39. Model 1c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Strain Değerleri	70
Şekil 4.40. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Strain Değerleri	70
Şekil 4.41. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Strain Değerleri	71
Şekil 4.42. Model 2c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Strain Değerleri	71
Şekil 4.43. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minimum Principal Strain Değerleri	73
Şekil 4.44. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minimum Principal Strain Değerleri	73
Şekil 4.45. Model 1c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minimum Principal Strain Değerleri	73
Şekil 4.46. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minimum Principal Strain Değerleri	74
Şekil 4.47. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minimum Principal Strain Değerleri	74
Şekil 4.48. Model 2c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minimum Principal Strain Değerleri	74

Şekil 4.49. Model 1a 1. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	76
Şekil 4.50. Model 1b 1. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	76
Şekil 4.51. Model 1c 1. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	76
Şekil 4.52. Model 2a 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	77
Şekil 4.53. Model 2b 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	77
Şekil 4.54. Model 2c 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar Multiunitler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri.....	77
Şekil 4.55. Model 1a Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	78
Şekil 4.56. Model 1b Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	79
Şekil 4.57. Model 1c Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	79
Şekil 4.58. Model 2a Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	79
Şekil 4.59. Model 2b Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	80
Şekil 4.60. Model 2c Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri	80

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Etiyolojik faktörler.....	22
Tablo 2.2. Diş Hekimliği Alanında Kullanılan Monolitik Zirkonya Bloklar	30
Tablo 3.1. Materyallerin Elastisite Modülü ve Poisson Oranları.....	45
Tablo 3.2. Analizlerde Kullanılan Kontak Tipleri ve Sayıları	46
Tablo 3.3. Modellerin Toplam Eleman Sayıları.....	46
Tablo 4.1. İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri.....	50
Tablo 4.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri	53
Tablo 4.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	56
Tablo 4.4. Multi Unit Yapılar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri.....	60
Tablo 4.5. Protetik Üst Yapı Materyallerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri	63
Tablo 4.6. İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri	66
Tablo 4.7. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri	68
Tablo 4.8. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri	72
Tablo 4.9. Multiunit Yapılar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri.....	75

Tablo 4.10. Protetik Üst Yapı Materyallerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri.....	78
Tablo 4.11. Tüm Modellerde Oluşan Stres ve Strain Değerleri.....	81

1. GİRİŞ

Dental implantlar parsiyel veya total diş kayıplarının protetik rehabilitasyonu için tercih edilen tedavi seçeneği olarak karşımıza çıkmaktadır.¹ Dental implantlar fonksiyon, estetik ve fonetik katkılarından dolayı son yıllarda sıklıkla tercih edilen tedavi uygulamaları haline gelmiştir.² En önemli avantajları kemik hacminin korunması, tutuculuğu yüksek hareketli protez veya sabit protez seçenekleri sunması, komşu dişlerde preparasyonu engellemesidir.³

İmplant tedavisinde başarı oranını artırmak için biyomekanik prensiplerin ve protez planlamasının dikkatlice değerlendirilmesi gerekir. İmplantların dizaynı, yüzey özellikleri, yerleştirilecek bölgeye göre ideal çap, boy ve sayısı, yerleşim açısı, implanta gelen okluzal yüklerin iletimi ve uygun üst yapı materyal seçimi biyomekanik açıdan çok önemlidir.⁴

Okluzal aşırı yükleme lateral kuvvetlerin etkisiyle birlikte implant başarısızlığı, marjinal kemik kaybı ve protetik komplikasyonlara neden olan etiyolojik faktörlerden biridir.⁵ Okluzal aşırı yükleme sebeplerinden biri olan bruksizm gündüz veya gece diş sıkma ve/veya diş gıcırdatma olarak tanımlanır.⁶ Bruksizm kas kuvvetlerinde artışa sebep olmakta ve buna bağlı olarak dişlere gelen yükleri artırmaktadır. Bruksizmin neden olduğu okluzal kuvvetlerin bireylerde temporomandibular eklem sorunları, dişlerde sert doku kayıpları, aşınmalar, periodontal destek kaybı ve restorasyon kırıkları gibi problemlere yol açtığı görülmüştür.^{7,8} Bu sorunlara ilave olarak bruksizm implant tedavisinde de komplikasyonlara neden olabilmektedir. Okluzal aşırı yükleme ve lateral kuvvetler implant çevresinde kemik kaybına ve beraberinde implant kaybına yol açabilmektedir.⁹⁻¹²

Bruksizm implant başarısını sınırlayıcı da olsa kesin bir kontrendikasyon olarak görülmemekle birlikte dikkat edilmesi gereken ve uzun dönem başarıyı etkileyen biyomekanik faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Bu faktörler arasında implantın yiv tasarımı, çapı, sayısı¹³ ve boyutunun artırılması, implant üstü protez materyalinin şok absorbsiyon özelliğinin olması ve okluzal splint kullanımı yer almaktadır.¹⁴

Dental implantolojide implant ve periferik kemik üzerinde oluşan kuvvetlerin etkisinin öngörülebilmesi nedeniyle 1976'dan itibaren İngilizce ifadesinin kısaltması FEA (Finite Element Analysis) olan 'Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)' kullanılmaya başlanmış noninvaziv bir yöntemdir.¹⁵ SEA kompleks yapıdaki bir cismin, belli sayılarda elemanlara ayrılması^{15,16} ve analitik şekilde modelinin elde edilmesi ile yapılır. SEA birim elemanlar üzerinde düğümleri (nod) oluşturur. Bu düğümlerin oluşturduğu yapıya ağ (mesh) denmektedir. Düğümlerin büyüklüğü ve sayısı gerilme derecelerini yansıtır.¹⁷

İmplant üstü sabit protetik restorasyonlarda protetik üst yapı materyalinin implant-destek sistemi ile implant çevresindeki kemiğe stres iletiminde etkisi olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur.^{18,19}

Bu tez çalışmasının amacı; bruksizmi olan hastalarda implant üstü sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı üst yapı materyallerinin (krom-kobalt (Cr-Co), polietilen-eter-keton (PEEK), monolitik zirkonya (MZ)) ve implant sayısının; implant, implant çevresindeki kemik ve protezde oluşturduğu gerilmeleri SEA yöntemi ile incelemektir.

Çalışmamızın 1. hipotezi bruksizm varlığında farklı üst yapı materyalleri arasında elastisite modülü düşük materyal kullanmanın implant, kemik ve restorasyon üzerinde oluşan stres ve strain değerlerini azaltacağı yönündedir, 2. hipotezi ise yine bruksizm varlığında implant sayısını artırmanın implantta ve çevre kemikte daha az stres ve strain değerleri oluşturacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant

2.1.1. Dental İmplantın Tanımı

Fransızca kökenli olan implant kelimesi Latince “in: içerisine” ve “planto: ekme, dikme, yerleştirme” anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur.²⁰ Tıbbi anlam olarak “kaybedilen fonksiyonların yeniden kazanılması amacıyla canlı dokulara yerleştirilen organik veya inorganik maddelerdir” şeklinde tanımlanabilir.²¹ Dental implant kavramı ise sabit veya hareketli protezlere destek ve retansiyon sağlamak amacıyla mukoza ve/veya periost tabakası altına, kemiğin içerisine veya üzerine yerleştirilen alloplastik maddelerden üretilmiş protetik apareylerdir.²²

2.1.2. Dental İmplantın Tarihçesi

Dental implantların tarihçesi binlerce yıl öncesine dayanmaktadır. Arkeolojik alanlarda yapılan çeşitli kazı çalışmalarına göre dental implantlara ait ilk bulgular milattan sonra 600 yılları civarında Maya uygarlığı eserlerinden elde edilmiştir. Arkeolojik kazılar sonucunda çekilmiş dişlerin yerine deniz kabukları, tahta parçaları, taşlar, altın ya da gümüş teller gibi malzemelerin implant malzemesi olarak kullanıldığı görülmüştür. 1800’ lerin başında Maggiolo çekimi yeni yapılmış soketlere altından hazırlanan diş köklerini yerleştirmiştir.²³ Sonrasında altın, platin, gümüş, iridyum olmak üzere farklı materyallerden de dental implantlar kullanılmıştır.²⁴

Modern anlamda dental implantların tarihine bakıldığında, geçen yüzyılın başlarına kadar olan gelişmelerin çoğunlukla transplantasyon ve reimplantasyon şeklinde olduğu ortaya çıkmıştır. Fakat bu gibi işlemlerde başarı elde edilememesi implantasyon kavramını gündeme getirmiştir. Reimplantoloji kavramı yerini implantolojiye

devretmesinden sonra Strock 1938 yılında içi dolu vida şeklindeki implantı geliştirmiştir.²⁵ Aynı yıllarda Dahl, dental implantları kemik üstüne yerleştirerek ilk subperiosteal implant uygulamasını geliştirmiştir. 1947 yılında vida şeklindeki içi boş implantlar, 1953’ de transosseöz dental implantlar, 1961’ de bikortikal implatlar ve 1968’ de blade dental implantlar geliştirilmiştir.²⁶

1952 yılında Branemark ve ekibi tavşan fibulasında kan dolaşımını izlemek için kemik içerisine titanyum bir bölme yerleştirmiştir bunu takiben kemik, ilik ve eklem dokusunun çeşitli yaralanma türlerine karşı fizyolojik tepkilerine odaklanmışlardır. Araştırmaların sonucunda Branemark ve ekibi tavşan fibulasına yerleştirilen titanyumun kemik ile çok iyi fikse olduğunu görmüştür ve bu fikri diş hekimliğine taşımıştır.²⁷ 1965’ de Latince “os: kemik” ve “integrate: birleşmek” anlamına gelen sözcüklerinden türetilen²⁸ osseointegrasyon kavramı ile birlikte, Branemark’ ın kullandığı saf titanyum implant materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır.²⁹

Branemark ve arkadaşlarının 1960’ lı yıllarda yaptıkları çalışmaların neticesinde buldukları osseointegrasyon kavramını “ışık mikroskobu altında canlı kemik dokusu ile yük altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı” olarak tanımlamıştır.^{30,31}

2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantları bazı araştırmacılar; implantın kemikle olan ilişkisine, yapıldıkları materyale, makroskopik gövde tasarımlarına, yüzey özelliklerine, yükleme sürelerine vb. farklı özelliklerine göre sınıflandırmışlardır.³²

2.1.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

Mish’ in 1999’ da yapmış olduğu sınıflamada, dental implantları kemik ile olan ilişkilerine göre;

- a) Endosteal/Endoosseal implant
- b) Subperiosteal implant
- c) Transosseal implant şeklinde sınıflandırmıştır.³³

Günümüzde kullanımı en çok tercih edilen dental implant türü endoosseal implantlardır ve geometrik şekline göre 4 gruba ayrılmaktadır;³⁴

- 1. Kök formunda yivli,
- 2. Kök formunda düz yüzeyli,
- 3. Blade tip,
- 4. Ramus implantlar.

Diş hekimliğinde çoğunlukla vida tasarımında implantlar tercih edilmektedir. Bu implantlarda; kemik, mekanik retansiyon sağlayan vida yivlerine doğru büyüme göstermektedir.³⁵

2.1.3.2. Malzeme Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

- Metaller; titanyum ve Ti-6Al-4V, kobalt-krom-molibden, demir-krom-nikel.
- Polimerler; polimetilmetakrilat, politetraflour etilen, polietilen, polisülfon
- Seramikler; Alumina, hidroksiapatit, trikalsiyumfosfat ve kalsiyum alümina
- Karbonlar; polikristalin camsı karbon, karbon-silikon³⁶

2.1.4. Dental İmplant Endikasyonları

- Tam ve kısmi dişsiz hastalarda,
- Çene ve yüz defekti olan hastalarda,

- Aşırı atrofik kreti bulunan total dişsiz hastalarda,
- Dişsiz alanın mesafesi uzun sabit protez hastalarında,
- Hareketli bölümlü protez kullanmak istemeyen kısmi dişsiz hastalarda,
- Sağlıklı dişlerinin prepare edilmesini istemeyen hastalarda,
- Oral kas koordinasyonu zayıf olan hastalarda,
- Doku toleransının yetersiz olduğu hastalarda,
- Protezin stabilitesini olumsuz etkileyen parafonksiyonel alışkanlıklarda,
- Öğürme ve kusma refleksi olan hastalarda,
- Hareketli protez kullanımını psikolojik olarak reddeden hastalarda,
- Ortodontik ankraj kullanılmasını gerektiren hastalarda,
- Tek diş eksikliklerinde, konvansiyonel tedavilere kıyasla daha iyi fonksiyonel ve estetik sonuç elde edilebilecek hastalarda uygulanabilir.^{37,38}

İmplant endikasyonlarını kısıtlayan durumlar:

- Ağız hijyeninin yetersiz olması,
- Uyumsuz hasta,
- Kemik, oral mukoza veya periodontal dokularda iyileşmeyi ve implantın başarısını olumsuz etkileyen spesifik hastalıklar,
- Bruksizm,
- Sigara ve alkol tüketimi,
- Kemoterapi uygulanan hastalar,
- Bifosfonat kullanan hastalar,
- Makroglossi, kserostomi gibi diğer sistemik rahatsızlıkları bulunan hastalar şeklinde sıralanabilmektedir.^{37,39}

2.1.5 Dental İmplant Kontrendikasyonları

- Kemik yapısı yetersiz olan hastalar,
- Tümör eksizyonu sonrası evre,
- Radyoterapi alan hastalar,
- Metabolizmayı ve immün sistemi önemli derecede etkileyen sistemik hastalıklar,
- Mental kontrendikasyonlar,
- Tolere edilemeyen psikolojik bozuklukları olan hastalarda,
- Yetersiz çene kemiği gelişimi,
- Estetik beklentilerin karşılanamayacağı durumlarda implant kontrendikedir.³⁷

2.1.6. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun sağlandığı ve fonksiyonel yük altında kemikte muhafaza edildiği bir süreç olarak tanımlanır ve implantların klinik olarak değerlendirilmesi için spesifik parametreler sağlar.⁴⁰

Osseointegrasyon direkt veya primer iyileşme kategorisi altında değerlendirilir. Başlangıçta “fonksiyonel ankiloz” olarak da adlandırılan implant yüzeylerinde kemik birikimi olarak tanımlanmıştır. Daha kapsamlı bir şekilde osseointegrasyon, “yük taşıyan implant yüzeyi ve canlı kemik dokusu arasındaki yapısal, fonksiyonel bağlantı” olarak tanımlanır. Osseointegrasyon, ara fibröz doku veya fibrokartilaj oluşumu olmaksızın fragman uçlarının kemikle birleştiği doğrudan kırık iyileşmesi ile karşılaştırılabilir. Ancak temel bir fark vardır: osseointegrasyon kemiği kemiğe değil, yabancı bir malzeme

olan implant yüzeyine birleştirir. Böylece malzeme osseointegrasyonun sağlanmasında belirleyici bir rol oynar.⁴¹

2.1.6.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

2.1.6.1.1. İmplant Materyali ve Yüzey Özellikleri

Osseointegrasyon, kemik birikimi (osteofilik) için biyoinert veya biyoaktif materyal ve yüzey konfigürasyonları gerektirir. Biyoinert malzemeler herhangi bir zararlı madde salmaz ve bu nedenle olumsuz doku reaksiyonlarına neden olmazlar. Ticari olarak saf veya belirli alaşımlarda bulunan titanyum genellikle biyoinert olarak kabul edilir ve hem diş hekimliği hem de ortopedik cerrahide yaygın olarak kullanılır. Biyoaktif bir materyalin, doku bileşenleri ile kimyasal bağlar kurarak veya kemik matrisi oluşumunda rol oynayan hücresel aktiviteleri teşvik ederek olumlu doku reaksiyonuna neden olduğu düşünülmektedir. Biyoaktivite şu anda düşük mekanik kalitedeki bileşiklerle sınırlıdır ve sadece bir kaplama materyali (hidroksiapatit) olarak uygulanabilir.⁴¹

İmplant mikro yapısı, dental implantın yüzey yapısını veya yüzey pürüzlülük derecesini ifade eder. Dental implantların yüzey yapısı, kemiğin yeniden şekillenmesi sürecinde hücrelerin yapışması ve farklılaşması için kritik öneme sahiptir. Pürüzlülük, yüzey düzensizliklerinin şekli ve boyutu ile daha da karakterize edilebilir.⁴² Albrektsson ve Wennerberg'e göre,⁴³ 1 ila 2 µm aralığındaki değerler osseointegrasyonu desteklemek için uygun pürüzlülük derecesini sağladığını göstermektedir. Günümüze kadar osseointegrasyonu arttırmak amacıyla implant yüzey özellikleri hakkında birçok çalışma yapılmıştır; lazer işlemi, hidroksiapatit kaplama, kumlama ve asitle aşındırma gibi pek çok teknik kullanılmıştır.^{44,45}

2.1.6.1.2. Primer Stabilite

Osseointegrasyon iki düzeyde gerçekleşir: Primer ve sekonder. Primer osseointegrasyon, implant yerleştirildikten sonra implantın çevresindeki kemikle mekanik olarak birleşmesi ile ilişkilidir; oysa kemik rejenerasyonu ve kemiğin yeniden şekillenmesi sekonder osseointegrasyonu (biyolojik stabilite) sağlar.^{46,47} Primer stabilite dental implantların uzun vadeli başarısını etkileyen kritik bir faktördür.⁴⁸ Primer stabilitenin olmadığı implant iyileşme sürecinde mikro hareketlilik ve fibröz doku oluşumu osseointegrasyon sürecini tehlikeye atabilir.⁴⁹

2.1.6.1.3. Yükleme Protokolü

Başarılı osseointegrasyon için gerekli koşullardan biri, uzun süreli iyileşme aşamasıdır. Bu durum Branemark ve arkadaşlarının ciddi morfolojik problemleri olan bir grup hastayı tedavi etmedeki ilk klinik deneyimine dayanmaktadır. Brånemark protokolüne göre, osseointegrasyonun ilk olarak gelişmesi için tüm implantların yüklenmeden önce uzun bir süre bekletilmesi gerekmektedir. Erken yükleme protokolü, mikro hareket ve implant çevresinde fibröz dokunun oluşmasına sebep olduğundan implantın başarısızlığının ciddi bir nedeni olarak kabul edilmektedir. Günümüzde, belirli koşullar altında erken yükleme, gecikmeli yükleme protokollerine mevcut bir alternatiftir. Bununla birlikte, yeterli primer stabilite, erken yükleme için bir gerekliliktir. Cerrahi ve prostodontik hususlar hesaba katılarak hastaların beklentilerine bağlı olarak farklı yükleme protokolleri önerilmiştir.⁵⁰

2.1.6.1.4. Cerrahi Prosedür

Osseointegrasyonu sağlamak için cerrahi işlem esnasında sterilizasyonun sağlanması ve korunması, frezlemenin uygun hızda ve minimal basınçla yapılması, yeterli soğutmanın sağlanması gerekmektedir.⁵¹

2.1.6.1.5. Alveolar Kemiğin Yapısı

İmplant tedavilerinde, implantın uygulandığı kemik dokusunun yoğunluğu, hacmi ve yapısı primer stabilizasyon, implant seçimi ve yükleme zamanını belirlemek için kritik faktördür. İmplant uygulamalarında osseointegrasyonun oluşabilmesi için implant yerleştirilecek kemiğin yeterli genişlikte ve yükseklikte olması gerekmektedir. Alveolar kemik; elastik modül, dayanıklılık, kemik-implant temas yüzdesi, stres gibi bir dizi biyomekanik özellikleri yansıtan kalite ve yoğunluk açısından değerlendirilir.⁵² Kemik yoğunluğu ve miktarının implant tedavilerinin başarısı açısından etkisi bir çok araştırmacı tarafından yıllardır incelenmektedir.^{3,53}

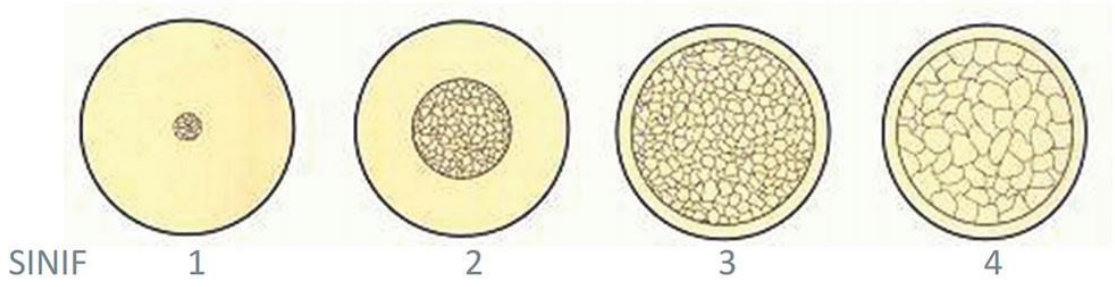
Lekholm ve Zarb⁵³, çene kemiği dokusunu yoğunluğuna göre dörde ayırarak tanımlamışlardır.

Tip 1: Homojen, mineralize ve porözitesi az kortikal kemikten oluşmaktadır. Sıklıkla mental foramenler arasında bulunan atrofik mandibulada görülmektedir.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemikten oluşmaktadır. En sık görüldüğü bölgele; atrofik anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksilladır.

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemikten oluşmaktadır. Sıklıkla anterior maksillada görülmektedir.

Tip 4: Düşük yoğunluklu trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemikten oluşmaktadır. Özellikle maksillanın tüber bölgesinde görülmektedir.



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması⁵³

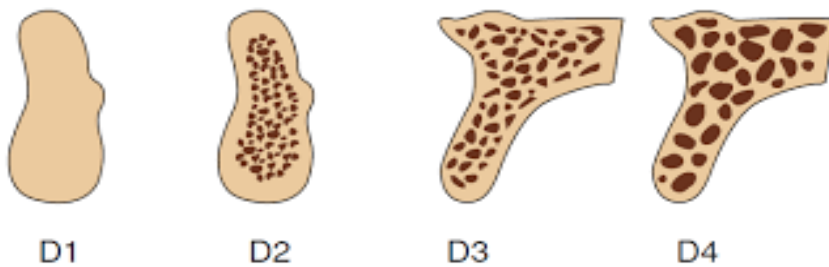
Misch³ ise kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğuna göre sınıflandırma yapmıştır. Bu sınıflandırmaya göre;

D1: Yoğun mineralize kortikal kemikten oluşur. Aşırı rezorbe olmuş dişsiz anterior mandibulada görülür.

D2: İç kısmında yoğun trabeküler kemik bulunan kalın kortikal kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior ve bazen posterior maksillada görülür.

D3: İç kısmında ince trabeküler kemik ve ince poröz kortikal kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4: Kortikal kemik çok az görülür. Kemiğin neredeyse tamamı ince trabeküler kemikten oluşur. Çoğunlukla posterior maksillada görülür.



Şekil 2.2. Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması³

2.1.7. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler

Fung⁵⁴ tarafından mekaniğin biyolojiye uyarlanması olarak en kısa şekilde ifade edilen biyomekanik, biyolojik sistemlerin yapı ve fonksiyon ilişkisini incelemek için mühendislik mekaniğinin araç ve yöntemlerini kullanmak olarak tanımlanabilir. Biyomekanik bilimi, uygulanan kuvvetler karşısında biyolojik dokuların göstereceği tepki ile ilgilenmektedir.⁵⁵ Kemik, değişen biyomekanik faktörlere adapte olabilmek için uygulanan kuvvetlere ve diğer faktörlere cevap olarak kendini sürekli yeniden şekillendirir. Kemik yapısı ve mekanik kuvvetler arasındaki bu fonksiyonel süreç, kemiğin yeniden şekillenmesi (kemik remodelasyonu) olarak tanımlanır. Mekanik streslerdeki azalma kemiğin kullanılmamasına ve rezorbsiyona sebep olurken, stresdeki belirli seviyede artış kemik apozisyonunun artmasına neden olur. Dental implant tedavilerinin kısa ve uzun dönem başarısı, maruz kaldıkları biyomekanik prensiplerden büyük ölçüde etkilenir.⁵⁶

Osseointegre olmuş bir dental implant kemik dokusu ile direkt temas halindedir. İmplant ve doğal dentisyon arasındaki yapısal farklılıklardan en önemlisi, implantların alveolar kemik ile arasında periodontal ligamentin bulunmamasıdır. Doğal diş kökü ile alveolar kemik arasında bulunan periodontal ligament, çiğneme kuvvetlerini absorbe edip kemiğe daha az kuvvet iletimini sağlamaktadır. Bu nedenle implant üzerine gelecek olan okluzal kuvvetler normal kuvvetlerden daha fazla değerdedir.⁵⁷ Ayrıca periodontal ligament doğal dişe gelen okluzal kuvvetleri tüm kemik boyunca dağıtırken, implant destekli protezlerde kuvvetler kret tepesinde yoğunlaşmaktadır.⁵⁸

2.1.7.1. Kuvvetler ve Kuvvet Türleri

Bir implantın prognozu yalnızca kuvvetin büyüklüğünden ve süresinden değil, aynı zamanda yönünden de etkilenir. Kuvvetin etkisini anlamak için kuvvet vektörü genel

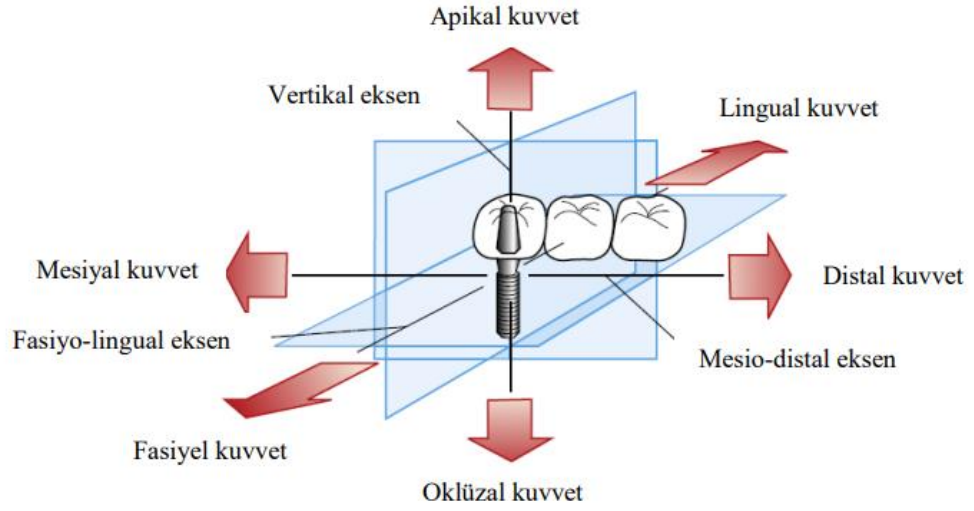
olarak horizontal, oblik ve vertikal olan üç ana eksen boyunca üç bileşene ayrılır. Oklüzyon genelde vertikal kuvvetleri karşılayabilir ama diğer iki eksendeki kuvvetler dental implantın uzun ömürlülüğü için potansiyel risk oluşturmaktadır.⁵⁹

Kuvvetler, basma, çekme ve kesme kuvvetleri olarak tanımlanabilir. Basma kuvveti, iki kütleyi birbirine itme eğilimindedir ve kemiğin en dirençli olduğu kuvvet çeşididir. Aynı şekilde, yapıştırıcı simanlar, vidalar, implant bileşenleri ve kemik-implant ara yüzeylerinin tümü, çekme veya makaslama kuvvetinden ziyade basma tipi kuvvetlere karşı daha çok dirençli ve dayanıklıdır.⁶⁰ Çekme kuvvetleri aynı doğrultuda fakat ters yönde uygulanarak iki kütleyi birbirinden ayırır ve kemiğin çekme dayanımı basma kuvvetlerine kıyasla %30 daha azdır. Kesme kuvveti ise bir kütlenin diğerinin üzerinde kaymasına neden olur ve diğer kuvvet tipleriyle karşılaştırıldığında kemik üzerinde %65 daha fazla harabiyete neden olmaktadır. Basma tipi kuvvetler kemik-implant bağlantı ara yüzeyinde kaynaşmaya yardımcı olurken çekme tipi kuvvetler ara yüzeyde ayrılmaya neden olur.^{16,59,61}

2.1.7.2. Moment Kavramı

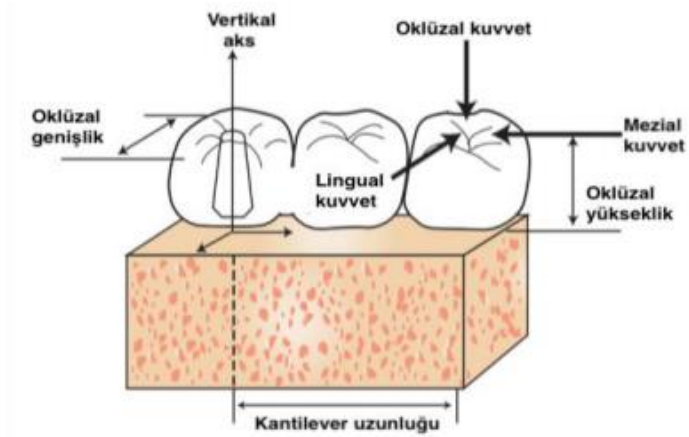
Bir kuvvetin bir nokta etrafındaki momenti, o nokta etrafında dönme veya bu noktaya bükülme eğilimidir. Moment vektörel büyüklük ve yön olarak tanımlanır ve momentin büyüklüğü kuvvet büyüklüğünün etki ettiği bölgeyle dikey mesafesinin çarpımına eşittir. Uygulanan bu moment yükü aynı zamanda tork veya burkulma yükü olarak da adlandırılır ve implant sistemlerine zarar verebilir.⁴⁹

Fasiolingual, mesiodistal, vertikal eksenler etrafında altı tane moment (rotasyon) oluşur ve bu moment yükleri implant-kemik ara yüzeyinde mikrorotasyon ve stres yoğunlaşmalarına neden olur ve bu durum kemik kayıplarına neden olabilmektedir.⁴⁹



Şekil 2.3. Üç düzlemde oluşan 6 adet moment kolları⁴⁹

İmplant diş hekimliğinde üç klinik moment kolu mevcuttur. Bunlar; oklüzal yükseklik, kanat uzunluğu ve oklüzal genişliktir. Komplikasyonların mümkün olduğunca azaltılması için bu moment kollarının her birinin en aza indirilmesi gerekmektedir.⁴⁹



Şekil 2.4. Klinik moment kolu; oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu, oklüzal genişlik⁴⁹

2.1.7.3. Stres (Gerilme)

Bir yüzeyin üzerine kuvvetin dağılma şekli mekanik stres olarak ifade edilir. Etki eden kuvvet altındaki implant sisteminde ve çevreleyen biyolojik dokularda oluşan iç stresler, implantların prognozunda önemli bir etkiye sahiptir. Kuvvetin büyüklüğü;

kantilever uzunluğu, oküzal yükler ve oklüzal yükseklik azaltılarak kontrol altına alınabilir. Kuvvetin dağıldığı fonksiyonel alan ise dişsiz bölge için implant sayısını artırarak ve doğru bir şekilde tasarlanmış implant geometrisiyle optimize edilebilir.⁴⁹

Stres, birim alana uygulanan kuvvet miktarı olarak ifade edilir ve uygulanan kuvvete karşı cisimde eşit kuvvette ve zıt yönde tepki oluşur. Uygulanan kuvvet ve cisimden gelen direnç (gerilme) cismin tüm alanına dağılır. Stres (S ya da σ) = Kuvvet (F) / Alan (A) formülüyle belirlenmektedir. Birimi Paskal'dır ($P=N/m^2$). Ancak diş hekimliğinde daha çok mm cinsinden büyüklüklerle incelemeler yapıldığı için Megapascal (MPa) birimi kullanılır.⁵²

Cisim üzerinde uygulanan kuvvete bağı olarak üç çeşit stres oluşur.²³

Sıkışma (Basma) Stresi (Compressive Stress): Bir cisme aynı doğrultu üzerinde ve cismin moleküllerini birbirine yaklaştıracak şekilde ters yönde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur.

Gerilme (Çekme) Stresi (Tensile Stress): Bir cisme aynı doğrultu üzerinde ve cismin moleküllerini uzaklaştıracak şekilde ters yönde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur.

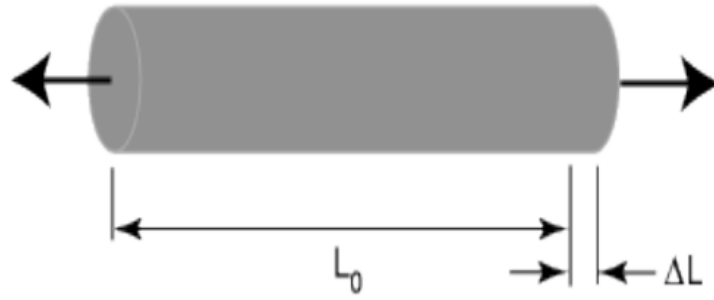
Makaslama (Kesme) Stresi (Shear Stress): Bir cisme farklı doğrultuda ve cismin moleküllerini birbirine yaklaştıracak şekilde ters yönde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur.

