

T.C.
Ege Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

İmplant ve Diş Destekli Tüm Ağız Restorasyonlarda Farklı Oklüzal Tabla
Morfolojilerinin Restorasyonlar ve Dayanaklar Üzerindeki Yük Dağılımına Etkisinin
Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle Değerlendirilmesi

Doktora Tezi

Diş Hekimi Ogun ÇELİKKOL

İzmir
(2018)

T.C.
Ege Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

İmplant ve Diş Destekli Tüm Ağız Restorasyonlarda Farklı Oklüzal Tabla
Morfolojilerinin Restorasyonlar ve Dayanaklar Üzerindeki Yük Dağılımına Etkisinin
Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle Değerlendirilmesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Diş Hekimi Ogun ÇELİKKOL

Danışman
Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR

İzmir
(2018)

TEZ ONAY SAYFASI

Kurum Adı : Ege Üniversitesi

Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi A.D.

Program : Doktora

Tez Konusu : İmplant ve Diş Destekli Tüm Ağız Restorasyonlarda Farklı Oklüzal Tabla Morfolojilerinin Restorasyonlar ve Dayanaklar Üzerindeki Yük Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle Değerlendirilmesi

Danışman : Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR

Tezi Hazırlayan : Ogun ÇELİKKOL

Değerlendirme Kurulu Üyeleri :

Adı Soyadı :

Başkan(Danışman) : Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR

Üye / İmza : Prof. Dr. M. Erhan ÇÖMLEKOĞLU

Üye / İmza : Prof. Dr. Bora BAĞIŞ

Üye / İmza : Prof. Dr. Suna TOKSAVUL

Üye / İmza : Prof. Dr. Celal ARTUNÇ

Tezin Kabul Edildiği Tarih : 19.11.2018

Önsöz

Son yıllarda diş hekimliğinde gelişen teknolojinin ışığında yapılan tedavilerin kapsamı ve seçenekleri artmıştır. Bu artışla birlikte hastaların da beklentisi aynı oranda yükselmiştir. Bu beklentileri karşılayıp hastaların kaybettiği fonasyon ve estetiği kazandırmak daha çok önem kazanmıştır. İmplant tedavisi artık günümüzde rutin olarak tercih edilen bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Meslek hayatımda hastalara uygulamakta olduğum tedaviler sırasında implant üstü protetik restorasyonlarda ortaya çıkan komplikasyonlar bu konuya yönelmeme ve bu konu hakkında fikirler üretmeme sebep oldu. İmplant üstü protetik restorasyonlarla ilgili literatür taraması yaptığımda oklüzal şemaların tedavi başarısına etkisini inceleyen güncel çalışmaların bir hayli az olduğunu fark ettim ve bu konuda çalışmamız gerektiğini düşündüm. Son yıllarda mekanik ve estetik özellikleri sebebiyle daha sık kullanılmaya başlanan monolitik zirkonya materyalini de çalışmama dahil ettim. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullandığımız bu çalışma model sayısının fazla ve karmaşık bir geometriye sahip olması sebebiyle uzun bir hazırlık safhasına sahiptir. Bu doktora tez çalışması akademisyen arkadaşlarıma bu konu hakkında yeni çalışma alanları geliştirecek ve değerli diş hekimlerine klinik tavsiyelerde bulunacaktır.

İzmir - 2018

Dt. Ongun ÇELİKKOL

Özet

İmplant ve Diş Destekli Tüm Ağız Restorasyonlarda Farklı Oklüzal Tabla Morfolojilerinin Restorasyonlar ve Dayanaklar Üzerindeki Yük Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle Değerlendirilmesi

Dental implantlar, artık kısmi ve tam dişsizlik olgularında ilk olarak tercih edilen bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Oklüzal yükleme altında doğal dişler, implantlar ve çevre dokularında bir takım stresler oluşmaktadır. Çalışmamızda farklı oklüzal tabla morfolojilerine sahip restorasyonlarda stres dağılımı sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir. Bilgisayar ortamında elde edilen farklı oklüzal tablalarla hazırlanmış modellere çiğneme kaslarını temsil eden kuvvetler aracılığıyla oluşan stres dağılımındaki farklılıklar incelenmiştir.

Çalışmada alt ve üst çene doğal dişli model, alt ve üst çenenin tüm ağız implant üstü monolitik zirkonya restorasyonlu model ve üst çene doğal dişli alt çene implant üstü monolitik zirkonya restorasyonlu olmak üzere toplam üç adet senaryo hazırlanmıştır. Her bir senaryo kendi içinde balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve genişletilmiş fossa oklüzyon oklüzal şeması olmak üzere üç farklı oklüzal şema modellenmiştir.

Çalışmamızda oklüzal şemadaki farklılıkların diş, implant ve çevre dokularda farklı stres dağılımı gösterdiği görülmüştür. Elde edilen sonuçların klinik uygulamalar sırasında oklüzal şema ve materyal seçiminde bir rehber olacağı düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Oklüzal şema; oklüzyon; monolitik zirkonya.

Abstract

Evaluating the Effect of Different Occlusal Table Morphologies on The Stress Distribution Over The Restorations And Abutments in Tooth and Implant Supported Prosthesis: A Finite Element Analysis

Dental implants are now the first choice of treatment in partial and complete edentulism. Under occlusal loading, there are some stresses in natural teeth, implants and surrounding tissues. In our study, the stress distribution in the restorations with different occlusal table morphologies was investigated by finite element stress analysis. The stress distribution differences between the models prepared with different occlusal schemes were analyzed to represent the chewing muscles.

In this study, three scenarios were prepared; the upper and lower jaws with natural teeth model, the upper and lower jaws with the implant-retained monolithic zirconium restoration model and the upper jaw natural teeth lower jaw implant-retained monolithic zirconium restoration. Each scenario was modeled in three different occlusal schemes, including balanced occlusion, lingualized occlusion and widened fossae occlusion.

In our study, different occlusal schemas showed different stress distribution in teeth, implants and surrounding tissues. The results obtained are thought to be a guide in the selection of occlusal schema and material during clinical practice.

Keywords: Occlusal schema; occlusion; monolithic zirconia.

İçindekiler

Özet.....	I
Abstract.....	II
Şekiller Listesi	V
Çizelgeler Listesi.....	XII
Grafikler Listesi	XIII
Kısaltmalar Listesi	XIV
1. Giriş	1
2. Genel Bilgiler	3
2.1 Oklüzyon	3
2.1.1 Oklüzyonun Tanımı	3
2.1.1.1 Çift Taraflı Dengeli Oklüzyon	4
2.1.1.2 Tek Taraflı Dengeli Oklüzyon	4
2.1.1.3 Posterior Disklüzyon Tipi Oklüzyon	5
2.1.1.4 Kanin Koruyucu Oklüzyon.....	5
2.1.1.5 Lingualize Oklüzyon	6
2.2 İmplant Destekli Protezlerde Restorasyon Materyalleri	6
2.2.1 Metal Alt Yapılı Seramik Restorasyonlar.....	7
2.2.1.1 Konvansiyonel Veneerleme Uygulanarak Yapılan Metal Seramikler.....	7
2.2.2 Tam Seramik Restorasyonlar	8
2.2.2.1 Tam Seramik Restorasyonların Yapımı ve Üretimi	8
2.2.3 Zirkonya.....	9
2.2.3.1 Tetragonal Fazın Stabilizasyonu	10
2.2.3.2 Yitriyum İlave Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (3Y-TZP)	11
2.2.3.3 Zirkonya'nın Dönüşüm Sertleşmesi	11
2.2.3.4 Monolitik Y-TZP Bloklar	13
2.2.3.5 Zirkonya Destekli Seramik Restorasyonlar	13
2.2.3.5.1 IPS e.max ZirCAD	14
2.2.3.5.2 IPS e.max Zirpress Üst Yapılar	15
2.3 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	16
2.4 Sonlu Elemanlar Metodunda Kullanılan Mekanik Kavramlar	16

2.4.1 Bileşik Gerilim Durumu (<i>General State Of Stress</i>).....	16
2.4.2 Mohr Dairesi, Asal Gerilimler, Asal Eksenler (<i>Mohr's Circle, Principle Stresses, Principal Axes</i>).....	16
2.4.3 Elastiklik Modülü (<i>Young's modulus</i>)	17
2.4.4 Poisson Oranı (<i>Poisson's ratio</i>)	17
3. Gereç ve Yöntem	18
3.1 Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	18
3.2 İmplantların Modellenmesi	23
3.3 Oluşturulan Modeller ve Alt Grupları.....	25
3.4 Sınır Koşulları	28
3.5 Kuvvet Uygulanması.....	30
3.6 Oklüzal Temas Noktaları	31
4. Bulgular.....	33
4.1 Alt-Üst Doğal Dişli Model (D Grubu)	33
4.1.1 Balanslı Oklüzyon	33
4.1.2 Lingualize Oklüzyon	38
4.1.3 Genişletilmiş Fossa	43
4.2 Alt-Üst Çene İmplant Üstü Monolitik Zirkonya Restorasyon (İ Grubu).....	49
4.2.1 Balanslı Oklüzyon	49
4.2.2 Lingualize Oklüzyon	55
4.2.3 Genişletilmiş Fossa	61
4.3 Üst Çene Doğal Diş, Alt Çene Altı İmplant Üzeri Monolitik Zirkonya Restorasyon (M Grubu).....	68
4.3.1 Balanslı Oklüzyon	68
4.3.2 Lingualize Oklüzyon	74
4.3.3 Genişletilmiş Fossa	80
5. Tartışma	87
6. Sonuç ve Öneriler	98
7. Kaynaklar	100
8. Teşekkür	112
9. Özgeçmiş	113

Şekiller Listesi

Şekil 1.	Zirkonyanın Dönüşüm Sertleşmesi.....	12
Şekil 2.	SESA Çalışmasında Kullanılan Alt ve Üst Çene Modeli.....	18
Şekil 3.	Smartoptics 3 Boyutlu Dental Tarayıcı	19
Şekil 4.	Alt ve Üst Çene Restorasyon Modeli	20
Şekil 5.	Alt ve Üst Çene İmplant ve Restorasyon Modeli	21
Şekil 6.	Üst Çene Doğal Diş, Alt Çene İmplant ve Restorasyon Modeli	21
Şekil 7.	Hastaya Ait Alt Çene Kemiği Tomografisi	22
Şekil 8.	Kemik Dokusunun Segmentasyon İşlemi Uygulandıktan Sonraki Görüntüsü.....	22
Şekil 9.	Tomografi Görüntüsünden Elde Edilen Üst Çene Kortikal Kemiğin Geometrik Modeli.....	23
Şekil 10.	Tomografi Görüntüsünden Elde Edilen Üst Çene Spongioz Kemiğin Geometrik Modeli.....	24
Şekil 11.	Tomografi Görüntüsünden Elde Edilen Alt Çene Kortikal Kemiğin Geometrik Modeli.....	24
Şekil 12.	Tomografi Görüntüsünden Elde Edilen Alt Çene Spongioz Kemiğin Geometrik Modeli.....	24
Şekil 13.	Çalışmada Kullanılan Grup ve Alt Gruplar	25
Şekil 14.	D Grubu 3 Boyutlu Modeli.....	26
Şekil 15.	İ Grubu 3 Boyutlu Modeli	26
Şekil 16.	M Grubu 3 Boyutlu Modeli	27
Şekil 17.	Bricks ve Tetrahedra Katı Modelleme Sisteminde Kullanılan Değişik Sayılarda Nodlara Sahip Elemanlar	27
Şekil 18.	Modellerin Bricks ve Tetrahedra Elemanlar Şeklinde Katı Modele Çevrilmiş Hali.....	29
Şekil 19.	Masseter, Temporal ve Lateral Pterygoid Kas Kuvvetlerinin Vektörleri.....	30
Şekil 20.	Medial Pterygoid, Temporal ve Lateral Pterygoid Kas Kuvvetlerinin Vektörleri.....	31
Şekil 21.	A: Balanslı Oklüzyon Temas Noktaları, B: Lingualize Oklüzyon Temas Noktaları, C: Genişletilmiş Fossa Oklüzyonu Temas Noktaları	31

Şekil 22.	D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	33
Şekil 23.	D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	34
Şekil 24.	D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	34
Şekil 25.	D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	35
Şekil 26.	D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	35
Şekil 27.	D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	36
Şekil 28.	D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	36
Şekil 29.	D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	37
Şekil 30.	D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Dişlerinde von Mises Değerleri.....	37
Şekil 31.	D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Dişlerinde von Mises Değerleri.....	38
Şekil 32.	D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	38
Şekil 33.	D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	39
Şekil 34.	D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	39
Şekil 35.	D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	40
Şekil 36.	D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	40
Şekil 37.	D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	41
Şekil 38.	D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	41

Şekil 39.	D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	42
Şekil 40.	D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Dişlerinde von Mises Değerleri.....	42
Şekil 41.	D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Dişlerinde von Mises Değerleri.....	43
Şekil 42.	D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	43
Şekil 43.	D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	44
Şekil 44.	D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	44
Şekil 45.	D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	45
Şekil 46.	D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	45
Şekil 47.	D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	46
Şekil 48.	D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	46
Şekil 49.	D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	47
Şekil 50.	D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Dişlerinde von Mises Değerleri.....	47
Şekil 51.	D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Dişlerinde von Mises Değerleri.....	48
Şekil 52.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	50
Şekil 53.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	50
Şekil 54.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	51
Şekil 55.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	51

Şekil 56.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	52
Şekil 57.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	52
Şekil 58.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	53
Şekil 59.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	53
Şekil 60.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Restorasyonunda von Mises Değerleri	54
Şekil 61.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Restorasyonunda von Mises Değerleri	54
Şekil 62.	İ Grubu, Balanslı Oklüzyon, İmplantlarda Görülen von Mises Değerleri	55
Şekil 63.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	56
Şekil 64.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	56
Şekil 65.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	57
Şekil 66.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	57
Şekil 67.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	58
Şekil 68.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	58
Şekil 69.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	59
Şekil 70.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	59
Şekil 71.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Restorasyonunda von Mises Değerleri	60

Şekil 72.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Restorasyonunda von Mises Değerleri	60
Şekil 73.	İ Grubu, Lingualize Oklüzyon, İmplantlarda Görülen von Mises Değerleri	61
Şekil 74.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	62
Şekil 75.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	62
Şekil 76.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	63
Şekil 77.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	63
Şekil 78.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	64
Şekil 79.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	64
Şekil 80.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	65
Şekil 81.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	65
Şekil 82.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Restorasyonundaki von Mises Değerleri	66
Şekil 83.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Restorasyonundaki von Mises Değerleri	66
Şekil 84.	İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu İmplantlardaki von Mises Değerleri.....	67
Şekil 85.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	69
Şekil 86.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	69
Şekil 87.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	70
Şekil 88.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	70

Şekil 89.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	71
Şekil 90.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	71
Şekil 91.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	72
Şekil 92.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	72
Şekil 93.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Dişlerindeki von Mises Değerleri.....	73
Şekil 94.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Dişlerindeki von Mises Değerleri.....	73
Şekil 95.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu İmplantlardaki von Mises Değerleri.....	74
Şekil 96.	M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	74
Şekil 97.	M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	75
Şekil 98.	M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	75
Şekil 99.	M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	76
Şekil 100.	M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	76
Şekil 101.	M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	77
Şekil 102.	M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri	77
Şekil 103.	M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri.....	78
Şekil 104.	M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Dişlerindeki von Mises Değerleri	78
Şekil 105.	M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Restorasyonundaki von Mises Değerleri	79

Şekil 106.	M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu İmplantlardaki von Mises Değerleri.....	79
Şekil 107.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	80
Şekil 108.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	81
Şekil 109.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongios Kemikte Gerilme Değerleri	81
Şekil 110.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongios Kemikte Sıkışma Değerleri.....	82
Şekil 111.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri	82
Şekil 112.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri.....	83
Şekil 113.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Spongios Kemikte Gerilme Değerleri	83
Şekil 114.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Spongios Kemikte Sıkışma Değerleri.....	84
Şekil 115.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Dişlerindeki von Mises Değerleri.....	84
Şekil 116.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Restorasyonundaki von Mises Değerleri	85
Şekil 117.	M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu İmplantlardaki von Mises Değerleri.....	85

Çizelgeler Listesi

Çizelge 1. Çalışmada Kullanılan Setler ve Setlerde Kullanılan Malzemelerin Elastisite Modülleri ve Poisson Oranları.....	20
Çizelge 2. Düğüm ve Eleman Sayıları	28



Grafikler Listesi

Grafik 1.	D Grubu Üst Çene Kortikal ve Spongioz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler.....	48
Grafik 2.	D Grubu Alt Çene Kortikal ve Spongioz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler.....	49
Grafik 3.	İ Grubu Üst Çene Kortikal ve Spongioz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler.....	67
Grafik 4.	İ Grubu Alt Çene Kortikal ve Spongioz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler.....	68
Grafik 5.	M Grubu Üst Çene Kortikal ve Spongioz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler.....	86
Grafik 6.	M Grubu Alt Çene Kortikal ve Spongioz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler.....	86

Kısaltmalar Listesi

μm	Mikrometre
CAD	Computer-aided Design
CAM	Computer-aided Manufacturing
FEM	Finite Element Method
Gpa	Gigapaskal
HV	Vickers Sertliği
MgO	Magnezyum Oksit
MPa	Megapaskal
PDL	Periodontal Ligament
PSZ	Partially Stabilized Zirconia
SCG	Subcritical Crack Growth
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
t-m	tetragonal-monoklinik
TZP	Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri
Y_2O_3	Yitrium Oksit
Y-TZP	Yitrium Oksit ile Kısmi Stabilize Edilmiş Zirkonya
ZTA	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina

1. Giriş

Dental implantlar, günümüzde kısmı ve tam dişsizlik olgularında yaygın olarak kullanılmaktadır. Birçok klinik çalışma implant tedavisinde yüksek başarı oranı göstermesine rağmen (Andersson, Glauser, Maglione, & Taylor, n.d.; Örtorp & Jemt, 2009; Romeo, Ghisolfi, Rozza, Chiapasco, & Lops, n.d.; Wennstrom, Ekestubbe, Grondahl, Karlsson, & Lindhe, 2005), klinik başarısızlık gösteren çalışma sayısı da oldukça fazladır. Bu başarısızlıkların sebeplerinden biri hatalı oklüzyon ayarlamasına bağlı olarak aşırı yükleme durumudur (Esposito, Hirsch, Lekholm, & Thomsen, n.d.). Aşırı veya hatalı yükleme, kemik implant ara yüzü ve implant bileşenleri etrafında biyolojik olmayan bir durumdur. Doğal dişlerde stres absorbe özelliğine sahip PDL' nin implantlarda bulunmayışı implantların sıkça aşırı ve hatalı yüklemeye maruz kalmasına sebep olmaktadır. Bunlara ek olarak implantların mekanoreseptörlere sahip olmaması düşük proprioseptif özellik göstermesine neden olur (Adell, 1985). Bu sebeple geleneksel oklüzal konseptler, implant üstü restorasyonlarda gelen kuvveti azaltmak için değiştirilmelidir. Bunlara örnek olarak implant üstü restorasyonlarda oklüzal tablanın daraltılması, tüberkül eğimlerinin azaltılması, kuvvet yönünün düzeltilmesi, dikey olmayan kuvvetlerin elimine edilmesi, kantilever mesafesinin azaltılması ve oklüzal temasların hafifletilmesi gösterilebilir (Lundgren & Laurell, 1994).

Misch, yüksek kuvvet ile ısırma sırasında implantlar ve dişlerin arasındaki hareket farklılıklarını ortadan kaldırmak için oklüzal ayarlamaların gerekli olduğunu öne sürmüştür (C E Misch, 1999). Ayrıca Rangert ve ark. (Rangert, Sullivan, & Jemt, n.d.) doğal dişlerin pozisyon değişiklikleri ile meydana gelen olası aşırı yüklemeyi önlemek için düzenli olarak oklüzal değerlendirmesi ve periyodik oklüzal ayarlamaların gerekli olduğunu bildirmişlerdir. Günümüzde somut bir oklüzal şema ve uygun implant oklüzyonunu belirlemek için birçok rehber ve teori mevcuttur. Bu önerilerin tümü klinik uygulama için pratik gözükse de klinik sonuçlara dayanan araştırmalara ihtiyaç vardır. İdeal implant oklüzyonu, implant bileşenlerinin etrafında oluşan gerilime kontrollü bir şekilde izin verir. Protetik ve biyolojik olarak kabul edilebilir bir kemik-implant ara yüz bağlantısı sağlar ve restorasyonun uzun dönem başarısı için gerekli koşulları oluşturur. Ancak implant üstü restorasyonların oklüzyonunun doğal dentisyondan farklı olması gerektiği konusu açık değildir. Son yıllarda implant tedavisinde komplikasyonların artması üzerine çalışmamızda, doğal

diş ve implant üstü restorasyonlarda oklüzal şema farklılıklarının restorasyon, diş, implant ve implant çevresi dokularda oluşturduğu stresler incelenmiştir.



2. Genel Bilgiler

Tüm ağız diş eksikliği olgularında yapılacak tedavi, hastanın beklentileri, ağız hijyeni, sosyo-ekonomik durumu gibi birçok faktörlere göre değişmektedir. Bu faktörler göz önünde bulundurularak hastanın gereksinimleri doğrultusunda uygulanabilecek tedavi seçenekleri; hareketli protezler, implant destekli sabit bölümlü protezler ve implant destekli hareketli protezlerdir.

Günümüzde metal destekli sabit protezler; estetik beklentinin artması ve metal-seramik protezlerin korozyona uğraması sebebiyle tercih edilmemeye başlamıştır ve yerini tam seramik uygulamalara bırakmaktadır. Yapılan çalışmalar, implant destekli sabit bölümlü protezlerin klinik başarı oranlarının çok yüksek olduğunu göstermiştir (Raigrodski, Hillstead, Meng, & Chung, 2012).

2.1 Oklüzyon

2.1.1 Oklüzyonun Tanımı

Oklüzyon, alt ve üst çene dişleri arasındaki fonksiyonel temas ilişkisi olarak tanımlanmıştır. Oklüzal temaslar; normal fonksiyon, disfonksiyon ve parafonksiyon sırasında oluşan tüm temasları içermektedir. Protetik restorasyonların başarısı; anterior ve posterior dentisyon, temporomandibular eklem ve nöromüsküler sistem arasındaki ilişkiye bağlıdır (Özpınar, Aksoy, & Öztürk, 2009). Matematikçi ve aynı zamanda diş hekimi olan Bonwill'in 1950'li yıllardaki çalışmalarından başlayarak günümüze kadar oklüzyon kavramları pek çok araştırmacının ilgi alanına girmiştir (Jacobson, 1989).

Gerek doğal dişlenmede, gerekse protetik restorasyonlarda oklüzyon çok önemli yer tutmaktadır. Oklüzal stabiliteyi sağlamak ve daha iyi fonksiyon elde edebilmek için farklı oklüzyon kavramlarından bahsedilmektedir. Bunlar:

1. Çift taraflı dengeli oklüzyon (Tam dengeli oklüzyon, Bilateral balanslı oklüzyon)
2. Tek taraflı dengeli oklüzyon (Unilateral balanslı oklüzyon, Grup fonksiyonu)
3. Posterior disklüzyon tipi oklüzyon
 - a. Kanin koruyuculu oklüzyon (Organik oklüzyon)
 - b. Anterior grup fonksiyonu oklüzyonu (Jacobson, 1989; Loft, 1989).

Oklüzal kavramların tarihsel gelişimi incelendiğinde 19. yüzyılda hem doğal dişlerde, hem de hareketli protezlerde balanslı oklüzyonun tercih edildiği görülmektedir.

Lateral ve protruziv hareketlerde çalışan taraf ve denge tarafındaki dişlerde dengeli temasları öngören bu oklüzyon kavramı tam protezlerde protez stabilitesini korumada oldukça etkili olsa da doğal dişlerde bu oklüzyon tipinin kullanımı zamanla terk edilmeye başlanmıştır. Bununla birlikte “karşılıklı korunan oklüzyon” kavramı gündeme gelmiş ve tartışılmıştır. Bu kavram, mandibulanın sentrik ve eksentrik pozisyonlarında belli diş gruplarının oklüzal yükleri karşılması ve eksentrik hareketlerde çalışmayan taraftaki diş gruplarında disklüzyon elde edilmesi prensibine dayanmaktadır (Jacobson, 1989).

2.1.1.1 Çift Taraflı Dengeli Oklüzyon

Bilateral balanslı oklüzyon tam protezlerde yıllar boyunca sıklıkla kullanılmıştır. Ancak doğal dentisyona zararlı etkileri olduğu bildirilmiştir (Acar & Özgür, 2001). Lateral hareketler sırasında çalışan ve denge tarafındaki tüm posterior dişlerde temas gözlenir. Oklüzyon ile ilgili ilk çalışmalarda dengeli oklüzyonun hem tam protezlerde hem de doğal dentisyonda en başarılı oklüzyon tipi olduğu bildirilmiştir (Farias-Neto & Carreiro, 2013). Günümüzde doğal diş destekli restorasyonlarda dengeli oklüzyondan vazgeçilmiş, ancak tam protezlerde halen tercih edilmektedir (Clark & Evans, 2001).

2.1.1.2 Tek Taraflı Dengeli Oklüzyon

Balanslı oklüzyon karşıtı görüşlerin (tam protezler haricinde) artışı ile Schuyler, Stuart ve Stallard gibi pek çok araştırmacı mandibulanın eksentrik hareketlerinde denge tarafındaki temaslardan kaçınılması gerektiği üzerinde görüş bildirmeye başlamışlardır. Bu sayede fulkrum etkisi oluşması engellenerek çiğneme sisteminin korunması hedeflenmiştir (Jacobson, 1989; Schuyler, 2017). Avustralyalı aborijinlerde yaptığı çalışmalar sonrasında Begg, uygar toplumlardaki beslenme tarzı nedeniyle hatalı bir oklüzyon oluştuğunu ve bunun neticesinde doğal aşınmanın gözlenmediği yüksek tüberküllü dişler olduğunu savunmuştur (Begg, 2017). Benzer şekilde aborijinlerin diş yapısını inceleyen Beyron da ilkel toplumlarda yüksek derecede oklüzal ve interproksimal aşınmanın gözlendiğini bildirmiştir (Beyron, 1964). Çalışmacı ayrıca lateral hareketlerde çalışan tarafta pek çok dişin temasta olduğunu ve denge tarafında temas gözlemlenmediğini belirterek oklüzal aşınmalarla korunan bu oklüzyon tipinin stres dağılımı açısından da denge sağladığını ifade etmiştir. Grup fonksiyonu oklüzyonunu destekleyen araştırmacılar, bu oklüzyon

tipinin dişlerdeki fizyolojik tüberkül aşınmalarıyla korunduğunu savunmaktadırlar (Jacobson, 1989).

Grup fonksiyonu oklüzyonu prensiplerine göre, sentrik pozisyon halinde tüm dişlerde temas oluşur. Lateral hareketlerde çalışan tarafta alt ve üst çenede küçük ve büyük azı dişlerinin bukkal tüberkülleri ile kaninlerde temas bulunurken denge tarafında temas gözlenmez. Protruziv hareketler ön bölge dişleri tarafından yönlendirilir ve arka bölge dişlerde temas olmamalıdır (Jacobson, 1989; Takeuchi et al., 2015).

2.1.1.3 Posterior Disklüzyon Tipi Oklüzyon

Sentrik ilişki dışında tüm çene hareketlerinde arka dişlerde temasın görülmediği oklüzyon tipidir. Lateral ve protruziv hareketleri yönlendiren sadece kaninler (kanin rehberliği) ya da kaninlerle birlikte anterior dişlerdir (anterior grup fonksiyonu). Çift taraflı dengeli oklüzyon, doğal dişli bireylere uygulanan protezlerde hazırlanmaz. Tek taraflı dengeli oklüzyon ve posterior disklüzyon oklüzyonları ise doğal dişli bireylerde protetik uygulamalarda fizyolojik olarak kabul görmüş olan oklüzyon tipleridir. Doğal dişli bireylerde uygulanan bu oklüzyon tiplerinde destek dişlere gelen kuvvetlerin dişin uzun eksenine doğrultusunda iletilmesini sağlamak için tüberkül-fossa ilişkisi sağlanmalıdır. Total protezlerde ve Kennedy I olgularında oluşturulan tam dengeli oklüzyonda ise tüberkül kenar sırtı ilişkisi kuvvetlerin protez plağına ve çene kemiğine iletilmesi daha uygundur (Greco, Las Casas, Cornacchia, Magalhaes, & Moreira, 2012).

2.1.1.4 Kanin Koruyuculu Oklüzyon

Genelde doğal dentisyonda 17-25 yaşlar arasında gözlenmektedir. Maksimal interküspitasyon anterior dişler arasındaki 25 mikronluk boşluk anterior dişleri oblik kuvvetlere karşı korur. Posterior dişlerde bir diş bir diş teması vardır ve tüberkül fossa ilişkisi içerisindedir. Protruziv hareketlerde posterior dişler disklüzyondadır ve kesici dişler alt çeneye rehberlik yapar (Acar & Özgür, 2001). Lateral hareketler sırasında çalışan tarafta sadece üst ve alt kanin dişler ile birinci premolar diş arasında temas oluşur. Çalışmayan tarafta herhangi bir diş teması oluşmaz. Kanin diş alt çene hareketleri için en uygun rehber olarak gösterilmiştir. Bunların sebepleri arasında:

- 1- Kanin diş, iyi kuron/kök oranından dolayı yüksek oklüzal kuvvetleri tolere etme kapasitesine sahiptir.

- 2- Kanin dişin komşu dişlere göre daha geniş bir yüzey alanına sahip olması nedeniyle daha iyi bir proprioception sağlar.
- 3- Üst kanin dişin palatinal yüzeyinin konkav yapısı lateral hareketlerde rehberlik için olanak sağlar (Clark & Evans, 2001).

2.1.1.5 Lingualize Oklüzyon

İlk olarak Gysi tarafından daha sonra da Pound tarafından tanımlanan lingualize oklüzyon, çiğneme kuvvetlerini direkt olarak alveoler sırt üzerine iletilmesine olanak sağlar. Hareketli protez oklüzyonu olarak tasarlanırsa da sabit ve hareketli protetik restorasyonlar için uygun bir oklüzyon tipidir. Oklüzal formu maksillar palatinal tüberküllerin bir havan gibi mandibular santral fossanın da sığ bir havaneli gibi kullanımına olanak sağlar. Maksiller bukkal tüberkülde veya mandibular lingual tüberkülde herhangi bir temas yoktur. Lingualize oklüzyonun posterior diş temaslarının ayarlanması artikülasyonda ve hasta ağızda kolayca uyumlanabilmesine olanak sağlar (Reitz, 1994).

Avantajları:

- 1- Kapanıştaki havan-havaneli dizaynı besinin daha iyi çiğnenmesini sağlar. Dik maksiller tüberkül eğim, istenmeyen lateral hareketleri azaltır.
- 2- Mandibular tüberküllerin eliminasyonu ile lateral hareketlerdeki interferanslar azaltılmış olur.
- 3- Kısaltılmış maksiller bukkal tüberküller alt çene hareketleri sırasındaki interferansları azaltır.
- 4- Oklüzal temasların azaltılması kuvvetlerin daha kolay iletilmesini sağlar.

Dezavantajları:

- 1- Lingualize oklüzyon tüberkül-fossa oklüzyonuna göre daha az doğal bir görünüme sahiptir.
- 2- Çiğneme etkinliğinde bir miktar azalma görülür (Hobo, Ichida, & García, 1989).

2.2 İmplant Destekli Protezlerde Restorasyon Materyalleri

Günümüzde posterior bölgede en sık kullanılan sabit protetik restorasyonlar; metal-seramik restorasyonlar ve tam seramik restorasyonlar (zirkonya alt yapılı restorasyonlar) olarak restoratif materyal tipine göre sınıflandırılabilirler.

2.2.1 Metal Alt Yapılı Seramik Restorasyonlar

2.2.1.1 Konvansiyonel Veneerleme Uygulanarak Yapılan Metal Seramikler

Dental seramikler; doku uyumları, renk stabiliteleri ve doğal dişlere benzer estetik özellikleri ile sıklıkla tercih edilen dental materyallerdendir. Fakat dental seramikler yapısal olarak '*Griffith's Flaws*' adı verilen mikroçatlak yapı özellik gösterirler (Darvell & Darvell, 2018). Bu mikroçatlak yapı seramikleri gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksız hale getirir. Bu nedenle seramiklerin mekanik özelliklerinin artırılması gerekir ve bu durum metal alt yapılarla desteklenerek sağlanır. En çok kullanılan metal alt yapı Ni-Cr alaşımıdır. Diş hekimliğinde kullanılan en eski seramikler olan feldspatik seramikler yaklaşık 70 MPa gibi düşük gerilme direncine sahipken metal alt yapı ile desteklenmeleri sonucunda bükülme dayanıklılıkları 550 MPa değerlerine yükselmektedir. Metal alt yapının seramik yapıyı destekleyip kuvvetlere karşı dayanıklı hale gelebilmesi için ortalama 0.5 mm kalınlıkta olması gerekmektedir. Metal alt yapının 0.5 mm'nin altında olması halinde basınç altında deforme olduğunu düşünülmektedir (Straussberg, Katz, & Kuwata, n.d.).

Ayrıca feldspatik seramikler fırınlandıktan sonra hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak % 11-15'lere varan yoğun bir büzülme gösterirler. Metal alt yapı hazırlanmasının bir avantajı da feldspatik seramiklerin bu yoğun boyutsal değişikliğinin restorasyonun bitim sınırından uzak tutulmasıdır (McLean 1997; Lindhe 2003). Metal destekli restorasyonlar sabit protetik restorasyonların yaklaşık olarak %80'nini oluşturmaktadırlar (Luthy et al., 2005). Metal alt yapı üzerine hazırlanan veneerlerin 10 yıllık klinik takibinin incelendiği bir çalışmada başarı oranı %94 olarak tespit edilmiştir (Sadowsky, 2006). Ancak metal-seramik restorasyonların birçok dezavantajı da mevcuttur. Metal alt yapı; pulpanın ısıya karşı hassasiyetini artırır ve radyopak özelliği sebebiyle radyografik olarak teşhis etkinliğini azaltır (Erkmen, Meriç, Kurt, Tunç, & Eser, 2011). Metal renginin maskelenmesi için metal üzerine opak seramik uygulaması yapılır. Metal alt yapı üzerine sürülen opak seramik pişirildikten sonra 0.2-0.3 mm lik bir kalınlığa erişir. Opak seramik alttan yansıyan opak rengi metal destekli seramik sistemlerde alttaki metal rengini maskelerken opak bir yapı oluşturduğu için seramik uygulaması sonrası çok estetik bir görüntü elde edebilmeyi engeller (Sadowsky, 2006). Opak seramik uygulandıktan sonra restorasyonun rengini oluşturmak için önce dentin seramiği ardından mine seramiği işlemi uygulanır ve mine seramiği minenin

translusensliğini taklit edebildiğinden daha estetik bir görünüm sağlanır. Dentin ve mine seramikleri birlikte fırınlanabildiği gibi ayrı ayrı da fırınlamaya tabi tutulabilir.

2.2.2 Tam Seramik Restorasyonlar

Tam seramik restorasyonların estetik sonuçları sebebiyle metal destekli restorasyonlara göre kullanımı hızla artış göstermektedir (Sasse, Krummel, Klosa, & Kern, 2015; Toksavul, Türkün, & Toman, 2004). Tam seramiklerin biyouyumlulukları metallere göre daha iyi olmasının yanında metal destekli seramik restorasyonlara göre daha translusent oldukları için de doğal dişe daha yakın görünüm oluştururlar. Isısal genleşme katsayısı ve iletkenliği doğal diş dokusuna çok yakındır (Guess, Selz, Voulgarakis, Stampf, & Stappert, n.d.).

2.2.2.1 Tam Seramik Restorasyonların Yapımı ve Üretimi

Tam seramik restorasyon sistemlerini yapım tekniğine göre dört gruba ayırabiliriz.

I. Refraktör güdük üzerinde fırınlanan tam seramikler: In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

II. Dökülebilir cam seramikler: Dicor (Dentsply, ABD)

III. Isıyla preslenebilen cam seramikler: IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) Finesse (Ceramco, Almanya)

IV. CAD/CAM sistemleri: CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya, Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç), Cercon (Degudent, Almanya), Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD), Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya) (Helvey, 2013)

İlk olarak Charles Land 1903 yılında tam seramik kuronu porselen jaket kuron olarak isimlendirmiştir. Ancak yapısının çok kırılğan olması sebebiyle 1965 yılında McLean ve Hughes tarafından alumina içerikli bir kor ile desteklenerek güçlendirilmiştir (McLean & Hughes, 1965). Platin folyo tekniği olarak adlandırılan bu teknikle alümina içerikli seramik malzemenin gerilme direnci feldspatik seramiğe oranla arttırılmıştır. Materyalin özelliklerini daha da arttırabilmek için McLean ve Sced tarafından çift folyo tekniği 1976 yılında geliştirilmiştir. Çift folyo tekniği translusentliği etkilediği için 1972 yılında Southan ve Jorgensen refraktör güdük tekniğini uygulamışlardır. Bu tekniklerle yapılan seramikler yine de istenilen fiziksel özelliklere sahip olmadığından dolayı 1980'lerden sonra seramik yapısının tamamen kuvvetlendirildiği farklı seramik yapılar üretilerek hızla geliştirilmeye başlanmıştır.

Lösit, lityum disilikat, magnezyum oksit gibi kristallerle seramiğin yapısı kuvvetlendirilmiştir. Güngör ve ark. (Gungor, Kucuk, Dundar, Karaoglu, & Artunc, 2004) sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında IPS-Empress II materyalinin mineye benzer stres dağılımı ve mekanik özellikler gösterdiğini bildirmiştir. Preslenebilen cam seramik materyalinden üretilen sabit restorasyonlar, ön bölgede estetik ve fonksiyonu sağlamada uygun bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (Dundar, Gungor, & Cal, 2003). 1990' lardan sonra ise yapısal olarak daha dayanıklı bir materyal olan zirkonya klinik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır (Conrad, Seong, & Pesun, 2007).

Bilgisayar teknolojisindeki gelişime paralel olarak diş hekimliğinde CAD/CAM (*ComputerAided Design/ComputerAided Manufacturing*) sistemi kullanılmaya başlanmış ve buna bağlı olarak tam seramik restorasyonların klinik kullanımı hızla artmıştır (Duret, Blouin, & Duret, 1988). CAD/CAM sistemi önceden üretilen seramik blokların bilgisayar destekli frezeler tarafından şekillendirilmesi prensibiyle hazırlanır. CAD terimi bilgisayar destekli dizayn, CAM terimi ise bilgisayar destekli üretimin kısaltılmasıdır. CAD/CAM sistemi üç farklı bölümden oluşur:

- 1- Mevcut geometrik yapıyı bilgisayar tarafından işlenecek dijital veriye dönüştüren tarama cihazı,
- 2- Veriyi işleyen ve yapılacak olan işleme göre veri setini üreten yazılım programı,
- 3- Veri setini ürüne dönüştürecek olan üretim cihazı,

CAD/CAM sisteminin üç farklı üretim konsepti mevcuttur:

- 1- Hasta başında üretim,
- 2- Laboratuvarında üretim,
- 3- Üretim merkezlerinde fabrikasyon olarak üretim (Duret et al., 1988),

Hasta başında üretimin gerçekleştirilebilmesi için sistemin tüm komponentleri uygulama yapılan klinikte bulunması gerekmektedir. Böylece diş hekimi laboratuvara ihtiyaç duymadan hasta başında restorasyonu üretebilmektedir.

