



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**TREFOİL VE ALL-ON-4 SİSTEMLERİNDE, FARKLI
OKLÜZYON TİPLERİNİN İMPLANT, DESTEK
DOKULAR, ALTYAPI VE PROTEZ ÜZERİNE ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sinem ŞAHİN

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

KOCAELİ-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**TREFOİL VE ALL-ON-4 SİSTEMLERİNDE, FARKLI
OKLÜZYON TİPLERİNİN İMPLANT, DESTEK
DOKULAR, ALTYAPI VE PROTEZ ÜZERİNE ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sinem ŞAHİN

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2019/098 proje numarası ile desteklenmiştir.

KOCAELİ-2021

KABUL VE ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

.....

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Sinem ŞAHİN'in hazırladığı "Trefoil ve All-on-4 Sistemlerinde, Farklı Oklüzyon Tiplerinin İmplant, Destek Dokular, Altyapı ve Protez Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi" başlıklı tez, KOÜ Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oyçokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman:

Doç.Dr. Serkan SARIDAĞ

Uzmanlık Tezi Jüri Üyeleri

Doç.Dr. Serkan SARIDAĞ

Dr. Öğretim Üyesi Ayşe Koçak BÜYÜKDERE

Prof.Dr. Filiz AYKENT

Tarih:/...../ 2021

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun .../.../.... tarih ve... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Haluk Emre Özel
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.



Tarih:/..../2021

Sinem ŞAHİN

İmza:.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benden hiçbir zaman esirgemeyen, gerek teorik gerekse pratik anlamda yetişmemde çok büyük katkısı olan, desteğini her zaman hissettiğim değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ' a

Uzmanlık eğitimine başladığım günden bugüne mesleki bilgi ve tecrübeleri ile her zaman yanımda olan KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim üyeleri sayın Dr. Öğr. Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE, sayın Dr. Öğr. Üyesi Burcu KANAT ERTÜRK ve sayın Dr. Öğr. Üyesi Serdar KILIÇ'a, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Öğretim üyesi sayın Doç. Dr. Fatih Mehmet COŞKUNSES'e,

Asistanlığım süresince sevgileri ile her zaman yanımda olan, çalışmaktan mutluluk duyduğum başta Uzm. Dt. Begüm KARADEMİR, Uzm. Dt. Neslihan YENİCE, Dt. Gülsüm TÜRKMEN, Uzm. Dt. Gül UÇAR, Uzm. Dt. Ziya SEFERLİ, Dt. Natig BAYRAMOV olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma ve klinik personelimize,

2019/098 nolu tez projemi onayı, destekleyen Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

Uzmanlık sınavına hazırlandığım süreçte kendi sağlık sorunlarıyla savaşıırken yine kendinden önce beni ve geleceğimi düşünüp bana hiçbir şey belli etmeyen, bugünlere gelmemde en büyük payı olan, sevgisini ve şefkatini her zaman yüreğimde hissettiğim canım annem Nevriye BAYRAM'a, eğitimim için beni daima yüreklendiren, maddi manevi desteğini esirgemeyen, kızı olmaktan gurur duyduğum canım babam Abdullah BAYRAM'a, doğduğum günden beri bana yol arkadaşlığı yapan, hayattaki şanslarım dediğim canım ablalarım Saliha BAYRAM ve Melike BAŞBUĞ'a, abilerim Halit BAŞBUĞ ve Muhammet ŞAHİN'e, ablam İrem Çetin'e

Ve beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan, bu süreçte de sevgisi, sabrı, desteği ve motivasyonu ile bana güç veren, her tökezlediğimde elimden tutan, yanında huzur bulduğum, hayat arkadaşım Uzm. Dt. Faruk Furkan ŞAHİN'e,

En içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK	<i>ii</i>
KABUL VE ONAY	iii
BEYAN	iv
TEŞEKKÜR	v
TABLolar DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
RESİMLER DİZİNİ	xx
KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ	xxi
ÖZET	1
SUMMARY	2
3.GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1.Dental İmplantlar	5
4.1.1.İmplantın Tanımı ve Tarihçesi	5
4.1.2.Dental İmplantların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	6
4.1.3.Dental İmplantların Sınıflandırılması	7
4.1.3.1.Dental İmplantların Yerleştikleri Yer ve Destek Dokulara Göre Sınıflandırılması	7
4.1.3.2.Dental İmplantların Üretimlerinde Kullanılan Materyale Göre Sınıflandırılması	8
4.1.3.3.İmplant Edildiği Zaman Doku ile Uzun Dönem İlişisine Göre Sınıflandırılması	8
4.1.3.4.Dental İmplantların Yüzey Özelliklerine Göre Sınıflandırılması	9
4.2.Osseointegrasyon	10
4.3.Dental İmplant Başarısını Etkileyen Kriterler	10
4.4.Kemiğin Sınıflandırılması	11
4.5.Dental İmplantlarda Uygulanacak Olan Cerrahi Prosedürler:	13
4.6.Dental İmplantlarda Yükleme Protokolü	14

4.7.İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	16
4.7.1.Sabit Protezler-3 (SP-3)	17
4.7.2.İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler	17
4.7.2.1.Hibrit Protez Yapımının Tercih Edilmesindeki Belirleyici Faktörler	18
4.7.2.2.Sabit Hibrit İmplant Destekli Protezlerin Avantajları	18
4.7.2.3.Sabit Hibrit İmplant Destekli Protezlerin Dezavantajları	19
4.7.3.All-on-4 Konsepti	19
4.7.3.1.All-on-4 Tekniğinin Endikasyonları	21
4.7.3.2.All-on-4 Tekniğinin Kontrendikasyonları	21
4.7.3.3.All-on-4 Tekniğinin Avantajları	21
4.7.3.4.All-on-4 Tekniğinin Dezavantajları	22
4.7.4.Novum Protokolü	22
4.7.5.Trefoil Konsepti	23
4.8.Oklüzyon	25
4.8.1.İmplant Üstü Protezlerde Oklüzyon	25
4.8.2.Hibrit protezlerde oklüzyon prensipleri	26
4.8.3.İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Oklüzyon Tipleri	27
4.8.3.1.Kanin Koruyuculu Oklüzyon (Karşılıklı Korumalı Oklüzyon)	27
4.8.3.2.Grup Fonksiyonu Oklüzyon (Unilateral balanslı oklüzyon)	28
4.8.3.3.Bilateral Balanslı Oklüzyon	28
4.8.3.4.Lingualize Oklüzyon	29
4.9.Biyomekanik ile İlgili Temel Kavramlar	31
4.9.1.Kütle	31
4.9.2.Kuvvet	31
4.9.3.Gerilim (Stres)	31
4.9.4.Asal Gerilim (Principal Stres)	32
4.9.5.Eşdeğer Gerilim (Equivalent Stress, Von Mises Stress)	32
4.9.6.Gerinim (Strain)	33

4.9.7.Elastisite modülü (Young's Modülü)	33
4.9.8.Poisson Oranı	34
4.9.9.Elastik Sınır (Akma Dayanımı/Yield Strength/Yield Point)	34
4.9.10.Hooke Kanunu	34
4.9.11.Lineer (Linear, Doğrusal) Elastik Cisim	34
4.9.12.Non-Linear (Linear olmayan, Doğrusal olmayan) Elastik cisim	35
4.9.13.Homojen Cisim	35
4.9.14.İzotropik ve Anizotropi	35
4.10.Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	36
4.10.1.Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	36
4.10.2.Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi	37
4.10.3.Kırılgan Vernik Kaplama Yöntemi ile Stres Analizi	37
4.10.4.Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Stres Analizi	37
4.10.5.Termografik Stres Analiz Yöntemi	38
4.10.6.Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi	38
4.10.7.Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi	38
4.11.Sonlu Elemanlar Yönteminde Temel Kavramlar	40
4.11.1.Eleman (Element)	40
4.11.2.Düğüm (Node)	41
4.11.3.Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması	41
4.11.4.Sınır Şartları (Boundary conditions)	41
4.11.5.Geometri ve Katı Modelleme	42
4.11.6.Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İşlem Basamakları	42
5. GEREÇ VE YÖNTEM	44
5.1.Çalışma Gruplarının Belirlenmesi	46
5.2.Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İçin Kullanılan Cihazlar ve Özellikleri	47
5.3. Üst ve Alt Çene Modellerinin Hazırlanması	47
5.4.İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi	50

5.5.Çalışma Modellerinin Modellenmesi	50
5.6.Materyal Özellikleri	54
5.7.Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması	54
5.8.Kemik İmplant Bağlantı Durumu	56
5.9.Sınır Koşullarının Belirlenmesi	56
5.10.Yükleme Koşulları	56
5.11.Sonlu Eleman Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi	61
5.12.İstatistiksel Değerlendirme	62
6.BULGULAR	63
6.1.Üst Çene All-on-4 Modelinde Elde Edilen Bulgular	63
6.1.1.Üst Çene All-on-4 Modelinde Sentrik Oklüzyonda Elde Edilen Bulgular	63
6.1.1.1.Kortikal Kemik Bulguları	63
6.1.1.2.Spongioz Kemik Bulguları	66
6.1.1.3.İmplant ve Altyapı Bulguları	68
6.1.1.4.Protez Bulguları	70
6.1.2.Üst Çene All-on-4 Modelinde Lateral Harekette Elde Edilen Bulgular	71
6.1.2.1.Kortikal Kemik Bulguları	71
6.1.2.2.Spongioz Kemik Bulguları	76
6.1.2.3.İmplant ve Altyapı Bulguları	80
6.1.2.4.Protez Bulguları	83
6.1.3.Üst Çene All-on-4 Modelinde Protrüziv Harekette Elde Edilen Bulgular	86
6.1.3.1.Kortikal Kemik Bulguları	86
6.1.3.2.Spongioz Kemik Bulguları	89
6.1.3.3.İmplant ve Altyapı Bulguları	92
6.1.3.4.Protez Bulguları	95
6.2.Alt Çene All-on-4 Modelinde Elde Edilen Bulgular	97
6.2.1.Alt Çene All-on-4 Modelinde Sentrik Oklüzyonda Elde Edilen Bulgular	98
6.2.1.1.Kortikal Kemik Bulguları	98

6.2.1.2.Spongioz Kemik Bulguları	100
6.2.1.3.İmplant ve Altyapı Bulguları	102
6.2.1.4.Protez Bulguları	104
6.2.2.Alt Çene All-on-4 Modelinde Lateral Harekette Elde Edilen Bulgular	105
6.2.2.1.Kortikal Kemik Bulguları	106
6.2.2.2.Spongioz Kemik Bulguları	110
6.2.2.3.İmplant ve Altyapı Bulguları	114
6.2.2.4.Protez Bulguları	118
6.2.3.Alt Çene All-on-4 Modelinde Protrüziv Harekette Elde Edilen Bulgular	120
6.2.3.1.Kortikal Kemik Bulguları	120
6.2.3.2.Spongioz Kemik Bulguları	123
6.2.3.3.İmplant ve Altyapı Bulguları	127
6.2.3.4.Protez Bulguları	130
6.3.Alt Çene Trefoil Modelinde Elde Edilen Bulgular	131
6.3.1.Alt Çene Trefoil Modelinde Sentrik Oklüzyonda Elde Edilen Bulgular	132
6.3.1.1.Kortikal Kemik Bulguları	132
6.3.1.2.Spongioz Kemik Bulguları	134
6.3.1.3.İmplant ve Altyapı Bulguları	136
6.3.1.4.Protez Bulguları	138
6.3.2.Alt Çene Trefoil Modelinde Lateral Harekette Elde Edilen Bulgular	139
6.3.2.1.Kortikal Kemik Bulguları	139
6.3.2.2.Spongioz Kemik Bulguları	143
6.3.2.3.İmplant ve Altyapı Bulguları	147
6.3.2.4.Protez Bulguları	151
6.3.3.Alt Çene Trefoil Modelinde Protrüziv Harekette Elde Edilen Bulgular	153
6.3.3.1.Kortikal Kemik Bulguları	153
6.3.3.2.Spongioz Kemik Bulguları	157
6.3.3.3.İmplant ve Altyapı Bulguları	160

6.3.3.4.Protez Bulguları	163
7.TARTIŞMA	171
8. SONUÇLAR	199
9. KAYNAKLAR	201
ÖZGEÇMİŞ	218



TABLOLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Çalışmada kullanılan analiz grupları	46
Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları	54
Tablo 3. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları	55
Tablo 4. Üst çenede farklı oklüzal pozisyonlarda uygulanan kuvvetler. (Değerler Newton cinsindedir.)	58
Tablo 5. Alt çenede farklı oklüzal pozisyonlarda uygulanan kuvvetler. (Değerler Newton cinsindedir.)	58
Tablo 6. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	64
Tablo 7. Spongioz kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	66
Tablo 8. İmplantlarda ve altyapılarda sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri	68
Tablo 9. Protezde sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri	70
Tablo 10. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	72
Tablo 11. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	76
Tablo 12. İmplantlarda ve altyapılarda lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri	80
Tablo 13. Protezde lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri	84
Tablo 14. Kortikal kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	86
Tablo 15. Spongioz kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	89
Tablo 16. İmplantlarda ve altyapılarda protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri	93
Tablo 17. Protezde protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri	96
Tablo 18. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	98
Tablo 19. Spongioz kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	100
Tablo 20. İmplantlarda ve altyapılarda sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri	102
Tablo 21. Protezde sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri	104
Tablo 22. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	106
Tablo 23. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	110
Tablo 24. İmplantlarda ve altyapılarda lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri	114

Tablo 25. Protezde lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri	118
Tablo 26. Kortikal kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	121
Tablo 27. Spongios kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	124
Tablo 28. İmplantlarda ve altyapılarda protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri	127
Tablo 29. Protezde protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri	130
Tablo 30. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	132
Tablo 31. Spongios kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	134
Tablo 32. İmplantlarda ve altyapılarda sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri	136
Tablo 33. Protezde sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri	138
Tablo 34. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	140
Tablo 35. Spongios kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	144
Tablo 36. İmplantlarda ve altyapılarda lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri	148
Tablo 37. Protezde lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri	151
Tablo 38. Kortikal kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	154
Tablo 39. Spongios kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	157
Tablo 40. İmplantlarda ve altyapılarda protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri	160
Tablo 41. Protezde protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri	163

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Kemiğin şekline göre sınıflandırması	12
Şekil 2. Kemiğin kalitesine göre sınıflandırması	12
Şekil 3. Kemiğin yoğunluğuna göre sınıflandırması	13
Şekil 4. All-on-4 konsepti	20
Şekil 5. Novum Protokolü	23
Şekil 6. Trefoil Konsepti	23
Şekil 7. Trefoil konsepti ayarlanabilen adaptif eklemleri	24
Şekil 8. Bir sonlu eleman modelinde elemanlar ve düğüm noktaları	41
Şekil 9. Protezin modeldeki görünümü	44
Şekil 10. Sert plastikten yapılmış alt ve üst çene modeli	45
Şekil 11. Çalışmada kullanılan takım dişler	45
Şekil 12. Taranacak alt ve üst tam protez	45
Şekil 13. Activity 880 optik tarayıcısı	47
Şekil 14. Tomografi görüntüsü	48
Şekil 15. 3D-Doctor yazılımı görüntüsü	48
Şekil 16. Kortikal kemik modeli	49
Şekil 17. Spongioz kemik modeli	49
Şekil 18. Çalışmada kullanılan üst yapı, altyapı, implant, abutment, mukoza, kortikal ve spongioz kemik modelleri	51
Şekil 19. Çalışmada kullanılan üst yapı, altyapı, implant, abutment, mukoza, kortikal ve spongioz kemik modelleri	52
Şekil 20. Çalışmada kullanılan üst yapı, altyapı, implant, abutment, mukoza, kortikal ve spongioz kemik modelleri	53
Şekil 21. Sonlu elemanlar analizinde uygulanan nod elemanları	55
Şekil 22. Üst çene modelinin sınır koşulları	56
Şekil 23. Alt çene modelinin sınır koşulları	56
Şekil 24. Üst çene kanin koruyuculu oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket	59
Şekil 25. Üst çene grup fonksiyon oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket	59
Şekil 26. Üst çene bilateral balanslı oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket	59
Şekil 27. Üst çene lingualize oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket	59
Şekil 28. Alt çene kanin koruyuculu oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket	60
Şekil 29. Alt çene grup fonksiyon oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket	60
Şekil 30. Alt çene bilateral balanslı oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket	60

Şekil 31. Alt çene lingualize oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket	60
Şekil 32. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	65
Şekil 33. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	65
Şekil 34. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	65
Şekil 35. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	65
Şekil 36. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	67
Şekil 37. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	67
Şekil 38. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	67
Şekil 39. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	68
Şekil 40. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	69
Şekil 41. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	69
Şekil 42. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	69
Şekil 43. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	70
Şekil 44. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	71
Şekil 45. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	71
Şekil 46. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	74
Şekil 47. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme	74
Şekil 48. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	74
Şekil 49. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	74
Şekil 50. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	75
Şekil 51. Grup fonksiyon oklüzyon minumum asal gerilme	75
Şekil 52. Bilateral balanslı oklüzyon minumum asal gerilme	75
Şekil 53. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	75
Şekil 54. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	78
Şekil 55. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme	78
Şekil 56. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	78
Şekil 57. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	78
Şekil 58. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	79
Şekil 59. Grup fonksiyon oklüzyon minumum asal gerilme	79
Şekil 60. Bilateral balanslı oklüzyon minumum asal gerilme	79
Şekil 61. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	79
Şekil 62. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	81
Şekil 63. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri	82
Şekil 64. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	82
Şekil 65. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	82
Şekil 66. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	82
Şekil 67. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri	83
Şekil 68. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	83
Şekil 69. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	83
Şekil 70. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	85
Şekil 71. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri	85
Şekil 72. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	85
Şekil 73. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	85

Şekil 74. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	87
Şekil 75. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	88
Şekil 76. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	88
Şekil 77. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	88
Şekil 78. Bilateral balanslı oklüzyon minumum asal gerilme	89
Şekil 79. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	89
Şekil 80. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	91
Şekil 81. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	91
Şekil 82. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	91
Şekil 83. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	92
Şekil 84. Bilateral balanslı oklüzyon minumum asal gerilme	92
Şekil 85. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	92
Şekil 86. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	94
Şekil 87. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	94
Şekil 88. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	94
Şekil 89. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	95
Şekil 90. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	95
Şekil 91. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	95
Şekil 92. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	97
Şekil 93. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	97
Şekil 94. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	97
Şekil 95. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	99
Şekil 96. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	99
Şekil 97. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	99
Şekil 98. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	100
Şekil 99. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	101
Şekil 100. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	101
Şekil 101. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	102
Şekil 102. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	102
Şekil 103. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	103
Şekil 104. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	103
Şekil 105. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	104
Şekil 106. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	104
Şekil 107. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	105
Şekil 108. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	105
Şekil 109. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	108
Şekil 110. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme	108
Şekil 111. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	108
Şekil 112. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	108
Şekil 113. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	109
Şekil 114. Grup fonksiyon oklüzyon minumum asal gerilme	109
Şekil 115. Bilateral balanslı oklüzyon minumum asal gerilme	109
Şekil 116. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	109
Şekil 117. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	112

Şekil 118. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme	112
Şekil 119. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	112
Şekil 120. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	112
Şekil 121. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme	113
Şekil 122. Grup fonksiyon oklüzyon minimum asal gerilme	113
Şekil 123. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme	113
Şekil 124. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme	113
Şekil 125. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	115
Şekil 126. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri	116
Şekil 127. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	116
Şekil 128. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	116
Şekil 129. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	117
Şekil 130. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri	117
Şekil 131. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	117
Şekil 132. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	118
Şekil 133. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	119
Şekil 134. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri	119
Şekil 135. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	120
Şekil 136. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	120
Şekil 137. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	122
Şekil 138. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	122
Şekil 139. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	122
Şekil 140. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme	123
Şekil 141. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme	123
Şekil 142. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme	123
Şekil 143. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	125
Şekil 144. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	125
Şekil 145. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	126
Şekil 146. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme	126
Şekil 147. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme	126
Şekil 148. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme	126
Şekil 149. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	128
Şekil 150. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	128
Şekil 151. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	129
Şekil 152. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	129
Şekil 153. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	129
Şekil 154. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	129
Şekil 155. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	131
Şekil 156. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	131
Şekil 157. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	131
Şekil 158. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	133
Şekil 159. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	133
Şekil 160. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme	133
Şekil 161. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme	134

Şekil 162. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	135
Şekil 163. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	135
Şekil 164. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	135
Şekil 165. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	136
Şekil 166. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	137
Şekil 167. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	137
Şekil 168. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	137
Şekil 169. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	138
Şekil 170. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	139
Şekil 171. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	139
Şekil 172. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	141
Şekil 173. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme	142
Şekil 174. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	142
Şekil 175. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	142
Şekil 176. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	142
Şekil 177. Grup fonksiyon oklüzyon minumum asal gerilme	143
Şekil 178. Bilateral balanslı oklüzyon minumum asal gerilme	143
Şekil 179. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	143
Şekil 180. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	145
Şekil 181. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme	146
Şekil 182. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	146
Şekil 183. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	146
Şekil 184. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	146
Şekil 185. Grup fonksiyon oklüzyon minumum asal gerilme	147
Şekil 186. Bilateral balanslı oklüzyon minumum asal gerilme	147
Şekil 187. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	147
Şekil 188. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	149
Şekil 189. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri	149
Şekil 190. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	150
Şekil 191. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	150
Şekil 192. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	150
Şekil 193. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri	150
Şekil 194. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	151
Şekil 195. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	151
Şekil 196. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	152
Şekil 197. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri	153
Şekil 198. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	153
Şekil 199. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	153
Şekil 200. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	155
Şekil 201. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	155
Şekil 202. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	156
Şekil 203. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	156
Şekil 204. Bilateral balanslı oklüzyon minumum asal gerilme	156
Şekil 205. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	156

Şekil 206. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme	158
Şekil 207. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme	158
Şekil 208. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme	159
Şekil 209. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme	159
Şekil 210. Bilateral balanslı oklüzyon minumum asal gerilme	159
Şekil 211. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme	160
Şekil 212. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	161
Şekil 213. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	161
Şekil 214. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	162
Şekil 215. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	162
Şekil 216. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	162
Şekil 217. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	163
Şekil 218. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri	164
Şekil 219. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri	164
Şekil 220. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri	164

RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
Resim 1. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme	165
Resim 2. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan minimum asal gerilme	165
Resim 3. Spongioz kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme	165
Resim 4. Spongioz kemikte sentrik oklüzyonda oluşan minimum asal gerilme	166
Resim 5. İmplantlarda sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stresleri	166
Resim 6. Altyapılarda sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stresleri	166
Resim 7. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme	167
Resim 8. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan minimum asal gerilme	167
Resim 9. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme	167
Resim 10. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan minimum asal gerilme	168
Resim 11. İmplantlarda lateral harekette oluşan Von Mises stresleri	168
Resim 12. Altyapılarda lateral harekette oluşan Von Mises stresleri	168
Resim 13. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme	169
Resim 14. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan minimum asal gerilme	169
Resim 15. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme	169
Resim 16. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan minimum asal gerilme	170
Resim 17. İmplantlarda lateral harekette oluşan Von Mises stresleri	170
Resim 18. Altyapılarda lateral harekette oluşan Von Mises stresleri	170

KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

CAD: Bilgisayar destekli tasarım (*Computer Aided Design*)

CAM: Bilgisayar destekli üretim (*Computer Aided Manufacturing*)

MPa: Megapaskal

GPa: Gigapaskal

N: Newton

mm: Milimetre

mm²: Milimetre kare

µm: Mikrometre

nm: Nanometre

°: Derece

°C: Santigrat derece

Stl: Standard tessellation language

σ: Asal Gerilme

HP: Hareketli Protez

SP: Sabit Protez

3D: 3 boyutlu

Dicom: Digital Imaging and Communications in Medicine

DOF: Degree of freedom

E: Cismin elastisite modülü

F: Kuvvet

P: Paskal

S: Stres

SEA: Sonlu elemanlar analizi

Ti: Titanyum

Cr-Co: Krom-kobalt

v: Poisson oranı

E: Cismin elastisite modülü

SEA: Sonlu elemanlar analizi

Max: Maksimum

Min: Minimum

ÖZET

Trefoil ve All-on-4 Sistemlerinde, Farklı Oklüzyon Tiplerinin İmplant, Destek Dokular, Altyapı ve Protez Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi

İmplant destekli protetik restorasyonların kullanımının, tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda iyi bir çözüm olduğu pek çok çalışma tarafından kanıtlanmıştır. All-on-4 tedavi konsepti 2003 yılında Malo ve arkadaşları tarafından geliştirilen; dişsiz arklarda; anterior bölgede 2 aksiyel, posterior bölgede 2 distale eğimli olmak üzere toplam 4 implant kullanılarak tam dişsiz çenelerin sabit protetik rehabilitasyonu için uygulanan bir tedavi seçeneğidir. Trefoil konsepti tam dişsiz alt çenede uygulanan yeni bir alternatif tedavi seçeneğidir. Aynı boy ve çaptaki üç implantın ve bu implantlar üzerine bağlanan prefabrik titanyum tek barın üzerine ameliyatın yapıldığı günde, sabit ve daimi bir protez yüklemesi ile sonuçlanabilen bir sistemdir.

İmplant destekli protezlerin sağkalım oranı genellikle yüksek olmakla beraber, literatürde çeşitli biyolojik ve biyomekanik komplikasyonlar bildirilmiştir. Oklüzal aşırı yüklenme, biyomekanik komplikasyonlardan sorumlu birincil faktörlerden kabul edilir ve implant başarısızlığı, protez kırığı gibi sonuçlara neden olabilir. Oklüzyon tipine bağlı olarak, oklüzal kontak noktaları değişir ve bu temasların miktarı ve yoğunluğu, protez üst yapısından kemiğe iletilen yüklerin miktarını ve yönünü belirler.

Bu tez çalışmasında; tam dişsiz maksillada All-on-4 ve tam dişsiz mandibulada All-on-4 ve Trefoil konseptlerinde kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyon oklüzyon, bilateral balanslı oklüzyon ve lingualize oklüzyona göre hazırlanan modellere sentrik oklüzyon, lateral hareket ve protrüziv hareket için üç farklı yüklenme koşulu uygulanmıştır. İmplantlar, altyapı, protez, kortikal kemik ve spongioz kemikte oluşan stresler üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Tez çalışması sonuçlarında, kemikte oluşan en yüksek asal gerilme değerleri kortikal kemikte implantların boyun bölgesi etrafında, implantlarda oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri implantların boynunda görülmüştür. Trefoil konseptinde kortikal kemik, spongioz kemik ve implantlarda daha yüksek stres değerleri kaydedilmiştir. Altyapı için ise en yüksek stres değeri üst çene All-on-4 konseptinde görülmüştür. Farklı oklüzyon tipleri karşılaştırıldığında en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda gözlenmiştir. Bütün senaryolarda streslerin kortikal ve spongioz kemiğin kırılma dayanımının ve titanyumun yorulma direncinin çok altında olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: İmplant, Oklüzyon, Sonlu elemanlar stres analizi

SUMMARY

Evaluation of the Effect of Different Occlusion Types in Trefoil and All-on-4 Systems on Implants, Supporting Tissues, Framework and Prosthesis by Finite Element Stress Analysis

Many studies have established that the use of implant-supported prosthesis is a good solution in the rehabilitation of fully edentulous patients. All-on-4 treatment concept was developed by Malo et al in 2003; in edentulous arches; It is a treatment option for the fixed prosthetic rehabilitation of complete edentulous jaws by using a total of 4 implants, 2 axial in the anterior region and 2 distally inclined in the posterior region. The Trefoil concept is a new alternative treatment option in the fully edentulous mandible. It is a system that can result in a fixed and permanent prosthesis loading on the day of surgery on three implants of the same size and diameter and a prefabricated titanium bar attached to these implants.

Although the survival rate of implant-supported prostheses are generally high, various biological and biomechanical complications have been reported in the literature. Occlusal overload is considered to be one of the primary factors responsible for biomechanical complications and can lead to consequences such as implant failure and prosthesis fracture. Depending on the occlusion type, the occlusal contact points change, and the amount and intensity of these contacts determine the amount and direction of loads transmitted from the prosthetic superstructure to the bone.

In this thesis; Three different loading conditions has been applied for centric occlusion, lateral movement and protrusive movement for models prepared according to canine protected occlusion, group function occlusion, bilateral balanced occlusion and lingualized occlusion in All-on-4 in the fully edentulous maxilla and All-on-4 and Trefoil concepts in the fully edentulous mandible. The stresses occurring in implant, framework, prosthesis, cortical bone and cancellous bone were evaluated using three-dimensional finite element analysis method.

In the results of the thesis, the highest principal stress values in the bone were observed around the neck of the implants in cortical bone, and the highest Von Mises stress values in the implants were seen in the neck of the implants. In the Trefoil concept, higher stress values were recorded in cortical bone, cancellous bone and implants. For the framework, the highest stress value was seen in the upper jaw All-on-4 concept. Comparing the different occlusion types, the lowest stress values were observed in canine protected occlusion. In all scenarios, the stresses were found to be well below the fracture strength of cortical and cancellous bone and fatigue strength of titanium.

Key Words: Implant, Occlusion, Finite element stress analysis

3.GİRİŞ VE AMAÇ

Tam dişsiz maksilla ve mandibulanın implant destekli protezlerle fonksiyonel ve estetik olarak rehabilitasyonu günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır (1). Atrofik çenelerin rehabilitasyonunda kemik hacmini arttırmaya yönelik greftleme işlemleri geçerli yöntemler olarak kabul edilsede, cerrahi prosedürlerin karmaşıklığı, tedavi süresi, komplikasyon ve morbidite riski, yüksek maliyetler ve en önemlisi implantlar greftleme işlemiyle aynı seans yerleştirilse bile yeterli primer stabilite olmaması nedeniyle geç protetik yükleme yapılma zorunluluğu gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu nedenle dişsiz çenelerde bu durumları ekarte edebilmek ve immediat yükleme sağlayabilmek için çeşitli tedavi protokolleri geliştirilmiştir (2). Çalışmamızda kullandığımız All-on-4 konsepti ile geçici protezlerin hemen yüklemesi yapılabilirken, Trefoil konsepti ile daimi protezlerin hemen yüklemesi sağlanabilmektedir (3-5).

Sonlu elemanlar stres analizi; uygulanan kuvvetler sonucunda kemikte oluşan kuvvetlerin öngörülebilmesinde geçerli ve noninvaziv bir yöntemdir. Sonlu elemanlar analizi ile implant etrafında kortikal ve spongios kemikteki stres ve gerilme değerlerini ayrı ayrı ölçebilmek için yeterli olduğu; aksi takdirde kemiğin kuvvete karşı cevabının öngörüsünün zor olduğu bilinmektedir. Ayrıca diğer tüm faktörlerin standardizasyonu ve tek faktörün değerlendirilmesi *in vivo* çalışmalarda zordur. Bu nedenle, *in vivo* bir çalışmada farklı oklüzyon tipleri karşılaştırıldığında güvenilir sonuçlar elde edilemez. Sonlu elemanlar analizi ile standart modeller elde edilebilir ve sadece amaçlanan faktörleri değiştirerek ve tüm diğer faktörleri sabit tutarak analizler yapılabilir (6).

Tez çalışmasında, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak All-on-4 ve Trefoil konseptlerinde bilateral balanslı oklüzyon, grup fonksiyon oklüzyon, kanin koruyuculu oklüzyon ve lingualize oklüzyonla hazırlanan protezlerde oklüzal yüke bağlı olarak oluşacak streslerin dağılımlarının karşılaştırılmalı değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Sonuçlar neticesinde uygun oklüzyon tipinin belirlenmesi dolayısı ile komplikasyonların azaltılması ve restorasyonların uzun dönem başarısının artırılması hedeflenmektedir.

Hipotezler:

1. Trefoil konseptinde All-on-4 konseptine göre; kemikte, implantta ve altyapıda artmış stres değerleri beklenmektedir.
2. İki tedavi konsepti içinde lateral hareket sırasında en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda beklenmektedir.
3. İki tedavi konsepti içinde sentrik oklüzyonda en yüksek stres değerleri lingualize oklüzyonda beklenmektedir.
4. Alveol kemiği üzerinde en yüksek stres değerleri kortikal kemikte implantların boyun bölgesi çevresinde, implantlar üzerinde en yüksek stres değerleri ise implantların boyun kısmında beklenmektedir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1.Dental İmplantlar

4.1.1.İmplantın Tanımı ve Tarihçesi

İmplant; Latince ‘in= içerisinde’ ve ‘planto=dikme, ekme, yerleştirme’ anlamında ki sözcüklerden meydana gelmiştir (6). İmplantın tıbbi anlamı ise, ‘kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması için canlı dokularda uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen isimdir (7). Dental implantlar, sabit ya da hareketli protezlerde tutuculuk ve destek oluşturmak için mukozal veya periostal tabakanın altına, kemiğin üstüne veya içerisine yerleştirilen biyolojik uyumlu biyofonksiyonel cisimler olarak tanımlanmaktadır (8).

Dental implantların tarihçesine bakıldığında, diş yerine yabancı bir madde yerleştirme işlemi M.Ö. 3000’li yıllara dayanmaktadır. Yapılmış arkeolojik çalışmalarda günümüz İtalya’sının olduğu bölgede yaşamış olan Etrüsklere ait bant şeklinde tasarlanmış, öküz dişleri içeren protez örneklerine rastlanılmıştır (9). Eski Mısır, Çin, Arap uygarlıklarında yapılan arkeolojik kazılarda, metal, taş, deniz kabuğu, fil dişi gibi materyallerle yapılmış implantlar bulunmuştur (10). Eksik dişleri tamamlamada metaller ve alaşımların kullanımı çok eskiye dayanmamaktadır. 1800’lü yıllarda işleminden geçirilip form verilen kurşun, altın ve gümüş gibi materyaller bu amaçla kullanılmıştır.

20. yüzyılın ortalarında günümüz implantolojisindeki ile benzerlik gösteren dental implant formlarının ortaya çıktığı bildirilmiştir. 1940 yılında ilk subperiostal implantı İsveçli bir dişhekimisi olan Dr. Gustav Dahl, 30 yaşında bir erkek hastanın alt çene kemiği üzerine yerleştirmiştir (11). 1961 yılında Tramonte’nin geliştirdiği içi dolu vida şeklindeki implantlar bugünkü implantların temelini oluşturmaktadır (12). 1967 yılında Linkow, çiğneme kuvvetlerini daha fazla kemik yüzeyine yaymayı hedeflediği titanyum blade implant tasarımını tanıtmıştır (13). 1960’lı yılların sonunda Branemark, titanyumun kemik ve diş etinde hiçbir reaksiyon oluşturmadığını ve kemikle tamamen uyumlu olduğunu, dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceğini bildirmiştir (14). Uzun dönem başarısı kanıtlanan titanyum implantlar, günümüze değin sürekli olarak değişerek ve gelişerek kullanılmaktadır (15).

4.1.2.Dental İmplantların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Dental implantların endikasyonları arasında;

- Hareketli bölümlü protezlerdeki tutuculuğun yetersiz olması,
- Hareketli bölümlü protezlerdeki stabilitenin yetersiz olması,
- Hareketli bölümlü protezlerin kullanımındaki fonksiyonel bozukluklar,
- Hareketli bölümlü protezlerin fonksiyonunu bozan parafonksiyonel alışkanlıkların bulunması,

- Hareketli bölümlü protezlerin kullanımının psikolojik olarak zor olması,
- Diş agenezisi olması,
- Komşu dişleri sağlıklı tek diş eksikliklerinin var olması,
- Mevcut dayanak diş sayısı, dağılımının yetersizliği,
- Ağızdaki mevcut diş sayısının sabit protez yapımına izin vermemesi,
- Hastaların protezden beklentilerinin yüksek olması gibi durumlar sayılabilmektedir.

Mutlak kontrendikasyonlar;

- Hastanın yaşı,
- Alkol ve ilaç bağımlılığı,
- Majör psikolojik bozukluklar,
- Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar,
- Riskli kalp patolojileri,
- Radyoterapi gören hastalar,
- Uzun süreli immunsupresan ilaç kullanımı sayılabilmektedir.

Göreceli kontrendikasyonlar;

- Alerji sorunları
- Endokrin rahatsızlıklar,
- Yetersiz kemik hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi,
- Yetersiz interoklüzal mesafe,
- Risk taşıyan hastalar (Radyoterapi, kemoterapi görmüş hastalar, brüksist hastalar, kontrol edilemeyen periodontitis hikayesi olan hastalar, sigara kullanıcıları vb.) sayılabilmektedir (16).

4.1.3.Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantların farklı sınıflandırmaları mevcuttur. En çok kullanılan sınıflandırmalar şunlardır:

- İmplantların yerleştirildiği yer ve destek dokulara göre sınıflandırma
- İmplant üretiminde kullanılan materyale göre sınıflandırma
- İmplante edildiği zaman doku ile uzun dönem ilişkisine göre sınıflandırma
- İmplant yüzey özelliklerine göre sınıflandırmadır.

4.1.3.1.Dental İmplantların Yerleştikleri Yer ve Destek Dokulara Göre Sınıflandırılması

1. *Endosteal (Kemik İçi) İmplantlar:* Kemik içine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakayı geçen implantlardır. Dişsizlik durumlarında en yaygın olarak kullanılan implant tipidir. Şekilleri göz önünde tutulduğunda 4 ana grup altında toplanabilir:

- Blade tipi implantlar
- Vida tipi implantlar
- Silindirik tip implantlar
- Vent tipi implantlar (17)

2. *Subperiosteal (Epoosteal, Kemik Üzeri) İmplantlar:* Mukoza ile alveol kreti yüzeyi arasına yerleştirilen ve kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Kemik içi implantların yerleştirilmesinin mümkün olmadığı aşırı kret rezorpsiyonunun olduğu hastalarda kullanılabilir. Ölçü alınmasının zorluğu, enfeksiyon riskinin yüksekliği, operasyon sonrası görülen ağrı ve şişlik, kemik rezorpsiyon hızında artma ve mandibular sinir zedelenmesi gibi sebeplerle günümüzde kullanılmamaktadır (18).

3. *Transosteal (Transmandibular, Kemik Boyunca) İmplantlar:* Alt ve üst kortikal kemiği dikey olarak geçen, metal plaka ve transosteal pinlerden oluşmuş implantlardır. Dişsiz atrofik mandibulanın anterior bölgesine yerleştirilen vidalarla yapılır. Özellikle alt çenede ileri derece defekti bulunan vakalarda endikedir. Ekstraoral yaklaşım

gerektirmesi, cerrahi işlemin kompleks olması, başarısızlık durumunda çıkarılmasının zorluğu ve aşırı doku harabiyetine sebep olması gibi nedenlerle tercih edilme sıklığı azalmıştır (19).

4. *Intramukozal implantlar*: Buton şeklinde olan bu implantlar özellikle üst çenede protezlerin retansiyonunu artırmak amacıyla, protezlerin iç kısımlarına yerleştirilerek kullanılırlardı. Ancak üst çene kemiğinde doku kaybını artırıcı etkileri nedeniyle bu yöntem artık kullanılmamaktadır (7).

5. *Endodontik implantlar*: Kemik içi implantlar sınıfına da dahil edilen bu implantlar mevcut var olan bir dişin kök içinden geçip çene kemiğine yerleşmektedir (7).

4.1.3.2. Dental İmplantların Üretimlerinde Kullanılan Materyale Göre Sınıflandırılması

İmplant materyallerini kimyasal içeriklerine göre de gruplandırmak mümkündür. Buna göre en sık kullanılan implant materyalleri bağlı oldukları ana gruplarıyla birlikte şu şekilde sınıflanmaktadır:

- Metaller ve alaşımları: Titanyum ve alaşımları, paslanmaz çelik ve krom-kobalt-molibden alaşımları bu grupta yer almaktadır.
- Polimerler: Polimetilmetakrilat (PMMA), polietilen, politetrafloroetilen, silikon lastik, polisülfon gibi malzemeleri içermektedir.
- Seramikler: Alumina, hidroksiapatit (HA), trikalsiyumfosfat (TCP) ve kalsiyum aluminatlar bu gruptandır.
- Karbonlar: Karbon-silikon, polikristalin camsı karbon bu grupta yer almaktadır (20).

4.1.3.3. İmplant Edildiği Zaman Doku ile Uzun Dönem İlişisine Göre Sınıflandırılması

- Biyotolere: Doku tarafından reddedilemezler. Canlı dokuya implante edilince kapsül formunda bir fibröz tabaka ile kaplanan materyallerdir. Fraktürlerin fiksasyonunda kullanılan Cr-Co esaslı mini plak ve vidalar bu gruba örnek gösterilebilir.

- Biyo inert: Yüzeylerine yakın kemik oluşumuna izin verip temas osteogenezi sağlayan materyallerdir. Osteokondüktif özelliktedirler. Titanyum ve alüminyum oksit seramikler örnek olarak gösterilebilir.

- Biyo aktif: Yüzeyinde yeni kemik oluşumuna sağlayan, aynı zamanda da birleştiği dokuyla iyon alışverişinde bulunup kimyasal bir bağlanma sağlayan ve bağlanma osteogenezi meydana getiren materyallerdir. Osteoindüktif (yeni kemik oluşumunu aktive eden) özelliktedirler. Bu gruba örnek hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat gösterilebilir (7).

4.1.3.4. Dental İmplantların Yüzey Özelliklerine Göre Sınıflandırılması

Dental implantlarda titanyum yüzeyi çeşitli şekillerde pürüzlendirilerek veya kaplanarak titanyum yüzey alanı genişletilmiş dolayısı ile, osseointegre olan alan yüzdesi artırılmıştır. Bu yüzey özellikleri sayesinde tedavi süreci kısalmış, kemik yapımı daha hızlı ve daha kondanse olmuş ve böylece daha iyi bir osseointegre alan oluşturulup implanta gelen istenmeyen kuvvetlerin daha iyi tolere edilmesi sağlanmıştır (21). Mikroskobik yüzey yapılarından bazılarını sıralayacak olursak:

- Asitleme-kumlama ile yüzey pürüzlendirme
- Hidroksiapatit ile yüzey kaplama
- Kalsiyum fosfat ile yüzey kaplama
- Titanyum plasma sprej ile yüzey kaplama
- Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler
- Lazerle pürüzlendirilmiş yüzeyler yer almaktadır (22).

Günümüzde kullanılan en popüler implant biyomalzemeleri titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Titanyum 47,9 atom ağırlığına ve 22 atom numarasına sahip saf bir elementtir (23). Üstün biyoyumluluğu, korozyon direnci, uygun fiziksel ve mekanik özellikleri sayesinde diş hekimliğinde titanyum içerikli materyallerin kullanımını cazip hale gelmiştir. Titanyum, yüzeyinde pasif oksit tabakası oluşumunu sağlayacak şekilde düşük elektriksel iletkenliğe sahip olduğu için biyoyumlu kabul edilir. Bu oksit tabakası korozyona karşı yüksek direnç sağlar (24).

4.2.Osseointegrasyon

Latince “os” kemik, “integrate” birleşmek anlamına gelmektedir. Bu kavram ilk defa Branemark ve arkadaşları tarafından 1977 yılında ortaya atılmıştır (25). Osseointegrasyonu; mikroskobik seviyede, yaşayan sağlıklı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlamışlardır (26). 1986’da AAID (American Academy of Implant Dentistry) osseointegrasyonu; “implant ve remodele kemik arasında başka bir doku olmaksızın oluşan ve streslerin ideal bir şekilde implanttan kemiğe doğru aktarılmasını sağlayan bağlantı” olarak tanımlamıştır. Zarb ve Albrektsson, 1991 yılında, osseointegrasyonu “Fonksiyonel yükleme sırasında kemikte var olan alloplastik materyalin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyon reaksiyonlarının tümü” olarak yeniden tanımlamışlardır (27). Osseointegrasyonun sağlanmasında etkili olan başlıca faktörler;

- İmplant materyalinin biyouyumluluğu
- İmplant dizaynı
- İmplant yüzeyi
- Yük iletimi
- Cerrahi teknik
- İmplant yerleştirilecek kemiğin yoğunluğu
- Hastanın genetik yapısı, sağlık durumu, ilaç kullanımı, sigara ve alkol kullanımı, ağız hijyeni gibi tedavi edilen kişi kaynaklı birçok faktörden de etkilenmektedir (27,28).

4.3.Dental İmplant Başarısını Etkileyen Kriterler

İmplant tedavilerinin ve implantların başarılarını değerlendirmek için bir çok kriter tanımlanmıştır. Bunlardan en çok kullanılanı ve günümüzde halen geçerliliğini koruyan Zarb ve Albrektsson’un 1998 yılında yayınlamış oldukları konsensus raporuna göre, başarılı bir implant tedavisi için gerekli kriterler;

- İmplant planlamasının, ağıza yerleştirilen protezin fonksiyonu ve estetiği açısından hasta ve hekimi tatmin edici sonuç vermesi

- Fonksiyon altındaki ilk sene sonunda implant etrafındaki vertikal kemik kaybının 0,2 mm'den az olması
- İmplantlarda mobilite bulunmaması, klinik olarak test edildiklerinde enflamasyon ve enfeksiyon semptomlarının bulunmaması
- Sonuca ilişkin uzun dönemli dokümanların rapor edilebilmesi olarak sıralanmıştır (29).

4.4.Kemiğin Sınıflandırılması

Kemik dokusu farklı özelliklere sahip iki yapıdan oluşmaktadır. Kemik dokusunu oluşturan bu iki yapı; farklı sertliklere sahip kortikal (kompakt) kısım ve trabeküler (spongioz, kansellöz) kemik tabakasıdır.

Trabeküler kemik %70 civarında yumuşak doku içerirken, kortikal kemik % 95 civarında mineralize yapıdadır. Dolayısıyla kortikal kemik trabeküler kemiğe göre çok daha sert ve dayanıklı bir yapıdadır. Dental implantların uygulandığı çene kemikleri, birbirinden çok farklı yapıya sahip mandibular ve maksiller kemiklerdir. Mandibular kemik, dışta kalın bir kortikal kemik ile sarılmış trabeküler kemikten oluşurken, mandibular kemiğin sert yapısı mevcut olan kortikal kemiğin kalınlığından kaynaklanmaktadır. Maksiller kemik, ince bir kortikal kemik tabakası ile kaplanmış daha fazla oranda trabeküler kemikten oluşmaktadır (30). Lekholm ve Zarb 1985 yılında, kemik kalitesi ve şekline göre yaptıkları kemik sınıflaması halen kullanılmaktadır (31).

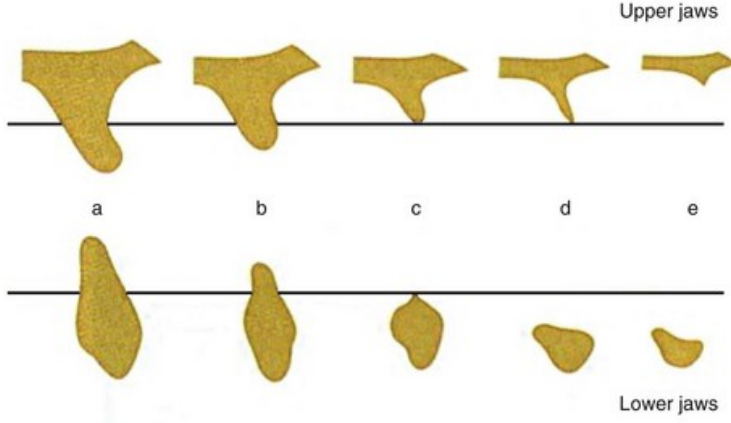
Bu sınıflamada kemik şekiline göre;

- **A:** Alveolar kemiğin çoğu mevcut
- **B:** Orta düzeyde reziduel kret rezorpsiyonu
- **C:** İleri düzeyde reziduel kret rezorpsiyonu / sadece bazal kemik
- **D:** Bazal kemikte rezorpsiyon başlangıcı
- **E:** Bazal kemikte ileri seviyede rezorpsiyon

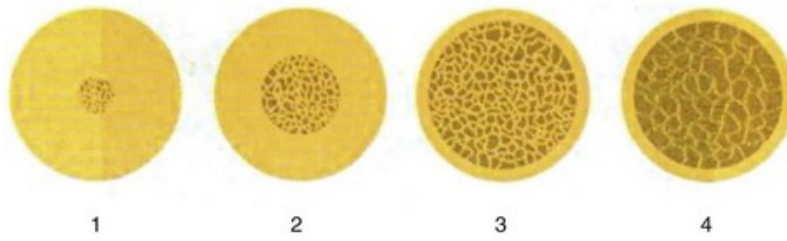
Kemik kalitesine göre;

- **Tip I:** Homojen kompakt kemik
- **Tip II:** Kalın kortikal kemik ile çevrili olan yoğun trabeküler kemik

- **Tip III:** İnce kortikal kemik ile çevrili kalın trabeküler kemik
- **Tip IV:** İnce kortikal kemik ile çevrili düşük yoğunlukta trabeküler kemik olarak gruplandırılmıştır.



Şekil 1. Kemiğin şekline göre sınıflandırması



Şekil 2. Kemiğin kalitesine göre sınıflandırması

Misch tarafından 1999 yılında yapılan kemik yoğunluğu sınıflaması ise şu şekildedir (32,106):

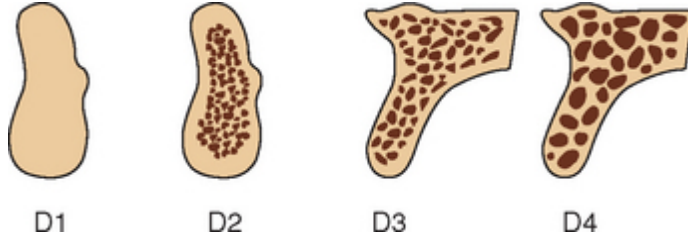
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olan yoğun kortikal kemiktir ve ileri derecede rezorbe olmuş dişsiz anterior mandibulada görülür.

D2 kemik: Krette yoğun, kalın poröz kortikal kemik ve altında kalın trabeküler kemiktir; anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksillada lokalizedir.

D3 kemik: İnce, poröz kortikal kemik ve altında ince trabeküler kemikten oluşmuştur; anterior maksilla, posterior maksilla, posterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Neredeyse hiç kortikal kemiğin olmadığı ve tüm kemik hacmini ince trabeküler kemik oluşturur.

D5 kemik: Mineralizasyonunun tamamlanmadığı, olgunlaşmamış çok yumuşak kemiktir.



Şekil 3. Kemik yoğunluğuna göre sınıflandırması

Mandibulanın anterior bölgesinde D1 kemik görülme oranı posterior bölgenin 2 katı kadardır. Kemik yüksekliği anterior mandibulada azaldığında, D1 kemik izlenme sıklığı %25'lere kadar artar. D2 kemik yoğunluğu mandibulada en fazla görülen tiptir, anterior mandibula üçte iki oranında D2 kemikten oluşur. D3 kemik yoğunluğu en çok maksillada, D4 kemik ise genellikle osteoplasti uygulamaları sonrasında gözlenir (33).

4.5.Dental İmplantlarda Uygulanacak Olan Cerrahi Prosedürler

Branemark ve Schroeder'in orjinal araştırma raporları göz önünde bulundurulduğunda temel olarak iki implant sistemi mevcuttur:

- a) Tek aşamalı implant sistemi
- b) İki aşamalı implant sistemi

Çift aşamalı cerrahi teknik; implant yerleşimi sonrası osseointegrasyon süresinin beklenilmesi ve osseointegrasyonun tamamlanmasını takiben ikinci bir cerrahi işlemle, protetik aşamaya geçilmesi esasına dayanmaktadır. Tek aşamalı teknik ise; implant yerleştirildikten sonra iyileşme başlığının veya abutmentin aynı seans takılması esasına dayanmaktadır (34,35).

Tek aşamalı cerrahi tekniğin bazı avantajları bulunmaktadır. Bunlar:

- Sadece tek bir cerrahi müdahale hasta için daha konforludur.
- İkinci cerrahi müdahalenin gerekmemesi yara iyileşme süresini ortadan kaldırmaktadır, bu da protetik fazın erken başlamasına olanak vermektedir.
- Osseointegrasyon fazı boyunca implantlar klinik olarak değerlendirilebilmektedir (36).

Çift aşamalı cerrahi tekniğinin ise bazı endikasyonları vardır. Bunlar:

- Primer olarak yara kapanmasının istenildiği durumlarda ve rejeneratif işlemlerin, greft ve membran kullanımı gibi durumların varlığında iki aşamalı cerrahi tercih edilmektedir.
- Osseointegrasyon süreci boyunca implantlara herhangi bir kuvvetin gelmemesi gerektiren durumlarda iki aşamalı cerrahi uygulanmaktadır.
- İmplantın koronel kısmının kemik seviyesinde olması bu teknikle daha etkin sağlandığı için, daha estetik sonuçlar ortaya konabilmektedir (37).

Yapılan araştırmalar tek ve iki aşamalı cerrahi tekniğin her ikisinde de, klinik başarı oranının oldukça yüksek olduğunu göstermektedir. Ancak iki tekniğin avantaj ve dezavantajlarının iyi bilinmesi ve doğru endikasyonun konulması klinik başarıda önemlidir (38).

4.6.Dental İmplantlarda Yükleme Protokolü

İmplantlar üzerine statik ya da dinamik olarak uygulanan kuvvete yükleme denir (39). Branemark ve ark., 1960'larda osseointegrasyon kavramı ile birlikte geç yükleme protokolünü ortaya çıkarmıştır. Geç yükleme protokolüne göre implantın herhangi bir yükleme yapmadan 3-6 ay süre ile primer olarak kapatılması gerekmektedir. Bu bekleme sürecinin nedeni, fonksiyonel yüklerin implant üzerinde oluşturduğu mikro hareketlerin, implant-kemik arasında fibröz doku oluşumuna yol açabileceği ve osseointegrasyona olumsuz etkileyeceğinin düşünülmesidir (25).

İmplantların hemen yüklenmesi kavramı ise ilk olarak Ledermann tarafından 1979'da ortaya atılmıştır. Ledermann alt çenede mental foromenler arasına dört implant yerleştirip aynı anda implant üstü protez yapmıştır (40). Ledermann'ın bu protokolü sıklıkla kullanmasının ardından yapılan araştırmalar doğrultusunda, hemen yüklemenin konvensiyonel yüklemeye bir farkının olmadığı doğrulanmıştır (41). Dental implantların yükleme protokolleri ile ilgili sınıflandırmaya göre yükleme çeşitleri şöyledir (42):

- İmmediat (Hemen) Restorasyon; implant yerleşimini takiben 48 saat içinde protetik yüklemenin yapılıp, karşıt dişle oklüzal temasın olmadığı yükleme çeşididir.

- İmmediat (Hemen) Yükleme; implant yerleşimini takiben 48 saat içinde protetik yüklemenin yapılıp karşıt dişle oklüzal temasın olduğu yükleme çeşididir.
- Konvensiyonel Yükleme; protetik aşamaya mandibulada ortalama 3 ay maksillada ortalama 6 ay beklenildikten sonra geçilmesi esasına dayanır.
- Erken Yükleme; yapılan protetik restorasyonun karşıt dişle okluzyona geldiği ve implant yapımını takiben 48 saat ile 3 ay içinde protezinin yapılması durumudur.
- Geç Yükleme; protetik yüklemenin konvensiyonel yüklemeden daha fazla süre beklenildiği durumlarda gerçekleştirilen yükleme çeşitidir.

Hemen ve erken yükleme protokolleri, geleneksel iyileşme süresi olarak yükleme yapılmadan beklenen 3-6 aylık zamanı ortadan kaldırır. Hastaların estetik, fonetik ve fonksiyonel ihtiyaçlarının hemen yerine getirilmesi gibi çok büyük avantajlara sahip olup, günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir (43).

İmmediate yükleme protokolünün endikasyonunda etkili faktörler:

- İmplantın bulunduğu bölgedeki kemiğin kalitesi
- Çekim soketine yerleşim zamanı
- İmplant tipi, uzunluğu ve yüzey özellikleri
- Primer stabilite
- Protetik restorasyon seçimi

İmmediate yükleme protokolünün kontrendikasyonunda etkili faktörler:

- Primer stabilite sağlanamaması
- Kötü ağız hijyeni
- İnce diş eti biyotipi
- Çekim soketinde enfeksiyon varlığı
- Bruksizm
- Agresif periodontitis
- Sigara içilmesi

4.7.İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant destekli protezler farklı araştırmacılar tarafından çeşitli şekillerde sınıflandırılmış olup desteğin tipi, simante veya vidalı oluşu, tutucu sistemin tipi gibi faktörlere göre pek çok sınıflandırma mevcuttur. Protez terimleri sözlüğünde 2 başlık altında şu şekilde sınıflandırma yapılmıştır (8):

- Hasta tarafından çıkarılamayan, tamamen implant tarafından desteklenen parsiyel ya da tam sabit implant protezleri
- Hem implant hem de mukoza tarafından desteklenen ya da tamamen implant tarafından desteklenen kısmi veya tam implant üstü overdenture protezleri

1993 yılında Misch implant destekli protezleri destek aldıkları yapıya göre aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (44):

- Sadece implant destekli protezler
- Diş-implant destekli protezler
- İmplant-doku destekli protezler

Bir diğer sınıflama, mevcut diş eksikliklerine göre yapılmıştır. Bu sınıflamaya göre (45):

1. Parsiyel diş eksikliklerinde
 - Sabit, vidalı kron protezler
 - Simante kron ve köprü protezler
 - Diş-implant destekli köprü protezleri
2. Tam diş eksikliklerinde
 - İmplant üstü sabit simante köprü protezler
 - İmplant üstü hibrit vidalı protezler
 - İmplant üstü overdenture protezler

Daha sonraları Misch implant destekli protezleri sabit protezler (SP) ve hareketli protezler (HP) olmak üzere ikiye ayırmıştır. 3 çeşit sabit ve 2 çeşit hareketli protez olmak üzere 5 kategori bulunmaktadır (46).

- SP1: Minimum doku kaybının bulunduğu durumlarda sadece kayıp kuron boşluğunu restore eden, görünümün doğal dişe çok yakın olduğu implant destekli sabit protezler.
- SP2: Doku kaybının fazlalığı nedeniyle kuron ile beraber kök boşluğunu da restore eden implant destekli sabit protezler.
- SP3: Kaybedilen kuronu, gingival dokuyu ve bir miktar dişsiz alanı da restore eden implant destekli sabit protezler.
- HP4: Bütünüyle implantla desteklenmiş hareketli protezler.
- HP5: Yumuşak doku ve implantlarla desteklenen hareketli protezler.

4.7.1.Sabit Protezler-3 (SP-3)

Bu tarz protezler sabit protez olmasının yanında, eksik dişlerle beraber bir miktar yumuşak doku kaybını da rehabilite eder. Dişeti renginde akrilik ya da porselen kullanılabilir. Bu protezlerde metal-seramik ya da metal altyapı üzeri akrilik ve yapay dişlerden oluşan hibrit protezler kullanılabilir. Yeterli kemik miktarı mevcut ve çeneler arası ilişki uygunsa geleneksel bir metal seramik üst yapı tercih edilebilir. Ancak yüksek derecede yumuşak ve sert doku kaybı olduğu durumlarda kaybedilmiş yumuşak ve sert dokuları taklit edebilecek hibrit protezler tercih edilebilir (47).

4.7.2.İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler

Hibrit protezler implant destekli hareketli protezlerin avantajlarını barındıran, en az dört adet implant üzerine vidalanarak uygulanan protez türüdür. Orta ve ileri derecede alveoler kemik rezorbsiyonu bulunan hastalarda kemik ve yumuşak dokuların rehabilitasyonunda, tümör rezeksiyonu sonucu doku kaybının fazla olduğu vakalarda, düzensiz alveoler kemik rezorbsiyonunda, üst dudak desteği yetersiz olan durumlarda hibrit protezler tercih edilmektedir (48). Protez ve yumuşak dokular arasında bırakılan boşluklar sayesinde hasta protez bakımını yapabilir ve ağız hijyenini koruyabilmektedir (49).

4.7.2.1.Hibrit Protez Yapımının Tercih Edilmesindeki Belirleyici Faktörler

Arklar Arası Mesafe: Restorasyon tipini belirlemedeki en önemli faktör arklar arasındaki mesafe miktarıdır. Bu mesafe fazla olduğunda yapılacak geleneksel bir metal altyapılı porselen restorasyonunda materyaller gereğinden daha kalın hazırlanacağı için biyomekanik problemler ortaya çıkması olasıdır. Kemik ile oklüzal düzlem arasında 15 mm'den daha fazla bir mesafe olduğunda hibrit restorasyon yapılması tercih edilir (50).

Çeneler Arası İskeletsel İlişki: Diğer önemli bir faktör ise çeneler arası iskeletsel ilişkidir. Doğal dişlerin kaybedilmesinden sonraki süreçte kemik rezorbsiyonunu takiben morfolojik değişimler meydana gelir. Bu değişimlere örnek vermek gerekirse; alveolar sırt daralması, kemik hacminin yetersizliği ve vertikal, anteroposterior ve transversal yöndeki ideal olmayan çeneler arası ilişkilerdir (51). Sınıf 3 iskeletsel ilişki ve maksillanın atrofik olduğu durumlar gibi çeneler arası ilişkilerin yeterince uyumlu olmadığı durumlarda, dudak desteğinin arttırılması gereken vakalarda, gülme hattının yüksek olduğu hastalarda ve rezorbsiyonun fazla olduğu durumlarda klasik implant destekli sabit protezler (SP-1 ve SP-2) kontrendike olabilir (47). Bu koşullar altında hasta sabit protez talep ediyorsa hibrit protez tercih edilebilir.

Anatomik Faktörler: Nazal kavite, maksiller sinüs, mandibular kanal ve mental foramen gibi anatomik bölgeler, düşük kemik yoğunluğuna sahip olmakla beraber implant yerleşimi için engel teşkil ederler. Atrofik maksilla ve mandibuladaki bu tarz anatomik limitasyonların varlığında hibrit protez tercih edilebilir. İlgili anatomik yapılardan kaçınmak için daha meziale ya da distale yerleştirilen implantların restorasyonlarında kantilever kullanılması gerekebilir (52).

4.7.2.2.Sabit Hibrit İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

- Kaybedilen sert ve yumuşak dokular iade edilerek doğru ve estetik dikey boyut hastaya kazandırılabilir.
- Vidalı sistem kullanıldığı için siman artığı kalma riski yoktur.
- Hibrit protezler iyi bir tutuculuğa sahiptir.
- Protez hekim tarafından çıkarılabilir (53).

4.7.2.3.Sabit Hibrit İmplant Destekli Protezlerin Dezavantajları

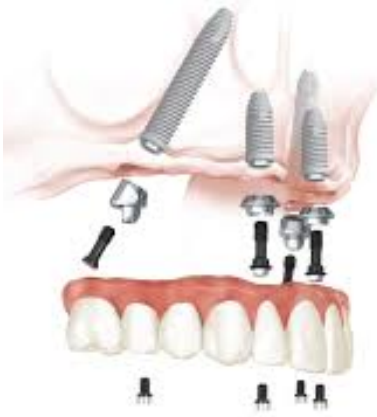
- Protetik vidaların gevşemesi veya kırılması,
- Rezin dişlerin metal-akrilik protezden ayrılması, aşınması ya da kırılması
- Akrilik rezinden metalin koyu renginin yansımaları,
- Protezin dokuya bakan yüzeylerinin hasta tarafından temizlenmesinde yaşanan sorunlar (53),
- Metal-seramik veya zirkonya-seramik protezlerde porselende küçük parçalar halinde kopmalar (chipping) ya da porselen ve altyapı kırıkları (54),
- Konuşma esnasında hava kaçıışı ile fonetik problemlerin görülebilmelidir (46).