2.1.7.4. Deformasyon ve Gerinim

Bir cismin üzerine kuvvet uygulandığında, geometrik konfigürasyonunda şekil değışikliğı, deformasyon meydana gelir. Gerinim (strain), stres uygulanan her birim uzunluktaki değışimi ve deformasyonu ifade etmektedir (Şekil 2.5.). Gerinimin ölçü

birimi yoktur. Ancak deformasyonun orijinal uzunluğa oranı şeklinde tanımlanabilir. Gerinim ve stres birbirinden farklı niceliklerdir ve cisme kuvvet uygulandığında stres oluştuğunda gerinim de oluşur. Stres, moleküllerin yer değiştirmesine karşı koyan, yönü ve büyüklüğü belli olan bir kuvvettir; gerinim ise uygulanan kuvvet karşısında birim alanda oluşan deformasyon miktarıdır ve sadece bir büyüklüktür.⁶²

$$\text{Gerinim} = \text{Boydaki uzama } (L_0) / \text{Orijinal uzunluk}(L)$$



Şekil 2.5. Deformasyon ve gerinim⁶²

2.1.7.5. İmplantla İlgili Faktörler

2.1.7.5.1. Dental İmplantların Biyomateryal Özellikleri

Saf titanyum ve alaşımları günümüzde dental implant materyali olarak tercih edilmektedir.⁶³ Titanyum reaktif, biyoinert bir materyaldir ve elektrolit ortamlarla temasında, yüzeyinde pasif oksit tabakası oluşturarak korozyona karşı yüksek direnç gösterir.⁶⁴ Titanyum pasif oksit tabakası sayesinde organik yapılarda negatif reaksiyon oluşturmadağı için biyouyumlu ve antibakteriyeldir. Titanyum, diğer implant materyallerinden farklı olarak elastik modülü kemiğe en yakın olan materyaldir ve bu özellik implant ile kemik arasındaki stresin daha homojen dağılmasını sağlar.⁶³

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ASTM), titanyumu oksijen ve demir içeriklerine göre 5 sınıfa ayırmaktadır. Tip 1, 2, 3 ve 4 saf titanyumu, tip 5 titanyum ise vanadyum ve alüminyum ile alaşımı olan Ti-6Al-4V (Ti-6 Aluminum-4 Vanadium) materyalini temsil etmektedir. Saf titanyuma direnci arttırmak amacıyla düşük miktarda alüminyum ve vanadyum ilave edilmesiyle elde edilen Ti-6Al-4V formu dental implantlarda en sık kullanılan titanyum alaşımıdır.⁶⁵

2.1.7.5.2. Dental İmplantların Makro Tasarımı

İmplantın makro yapısı ve genel şekli; fonksiyonel yük iletimi, primer stabilite ve kemik cevabı bakımından oldukça önemlidir. İmplantların makrotasarımı; implantın uzunluğu, yiv yapısı, çapı ve yüzey özellikleri kuvvet iletimi açısından önemlidir.⁵²

Günümüzde en sık kullanılan vida tipi implantlar sıkıştırma kuvvetlerini fonksiyonel yüzey alanını genişleterek kemik-implant ara yüzeyine daha dengeli dağıtırken, silindirik implantlar ise cerrahi olarak rahat yerleştirilmelerine rağmen gelen oklüzal kuvvetleri kemik üzerine makaslama tipi kuvvetler şeklinde iletir.^{49,66}

İmplant ile kemiğin fonksiyonel yüzey alanını artırmak, implant ve kemik ara yüzeyinde oluşan stresin daha dengeli dağılabilmesini sağlamak amacıyla implantlara yivler eklenmiştir. Yivlerin sayısı, derinliği ve yivler arasındaki mesafe implantın fonksiyonel yüzey alanını etkilemektedir. Yiv sayısının artışı implantın yüzey alanını artırır ve implantın çevresinde daha az basma ve çekme gerilimleri oluşturur.^{49,67}

Oklüzal kuvvetlerin ve stresin kemik üzerine iletiminde implantın çapı, sayısı ve uzunluğu oldukça önemlidir. İmplantın sayısının ve çapının artışı gelen kuvvetlere karşı implantların biyomekanik davranışını geliştirmektedir. İmplant çapının artması, yüzey alanını artırarak daha fazla kemik temasını ve bununla birlikte gerilimin azalmasını sağlamaktadır.⁶⁸

2.2. Bruksizm

2.2.1. Bruksizmin Tanımı ve Tarihçesi

Bruksizm, çiğneme sisteminin istemsiz olarak yaptığı diş sıkma, gıcırdatma ve aşındırma ile karakterize, gün boyu ve/veya gece ortaya çıkan parafonksiyonel aktivite şeklinde tanımlanmaktadır.^{69,70} Zarb ve Carlsson⁷¹ bruksizmi “dişlerin sadece uyku sırasında sıkılması ve gıcırdatılması” şeklinde tanımlarken; Walsch⁷² ise bu alışkanlığın uyanıkken de devam edebileceğini göstermiştir. Amerikan Orofasiyal Ağrı Akademisi (American Academy of Orofacial Pain) ise bruksizmi 2008’de; gece veya gündüz diş gıcırdatma ve sıkma ile karakterize, nokturnal veya diurnal parafonksiyonel aktivite şeklinde tanımlamaktadır.⁷³ Gece uykuda oluşan bruksizm için genellikle ‘Uyku Bruksizmi’ (nokturnal bruksizm) tanımı kullanılırken; parafonksiyonel alışkanlık gündüz gerçekleştiriliyorsa “Uyanıklık Bruksizmi” (diurnal bruksizm) tanımı kullanılır.^{74,75}

Lavigne ve ark.⁶ göre iki tip bruksizm mevcuttur. Bunlardan ilki idiopatiktir ve tıbbi faktörlerden bağımsız oluşur; ikincisi ise iatrojenik bruksizmdir, ilaç kullanımına veya nöro-psikolojik faktörlere bağlı olarak oluşur.

2.2.2. Bruksizmin Atak Süresi ve Sıklığı

Yapılan çalışmalara göre bruksizmin yetişkin popülasyonda görülme sıklığı yaklaşık %7.4 olduğu tespit edilmiştir. Çocuklarda bruksizmin görülme sıklığı %3.5-40.6’ a kadar çıktığı belirtilmiştir.^{76,77} Yaş arttıkça bruksizmin görülme sıklığı %3’ e kadar düşebilmektedir. Yapılan bazı araştırmalar bruksizmin kadınlarda erkeklerden 3-9 kat daha fazla olduğunu bildirirken, bazıları ise cinsiyet farkı olmadığını göstermektedir.⁷⁸

Dişlerin maksimum interkuspantasyonda ve/veya eksentrik hareketlerde görülebilecek bruksizmin süresi ve sıklığı ile ilgili farklı araştırmalarda çeşitli sonuçlar

elde edilmiştir. Atak süresinin ortalama 8-9 sn sürdüğünü ve bu süreden daha fazla olabileceğini gösteren çalışmalar mevcuttur.^{74,79}

Temporomandibular eklem bozukluğu olan kişilerde sekiz saatlik uyku periyodunda dişlerin 38.7 dk temas ettiği, sağlıklı bireylerde de toplam diş temasının ortalama olarak 5.4 dk olduğu görülmüştür.⁸⁰ Amemori ve ark.⁸¹ saat başına düşen bruksizm süresini 47.8 – 174.9 sn olarak bildirmişlerdir.

2.2.3. Bruksizmin Tanısı

Bruksizm, tanı konması zor olan rahatsızlıklardandır. Genel olarak bireyler bu alışkanlıklarını fark edemediklerinden dolayı teşhis için bireyin ve/veya yakınlarının şikayetleri ile birlikte klinik belirtilere de dikkat edilmesi oldukça önemlidir. Çoğunlukla karşılaşılan bulgu çiğneme kaslarında yorgunluk hissi ve hassasiyet, temporomandibular ekleme hassasiyet ve birey uyandığında ağız açmada güçlük olarak belirtilmiştir.⁷⁴

Koyano ve ark.⁸² nın yaptıkları derlemeye göre bruksizm teşhisinde beş yöntem kullanılmaktadır:

1- Anket

2- Klinik bulgular

3- Ağız içi aparey kullanımı

a) Aparey üzerindeki aşınmalar

b) Isırma kuvvetinin saptanması

4- Çiğneme Kaslarının Aktivitesinin Elektromyografik (EMG) Kaydı

a) Taşınabilir EMG kayıt cihazları

b) Minyatür EMG dedektörü içeren cihazlar

5- Polisomnografi ile değerlendirme

Bunların dışında yaygın olarak kullanılan Amerikan Uyku Tıbbı Birliği (American Academy of Sleep Medicine, AASM) kriterleri kullanılarak ve Brux Checker kayıtları değerlendirilerek de bruksizm teşhisi yapılabilmektedir. Amerikan Uyku Tıbbı Birliği uyku bruksizmi için teşhis kriterlerini aşağıdaki gibi sıralamaktadır.⁸³

A. Uyku sırasında diş sıkma seslerinin sık veya belirli aralıklarla duyulması

B. Aşağıdaki klinik bulgulardan bir veya daha fazlasını içermesi

1-Uykuda diş sıkma ile uyumlu anormal diş aşınmalarının görülmesi

2-Sabahları çene kaslarında geçici ağrı veya yorgunluk; ve/veya temporal baş ağrısı; ve/veya diş gıcırdatmadan dolayı sabahları uyanma sırasında çenede kilitlenmenin görülmesi

Brux Checker, parafonksiyonel alışkanlığı bulunan hastalarda statik ve dinamik okluzal kontakları görselleştirerek fizyolojik veya fizyolojik olmayan diş temaslarını tanımlayan teşhis aracıdır (Şekil 2.6.).⁸⁴



Şekil 2.6. BruxChecker: Kişiye özel uyumlanması (a), Kullanım sonrası (b).⁸⁴

Günümüzde bruksizmin teşhisinde altın standart olarak kabul edilen uyku laboratuvarında kullanılan polisomnografik yöntemle yapılan kesin tanı kriterleri şu şekildedir:⁸⁵

1- Gıcırdatma sesleri ile birlikte görülen en az iki bruksizm vakası (episodu);

2- Bir saatlik uyku başına dörtten fazla bruksizm vakası; ve/veya saat başına 25'ten fazla bruksizm atağı; ve/veya vaka başına 6'dan fazla ritmik çiğneme kası aktivite atağı varlığı.

Klinik belirtilere göre bruksizmin güncel teşhisi; anamnez bilgileri, dişlerde ve restorasyonlarda görülen aşınma/kırılma, implant başarısızlıkları, periodontal aralıkta genişleme ve dişlerde mobilité, pulpitis, TME'de ağrı ve eklem sesleri, baş ağrısı, çiğneme kaslarında ağrı, hipertrofi ve yorgunluk hissi gibi klinik bulgulara dayanmaktadır.⁸²

2.2.4. Bruksizmin Etiyolojisi

Bruksizm üzerinde etkisi olabilecek etiyolojik faktörler henüz tam olarak bilinmemekte ancak son yıllarda araştırmacıların çoğu bruksizmin multifaktöriyel olduğunu ileri sürmektedir. Temel olarak multifaktöriyel etiyoloji periferal (morfolojik) ve santral faktörler olmak üzere ikiye ayrılır. Periferal faktörler lokal/dental problemlerden, santral faktörler ise psikolojik ve sistemik (patofizyolojik/ nörofizyolojik) faktörlerden oluşmaktadır.⁸⁶ Yapılan son derleme çalışmalarına göre, bruksizm etiyolojisinde morfolojik faktörlerin % 10, psikolojik faktörlerin % 20, patofizyolojik faktörlerin % 70 oranında etki ettiği belirtilmektedir. Bruksizme etkisi olabilecek etiyolojik faktörler Tablo 2.1. de gösterilmektedir.¹⁴

Tablo 2.1. Etiyolojik faktörler⁸⁷⁻⁹¹

Periferal (Morfolojik) Faktörler	Diş eksiklikleri, uzamış dişler, hatalı restorasyonlar, kondiler asimetri, dental ark formu, sentrik ilişki-maksimum intreküspidizasyon uyumsuzluğu ve diğer okluzal uyumsuzluklar
Psikolojik Faktörler	Anksiyete, stres, hiperaktif kişilik
Sistemik (Patofizyolojik/Nörofizyolojik) Faktörler	Uyku hastalıkları, beyin travması, bazı nörolojik hastalıklar, bazı ilaçların kullanımı (dopamin), alkol/kahve/sigara tüketimi, alerjiler, beslenme bozuklukları

2.2.5. Bruksizmli Bireylerde Oklüzal Kuvvetler

Bruksizm sırasında oluşan kuvvetler çiğneme kaslarında kasılmalara neden olur ve eş değer çiğneme kuvvetlerinden daha yıkıcı kuvvetlerdir. Bu durum bruksizm sırasında oluşan kuvvetlerin izometrik oluşu ve stabil olmayan diş temaslarına bağlanmaktadır.⁹²

Bruksizm sırasında oluşan okluzal kuvvetler çeşitlilik göstermekle birlikte normal bireylere göre daha yüksek değerlerde olduğu bildirilmiştir.⁹³ Bruksizmi olan hastalara yapılan çalışmalarda maksimum ısırma kuvvetinin erkek hastaların molar dişlerinde 911 N kadın hastaların ise 569 N olduğu tespit edilmiştir.⁹⁴ Diğer bir çalışmada ise bu değerlerin 365 N olduğu bildirilmiştir. Yapılan araştırmalar sonucunda diüurnal bruksizmde oluşan kuvvetlerin nokturnal bruksizmden farklı olduğu belirlenmiştir. Bununla ilgili yapılmış bir çalışmada nokturnal bruksizm esnasında oluşan maksimum çiğneme kuvveti 415 N, diüurnal bruksizm esnasında oluşan maksimum çiğneme kuvveti ise 775 N olarak belirtilmiştir.⁹⁵ Attanasio'a⁷⁴ göre sağlıklı bireylerde çiğneme kuvvetinin

yaklaşık 175 psi olduğu, bruksizmi olan bireylerde bu kuvvetin ortalama 300 psi değerine çıktığı gösterilmektedir.

2.2.6. Bruksizimli Bireylerde Oral İmplantlar

Aşırı okluzal kuvvetlerden dolayı oluşabilecek komplikasyonlar dikkate alındığında bruksizmi olan bireylerde tedavi öncesinde planlama aşamasına dikkat etmek gerekmektedir. Araştırmacıların bir kısmı bruksizmin implant başarısı açısından sınırlayıcı olduğunu belirtirken, implant tedavisi açısından kesin kontrendikasyon olduğunu gösteren bilimsel kanıt yoktur. Bu sebeple araştırmacıların çoğu toplumda yüksek oranda görülen bruksizm varlığında implant tedavilerinin planlanması ve bununla ilgili önlemler alınması gerektiğini savunmuşlardır.^{13,14}

Bruksizm çiğneme kuvveti ve kuvvet süresini arttırarak implant ve protez komplikasyonlarına neden olan bir faktör olarak kabul edilmektedir.⁹⁶ Bruksizimli bireylerde alışkanlığın tedavisi dışında alınması gereken önlemler implant sayısını, çapını, uzunluğunu arttırmak, kantilever kullanımından kaçınmak veya uzunluğunu azaltmak, oklüzyonu düzeltmek ve hastaya gece plağı kullandırmak şeklindedir.¹⁴

Bruksizm hastalarında lateral kuvvetlere karşı stres dağılımını dengelemek için implant üstü protezlerin oklüzal temas noktalarının implantın uzun eksenine merkezi yerleşim göstermesi, tüberkül eğimlerinin sıg hazırlanması ve okluzal tablanın daraltılması gerekmektedir.⁹⁷

Bruksizm hastalarında implant üstü protezler için tercih edilecek restoratif materyaller ile ilgili yeterli bilgi bulunmamaktadır. İmplant-kemik ara yüzeyini okluzal kuvvetlere karşı korumak ve stresi azaltmak için protetik üst yapı materyali olarak kuvveti absorbe edici malzeme kullanımı tavsiye edilmektedir. PEEK materyali elastik modülünün kemiğe daha yakın olması ve kuvveti absorbe etme özelliğinin bulunması

sebebiyle kemiğe daha az stres iletimi sağlamaktadır. Bu durum özellikle bruksizm alışkanlığı olan hastalar için önemlidir.⁹⁸

MZ' nın mekanik özelliklerinin iyi olması, aşınma direncinin dişe benzer olması, zirkonya alt yapı ile veneer porselen arasında görülen “chipping” denilen kopma ve kırılma olmamasından dolayı klinik endikasyon alanı artmıştır. Bu sebeple bruksizmi bireylerde de tedavi alternatifi olarak kullanılmaktadır.⁹⁹

2.2.7. Bruksizm Tedavisi

Bruksizm tedavisinde amaç, dişleri istenmeyen okluzal kuvvetlerin zararlı etkilerinden korumak, diş sıkma/gıcırdatmayı azaltmak, çiğneme kaslarındaki ağrıyı azaltmak ve uyku kalitesini iyileştirmektir. Ancak bruksizm tedavisinde henüz etkili bir yöntem bulunamamıştır.¹⁰⁰ Bruksizm etiyojisi multifaktöriyel olduğundan tedavisinde de tek bir tedavi seçeneği yeterli olmayacaktır. Kişiyeye göre etken tespit edilip, ortadan kaldırılarak doğru yöntemin seçilmesi gerekir.⁹⁰ Araştırmalar bruksizm tedavisinde konservatif yaklaşımın, hastaların yarısından fazlasında başarılı sonuçlar verdiğini göstermiştir.¹⁰¹ Konservatif tedavi yöntemleri; bilişsel davranış terapileri, biofeedback, hipnoz ve uyku alışkanlığıyla ilgili aile danışmanlığını içerir.¹⁰²

Bruksizm tedavi yaklaşımı; psikodavranışsal yaklaşım (biofeedback, psikoanaliz, telkin, hipnoz, aşamalı rahatlama, meditasyon, uyku hijyeni, kötü alışkanlıkların önlenmesi), farmakolojik yaklaşım, oklüzal splintler ve diğer yaklaşımlar (fizik tedavi, akupunktur, manuel masaj) olmak üzere 4 grupta incelenir.⁹¹

Bruksizm tedavisinde kullanılan farmakolojik ajanlar; kas gevşetici ilaçlar (metakarbamol, benzodiazepine vb.), botulinum toksini, dopamin içeren ilaçlar, antikonvülsanlar ve antidepresan ilaçlardır.⁶⁹

Botulinum Toksin A (botoks), Clostridium Botulinum'dan elde edilen bir nörotoksindir. Motor son plaklarda asetilkolin salınımını bloke ederek istemsiz kas kontraksiyonlarını önler ve kasın inaktivasyonunu sağlar. Masseter ve/veya temporal kaslarına intramuskuler enjeksiyonla uygulanır ve etkisi 3-6 ay süresince devam etmektedir.¹⁰³

Bruksizm tedavisinde en sık kullanılan yöntemlerden biri de okluzal apareylerdir (okluzal splint). Dişleri aşınmaya karşı korur ve çiğneme kaslarının aktivitesini azaltır. Ayrıca yapılan bazı SEA çalışmalarında sabit implant üstü restorasyonlarda okluzal aparey kullanımının implant ve kemiğe gelen stresi azalttığıda belirtilmektedir.^{104,105}

2.3. İmplant Üstü Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Üst Yapı Materyalleri

2.3.1. Metal Alt Yapılı Porselenler

2.3.1.1. Soy Metal Alaşımlar

Asit korozyonu ve oksidasyona karşı direnç, kolay dökülebilirlik ve işlenebilirlik gibi üstün biyolojik uyum gösteren soy metal alaşımlar, günümüzde yüksek maliyetinden dolayı yerini daha çok soy olmayan metal alaşımlarına bırakmıştır. Dental alaşımların içinde 4 soy metal bulunmaktadır. Bunlar altın, palladyum, gümüş ve platindir.⁶²

2.3.1.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar

Yüksek sertlik, yüksek bükülme dayanımı ve yüksek elastisite modülüne sahip olmaları nedeniyle soy alaşımlardan büyük ölçüde farklılık göstermektedir. Soy metal alaşımlarına göre maliyeti düşüktür. Bitirme ve parlatma gibi laboratuvar aşamalarının zor ve zaman alıcı olması dezavantaj olarak gösterilmektedir.¹⁰⁶

Cr-Co alaşımı %53-68 oranında Co, %25-34 oranında Cr içermektedir.¹⁰⁷

Alaşımın yapısında eser miktarda karbon ilavesi alaşımın sertlik, esneklik ve dayanıklılığını etkiler ve alaşımda bulunan diğer elementlerle etkileşime girerek karbidleri oluşturur. Oluşan karbidler alaşımın dökülebilirlik, işlenebilirlik ve mekanik özelliklerini geliştirir.¹⁰⁸ Cr-Co alaşımlarının; düşük maliyet, yüksek elastik modülü ve gerilme dayanımı gibi avantajlarının yanı sıra, yüksek erime derecesi, düşük yoğunlukta olması ve daha fazla oksitlenmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı döküm, uyumlama ve parlatma gibi laboratuvar işlemleri açısından oldukça zordur.¹⁰⁹

Metal alt yapının kalınlığı alaşımın yapısına göre farklılık göstermekle birlikte ideal kalınlık 0.5 mm olarak bildirilmiştir.¹¹⁰ Metalin 0.5 mm altındaki metal alt yapı kalınlığının çığneme kuvvetleri altında deforme olacağı belirtilmiştir.¹⁰⁹ Silver ve ark.'na¹¹¹ göre metal alt yapı kalınlığının 0.5 mm' den ince olması; seramik büzülmesine bağlı marjinal uyumda deformasyonlara ve uyumsuzluklara neden olmaktadır. Soy metaller için optimum metal altyapı kalınlığı 0.4-0.5 mm olarak kabul edilmekle birlikte, 0.3 mm'den ince olmaması gerektiği belirtilmektedir.¹¹²

2.3.2. Tam Seramikler

Seramikler, doğal dişin yapısına benzer estetik özellik göstermesi, kimyasal stabiliteleri, ısı ve elektrik iletkenliklerinin düşük olması ve biyoyumlu olmaları sebebiyle metal-seramik restorasyonlarına karşılık tedavi alternatifini olarak tercih edilmektedir. Seramiklerin kırılđanlık özellikleri ve strese karşı dayanıklılıklarının düşük olması klinik uygulamasını kısıtlamaktadır. Yakın tarihe kadar seramikler sadece estetik amaçlı anterior bölgede ve tek kuron restorasyonlarda kullanılırken, günümüzde

güçlendirilmiş tam seramik sistemler posterior bölgede ve çok üyeli restorasyonlarda da kullanılmaya başlanmıştır.^{113,114}

Gracis ve ark.¹¹⁵ 2015 yılında tam seramik ve seramik benzeri materyalleri 3 grupta incelemiştir:

1. Cam-matriks seramikler: Metalik olmayan, cam faz içeren inorganik seramik materyalleri. Feldspatik, sentetik (lösit bazlı, lityum disilikat ve türevleri) ve cam infiltre seramikler.

2. Polikristalin seramikler: Metalik olmayan, cam faz içermeyen inorganik seramikler. Alümina, stabilize zirkonya, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina.

3. Rezin-matriks seramikler: Çoğunlukla porselen, cam, seramik ve cam seramikler gibi inorganik doldurucu içeren polimer matriksleri. Rezin nanoseramikler, rezin matriks içeren cam seramikler ve rezin matriks içeren zirkonya-silika seramikler.

2.3.2.1. Zirkonya Esaslı Seramikler

Zirkonyum (Zr) atom numarası 40 olan metalik yapıda elementtir. Heksagonal kristal yapıya sahip olup oda şartlarında gümüşümsü beyaz renkli katı haldedir. Erime noktası 1852 °C, kaynama noktası ise 4409 °C'dir. Zirkonyum dioksit ilk olarak 1969'da ortopedide biyomateryal olarak kullanılmaya başlanmıştır.¹¹⁶ Sıcaklık, aşınma ve korozyona dirençlidir. Zirkonyum doğada farklı bileşikler halinde bulunmaktadır. Zirkonyum silikat (Zirkon, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) en çok bilinen bileşikler arasındadır. Zirkonyum oksit; zirkonyum dioksit veya zirkonya şeklinde ifade edilir. Zirkonyum bileşikleri içerisinde az miktarda hafnium (Hf) elementi bulunmaktadır. Bu element zirkonyumun yüzeyinde oksit tabakası oluşturur ve atmosfere karşı inaktiflik kazandırır.¹¹⁶⁻¹¹⁸

Zirkonyanın polikristalin seramik grubuna dahil edilme sebebi; materyal içerisinde farklı fazlara sahip tanecikler içermesidir. Zirkonya, çapları küçük ($< 0.5- 0.6 \mu\text{m}$) taneciklerden oluşan polimorf yapıya sahip bir malzemedir.¹¹⁹ Mikroskobik olarak monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç fazda kristal yapıda bulunur.¹²⁰ Oda sıcaklığı ile 1170°C arasında monoklinik faz, $1170-2370^\circ\text{C}$ arasında tetragonal faz, 2370°C ve üzerinde kübik fazda bulunur. Zirkonyum dioksit ısıtıldığında monoklinik fazdan tetragonal faza geçer ve %5 oranında hacimsel azalmaya uğrar. Soğuma sırasında faz değişimine bağlı olarak %3-4 oranında hacimsel artış görülür. Tetragonal ve monoklinik faz dönüşümü ($t \rightarrow m$) sırasında oluşan stres sonucu saf zirkonyum içerisinde çatlaklar oluşur ve kırılma dayanımına neden olur. Faz dönüşümleri sırasında oluşan iç stresi önlemek için saf zirkonyuma stabilize edici metal oksitlerin (kalsiyumoksit (CaO), magnezyumoksit (MgO), yitriyumoksit (Y_2O_3) veya seryumoksit (CeO_2)) ilavesi ile tetragonal yapı oda sıcaklığında stabilize edilebilir. Böylelikle faz dönüşümü sırasında oluşan stres kontrol altına alınarak çatlak yayılımı durdurulur ve yüksek sertlik elde edilir. Materyalin bu hali yarı stabilize zirkonya olarak isimlendirilmektedir.^{119,121}

Diş hekimliğinde 3 tip zirkonya içerikli materyal kullanılabilmektedir. Bu materyaller magnezyum katyon destekli kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ), zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA), yitriyum ilaveli tetragonal zirkonya (3Y-TZP).¹¹⁹ 3Y-TZP genellikle restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılan formdur, saf zirkonyuma %2-3 oranında yitriyum oksit (Y_2O_3) ilavesi ile elde edilmektedir. 3Y-TZP düşük korozyon ve termal iletkenlik, yüksek bükülme dayanımı ($900-1400 \text{ MPa}$) ve sertlik (1200 Vickers) gibi iyi fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir. Elastik modülü 200 MPa 'nın üzerinde olduğundan dolayı endikasyon alanı diğer güçlendirilmiş seramiklerden daha geniştir. Metal altyapılara benzer radyoopasite gösterirler ve bu özellikleri marjinal uyumun değerlendirilmesine imkan sağlamaktadır.¹²²

2.3.2.2. Monolitik Zirkonya (Monolitik Y-TZP Zirkonya)

MZ blokların kimyasal yapısı konvansiyonel zirkonya bloklara benzerdir. Ancak konvansiyonel zirkonyaların tanecik boyutu 1 μm üzerinde olup, MZ blokların tanecik boyutu 0,2-0,8 μm arasında değişmektedir. MZ' nın tanecik boyutunun küçülmesiyle ışık geçirgenliğinin ve dayanıklılığın artması sağlanmıştır.^{123,124}

MZ bloklarda, konvansiyonel zirkonya bloklara göre materyal yoğunluğu yüksek tutulup monoklinik faz oranı düşürülmüştür. ISO 2008 standartları zirkonyanın monoklinik faz oranının %25' ten az olması gerektiğini belirtmektedir. Bu oran MZ bloklarda ise %10' a inmektedir. Bu durum materyalin uzun dönem klinik başarısında etkilidir. Konvansiyonel zirkonya bloklara dayanıklılığı artırmak ve yaşlandırma işlemine direnç sağlaması için %1-5 oranında alümina eklenmektedir. Işık geçirgenliği üzerine olumsuz etkisi sebebiyle alümina oranı da MZ' da %0,1'lere kadar azaltılmıştır. MZ bloklar ikiye ayrılmaktadır.^{125,126}

a) HT Zirkonya Bloklar (High Translucent)

Konvansiyonel zirkonya bloklarla kıyaslandığında tanecik boyutu daha küçüktür ve kırılma dayanımları zirkonya bloklar kadar yüksektir. Monoklinik faz oranı %10' dur ve yapılarındaki alümina oranı %0,1'in altındadır. Konvansiyonel zirkonya bloklardan daha translüsensdir. Ancak lityum disilikata göre ışık geçirgenliği yüksek değildir.^{127,128}

b) Kübik Zirkonya Bloklar

Yapısal olarak konvansiyonel ve HT zirkonya bloklarından farklıdır. Ticari ismi ultra translucent (UT) olarak geçen bu bloklar yapısında kübik-tetragonal faz karışımı içerir ve monoklinik faz değişimi az miktardadır. En önemli avantajı lityum disilikatlara göre 400 MPa daha yüksek esneme dayanımına sahiptir. Işık geçirgenliği tüm zirkonya bloklardan daha yüksektir.¹²⁹

MZ' lar translüsenslik özellikleri yüksek ve biyouyumlu materyallerdir. Doğal görünümüne yakın estetik özellik gösterdikleri için porselen ile veneerlenmeden kullanılabilir. Porselen tabakalama tekniği ile dişe benzer görünüm elde edilirken, tabakalanan porselenin alt yapıdan ayrılması (chipping) güncel bir sorundur. Bu sebeple CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen monolitik restorasyonların kullanımı artmıştır.^{130,131} Diş hekimliğinde kullanılan MZ bloklar Tablo 2.2.' de gösterilmiştir.

Tablo 2.2. Diş Hekimliği Alanında Kullanılan MZ Bloklar

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

2.3.2.2.1. Monolitik Zirkonya Blokların Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal içeriğe sahip olup farklı şekilde üretilmektedir:

a) Sinterlenmemiş (Green Stage) Zirkonya: İşlenmesi en kolay olan, elmas ve tungsten frezlerle kuru ortamda aşındırılarak elde edilen bloklardır. Sinterleme işlemi sonrası zirkonyada %20-30 oranında büzülme oluşur. Büzülmeyi kompanse etmek için normal boyutlardan %20-25 daha büyük freze edilir.¹³²

b) Presinterize Zirkonya: Bu bloklar, sinterlenmemiş zirkonyanın 500 °C'de 30 dk fırınlanması ile üretilmektedir. Zirkonyum oksit tozunun preslenip blok haline gelmesi için içerisinde bağlayıcı madde vardır ve ön sinterleme ile elimine olur.¹³³ Zirkonyum

tozunun basınçsız preslenmesiyle elde edilen sinterlenmemiş bloklara CAD/CAM ile ham şekillendirme işlemi yapılır. 1350 °C – 1500 °C de, 2-5 saat arasında basınçsız olarak sinterlenir. Sinterlenmemiş poröz zirkonya % 20 büzülme ile daha yoğun ve dayanıklı hale gelmektedir. Bu bloklara non-HIP (Hot Isostatic Pressing/Sıcak izostatik presleme) zirkonya da denir. Tam sinterlenmiş bloklara göre maliyetin düşük olması ve kısa sürede şekillendirilmesi avantajlarıdır.¹³⁴

c) Sinterize Zirkonya: 1300 °C’de sinterlenir. Sonrasında tanecik yoğunluğunu artırmak için 1400 °C – 1500 °C’ de yüksek basınçta izostatik ortamda argon gazı ile ısıtılır. Bu yapı oksitlenip beyaz renk alana kadar atmosfer basıncında sinterlemeye devam edilir. Bu bloklara HIP zirkonya da denir. Sinterleme büzülmesi olmadığından restorasyonlar normal boyutlarda hazırlanabilmektedir. Blokların işlenmesi zordur ve zaman alır. Bu da mekanik özellikleri olumsuz etkilemektedir.¹³⁵

2.3.2.2.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları^{136,137}

- Biyouyumlulukları yüksektir.
- Yüksek translusensi özellikleri nedeniyle estetikirler ve özel boyama solüsyonları ile boyanabilirler.
- Yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve ısı dayanımına (2600 °C) sahiptir.
- Aşınma direnci doğal dişe benzemektedir.
- Uzun gövdeli köprü protezlerinde kullanılabilirler.
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumları tolere edebilirler.
- İnley ve onley restorasyonlarda kullanılabilir.
- Dişte minimal preparasyon gerektirir.

2.3.2.2.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları^{136,137}

- Maliyetinin yüksek olması

- Laboratuvar aşamalarının zor olması
- Ön bölgede boyama işlemlerinin tecrübeye bağlı olması gibi dezavantajları vardır.