2.2.3 Zirkonya

Kahverengi ve yeşil olarak bulunabilen, ısıtıldığında mavi, sarı veya renksiz hale gelebilen zirkonya çok eski devirlerden beri değerli bir mücevher olarak bilinmektedir. Zirkonya metalinin adı ise Farsça altın anlamına gelen 'Zar' ile renk anlamına gelen 'Gun' kelimelerinden oluşan arapça altın renkli anlamına gelen 'Zargon' kelimesinden gelmektedir (Piconi & Maccauro, 1999). Zirkonya paslanmaz

çelik gibi kuvvetlidir ve elastisite modülü düşüktür (200°C'de 8.3x10⁴ MPa). Zirkonya hava veya sıvı ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur ve bu sayede korozyona karşı dirençli hale gelir. Martin Heinrich Klaproth 1789 yılında metal dioksit formu olan ZrO₂'yi tanıtmıştır. Günümüzde Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (TZP) olarak adlandırılan ince tanecikli mikro yapılarla karakterize Zirkonya-Yttria seramikleri diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Zirkonyanın yapısal dayanıklılığı, yüksek mekanik özellikleri ve düşük bakteri tutunumu sebebiyle diş hekimliğinde tercih sebebi haline gelmiştir (Çömlekoğlu et al., 2008). Dayanıklılığı ve sertliği açısından alüminyuma göre daha üstün mekanik özelliklere sahiptir (Piconi & Maccauro, 1999). Zirkonya, 3 formda bulunan polimorfik bir materyaldir. Erime derecesi olan 2680°C'de kübik formda bulunurken 2370°C'nin altında tetragonal faza geçer (Piconi & Maccauro, 1999). 1170°C'nin altında monoklinik faza geçer ve %3-5 arasında hacimce genişleme gösterir, bu genişlemeyle birlikte yüksek internal stresler oluşturur (Conrad et al., 2007). Yttrium oksit (Y₂O₃ %3 mol), magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO) saf zirkonyaya eklenerek hacimce genişleme kontrol altına alınır ve saf zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil halde kalması sağlanır (Conrad ve ark. 2007). Yttrium oksit ile kısmi stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) yüksek başlangıç bükülme dayanıklılığı ve kırılma dayanıklılığı gibi üstün mekanik özellikler gösterir (Conrad et al., 2007; Robert Kelly, 2004). Y-TZP alt yapılar, yüksek mekanik ve kırık direncine sahip olması, kimyasal ve boyutsal stabiliteleri ve radyopak olmaları sebebiyle diş hekimliğinde tercih edilebilir bir alt yapı materyalidir (Conrad et al., 2007).

2.2.3.1 Tetragonal Fazın Stabilizasyonu

Saf zirkonya stabilizasyon oksitlerinin CaO, MgO, CeO₂ ve Y₂O₃ ilave edilmesiyle stabilize zirkonya olarak bilinen materyallerin üretimine izin vermektedir (Uludamar, Aygün, & Özkan, 2014). Böylelikle “kısmi stabilize zirkonya (*Partially Stabilized Zirconia-PSZ*)” olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal elde edilmektedir. Tetragonal fazın stabilizasyonu sağlanmış olur. Kısmi stabilize zirkonya materyali oda sıcaklığında tetragonal fazdadır ancak yapısında monoklinik faza dönüşmek üzere bir iç enerji barındırmaktadır (J.-W. Kim, Covel, Guess, Rekow, & Zhang, 2010). Zirkonyanın metal oksitlerle karıştırılması moleküler stabilitesini arttırmaktadır. Y₂O₃ (yttrium oksit) ile kısmen stabilize edilen zirkonya, diğer oksit ilave edilmiş bileşiklere göre daha iyi mekanik özelliklere sahiptir.

Yitriyum stabilize zirkonya (3Y-TZP) diş hekimliğinde en fazla kullanılan zirkonya materyalidir (Ashkanani, Raigrodski, Flinn, Heindl, & Mancl, 2008). Tam stabil zirkonya elde etmek için saf zirkonyanın içine % 7,9 CaO, %5,86 MgO, %13,75 Y₂O₃ ilave edilir. Tam stabil zirkonya sadece kübik fazdan oluşur ve oda sıcaklığından 2500°C'ye kadar herhangi bir faz değişimi göstermez. Ancak tam stabil zirkonya diş hekimliğinde kullanılmamaktadır (Denry & Kelly, 2008).

2.2.3.2 Yitriyum İlave Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (3Y-TZP)

Tetragonal fazda zirkonyaya % 2-3 oranında yitriyum oksit ilave edilerek 3Y-TZP elde edilir (Toman et al., 2014). Bu sayede tetragonal fazın idamesi sağlanır. Diş hekimliği uygulamalarında en çok kullanılan zirkonyadır. T-faz bölümü oda sıcaklığında uygulama sıcaklığına, tanecik büyüklüğüne, matriks tarafından uygulanan sınırlamanın derecesine ve yitrium içermesine bağlıdır (Kern, Schwarzbach, & Strub, 1992). Bu parametreler TZP seramiklerin mekanik özelliklerini de etkilemektedir. Yüksek konsantrasyonda Y₂O₃ ilavesi sadece kübik fazlı tamamen stabilize zirkonya seramik ve düşük kırık dayanımı oluşturur (Chevalier, 2006; Kern et al., 1992). Bu elde edilen yarı kararlı tetragonal yapının oda sıcaklığında taneciklerinin büyüklüğü 0,8 µm den küçüktür. TZP materyallerindeki tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm yalnızca Y₂O₃ içeriğine bağlı değildir, Y₂O₃ dağılımı da bu dönüşümü etkilemektedir. Stabilize oksit seramik tozunun üretiminde erken evreleri boyunca ZrO₂ nin içine Y₂O₃ koyulmuştur. Yapılan in-vitro çalışmalar neticesinde diş hekimliğinde kullanılan Y-TZP seramiklerini diğer seramik sistemlerinden üstün kılan özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- En uygun partikül büyüklüğü 0.2-0.5 µm,
- Elastiklik direnci 900-1200 MPa,
- Kırılma dayanımı 9-10 MPa,
- Statik yükleme altındaki sıkışma direnci yaklaşık 2000 MPa' dır.

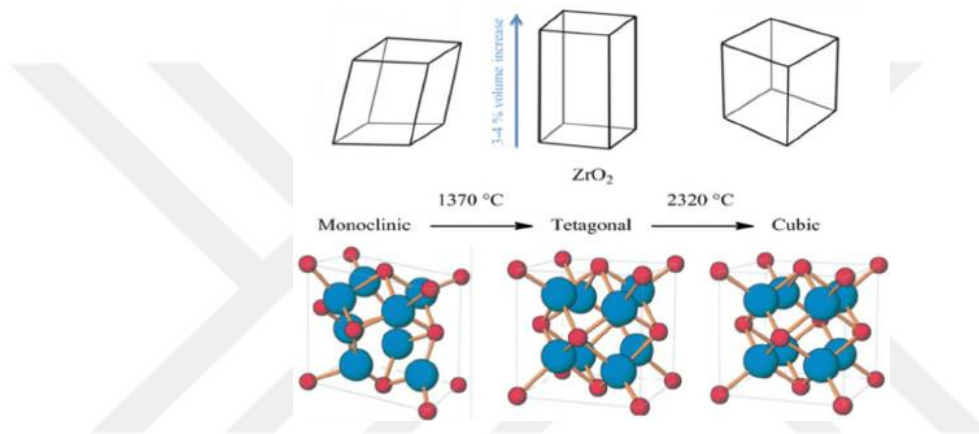
Y-TZP esaslı kor sistemlerinin bükülme dirençleri 900-1200 MPa' dır ve bu kırılma dayanımları lityum disilikat içeren sistemlerin 3, alüminöz kor sistemlerinin ise yaklaşık 2 katı kadardır (Kern et al., 1992).

2.2.3.3 Zirkonya'nın Dönüşüm Sertleşmesi

Zirkonya tetragonal fazdayken, çevre koşullarında yarı kararlı durumda bulunmaktadır. Zirkonyanın hangi sürede bu durumda kalacağı belli olmadığı için

kararsız durumda olduğu anlamına gelmektedir. Böylelikle, çatlak önündeki stresli alanlar, bu partiküllerin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne sebep olmaktadır. Bu dönüşüm, partikülün hacminde %3-5' lik bir artışa yol açmaktadır. Hacimsel büyümenin oluşturduğu sıkıştırıcı stresler çatlak yüzeyi sınırına yakın bölgeleri daraltıp çatlak kapanmakta ve böylelikle çatlak büyümesi engellenmektedir. Sonuç olarak zirkonyanın sertliğinde, mekanik özelliklerinde artma meydana gelmektedir (Denry & Kelly, 2008).

Zirkonyanın bu fiziksel özelliği 'dönüşüm sertleşmesi (transformatintoughening)' olarak tanımlanmaktadır (Clarke et al., 2003; Denry & Kelly, 2008).



Şekil 1. Zirkonyanın Dönüşüm Sertleşmesi

Zirkonyanın dayanıklılık ve direncinin yüksek olması, sahip olduğu sertleşme mekanizmasıyla ilişkilendirilebilir. Sertleşme mekanizmaları; çatlak sapması (*crack deflection*), temas korunması (*contact shielding*), bölge korunması (*zone shielding*), ve çatlak köprülemesidir (*crack bridging*) (Chai, Chu, Chow, & Liang, n.d.). Tetragonal zirkonya polikristalleri; gerilim stresleri, aşındırma, sinterizasyon sonrası soğuma ve yüksek mekanik kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlak başlangıç aşamasında, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmekte ve bu dönüşüm, hacminde %3-5'lik bir artışa yol açmaktadır. Hacim artışı, çatlak tepesinin yakınındaki sıkıştırıcı stresi arttırmakta, dolayısıyla çatlak ilerlemesini ve büyümesini önlemektedir (Karakoca & Yılmaz, 2006; Luthardt, Holzhter, Rudolph, Heroldh, & Walter, 2004) ve dış streslerin yıkıcı etkisi nötralize edilmekte ve tüm yapı güçlenmektedir. Bu fiziksel özellik "dönüşüm sertleşmesi" olarak adlandırılmaktadır (Clarke et al., 2003; Denry & Kelly, 2008). Yüzeydeki tetragonal grenler matris tarafından kısıtlanmadığı için kendiliğinden monoklinik faza

dönüşebilmekte ya da uygulanan yüzey işlemine bağlı olarak yüzeyin birkaç mikron altına kadar sıkıştırma streslerini başlatabilmektedir. Yüzeyde meydana gelen faz dönüşümünün ve bunu takip eden yüzey sertleşmesinin, zirkonyanın mekanik ve aşınma özelliklerinin geliştirilmesinde etkili rolü olduğu düşünülmektedir. Dönüşüme uğramış olan tabakanın kalınlığı ise bu durumu etkileyen sınırlayıcı faktörlerden biridir (Piconi & Maccauro, 1999).

2.2.3.4 Monolitik Y-TZP Bloklar

Günümüzde restoratif materyallerin ve CAD-CAM sistemlerinin gelişmesiyle birlikte tam konturlu zirkonya restorasyonların kullanımı artmaktadır. Anatomik konturlu hazırlanan zirkonya restorasyonlar, üst yapı içermedikleri için üstün kırılma dayanımı özelliğine sahiptirler ve güvenle kullanılabilirler (Ji et al., 2015; Zhang, Lee, Srikanth, & Lawn, 2013). Zirkonyanın optik özellikleri, üretiminde ve sinterizasyonunda modifikasyonlar yapılarak geliştirilmektedir, translusensliği artırılmaktadır (Preis, Behr, Hahnel, Handel, & Rosentritt, 2012). Polikristalin seramiklerin translusensliği materyalin kimyasal ve tanecik yapısına göre değişir. Materyallerin içerisindeki düzensiz partiküller ve poroziteler ise ışık geçirgenliğini azaltır. Zirkonya içerisindeki porların boyutu ve sayısı zirkonya içinden geçen ışık dağılımını etkilemektedir. Genel olarak zirkonyanın por büyüklüğü 200 nanometre (nm) olarak belirtilmektedir. Porların boyutu ve sayısı zirkonyanın translusensliğini anlamlı olarak etkilemektedir. Zirkonyada porların bulunmaması materyale iyi optik özellik kazandırarak materyalin estetikliğini geliştirmektedir (Yamashita & Tsukuma, 2011; Zhang, 2014). Standart zirkonya blokların içeriğinde dayanıklılığını arttıran ancak optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen organik bağlayıcılar bulunmaktadır. Monolitik zirkonya blokların yapısındaki atomlar ise, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçmektedir. Yapıdaki nanopartiküller ile porözite içermemesi ve alumina içeriğinin % 0.01'e kadar indirilmesi ışık geçirgenliğinin artmasını sağlamaktadır. Ayrıca renklendirilebilir olmaları estetik özelliklerini arttırmaktadır (Zhang et al., 2013).

2.2.3.5 Zirkonya Destekli Seramik Restorasyonlar

Tam seramiklerin translusent özelliği sayesinde tam seramik materyaller ile yapılan restorasyonlarda estetik doğal diş görünümü yakalanabilmektedir (Gökçe, Çötert, & Özcan, 2015; Holloway & Miller, n.d.). Bu restorasyonlar ön ve arka bölgelerde kullanılmaktadır. Uzun dönem çalışmaların sonucunda bu restorasyonların başarılı

sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Bindl & Mormann, n.d., 2007; Odn, Andersson, Krystek-Ondracek, & Magnusson, 1998; Sjögren, Lantto, Granberg, Sundström, & Tillberg, n.d.). Son yıllarda tam seramik restorasyonlar köprü restorasyonu olarak da kullanılmaya başlanmıştır ve bununla ilgili olarak hem in vitro hem de in vivo çalışmalar yapılmıştır (Sundh & Sjögren, 2006). Tam seramik restorasyonların köprü restorasyonu olarak kullanılmaları kırılgan özelliği sebebiyle çok yaygın değildir. Buna alternatif olarak CAD/CAM sistemiyle beraber Y-TZP kullanılmaya başlanmıştır (Filser et al., 2001). Y-TZP ortopedi de eklem protezi olarak da kullanılmaktadır ve diğer seramiklere göre kırılmaya karşı çok daha dirençli olduğu bildirilmiştir (Christel, Meunier, Heller, Torre, & Peille, 1989). Çiğneme kuvvetlerinin daha fazla olduğu posterior bölgede bu özellikleri sayesinde daha rahat kullanılabilir. Y-TZP seramikleri iki çeşit yöntemle elde edilebilmektedir. Bunlardan biri, yeşil seramiklerden olan homojen zirkonya blokları sinterlendikten ve bzldkten sonra son boyutları elde edilir (Filser et al., 2001). Diğer yöntem ise yoğun sinterlenmiş zirkonya bloklar restorasyonların son halinde frezelenerek elde edilir (Sjölin, Sundh, & Bergman, 1999).

2.2.3.5.1 IPS e.max ZirCAD

IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, USA) sistemi CAD-CAM prensibiyle çalışan bir sistemdir. ZirCAD yttrium ile stabilize edilmiş zirkonya oksit bloklardan üretilir. Yapısal olarak ağırlığına göre %87-95 oranında ZrO_2 , %4-6 Y_2O_3 , %1-5 HfO_2 , %0-1 Al_2O_3 içerir. IPS e.max ZirCAD n sinterleme işlemine tabi tutulmuş bloklardır. Mikro yapısı çok porzl bir haldedir. n sinterleme sonucunda grenler birbirine zayıf bir şekilde bağlanmış halde görünürler. Bu aşamada porözite yaklaşık %50 civarındadır. Bu yapı materyalin hala kolay bir şekilde işlenmesine olanak tanır (Sasse et al., 2015). Bu sistemde direkt olarak hasta ağzından tarayıcı ile tarama yapılabileceği gibi hasta ağzından alınan ölçü de taranarak bilgisayara aktarılabilir. Bilgisayar programı ile CAD (bilgisayar destekli dizayn) işlemi yapılır. Zirkonya bloklar renk renk ayrı halde bulunurlar. İlk olarak bu zirkonya bloklar inLab sistemiyle milleme işlemine tabi tutulur, arkasından Sintramat yüksek ısı fırınında sinterlenir. Sinterleme işleminden sonra sertliği ve dayanıklılığı maksimum seviyeye ulaşır. ZirPress uygulaması için sinterlendikten sonra alt yapının üzerine mum modelaj yapılır ve presleme işlemine geçilir. Presledikten sonra makyaj ve cila işlemleri ile tamamlanır.

2.2.3.5.2 IPS e.max Zirpress Üst Yapılar

ZirCAD alt yapılı bir restorasyonun üst yapısı için firmanın önerdiği ve alt yapı için en uygun üst yapı seramiği olarak ZirPress materyali kullanılmaktadır. ZirPress sistemi pres teknolojisi için üretilmiş floroapatit cam seramik ingotlardan oluşur. Feldspar veya lösit içerikli bir materyal değildir. Başta çeşitli boyutlarda olan floroapatit kristalleri kontrollü nükleasyon ve kristalizasyon yardımıyla istenilen boyutlara getirilir. Bu da yaklaşık 300 nm uzunluğunda ve 100 nm çapındadır. Zirkonya alt yapı üzerine yapışacak dentin tabakasını şekillendirmek için kullanılırlar ve konvansiyonel yöntemlerle tabakalandırılmış dentin materyallerinin fonksiyon ve özelliklerini sağlarlar. ZirPress materyali tam anatomik olarak da şekillendirilebildiği gibi üzerine IPS e.max Ceram materyali ile veneerlenebilmektedir. Luo ve Zhang yaptıkları çalışmada ZirCAD alt yapı materyali üzerine hem tam anatomik olarak ZirPress materyalini preslemişler hem de cut-back tekniği kullanarak 0.30 mm veneer seramik uygulaması yapmışlardır. Çalışmada tam anatomik olarak preslenen örneklerin ışık geçirgenliğini en yüksek ve dolayısıyla renk olarak en aydınlık olan örnekler olduğunu tespit etmişlerdir (Luo & Zhang, 2010). Pres materyallerinde preslenen seramiğin presleme ısısı ile veneerlenen seramiğin fırınlama ısısı arasındaki fark ne kadar fazla ise veneer malzeme fırınlanırken preslenen seramiğin stabilitesi o kadar fazla olacaktır. Böylelikle materyalin adaptasyonu fırınlamadan etkilenmemiş olur. Ancak tam anatomik olarak preslenen materyalin sonradan bir fırınlama işlemine tabi tutulmasına gerek olmadığından adaptasyonu da etkilenmemiş olur.

Kohorst ve ark. ve Dittmer ve ark. yaptıkları CAD/CAM ile üretilmiş önceden sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanarak yaptıkları bir çalışmada örneklerin adaptasyonunu incelemiş ve veneerleme işleminin ardından CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya alt yapılı restorasyonlarda marjinal ve internal aralıklarda azalma görüldüğünü bildirmiştir (Dittmer, Borchers, Stiesch, & Kohorst, 2009; Kohorst et al., 2010).

2.3 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar metodu İngilizce adıyla “*Finite Element Method (FEM)*” ilk olarak 1960’ların başında havacılık endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Günümüze kadar yapısal analiz, sıcaklık transferi, akışkan likitler, kütle transportu ve elektromanyetik gibi konuları da içine alarak kapsamı genişlemiştir (J.-P. Geng, Tan, & Liu, 2001).

Dental implantların başarısı kemikte hangi tip gerilimlerin oluştuğu ile ilgilidir. Son yıllarda, sonlu elemanlar metodu implant ve çevre dokularında oluşan gerilimlerin incelenmesinde yaygın olarak tercih edilen bir araç haline gelmiştir. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi "parçadan bütüne gitme" esasına dayanır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların herhangi bir bölgesinden oluşur (J.-P. Geng et al., 2001). Karmaşık mekanik problemlerin sonlu elemanlar metodu kullanılarak çözülebilmesi için yapının çok küçük parçalara, yani basit elemanlara ayrılması gereklidir. Bu şekilde parçadan bütüne gidilebilir.

2.4 Sonlu Elemanlar Metodunda Kullanılan Mekanik Kavramlar

2.4.1 Bileşik Gerilim Durumu (*General State Of Stress*)

Cisimlere uygulanan gerilimlerin tek temel tipte olması güçtür. Genelde kuvvet uygulanan yapılarda üç temel gerilim (çekme, basma ve makaslama gerilimlerinin) bir arada bulunur. Bileşik gerilim durumunda herhangi bir gerilim, diğerlerinden daha baskın olabilir (Choi, Conway, & Ben-Nissan, 2014).

2.4.2 Mohr Dairesi, Asal Gerilimler, Asal Eksenler (*Mohr's Circle, Principle Stresses, Principal Axes*)

Bileşik gerilim durumundaki bir cisimde kesit değıştikçe gerilim türünün değışimi grafik ile gösterilir. Bu değışim türüne Mohr dairesi adı verilir. Bu grafik sistemi, 1882 yılında Otto Mohr isimli araştırmacı tarafından geliştirilmiş ve kendi ismiyle adlandırılmıştır. Bu grafik sisteminin esası, bir kesitteki normal ve kayma gerilimlerini tasvir noktasının apsis ve ordinatı kabul etmektir ve kesit değıştiği durumda tasvir noktasının geometrik yerini tespit etmektir. Koordinatları σ ve τ olan tasvir noktalarının geometrik yerinin daire olması gerekliliği vardır. Mohr dairesinin merkezi apsis ekseninde bulunur. Gerilim halinde olduğu gibi şekil değıştirme halinin de grafik anlatımında Mohr dairesi kullanılır. Mohr dairesinde yatay eksen normal gerilimleri, dikey eksen kayma gerilimlerini göstermektedir. Asal gerilimler

(σ_1, σ_2), kayma gerilimleri ($\tau_{max}, \tau_{min}, \tau_{xy}, \tau_{yx}$) ve normal gerilimler (σ_x, σ_y) ile gösterilmiştir. Kesitle döndürme hareketi yaptırılarak kayma geriliminin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilim (σ_1) ile en büyük normal gerilim (σ_2) bulunmaktadır. Bu gerilimlere asal gerilimler (Principle stresses), bu gerilimlerle oluşan eksenlere de asal eksenler (Principle axis) denilmektedir. Eşdeğer gerilim (σ_e), üç asal gerilimden ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$) yararlanılarak ortaya konan ortak bir değerdir (Fish & Belytschko, n.d.).

2.4.3 Elastiklik Modülü (*Young's modulus*)

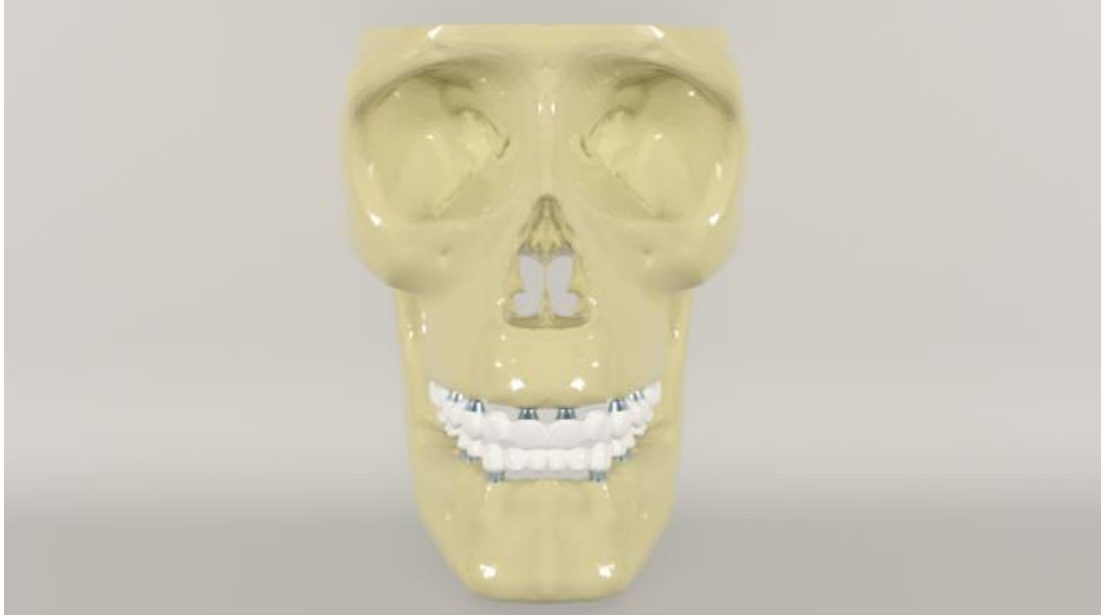
Elastiklik modülü yük altındaki cismin moleküllerinin çekim kuvvetinin birim uzamaya karşı gösterdiği iç dirençtir. Sert materyallerin deformasyon karşısında iç direncinin yüksek olması elastiklik modüllerini yükseltir. Aynı miktardaki kuvvet uygulanmış olan iki ayrı materyalden elastiklik modülü yüksek olan elastiklik modülü düşük olana oranla daha az deforme olmaktadır (Sakaguchi & Powers, 2012).

2.4.4 Poisson Oranı (*Poisson's ratio*)

Bir cisme çekme kuvveti geldiğinde kuvvet yönünde bir boy uzaması görülürken, kuvvete dik olan diğer boyutlarda ise bir boy kısalması görülür. Yan yöndeki deformasyonun eksen yönündeki deformasyona oranı bize Poisson katsayısını göstermektedir. Başka bir deyişle Poisson oranı, dik yönde gelen kuvvetler neticesinde oluşan lateral deformasyonu gösteren sabit bir değerdir (Dhert et al., 1992). Üç asal eksen yönünde farklı mukavemet özellikleri gösteren malzemelere ortotropik denir. Benzer özellikler gösteren malzemeler ise izotropik olarak adlandırılır. Üç asal eksenenden ikisi üzerinde benzer davranış gösteren malzemelere transvers izotropik adı verilir. Bazı araştırmacılar kemik dokusunun transvers izotropik olduğunu ileri sürerken, bazıları ise kemiğin ortotropik olduğunu iddia etmektedirler. Ashman ve Van Buskirk (Ashman & Van Buskirk, 1987), alt çenenin mandibüler kavis etrafındaki kütleli doğrultusu ile transvers izotropik olduğunu ortaya koymuşlardır.

3. Gereç ve Yöntem

Gelişen bilgisayar teknolojileri çok kapsamlı ve hassas hesaplamaların hızlı ve gerçekçi şekilde çözülmesine imkân vermektedir. Birçok hesaplamanın yapılması gereken sonlu elemanlar metodunun uygulanması için birçok bilgisayar programı geliştirilmiştir. Bu tez çalışmasındaki sonlu eleman modellemeleri ve analizleri Ay Tasarım Ltd. Şti.' de gerçekleştirildi. Bu çalışmada; doğal dişli maksilla ve mandibula, farklı açı ve dizaynlarda yerleştirilen implantlarla oluşturulmuş tam dişsiz maksillar mandibular kretler, tam dişli maksillar kret ve implantlarla oluşturulmuş tam dişsiz mandibula ve çevre kemikte meydana gelen stresler değerlendirildi. Çalışmada üç boyutlu SESA yöntemi kullanıldı ve statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.



Şekil 2. SESA Çalışmasında Kullanılan Alt ve Üst Çene Modeli

3.1 Geometrik Modellerin Oluşturulması

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve ardından daha homojen bir hale gelmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve SESA 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 (Smartoptics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave

N,Seattle, WA 98103 ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMeshStudio (VirtualGridInc, Bellevue City, WA, ABD) ve AlgorFempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) analiz programından yararlanıldı.



Şekil 3. Smartoptics 3 Boyutlu Dental Tarayıcı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturuldu ve sonrasında analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin hassas bir şekilde yapılması için, stl formatında AlgorFempro (AlgorInc., ABD) yazılımına aktarıldı. Stl formatı her türlü 3d modelleme programları için evrensel bir değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklandığı için programlar arasında aktarım yapılabilir ve bu aktarım oluşabilecek herhangi bir bilgi kaybını önler. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu ve diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Çizelge 1. Çalışmada Kullanılan Setler ve Setlerde Kullanılan Malzemelerin Elastisite Modülleri ve Poisson Oranları

Materyal	Poisson Oranı	Elastisite Modülü
Mine	0.33	84.1Gpa
Temporomandibular Disk	0.40	0.044 Gpa
Kortikal Kemik	0.30	13.7 Gpa
Trabeküler Kemik	0.30	1.37 Gpa
Periodontal Ligament	0.49	0.050 Gpa

Protez Smartoptics tarayıcısında yapılan 3 boyutlu taramayla elde edildi. İmplantların modellerinin elde edilmesi için büyük ebattaki implant modelleri tedarik edildi ve Smartoptics tarayıcısında tarandı.



Şekil 4. Alt ve Üst Çene Restorasyon Modeli

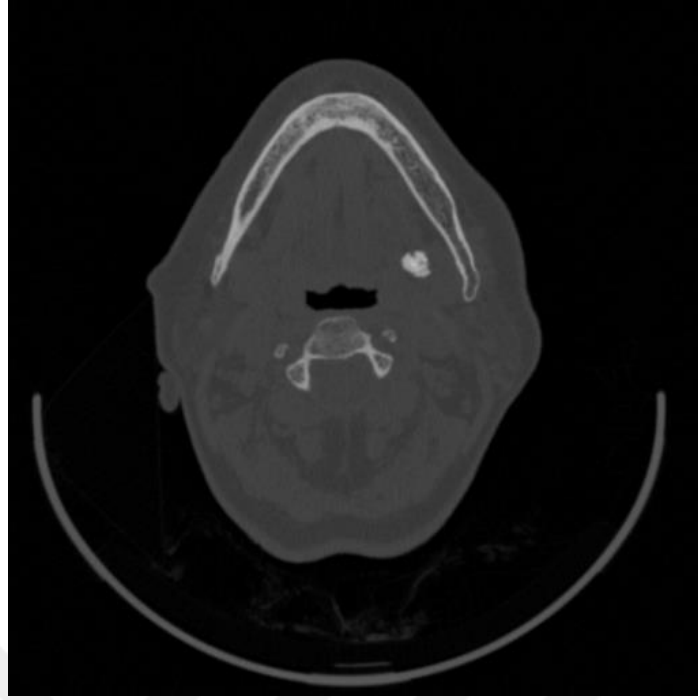


Şekil 5. Alt ve Üst Çene İmplant ve Restorasyon Modeli



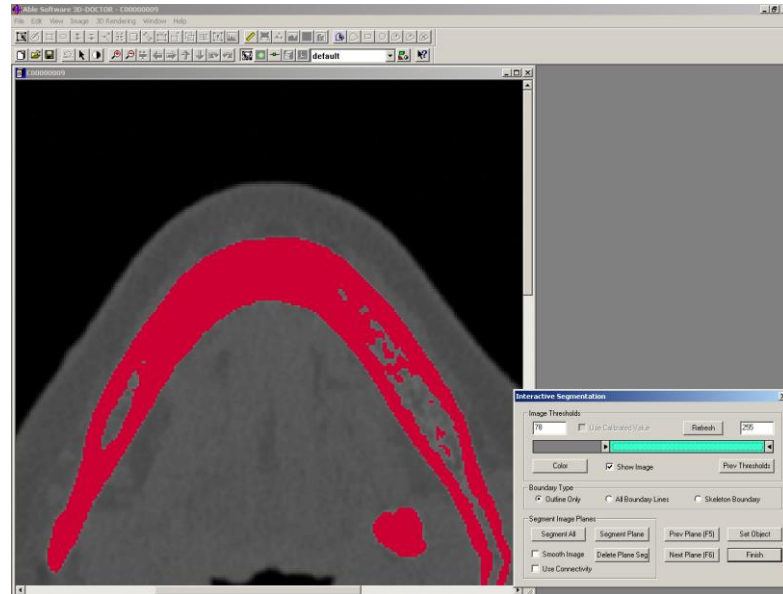
Şekil 6. Üst Çene Doğal Diş, Alt Çene İmplant ve Restorasyon Modeli

Kemik dokularının modellenmesini yapmak için, erişkin bir hastanın çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) 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 rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor yazılımına alındı.



Şekil 7. Hastaya Ait Alt Çene Kemiği Tomografisi

Magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntüler 3D-Doctor yazılımı ile bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabilir. Bu yazılım sayesinde yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

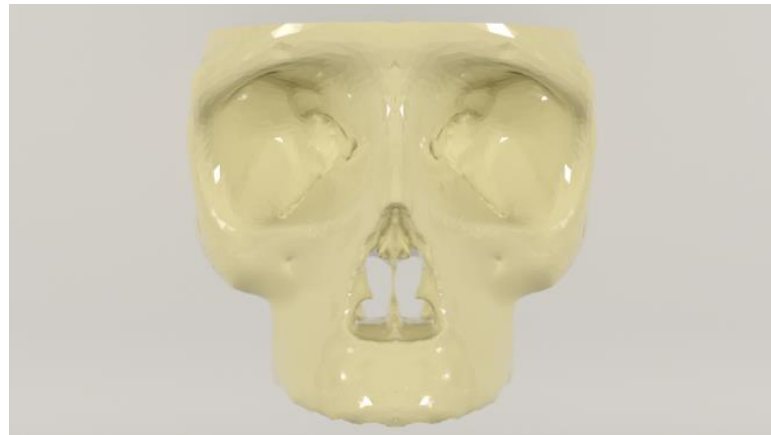


Şekil 8. Kemik Dokusunun Segmentasyon İşlemi Uygulandıktan Sonraki Görüntüsü

Çekilen filmler, 3D-Doctor yazılımına aktarıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3 Boyutlu ComplexRender” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmesi yapılmış oldu. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında export edildi. Daha sonra model standardize edilerek analize uygun hale getirildi. Kemik dokusundan offset tekniği ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlandı.

3.2 İmplantların Modellenmesi

Çalışmada üst ve alt çene kemiğine yerleştirilecek implantların boyutlarının belirlenebilmesi için, implantların yerleştirileceği bölgede kemiğin mevcut kalınlığının ve yüksekliğinin bilinmesi gerekir. Kullanılacak implantların alt çene kemiği üzerinde, kanin, 2. küçük azı ve 2. büyük azı; üst çene kemiği üzerinde 1.keser, kanin, 2.küçük azı ve 2. büyük azı dişlerinin olduğu bölgelere yerleştirilmesi planlandı ve anatomik oluşumlar da dikkate alınarak implantların lokalizasyonu belirlendi. İmplant lokalizasyonları belirlendikten sonra, eldeki kemiğe göre implant boyutları 4.1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda belirlenmiştir. Üst çene kemiğindeki rezorpsiyon sebebiyle ön bölgedeki implantlar 11° açılı olarak konumlandırılmıştır.



Şekil 9. Tomografi Görüntüsünden Elde Edilen Üst Çene Kortikal Kemiğin Geometrik Modeli



Şekil 10. Tomografi Görüntüsünden Elde Edilen Üst Çene Spongioz Kemiğin Geometrik Modeli



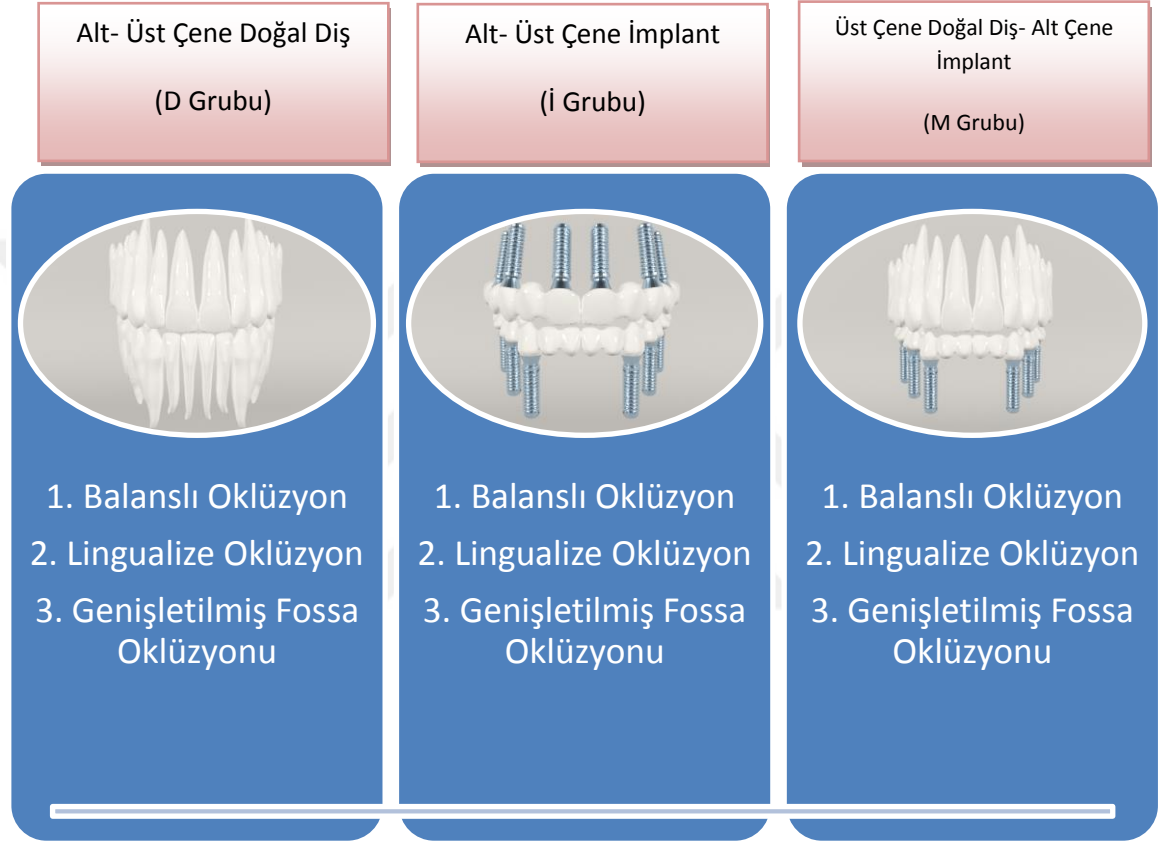
Şekil 11. Tomografi Görüntüsünden Elde Edilen Alt Çene Kortikal Kemiğin Geometrik Modeli



Şekil 12. Tomografi Görüntüsünden Elde Edilen Alt Çene Spongioz Kemiğin Geometrik Modeli

Bu şekilde maksillada ve mandibulada kortikal kemik, spongiöz kemik, implantlar, dayanaklar ve protez modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve bu aşama sonunda modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

3.3 Oluşturulan Modeller ve Alt Grupları



Şekil 13. Çalışmada Kullanılan Grup ve Alt Gruplar



Şekil 14. D Grubu 3 Boyutlu Modeli

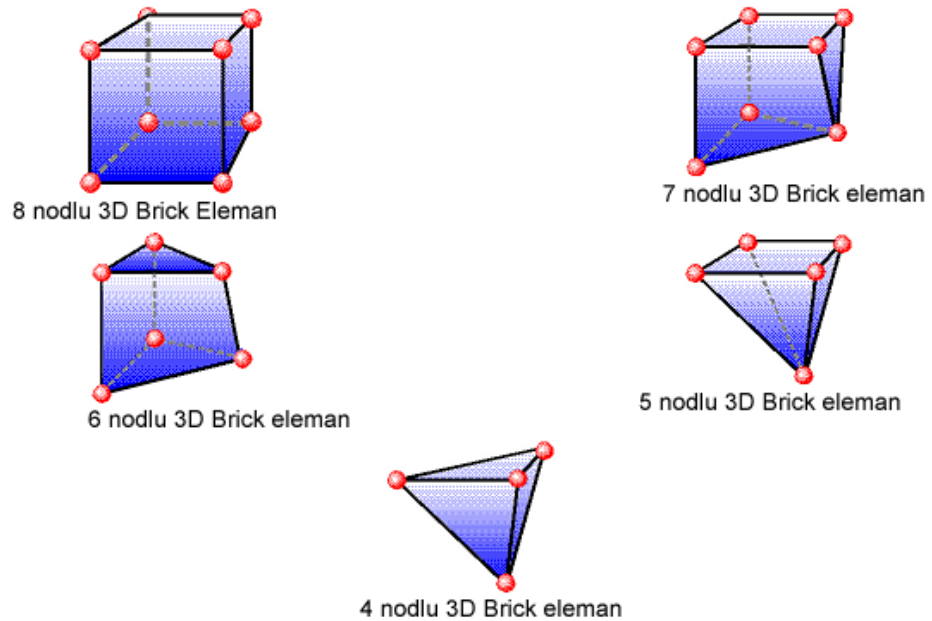


Şekil 15. İ Grubu 3 Boyutlu Modeli



Şekil 16. M Grubu 3 Boyutlu Modeli

Rhino’da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Fempro yazılımında modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele dönüştürüldü. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. Eğer 8 nodlu elemanlar gerekli detaya ulaşamazsa 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmaktadır.