4.7.3.All-on-4 Konsepti

Osseointegre implantlar 1960 yılında Branemark tarafından tanıtıldığından beri iki aşamalı teknik ve 3-6 aylık iyileşme periyodu önerilmekteydi. Önemli sayıda çalışma hastalara güvenli olduğu kadar daha kolay ve daha hızlı tedavi sunan tek aşamalı prosedürler üzerine yoğunlaşmıştır (55). Son yüzyılın başından beri hemen ve erken implant yüklemeli tek aşamalı cerrahi protokoller yüksek sağ kalım oranıyla tam çene dişsizlik rehabilitasyonunda geçerli bir yaklaşım olarak kanıtlanmıştır (56).

Hemen yükleme protokollerinden bir tanesi de All-on-4 konseptidir. Bu tedavi konsepti 2003 yılında Malo ve arkadaşları tarafından geliştirilen; dişsiz arklarda ya da çoklu çekim sonrası; anterior bölgede 2 aksiyel, posterior bölgede 2 distale eğimli olmak üzere toplam 4 implant kullanılarak tam dişsiz çenelerin sabit protetik rehabilitasyonu için uygulanan bir tedavi seçeneğidir. Anterior implantlar oklüzal düzleme dik, posterior implantlar ise yaklaşık 30-45° eğimli yerleştirilirler. İmplantların üzerine düz ve açılı multi abutmentler kullanılır (3). Bunlar göreceli olarak paralellığı sağlayıp doğru giriş yolunun elde edilmesini ve rijit protezin pasif oturmasını sağlar (57). Altyapı olarak konvansiyonel döküm metal ya da yüksek hassasiyetle millenmiş titanyum kullanılabilir (3). Bu konsept ile eğer immediat yükleme için gerekli minimum 35 Ncm tork değeri sağlanırsa implantasyondan kısa bir süre sonra sabit, geçici akrilik protezler yapılabilmektedir. Fonksiyon, fonasyon ve estetik hastaya hızlıca geri

kazandırılabilir. Daimi protezlerin yapımı için ameliyattan sonra 3-6 ay beklenmesi gerekebilir (58).



Şekil 4. All-on-4 konsepti

Dişsiz çenelerin implant tedavisi; posterior bölgedeki zayıf kemik kalitesi, uzun dönem dişsizlik sonucu kemik miktarındaki yetersizlik ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları gibi problemlerden dolayı sıklıkla komplike hale gelmektedir (59,60). Rezorbe çenelerde tedavi seçenekleri, greftleme, uzun distal kantilever, kısa implant ve zigoma veya pterygoid implantlardır. Ancak, bu tedavi yöntemleri (zigoma veya pterygoid implant) önemli derecede uzmanlık gerektirir, cerrahi risk içerir ve komplikasyon oluşturabilmektedir. Greftlemenin ise maliyetin fazlalığı, uzun zaman sürmesi ve birden fazla cerrahi operasyon gereksinimi gibi dezavantajları mevcuttur (61). Distal implantların eğimli yerleştirilmesi daha uzun implant kullanımına ve daha iyi yük dağılımını olanak sağlar. Anterior-posterior mesafeyi artırarak protezin kısa bir kantilever oluşturmasına izin verir. Kantilever kullanımı protez ve implantlarda biyomekanik gerilme oluşumuna neden olur. Kantilever uzunluğu arttıkça periimplant kemik kaybı, vida gevşemesi ya da kırılması gibi protez başarısızlıkları daha fazla görülmektedir. All-on-4 tedavi tekniği, genel olarak düşük maliyetli tedavi seçeneği olması ile birlikte azalmış tedavi süresi sağlaması, ileri cerrahi yaklaşımlar ve hareketli protezler ile karşılaştırıldığında hastaya yüksek yaşam kalitesi sağlayan bir tedavi yaklaşımı olarak görülmektedir (62).

Malo ve ark. 2011 yılında yayınladıkları çalışmalarında; All-on-4 sistemi kullanılmış 245 hasta ve 980 implantın 10 yıllık klinik takibini gerçekleştirmiştir. Çalışma sonuçlarında 10 yıllık başarı oranının %98.1 olduğu bildirilmiştir (63). Babbush

ve ark. 2011 yılında yayınladıkları çalışmalarında All-on-4 sistemi kullanılmış 165 hasta ve 708 implantın 29 aylık takip sonuçlarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda 29 aylık başarı oranı %99.2 olarak bildirilmiştir (57).

4.7.3.1.All-on-4 Tekniğinin Endikasyonları

- Genel sağlığın iyi olması
- Kabul edilebilir oral hijyen
- En az 10 mm uzunlukta 4 implantın yerleştirilmesi için yeterli kemik olması
- En az 5 mm kemik genişliği, maksiller anterior bölgede 10 mm ve mental foramenler arası en az 8 mm kemik yüksekliği
- Abutment, altyapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için arklar arası mesafenin en az 20 mm olması
- İmmediat fonksiyon için yeterli primer stabilitenin elde edilebilmesidir (64).

4.7.3.2.All-on-4 Tekniğinin Kontrendikasyonları

- Yetersiz kemik hacmi, düzensiz veya ince kemik kreti
- İmplant yerleştirilmesi ve planlamasını engelleyebilecek dişlerin varlığı
- Cerrahi müdahaleyi zorlaştıracak olan 50 mm'den az ağız açıklığı mevcudiyetidir (64).

4.7.3.3.All-on-4 Tekniğinin Avantajları

- Açılı implantlar anatomik yapılardan kaynaklı sınırlandırmaları elimine eder.
- Açılı implantlar daha iyi bir kemikte daha uzun implantla desteği artırır.
- Protez üstyapısında posterior kanat mesafesi azalır.
- Yetersiz kemik nedeni ile posterior bölgeye implant yerleştirebilmek için yapılacak olan kemik grefti ihtiyacı ortadan kalkar.
- Greftleme ve fazla sayıda implanta bağlı maliyet azaltılır.
- Yüksek başarı oranlarına sahiptir.
- Biyomekanik avantaj sağlar.

- Açılanmaya bağlı olarak implantlar arası mesafenin artması hijyenin daha rahat olmasını sağlar.

- İmmediat fonksiyon sabit ya da hareketli olabilir (4).

4.7.3.4.All-on-4 Tekniğinin Dezavantajları

- Çok hassas bir tekniktir ve özenle hazırlanmış cerrahi splint gerektirir.
- Altyapıda pasif uyumun sağlanması mümkün değildir.
- Tam ark implant destekli protezlerde dijital tarayıcıları ile ölçü alımı zordur.
- Geçici protezlerle geçirilen sürede protez kırıkları, diş kırıkları gibi protetik komplikasyonlar görülebilir.

- Protezin temizliği kolay değildir.
- Kantilever uzunluğu belirli bir sınırın ötesine uzatılmamalıdır (65).

4.7.4.Novum Protokolü

Bu sistem 1999 yılında Branemark tarafından tanıtılan Novum protokolü tüm cerrahi ve protez aşamalarının aynı gün içerisinde tamamlanmasına olanak sağlamaktadır. Novum protokolünün klinik prosedürü, anterior mandibulada üç implantın hassas yerleştirilmesi için prefabrik şablonlarının kullanılmasını içermektedir. İmplantlar önceden tasarlanmış bir alt bar ile bağlanmaktadır ve daha sonra protezin içine yerleştirilen ikinci bir bar alttaki bara bağlanarak sabitlenmektedir. İmplantların 11,5 ve 13 mm iki uzunluk ve 4,5 ve 5 mm olmak üzere iki çap seçeneği bulunmaktadır (66).

Novum protokolünün temel dezavantajları;

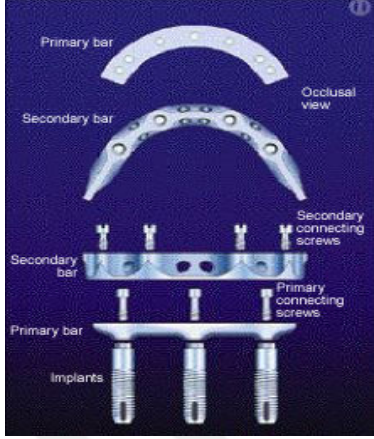
- Mandibulanın yükseklik, genişlik, şekil, boyut, yoğunluk ve mental foramenlerin pozisyonu ile sınırlı hasta seçimi (67),

- Olası implant komplikasyonlarının, özellikle implant kaybı gibi durumların çözümlenmesi zor olması (68),

- Hasta alt dudadıını aşağı çektiğinde alt barın görünürlüğü (69),

- Tedavi edilen hastadan bağımsız olarak her vakada aynı implant yerleştirme şablonları ve aynı prefabrik barların kullanılmasıdır. Bu katı protokol sadece alt çenenin

uygun anatomik özelliklerine sahip kişilerde uygulanabilir. Novum protokolünün kaldırılmasında ki ana sebep budur (66).



Şekil 5. Novum Protokolü

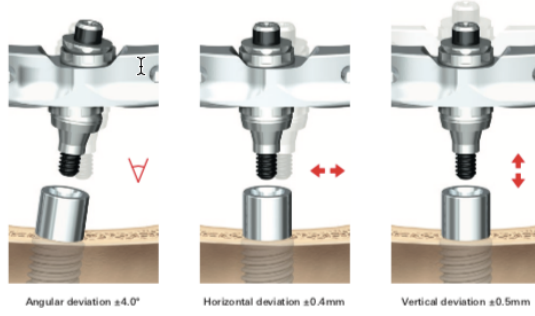
4.7.5. Trefoil Konsepti

Trefoil konsepti, novum protokolünün değiştirilmiş ve geliştirilmiş bir sonucudur. Prefabrik üretilmiş pasif oturan bir titanyum bar, aynı çap ve uzunlukta üç implant ve akrilik protezlerden oluşur. İmplantların 11,5 ve 13 mm uzunluğu, 4,5 ve 6 mm diş eti yüksekliği seçenekleri mevcuttur. İmplantların çapı 5 mm'dir. Trefoil konsepti şablon tabanlı ameliyatı içerir. Üç implantın doğru konumlandırılmasını sağlamak için tümüyle saygı duyulması gereken bir drilleme protokolü mevcuttur. Bu protokolün dışına çıkılması halinde trefoil barın implantlara pasif oturumunun engellenmesi ihtimali çok yüksektir.



Şekil 6. Trefoil Konsepti

Bu sistem ile ameliyatın yapıldığı günde, sabit ve daimi bir protezle birlikte, total dişsiz mandibulanın rehabilitasyonu sağlanabilmektedir. Mandibula'nın doğal kreti için anatomik olarak tasarlanmış önceden üretilmiş barın üzerinde, ideal implant konumundan yatay ($\pm 0,4$ mm), dikey ($\pm 0,5$ mm) ve açısal ($\pm 4^\circ$) sapmaları dengelemek için ayarlanan adaptif eklemler içerir. Bu adaptif eklemler, prefabrike bar ve implantlar arasındaki sabitleme mekanizmasında hassas bir pasif uyumu kolaylaştırmaktadır.



Şekil 7. Trefoil konsepti ayarlanabilen adaptif eklemleri

Pasif uyum; implant ile abutment ve abutment ile protez altyapısı arasındaki uyum olarak belirtilmektedir (70,71). Branemark; kemikte yıkım olmaması ve kemik yapımının durmaması için implant abutmentleri ve implant gövdesi arasındaki uyumsuzluğun en fazla 10 μ m olması gerektiğini bildirmiştir (72). Günümüzde pasif uyum; implant üstü protezlerin mekanik ve biyolojik anlamda uzun dönem komplikasyonlara neden olmayacak düzeyde uyumu olarak tanımlanmaktadır. Araştırmacılar, implant üstü protezlerin uzun dönem başarısının sağlanmasında pasif uyumun gerekliliği konusunda fikir birliği içindedirler (73-75).

Trefoil sisteminin en önemli avantajları;

- Prefabrik bara sahip olması,
- Prosedür tam anlamıyla uygulandığında pasif uyumun garanti edilir olması,
- Daha düşük maliyet,
- Daha hızlı bir protez iş akışı,
- Geleneksel tedaviye kıyasla daha az klinik süre içinde sabit ve daimi bir protez sağlamasıdır (76).

4.8.Oklüzyon

Oklüzyon, genel tanım olarak, alt ve üst çenedeki dişlerin karşılıklı yüzeylerinin birbirleriyle temasıdır. İdeal oklüzyon; stomatognatik sistemle uyum içinde olan, etkin çiğnemeyi sağlayan, fizyolojik fonksiyonlarda anormallikler oluşturmadan iyi bir estetik sağlayan oklüzyon olarak tanımlanabilir (45).

Oklüzal temaslar; normal fonksiyon, disfonksiyon ve parafonksiyon sırasında oluşan tüm temasları içermektedir. Oklüzyon; dişler, periodontal dokular, kemikler, eklemler, kaslar ve sinir sistemi arasındaki ilişkilerden etkilenmektedir ve çiğneme sistemine ait bu elemanların bütünüyle birlikte ele alınmaktadır (77). Her oklüzal ilişkinin kendi savunucuları mevcuttur; ancak klinik kanıtlar herhangi birinin üstünlüğünü destekleme konusunda sınırlıdır.

Oklüzyon tipleri konusunda pek çok ayırım ve sınıflama söz konusu iken genel olarak kabul gören sınıflama (45):

- Posterior disklüzyon,
- Kanin koruyuculu oklüzyon
- Anterior koruyuculu oklüzyon (Anterior grup fonksiyon oklüzyonu)
- Grup fonksiyon oklüzyon (Unilateral balanslı oklüzyon),
- Lingualize oklüzyon,
- Bilateral balanslı oklüzyon şeklindedir.

4.8.1.İmplant Üstü Protezlerde Oklüzyon

Dişler ve implantlar arasındaki biyolojik farklılıklar mevcuttur. Doğal diş periodontal ligament ile çevriliyken, implant kemikle doğrudan temas halindedir (25). Yük altında, esnek periodontal ligament dişler için şok absorbe edici bir özellik sağlamaktadır. Öte yandan, implantlar yük altında doğrudan kemikte stres meydana getirmektedir (78). Dişlerin aksenel hareketliliği için ortalama değer 25 ila 100 µm iken, osseointegre implantların aksenel yer değiştirmesi 3 ila 5 µm'dir. Dişlerin oklüzal aşırı yüklenmesinin klinik bulguları arasında periodontal ligamentin genişlemesi, fremitus ve dişin mobilitesi bulunmaktadır (79). İmplantların oklüzal aşırı yüklenmesi, iltihap

belirtileri ve krater benzeri kemik defektleri gibi biyolojik komplikasyonlara yol açabilmektedir (80,81). Ayrıca, vidaların gevşemesi veya kırılması, abutment veya protez kırığı, hatta implant kırığı gibi mekanik komplikasyonlara da sebep olabilmektedir (82). Oklüzyonun implant başarısına katkıda bulunan en önemli faktörlerden biri olduğu düşünülmektedir. İyi kontrol edilen ve sürdürülen bir oklüzyon mekanik ve biyolojik komplikasyonları azaltarak protezin ömrünü uzatabilir.

İmplant destekli protezler için oklüzyona yönelik kanıta dayalı fikir birliği hala eksiktir (83,84). Mevcut klinik verilerin çoğu tartışmalıdır. İmplant oklüzal kavramları hakkındaki çoğu literatür, *in vitro* ve hayvan çalışmalarına ve sınırlı klinik araştırmalara dayanmaktadır (85,86). En iyi ve en doğru uygulamaları belirlemek amacıyla oklüzyon ve bunun risk faktörleriyle ilişkisini araştıran daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

4.8.2.Hibrit protezlerde oklüzyon prensipleri

Hibrit protezlerde oklüzyon karşıt arktaki dişlere göre oluşturulmalıdır. Karşıt ark dişsizse ve akrilik tam protez veya implant üstü overdenture protez varsa bilateral balanslı oklüzyon tercih edilmelidir. Bu oklüzyonun tercih edilmesinin nedeni protezin fonksiyonel ve parafonksiyonel hareketlerde devrilmesini ve hareketlenmesini önlemek içindir. Karşıt arkta doğal dentisyon varsa o zaman anterior rehberlik veya grup fonksiyonu oklüzyon tercih edilir. Oklüzal tabla sığ olmalı ve çalışmayan taraftaki temaslar elimine edilmelidir. Dişli prova aşamasında sentrik ilişki değerlendirilmeli, protrüziv kayıtlar elde edilmelidir. Artikülâtörün kondil yolu eğimi hastanın kondil yolu eğimine uygun ayarlanmalıdır (87,88).

Hibrit protezlerle ilgili yapılan çalışmalarda oklüzyon vakalara göre belirlenmektedir. Jain ve ark.'nın yayınladıkları çalışmalarında alt dişsiz çenede ön bölgeye 4 adet implant yerleştirilmiş ve arka bölgeye kantilever uzatarak bir hibrit protez yapılmıştır. Karşıt arkta ise doğal diş kökleri üzerine overdenture protez yapılmıştır. Oklüzyon bu vakada tam balanslı olarak oluşturulmuştur ancak maksimum kapanışta anterior temastan kaçınılmıştır (89). Suzuki ve ark. alt hibrit protez, üst tam protez kullanan hastalarda (akrilik dişlerin kullanıldığı) oklüzal temas noktalarını değerlendirdikleri çalışmalarında, oklüzyon tipini çift taraflı balanslı oklüzyon olacak

şekilde ayarlamışlardır (90). Al-Thobity, yaptığı bir klinik çalışmada maksillada implant üstü geçiş protezine karşılık alt tam protezin olduğu bir vakada oklüzyonu anterior rehberlikle beraber balanslı oklüzyon olarak oluşturmuştur (91). Purcell ve ark. üst tam proteze karşılık alt implant destekli hibrit protez yaptıkları klinik vakada oklüzyonu sentrik ilişkide bilateral eş zamanlı posterior temaslar ve lateral hareketlerde de bilateral balanslı oklüzyon oluşturacak şekilde ayarlamışlardır (92).

İlk olarak tam protezlerin oklüzyonu için geliştirilmiş olan lingualize oklüzyonda, çiğneme kuvvetleri alveol kretine vertikal olarak iletildiğinden dolayı, tüm sabit ve hareketli protezler için kullanıma uygun bulunmuştur. Mandibular tüberkül tepelerinin fonksiyon dışı bırakılması ile eksentrik hareketlerde oluşabilen istenmeyen temasların engellenmesi ve tüm dişler üzerinde oklüzal temasların sınırlı sayıda tutulması ile kuvvetlerin homojen dağıtımını kolaylaştırması gibi avantajları sayesinde, implant destekli sabit protezlerde de öngörülebilir bir protokol olduğu savunulmuştur (93).

4.8.3.İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Oklüzyon Tipleri

4.8.3.1.Kanin Koruyuculu Oklüzyon (Karşılıklı Korumalı Oklüzyon)

Kanin koruyuculu oklüzyon, doğal dentisyonda 17-26 yaş arasındaki bireylerde görülür. Bu oklüzyon tipinde lateral hareketlerde çalışan tarafta kanin dişleri harekete rehberlik ederler. Diğer dişler temasta değildir ve bu rehberlik üst çene kanin dişlerinin palatinal eğimlerine yönlendirilmektedir. Sentrik ilişkide arka bölge dişlerde temas bulunurken ön dişlerde hafif temas mevcuttur. Protrüziv hareketlerde ön bölge dişler rehberlik etmektedir (94).

Bu oklüzyon kavramı, tüberkül-fossa pozisyonunun ve formunun kondiler ve mandibuler hareketlerle uyum içerisinde olması gerektiğini savunarak, bu şekilde de fonksiyonel hareketler sırasında en az diş teması elde edileceği düşüncesini temel almaktadır (77). Pek çok kaynağa göre kanin dişi, mandibulanın eksentrik kayma hareketlerinde rehberlik edebilecek en uygun diş olarak kabul edilmektedir (95,96).

Kanin koruyuculu oklüzyonun avantajları arasında şunlar sayılmaktadır (95):

1. Kanin dişi iyi bir kuron:kök oranına sahiptir, bu sayede yüksek oklüzal yükleri dahi tolere edebilir.
2. Mandibulanın eksentrik hareketlerinde dişler karşılıklı temasa geldiğinde kaninler, daha fazla periodontal propriyosepsiyona sahip olduklarından, diğer dişlerden daha yüksek ileti gerçekleştirirler. Bu sayede uyarılan çiğneme kaslarındaki gerilim ve uygulanan kuvvetin büyüklüğü azalır.
3. Üst çene kanin dişinin palatinal yüzeyinin şekli konkavdır ve lateral hareketleri yönlendirmeye uygundur.
4. Balanslı oklüzyonla karşılaştırıldığında çiğneme işleminin lateralden çok vertikal yönde olduğu savunulmaktadır.
5. Konumu itibariyle de kanin dişleri kaldıraç etkisine karşı temporomandibular ekleme (TME) olan uzaklıkları sayesinde avantaj sağlamaktadırlar.

4.8.3.2.Grup Fonksiyonu Oklüzyon (Unilateral balanslı oklüzyon)

Doğal dişli bireylerde sıklıkla gözlenen oklüzyon tipidir, genellikle 30 yaş üzerindeki bireylerde görülür. Grup fonksiyonu oklüzyonu prensiplerine göre sentrik pozisyonda tüm dişlerde temas mevcuttur. Lateral hareketlerde çalışan tarafta alt ve üst çenede küçük ve büyük azı dişlerinin bukkal tüberkülleri ile kaninlerde temas bulunurken denge tarafında temassızlık olmalıdır. Protrüziv hareketler ön bölge dişleri tarafından yönlendirilir ve arka bölge dişlerde temas olmamalıdır. Grup fonksiyonu oklüzyonu savunan araştırmacılar, bu oklüzyon tipinin dişlerdeki fizyolojik tüberkül aşınmalarıyla korunduğunu savunmaktadırlar (96).

4.8.3.3.Bilateral Balanslı Oklüzyon

Bilateral balanslı oklüzyon, mandibulanın sentrik ve eksentrik hareketleri esnasında çift taraflı olarak eş zamanlı anterior ve posterior dişlerin teması olacak şekilde tasarlanmıştır (97). Alt çenenin sentrik, protrüziv ve lateral hareketlerinde tüm dişlerde temasın olması gerektiği bilateral balanslı oklüzyonda; tüberkül-kenar sırtı ve iki dişe bir diş ilişki söz konusudur. Sentrik oklüzyon nokta şeklindedir. Çiğneme kasları aracılığıyla

alt çene lateral hareketleri sırasında, yan oklüzal kuvvetler eşit olarak bütün dişlere ve temporomandibular ekleme eşit olarak dağılmaktadır (98).

Tam protezlerin stabilizasyonunun sağlanmasında etkili olan bu oklüzyon türü, doğal dişli ve sağlıklı periodonsiyuma sahip hastalarda nadir olarak görülmektedir ve bunlar da ileri derecede atrizyonu olan hastalardır. Tüm dişlerde temasın sağlandığı bu oklüzyon türünde aşırı temas dolayısıyla oklüzal yüzde aşınma problemleri oldukça fazla karşımıza çıkmaktadır ancak tam protez kullanan hastalar için ideal bir oklüzyon tipidir (99).

Bilateral balanslı oklüzyonun iki büyük avantajı şunlardır (98):

- Herhangi bir oklüzal pozisyonda olabildiğince fazla diş temastadır ve tüberkül çatışması bulunmaz. Böylelikle basınçlar her tarafa eşit dağılır, protez stabilitesi bozulmaz, travma önlenir ve destek dokulara gelecek zarar en aza indirilmiş olur. Dengeli oklüzyon sayesinde hastalar gıdaları ezme ve kesme işlemlerini daha kolay yapar.
- Eksentrik hareketlerde tüberkül çatışmaları olmaz ve böylelikle protezlerin stabilitesi korunur.

4.8.3.4.Lingualize Oklüzyon

Protez terimleri sözlüğünde Lingualize oklüzyon; “Üst dişlerin lingual tüberküllerinin; sentrikte, çalışan ve çalışmayan mandibuler pozisyonlarda alt dişlerin oklüzal yüzeyleriyle temas ettiği oklüzyon şekli” olarak tanımlanmıştır (97). Lingualize oklüzyonda oklüzal temasların sayısı azdır ve sadece üst azı dişlerinin palatinal tüberkülleri, alt azı dişlerinin santral fossalarına temas eder. Bukkal tüberküller oklüzyon dışında kalır, yani üst ve alt antagonist dişler arasında sadece tek bir sentrik stop oluşur. Bu nedenle lingualize oklüzal düzen daha basittir.

Bu oklüzyonda alt protezde tüberkül yüksekliği daha az olan basit oklüzal yüzeye sahip dişler kullanılır. Üst protezlerde ise anatomik dişler kullanılır. Böylelikle anatomik ve non-anatomik dişler kombine edilmiş olur.

Lingualize oklüzyonda, üst çene dişlerinin palatinal tüberkülleri asıl çiğneme fonksiyonunu yüklenmektedirler ve ön dişler temas halinde iken, üst çenenin palatinal tüberkülleri de alt çene dişlerine temas edip bir tripod oluşturmaktadır. Bu oklüzyonda dişleri dizerken, alt çene arkında, antero-posterior ve medio- lateral eğimler; üst çene dişlerinin palatinal tüberkülleri, alt çenenin hareketlerinde alt çene dişleri ile dengeli bir artikülasyon sağlayacak şekilde ayarlanmalıdır (98).

Lingualize Oklüzyonun Endikasyonları

- Estetik beklentileri çok olan hastalarda,
- Alveol kretinin aşırı rezorbe olduğu vakalarda,
- Alveol kretleri bıçak sırtı gibi, çene ilişkileri anormal, kretler arası mesafesi çok, çiğneme ve parafonksiyonel hareketler sonucu oluşan yüklerin horizontal komponentin azaltılması gereken hastalarda,
- Alt çenede implant destekli protezler ve üst çenede konvansiyonel tam protezlerin olması halinde lingualize oklüzyon önerilir. Bu durumda protezin fonksiyonel kuvvetlere karşı direncinin artacağı bildirilmiştir.

Lingualize Oklüzyonun Avantajları

- Alt alveol kretine gelen kuvvetler daha merkeze iletilir ve böylece alt protezin stabilitesi artar.
- Vakaların çoğunda çapraz kapanış yapılması gerekmez.
- Lingualize oklüzyona uyum sağlayacak şekilde modifiye edilmiş olan üst anatomik dişlerin kullanılması estetiği olumlu yönde etkiler.
- Yüz kasları, üst azı dişleri tarafından iyi desteklendiği için estetik artar.
- Sınıf 2 ve sınıf 3 çene ilişkisi olan hastalarda dizimi kolaydır.
- Uygulaması kolaydır ve hasta memnuniyeti yüksektir.
- Dişlerin lateral harekette temasta olacak şekilde dizimi kolaydır.
- Alt tüberkül tepelerinin fonksiyon dışında bırakılması ve üst azı dişlerinin bukkal tüberküllerinin lingual tüberküllere göre daha kısa olması, protezin stabilizasyonunu bozan ve alveol kretinde yıkıcı etkiye neden olan lateral kuvvetleri minimuma indirir.

- Vertikal kuvvetler alt azı dişlerinin merkezine yönlendirilir.
- Dişlerdeki oklüzal temasların sınırlı sayıda olması, kuvvet dağılımını kolaylaştırır.

4.9.Biyomekanik ile İlgili Temel Kavramlar

4.9.1.Kütle

Bir cismin hareketindeki değişime karşı gösterdiği direnç kütle olarak tanımlanır. Değişmez bir özelliktir. Cismin bulunduğu ortamdan ve yer çekiminden bağımsızdır.

4.9.2.Kuvvet

Bir cisim üzerine uygulandığı zaman vücudu harekete yönlendiren ya da mevcut hareketini değiştiren etkidir. Büyüklüğü, süresi, yönü ve tipi olan vektörel bir niceliktir. Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet sonucu, cismin rijit ya da bükülebilir olmasına göre yer değiştirir ya da deformasyona uğrar. Kuvvet; uygulama noktası, büyüklük ve uygulama yönü özellikleri ile ifade edilir ve birimi Newton (N)'dur (100).

$$\text{Kuvvet (F)} = \text{kütle (m)} \times \text{ivme (a)}$$

4.9.3.Gerilim (Stres)

Bir cisme kuvvet uygulandığında, dışarıdan uygulanan bu kuvvete karşı bir iç direnç gelişir. Stres olarak tanımlanan bu iç direnç, uygulanan dış kuvvetle eşdeğer şiddette ancak zıt yöndedir. Stres, birim alana uygulanan dış kuvvetin ölçülmesi ile hesaplanır. Birimi Paskaldır ($P = N / m^2$). Gerilim, vektörel bir niceliktir, büyüklük ve yönle tanımlanır. Yönü açısından üçe ayrılır. Stres (S)= Kuvvet (F) / Alan (A) olarak formüle edilir.

- *Gerilme Stresi (Tensile Stress)*: Bir cisme aynı doğrultuda, farklı yönde iki kuvvetin uygulanması ile oluşur. Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlanır.
- *Sıkıştırma Stresi (Compressive Stress)*: Aynı doğrultuda, zıt yönde, birbirine doğru iki kuvvet uygulaması ile oluşur. Cismin molekülleri birbirine yaklaşmaya zorlanır.

- *Makaslama Stresi (Shear Stress)*: Cismin farklı seviyelerde, zıt yönde iki kuvvet etkisi altında kalması ile oluşur. Cismin molekülleri birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlanır.

Sıkıştırma ve gerilme streslerine normal stresler de denilmektedir ve “ σ ” sembolüyle gösterilmektedir. Makaslama stresi “ τ ” ile sembolize edilir. Yüke mağruz kalan cisimlerde, genellikle tek çeşit stres oluşmaz. Makaslama, sıkıştırma ve gerilme streslerinin bir arada bulunduğu bileşik stres oluşur. Kortikal kemik baskı gerilmelerine karşı dayanıklıdır ve baskı gerilmeleri implant-kemik ara yüzeyinin oluşmasına katkı sağlarlar. Makaslama ve çekme gerilmeleri ise implant-kemik bağlantısının bozulmasına neden olan kuvvetlerdir (101,102).

4.9.4.Asal Gerilim (Principal Stres)

Üç boyutlu bir gerilme elemanının x, y, z düzlemlerine bir çekme ya da baskı, iki makaslama tipi gerilme etki eder. Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşur. Cisim bu konfigürasyondaiken oluşan normal stresler asal stres olarak da adlandırılır. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

- *Maksimum Asal Gerilme (Maximum Principal Stress) (Maks. PS ya da σ_1)*: En yüksek çekme gerilmesini (tensile stress) ifade eder ve pozitif değerdir.
- *Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress) (σ_2)*: Ara değerleri ifade eder.
- *Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stress) (Min. PS ya da σ_3)*: En yüksek baskı gerilmesini (compressive stress) ifade eder ve negatif değerdir (103).

4.9.5.Eşdeğer Gerilim (Equivalent Stress, Von Mises Stress)

Von Mises stres kriterine göre bir yapının belli bir kısmındaki iç enerji belli bir değeri aşarsa, cisimde şekil değişikliği oluşur. Von Mises ve arkadaşlarının tanımladığı şekil değiştirme enerjisi olarak isimlendirilen enerji hipotezi sonlu elemanlar stres analizlerinde stres dağılımı ölçümlerinde kullanılır ve ‘ σ_e ’ simgesiyle tanımlanır.

Metal gibi çekilebilir (ductile) materyallerde von Mises stresler önemlidir ve deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Bu sayede arayüz bağlantılarında ve implantlarda oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Von Mises stresleri plastik deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile ilgilidir. Yield noktasını tanımlamak için kullanılır. Yield noktası aşıldıktan sonra materyal elastik davranış gösteremez ve daimi deformasyon oluşur. İmplantta oluşan Von Mises stres değeri, malzemenin (Ti-6Al-4V) gerilme dayanıklılığını (yield strength) geçerse başarısızlık olur. Bu nedenle implant, protetik altyapı ve üst yapı değerlendirilmesinde Von Mises stres değerlerinden yararlanır (104).

4.9.6.Gerinim (Strain)

Cisme kuvvet uygulandığı zaman birim boyutta oluşan şekil değişimini ifade eder. Cisimler kuvvet altında elastik, plastik veya ikisinin birlikte izlendiği şekil değişimine uğrar. Elastik gerinimde, kuvvet ortadan kalktığı zaman cisim orjinal haline döner. Plastik gerinimde, uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilme kuvvetinden fazla ise, cisimde kırılma veya kopma meydana gelir. Gerinim değeri genellikle % ile ifade edilir. Gerinim ve gerilme birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (105).

$$\varepsilon = \text{Gerinim} \quad \Delta L = \text{Boyutsal değişim} \quad L = \text{Cismin ilk uzunluğu} \quad \varepsilon = \Delta L / L$$

4.9.7.Elastisite modülü (Young's Modülü)

Yük altındaki cismin moleküllerinin çekim kuvvetinin birim uzamaya gösterdiği dirence elastiklik modülü denir. Her materyalin elastiklik modülü kendisine özgüdür ve sabit bir değerdir. Gerinimin birimi olmadığı için esneklik katsayısının birimi gerilme ile aynıdır (MPa veya GPa). Esneklik katsayısı yüksek cisimler rijit materyallerdir ve yüksek iç dirençleriyle deformasyona dayanıklıdır. Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetlerle, düşük elastisite modülüne sahip cisimden daha az deformasyona uğrar (106).

$$\text{Esneklik katsayısı} = \text{Gerilme (Stress)} / \text{Birim uzama (Strain)}$$

4.9.8.Poisson Oranı

Katı bir cisim basma veya çekme kuvvetlerine maruz kaldığında, bu cismin yapısında aksiyel ve lateral yönde gerinim oluşur. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranına poisson oranı denir ve 'V' ile sembolize edilir. Malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir ve 0 ile 0,5 arasında bir değere sahiptir. Metallerde bu oran 0,25-0,35 arasında değişmektedir. Poisson oranı, elastik deformasyon esnasında uzama ile çapraz kesit küçülmesinin orantılı olduğunu gösterir (107).

$$\text{Poisson oranı} = \text{Endeki birim uzama} / \text{Boydaki birim uzama}$$

4.9.9.Elastik Sınır (Akma Dayanımı/Yield Strength/Yield Point)

Elastik deformasyondan plastik deformasyona geçişin başladığı sınır gerilme değeri olarak tanımlanır (106).

4.9.10.Hooke Kanunu

Katı bir cisme kuvvet uygulandığında cisimde şekil değişimi gözlenir. Bu şekil değişimi, kuvvet ortadan kalktığında cisim eski şekline dönüyorsa elastik şekil değişimi, cisimde kalıcı deformasyon gözleniyorsa plastik şekil değişimi olarak adlandırılır. İngiliz bilim adamı Robert Hooke, elastik şekil değişimlerinde birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu bulmuştur. Bu kanun belirli gerilme sınırları içinde cismin kuvvete karşı davranışını yaklaşık olarak ifade eder. $F=k.x$ denkleminde F uygulanan kuvveti, k sabiti uygulanan kuvvet ile oluşan esneme miktarı arasındaki orantı sabitini, x ise esneme miktarını temsil eder (108).

4.9.11.Linear (Linear, Doğrusal) Elastik Cisim

Orantı sınırına kadar gerilme ve gerinim eğrisinin doğru orantılı olduğu, bu sınırdan sonra non-linear özellik gösterdiği cisimlerdir. Elastik bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim önce şekil değiştirir, cisme uygulanan kuvvet ortadan kalktığında cisim yeniden orijinal şekline ve düzenine geri döner (109).

4.9.12.Non-Linear (Linear olmayan, Doğrusal olmayan) Elastik cisim

Stres ve gerinim arasındaki ilişkinin doğru orantılı olmadığı malzeme özelliğine sahip materyaller olarak tanımlanır. Non-linear özellik; malzemeye bağlı, nesnelere değişen karşılıklı ilişkilerine bağlı ve geometriye bağlı olarak incelenir. Non-linear analiz, lineer statik modellerle çözülmeyen gerçekçi durumlardaki stres ve gerinimi (stress ve strain) tahmin etmek için gittikçe daha yaygın bir yaklaşım haline gelmektedir.

Diş hekimliğinde non-linear sonlu elemanlar analizi uygulaması şu başlıklar kapsamında ele alınmaktadır (110):

- Periodontal ligament özelliğinin non-linear simülasyonu
- Malzemelerdeki plastik ve viskoelastik davranışlar
- Dişler arası temas analizi
- İmplant yapılarındaki temas analizi
- Restorasyonlardaki interfasiyal stresler

4.9.13.Homojen Cisim

Yapı içerisinde her noktada elastik özellikler aynıdır, değişkenlik göstermez (111).

4.9.14.İzotropik ve Anizotropik

Üç asal eksen yönünde (x, y, z) benzer elastik özellikler gösteren malzemelere izotropik, farklı özellikler gösteren malzemelere anizotropik denir. İzotropik malzemeler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen baskı, çekme ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahip iken, anizotropik malzemeler farklı elastiklik modülüne sahiptirler. Üç asal eksenden ikisi üzerinde benzer davranış gösteren malzemelere transvers izotropik adı verilir. Kemik dokusu bazı araştırmacılar tarafından transvers izotropik olarak tanımlanırken, bazı araştırmacılar tarafından ise anizotropik olarak tanımlanmaktadır (109,112).

4.10.Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Hem implant hem de doğal diş destekli protezlerde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler sert ve yumuşak dokulara iletilerek bu dokularda gerilmelerin oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu gerilmeleri incelemek için birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar;

- Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
- Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
- Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kaplama Yöntemi ile Stres Analizi
- Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometri (Lazer Işımı) ile Stres Analiz Yöntemi
- Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi (113)

4.10.1.Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Diğer analiz yöntemlerine kıyasla, modeldeki iç baskıları ve gerilimleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek, gerilimin doğrudan gözlenmesine imkan veren bir analiz tekniğidir. Fotoelastik yöntemde uygulanan kuvvet çizgilerinin yoğunluğu, kuvvetin şiddetini belirlenmektedir. Çizgilerin geniş yüzeyli olmaları kuvvetin geniş bir sahaya yayıldığını, aksine çizgilerin sık ve ince olması o bölgedeki gerilimin daha yüksek olduğunu göstermektedir. Bu yöntem, materyaldeki kritik stres noktalarının ve düzensiz geometrideki stres yoğunluğunun belirlenmesinde önemli bir analizdir.

Bu yöntem diş hekimliğinde, travmaya uğramış dişlerde kullanılan splint tekniklerinde, kanal hazırlığında kullanılan döner aletlerde, endodontik post sistemlerinde ve kompozit reçine restorasyonlarda meydana gelen gerilme dağılımlarını belirlemede kullanılmaktadır. İmplant diş hekimliğinde ise; implant-abutment arayüz tasarımı, implant-abutment arasındaki açığı ve implant-diş destekli sabit protetik restorasyonların yük iletimini incelemeye kullanılmaktadır (114).

4.10.2.Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer analiziyle, yük altındaki cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişiklikleri hesaplayan bir yöntemdir. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip türleri vardır (115).

Gerilim ölçer yöntemi diş hekimliğinde; endodontik tedavi sırasında oluşan kök deformasyonunun belirlenmesinde, kompozit reçinelerin polimerizasyon büzülmesinin belirlenmesinde, farklı ölçü tekniklerinin doğruluğunun karşılaştırılmasında, vidalardaki yüklemelerin araştırılmasında ve dental implantların çevresindeki kemik dokuda oluşan gerilmelerin farklı koşullar altında gözlemlenmesinde kullanılmaktadır (114).

4.10.3.Kırılğan Vernik Kaplama Yöntemi ile Stres Analizi

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlandıktan sonra yüklemesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (116).

4.10.4.Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Stres Analizi

Lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen bir methodur. Test modeli üzerinde tahribat yapmaz ve obje çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebilir.

Bu yöntem diş hekimliğinde; ortodontik çalışmalarda, zaman içerisinde de sırsıyla kron-köprü, implant, lehim, çeşitli materyaller, tam ve bölümlü protezler konularında düzenlenen *in vitro* araştırmalarda kullanılmıştır (116).

4.10.5.Termografik Stres Analiz Yöntemi

Bu analiz yöntemi; ‘homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır’ prensibini esas almaktadır. Çiğneme esnasında bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olsa da dental implantların statik yüklemesi bu yöntemle yapılamamaktadır (116).

4.10.6.Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu metod birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Bu teknikte bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, cisme yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı, veri iletiminde kablosuz olmasıdır (116).

4.10.7.Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi

Sonlu eleman stres analizi, kompleks geometrik bir yapının bilgisayar ortamında ağ yapısına dönüştürülerek, maruz kaldığı stresleri ve uğradığı deformasyonu analiz etme yöntemidir. Yapı, birbirine düğümler vasıtasıyla bağlı sonlu elemanlara ayrılır. Bu elemanların tipi, dizilişi ve sayısı analizin sonucunu etkiler (117). Her bir düğümde oluşan stres ve yer değişimi hesaplanabilmektedir (118).

Bu matematiksel gerilme analiz yöntemi 1956 yılında uçak mühendisliği alanında geliştirilmiştir. Clough 1960 yılında bu yöntemi sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi olarak adlandırmıştır. Ledney ve Huang’ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturmasıyla diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanan SEA yöntemi, 1970’li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarla bu alandaki yerini almıştır. 1976 yılında ise Weinstein ve arkadaşları tarafından ilk kez dental implantoloji alanında kullanılmış ve sonrasında kullanımı hızla yaygınlaşmıştır (119).

Diş hekimliğinde kuvvetten bahsedilince akla ilk olarak güçlü çiğneme kaslarının uyguladığı çiğneme kuvvetleri gelir. Bu kuvvetler çene kemiklerine çeşitli yollarla iletilir. Bunlar; dişler, diş kökleri ve periodonsiyumları, protez materyalleri, implant protezlerinde implantın direk kemik teması ile olmaktadır. Bütün bu kuvvet iletim yollarında canlı dokuların fizyolojik sınırlar içinde etkilenmesi, aşırı ve zararlı stres birikimlerinin olmaması gerekmektedir. Bu nedenle materyalde veya destek yapılarında ortaya çıkacak stresin analiz edilmesi gereklidir. Biyolojik yapılarda (kas, kemik, diş, vücut sıvıları gibi) stres analizi yapmak, tedavi ve protetik malzemelerde analiz yapmaktan zor olduğu için canlı dokuların modelinin hazırlanması yoluna gidilmiştir (120). Dental materyaller gibi oldukça karmaşık geometriye sahip materyallerin analizlerini yapılması oldukça zor ve karmaşık bir işlemdir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyallerin kolaylıkla analiz yapılmasına imkan sağlamaktadır (121). SEA yöntemi diş hekimliğinde; diş sert dokularını, periodontal dokuları, temporomandibular eklemi, çene ve yüz kemiklerini, ortodontik diş hareketlerini ve apareyleri, kanal dolgularını, restoratif materyalleri, dental implantların tasarımını, materyal içeriğini, yük etkilerini ve arayüz problemlerini incelemede kullanılır (122).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları (123)

- Karmaşık geometriye sahip katı cisimler rahatlıkla modellenebilir.
- Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle gerçek yapıya en yakın modeller oluşturulabilir.
- Bir veya birden çok bağlantı noktası olan cisimler (delik veya köşeleri olan) kolaylıkla çözümlenebilir.
- Yapısında değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilir.
- Çok sayıda değişik malzeme kullanılarak farklı modeller oluşturulabilir.
- Hem gerilme dağılımları hem de yer değiştirmeler hassas bir şekilde incelenebilir.
- Materyallerin özellikleri, geometrileri, uygulanan kuvvetler kolaylıkla değiştirilebilir.
- Analiz sonuçları kısa sürede elde edilebilir.

- SEA yöntemi ile *in vivo* olarak yapılamayan deneyler yapılabilir.
- Sınır koşulları kolayca uygulanabilir.

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları (123)

- Malzeme özelliklerinin sisteme doğru yüklenmesi çalışmaların sonucunu etkiler.
- Malzeme özellikleri, model geometrisi, sınır koşulları ve yükleme koşulları kişiye bağlı olarak değişkenlik gösterebilir.
- Doğru bir analiz için matematiksel modelin, gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır.
- Doğru bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe önemlidir.
- Analiz sonuçlarını yorumlamak ve düzenlemek zor ve uğraştırıcı bir işlemdir.
- Analizlerin yapılabilmesi için kullanılan bilgisayar ve software programları yüksek maliyet gerektirir. Mevcut software programlarının gelişen teknoloji ile birlikte güncellenmesi gerekmektedir.

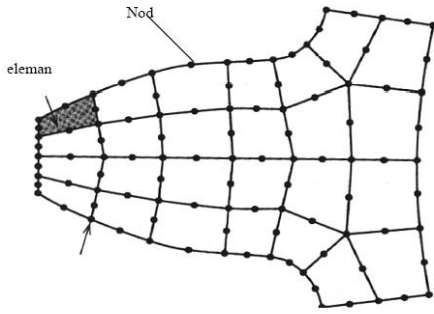
4.11.Sonlu Elemanlar Yönteminde Temel Kavramlar

4.11.1.Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda "eleman" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, lineer veya lineer olmayan matematiksel denklem seti elemanların birleştirilmesi sonucu oluşur ve sistemin gerçeğe yakın sonuç vermesi bu denklemin çözülmesiyle sağlanır. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse o kadar çok gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir (6).

4.11.2.Düğüm (Node)

Elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye ve hesaplamaya çalışır. Bu düğüm noktaları belirli noktalardan hareket etmeyecek şekilde sabitlenmesi gereklidir (6).



Şekil 8. Bir sonlu eleman modelinde elemanlar ve düğüm noktaları

4.11.3.Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Ağ (mesh) oluşturma işlemi düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını belirler. Mesh üretimi farklı şekillerde yapılabilmekte olup bunlardan biri, programlar tarafından otomatik olarak yapılmakta, diğeri ise kullanıcının kendisinin mesh üretme işlemini gerçekleştirmesidir. Otomatik olarak yapıldığında, kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer düğüm noktalarını ve elemanları otomatik sıralayarak numaralanmasını sağlar. Kullanıcı mesh üretme yapacaksa, ayrıca mesh üretilen alanın üzerinde, bölgelerin eleman yoğunluğunun nerede fazla, nerede az olacağına karar vermesi gerekebilir. Asıl önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceğidir, nasıl mesh edileceğidir (6).

4.11.4.Sınır Şartları (Boundary conditions)

Sınır şartları; gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin durumuna göre belirlenir ve cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin

neresinden uygulandığını gösterir. Sınır şartları analizi yapılan cismin kuvvet uygulanacağı bölgeye göre belirlenir (6).

4.11.5.Geometri ve Katı Modelleme

Sonlu elemanlar analizinde ilk aşama her zaman kullanılacak tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktarılarak modellenmesidir. İleri düzey modelleme tekniği olması cismin iç ve dış geometrisinin gerçeği en yakın şekilde taklit etmesinden kaynaklanmaktadır. Katı modellemenin esas temeli, görüntüden daha çok cismin iç ve dış geometrisinin bilgi bütünü şeklinde bilgisayara birebir geçmiş olmasıdır. Böylece cismin iç yapısını daha detaylı analiz etmek için kesitler alınabilir ya da ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir. Cisimlerin yüzeylerinde farklı modifikasyonlar, renklendirme, geçirgenlik, ışık yoğunluğu ve gölgeleme yapılabilir. Cisimlerin katı modellemesi için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılır. CAD ortamında hızlı bir veri, iletişim ve işlem gücüne sahip iyi donanımlı ve hızlı bilgisayarlar gerekmektedir. Katı modelleme sayesinde bir ürün üretilmeden önce istenen fonksiyon ve görünümü sağlayıp sağlamadığı kontrol edilebilir. Maliyeti yüksek mekanik testler yerine, bilgisayar ortamında yazılım programları ile yapılabilmesi daha hızlı ve ucuz olmasını sağlar. Modelleme bir, iki ve üç boyutlu olarak yapılabilir. Üç boyutlu tasarım, üç eksen üzerinde ve doğaları en iyi taklit eden modelledir. Kuvvetler tüm eksenlerde olacağından, hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır (124).

4.11.6.Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İşlem Basamakları

İncelenecek Yapının Modelinin Elde Edilmesi (Pre-processing):

Bilgisayar ortamında CAD programı aracılığı ile model oluşturulabilir. Çenelerin tomografi görüntüleri kullanılarak 3D Doctor, 3D studio Max, Rhinoceros programları ile tomografilerden analizi yapılacak model elde edilebilir. Analize hazırlanan model elemanlara ayrılarak bir ağ (mesh) yapıya dönüştürülür. Böylece matematiksel model elde edilmiş olur (125).

Verilerin Software Programına Yüklenmesi (Analiz):

Elde edilen modelde bulunan farklı materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları gibi mekanik özellikleri ile yükleme koşulları tanımlanır. Uygulanacak kuvvetin özellikleri belirlenir. Yüklemeler sonucu elde edilen veriler kaydedilir (125).

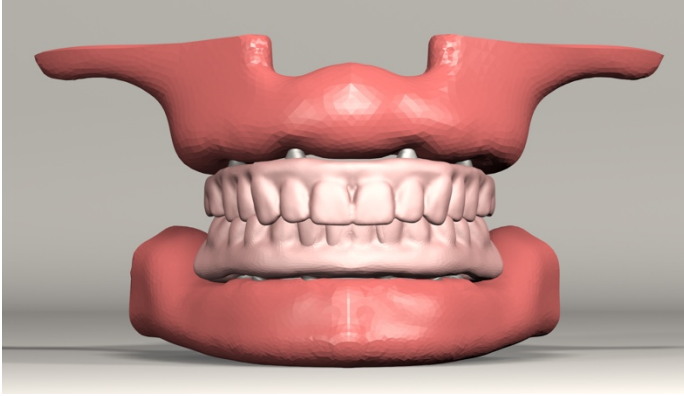
Post-Processing (Analizin zmlenmesi):

Analizi yapılan materyalin mekanik özellikleri dikkate alınarak değerlendirme yapılır. Kemik, greft materyalleri ve porselen gibi kırılğan materyaller için asal stres (Principal stres), metaller gibi çekilebilen materyaller için eşdeğer stres (Von Mises stres) değerleri kullanılabilir. Eşdeğer stres, tüm yapıdaki stresler ile ilgili veri sağlayabilir (125).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu uzmanlık tez projesi, Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (2019/098 proje numarası) tarafından desteklemiştir. Çalışma, Kocaeli Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'nde gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; tam dişsiz maksillada All-on-4 ve tam dişsiz mandibulada All-on-4 ve Trefoil sistemlerinde kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyon oklüzyon, bilateral balanslı oklüzyon ve lingualize oklüzyon tiplerinin sentrik oklüzyon, lateral ve protrüziv harekette oluşan temaslarının implantlar, altyapı, protez, kortikal ve spongioz kemikte meydana getirdiği stresler değerlendirildi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.



Şekil 9. Protezin modeldeki görünümü

Alt ve üst çene protez modellemesi için sert plastikten yapılmış total dişsiz modeller üzerinden silikon ölçü maddesi (Hydrorise Maxi Monophase, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) ile ölçü alındı ve ölçü içerisine sert alçı dökülerek model elde edildi. Modeller üzerine akrilik kaide (Light Cure Custom Tray Material, Arasta LC, İstanbul, Türkiye) yapıldı ve mum şablonlar hazırlandı. Diş dizimi öncesi hazırlanan mum şablonlar artikülatöre (ARTEX CN, Amann Girrbach AG, Koblach, Avusturya) alındı. Farklı grupları temsil etmek için 12 senaryo belirlendi. Senaryo 4, 8, 12 için lingualize diş dizimine uygun olarak üretilmiş (SR Ortholingual DCL, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) takım dişler kullanıldı. Diğer senaryolarda yarı anatomik formlu (SR Orthotyp DCL, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) takım dişler kullanıldı. Diş dizimi yapılmış modeller Activity 880 (Smart optics Sensortechnik GmbH, Bochum,

Almanya) optik tarayıcı ile tarandı. Yapılan taramadan sonra 3 boyutlu model elde edildi.



Şekil 10. Sert plastikten yapılmış alt ve üst çene modeli



Şekil 11. Çalışmada kullanılan takım dişler



Şekil 12. Taranacak alt ve üst tam protez

5.1.Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

Çalışmada kullanılan analiz grupları Tablo 1’de gösterilmektedir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan analiz grupları

Numaralar	Açıklamalar	Analizler
Senaryo 1	Üst çene All-on-4 konseptinde, kanin koruyuculu oklüzyona uygun hazırlanan	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 2	Üst çene All-on-4 konseptinde, grup fonksiyon oklüzyona uygun hazırlanan	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 3	Üst çene All-on-4 konseptinde, bilateral balanslı oklüzyona uygun hazırlanan	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 4	Üst çene All-on-4 konseptinde, lingualize oklüzyona uygun hazırlanan	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 5	Alt çene All-on-4 konseptinde, kanin koruyuculu oklüzyona uygun hazırlanan	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 6	Alt çene All-on-4 konseptinde, grup fonksiyon oklüzyona uygun hazırlanan	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 7	Alt çene All-on-4 konseptinde, bilateral balanslı oklüzyona uygun hazırlanan	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 8	Alt çene All-on-4 konseptinde, lingualize oklüzyona uygun hazırlanan	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 9	Alt çene Trefoil konseptinde, kanin koruyuculu oklüzyona uygun hazırlanan	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 10	Alt çene Trefoil konseptinde, grup fonksiyon oklüzyona uygun hazırlanan	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 11	Alt çene Trefoil konseptinde, bilateral balanslı oklüzyona uygun hazırlanan senaryo	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket
Senaryo 12	Alt çene Trefoil konseptinde, lingualize oklüzyona uygun hazırlanan senaryo	1)Sentrik oklüzyon 2)Lateral hareket 3)Protrüziv hareket

5.2.Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İçin Kullanılan Cihazlar ve Özellikleri

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc., Bellevue, WA) ve Algor Fempro (ALGOR Inc., Pittsburgh, PA) analiz programından yararlanıldı.

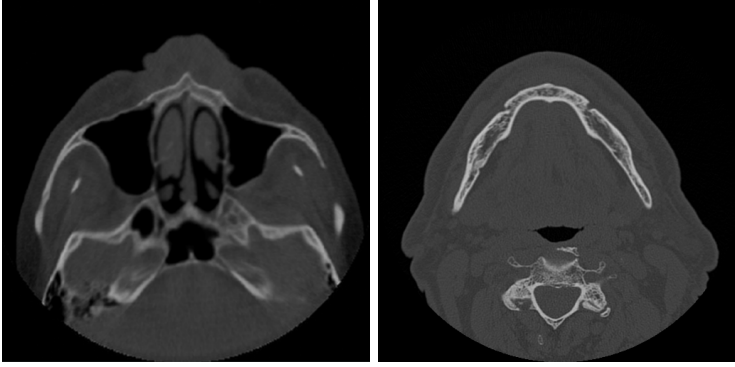


Şekil 13. Activity 880 optik tarayıcısı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımına aktarıldı. Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Bu formatta düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır.

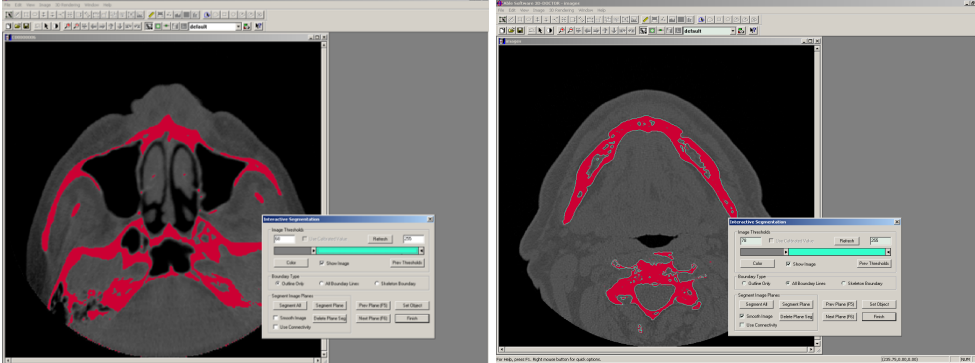
5.3. Üst ve Alt Çene Modellerinin Hazırlanması

Geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi. Çene kemiği, konik huzme ışınli tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile yeniden yapılandırıldı ve sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında dışı aktarıldı.



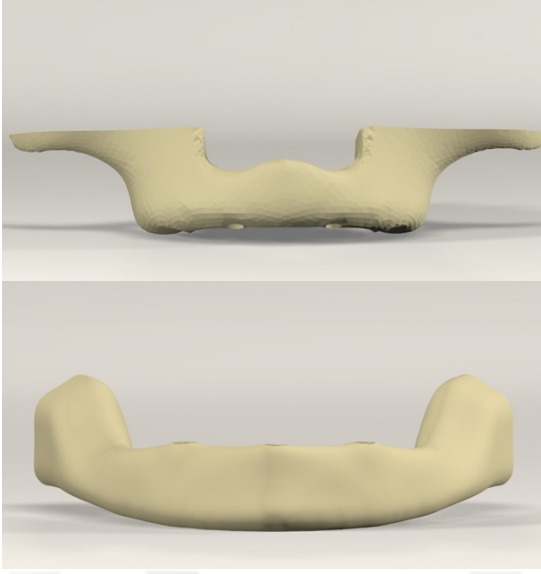
Şekil 14. Tomografi görüntüsü

Çekilen filmler, 3D-Doctor (Able Software Corp., Lexington, MA) yazılımına aktarıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. 3D-Doctor yazılımında, başta manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir. Sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek kemiğin modelleme işlemi tamamlanmaktadır.



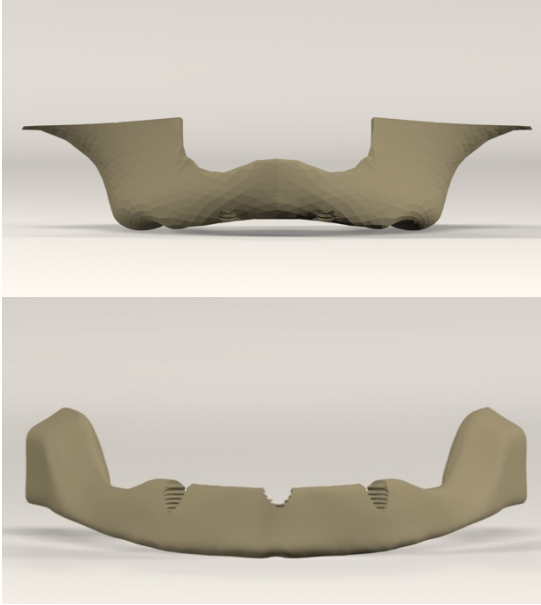
Şekil 15. 3D-Doctor yazılımı görüntüsü

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında dışa aktarıldı.



Şekil 16. Kortikal kemik modeli

Kemik dokusundan ofset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.



Şekil 17. Spongioz kemik modeli

Yapılan modellemeler 'Rhinceros' yazılımında 3 boyutlu uzaydaki koordinatlarına yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı. Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi.

5.4.İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

Üst ve alt çenede All-on-4 senaryoları için Nobel Active implantlar kullanıldı (Nobel Biocare AB, Gothenburg, İsveç). Anterior bölgede implantlar lateral diş bölgesine, 3,5 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda açısız şekilde yerleştirildi. Posterior bölgedeki implantlar ise 2. küçük azı diş bölgesine, 4,3 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda 30° açıyla yerleştirildi. Anterior bölgede 3,5 mm diş eti yüksekliğinde düz multi abutmentlar kullanıldı. Posterior bölgede ise 3,5 mm diş eti yüksekliğinde 30° açılı multi abutmentlar kullanıldı. Alt ve üst çene bar modeli için trefoil bar taranarak benzer ölçülerde hazırlandı.

Alt çenede diğer bir senaryo olan Trefoil konsepti için 5 mm çapında, 11,5 mm uzunluğunda ve 4,5 mm diş eti yüksekliğinde Nobel Paralel CC implantlar yerleştirildi (Nobel Biocare AB, Gothenburg, İsveç). Bu tedavi protokolünde bulunan prefabrik üretilmiş titanyum bar kullanıldı. Protetik üst yapı için biri lingualize oklüzyon diş dizimine uygun ve ikincisi yarı anatomik formlu dişler (kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyon oklüzyon, bilateral balanslı oklüzyon) ile tasarlanmış akrilik rezin içerikli 2 farklı takım diş ve akrilik rezin kaide kullanıldı.

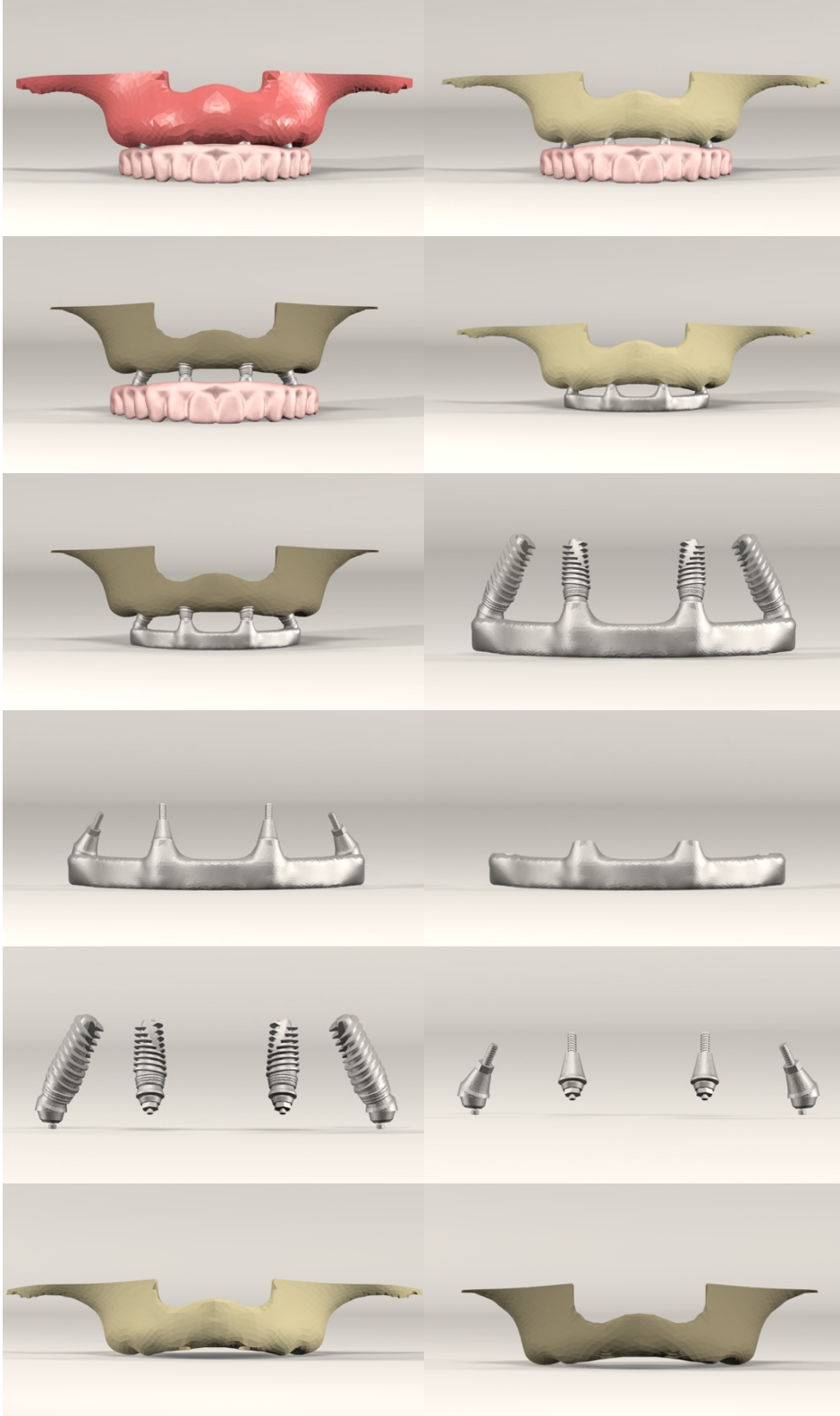
Çalışmada kullanılan implant ve protez parçaları Smart Optics 3 boyutlu tarayıcısı ile tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarıldı. Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı.