2.3.3. Polieter-Eter-Keton (PEEK)

PEEK, ortopedi ve travmatoloji alanında metal implant alaşımlarına alternatif olarak yıllardır kullanılan sentetik diş renginde polimerik materyaldir.¹³⁸ İlk defa 1978'de İngiliz bilim adamları tarafından geliştirilen PEEK yarı kristalize lineer polisiklik aromatik bir termoplastik maddedir.¹³⁹ Eter-eter-keton monomeri PEEK oluşturmak üzere bis-fenolat dialkilasyon reaksiyonu ile polimerleşir.¹⁴⁰

PEEK materyalinin en önemli özelliği insan kemiğine yakın düşük elastik modülüne sahip olmasıdır.¹⁴¹ Modifiye edilmesi kolay olan PEEK' in elastik modülü, karbon fiber ilave edilmesiyle 18 GPa değerlerine yükseltilebilmektedir.¹⁴² Karbon ile modifiye PEEK'in (Cfr PEEK) elastik modülü aynı zamanda dentin ve kortikal kemik ile benzerlik gösterir. Bu nedenle PEEK materyalinin daha az stres oluşturması dental implant ve restorasyonlarda titanyum ile karşılaştırılabileceği belirtilmektedir.¹⁴³

PEEK' in biyouyumluluğunun yüksek olması, iyi cilalanabilir özelliği, düşük plak afinitesi ve kompozite bağlanma gücünün yüksek olması diş hekimliğinde implant, geçici abutment, implant destekli bar materyali, hibrit protez ve dentine yakın gerilme oranı sayesinde metal seramiklere alternatif alt yapı materyali olarak kullanılabilir.^{140,144}

PEEK materyalinin elastisite modülü düşük olmasına rağmen aşınma özellikleri metal alaşımlara benzerdir. Seramik materyallere göre fonksiyonel stresleri daha iyi absorbe eder, deformasyona karşı daha dirençlidir ve karşıt arktaki minede aşındırıcı etkisi daha azdır. Ayrıca metal alaşımları ve zirkonya gibi materyallerin elastikiyetinin az olmasından dolayı aşırı kuvvetler protez kırıklarına, TME problemlerine, implant ve diş

çevresindeki destek dokularda hasara neden olur. Bu nedenle PEEK' in kuvveti absorbe etme özelliği, implant ve diş destekli köprüler ve kuronlar için aranan bir özelliktir.¹⁴⁵

2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizi Yöntemleri

Bir cisme uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stres yoğunluğunun tespit edilmesini sağlayan yöntemlere “stres analizi yöntemleri” denir. İmplant tedavisinde biyomekanik cevap değerlendirilirken kullanılan en güvenilir yöntem klinik çalışmalardır. Fakat yapıların karmaşık olması, intraosseoz yapıların biyomekaniğinin klinikte incelenmesini olanaksız hale getirir. Oluşan streslerin dağılımını ve miktarını, kullanılacak materyalin şekil ve yapısını belirlemek biyomekanik olarak en uygun protetik planlamayı yapılabilmesi için önemlidir.¹⁴⁶

2.4.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Saydam dental materyallerin optik özelliğine bağlı stres analiz yöntemidir. Kemiğe, restorasyona ve implanta gelen kuvvetin lokalizasyonu, miktarı ve yoğunluğu fotoelastik modelde kuvvet çizgilerinin oluşmasıyla görülebilmektedir. Polarize filtre ya da polariskop cihazı ile belirli kuvvet altında olan modelden elde edilen kesitlerde izokromatik çizgiler izlenir ve bu çizgiler kuvvetin yoğunluğunu ve konumunu gösterir. Kuvvet çizgilerinin sayısının artması ve çizgilerin birbirine yaklaşması oluşan gerilimin büyüklüğünü artırır; böylece muhtemel zayıf noktalar, kırılabilir bölgeler ve kuvvetin etkisi sonucu biyolojik değişiklik oluşması beklenen bölgeler tespit edilmektedir.¹⁴⁷

2.4.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analizi Yöntemi

Gerinim ölçer, materyalin hafif deformasyon ile şekil değişikliklerinin belirlenmesinde kullanılan küçük elektrikli dirençlerdir. Yakalanan elektrik sinyali veri elde etme ünitesine gönderilir, dijital bir sinyale dönüştürülür ve bilgisayar tarafından okunur. Göstergeler gerilime maruz herhangi bir nesnenin deformasyonunu

kaydedebilir.¹⁴⁸ İn vivo ve in vitro şartlarda statik ve dinamik kuvvetler altında gerinim ile ilgili sonuçların elde edilmesini sağlar. Klinik yüklemelerde in vivo ölçüm yapabilen tek yöntemdir. Gerinim ölçerin boyutundan dolayı küçük objelerde kullanımının zor olması ve gerinim ölçümlerinde farklı durumlarda bazen benzer sonuçların alınması yöntemin dezavantajları olarak belirtilmektedir.¹⁴⁹

2.4.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analizde, analizi yapılacak olan materyalin üzerine özel vernik püskürtülür ve fırınlanır; sonra materyale kuvvet uygulanır. Kuvvet uygulamasından sonra yapıda oluşmuş çatlaklar kuvvetten en çok etkilenen bölgeyi gösterir.¹⁵⁰

2.4.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Cismin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını ile holografik filmler üzerine kaydedilmesini sağlayan optik özellikteki analizdir. Test modellerinde hasara neden olmaz. Cismin genellikle gerçek boyutunda incelendiği, yüzey deformasyonlarının nanometre hassasiyetinde algılanarak kaydedildiği oldukça hassas bir analizdir.¹⁵⁰

2.4.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

İzotropik ve homojen materyale kuvvet uygulanmasıyla oluşan ısıdaki periyodik farklılıkların materyalin ilgili noktasında görülen asal streslerin toplamı ile doğru orantıda olması prensibine dayanır.¹⁵⁰

2.4.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem donanım ve yazılım ile elde edilen sonuçların, herhangi bir malzemeye bağlantısı olmadan aktarılması üzerine kuruludur. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı, örnek üzerine yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici bulunmaktadır. Gerinim ölçerde oluşan direnç

farklılıkları voltajı düşürerek radyotelemetrenin frekansını değiştirmekte ve sonuçları ortaya çıkarmaktadır.¹⁵⁰

2.4.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi

SEA yöntemi, devamlı olan yapının daha küçük parçalara bölünerek bu parçaların analitik modellenmesi şeklinde yapılmaktadır. Oral implantoloji alanında ilk olarak 1976 yılında Weinstein ve ark. tarafından kullanılmıştır.¹⁵

SEA, kompleks yapıların direncini ve gerilme dağılımını taklit etmek ve test etmek için sanal modeller kullanmaktadır. İn vitro ya da in vivo olarak analiz edilmesi mümkün olmayan durumlarda kemiğin, implantların ve protetik parçaların ara yüzeylerini simüle etmek ve biyomekanik davranışlarını çözümlmek için yardımcı olmaktadır. Bu yöntem farklı kuvvetler altında diş, protez, implant ve kemik üzerinde oluşan gerilme seviyelerinin ve yer değiştirme miktarının analiz edilmesini sağlar. İncelenecek olan bölgenin küçük ve basit parçalara ayrılıp incelenmesine ve karmaşık mekanik problemlerin analitik çözümüne olanak sağlayan sayısal (numerik) bir yöntemdir.^{148,151}

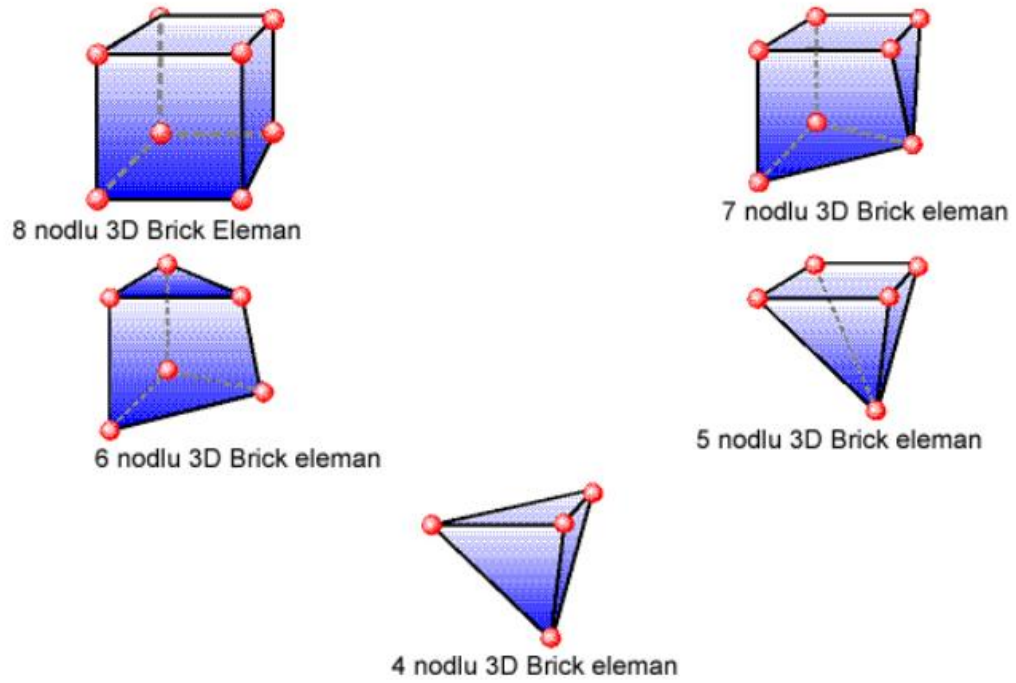
SEA yöntemi, iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) modellemelerle yapılabilen bir analizdir. 3D analizler dental yapıların değerlendirilmesi bakımından daha çok tercih edilmektedir.¹⁵

2.4.7.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İlgili Teknik Kavramlar

Eleman: SEA yönteminde modeller, sonlu sayıda “eleman” olarak adlandırılan basit geometrik bileşenlerden oluşmaktadır. Eleman sayısı arttıkça gerçeğe daha yakın sonuçlar bulunur, fakat hata oluşma ihtimali de artmaktadır. SEA yönteminde elemanlar

boyutuna göre; tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlar olarak; geometrilerine göre ise üçgen, paralelkenar ve dörtgen olarak sınıflandırılır (Şekil 2.7.).¹⁵

Düğüm (Node): Elemanlar ‘düğüm’ adı verilen noktalarla birbirlerine bağlanmaktadır. Düğüm noktalarının hareketsiz bir şekilde sabitlenmesi gerekmektedir.^{146,152}



Şekil 2.7. Farklı Düğüm Sayısında Elemanların Görünümü¹⁴⁶

Ağ Yapısı (Mesh): Ağ oluşturma işlemi ile, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Ağ oluşturulması işlemi hem programlar ile otomatik olarak yapılabilir hem de bilgisayar kullanıcısı tarafından manuel olarak üretilebilir. Eleman sayısı, tipi ve ağ üretim yöntemi değiştirilerek yeniden ağ oluşturulabilir.^{146,152}

Sınır Koşulları (Boundary Conditions): Stresin ve yer değiştirmenin sınır ifadelerini içermektedir. Farklı bir ifadeyle modelin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin hangi bölgeden uygulandığını göstermektedir.^{152,153}

Geometri ve Katı Modelleme (Solid Modelling): Analizin yapılabilmesi için birinci aşama, materyalin bilgisayara aktarılıp modellenmesidir. Katı modelleme ile cismin iç ve dış geometrisi aynı şekilde bilgisayara aktarılmalıdır. Böylece materyale ait ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanırken farklı kesitler alınarak cismin iç geometrisi ayrıntılı şekilde görüntülenebilmektedir. Cisimlerin katı modellemesi için bilgisayarlar ve bilgisayar destekli (CAD-Computer Aided Design) tasarım programları kullanılmaktadır.^{15,146}

Kuvvet: Cisimlere hareket kazandıran veya şekillerini değiştirebilen etkiyi tanımlamaktadır. Birimi Newton'dur (N) ve doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özellikler içermektedir.²³

Stres (Gerilme): Cisme kuvvetin uygulanması sonucu cismin içerisinde, uygulanan kuvvete karşı oluşan eşit ve ters yöndeki tepkidir. Birim alandaki kuvvet olarak tanımlanmaktadır.²³

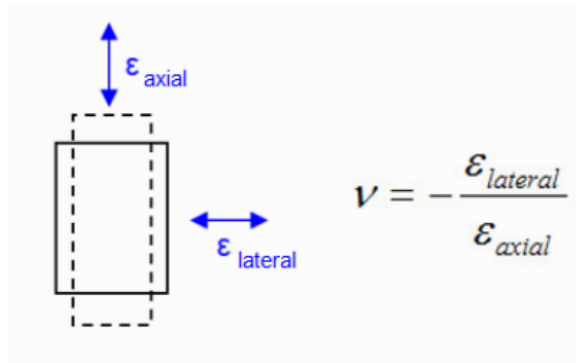
Strain (Gerinim): Gerinim, cisme uygulanan kuvvet sonucunda ortaya çıkan gerilmenin, cisimde oluşturduğu boyutsal değişim olarak tanımlanmaktadır. Gerilme kavramı büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim ise kuvvet değildir ölçülebilir büyüklüktür. Gerinim, deformasyon boyutunun cismin orijinal uzunluğuna oranıdır ve ölçü birimi yoktur.²³

$$\text{Gerinim } (\epsilon) = \text{Deformasyon} / \text{Orijinal uzunluk} = (L - L_0) / L_0 = \Delta L / L_0^{62}$$

Elastisite (Young) Modülü: Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda cismin deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Gerilimin gerinime oranı olarak tanımlanır ve elastisite modülünün birimi gigapaskal (GPa)'dır. Elastik sınırlar içerisindeki cismin rijitliğini ifade eden bir ölçüttür. Elastisite modülünün artmasıyla cismin rijitliğide artmaktadır. Yüksek elastisite modülüne sahip cisim aynı kuvvetler altında düşük

elastisite modülüne sahip cisme göre daha az deformasyona uğrar. Her materyalin kendine özgü elastisite modülü vardır.⁶²

Poisson Oranı: Çekme veya sıkıştırma kuvvetleri nedeniyle cisimde hem aksiyel hem de lateral yönde deformasyonlar meydana gelir. Çekme kuvveti altındaki bir cisim kuvvet yönünde uzar ve enine kesitte incelir. Sıkıştırma kuvvetlerinde ise tam tersi meydana gelir. Elastik limitler içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı Poisson Oranı (ν) olarak adlandırılır. Bütün malzemeler için Poisson oranı 0-0.5 arasında bir değerdir ve birimi yoktur. Sünek materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur.^{112,146}



Şekil 2.8. Poisson oranı formülü. Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi²³

Akma Dayanımı (Yield Strenght/Point): Plastik deformasyonun başladığı ölçülebilen en küçük gerilme değeridir. Akma noktasından sonra cisme uygulanan kuvvetin cisimde oluşturduğu deformasyon artık geri dönüşümsüzdür.¹¹²

İzotrop ve Anizotrop Cisim: x, y ve z eksenlerinde benzer elastik özellik gösteren cisimlere izotrop, farklı elastik özellik gösterenlere ise anizotrop cisim denir. Anizotrop cisimler farklı eksenlerde farklı elastik modülüne sahiptirler.¹⁵

Principal Strain (σ): Üç boyutlu bir eleman, ikisi makaslama olmak üzere x, y ve z düzlemlerinde kuvvetlere maruz kalır. En büyük stres değeri bütün kayma

gerilmelerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal stresler “Principal Stress” normal strainler ise “Principal Strain” olarak tanımlanır ve bu strain değerleri x, y ve z düzlemlerinde oluşmaktadır. Principal strainler maksimum (σ_1), ara (σ_2) ve minimum (σ_3) olmak üzere üç çeşittir. “ σ_1 ” en yüksek gerilme değerine işaret eden pozitif değeri, “ σ_3 ” en yüksek sıkıştırma değerine işaret eden negatif değeri, “ σ_2 ” ise ara değeri göstermektedir.¹⁵⁴

Von Mises Stresleri (σ_v): Metaller gibi çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin yani deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır.¹⁵⁵ Malzemenin belirli bir bölümündeki iç enerji, yield noktasını aşarsa bu noktada deformasyon oluşur. Bu sebeple malzemedeki deformasyon oluşmaması için Von Mises gerilme değeri malzemenin yield noktasına eşit ya da küçük olmalıdır. Von Mises gerilmesi üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır.¹⁵⁴

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

3. MATERİYAL ve METOT

Bu tez çalışmasında mandibular posterior bölgede farklı implant sayısı ve farklı protetik üst yapı materyalleri (Cr-Co, PEEK, MZ) kullanılarak oluşturulan üç üyeli sabit implant üstü köprü protezlerinde brüksizm hareketleri ile oluşan çiğneme kuvvetlerinin implantlar, MU abutmentlar ve protetik üst yapılar üzerindeki von Mises gerilme değerleri, implantı çevreleyen kortikal ve trabeküler kemikteki maksimum ve minimum principal strain değerleri SEA ile karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızın protetik üst yapı tasarımları Tinus Technologies şirketinde ve tüm analiz aşamaları Erzurum Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü ve Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya gerekli olan etik kurul onayı, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan alınmıştır (EK-2).

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışma için implantların yerleştirileceği alt çene kemiği, implant, MU yapı, ti-base dayanak ve protetik üst yapı materyallerinin geometrik modelleri oluşturulmuştur. 3D katı bileşenlerin modellenmesi ve SEA için AMD Ryzen 9 5950X 3.70 GHz işlemci, 1 Tb NVMe M.2 Harddisk, 64 Gb RAM donanımlı ve Windows 10 Ultimate Version işletim sistemi olan bilgisayar, SolidWorks (v2019; Solidworks, Dassault Systems) 3 boyutlu modelleme yazılımı ve Ansys (Ansys Workbench; Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) SEA programı kullanılmıştır.

3.1.1. Kemik Yapılarının Modellenmesi

Mandibula kemiğine ait geometrik özelliklerin elde edilebilmesi için bir hastadan alınan Bilgisayarlı Tomografi görüntüsü kullanılmıştır. DICOM verisi olarak alınan bu görüntü 512x512 piksel çözünürlüğe, 402 kesite ve 0.3 mm kesit kalınlığına sahiptir.

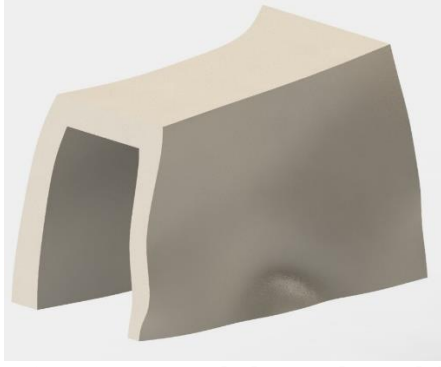
DICOM verisinden voksellerin elde edilmesi için Mimics (Materialise, Leuven, Belgium) yazılımı kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Elde Edilen Tomografi Görüntüsü

Mimics yazılımında 3 boyutlu modellerin oluşturulması için ilk olarak dokuların X-ışını emilimleri ile ilişkili olan Hounsfield değerlerinin belirlenmesi gerekir. Mimics yazılımında “Draw Profile Line” komutu kullanılarak kemik modellenmesi için gerekli olan eşik değerleri (threshold) belirlenmiştir. Belirlenen 500-3550 HU değerleri, “Newmask” komutu ile bir maske oluşturulduktan sonra “Threshold” komutu ile tanımlanmıştır. Maske üzerindeki düzensizlikler “Edit Masks” komutu ile temizlendikten sonra 3D model “Calculate Part” komutu ile 0.2 smooth factor değeri ile elde edilmiştir. Oluşturulan bu model üzerinden “Measure” komutu ile kemiğin geometrik boyutları ölçülmüştür.

Ortalama 2 mm kalınlığında kortikal kemik modellenerek trabeküler kemiğin sınırları belirlenmiştir.



Şekil 3.2. Kortikal Kemik Modeli



Şekil 3.3. Trabeküler Kemik Modeli



Şekil 3.4. Kortikal-Trabeküler Kemik Kompleksi

3.1.2. İmplant ve Protetik Ara Parçaların Modellenmesi

Çalışmada kullanılacak olan implantların birinci modelde mandibular birinci küçük azı ve birinci büyük azı bölgelerine, ikinci modelde mandibular birinci küçük azı, ikinci küçük azı ve birinci büyük azı bölgelerine yerleştirilmesi planlanmıştır. İmplantlar yerleştirilirken mandibular kanal benzer çalışmalarda olduğu gibi elimine edilmiştir.¹⁵⁶

İmplantlar (Nucleoss, Turkey); kemik seviyesinde, 4.1 mm çapında, 10 mm uzunluğundadır. Tüm modellerde kullandığımız implantların boyutları sabittir. İmplantların üzerine 0° MU (Multiunit Dayanak No-Hex, Nucleoss, Turkey) ve ti-base dayanak (Cad-Cam Nucleoss Ti-Base Çoklu Diş Uygulamaları No-Hex, Nucleoss, Turkey) yerleştirilmiştir (Şekil 3.5.).



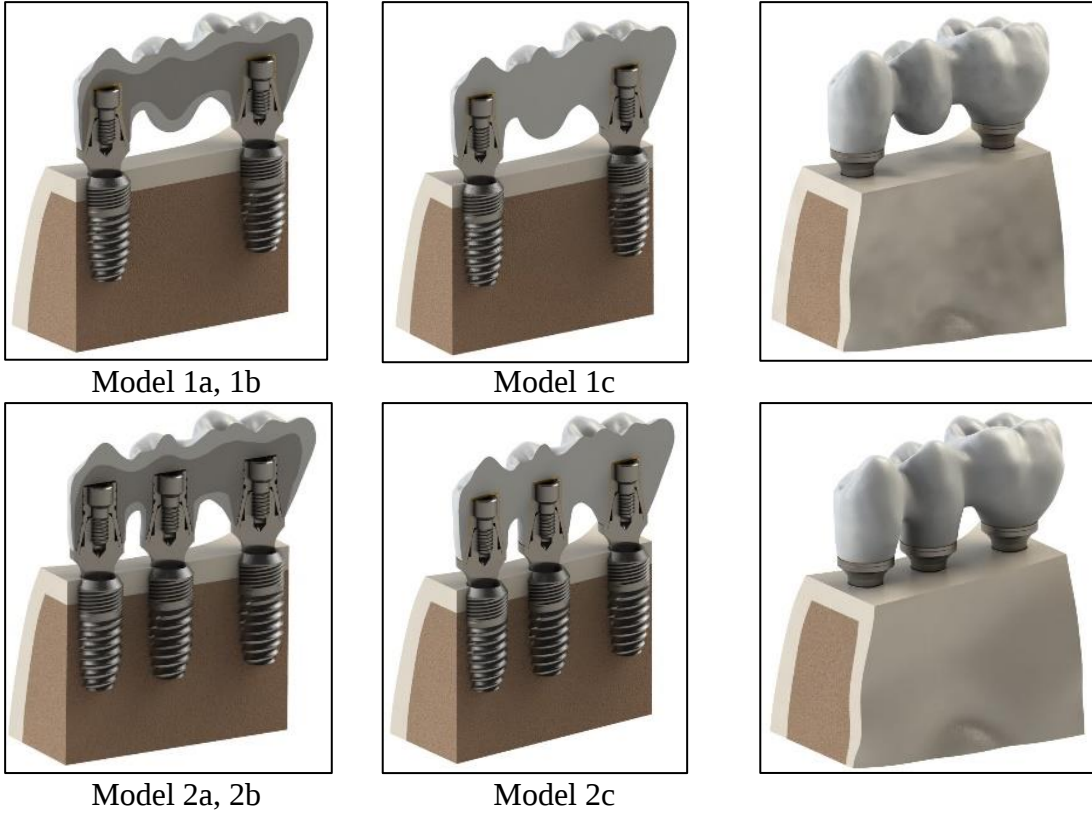
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan implant, MU abutment ve ti-base dayanak görüntüsü

Bu tez çalışmasında kullanılan implantlar, ti-base dayanaklar, MU yapılar ve ara parçalar üretici firma tarafından (Nucleoss, Turkey) STL formatında temin edilmiştir. Bu STL dosyalar SolidWorks yazılımında 3D solid model (.SLDPRT) dosyası şeklinde kaydedilip bileşenler montajlanmıştır. Dental implant, abutment, vida ve siman bileşenleri montajlanıp bu bileşenler uygun konumlarda kuron ve kemikler ile birleştirilmiştir. Boolean yöntemi kullanılarak kemik, kuronlar ve diğer bileşenlerin arasındaki yüzey temasları sağlanmıştır. Bu sayede kuronun iç kısmı siman için ve kemiklerin iç kısmı implantlar için tam uyumlu hale getirilmiştir.

3.1.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Modellenmesi

Bu tez çalışmasında 4, 5 ve 6 no' lu diş eksikliği olan posterior mandibular bölgeye implant destekli sabit protezler planlanmıştır. Diş boyutları ve görüntüleri Wheeler Dental Anatomy¹⁵⁷ atlasından alınmıştır. Bu görüntüler Rhinoceros yazılımında ölçeklendirilip modellenmiştir ve anatomik olarak gerçeğe uygun protez modelleri elde edilmiştir.

Çalışmada implant destekli sabit protetik üst yapı materyali olarak Cr-Co alt yapılı feltspatik porselen, PEEK alt yapılı kompozit rezin ve MZ kullanılmıştır.



Şekil 3.6. Model 1a: iki implant destekli Cr-Co-porselenden oluşan köprü modeli. Model 1b: iki implant destekli PEEK-kompozitten oluşan köprü modeli. Model 1c: iki implant destekli MZ ve köprü modeli. Model 2a: üç implant destekli Cr-Co-porselenden oluşan köprü modeli. Model 2b: üç implant destekli PEEK-kompozitten oluşan köprü modeli. Model 2c: üç implant destekli MZ ve köprü modeli

3.1.4. Simanın Modellenmesi

Bir çok SEA çalışmasında etkisinin çok düşük olması sebebiyle siman kalınlığı ve cinsi göz ardı edilmiştir. Bu tez çalışmasında Lee ve ark.'nın¹⁵⁸ yaptığı çalışmaya benzer şekilde siman aralığı 0.1 mm altında tasarlanmıştır ve dual cure rezin siman tercih edilmiştir.

3.2. Sonlu Elemanlar Analizleri

Çalışma modelleri SolidWorks yazılımında hazırlandıktan sonra montaj dosyası .x_t uzantılı olarak parasolid dosya formatında dışarı aktarılmıştır. Bu dosya Ansys yazılımının Workbench üzerinde Static Structural yapısal analiz modülüne aktarılmıştır. Sonraki adımda ise malzemelerin mekanik özellikleri tanımlanmıştır. Tanımlanan bu

malzemelerin mekanik özellikleri (elastisite modülü ve poisson oranı) Tablo 3.1.' de belirtilmiştir. Tüm malzemeler lineer elastik, homojen ve izotropik olarak tanımlanmıştır.

Tablo 3.1. Materyallerin Elastisite Modülü ve Poisson Oranları

Materyaller	Elastisite Modülü (MPa)	Elastisite Modülü (MPa)
Titanyum¹⁵⁹	110000	0.35
Kortikal Kemik¹⁵⁹	13700	0.3
Trabeküler Kemik¹⁵⁹	1370	0.3
Cr-Co¹⁵⁴	218 000	0.33
Felspatik Porselen^{160,161}	82 800	0.35
PEEK¹⁶²	4000	0.37
Kompozit Rezin¹⁶³	50 000	0.3
Monolitik Zirkonya¹⁶⁴	210000	0.3
Siman (Dual-cure resin)¹⁶⁴	6500	0.3

SEA' nde sonraki adım malzemeler arasındaki kontak durumlarını belirlemektir. Benzer çalışmalarda¹⁵⁶ da belirtildiği gibi metal malzemeler arasında gerçek modeldeki gibi sürtünmeli (frictional) kontak tanımlanırken implant-kemik ve kuron-siman temaslarında sabitlenmiş (bonded) kontak tipi kullanılmıştır.

Tablo 3.2' de ise her bir model için kullanılan kontak tipleri ve sayıları verilmiştir. Model 2' de artan implant sayısı sebebiyle hem sürtünmeli hem de sabitlenmiş kontak tipi sayısının arttığı görülmektedir. Sürtünmeli kontaklar için sürtünme katsayısı 0.3¹⁶⁵ ve çözüm formülasyonu için Augmented Lagrange yöntemi kullanılmıştır.

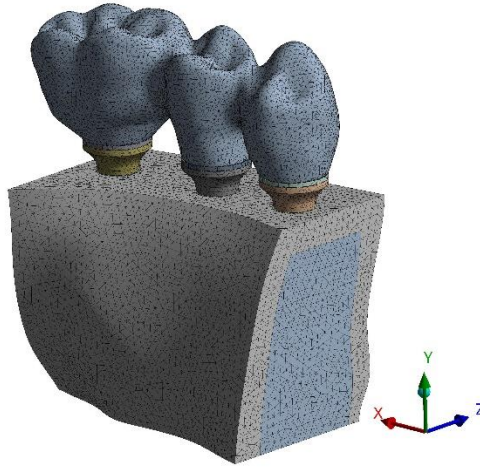
Tablo 3.2. Analizlerde Kullanılan Kontak Tipleri ve Sayıları

	Bonded	Frictional
Model-1		
a	10	8
b	10	8
c	10	8
Model-2		
a	14	12
b	14	12
c	14	12

Sonlu eleman modellerinin elde edilebilmesi için yapılan meshleme işlemlerinde 10 düğüme sahip SOLID187 ve SOLID186 tetrahedral elemanlar kullanılmıştır. Bu eleman tipi düzensiz model geometrileri uygun ve kuadratik şekil değiştirme davranışı sergilemektedir. Matematiksel modellerde kullanılan toplam eleman sayısı Tablo 3.3 'te verilmiştir. Ayrıca montajlanan Model 2 için genel mesh yapısının görünümü Şekil 3.10. da verilmiştir.

Tablo 3.3. Modellerin Toplam Eleman Sayıları

	Toplam Eleman Sayısı
Model 1a	620389
Model 1b	397201
Model 1c	391119
Model 2a	660702
Model 2b	660709

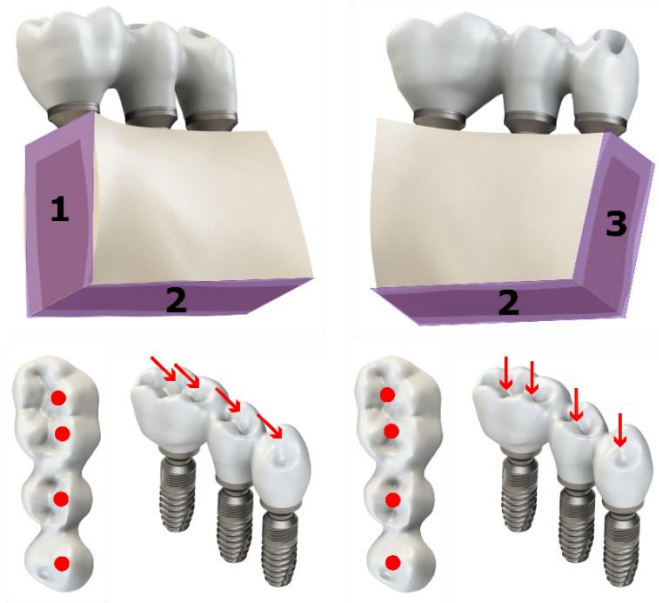


Şekil 3.7. Meshlenmiş Model Görüntüsü

3.3. Sınır Şartları

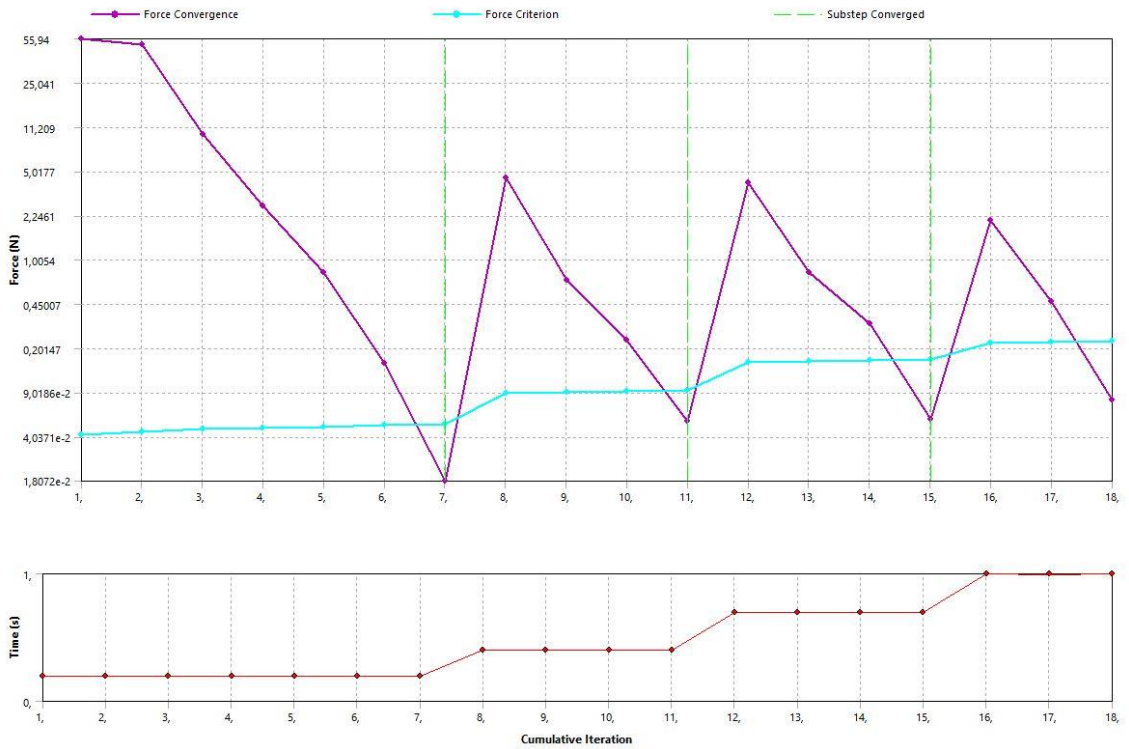
Modellerin mesh yapıları oluşturulduktan sonra benzer çalışmalar dikkate alınarak sınır şartları belirlenmiştir. Şekil 3.8’ de verilen kemik yüzeyleri (1, 2 ve 3 nolu yüzeyler) her yönden fixed support ile sabitlenmiştir.

Bu tez çalışmasında literatürdeki veriler dikkate alınarak bruksizm sırasında oluşan çiğneme kuvvetleri uygulanmıştır. Mandibular sol birinci küçük azı, ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlerinin her bir bukkal tüberkülüne 30^0 eğimle 125 N değerinde toplam 500 N oblik, aynı dişlerin santral fossasına toplam 1000 N değerinde vertikal statik parafonksiyonel yük uygulanmıştır.



Şekil 3.8. Sınır ve Yükleme koşulları

Toplamda 6 adet sonlu eleman modeli analiz edilmiştir. Metal malzemeler arasında sürtünmeli kontak tanımlandığı için analizler nonlineer olarak çözülmüştür. Static structural modülü içerisinde üretilen çözümler statik sınır şartlarında elde edilmiştir. Tüm modeller için kuvvet yakınsaması ortalama 16 adımda tamamlanmıştır.



Şekil 3.9. Model 1b için 18 adımda tamamlanan kuvvet yakınsaması.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında bruksizimli bireylerde, vertikal ve oblik parafonksiyonel kuvvetler altında implant, MU abutment ve implant üstü protezler üzerinde oluşan von Mises stres değerleri ile kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum principal strain (çekme) ve minimum principal strain (basma) değerleri karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar; ilgili alanlardaki streslerin yoğun olarak gözlendiği kısımlarda noktasal olarak belirlenip grafiklerle sunulmuştur.

Görüntülerin sol tarafında bulunan skalalar, stres değerlerini renklere göre sayısal olarak ifade etmektedir. Bu skalalarda görülen von Mises stres değerleri (MPa) renklerle birbirinden ayrılmaktadır. Skaladaki renklere göre, von Mises stres değerleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Çekme strain değerleri pozitif değerlerdir ve bu değerler de maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Basma strain değerleri ise negatif değerlerdir ve mutlak değerleri alınmıştır. Basma strain değerlerinde kırmızı düşük, mavi ise yüksek değerleri göstermektedir.

4.1. Vertikal Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.1.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi

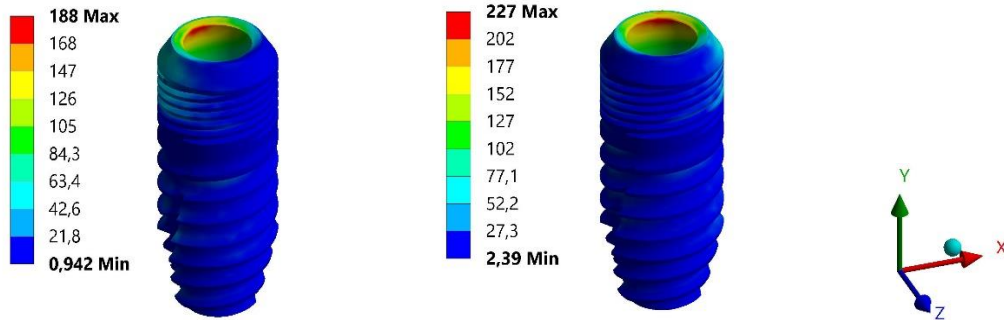
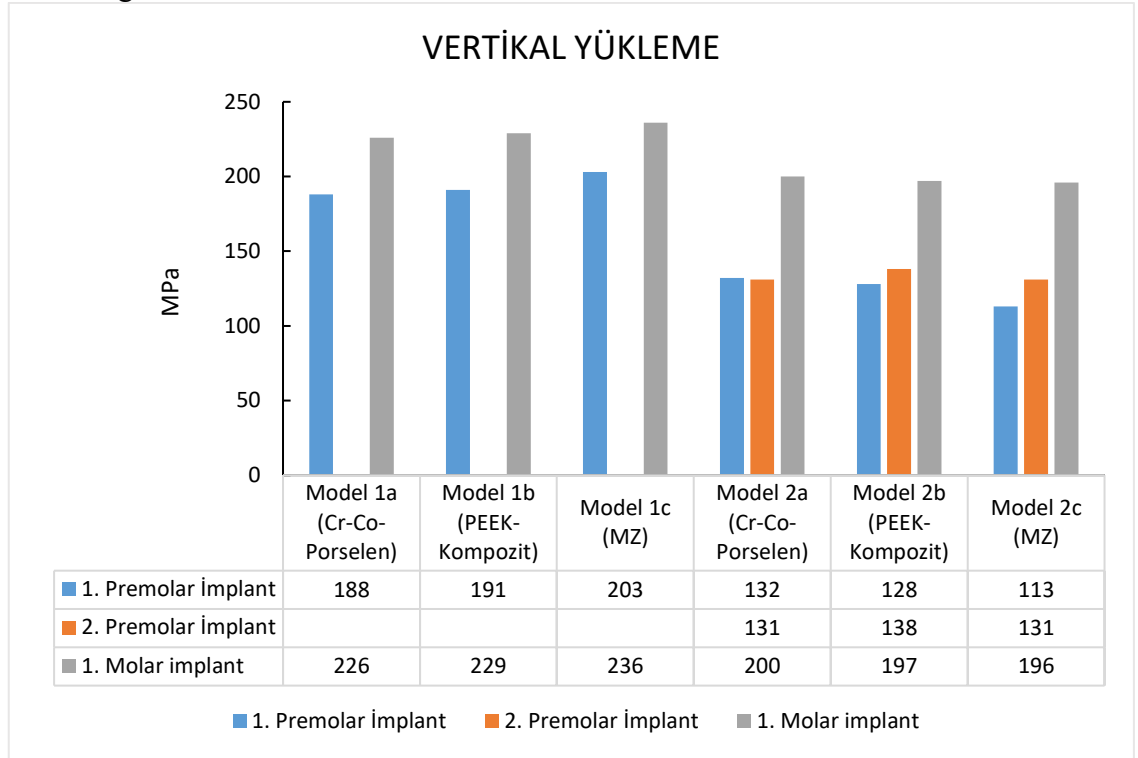
Parafonksiyonel oblik yükler altında implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri tablo 4.1. de gösterilmiştir. 2 implant destekli üç üyeli köprü modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri model 1c' nin 1. molar implantında 236 Mpa, en düşük değer ise model 1a' nin 1. premolar implantında 188 Mpa olarak ölçülmüştür.