Şekil 17. Bricks ve Tetrahedra Katı Modelleme Sisteminde Kullanılan Değişik Sayılarda Nodlara Sahip Elemanlar

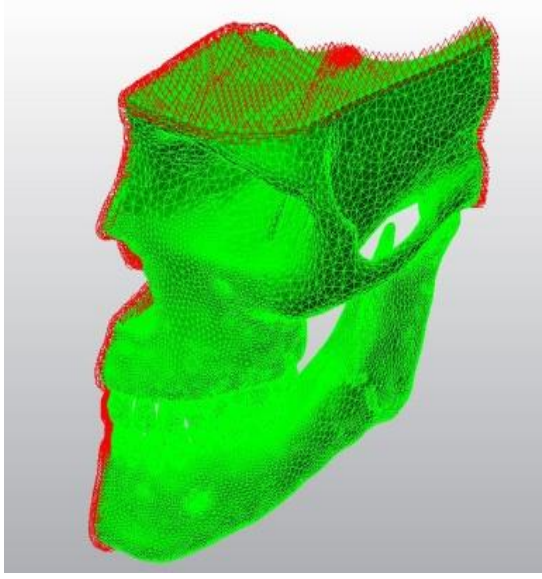
Çalışmadaki bütün modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Eğer bir materyal homojen ise, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer özellik gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesinden kaynaklanmaktadır.

Çizelge 2. Düğüm ve Eleman Sayıları

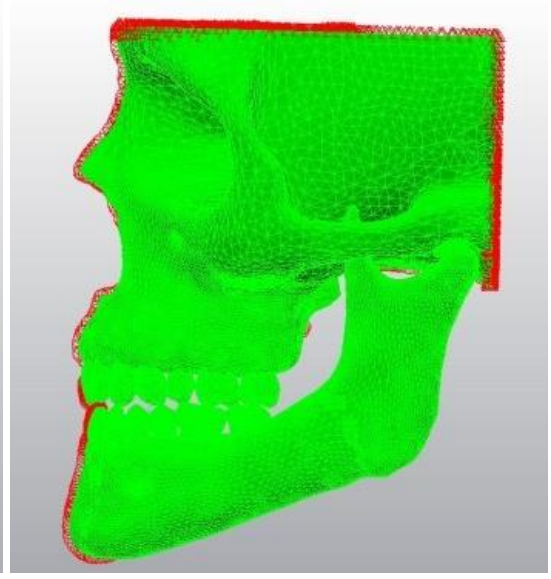
Alt-Üst Diş Balanslı Oklüzyon	Düğüm Sayısı = 173236 Eleman Sayısı = 784661
Alt-Üst Diş Genişletilmiş Fossa Oklüzyonu	Düğüm Sayısı = 173072 Eleman Sayısı = 783219
Alt-Üst Diş Lingualize Oklüzyon	Düğüm Sayısı = 171034 Eleman Sayısı = 773661
Alt-Üst İmplant Balanslı Oklüzyon	Düğüm Sayısı = 141118 Eleman Sayısı = 625224
Alt-Üst İmplant Genişletilmiş Fossa Oklüzyon	Düğüm Sayısı = 144741 Eleman Sayısı = 631656
Alt-Üst İmplant Lingualize Oklüzyon	Düğüm Sayısı = 144911 Eleman Sayısı = 635634
Üst Diş, Alt İmplant Balanslı Oklüzyon	Düğüm Sayısı = 135966 Eleman Sayısı = 596607
Üst Diş, Alt İmplant Genişletilmiş Fossa Oklüzyonu	Düğüm Sayısı = 140178 Eleman Sayısı = 608439
Üst Diş, Alt İmplant Lingulize Oklüzyon	Düğüm Sayısı = 141484 Eleman Sayısı = 611780

3.4 Sınır Koşulları

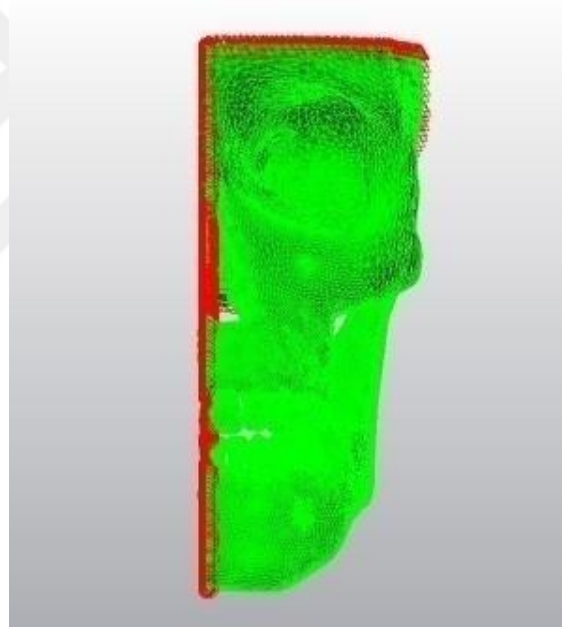
Model mandibulanın ön, arka ve alt bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.



Şekil 18a



Şekil 18b

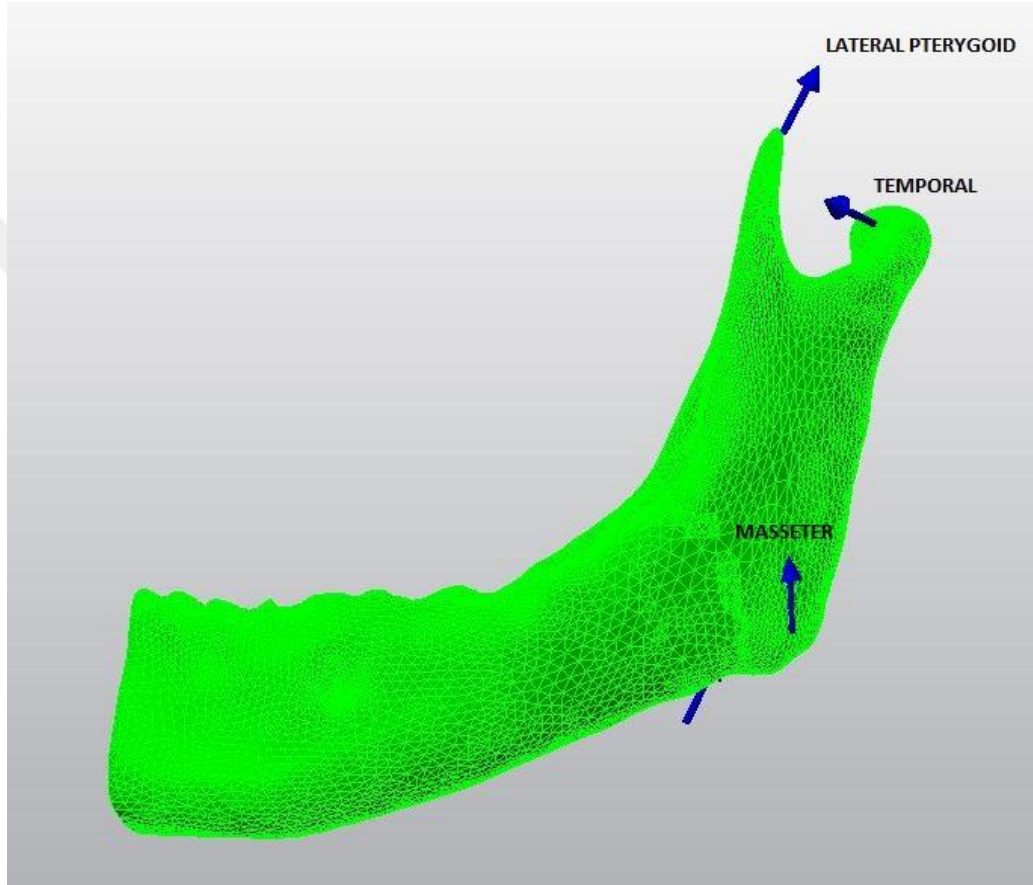


Şekil 18c

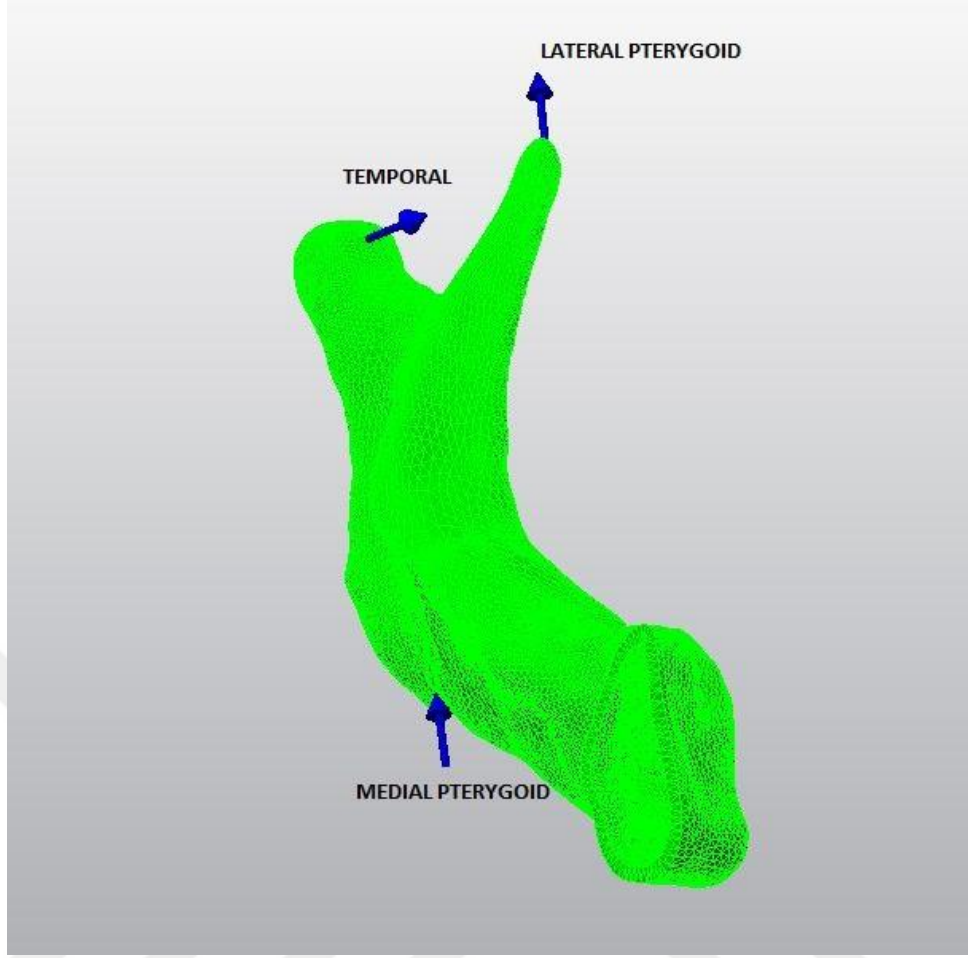
Şekil 18(a,b,c). Modellerin Bricks ve Tetrahedra Elemanlar Şeklinde Katı Modele Çevrilmiş Hali

3.5 Kuvvet Uygulanması

Toplam dokuz adet model üzerinde çiğneme kuvvetlerini simule edebilmesi için masseter, medial ptergoid, lateral ptergoid ve temporal kas kuvvetlerini oluşturacak çiğneme kuvvetleri mandibulada oluşturuldu. Masseter kasa 59.23 N, medial pterygoid kasa 39.60 N, lateral pterygoid kasa 34.4 N ve temporal kasa 34.09 N kuvvet uygulandı (Ferreira et al., 2014). (Şekil 19,20)



Şekil 19. Masseter, Temporal ve Lateral Pterygoid Kas Kuvvetlerinin Vektörleri



Şekil 20. Medial Pterygoid, Temporal ve Lateral Pterygoid Kas Kuvvetlerinin Vektörleri

3.6 Oklüzal Temas Noktaları



21A

21B

21C

Şekil 21. A: Balanslı Oklüzyon Temas Noktaları, B: Lingualize Oklüzyon Temas Noktaları, C: Genişletilmiş Fossa Oklüzyonu Temas Noktaları

Oklüzal tabla üzerinden analiz edilecek, üç farklı oklüzyon çeşidine göre temas noktaları belirlendi (Hidaka, Iwasaki, Saito, & Morimoto, 1999; Phoenix & Engelmeier, 2010; Rangarajan et al., 2016) ve seçilen noktalardan alt ve üst çene dişleri birbirine kapanış sağlayacak şekilde birleştirildi. Daha sonra çiğneme kaslarını temsilen yüklenen kuvvetler sonucunda stres analizleri incelendi. Kortikal ve spongiöz kemikteki stresleri değerlendirirken *Maximum Principal* ve *Minimum Principal* değerleri, implant, diş ve restorasyondaki stresleri değerlendirirken de *Maximum von Mises* ölçümleri dikkate alındı.



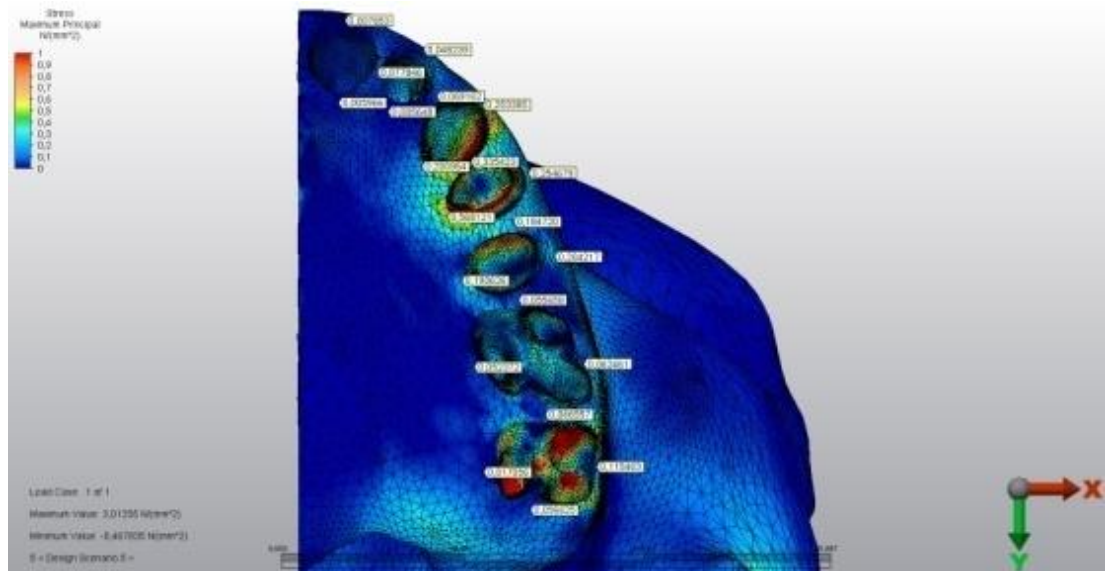
4. Bulgular

Gerçekleştirilen çalışmada oluşturulan modellere kuvvetler uygulanarak stres analizine tabi tutulmuştur. Her üç grubun üçer alt grubunda toplam dokuz adet çiğneme modeli incelenmiştir. İlk grupta alt ve üst çenede doğal dişlerin, ikinci grupta alt ve üst çenede implant üstü tek parça monolitik zirkonya restorasyonların ve üçüncü grupta üst çenede doğal dişlerin alt çenede implant üstü tek parça monolitik zirkonya restorasyonların olduğu modeller incelenmiştir. Bu dokuz modele ait sonuçlar aşağıda verilmiştir.

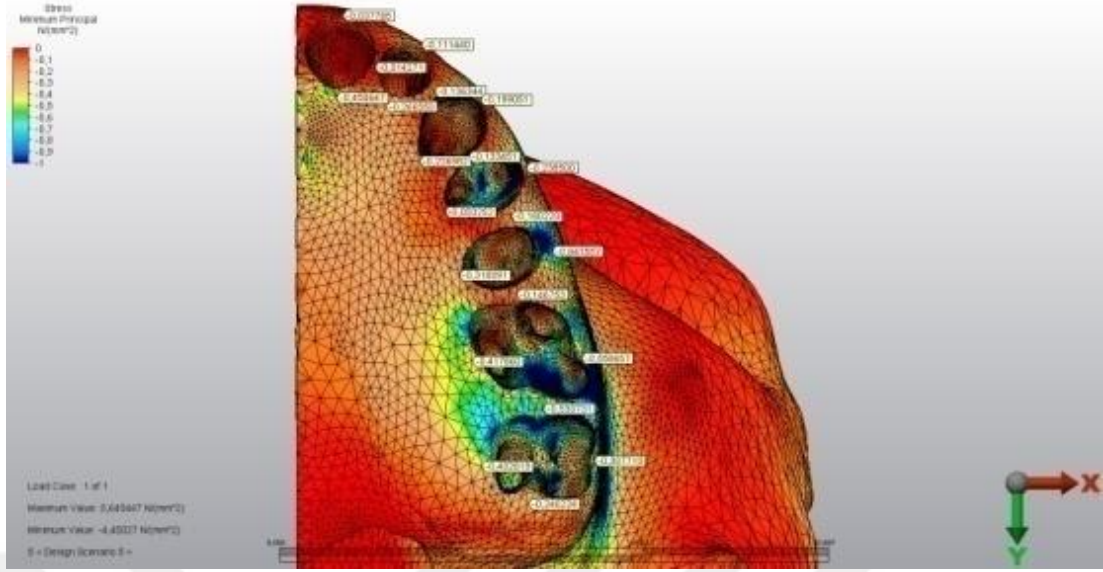
4.1 Alt-Üst Doğal Dişli Model (D Grubu)

4.1.1 Balanslı Oklüzyon

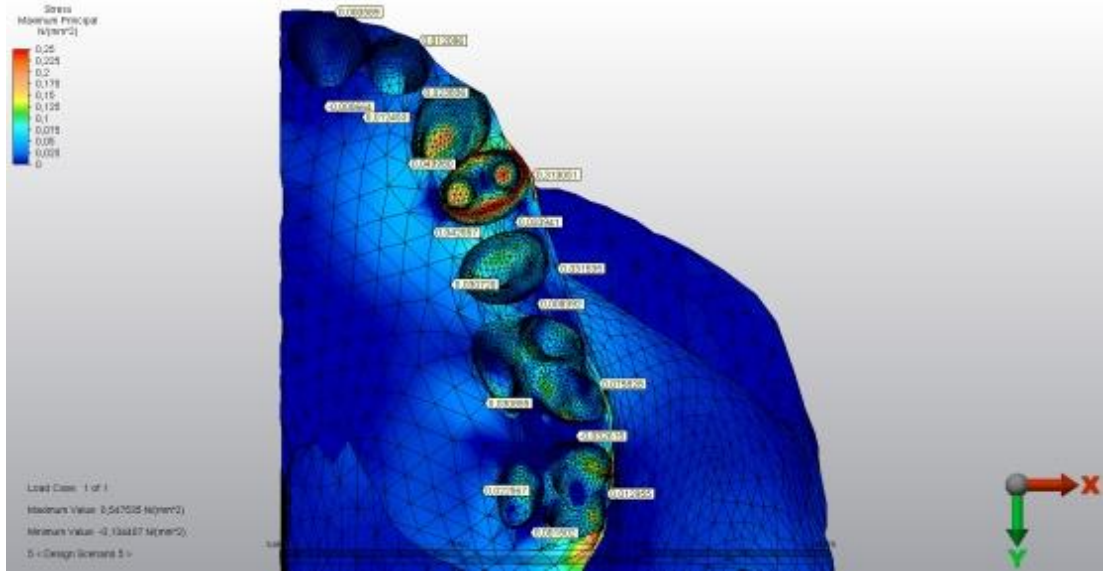
Balanslı oklüzyon oklüzal şema ve temas noktalarına göre çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet sonucunda üst ve alt çene kemiğinde ortaya çıkan maksimum asal değerler gerilme kuvvetlerini, minimum asal değerler de sıkışma kuvvetlerini göstermektedir. Analiz neticesinde üst çene kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal değerler sırasıyla 3.01 MPa ve 4.45 MPa' dır. Spongios kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal değerler ise sırasıyla 0.54 MPa ve 0.66 MPa' dır. Alt çene kemiğinde kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler sırasıyla 148.28 MPa ve 42.77 MPa, spongios kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler sırasıyla 1.02 MPa ve 2.33 MPa' dır.



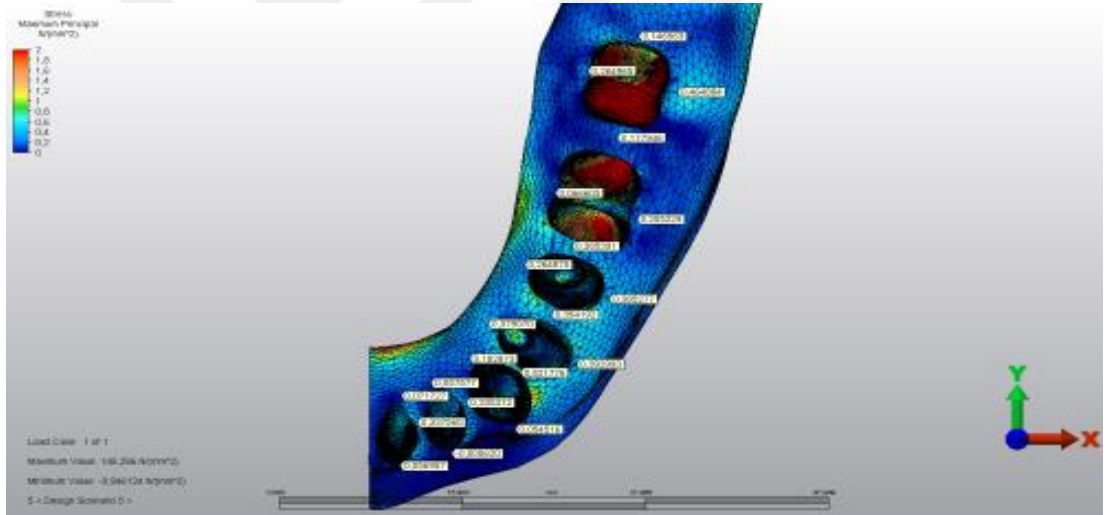
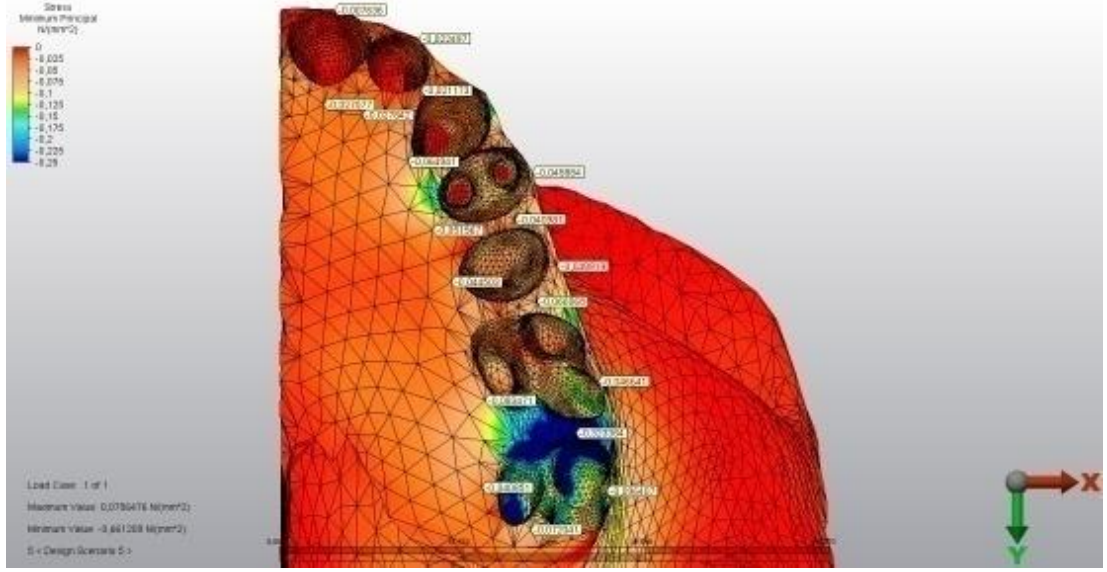
Şekil 22. D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri

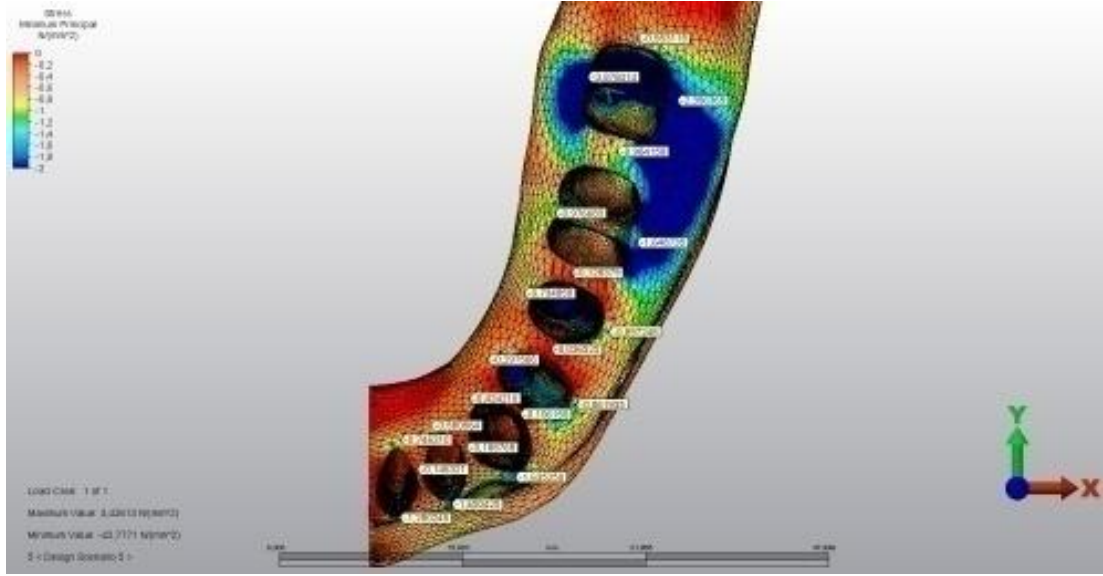


Şekil 23. D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri

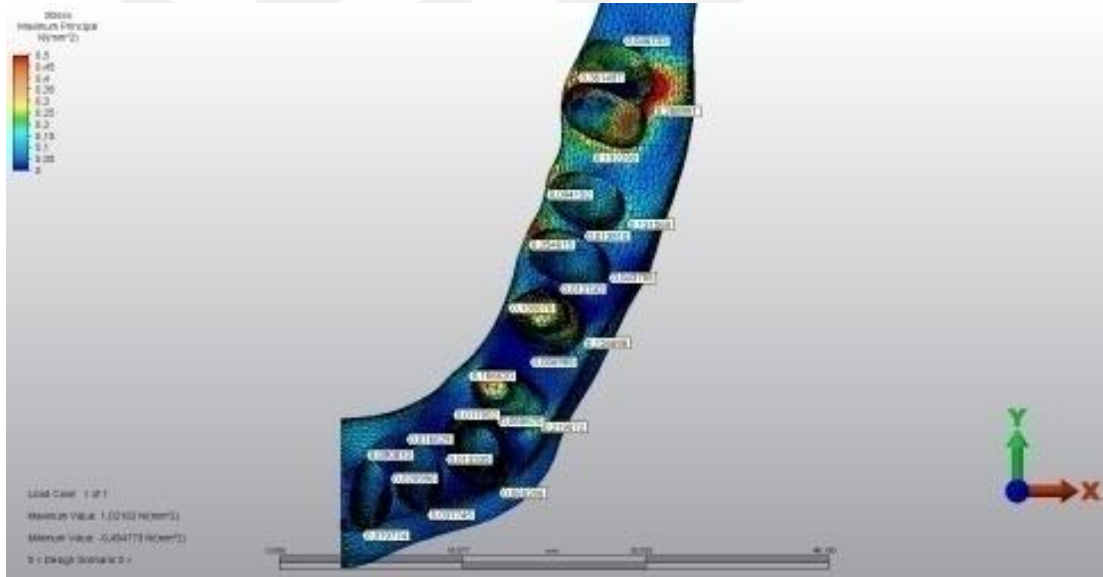


Şekil 24. D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongios Kemikte Gerilme Değerleri

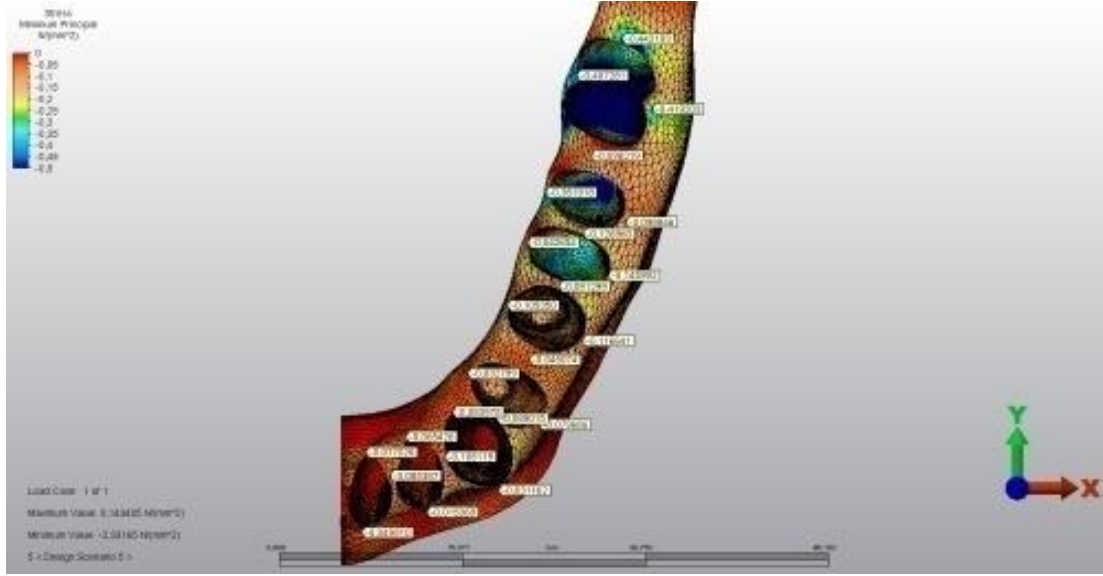




Şekil 27. D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri

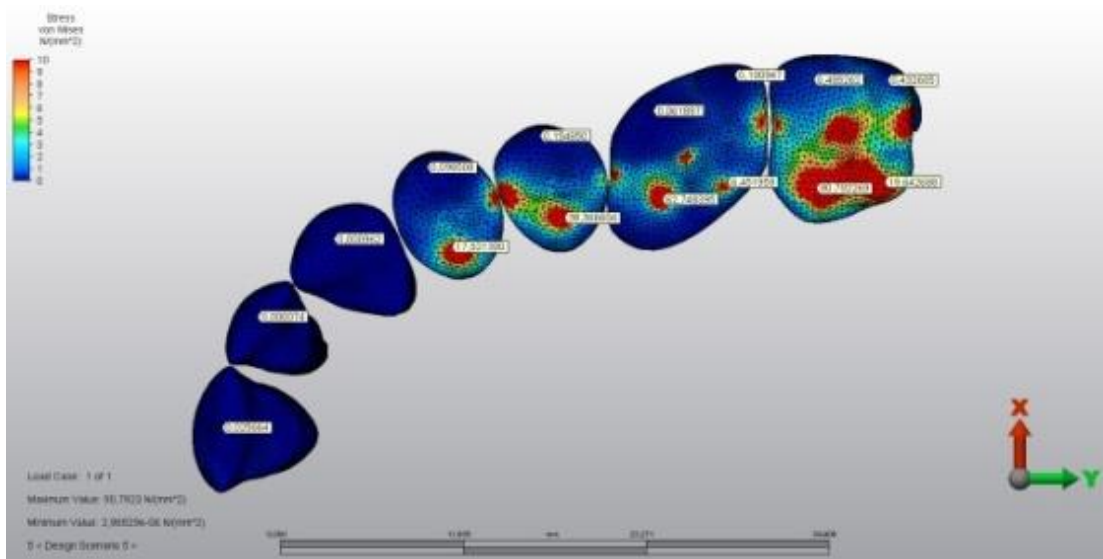


Şekil 28. D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongios Kemikte Gerilme Değerleri

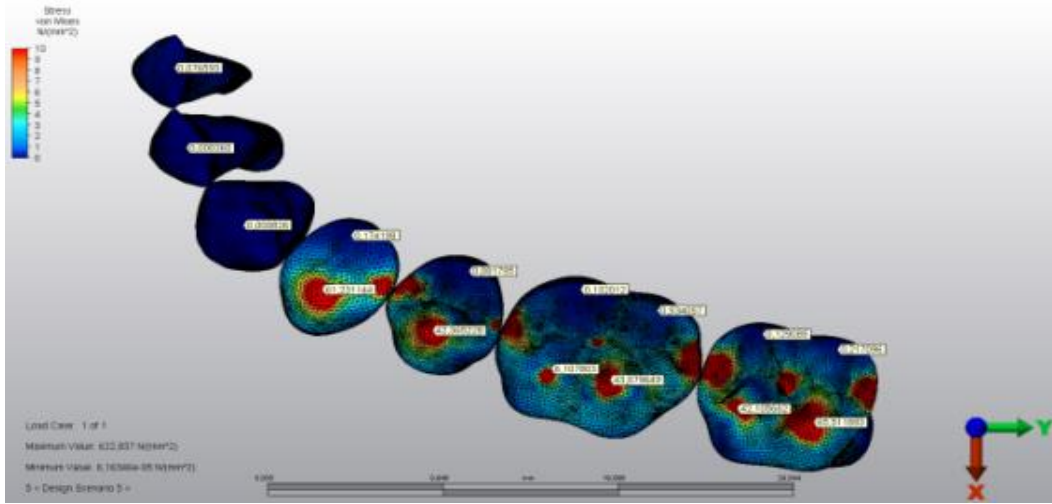


Şekil 29. D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri

Üst çene dişlerinde oluşan streslerin premolar ve molar dişler arasında olduğu görülmüş ve maksimum gerilme değeri 90.79 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek gerilme değeri ikinci büyük azı dişin palatinal tüberkül tepesinde görülürken en yüksek ikinci stres birinci büyük azı dişin palatinal tüberkül tepesinde görülmüştür. Alt çene dişlerinde oluşan streslerin premolar ve molar dişler arasında birbirine yakın değerlerde olduğu görülmüş ve maksimum gerilme değeri 622.83 MPa olarak ölçülmüştür.