Maksilla ve mandibula kortikal kemik, spongios kemik, protez, altyapı ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtabilecek biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

5.5.Çalışma Modellerinin Modellenmesi

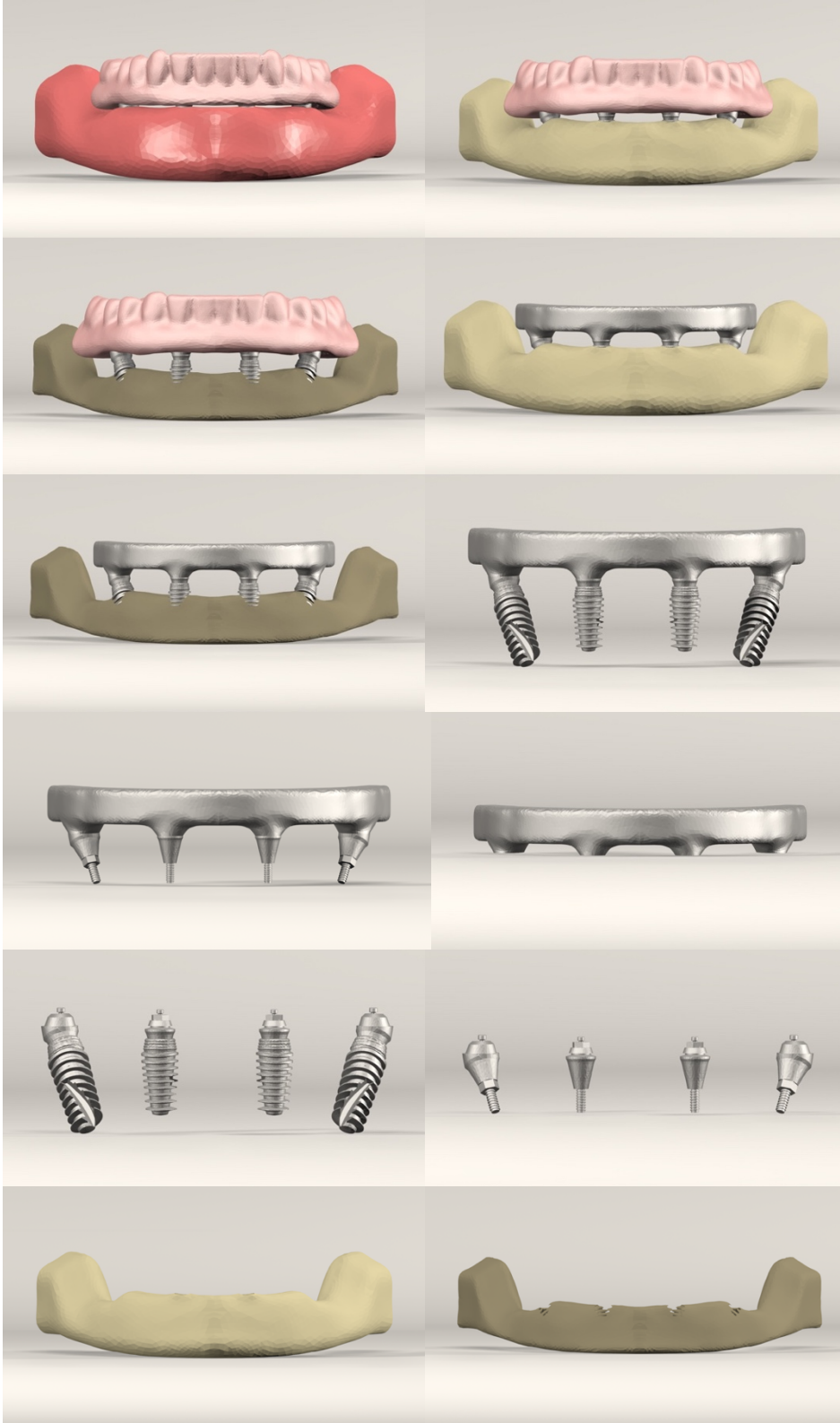
Yaptığımız çalışmada; 12 farklı senaryoda, dik ve oblik yükleme koşullarında toplam 36 adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirildi. Üst çenede All-on-4 konsepti alt çenede hem All-on-4 hem de Trefoil konsepti modellendi.

Üst çene All-on-4 modeli:



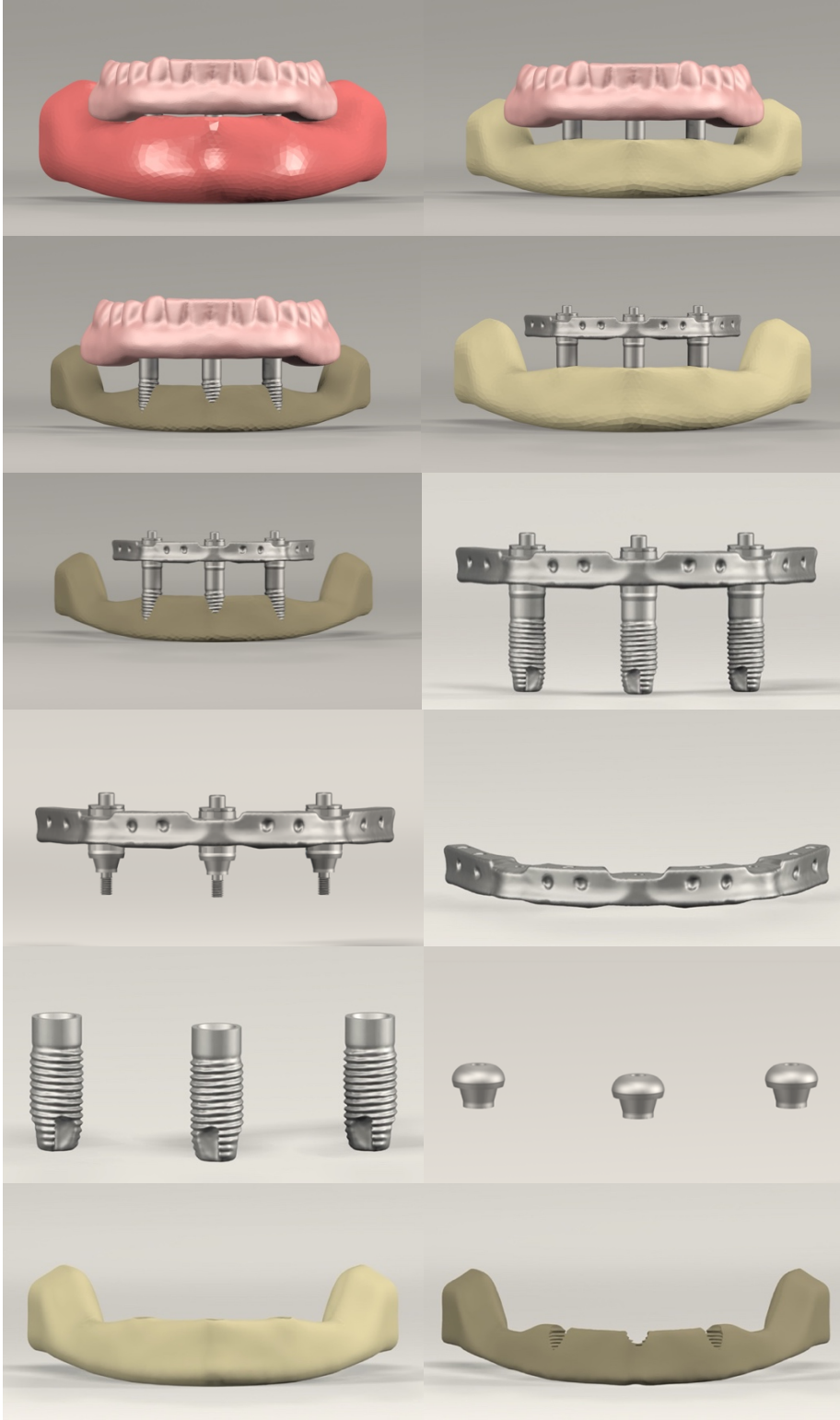
Şekil 18. Çalışmada kullanılan üst yapı, altyapı, implant, abutment, mukoza, kortikal ve spongioz kemik modelleri

Alt çene All-on-4 modeli:



Şekil 19. Çalışmada kullanılan üst yapı, altyapı, implant, abutment, mukoza, kortikal ve spongiöz kemik modelleri

Alt çene Trefoil modeli:



Şekil 20. Çalışmada kullanılan üst yapı, altyapı, implant, abutment, mukoza, kortikal ve spongiöz kemik modelleri

5.6. Materyal Özellikleri

Sonlu elemanlar analizi metodu yönteminde analizin doğruluğu materyalin özelliklerinin sisteme tam ve doğru aktarılması ile mümkün olabilmektedir. Kullanılan materyallerin özellikleri analizler sırasında yapı içerisindeki stres değerlerini ve dağılımlarını doğrudan etkilemektedir. Sonlu elemanlar analizinde materyallerin homojen, lineer ve elastik davranış özellikleri iki materyal sabiti ile karakterize edilir; elastisite modülü (Young's modülü) ve poisson oranı (Poisson's ratio). Programda katı cisim özellikleri lineer elastik, homojen ve izotropik kabul edildi. Çalışmada kullanılan materyallerin türleri, elastisite modüllerinin ve poisson oranlarının değerleri Tablo 2'de gösterilmektedir.

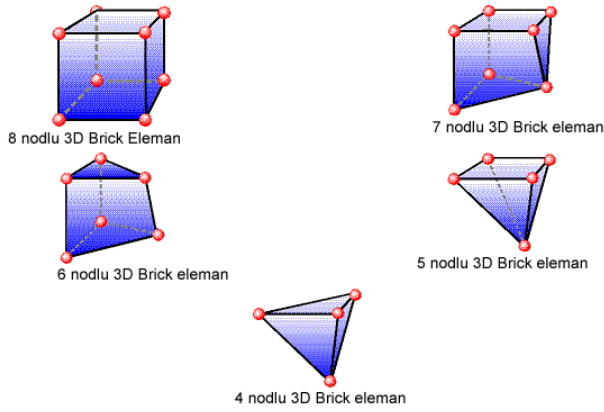
Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları

Ad	Elastik Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0.30
Spongioz Kemik	1370	0.30
Akrilik Rezin	2200	0.31
Titanyum	114000	0.35
Titanyum Grade5	114000	0.33
Mukoza	1	0,37

5.7. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması

VR Mesh'de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl formatında yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor Fempro yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı.



Şekil 21. Sonlu elemanlar analizinde uygulanan nod elemanları

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3’ de gösterilmektedir.

Tablo 1. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

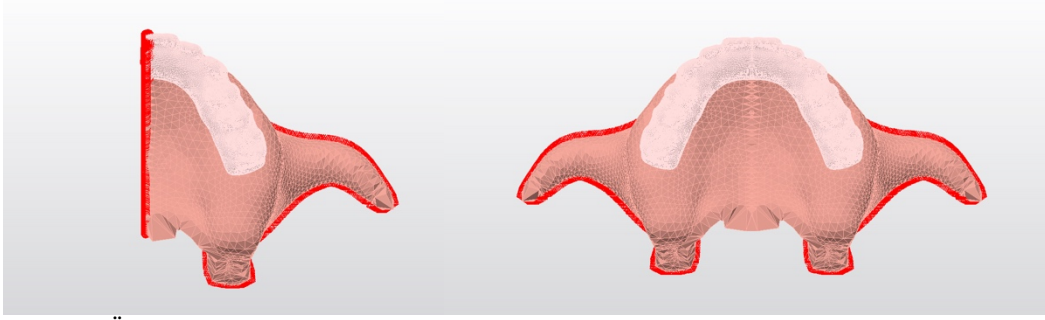
Senaryolar	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Senaryo 1, 2, 3 (sentrik oklüzyon)	536013	113867
Senaryo 1, 2, 3 (lateral hareket)	756885	174878
Senaryo 4 (sentrik oklüzyon)	439399	98438
Senaryo 4 (lateral hareket)	859279	192212
Senaryo 5, 6, 7 (sentrik oklüzyon)	353838	87057
Senaryo 5, 6, 7 (lateral hareket)	705556	172399
Senaryo 8 (sentrik oklüzyon)	373825	91982
Senaryo 8 (lateral hareket)	745697	182132
Senaryo 9, 10, 11 (sentrik oklüzyon)	983792	225574
Senaryo 9, 10, 11 (lateral hareket)	2067960	481195
Senaryo 12 (sentrik oklüzyon)	1018473	234085
Senaryo 12 (lateral hareket)	2104971	486401

5.8.Kemik İmplant Bağlantı Durumu

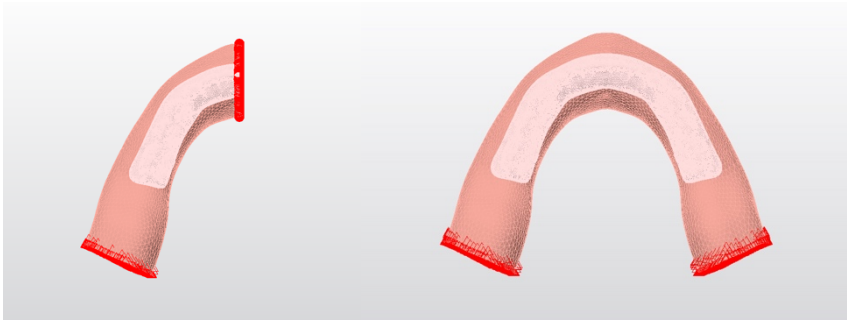
İmplantların kemiğe %100 osseointegre olduğu varsayıldı. Kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantının olduğu kabul edildi (126).

5.9.Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Modellerin belirli bölgelerden desteklenmesiyle sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme şartları sınır koşullarını oluşturmaktadır. Model çene kemiğinin arka bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da hareketsiz olacak şekilde sabitlendi.



Şekil 22. Üst çene modelinin sınır koşulları



Şekil 23. Alt çene modelinin sınır koşulları

5.10.Yükleme Koşulları

Çalışmamızda lingualize oklüzyon, kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyon oklüzyon ve bilateral balanslı oklüzyon tiplerinde sentrik oklüzyon, lateral hareket ve protrüziv harekette oluşan streslerin incelenmesi amaçlandı. Bu amaçla kuvvetler

oklüziona uygun oluşan temas noktalarına etki edecek şekilde tanımlandı. Tüm oklüzion tiplerinde sentrik oklüzionda kanin hizasına 100 N, 1. ve 2. premolar hizasına 150 N, 1. molar hizasına 200 N kuvvet uygulandı. Bu değerler 2010 yılında Silva ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadaki değerler baz alınarak saptandı ve başka çalışmalarla desteklendi (127-129).

Tüm oklüzion tiplerinde lateral hareket sırasında 30° açı ile oblik kuvvet uygulandı. Lateral hareket dışındaki tüm analizlerde vertikal kuvvetler uygulandı. Kuvvetlerin dişlere orantısal dağılımında literatürde yer alan verilerden yararlandı (130).



Tablo 2. Üst çenede farklı oklüzal pozisyonlarda uygulanan kuvvetler. (Değerler Newton cinsindedir.)

Tüm oklüzyon tipleri	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26
Sentrik kapanış	200	150	150	100	0	0	0	0	100	150	150	200

Oklüzyon tipi (Lateral hareket)	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26
Kanın koruyuculu oklüzyon	0	0	0	100	0	0	0	0	0	0	0	0
Grup fonksiyon oklüzyon	100	50	50	25	0	0	0	0	0	0	0	0
Bilateral balanslı oklüzyon	100	50	50	25	0	0	0	0	0	50	50	100
Lingualize oklüzyon	100	50	50	25	0	0	0	0	0	50	50	100

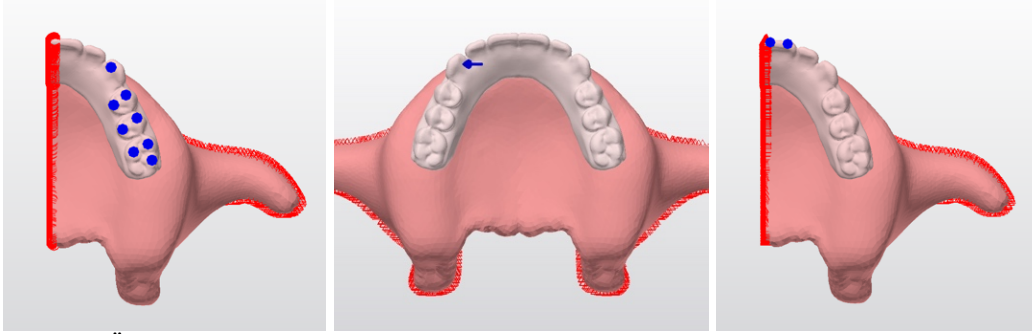
Oklüzyon tipi (Protrüziv hareket)	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26
Kanın koruyuculu oklüzyon	0	0	0	0	0	50	50	0	0	0	0	0
Grup fonksiyon oklüzyon	0	0	0	0	0	50	50	0	0	0	0	0
Bilateral balanslı oklüzyon	100	50	50	0	0	25	25	0	0	50	50	100
Lingualize oklüzyon	100	50	50	0	0	25	25	0	0	50	50	100

Tablo 3. Alt çenede farklı oklüzal pozisyonlarda uygulanan kuvvetler. (Değerler Newton cinsindedir.)

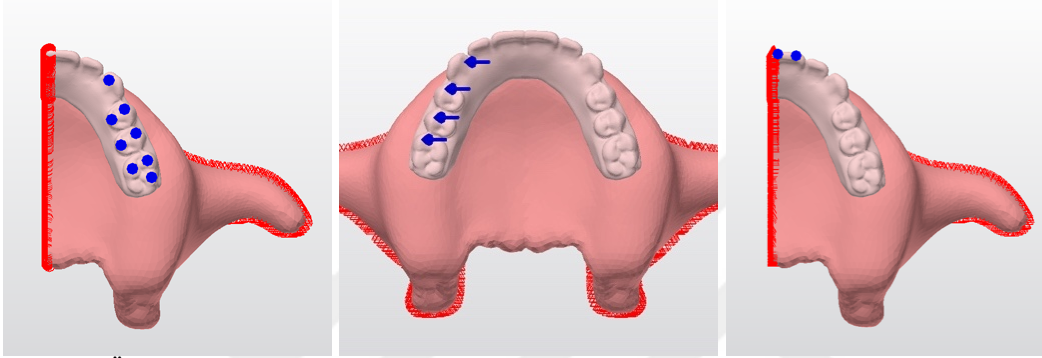
Tüm oklüzyon tipleri	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36
Sentrik kapanış	200	150	150	100	0	0	0	0	100	150	150	200

Oklüzyon tipi (Lateral hareket)	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36
Kanın koruyuculu oklüzyon	0	0	0	100	0	0	0	0	0	0	0	0
Grup fonksiyon oklüzyon	100	50	50	25	0	0	0	0	0	0	0	0
Bilateral balanslı oklüzyon	100	50	50	25	0	0	0	0	0	50	50	100
Lingualize oklüzyon	100	50	50	25	0	0	0	0	0	50	50	100

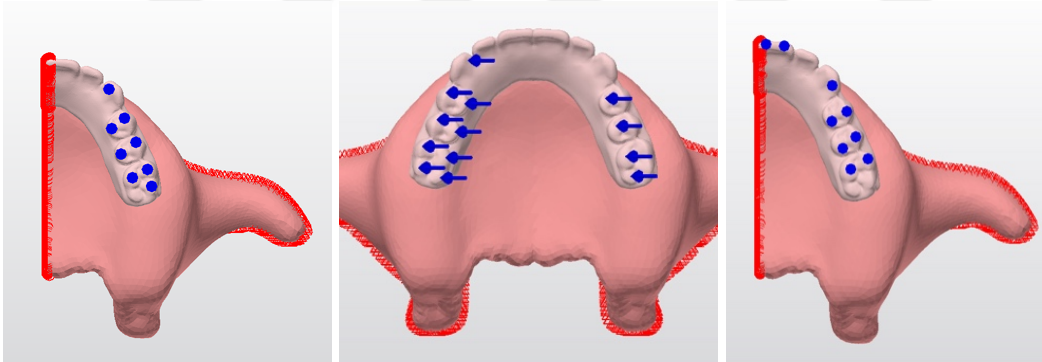
Oklüzyon tipi (Protrüziv hareket)	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36
Kanın koruyuculu oklüzyon	0	0	0	0	25	25	25	25	0	0	0	0
Grup fonksiyon oklüzyon	0	0	0	0	25	25	25	25	0	0	0	0
Bilateral balanslı oklüzyon	100	50	50	0	12,5	12,5	12,5	12,5	0	50	50	100
Lingualize oklüzyon	100	50	50	0	12,5	12,5	12,5	12,5	0	50	50	100



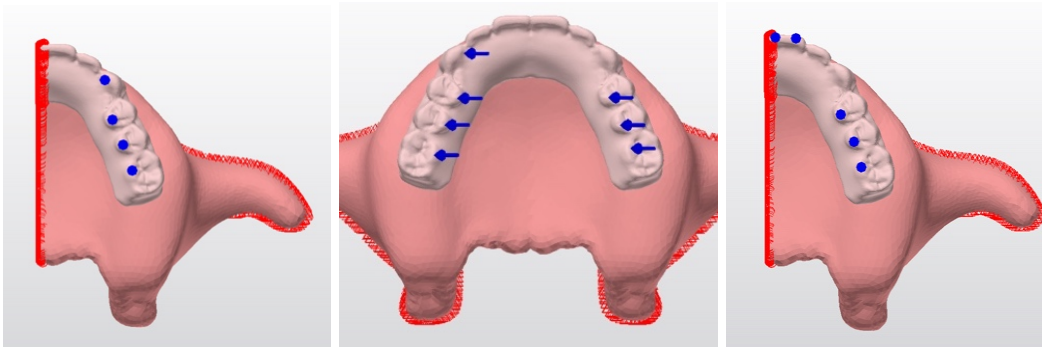
Şekil 24. Üst çene kanin koruyuculu oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket



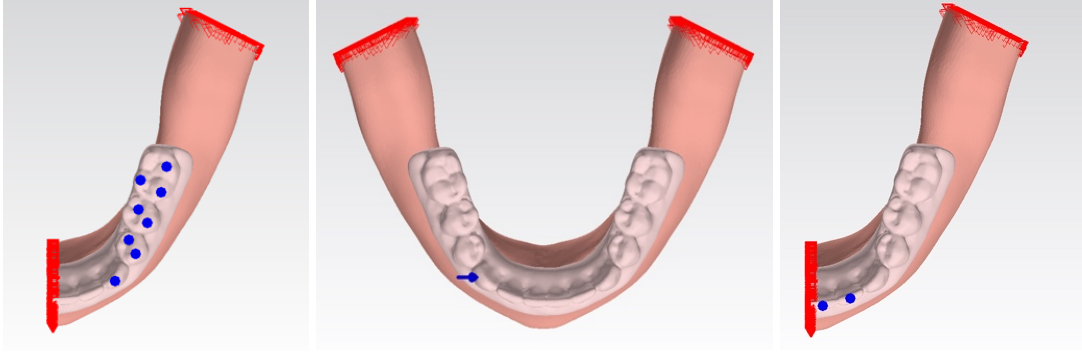
Şekil 25. Üst çene grup fonksiyon oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket



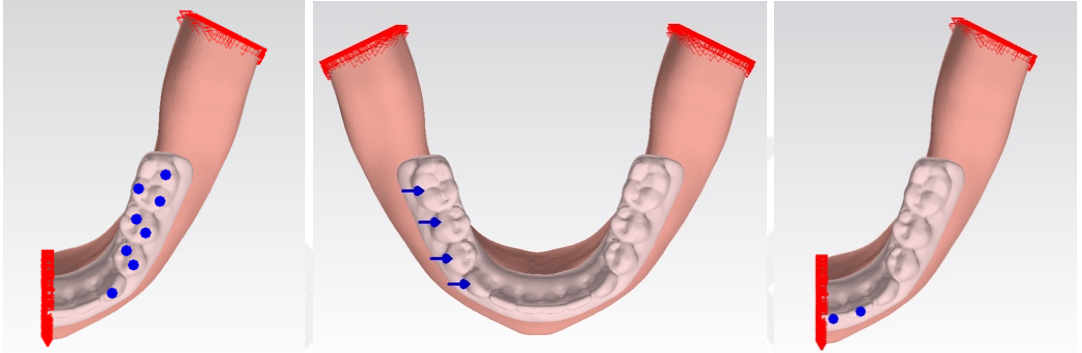
Şekil 26. Üst çene bilateral balanslı oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket



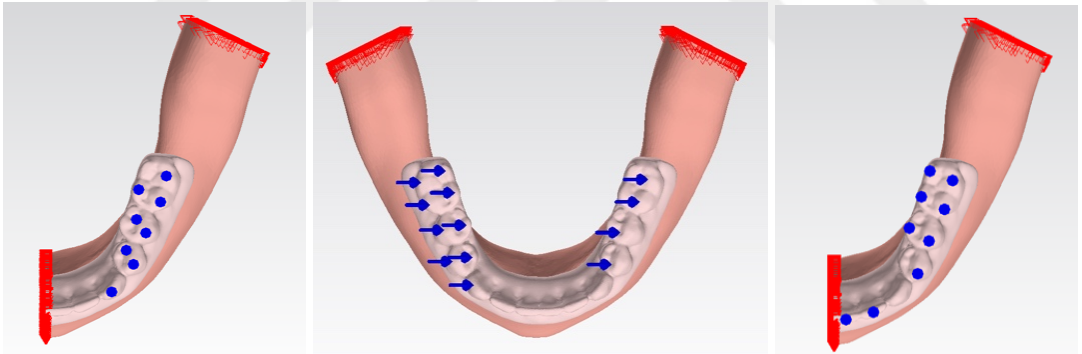
Şekil 27. Üst çene lingualize oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket



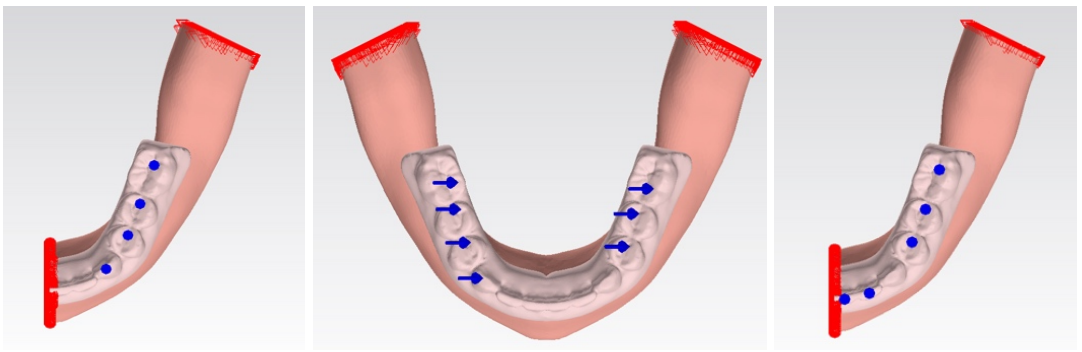
Şekil 28. Alt çene kanin koruyuculu oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket



Şekil 29. Alt çene grup fonksiyon oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket



Şekil 30. Alt çene bilateral balanslı oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket



Şekil 31. Alt çene lingualize oklüzyon sentrik kapanış, lateral hareket, protrüziv hareket

5.11.Sonlu Eleman Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi

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

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

$$\sigma^1 = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan Von Mises Stres değeri alüminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

5.12. İstatistiksel Değerlendirme

SEA'da veriler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla elde edildiği için, istatistiksel değerlendirme yapılmamaktadır. Analiz sonuçları, renk skalasında farklı renklerin ifade ettiği farklı eşdeğer gerilme kuvvetleri olarak şekillerle gösterildi ve yorumlandı.

6.BULGULAR

Çalışmada; 12 farklı senaryoda; sentrik oklüzyon, lateral hareket ve protrüziv hareket sırasında farklı yükleme altında, kortikal kemikte, spongioz kemikte, implant, altyapı ve protezde oluşan maksimum asal gerilme, minimum asal gerilme ve Von Mises stresleri değerlendirildi. Analiz sonuçlarında; artı değerler maksimum asal stresleri ve Von Mises streslerini, eksi değerler ise minimum asal stresleri belirtmektedir. Ancak minimum asal streslerin mutlak değeri kullanılmaktadır.

Stres dağılımlarını gösteren görüntülerin sol üst tarafındaki skaladan renklere göre stres değerlerinin dağılımı görülebilmektedir. Her renk bir stres aralığını (MPa) temsil etmektedir. Von Mises stresleri ve maksimum asal stresler maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Minimum asal streslerde ise mavi değerler daha yüksek stresleri belirtmektedir. Elde edilen bulgular; gerilmelerin yoğun olarak gözlemlendiği alanlardan elde edilen noktasal değerleri içeren tablolar ve şekiller ile ifade edildi.

6.1.Üst Çene All-on-4 Modelinde Elde Edilen Bulgular

Sentrik oklüzyon, lateral hareket ve protrüziv hareket için elde edilen sonuçlar ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

6.1.1.Üst Çene All-on-4 Modelinde Sentrik Oklüzyonda Elde Edilen Bulgular

Sentrik oklüzyonda çenenin sağ ve sol tarafında oklüzal temaslar aynıdır. Bu nedenle simetrik modeller kullanılmıştır ve tablolarda sadece tek taraflı sonuçlar belirtilmiştir. Sentrik oklüzyonda; kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyon oklüzyon ve bilateral balanslı oklüzyonun temasları ve yükleme koşulları aynı olduğu için sonuçları da aynı olarak tabloda belirtilmiştir.

6.1.1.1.Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemik üzerinde, implantların boyun bölgesi çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Referans noktası olarak stresin en yoğun

görüldüğü alan değerlendirilmeye alınmıştır. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 6’ da gösterilmiştir.

Tablo 4. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

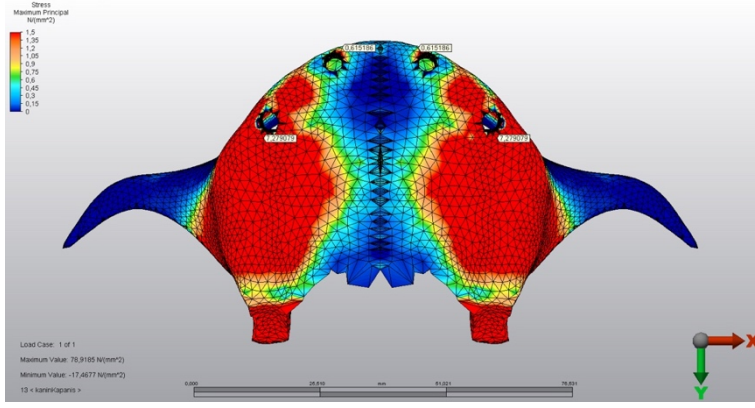
Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,61	7,27	-5,16	-14,58
Grup fonksiyon oklüzyon	0,61	7,27	-5,16	-14,58
Bilateral balanslı oklüzyon	0,61	7,27	-5,16	-14,58
Lingualize oklüzyon	3,34	5,26	-6,66	-19,66

Senaryo 1’de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

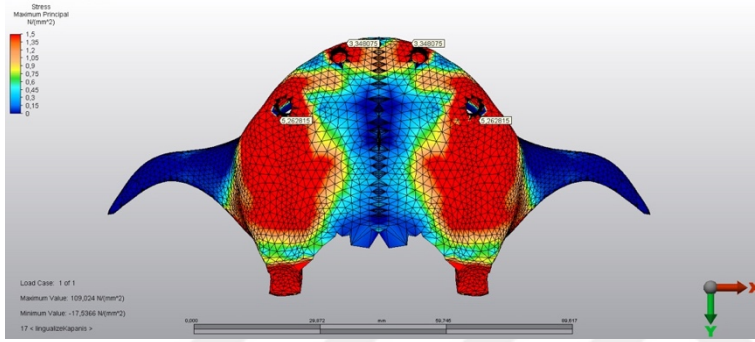
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 7,27 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,61 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -14,58 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -5,16 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4’de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konseptin lingualize oklüzyon):

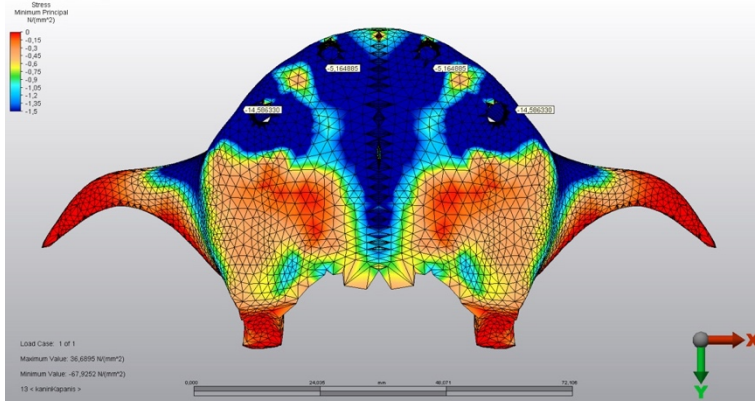
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 5,26 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 3,34 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -19,66 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -6,66 MPa olarak bulunmuştur.



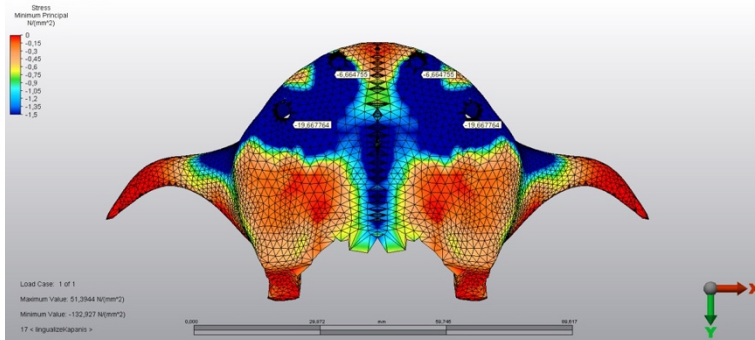
Şekil 32. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 33. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 34. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 35. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.1.1.2.Spongioz Kemik Bulguları

Spongioz kemik üzerinde, implantların boyun bölgesi çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Referans noktası olarak stresin en yoğun görüldüğü alan değerlendirilmeye alınmıştır. Spongioz kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 7’ de gösterilmiştir.

Tablo 5. Spongioz kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,40	1,79	-0,53	-3,07
Grup fonksiyon oklüzyon	0,40	1,79	-0,53	-3,07
Bilateral balanslı oklüzyon	0,40	1,79	-0,53	-3,07
Lingualize oklüzyon	0,30	1,19	-0,47	-3,65

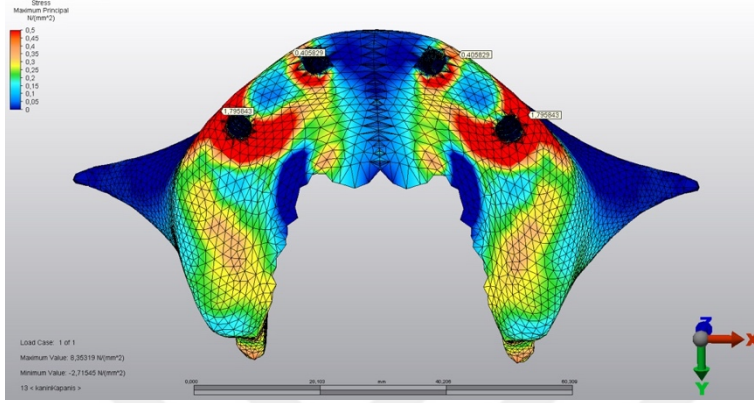
Senaryo 1’de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti, kanin koruyuculu oklüzyon):

Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 1,79 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,40 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri de implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -3,07 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -0,53 MPa olarak bulunmuştur.

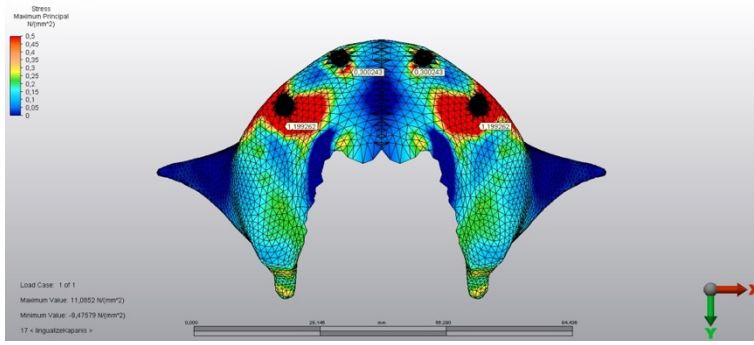
Senaryo 4’de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 1,19 MPa, anterior

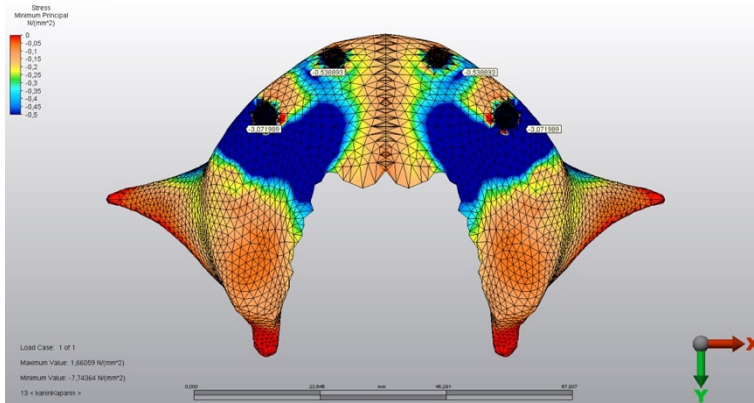
konvansiyonel implantlarda 0,30 MPa olarak bulunmuştur. Spongios kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri de implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -3,65 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -0,47 MPa olarak bulunmuştur.



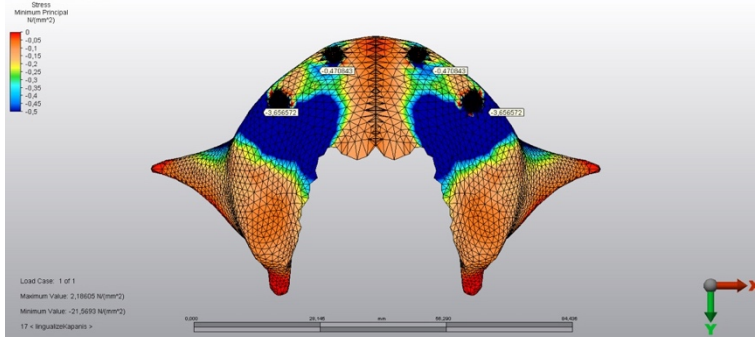
Şekil 36. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 37. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 38. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 39. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.1.1.3. İmplant ve Altyapı Bulguları

Sentrik oklüzyonda implantların boyun bölgesindeki ve altyapıda abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stres değerleri Tablo 8’de gösterilmiştir.

Tablo 6. İmplantlarda ve altyapılarda sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri

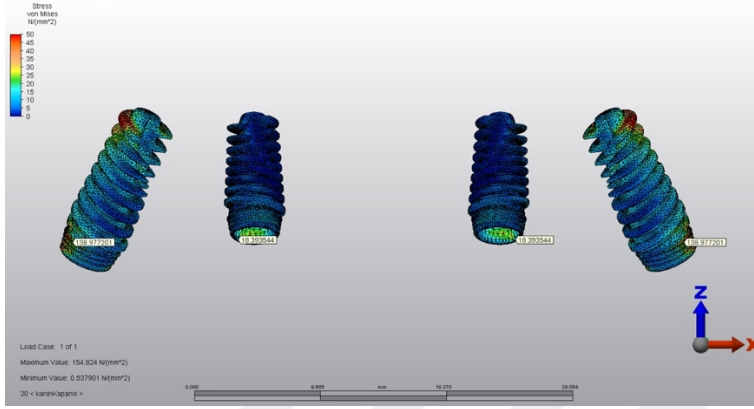
Oklüzyon türü	İmplant		Altyapı	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanın koruyuculu oklüzyon	18,39	138,97	30,37	99,55
Grup fonksiyon oklüzyon	18,39	138,97	30,37	99,55
Bilateral balanslı oklüzyon	18,39	138,97	30,37	99,55
Lingualize oklüzyon	35,82	174,72	47,18	185,67

Senaryo 1 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti, kanın koruyuculu oklüzyon):

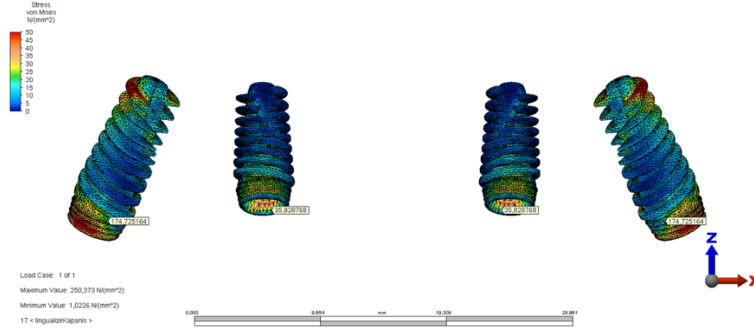
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 138,97 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 18,39 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriorda 99,55 ve anteriorda 30,37 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

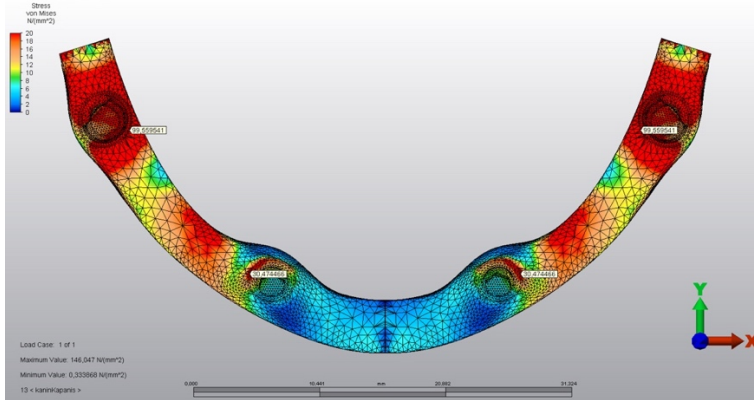
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 174,72 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 35,82 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriorda 185,67 ve anteriorda 47,18 MPa olarak bulunmuştur.



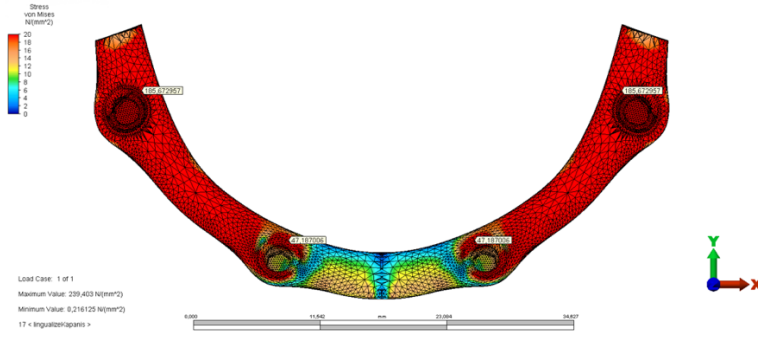
Şekil 40. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 41. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 42. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 43. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.1.1.4. Protez Bulguları

Sentrik oklüzyonda akrilik protezde dişlerin interproksimal alanındaki Von Mises stres değerleri Tablo 9’da gösterilmiştir.

Tablo 7. Protezde sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri

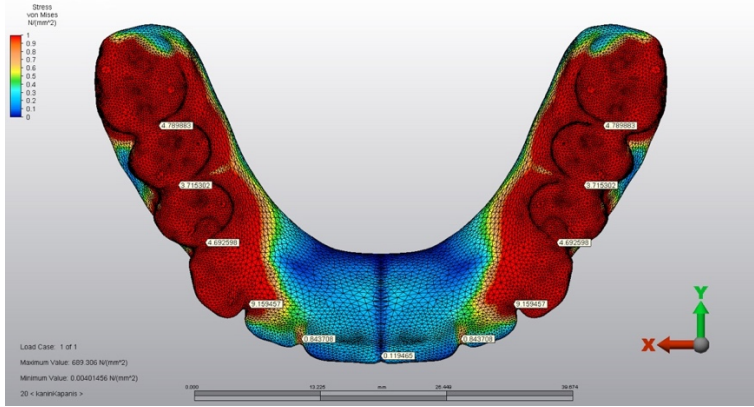
Oklüzyon türü	11-21	11-12	12-13	13-14	14-15	15-16
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,11	0,84	9,15	4,69	3,71	4,78
Grup fonksiyon oklüzyon	0,11	0,84	9,15	4,69	3,71	4,78
Bilateral balanslı oklüzyon	0,11	0,84	9,15	4,69	3,71	4,78
Lingualize oklüzyon	0,08	0,11	8,35	3,63	2,60	3,14

Senaryo 1 de protezde Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

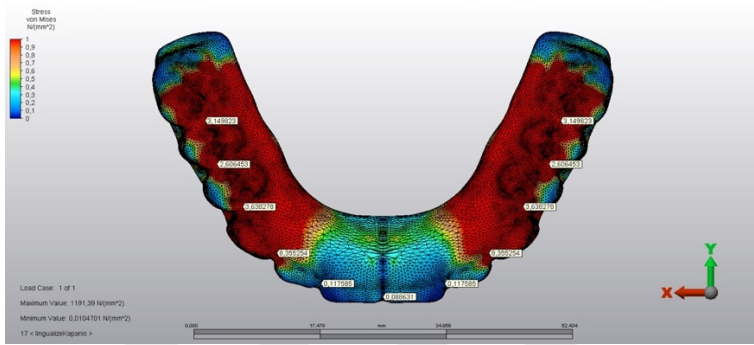
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 12 ve 13 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 9,15 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4 de protezde Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

Protezde maksimum Von Mises stres değeri 12 ve 13 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 8,35 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 44. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 45. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.1.2.Üst Çene All-on-4 Modelinde Lateral Harekette Elde Edilen Bulgular

Lateral harekette çenenin sağ ve sol tarafında oklüzal temaslar aynı değildir. Bu nedenle simetrik modeller kullanılmamıştır. Üst çeneye ait görüntülerde 1. bölge çalışan taraf ve 2. bölge dengeleyen taraf olarak yükleme koşulları uygulanmıştır.

6.1.2.1.Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 10' da gösterilmiştir.

Tablo 8. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme				Minimum asal gerilme			
	Çalışan taraf		Dengeleyen taraf		Çalışan taraf		Dengeleyen taraf	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyulu oklüzyon	0,59	3,19	0,82	2,48	-2,81	-3,96	-1,44	-0,99
Grup fonksiyon oklüzyon	1,71	8,05	2,98	2,82	-5,36	-14,64	-2,38	-1,43
Bilateral balanslı oklüzyon	2,97	6,36	3,50	10,92	-5,94	-14,65	-3,57	-15,55
Lingualize oklüzyon	3,28	6,19	3,43	11,50	-6,11	-13,67	-2,80	-17,00

Senaryo 1 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti kanin koruyucu oklüzyon):

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 3,19 MPa, dengeleyen tarafta 2,48 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 0,59 MPa, dengeleyen tarafta 0,82 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -3,96 MPa, dengeleyen tarafta -0,99 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -2,81 MPa, dengeleyen tarafta -1,44 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 2 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 8,05 MPa, dengeleyen tarafta 2,82 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 1,71 MPa, dengeleyen tarafta 2,98 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -14,64 MPa, dengeleyen tarafta -1,43 MPa'dır.

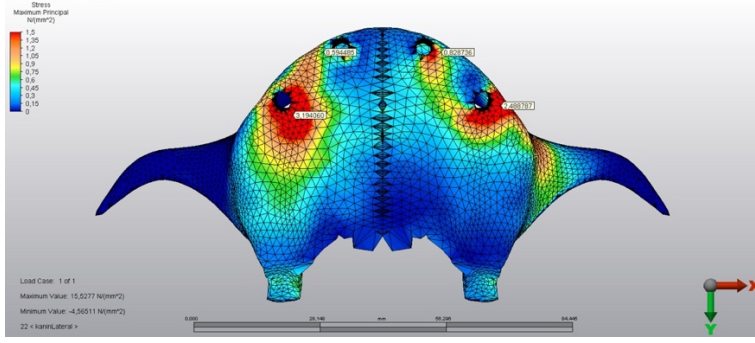
Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -5,36 MPa, dengeleyen tarafta -2,38 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 3 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minumum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

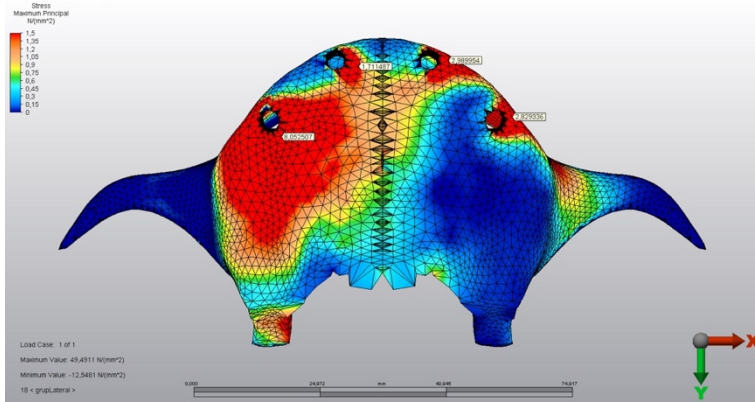
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 6,36 MPa, dengeleyen tarafta 10,92 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 2,97 MPa, dengeleyen tarafta 3,50 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minumum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -14,65 MPa, dengeleyen tarafta -15,55 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -5,94 MPa, dengeleyen tarafta -3,57 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minumum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konseptinde, lingualize oklüzyona uygun hazırlanan senaryo):

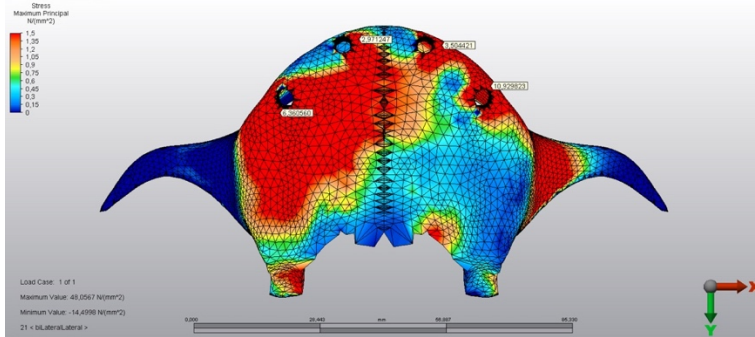
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 6,19 MPa, dengeleyen tarafta 11,50 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 3,28 MPa, dengeleyen tarafta 3,43 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minumum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -13,67 MPa, dengeleyen tarafta -17,00 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -6,11 MPa, dengeleyen tarafta -2,80 MPa olarak bulunmuştur.



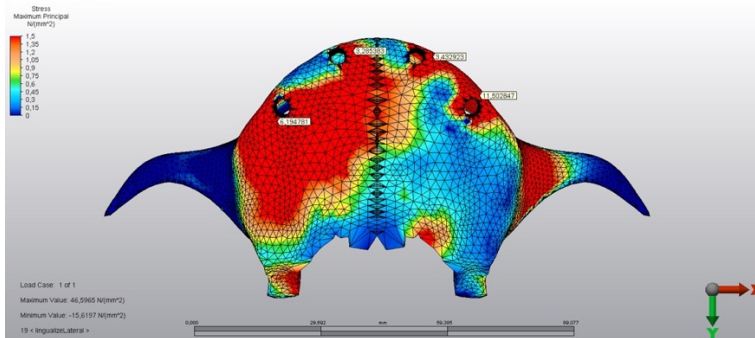
Şekil 46. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



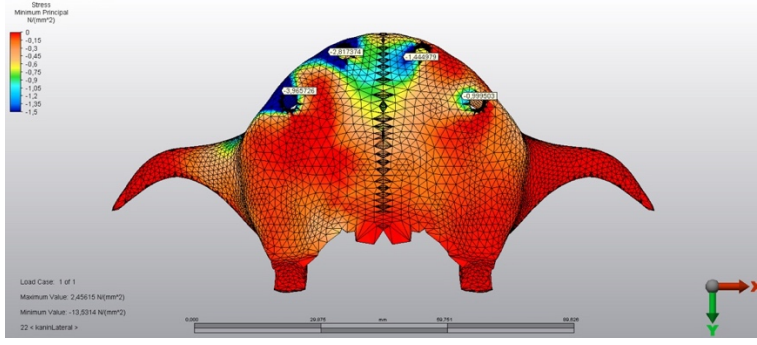
Şekil 47. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme



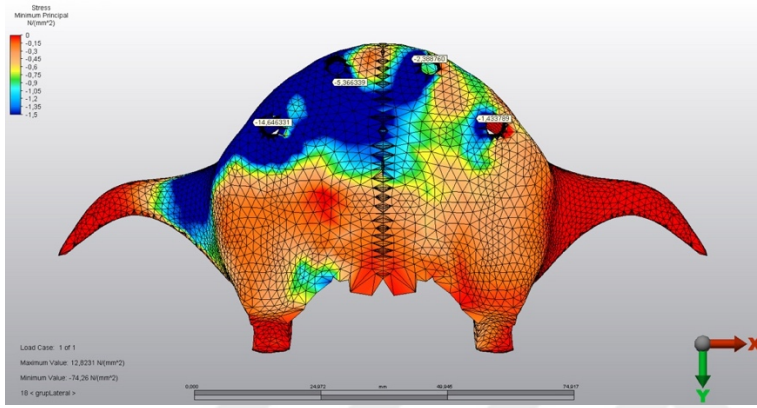
Şekil 48. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



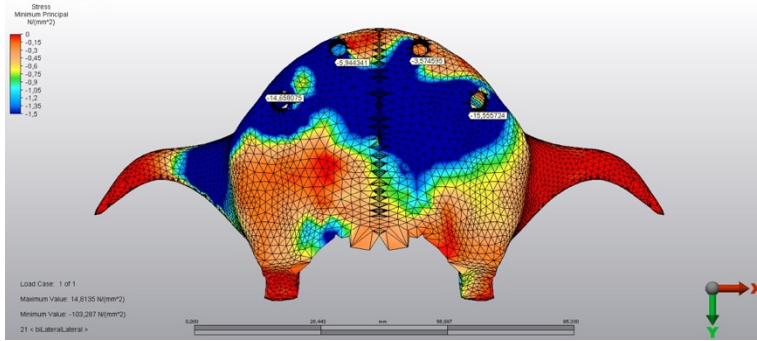
Şekil 49. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



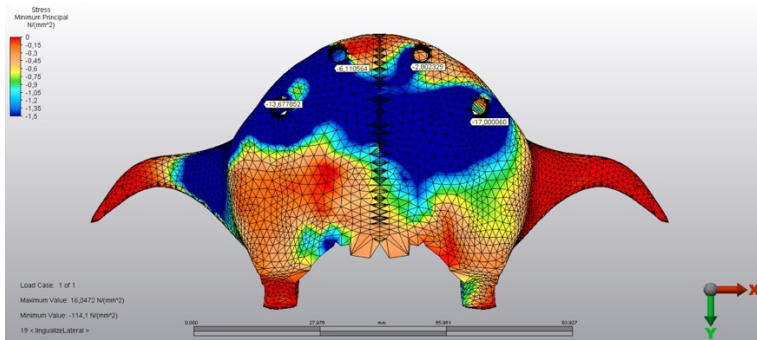
Şekil 50. Kanin koruyucu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 51. Grup fonksiyon oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 52. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 53. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.1.2.2.Spongioz Kemik Bulguları

Spongioz kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 11’ de gösterilmiştir.

Tablo 9. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme				Minimum asal gerilme			
	Çalışan taraf		Dengeleyen taraf		Çalışan taraf		Dengeleyen taraf	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyulu oklüzyon	0,27	0,41	0,09	0,41	-0,22	-0,57	-0,14	-0,12
Grup fonksiyon oklüzyon	0,25	1,52	0,24	0,46	-0,43	-2,50	-0,23	-0,24
Bilateral balanslı oklüzyon	0,21	1,49	0,34	0,80	-0,50	-2,54	-0,38	-1,11
Lingualize oklüzyon	0,24	1,38	0,33	0,81	-0,49	-2,41	-0,39	-1,32

Senaryo 1 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 0,41 MPa, dengeleyen tarafta 0,41 MPa’ dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 0,27 MPa, dengeleyen tarafta 0,09 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri de implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -0,57 MPa, dengeleyen tarafta -0,41 MPa’ dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -0,22 MPa, dengeleyen tarafta -0,14 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 2 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 1,52 MPa,

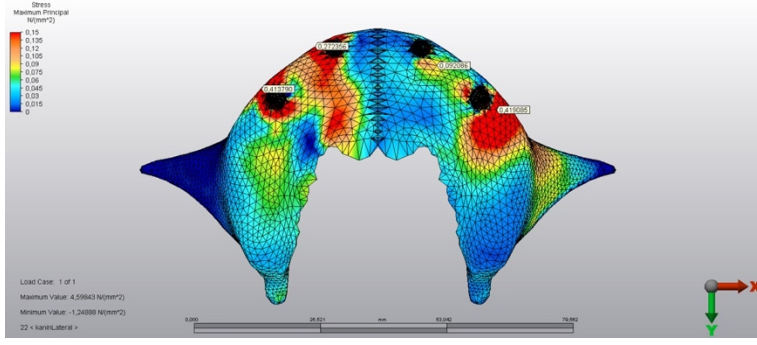
dengeleyen tarafta 0,46 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 0,25 MPa, dengeleyen tarafta 0,24 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -2,50 MPa, dengeleyen tarafta -0,24 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -0,43 MPa, dengeleyen tarafta -0,23 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 3 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

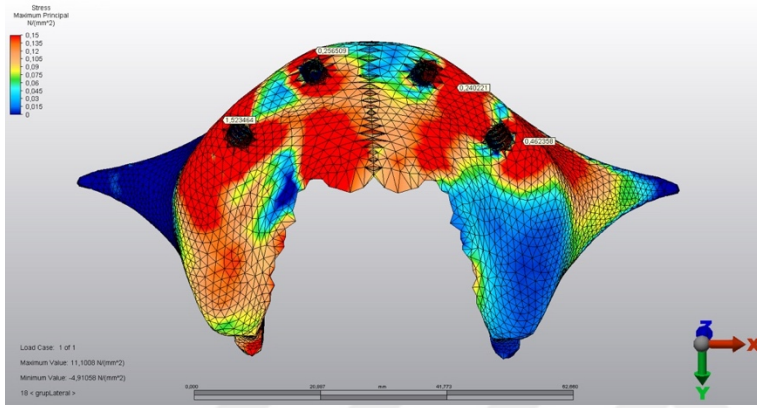
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 1,49 MPa, dengeleyen tarafta 0,80 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 0,21 MPa, dengeleyen tarafta 0,34 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -2,54 MPa, dengeleyen tarafta -1,11 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -0,50 MPa, dengeleyen tarafta -0,38 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

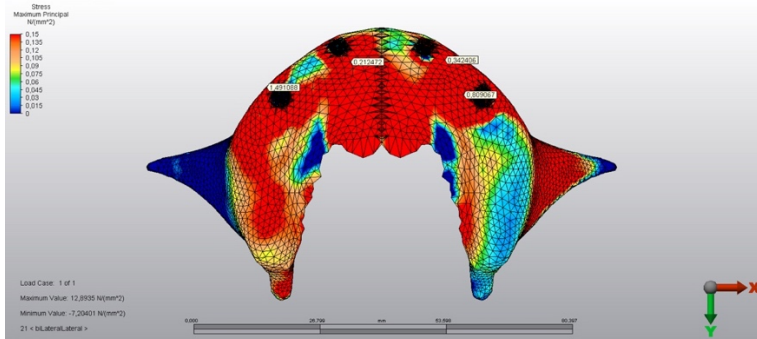
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 1,38 MPa, dengeleyen tarafta 0,81 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 0,24 MPa, dengeleyen tarafta 0,33 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -2,41 MPa, dengeleyen tarafta -1,32 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -0,49 MPa, dengeleyen tarafta -0,39 MPa olarak bulunmuştur.