Üç implant destekli 3 üyeli köprü modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri model 2a' nın 1. molar implantında 200 Mpa, en düşük değer ise model 2c' nin 1. premolar implantında 113 Mpa olarak ölçülmüştür. Tüm modellerde stresin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve implantın apeksine doğru azaldığı tespit

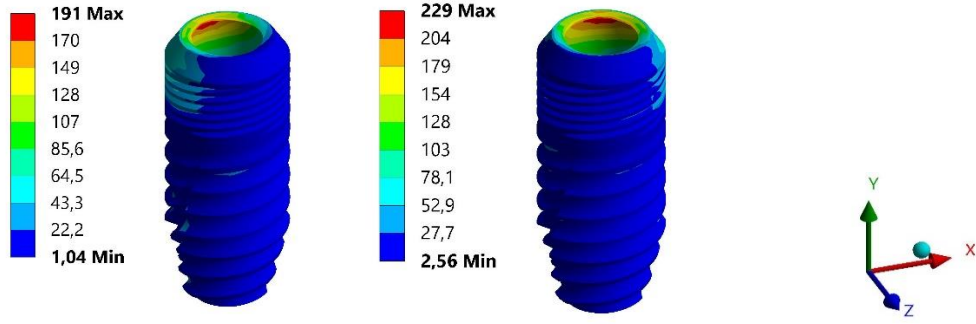
edilmiştir. En yüksek stres değerlerinin implantın boyun bölgesinin lingual yüzeyinde oluştuğu belirlenmiştir.

Model 1 ve model 2 karşılaştırıldığında, model 1 de implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri model 2 de oluşan en yüksek stres değerlerinden % 18 daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

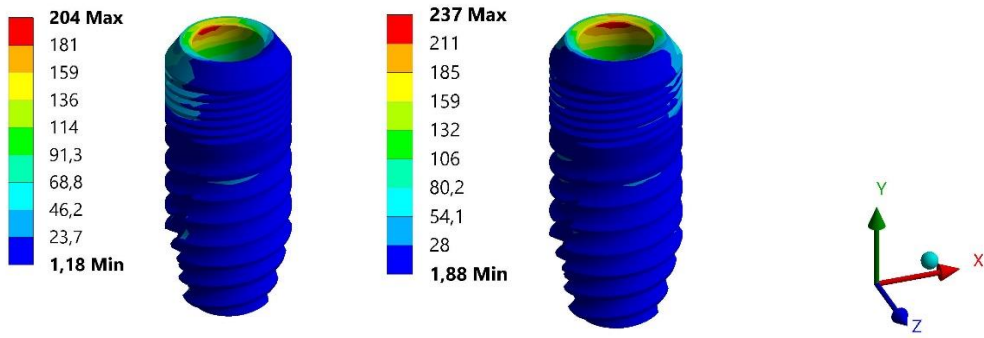
Tablo 4.1. İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri



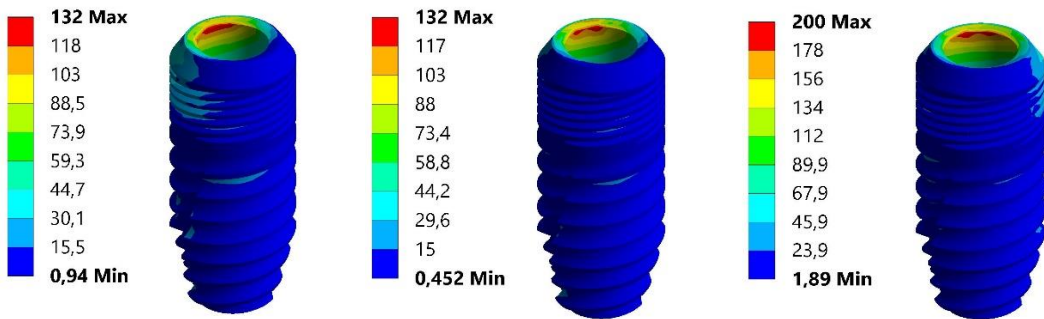
Şekil 4.1. Model 1a 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



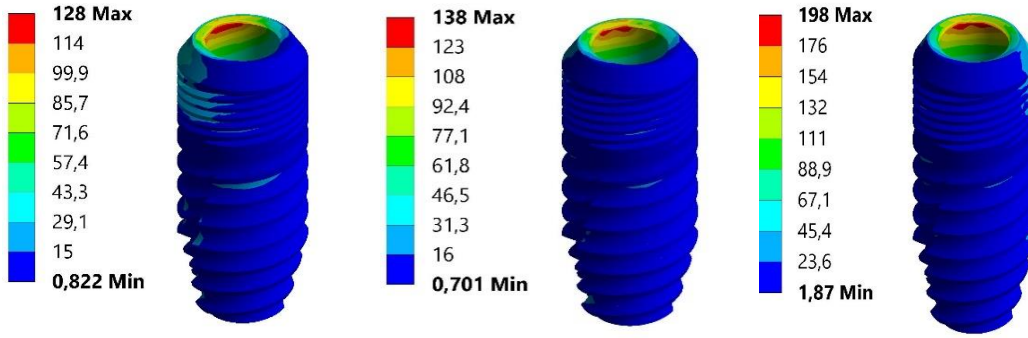
Şekil 4.2. Model 1b 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



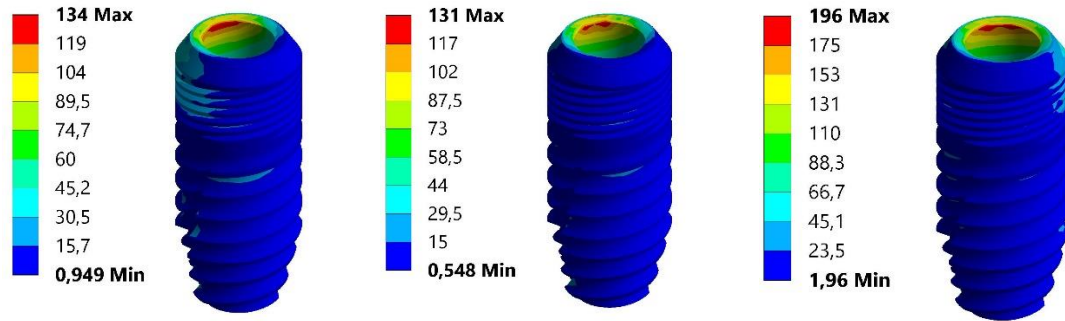
Şekil 4.3. Model 1c 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.4. Model 2a 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.5. Model 2b 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



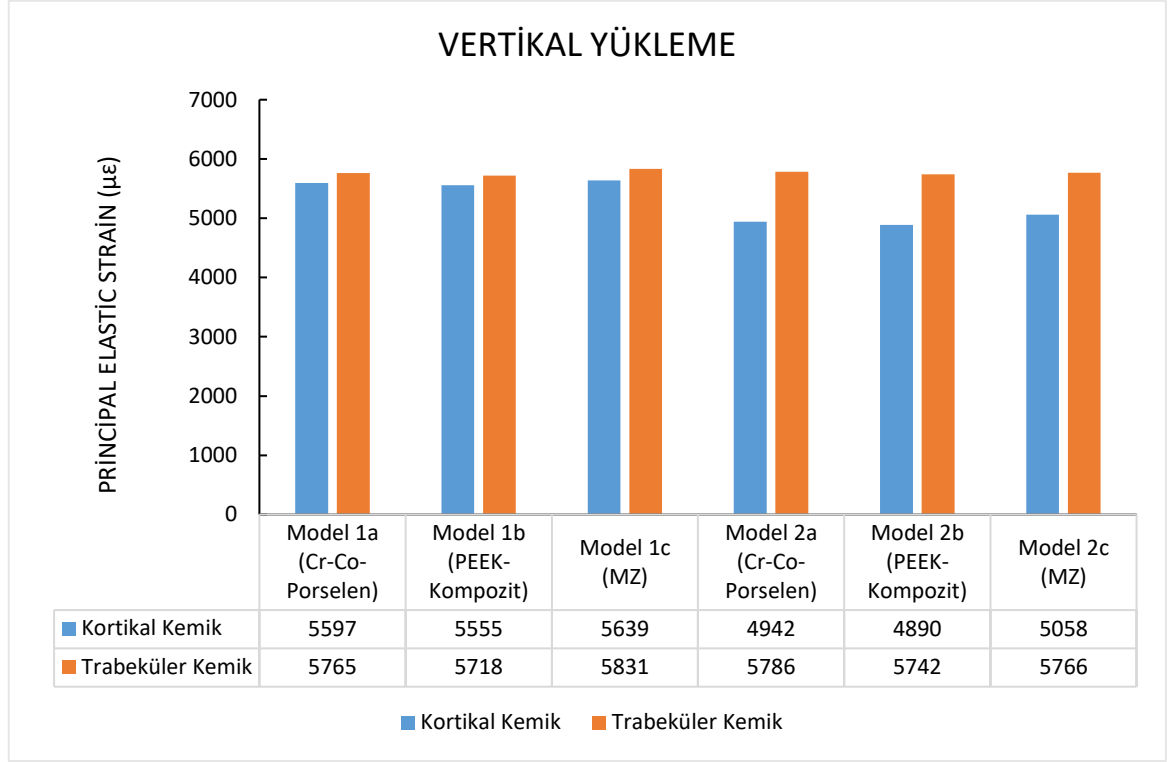
Şekil 4.6. Model 2c 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri

4.1.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Elastic

Strain Değerlerinin Karşılaştırılması

Parafonksiyonel vertikal yükler altındaki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum principal strain (çekme) değerleri Tablo 4.2. de gösterilmiştir. Çekme strain değerleri pozitif değerlerdir ve bu değer maviden kırmızıya doğru artmaktadır.

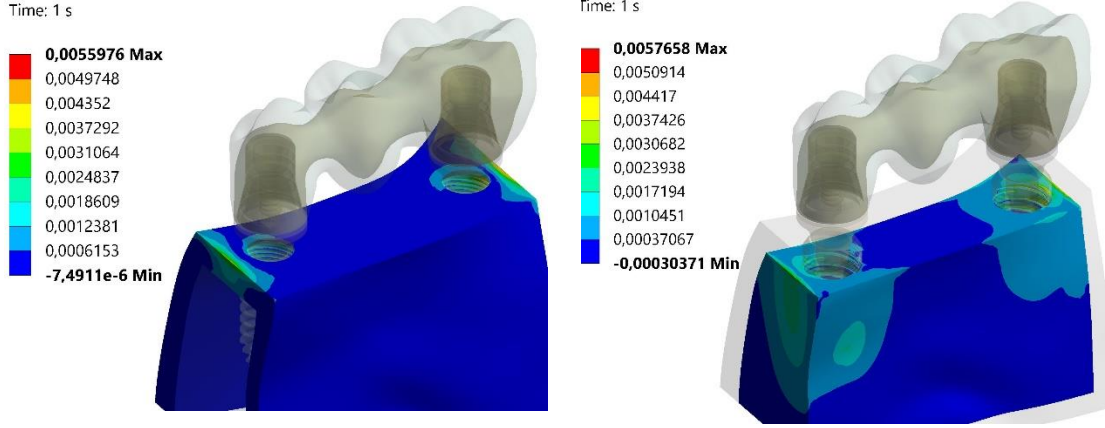
Tablo 4.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri



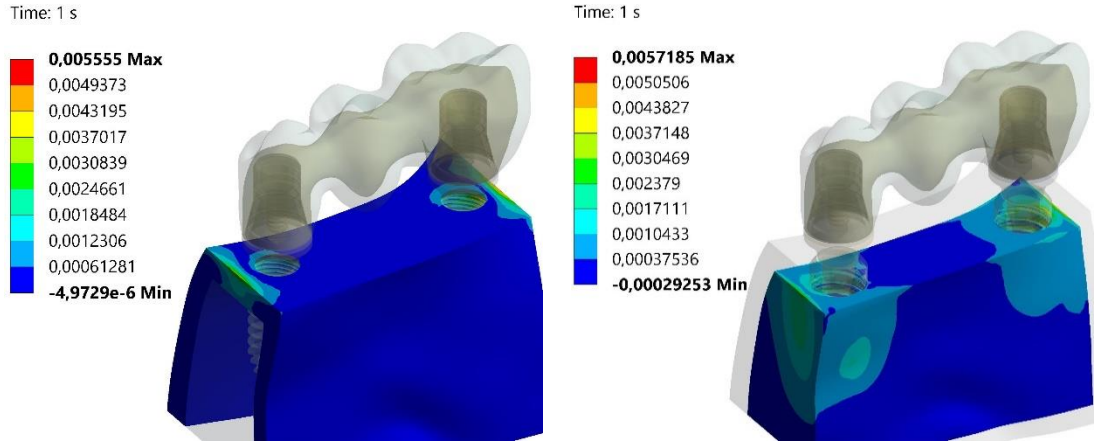
İki implant destekli 3 üye köprü modellerinde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme strain değeri model 1c’ de, en düşük değer ise model 1b’ de tespit edilmiştir. 3 implant destekli üç üye köprü modellerinde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme strain değeri model 2c’ de, en düşük değer ise model 2b’ de tespit edilmiştir.

İki implant destekli 3 üye köprü modellerinde trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme strain değeri model 1c’ de, en düşük değer ise model 1b’ de görülürken 3 implant destekli üç üye köprü modellerinde ise trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme strain değeri model 2a’ da, en düşük değer ise model 2b’ de tespit edilmiştir.

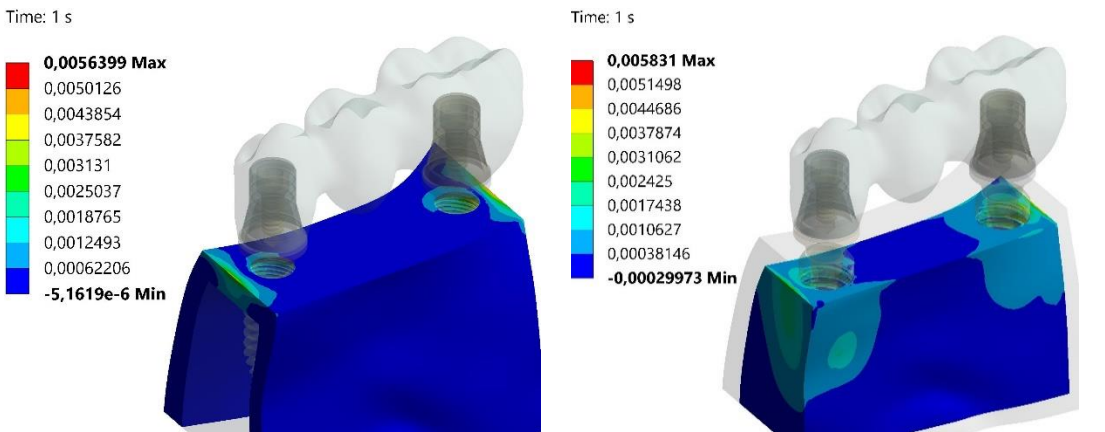
Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme strain değerleri tüm modellerde implant kemik birleşim alanlarının lingual yönünde olduğu gözlenmiştir. İmplant sayısından bağımsız olarak farklı üst yapı materyallerinin kortikal ve trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme strain değerlerini etkilemediği görülmüştür.



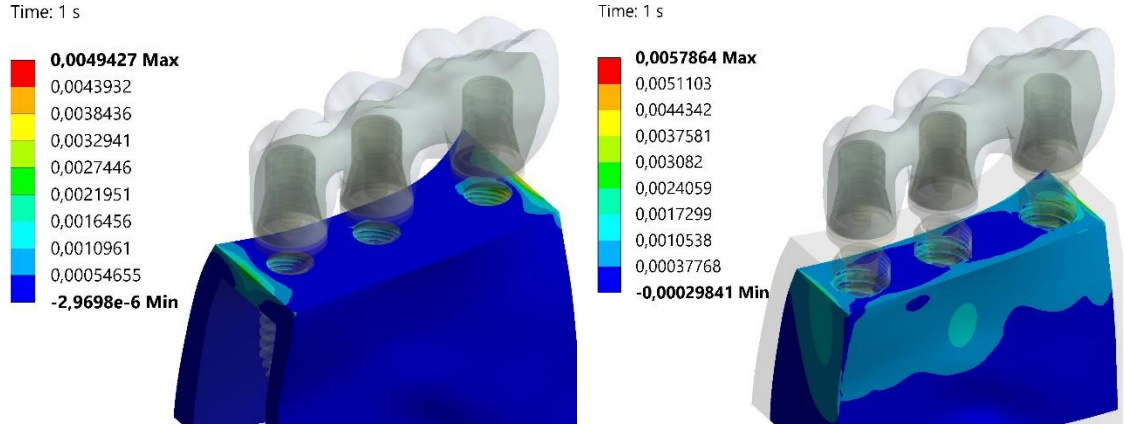
Şekil 4.7. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri



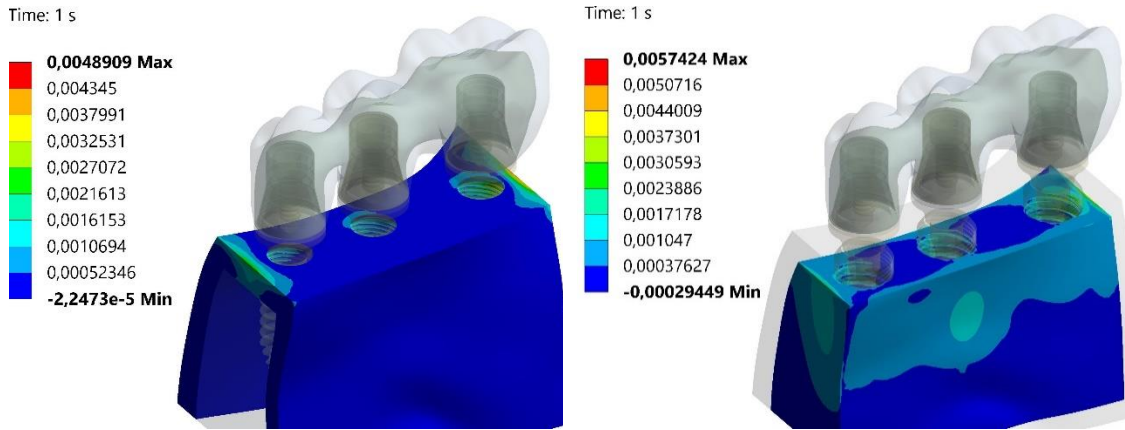
Şekil 4.8. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri



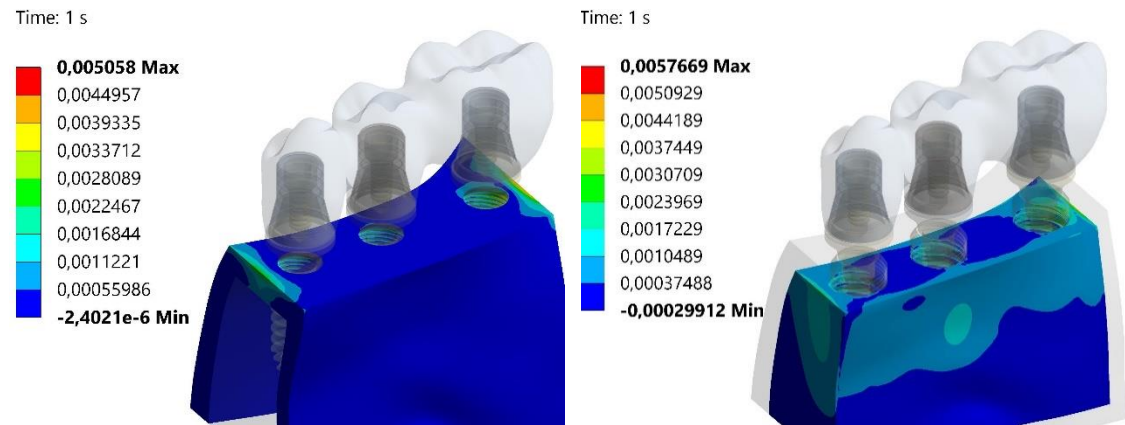
Şekil 4.9. Model 1c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.10. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.11. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri

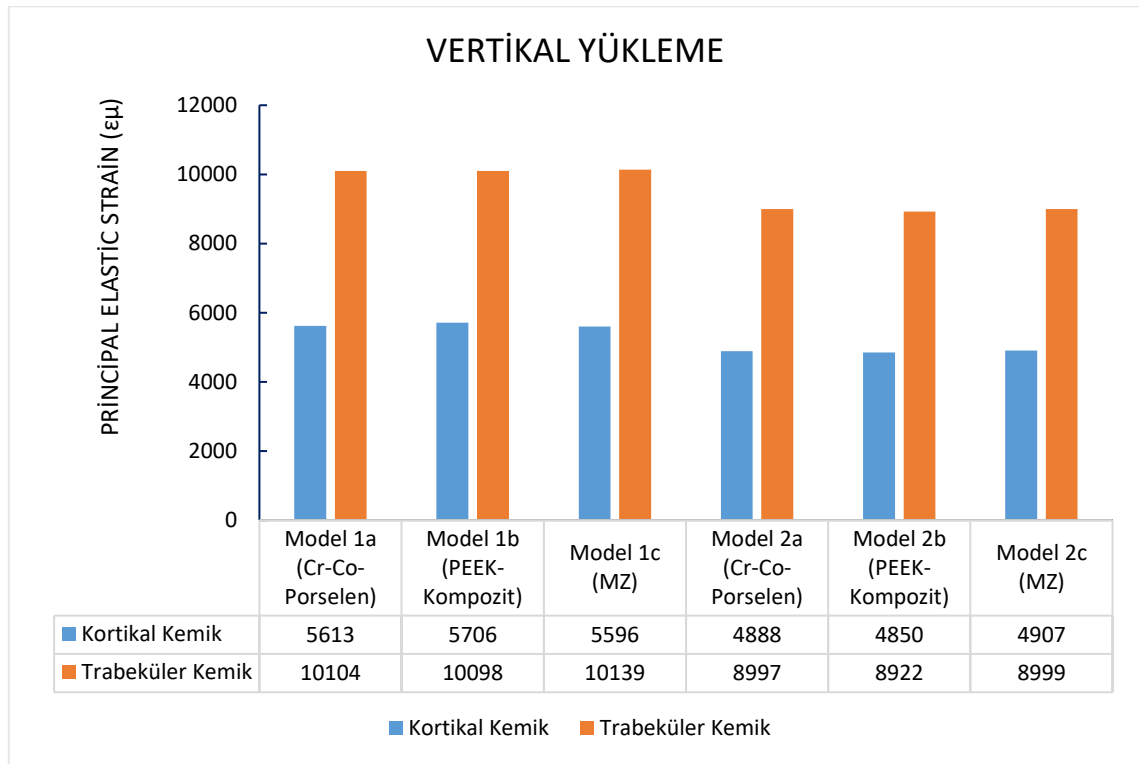


Şekil 4.12. Model 2c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri

4.1.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması

Parafonksiyonel vertikal yükler altındaki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum principal strain (basma) değerleri Tablo 4.3. de gösterilmiştir. Basma strain değerleri negatif değerlerdir ve mutlak değerleri alınmıştır. Basma strain değerlerinde kırmızı düşük, mavi ise yüksek değerleri göstermektedir.

Tablo 4.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

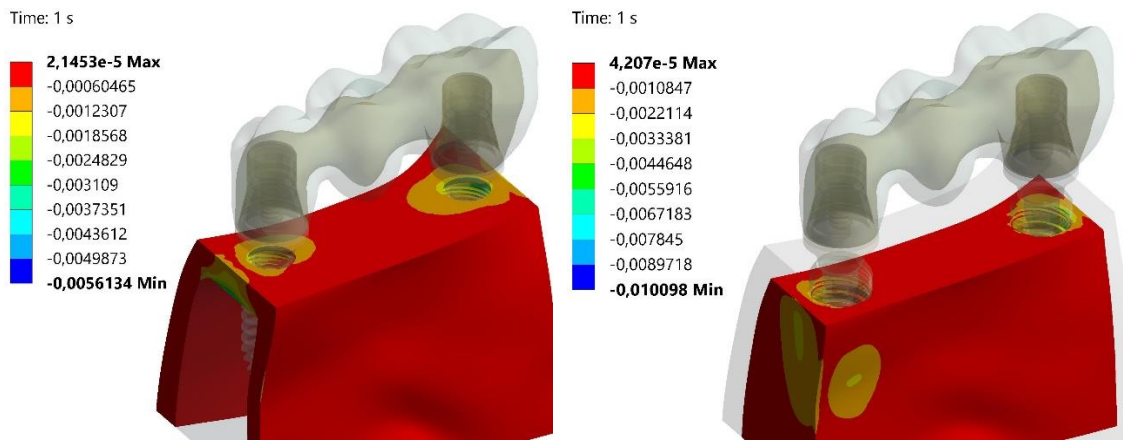


İki implant destekli 3 üye köprü modellerinde kortikal kemikte oluşan en yüksek basma strain değeri model 1b’ de, en düşük değer ise model 1c’ de görülürken 3 implant destekli üç üye köprü modellerinde ise kortikal kemikte oluşan en yüksek basma strain değeri model 2c’ de, en düşük strain değeri ise model 2b’ de tespit edilmiştir.

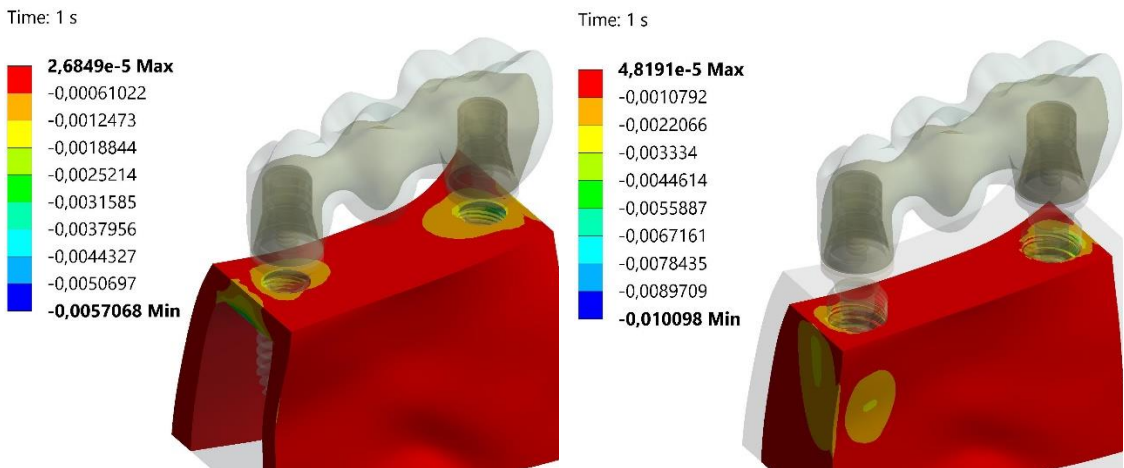
İki implant destekli 3 üye köprü modellerinde trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma strain değeri model 1c’ de, en düşük değer ise model 1b’ de tespit edilirken 3

implant destekli üç üye köprü modellerinde trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma strain değeri model 2c’ de, en düşük değer ise model 2b’ de tespit edilmiştir.

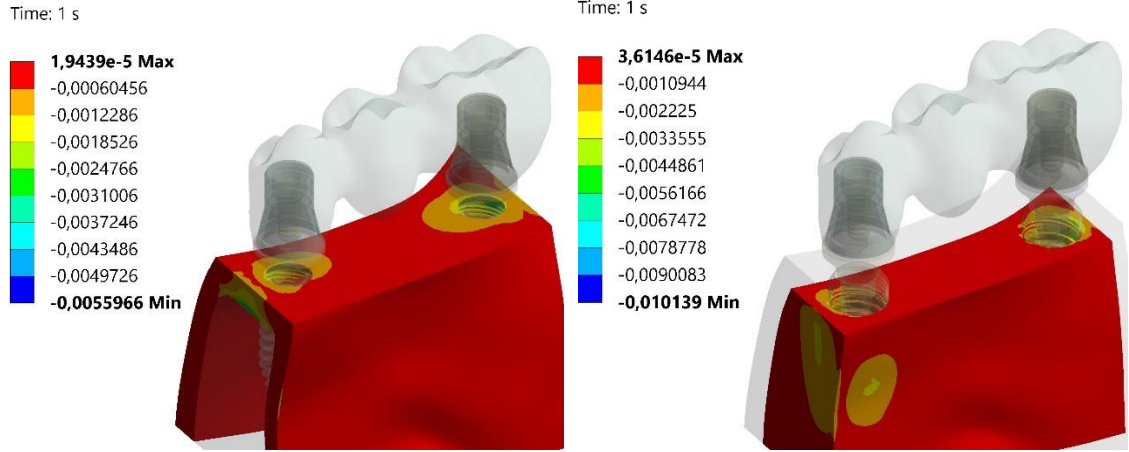
Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma strain değerleri tüm modellerde implant kemik birleşim alanlarının lingual yönünde oluştuğu belirlenmiştir. İmplant sayısından bağımsız olarak farklı üst yapı materyallerinin kortikal ve trabeküler kemik üzerinde oluşan basma strain değerlerini etkilemediği görülmüştür.



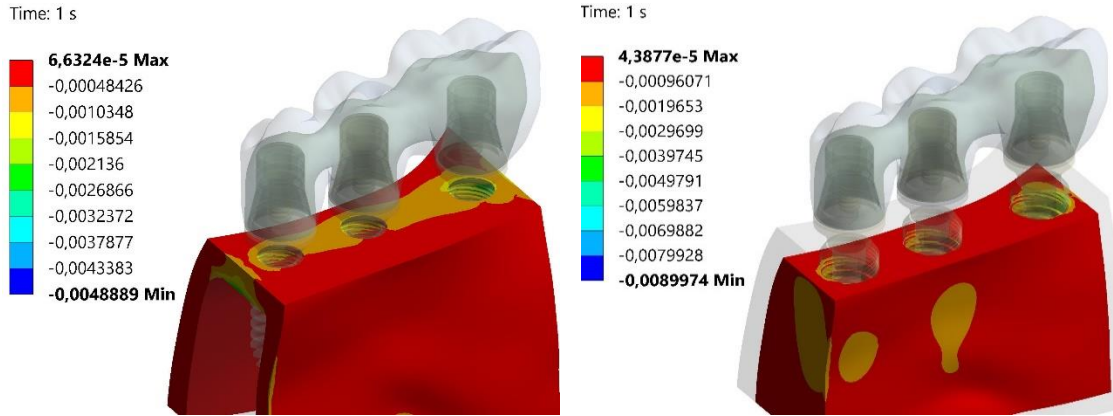
Şekil 4.13. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



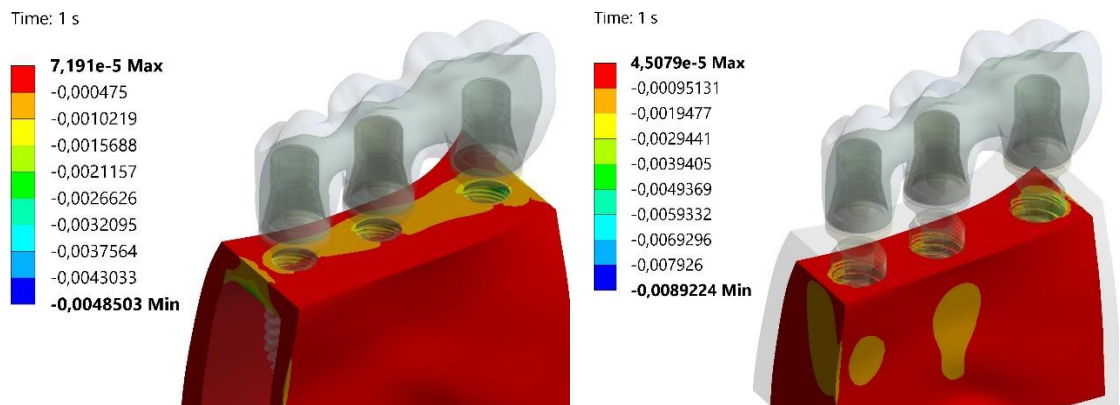
Şekil 4.14. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



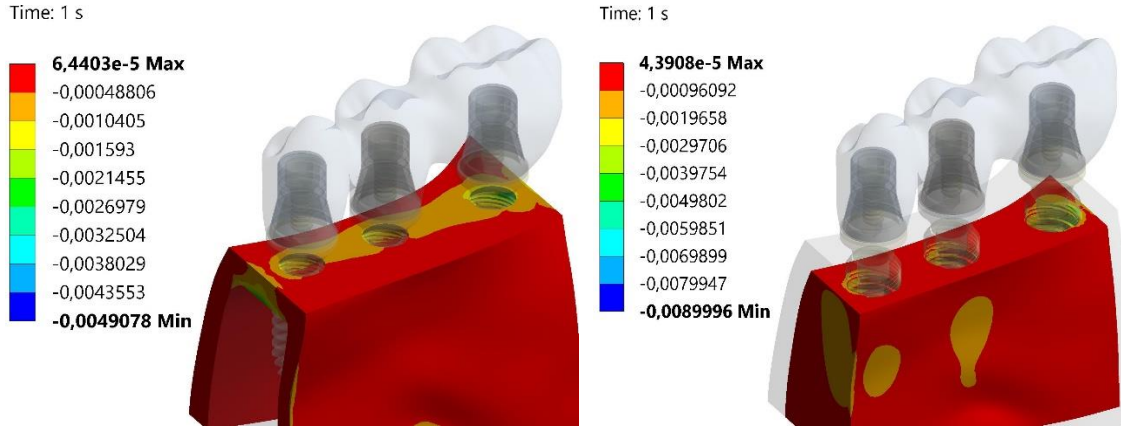
Şekil 4.15. Model 1c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.16. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.17. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