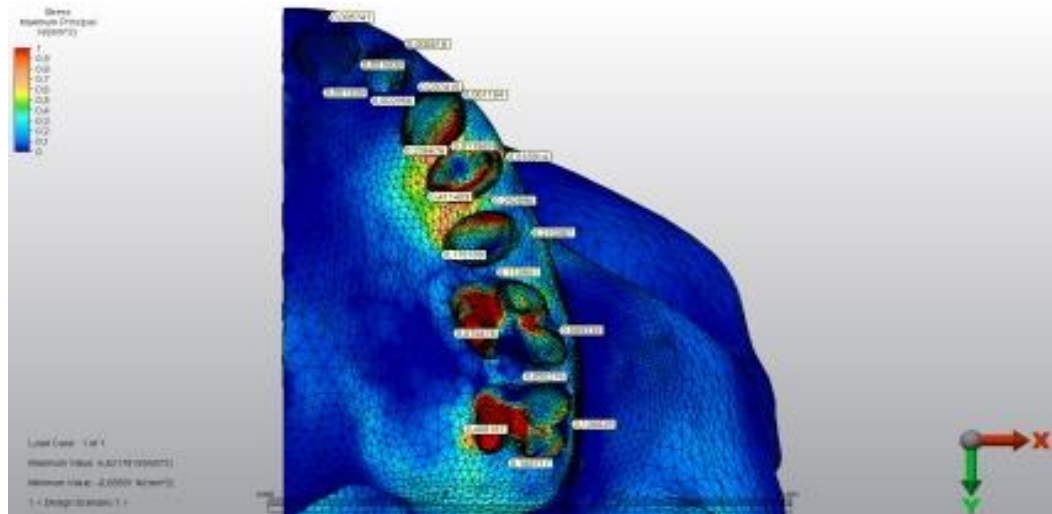
Şekil 30. D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Dişlerinde von Mises Değerleri



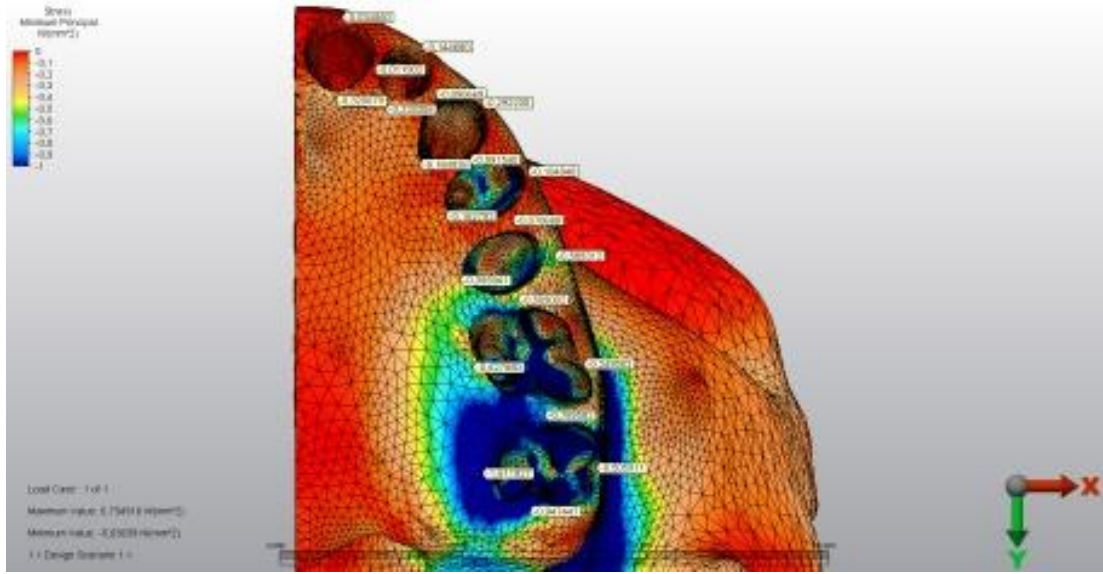
Şekil 31.D Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Dişlerinde von Mises Değerleri

4.1.2 Lingualize Oklüzyon

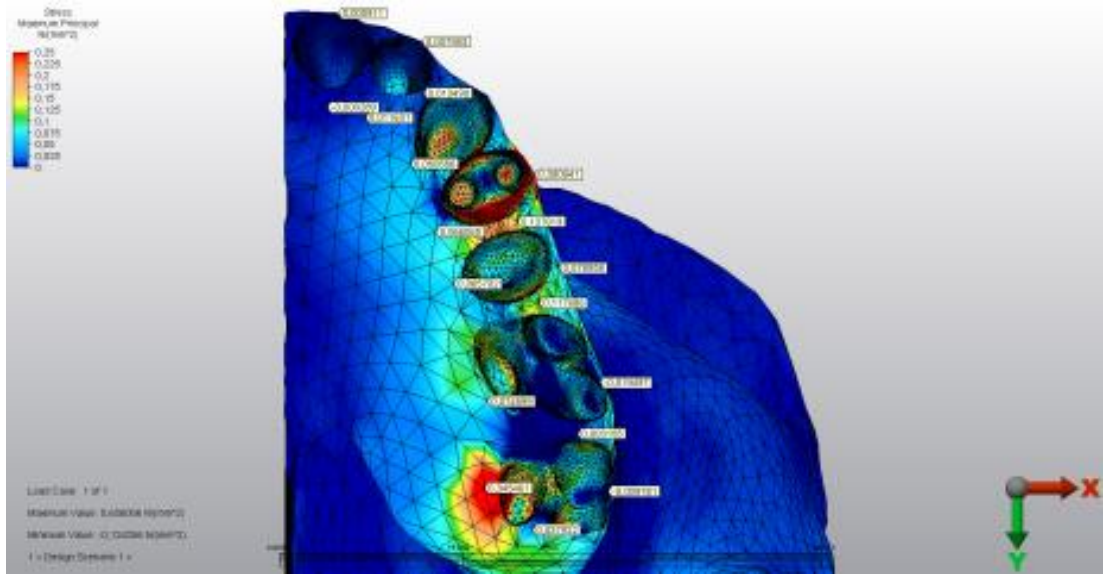
Lingualize oklüzyon oklüzal şema ve temas noktalarına göre çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet sonucunda maksillar kortikal kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilmeler sırasıyla 6.62 MPa ve 5.03 MPa, spongioz kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilmeler ise sırasıyla 0.65 MPa ve 1.43 MPa' dır. Alt çene kemiğindeki analiz neticesinde ise kortikal kemikte görülen maksimum ve minimum asal değerler ise sırasıyla 148.28 MPa ve 42.77 MPa, spongioz kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilmeler ise sırasıyla 0.72 MPa ve 1.59 MPa' dır.



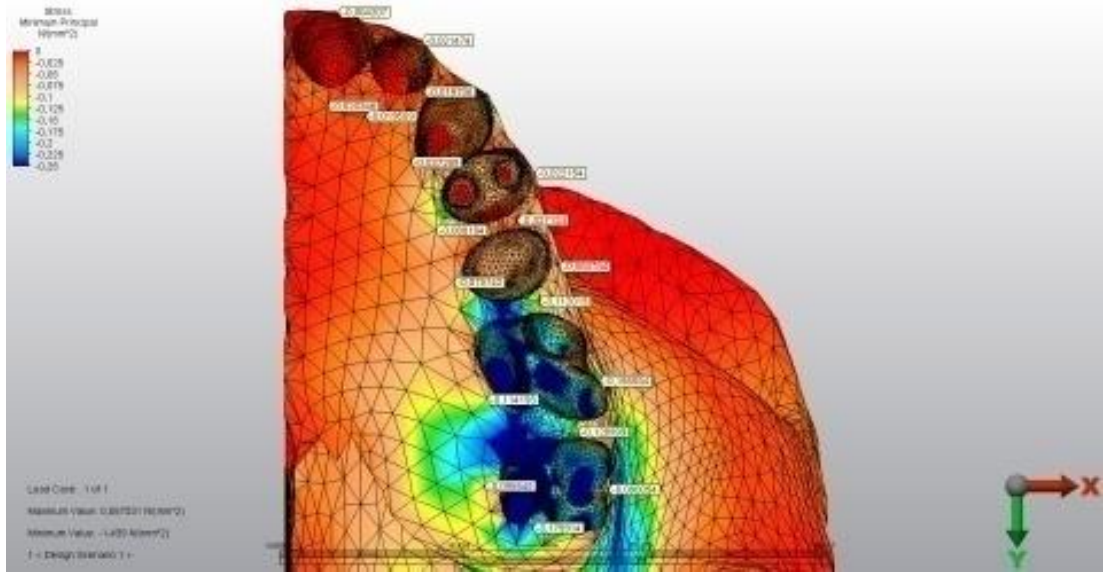
Şekil 32. D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



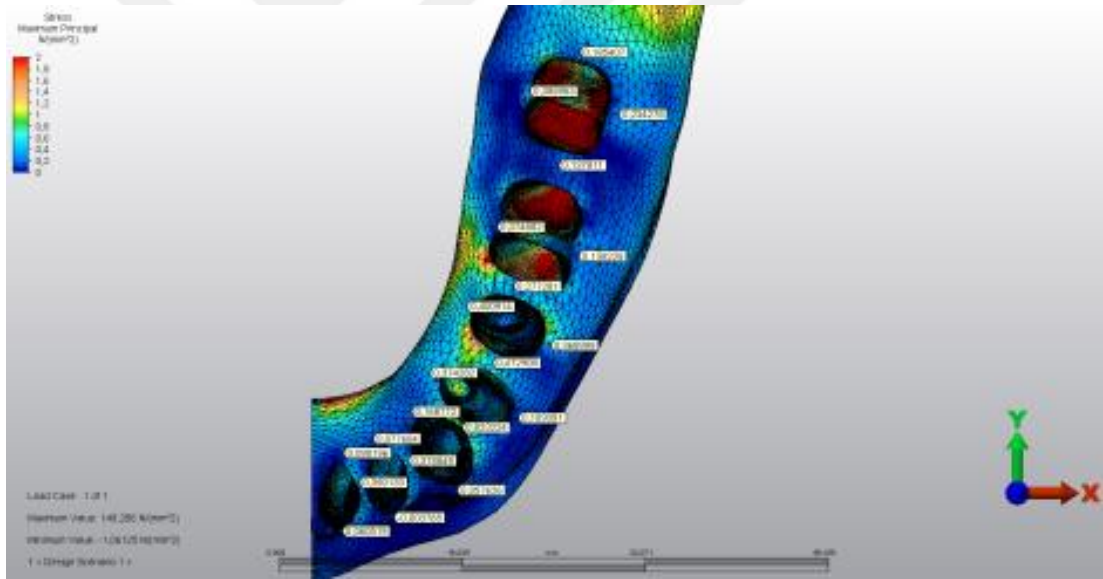
Şekil 33. D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri



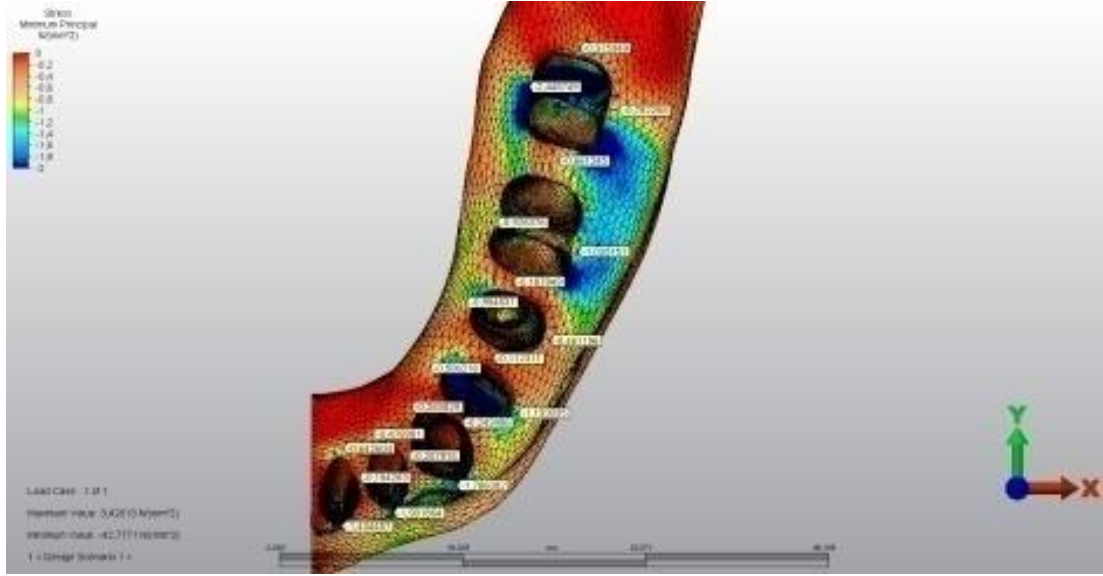
Şekil 34. D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongios Kemikte Gerilme Değerleri



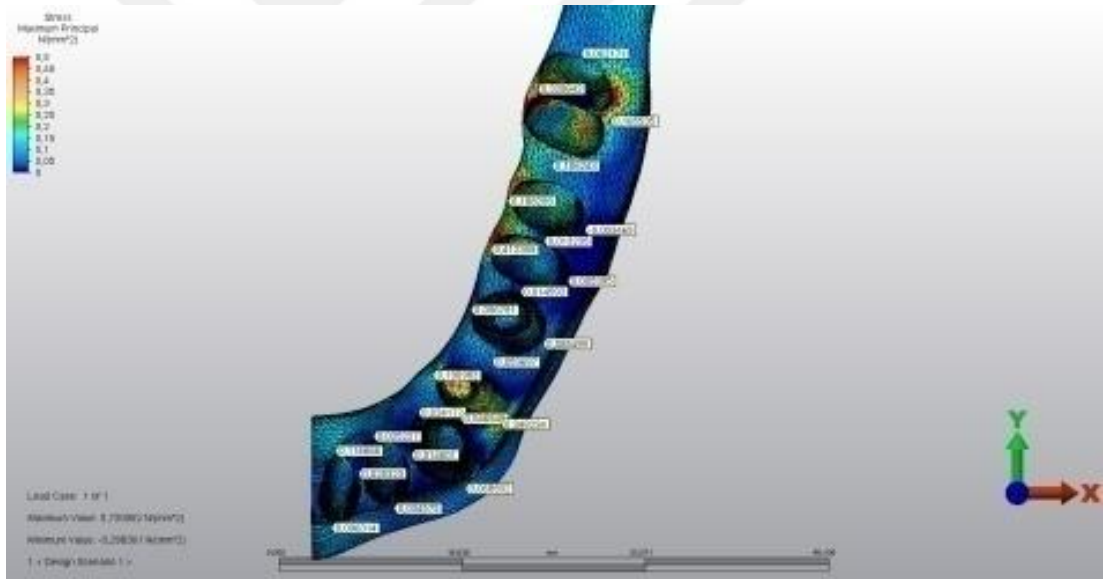
Şekil 35. D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongios Kemikte Sıkışma Değerleri



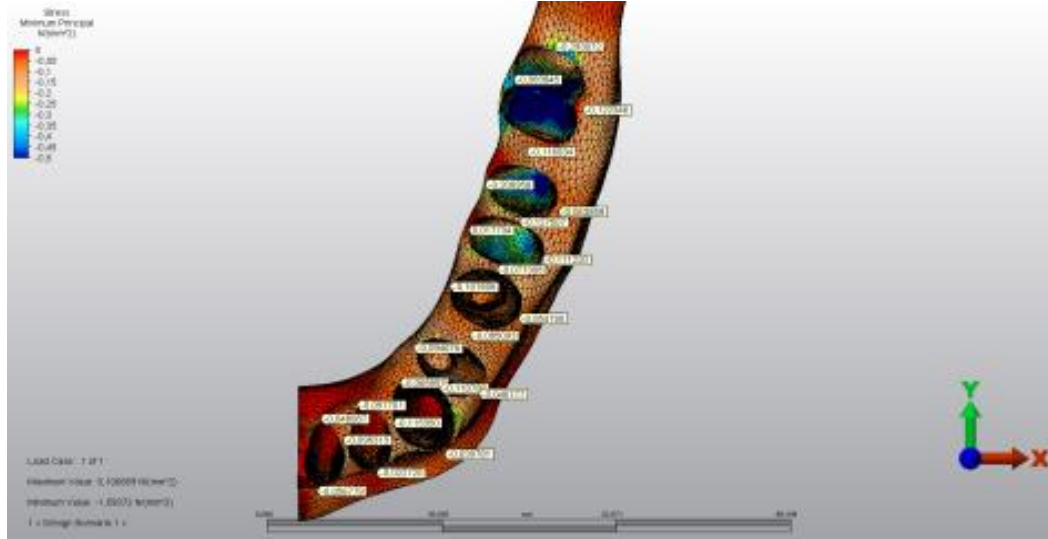
Şekil 36. D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



Şekil 37. D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri

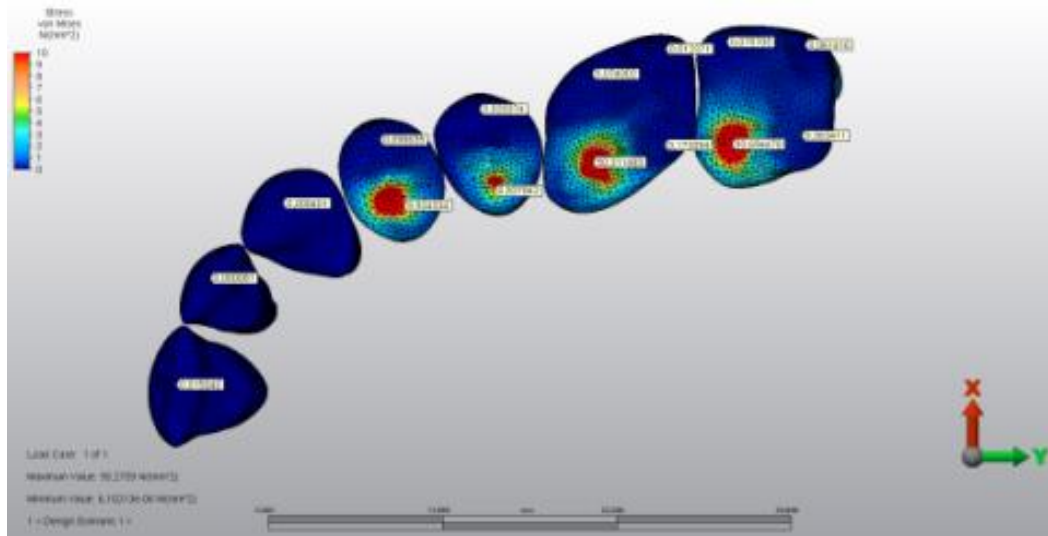


Şekil 38. D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongios Kemikte Gerilme Değerleri

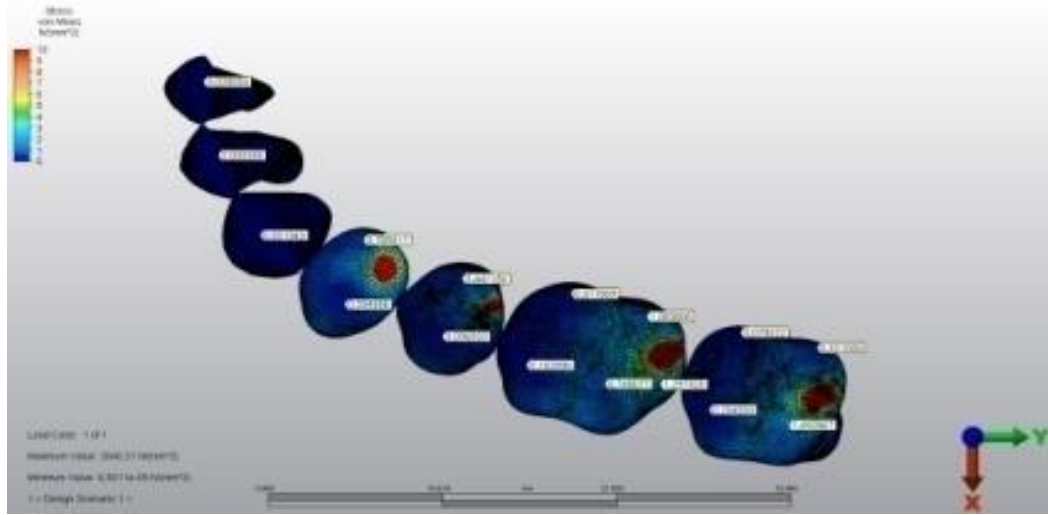


Şekil 39. D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri

Maksillar dişlerdeki en yüksek gerilme değeri 95.27 MPa olduğu görülmüş ve en fazla ikinci büyük azı dişin palatinal tüberkülünde ölçülmüştür. Bunları sırasıyla birinci büyük azı, birinci küçük azı ve ikinci küçük azı dişlerin palatinal tüberkül tepeleri izlemiştir. Lingualize oklüzyon oklüzal şemasındaki tek nokta temasına göre stresler sadece temas eden tüberkül tepeleri etrafında dağılım göstermiştir. Mandibular dişlerdeki gerilme değerleri incelendiğinde streslerin premolar ve molar dişler arasında dağılım gösterdiği görülmüş ve maksimum stres dağılımı 2040.21 MPa olarak ölçülmüştür.



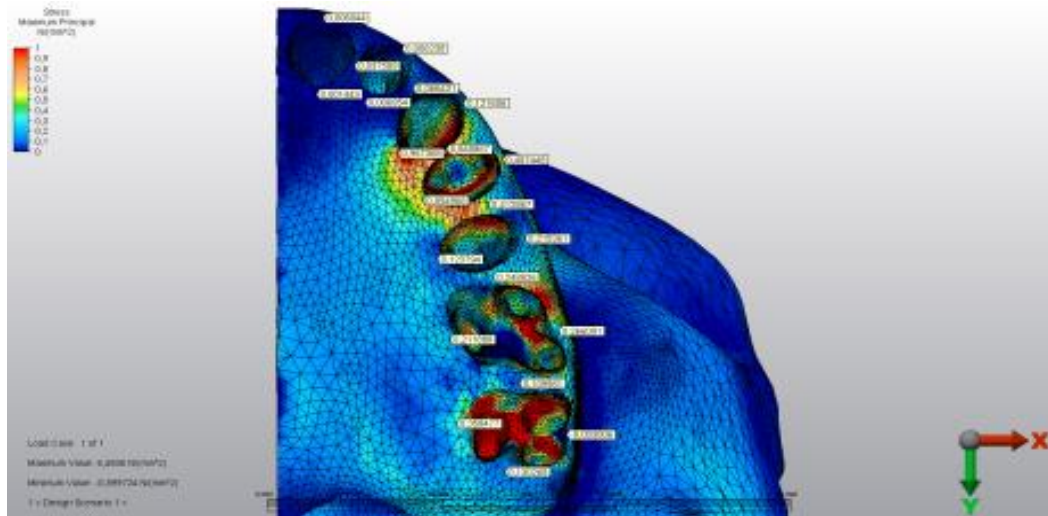
Şekil 40. D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Dişlerinde von Mises Değerleri



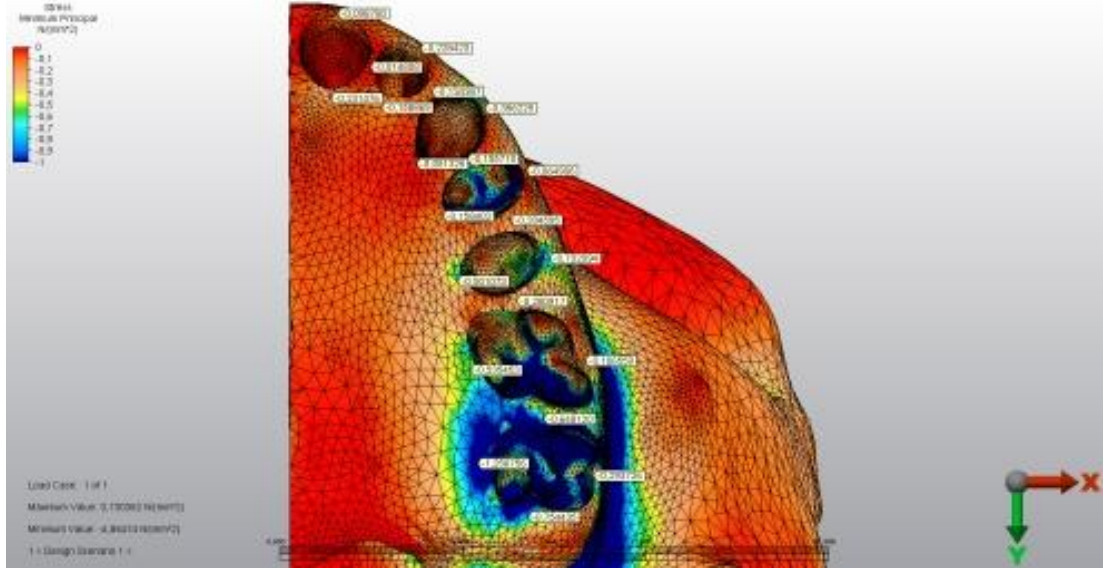
Şekil 41. D Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Dişlerinde von Mises Değerleri

4.1.3 Genişletilmiş Fossa

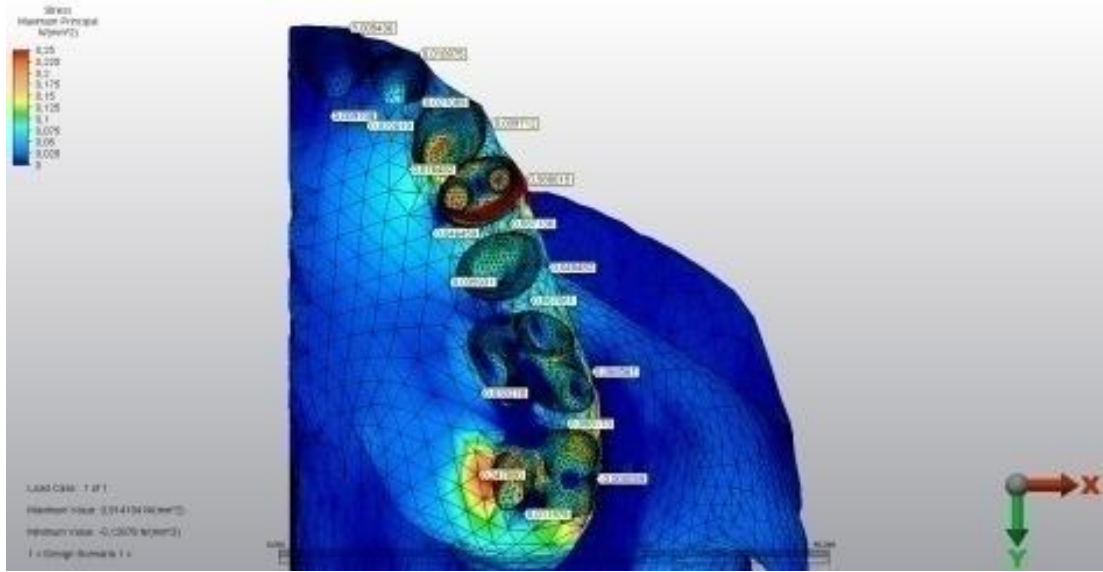
Genişletilmiş fossa oklüzal şema ve temas noktalarına göre çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet sonucunda maksillar kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler sırasıyla 6.48 MPa ve 4.86 MPa, spongiöz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler ise sırasıyla 0.91 ve 1.36 MPa' dır. Alt çenedeki analiz neticesinde ise kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler sırasıyla 148.28 MPa ve 42.77 MPa, spongiöz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler ise sırasıyla 1.05 MPa ve 1.94 MPa'dır.



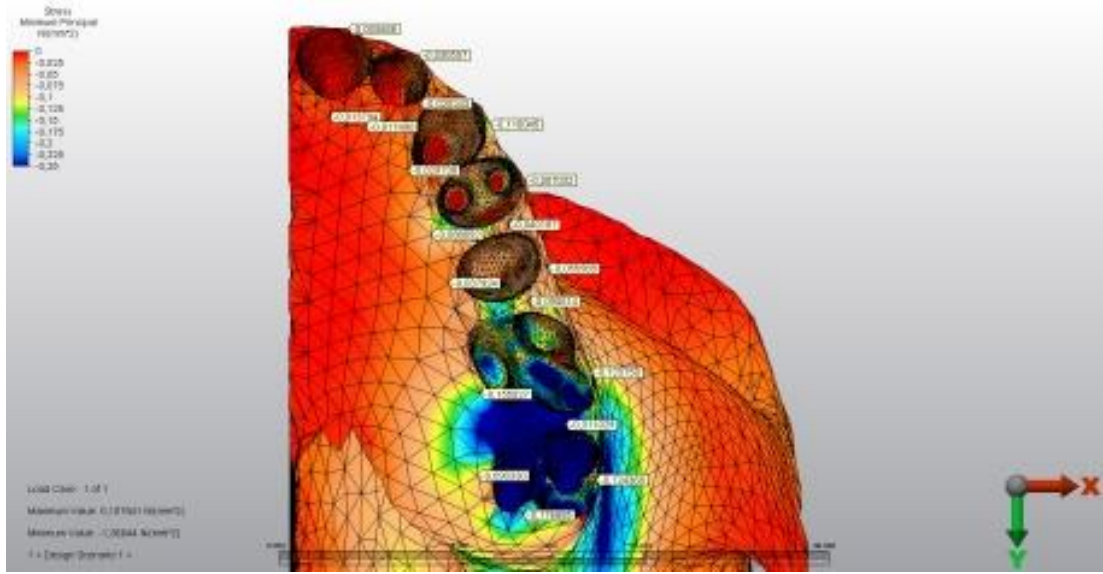
Şekil 42. D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



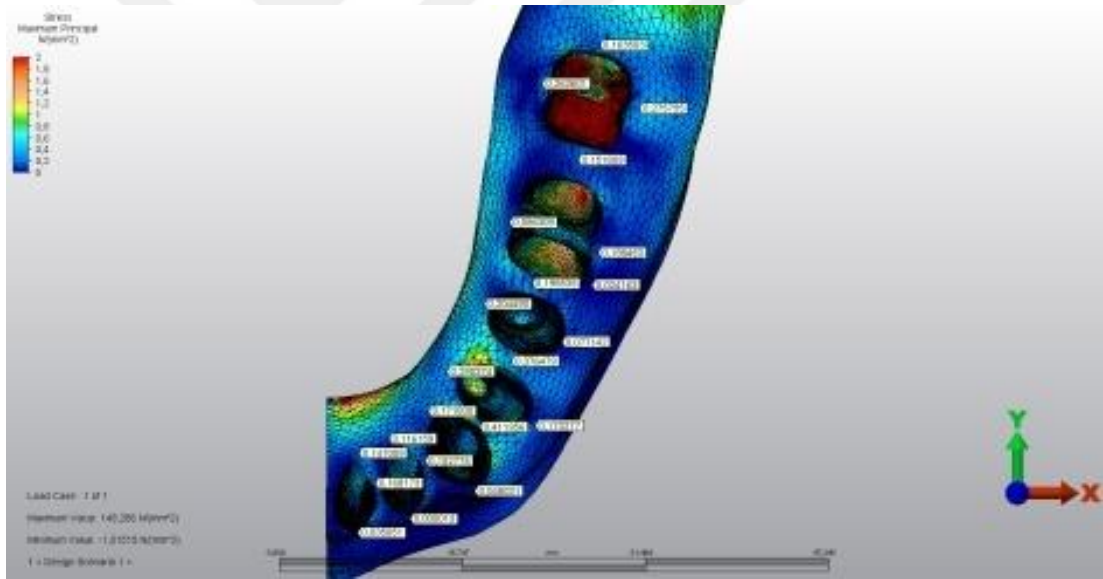
Şekil 43. D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri



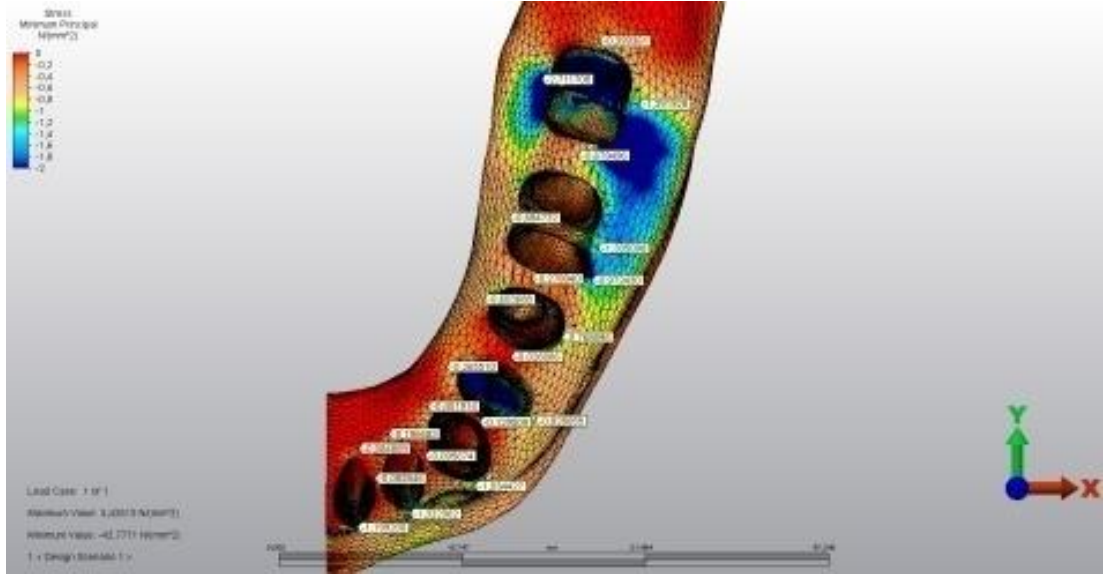
Şekil 44. D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri



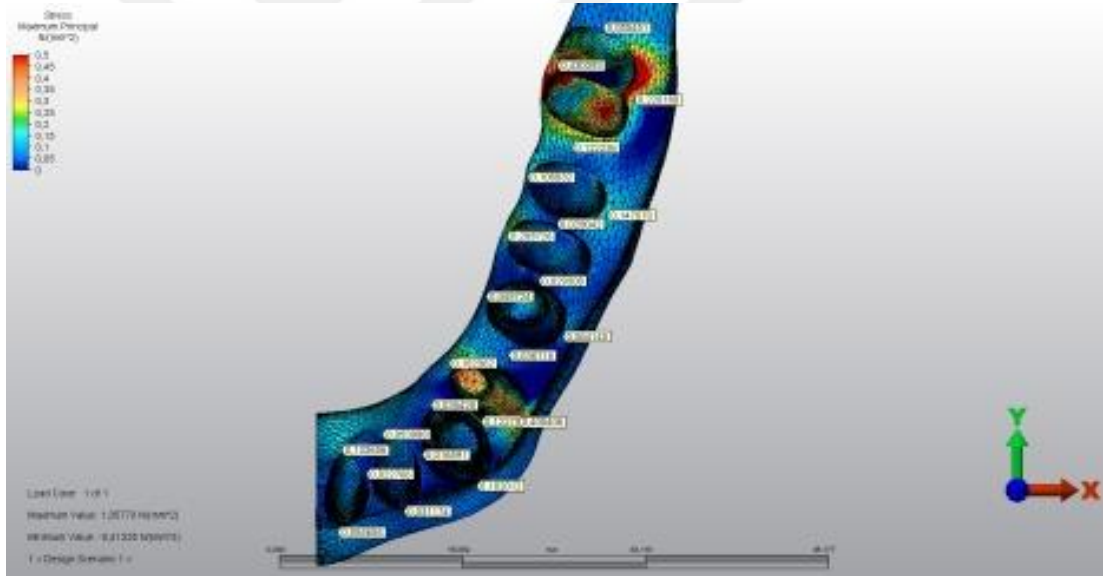
Şekil 45. D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri



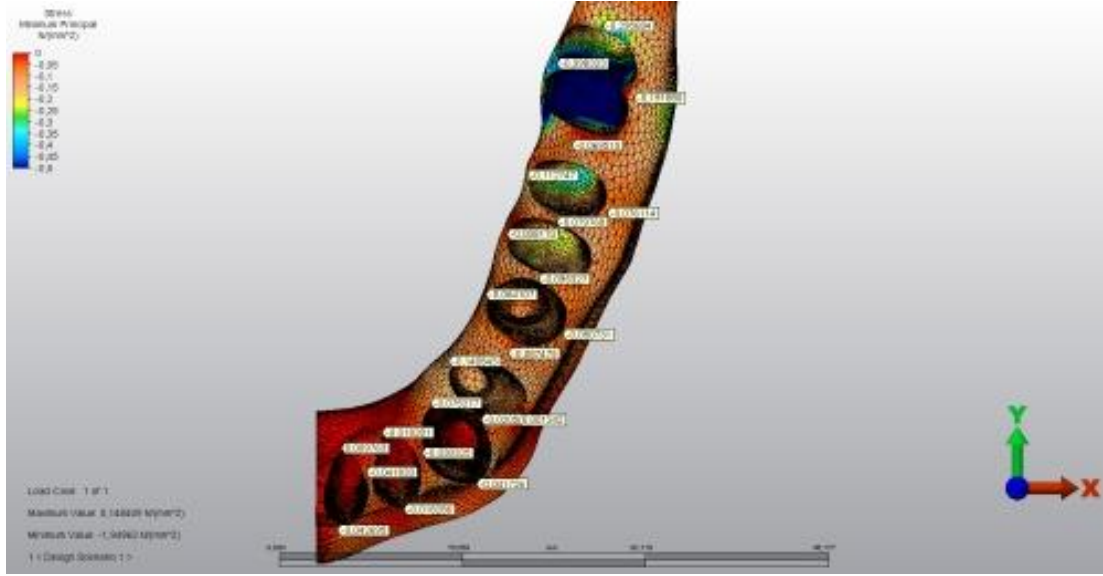
Şekil 46. D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



Şekil 47. D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri

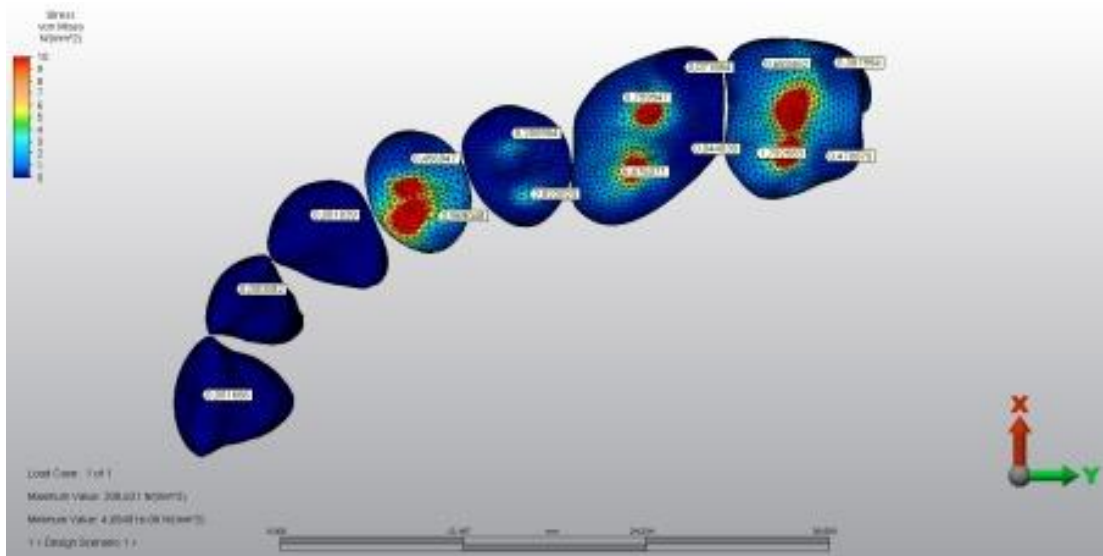


Şekil 48. D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri

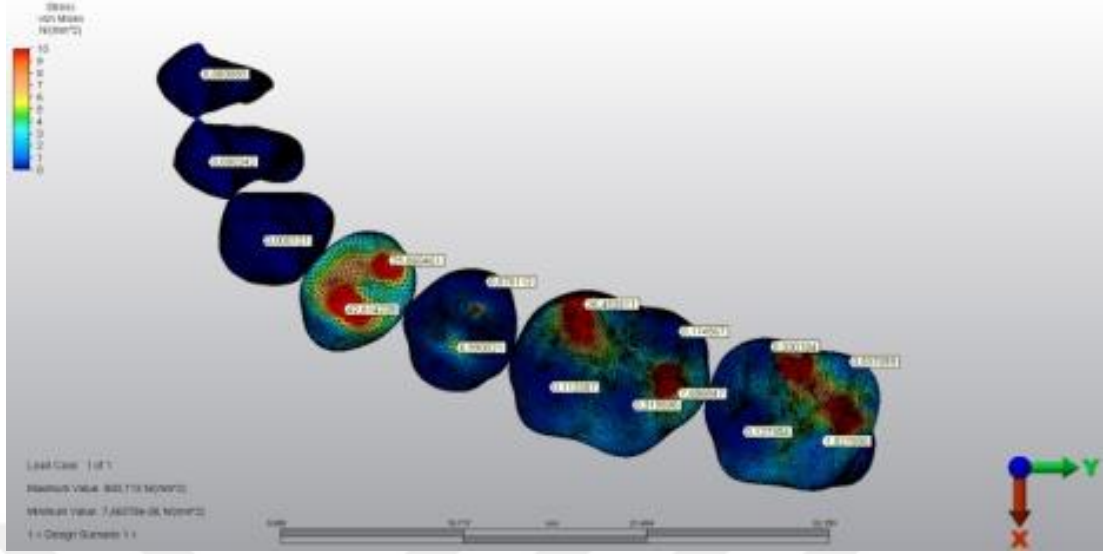


Şekil 49. D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri

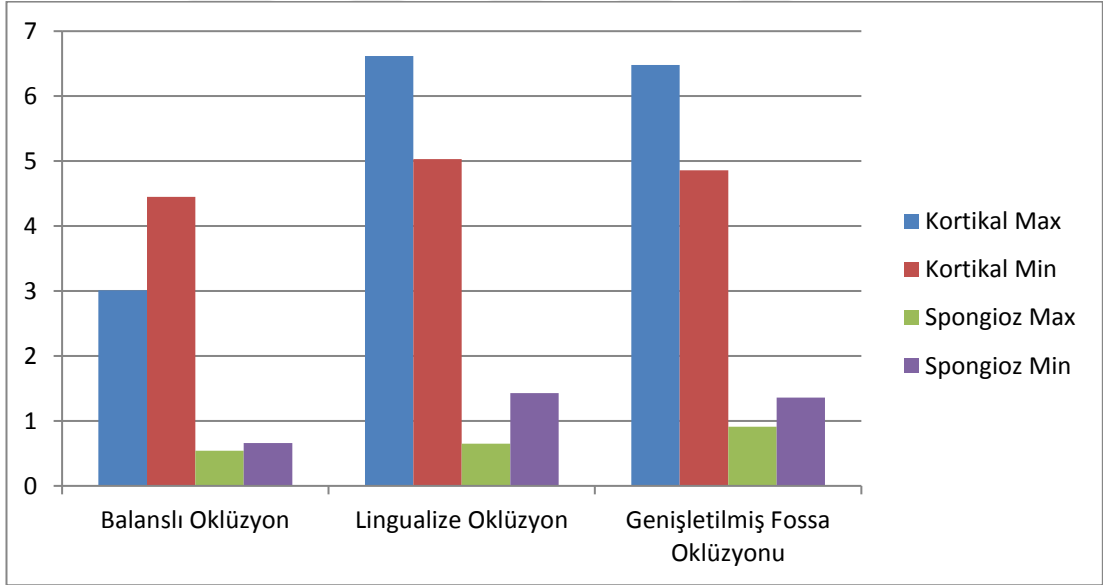
Maksillar dişlerdeki en yüksek stresin 208.62 MPa olduğu görülmüştür ve streslerin ikinci molar, birinci molar ve birinci premolar dişler üzerinde yoğunlaştığı anlaşılmaktadır. En yüksek stres birinci ve ikinci molar dişlerin palatinal tüberkül tepesi ve bukkal tüberkül tepesinin palatinal eğiminde alt dişlerle temas noktalarında görülmüştür. Mandibular dişlerdeki maksimum stres 800.71 MPa görülmüş ve birinci küçük azı, birinci molar ve ikinci premolar dişler arasında dağılım gösterdiği kaydedilmiştir.