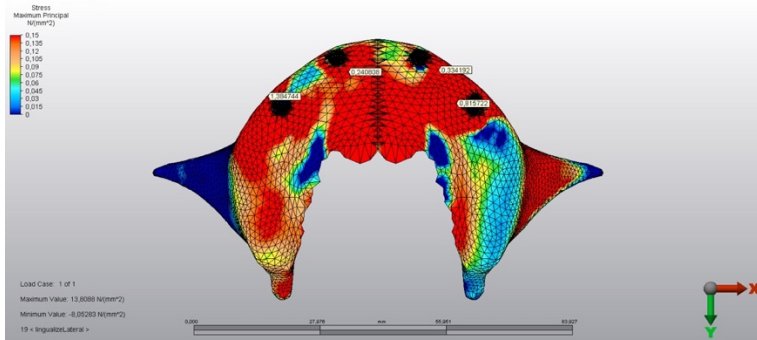
Şekil 54. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



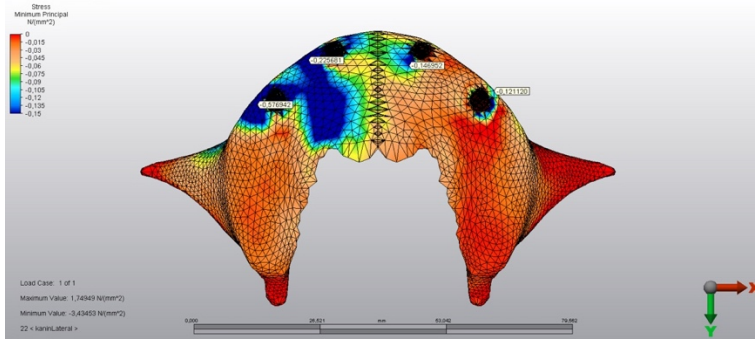
Şekil 55. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme



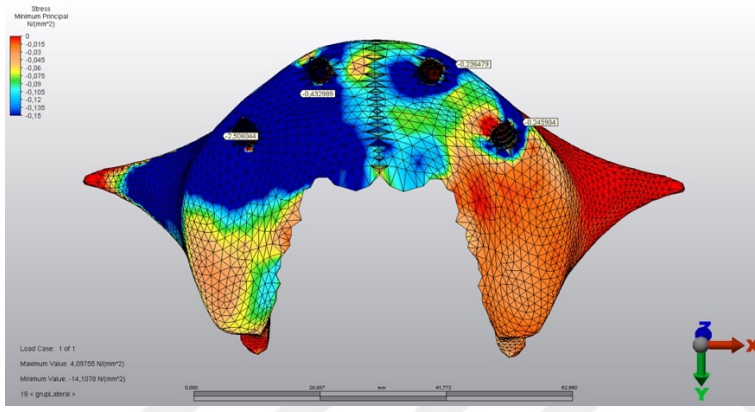
Şekil 56. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



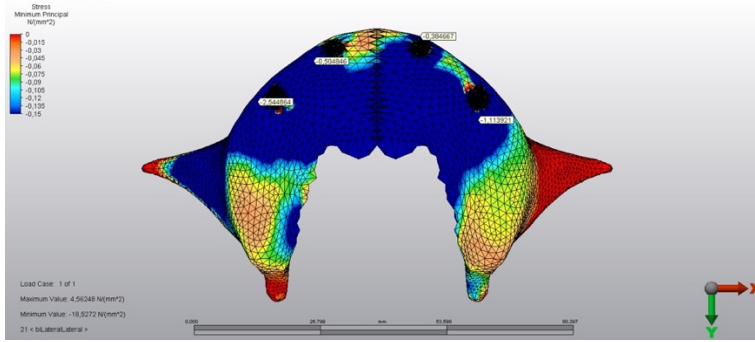
Şekil 57. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



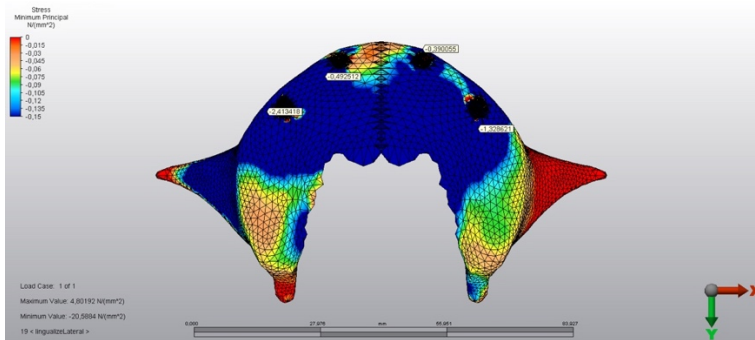
Şekil 58. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 59. Grup fonksiyon oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 60. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 61. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.1.2.3.İmplant ve Altyapı Bulguları

Lateral harekette implantların boyun bölgesindeki ve altyapıda abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stres değerleri Tablo 12’de gösterilmiştir.

Tablo 10. İmplantlarda ve altyapılarda lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	İmplant				Altyapı			
	Çalışan taraf		Dengeleyen taraf		Çalışan taraf		Dengeleyen taraf	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanın koruyulu oklüzyon	21,53	35,63	5,51	20,50	42,10	32,57	9,80	16,73
Grup fonksiyon oklüzyon	26,92	115,48	16,50	16,06	43,69	63,61	18,26	27,48
Bilateral balanslı oklüzyon	28,02	200,04	28,20	189,05	37,17	55,29	56,37	118,06
Lingualize oklüzyon	20,20	96,73	32,09	159,86	33,62	53,65	49,63	131,88

Senaryo 1 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 35,63 MPa, dengeleyen tarafta 20,50 MPa’dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 21,53 MPa, dengeleyen tarafta 5,51 MPa’dır. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posteriorda çalışan tarafta 32,57 MPa, dengeleyen tarafta 16,73 MPa ve anteriorda çalışan tarafta 42,10 MPa, dengeleyen tarafta 9,80 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 2 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 115,48 MPa, dengeleyen tarafta 16,06 MPa’dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 26,92 MPa, dengeleyen tarafta 16,50 MPa’dır. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posteriorda

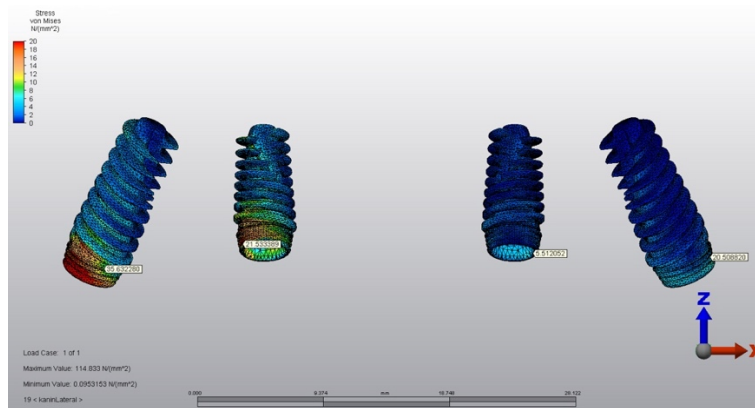
çalışan tarafta 63,61 MPa, dengeleyen tarafta 27,48 MPa ve anteriorda çalışan tarafta 43,69 MPa, dengeleyen tarafta 18,26 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 3 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

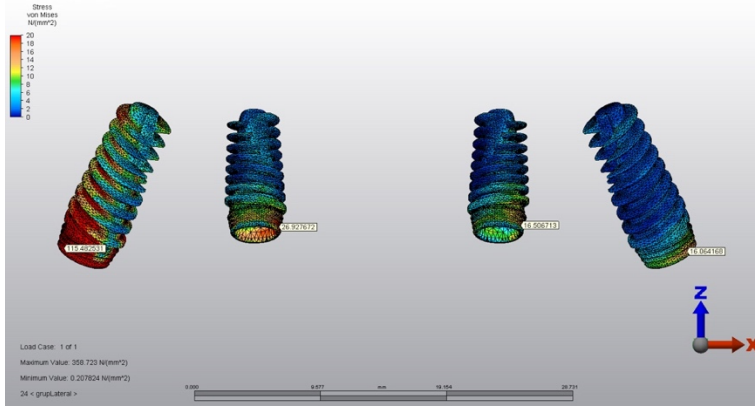
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 200,04 MPa, dengeleyen tarafta 189,05 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 28,02 MPa, dengeleyen tarafta 28,20 MPa'dır. Altyapı-abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posteriorda çalışan tarafta 55,29 MPa, dengeleyen tarafta 118,06 MPa ve anteriorda çalışan tarafta 37,17 MPa, dengeleyen tarafta 56,37 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

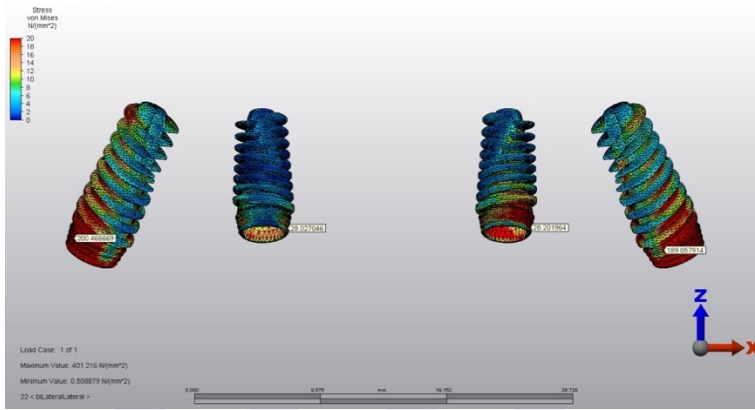
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 96,73 MPa, dengeleyen tarafta 159,86 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 32,09 MPa, dengeleyen tarafta 20,20 MPa'dır. Altyapı-abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posteriorda çalışan tarafta 53,65 MPa, dengeleyen tarafta 131,88 MPa ve anteriorda çalışan tarafta 33,62 MPa, dengeleyen tarafta 49,63 MPa olarak bulunmuştur.



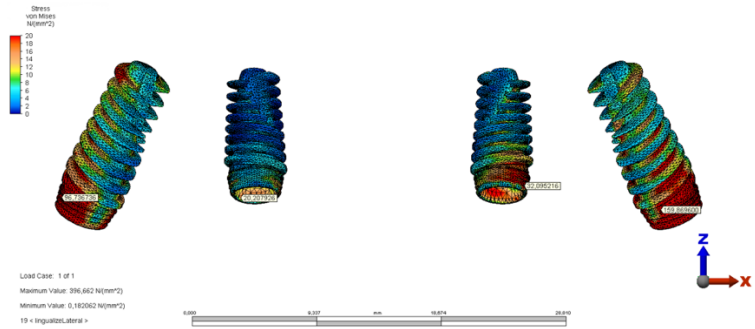
Şekil 62. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



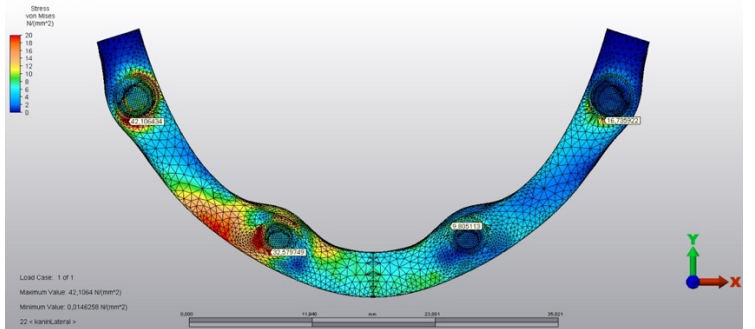
Şekil 63. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri



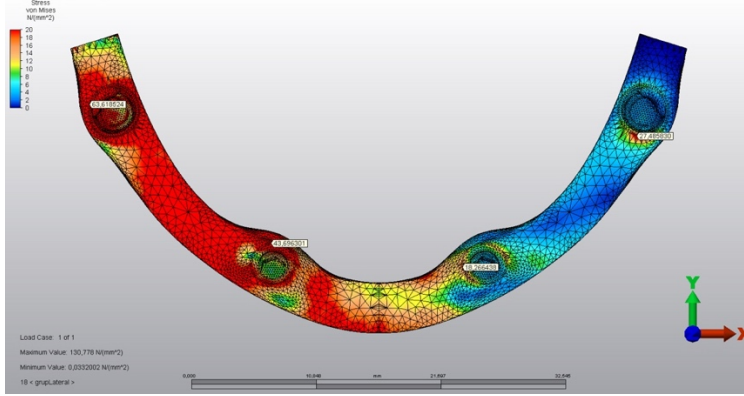
Şekil 64. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



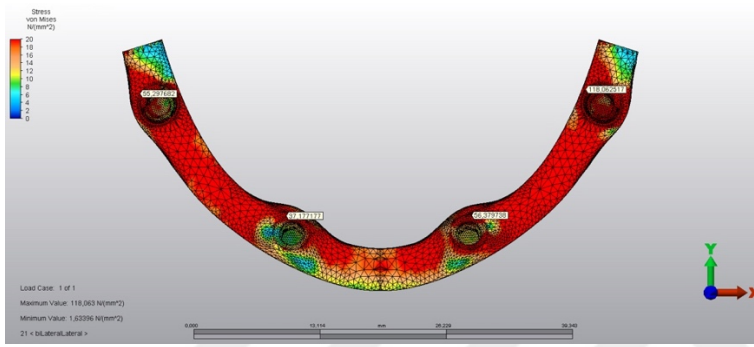
Şekil 65. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri



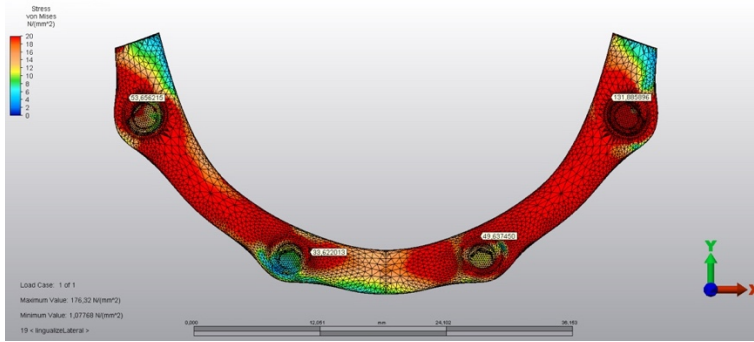
Şekil 66. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 67. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 68. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 69. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.1.2.4. Protez Bulguları

Lateral harekette akrilik protezde dişlerin interproksimal alanındaki Von Mises stres değerleri Tablo 13'te gösterilmiştir.

Tablo 11. Protezde lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	Çalışan taraf						Dengeleyen taraf				
	11-21	11-12	12-13	13-14	14-15	15-16	21-22	22-23	23-24	24-25	25-26
Kanın koruyuculu oklüzyon	0,26	1,12	11,68	3,47	0,32	0,10	0,18	0,19	0,04	0,07	0,02
Grup fonksiyon oklüzyon	0,10	1,11	4,70	5,50	5,65	9,78	0,09	0,06	0,11	0,15	0,05
Bilateral balanslı oklüzyon	0,14	0,63	5,33	2,44	4,65	3,95	0,71	0,87	2,84	1,91	2,51
Lingualize oklüzyon	0,23	0,52	2,49	1,21	1,33	1,66	1,32	1,26	3,05	0,96	2,07

Senaryo 1 de protezde Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

Protezde maksimum Von Mises stres değeri çalışan tarafta 12 ve 13 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 11,68 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 2 de protezde Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

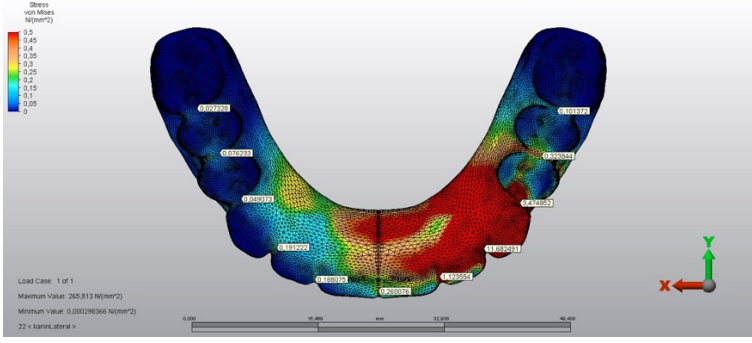
Protezde maksimum Von Mises stres değeri çalışan tarafta 15 ve 16 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 9,78 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 3 de protezde Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

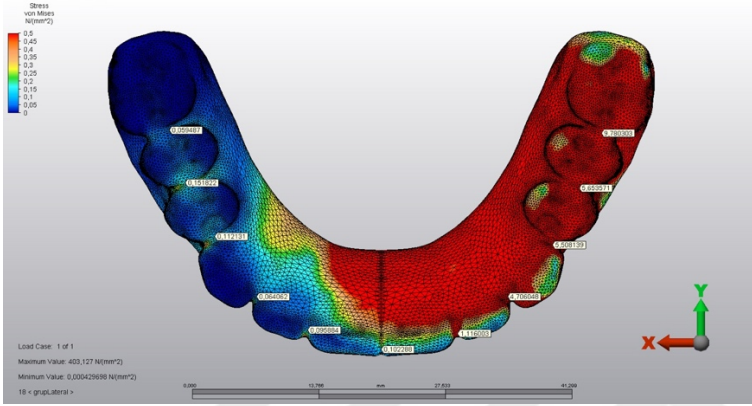
Protezde maksimum Von Mises stres değeri çalışan tarafta 12 ve 13 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 5,33 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4 de protezde Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

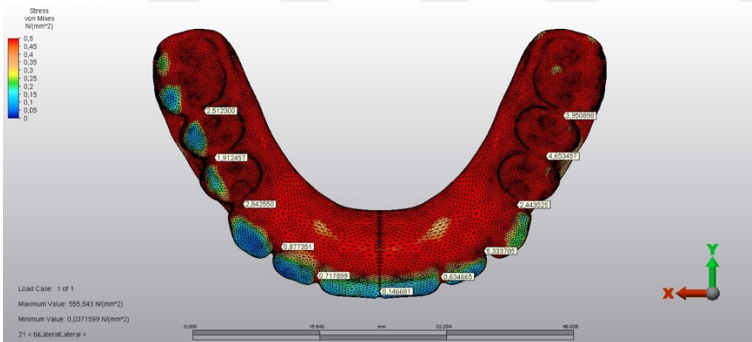
Protezde maksimum Von Mises stres değeri dengeleyen tarafta 23 ve 24 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 3,05 MPa olarak bulunmuştur.



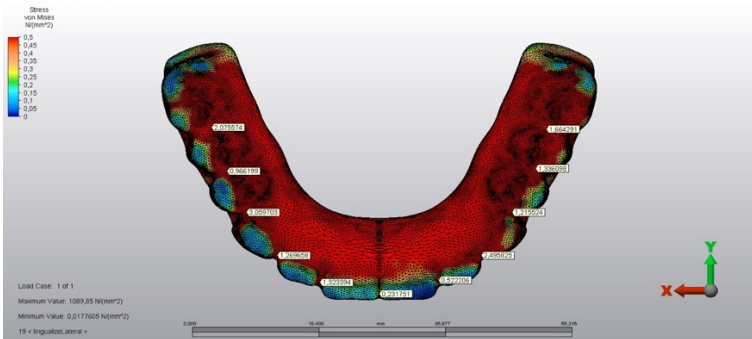
Şekil 70. Kanin koruyucu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 71. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 72. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 73. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.1.3.Üst Çene All-on-4 Modelinde Protrüziv Harekette Elde Edilen Bulgular

Protrüziv harekette çenenin sağ ve sol tarafında oklüzal temaslar aynıdır. Bu nedenle simetrik modeller kullanılmıştır ve tablolarda sadece tek taraflı sonuçlar belirtilmiştir. Kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyon oklüzyonda temaslar ve yükleme koşulları aynı olduğu için sonuçları da aynı olarak tabloda belirtilmiştir.

6.1.3.1.Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 14' te gösterilmiştir.

Tablo 12. Kortikal kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,69	4,89	-2,82	-1,23
Grup fonksiyon oklüzyon	0,69	4,89	-2,82	-1,23
Bilateral balanslı oklüzyon	0,29	3,20	-2,44	-5,84
Lingualize oklüzyon	2,02	2,66	-3,22	-8,82

Senaryo 1 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

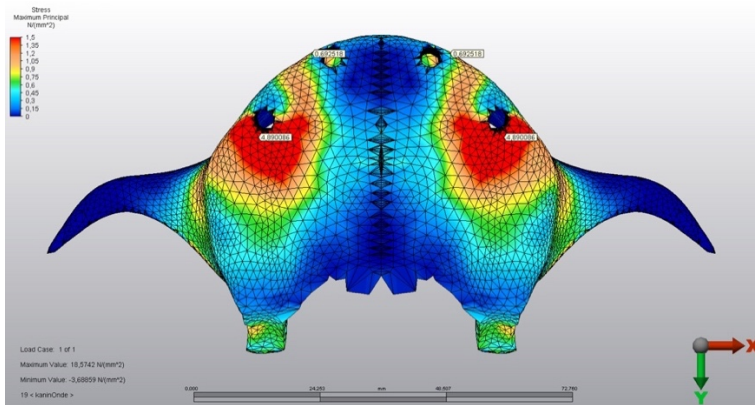
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 4,89 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,69 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -1,23 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -2,82 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 3 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

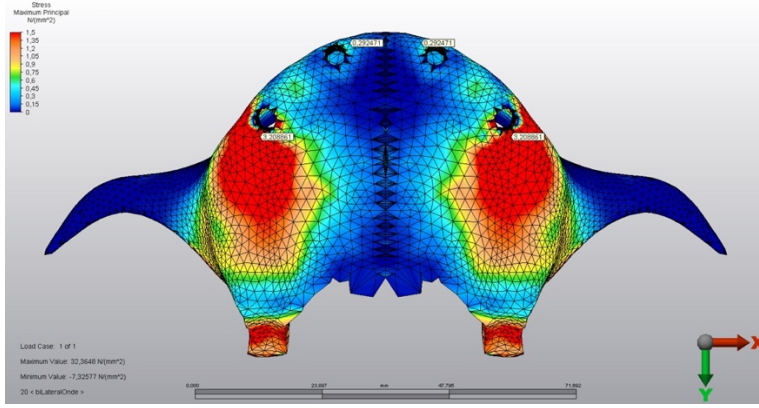
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior açılı implantlarda 3,20 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,29 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior açılı implantlarda -5,84 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -2,44 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

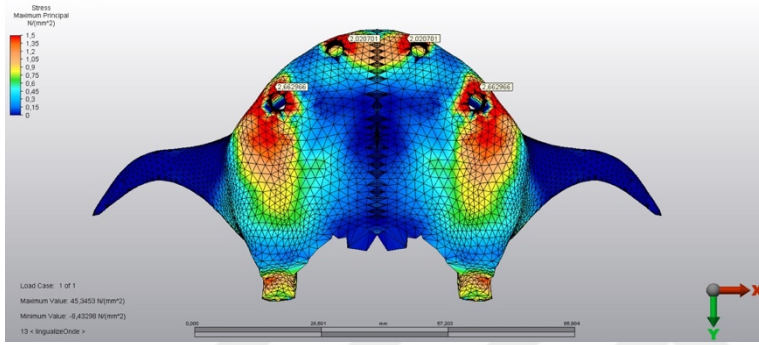
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior açılı implantlarda 2,66 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 2,02 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior açılı implantlarda -8,82 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -3,22 MPa olarak bulunmuştur.



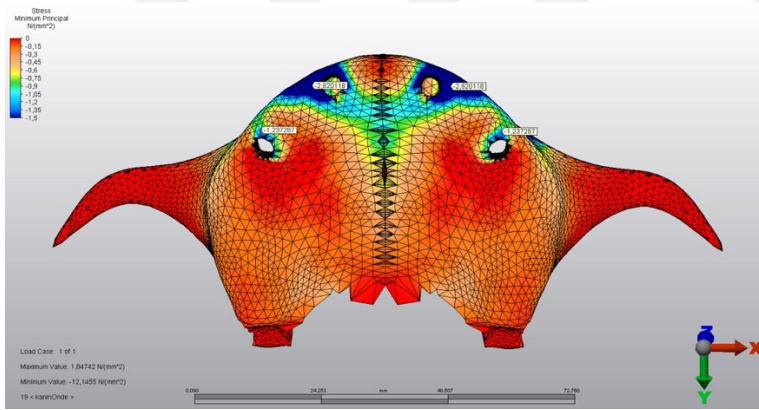
Şekil 74. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



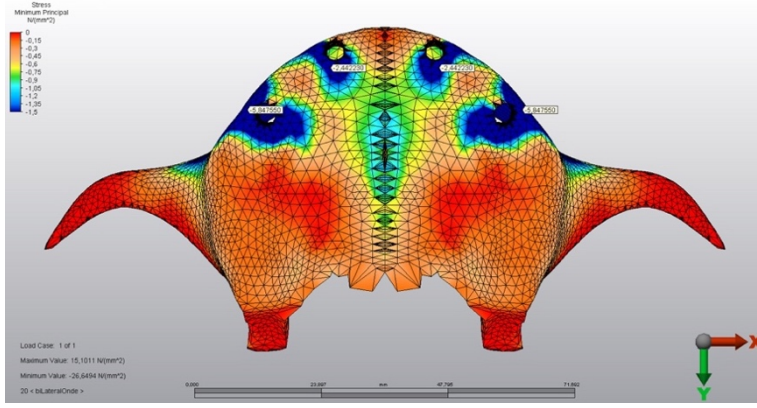
Şekil 75. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



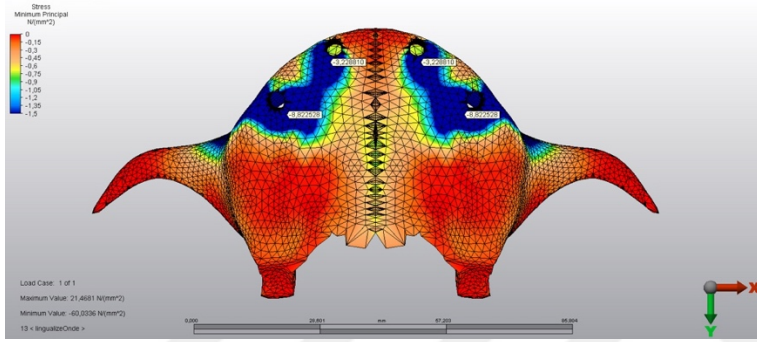
Şekil 76. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 77. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 78. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 79. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.1.3.2.Spongioz Kemik Bulguları

Spongioz kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 15’ te gösterilmiştir.

Tablo 13. Spongioz kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanın koruyuculu oklüzyon	0,28	0,38	-0,28	-0,17
Grup fonksiyon oklüzyon	0,28	0,38	-0,28	-0,17
Bilateral balanslı oklüzyon	0,05	0,74	-0,26	-1,23
Lingualize oklüzyon	0,15	0,73	-0,24	-1,42

Senaryo 1 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

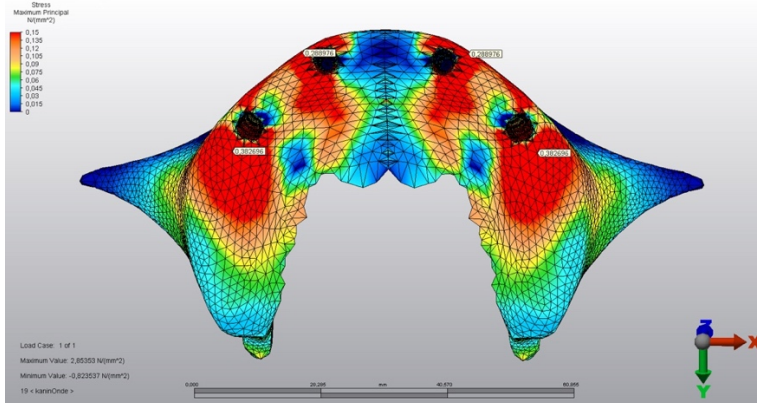
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 0,38 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,28 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -0,17 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -0,28 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 3 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

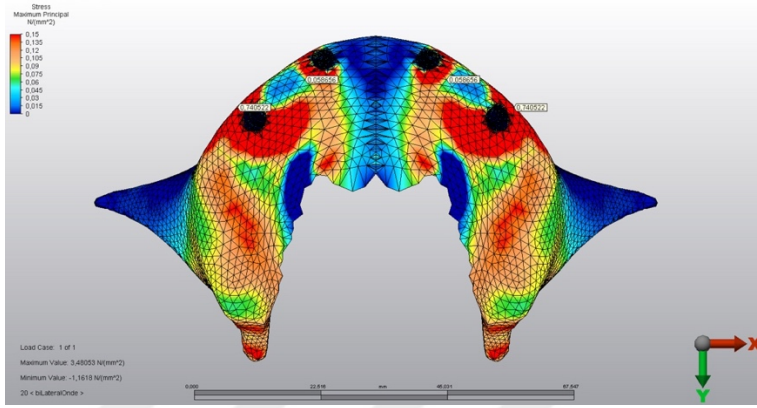
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 0,74 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,05 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -1,23 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -0,26 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

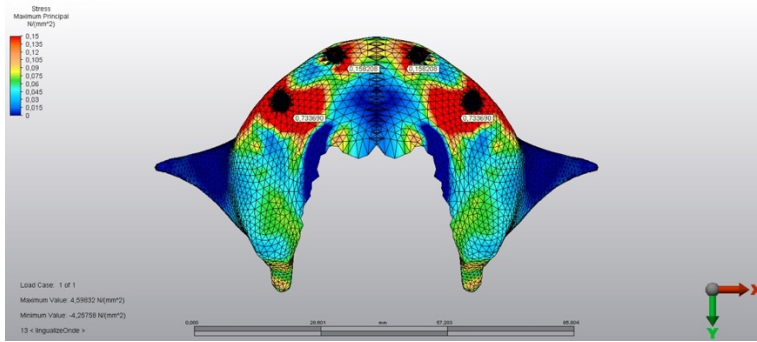
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 0,73 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,15 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -1,42 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -0,24 MPa olarak bulunmuştur.



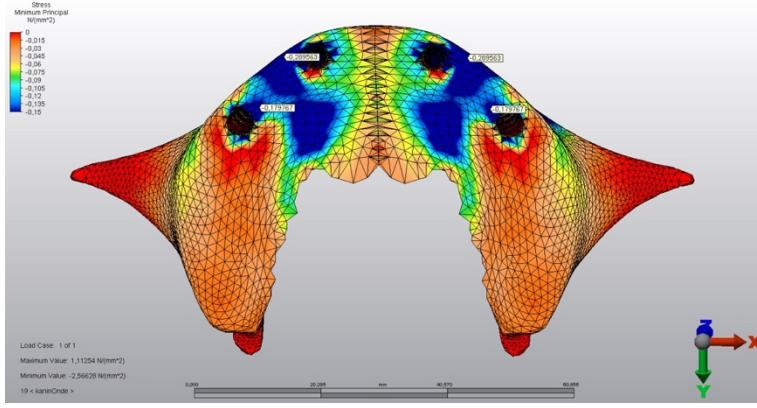
Şekil 80. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



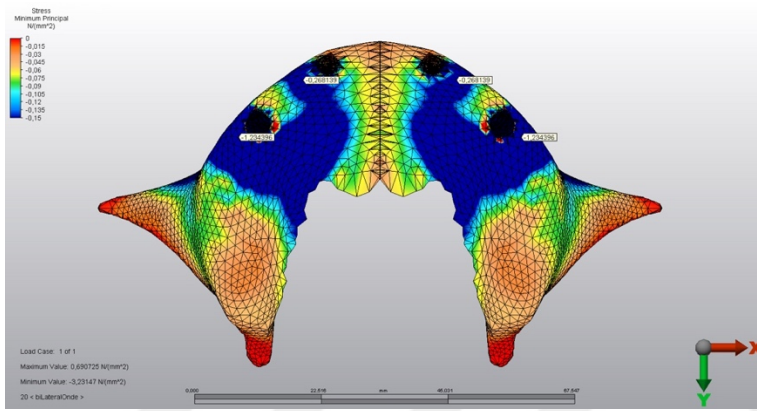
Şekil 81. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



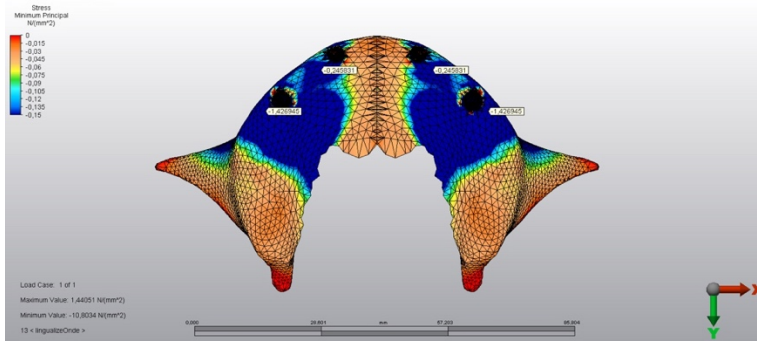
Şekil 82. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 83. Kanin koruyuculu oklüzyon minumum asal gerilme



Şekil 84. Bilateral balanslı oklüzyon minumum asal gerilme



Şekil 85. Lingualize oklüzyon minumum asal gerilme

6.1.3.3. İmplant ve Altyapı Bulguları

Protrüziv harekette implantların boyun bölgesindeki ve altyapıda abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stres değerleri Tablo 16'da gösterilmiştir.

Tablo 14. İmplantlarda ve altyapılarda protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	İmplant		Altyapı	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanın koruyuculu oklüzyon	15,04	25,31	21,20	17,99
Grup fonksiyon oklüzyon	15,04	25,31	21,20	17,99
Bilateral balanslı oklüzyon	9,52	55,49	8,78	39,07
Lingualize oklüzyon	19,22	81,57	24,16	90,05

Senaryo 1 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti kanın koruyuculu oklüzyon):

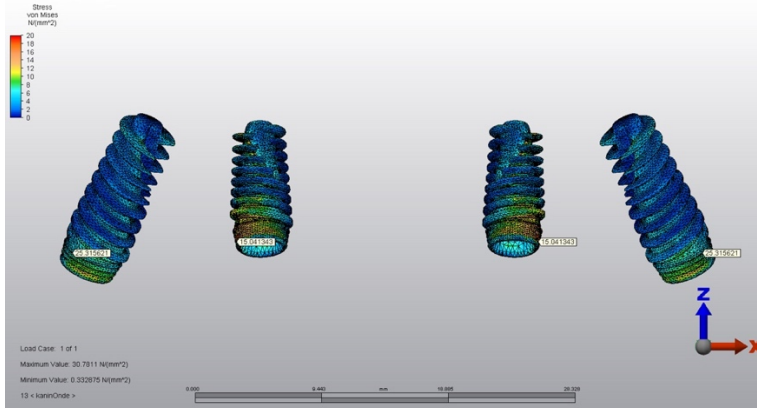
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 25,31 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 15,04 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriora 17,99 ve anteriorda 21,20 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 3 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

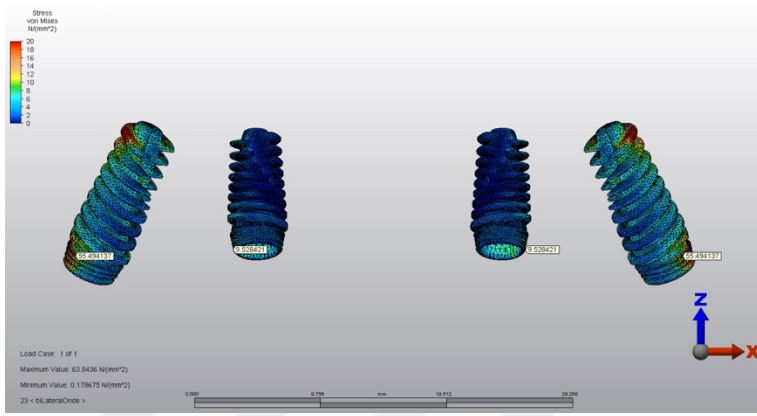
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 55,49 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 9,52 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriora 39,07 ve anteriorda 8,78 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

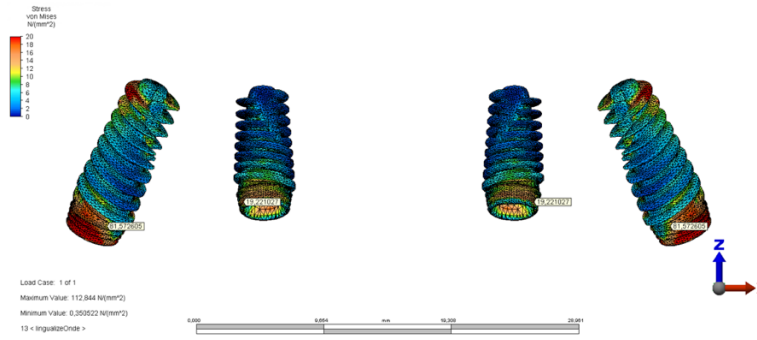
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 81,57 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 19,22 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriora 90,05 ve anteriorda 24,16 MPa olarak bulunmuştur.



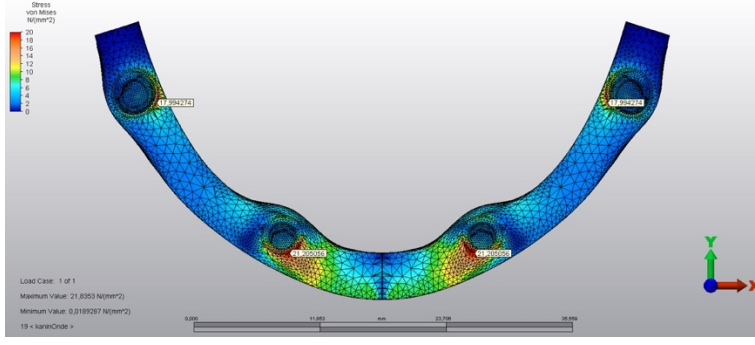
Şekil 86. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



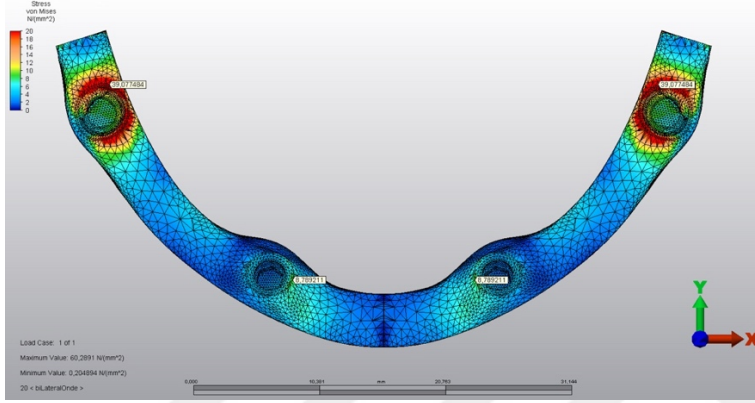
Şekil 87. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



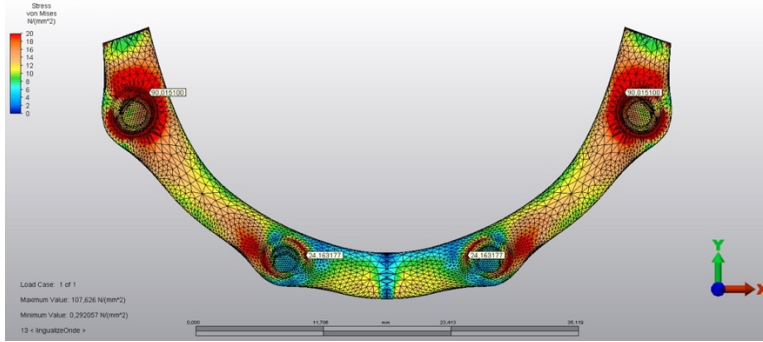
Şekil 88. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 89. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 90. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 91. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.1.3.4. Protez Bulguları

Protrüziv harekette akrilik protezde dişlerin interproksimal alanındaki Von Mises stres değerleri Tablo 17’de gösterilmiştir.

Tablo 15. Protezde protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	11-21	11-12	12-13	13-14	14-15	15-16
Kanin koruyuculu oklüzyon	2,10	2,91	0,82	0,37	0,11	0,04
Grup fonksiyon oklüzyon	2,10	2,91	0,82	0,37	0,11	0,04
Bilateral balanslı oklüzyon	1,00	1,20	0,54	0,82	1,10	1,50
Lingualize oklüzyon	1,00	2,08	0,71	1,09	0,96	1,85

Senaryo 1 de protezde Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

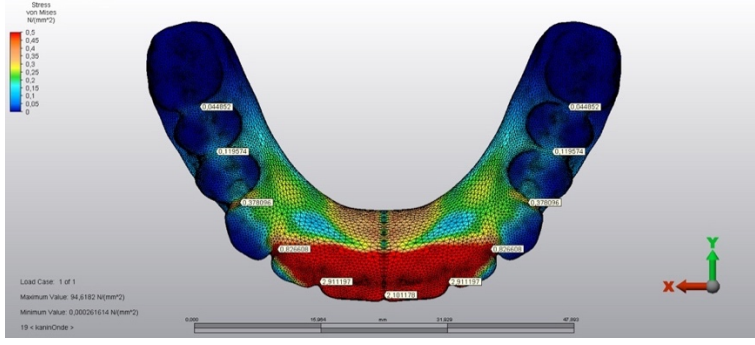
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 11 ve 21 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 2,10 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 3 de protezde Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

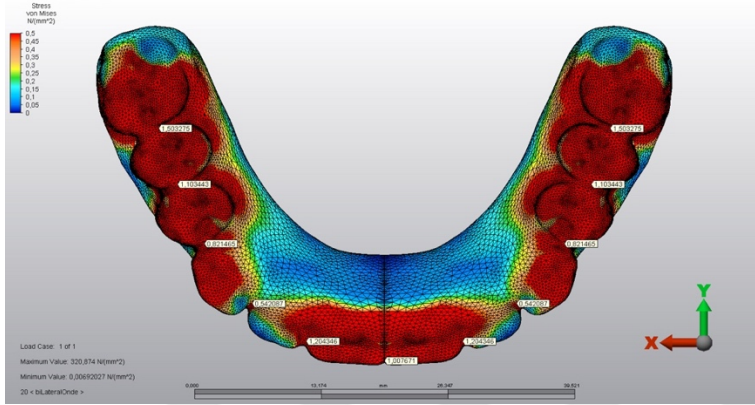
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 11 ve 12 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 1,20 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 4 de protezde Von Mises stres bulguları (Üst çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

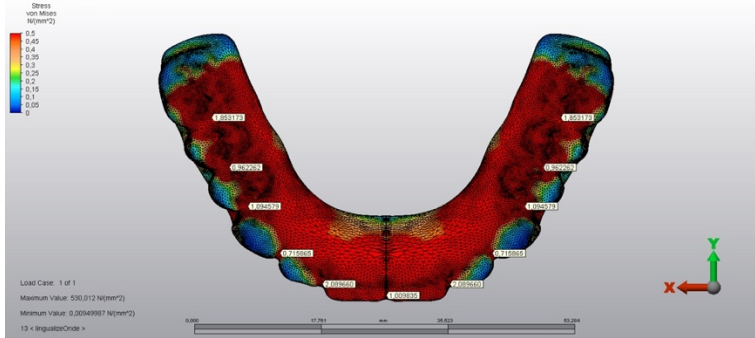
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 11 ve 12 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 2,08 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 92. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 93. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 94. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.2.Alt Çene All-on-4 Modelinde Elde Edilen Bulgular

Sentrik oklüzyon, lateral hareket ve protrüziv hareket için elde edilen sonuçlar ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

6.2.1.Alt Çene All-on-4 Modelinde Sentrik Oklüzyonda Elde Edilen Bulgular

6.2.1.1.Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 18' de gösterilmiştir.

Tablo 16. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	1,25	3,15	-4,48	-13,75
Grup fonksiyon oklüzyon	1,25	3,15	-4,48	-13,75
Bilateral balanslı oklüzyon	1,25	3,15	-4,48	-13,75
Lingualize oklüzyon	6,96	5,57	-5,97	-17,80

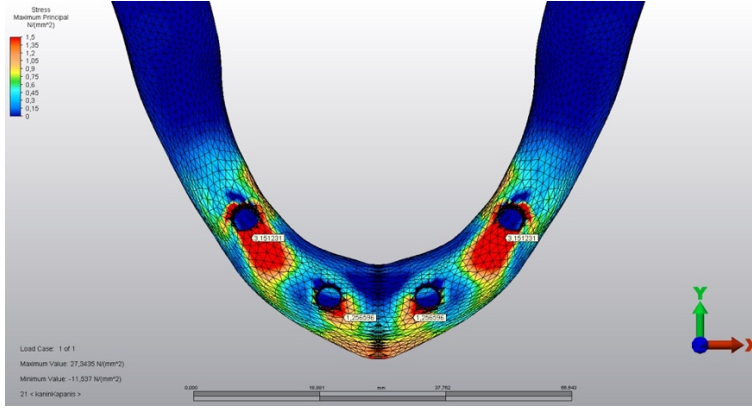
Senaryo 5 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 3,15 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 1,25 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -13,75 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -4,48 MPa olarak bulunmuştur.

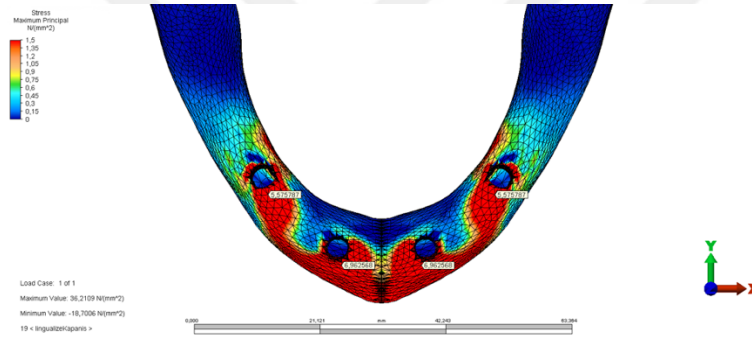
Senaryo 8 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 5,57 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 6,96 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında

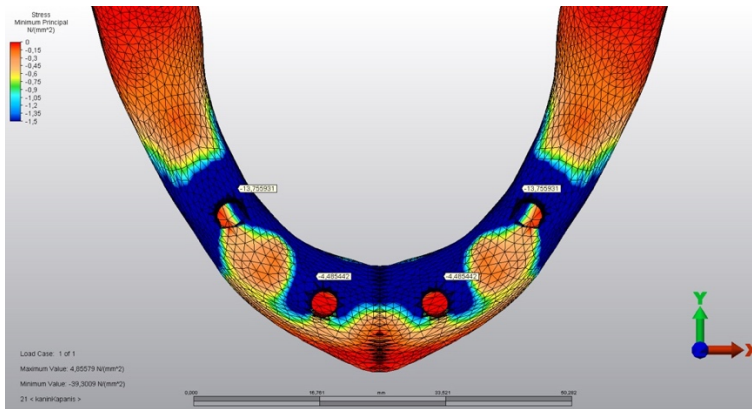
posterior açılı implantlarda -17,80 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -5,97 MPa olarak bulunmuştur.



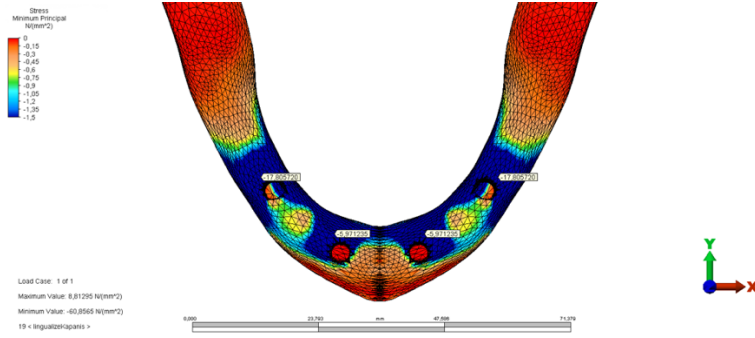
Şekil 95. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 96. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 97. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 98. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.2.1.2.Spongios Kemik Bulguları

Spongios kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 19’ da gösterilmiştir.

Tablo 17. Spongios kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

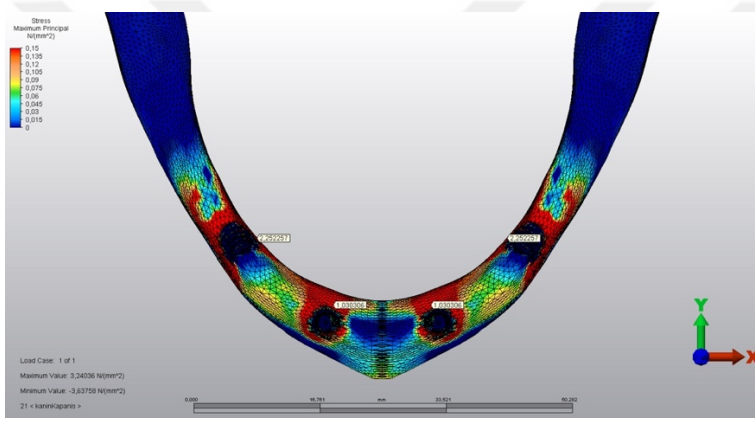
Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	1,03	2,25	-0,40	-1,69
Grup fonksiyon oklüzyon	1,03	2,25	-0,40	-1,69
Bilateral balanslı oklüzyon	1,03	2,25	-0,40	-1,69
Lingualize oklüzyon	0,76	3,07	-0,65	-2,22

Senaryo 5 de spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

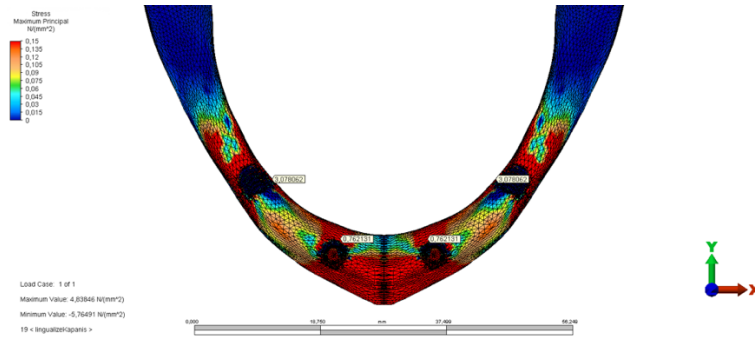
Spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 2,25 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 1,03 MPa olarak bulunmuştur. Spongios kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri de implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -1,69 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -0,40 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

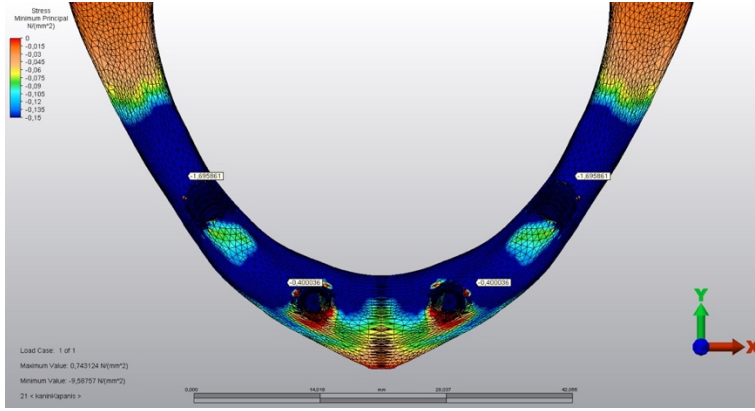
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior açılı implantlarda 3,07 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,76 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior açılı implantlarda -2,22 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -0,65 MPa olarak bulunmuştur.



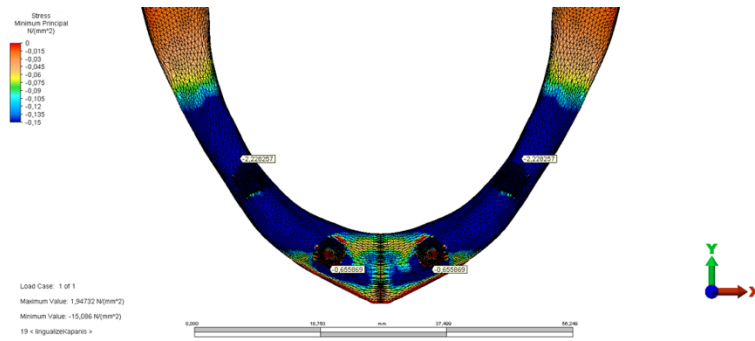
Şekil 99. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 100. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 101. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 102. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.2.1.3. İmplant ve Altyapı Bulguları

Sentrik oklüzyonda implantların boyun bölgesindeki ve altyapıda abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stres değerleri Tablo 20’de gösterilmiştir.

Tablo 18. İmplantlarda ve altyapılarda sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri

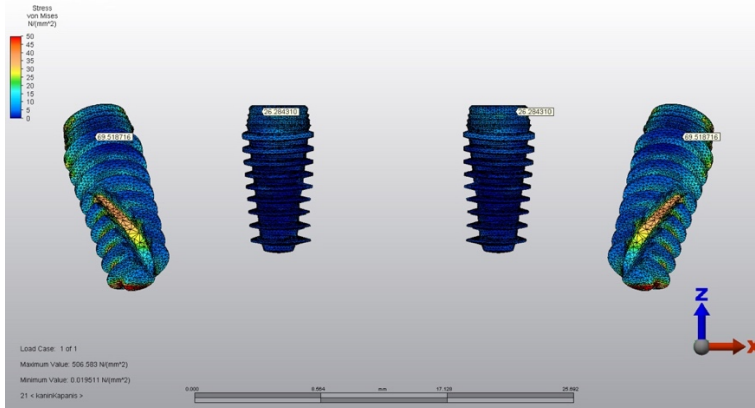
Oklüzyon türü	İmplant		Altyapı	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	26,28	69,51	24,09	115,36
Grup fonksiyon oklüzyon	26,28	69,51	24,09	115,36
Bilateral balanslı oklüzyon	26,28	69,51	24,09	115,36
Lingualize oklüzyon	35,34	108,82	41,84	99,21

Senaryo 5 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

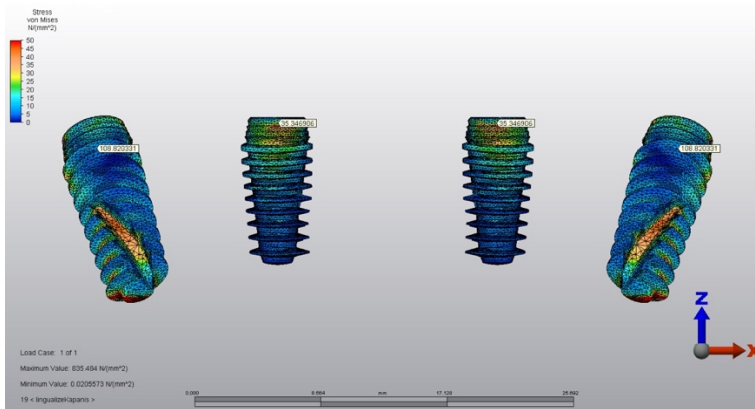
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 69,51 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 26,28 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriorıda 115,36 ve anteriorıda 24,09 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

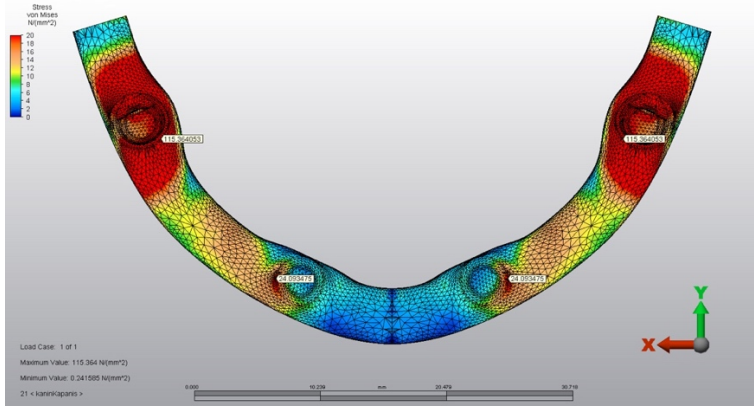
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 108,82 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 35,34 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriorıda 99,21 ve anteriorıda 41,84 MPa olarak bulunmuştur.



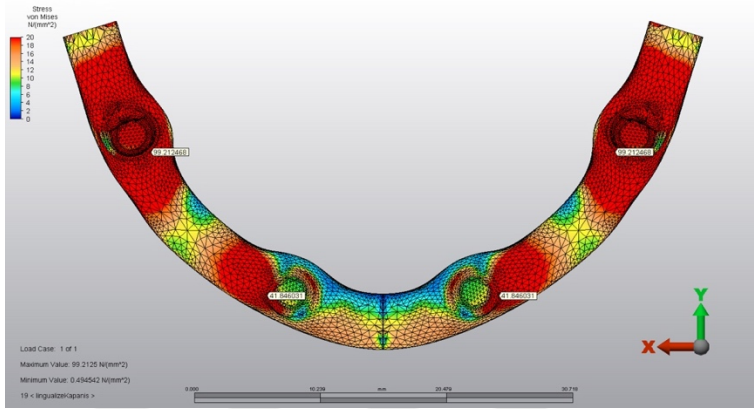
Şekil 103. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 104. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 105. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 106. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.2.1.4. Protez Bulguları

Sentrik oklüzyonda akrilik protezde dişlerin interproksimal alanındaki Von Mises stres değerleri Tablo 21’de gösterilmiştir.

Tablo 19. Protezde sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri

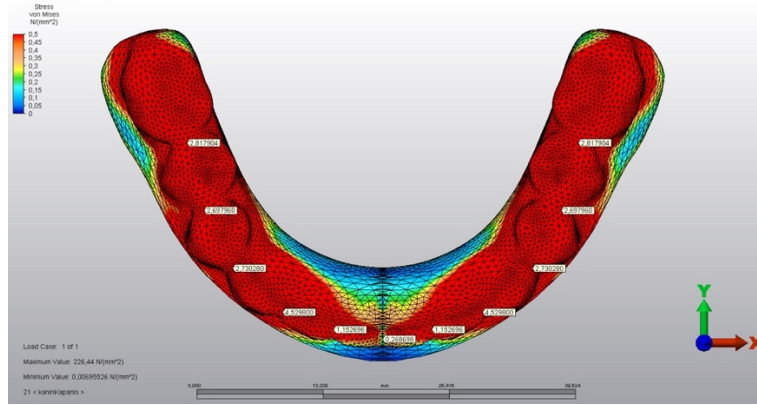
Oklüzyon türü	31-41	41-42	42-43	43-44	44-45	45-46
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,26	1,15	4,52	2,73	2,69	2,81
Grup fonksiyon oklüzyon	0,26	1,15	4,52	2,73	2,69	2,81
Bilateral balanslı oklüzyon	0,26	1,15	4,52	2,73	2,69	2,81
Lingualize oklüzyon	0,20	0,26	2,93	3,24	3,80	2,99

Senaryo 5 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

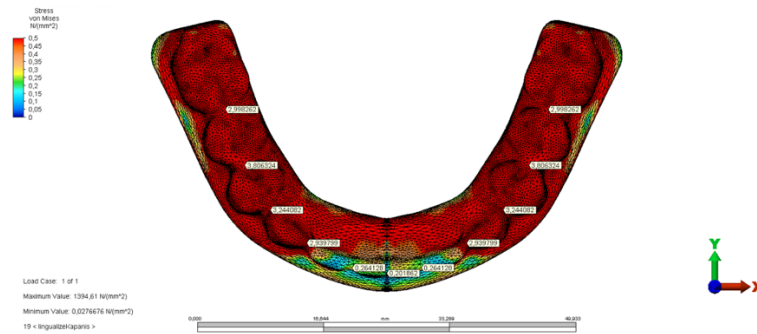
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 42 ve 43 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 4,52 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

Protezde maksimum Von Mises stres değeri 44 ve 45 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 3,80 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 107. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 108. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.2.2. Alt Çene All-on-4 Modelinde Lateral Harekette Elde Edilen Bulgular

Alt çeneye ait görüntülerde 4. bölge çalışan taraf ve 3. bölge dengeleyen taraf olarak yükleme koşulları uygulanmıştır.

6.2.2.1.Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 22’de gösterilmiştir.

Tablo 20. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme				Minimum asal gerilme			
	Çalışan taraf		Dengeleyen taraf		Çalışan taraf		Dengeleyen taraf	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyulu oklüzyon	0,90	0,83	1,13	0,24	-2,49	-0,52	-1,70	-0,47
Grup fonksiyon oklüzyon	2,16	7,37	1,74	0,57	-3,34	-12,19	-2,35	-1,04
Bilateral balanslı oklüzyon	5,57	9,32	5,37	7,04	-5,48	-14,26	-7,02	-12,75
Lingualize oklüzyon	5,68	10,81	6,04	6,94	-5,16	-17,03	-7,18	-13,08

Senaryo 5 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanin koruyucu oklüzyon):

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 0,83 MPa, dengeleyen tarafta 0,24 MPa’ dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 0,90 MPa, dengeleyen tarafta 1,13 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -0,52 MPa, dengeleyen tarafta -0,47 MPa’ dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -2,49 MPa, dengeleyen tarafta -1,70 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 6 da kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 7,37 MPa,

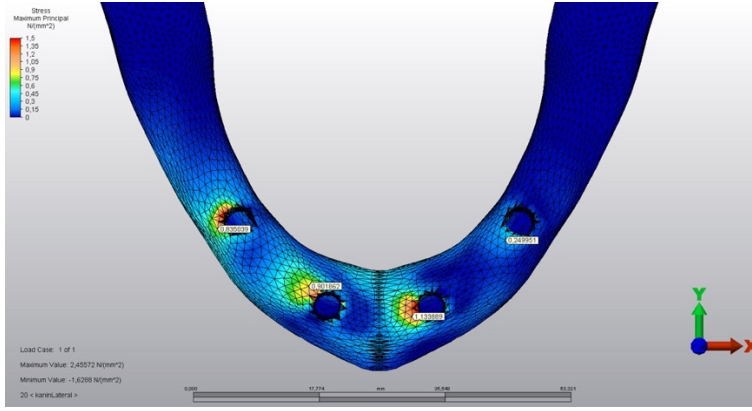
dengeleyen tarafta 0,57 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 2,16 MPa, dengeleyen tarafta 1,74 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -12,19 MPa, dengeleyen tarafta -1,04 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -3,34 MPa, dengeleyen tarafta -2,35 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 7 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

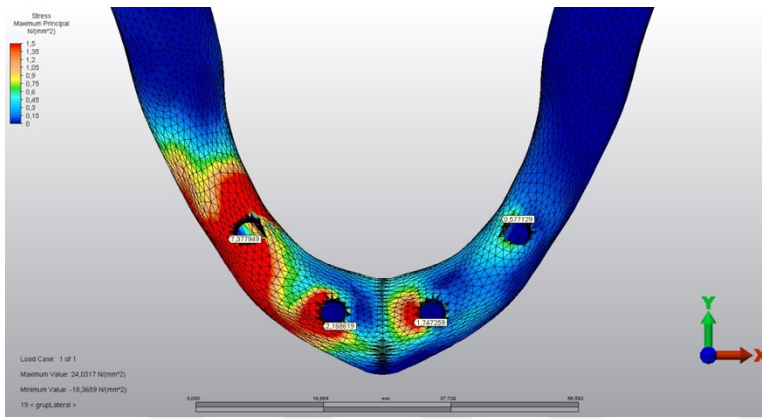
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 9,32 MPa, dengeleyen tarafta 7,04 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 5,57 MPa, dengeleyen tarafta 5,37 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -14,26 MPa, dengeleyen tarafta -12,75 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -5,48 MPa, dengeleyen tarafta -7,02 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

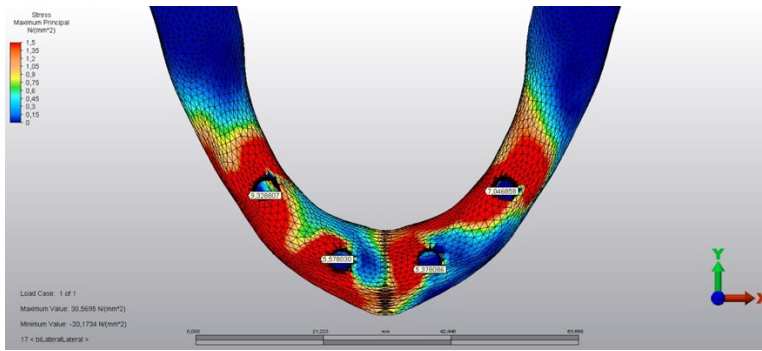
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 10,81 MPa, dengeleyen tarafta 6,94 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 5,68 MPa, dengeleyen tarafta 6,04 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -17,03 MPa, dengeleyen tarafta -13,08 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -5,16 MPa, dengeleyen tarafta -7,18 MPa olarak bulunmuştur.