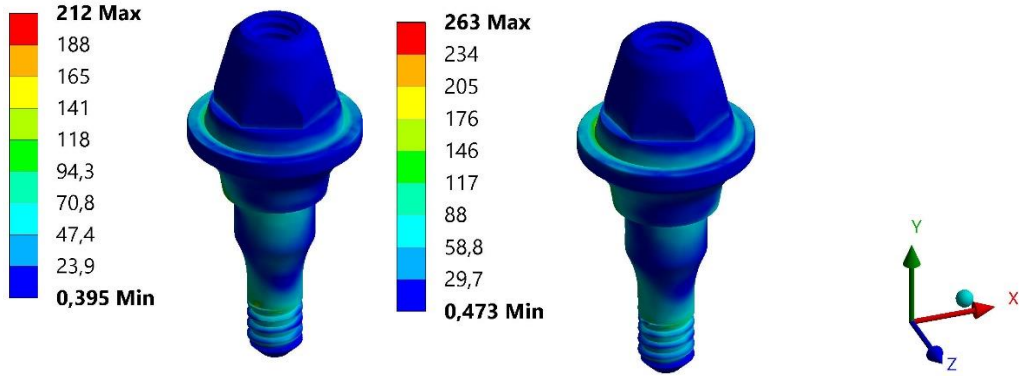
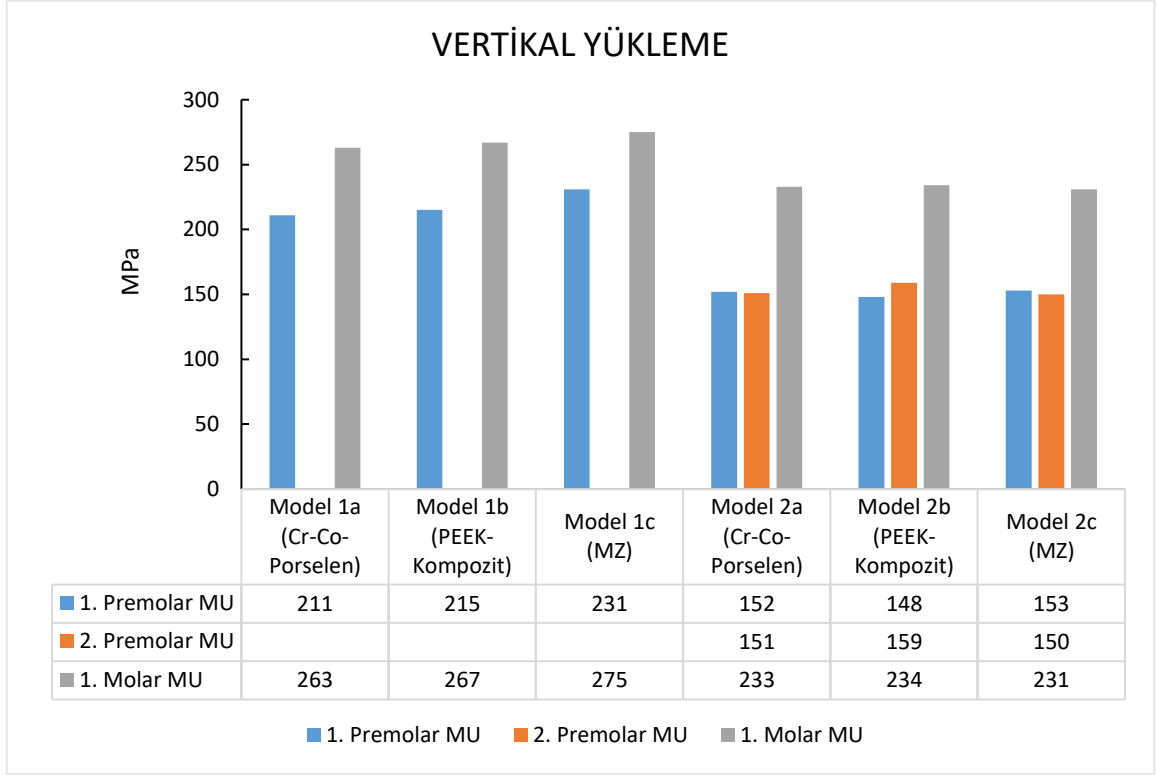
Şekil 4.18. Model 2c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

4.1.4. Multiunit Yapılar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

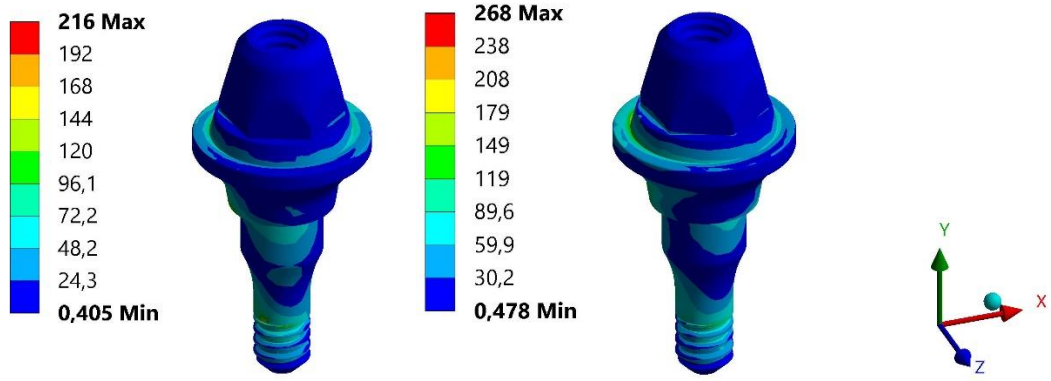
Parafonksiyonel vertikal yükler altında MU abutmentlar üzerindeki en yüksek von Mises stres değerleri tablo 4.4. de gösterilmiştir. 2 implant destekli üç üyeli köprü modellerinin yüklemeinde; en yüksek von Mises stres değeri model 1c' nin 1. molar MU' inde 275 Mpa, en düşük değer ise model 1a' nin 1. premolar MU' inde 211 Mpa olarak belirlenmiştir. 3 implant destekli üç üyeli köprü modellerinin yüklemeinde; en yüksek von Mises stres değeri model 2b' nin 2. premolar MU' inde 234 Mpa, en düşük değer ise model 2b' nin 1. premolar MU' inde 148 Mpa olarak ölçülmüştür.

Model 1 ve model 2 karşılaştırıldığında, model 1' de MU üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri model 2' de oluşan en yüksek stres değerlerinden %17 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. İmplant sayısından bağımsız olarak farklı üst yapı materyallerinin MU abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stres değerlerini etkilemediği görülmüştür. Protetik üst yapı materyallerinden bağımsız olarak model 1 ve model 2 de oluşan stresin 1. molar MU abutmentlar üzerinde lokal dağılımı görülürken 1. ve 2. premolar MU abutmentlarda uniform dağılım gösterdiği tespit edilmiştir.

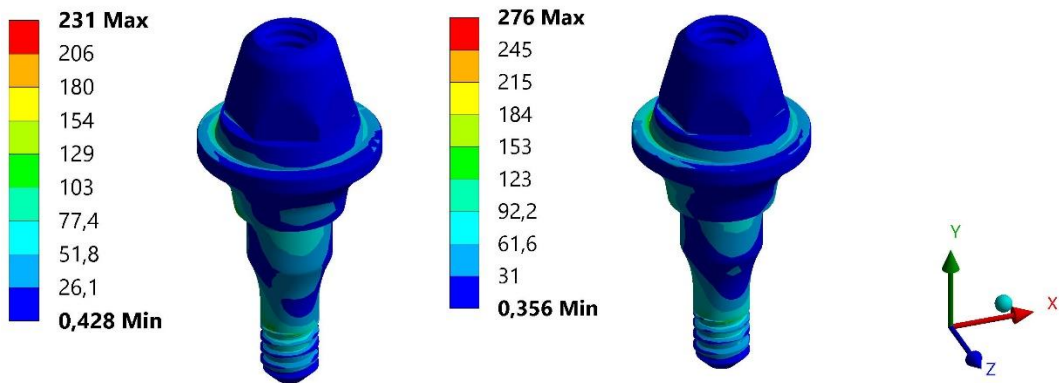
Tablo 4.4. MU Yapılar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri



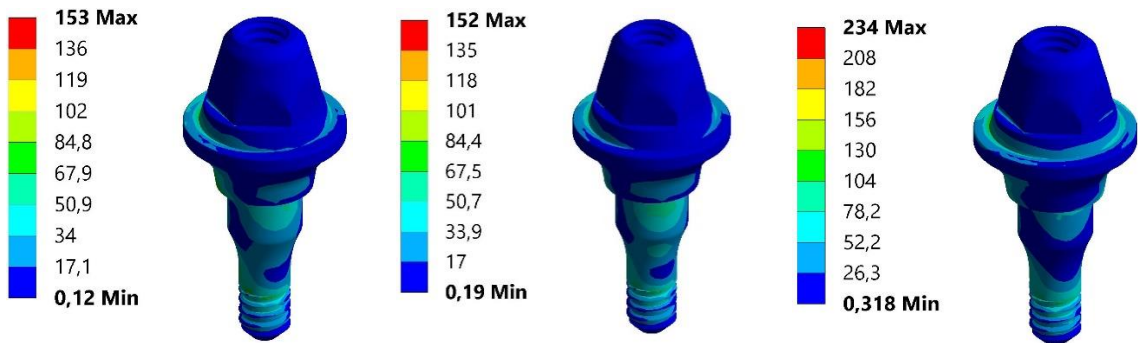
Şekil 4.19. Model 1a 1. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



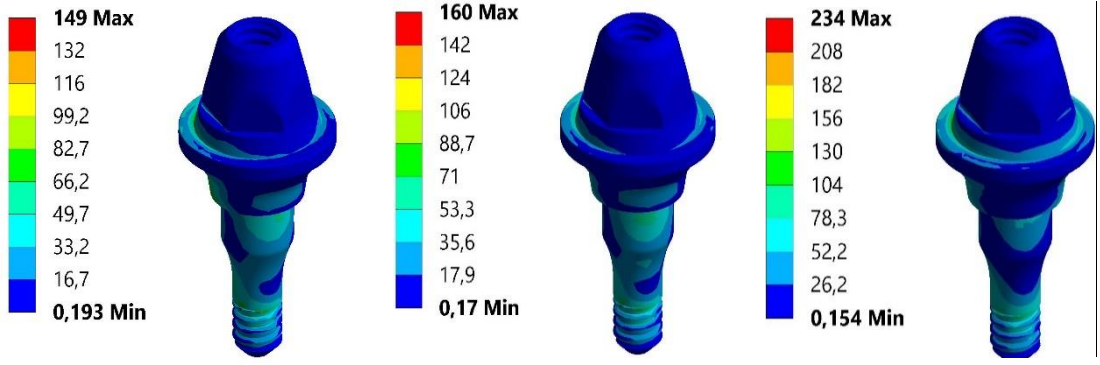
Şekil 4.20. Model 1b 1. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



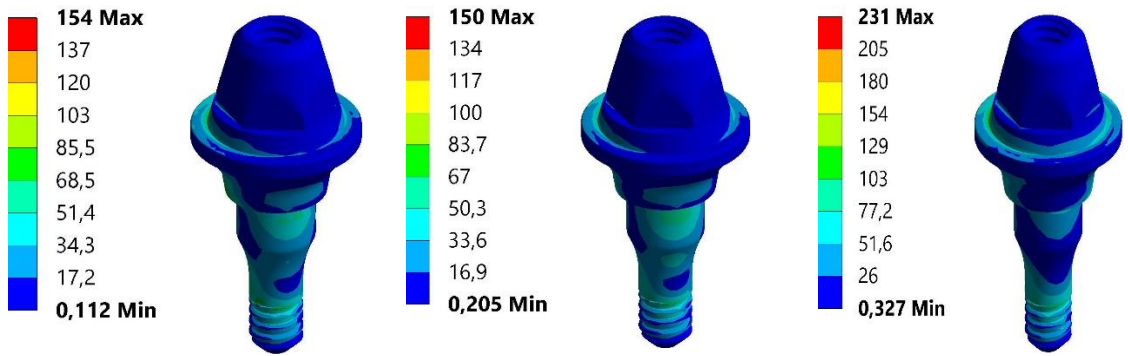
Şekil 4.21. Model 1c 1. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.22. Model 2a 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.23. Model 2b 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



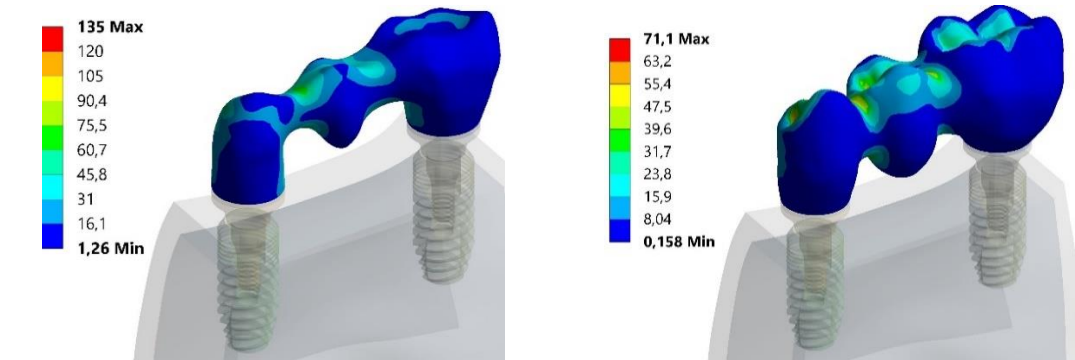
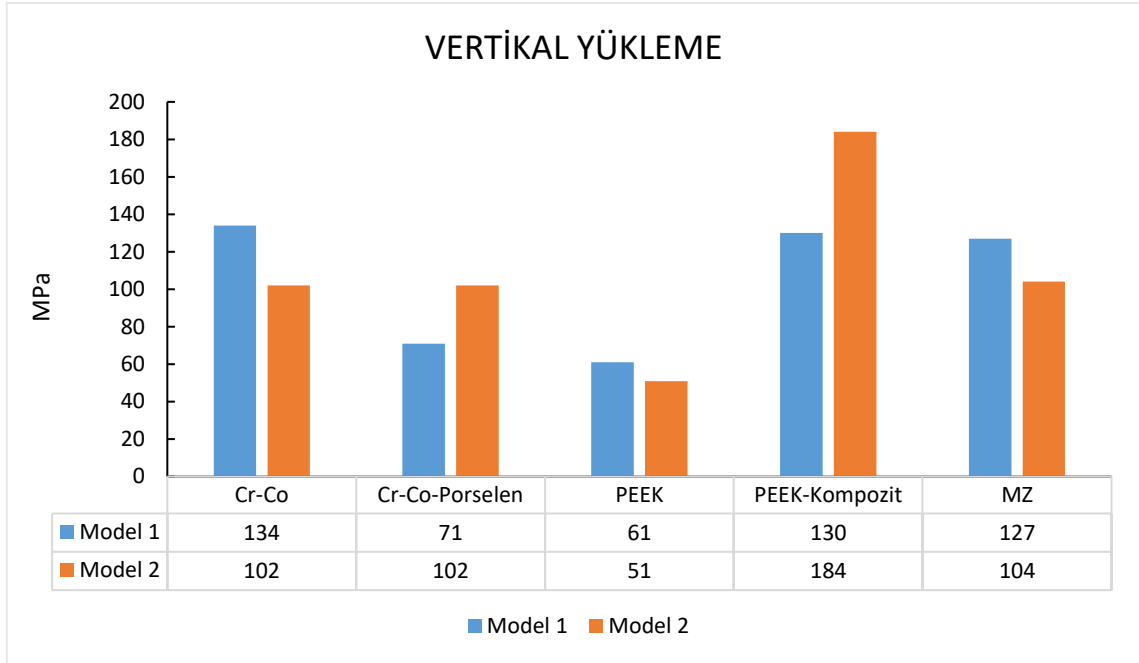
Şekil 4.24. Model 2c 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri

4.1.5. Protetik Üst Yapı Materyallerinde Oluşan von Mises Stres Değerlerinin

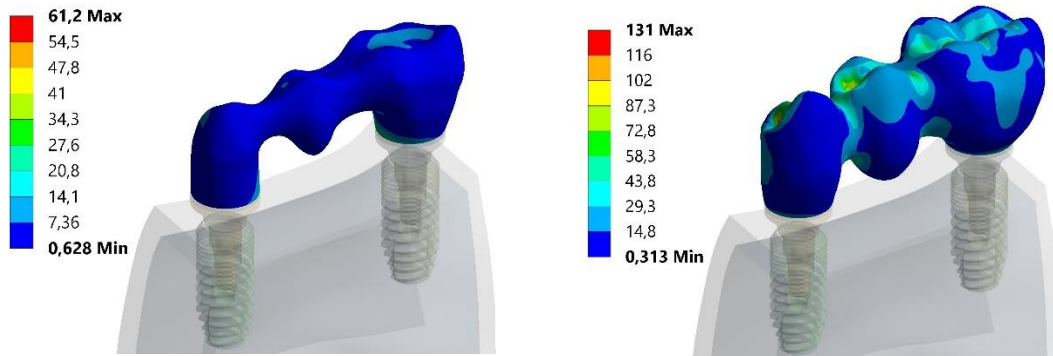
Karşılaştırılması

Parafonksiyonel vertikal yükler altında protetik üst yapı materyalleri üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres bulguları Tablo 4.5. de gösterilmiştir. Üç üyeli köprü modellerinin yüklemeinde; en yüksek von Mises stres değeri üç implant destekli PEEK-kompozit veneer materyalinin kullanıldığı modelde 184 Mpa, ikinci en yüksek değer ise iki implant destekli MZ modelinde 127 Mpa olarak tespit edilmiştir. En düşük von Mises stres değeri üç implant destekli PEEK alt yapı materyalinde 51 Mpa olarak görülmüştür. Cr-Co ve MZ modellerinde en yüksek stres değerlerinin konnektör bölgelerinde oluştuğu belirlenmiştir.

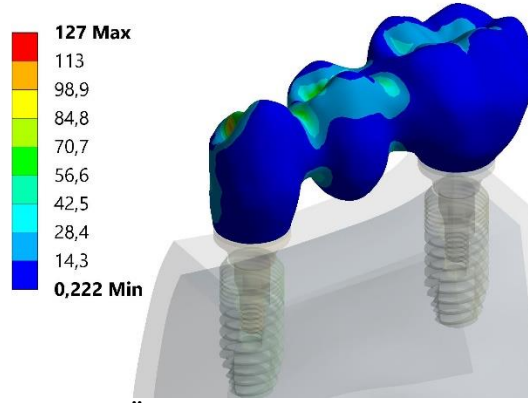
Tablo 4.5. Protetik Üst Yapı Materyallerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri



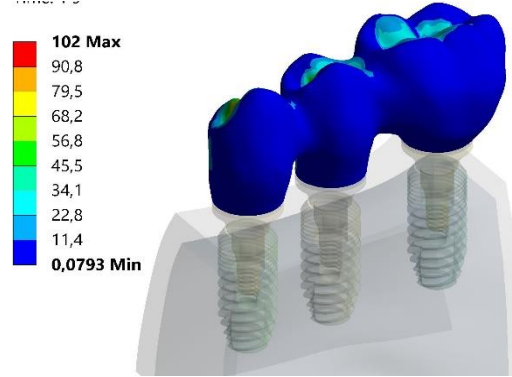
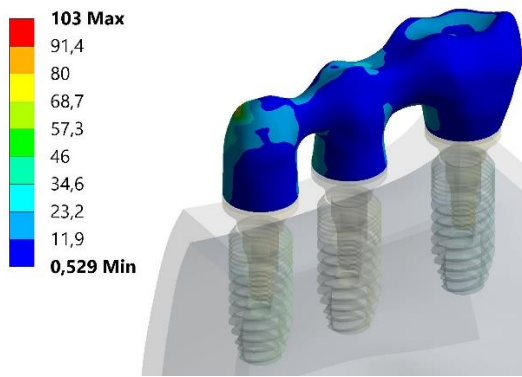
Şekil 4.25. Model 1a Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



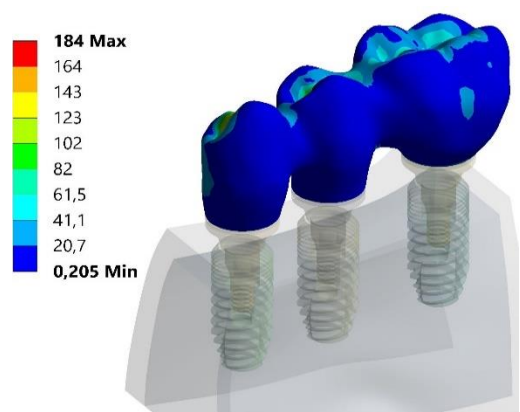
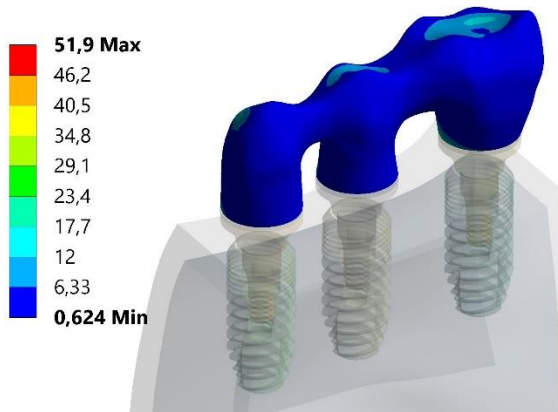
Şekil 4.26. Model 1b Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



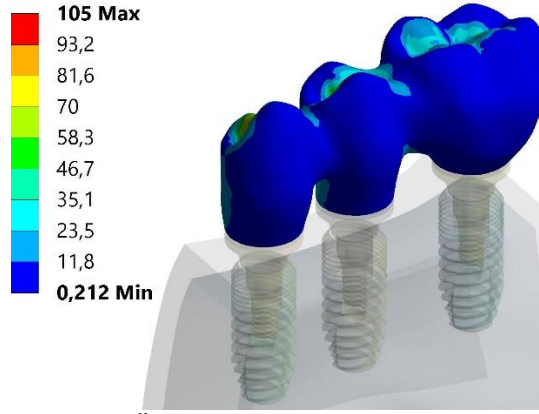
Şekil 4.27. Model 1c Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.28. Model 2a Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.29. Model 2b Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.30. Model 2c Protezler Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri

4.2. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.2.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi

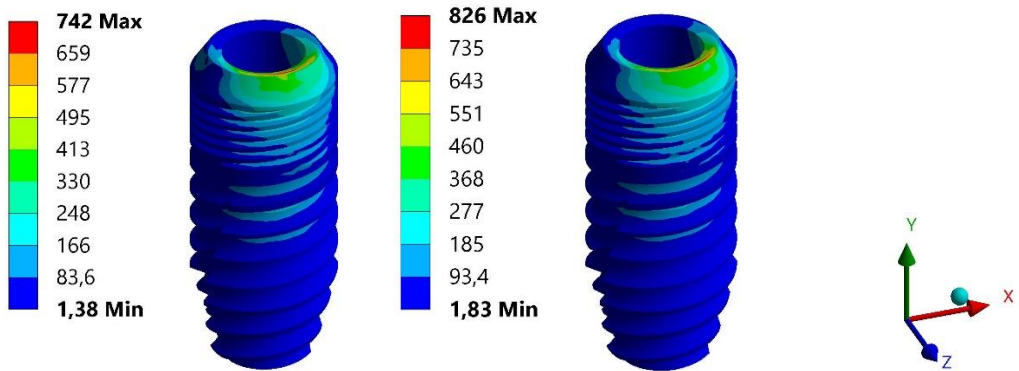
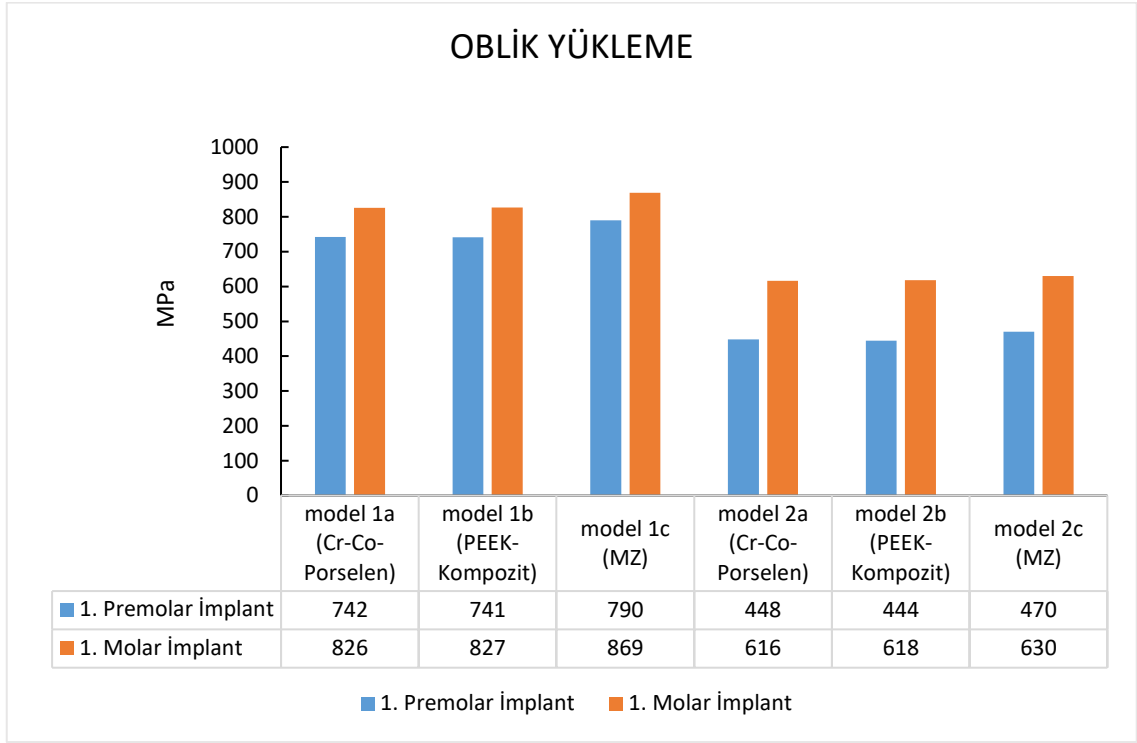
Parafonksiyonel oblik yükler altında implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri tablo 4.6. da gösterilmiştir. 2 implant destekli üç üyeli köprü modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri model 1c' nin 1. molar implantında 869 Mpa, en düşük değer ise model 1b' nin 1. premolar implantında 741 Mpa olarak tespit edilmiştir.

Üç implant destekli 3 üyeli köprü modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri model 2c' nin 1. molar implantında 630 Mpa, en düşük değer ise model 2b' nin 1. premolar implantında 444 Mpa olarak tespit edilmiştir.

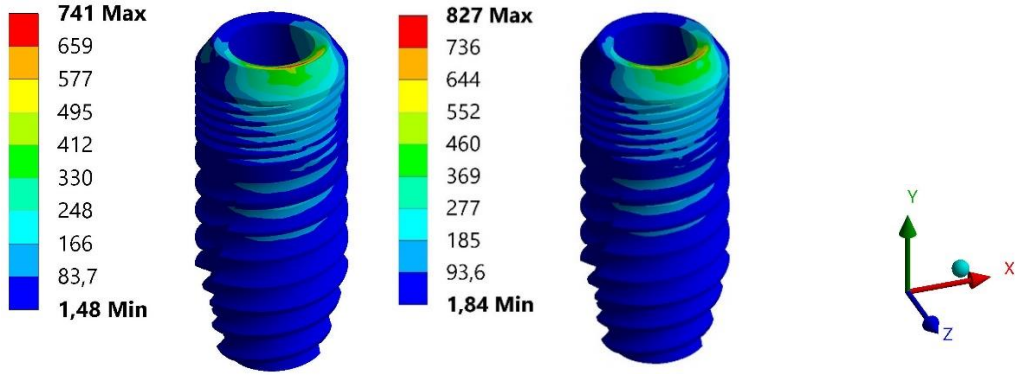
Tüm modellerde stresin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve implantın apeksine doğru azaldığı görülmüştür. En yüksek stres değerlerinin implantın boyun bölgesinin distobukkal yüzeyinde oluştuğu belirlenmiştir.

Model 1 ve model 2 karşılaştırıldığında, model 1 de implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri model 2 de oluşan en yüksek stres değerlerinden % 31 daha fazla olduğu belirlenmiştir.

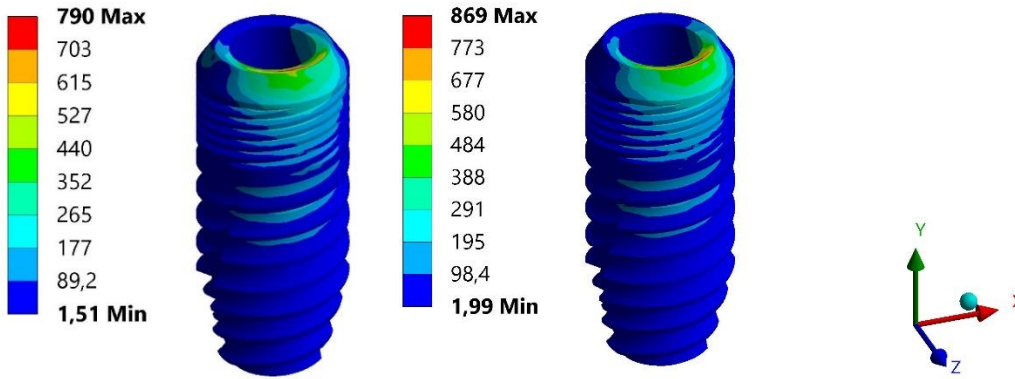
Tablo 4.6. İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri



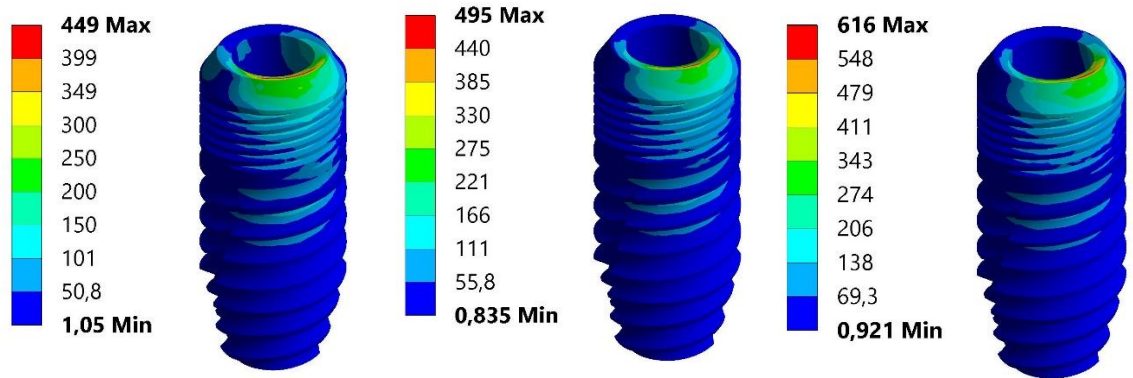
Şekil 4.31. Model 1a 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



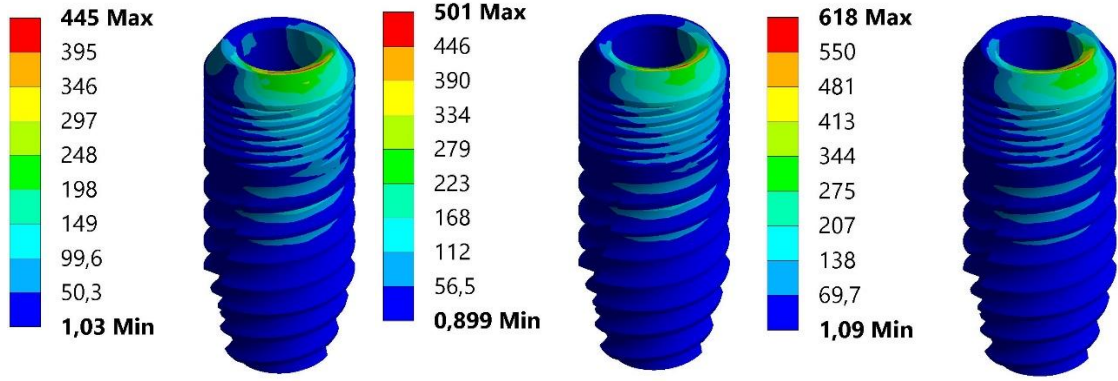
Şekil 4.32. Model 1b 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



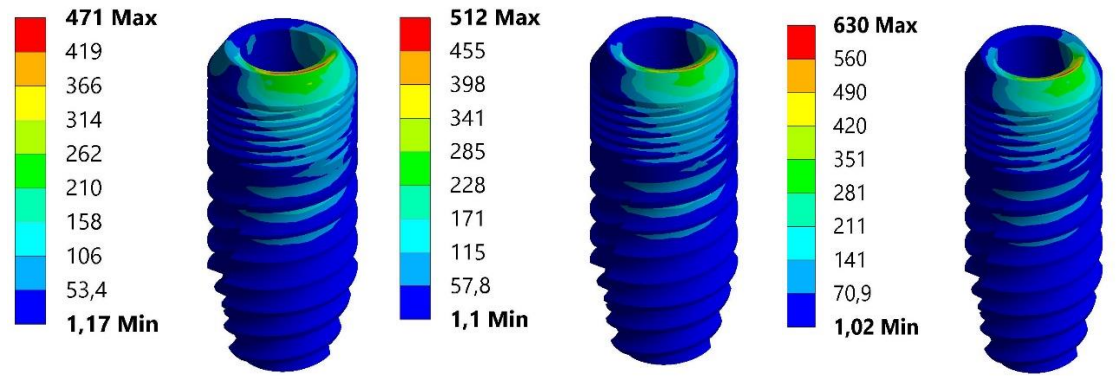
Şekil 4.33. Model 1c 1. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.34. Model 2a 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.35. Model 2b 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri

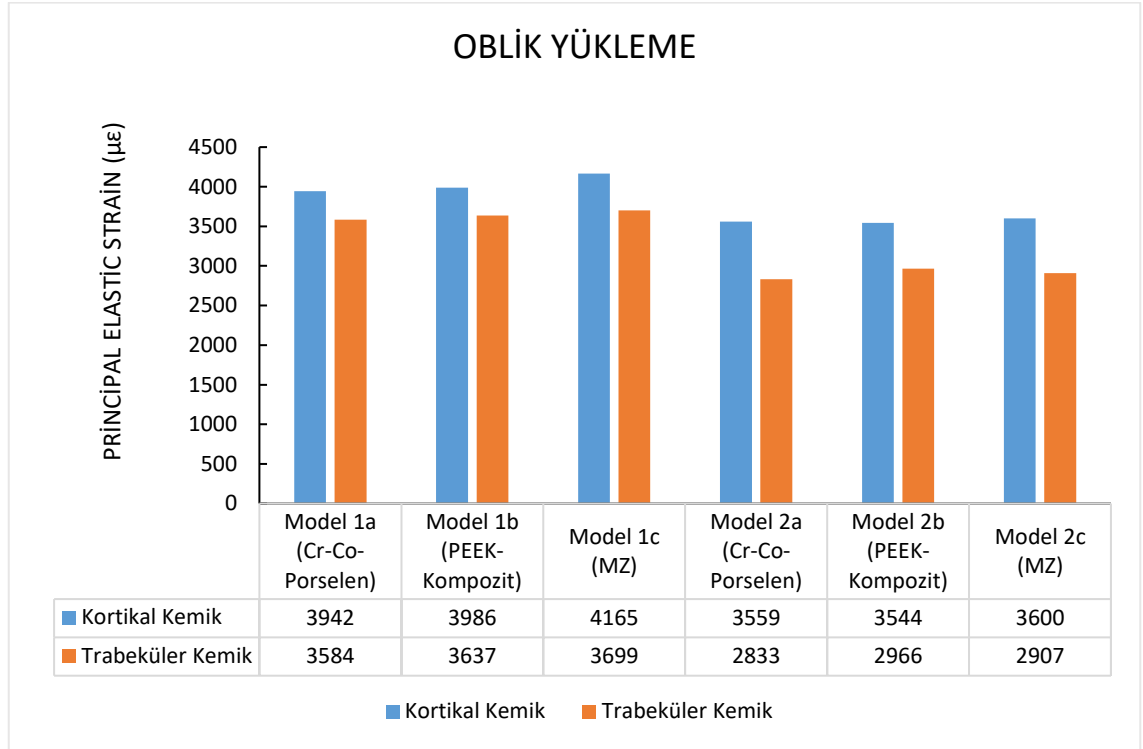


Şekil 4.36. Model 2c 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri

4.2.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması

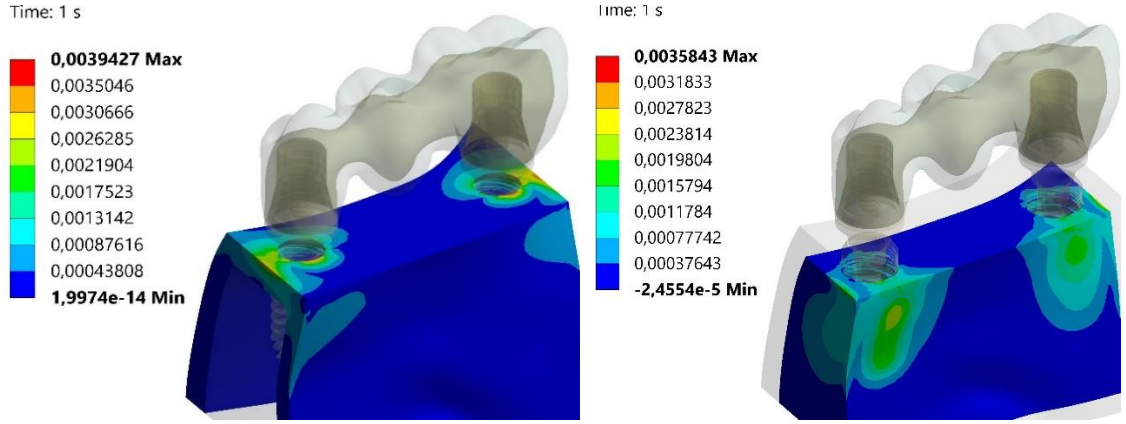
Parafonksiyonel oblik yükler altında kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum principal strain (çekme) değerleri Tablo 4.7. de gösterilmiştir. Çekme strain değerleri pozitif değerlerdir ve bu değer maviden kırmızıya doğru artmaktadır.