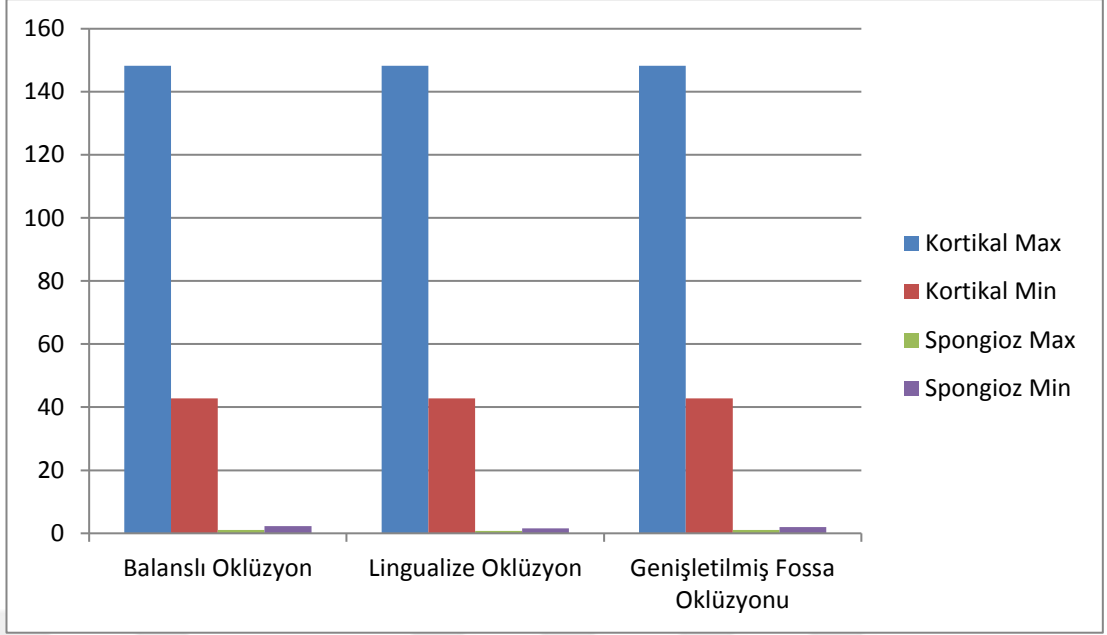
Şekil 50. D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Dişlerinde von Mises Değerleri



Şekil 51. D Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Dişlerinde von Mises Değerleri



Grafik 1. D Grubu Üst Çene Kortikal ve Spongyoz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler (MPa)

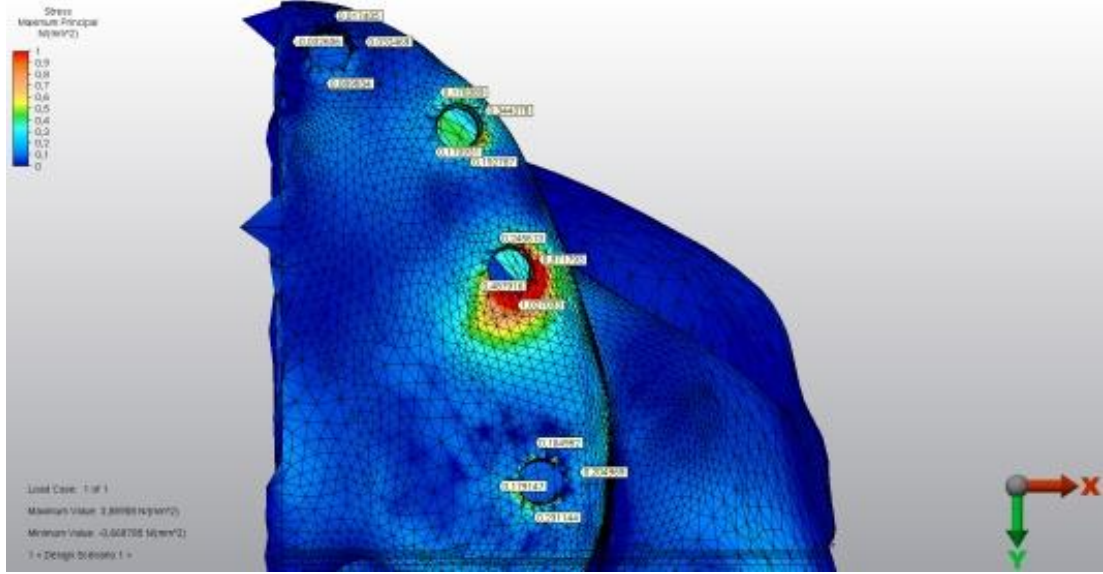


Grafik 2. D Grubu Alt Çene Kortikal ve Spongyoz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilmeler (MPa)

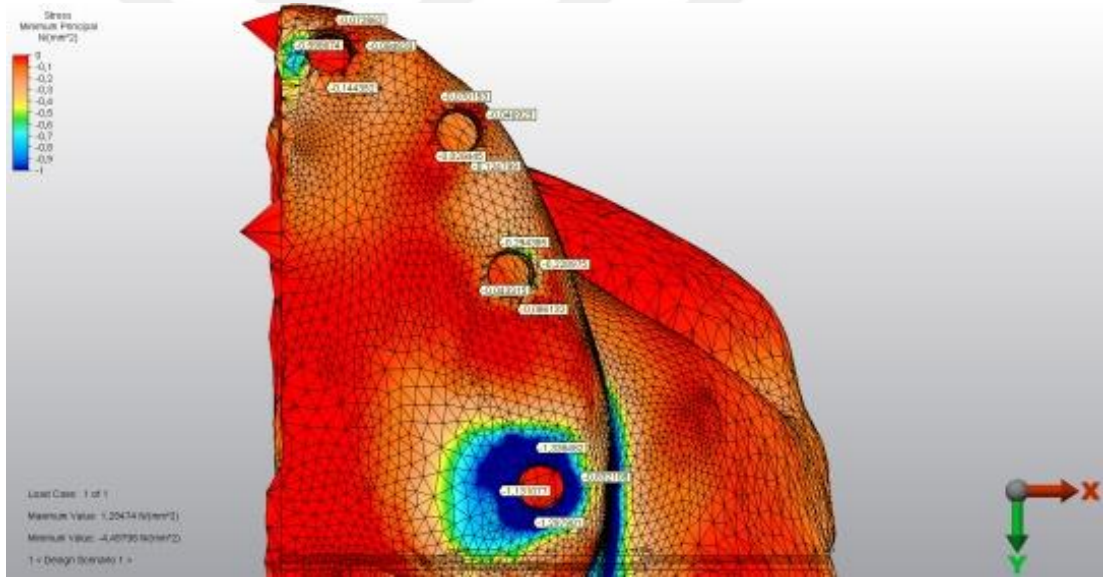
4.2 Alt-Üst Çene İmplant Üstü Monolitik Zirkonya Restorasyon (İ Grubu)

4.2.1 Balanslı Oklüzyon

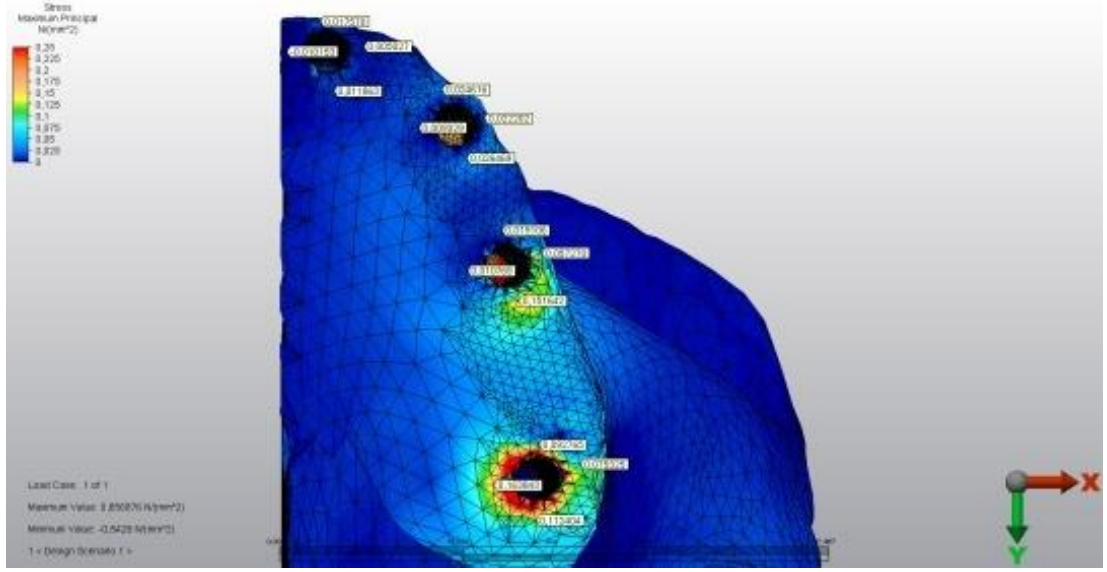
Üst çenede sekiz, alt çenede altı implant üstüne hazırlanmış monolitik zirkonya restorasyonlu çene modelleri balanslı oklüzyon oklüzal şema ve temas noktalarına göre çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet sonucunda maksillar kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler sırasıyla 3.88 MPa ve 4.49 MPa, spongyoz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler ise sırasıyla 0.85 MPa ve 1.36 MPa'dır. Alt çenedeki analiz neticesinde ise kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler sırasıyla 78.89 MPa ve 37.33 MPa, spongyoz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler ise sırasıyla 6.57 ve 6.18 MPa'dır.



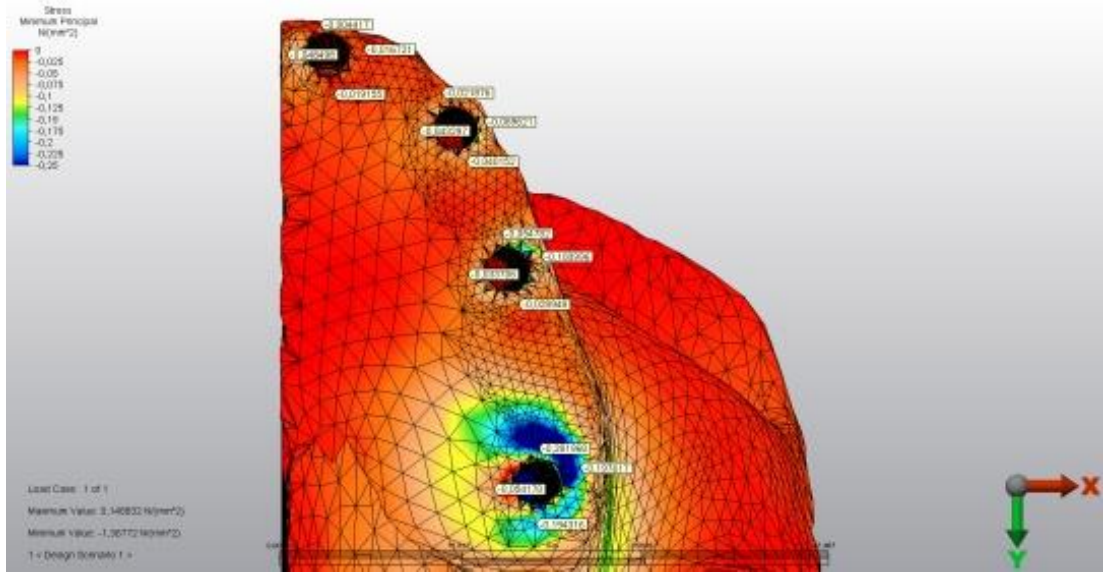
Şekil 52. İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



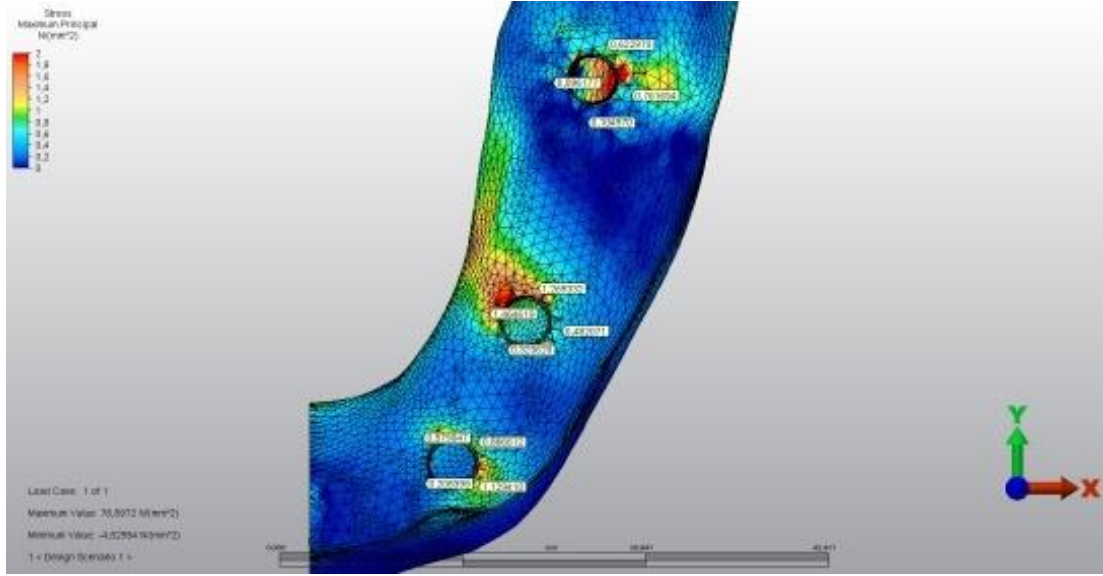
Şekil 53. İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri



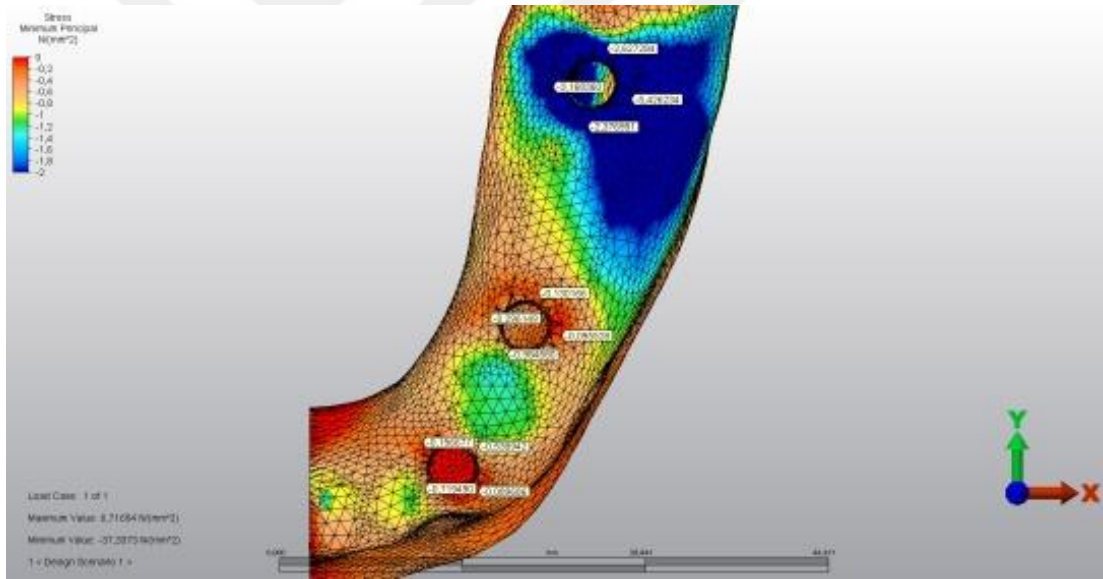
Şekil 54. İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri



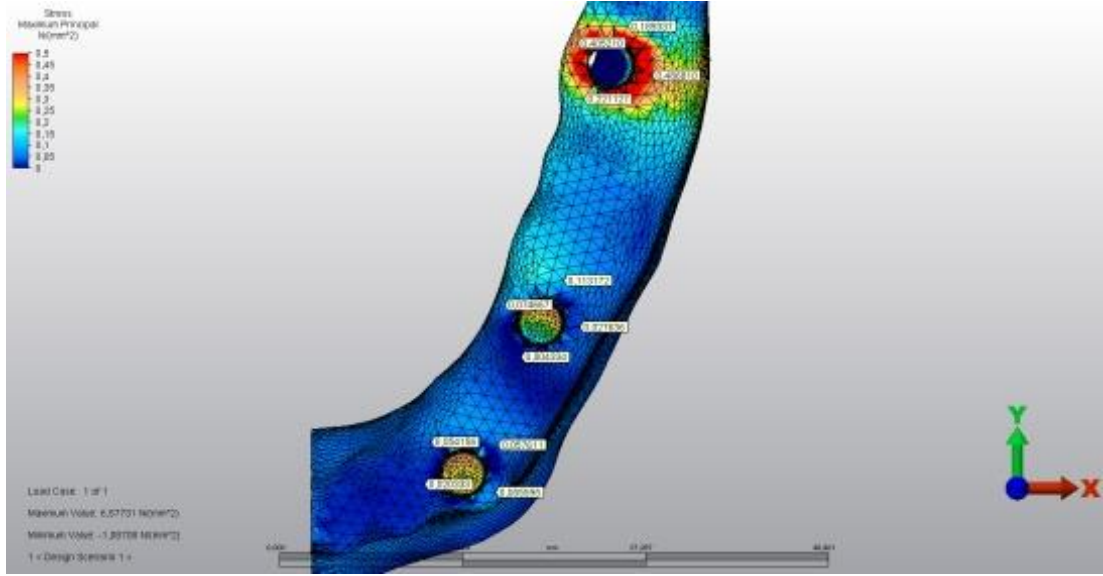
Şekil 55. İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri



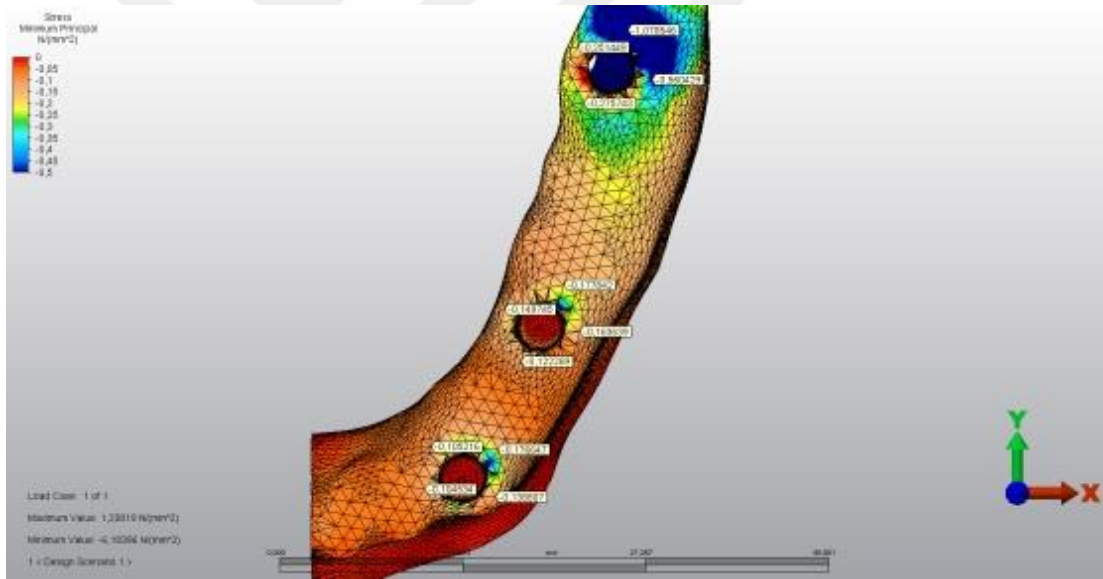
Şekil 56. I Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



Şekil 57. I Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri



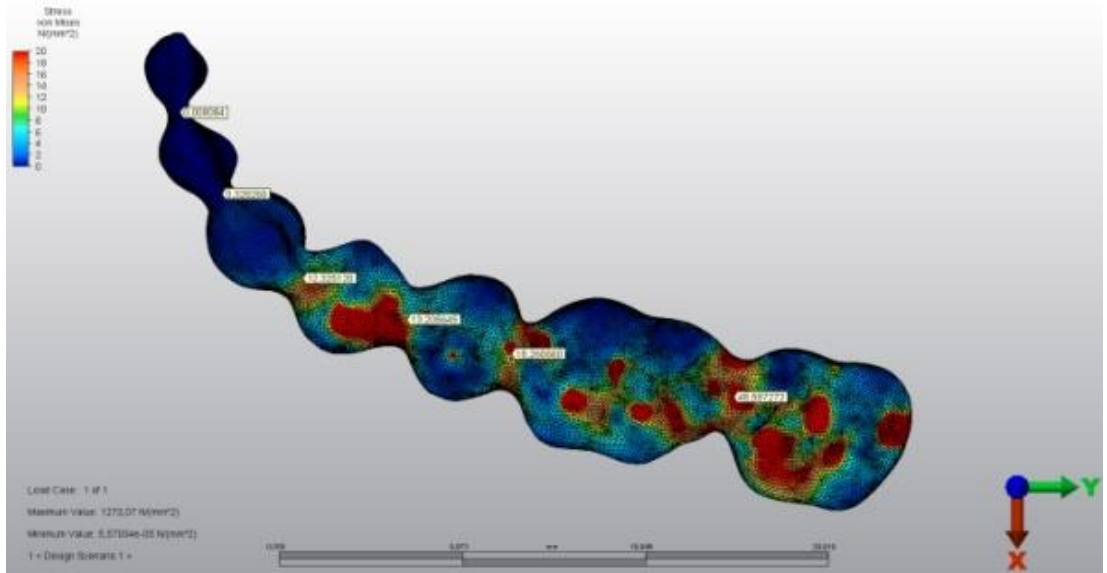
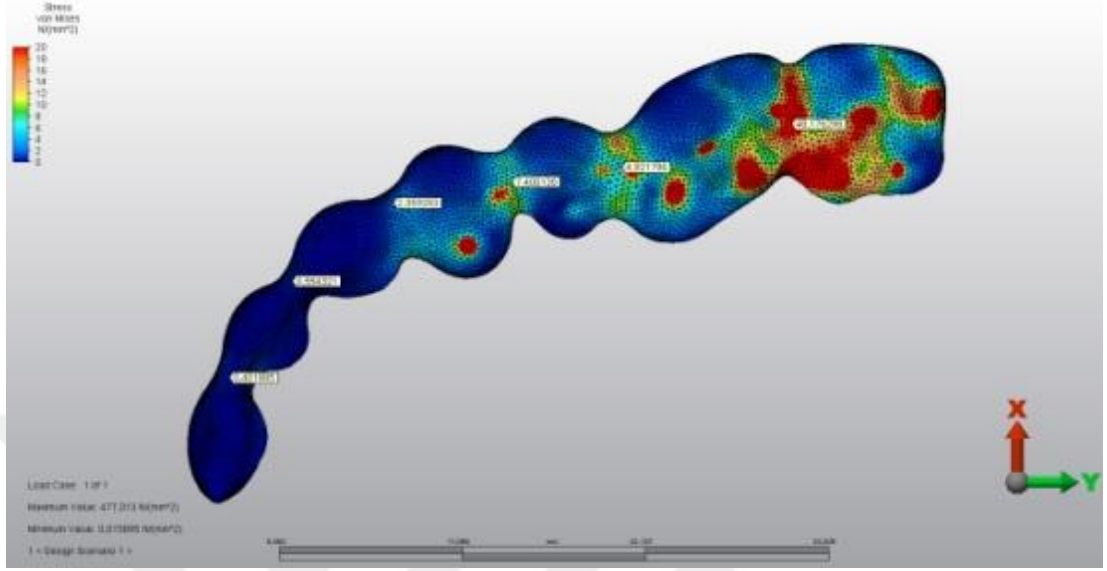
Şekil 58. İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri

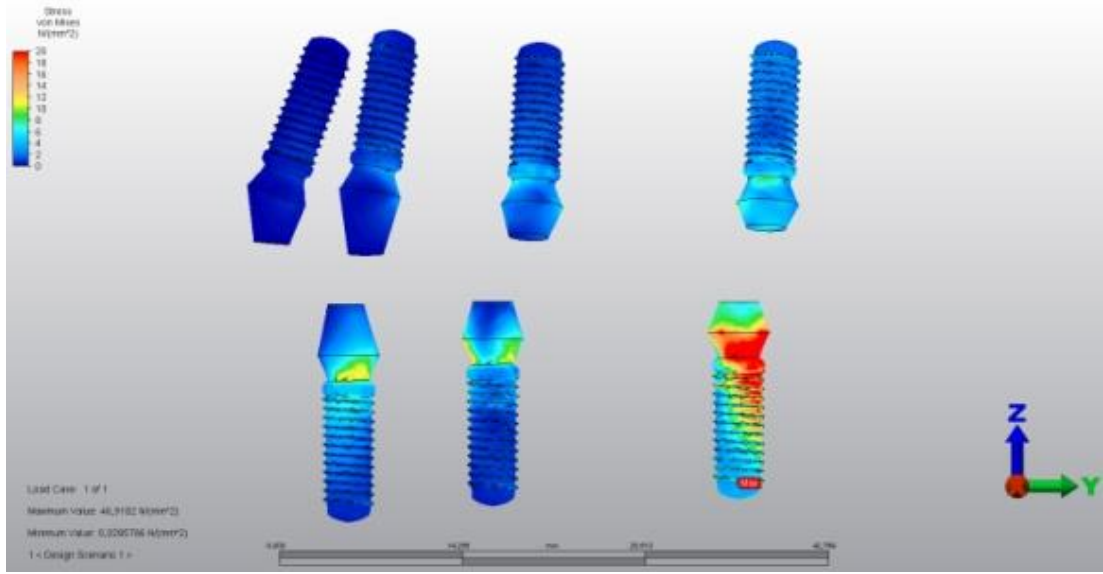


Şekil 59. İ Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri

Üst çene dişlerindeki en yüksek stres 477.01 MPa olarak ölçülmüş ve stresin birinci ve ikinci molar dişlerin palatinal tüberkülleri ile konektörler arasında dağılım göstermiştir. Alt çene dişlerindeki en yüksek stres 1273.07 MPa olarak ölçülmüştür. Streslerin büyük azı ve küçük azı dişler arasında dağılım gösterdiği görülmüştür. İkinci molar diş ile birinci molar diş arasında konektör bölgesinde oluşan stres değeri

birinci molar ile ikinci premolar diş arasındaki konektör bölgesinde oluşan stresden daha fazladır.



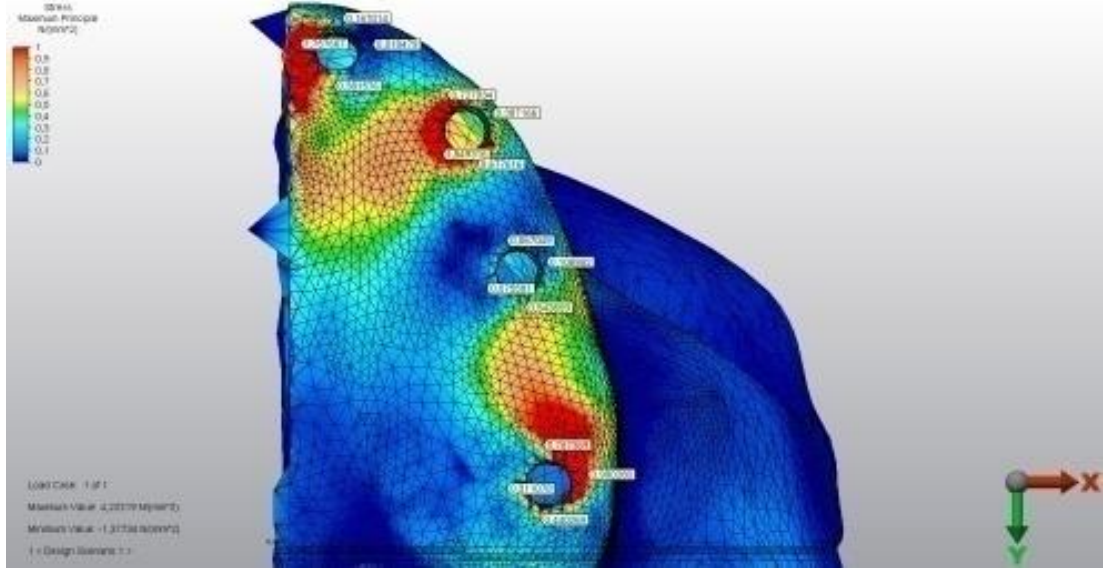


Şekil 62. İ Grubu, Balanslı Oklüzyon, İmplantlarda Görülen von Mises Değerleri

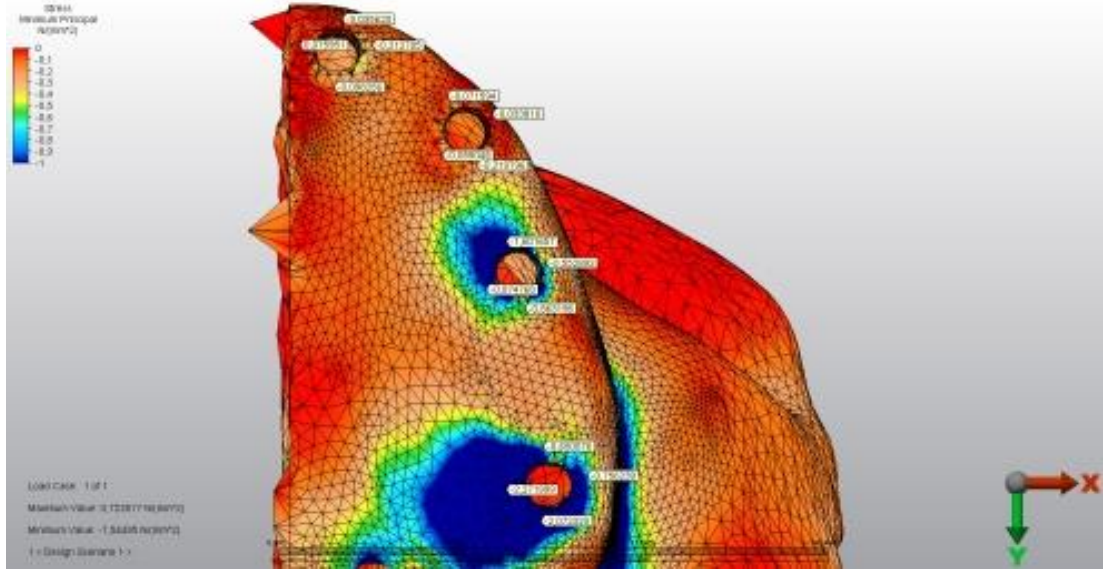
Üst çenede sekiz, alt çenede altı implant üzerine oluşturulmuş bu modelde en yüksek gerilme değeri alt çenede en distal konumdaki implantta görülmüştür. Bu implanttaki gerilme değeri 46.91 MPa' dır. Bu değerden sonraki en yüksek gerilme değeri ise Üst çenede en distal konumdaki implantta görülmüştür. Oluşan gerilme değeri 26.27 MPa' dır. Bu implantları sırasıyla alt ikinci premolar bölgesi, alt kanin bölgesi, üst ikinci premolar bölgesi, üst kanin bölgesi ve üst birinci keser bölgesindeki implantlar takip etmiştir.

4.2.2 Lingualize Oklüzyon

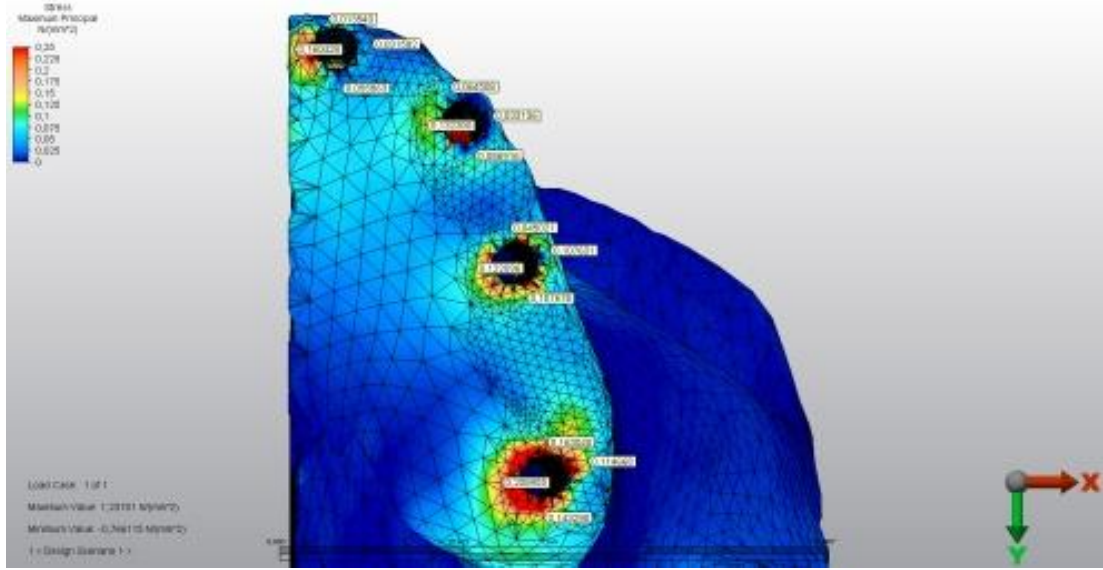
Monolitik zirkonya restorasyonlu çene modelleri lingualize oklüzyon oklüzal şema ve temas noktalarına göre çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet sonucunda maksillar kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sırasıyla 4.22 MPa ve 7.54 MPa, spongiöz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilmeler ise 1.23 MPa ve 2.02 MPa' dır. Alt çene kemiğindeki analiz neticesinde ise kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sırasıyla 67.04 MPa ve 37.55 MPa, spongiöz kemikte ise 4.36 MPa ve 3.33 MPa' dır.