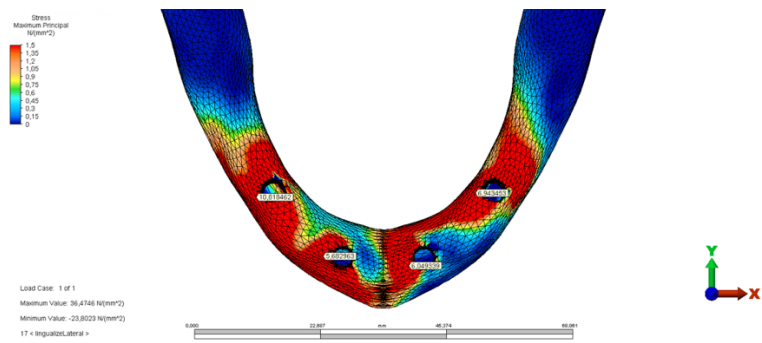
Şekil 109. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



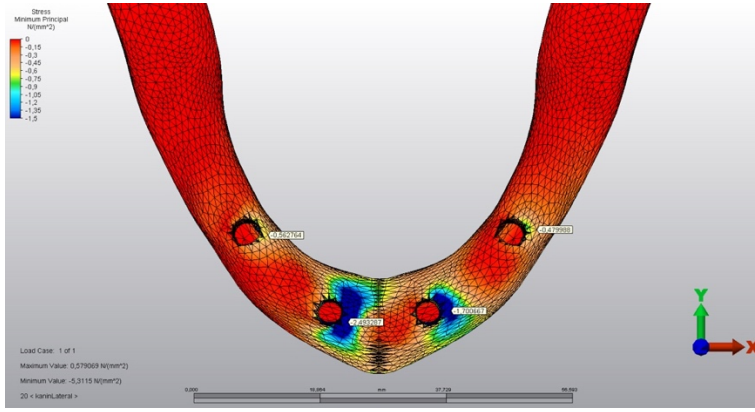
Şekil 110. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme



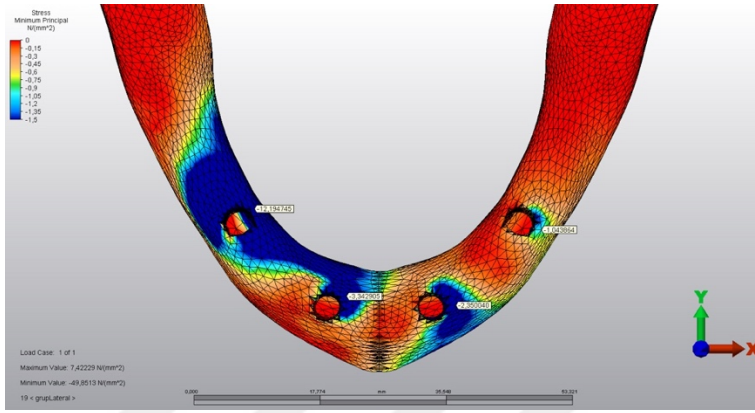
Şekil 111. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



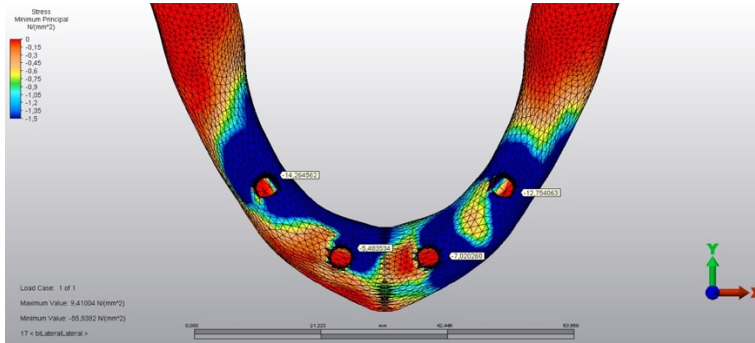
Şekil 112. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



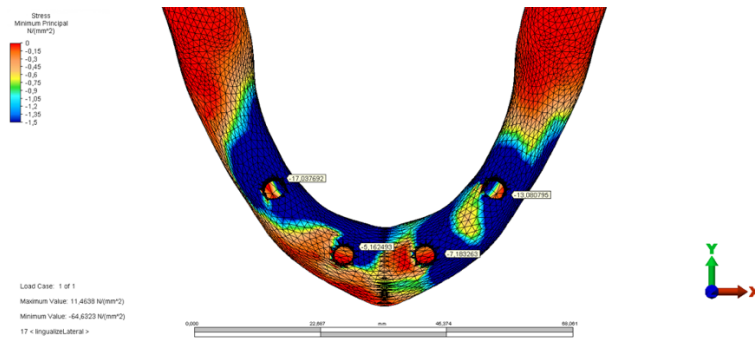
Şekil 113. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 114. Grup fonksiyon oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 115. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 116. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.2.2.2.Spongioz Kemik Bulguları

Spongioz kemikte lateral harekte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 23' te gösterilmiştir.

Tablo 21. Spongioz kemikte lateral harekte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme				Minimum asal gerilme			
	Çalışan taraf		Dengeleyen taraf		Çalışan taraf		Dengeleyen taraf	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanın koruyulu oklüzyon	0,36	0,18	0,16	0,07	-0,20	-0,09	-0,14	-0,13
Grup fonksiyon oklüzyon	0,38	1,65	0,23	0,17	-0,44	-1,02	-0,54	-0,18
Bilateral balanslı oklüzyon	0,57	1,70	0,40	1,58	-0,63	-1,36	-0,54	-1,21
Lingualize oklüzyon	0,41	2,14	0,40	1,68	-0,80	-1,56	-0,60	-1,14

Senaryo 5 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanin koruyucu oklüzyon):

Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 0,18 MPa, dengeleyen tarafta 0,07 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 0,36 MPa, dengeleyen tarafta 0,16 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -0,09 MPa, dengeleyen tarafta -0,13 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -0,20 MPa, dengeleyen tarafta -0,14 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 6 da spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 1,65 MPa,

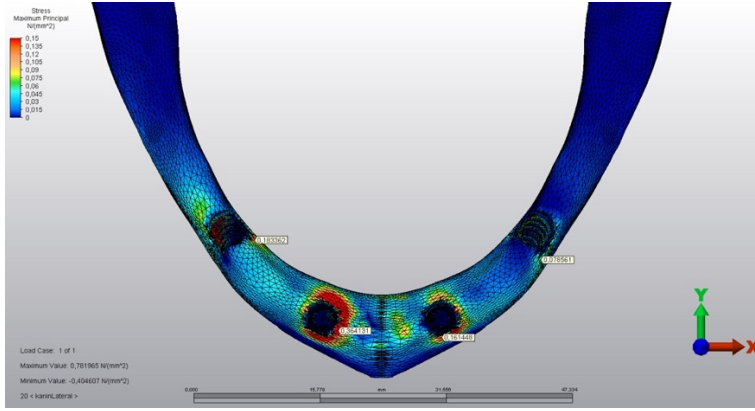
dengeleyen tarafta 0,17 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 0,38 MPa, dengeleyen tarafta 0,23 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -1,02 MPa, dengeleyen tarafta -0,18 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -0,44 MPa, dengeleyen tarafta -0,54 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 7 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

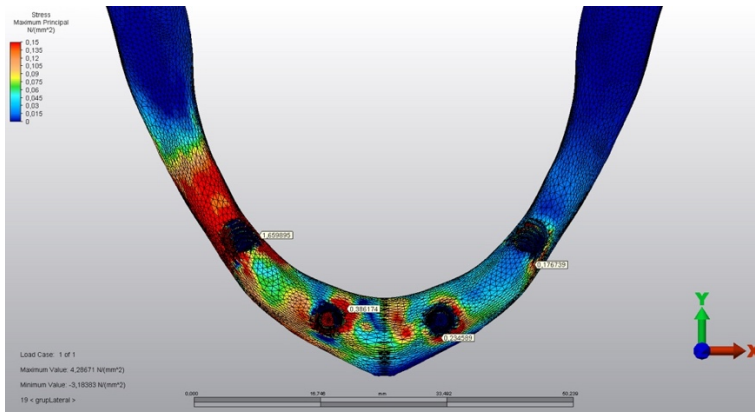
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 1,70 MPa, dengeleyen tarafta 1,58 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 0,57 MPa, dengeleyen tarafta 0,40 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -1,36 MPa, dengeleyen tarafta -1,21 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -0,63 MPa, dengeleyen tarafta -0,54 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

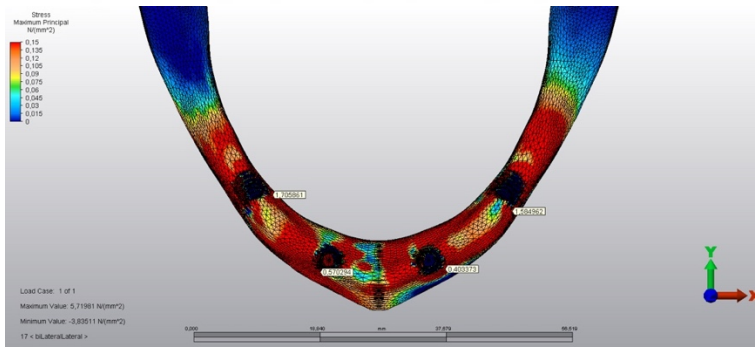
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta 2,14 MPa, dengeleyen tarafta 1,68 MPa'dır Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta 0,41 MPa, dengeleyen tarafta 0,40 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda çalışan tarafta -1,56 MPa, dengeleyen tarafta -1,14 MPa'dır. Anterior konvansiyonel implantlarda çalışan tarafta -0,80 MPa, dengeleyen tarafta -0,60 MPa olarak bulunmuştur.



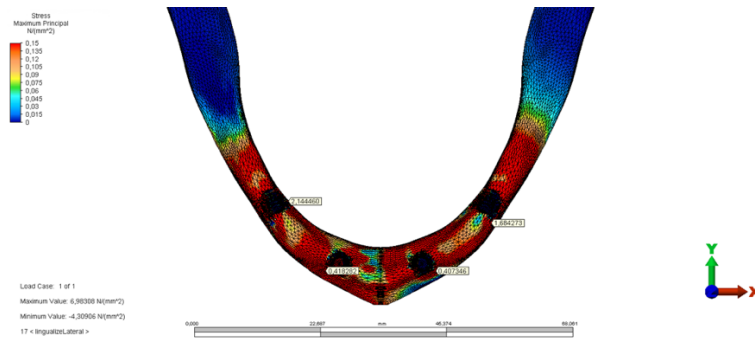
Şekil 117. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



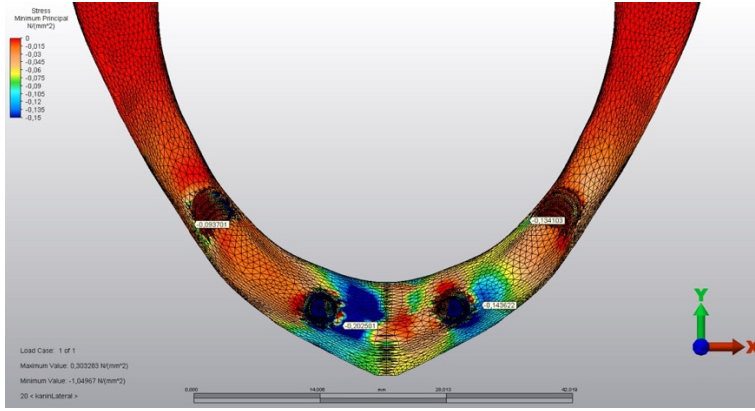
Şekil 118. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme



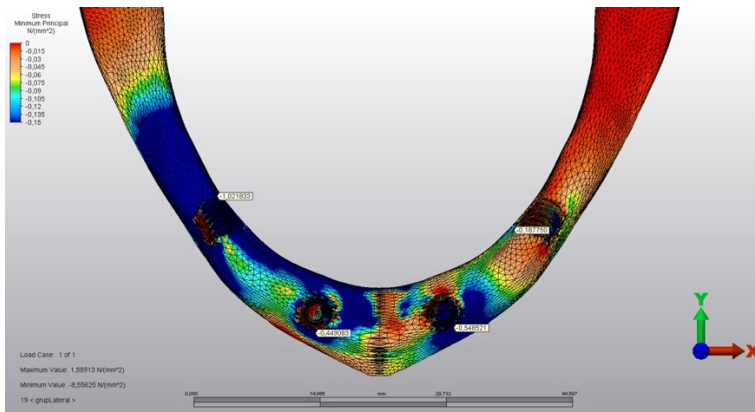
Şekil 119. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



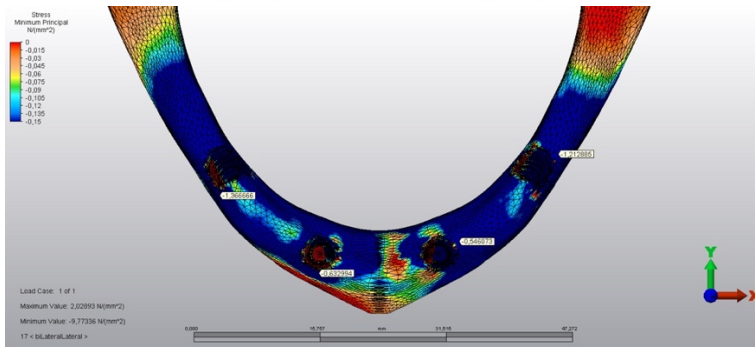
Şekil 120. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



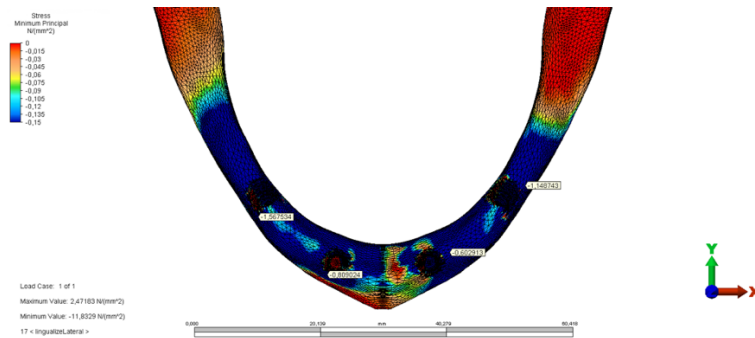
Şekil 121. Kanin koruyucu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 122. Grup fonksiyon oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 123. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 124. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.2.2.3. İmplant ve Altyapı Bulguları

Lateral harekette implantların boyun bölgesindeki ve altyapıda abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stres değerleri Tablo 24’te gösterilmiştir.

Tablo 22. İmplantlarda ve altyapılarda lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	İmplant				Altyapı			
	Çalışan taraf		Dengeleyen taraf		Çalışan taraf		Dengeleyen taraf	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanın koruyulu oklüzyon	8,82	5,25	5,51	2,63	14,46	4,31	11,75	3,59
Grup fonksiyon oklüzyon	21,10	89,15	9,08	6,70	58,35	27,29	16,69	8,34
Bilateral balanslı oklüzyon	28,80	105,94	26,67	89,88	33,06	71,29	32,18	48,99
Lingualize oklüzyon	30,63	127,38	26,59	92,32	39,72	78,19	37,67	49,55

Senaryo 5 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanın koruyuculu oklüzyon):

Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 5,25 MPa, dengeleyen tarafta 2,63 MPa’dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 8,82 MPa, dengeleyen tarafta 5,51 MPa’dır. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posteriorda çalışan tarafta 4,31 MPa, dengeleyen tarafta 3,59 MPa ve anteriorda çalışan tarafta 14,46 MPa, dengeleyen tarafta 11,75 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 6 da implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 89,15 MPa, dengeleyen tarafta 6,70 MPa’dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 21,10 MPa, dengeleyen tarafta 9,08 MPa’dır. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posteriorda

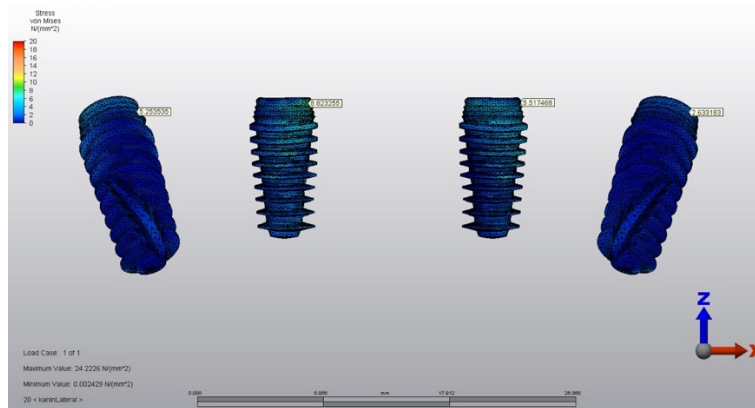
çalışan tarafta 27,29 MPa, dengeleyen tarafta 8,34 MPa ve anteriorda çalışan tarafta 58,35 MPa, dengeleyen tarafta 16,69 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 7 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

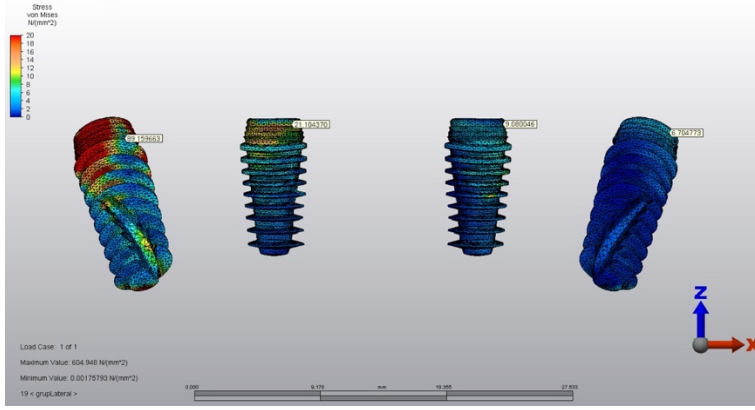
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 105,94 MPa, dengeleyen tarafta 89,88 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 28,80 MPa, dengeleyen tarafta 26,67 MPa'dır. Altyapı-abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posteriorda çalışan tarafta 71,29 MPa, dengeleyen tarafta 48,99 MPa ve anteriorda çalışan tarafta 33,06 MPa, dengeleyen tarafta 32,18 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

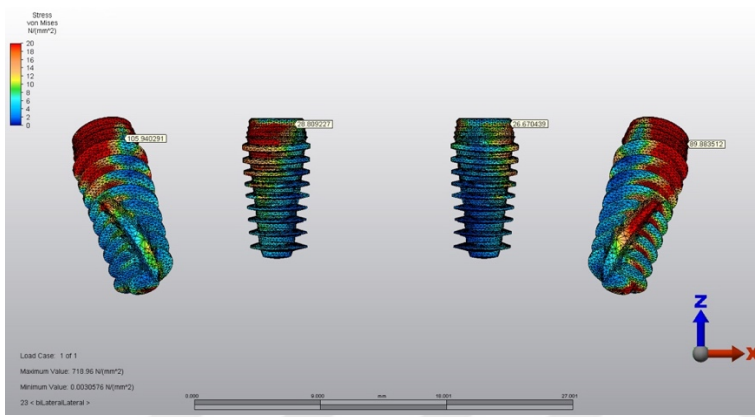
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 127,38 MPa, dengeleyen tarafta 92,32 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 30,63 MPa, dengeleyen tarafta 26,59 MPa'dır. Altyapı-abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posteriorda çalışan tarafta 78,19 MPa, dengeleyen tarafta 49,55 MPa ve anteriorda çalışan tarafta 39,72 MPa, dengeleyen tarafta 37,67 MPa olarak bulunmuştur.



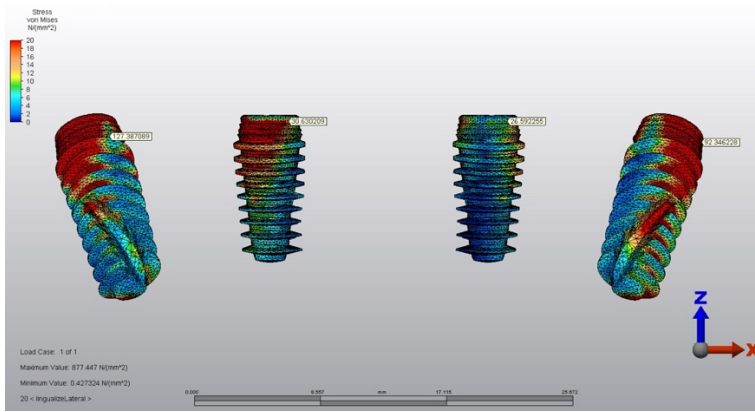
Şekil 125. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



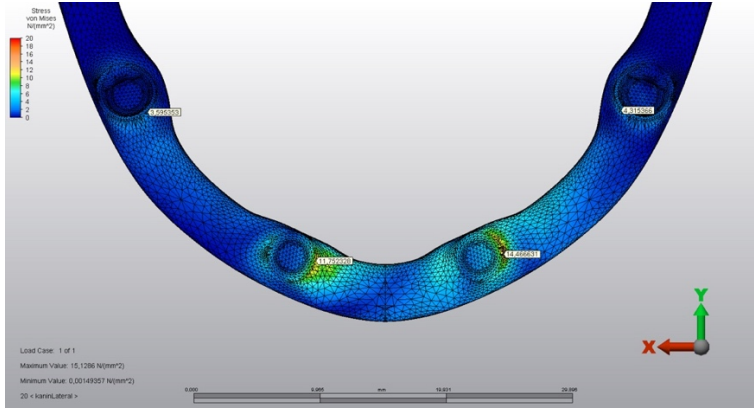
Şekil 126. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri



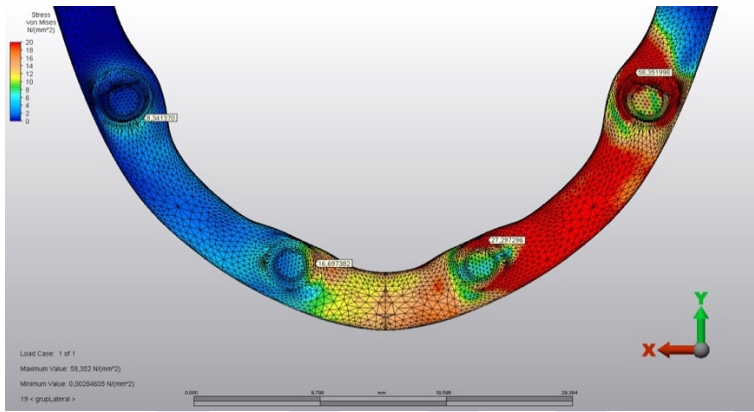
Şekil 127. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



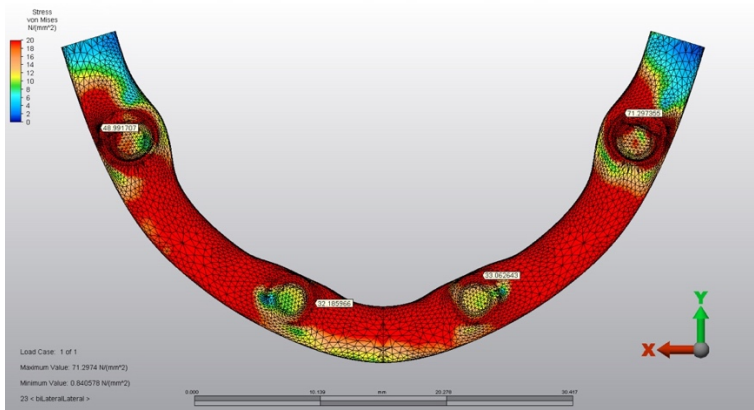
Şekil 128. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri



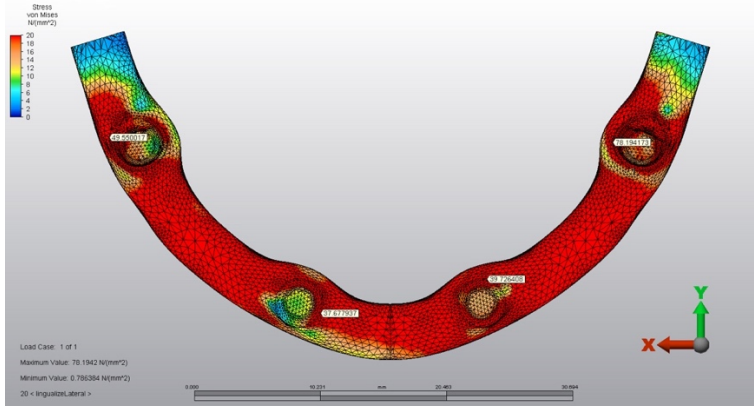
Şekil 129. Kanin koruyucu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 130. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 131. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 132. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.2.2.4. Protez Bulguları

Lateral harekette akrilik protezde dişlerin interproksimal alanındaki Von Mises stres değerleri Tablo 25’te gösterilmiştir.

Tablo 23. Protezde lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	Çalışan taraf						Dengeleyen taraf				
	31-41	41-42	42-43	43-44	44-45	45-46	31-32	32-33	33-34	34-35	35-36
Kanın koruyuculu oklüzyon	0,29	0,89	10,44	6,27	0,07	0,004	0,05	0,05	0,08	0,05	0,001
Grup fonksiyon oklüzyon	0,14	0,34	3,68	0,55	0,68	0,64	0,06	0,09	0,01	0,01	0,01
Bilateral balanslı oklüzyon	0,11	0,60	3,22	1,92	3,03	2,43	0,27	0,81	3,40	1,78	3,70
Lingualize oklüzyon	0,19	0,66	3,01	1,06	1,59	2,26	0,15	0,62	2,27	1,28	6,32

Senaryo 5 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanın koruyuculu oklüzyon):

Protezde maksimum Von Mises stres değeri çalışan tarafta 42 ve 43 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 10,44 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 6 da protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

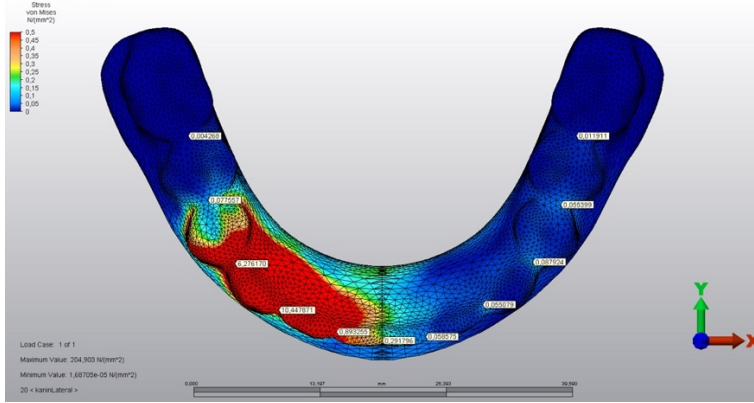
Protezde maksimum Von Mises stres değeri çalışan tarafta 42 ve 43 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 3,68 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 7 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

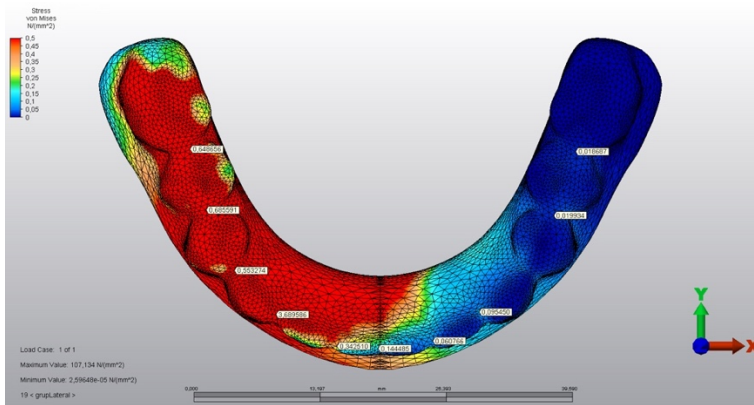
Protezde maksimum Von Mises stres değeri dengeleyen tarafta 35 ve 36 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 3,70 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

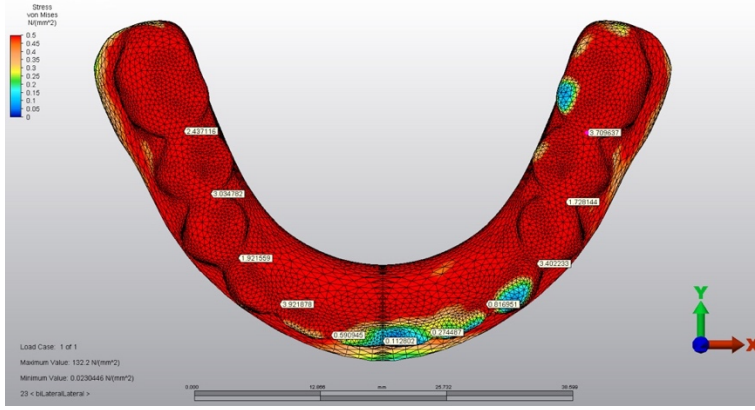
Protezde maksimum Von Mises stres değeri dengeleyen tarafta 35 ve 36 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 6,32 MPa olarak bulunmuştur.



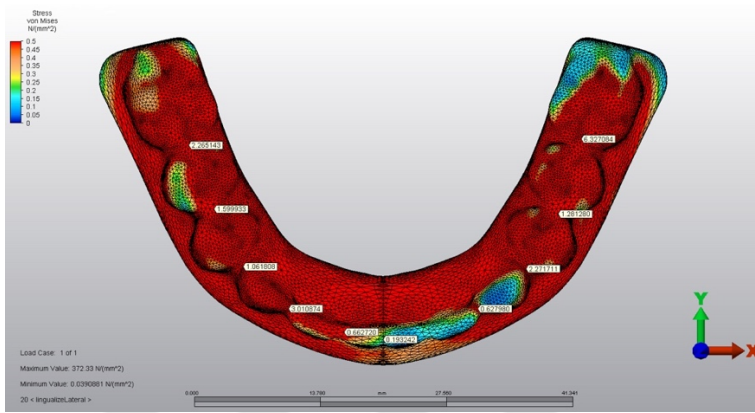
Şekil 133. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 134. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 135. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 136. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.2.3. Alt Çene All-on-4 Modelinde Protrüziv Harekette Elde Edilen Bulgular

6.2.3.1. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 26’da gösterilmiştir.

Tablo 24. Kortikal kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanın koruyuculu oklüzyon	0,21	1,13	-1,94	-0,63
Grup fonksiyon oklüzyon	0,21	1,13	-1,94	-0,63
Bilateral balanslı oklüzyon	1,33	1,31	-2,01	-6,35
Lingualize oklüzyon	3,72	2,22	-2,90	-8,40

Senaryo 5 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

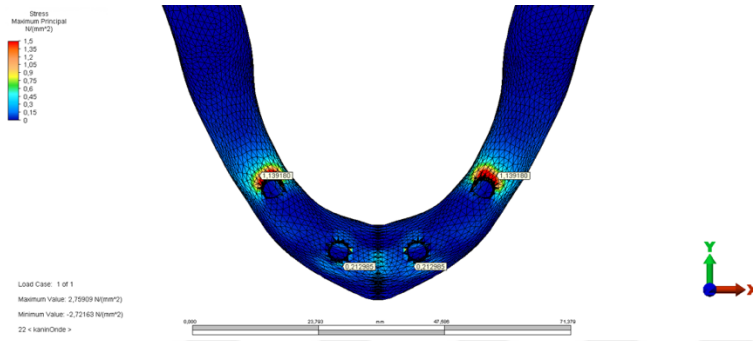
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 1,13 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,21 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -0,63 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -1,94 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 7 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

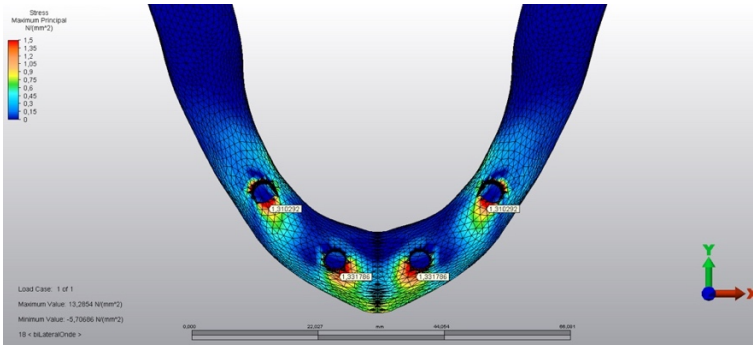
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 1,31 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 1,33 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -6,35 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -2,01 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

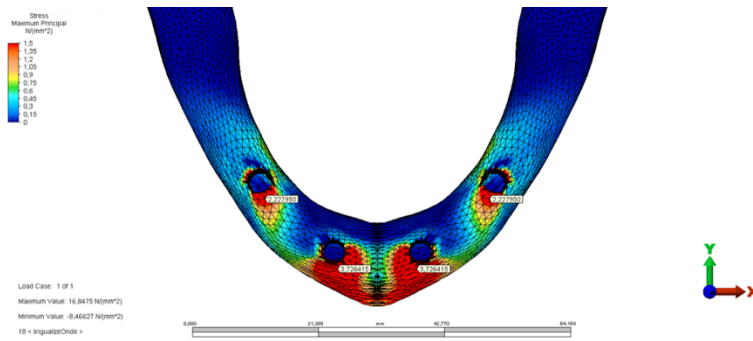
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior açılı implantlarda 2,22 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 3,72 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior açılı implantlarda -8,40 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -2,90 MPa olarak bulunmuştur.



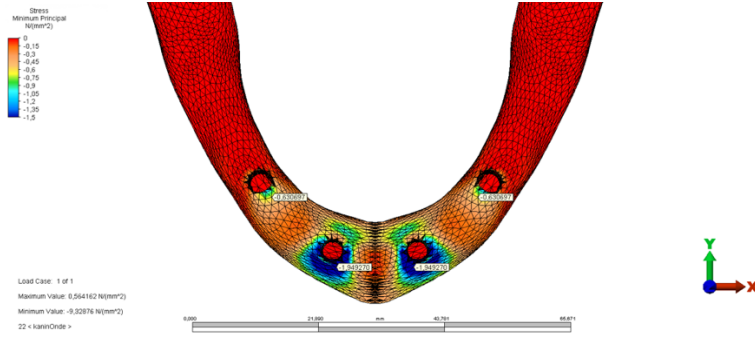
Şekil 137. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



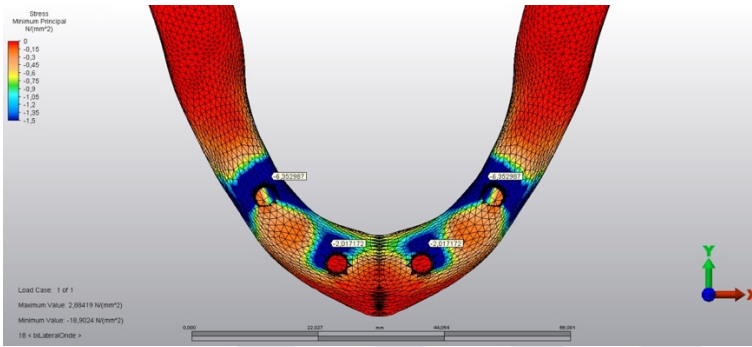
Şekil 138. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



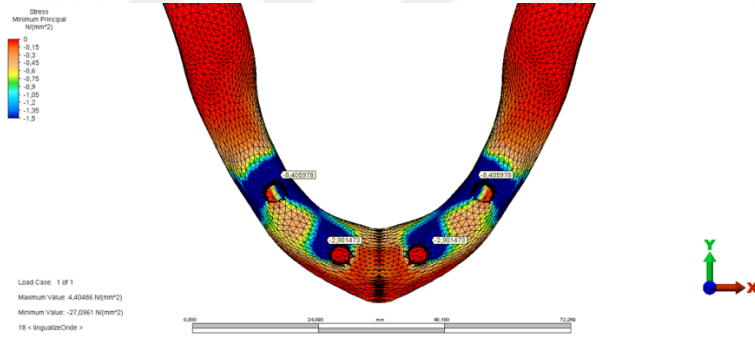
Şekil 139. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 140. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 141. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 142. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.2.3.2.Spongioz Kemik Bulguları

Spongioz kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 27’de gösterilmiştir.

Tablo 25. Spongioz kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,33	0,11	-0,17	-0,09
Grup fonksiyon oklüzyon	0,33	0,11	-0,17	-0,09
Bilateral balanslı oklüzyon	0,35	1,17	-0,18	-0,74
Lingualize oklüzyon	0,39	1,47	-0,39	-0,96

Senaryo 5 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

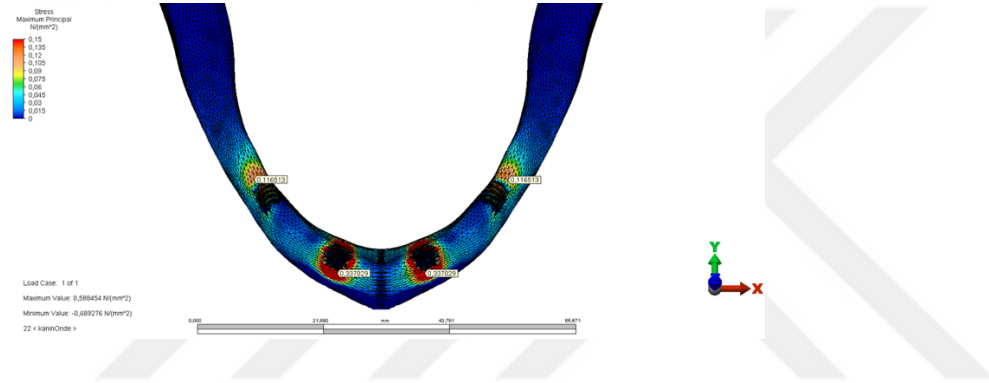
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 0,11 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,33 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -0,09 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -0,17 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 7 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

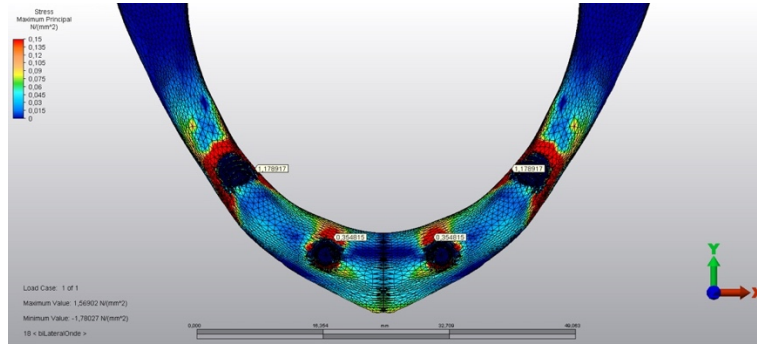
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 1,17 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,35 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -0,74 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -0,18 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

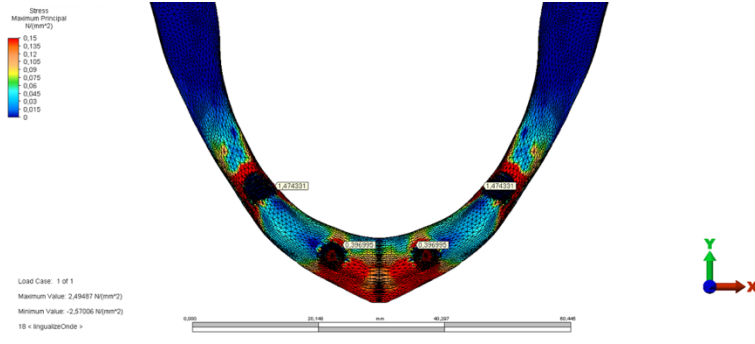
Spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda 1,47 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda 0,39 MPa olarak bulunmuştur. Spongiöz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior açılı implantlarda -0,96 MPa, anterior konvansiyonel implantlarda -0,39 MPa olarak bulunmuştur.



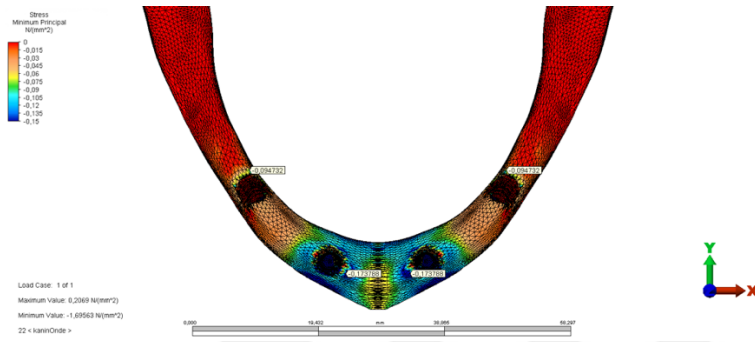
Şekil 143. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



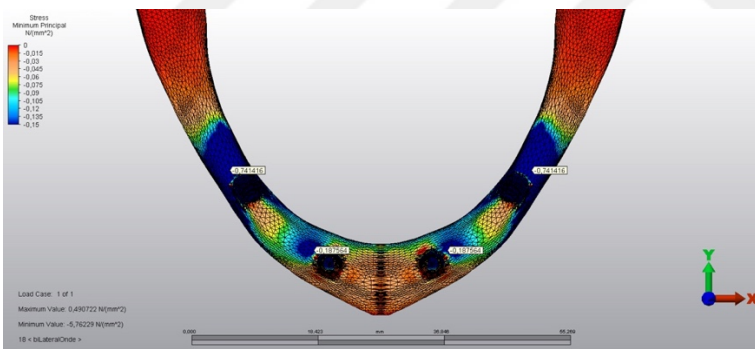
Şekil 144. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



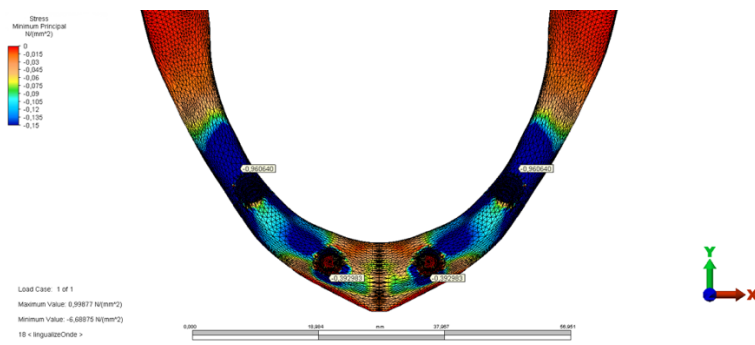
Şekil 145. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 146. Kanin koruyuculu oklüzyon mininum asal gerilme



Şekil 147. Bilateral balanslı oklüzyon mininum asal gerilme



Şekil 148. Lingualize oklüzyon mininum asal gerilme

6.2.3.3.İmplant ve Altyapı Bulguları

Protrüziv harekette implantların boyun bölgesindeki ve altyapıda abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stres değerleri Tablo 28’de gösterilmiştir.

Tablo 26. İmplantlarda ve altyapılarda protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	İmplant		Altyapı	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanın koruyuculu oklüzyon	13,16	5,43	18,40	7,58
Grup fonksiyon oklüzyon	13,16	5,43	18,40	7,58
Bilateral balanslı oklüzyon	10,43	34,28	8,67	42,31
Lingualize oklüzyon	17,41	50,04	27,34	45,07

Senaryo 5 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanın koruyuculu oklüzyon):

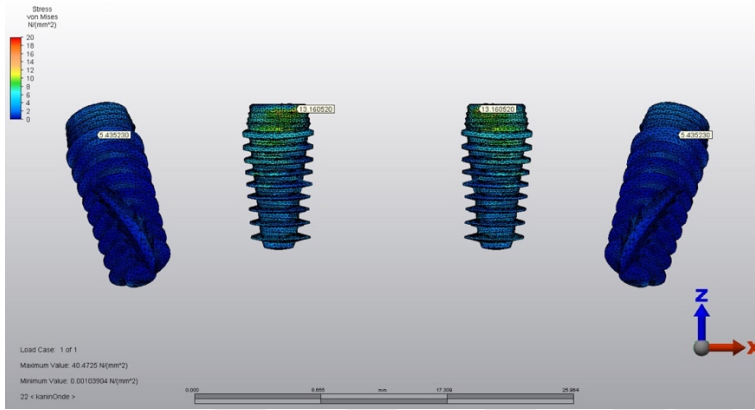
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 5,43 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 13,16 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriora 7,58 ve anteriorda 18,40 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 7 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

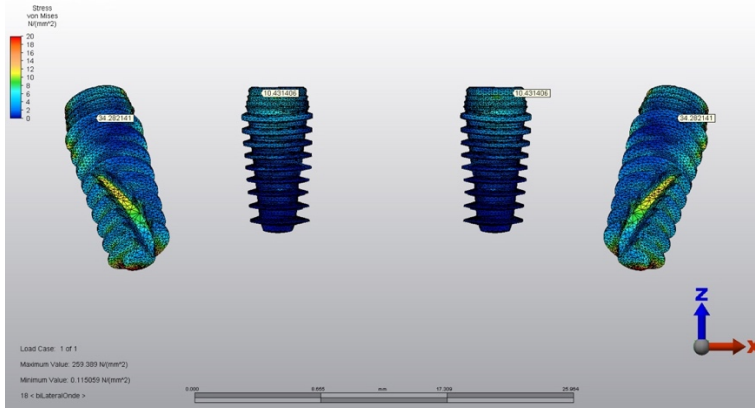
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 34,28 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 10,43 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriora 42,31 ve anteriorda 8,67 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyon):

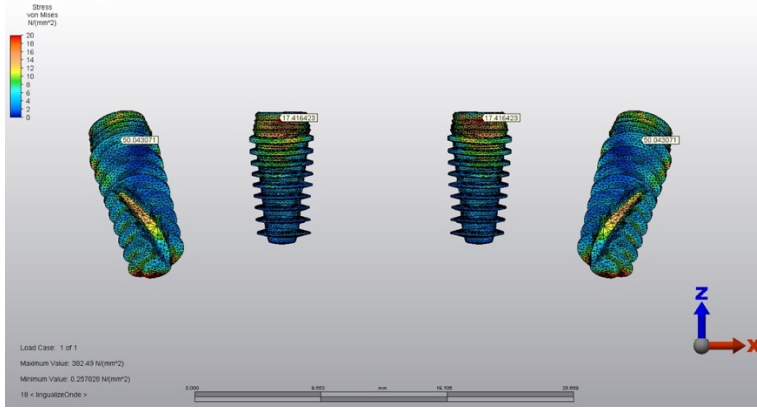
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 50,04 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 17,41 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriorıda 45,07 ve anteriorıda 27,34 MPa olarak bulunmuştur.



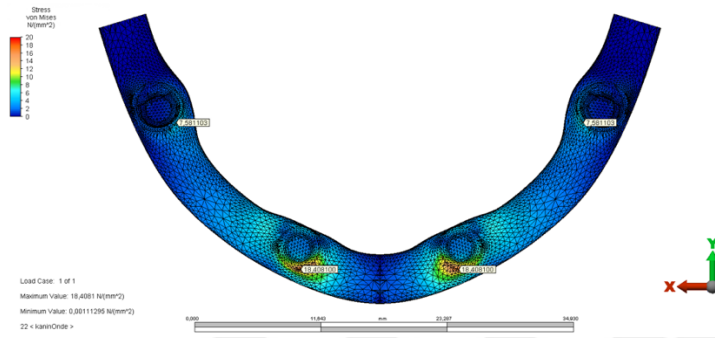
Şekil 149. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



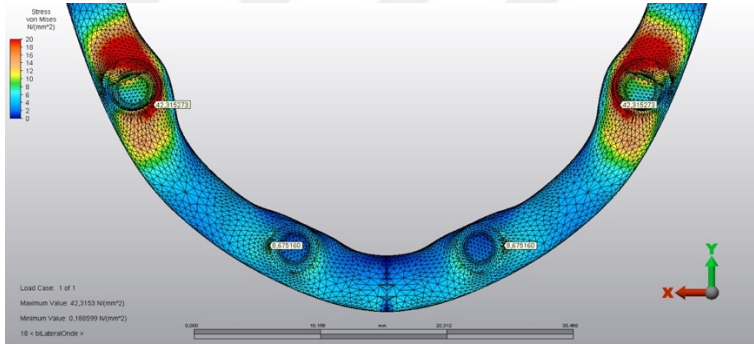
Şekil 150. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



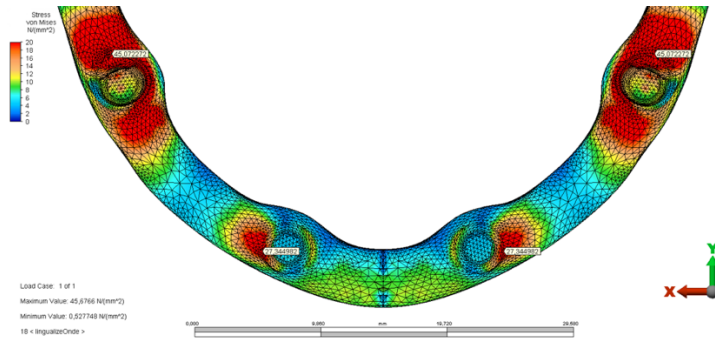
Şekil 151. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 152. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 153. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 154. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.2.3.4. Protez Bulguları

Protrüziv harekette akrilik protezde dişlerin interproksimal alanındaki Von Mises stres değerleri Tablo 29’da gösterilmiştir.

Tablo 27. Protezde protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	31-41	41-42	42-43	43-44	44-45	45-46
Kanin koruyuculu oklüzyon	1,11	2,82	2,60	0,68	0,11	0,007
Grup fonksiyon oklüzyon	1,11	2,82	2,60	0,68	0,11	0,007
Bilateral balanslı oklüzyon	0,50	0,76	1,22	0,98	2,19	1,36
Lingualize oklüzyon	0,32	0,53	0,95	0,71	1,96	1,71

Senaryo 5 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

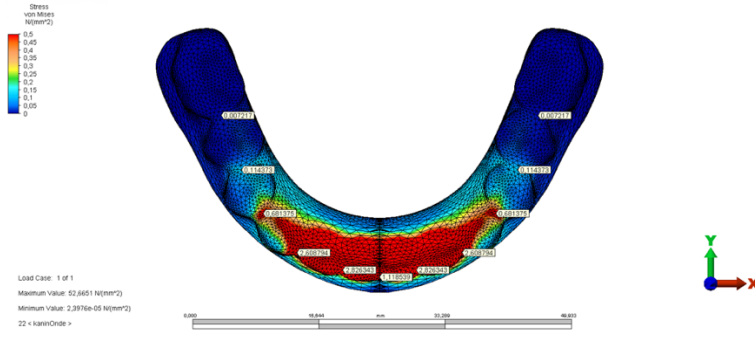
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 41 ve 42 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 2,82 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 7 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

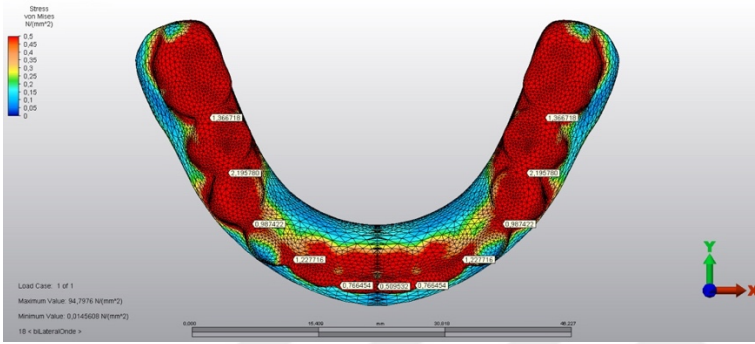
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 44 ve 45 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 2,19 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 8 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene All-on-4 konsepti lingualize oklüzyona):

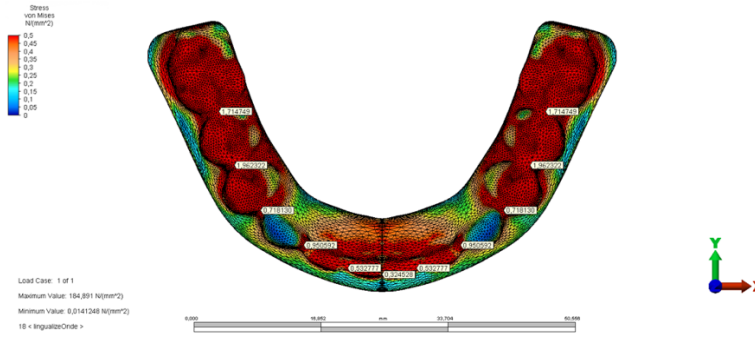
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 44 ve 45 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 1,96 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 155. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 156. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 157. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.3.Alt Çene Trefoil Modelinde Elde Edilen Bulgular

Sentrik oklüzyon, lateral hareket ve protrüziv hareket için elde edilen sonuçlar ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

6.3.1.Alt Çene Trefoil Modelinde Sentrik Oklüzyonda Elde Edilen Bulgular

6.3.1.1.Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 30’da gösterilmiştir.

Tablo 28. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	12,37	7,05	-6,55	-23,64
Grup fonksiyon oklüzyon	12,37	7,05	-6,55	-23,64
Bilateral balanslı oklüzyon	12,37	7,05	-6,55	-23,64
Lingualize oklüzyon	16,60	12,22	-8,38	-30,61

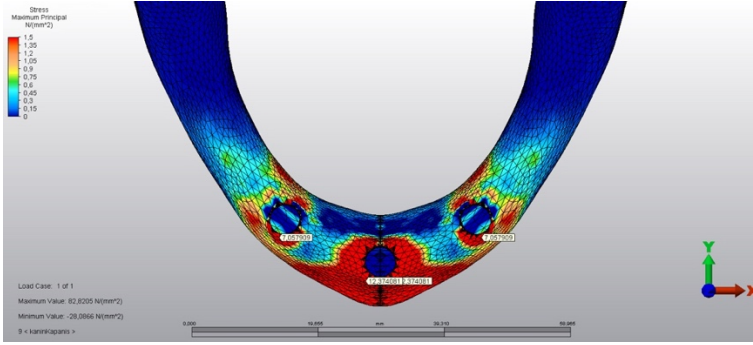
Senaryo 9 da kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda 7,05 MPa, anterior implantta 12,37 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda -23,64 MPa, anterior implantta -6,55 MPa olarak bulunmuştur.

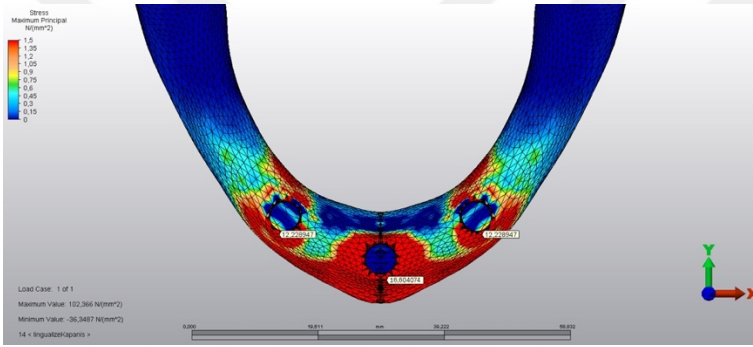
Senaryo 12 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda 12,22 MPa, anterior implantta 16,60 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride

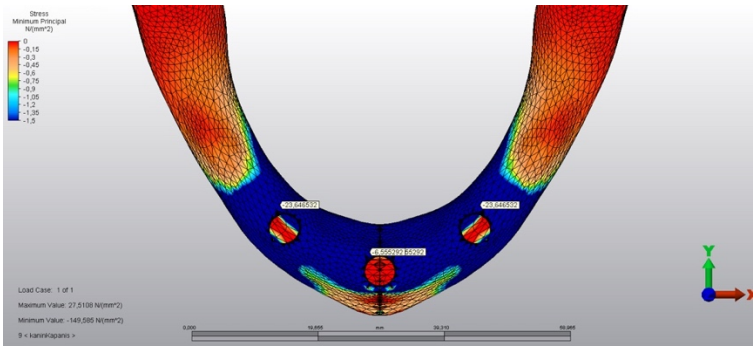
implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda -30,61 MPa, anterior implantta -8,38 MPa olarak bulunmuştur.



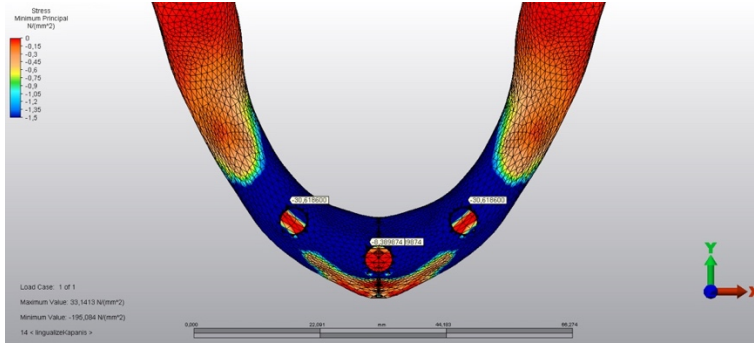
Şekil 158. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 159. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 160. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 161. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.3.1.2.Spongioz Kemik Bulguları

Spongioz kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 31’de gösterilmiştir.

Tablo 29. Spongioz kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

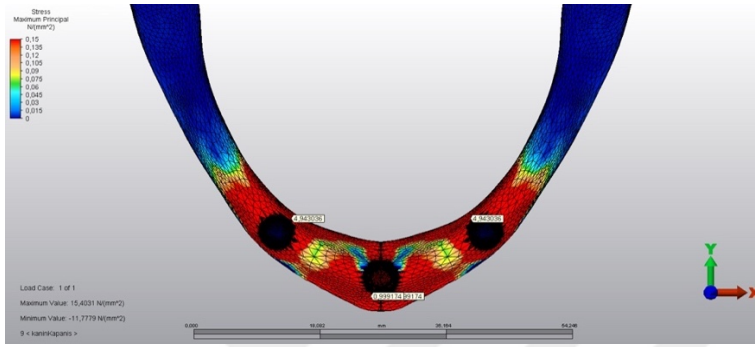
Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,99	4,94	-2,07	-3,55
Grup fonksiyon oklüzyon	0,99	4,94	-2,07	-3,55
Bilateral balanslı oklüzyon	0,99	4,94	-2,07	-3,55
Lingualize oklüzyon	1,53	5,96	-2,91	-4,32

Senaryo 9 da spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

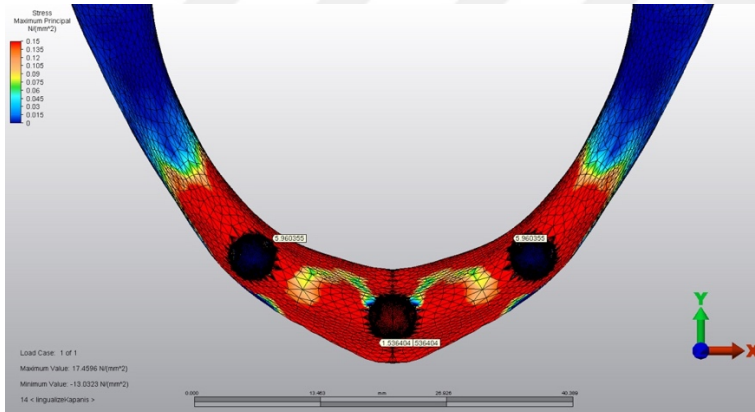
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda 4,94 MPa, anterior implantta 0,99 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda -3,55 MPa, anterior implantta -2,07 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

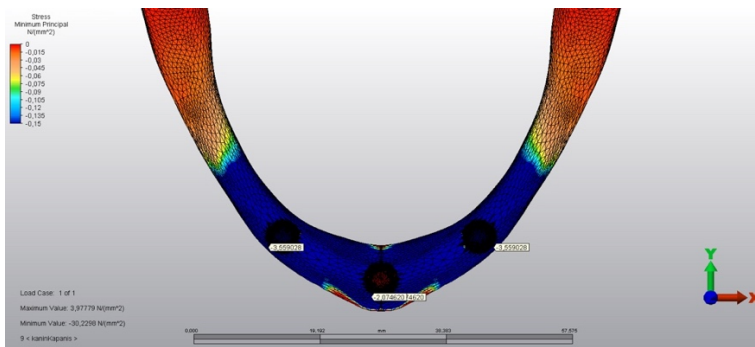
Spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda 5,96 MPa, anterior implantta 1,53 MPa olarak bulunmuştur. Spongiöz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda -4,32 MPa, anterior implantta -2,91 MPa olarak bulunmuştur.



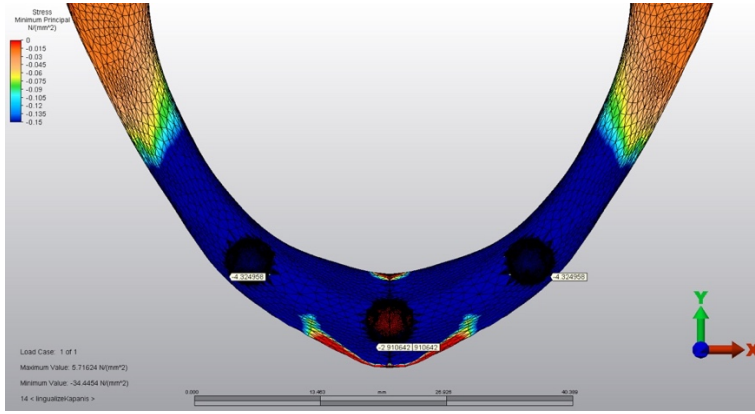
Şekil 162. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 163. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 164. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 165. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.3.1.3. İmplant ve Altyapı Bulguları

Sentrik oklüzyonda implantların boyun bölgesindeki ve altyapıda abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stres değerleri Tablo 32’de gösterilmiştir.

Tablo 30. İmplantlarda ve altyapılarda sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri

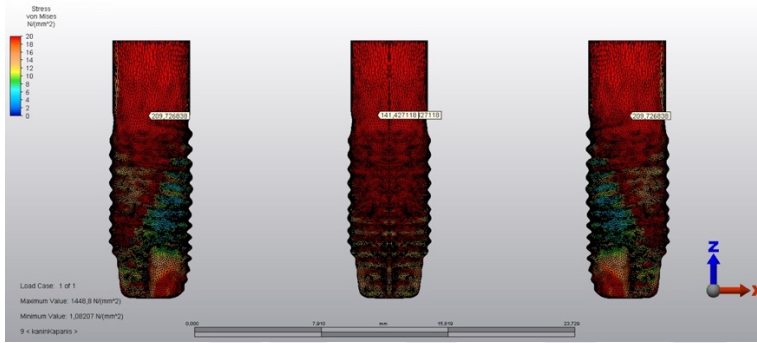
Oklüzyon türü	İmplant		Altyapı	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanın koruyuculu oklüzyon	141,42	209,72	62,92	118,97
Grup fonksiyon oklüzyon	141,42	209,72	62,92	118,97
Bilateral balanslı oklüzyon	141,42	209,72	62,92	118,97
Lingualize oklüzyon	198,87	278,00	78,90	147,73

Senaryo 9 da implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanın koruyuculu oklüzyon):

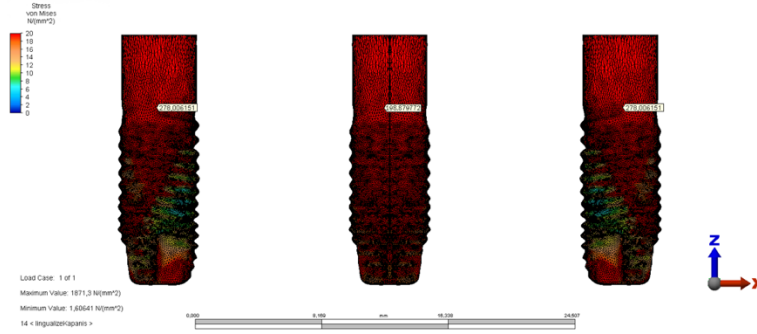
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 209,72 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 141,42 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı –abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriorda 118,97 ve anteriorda 62,92 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

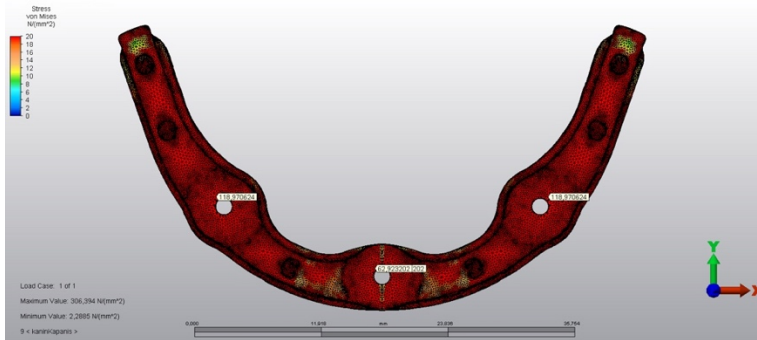
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 278,00 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 198,87 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı –abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriorda 147,73 ve anteriorda 78,90 MPa olarak bulunmuştur.