Tablo 4.7. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri

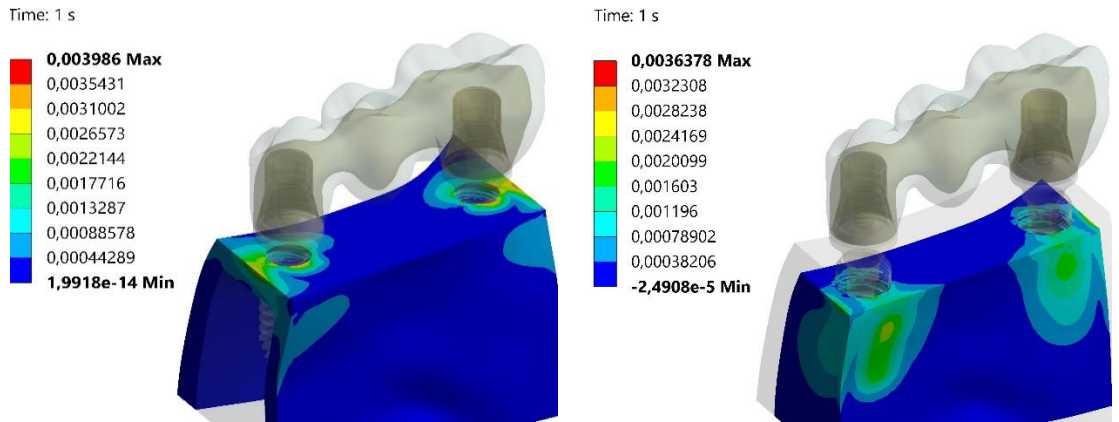


İki implant destekli 3 üye köprü modellerinde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme strain değeri model 1c’ de, en düşük değer ise model 1a’ da görülmüştür. 3 implant destekli üç üye köprü modellerinde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme strain değeri model 2c’ de, en düşük değer ise model 2b’ de tespit edilmiştir.

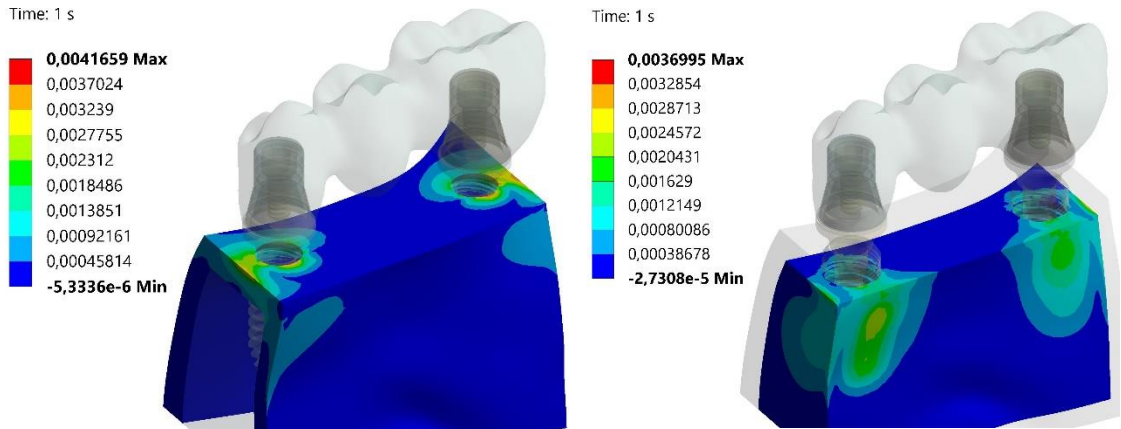
İki implant destekli 3 üye köprü modellerinde trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme strain değeri model 1c’ de, en düşük değer ise model 1a’ da; 3 implant destekli üç üye köprü modellerinde trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme strain değeri model 2b’ de, en düşük değer ise model 2a’ da tespit edilmiştir. Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek elastik strain değerleri tüm modellerde implant kemik birleşim alanlarının bukkal yönünde olduğu tespit edilmiştir. İmplant sayısından bağımsız olarak farklı üst yapı materyallerinin kortikal ve trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme strain değerlerini etkilemediği görülmüştür.



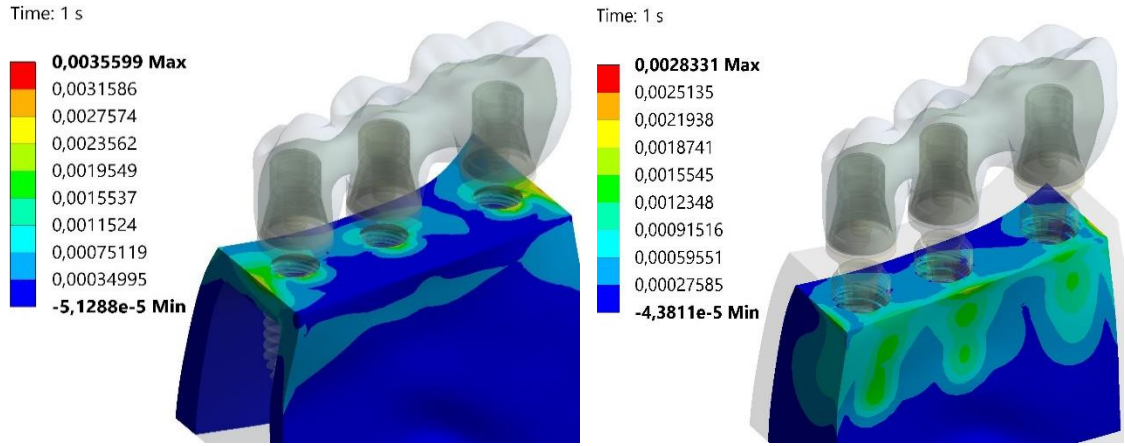
Şekil 4.37. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri



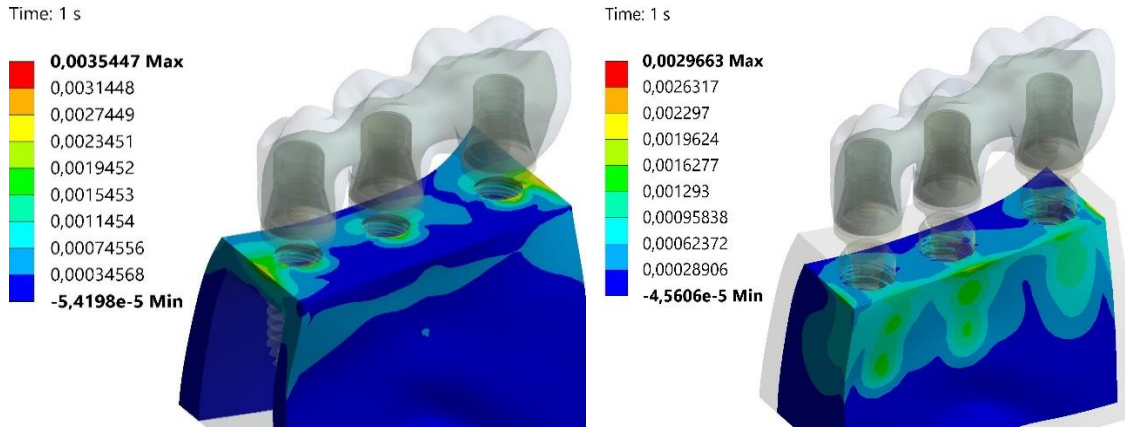
Şekil 4.38. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri



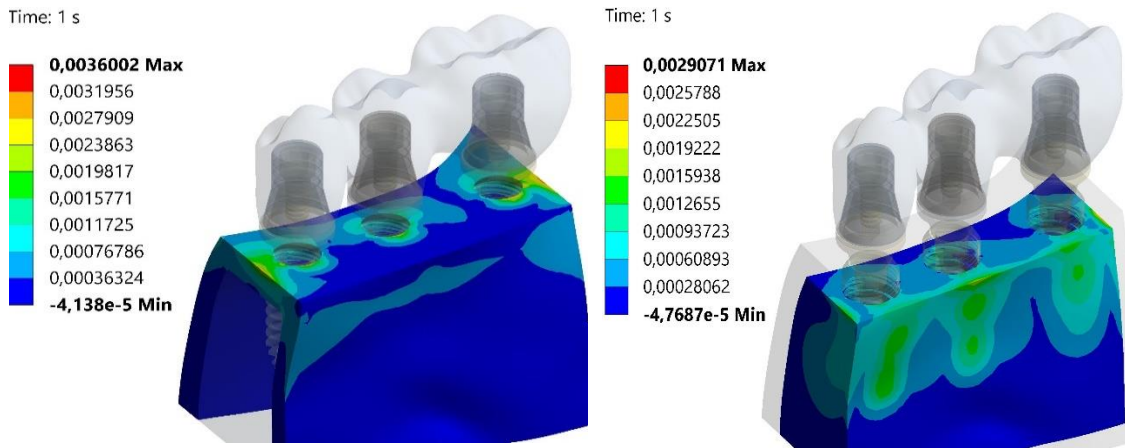
Şekil 4.39. Model 1c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.40. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.41. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri

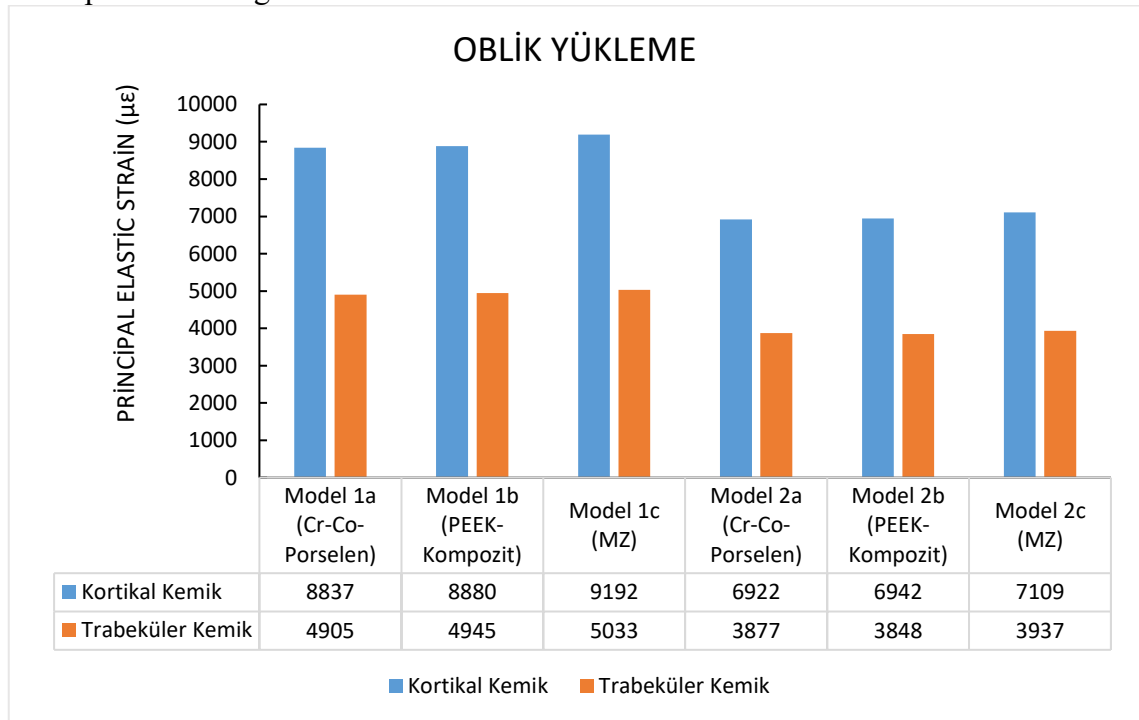


Şekil 4.42. Model 2c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Strain Değerleri

4.2.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması

Parafonksiyonel oblik yükler altındaki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum principal strain (basma) değerleri Tablo 4.8. de gösterilmiştir. Basma strain değerleri negatif değerlerdir ve mutlak değerleri alınmıştır. Basma strain değerlerinde kırmızı düşük, mavi ise yüksek değerleri göstermektedir.

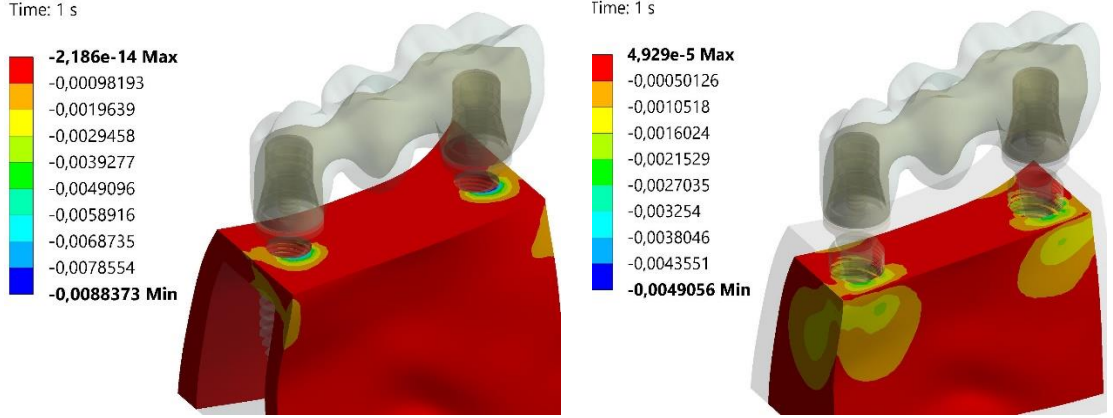
Tablo 4.8. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



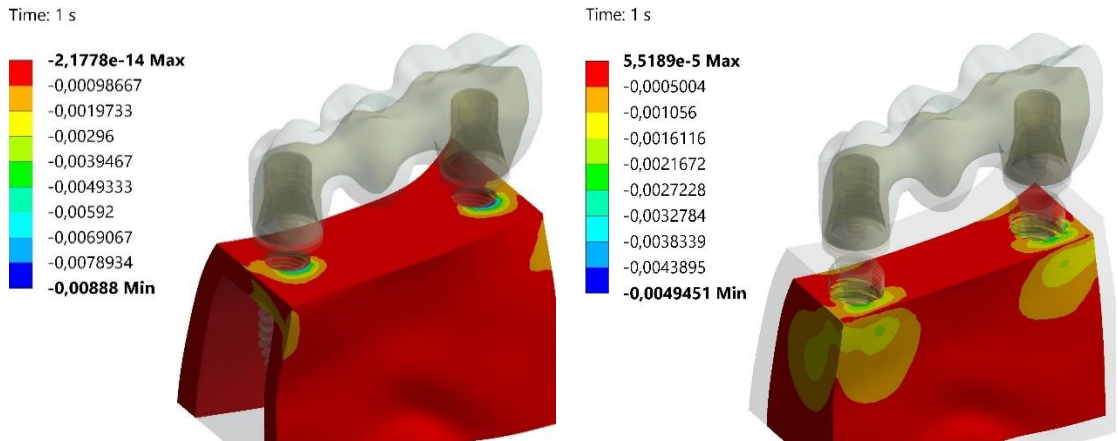
İki implant destekli 3 üye köprü modellerinde kortikal kemikte oluşan en yüksek basma strain değeri model 1c’ de, en düşük değer ise model 1a’ da tespit edilmiştir. 3 implant destekli üç üye köprü modellerinde kortikal kemikte oluşan en yüksek basma strain değeri model 2c’ de, en düşük strain değeri ise model 2a’ da görülmüştür.

İki implant destekli 3 üye köprü modellerinde trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma strain değeri model 1c’ de, en düşük değer ise model 1a’ da tespit edilmiştir. 3 implant destekli üç üye köprü modellerinde trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma strain değeri model 2c’ de, en düşük değer ise model 2b’ de görülmüştür. Kortikal ve

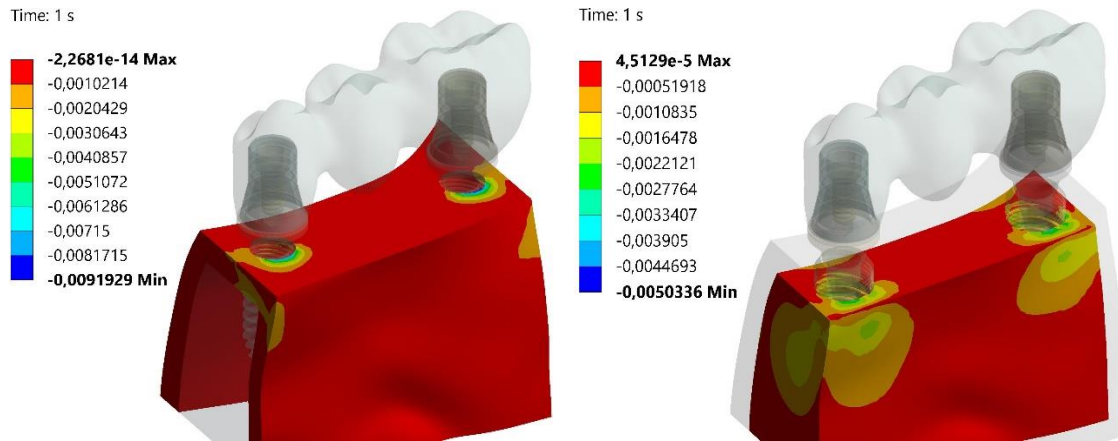
trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma strain değerleri tüm modellerde implant kemik birleşim alanlarının bukkal yönünde olduğu belirlenmiştir.



Şekil 4.43. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



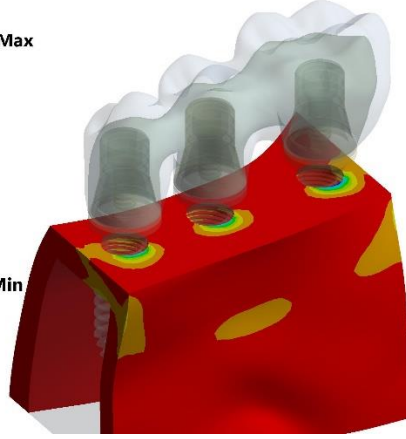
Şekil 4.44. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.45. Model 1c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

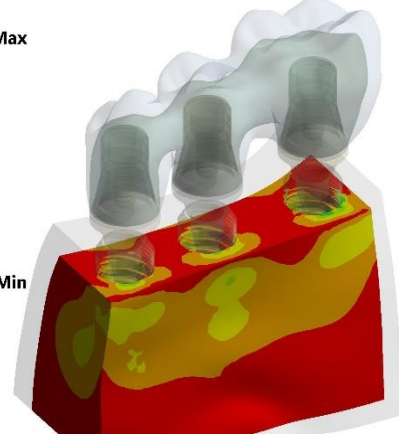
Time: 1 s

-2,8528e-14 Max
-0,00076915
-0,0015383
-0,0023075
-0,0030766
-0,0038458
-0,0046149
-0,0053841
-0,0061532
-0,0069224 Min



Time: 1 s

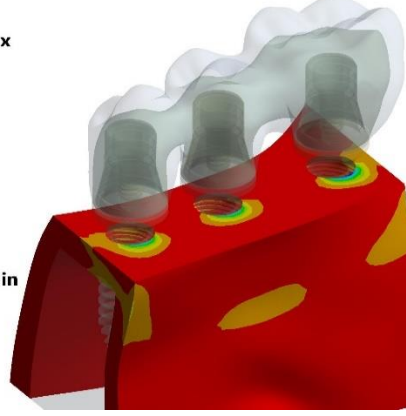
-1,2597e-7 Max
-0,00043096
-0,00086179
-0,0012926
-0,0017235
-0,0021543
-0,0025851
-0,003016
-0,0034468
-0,0038776 Min



Şekil 4.46. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

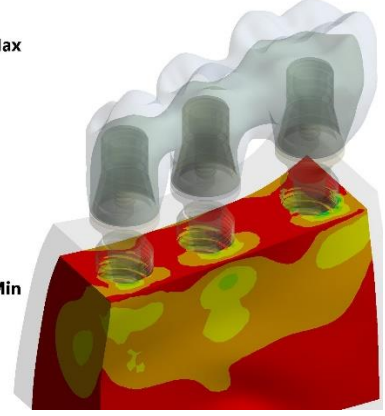
Time: 1 s

3,0951e-6 Max
-0,00076865
-0,0015404
-0,0023121
-0,0030839
-0,0038556
-0,0046274
-0,0053991
-0,0061709
-0,0069426 Min



Time: 1 s

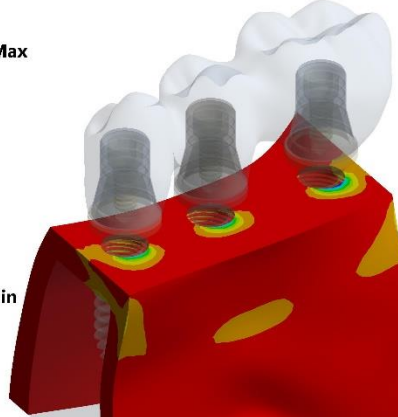
-1,2881e-7 Max
-0,00042773
-0,00085532
-0,0012829
-0,0017105
-0,0021381
-0,0025657
-0,0029933
-0,0034209
-0,0038485 Min



Şekil 4.47. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

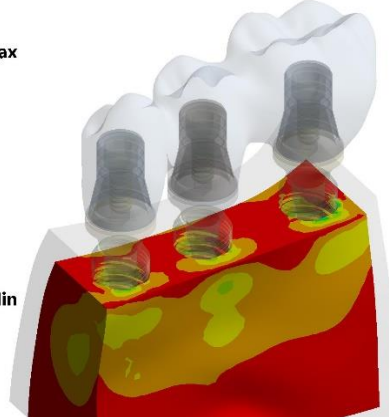
Time: 1 s

-2,9009e-14 Max
-0,00078995
-0,0015799
-0,0023699
-0,0031598
-0,0039498
-0,0047397
-0,0055297
-0,0063196
-0,0071096 Min



Time: 1 s

-1,1871e-7 Max
-0,00043757
-0,00087502
-0,0013125
-0,0017499
-0,0021874
-0,0026248
-0,0030623
-0,0034997
-0,0039372 Min



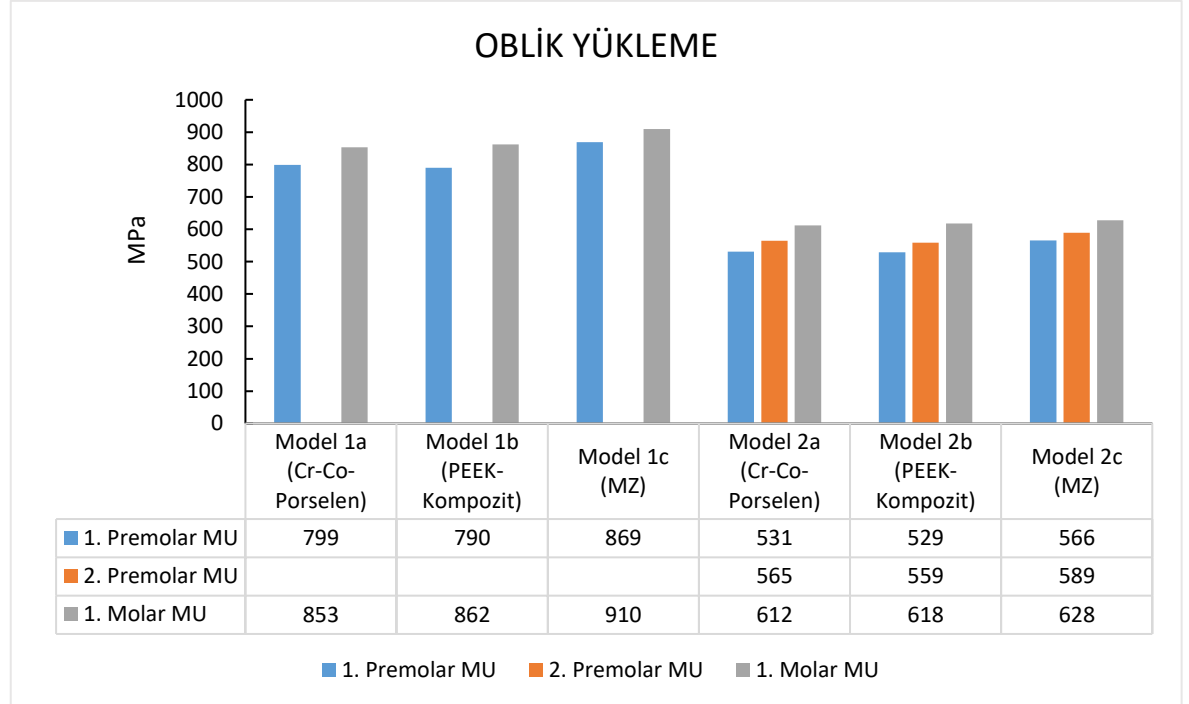
Şekil 4.48. Model 2c Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

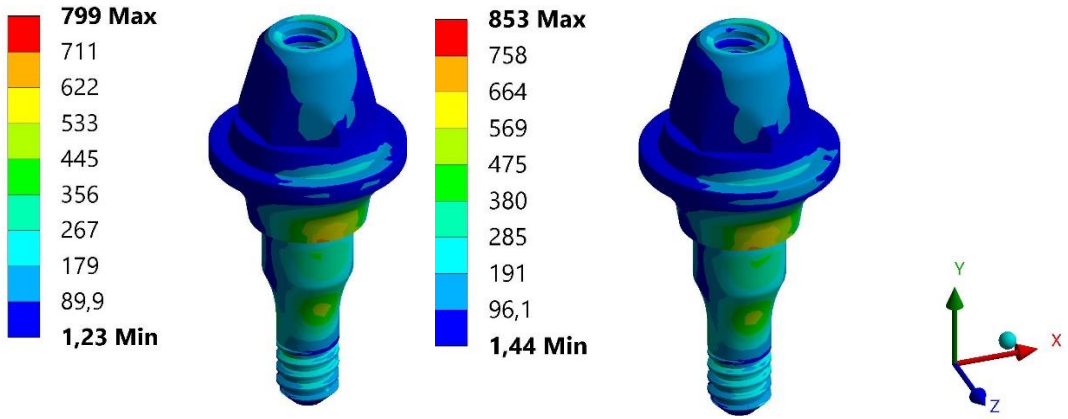
4.2.4. MU Yapılar Üzerindeki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Parafonksiyonel oblik yükler altında MU abutmentlar üzerindeki en yüksek von Mises stres değerleri tablo 4.9. da gösterilmiştir. 2 implant destekli üç üyeli köprü modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri model 1c' nin 1. molar MU'inde 910 Mpa, en düşük değer ise model 1b' nin 1. premolar MU'inde 790 Mpa olarak ölçülmüştür. 3 implant destekli üç üyeli köprü modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri model 2c' nin 1. molar MU'inde 628 Mpa, en düşük değer ise model 2b' nin 1. premolar MU'inde 529 Mpa olarak belirlenmiştir.

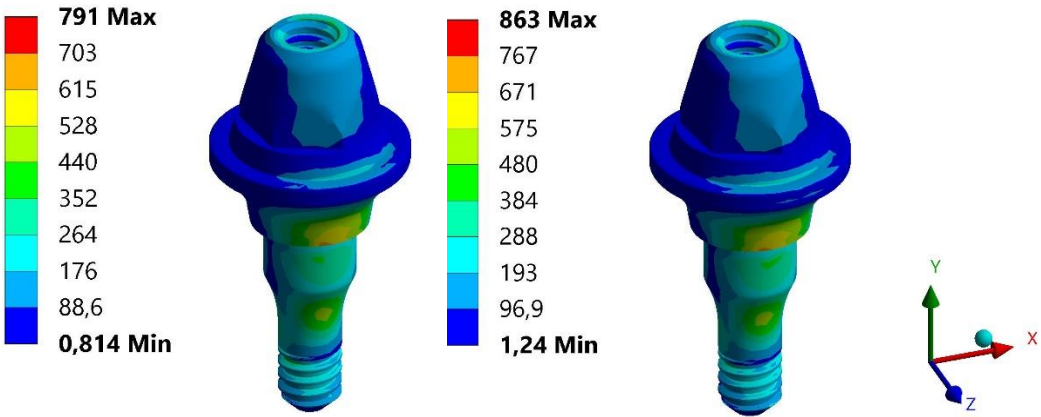
Model 1 ve model 2 karşılaştırıldığında, model 1' de MU' ler üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri model 2' de oluşan en yüksek stres değerlerinden %45 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Protetik üst yapıdan bağımsız olarak MU yapılar üzerinde görülen en yüksek stres değerleri implantların servikal bölgelerinin MU abutment ile temas ettiği bukkal yüzeylerinde dağılım göstermiştir.