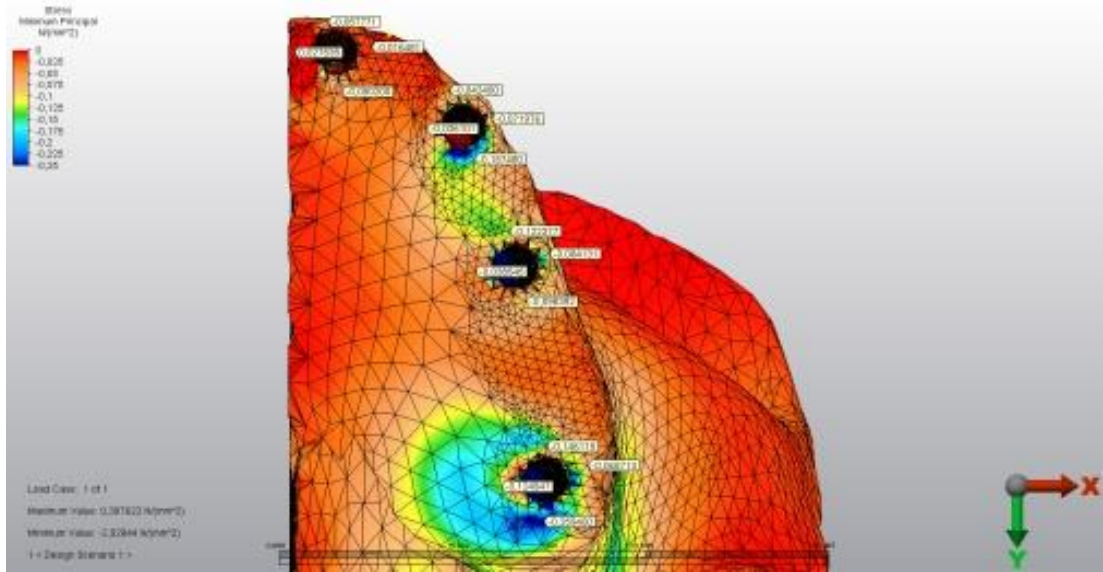
Şekil 63. İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



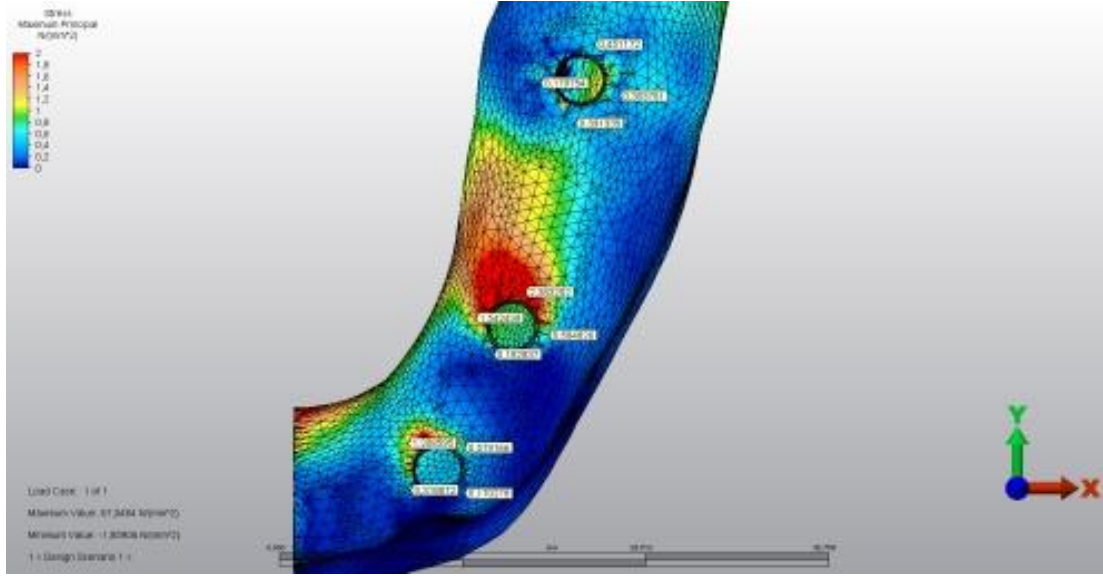
Şekil 64. İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri



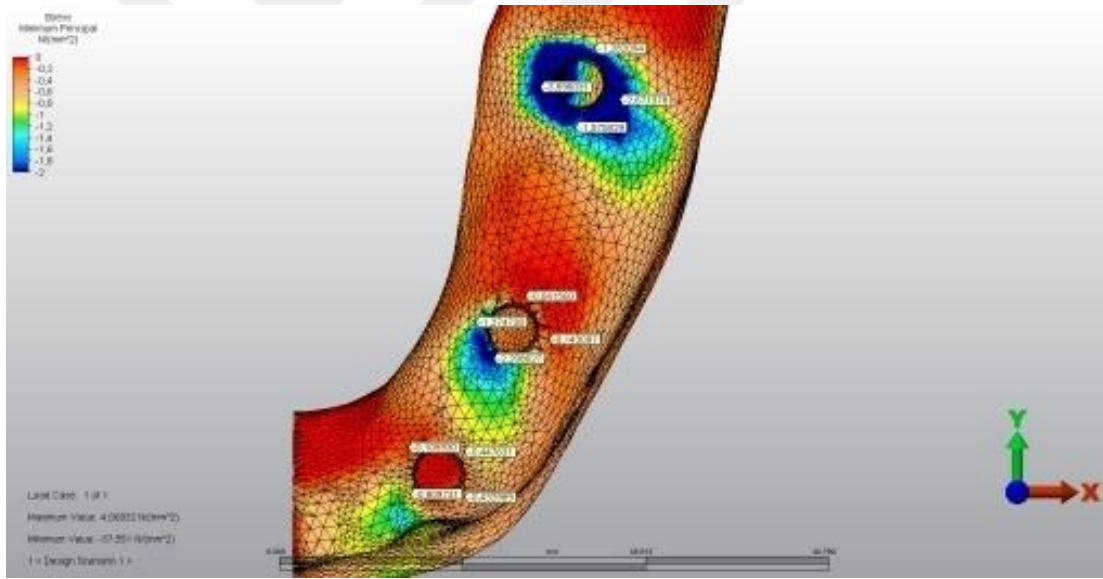
Şekil 65. I Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri



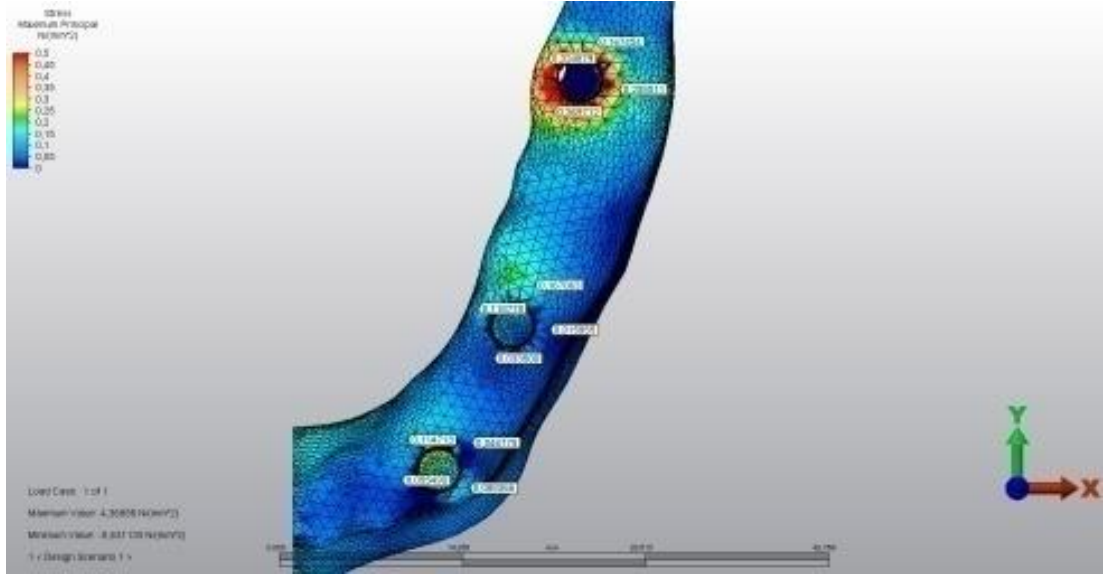
Şekil 66. I Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri



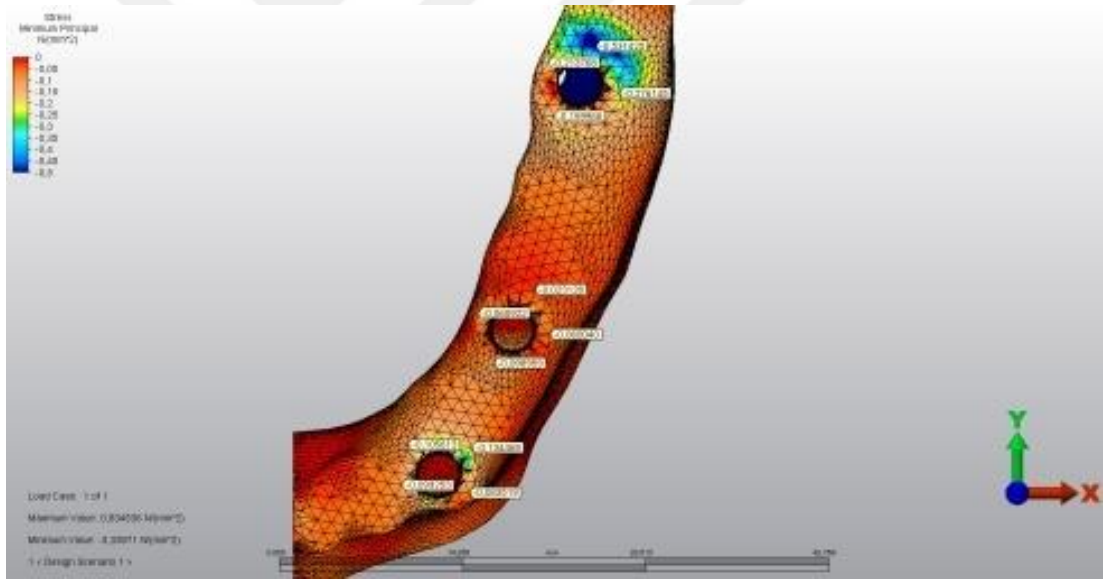
Şekil 67. İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



Şekil 68. İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri



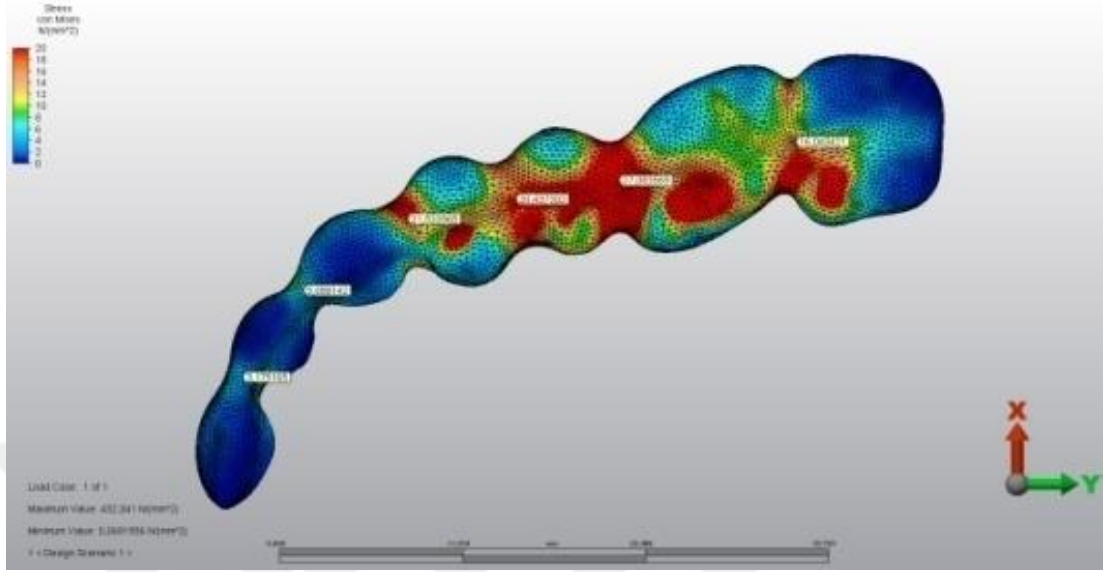
Şekil 69. I Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri



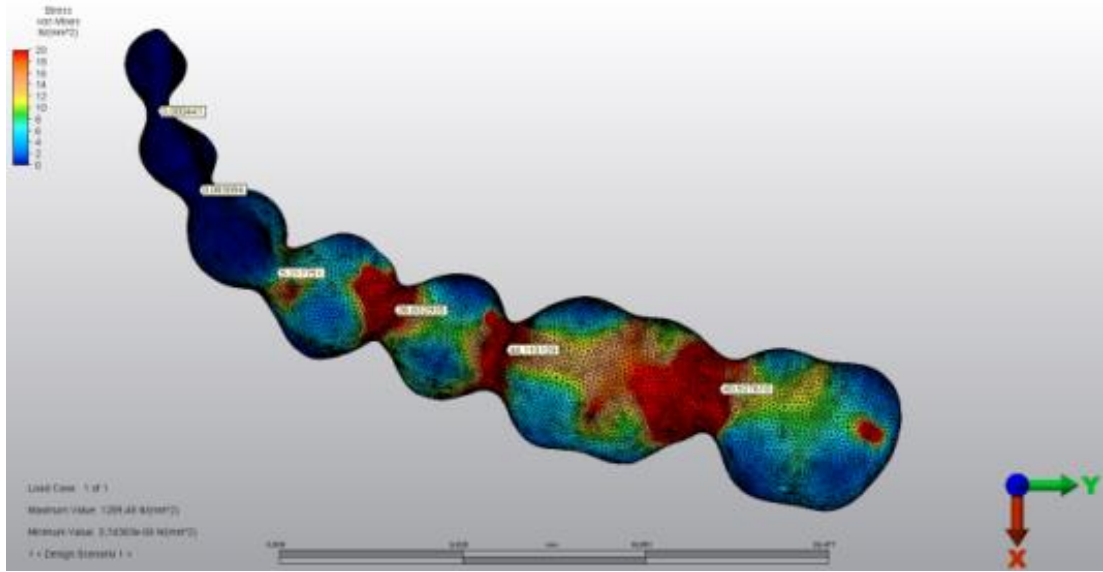
Şekil 70. I Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri

Maksillar restorasyondaki en yüksek gerilme değeri 432.34 MPa' dır. Gerilmeler en fazla birinci molar ve ikinci premolar bölgesinde yoğunlaşmış olup bu iki dişin konektör bölgesinde gerilme değeri 27.08 MPa' dır. Mandibular restorasyondaki en yüksek gerilme değeri 1289.48 MPa' dır. Gerilmelerin restorasyonun konektör bölgelerinde yoğunlaştığı görülmüştür. En fazla birinci molar bölgesinde ve birinci

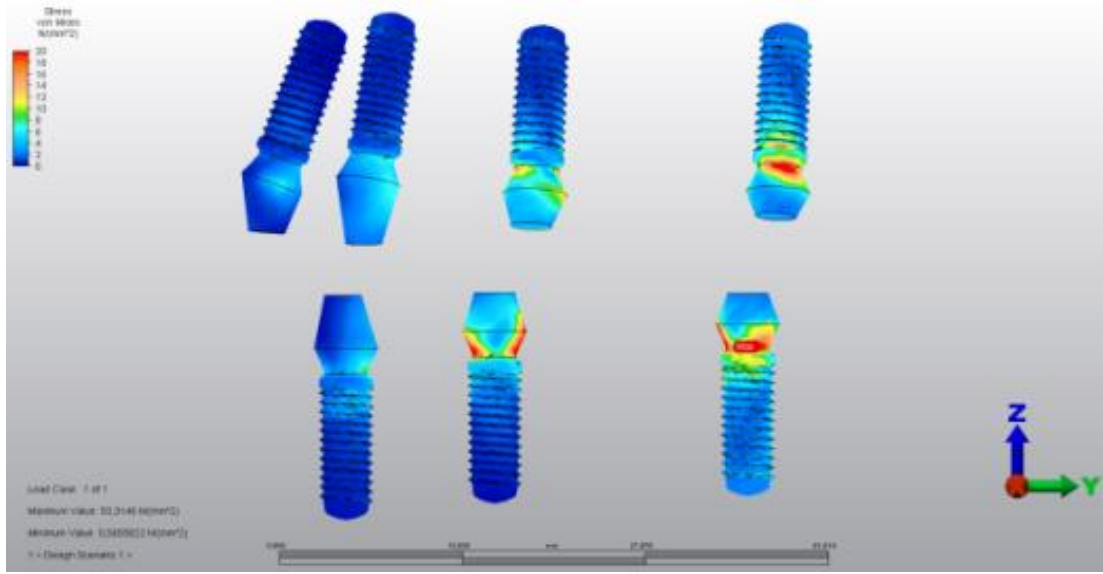
molar, ikinci molar konektör bölgesinde ve ikinci premolar, birinci molar konektör bölgesinde gerilme görülmüştür.



Şekil 71. İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Restorasyonunda von Mises Değerleri



Şekil 72. İ Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Restorasyonunda von Mises Değerleri

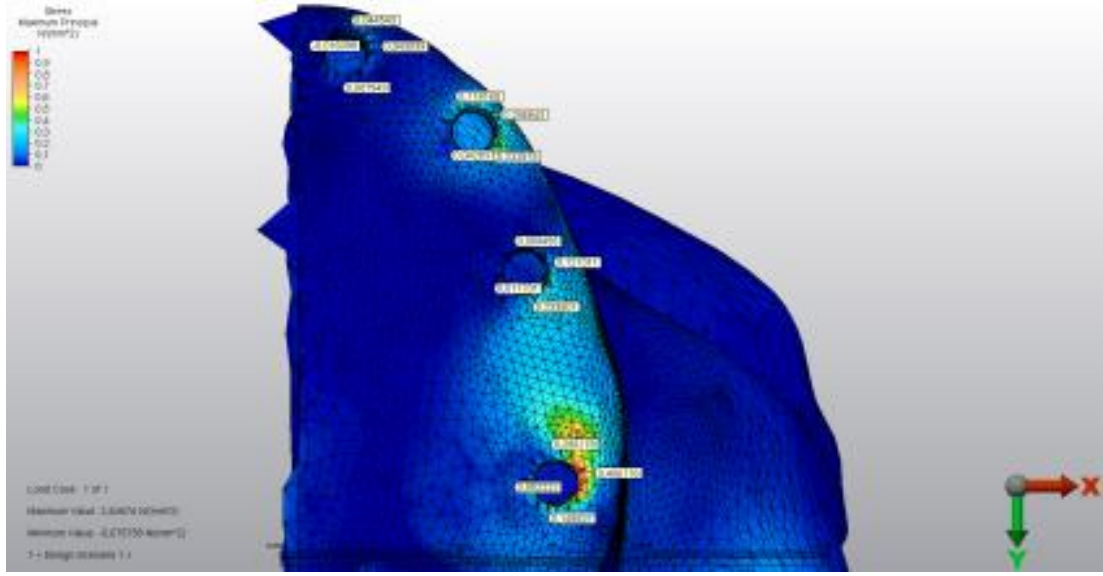


Şekil 73. İ Grubu, Lingualize Oklüzyon, İmplantlarda Görülen von Mises Değerleri

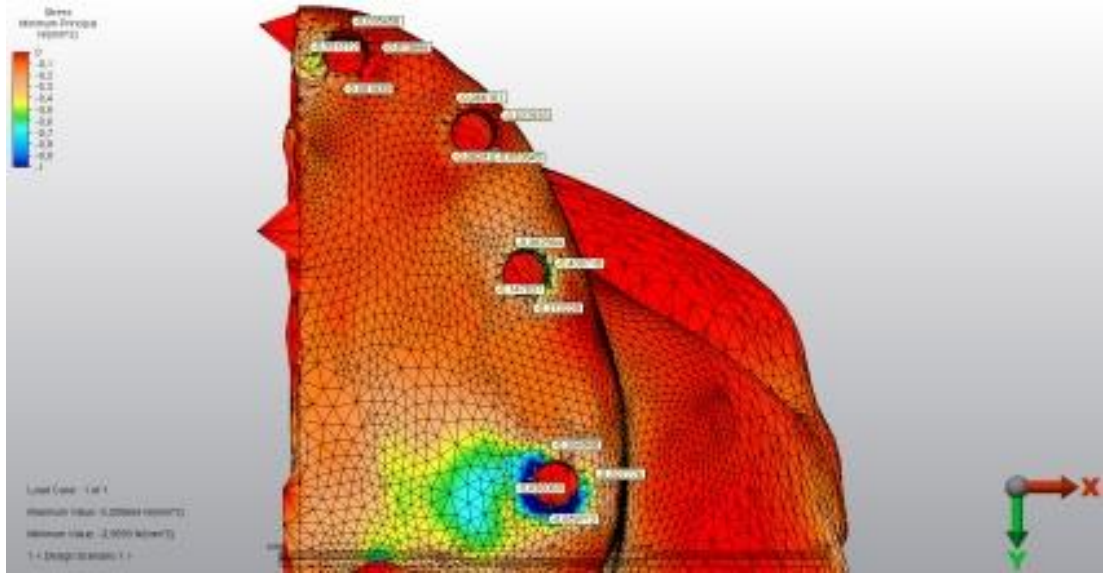
Üst çenede sekiz, alt çenede altı implant üzerine oluşturulmuş bu modelde en yüksek gerilme değeri alt çenede en distal konumdaki implantta görülmüştür. Bu implanttaki gerilme değeri 53.31 MPa' dır. Bu değerden sonraki en yüksek gerilme değeri ise üst çenede en distal konumdaki implantta görülmüştür. Oluşan gerilme değeri 41.61 MPa' dır. Bu implantları sırasıyla üst ikinci premolar bölgesi, alt ikinci premolar bölgesi, alt kanin bölgesi, üst birinci keser bölgesi ve üst kanin bölgesindeki implantlar takip etmiştir.

4.2.3 Genişletilmiş Fossa

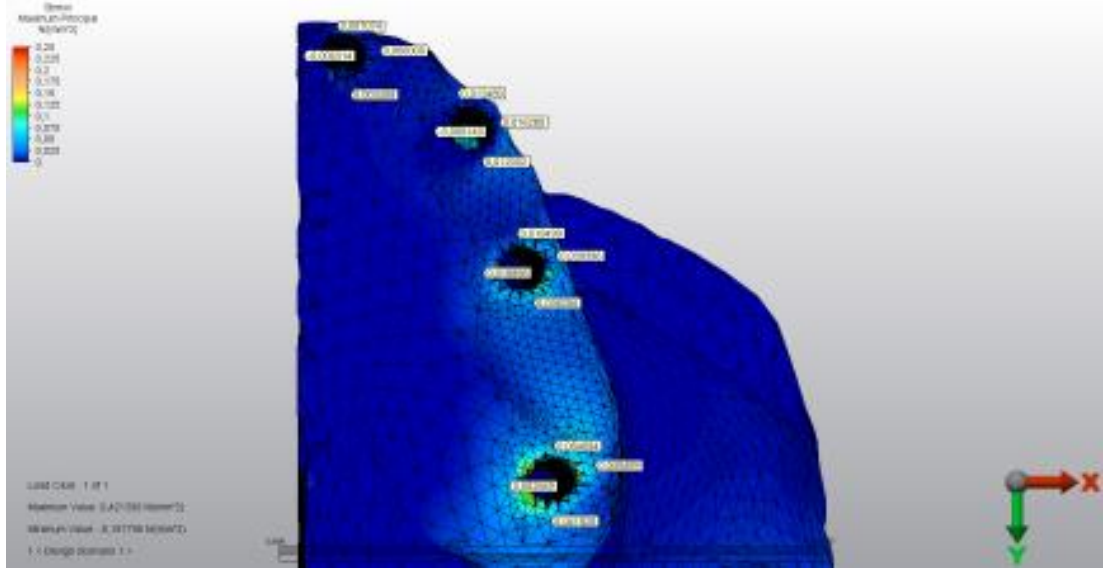
Monolitik zirkonya restorasyonlu çene modelleri genişletilmiş fossa oklüzyonu oklüzal şema ve temas noktalarına göre çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet sonucunda maksillar kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sırasıyla 2.54 MPa ve 3.95 MPa, spongiöz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ise sırasıyla 0.42 MPa ve 0.70 MPa' dır. Alt çenedeki analiz neticesinde ise kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sırasıyla 67.04 MPa ve 37.33 MPa, spongiöz kemikte maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ise sırasıyla 6.27 MPa ve 5.92 MPa' dır.



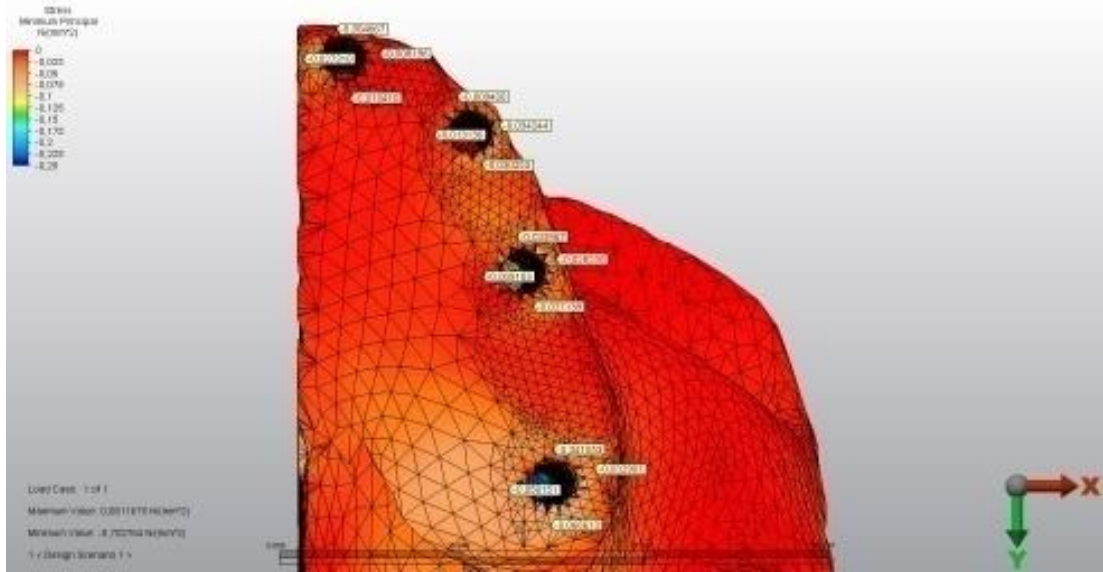
Şekil 74. I Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



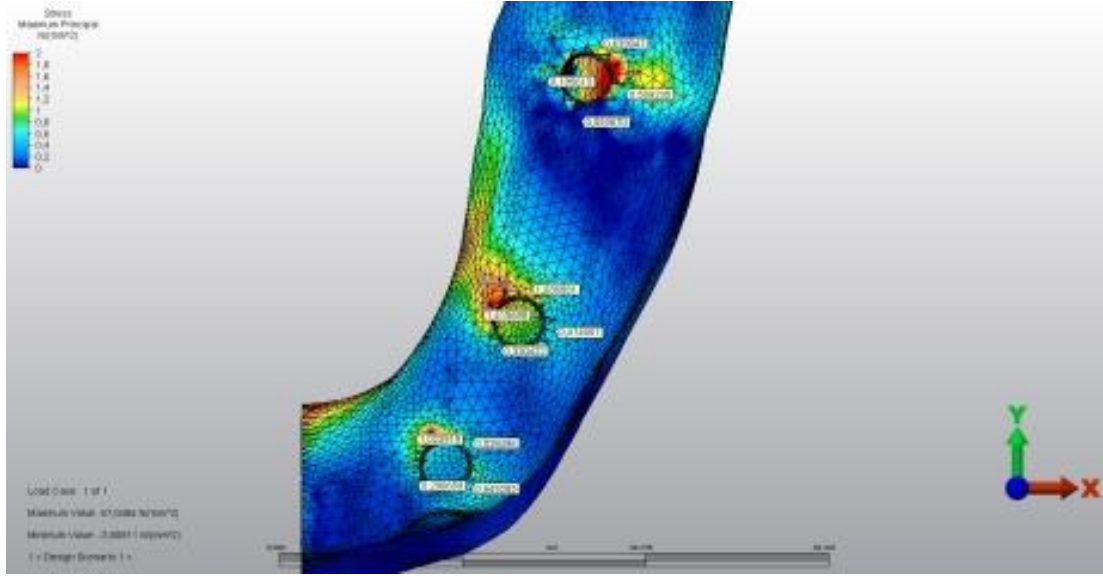
Şekil 75. I Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri



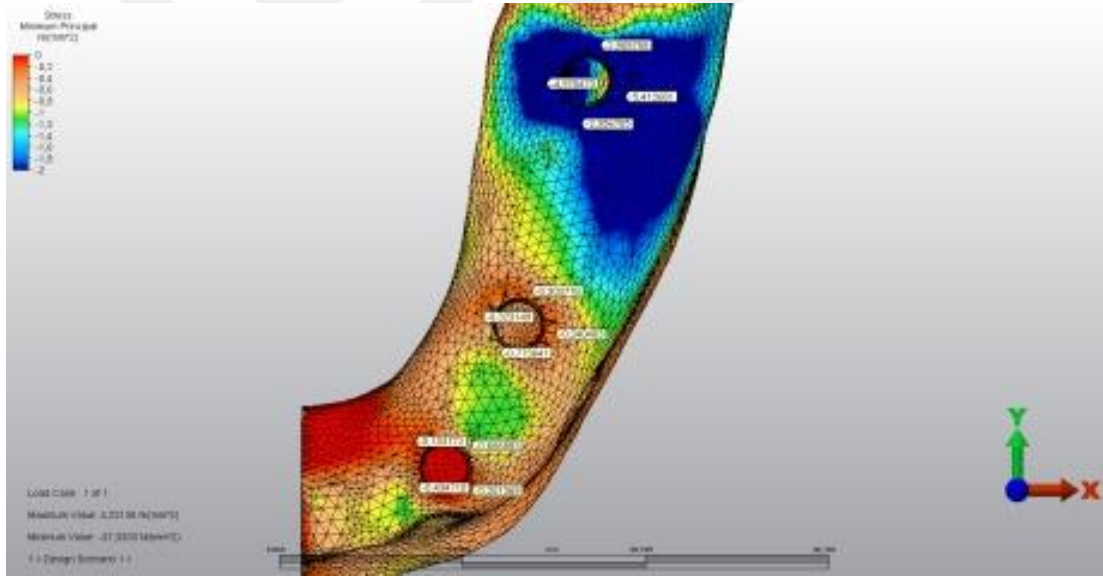
Şekil 76. I Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongios Kemikte Gerilme Değerleri



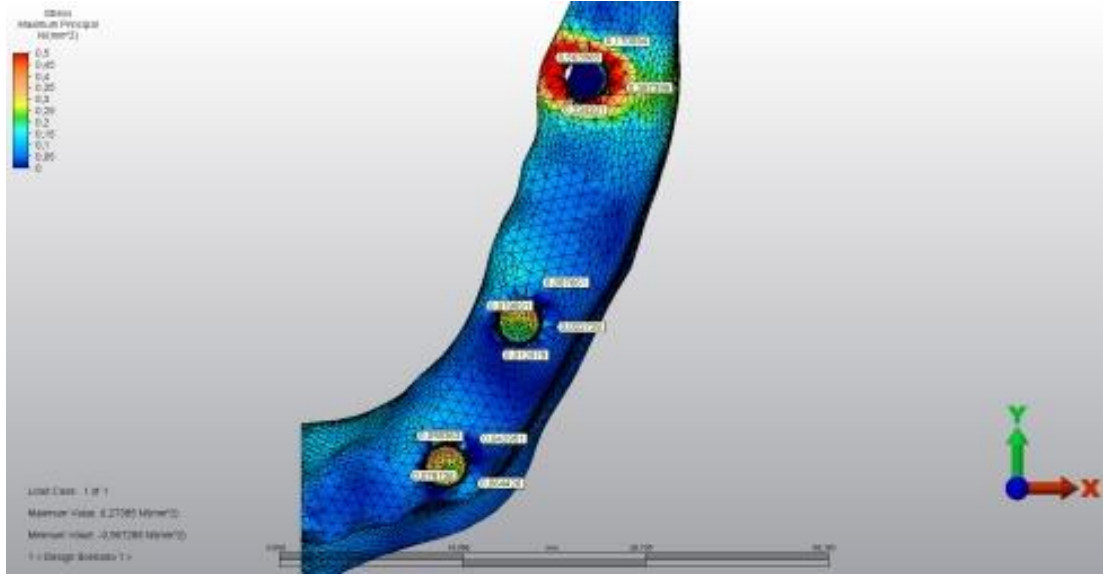
Şekil 77. I Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongios Kemikte Sıkışma Değerleri



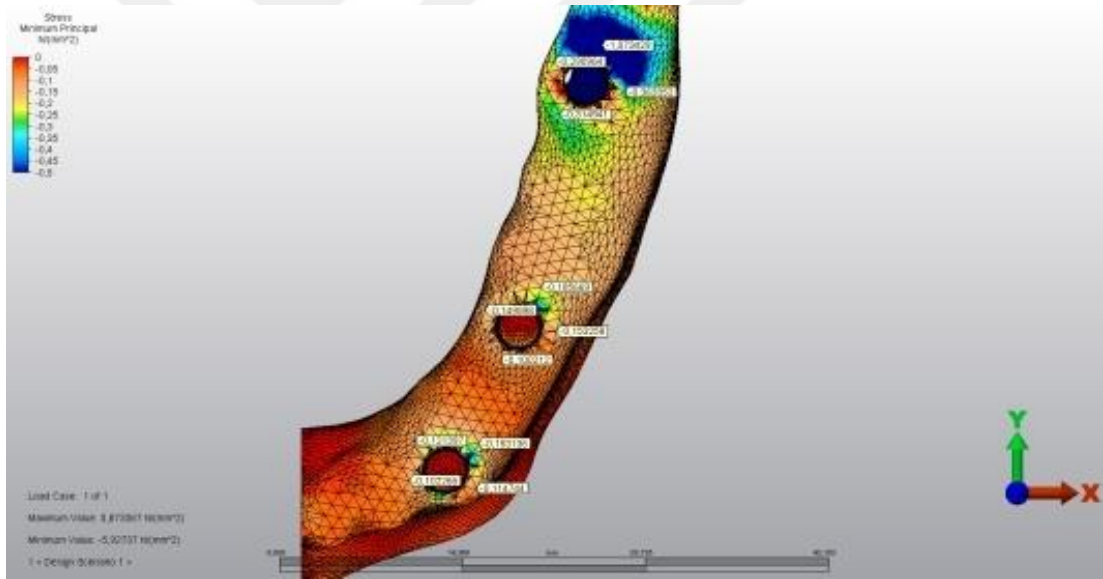
Şekil 78. İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



Şekil 79. İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri

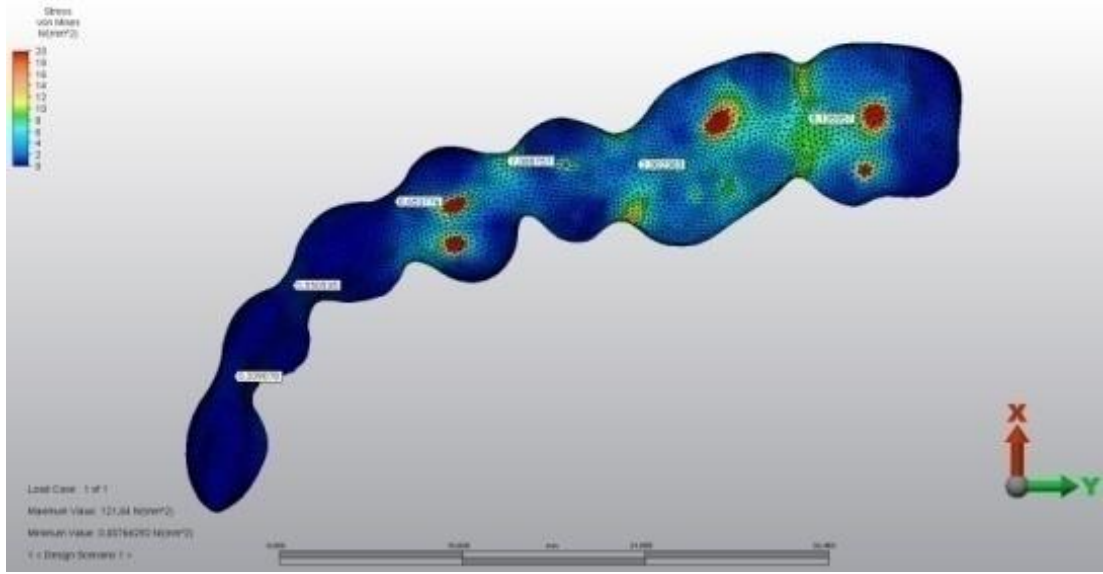


Şekil 80. İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri

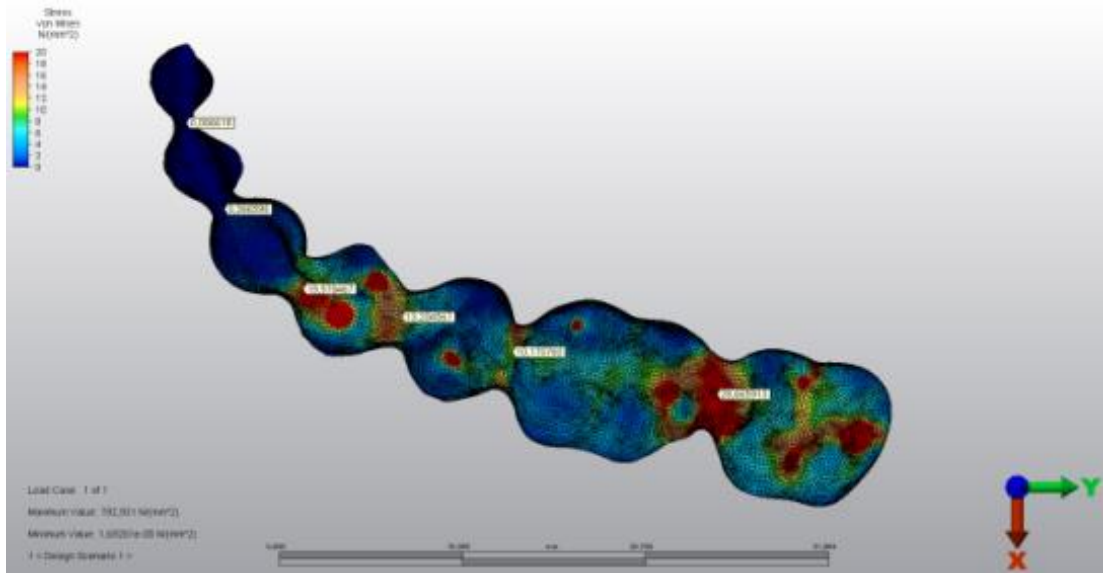


Şekil 81. İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri

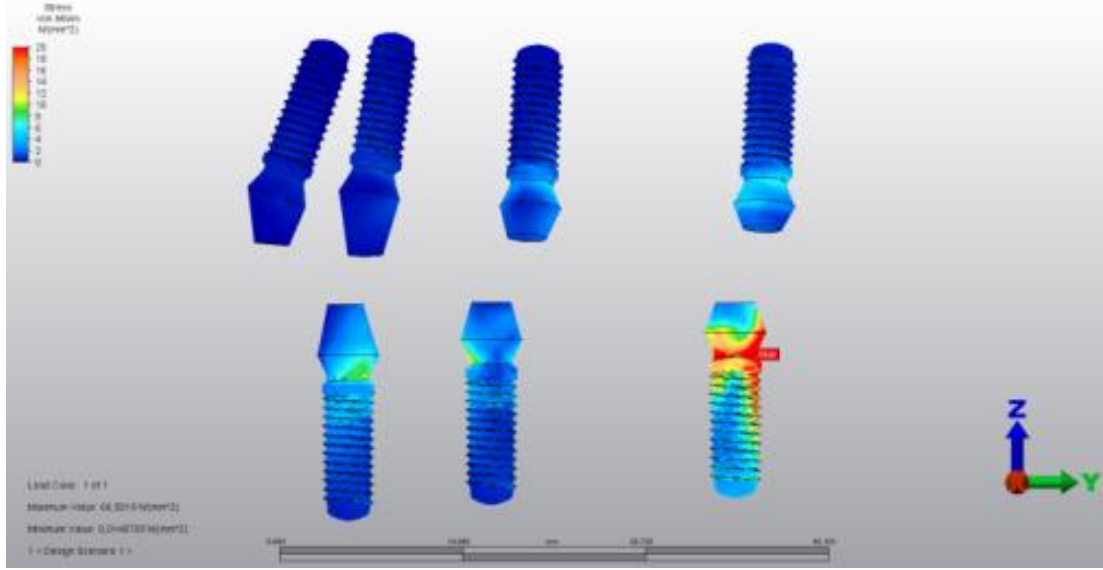
Maksillar restorasyondaki en yüksek gerilme değeri 121.64 MPa' dır. Gerilmelerin genellikle temas noktaları olan palatinal tüberkül ve bukkal tüberküllerin lingual eğimlerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Mandibular restorasyondaki en yüksek gerilme değeri 792.93 MPa' dır. Gerilmelerin restorasyonun birinci molar ve ikinci molar diş arasındaki konektör bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür.