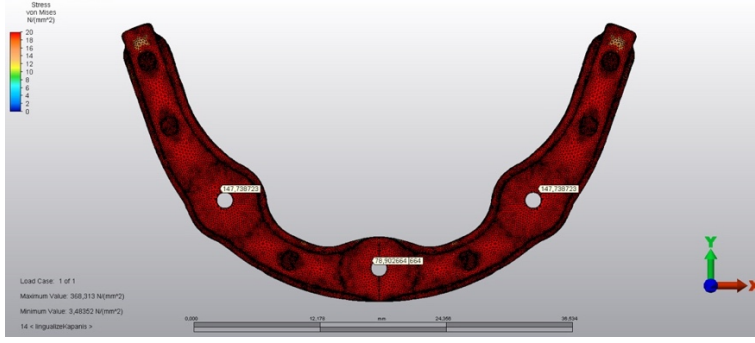
Şekil 166. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 167. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 168. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 169. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.3.1.4. Protez Bulguları

Sentrik oklüzyonda akrilik protezde dişlerin interproksimal alanındaki Von Mises stres değerleri Tablo 33’de gösterilmiştir.

Tablo 31. Protezde sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stres değerleri

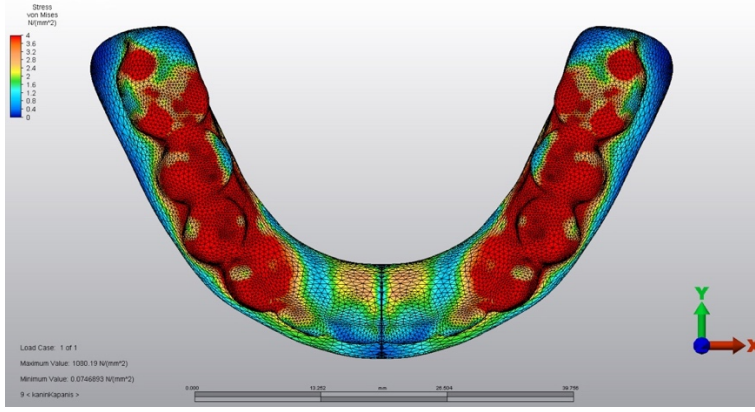
Oklüzyon türü	31-41	41-42	42-43	43-44	44-45	45-46
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,57	0,78	4,91	6,87	10,88	4,95
Grup fonksiyon oklüzyon	0,57	0,78	4,91	6,87	10,88	4,95
Bilateral balanslı oklüzyon	0,57	0,78	4,91	6,87	10,88	4,95
Lingualize oklüzyon	0,50	1,30	2,72	18,58	11,84	6,57

Senaryo 9 da protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

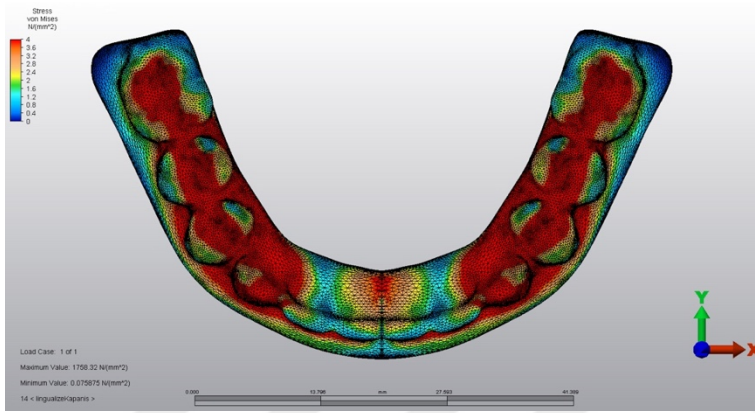
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 44 ve 45 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 10,88 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

Protezde maksimum Von Mises stres değeri 43 ve 44 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 18,58 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 170. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 171. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.3.2. Alt Çene Trefoil Modelinde Lateral Harekette Elde Edilen Bulgular

6.3.2.1. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 34'de gösterilmiştir.

Tablo 32. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme			Minimum asal gerilme		
	Çalışan taraf Posterior implant	Anterior implant	Dengeleyen taraf Posterior implant	Çalışan taraf Posterior implant	Anterior implant	Dengeleyen taraf Posterior implant
Kanin koruyulu oklüzyon	0,90	1,61	1,19	-2,09	-2,21	-1,03
Grup fonksiyon oklüzyon	10,26	2,31	2,40	-18,73	-3,56	-1,91
Bilateral balanslı oklüzyon	12,39	6,34	7,72	-21,20	-8,27	-9,74
Lingualize oklüzyon	14,74	6,83	7,46	-23,43	-6,36	-10,01

Senaryo 9 da kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda çalışan tarafta 0,90 MPa, dengeleyen tarafta 1,19 MPa'dır Anterior implantta 1,61 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda çalışan tarafta -2,09 MPa, dengeleyen tarafta -1,03 MPa'dır. Anterior implantta -2,21 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 10 da kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

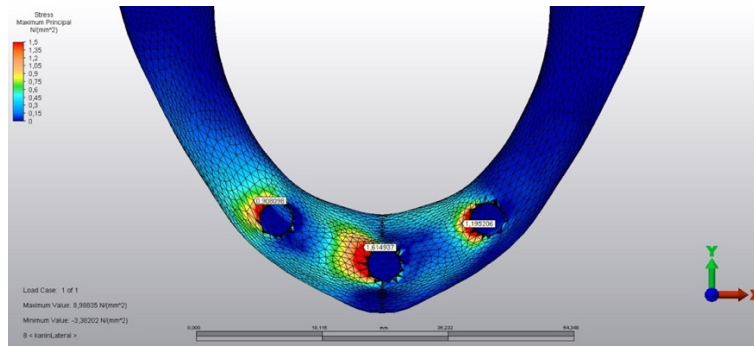
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda çalışan tarafta 10,26 MPa, dengeleyen tarafta 2,40 MPa'dır Anterior implantta 2,31 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda çalışan tarafta -2,09 MPa, dengeleyen tarafta -1,03 MPa'dır. Anterior implantta -2,21 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 11 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

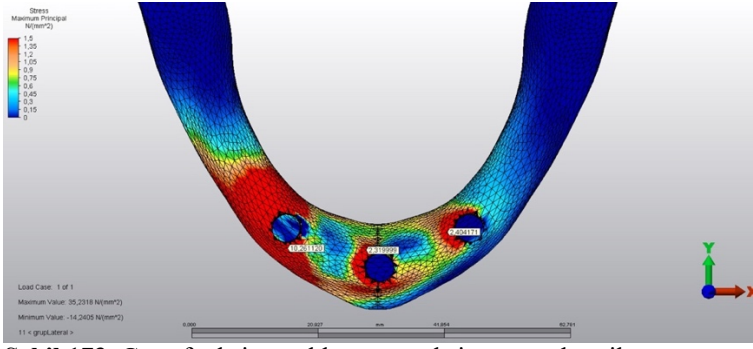
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda çalışan tarafta 12,39 MPa, dengeleyen tarafta 7,72 MPa'dır Anterior implantta 6,34 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda çalışan tarafta -21,20 MPa, dengeleyen tarafta -9,74 MPa'dır. Anterior implantta -8,27 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

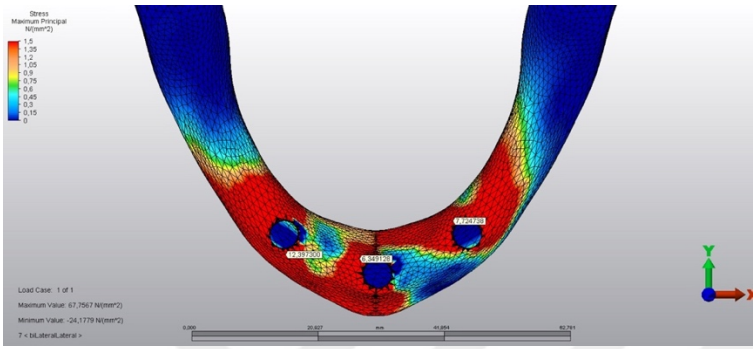
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda çalışan tarafta 14,74 MPa, dengeleyen tarafta 7,46 MPa'dır Anterior implantta 6,83 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda çalışan tarafta -23,43 MPa, dengeleyen tarafta -10,01 MPa'dır. Anterior implantta -6,36 MPa olarak bulunmuştur.



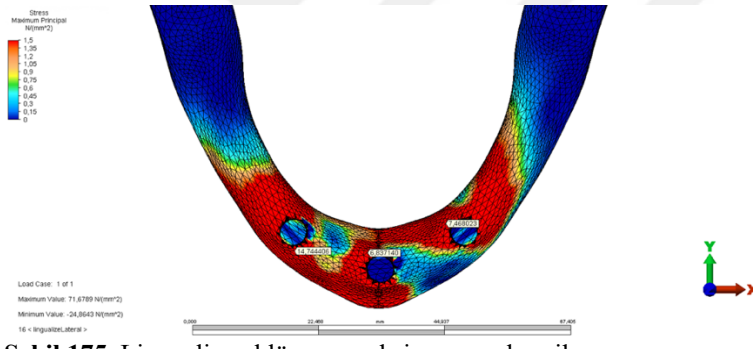
Şekil 172. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



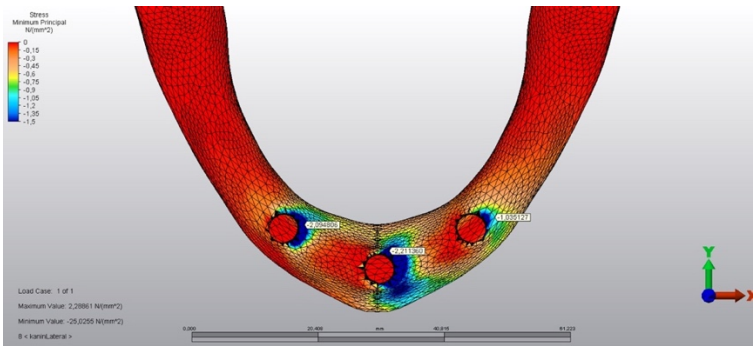
Şekil 173. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme



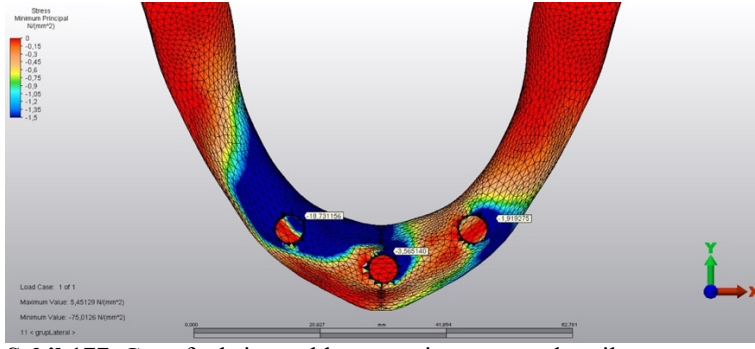
Şekil 174. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



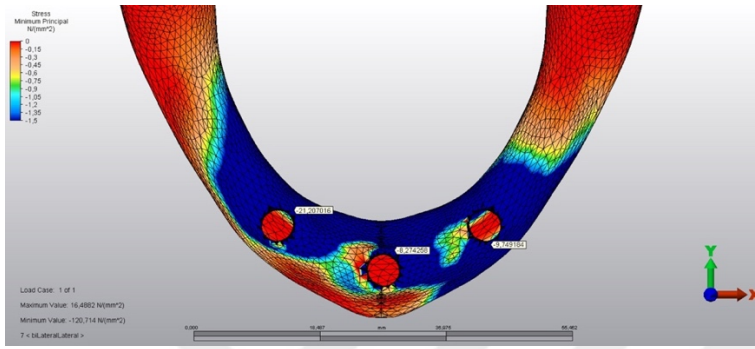
Şekil 175. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



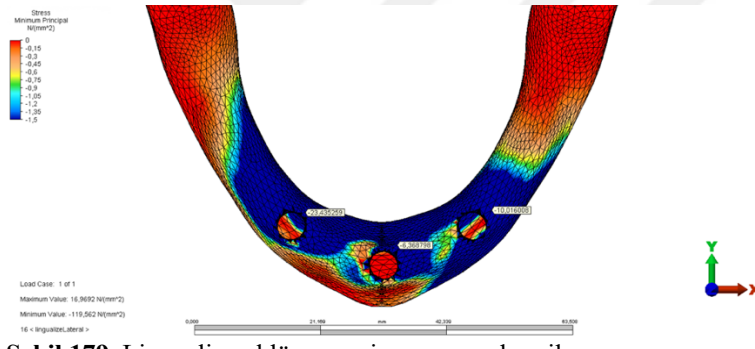
Şekil 176. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 177. Grup fonksiyon oklüzyon mininum asal gerilme



Şekil 178. Bilateral balanslı oklüzyon mininum asal gerilme



Şekil 179. Lingualize oklüzyon mininum asal gerilme

6.3.2.2.Spongioz Kemik Bulguları

Spongioz kemikte lateral harekte oluşan maksimum asal gerilme ve mininum asal gerilme değerleri Tablo 35’de gösterilmiştir.

Tablo 33. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme			Minimum asal gerilme		
	Çalışan taraf Posterior implant	Anterior implant	Dengeleyen taraf Posterior implant	Çalışan taraf Posterior implant	Anterior implant	Dengeleyen taraf Posterior implant
Kanin koruyulu oklüzyon	0,19	0,24	0,17	-0,15	-0,23	-0,12
Grup fonksiyon oklüzyon	2,71	0,21	0,52	-1,74	-0,48	-0,39
Bilateral balanslı oklüzyon	2,96	0,87	3,16	-2,13	-0,94	-1,82
Lingualize oklüzyon	3,72	1,01	3,25	-1,98	-1,02	-2,69

Senaryo 9 da spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda çalışan tarafta 0,19 MPa, dengeleyen tarafta 0,17 MPa'dır. Anterior implantta 0,24 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda çalışan tarafta -0,15 MPa, dengeleyen tarafta -0,12 MPa'dır. Anterior implantta -0,23 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 10 da spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

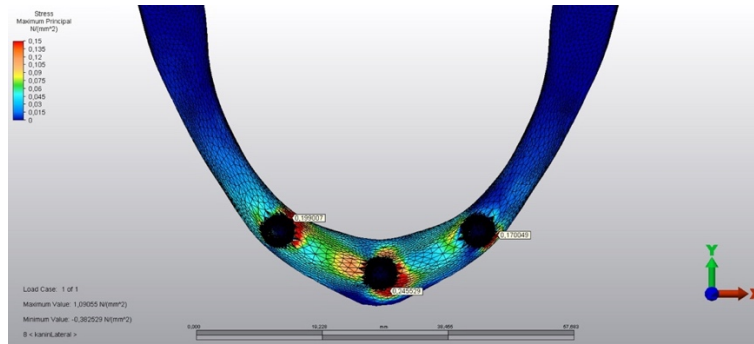
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda çalışan tarafta 2,71 MPa, dengeleyen tarafta 0,52 MPa'dır. Anterior implantta 0,21 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda çalışan tarafta -1,74 MPa, dengeleyen tarafta -0,39 MPa'dır. Anterior implantta -0,48 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 11 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve mininum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

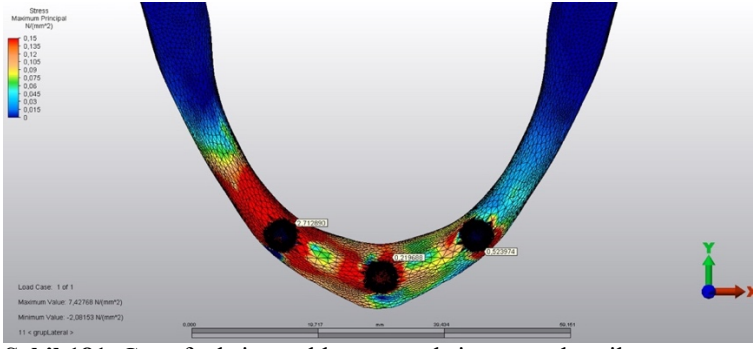
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda çalışan tarafta 2,96 MPa, dengeleyen tarafta 3,16 MPa'dır. Anterior implantta 0,87 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan mininum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda çalışan tarafta -2,13 MPa, dengeleyen tarafta -1,82 MPa'dır. Anterior implantta -0,94 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve mininum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

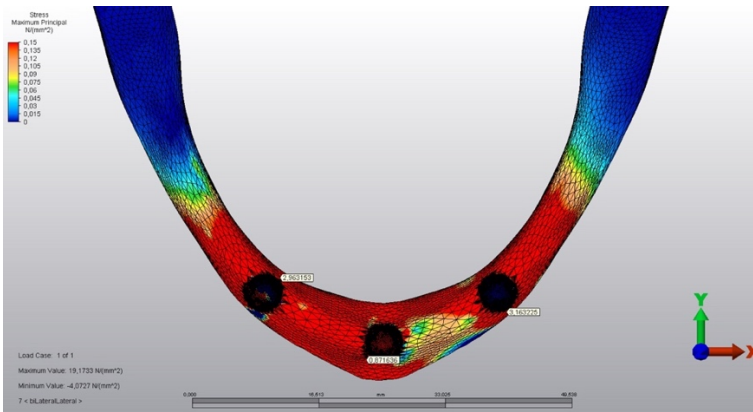
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda çalışan tarafta 3,72 MPa, dengeleyen tarafta 3,25 MPa'dır Anterior implantta 1,01 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan mininum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda çalışan tarafta -1,98 MPa, dengeleyen tarafta -2,69 MPa'dır. Anterior implantta -1,02 MPa olarak bulunmuştur.



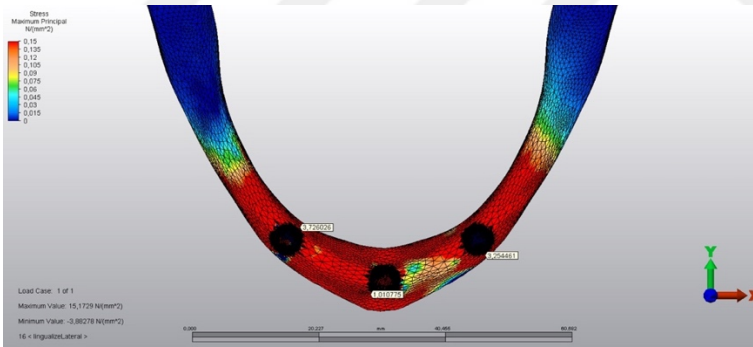
Şekil 180. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



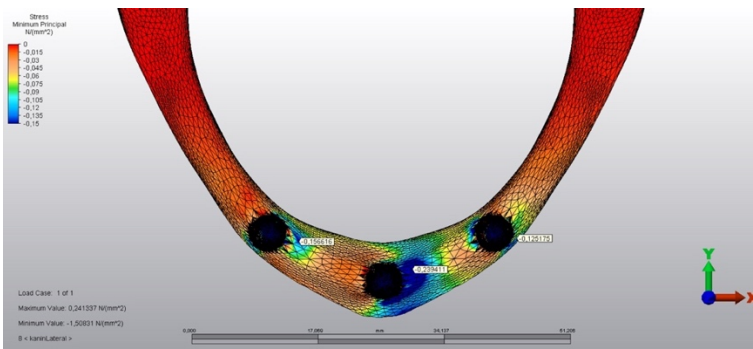
Şekil 181. Grup fonksiyon oklüzyon maksimum asal gerilme



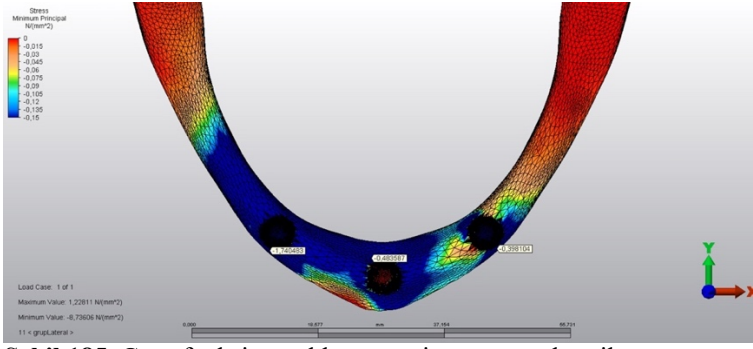
Şekil 182. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



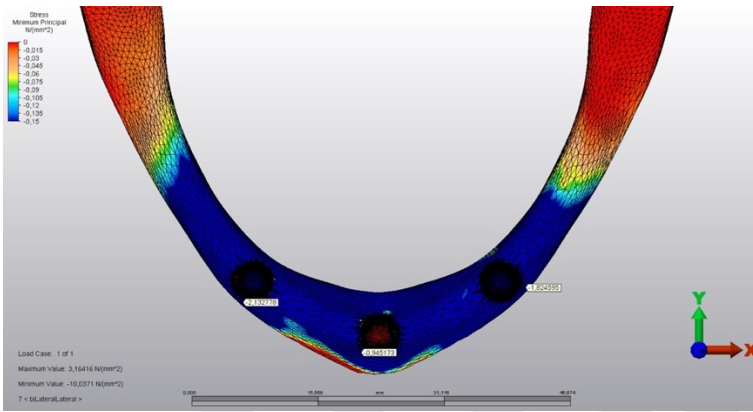
Şekil 183. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



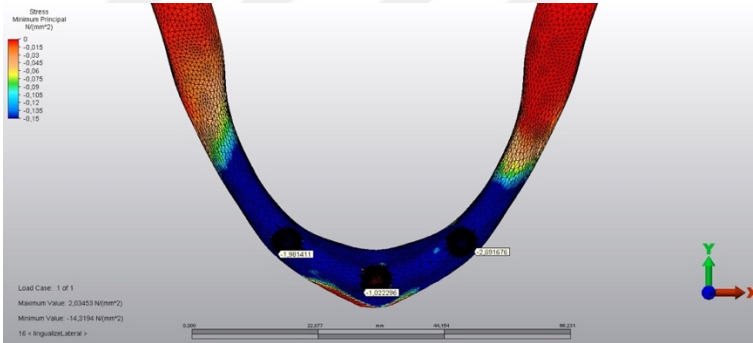
Şekil 184. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 185. Grup fonksiyon oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 186. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 187. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.3.2.3. İmplant ve Altyapı Bulguları

Lateral harekette implantların boyun bölgesindeki ve altyapıda abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stres değerleri Tablo 36'da gösterilmiştir.

Tablo 34. İmplantlarda ve altyapılarda lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	İmplant			Altyapı		
	Çalışan taraf Posterior implant	Anterior implant	Dengeleyen taraf Posterior implant	Çalışan taraf Posterior implant	Anterior implant	Dengeleyen taraf Posterior implant
Kanın koruyulu oklüzyon	11,18	10,87	6,07	3,66	2,51	1,60
Grup fonksiyon oklüzyon	147,21	25,66	14,74	45,55	21,19	6,86
Bilateral balanslı oklüzyon	165,14	58,31	126,37	40,95	26,29	69,06
Lingualize oklüzyon	185,68	65,78	129,15	49,70	32,99	67,60

Senaryo 9 da implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanın koruyuculu oklüzyon):

Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 11,18 MPa, dengeleyen tarafta 6,07 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 10,87 MPa'dır. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posterior da çalışan tarafta 3,66 MPa, dengeleyen tarafta 1,60 MPa ve anteriorda 2,51 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 10 da implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 147,21 MPa, dengeleyen tarafta 14,74 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 25,66 MPa'dır. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posterior da çalışan tarafta 45,55 MPa, dengeleyen tarafta 6,86 MPa ve anteriorda 21,19 MPa olarak bulunmuştur.

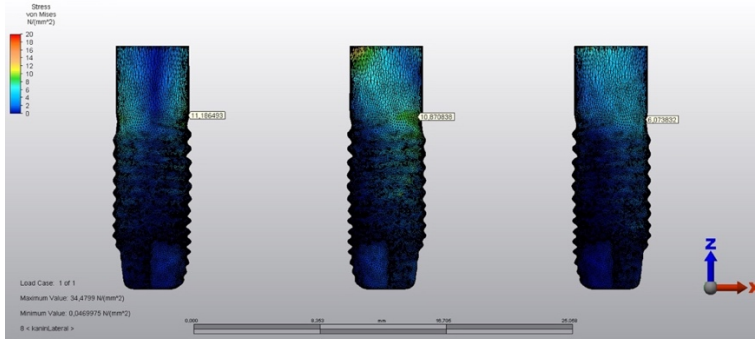
Senaryo 11 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 165,14 MPa, dengeleyen tarafta 126,37 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von

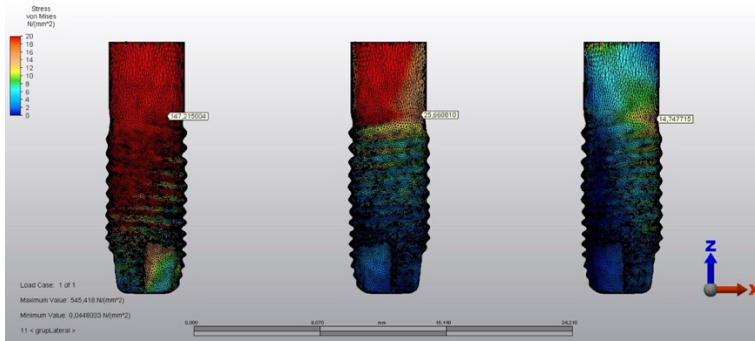
Mises stres değeri 58,31 MPa'dır. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posteriorda çalışan tarafta 40,95 MPa, dengeleyen tarafta 69,06 MPa ve anteriorda 26,29 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

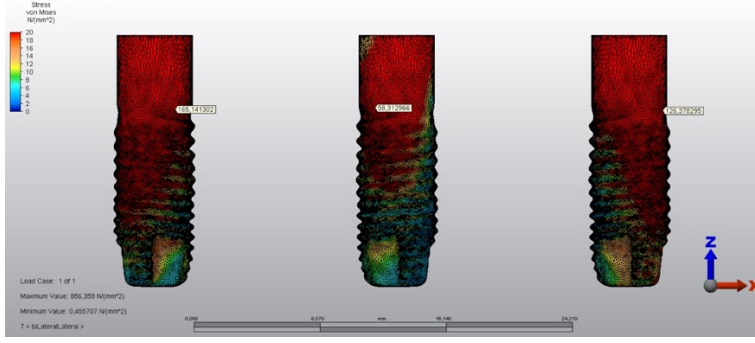
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri çalışan tarafta 185,68 MPa, dengeleyen tarafta 129,15 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 65,78 MPa'dır. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde, posteriorda çalışan tarafta 49,70 MPa, dengeleyen tarafta 67,60 MPa ve anteriorda 32,99 MPa olarak bulunmuştur.



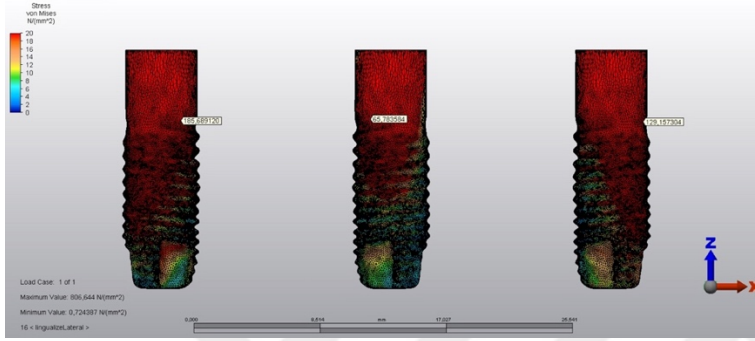
Şekil 188. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



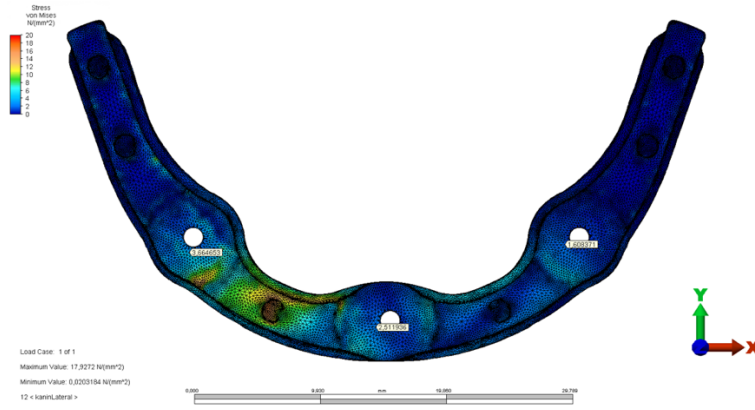
Şekil 189. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri



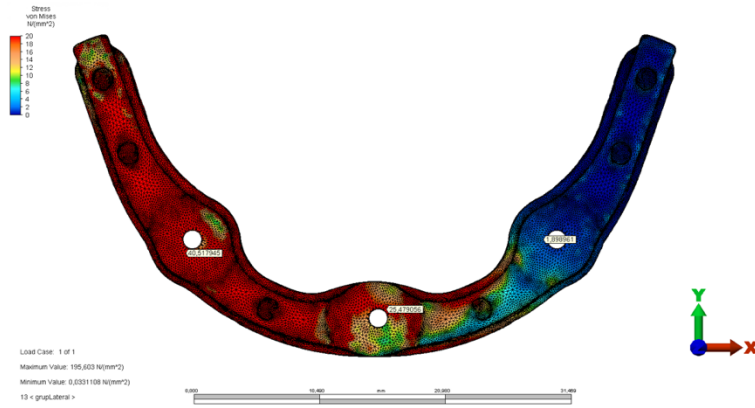
Şekil 190. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 191. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri



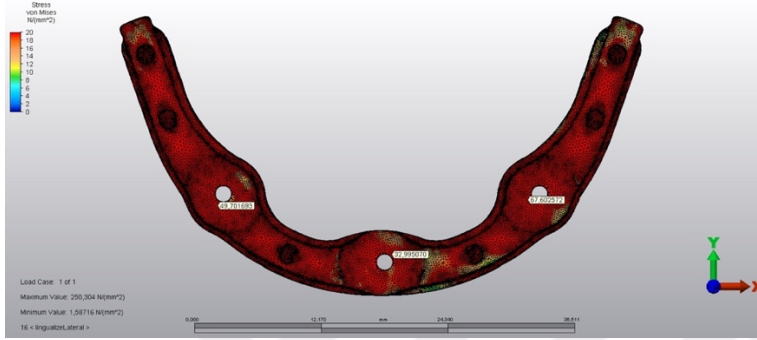
Şekil 192. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 193. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 194. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 195. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.3.2.4. Protez Bulguları

Lateral harekette akrilik protezde dişlerin interproksimal alanındaki Von Mises stres değerleri Tablo 37’de gösterilmiştir.

Tablo 35. Protezde lateral harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	Çalışan taraf						Dengeleyen taraf				
	31-41	41-42	42-43	43-44	44-45	45-46	31-32	32-33	33-34	34-35	35-36
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,32	0,89	9,59	5,08	0,14	0,006	0,10	0,16	0,02	0,02	0,004
Grup fonksiyon oklüzyon	0,28	0,76	2,86	2,43	2,40	2,19	0,36	0,22	0,04	0,01	0,006
Bilateral balanslı oklüzyon	0,52	0,69	4,21	2,38	3,95	4,08	0,31	4,22	9,66	6,71	6,71
Lingualize oklüzyon	0,57	0,75	2,88	3,61	4,13	3,93	0,22	3,68	8,44	4,25	6,90

Senaryo 9 da protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

Protezde maksimum Von Mises stres değeri çalışan tarafta 42 ve 43 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 9,59 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 10 da protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti grup fonksiyon oklüzyon):

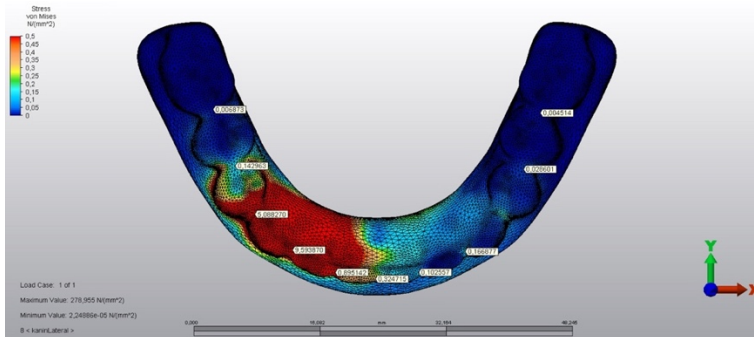
Protezde maksimum Von Mises stres değeri çalışan tarafta 42 ve 43 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 2,86 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 11 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

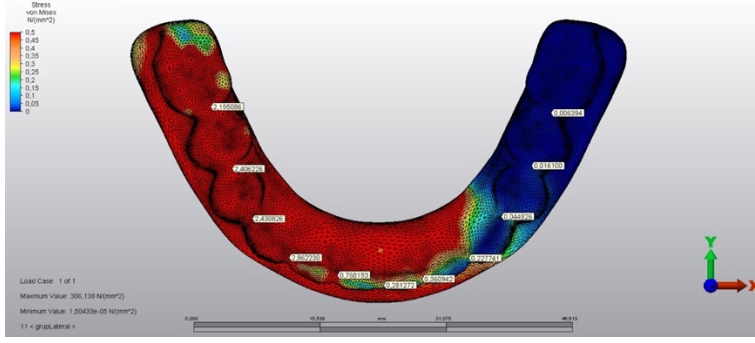
Protezde maksimum Von Mises stres değeri dengeleyen tarafta 33 ve 34 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 9,66 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

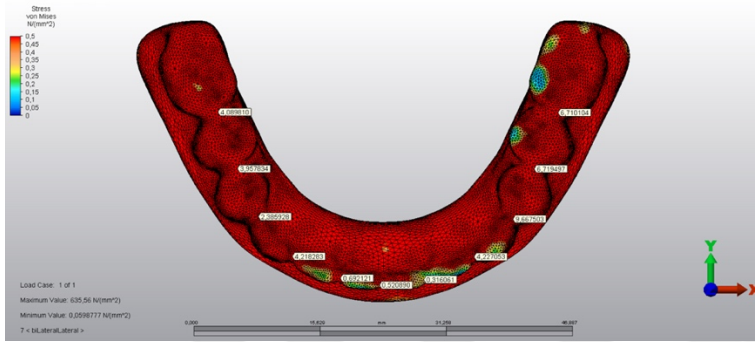
Protezde maksimum Von Mises stres değeri dengeleyen tarafta 35 ve 36 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 8,44 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 196. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 197. Grup fonksiyon oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 198. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 199. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.3.3. Alt Çene Trefoil Modelinde Protrüziv Harekte Elde Edilen Bulgular

6.3.3.1. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikte protrüziv harekte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 38' e gösterilmiştir.

Tablo 36. Kortikal kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,11	1,05	-1,06	-1,01
Grup fonksiyon oklüzyon	0,11	1,05	-1,06	-1,01
Bilateral balanslı oklüzyon	3,28	3,69	-3,00	-9,91
Lingualize oklüzyon	7,15	5,93	-3,74	-13,12

Senaryo 9 da kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

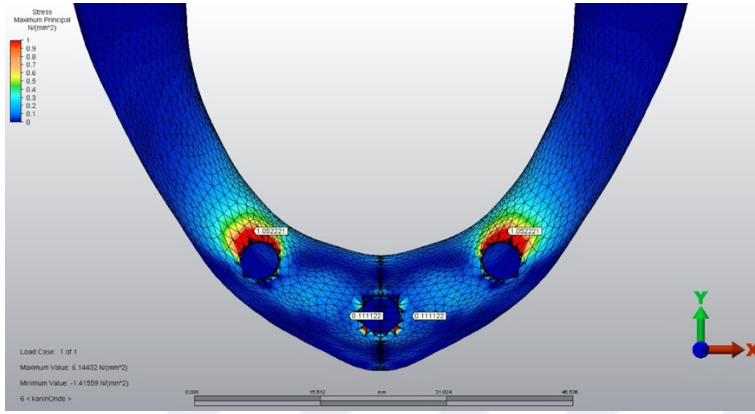
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda 1,05 MPa, anterior implantta 0,11 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda -1,01 MPa, anterior implantta -1,06 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 11 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

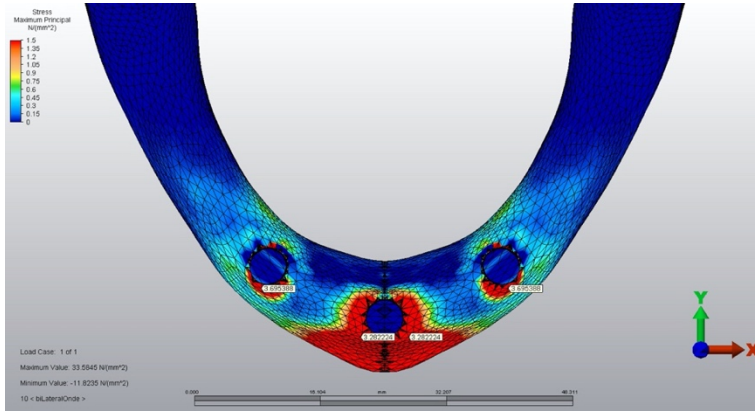
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda 3,69 MPa, anterior implantta 3,28 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda -9,91 MPa, anterior implantta -3,00 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt ene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

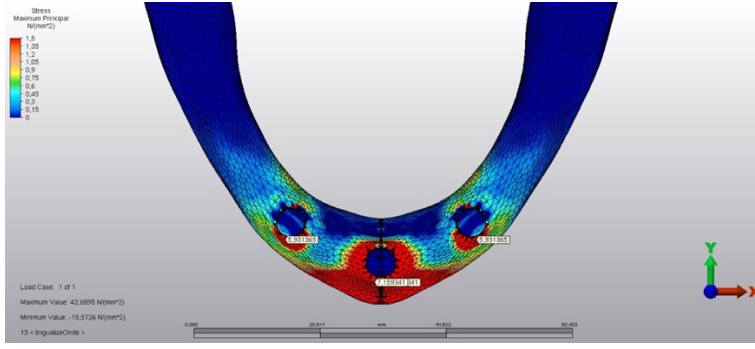
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda 5,93 MPa, anterior implantta 7,15 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda -13,12 MPa, anterior implantta -3,74 MPa olarak bulunmuştur.



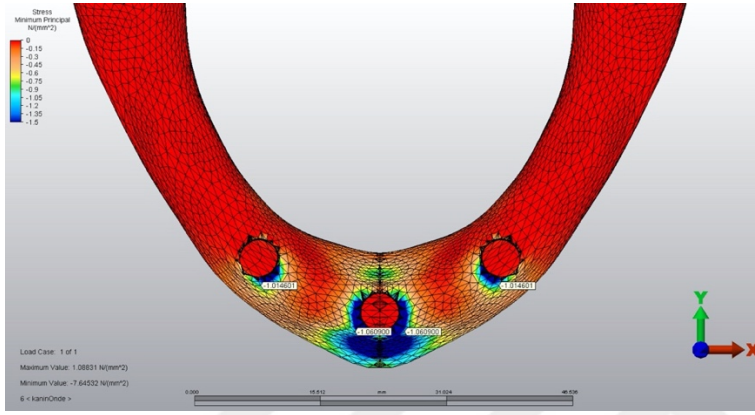
şekil 200. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



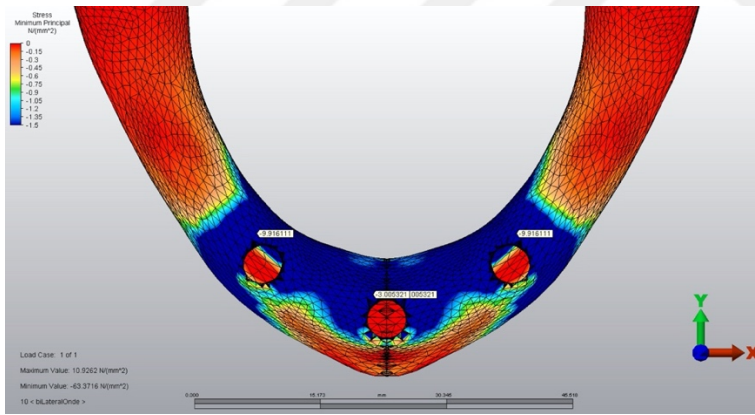
şekil 201. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



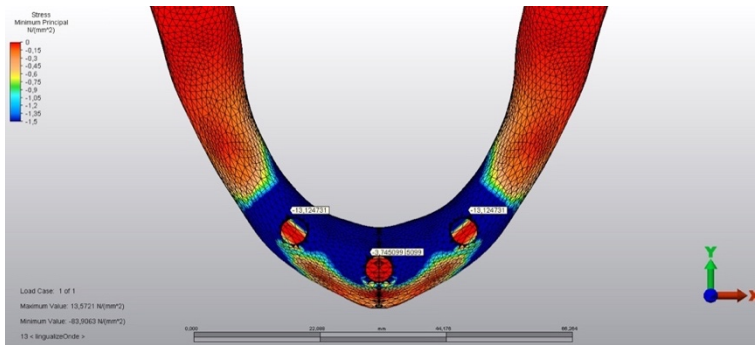
Şekil 202. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 203. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 204. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 205. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.3.3.2.Spongioz Kemik Bulguları

Spongioz kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 39’da gösterilmiştir.

Tablo 37. Spongioz kemikte protrüziv harekette oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Oklüzyon türü	Maksimum asal gerilme		Minimum asal gerilme	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanin koruyuculu oklüzyon	0,31	0,12	-0,12	-0,08
Grup fonksiyon oklüzyon	0,31	0,12	-0,12	-0,08
Bilateral balanslı oklüzyon	0,43	1,99	-0,87	-1,45
Lingualize oklüzyon	0,56	2,46	-1,45	-1,77

Senaryo 9 da spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

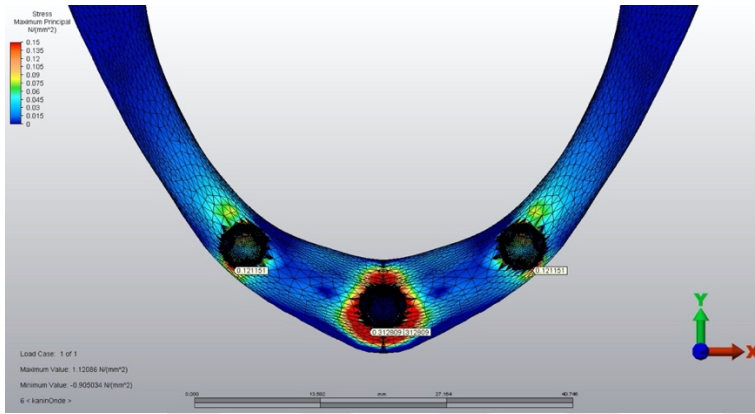
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda 0,12 MPa, anterior implantta 0,31 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda -0,08 MPa, anterior implantta -0,12 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 11 de spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

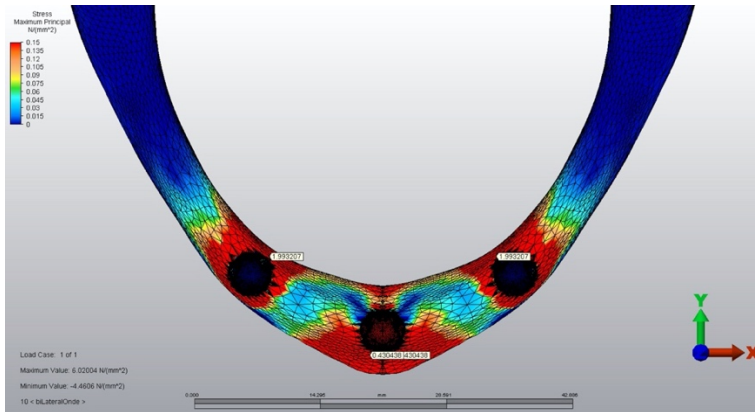
Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda 1,99 MPa, anterior implantta 0,43 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda -1,45 MPa, anterior implantta -0,87 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme bulguları (Alt çene Trefoil konsepti, lingualize oklüzyon):

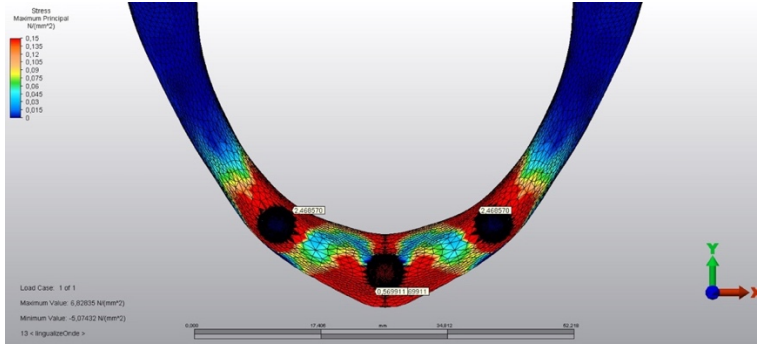
Spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda 2,46 MPa, anterior implantta 0,56 MPa olarak bulunmuştur. Spongiöz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeride implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda posterior implantlarda -1,77 MPa, anterior implantta -1,45 MPa olarak bulunmuştur.



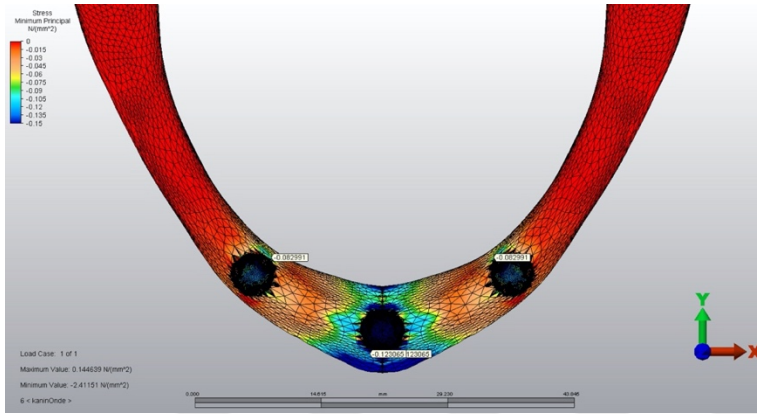
Şekil 206. Kanin koruyuculu oklüzyon maksimum asal gerilme



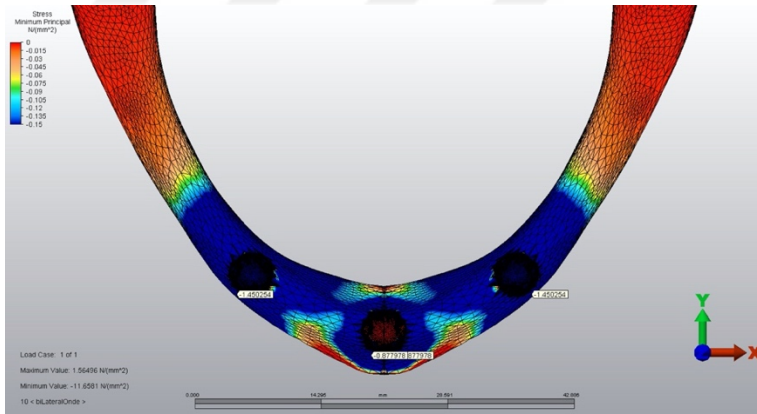
Şekil 207. Bilateral balanslı oklüzyon maksimum asal gerilme



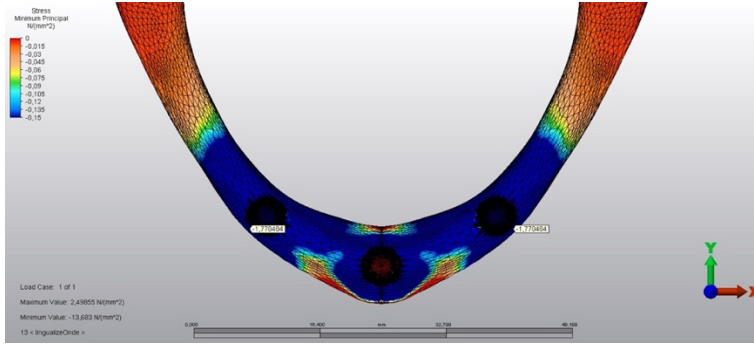
Şekil 208. Lingualize oklüzyon maksimum asal gerilme



Şekil 209. Kanin koruyuculu oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 210. Bilateral balanslı oklüzyon minimum asal gerilme



Şekil 211. Lingualize oklüzyon minimum asal gerilme

6.3.3.3. İmplant ve Altyapı Bulguları

Protrüziv harekette implantların boyun bölgesindeki ve altyapıda abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stres değerleri Tablo 40’da gösterilmiştir.

Tablo 38. İmplantlarda ve altyapılarda protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	İmplant		Altyapı	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Kanın koruyuculu oklüzyon	16,13	9,11	7,02	1,33
Grup fonksiyon oklüzyon	16,13	9,11	7,02	1,33
Bilateral balanslı oklüzyon	60,53	93,80	30,09	52,54
Lingualize oklüzyon	86,00	120,58	36,21	61,56

Senaryo 9 da implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanın koruyuculu oklüzyon):

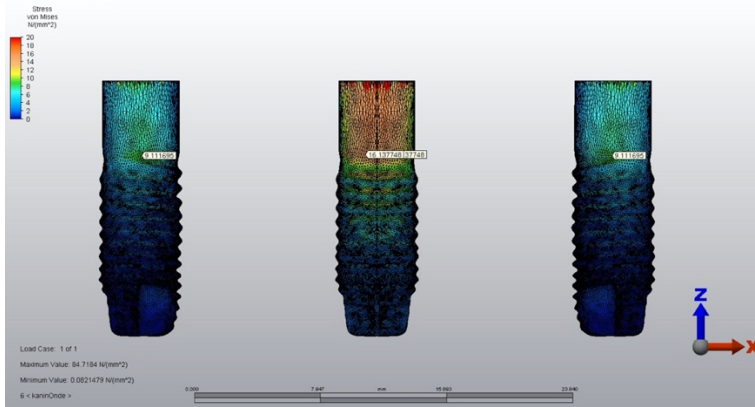
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 16,13 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 9,11 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriora 1,33 ve anteriorda 7,02 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 11 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

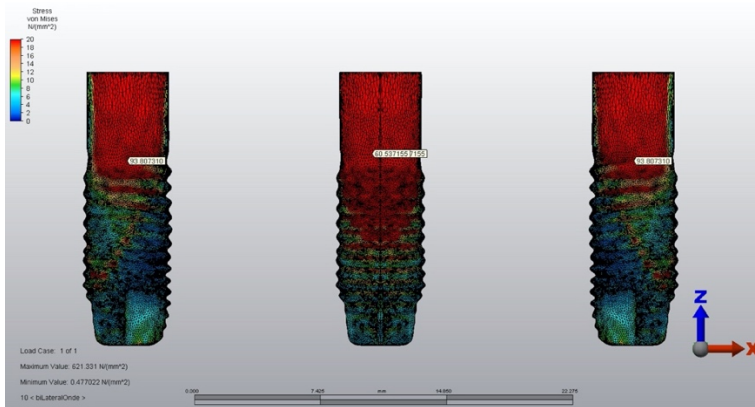
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 93,80 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 60,53 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriorda 52,54 ve anteriorda 30,09 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de implant ve altyapıda Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

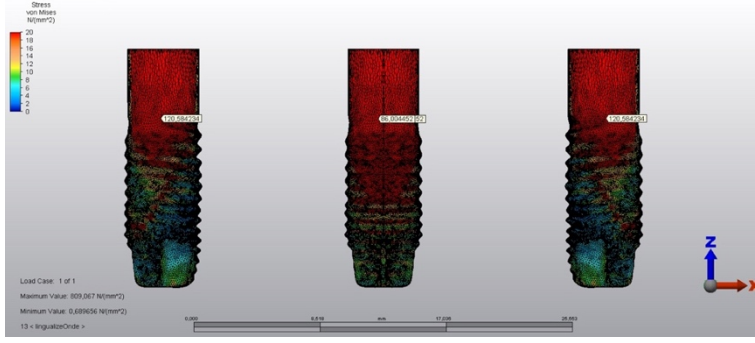
Posterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 120,58 MPa ve anterior implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 86,00 MPa olarak bulunmuştur. Altyapı–abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriorda 61,56 ve anteriorda 36,21 MPa olarak bulunmuştur.



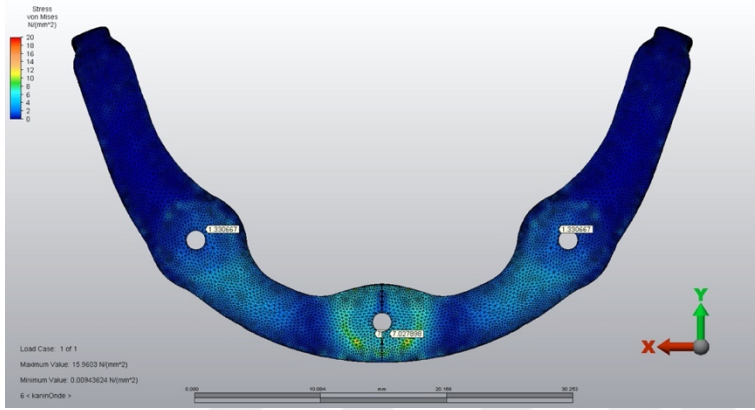
Şekil 212. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



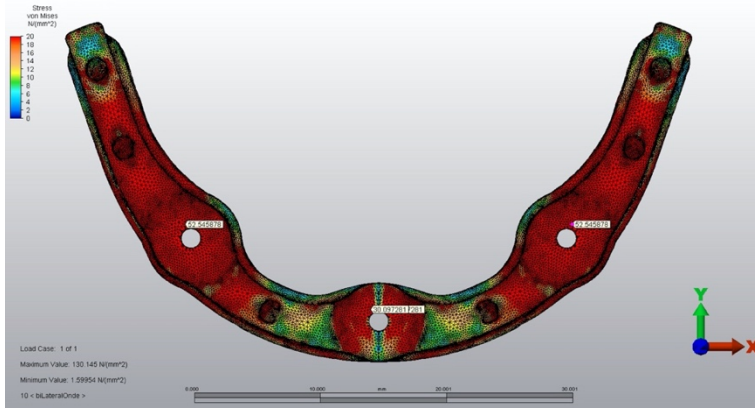
Şekil 213. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



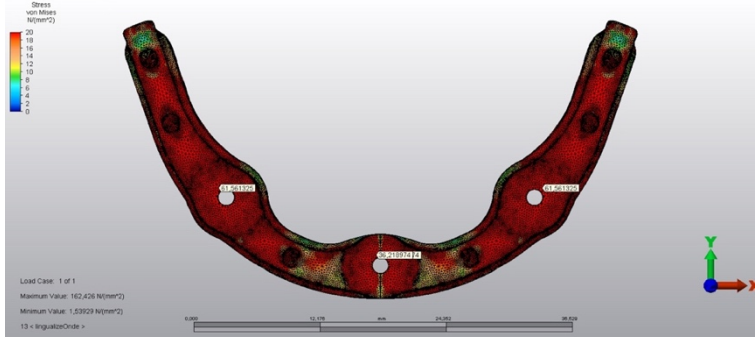
Şekil 214. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 215. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 216. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



Şekil 217. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri

6.3.3.4. Protez Bulguları

Protrüziv harekette akrilik protezde dişlerin interproksimal alanındaki Von Mises stres değerleri Tablo 41’de gösterilmiştir.

Tablo 39. Protezde protrüziv harekette oluşan Von Mises stres değerleri

Oklüzyon türü	31-41	41-42	42-43	43-44	44-45	45-46
Kanin koruyuculu oklüzyon	1,00	2,35	2,16	0,67	0,05	0,005
Grup fonksiyon oklüzyon	1,00	2,35	2,16	0,67	0,05	0,005
Bilateral balanslı oklüzyon	0,31	0,91	3,69	5,84	5,37	2,56
Lingualize oklüzyon	0,25	0,98	4,63	7,85	4,98	2,55

Senaryo 9 da protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti kanin koruyuculu oklüzyon):

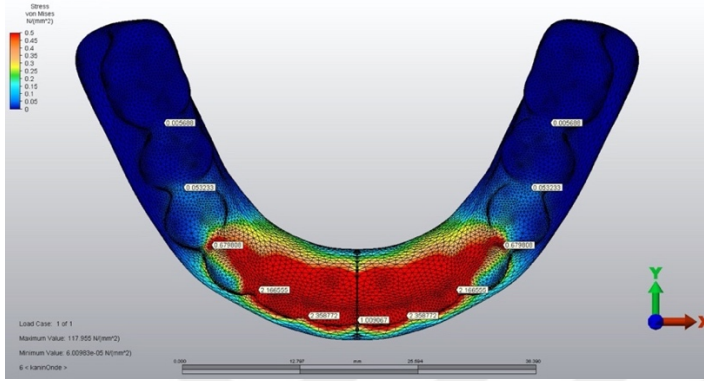
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 41 ve 42 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 2,35 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 11 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti bilateral balanslı oklüzyon):

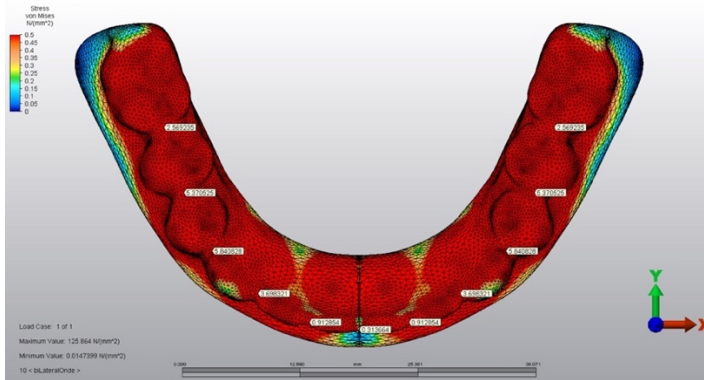
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 43 ve 44 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 5,84 MPa olarak bulunmuştur.

Senaryo 12 de protezde Von Mises stres bulguları (Alt çene Trefoil konsepti lingualize oklüzyon):

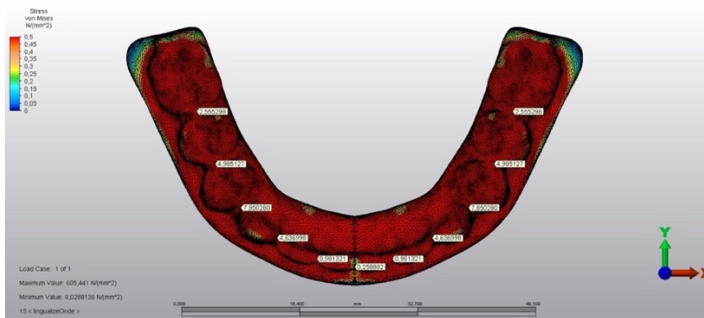
Protezde maksimum Von Mises stres değeri 43 ve 44 numaralı dişler arasındaki interproksimal alanda 7,85 MPa olarak bulunmuştur.