Tablo 4.9. MU Yapılar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri

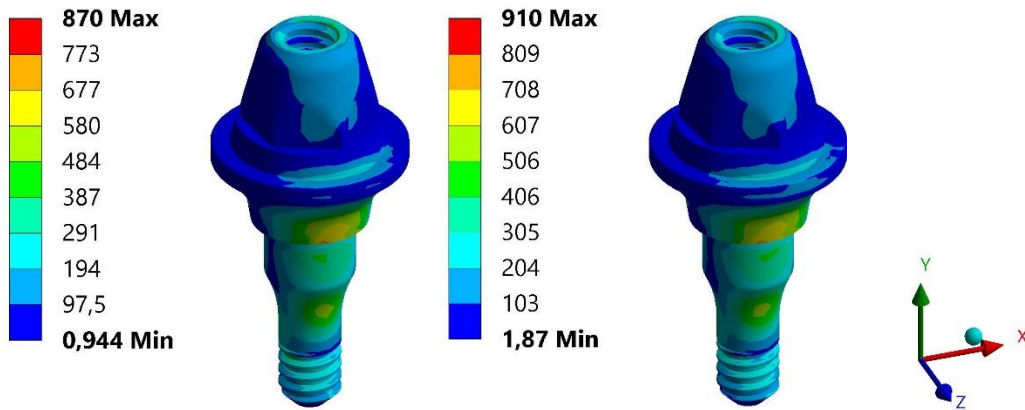




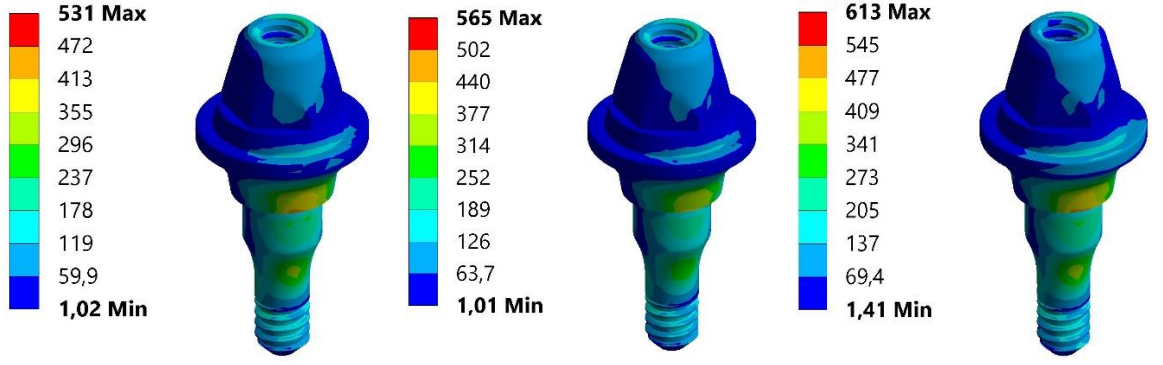
Şekil 4.49. Model 1a 1. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



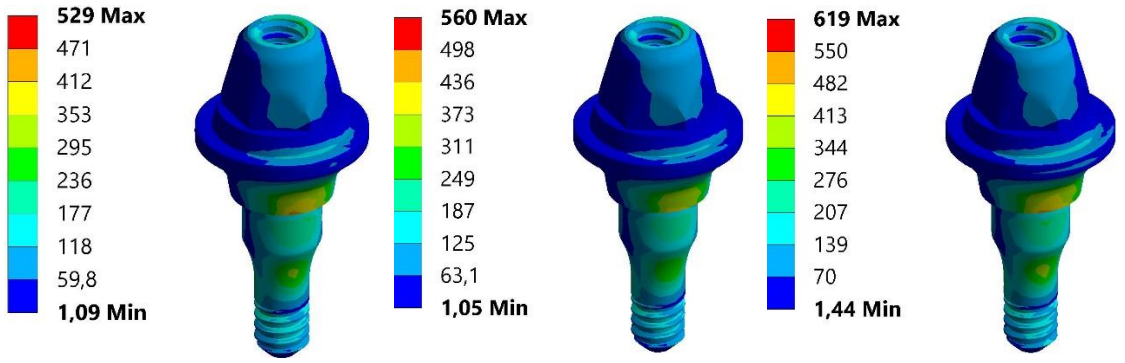
Şekil 4.50. Model 1b 1. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



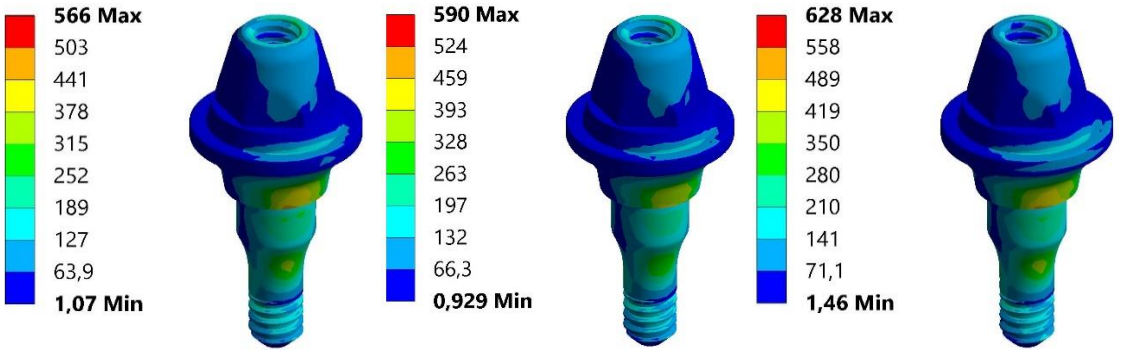
Şekil 4.51. Model 1c 1. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.52. Model 2a 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.53. Model 2b 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.54. Model 2c 1. Premolar, 2. Premolar ve 1. Molar MU Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri

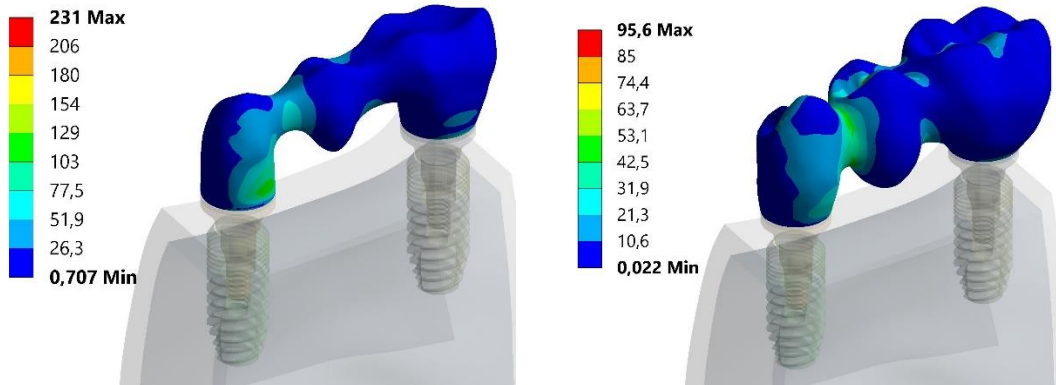
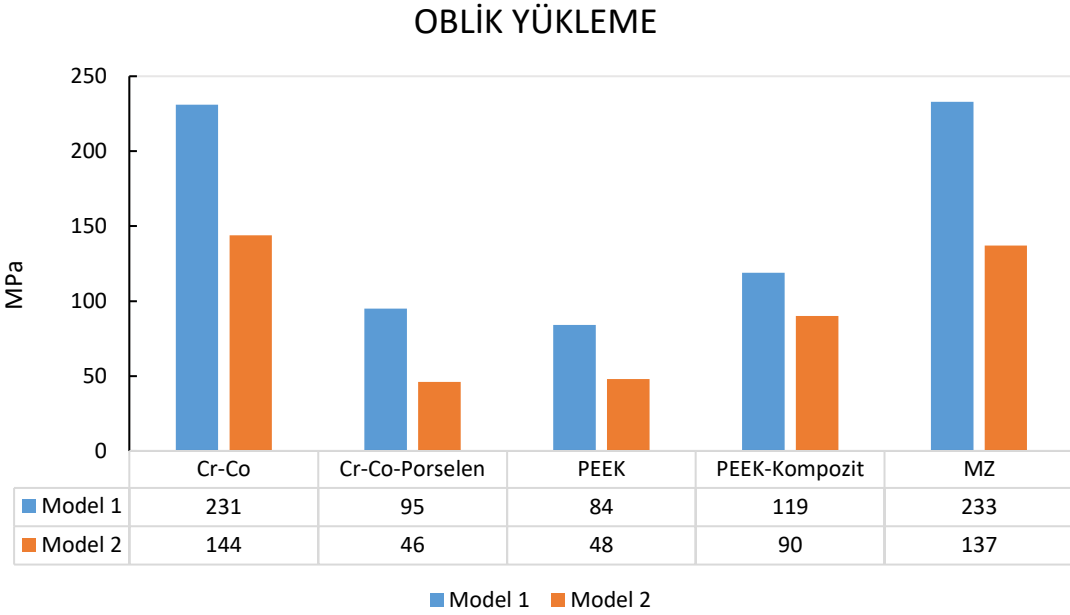
4.2.5. Protetik Üst Yapı Materyallerinde Oluşan von Mises Stres Değerlerinin

Karşılaştırılması

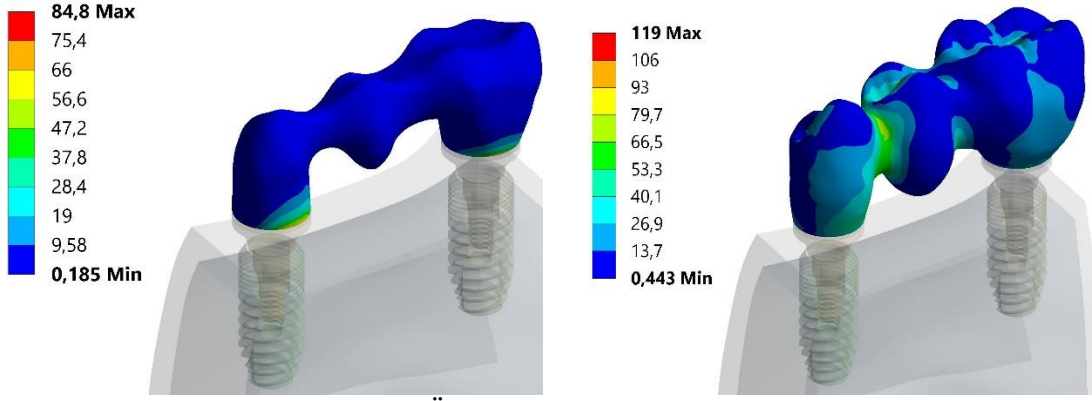
Parafonksiyonel oblik yükler altında protetik üst yapı materyalleri üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres bulguları Tablo 4.10. da gösterilmiştir. Üç üyeli köprü modellerinin yükleme sonucunda; en yüksek von Mises stres değeri iki implant destekli MZ'

nın kullanıldığı modelde 233 Mpa olarak tespit edilmiştir. Cr-Co ve MZ modellerinde en yüksek stres değerlerinin konnektör ve bukkal kole bölgelerinde, PEEK modellerinde ise sadece bukkal kole bölgelerinde oluştuğu belirlenmiştir.

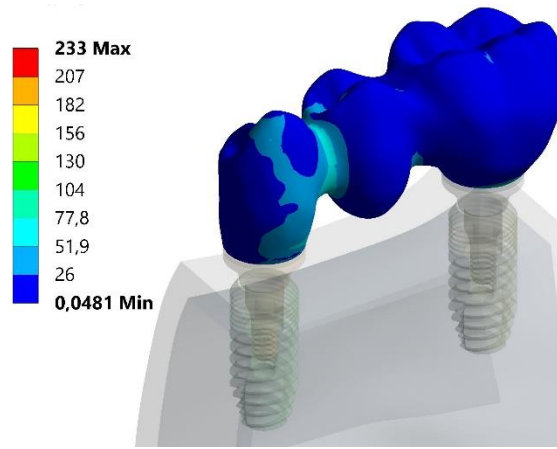
Tablo 4.10. Protetik Üst Yapı Materyallerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri



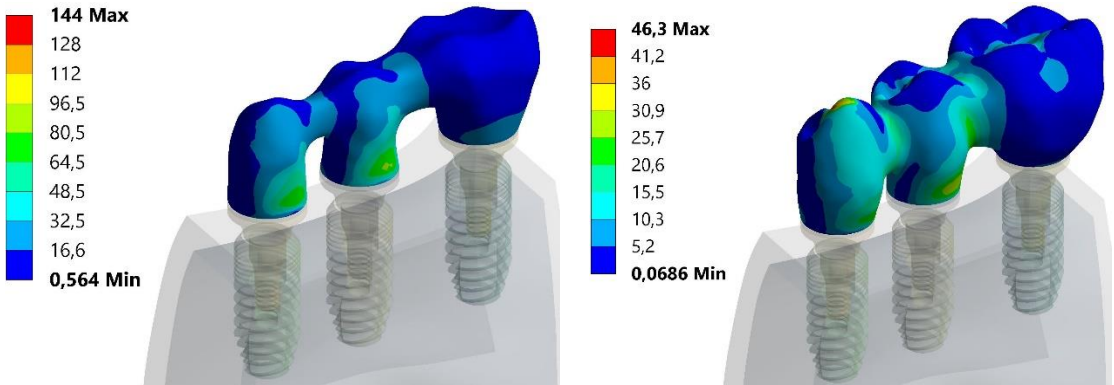
Şekil 4.55. Model 1a Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



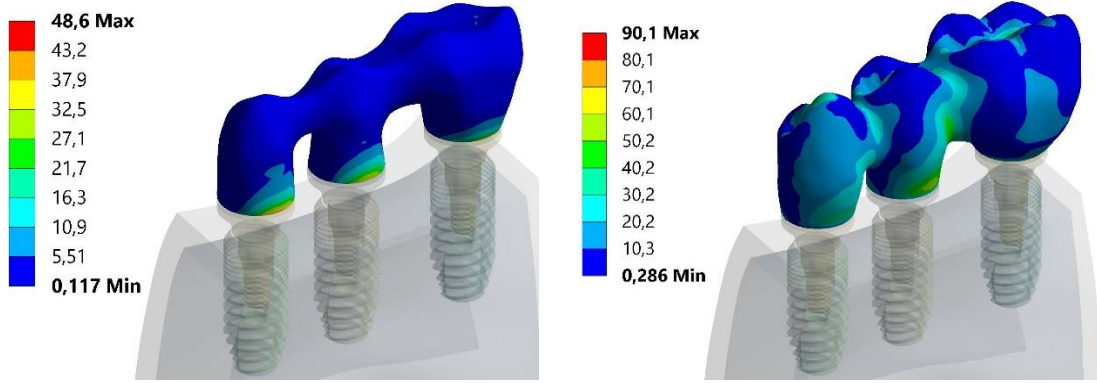
Şekil 4.56. Model 1b Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



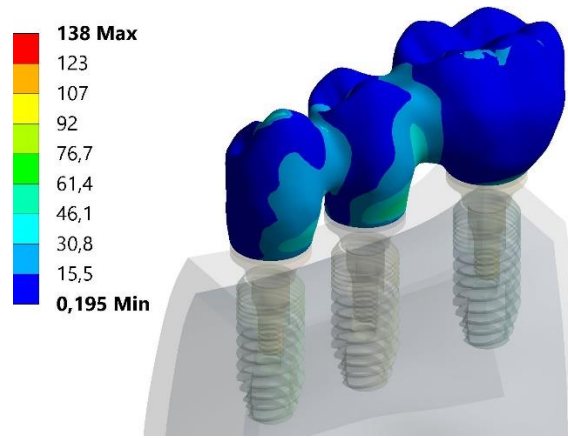
Şekil 4.57. Model 1c Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.58. Model 2a Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.59. Model 2b Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.60. Model 2c Protezler Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan von Mises Stres Değerleri

Tablo 4.11.'de tüm modellerde oluşan von Mises stres değerleri ile maksimum ve minimum principal strain değerleri gösterilmiştir.

Tablo 4.11. Tüm Modellerde Oluşan Stres ve Strain Değerleri

			Model 1						Model 2					
			Cr-Co-Porselen		PEEK-Kompozit		MZ		Cr-Co-Porselen		PEEK-Kompozit		MZ	
			Vertikal	Oblik	Vertikal	Oblik	Vertikal	Oblik	Vertikal	Oblik	Vertikal	Oblik	Vertikal	Oblik
von Mises Stres(Mpa)	Köprü		71	95	130	119	127	233	102	46	184	90	104	137
	Alt Yapı		134	231	61	84	*	*	102	144	51	48	*	*
	MU	4	211	799	215	790	231	869	152	531	148	529	153	566
		5	*	*	*	*	*	*	151	565	159	559	150	589
		6	263	853	267	862	275	910	233	612	234	618	231	628
	İmplant	4	188	742	191	741	203	790	132	448	128	444	113	470
		5	*	*	*	*	*	*	131	495	138	501	131	511
		6	226	826	229	827	236	869	200	616	197	618	196	630
	Principal Elastic Strain(µε)	Kortikal Kemik	Max.	5597	3942	5555	3986	5639	4165	4942	3559	4890	3544	5058
Min.			-5631	-8837	-5706	-8888	-5596	-9192	-4888	-6922	-4850	-6942	-4907	-7109
Trabeküler Kemik		Max.	5765	3584	5718	3637	5831	3699	5786	2833	5742	2966	5766	2907
		Min.	-10104	-4905	-10098	-4945	-10139	-5033	-8997	-3877	-8922	-3848	-8999	-3937

TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında bruksizmi olan hastalarda sol mandibular posterior bölgeye yerleştirilen farklı sayıda implant ve farklı protetik üst yapı materyallerinden oluşan 3 üyeli implant destekli sabit köprü protezleri tasarlanmıştır. Hazırlanan altı farklı modelin implant, multiunit abutment ve protezler üzerindeki stres dağılımları ile kortikal ve trabeküler kemik üzerindeki maksimum ve minimum principal strain değerleri karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre farklı protetik üst yapı materyalleri karşılaştırıldığında implant ve multiunit abutmentlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri oblik yük altındaki model 1c' de, en düşük von Mises stres değerleri vertikal yük altında model 2a ve model 2b' de görülmüştür ayrıca tüm modellerde implant sayısından bağımsız olarak oblik ve vertikal yük altında kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum principal strain değerleri benzerlik göstermiştir. Bu sonuçlara göre 1. hipotezimizde elastisite modülü düşük olan PEEK materyalinin kullanılmasıyla restorasyon üzerindeki stresin azalacağını düşündüğümüz kısmı kabul edilmiş olup implant ve periferik kemik üzerinde stres ve strain dağılımlarında değişiklik oluşturmaması yönünden reddedilmiştir. İmplant sayısının artmasıyla vertikal ve oblik yük altında implant ve periferik kemik üzerindeki stres ve strain değerlerinin azaldığı görülmüştür. Bu sonuçlara göre 2. hipotezimiz kabul edilmiştir.

Dental implantoloji çalışmalarında başarının ölçütü uygulanan kuvvetin destek dokulara iletilme biçimidir. Bu sebeple implant destekli protezlerin uzun süreli başarısı için biyolojik sisteme etki eden biyomekanik faktörlerin değerlendirilmesi gerekmektedir.¹⁶⁶ Periodontal ligamentin varlığına bağlı olarak¹⁶⁷ doğal diş ve implantın çiğneme kuvvetlerine karşı gösterdikleri tepki farklıdır.^{148,168} Biyomekanik analizler biyolojik yapılar, dental anatomi, biyomateryallerdeki kompleks yapı ve çeşitlilik sebebiyle zorlaşmaktadır. Farklı yapıların implant ve çevre dokuda oluşturduğu etkinin

in vivo olarak değerlendirilmesi maliyet, risk ve etik problemler açısından neredeyse imkansızdır.¹⁶⁹ Bu sebeple mekanik kuvvetlerin implant ve periferik kemik dokuya etkisini incelemek için invaziv olmayan in vitro çalışmalar popülerlik kazanmıştır. Son yıllarda biyomekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkisi sonlu elemanlar analizi yöntemi (SEA) ile değerlendirilmektedir.¹⁶⁹⁻¹⁷² SEA biyolojik sistemdeki karmaşık yapıları modellemek ve bu yapıların mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan analitik bir yöntemdir.¹⁷³ SEA' nde karmaşık yapıların matematiksel modelleri hazırlanır ve uygulanan stres altındaki davranışları incelenir. Bu modeller gerçekliğin basitleştirilmiş şeklidir. Oluşturulan modellerin geometrileri, malzeme özellikleri, sınır koşulları ve yükleme koşullarının değiştirilmesiyle hassas değerler alınabilmekte ve analiz tekrarlanabilmektedir.¹⁷⁴ Geometrik modellerin gerçekliğe uygunluğunu, implant, implant üstü restorasyon ve çevre kemik dokuya kuvvet iletimini hassaslaştırarak detaylı değerlendirmelere olanak sağlar.¹⁵ SEA diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında uyumlu ve tutarlı sonuçların elde edildiği tespit edilmiştir.¹⁷⁵ Bu avantajlar değerlendirildiğinde bu tez çalışmasında SEA yönteminin kullanılmasına karar verilmiştir.

Günümüzde yapılan araştırmalarda implant ve çevre dokularda oluşan streslerin analizi için iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) modeller üretilmektedir. 2D modellerin oluşturulması zaman alıcı değildir ancak dental yapıların karmaşıklığı ve çeşitliliğinden dolayı gerçekliğin yansıtılması zorlaşmaktadır. 3D modellerde ise ağız içi dokuların ve yapıların analizinde gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmektedir.^{176,177} Meijer ve ark.¹⁷⁸ yapmış oldukları SEA çalışmasında mandibulanın tamamı ile mental foramenler arası bölgenin 2D ve 3D modelleri olmak üzere toplam üç model oluşturmuştur. Analiz sonuçlarına göre 3D modelin ve sadece analizi yapılacak olan bölgenin modelinin oluşturulması zaman tasarrufu ve detaylı sonuçlar açısından yeterli olduğu bildirilmiştir. Teixeira ve ark.¹⁷⁹ yaptığı çalışmada implantlardan 4.2 mm uzaklıkta kemik

modellemelerinin SEA sonuçlarına önemli katkısı olmayacağı sonucuna varmışlardır. Tada ve ark.¹⁸⁰ yapmış oldukları çalışmada mandibulayı kutu şeklinde modelleyip daha hızlı ve kesin sonuçlar elde etmişlerdir. Bu sonuçlara göre bu tez çalışmasında sadece analizi yapılacak olan kemiğin, implantın, abutmentin ve üst yapıların modellenmesi tercih edilmiştir.

Yapılan SEA çalışmalarında implant ile kemik ara yüzünün sıkı temasta olduğu kabul edilmiştir.^{161,181} Ancak in vivo koşullarda implant ile kemik ara yüzeyinde % 100 osseointegrasyon mümkün değildir.¹⁵ Yapılan histolojik araştırmalara göre bu temasın %61.3 olduğu görülmüştür.¹⁸² Bu bilgiler ışığında mevcut çalışmada implant kemik ara yüzeyinde osseointegrasyon %100 olarak kabul edilmiştir.

SEA' nde güvenilir sonuçların elde edilmesi için önemli olan bir diğer faktör eleman ve düğüm sayısıdır. Meijer ve ark.¹⁷⁸ yaptıkları çalışmaya göre SEA yönteminde eleman ve düğüm sayısı arttıkça daha gerçekçi sonuçlara ulaşılmaktadır. SEA yönteminde daha gerçekçi sonuçlar için düğüm sayısı en az 30.000-200.000, eleman boyutu ise 150-300 µm olmalıdır.¹⁶⁹ Bu boyut 300 µm üzerine çıkarsa hatalı sonuçların oluşabileceği bildirilmiştir. Eleman boyutundaki azalma eleman sayısında artışa neden olacaktır.¹⁸³ Bu çalışmada da ortalama eleman sayısı 390.000-660.000 arasında olacak şekilde belirlenmiştir.

SEA yönteminde kullanılan materyallerin davranışları poisson oranı ve elastisite modülüne göre belirlenmektedir.¹⁸⁴ Bu materyallerin poisson oranı ve elastisite modülü hakkında evrensel veri yoktur.¹⁸⁵ Bu tez çalışmasındaki materyaller için literatürde sıklıkla tercih edilen değerler kullanılmıştır.^{163,164,186-188}

SEA' nde 3 farklı gerilme tipi mevcuttur; von Mises, maksimum principal strain ve minimum principal strain.^{178,189,190} Kemik gibi kırılgan yapılarda maksimum ve minimum principal strain değerlerini kullanmak daha doğru olacaktır. Benzer

çalışmalarda da kortikal ve trabeküler kemik üzerinde maksimum ve minimum principal strain değerlerine bakılarak karşılaştırma yapılmıştır.¹⁹¹⁻¹⁹⁴ Kemik yapısı basma kuvvetine (minimum principal strain) karşı çekme kuvvetinden (maksimum principal strain) daha fazla dayanıklılık gösterir.^{195,196} Titanyum gibi çekilebilir materyallerde ise von Mises stres değerleri kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında da kortikal ve trabeküler kemik için maksimum ve minimum principal strain değerleri ile implant, multi unit ve üst yapı için von Mises stres değerleri kullanılmıştır.

Çiğneme kuvvetinin büyüklüğü yaş, cinsiyet, kas yapısı, diş eksikliği, parafonksiyonel alışkanlıklar ve bruksizme bağlı olarak değişmektedir.¹⁹⁷ Erkeklerde ortalama maksimum ısırma kuvveti 525 N, kadınlarda ise 350 N olarak belirlenmiştir.¹⁹⁸ Bruksizmi mevcut hastalara çalışmalar yapılmış ve bu çalışmanın sonucuna göre erkeklerde birinci büyük azı dişine gelen kuvvetin 911 N, kadınlarda ise 569 N olduğu saptanmıştır.⁹³ Yapılan çalışmalarda maksimum ısırma kuvvetinin diüurnal (gündüz) bruksizmde 775 N, nokturnal (gece) bruksizmde ise 415 N olduğu görölmüştür.⁹⁵ Parafonksiyonel kuvvetleri inceleyen SEA çalışmalarında yükleme koşulları incelendiğinde farklı kuvvet değerlerine rastlanmaktadır. Torcato ve ark.¹⁹⁹ parafonksiyonel kuvveti mandibular ikinci moların bukkal tüberküllerinin lingual sırtlarına dört noktadan 1000 N değerinde vertikal yük, iki noktadan toplamda 500 N değerinde oblik yük olarak uygulamıştır. Silva ve ark.¹⁰⁴ 800 N vertikal parafonksiyonel yük, Mourya ve ark.¹⁶² üst çene premoların santral fossasına 1000 N vertikal yük ve palatinal tüberkülün bukkal eğimine 30° açıyla 500 N oblik yük, Lan ve ark.²⁰⁰ 400-800 N vertikal yük, Göre ve ark.²⁰¹ 30° açı ile 1000 N değerinde parafonksiyonel yük uygulamıştır. Bu bilgiler doğrultusunda mevcut çalışmada mandibular sol birinci küçük azı, ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlerinin her bir bukkal tüberkülüne implantla

30° açı yapacak şekilde 125 N değerinde toplam 500 N oblik statik yük, aynı dişlerin santral fossalarına toplam 1000 N değerinde vertikal statik yük uygulanmıştır.

Bir çok SEA çalışmasında etkisinin çok düşük olması sebebiyle siman kalınlığı ve cinsi göz ardı edilmiştir. Bu çalışmada Lee ve ark.¹⁵⁸ yaptığı çalışmaya benzer şekilde siman aralığı 0.1 mm altında tasarlanmıştır ve dual cure rezin siman tercih edilmiştir.

Yapılan bir çok çalışmada okluzal kuvvetlerin oluşturduğu stresi azaltmak için implantın uzunluğu, çapı ve boyutu artırılarak oluşan stres dağılımı incelenmiştir.^{14,202} Bu çalışmaların sonuçlarında implantın uzunluğunun kemiğe gelen stres dağılımında önemli bir etkisinin olmadığı ve kısa implantların daha uzun implantlara benzer şekilde etkisinin olduğu görülmüştür.²⁰³ Lemos ve ark.²⁰⁴ yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında 11.5; 10; 8.5 ve 7 mm boylarında implantlar kullanmış ve implant uzunluğundaki artışın stres dağılımını etkilemediğini belirtmişlerdir. Bu çalışmanın aksine Raaj ve ark.²⁰⁵ yaptıkları sonlu elemanlar analizinde 10 mm ve 11.5 mm boyunda implant kullanmış ve implantın artan uzunluğunun trabeküler kemikte minimum stres oluşturduğunu bildirmişlerdir. Eazhil ve ark.²⁰⁶ çalışmalarında 10 mm' den daha uzun implant kullanılmasının periferik kemikte stresi azalttığını belirtmiştir. Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasında 10 mm boyunda implantlar kullanılmıştır. Bununla birlikte belirli bir implant uzunluğu için, implant çapının artırılması, kemiğe kuvvet aktarımı için mevcut olan implant yüzey alanını artıracaktır. Daha geniş implantların kullanımı parafonksiyonel yük sırasında oluşan stresi azaltacaktır. Krennmair ve ark.²⁰⁷ 5 yıllık klinik bulguların incelendiği retrospektif çalışmada 3.8; 4.3 ve 5/6 mm'lik 541 CAMLOG konik implantların sağ kalım ve başarı oranlarını değerlendirmişlerdir. İlgili implant çapları için başarısızlık oranları sırasıyla %3.7, %1.4 ve %1.0 olarak tespit edilmiştir. Lee ve ark.²⁰⁸ yaptıkları SEA çalışmasında 3.5; 4; 4.5 mm çapında implantlar kullanmış ve

implant çapındaki artışı kemige gelen stresi azalttığını bildirmişlerdir. Bu nedenle bu tez çalışmasında 4.1 mm çapında implantlar tercih edilmiştir.

Biyomekanik açıdan değlendirildiğinde ardışık üç eksik dişin protetik tedavi yaklaşımında en ideal durumu eksik her dişe bir implant yerleştirmektir. Aynı zamanda benzer vakaların köprü olarak planlanıp iki implantın yerleştirilerek de tedavi edilebileceği kabul edilmiştir. Bu gibi durumlarda implant sayısına karar verilirken kemiğin kalitesi, oklüzal kuvvetler ve protezin biyomekaniği göz önünde bulundurulmalıdır.²⁰⁹⁻²¹¹ Kuvvetin uygulandığı fonksiyonel alan artırılarak stres azaltılabilir. İmplant sayısını artırmak, fonksiyonel yükleme alanını artırarak stresi azaltmanın en iyi yoludur.⁵² Parafonksiyonel kuvvetlere karşı implant ve çevresine gelen stres dağılımını azaltmak için implant sayısının arttırılması birçok araştırmacı tarafından kabul edilmiştir.⁴⁹ Stegaroiu ve ark.²¹², Toniollo ve ark.²¹³ nın yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında mandibular posterior bölgeye 2 ve 3 implant kullanarak üç üyeli implant üstü sabit köprü modellemişler ve oluşan stresi incelemişlerdir. Vertikal ve bukkal-linial yönde uygulanan statik kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu en düşük stres değeri üç implant destekli köprü modelinde bulunmuştur. De Souza Batista ve ark.²¹⁴ maksiller birinci küçük azı, ikinci küçük azı ve birinci büyük azı bölgesine üç implant destekli, iki implant destekli, iki implant destekli mesial kantileverli, iki implant destekli distal kantileverli olmak üzere modelledikleri üç üyeli implant üstü köprü modellerinde kortikal kemik, trabeküler kemik, implant, abutment vidası ve protetik materyale gelen stres dağılımını incelemişlerdir. Tüm gruplar arasında implant, abutment vidası ve protetik materyale etki eden en düşük von Misses stres değeri, üç implantlı model üzerinde görölmüştür. Kortikal ve trabeküler kemik üzerinde görölen en düşük strain değeri üç implantlı modelde tespit edilmiştir. Bu çalışmaların aksine Alhammedi ve ark.²¹⁵ yaptıkları retrospektif çalışmada üç implantlı splintsiz kuron, üç implant destekli

splintli kuron ve iki implant destekli köprü ile tedavi edilen 145 hastanın 6 yıllık takibi sonucunda implant sağ kalım oranının iki implant destekli üç üyeli köprülerde daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır.

Bruksizm, parafonksiyonel aktiviteler sırasında implant sisteminin parçalarına iletilen kuvvetlerin aşırı strese yol açabileceği fikrine dayanarak, hem biyolojik hem de biyomekanik açıdan değerlendirildiğinde implant başarısızlığı için bir risk faktörü olarak sıklıkla belirtilir. Bu konu hakkında çok az literatür vardır ve bu alandaki çoğu rapor, klinik deneyime dayalı uzman görüşlerinden oluşmaktadır.²¹⁶ Lobbezzo ve ark.¹⁴ bruksizimli hastalarda implant tedavisinde implant sayısını artırmanın biyomekanik açıdan faydalı olacağını belirtmişlerdir. Chrcanovic ve ark.²¹⁷ bruksizmi olan 98 hastada dental implant tedavi komplikasyonlarını değerlendirdiği retrospektif çalışmada implant sayısındaki artışın başarı oranını arttıracığı sonucuna varmışlardır. Bu tez çalışmasında da sonuçlar değerlendirildiğinde tüm parametrelerde vertikal ve oblik yük altında 3 implantlı modeldeki stres-strain değerleri 2 implantlı modeldeki stres ve strain değerlerinden daha düşük bulunmuştur.

Restoratif materyallerin seçimi, bruksizm gibi parafonksiyonel kuvvetlere karşı implantların uzun vadeli klinik başarısını ve stabilitesini belirleyen kritik bir faktördür. Protetik üst yapı materyali, fonksiyon sırasında oluşan stresin iletim mekanizmasını etkiler; bu stres protez bileşenlerine, implanta ve kemik-implant arayüzüne aktarılır.^{18,218,219} İmplant üstü sabit protezlerde kullanılan üst yapı materyalinin yapısı ve geometrisi, implant ve kemiğe gelen stres dağılımını etkiler. Protetik üst yapı materyali implantları splintleyerek okluzal kuvvetlerin implant ve kemiğe dengeli bir şekilde dağılımını sağlamaktadır.²²⁰ Metal-seramik restorasyonlar dayanıklı olmaları, metal ve porselen bağlantısının iyi olması, ucuz ve kolay ulaşılabilir olması gibi avantajlarından dolayı rutinde tercih ediliyor olsa da alerjik reaksiyonlar, zamanla metal ve porselen

arasındaki bağlantı problemlerinin ortaya çıkması gibi dezavantajları da vardır. Bu özellikler dikkate alındığında bu tez çalışmasında altın standart olarak kabul edilen metal-seramik restorasyonlar kontrol grubu olarak kullanılmıştır.

Yapılan araştırmalarda yüksek elastik modülüne sahip, polimerik olmayan sert altyapı materyallerinin kuvveti absorbe edici özellikte olmadığı ve bu sebeple kemik-implant ara yüzeyinde daha fazla stres birikimine sebep olduğu tespit edilmiştir.²²¹ PEEK gibi polimerik altyapılar kuvveti absorbe etme özelliği sayesinde okluzal kuvvetlerin uniform şekilde kemiğe iletimini sağlar ve oluşan streslerin zararlı etkilerini azaltır. Bu durum brüksizm alışkanlığı mevcut hastalar için oldukça önemlidir.²²² Bu durumun aksine implant ve kemiğe iletilen stresleri azaltmak için sert materyallerin kullanılmasını öneren çalışmalar da mevcuttur.^{223,224} Yapılan bazı SEA çalışmalarında protetik materyalin elastik modülü arttıkça implant ve kemiğe iletilen streslerin azaldığı, materyalin kendi içerisindeki stresin arttığı rapor edilmiştir.²²⁵⁻²²⁷

Zirkonya seramikler yüksek dayanıklılık ve gelişen optik özellikleri ile diş hekimliğinde kullanımı giderek artan materyallerdir. Zirkonyalar düşük ışık geçirgenliklerinden dolayı cam seramikler ile veneerlenerek kullanılmaktadır. Ancak porselen ve zirkonya arasında görülen bağlantı problemi zirkonyanın en büyük dezavantajıdır. En sık görülen komplikasyon ise porselen ile zirkonya arasındaki bağlantının kopmasıdır.^{228,229} Günümüzde bu bağlantı problemini çözmek için alternatif monolitik materyaller üretilmiştir. Monolitik zirkonya farklı tam seramik materyaller arasında klinik performansı en yüksek olan materyaldir.²²⁹ CAD-CAM ile üretilen monolitik zirkonyaların biyouyumlu ve çok iyi mekanik özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir.²³⁰

Lemos ve ark.'nın²³¹ farklı implant-abutment bağlantısı, retansiyon tipleri ve metal-seramik ile monolitik zirkonya kuronların biyomekanik etkisini SEA ile değerlendirmeyi amaçladıkları çalışmada restoratif materyal açısından kemik, implant ve implant bileşenleri üzerinde strain ve stres açısından farklılık görmemiştir. Mourya ve ark.'nın¹⁶² yaptığı SEA çalışmasında ise üst çene birinci büyük azı dişi bölgesine tasarlanan Cr-Co-porselen ve PEEK-kompozit üst yapı materyallerinin kullanıldığı kuron için parafonksiyonel yük altında implant, abutment ve kemiğe gelen stres dağılımı değerlendirilmiştir. Cr-Co alt yapı materyali vertikal ve oblik yükler altında PEEK' e kıyasla implant ve kemiğe daha fazla stres iletirken, abutmenta daha az stres iletmiştir. Bu çalışmada, brüksizm hastalarında implanta ve kemiğe gelen stresleri azaltmak için PEEK-kompozit materyalinin kullanılması önerilmiştir ancak PEEK' in abutmenta gelen stresi artırdığı bu nedenle vida gevşemesine neden olabileceği belirtilmiştir.

Tekin ve ark.'nın²³² Cr-Co ve PEEK alt yapı materyallerini değerlendirdikleri SEA çalışmasında ise tüm gruplar incelendiğinde metal destekli seramikler yerine PEEK kuron kullanımının kemikler ve implantlar üzerindeki stresler açısından anlamlı bir fark oluşturmadığı ancak kuron, abutment ve vida üzerindeki stresi azalttığı görülmüştür. Sirandoni ve ark.²²⁵ yaptıkları çalışmada implant destekli sabit protezler için Cr-Co, Ti, CFR PEEK (karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK), PEEK, Zr, PMMA alt yapı materyallerinin biyomekanik davranışlarını SEA ile değerlendirmişlerdir. PEEK ve PMMA alt yapı, implant ve abutmentlarda stresi azaltırken trabeküler kemikte artırmıştır. Ti, Cr-Co ve Zr gibi polimerik olmayan materyaller ise peri-implant bölgede stres dağılımı açısından en uygun sonuçları göstermiştir. Bu tez çalışmasında ise Cr-Co ve PEEK materyallerinin implant, abutment ve kemik üzerinde benzer stresler oluşturduğu ancak monolitik zirkonyanın implant ve abutment üzerinde titanyumun akma dayanım noktasına yakın kritik seviyede stres oluşturduğu tespit edilmiştir.