Şekil 82. I Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Restorasyonundaki von Mises Değerleri

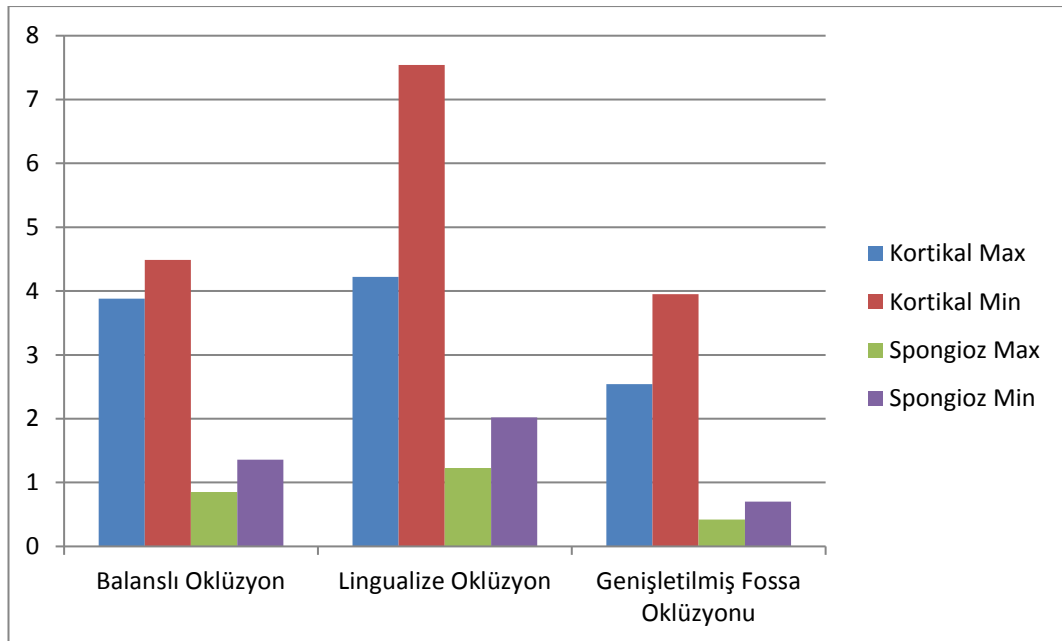


Şekil 83. I Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Restorasyonundaki von Mises Değerleri

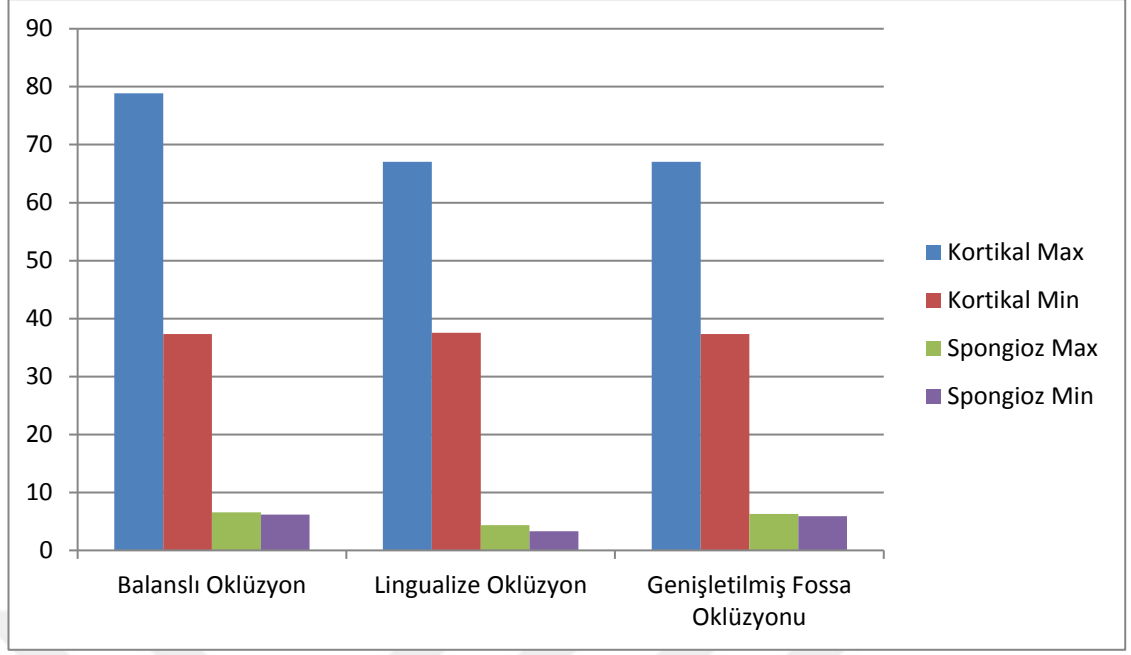


Şekil 84. İ Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu İmplantlardaki von Mises Değerleri

Üst çenede sekiz, alt çenede altı implant üzerine oluşturulmuş bu modelde implantlar arasındaki en yüksek gerilme değeri alt çenede en distal konumdaki implantta görülmüştür. Bu implanttaki gerilme değeri 66.50 MPa' dır. Bu değerden sonraki en yüksek gerilme değeri ise alt çenede ikinci premolar konumundaki implantta görülmüştür. Oluşan gerilme değeri 13.66 MPa' dır. Bu implantları sırasıyla alt kanin bölgesi, üst ikinci molar bölgesi, üst ikinci premolar bölgesi, üst kanin bölgesi ve üst birinci keser bölgesindeki implantlar takip etmiştir.



Grafik 3. İ Grubu Üst Çene Kortikal ve Spongiöz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler (MPa)

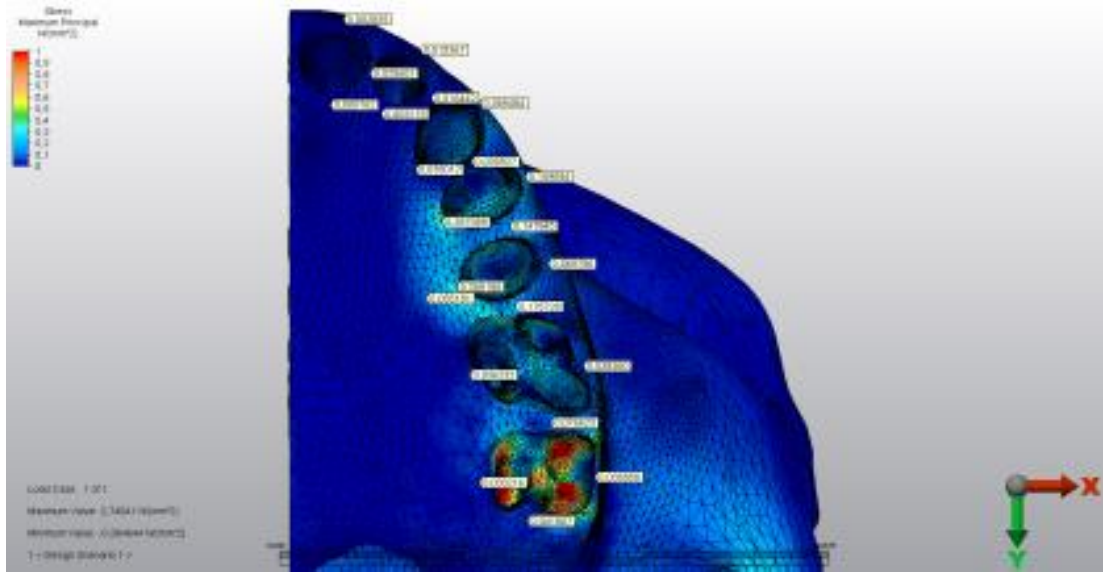


Grafik 4. İ Grubu Alt Çene Kortikal ve Spongyoz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler (MPa)

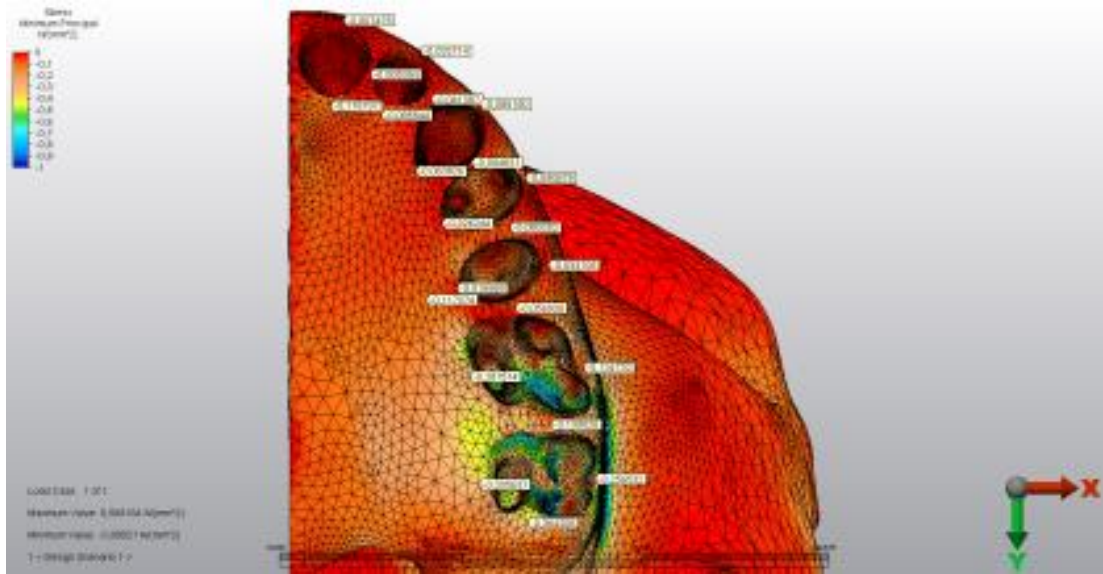
4.3 Üst Çene Doğal Diş, Alt Çene Altı İmplant Üzeri Monolitik Zirkonya Restorasyon (M Grubu)

4.3.1 Balanslı Oklüzyon

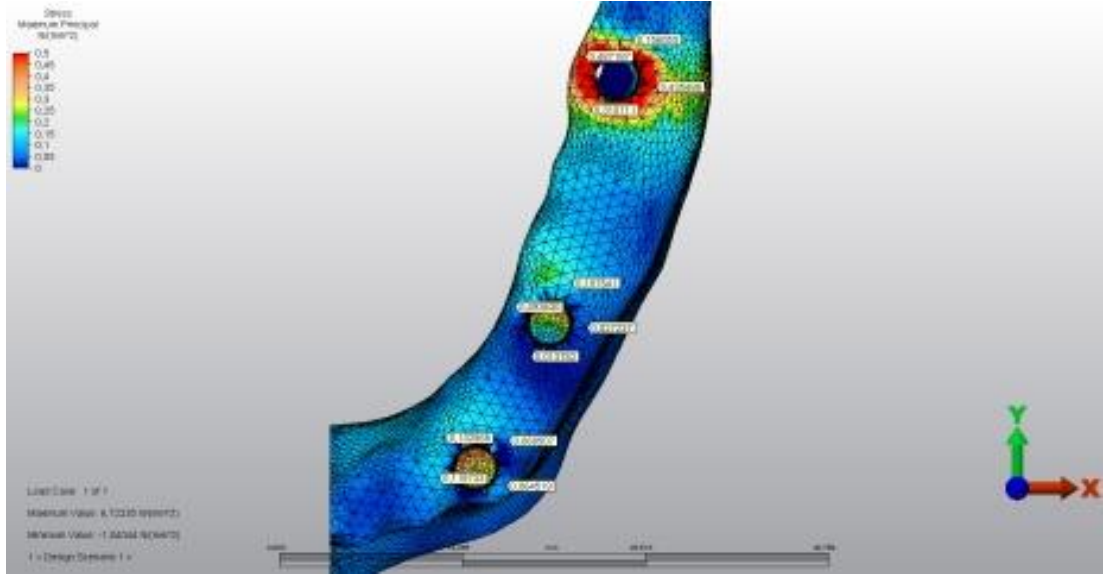
Balanslı oklüzyon oklüzal şema ve temas noktalarına göre çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet sonucunda maksillar kortikal kemikte ortaya maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sırasıyla 2.74 MPa ve 3.99 MPa, spongyoz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ise sırasıyla 0.35 MPa ve 0.38 MPa' dır. Alt çenedeki analiz neticesinde ise kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sırasıyla 78.89 MPa ve 37.32 MPa, spongyoz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ise sırasıyla 6.72 MPa ve 6.05 MPa olduğu görülmüştür. Alt çenede en distaldeki implant çevresi kemikte gerilmelerin yoğunlaştığı görülmektedir.



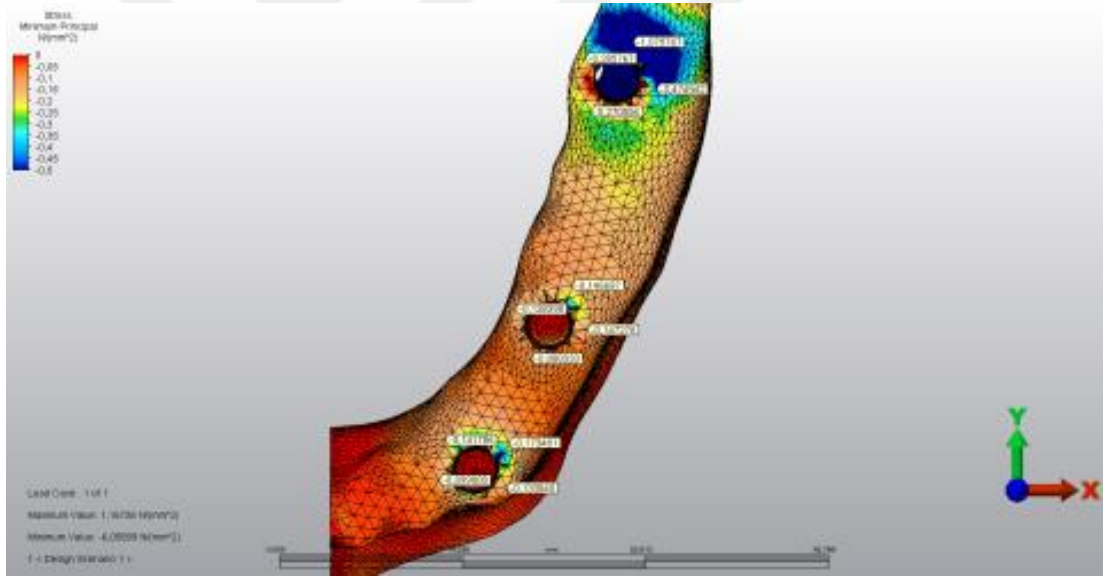
Şekil 85. M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



Şekil 86. M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri

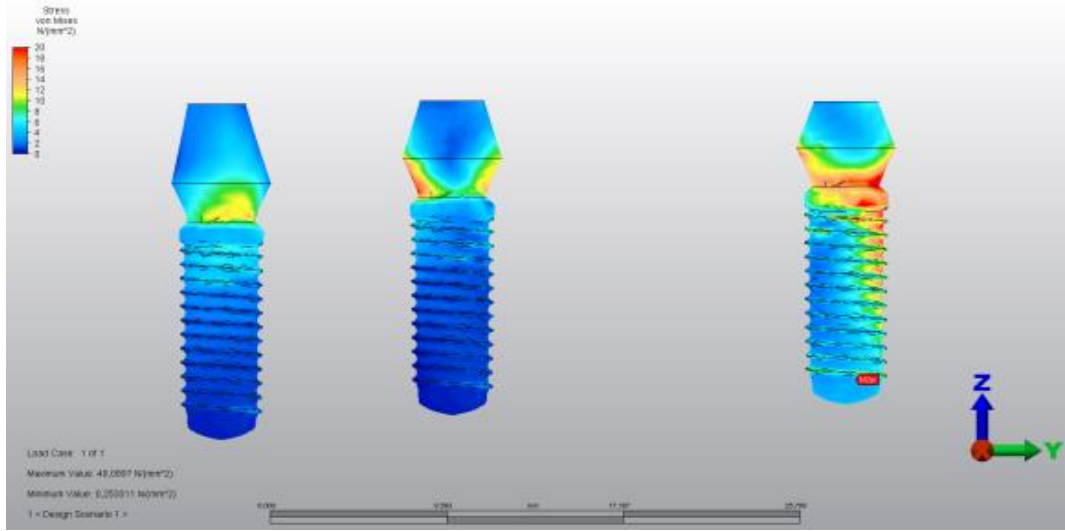


Şekil 91. M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri



Şekil 92. M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri

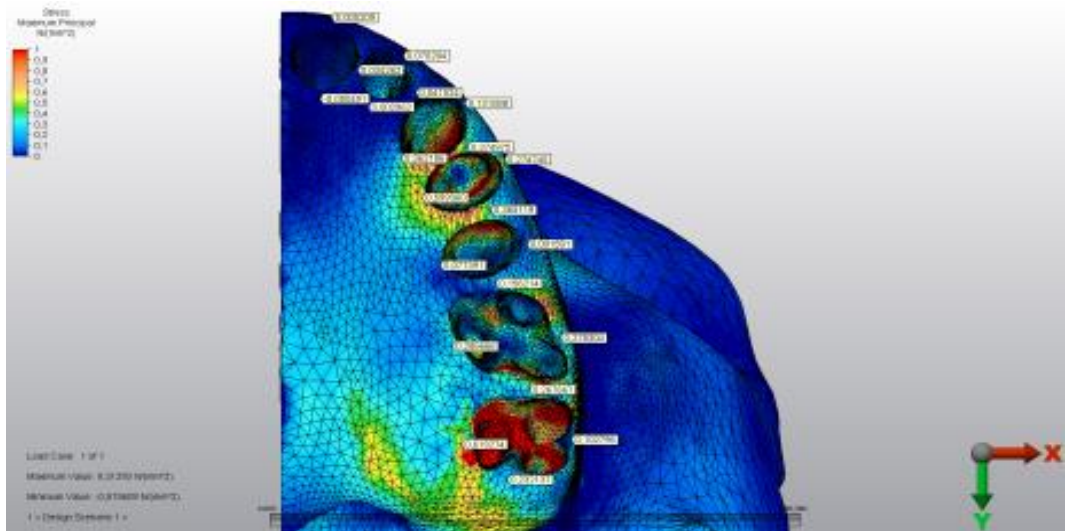
Üst çene dişlerinde oluşan gerilmelerin ikinci molar dişte yoğunlaştığı görülmüş ve maksimum gerilme değeri 99.47 MPa olarak ölçülmüştür. İkinci molar dişin palatyal tüberkül tepesi ve santral fossasında yüksek gerilme görülürken palatyal tüberkülündeki gerilme değeri 37.12 MPa' dır. Alt çenedeki restorasyonda gerilme değeri 715.75 MPa' dır. Gerilmelerin restorasyonun birinci molar ve ikinci molar diş arasındaki konektör ve birinci premolar diş bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Alt



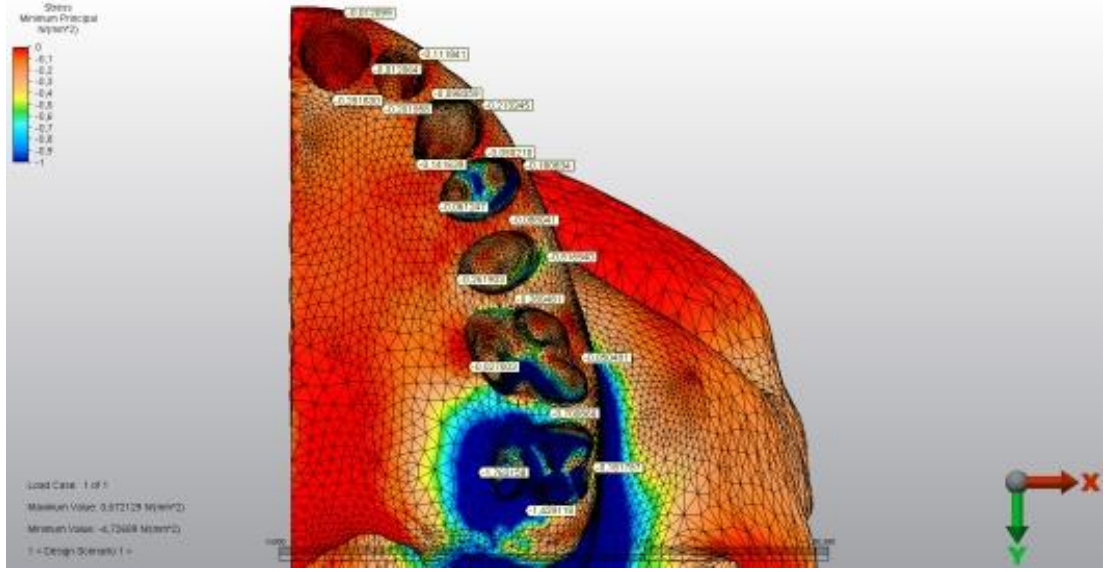
Şekil 95. M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu İmplantlardaki von Mises Değerleri

4.3.2 Lingualize Oklüzyon

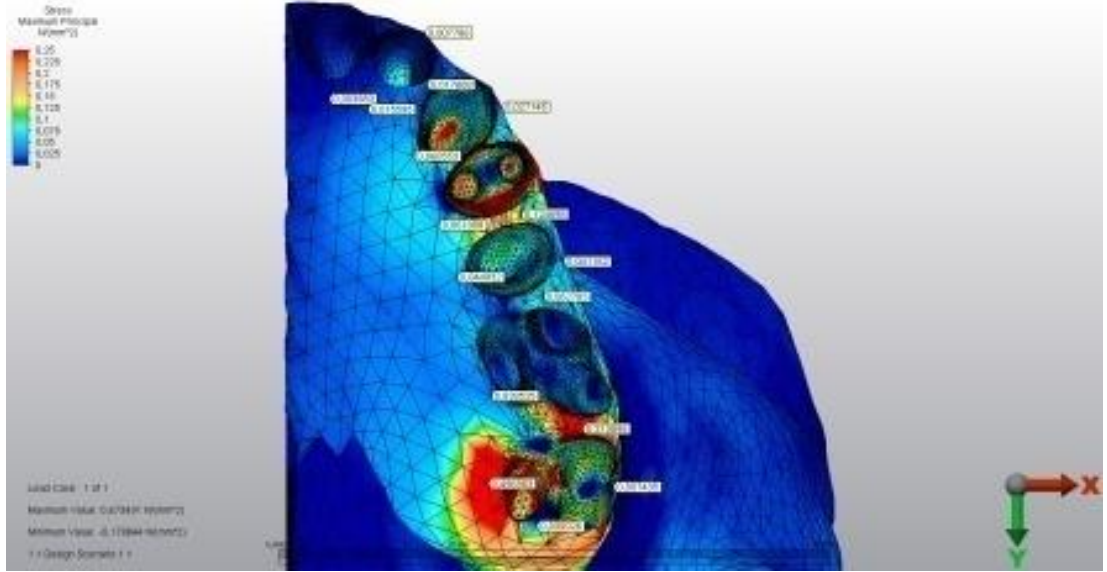
Lingualize oklüzyon oklüzal şema ve temas noktalarına göre çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet sonucunda maksillar kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sırasıyla 9.31 MPa ve 4.72 MPa, spongioz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ise sırasıyla 0.67 MPa ve 1.97 MPa' dır. Alt çenedeki analiz neticesinde ise kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sırasıyla 78.89 MPa ve 37.48 MPa, spongioz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ise sırasıyla 4.65 MPa ve 4.46 MPa olduğu görülmüştür.



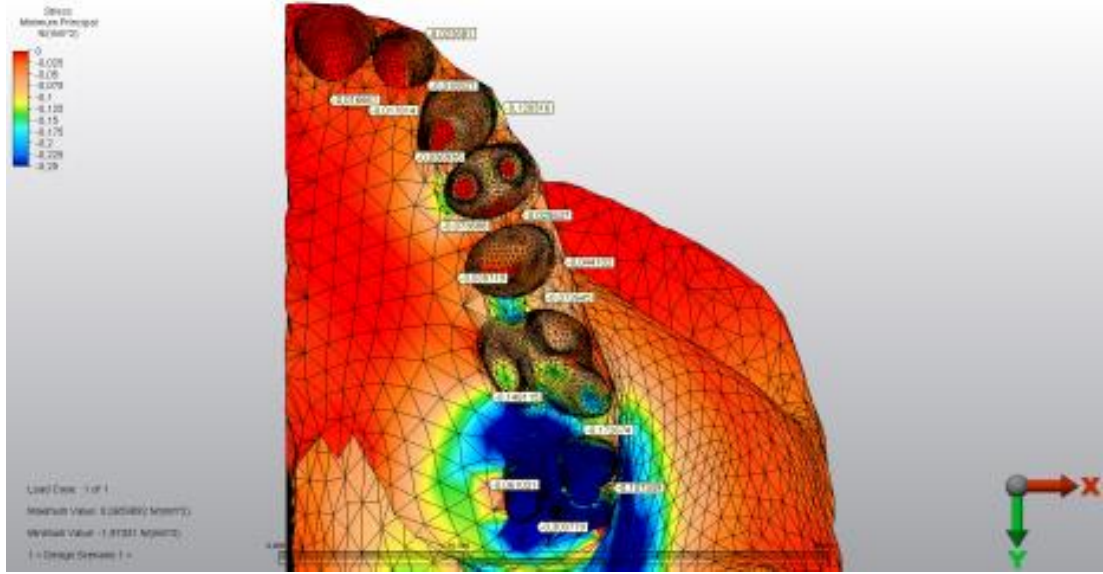
Şekil 96. M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



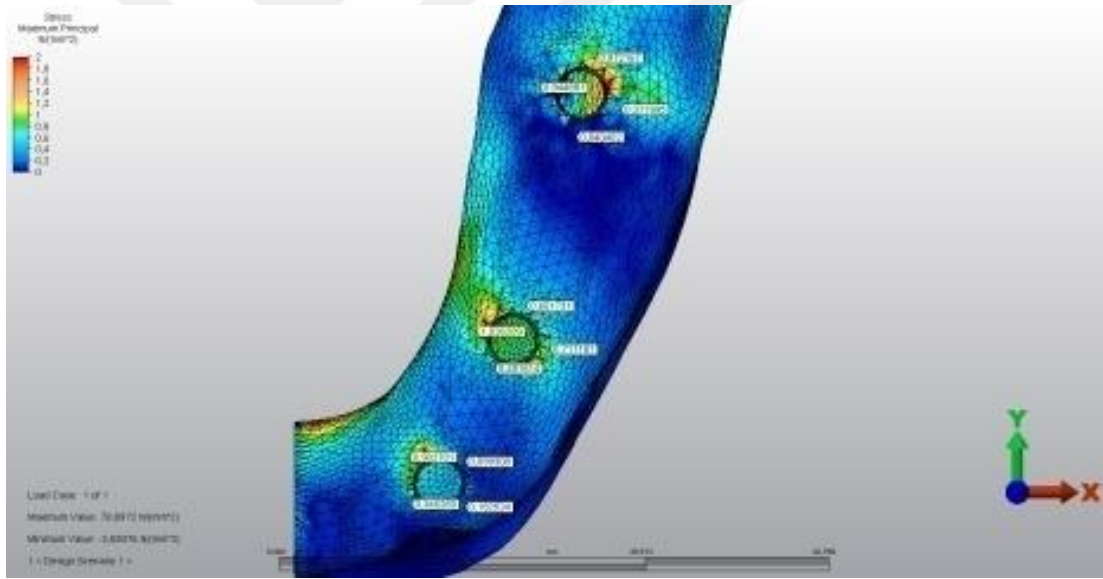
Şekil 97. M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri



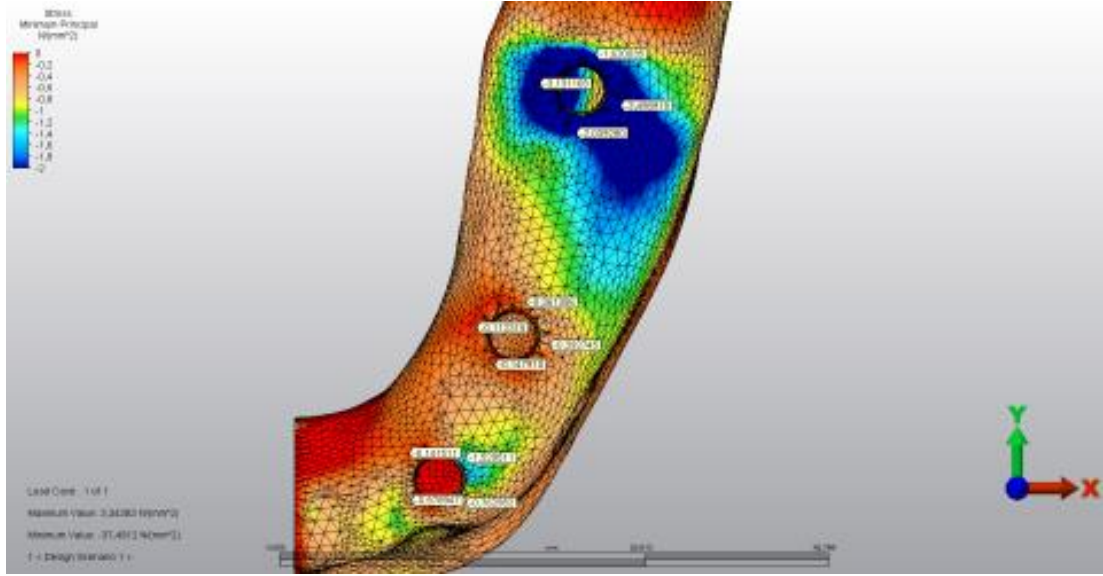
Şekil 98. M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongios Kemikte Gerilme Değerleri



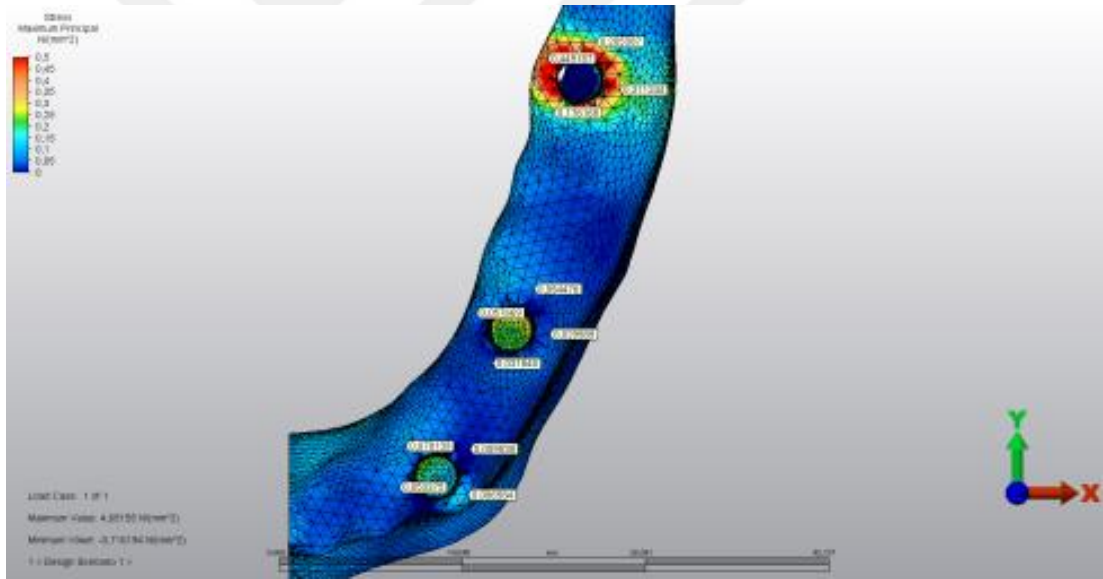
Şekil 99. M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri



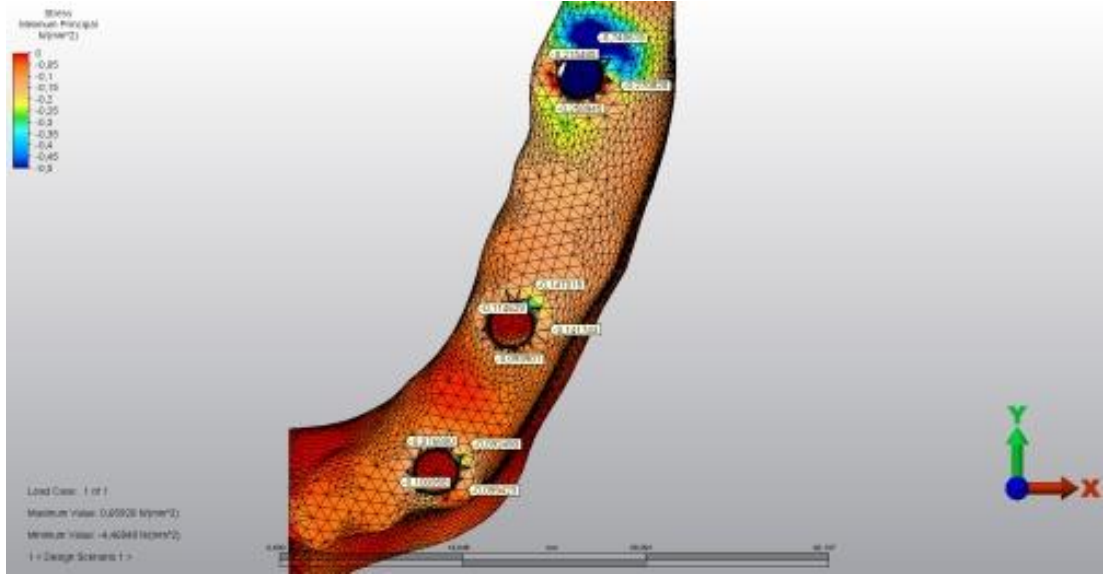
Şekil 100. M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



Şekil 101. M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri

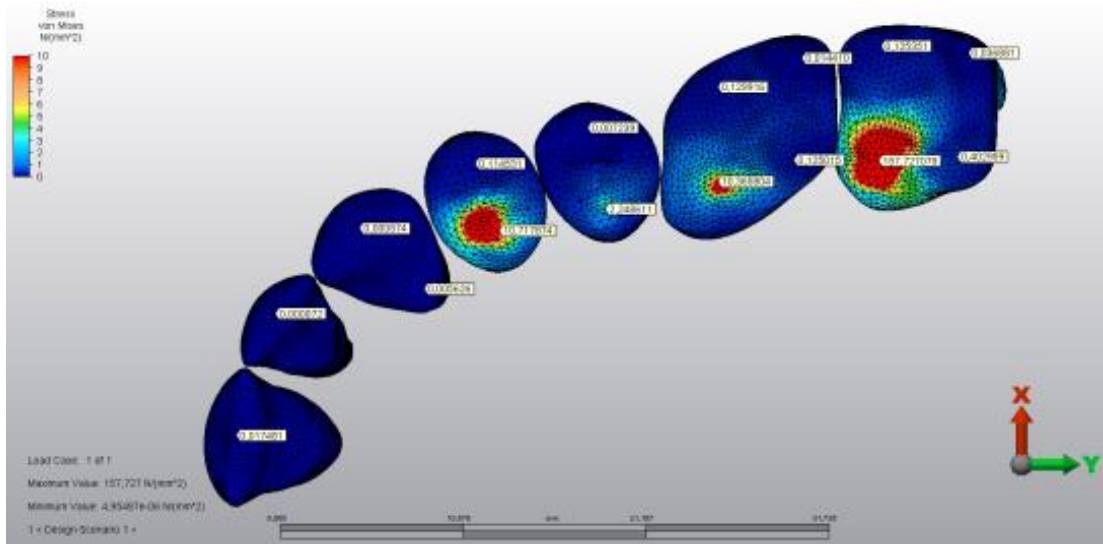


Şekil 102. M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Gerilme Değerleri

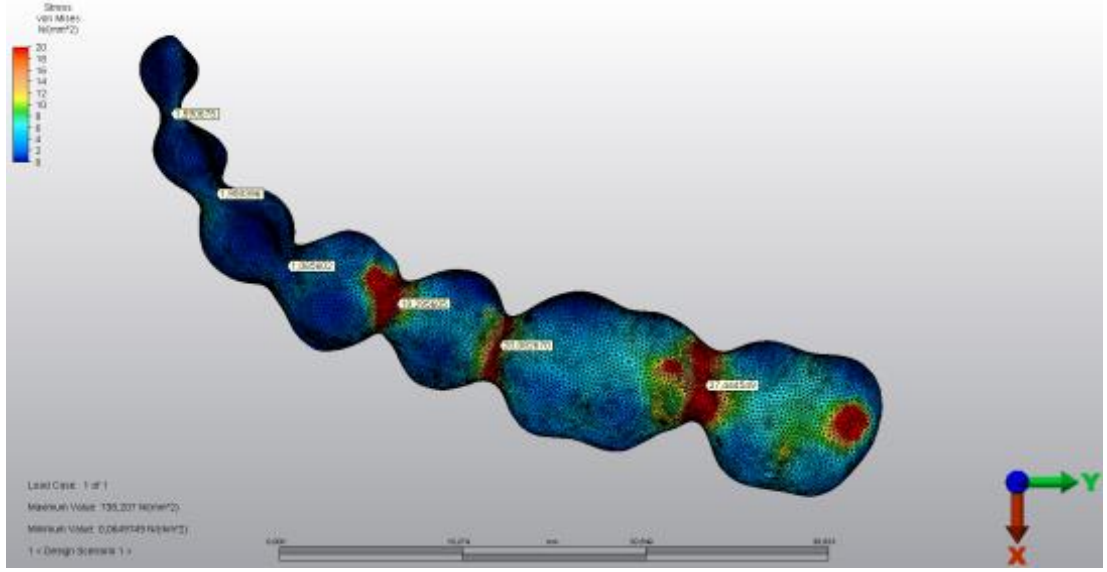


Şekil 103. M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri

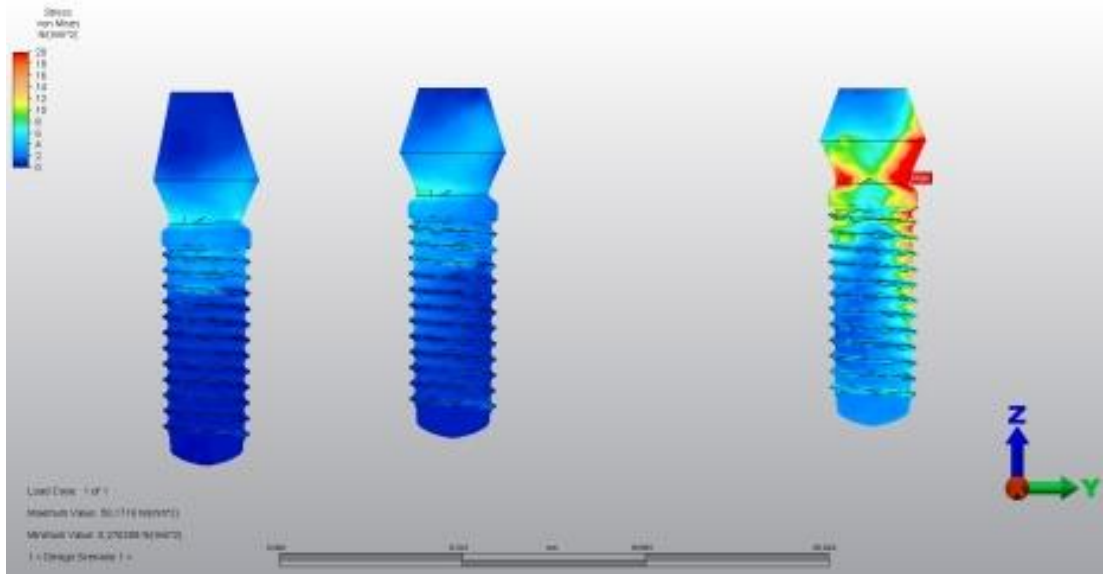
Maksiller dişlerdeki gerilme değeri 157.72 MPa' dır. Gerilmenin en fazla olduğu bölge ikinci molar dişin palatinal tüberkül kısmıdır. Bu gerilmeleri birinci molar ve birinci premolar dişler izlemektedir. Mandibular restorasyondaki gerilme değeri 738.20 MPa' dır. Gerilmeler genellikle posterior dişlerin konektör bölgelerinde görülmektedir.