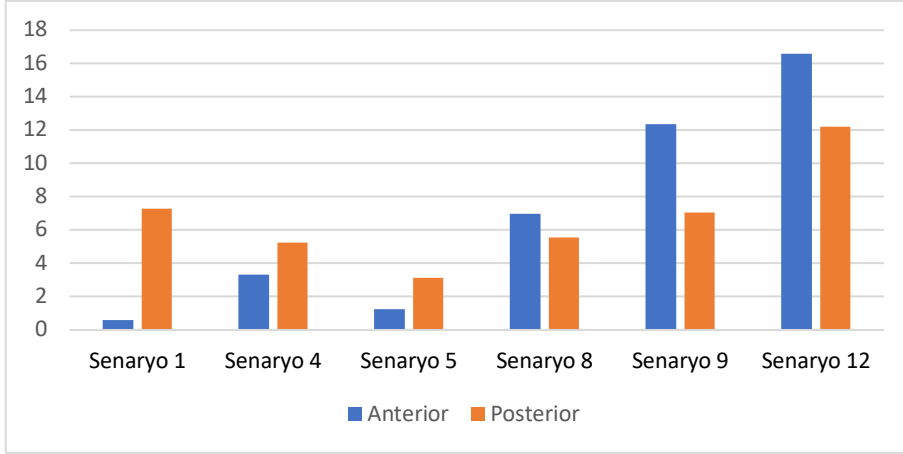
Şekil 218. Kanin koruyuculu oklüzyon Von Mises stresleri



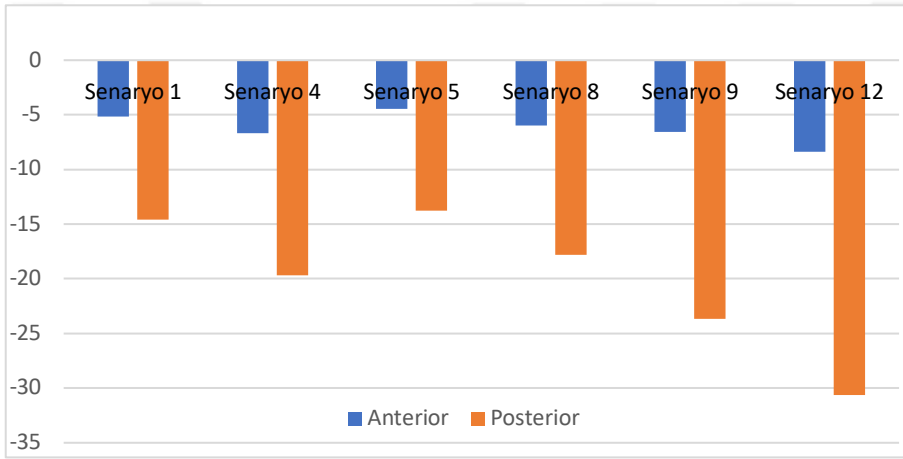
Şekil 219. Bilateral balanslı oklüzyon Von Mises stresleri



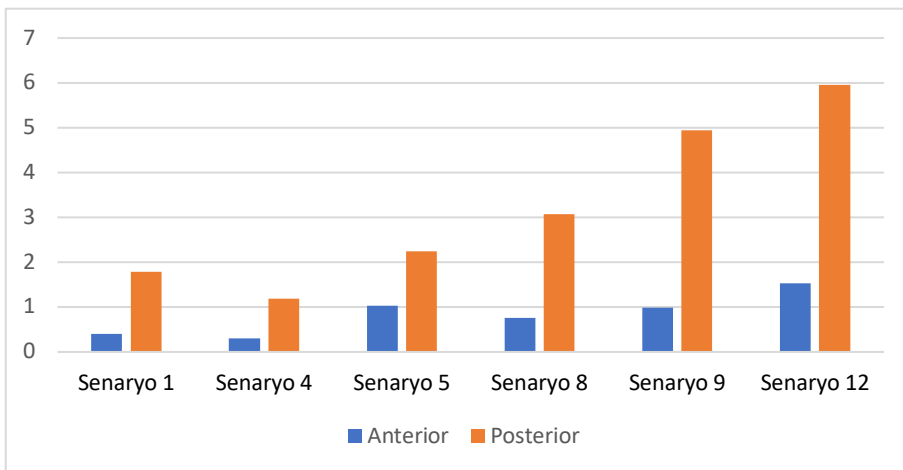
Şekil 220. Lingualize oklüzyon Von Mises stresleri



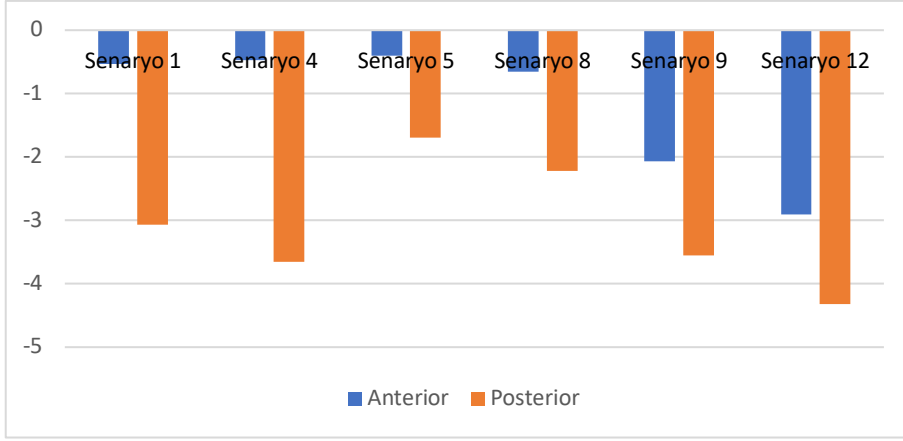
Resim 1. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme



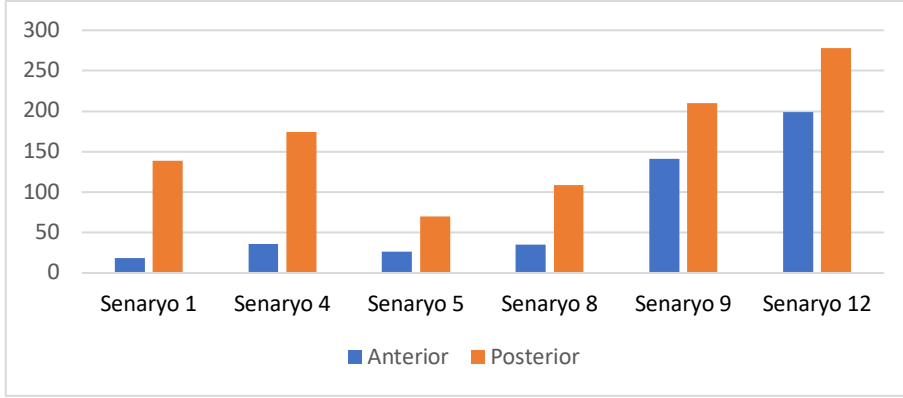
Resim 2. Kortikal kemikte sentrik oklüzyonda oluşan minimum asal gerilme



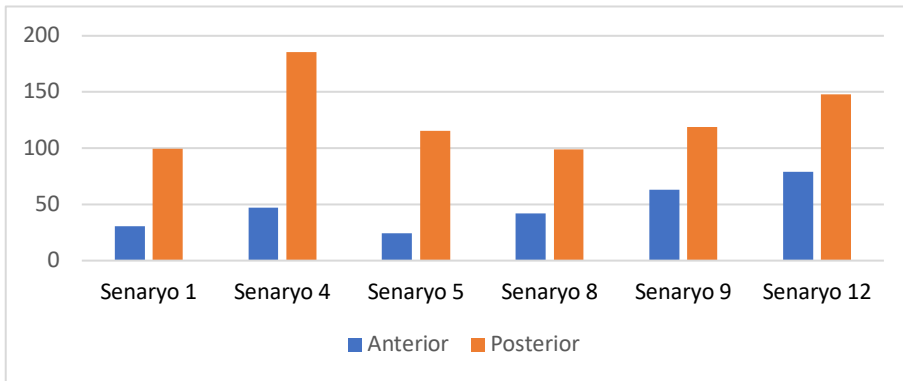
Resim 3. Spongioz kemikte sentrik oklüzyonda oluşan maksimum asal gerilme



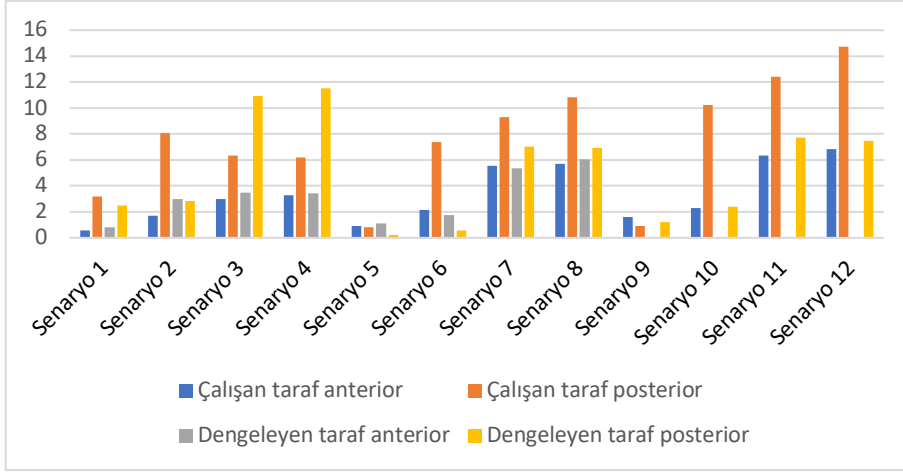
Resim 4. Spongiöz kemikte sentrik oklüzyonda oluşan minimum asal gerilme



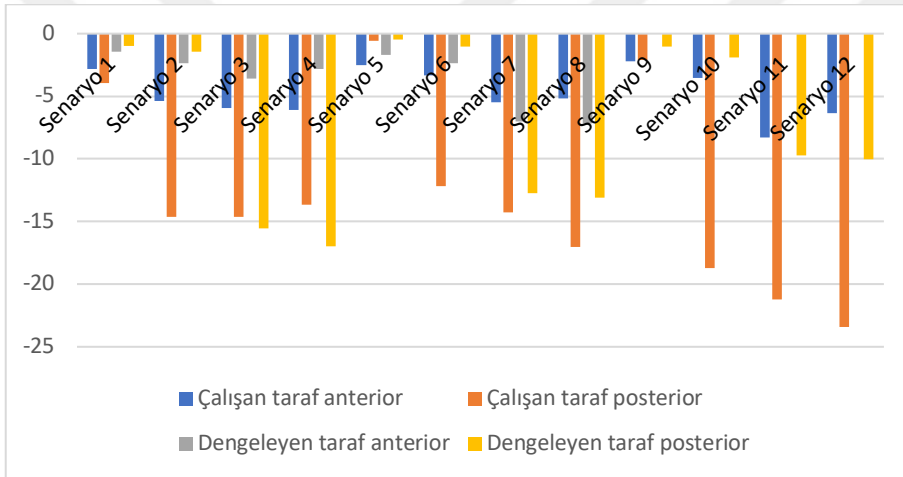
Resim 5. İmplantlarda sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stresleri



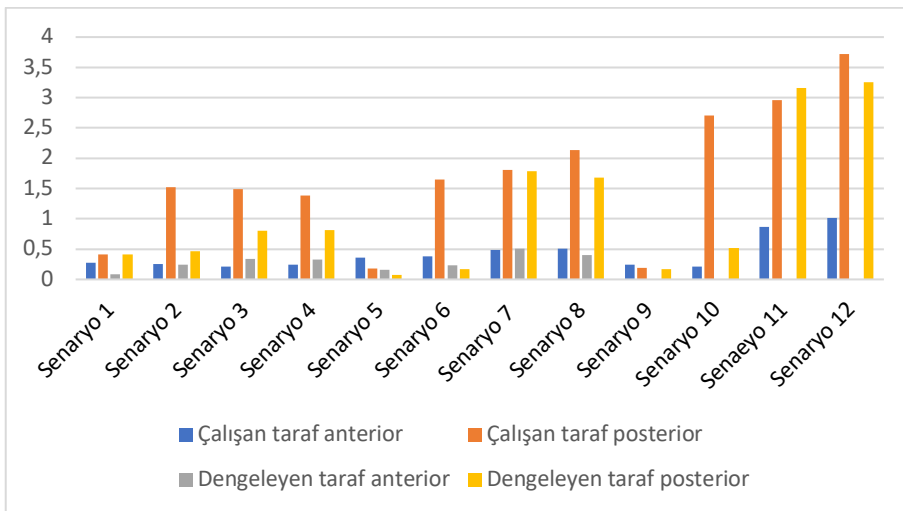
Resim 6. Altyapılarda sentrik oklüzyonda oluşan Von Mises stresleri



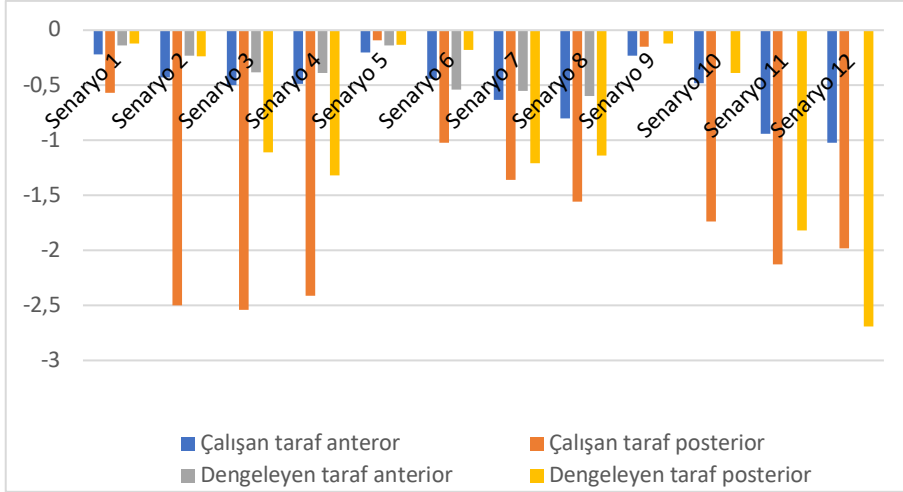
Resim 7. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme



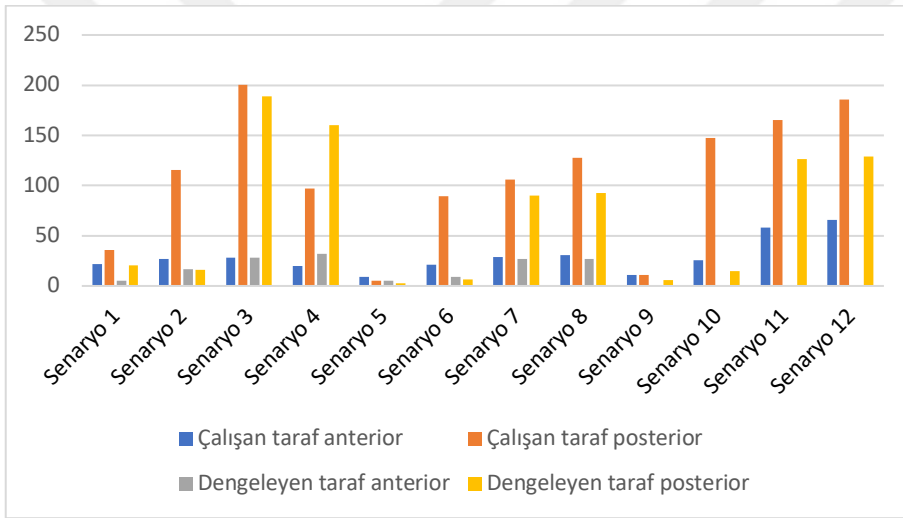
Resim 8. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan minimum asal gerilme



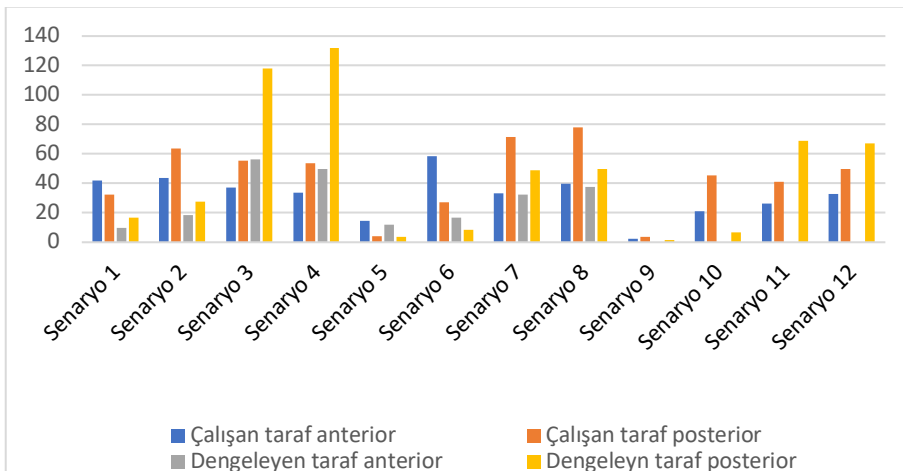
Resim 9. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme



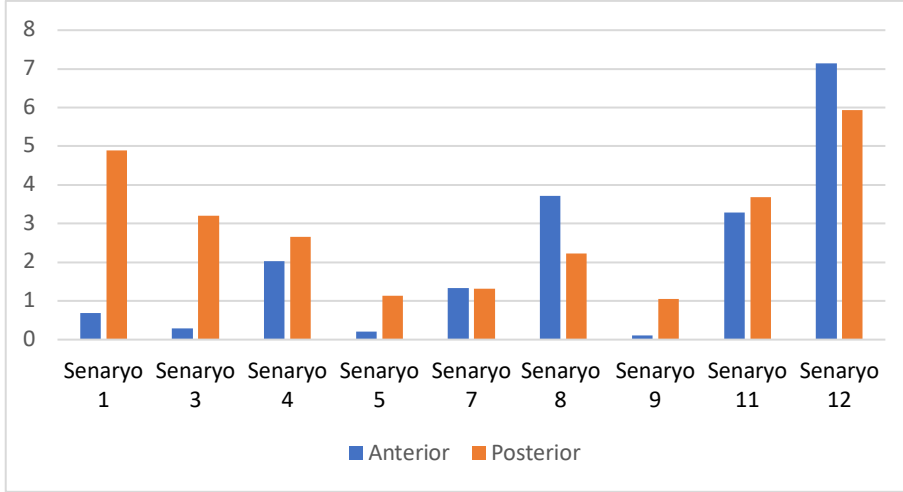
Resim 10. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan minimum asal gerilme



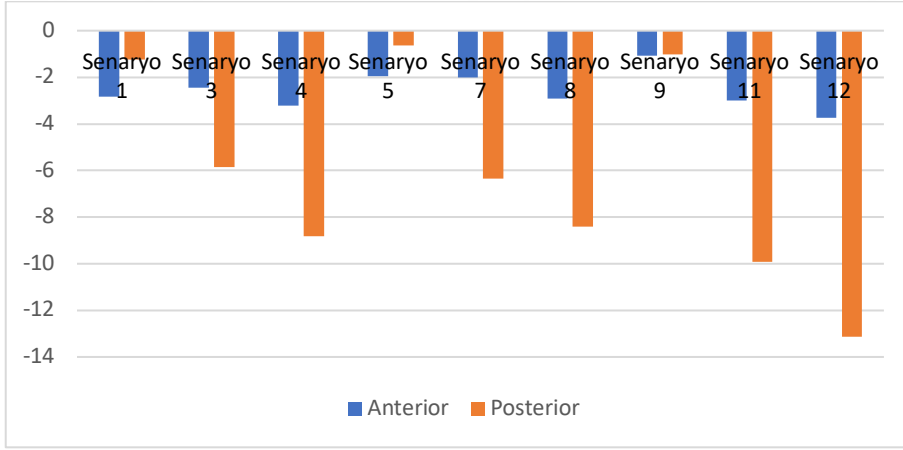
Resim 11. İmplantlarda lateral harekette oluşan Von Mises stresleri



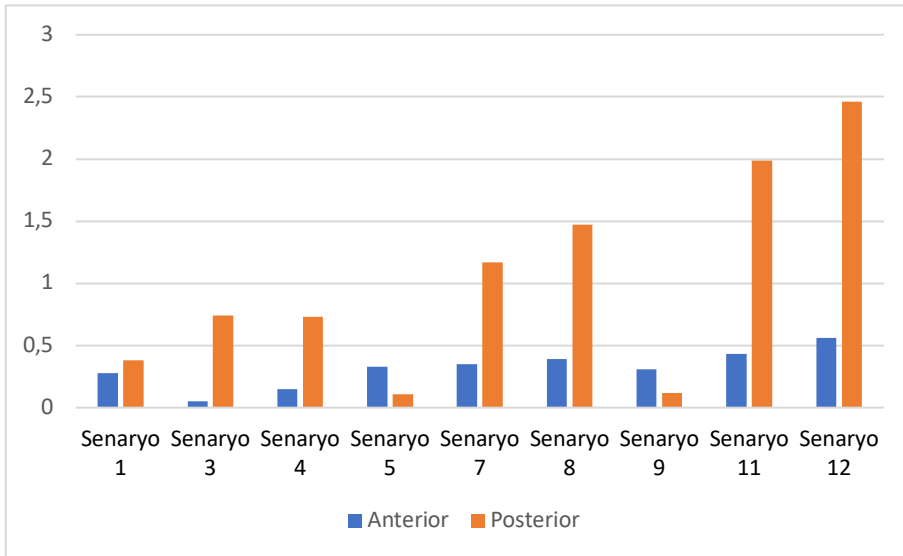
Resim 12. Altyapılarda lateral harekette oluşan Von Mises stresleri



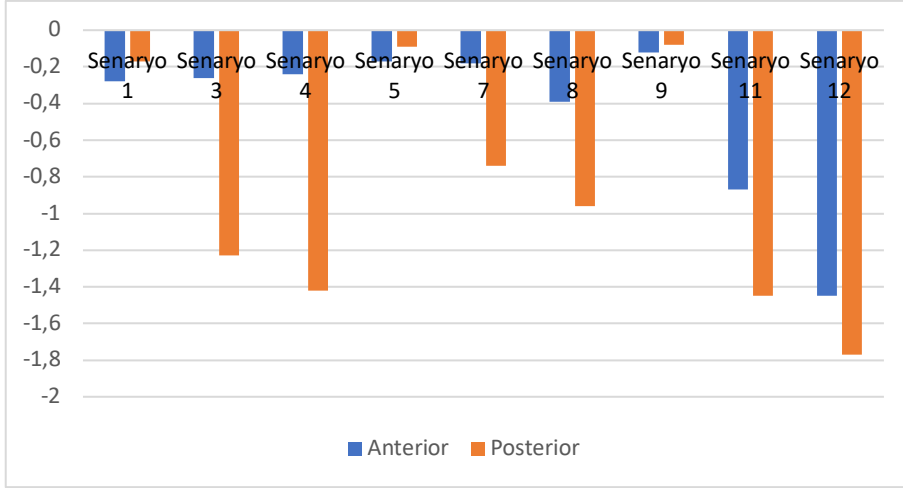
Resim 13. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme



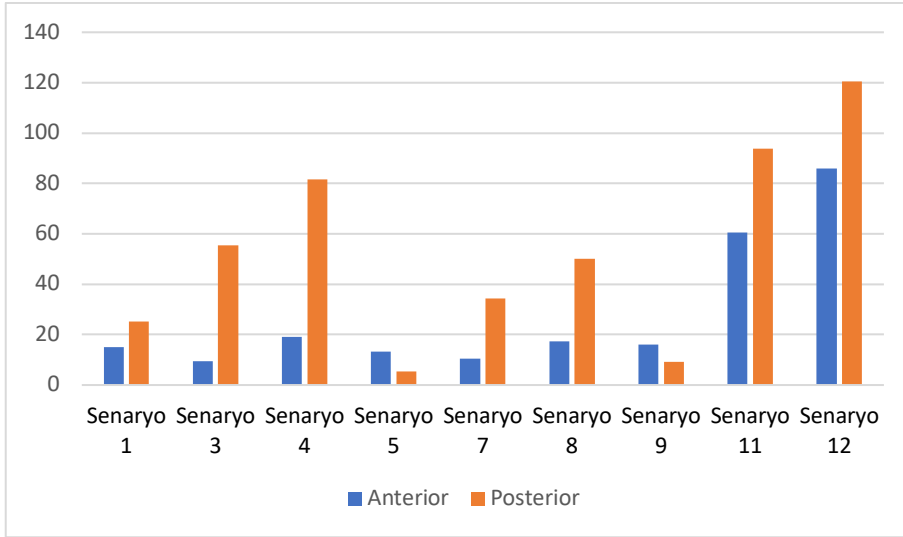
Resim 14. Kortikal kemikte lateral harekette oluşan minumum asal gerilme



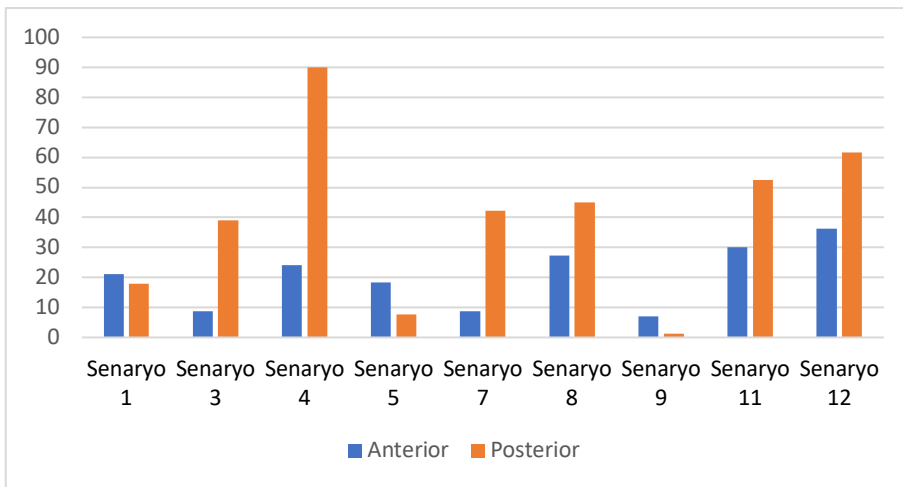
Resim 15. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan maksimum asal gerilme



Resim 16. Spongioz kemikte lateral harekette oluşan minimum asal gerilme



Resim 17. İmplantlarda lateral harekette oluşan Von Mises stresleri



Resim 18. Altyapılarda lateral harekette oluşan Von Mises stresleri

7.TARTIŞMA

Yaş ilerledikçe yaygın görülen bir durum, kötü ağız hijyeni, diş çürüğü, restore edilemeyecek durumdaki terminal bir dentisyon ve periodontal hastalık gibi birçok faktörün sonucu total dişsizliğin ortaya çıkmasıdır. Bu durumun, ağız sağlığıyla ilişkili yaşam kalitesi üzerinde olumsuz etkisi olduğu bilinmektedir (57). İmplant destekli sabit protezler dişsiz arkların rehabilitasyonunda uzun dönemde elde edilen yüksek başarı oranları ile güvenilir ve gelişmekte olan bir tedavi yöntemidir. Yapılan çalışmalar bu protezlerin kullanılmasının fonksiyonu, estetiği ve çiğneme etkinliğini arttırdığını göstermektedir (131).

Diş kayıplarına bağlı olarak alveol kemiğinde farklı miktarlarda hacimsel kayıplar görülmektedir. Posterior bölgede meydana gelen rezorpsiyon miktarı anterior bölgeye oranla daha fazladır (132). Alveol kemik miktarının yetersiz olduğu durumlarda maksillar sinüs, mental foramen ve inferior alveolar sinirin pozisyonu implant uygulamasını engelleyebilmektedir. Bu durumda implant yerleştirmek için öncesinde otojen greft uygulaması, sinüs lifting, distraksiyon osteogenezisi gibi ilave cerrahi işlemler uygulanabilmektedir. Ancak bu cerrahi işlemlerin tedavi süresini uzatması, birden fazla cerrahi operasyon gerektirmesi, maliyeti artırması ve komplikasyon riskleri sebebiyle All-on-4 konsepti hastalar ve hekimler için sıkça tercih edilen bir seçenek olmuştur (133).

Branemark ve arkadaşları tarafından geliştirilen iki aşamalı teknik ile fonksiyonel yüklemmeden önce kemiğin tam iyileşmesini ve yeniden şekillenmesini sağlamak üzere 3-9 ay arası bekleme süresi gerekmektedir (25). 2003 yılında Malo ve arkadaşları tarafından geliştirilen All-on-4 tekniğinde ise eğimli implantların sağladığı primer tutuculuk sayesinde hemen yükleme protokolü uygulanabilmektedir. Bu sayede hastaların dişsiz geçireceği süre azalmaktadır ve hasta memnuniyeti artmaktadır (3).

Testori ve arkadaşları; 2008 yılında yayınladıkları çalışmalarında 41 hastaya All-on-4 konsepti ile 48 saat içinde hemen yükleme protokolü uygulamışlardır. 1 yıllık klinik takip sonucunda açılı ve düz implantlar için sağkalım oranı %98,8, protez sağkalım oranı %100 olarak bildirilmiştir (134).

Agliardi ve arkadaşları; 2010 yılında yayınladıkları çalışmada 154 hastaya All-on-4 konsepti uygulamış ve cerrahi ile aynı gün geçici protez yüklemişlerdir. Maksillada 204, mandibulada 292 implantı kapsayan çalışmanın 1 yıllık takibi sonucunda implant sağkalımı maksilla için %98,6 ve mandibula için %99,73 olarak rapor edilmiştir. Açılı ve aksiyal yerleştirilen implantlardaki marjinal kemik kaybını da değerlendirmişlerdir ve arasında belirgin bir fark gözlenmediğini bildirmişlerdir (135).

Babbush ve arkadaşları; 2011 yılında yayınladıkları çalışmalarında All-on-4 sistemi uygulanmış 165 hastada yaptıkları 708 implantın 29 aylık takip sonuçlarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda 29 aylık başarı oranı %99,2 olarak bildirilmiştir (57).

Monje ve arkadaşları; 2012 yılında yayınladıkları sistematik derlemede açılı ve düz implantların marjinal kemik kaybı miktarını kıyaslamak için 2000-2011 yılları arasında elektronik veri taraması gerçekleştirmişlerdir. Çalışmaya 6 prospektif ve 2 retrospektif çalışma dahil etmişlerdir. Çalışma sonuçlarında kısa ve orta vadede açılı ve düz implantlar arasında marjinal kemik kaybı arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bunun sebebini, açılı implantların splintli olması ve daha uzun implant kullanılabilmesi olarak rapor etmişlerdir. Ayrıca açılı implantların düz implantlara göre biyomekanik olarak daha dezavantajlı olduğunu kanıtlayan yeterli bir dayanak olmadığını belirtmişlerdir (136).

Galindo ve arkadaşları; 2012 yılında yayınladıkları 183 hastanın yer aldığı çalışmalarında All-on-4 konsepti ile 732 implant tedavisi uygulamışlardır. 1 yıllık takip sonucunda bir implant kaybı görülmüş ve implant başarı oranı %99,86 olarak rapor bildirmişlerdir. 2 hastada protez altyapı kırığı ve 3 hastada akrilik reçine diş kırığı görülmüş ve protez başarı oranı %98,9 olarak bildirmişlerdir. Bu retrospektif çalışma sonucunda All-on-4 tekniğinin oldukça öngörülebilir ve yüksek performans sağladığını rapor etmişlerdir (137).

Malo ve arkadaşları; 2014 yılında yayınladıkları çalışmada 324 hastada hemen yükleme protokolü ile 1296 implant tedavisi uygulamıştır ve 7 yıl klinik takip sonucunda 18 implant kaybı rapor etmişlerdir. Çalışmada kümülatif sağkalım oranı %95,4 ve protez sağkalım oranı %99,7 bildirilmiştir (138).

Soto-Penalosa ve arkadaşları; 2017 yılında yayınladıkları sistematik derlemede 3 büyük veri tabanında All-on-4 konseptini taramışlardır. İlk tarama işleminden sonra 728 makale elde etmişlerdir ve bu makalelerin 24'ü dahil edilme kriterlerini sağlamıştır. Elde edilen sonuçlar dahilinde 24 aylık sağkalım oranını %99,8 olarak rapor etmişlerdir (139).

Çalışmamızda kullandığımız diğer bir konsept olan Trefoil, tam dişsiz mandibulada 3 implant ve önceden üretilmiş bir titanyum bar ile ameliyatla aynı gün sabit ve daimi akrilik protez teslimine olanak sağlayan bir tedavi protokolüdür. All-on-4 konseptine kıyasla en önemli iki farkı prefabriğe barı ve hemen yükleme protokolünde geçici protez değil daimi protezin kullanılmasıdır. Önceden üretilmiş trefoil bar klinisyen ve laboratuvar için önemli zaman tasarrufu sağlamaktadır. Barın üzerinde bulunan adaptif eklemler, implant yerleşimlerindeki sapmaları telafi etmektedir ve pasif uyumu sağlayabilmektedir.

Higuchi ve arkadaşları, Trefoil sistemi için erken dönem sonuçları ortaya koyan çalışmasını yayınlamıştır. Dört kıtadaki uygulamalarda 110 hastaya 330 trefoil implantı yerleştirmiş ve 104 hastanın 1 yıllık takibini yapmışlardır. Hastaların %10'una ameliyat günü ve %76,4'üne de ilk 2 gün içerisinde sabit daimi protezlerini yüklemişlerdir. Takip süresi içinde, altı hastada sekiz implant ve üç hastada üç protezin başarısız olduğunu rapor etmişlerdir. İmplant başarısızlıklarının nedenlerinin, ameliyattan birkaç hafta sonra postoperatif enfeksiyon gelişmesi, osseointegrasyondaki başarısızlık ve osteomyelit olduğunu bildirmişlerdir. Protez başarısızlıklarının ikisinde bu hastalardaki iki implantın kaybindan kaynaklandığını belirtmişlerdir. Diğer başarısız olan protezde iki trefoil implant işlevini sürdürürken, bir NobelActive (Nobel Biocare) implant kullanılmış ve bu nedenle çalışmanın bir parçası sayılmamıştır. 1 yıl sonra implant sağkalımını %97,5 ve protez sağkalımını %97,3 olarak bildirmişlerdir. Bu süre zarfında implantların çoğunda (%89,4) dişeti sınırından periodontal sond ile geçildiğinde kanama göstermediğini belirtmişlerdir. 6 aylık ve 1 yıllık takiplerde çoğu hastada protezin lingual yüzeyinde merkezi implant çevresinde taş oluşumu eğilimi gösterdiğini bildirmişlerdir. 8 implant başarısızlığı, 8 hastada geçici parestezi, 5 hastada implant yerleştirilmesi ardından anormal ve uzun süreli ağrı ve 2 hastada sağ tarafta submandibular şişliğe bağlı rahatsızlık rapor etmişlerdir. 22 hastada yiyecek kaçma şikayetleri veya estetik kaygıları sebebiyle

protez altına astarlama işlemi uygulamışlardır. 1 yıllık süre zarfında 9 ayrı protez dişi onarımı veya değişimi yapıldığını ve 6 vida gevşemesi görüldüğünü bildirmişlerdir.

Bu 5 yıllık ileriye dönük çok merkezli çalışmanın amacının, sınırlı klinik ziyaretlerle zaman açısından verimli, yüksek performanslı sabit implant destekli bir protez sağlamak olduğunu belirtmişlerdir. Daha az implant ve abutment bileşeni, klinikte geçirilen sürenin kısaltılması, mali yükü azaltması ve yaşam kalitesi üzerine olumlu etkileri rapor edilmiştir. 1 yıllık takip sonucunda da Trefoil konseptinin, diğer başarılı tam ark rehabilitasyon konseptleriyle olumlu bir şekilde karşılaştırılabilecek, etkili ve öngörülebilir bir tedavi seçeneği olduğunu bildirmişlerdir (5).

İmplantın yerleştirilmesinden sonraki 24 saat içinde daimi bir protez sağlayan diğer tek tedavi konsepti Novum protokolüydü. Trefoil konseptinin öncüsü olan Novum protokolü ile ilgili literatürde çeşitli veriler mevcuttur (140-142)

Novum protokolünün ilk prospektif çalışması Branemark ve arkadaşları tarafından 1999 tarihinde yayınlanmıştır. Bu çalışmada 50 hastaya 150 implant uygulanmış ve 1 yıl takibini yapmışlardır. İlk 6 ay içerisinde bir hasta hayatını kaybettiği için çalışma dışında tutmuşlardır. Bir başka hastada 2 ay içerisinde 2 implant kaybı olmuş ve protezinde başarısız olduğunu rapor etmişlerdir. Üçüncü bir hastada da 9 ay sonra bir implant kaybı olmuş ve protezi 2 implant üzerinde kullanılmaya devam ettiklerini belirtmişlerdir. 1 yılın sonunda implant ve protez sağkalımını %98 olarak bildirmişlerdir (143).

Henry ve arkadaşları; 2003 yılında yayınladıkları çok merkezli prospektif çalışmada Novum protokolü ile 51 hastaya 153 implant uygulamışlardır. 39 hastaya ameliyat günü veya ertesi gün, 12 hastaya 2 veya daha fazla gün sonra sabit daimi protezlerini yüklemişlerdir. Çalışmanın 1 yıllık takibi sonucunda implant sağkalımı %91 olarak rapor edilmiştir (141).

Gualini ve arkadaşları; 2009 yılında yayınladıkları retrospektif çalışmalarında, Novum protokolü ile tedavi edilen 15 hastanın 5 yıllık takibini rapor etmişlerdir. Başlangıçta yerleştirilen 45 implantın, iki hastada 2'şer tane olmak üzere 4'ü kaybedilmiştir. Sonuç olarak, implant sağkalımı %91,1 ve protez sağkalımı %86,7 olarak bildirilmiştir. Ayrıca bu süre zarfında en sık ortaya çıkan komplikasyonlar akrilik rezin

veya diş kırıkları, vida gevşemesi ve üst barın modifikasyon ihtiyacı olarak belirtilmiştir (140).

İlk öncü çalışmaya göre Trefoil konseptinde sağkalım oranları genel olarak Novum protokülünden daha iyi sonuçlar ortaya koymuştur. Daha da önemlisi Novum protokülünde mekanik ve protetik komplikasyonlar daha sıklıkla ortaya çıkmıştır. Bu protokülün iki bar sistemi, bağlantı sayısını arttırmış ve protez için gerekli alanı oldukça azaltmıştır. Mevcut sınırlı alan, akrilik rezin ve dişleri sabitlemek için yeterli olmadığı için protezi zayıflatmıştır ve Novum barında çok fazla modifikasyon ihtiyacı oluşturmuştur. Trefoil konseptinde mevcut olan prefabrik bar, iki barlı Novum protokolüne göre %50 daha az (5,5mm) hacimdedir ve protezin barı sarması için daha fazla alan sağlamaktadır. Trefoil konseptinin dikkate değer bir diğer özelliği ise, adaptif eklemler sayesinde prefabrik bar ve implantlar arasındaki sabitleme mekanizmasının hassas bir pasif uyumu kolaylaştırmasıdır (5). Bu durum vida kırılması veya vida gevşemesi gibi mekanik uyumsuzluk sebebiyle ortaya çıkan komplikasyon risklerini azaltmaktadır (144).

İmplant destekli bir protezin uzun süreli klinik başarısı restorasyonun pasif uyumuna bağlıdır. Pasif uyum implant, protetik sistem ya da çevre kemik dokuda statik bir stres oluşturmayan restorasyonun uyumu olarak adlandırılır (145). Osseointegrasyon süreci tamamlanmış bir implant üzerine pasif uyumdan yoksun bir protez yapımı, uzun dönemli prognozda risk teşkil ederek, implant ve üst yapı üzerinde yoğun stres birikimine neden olmaktadır. Hellden ve Derand çalışmalarında protez vidalarının sıkıştırılması ile protez altyapısı ve abutmentler arasındaki uyumsuzlukların maskelenebileceğini ve sonucunda yapılarda streslere neden olacağını belirtmişlerdir (146). Bu durum, vida gevşemesi, protetik komponent veya implant kırıkları gibi mekanik komplikasyonlar yanında, patolojik kemik yıkımı ve osseointegrasyonun kaybı gibi biyolojik komplikasyonlara da sebebiyet verebilmektedir (147-149). Mutlak pasif uyum elde etmek pratik olarak imkansız olsa da, olası komplikasyonları önlemek için uyumsuzluğun en aza indirilmesi genel kabul görmüş bir hedefdir (148).

Tarihsel olarak, pasif uyum sağlamak için birçok yaklaşım olmuştur. Bunların içinde döküm barları kesmeyi ve onları tekrar birbirine birleştirmeyi de içermektedir. Bu yaklaşım, protez üst yapısının bütünlüğünü etkileyebileceğinden endişe edilmektedir.

CAD/CAM ile bireyselleştirilmiş çözümlerin geliştirilmesi ile, pasif uyum konusunda büyük adımlar atılmıştır (75).

Karl ve arkadaşları; 2018 yılında yaptıkları *in vitro* çalışmada Trefoil barlar, döküm barlar ve CAD/CAM ile üretilen barları gerilim ölçer stres analizi yöntemi ile karşılaştırmıştır. Trefoil cerrahi kılavuzları ve şablonlar kullanılarak dişsiz çeneleri temsil eden reçine modellerine yerleştirilen üç NobelParallel CC 5.0 x 13 mm implantlar üzerine her karşılaştırma barının beş kopyası yerleştirilmiştir. Her bir sisteme gerilim ölçerler yerleştirilmiş ve klinik vidalar 35 Ncm'ye kadar sıkıştırıldığında her üç implant bölgesinde stres gelişimi kaydedilmiştir. Sonuçlar, döküm barlarının diğer karşılaştırma gruplarına kıyasla anlamlı olarak daha yüksek düzeyde uyumsuzluk gösterdiğini göstermiştir. Trefoil ve CAD / CAM ile üretilmiş barların daha düşük bir uyumsuzluk seviyesine sahip olduğu görülmüştür. Trefoil prefabrike barının telafi mekanizması sayesinde, kişiselleştirilmiş bir CAD/CAM bar ile karşılaştırılabilir bir üst yapı uyumu gösterdiğini ve tedavi süresini azaltabilmek için iyi bir seçenek olduğunu belirtmişlerdir (150).

Biyomühendislik açısından bakıldığında, herhangi bir implant sisteminin mekanik başarısı ve başarısızlığı, sadece kaç implantın kullanıldığına ve nasıl yüklendiğine değil, aynı zamanda implantların boyutlarına, ankraj alınan kemiğe ve altyapının sertliğine de bağlıdır. Bir altyapı tasarımının ortak klinik değerlendirmesi, anterior implantın orta noktası ile posteriorda bulunan implantın distal kenarı arasındaki uzaklık olan "A-P (anterior-posterior) mesafesi" nin ölçülmesini içerir. Bir altyapının önerilen maksimum kantilever uzunluğu, AP mesafesinin 1,5 ile 2,5 katı arasındadır. Trefoil'in A-P implant mesafesi 8,7 mm, kantilever mesafesi 14,5 mm'dir. Bu durumda "AP mesafesi kuralı" na göre, 1,67'lik bir oran ile önerilen maksimum aralığın oldukça altındadır. Ancak A-P mesafesi, bir stres analizi değildir; bu sadece bir kılavuzdur. Bunun yanı sıra ısırma kuvvetinin gücü, altyapıda kullanılan malzeme, brüksizm gibi çok sayıda faktöründe etkisi vardır (151).

Brunski ve arkadaşları; altyapılarda 3 farklı senaryo ile oluşan streslerin karşılaştırıldığı çalışmalarında, 1. senaryoda 4 açısız implant, 2. senaryoda All-on-4 konsepti ve 3. senaryoda Trefoil sistemi kullanmıştır. Trefoil sistemi 5,5 mm kalınlıkta, diğer 2 senaryo 4 mm kalınlıkta ve tüm senaryolar 5,5 mm bukkolingual genişlikte altyapı

ile desteklenmiştir. İmplant çapı, konumu ve altyapının boyutları dışındaki tüm değişkenler anlamlı bir karşılaştırma yapılabilmesi için sabit tutulmuştur. Tüm altyapıların sağ distal köşesinden 300 N'luk kuvvet uygulanıp analiz yapılmıştır. Tüm sonuçlarda maksimum stres değerleri son implantın distalindeki kantilever alanında ortaya çıkmıştır. 1. senaryo en yüksek stres değerlerine (389 MPa) ve 3. senaryo en düşük stres değerlerine (201 MPa) sahip olduğu rapor edilmiştir. Titanyumun gerilme mukavemeti 700 MPa'ın üzerinde olduğu için hiçbir altyapının kırılma tehlikesi içermediğini belirtmişlerdir (151).

Borgonovo ve arkadaşları; Trefoil sistemi uyguladıkları bir hastanın 30 aylık takipli bir olgu raporunu yayınlamışlardır. Tam dişsiz alt çenede ameliyattan yaklaşık 4 saat sonra protezin implantlara vidalanarak oklüzyonda fonksiyona getirildiğini bildirmişlerdir. Hastanın 6, 18 ve 30 aylık takipleri yapıldığı ve panoramik röntgenler alınarak kontrolünün yapıldığı belirtilmiştir. Tam ark sabit rehabilitasyonlarda implant sayısını azaltmanın amacının, kemik augmentasyonu veya diş eti grefti gibi karmaşık ve invaziv ameliyatlardan kaçınmak, hijyeni arttırmak, maliyetleri düşürmek, oluşabilecek biyolojik ve biyomekanik komplikasyonları azaltmak olduğunu bildirmişlerdir. Bu olgu raporu sonucunda hem implantların hem de protezlerin sağlıklı bir şekilde idamesinin sağlandığı ve hastanın estetik, fonksiyon ve hijyen bakımından memnuniyetini bildirdiğini belirtmişlerdir. Bu protokolün daha doğru değerlendirilebilmesi için daha çok vakaya ve daha uzun takip süreli çalışmalara ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir (152).

Aouini ve arkadaşları; Trefoil konseptine uygun olabilecek hastaların oranını değerlendirmek için yaptıkları retrospektif çalışmalarını 2019 yılında yayınlamışlardır. Bunun için 2012 ve 2017 yılları arasında tam ark rehabilitasyon önerilen kısmi veya tamamen dişsiz alt çenesi olan ardışık 100 hastanın konik ışınli bilgisayarlı tomografisi bu konseptte uygunluk açısından değerlendirilmiştir. Çalışmada üç implantın tüm çevresi etrafında alveolar kemiğe sahip bir konuma yerleştirildiyse ve anatomik unsurları engellemiyorsa, hastalar standart tedavi için uygun olarak sınıflandırılmıştır. Mandibular kemik morfolojisine göre, hastaların %85'inde üç 5.0 × 13.0 mm implant üzerine oturan Trefoil sistemi ile tedavi için uygun olacak yeterli kemik hacmi ve ark mesafesinin olduğu bildirilmiştir. Uygunluk kriterlerini karşılamayan 15 hastadan 12'sinin kadın olduğu ve çoğunun yetersiz kemik hacmi veya çene şekli nedeniyle bu tedavi protokolüne uygun

olmadığı belirtilmiştir. Standartlaştırılmış bir çözümün amacının, daha fazla hastanın implant destekli tam arklı protezlere erişimini sağlamak olduğu ve çoğu dişsiz hasta için uygun bir tedavi seçeneği olması gerektiğine değinilmiştir. Prefabrike altyapı, geçici bir protezin olmaması, daha az sayıda klinik ziyaret gibi avantajları göz önünde bulundurulduğunda ve bu tedavi protokolünün çok sayıda hastaya uygulanabilir olduğu sonucu ile etkili bir çözüm olabileceği belirtilmiştir (153).

İmplantların uzun vadedeki başarısı, streslerin destek dokulara uygun şekilde aktarılmasına bağlıdır. Kemikteki stres dağılımlarının klinik olarak değerlendirilmesi oldukça zordur. Bu nedenle; implant çevresi alandaki stres dağılımını sayısal olarak değerlendirmek, tedavinin devamlılığı ve etkinliğini öngörebilmek, aşırı yüklenme riskini etkileyen tasarım parametrelerinin kontrolünü kolaylaştırabilmektedir (154,155).

İmplantlardan destek dokulara yük transferi; gelen kuvvetin büyüklüğüne ve yönüne, implantların sayısı, uzunluk, çap ve yüzey özelliğine, kemik implant ara yüzeyine, yapılan protez türüne, kemiğin kalitesine bağlıdır. Bu etkenlerin fonksiyonel kuvvet altındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde birçok *in vitro* stres analiz yönteminden yararlanılmakta, en çok sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, fotoelastik stres analiz yöntemi ve gerilim ölçer stres analiz yöntemi kullanılmaktadır (6,110,156).

Fotoelastik stres analizi yöntemi; gerilme dağılımı ve yerleri ile ilgili görsel olarak bilgi sağlarken gerilmenin miktarı ile ilgili sınırlı bilgi vermektedir. Gerilim ölçer stres analizi yönteminde ise basınca duyarlı kısmın büyüklüğüne bağlı olarak sadece o bölgedeki gerilim değerleri belirlenebilmektedir (157). Akça ve arkadaşlarının gerilim ölçer stres analizi yöntemi ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemini karşılaştırdıkları çalışmalarında iki yöntemde benzer sonuçlar elde edilmiştir; ancak sonlu elemanlar stres analizi yönteminin daha hassas ve detaylı olduğu vurgulanmıştır (156). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, bilgisayar tabanlı olup çeşitli mekanik problemlere kabul edilebilir bir yaklaşımla çözüm oluşturmaktadır. Bu stres analizi yöntemi ile karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenabilir, materyal özellikleri eklenerek gerçeğe yakın modeller yazılımlar aracılığıyla elde edilebilir, istenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir, gerilme dağılımı ve yer değiştirmeleri hassas bir şekilde belirlenebilir. Ayrıca bu analiz, diş hekimliğinde ileri laboratuvar testleri ve klinik projeleri planlamada

başlangıç basamağı olarak kullanılabilen temel bir araştırma aracı olarak kullanılabilir. Bu yöntemlerin birbiri arasındaki değerlendirme sonuçlarında sonlu elemanlar stres analizi metodunun, diğer metotlara daha üstün olduğu yapılan çalışmalar ile belirtilmiştir (158-160). Yapılan diğer stres analiz yöntemlerine göre daha fazla avantajları bulunduğu ve gerçeğe daha yakın sonuçlar verdiği için çalışmamızda sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanımı uygun görülmüştür.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi iki boyutlu veya üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. Çalışmalar ilk zamanlar iki boyutlu yapılırken, bilgisayar ve yazılım teknolojilerinin gelişimiyle birlikte üç boyutlu modeller ağırlık kazanmıştır. Kuvvetin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin bize modeldeki bütün stresleri ayrıntılı şekilde gösterebilmesi, gerçeğe daha yakın modeller ve sonuçlar elde edilebilmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar yönteminin avantajlarıdır. Bu yüzden çalışmamızda, implantlar, protetik yapılar ve çevresindeki kemik dokusunda oluşan streslerin incelenmesinde daha detaylı ve hassas bir yöntem olan üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanımı uygun görülmüştür (161-163).

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmaların en büyük dezavantajı, oral kavitenin karmaşık yapısının yüksek doğrulukta modellenmesi zorluğu nedeniyle, belirli sadeleştirmeler ve varsayımlar gerektirmesidir (126). Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının çoğunda, kemik-implant teması %100 olarak kabul edilir, fakat bu bağlantı hücresel düzeyde mümkün değildir. Klinik olarak kemik-implant temasının %30 ile %70 arasında olduğu belirtilmektedir. Bununla beraber kemik-implant temasında azalmanın stres artışına neden olduğu bilinmektedir (6). Yöntemin sınırları dahilinde modellemede tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilir, ancak canlı organizmalarda bu durumda mümkün değildir (164-166). Çalışmamızda amacımız tek bir model ve tasarımının analizini yaparak sonuçlarını değerlendirmek değil, farklı tasarımları ve oluşturdukları sonuçları karşılaştırmaktır. Bu sebeple kullanılan tüm yapılar homojen, izotropik, lineer elastik olarak kabul edilmiştir ve kemik-implant teması %100 olarak varsayılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında iki bağımsız sabit mevcuttur. Yapıyı oluşturan tüm malzemelerin elastisite modülü ve poisson oranlarının doğru şekilde

sisteme girişi, sonuçların doğruluğu için çok önemlidir. Kortikal ve spongioz kemik, mukoza, implant, dental materyaller gibi yapıyı oluşturan malzemelerin elastisite modülleri ve poisson oranları için evrensel kabul edilmiş tek bir tablo yoktur. Çalışmamızda kullanılan değerler, literatürde daha önceden yapılan çalışmalar göz önünde tutularak hazırlanmıştır (167-171).

Trefoil sisteminde prefabrike bar titanyum grade 5'den üretilmiştir ve protez kaidesi ve dişler için akrilik rezin kullanımı önerilmiştir (5). All-on-4 konseptinde ise altyapı ve protetik üst yapı üretimi için çok çeşitli materyaller kullanılabilir (172). Çalışmamızda iki farklı konseptin farklı oklüzyon tipleri ile oluşturdukları streslerin karşılaştırılması amaçlandığından All-on-4 konseptinde de altyapı için titanyum ve üst yapı için akrilik rezin kullanılarak modelleme yapılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin başarısı, oluşturulan modeldeki düğüm sayısı ve eleman sayısına bağlı ve doğru orantılı olduğu çalışmalarda bildirilmiştir (163,173). Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilebilmesi için en az 30000 adet düğüm ve 200000 adet eleman sayısı kullanılması tavsiye edilmiştir (166,174). Çalışmamızda kullandığımız modeller için en az 87057, en çok 486401 adet düğüm sayısı ve en az 353838, en çok 2104971 adet eleman sayısı kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklar nedeniyle sonlu elemanlar stres analizinden elde edilen sonuçlar sayısal açıdan diğer çalışmalarla kıyaslanamamaktadır. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır (175).

Sonlu elemanlar stres analizinde doğru sonuçlar elde edebilmek için ileri dijital görüntüleme tekniklerinden yararlanılır (6). İleri dijital görüntüleme teknikleri arasında bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemleri yer almaktadır. Bu teknikler kendi aralarında kıyaslandığında, yapılan araştırmalara göre en ayrıntılı görüntüyü veren tekniğin bilgisayarlı tomografi tekniği olduğu bildirilmiştir (176). Çalışmamızda bilgisayarlı tomografi ile hazırlanmış alt ve üst çene modeli

kullanılmıştır. Kullandığımız protetik ve implant parçalarının gerçek boyutlarında yansıtılabilmesi ve daha doğru değerlendirilebilmesi için orijinal parçalar taranarak kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi yönteminde yükleme koşulları gerçeğe yakın büyüklükte, yönde ve konumda uygulandığında, dokular ve protetik yapılara etkileri hakkında daha doğru sonuçlar oluşturmaktadır ve klinik açıdan kullanılabilirliği daha mümkün olabilmektedir. Literatürde uygulanan kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü konusunda çeşitli değerler görülmektedir. Bu farklılığın asıl sebebi literatürde çiğneme kuvvetleri ve maksimum ısırma kuvvetlerinin büyüklüğüne dair birbirinden çok farklı değerlerin bildirilmiş olmasıdır. Maksimum ısırma kuvvetleri cinsiyet, yaş, parafonksiyonel alışkanlıklar, dişsizlik durumu ya da arka farklı bölgeleri gibi birçok faktörden etkilenmektedir (6). Morneburg and Proschel; ısırma kuvvetlerini analiz ettiği *in vivo* çalışmalarında, 9 hastada çiğneme merkezinde bulunan 2 implant üzerine gelen stresi gerilim ölçer stres analizi yöntemi ile ölçmüşlerdir. En yüksek değer 450 N ve ortalama değer 220 N olduğunu belirtmişlerdir (177).

Müller ve arkadaşları; 2012 yılında yayınladıkları *in vivo* çalışmalarında 4 farklı grup altında topladıkları 80 hastanın maksimum ısırma kuvvetlerini ölçmüşlerdir. Buna göre konvansiyonel protez kullanan hastalarda yaklaşık 100 N, implant destekli hareketli protez kullanan hastalarda 100 ile 200 N arasında, implant destekli sabit protez kullanan hastalarda yaklaşık 300 N ve doğal dişli hasta grubunda 500 N üzerinde olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışma sonucunda implant destekli protezlerin maksimum ısırma kuvveti ve çiğneme verimliliği üzerine olumlu etkileri olduğunu bildirmişlerdir (178).

Ferrario ve arkadaşları; 2004 yılında yayınladıkları çalışmalarında 52 sağlıklı genç hastanın her diş için ayrı ayrı maksimum ısırma kuvvetlerini ölçmüşlerdir. En düşük ısırma kuvvetlerinin kesici dişlerde en yüksek ısırma kuvvetlerinin ise 1. molar dişlerde kaydedildiğini belirtmişlerdir. Erkeklerde kadınlardan daha yüksek değerler elde edildiğini bildirmişlerdir. Çalışma sonucunda maksimum ısırma kuvvetlerinin, santral dişlerde 94-146 N, kanin dişlerde 120-190 N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda 234-306 N aralığında olduğunu bulmuşlardır (179).

Mericske-Stern ve Zarb; 1996 yılında yayınladıkları çalışmalarında, alt çenede Branemark implantları ile desteklenen sabit protez ve üst çenede total protez kullanan 21 hastanın maksimum ısırma kuvvetlerini ölçmüşlerdir. En yüksek ısırma kuvvetlerinin 2. premolar dişte görüldüğü bildirilmiştir. Çalışma sonucunda maksimum ısırma kuvvetlerinin, birinci premolar dişlerde 200-250 N arası, ikinci premolar dişlerde 300 N'dan yüksek ve 1. molar dişlerde 250- 300 N arası olduğu belirtilmiştir (180).

Lin ve arkadaşları; implant destekli sabit protezler üzerine yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında vertikal ve oblik olarak premolar ve molar dişlere 200 N kuvvet uygulamışlardır (129). Thumati ve Reddy; sonlu elemanlar stres analizi ile yaptıkları çalışmalarında molar bölgesinde bulunan implant üstü krona 250 N vertikal ve 100 N oblik kuvvet uygulamışlardır (181). Özdemir Doğan ve arkadaşları; total dişsiz alt çenede All-on-4 ile birlikte 3 farklı tedavi konseptini sonlu elemanlar analizi yöntemiyle kıyasladıkları çalışmalarında 1. premolar, 2. premolar ve 1. Molar dişlerin her birine 100 N kuvvet uygulamışlardır (61). Malhotra ve arkadaşları; alt çenede All-on-4 konseptinde distal implantın farklı açılabilirilmesi ve farklı kantilever uzunluklarının oluşturduğu stresleri değerlendirdikleri çalışmalarında anterior implantın konumu olan kanin bölgesine 100 N, posterior implant konumuna 250 N kuvveti vertikal ve 30° oblik olarak uygulamışlardır (182). Sannino, üst çene All-on-4 konseptinde distal implantın farklı açılabilirmelerini karşılaştırdığı çalışmasında 1. molar ve 2. premolar dişlerin kontak alanına 150 N, 1. premolar dişe ve kanin dişe 100 N kuvvet uygulamıştır (183). Silva ve arkadaşları; üst çene All-on-4 konsepti ile 6 implant destekli sabit protezi karşılaştırdıkları çalışmalarında kanin hizasına 100 N, 1. ve 2. premolar hizasına 150 N, 1. molar hizasına 200 N kuvvet uygulamıştır (127). Çalışmamızın sentrik oklüzyon analizlerinde, literatürdeki diğer çalışmalarda desteklediğimiz Silva ve arkadaşlarının çalışmasındaki kuvvet değerleri uygulanmıştır.

Sentrik dışı hareketlerde ısırma kuvvetinin sentrik oklüzyondaki ısırma kuvvetlerine göre daha düşük olması sebebiyle çalışmamızda lateral ve protrüziv harekette daha az kuvvetler uygulanmıştır (184). Bu durumun nedenleri yüklerin çiğneme merkezinden uzakta oluşması ve lateral harekette kaslarda kuvvet azalmasının meydana gelmesi olarak belirtilmektedir (127,185,186). Isırma kuvvetlerinin dişlere dağılımına dair yapılan çalışmalarda yüklerin posteriordan anteriora doğru azaldığı görülmektedir

ancak literatürde kuvvet dağılımına ilişkin net orantısal veriler bulunmamaktadır. (187,188)

Çalışmamızda sentrik oklüzyon ve protrüziv hareketi incelediğimiz analizlerde vertikal kuvvet uygulanırken, lateral hareketi incelediğimiz analizlerde temas noktalarına 30° oblik kuvvetler uygulanmıştır. Bunun tercih edilme sebebi; oblik kuvvetlerin lateral hareket sırasında oluşan kuvvetin yönünü daha gerçekçi gösterebilmesidir (6). Literatürde kuvvet yönü, açısı ve büyüklüğü açısından kendi çalışmamızda da örnek aldığımız oblik kuvvetlerin implantlar üzerine etkisi üzerine yapılmış çalışmalar mevcuttur.

Anaraki ve arkadaşları; monolitik zirkonya ile üretilmiş implant destekli sabit protezlerde kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyon oklüzyonu karşılaştırmak için yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarını 2019 yılında yayınlamışlardır. Kanin koruyuculu oklüzyonda kanin dişe 100 N, grup fonksiyon oklüzyonda ise kanin dişe 100 N, 1. Premolar ve 2. Premolar dişlere 200 N olacak şekilde 0°, 15° ve 30° oblik kuvvet uygulamışlardır. Çalışma sonucunda açılara göre sırası ile maksimum stres değerleri; 286, 370 ve 546 MPa olarak bulunmuştur. Bu değerler yükleme açısının artırılmasının maksimum stresi arttırdığını göstermektedir. Ayrıca grup fonksiyon oklüzyonda, kanin koruyuculu oklüzyona göre önemli ölçüde yüksek stres değerleri bulunduğu belirtilmiştir. Tüm modellerde en yüksek stresin kanin ve 1. Premolar arasındaki konnektör alanında görüldüğü rapor edilmiştir. Bir zirkonya köprünün kırılma dayanımı, yaklaşık 900-1200 MPa'dır. Bu nedenle, bu çalışmada her iki oklüzal modelde ve bütün yükleme koşullarında protezde kırılma beklenmediği sonucu çıkarılmıştır (128).

Ferreira ve arkadaşları; alt çenede tam ark implant destekli sabit protezlerde 4 farklı grup ile yaptıkları çalışmalarında 1. molar dişe tek taraflı 100 N kuvveti 30° oblik olarak uygulamışlardır. 1. grupta metal bir altyapı ile splintleme ve geleneksel yükleme protokolü, 2. grupta akrilik reçine ile splintleme ve immediate yükleme protokolü, 3. grupta metal bir altyapı ile splintleme ve immediate yükleme protokolü ve son olarak 4. grupta akrilik reçine ile splintleme ve distal kantilever bölgesine uzanan prefabrike bir bar ve immediate yükleme protokolü kullanmışlardır. Geleneksel yükleme protokolü uygulanmış 1. grupta en düşük stres değerleri görülmüştür. Metalik bir altyapı ile sert bir splintleme yapılan gruplarda, tüm implantlara stres dağılımı olduğu gözlenirken, akrilik reçine ile rijit olmayan splintleme yapılan gruplarda stresin yüklemenin karşı tarafına

aktarılmadığı belirtilmiştir. Çalışmada, immediate yüklemeye tabi tutulan ve rijit olmayan splintlemenin en kötü senaryoya neden olacağı sonucu çıkarılmıştır (189).

Barao ve arkadaşları; alt çenede tam ark implant destekli sabit protezler ve overdenture protezler üzerine farklı tasarımları karşılaştırdıkları stres analizi çalışmalarında 1. Molar dişe tek taraflı 100 N kuvveti 30° oblik olarak uygulamışlardır. Çalışma sonuçlarında, overdenture grupları içinde splintlenmemiş implantların kullanılması, hem implant ve protez bileşenlerinde hem de kemikte oluşan stresi azalttığı belirtilmiştir. İmplant ve protez bileşenlerinde, en yüksek stres değerleri bar ile splintlenmiş ve distal uzantılı overdenture modelinde gözlenirken, en düşük stres değerleri implant destekli sabit protez modelinde görüldüğü bildirilmiştir. Destekleyici dokularda ise en yüksek stres değerleri bar ile splintlenmiş overdenture protez modelinde, ardından bar ile splintlenmiş ve distal uzantılı overdenture modelinde, en düşük stres değerleri implant destekli sabit protez modelinde kaydedilmiştir. Destekleyici dokularda implant etrafındaki kortikal kemik tüm gruplar için en yüksek stres değerlerini sergilemiştir (190).

Bhering ve arkadaşları; üst çenede All-on-4 ve All-on-6 konseptlerinde kobalt-krom, titanyum ve zirkonya altyapı materyallerini karşılaştırdıkları stres analizi çalışmasında posterior dişlere tek taraflı 150 N kuvveti 30° oblik olarak uygulamışlardır. Bu çalışmada All-on-6 konseptinin implantlar, abutmentlar ve destek dokular üzerinde daha düşük stres değerleri oluşturduğunu belirtmişlerdir. Kantilever mesafesinin en aza indirilmesi ve implant sayısının artırılmasının biyomekanik açıdan daha avantajlı olabileceğine değinmişlerdir. Altyapı malzemesi olarak daha sert malzemeler olan zirkonya ve kobalt-krom tercih edildiğinde, titanyuma göre daha düşük stres değerleri oluşturduğu rapor edilmiştir. Bununla birlikte çalışma sonuçlarında, tüm stres değerlerinin malzemelerin kırılma dayanımlarının sınırları içinde olduğu, kırıkların veya mekanik komplikasyonların beklenmediği belirtilmiştir (191).