PEEK düşük elastik modülü nedeniyle, oklüzal kuvvetler karşısında tampon etkisi oluşturur. Alt yapı materyali olarak PEEK; prefabrike polimetilmetakrilat (PMMA) veya kompozit resin gibi düşük elastik modüllü malzemelerle birleştirildiğinde, restorasyona ve karşıt dişlere yönelik oklüzal kuvvetleri daha da azaltacaktır. Bu nedenle, metal-seramik veya monolitik zirkonya restorasyonlar için rapor edilen fonksiyon sırasında oluşan vuner kırıkları gibi mekanik komplikasyonları ortadan kaldıran ve periodontal bağların yokluğu nedeniyle propriyosepsiyonun azaldığı implant destekli sabit protezler için PEEK kullanımının avantajlı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur.^{233,234} Benzer şekilde Wachtel ve ark.²³⁵ titanyum implantlar üzerinde vidalı PEEK kronları değerlendirdikleri in vitro çalışmada bükülme noktalarının koronale doğru yer değiştirdiği bu durumun implant ve abutment vidasının zarar görmesini engellediği bildirilmiştir. Bu çalışmada PEEK; Cr-Co ve monolitik zirkonya ile karşılaştırıldığında restorasyon üzerine gelen stresi azalttığı görülmüştür. Restorasyon üzerindeki en büyük stresin elastik modülü yüksek olan monolitik zirkonyada oluştuğu belirlenmiştir.

Nazari ve ark.'nın²³⁶ implant destekli sabit köprü protezlerinde aşırı oklüzal kuvvetlerin Ni-Cr, zirkonya ve PEEK alt yapılar üzerindeki kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları in vitro çalışmada restorasyon üzerinde sırasıyla koheziv-adeziv, koheziv ve adeziv kırılma noktaları oluşmuştur. Üç farklı alt yapının da ısırma kuvvetine ve parafonksiyonel kuvvetlere karşı yeterli direnç göstereceği sonucuna varılmıştır.

İmplant üretiminde kullanılan titanyum gibi metal vb. çekilebilir materyaller için von Mises stres değerleri önemlidir. Bu değerler materyalin akma dayanımını (yield strength) ifade eder. Akma dayanımı aşılsa materyal elastik özelliğini kaybeder ve kalıcı deformasyon oluşur.²³⁷ Bu çalışmada implantlarda ve MU abutmentlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri iki implant destekli monolitik zirkonya modelindeki birinci molar implantta yaklaşık 869 MPa, aynı implantın multi unit abutmentında ise 910

MPa olarak tespit edilmiştir. Bu değerler titanyumun akma dayanım noktası olan 860 MPa' yı⁶² aştığı için implantta kalıcı deformasyonların oluşabileceği sonucuna varılmıştır. En düşük von Mises stres değerleri ise üç implant destekli Cr- Co ve PEEK modellerinde görülmüştür. İki implant ve üç ümplant destekli Cr-Co ve PEEK modellerinde implantın akma dayanım noktası aşılmamıştır.

Alves Gomes ve ark.' nın²³⁸ yaptıkları SEA çalışmasında veneer materyali olarak tercih edilen porselenin elastisite modülü düşük olan kompozit rezine göre stresi daha az absorbe ettiğini ve abument vidasına iletilen stresi azalttığını tespit etmiştir. Bu tez çalışmasında akma dayanım noktası 460-640 Mpa²³⁹ olan Cr-Co alt yapı materyalinin kullanıldığı modeller incelendiğinde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri materyalin dayanım noktasını aşmamıştır. Cr-Co alt yapı veneer materyali olarak kullanılan feldspatik porselenin akma dayanım noktası 150 Mpa' dır²⁴⁰ ve protezlerde oluşan von Mises stres değerleri materyalin dayanım noktasını aşmamıştır.

Bu çalışmada akma dayanım noktası 95 Mpa¹⁸⁸ olan PEEK alt yapı materyalinin kullanıldığı modeller incelendiğinde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri materyalin dayanım noktasını aşmamıştır. PEEK alt yapı veneer materyali olarak kullanılan kompozit rezin materyalinin basma dayanım noktası 225 Mpa' dır⁶² ve protezlerde oluşan von Mises stres değerleri materyalin dayanım noktasını aşmamıştır.

Monolitik zirkonyanın kullanıldığı modellerde protezlerde oluşan von Mises stres değerleri monolitik zirkonyanın çekme dayanım noktası olan 939 MPa ve basma dayanım noktası olan 758 MPa'yı geçmemiştir.²⁴¹

Benzer çalışmalarda olduğu gibi kortikal ve trabeküler kemik dokusunda oluşabilecek hasarlar belirli bir noktadaki maksimum ve minimum principal strain değerleri ile incelenmiştir. Frost mekanostat teorisine göre implantın boynunu çevreleyen

kemik 4 farklı strain seviyelerine göre değerlendirilir. Bunlar; atrofi ($<200 \mu\epsilon$), onarım ($200 -2500 \mu\epsilon$), hipertrofi ($2500-4000 \mu\epsilon$) ve yorulma ($>4000 \mu\epsilon$). Ortalama strain değeri $25\ 000 \mu\epsilon$ veya üzerinde ise kemikte kırılma meydana gelebilir.⁵² Bu çalışmada en yüksek strain değeri iki implant destekli monolitik zirkonya modelinde trabeküler kemikte $10139 \mu\epsilon$ olarak kaydedilmiş olup, bu değer oldukça yüksek olmasına rağmen kırılma sınırının altındadır.

Bu çalışmada bruksizm varlığında farklı implant sayısı ile implant üzeri sabit restorasyonlarda kullanılan protetik materyallerin implant, kemik ve protez üzerinde oluşturduğu stres dağılımlarının etkisi sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmiştir. Genel olarak çalışma matematiksel modeller oluşturularak klinik koşulların taklit edilmeye çalışıldığı ve yoruma dayalı sonuçların elde edildiği in vitro bir çalışmadır. Sonuçların değerlendirilmesinde SEA yönteminin sınırlamaları akılda tutulmalıdır. Parafonksiyonel kuvvetlerin implant, kemik ve restorasyon üzerindeki etkisini daha iyi anlayabilmek için elde edilen sonuçların klinik olarak araştırılması ve ilave in vitro çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Vertikal ve oblik yükleme altında implant sayısı arttıkça implant, multi unit abutment ve protezde oluşan stres değerleri ile kortikal ve trabeküler kemikte oluşan strain değerleri azalmıştır.

2. Farklı implant üstü protetik materyaller implant sayısından bağımsız olarak vertikal ve oblik yük altında kortikal ve trabeküler kemikte oluşan strain değerleri arasında belirgin bir fark oluşturmamıştır.

3. Tüm modellerde kemikte oluşan en yüksek strain değerleri basma tipi strainlerdir ve implantın boyun bölgesinde oluşmuştur.

4. İmplantlar ve MU abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek değer oblik yükleme altında iki implant destekli monolitik zirkonya modelinde 1. molar implantta tespit edilmiştir ve malzeme dayanımı açısından kritik olduğu belirlenmiştir. PEEK ve Cr-Co modellerinde implantlar ve MU abutmentlar üzerinde benzer stresler oluşmuştur.

5. Restorasyon üzerine gelen von Mises stresler incelendiğinde en az stres elastisite modülü düşük olan PEEK modellerinde görülürken, en fazla stres elastisite modülü yüksek olan monolitik zirkonya modelinde tespit edilmiştir.

6. Bruksizm açısından değerlendirdiğimizde implant sayısını artırmanın ve elastisite modülü düşük alt yapı materyali kullanmanın implantta ve restorasyon üzerinde stresi azaltılabileceği sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Wennerberg A, Albrektsson T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *J Oral Rehabil.* 2011;38(4):286-294.
2. Neldam CA, Pinholt EM. State of the art of short dental implants: a systematic review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(4):622-632.
3. Misch CE, Kutay Ö. *Dental implant protezler.* Baskı. Nobel Tıp Kitabevleri, 2009.
4. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(4).
5. Hsu Y-T, Fu J-H, Al-Hezaimi K, Wang H-L. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(4).
6. Lavigne G, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil.* 2008;35(7):476-494.
7. Ahlberg J, Savolainen A, Rantala M, Lindholm H, Könönen M. Reported bruxism and biopsychosocial symptoms: a longitudinal study. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2004;32(4):307-311.
8. Baiamonte T, Abbate M, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol.* 1996;22(2):104-110.
9. Melsen B, Lang N. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(2):144-152.

10. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):143-152.
11. Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2005;32(9):925-932.
12. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest: A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):486-494.
13. Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today.* 2002;21(9):76-81.
14. Lobbezoo F, Brouwers J, Cune M, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *J Oral Rehabil.* 2006;33(2):152-159.
15. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-598.
16. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *Eur J Dent.* 2010;4(04):374-382.
17. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9(4):257-270.
18. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1243-1249.

19. Han K-H, Lee J-Y, Shin SW, Han K-H, Lee J-Y, Shin SW. Implant-and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. *Int J Prosthodont*. 2016;29(5):451-454
20. Chattman R. Implantology: History and review. *Bull Plainfield Dent Soc*. 1970;2(2):15-19.
21. Block MS, Kent JN. *Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction*. Philadelphia: WB Saunders 1995: 223–250.
22. Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*. 2017;1-105
23. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. *Mosby Elsevier*. 2002:84-95.
24. Lum L, Osier J. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: horizontal loading. *J Oral Implantol*. 1992;18(4):343-348.
25. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent*. 2003;12(4):306-317.
26. Derome J. A bit of history and dental implantology today. *Promot Dent*. 1973(20):12-18 passim.
27. PI B. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scand J Clin Lab Invest*. 1959;11:1-82.
28. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark P-I. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand*. 1986;57(4):285-289.
29. Sevimay M. İmplant Üstü Kron Tasarımlarında Farklı Materyallerin Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemiyle İncelenmesi.

Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2002.

30. Branemark P-I. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132
31. Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. *Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry.* In: LWW; 1986:499
32. Yalavarthi S, Ganapathy DM, Jain AR. A literature review on the contemporary treatment modalities in implant dentistry. *Drug Invent Today.* 2019;11(9):2136-39
33. Misch CE. An implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. *Dental Implant Prosthetics.* Mosby Inc. 2014;46:18-13.
34. Wataha J. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil.* 1996;23(2):79-90.
35. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-848.
36. Osman RB, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials (Basel).* 2015;8(3):932-958.
37. Reinhardt B, Beikler T. Dental implants. In: Shen JZ, Kosmac T (eds). *Advanced Ceramics for Dentistry*, 1 st ed. Wyman Street, Waltham, MA, Elsevier, 2014:51-75.
38. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent.* 2001;85(2):141-147.

39. Mesquida J, Lozada J, Al-Ardah A, Sun C-X, White S, Sabeti M. History of Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations *Elsevier*. 2014;1-11.
40. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1991;11(1):88-91.
41. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontol* 2000. 1998;17(1):22-35.
42. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, et al. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *Biomed Res Int*. 2016;2016.
43. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*. 2004;17(5):536-43.
44. Ehrenfest DMD, Coelho PG, Kang B-S, Sul Y-T, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends Biotechnol*. 2010;28(4):198-206.
45. Fischer K, Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part 1: sandblasted and acid-etched implants and mucosal tissue. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(6):808-815.
46. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of viscoelastoplastic response of bone tissue in oral implants press fit process. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;91(2):868-875.
47. Greenstein G, Cavallaro J, Romanos G, Tarnow D. Clinical recommendations for avoiding and managing surgical complications associated with implant dentistry: a review. *J Periodontol*. 2008;79(8):1317-1329.

48. Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig*. 2007;11(3):257-265.
49. Resnik R. *Misch's Contemporary Implant Dentistry*. 4th ed. Canada: Elsevier Inc; 2021.
50. Glauser R, Meredith N. Diagnostische möglichkeiten zur evaluation der implantatstabilität. *Implantologie*. 2001;9(2):147-160.
51. Anitua E, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(1):138.
52. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. 2nd ed. St Louis: Elsevier Inc; 2015.
53. Lekholm U. Patient selection and preparation. *Tissue-integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*, 1st ed. Chicago, Quintessence Pub Co, 1985:199-209.
54. Fung Y-C. *Mechanical properties of living tissues*. San Diego: Biomechanics Springer; 1993.
55. Schmid-Schönbein GW, Woo S-Y, Zweifach BW. *Frontiers in biomechanics*. Springer Science & Business Media; 2012.
56. Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W, Swain M. Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(3):527-537.
57. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):19-31.

58. ÇINAR D. İki farklı kemik tipinde kron/implant oranındaki değişikliğin stres oluşumuna etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi, Başkent Üniversitesi, Ankara*. 2007.
59. Bidez MW, Misch CE. Clinical biomechanics in implant dentistry. *Dental Implant Prosthetics*. 2005;2:95-106.
60. Strong J, Misch C, Bidez M, Nalluri P. Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19(3):4-9.
61. Cowin SC. *Bone mechanics*. CRC press; 2001.
62. Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 14th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Inc; 2019.
63. AFFAIRS ACOS. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(3):347-349.
64. Hanisch O, Lozada JL, Holmes RE, Calhoun CJ, Kan JY, Spiekermann H. Maxillary sinus augmentation prior to placement of endosseous implants: A histomorphometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(3):329-336.
65. Sidambe AT. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—A review. *Materials (Basel)*. 2014;7(12):8168-8188.
66. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.
67. Ivanoff C-J, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(2):173-180.
68. 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. *J Periodontol.* 2009;80(7):1125-1132.
69. Lobbezoo F, Van Der Zaag J, Van Selms M, Hamburger H, Naeije M. Principles for the management of bruxism. *J Oral Rehabil.* 2008;35(7):509-523.
 70. Manfredini D, Lobbezoo F. Role of psychosocial factors in the etiology of bruxism. *J Orofac pain.* 2009;23(2):153-166.
 71. Zarb GA, Carlsson GE. *Temporomandibular joint function and dysfunction.* Copenhagen: Munksgaard; 1979:230
 72. Walsh J. The psychogenesis of bruxism. *J Periodontol.* 1965;36(5):417-420.
 73. De Leeuw R, Klasser GD. Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis, and management. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(1):171.
 74. Attanasio R. Nocturnal bruxism and its clinical management. *Dent Clin North Am.* 1991;35(1):245-252.
 75. Okeson JP. *Management of temporomandibular disorders and occlusion.* 8th ed. Maryland Heights: MO: Mosby (Elsevier); 2020.
 76. Maluly M, Andersen M, Dal-Fabbro C, et al. Polysomnographic study of the prevalence of sleep bruxism in a population sample. *J Dent Res.* 2013;92(7_suppl):S97-S103.
 77. Manfredini D, Restrepo C, Diaz-Serrano K, Winocur E, Lobbezoo F. Prevalence of sleep bruxism in children: a systematic review of the literature. *J Oral Rehabil.* 2013;40(8):631-642.
 78. Lavigne G, Montplaisir J. Restless legs syndrome and sleep bruxism: prevalence and association among Canadians. *Sleep.* 1994;17(8):739-743.
 79. Christensen L. Jaw muscle fatigue and pains induced by experimental tooth clenching: a review. *J Oral Rehabil.* 1981;8(1):27-36.

80. Trenouth M. The relationship between bruxism and temporomandibular joint dysfunction as shown by computer analysis of nocturnal tooth contact patterns. *J Oral Rehabil.* 1979;6(1):81-87.
81. 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. *J Oral Rehabil.* 2001;28(10):943-949.
82. Koyano K, Tsukiyama Y, Ichiki R, Kuwata T. Assessment of bruxism in the clinic. *J Oral Rehabil.* 2008;35(7):495-508.
83. Sateia MJ. International classification of sleep disorders. *Chest.* 2014;146(5):1387-1394.
84. Greven M, Onodera K, Sato S. The use of the BruxChecker in the evaluation and treatment of bruxism. *J Craniomandib Funct.* 2015;7(3):249-259.
85. Lavigne G, Rompre P, Montplaisir J. Sleep bruxism: validity of clinical research diagnostic criteria in a controlled polysomnographic study. *J Dent Res.* 1996;75(1):546-552.
86. Lobbezoo F, Naeije M. Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. *J Oral Rehabil.* 2001(28):1085-1091.
87. Lobbezoo F, van der Zaag J, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants—an updated review. *J Oral Rehabil.* 2006;33(4):293-300.
88. Tan E-K, Chan L-L, Chang H-M. Severe bruxism following basal ganglia infarcts: insights into pathophysiology. *J Neurol Sci.* 2004;217(2):229-232.
89. Van Selms M, Lobbezoo F, Wicks D, Hamburger H, Naeije M. Craniomandibular pain, oral parafunctions, and psychological stress in a longitudinal case study. *J oral rehabil.* 2004;31(8):738-745.

90. Reddy SV, Kumar MP, Sravanthi D, Mohsin AHB, Anuhya V. Bruxism: a literature review. *J Int Oral Health*. 2014;6(6):105-9
91. Oral K. *Bruksizm tanı ve tedavi*. Quintessence Yayıncılık; 2012.
92. Mohl ND, Zarb GA, Carlsson GE, Rugh JD. *A Textbook of Occlusion*. Chicago: Quintessence publishing; 1988:143-52
93. Waltimo A, Nyström M, Känänen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res*. 1994;102(2):92-96.
94. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil*. 1999;26(12):932-935.
95. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J oral rehabil*. 2001;28(5):485-491.
96. Zhou Y, Gao J, Luo L, Wang Y. Does bruxism contribute to dental implant failure? A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(2):410-420.
97. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):26-35.
98. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *Materiale Plastice*. 2016;53(3):394-398.
99. Abduo J, Lyons K, Waddell N, Bennani V, Swain M. A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:e20-e29.

100. Klasser GD, Rei N, Lavigne GJ. Sleep bruxism etiology: the evolution of a changing paradigm. *J Can Dent Assoc.* 2015;81(2).
101. Okeson JP. *Management of temporomandibular disorders and occlusion.* 7th ed. St. Louis: Elsevier/Mosby; 2013.
102. Carra MC, Huynh N, Lavigne G. Sleep bruxism: a comprehensive overview for the dental clinician interested in sleep medicine. *Dent Clin North Am.* 2012;56(2):387-413.
103. Lang A. History and uses of BOTOX®(botulinum toxin type A). *Lippincotts Case Manag.* 2004;9(2):109-112.
104. Silva LS, Verri FR, Lemos CA, Martins CM, Pellizzer EP, de Souza Batista VE. Biomechanical effect of an occlusal device for patients with an implant-supported fixed dental prosthesis under parafunctional loading: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2021;126(2):223. e221-223. e228.
105. Radaelli MTB, Idogava HT, Spazzin AO, Noritomi PY, Boscato N. Parafunctional loading and occlusal device on stress distribution around implants: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2018;120(4):565-572.
106. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont.* 2012;21(5):413-424.
107. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to Dental Materials.* Elsevier Health Sciences; 2014.
108. McCabe JF, Walls AW. Applied dental materials. *John Wiley & Sons.* 2013:6.
109. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):499-512.
110. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont.* 2009;18(2):188-194.

111. Silver M, Klein G, Howard MC. An evaluation and comparison of porcelains fused to cast metals. *J Prosthet Dent*. 1960;10(6):1055-1064.
112. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed: Mosby, Philadelphia PA; 2012:154
113. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997;128(3):297-307.
114. Chai J, Chu F, Chow T, Liang B. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont*. 2007;20(6):587-595.
115. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3).
116. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
117. Guazzato M, Albakr M, Swain M, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. . *Int J Prosthodont* 2002;15(4):339-347.
118. Turp V, Gültekin P. Zirkonyanın Yapısı. *Turkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*. 2017;3(2):77-83.
119. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent mater*. 2008;24(3):299-307.
120. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J am ceramic soc*. 2009;92(9):1901-1920.
121. Hjerpe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent mater*. 2009;25(2):166-171.

122. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *The J Prost Dent*. 2012;107(3):170-177.
123. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *J Eur Ceramic Soc*. 2009;29(2):207-221.
124. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceramic Soc*. 2011;94(6):1850-1858.
125. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent mater*. 2014;30(10):1195-1203.
126. Dittmann R, Urban M, Braun P, Schmalzl A, Theelke B. Wear behavior of zirconia after hydrothermal accelerated aging. *J Dent Res*. 2011;90:307.
127. 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 Odontol Scand*. 2014;72(2):145-153.
128. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013;29(12):1201-1208.
129. Baldissara P, Parisi C, Evangelisti E, Wandscher V, Lodi D. Fatigue resistance of cubic/tetragonal translucent zirconia crowns. *Dent Mater*. 2016;1(32):e73.
130. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prost Dent*. 2014;112(4):770-777.

131. Yoon H-i, Yeo I-s, Yi Y-j, Kim S-h, Lee J-b, Han J-s. Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;40:369-374.
132. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prost Dent.* 2004;92(6):557-562.
133. Filser FT. *Direct ceramic machining of ceramic dental restorations*, ETH Zurich; 2001.
134. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449-456.
135. Madfa AA, Al-Sanabani FA, Al-Qudami NH, Al-Sanabani JS, Amran AG. Use of zirconia in dentistry: An overview. *Open Biomater J.* 2014;5(1):1-9
136. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnol Biotechnol Equip.* 2016;30(4):644-652.
137. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical advantages and limitations of monolithic zirconia restorations full arch implant supported reconstruction: case series. *Int J Dent.* 2015;2015.
138. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomater.* 2007;28(32):4845-4869.
139. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci.* 2014;15(4):5426-5445.
140. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60(1):12-19.

141. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*. 2017;19(1):19-23.
142. Rees J, Jacobsen P. The elastic moduli of enamel and dentine. *Clinic Mater*. 1993;14(1):35-39.
143. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012;100(4):1044-1052.
144. Johansson P, Barkarmo S, Hawthorn M, Peruzzi N, Kjellin P, Wennerberg A. Biomechanical, histological, and computed X-ray tomographic analyses of hydroxyapatite coated PEEK implants in an extended healing model in rabbit. *J Biomed Mater Res A*. 2018;106(5):1440-1447.
145. Neumann EAF, Villar CC, França FMG. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res*. 2014;28:1-5.
146. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dent J Dicle*. 2010;11(1):18-23.
147. Aydın C, Yaluğ S, Yılmaz C, Demirel E. Metal Destekli Ve Desteksiz Porselen Köprülerde Fotoelastik Yöntem İle Kuvvet Dağılımının İncelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 1995;5(2):62-64.
148. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):217-228.

149. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2009;17(2):50-57.
150. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Ankara:Ankara Üniversitesi Basımevi*, 2005. Cilt 1:157-159
151. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(2):105-113.
152. Çağlar A. Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi. *Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi*; 2003.
153. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2009;2(5):410-432.
154. Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S. Application of finite element analysis in implant dentistry. *Finite Element Analysisd New Trends and Developments Rijeka, Croatia: Intech*. 2012:21-54.
155. Yaşar M, Kılıç E, Alkan A. Farklı Uzunluktaki Silindirik İmplantlarda Oluşan Stres Miktarının Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. *Sağlık Bilimleri Dergisi* 2017;26:64-70.
156. Kul E, Korkmaz İH. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. 2021;126(5):664. e661-664. e669.
157. Nelson S, Ash Jr M, Jr Nelson S. Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 9th. *St Louis: Saunders Elsevier*. 2010:189-199.

158. Lee H, Park S, Noh G. Biomechanical analysis of 4 types of short dental implants in a resorbed mandible. *J Prosthet Dent*. 2019;121(4):659-670.
159. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005;93(3):227-234.
160. Karabudak F, Zamanlou H, Yeşildal R, et al. Comparison of titanium and zirconia dental implants of straight and angled abutments' stress analysis. *Engineer and the Machinery Magazine*. 2014;55:34-42.
161. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):144-150.
162. Mourya A, Nahar R, Mishra SK, Chowdhary R. Stress distribution around different abutments on titanium and CFR-PEEK implant with different prosthetic crowns under parafunctional loading: A 3D FEA study. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2021;11(2):313-320.
163. Lin C-L, Chang Y-H, Liu P-R. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: a finite element study. *J Dent*. 2008;36(3):194-203.
164. Franco-Tabares S, Stenport VF, Hjalmarsson L, Johansson CB. Limited Effect of Cement Material on Stress Distribution of a Monolithic Translucent Zirconia Crown: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Prosthodont*. 2017;31(1):67–70-67–70.
165. Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Rücker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent*. 2014;112(2):340-348.

166. Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RNR. Predicting peri-implant stresses around titanium and zirconium dental implants—a finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13(3):196-204.
167. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2015;114(1):59-66.
168. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(1):97-102.
169. Sato Y, Teixeira E, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1999;26(8):640-643.
170. Bal BT, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(1).e27-38
171. Çağlar A, Bal BT, Aydın C, Yılmaz H, Özkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(1):95-103
172. Çağlar A, Turhan Bal B, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy Ş. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):961-

173. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014;4(3):200-203.
174. Yüzbaşıoğlu HE. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi,* 2006.
175. Karataşlı B. Farklı alt yapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve mekanik testler ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü;* 2010.
176. Ebrahimi F. Finite Element Analysis: New Trends and Developments. Rijeka, Croatia: InTech; 2012.
177. Romeed S, Fok S, Wilson N. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil.* 2006;33(3):209-215.
178. Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20(2):147-157.
179. Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1998;25(4):299-303.
180. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(3):357-68

181. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton D. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent.* 1997;25(6):485-491.
182. Degidi M, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Bone contact around acid-etched implants: a histological and histomorphometrical evaluation of two human-retrieved implants. *J Oral Implantol.* 2003;29(1):13-18.
183. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira E. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1999;26(4):288-291.
184. Budynas RG, Nisbett JK. *Shigley's mechanical engineering design.* Vol 9: McGraw-hill New York; 2011.
185. 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.* 1999;17(1):29-32.
186. Elsayyad AA, Abbas NA, AbdelNabi NM, Osman RB. Biomechanics of 3-implant-supported and 4-implant-supported mandibular screw-retained prostheses: A 3D finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 2020;124(1):68.e61-68. e10.
187. Cinel S, Celik E, Sagirkaya E, Sahin O. Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):417-425.
188. Belwanshi M, Jayaswal P, Aherwar A. Mechanical behaviour investigation of PEEK coated titanium alloys for hip arthroplasty using finite element analysis. *Mater. Today Proc.* 2022;56:2808-2817.

189. 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. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):273-278.
190. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(6):781-90
191. Lee H, Jo M, Sailer I, Noh G. Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of implant components and bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 2021.
192. Silva LS, Verri FR, Lemos CAA, Martins CM, Pellizzer EP, de Souza Batista VE. Biomechanical effect of an occlusal device for patients with an implant-supported fixed dental prosthesis under parafunctional loading: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2021;126(2):223.e221-223.e228.
193. Kul E, Korkmaz İ H. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 2021;126(5):664.e661-664.e669.
194. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:95-107.
195. Keaveny TM, Wachtel EF, Ford CM, Hayes WC. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *J Biomech.* 1994;27(9):1137-1146.
196. Li S, Demirci E, Silberschmidt VV. Variability and anisotropy of mechanical behavior of cortical bone in tension and compression. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;21:109-120.

197. Soğancı G. Farklı implant planlamalarının yapıldığı tam dişsiz yarık damaklarda oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilimin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. *Ankara, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*; 2012.
198. Bruksizm OK. Tanı ve tedavi. *İstanbul: Quintessence Yayıncılık*. 2012.
199. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JFS, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2015;114(5):644-651.
200. Lan T-H, Chen P-H, Fok ASL, Chen Y-F. Contact fracture test of monolithic hybrid ceramics on different substrates for bruxism. *Dent Mater.* 2022;38(1):44-56.
201. 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. *J Oral Implantol.* 2014;40(1):68-75.
202. Misch CE, Wang H. The procedures, limitations and indications for small diameter implants and a case report. *Oral Health.* 2004;94:16-30.
203. 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. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9(1):15-21.
204. Lemos CAA, Verri FR, Santiago Junior JF, et al. Splinted and nonsplinted crowns with different implant lengths in the posterior maxilla by three-dimensional finite element analysis. *J Healthc Eng.* 2018;2018.
205. Raaj G, Manimaran P, Kumar CD, Sadan DS, Abirami M. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on stress and strain in

- the mandibular segment—a three-dimensional finite element analysis. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019;11(Suppl 2):S347-354
206. Eazhil R, Swaminathan SV, Gunaseelan M, Kannan GV, Alagesan C. Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016;6(6):590-596
 207. Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(2):357-66
 208. Lee H, Jo M, Noh G. Biomechanical effects of dental implant diameter, connection type, and bone density on microgap formation and fatigue failure: A finite element analysis. *Comput Methods Programs Biomed.* 2021;200:105863.
 209. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in posterior quadrants. *Br Dent J.* 2006;201(1):13-23.
 210. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent.* 2002;30(7-8):271-282.
 211. Chung H, Park C, Yun K-D, Lim H-P, Park S-W, Yang H. Effects of implant alignment and load direction on mandibular bone and implant: finite element analysis. *J. Dent. Rehabil. Appl. Sci.* 2020;36(3):176-182.
 212. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(1):82-90
 213. Toniollo MB, Vieira LJP, dos Santos Sá M, Macedo AP, Melo Jr JPd, Terada ASSD. Stress distribution of three-unit fixed partial prostheses (conventional and

- pontic) supported by three or two implants: 3D finite element analysis of ductile materials. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019;22(7):706-712.
214. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DAdF, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017;20(6):663-670.
 215. Ravidà A, Tattan M, Askar H, Barootchi S, Tavelli L, Wang HL. Comparison of three different types of implant-supported fixed dental prostheses: A long-term retrospective study of clinical outcomes and cost-effectiveness. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(4):295-305.
 216. Manfredini D, Bucci MB, Sabattini VB, Lobbezoo F. Bruxism: overview of current knowledge and suggestions for dental implants planning. *Cranio.* 2011;29(4):304-312.
 217. 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. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(7):e1-e9.
 218. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci.* 2013;55(3):239-244.
 219. Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci.* 2011;6(1):25-32.
 220. Martin-Fernandez E, Gonzalez-Gonzalez I, deLlanos-Lanchares H, Mauvezin-Quevedo MA, Brizuela-Velasco A, Alvarez-Arenal A. Mandibular flexure and

- peri-implant bone stress distribution on an implant-supported fixed full-arch mandibular prosthesis: 3D finite element analysis. *Biomed Res Int*. 2018;2018.
221. Menini M, Conserva E, Tealdo T, et al. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2013;26(6):549-56
 222. de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A. Poly-ether-ether-ketone and implant dentistry: the future of mimicking natural dentition is now! *Polym. Int*. 2021;70(8):999-1001.
 223. Pieri F, Aldini NN, Fini M, Corinaldesi G. Immediate occlusal loading of immediately placed implants supporting fixed restorations in completely edentulous arches: a 1-year prospective pilot study. *J Periodontol*. 2009;80(3):411-421.
 224. Dayan SC, Geckili O. The influence of framework material on stress distribution in maxillary complete-arch fixed prostheses supported by four dental implants: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2021;24(14):1606-1617.
 225. Sirandoni D, Leal E, Weber B, Noritomi PY, Fuentes R, Borie E. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(6):e107-e114
 226. Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P, et al. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *Int J Prosthodont*. 2017;30(6):581-585

227. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016;69:715-725.
228. Altamimi AM, Tripodakis AP, Eliades G, Hirayama H. Comparison of fracture resistance and fracture characterization of bilayered zirconia/fluorapatite and monolithic lithium disilicate all ceramic crowns. *Int J Esthet Dent*. 2014;9(1):98-110.
229. 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). *Dent Mater*. 2015;31(6):603-623.
230. Tartuk BK, Ayna E, Başaran EG. Comparison of the load-bearing capacities of monolithic PEEK, zirconia and hybrid ceramic molar crowns. *Meandros Med Dent J*. 2019;20(1):45-50
231. Lemos CAA, Verri FR, Noritomi PY, et al. Biomechanical Evaluation of Different Implant-Abutment Connections, Retention Systems, and Restorative Materials in the Implant-Supported Single Crowns Using 3D Finite Element Analysis. *J Oral Implantol*. 2022;48(3):194-201.
232. Tekin S, Değer Y, Demirci F. Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Niger J Clin Pract*. 2019;22(9):1252-1258.
233. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):516-521.

234. Cabello-Domínguez G, Pérez-López J, Veiga-López B, González D, Revilla-León M. Maxillary zirconia and mandibular composite resin-lithium disilicate–modified PEEK fixed implant-supported restorations for a completely edentulous patient with an atrophic maxilla and mandible: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2020;124(4):403-410.
235. Wachtel A, Zimmermann T, Sütel M, et al. Bacterial leakage and bending moments of screw-retained, composite-veneered PEEK implant crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;91:32-37.
236. 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. *J Dent (Tehran)*. 2016;13(6):400-406
237. Lekholm U, Gunne J, Henry P, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(5):639-645.
238. Alves Gomes É, Adelino Ricardo Barão V, Passos Rocha E, Oliveira de Almeida É, Gonçalves Assunção W. Effect of Metal-Ceramic or All-Ceramic Superstructure Materials on Stress Distribution in a Single Implant-Supported Prosthesis: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6).
239. Ahmed H. Craig's restorative dental materials. *British Dental Journal*. 2019;226(1):9-9.
240. Shen JZ, Kosmac T. Advanced ceramics for dentistry. 1st ed. Massachusetts Elsevier; 2014.

241. Cervino G, Romeo U, Lauritano F, et al. Fem and von mises analysis of OSSTEM® dental implant structural components: Evaluation of different direction dynamic loads. *Open Dent J.* 2018;12:219-229

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Derya ASLAN Doğum Tarihi: 27.06.1993 Doğum Yeri: Erzurum Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı E-mail: aslndry9319@gmail.com
Eğitim
Lise: Erzurum Anadolu Lisesi Lisans: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: D seviyesi, YÖKDİL (65,00)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
-
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 25

21.02.2022

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

08.02.2022 tarih ve 04 sayılı yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyelerinden Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU ile Uzmanlık öğrencilerinden Dt. Derya ASLAN'ın birlikte hazırladıkları "*Bruksizmi Olan Hastalarda İmplant Üstü Sabit Protezler İçin Farklı Üst Yapı Materyalleri ve İmplant Sayısının İmplant ve Çevre Dokuda Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi*" başlıklı Uzmanlık Tezine ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. Recep ORBAK
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM
Tel : (442) 2360942



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 21/02/2022
Oturum Sayısı: 04/ 2022

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU Dt. Derya ASLAN
Araştırmanın Açık Adı	<i>Bruksizmi Olan Hastalarda İmplant Üstü Sabit Protezler İçin Farklı Üst Yapı Materyalleri ve İmplant Sayısının İmplant ve Çevre Dokuda Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi</i>
Karar No	25.
Alınan Karar	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU ile Uzmanlık öğrencilerinden Dt. Derya ASLAN'ın birlikte hazırladıkları " <i>Bruksizmi Olan Hastalarda İmplant Üstü Sabit Protezler İçin Farklı Üst Yapı Materyalleri ve İmplant Sayısının İmplant ve Çevre Dokuda Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi</i> " başlıklı Uzmanlık Tezine Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.

Prof. Dr. Recep ORBAK
Etik Kurul Başkanı

22 Şubat 2022

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU
ÜYE

Prof. Dr. Turgut DEMİR
ÜYE

Prof. Dr. Binali ÇAKIR
ÜYE