Tam ark implat destekli sabit protezlerde tercih edilmesi gereken oklüzyon tipi hakkında bilimsel çalışmalar bulunmakla birlikte daha fazla klinik ve *in vitro* çalışmalara ihtiyaç olduğu bilinmektedir. Çalışmamızda kullandığımız oklüzyon türlerinden biri olan lingualize oklüzyon, tam protezler için en popüler oklüzyon türlerinden biridir ve özellikle full ark implant destekli protezler için de önerilmektedir (192,193). Lingual

tüberkülleri belirgin olan maksiller posterior dişlerle, santral fossaları daha sığ olan mandibular posterior dişlerin kapanış yaptığı lingualize oklüzyon konsepti ile farklı tipte kretlerin adaptasyonuna olanak sağlandığı, çiğneme etkinliğinin arttırıldığı, lateral hareketlerde dişler arasındaki çatışmaların elimine edildiği ve balanssız bir oklüzyon olmaksızın tüberkül ilişkisi sağlandığı bilinmektedir. Bu oklüzal düzlemin implant destekli protezler için en önemli avantajları, uygulaması ve uyumlanmasının kolay olması ve gelen kuvvetleri direkt olarak implantların uzun aksına iletmesidir (194).

Çalışmamızda kullandığımız diğer oklüzyon türleri olan kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyon oklüzyon ve bilateral balanslı oklüzyon maksimum interküspidasyonda benzer oklüzal temaslara sahiptir (195). Üst palatinal tüberküller ve alt bukkal tüberküller karşıt dişlerin fossalarıyla kapanış yapmaktadır. Posterior dişlerdeki temaslar tüberkül-fossa ilişkisinde üç nokta teması olmalıdır. Bu tip kompleks temaların oluşturulması ve düzenlenmesi, full ark implant destekli protezler için daha karmaşık bir işlemdir (194). Bu oklüzal düzlemler lateral hareketlerde temas miktarı açısından farklılık göstermektedir. Her lateral hareket çeşidinin savunucuları olmasına rağmen, herhangi birinin üstünlüğünü destekleyen klinik kanıtlar mevcut değildir (195). Bu sebeple, çalışmamızın amacında uyguladığımız tedavi protokollerinde farklı oklüzyon türlerinin sentrik ve eksentrik hareketlerde oluşturduğu stres değerlerinin karşılaştırmasını yapmak ve All-on-4 ve Trefoil sistemlerinde en uygun oklüzyon tipi için çıkarımda bulunmaktır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde üç tip gerilme değerlendirilmektedir. Bunlar maksimum asal gerilme, minimum asal gerilme ve Von Mises gerilmesidir. Metaller gibi çekilebilir (ductile) materyaller için Von Mises gerilmeleri ve kemik gibi kırılabilir materyaller için maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri önemlidir. Kemik için analiz sonuçlarında artı değerler çekme streslerini (maksimum asal gerilme), eksi değerler ise basma streslerini (minimum asal gerilme) belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir. Maksimum asal gerilme veya minimum asal gerilme değerleri kemiğin en yüksek gerilme dayanımına eşit veya ondan büyük değerde olduğunda başarısızlık olur ve kırık meydana gelebilir (126). Kortikal kemiğin basma streslerine karşı en üst dayanıklılığı olan 170-190 MPa ve çekme streslerine karşı en üst dayanıklılığı olan 100-130 MPa'dır (155).

Çalışmamızda sentrik oklüzyon analizlerinde kortikal kemikte, lingualize oklüzyon diğer oklüzyon tiplerine göre daha fazla stres oluşturmuştur. “İki tedavi konsepti içinde sentrik oklüzyonda en yüksek stres değerleri lingualize oklüzyonda beklenmektedir.” hipotezimiz bu şekilde kabul edilmiştir. Tüm sonuçlarda minimum asal gerilmelerin mutlak değerleri maksimum asal gerilmelerden daha yüksektir. Sentrik oklüzyonda en yüksek stres değerleri Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda görülmüştür. Maksimum asal gerilme sonuçları, anterior implant için 16,60 MPa ve posterior implant için 12,22 MPa’dır. Minimum asal gerilme sonuçları, anterior implant için -8,38 MPa ve posterior implant için -30,61 MPa’dır.

Çalışmamızda lateral hareket analizlerinde kortikal kemikte, en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyon daha sonra grup fonksiyon oklüzyonda görülmüştür. “İki tedavi konsepti içinde lateral hareket sırasında en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda beklenmektedir.” hipotezimiz bu şekilde kabul edilmiştir. En yüksek stres değerleri genellikle lingualize oklüzyonda görülmüştür, bilateral balanslı oklüzyonda onu takip etmiştir ve birbirine yakın stresler oluşturmuşlardır. Lateral harekette oluşan en düşük stres değerleri alt çene All-on-4 konseptinde kanin koruyuculu oklüzyonda, en yüksek stres değerleri ise Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda görülmüştür. Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda çalışan taraf posterior implant etrafında oluşan maksimum asal gerilme sonucu 14,74 MPa ve minimum asal gerilme sonucu -23,43 MPa’dır.

Çalışmamızda protrüziv hareket analizlerinde kortikal kemikte oluşan en yüksek stres değerleri yine Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda görülmüştür. Maksimum asal gerilme sonuçları, anterior implant için 7,15 MPa ve posterior implant için 5,93 MPa’dır. Minimum asal gerilme sonuçları, anterior implant için -3,74 MPa ve posterior implant için -13,12 MPa’dır. Çalışmamızda kullandığımız tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stres değerleri kortikal kemiğin dayanıklılık sınırının oldukça altındadır ve kemikte kırılma olasılığı beklenmemektedir.

Spongioz kemik için en yüksek çekme ve basma stres değerleri 1-20 MPa arasında değişmektedir (126,196,197). Çalışmamızda sentrik oklüzyon analizlerinde spongioz kemikte en yüksek stres değerleri Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda posterior

implant etrafında görülmüştür. Burada maksimum asal gerilme değeri 5,96 MPa ve minimum asal gerilme değeri -4,32 MPa'dır. Sentrik oklüzyonda spongiöz kemikte her durumda posterior implantların etrafındaki stres değerleri anterior implantların etrafındakinden daha yüksektir. Lateral hareket analizlerinde tüm konseptlerde, en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda ve en yüksek stres değerleri genellikle lingualize oklüzyonda görülmüştür. Maksimum asal gerilme için en yüksek değer Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda çalışan taraf posterior implantta görülmüştür ve 3,72 MPa'dır. Minimum asal gerilme için en yüksek değer ise Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda dengeleyen taraf posterior implantta görülmüştür ve -2,69 MPa'dır. Protrüziv hareket analizlerinde en düşük stres değerleri alt çene All-on-4 konseptinde kanin koruyuculu oklüzyonda, en yüksek stres değerleri ise Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda görülmüştür. Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda posterior implant etrafında oluşan maksimum asal gerilme sonucu 2,46 MPa ve minimum asal gerilme sonucu -1,77 MPa'dır. Çalışmamızda kullandığımız tüm modellerde spongiöz kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stres değerleri dayanıklılık sınırının oldukça altındadır. Bu durum kemik dokusunda aşırı yüklemenin olmadığını göstermektedir.

Çalışmamızda hem anterior implant çevresi hem de posterior implant çevresi kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri, spongiöz kemiğe oranla daha yüksektir. Kortikal kemiğin elastiklik modülü, spongiöz kemiğin elastiklik modülünün yaklaşık on katı değerindedir. Bunun sonucu olarak kortikal kemikte, spongiöz kemiğe göre daha fazla stres birikimi beklenmektedir (81). Kemikte oluşan en yüksek streslerin kuvvetin verildiği bölgeye en yakın implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte ortaya çıktığı bilinmektedir (198,199). Yaptığımız çalışmada da sentrik oklüzyonda posterior dişlere kuvvet uygulandığı için büyük çoğunlukla posterior implantların boyun bölgesinde en yüksek stres değerleri gözlenmiştir. Lateral hareket sırasında kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyon oklüzyonda dengeleyen taraftan kuvvet uygulanmadığı için çalışan tarafta bulunan implantların boyun bölgesindeki kemikte daha yüksek stres değerleri bulunmuştur. Litaratürde yapılmış birçok çalışmada bizim elde ettiğimiz sonuçlar ile paralellik göstermektedir (200,201).

Hussein ve Rabie; 2015 yılında yayınladıkları çalışmalarında All-on-4 konseptinde anterior implant konumlarında ve pozisyonlarındaki farklılıkları sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Bu çalışmalarının sonucunda maksimum asal gerilme ve

minumum asal gerilme değerlerinin kortikal kemikte, spongios kemikten yüksek olduğunu belirtmişlerdir. En yüksek stres değerlerinin kuvvetin uygulandığı tarafta arka implant çevresinde tespit edildiği bildirilmiştir (202).

Akça ve İplikçioğlu; alt çenede 2. Premolar, 1. molar ve 2. molar bölgelerine farklı aılandırmalarla yerleştirdikleri implantları karşılaştırdıkları stres analizi çalışmasında 30° eğim ile 400 N kuvvet uygulamışlardır. İmplantların boyun bölgesi etrafındaki kortikal kemikte en yüksek maksimum asal gerilim ve minumum asal gerilim değerleri görüldüğü kaydedilmiştir. Bukkolingual aılanmanın artmasıyla gerilme değerlerinin arttığı belirtilmiştir. Tüm açılarda en mezial implantın boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin meziobukkal yüzeyinde maksimum asal gerilim değerleri gözlenirken, en distal implantın servikal bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin distolingual yüzeyinde minumum asal gerilim değerleri gözlendiği bildirilmiştir (203).

Papavasiliou ve arkadaşları; dişsiz alt çenede implantları çevreleyen kemik tiplerinin stres dağılımına etkisini ve mikro çatlaklara yol açabilecek yükleme koşullarını araştırdığı çalışmalarını 1996 yılında yayınlamışlardır. Kortikal kemikte oluşan streslerin, trabeküler kemikten daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir. Kemikte oluşan mikro çatlakları, oblik yüklemeler, yüksek oklüzal stres büyüklükleri ve kortikal kemiğin yokluğu ile ilişkilendirmişlerdir (204).

Chun ve arkadaşları; farklı implant tasarımlarının çene kemiğinde oluşturdukları stresleri ve dağılımlarını sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarını 2002 yılında yayınlamışlardır. Bu alışma sonuçlarına göre en yüksek streslerin implantların boyun kısmında kortikal kemikte meydana geldiğini bildirmişlerdir. Ayrıca 100 N'luk kuvveti 15° olarak uyguladıklarında oluşan maksimum asal gerilimin aynı kuvveti vertikal uyguladıklarında oluşan maksimum asal gerilimin iki katı kadar olduğunu belirtmişlerdir (205).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde implant, altyapı ve protez gibi çekilebilir materyaller için Von Mises stres değerleri önemlidir. Von Mises stres değerleri bileşke stres değerleridir. Yapı içerisinde stresin yoğunlaştığı yerleri gösterirken stresin gerilme veya sıkışma olduğuna dair fikir vermemektedir (206)(126). Von Mises stresleri, akma (yield) noktasını tanımlamak için kullanılmaktadırlar. Yield noktası aşıldığında,

materyaller elastik özellik gösterememekte ve deformasyon oluşmaktadır. Eğer materyal son gerilme dayanımına (ultimate tensile strength) ulaşırsa cisimde kopma ya da kırılma meydana gelir. Von Mises stresleri çekilebilir materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Uygulanan kuvvet sonrası, Von Mises stresleri akma (yield) değerine eşit veya düşükse; protezde veya protez bileşenlerinde herhangi bir başarısızlık beklenmemektedir (107,173).

Çalışmamızda sentrik oklüzyon analizlerinde implantlarda, lingualize oklüzyon diğer oklüzyon tiplerine göre daha fazla stres oluşturmuştur. Tüm oklüzyon tiplerinde posterior implantlarda anterior implantlara göre daha yüksek stres değerleri kaydedilmiştir. Sentrik oklüzyonda en düşük stres değerleri alt çene All-on-4 konseptinde kanin koruyuculu oklüzyonda, en yüksek stres değerleri Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda görülmüştür. En yüksek Von Mises stres değerleri anterior implantın boyun bölgesinde 198,87 MPa ve posterior implantın boyun bölgesinde 278 MPa'dır. "Kemik üzerinde en yüksek stres değerleri kortikal kemikte implantların boyun bölgesi çevresinde, implantlar üzerinde en yüksek stres değerleri ise implantların boyun kısmında beklenmektedir." hipotezimiz bu şekilde kabul edilmiştir.

Çalışmamızda lateral hareket analizlerinde implantlarda, en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyon daha sonra grup fonksiyon oklüzyonda görülmüştür. Bu oklüzyon tipinde sadece çalışan tarafta kuvvet uygulandığı için daha düşük stresler oluşturması beklenen bir durumdur. En yüksek stres değerleri lingualize oklüzyonda ve bilateral balanslı oklüzyonda görülmüştür ve genellikle birbirine yakın stresler oluşturmuşlardır. Lateral harekette oluşan en düşük stres değerleri alt çene All-on-4 konseptinde kanin koruyuculu oklüzyonda görülmüştür. En yüksek stres değerleri ise üst çene All-on-4 konseptinde bilateral balanslı oklüzyonda ve onu takiben Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda kaydedilmiştir. Üst çene All-on-4 konseptinde çalışan tarafta posterior açılı implantın boyun bölgesinde oluşan Von Mises stresi 200,04 MPa ve Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda çalışan taraf posterior implantın boyun bölgesinde oluşan Von Mises stresi 185,68 MPa'dır. Bilateral balanslı oklüzyon ve lingualize oklüzyonun sentrik oklüzyonda ve lateral harekette sonuçları karşılaştırıldığında genel olarak yakın veya bazı durumlarda lateral harekette oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek olduğu görülmektedir. Oysa ki sentrik oklüzyonda uygulanan kuvvetlerin toplamı 1200 N iken lateral harekette uygulanan kuvvetlerin

toplamı 425 N'dur. Bu durum daha öncede literatürler ile desteklediğimiz oblik kuvvet uygulamalarının vertikal kuvvet uygulamalarına göre daha yıkıcı stresler oluşturduğunun kanıtı olarak düşünülebilir.

Çalışmamızda protrüziv hareket analizlerinde implantlarda, en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda onu takiben bilateral balanslı oklüzyonda ve en yüksek stres değerleri lingualize oklüzyonda kaydedilmiştir. Protrüziv harekette en düşük stres değerleri alt çene All-on-4 konseptinde kanin koruyuculu oklüzyonda posterior implantın boyun bölgesinde görülmüştür. Bu analizde sadece kesici dişlere 100 N kuvvet uygulandığı için anterior implant boyun bölgesi etrafında daha fazla stres oluşumu beklenen bir durumdur. Farklı konseptlerde anterior implantlar üzerine gelen stresleri değerlendirdiğimizde Trefoil konseptinde anterior implantın boyun bölgesi etrafındaki Von Mises streslerinin All-on-4 konseptine göre daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu durum protrüziv hareket sırasında kesici dişler bölgesinden kuvvet uygulanması ve Trefoil konseptinde anteriorda bulunan implantın tam orta hatta, All-on-4 konseptinde ise lateral diş bölgesinde konumlanmasından kaynaklanmaktadır. En yüksek stres değerleri Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda posterior implantın boyun bölgesinde görülmüştür. Bilateral balanslı oklüzyon ve lingualize oklüzyonda protrüziv hareket sırasında posterior dişlere kuvvet uygulandığı için posterior implantların boyun bölgesinde daha fazla stres oluşumuda beklenen bir başka durumdur. En yüksek Von Mises stres değeri Trefoil konseptinde lingualize oklüzyon posterior implantın boyun bölgesinde 120,58 MPa olarak kaydedilmiştir.

Çalışmamızda sentrik oklüzyon analizlerinde altyapılarda, tüm oklüzyon tiplerinde altyapı-abutment birleşim bölgesindeki Von Mises stresleri değerlendirildiğinde posteriorda anteriora göre daha yüksek stresler kaydedilmiştir. Sentrik oklüzyonda en yüksek stres değerleri üst çene All-on-4 konseptinde lingualize oklüzyonda posterior altyapı-abutment birleşim bölgesinde görülmüştür ve burada oluşan Von Mises stres değeri 185,67 MPa'dır. Bu sonuçlara göre, "Trefoil konseptinde All-on-4 konseptine göre; kemikte, implantta ve alt yapıda artmış stres değerleri beklenmektedir." hipotezimiz altyapıda All-on-4 konsepti daha yüksek stres değerleri oluşturduğu için reddedilmiştir.

Çalışmamızda lateral hareket analizlerinde altyapılarda, en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyon daha sonra grup fonksiyon oklüzyonda görülmüştür. Bu oklüzyon tiplerinde uygulanan kuvvetlerin toplamı bilateral balanslı oklüzyon ve lingualize oklüzyona göre daha az olduğu için oluşan streslerin daha düşük olması da beklenen bir durumdur. Bilateral balanslı oklüzyon ve lingualize oklüzyonun lateral harekette sonuçları karşılaştırıldığında genel olarak birbirine yakın olduğu çok az farkla lingualize oklüzyonun daha fazla stres oluşturduğu görülmektedir. Lateral harekette oluşan en düşük stres değerleri Trefoil konseptinde kanin koruyuculu oklüzyonda görülmüştür. En yüksek stresler ise üst çene All-on-4 konseptinde lingualize oklüzyonda dengeleyen taraf posterior altyapı-abutment birleşim bölgesinde görülmüştür ve Von Mises stres değeri 131,88 MPa'dır. Konseptleri karşılaştırdığımızda altyapılarda oluşan stresler için en yüksek değerler üst çene All-on-4 konseptinde onu takiben alt çene All-on-4 konseptinde ve en düşük stres değerleri ise Trefoil konseptinde kaydedilmiştir. Bu elde ettiğimiz sonuçlar, açısız yerleştirilen 4 implant, All-on-4 konsepti ve Trefoil konseptinin altyapılarında oluşan streslerin karşılaştırdığı literatürdeki bir çalışma ile paralellik göstermektedir. Çalışma sonuçlarına göre altyapıda en az stres Trefoil konseptinde görülmüştür (151).

Çalışmamızda protrüziv hareket analizlerinde altyapılarda, en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda onu takiben bilateral balanslı oklüzyonda ve en yüksek stres değerleri lingualize oklüzyonda kaydedilmiştir. Protrüziv harekette en düşük stres değerleri Trefoil konseptinde kanin koruyuculu oklüzyonda posteriorda altyapı-abutment birleşim bölgesinde görülmüştür. En yüksek stres değerleri üst çene All-on-4 konseptinde lingualize oklüzyonda posteriorda altyapı-abutment birleşim bölgesinde görülmüştür ve Von Mises stresi 90,05 MPa olarak kaydedilmiştir. Titanyumun geri dönüşümsüz deformasyona uğramadan 900 MPa'lık strese dayanabileceği bilinmektedir (207). Çalışmamızda tüm analizlerde implantlar ve altyapılarda oluşan Von Mises stresleri, bu değerin çok altında olduğu için başarısızlık beklenmemektedir.

Çalışmamızda sentrik oklüzyon analizlerinde protezlerde, alt ve üst çene All-on-4 konseptinde en yüksek Von Mises stresleri lateral ve kanin dişin kontak alanında görülmüştür. Trefoil konseptinde ise en yüksek stresler genellikle premolar dişler bölgesinde kaydedilmiştir. Sentrik oklüzyonda en yüksek stres değerleri Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda kanin ve 1. premolar dişlerin kontak alanında

görülmüştür ve burada oluşan Von Mises stres değeri 18,58 MPa'dır. Lingualize oklüzyonda üst çenede stresler palatinal tüberkül alt çenede ise santral fossada yoğunlaşırken, diğer oklüzyonlarda kontak noktaları daha fazla olduğu için stresin dişin oklüzal yüzeyinde daha fazla dağıldığı görülmüştür.

Çalışmamızda lateral hareket analizlerinde protezlerde, seçili düğüm noktalarında en yüksek stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda lateral ve kanin dişin kontak alanında kaydedilmiştir. Bilateral balanslı oklüzyon ve lingualize oklüzyonun lateral harekette sonuçları karşılaştırıldığında genel olarak birbirine yakın stres değerleri oluşturduğu görülmüştür. En yüksek stres değeri üst çene All-on-4 konseptinde kanin koruyuculu oklüzyonda lateral ve kanin dişin kontak alanında görülmüştür ve Von Mises stres değeri 11,68 MPa'dır.

Çalışmamızda protrüziv hareket analizlerinde protezlerde, en yüksek stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda santral ve lateral dişin kontak alanında görülürken bilateral balanslı oklüzyonda ve lingualize oklüzyonda en yüksek stres değerlerinin görüldüğü alan premolar dişler bölgesidir. En yüksek stres değeri Trefoil konseptinde lingualize oklüzyonda kanin ve 1. premolar dişin kontak alanında görülmüştür ve Von Mises stres değeri 7,85 MPa'dır.

İmplant destekli tam ark sabit protez tasarımlarının sonlu elemanlar analiz çalışmaları tek üye tasarımlardan çok daha karmaşıktır (6). İmplant destekli tam ark sabit protez vakalarında, stres dağılımını tek üye protezden daha karmaşık yapan metal bir altyapı ile bütün implantların birbirine splintlenmesidir. Bu nedenle, protezin bir noktasındaki yükleme tüm implantlardaki ve çevreleyen kemikteki stres yoğunluğunu farklı derecelerde arttırabilmektedir (189).

Hasan ve Shiakolas; alt çenede dört implant ve titanyum altyapı ile desteklenmiş mandibular overdenture protezleri lingualize oklüzyon ve brüksizm yükleme koşullarında değerlendirdikleri sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarını 2015 yılında yayınlamışlardır. Bu çalışmanın amacının brüksizm yükleme koşullarında oluşacak stresler ve dağılımlarının en işlevsel oklüzyon türlerinden biri olan lingualize oklüzyon ile karşılaştırmak olduğu bildirilmiştir. Lingualize oklüzyonda kuvvetler santral fossaya vertikal olarak uygulanırken, brüksizm yükleme durumunda aynı kuvvetler bukkolingual

olarak 45° açı ile bukkal kusp tepesinden uygulanmıştır. İmplantlarda oluşan maksimum Von Mises stresleri her iki koşulda da posterior implantlar boyun bölgesinde görülmüştür. İmplantlar üzerinde maksimum streslerin olduğu konum literatürle ve bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Lingualize oklüzyonda maksimum Von Mises stres değeri 369 MPa ve bruksizm yüklemesi için Von Mises stres değeri 797 MPa olarak kaydedilmiştir. Aynı model için bruksizm yükleme koşulunda maksimum von Mises stresinin, lingualize oklüzyonun iki katından daha yüksek olduğu görülmüştür. Kortikal kemikte lingualize oklüzyonda maksimum asal gerilme 74 MPa ve minimum asal gerilme -161 MPa, bruksizm yükleme koşulunda maksimum asal gerilme 275 MPa ve minimum asal gerilme -363 MPa bulunmuştur. Hem maksimum hem de minimum asal gerilime değerleri, lingualize oklüzyon için nihai dayanıklılık sınırları içindeyken, bruksizm yükleme koşulunda bu sınırların çok üzerinde olduğu belirtilmiştir. Bruksizm yükleme koşulunda oluşan yüksek stres değerleri kemik rezorpsiyonu ve implant komplikasyonları için daha büyük risk faktörü oluşturduğunu açıkça göstermektedir. Oblik kuvvet uygulandığında vertikal kuvvet uygulamasına göre çok daha yıkıcı stresler oluşturduğu bizim çalışmamızda lateral hareket analizlerinde görülmektedir (208).

Hasan; alt çenede iki implant ve titanyum altyapı ile desteklenmiş mandibular overdenture protezlerde lingualize oklüzyon ve lineer oklüzyonu karşılaştırdıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarını 2015 yılında yayınlamışlardır. Bu çalışmada 1. premolar ve 2. premolar dişlere 100 N ve 1. Molar dişe 200 N kuvvet uygulamışlardır. Yükleme koşulları bizim çalışmamızda kullandığımız yükleme koşulları ile benzerlik göstermektedir. Lingualize oklüzyonda kuvvetler santral fossaya vertikal olarak uygulanırken lineer oklüzyonda bukkal kusp tepelerine vertikal olarak uygulanmıştır. Protezde oluşan maksimum Von Mises stresi, lineer oklüzyon için 189 MPa ve lingualize oklüzyon için 124 MPa olarak kaydedilmiştir. En yüksek gerilimin yeri, her iki yükleme koşulu lateral ve kanin diş arasında görülmüştür. İmplantlar ve altyapı için maksimum Von Mises stresi, lineer oklüzyon için 365 MPa ve lingualize oklüzyon için 224 MPa bulunmuştur. Her iki oklüzyon tipinde maksimum streslerin konumu implantların boyun bölgesinde ve implant-altyapının birleştiği alan olarak bildirilmiştir. Kortikal kemikte lingualize oklüzyonda maksimum asal gerilme 32 MPa ve minimum asal gerilme -56 MPa, lineer oklüzyonda maksimum asal gerilme 25 MPa ve minimum asal gerilme -52 MPa bulunmuştur. Hem maksimum hem de minimum asal gerilime değerleri, her iki oklüzyon türünde kortikal kemiğin nihai dayanma sınırlarını aşmadığı görülmüştür.

Çalışma sonucunda implant, altyapı ve protezde lineer oklüzyonda daha yüksek stres değerleri olduğu için daha fazla komplikasyon riskinin beklendiği belirtilmiştir. Kortikal kemik sonuçlarında ise bu durumun tam tersi olarak lingualize oklüzyonda daha fazla stres oluşmuştur ve implant çevresinde oluşacak kemik rezorpsiyonu olasılığının bu oklüzyonda daha fazla beklendiği rapor edilmiştir. Çalışma sonucunda maksimum streslerin olduğu konumlar ve lingualize oklüzyonun kortikal kemikte daha yüksek streslere sebep olması bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir (209).

Hasan ve Shiakolas; alt çenede full ark implant destekli sabit protezler üzerine lingualize oklüzyon ve konvansiyonel oklüzyonu karşılaştırdıkları stres analizi çalışmalarını 2017 yılında yayınlamışlardır. 4 implant üzerine titanyum altyapı kullandıkları modellemelerde protez kaidesi ve dişleri akrilik rezinden tasarlamışlardır. Çalışmalarında 1. premolar ve 2. premolar dişe 50 N, 1. molar dişe 100 N kuvvet uygulamışlardır. Lingualize oklüzyonda maksimum interküspidasyonda maksiller palatinal kusplar mandibular santral fossada, konvansiyonel balanslı oklüzyonda ise hem maksiller palatinal hem de mandibular bukkal kusplar, karşı santral fossa ve marjinal sırtlar ile temasta olduğu için, lingualize oklüzyona göre daha fazla oklüzal temas noktası mevcuttur. Çalışmada Von Mises stresleri, implantlarda lingualize oklüzyonda 301 MPa iken, konvansiyonel oklüzyonda 259 MPa, altyapılarda lingualize oklüzyonda 142 MPa iken, konvansiyonel oklüzyonda 132 MPa olarak kaydedilmiştir. Protez kaidesinde oluşan maksimum streslerin konumu kantilever uzantısının başladığı birinci ve ikinci premolar dişler arasındaki interproksimal bölgede görülmüştür. Ama her iki oklüzyon karşılaştırıldığında sonuçlarda anlamlı olarak farklılık bulunmadığı rapor edilmiştir. Kortikal kemikte her iki oklüzyonda maksimum stresin konumu posterior implantın boynu etrafında görüldüğü belirtilmiştir. Kortikal kemikte stresin değerlendirilmesi için Tsai–Wu kriteri kullanıldığından, sonuçlar başarısızlık indeksi olarak ifade edilmiştir. Lingualize oklüzyon için en yüksek başarısızlık indeksi 1.10 ve konvansiyonel oklüzyon için 0.83 idi. Tsai–Wu değeri 1'den büyük ise materyalin başarısızlığa uğrama ihtimalinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Bu durumda, konvansiyonel oklüzyon, lingualize oklüzyon ile karşılaştırıldığında kortikal kemikte daha az komplikasyonlara yol açacağı çıkarımı yapılmıştır. Bu çalışma bizim çalışmamızda sentrik oklüzyonu karşılaştırdığımız analizlerle çok benzerlik göstermektedir. Bu çalışmada uygulanan yükleme koşulları implant destekli sabit protezler için ortalama değerlerin altındadır. Sonuçları değerlendirdiğimizde lingualize oklüzyonda kemikte, implant ve altyapıda daha fazla

stres oluşumu ve maksimum streslerin oluştuğu konumlar açısından bizim çalışmamızın sonuçları bu çalışmanıninkiler ile paralellik göstermektedir. Bu çalışmada lingualize oklüzyonda komplikasyon ve başarısızlık ihtimalinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da aynı oklüzyon türlerini karşılaştırdığımızda benzer çıkarımlar yapılmıştır (210).

Türker ve arkadaşları; alt ve üst çene All-on-4 konseptinde 5 farklı oklüzyonu karşılaştırdıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarını 2018 yılında yayınlamışlardır. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak monoplan oklüzyonu dahil etmişlerdir. Çalışmamıza benzer olarak artikülasyon üzerinde yapılan diş dizimlerin taranması ile 3D modeller elde edilmiştir. 5 oklüzyonun sentrik ilişki, lateral hareket ve protrüviz hareket sonuçları kaydedilmiştir. Çalışmada sadece kemik ve implant bulgularını rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda bu çalışmaya ek olarak altyapı ve protezler üzerinde oluşan streslerde incelenmiştir ayrıca yeni bir konsept olan Trefoil konsepti de dahil edilmiştir. Maksimum interküspidasyonda en yüksek stres değerleri monoplan oklüzyonda ve lingualize oklüzyonda ve en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda olduğu belirtilmiştir. Lateral hareket sırasında en yüksek stres değerleri genellikle grup fonksiyon oklüzyonda ve en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda gözlenmiştir. Protrüviz hareket sırasında en yüksek stres değerleri bilateral balanslı oklüzyonda ve onu takiben lingualize oklüzyon, monoplan oklüzyonda ve en düşük stres değerleri ise kanin koruyuculu oklüzyonda kaydedilmiştir. Literatürde full ark implant destekli protezlerde kullanılan oklüzyonlar üzerine çok kısıtlı çalışmalar mevcut olduğu için bu çalışma, bizim çalışmamızın sonuçlarını değerlendirmek ve karşılaştırma yapabilmek için çok kıymetlidir. Çalışmamızla uyumlu olarak bu çalışmada, kortikal kemikte spongioz kemikten ve genellikle posterior implantların etrafında anterior implantların etrafından daha yüksek stres değerleri rapor edilmiştir. Kemik üzerindeki yüksek streslerin implantların boyun bölgesi etrafında ve implantlar üzerindeki yüksek streslerinde boyun bölgesinde gözlemlendiği bildirilmiştir. Sentrik oklüzyon, lateral hareket ve protrüviz hareket sırasında en yüksek ve en düşük streslerin gözlemlendiği oklüzyon tipleri açısından bizim çalışmamız ile paralellik göstermektedir. Yalnızca bizim çalışmamızda lateral hareket sırasında en yüksek stres değerleri grup fonksiyon oklüzyonda değil bilateral balanslı oklüzyon ve lingualize oklüzyonda görülmüştür. Bu çalışmada kullanılan oklüzyon tiplerine spesifik sonuçların elde edilmesi, restorasyonun uzun ömürlülüğü üzerinde doğrudan bir etki oluşturabilir ve

erken implant başarısızlıkları, mekanik komplikasyon insidansını azaltabilir sonucunu rapor etmişlerdir (211).

Silva ve arkadaşları; All-on-4 ve All-on-6 sistemlerini üst çenede karşılaştırmak için yaptıkları *in vitro* sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarını 2009 yılında yayınlamışlardır. Bu çalışmada 4 farklı yükleme koşulu uygulamışlardır. 1. yükleme koşulunda bizim çalışmamızda sentrik oklüzyon analizlerinde kullandığımız gibi, kanin dişe 100 N, 1. premolar ve 2. premolar dişlere 150 N ve 1. molar dişe 200 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. 2. yükleme koşulunda tek taraflı kanin bölgesine palatinalden 50 N'luk oblik kuvvet, 3. yükleme koşulunda kantilevera tek taraflı 200 N vertikal kuvvet, 4. yükleme koşulunda son implantın altyapı ile birleştiği alana yani kantilever olmadan tek taraflı 200 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Çalışma sonucunda dört yükleme koşulunda ve iki farklı tedavi sisteminde en yüksek Von Mises stresleri ortak şekilde eğimli implantların boyun bölgesinde gözlenmiştir. Çalışmada 3. yükleme koşulunda implantlar üzerinde oluşan stres değerleri, 4. yükleme koşulunun neredeyse iki katı olarak kaydedilmiştir. Bu durum uygulanan aynı değerdeki kuvvetler kantilever bölgesine kaydırıldığında çok daha yıkıcı stresler oluşturduğunu göstermektedir. All-on-4 ve All-on-6 sistemleri karşılaştırıldığında implantlarda oluşan Von Mises stresleri her durumda All-on-4 grubunda daha yüksek kaydedilmiştir. Çalışma sonucunda, altı implant ile desteklenen protez modelinde stresin azaldığı gözlemlendiğinden, bruksizm veya düşük kemik kalitesi gibi risk faktörleri olan klinik vakalarda, yeterli sayıda implantın kullanımının önemine değinmişlerdir. Bizim çalışmamızda kullandığımız All-on-4 ve Trefoil konseptlerinde de proteze destek olan implant sayıları farklılık göstermektedir. Bu çalışmada sadece implantlar üzerine gelen stresler değerlendirilmiştir. Çalışmamızda implantlar üzerine gelen streslere baktığımızda bu çalışmadaki gibi genellikle posterior implantta ve implantların boyun bölgesinde daha yüksek değerler görülmüştür. Ayrıca Trefoil konseptinde implantlar üzerine gelen stresler All-on-4 konseptine göre her yükleme koşulunda daha yüksek kaydedilmiştir. Bu çalışmada implant sayısının azaldıkça implantlara gelen stresin arttığı sonucu bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir (127).

Baggi ve arkadaşları; alt ve üst çenede 4 implant ile desteklenen full ark rehabilitasyonları karşılaştırmak için All-on-4 konsepti ve vertikal olarak 4 implant yerleştirdikleri iki farklı tedavi şeklini sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile

değerlendirmişlerdir. Bu çalışmalarında her iki modelde 3 farklı yükleme koşulu kullanılmıştır. 1. durumda vertikal olarak 300 N kuvvet oklüzal düzlemde eşit olarak dağıtılmış, 250 N vertikal ve 100 N yatay kuvvet 2. durumda sağ kantileverın sonuna ve 3. durumda aynı kuvvetler anterior implantların tam orta noktasına uygulanmıştır. 2. yükleme koşulunun en yüksek stresleri oluşturduğu bildirilmiştir. All-on-4 konseptinin 3. Yükleme koşulu üst çene sonuçları dışında her zaman daha az stres değerleri oluşturduğu ve tüm durumlarda streslerin fizyolojik olarak kabul edilebilir sınırlarda olduğu rapor edilmiştir. Açısız yerleştirilen implantlar ile daha fazla stres değerleri gözlenmesinin sebebinin bu tedavi şekli ile kantilever uzunluğunun 15 mm, All-on-4 konseptinde distal implantların açılı yerleştirilmesi ile kantilever uzunluğunun 5 mm olmasından kaynaklandığı savunulmuştur. Yükleme koşullarında 1. ve 2. durum bu sonucu desteklerken, 3. durumda oluşan istisnanın yüklemenin kantilever dışında olduğundan kaynaklandığı belirtilmiştir. Full ark implant destekli protezlerde distalde açılı implantların kullanılmasının, kantilever mesafesini azaltması ile periimplant kemikte oluşan stresleri azalttığı eğer açısız implant yerleştirilecek ise kantilever uzunluğunun daha kısa kullanılması fikrinin benimsenmesi gerektiği vurgulanmıştır (155).

Bevilacqua ve arkadaşları; açılı ve vertikal yerleştirilen implantların ve değişen kantilever uzunluklarının periimplant kemikte oluşturduğu stresleri karşılaştırmak için yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarını 2011 yılında yayınlamışlardır. Bu çalışmada premaksillaya 4 implant 4 farklı konfigürasyonla yerleştirilmiş ve bir altyapı ile rijid olarak splintlenmiştir. Protez ve altyapı uzunlukları bütün durumlarda sabit tutularak 0, 15, 30, 45 derece eğimle yerleştirilen distal implantlar ile kantilever uzunlukları 13 mm, 9 mm, 5 mm ve 0 mm olacak şekilde modellenmiştir. Kantileverın en distaline 150 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Genel olarak, distal eğimler arttıkça ve kantilever uzunluğu azaldıkça periimplant kemikte oluşan streslerin azaldığı belirtilmiştir. En yüksek stres değerleri açısız yerleştirilen implantların olduğu 1. durumda görülmüştür ve Von Mises stres değerleri distal implant için 75 MPa, mezial implant için 35 MPa, metal altyapı için 95 MPa olarak kaydedilmiştir. Bu 3 boyutlu sonlu elemanlar çalışmasında, distal eğimli implantlar ile daha kısa kantilever uzunluklarının protez bileşenlerini aşırı yüklemekten koruduğu ve vertikal olarak yerleştirilmiş implantlarla desteklenen geleneksel maksiller full ark sabit tedavilere iyi bir alternatif olduğu rapor edilmiştir (212).

Rubo ve Capello Souza; alt çenede 5 implant destekli sabit protezlerde farklı kantilever uzunluklarını karşılaştırdıkları çalışmalarını 2009 yılında yayınlamışlardır. Çalışma modellerinde 10 mm, 15mm ve 20 mm uzunluklarında kantileverler kullanmışlardır. Çalışmada implantlarda oluşan streslerin kantilever uzunluğundaki artış ile orantılı şekilde arttığını rapor etmişlerdir (213). Stres dağılımı ile ilgili olarak, uzun posterior kantilever kullanımının kemikte özellikle distal implant çevresi bölgede yüksek streslere sebep olduğu konusunda görüş birliği vardır (154,155,212). Kantileverler, implantlarda önemli biyomekanik stres oluştururlar ve protetik komplikasyonların azaltılması için kantilever uzunluğunun en aza indirgenmesi tavsiye edilmektedir (4).

Trefoil konseptinde kortikal kemikte ve spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerlerinin ve implantta oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek görülmesinin sebebi olarak implant sayısının azalması ve kantilever uzunluğunun artması gösterilebilir. Trefoil konsepti ve All-on-4 konseptinin her ikisinde de lingualize oklüzyonun tercih edilmesinin protezlerin uzun dönem başarısı ve sağ kalımı için daha riskli olacağını düşünmekteyiz. Her koşulda en düşük stres değerlerini kanin koruyuculu oklüzyonda kaydettiğimizi göz önünde bulundurursak All-on-4 ve Trefoil konseptlerinde bu oklüzyonun kullanımı önerilebilir.

8. SONUÇLAR

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmamızın deneysel koşulları ve sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

1. Hem All-on-4 konseptinde hem de Trefoil konseptinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim ve minimum asal gerilim değerleri, spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilim ve minimum asal gerilim değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.
2. All-on-4 ve Trefoil konseptlerinde alveol kemiği üzerinde en yüksek stres değerleri kortikal kemikte implantların boyun bölgesi çevresinde oluşmuştur ve bu stresler kortikal kemiğin kırılma dayanımının çok altındadır.
3. All-on-4 ve Trefoil konseptlerinde implantlar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stresleri, implantın boyun bölgesinde ve altyapılar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stresleri genellikle posteriorda altyapı-abutment birleşim bölgesinde bulunmuştur. Bu stres değerleri titanyum materyalinin yorulma direncinin çok altındadır.
4. Sentrik oklüzyonda kortikal kemik, spongiöz kemik, implant ve altyapılarda oluşan en yüksek stres değerleri posteriorda konumlanan implant ve çevresinde oluşmuştur.
5. Lateral harekette uygulanan oblik kuvvetlerin, sentrik oklüzyon ve protrüziv harekette uygulanan vertikal kuvvetlere oranla daha yıkıcı stresler oluşturduğu görülmüştür.
6. Hem All-on-4 konseptinde hem de Trefoil konseptinde kortikal kemik, spongiöz kemik, implant ve altyapıların tümünde sentrik oklüzyonda en yüksek stres değerleri lingualize oklüzyonda, lateral harekette genellikle lingualize oklüzyonda ve onu takiben bilateral balanslı oklüzyonda ve protrüziv harekette de lingualize oklüzyonda gözlenmiştir.
7. Hem All-on-4 konseptinde hem de Trefoil konseptinde kortikal kemik, spongiöz kemik, implant ve altyapıların tümünde en düşük stres değerleri sentrik oklüzyon, lateral hareket ve protrüziv hareket durumlarında genellikle kanin koruyuculu oklüzyonda gözlenmiştir.
8. Trefoil konseptinde kortikal kemik, spongiöz kemik ve implantlarda oluşan stresler All-on-4 konseptine göre daha yüksek miktarda kaydedilmiştir.

Altyapılarda oluşan streslere bakıldığında ise üst çene All-on-4 konseptinde en yüksek stres değerleri gözlenmiştir.



9. KAYNAKLAR

1. Purcell BA, McGlumphy EA, Holloway JA, Beck FM. Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: A 5- to 9-year analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(5):847-57.
2. Priest G, Smith J, Wilson MG. Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2014;111(6):466-75.
3. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-four” immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5:2-9.
4. Ho CC. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All-on-4” immediate function concept. *Australas Dent Pr*. 2012;138-48.
5. Higuchi K, Rosenberg R, Davó R, Albanese M, Liddelow G. A prospective single-cohort multicenter study of an innovative prefabricated three-implant-supported full-arch prosthesis for treatment of edentulous mandible: 1-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(1):150-9.
6. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.
7. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. İkinci baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti.; 2000.
8. The Glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*. 2005;94(1):10-92.
9. Becker MJ. Ancient “dental implants”: A recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(1):19–29.
10. Dalkız M. Pratik dişhekimliği implantolojisi. 1.Basım. İstanbul: Vestiyer Yayıncılık; 2010:24-27,33-53,147-164.
11. Linkow LI. The legends of implant dentistry with the history of transplantology and implantology. New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publishers; 2010:54–69.
12. Derome J. A bit of history and dental implantology today. *La Promotion dentaire*; 1973;(20):12-8.
13. Linkow LI. Endosseous blade-vent implants: A two-year report. *J Prosthet Dent*. 1970;23(4):441-8.
14. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-

osseous anchorage of dental prostheses: *I. Experimental Studies*. Scand J Plast Reconstr Surg.1969;3(2):81-100.

15. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J*. 2003;53(S6P2):409-43.

16. Misch CE. *Comtemporary implant dentistry*. Mosby, Elsevier; 2008:68-88,544-546.

17. Spiekermann H, Donalt K, Hassel T. *Color atlas of dental medicine implantology*. Ed: Rateitschak KH. Newyork;1995.

18. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol*. 1991;18(6):474-81.

19. Türker M, Yücetaş Ş. *Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi*. Ankara: Özyurt Matbaacılık; 2004:501-505.

20. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental Implants: A review. *J Periodontol*. 1992;63(11):859-70.

21. Browne M, Gregson PJ. Effect of mechanical surface pretreatment on metal ion release. *Biomaterials*. 2000;21(4):385-92.

22. Browne M, Gregson PJ. Surface modification of titanium alloy implants. *Biomaterials*. 1994;15(11):894-8.

23. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. 12. edition. St. Louis: Elsevier Saunders; 2013:48-68,499-518.

24. Sidambe A. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants- A review. *Materials*. 19 Aralık 2014;7(12):8168-88.

25. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O. 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.

26. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 1985:11-14.

27. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants- past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc*. 2005;71(5):327.

28. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*. 2007;23(7):844-54.

29. Zarb GA, Albrektsson T. Editorial: Towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent*.1998;80(6):639-40.

30. Palacci P. *Esthetic implant dentistry soft and hard tissue management illinois*.

Quintessence Publishing; 2000:5-7.

31. Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Pub; 1985.
32. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2. edition. St. Louis: Mosby Inc.; 1999.
33. Misch CE. Dental implant prosthetics. 1. edition. St. Louis: Mosby Inc.; 2005:14-20.
34. Heijdenrijk K, Raghoobar GM, Meijer HJA, Stegenga B, van der Reijden WA. Feasibility and influence of the microgap of two implants placed in a non-submerged procedure: A five-year follow-up clinical Trial. *J Periodontol.* 2006;77(6):1051-60.
35. Broggin N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK. Persistent acute inflammation at the implant-abutment Interface. *J Dent Res.* 2003;82(3):232-7.
36. Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP. Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. *Adv Dent Res.* 1999;13(1):153-61.
37. Heydenrijk K, Raghoobar GM, Meijer HJA, van der Reijden WA, van Winkelhoff AJ, Stegenga B. Two-stage IMZ implants and ITI implants inserted in a single-stage procedure. A prospective comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):371-80.
38. Becker W, Becker BE, Israelson H, Lucchini JP, Handelsman M, Ammons W, vd. One-step surgical placement of Brånemark implants: A prospective multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):454-62.
39. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(1):1-9.
40. Ledermann P. Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1979;34(12):907-11.
41. Degidi M, Piattelli A, Felice P, Carinci F. Immediate functional loading of edentulous maxilla: A 5-year retrospective study of 388 titanium implants. *J Periodontol.* 2005;76(6):1016-24.
42. Cochran DL, Morton D, Weber H-P. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:109-13.
43. Ganeles J, Wismeijer D. Early and immediately restored and loaded dental implants for single-tooth and partial-arch applications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:92-102.

44. Misch CE. Implant success or failure: Clinical assessment in implant dentistry. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby Inc.; 1993:33-66.
45. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*: Quintessence Pub Co; 1989.
46. Misch CE. *Dental İmplant Protezler*. 1. basım. İstanbul: Nobel Matbaacılık; 2009:253-254.
47. Wismeijer D, Buser D, Belser U. *ITI Treatment guide*. 2010;4:50-51.
48. López CS, Saka CH, Rada G, Valenzuela DD. Impact of fixed implant supported prostheses in edentulous patients: protocol for a systematic review. *BMJ Open*. 2016;6(2).
49. Feine JS, Dufresne E, Boudrias P, Lund JP. Outcome assessment of implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 1998;79(5):575-9.
50. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843-8.
51. Chiapasco M, Zaniboni M. Methods to treat the edentulous posterior maxilla: implants with sinus grafting. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(4):867-71.
52. Agnini A, Agnini AM, Romeo D, Chiesi M, Pariente L, Stappert CFJ. Clinical investigation on axial versus tilted implants for immediate fixed rehabilitation of edentulous arches: preliminary results of a single cohort study: axial and tilted implants for immediate fixed rehabilitation. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(4):527-39.
53. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *J Prosthet Dent*. 1997;78(1):28-33.
54. Rojas-Vizcaya F. Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service: monolithic zirconia for fixed detachable restorations. *J Prosthodont*. 2011;20(7):570-6.
55. Henry P, Rosenberg I. Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible: preliminary results. *Pract Periodontics Aesthetic Dent PPAD*. 1994;6(9):15-22.
56. De Riu G, Meloni SM, Pisano M, Massarelli O, Tullio A. Computed tomography-guided implant surgery for dental rehabilitation in mandible reconstructed with a fibular free flap: description of the technique. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2012;50(1):30-5.
57. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The All-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: A retrospective study. *J Oral Implantol*. 2011;37(4):431-45.

58. Mozzati M, Arata V, Gallesio G, Mussano F, Carossa S. Immediate postextractive dental implant placement with immediate loading on four implants for mandibular-full-arch rehabilitation: A retrospective analysis: immediate postextractive dental implant placement. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(3):332-40.
59. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(5):459-65.
60. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in posterior quadrants. *Br Dent J*. 2006;201(1):13-23.
61. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method: all-on-four and alternative designs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(4):501-10.
62. Patzelt SBM, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The All-on-four treatment concept: A systematic review: All-on-4. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(6):836-55.
63. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc*. 2011;142(3):310-20.
64. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V. The “all-on-four” immediate function concept: a review. *Natl J Dent Sci Res*. 2014;2(1):78-81.
65. Taruna M. Prosthodontic perspective to All-on-4 concept for dental implants. *J Clin Diagn Res*. 2014;8(10):16-19
66. Tealdo T, Menini M, Bevilacqua M, Pera F, Capalbo V, Pera P. Brånemark Novum immediate loading rehabilitation of edentulous mandibles: 11-year retrospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(1):83-9.
67. Krug J, Mounajjed R. Two ways of immediate rehabilitation of edentulous mandible with dental implants and prostheses-critical view on Brånemark System Novum. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2003;46(4):205-12.
68. Parel SM, Triplett RG. Rescue procedure for the Brånemark Novum protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(3):421-4.
69. Popper HA, Popper MJ, Popper JP. The Brånemark Novum protocol: description of the treatment procedure and a clinical pilot study of 11 cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003;23(5):459-65.
70. Winter W, Mohrle S, Holst S, Karl M. Bone loading caused by different types of misfits of implant-supported fixed dental prostheses: A three-dimensional finite element

analysis based on experimental results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(5):947-52.

71. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Enkling N, Katsoulis K, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(1):44-9.

72. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50(3):399-410.

73. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999;81(1):7-13.

74. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1998;80(2):184-92.

75. Barbi FCL, Camarini ET, Silva RS, Endo EH, Pereira JR. Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt-chromium superstructures. *J Prosthet Dent*. 2012;108(6):377-85.

76. Higuchi K, Davó R, Albanese M, Riveros N, Baden S, Rosenberg R. An adaptive prefabricated full-arch framework on three implants in the mandible: preliminary results. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28:169-169.

77. Mohl ND, Zarb GA, Carlsson GE, Rugh JD. *A textbook of occlusion*. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 1988

78. Yuan JC-C, Sukotjo C. Occlusion for implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients: A literature review and current concepts. *J Periodontal Implant Sci*. 2013;43(2):51-7.

79. Kim Y, Oh T-J, Misch CE, Wang H-L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):26-35.

80. Wiskott HWA, Cugnoni J, Scherrer SS, Ammann P, Botsis J, Belser UC. Bone reactions to controlled loading of endosseous implants: A pilot study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(11):1093-102.

81. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(3):207-18.

82. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated

- dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent.* 1990;64(1):53-61.
83. Taylor TD, Wiens J, Carr A. Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: A literature review. *J Prosthet Dent.* 2005;94(6):555-60.
84. Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R. Prosthodontic considerations. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(1):101-7.
85. Koyano K, Esaki D. Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *J Oral Rehabil.* 2015;42(2):153-61.
86. Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang H-L. The role of occlusion in implant therapy: A comprehensive updated review. *Implant Dent.* 2016;25(6):829-38.
87. Fundamentals of implant dentistry Volume 1 Prosthodontic principles. C. 1st edition. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc.; 2015:54-5,188-92,201-29.
88. Aykent F, Özdoğan MS, Soğancı G. İmplant üstü protezlerde oklüzyon. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont.* 2017;3:13-21.
89. Jain AR, Nallaswamy D, Ariga P, Philip JM. Full mouth rehabilitation of a patient with mandibular implant screw retained Fp-3 prosthesis opposing maxillary acrylic removable overdenture. *Contemp Clin Dent.* 2013;4(2):231-5.
90. Suzuki T, Kumagai H, Yoshitomi N, McGlumphy EA. Occlusal contacts of edentulous patients with mandibular hybrid dentures opposing maxillary complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(4):504-9.
91. Al-Thobity AM. Fabrication of an implant-supported fixed interim prosthesis using a duplicate denture: An alternative technique. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2018;27(4):383-7.
92. Purcell BA, McGlumphy EA, Yilmaz B, Holloway JA, Beck FM. Anteroposterior spread and cantilever length in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: A 7- to 9-year analysis. *Int J Prosthodont.* 2015;28(5):512-8.
93. Reitz JV. Lingualized occlusion in implant dentistry. *Quintessence Int.* 1994;25(3):177-80.
94. Thornton LJ. Anterior guidance: Group function/canine guidance. A literature review. *J Prosthet Dent.* 1990;64(4):479-82.
95. Clark JR, Evans RD. Functional occlusion: I. A review. *J Orthod.* 2001;28(1):76-81.
96. Keskin H, Özdemir T, Tuncer N, Aksoy C. Gnatoloji. İstanbul: İstanbul

Üniversitesi Basım evi; 1997.

97. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 2005;(94):92-112.
98. Çalikkocaoğlu S. Tam protezler. 5.basım. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.; 2010:380-391.
99. Ramford S, Ash M. Occlusion. 3rd bs. Philadelphia: VVB Saunders Company; 1983.
100. Ulm C, Solar P, Blahout R, Matejka M, Gruber H. Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992;74(2):131-6.
101. Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* Nisan 2003;61(4):481-7.
102. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces-a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod.* 2003;73(1):12-20.
103. Chandler HH. Dental materials. A problem-oriented approach. *J Prosthet Dent.* 1979;42(1):116-7.
104. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Quintessence Publishing; 1997.
105. Bohluli B, Motamedi MHK, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MHS. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(11):2765-9.
106. Caputa AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing; 1987.
107. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental material. 20.th Ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2006.
108. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* 1993;26(2):111-9.
109. İnan M. Cisimlerin mukavemeti. 9. baskı. İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfi; 2015.
110. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36(7):463-71.
111. Craig RG, Dennison JB. Dental materials: a problem-oriented approach. St. Louis: Mosby; 1978.

112. Fung YC. Biomechanics: mechanical properties of living tissues. 1.st Ed. Berlin: Springer-Verlag Comp; 1965.
113. Hancı M, Arpacı A. Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık; 2000.
114. 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):50-7.
115. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent. Mart 1996;75(3):285-91.
116. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Yayınları; 2010:94-120.
117. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006;9(4):257-70.
118. Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. J Biomed Eng. 1993;15(6):505-9.
119. Brauer JR. What every engineer should know about finite element analysis. 2. ed. New York: Marcel Dekker Inc; 1993.
120. Aydınlık E, Şahin E. Diş hekimliğinde stres analizleri. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1977;1(1):78-85.
121. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol. 1997;23(3):104-11.
122. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: A bibliography 1990-2003. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2004;7(5):277-303.
123. Gümrükçü Z, Kurt S. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019;29(3):534-541
124. Adıgüzel O. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Diş Hekimliği Dergisi. 2010;11:18-23.
125. Küçük Kurt S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji ile ilgili yapılan araştırmalar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019;29(4):701-710.
126. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants.

2001;16(5):722-30.

127. Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(2):239-46.

128. Robati Anaraki M, Torab A, Mounesi Rad T. Comparison of stress in implant-supported monolithic zirconia fixed partial dentures between canine guidance and group function occlusal patterns: A finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2019;13(2):90-7.

129. Lin C-L, Wang J-C, Chang W-J. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(1):107-17.

130. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: A 3D-fea biomechanical evaluation: fea using implant and atrophic maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17:e332-42.

131. Blomberg S, Lindquist LW. Psychological reactions to edentulousness and treatment with jawbone-anchored bridges. *Acta Psychiatr Scand*. 1983;68(4):251-62.

132. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent*. 1972;27(2):120-32.

133. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):405-14.

134. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(3):227-32.

135. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(5):459-65.

136. Monje A, Chan H-L, Suarez F, Galindo-Moreno P, Wang H-L. Marginal bone loss around tilted implants in comparison to straight implants: A meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(6):1576-83.

137. Galindo DF, Butura CC. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses

- using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(3):628-33.
138. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Gravito I. All-on-4 treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: a 7-year clinical and 5-year radiographic retrospective case series with risk assessment for implant failure and marginal bone level: complete edentulous mandible rehabilitation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:e531-41.
139. Soto-Penaloza D, Zaragoza-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The All-on-four treatment concept: Systematic review. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(3):e474-88.
140. Gualini F, Gualini G, Cominelli R, Lekholm U. Outcome of Brånemark Novum implant treatment in edentulous mandibles: A retrospective 5-year follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(4):330-7.
141. Henry PJ, van Steenberghe D, Blombäck U, Polizzi G, Rosenberg R, Urgell JP. Prospective multicenter study on immediate rehabilitation of edentulous lower jaws according to the Brånemark Novum protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(3):137-42.
142. Menini M, Bagnasco F, Pera P, Tealdo T, Pesce P. Brånemark Novum immediate loading rehabilitation of edentulous mandibles: case series with a 16-Year Follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2019;39(5):729-35.
143. Brånemark PI, Engstrand P, Ohrenell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, vd. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1(1):2-16.
144. Karl M, Taylor TD. Bone adaptation induced by non-passively fitting implant superstructures: A randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(2):369-75.
145. Jo S-H, Kim K-I, Seo J-M, Song K-Y, Park J-M, Ahn S-G. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: An in vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2010;2(4):128-33.
146. Helldén LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):190-6.
147. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA.

Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the frialit-2 system. *J Oral Rehabil.* 2000;27(7):629-38.

148. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2008;100(4):285-91.

149. Filho HG, Mazaro JVQ, Vedovatto E, Assunção WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Comparison of splinting techniques. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2009;18(2):172-6.

150. Karl M, Carretta R, Higuchi KW. Passivity of fit of a novel prefabricated implant-supported mandibular full-arch reconstruction: A comparative in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2018;31(5):440-2.

151. Brunski J. The three pillars of Trefoil. Nobel Biocare Blog; 2018.

152. Borgonovo AE, Galbiati SLM, Re D. Trefoil system for the treatment of mandibular edentulism: A case report with 30 months follow-up. *Case Rep Dent.* 2020;2020:1-6.

153. Aouini W, Lambert F, Vrielinck L, Vandenberghe B. Patient eligibility for standardized treatment of the edentulous mandible: A retrospective cbct-based assessment of mandibular morphology. *J Clin Med.* 2019;8(5):616.

154. Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the All-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(4):663-71.

155. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: A three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent.* 2013;109(1):9-21.

156. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):115-21.

157. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(2):193-8.

158. Hedia HS. Effect of coating thickness and its material on the stress distribution for dental implants. *J Med Eng Technol.* 2007;31(4):280-7.

159. Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in

the bone. *J Dent.* 2002;30(1):41-6.

160. Vree JHP, Peters MCRB, Plasschaert AJM. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *J Oral Rehabil.* 1983;10(6):505-17.

161. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77-81.

162. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):334-41.

163. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20(2):147-57.

164. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane G-Y. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007;36(7):620-5.

165. 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.

166. Sato Y, Teixeira ER, 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):640-3.

167. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 concept. *J Prosthodont Res.* 2010;54(4):179-84.

168. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(4):501-10.

169. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MBF. 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):239-44.

170. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil.* 1998;25(11):847-58.

171. Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EAC.

Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: A two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 2010;21(3):696-702.

172. Duello GV. An evidence-based protocol for immediate rehabilitation of the edentulous patient. *J Evid-Based Dent Pract.* 2012;12(3):172-81.

173. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):391-8.

174. Teixeira ER, 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.* Nisan 1998;25(4):299-303.

175. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(3):369-76.

176. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: A new method. *J Biomed Eng.* 1990;12(5):389-97.

177. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: A methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* 2002;15(1):20-7.

178. Müller F, Hernandez M, Grütter L, Aracil-Kessler L, Weingart D, Schimmel M. Masseter muscle thickness, chewing efficiency and bite force in edentulous patients with fixed and removable implant-supported prostheses: A cross-sectional multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(2):144-50.

179. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004;31(1):18-22.

180. Mericske-stern R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D *in viva* study. *Implants supporting overdentures.* *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(2):142-51.

181. Thumati P, Reddy Pm. A 3-D finite element analysis of strain around end osseous threaded and non-threaded implant-opposing natural teeth with regular occlusion and altered occlusion: An *in vitro* study. *J Dent Implants.* 2014;4(1):53.

182. Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an All-on-four situation. *Aust Dent J.* 2012;57(4):440-5.

183. Sannino G. All-on-4 concept: A 3-dimensional finite element analysis. *J Oral*

Implantol. 2015;41(2):163-71.

184. Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Sodeyama A, Matsumoto M. Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution. *Clin Oral Investig.* 2001;5(1):63-8.

185. Manns A, Chan C, Miralles R. Influence of group function and canine guidance on electromyographic activity of elevator muscles. *J Prosthet Dent.* 1987;57(4):494-501.

186. Khuder T, Yunus N, Sulaiman E, Ibrahim N, Khalid T, Masood M. Association between occlusal force distribution in implant overdenture prostheses and residual ridge resorption. *J Oral Rehabil.* 2017;44(5):398-404.

187. Roque MA, Gallucci GO, Lee SJ. Occlusal pressure redistribution with single implant restorations. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* Haziran 2017;26(4):275-9.

188. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res.* 1999;78(7):1336-44.

189. Ferreira MB, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;38:306-14.

190. Barão V a. R, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible-a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2013;46(7):1312-20.

191. 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;69:715-25.

192. Chen Y-Y, Kuan C-L, Wang Y-B. Implant occlusion: Biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci.* 2008;(3):65-74.

193. Apicella A, Masi E, Nicolais L, Zarone F, de Rosa N, Valletta G. A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration. *J Mater Sci Mater Med.* 1998;9(4):191-6.

194. Kulak Özkan Y. Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler problemler ve çözüm yolları. İstanbul: Vestiyer Yayıncılık; 2012;1(13):383-427.

195. Abduo J, Tennant M. Impact of lateral occlusion schemes: A systematic review. *J*

Prosthet Dent. 2015;114(2):193-204.

196. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975;8(6):393-405.

197. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, Fyhrie DP. *Skeletal tissue mechanics*. 3. edition. New York: Springer; 1998:355-422.

198. Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol.* 2008;34(5):248-55.

199. Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(2):155-65.

200. Firme CT, Vettore MV, Melo M, Vidigal GM. Peri-implant bone loss around single and multiple prostheses: systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):79-87.

201. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(4):578-83.

202. Hussein MO, Rabie ME. Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-4 design. *J Oral Implantol.* 2015;41(2):e12-18.

203. Akça K, Iplikçioğlu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism. Part II: 3-D finite element stress analysis. *Implant Dent.* 2001;10(4):238-45.

204. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996;76(6):633-40.

205. Chun H-J, Cheong S-Y, Han J-H, Heo S-J, Chung J-P, Rhyu I-C, vd. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29(6):565-74.

206. Ladd AJ, Kinney JH, Haupt DL, Goldstein SA. Finite-element modeling of trabecular bone: comparison with mechanical testing and determination of tissue modulus. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* 1998;16(5):622-8.

207. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: A mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(6):657-65.

208. Abu Hasan M, Shiakolas PS. 3D finite element stress analysis of an implant supported overdenture under bruxism and lingualized loading conditions. Houston, Texas: American Society of Mechanical Engineers; 2015.
209. Abu Hasan M. Effects of lingualized and linear occlusion schemes on the stress distribution of an implant retained overdenture using finite element analysis. Houston, Texas: American Society of Mechanical Engineers; 2015.
210. Abu Hasan M, Shiakolas PS. Comparative stress analysis of lingualized and conventional balanced occlusion schemes in a full-arch fixed implant prosthesis using finite element analysis. *J Mech Med Biol.* 2017;17(04):1750074.
211. Türker N, Büyükkaplan US, Sadowsky SJ, Özarıslan MM. Finite element stress analysis of applied forces to implants and supporting tissues using the “All-on-four” concept with different occlusal schemes. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2019;28(2):185-94.
212. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* 2011;105(1):5-13.
213. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;1(12):105-13.

ÖZGEÇMİŞ

1992 yılında İstanbul'da doğdu. İlköğrenimini Bahçelievler Kumport İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimini Adnan Menderes Anadolu Lisesi'nde 2010 yılında tamamladı. 2015 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. Mayıs-2017 tarihinde Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı. Uzmanlık eğitimi süresince Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde klinik ve akademik faaliyetlerde bulundu. İngilizce bilmektedir.