Şekil 104. M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Üst Çene Dişlerindeki von Mises Değerleri



Şekil 105. M Grubu, Lingualize Oklüzyon Alt Grubu Alt Çene Restorasyonundaki von Mises Değerleri

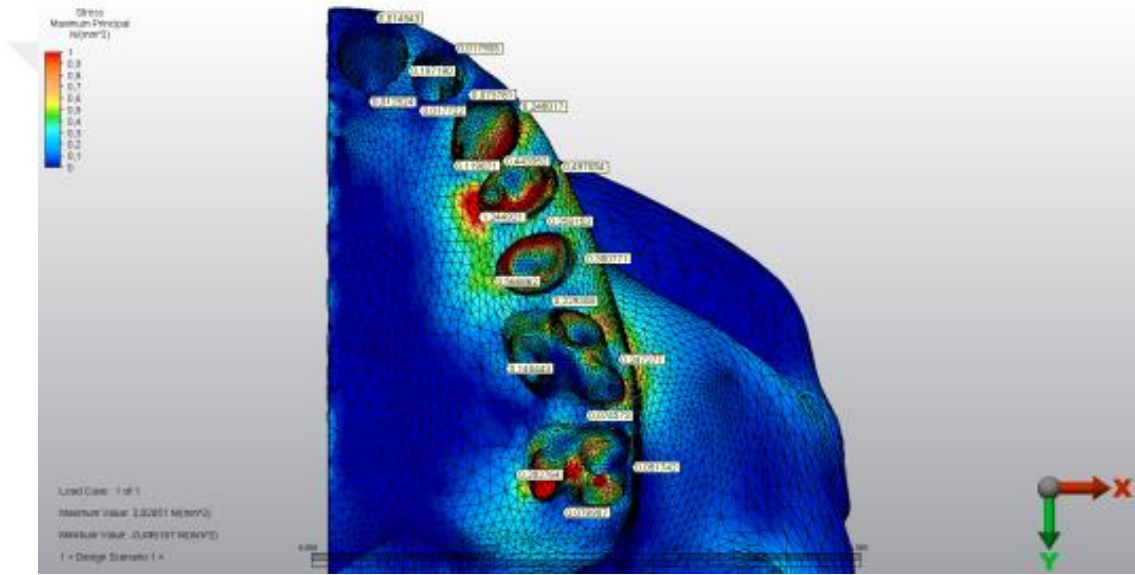


Şekil 106. M Grubu, Balanslı Oklüzyon Alt Grubu İmplantlardaki von Mises Değerleri

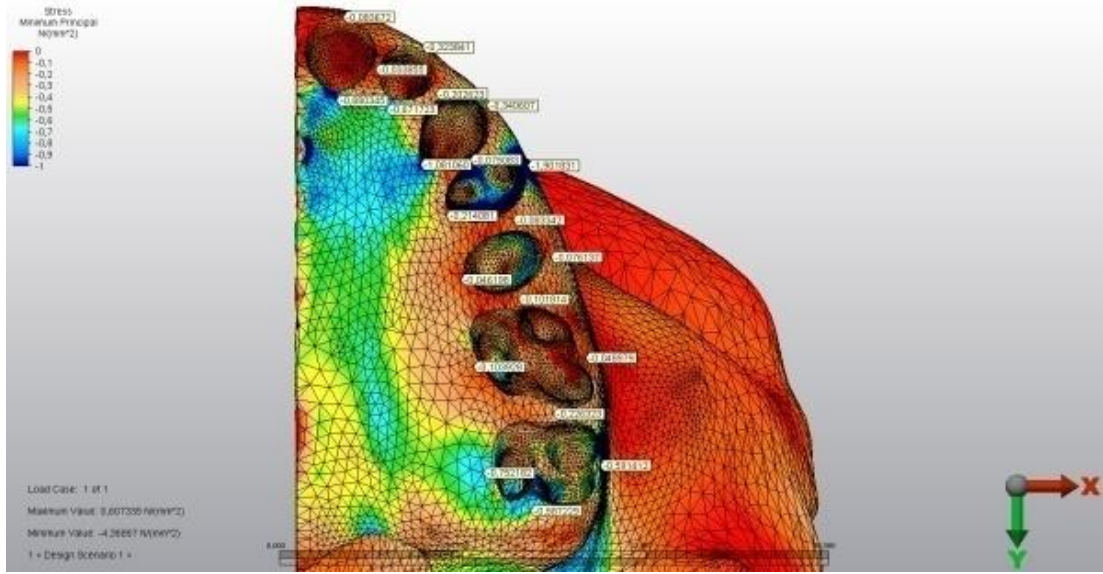
Alt çenedeki implantlarda en yüksek gerilme değeri en distal bölgedeki implantta görülmüştür. Bu implantın boyun bölgesindeki gerilme değeri 58.17 MPa' dır. İkinci premolar bölgesindeki gerilme değeri 8.84 MPa' dır. Gerilmeler boyun bölgesinde daha fazla yoğunlaşmıştır.

4.3.3 Genişletilmiş Fossa

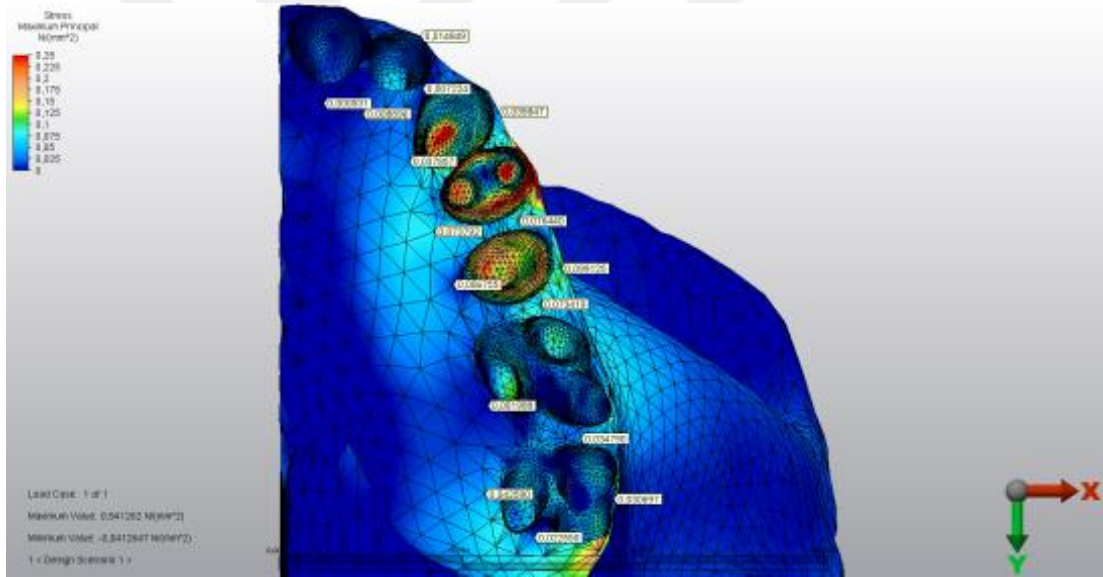
Genişletilmiş fossa oklüzyonu oklüzal şema ve temas noktalarına göre çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet sonucunda maksiller kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sırasıyla 2.82 MPa ve 4.36 MPa, spongioz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ise sırasıyla 0.54 MPa ve 0.65 MPa' dır. Alt çenedeki analiz neticesinde ise kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sırasıyla 67.04 MPa ve 37.41 MPa, spongioz kemikte ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ise sırasıyla 5.61 MPa ve 5.36 MPa olduğu görülmüştür.



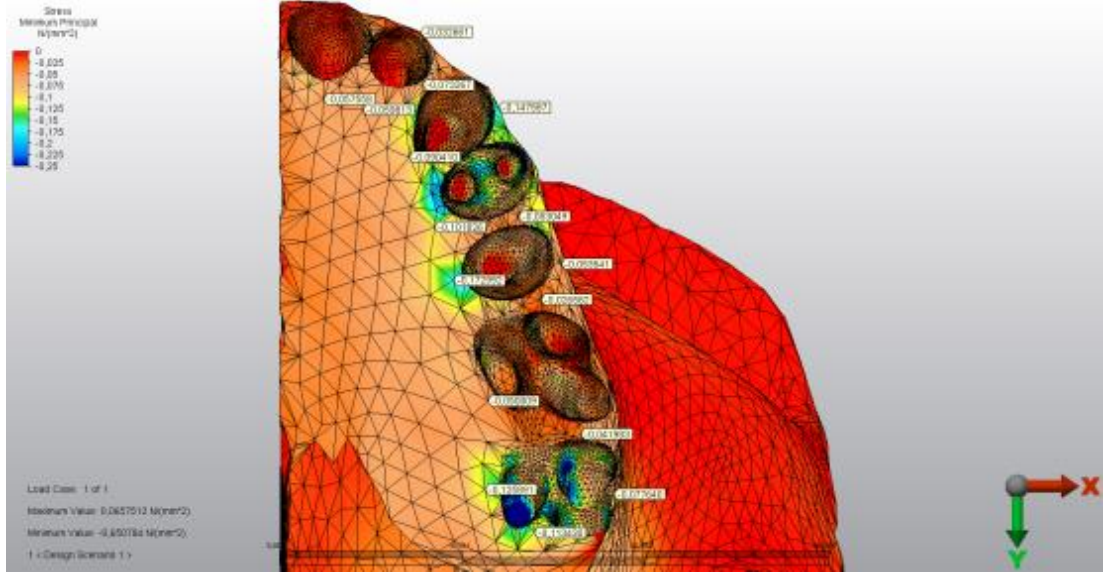
Şekil 107. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



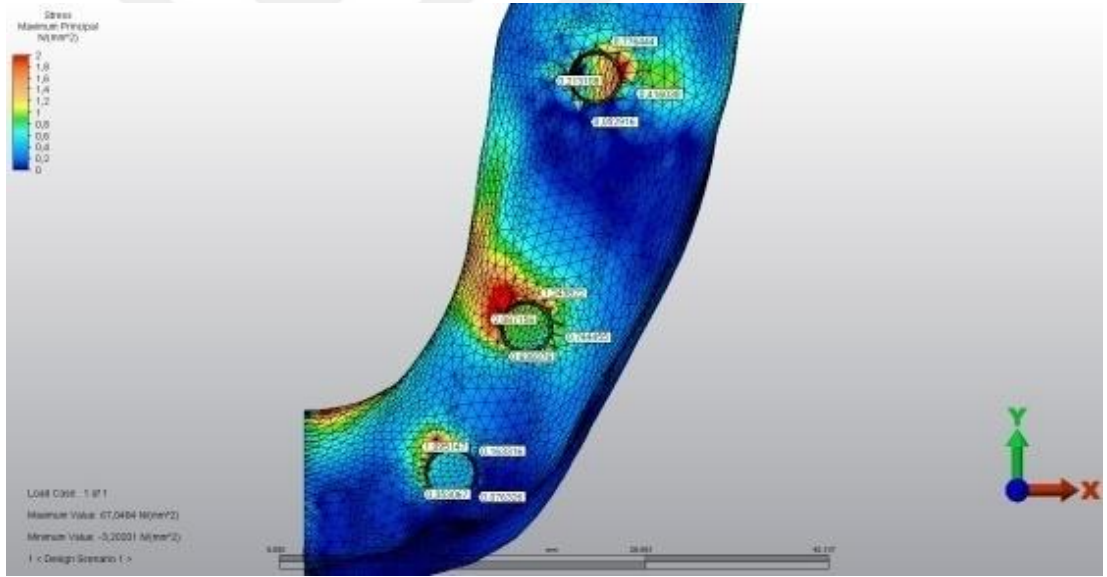
Şekil 108. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri



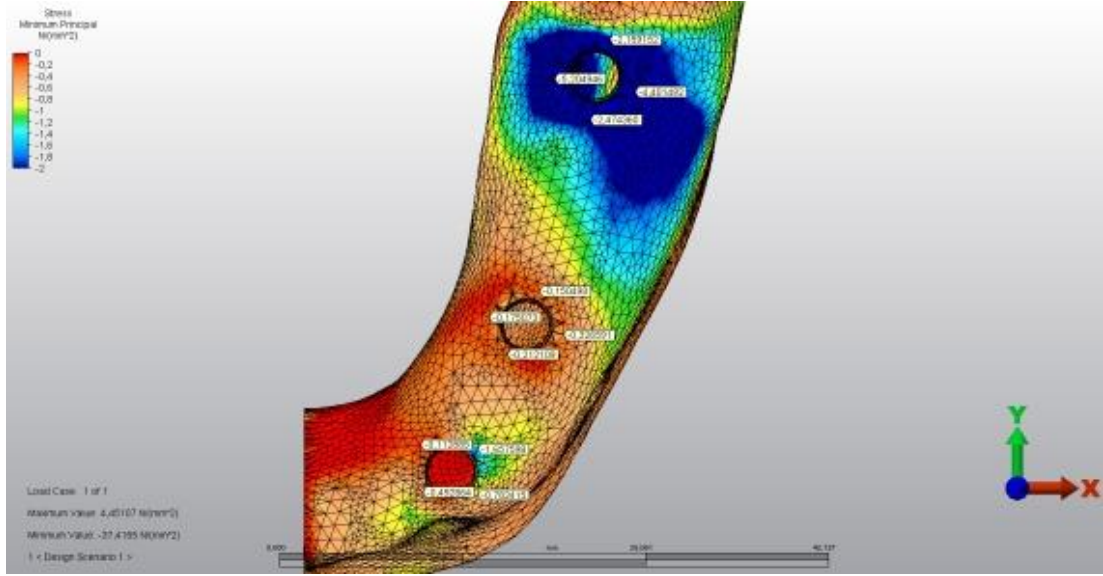
Şekil 109. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongios Kemikte Gerilme Değerleri



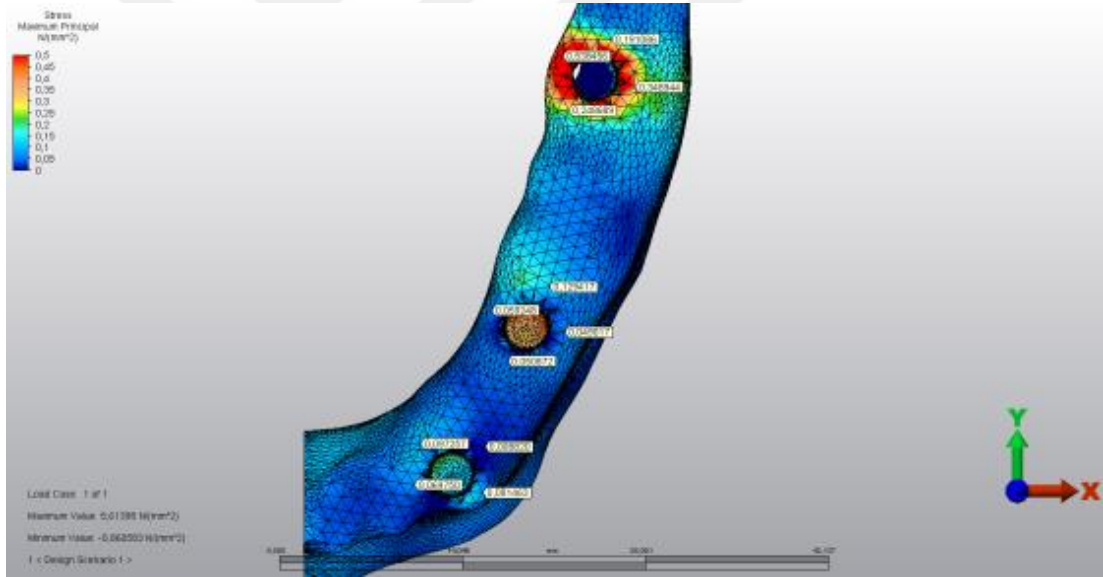
Şekil 110. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Spongios Kemikte Sıkışma Değerleri



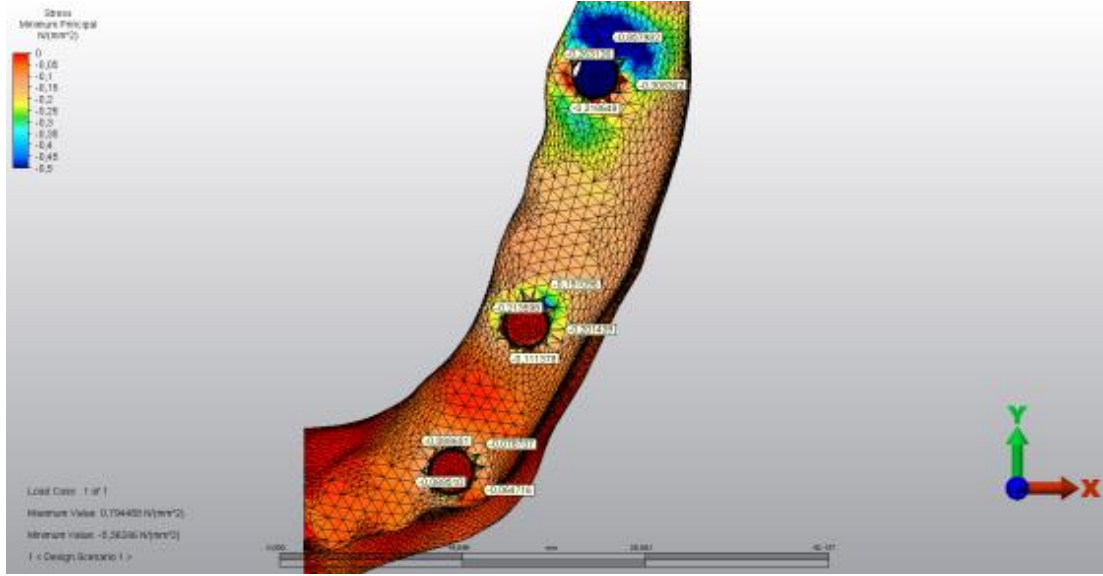
Şekil 111. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Gerilme Değerleri



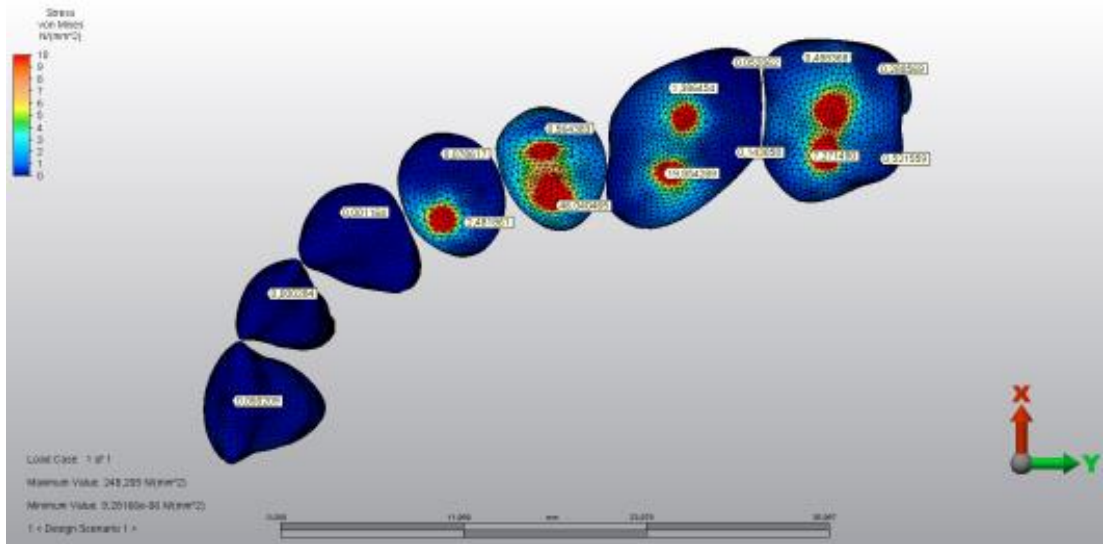
Şekil 112. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Kortikal Kemikte Sıkışma Değerleri



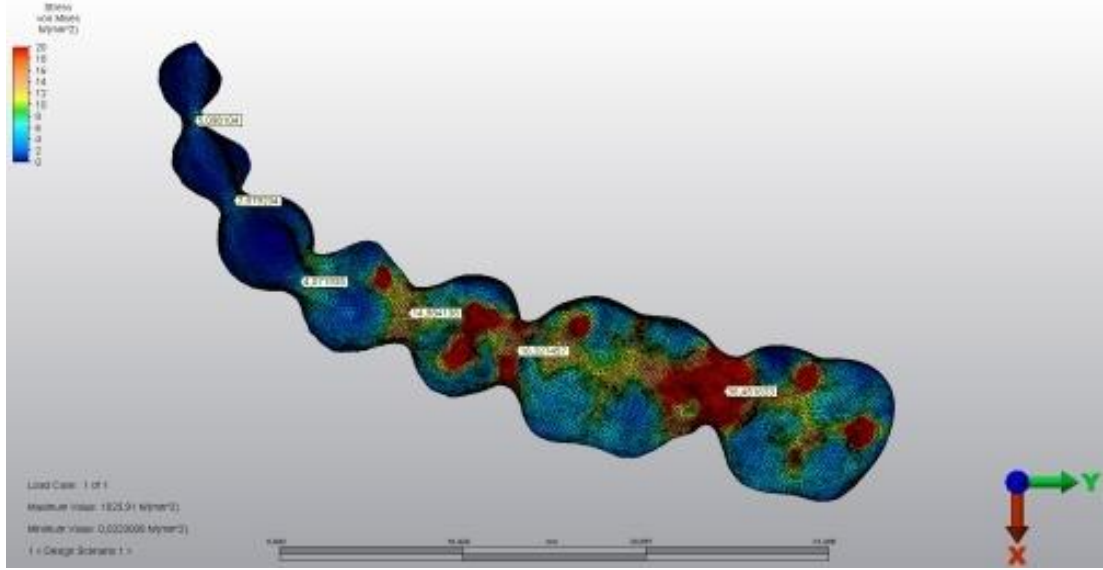
Şekil 113. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Spongios Kemikte Gerilme Değerleri



Şekil 114. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Spongioz Kemikte Sıkışma Değerleri

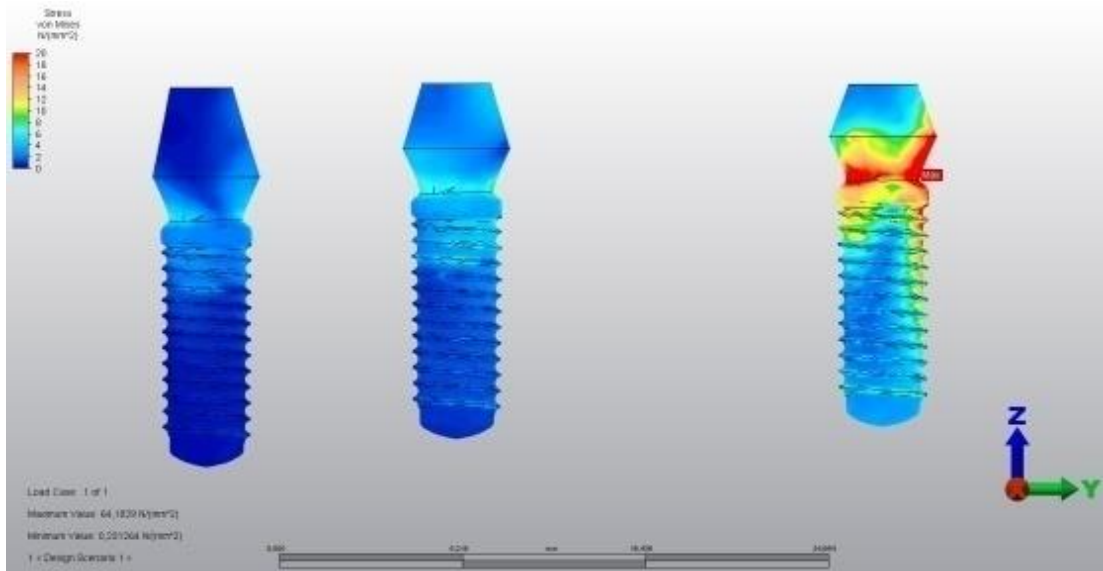


Şekil 115. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Üst Çene Dişlerindeki von Mises Değerleri



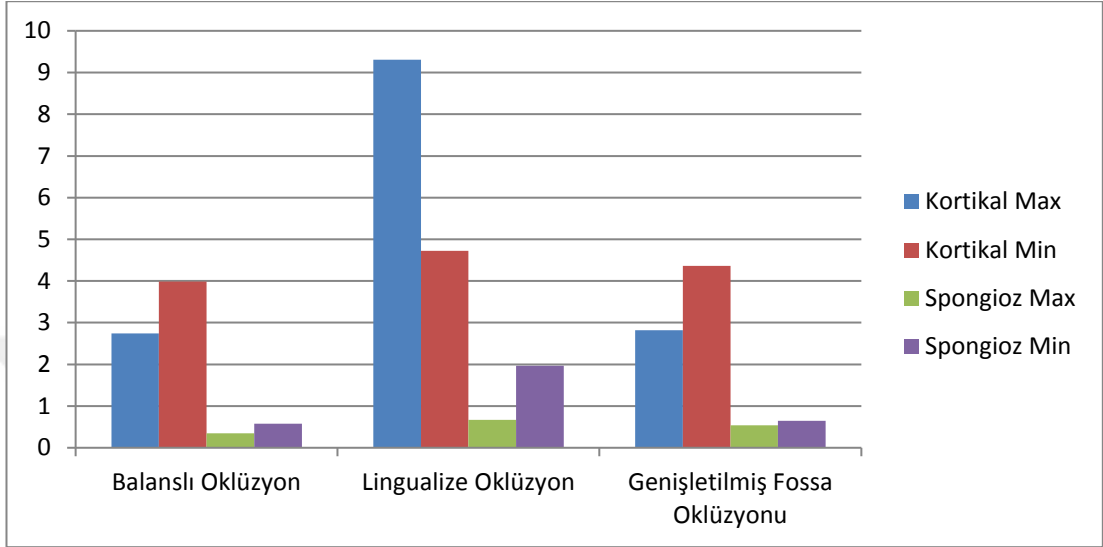
Şekil 116. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu Alt Çene Restorasyonundaki von Mises Değerleri

Üst çene dişlerindeki gerilme değeri 248.20 MPa' dır. Gerilmelerin palatinal tüberkül ve santral fossaların etrafında dağılım gösterdiği görülmüştür. Alt çene restorasyondaki gerilme değeri 1023.91 MPa' dır. Gerilmelerin restorasyonun birinci molar ve ikinci molar diş arasındaki konektör ve ikinci premolar diş bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür.

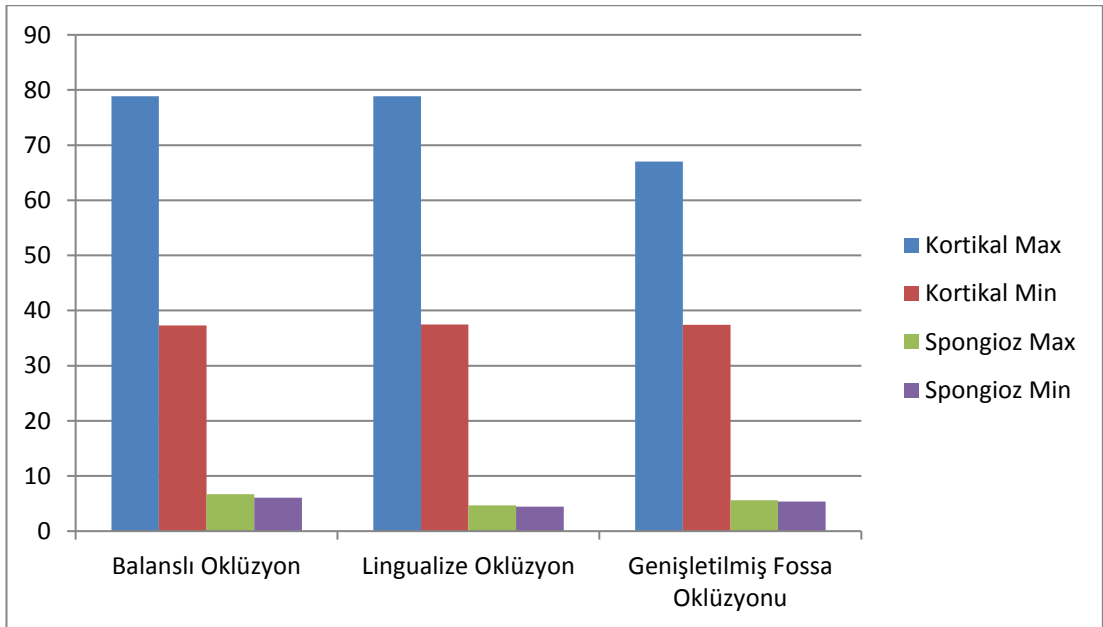


Şekil 117. M Grubu, Genişletilmiş Fossa Alt Grubu İmplantlardaki von Mises Değerleri

Alt çenedeki implantlarda gerilme değeri en distal bölgedeki implantta görülmüştür. Bu implantın boyun bölgesindeki gerilme değeri 64.18 MPa' dır. İkinci premolar bölgesindeki gerilme değeri 16.04 MPa' dır. Gerilmeler boyun bölgesinde daha fazla yoğunlaşmıştır.



Grafik 5. M Grubu Üst Çene Kortikal ve Spongiöz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler (MPa)



Grafik 6. M Grubu Alt Çene Kortikal ve Spongiöz Kemikte Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler (MPa)

5. Tartışma

Çalışmamızda sentrik konumdaki üç farklı oklüzyon şemasında (bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve genişletilmiş fossa oklüzyonu) üç ayrı çiğneme modeli kombinasyonu (alt-üst çene doğal diş, alt-üst tüm ağız implant üstü restorasyon ve üst çene doğal diş alt çene implant üstü restorasyon) olarak toplam 9 adet sonlu eleman modeli oluşturulmuştur. Çiğneme kaslarına yapılan yüklemeler sonucunda trabeküler ve kortikal kemikte oluşan maksimum asal ve minimum asal gerilme değerlerine ve implantlarda, doğal dişlerde ve implant üstü monolitik zirkonya restorasyonlarda oluşan von Mises gerilme değerlerine oklüzal şemanın etkisi üç boyutlu SESA kullanılarak incelenmiştir. Her bir grup kendi içerisinde değerlendirilmiş olup doğal diş ve implantların farklı yapısal özellikleri sebebiyle gruplar birbirleriyle karşılaştırılmamıştır. Çalışmamızın bulguları ele alındığında farklı derecelerde sentrikte serbestlik oluşturulmuş oklüzal şemalar arasında restorasyonlara ve dayanaklara yük dağılımı açısından fark yoktur hipotezi reddedilmiştir.

Yapılan çalışmalarda osseointegrasyonun implant boyun bölgesindeki krestal kemik seviyesinin korunmasıyla ilişkili olduğu bildirilmiştir. İmplant tedavilerinde krestal kemiğin korunması, biyolojik olarak uyumlu ve oklüzal kuvvetleri dengeli bir şekilde krestal bölgedeki kemiğe iletebilme özelliğine sahip materyaller ile sağlanabilir (Y. Kim, Oh, Misch, & Wang, 2005). Çalışmamızda uygulanan oklüzal kuvvetler ve anatomik yapıların şekli önceki çalışmalar rehber alınarak belirlenmiştir (Ferreira et al., 2014). Yerleştirilen implant ve kullanılan protez materyalinin oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilimlerin ağız dokuları tarafından nasıl karşılandıklarının belirlenmesinin, implant destekli tedavi planlamasında önemli bir rehber olacağı düşünülmektedir. Bu amaçla gerilim analiz yöntemleri birçok çalışmada kullanılmıştır (Akça & Iplikçioğlu, 2002). Oklüzal streslerin farklı yapılarda incelenmesi ve streslerin nerelerde yoğunlaştığının değerlendirilebilmesi, olgu planlaması ve materyal seçimi açısından önemlidir. Mekanik ve biyolojik komplikasyonların en aza indirgenmesi için farklı senaryolarla ön çalışmaların yapılması önemlidir. Bu anlamda yapılan ön çalışmalar (Apicella et al., 1998; Inoue, Kawano, Nagao, & Matsumoto, n.d.) mevcuttur. Literatürde iki ve üç boyutlu SESA yöntemleri karşılaştırıldığında üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin kemikteki üçüncü boyutta oluşabilecek gerilim dağılımını gerçeğe daha yakın olarak

verebileceği bildirilmiştir (Menicucci, Lorenzetti, Pera, & Preti, n.d.). Bu sebeple çalışmamızda üç boyutlu SESA tercih edilmiştir. Bu sayede bütün stresin yapısal alanda nasıl bir tepki gösterdiğini görebilmekte ve bu analizde farklı elemanlarda 3 boyutlu stres geçişleri daha kolay bir şekilde incelenebilmektedir. Sonlu elemanlar analizi yönteminde kullanılan malzeme özellikleri, modelin sınır koşulları, ara yüz tanımlamaları ve modelin gerçek yapıyla olan benzerliği sonuçları etkileyen faktörlerdendir. Analizlerde gerçek cismin ya da fenomenin matematiksel modelleri kullanıldığı için doğal davranışın bütün detayları tam olarak belirlenemez (Yoshida, Koga, Kobayashi, Yamada, & Yoneda, 2000). Her ne kadar bu durum çalışmamızın limitasyonları arasında yer alsada, bu tip analiz çalışmalarında test koşulları, parametreler ve geometri kolaylıkla değiştirilebilir özelliktedir ve istenilen bir zamanda tekrarlanabilmektedir. Matematiksel modellerle yapılan testlerle sağlanabilen bu tip avantajların, *in vivo* testlerde elde edilmesi imkansızdır. Bu sebeple doğruluğu kanıtlanmış matematiksel modeller kullanılarak yapılan analizler, materyal ya da restorasyon dizaynının incelenmesinde kullanışlı ve başarılı bir yöntemdir (Yoshida et al., 2000).

Basit yapılar için iki boyutlu analizler daha uygundur (Ulrich, van Rietbergen, Weinans, & Rügsegger, 1998). Dijital görüntüleme tekniklerindeki, bilgisayar programlarındaki ve hesaplamalarındaki gelişmeler SESA ile biyolojik dokuların üç boyutlu olarak başarılı bir şekilde değerlendirilmesine olanak sağlamıştır (Romeed, Fok, & Wilson, 2006). İki boyutlu sistemlerde, düzlemin dışındaki deformasyonlar, gerilim ve gerinimler önemsizdir. Bu durum maliyeti azaltır, ancak daha fazla hataya neden olur (Romeed et al., 2006). Ağız içerisindeki biyolojik yapılar için üç boyutlu modellemenin kullanılması iki boyutlu modellemeye göre daha iyi bir klinik gerçeklik sağlamaktadır (J.-P. Geng et al., 2001). Çalışmamızda doğala yakın sonuçlar verdiği ön görülen 3 boyutlu SESA yöntemi tercih edilmiştir.

Literatür taramasında kemik modellemesinin farklı şekillerde yapıldığı görülmüştür. Wang ve ark., 42 mm uzunluğunda, 11 mm genişliğinde ve 21 mm yüksekliğinde kemik bloğu kullanmış, kortikal kemik kalınlığını 2 mm olarak belirlemiştir (Wang, Leu, Wang, & Lin, n.d.). Ender ve ark. (Ender, Mörmann, & Mehl, 2011) çalışmasında 23,4 mm yüksekliğinde, 12,8 mm genişliğinde ve 9 mm kalınlığında kemik bloğu ve 1,3 mm kalınlığında kortikal kemik modellemiştir. Birbirinden farklı boyutlarda birçok kemik modellemesinin olduğu çalışmalar vardır (Himmlová, Dostálová, Káčovský, & Konvicková, 2004; Tada, Stegaroiu, Kitamura, Miyakawa,

& Kusakari, n.d.). Bu çalışmaların hepsinin ortak özelliği sadece implantlar ve implantları çevreleyen kemik dokusunun modellenmesidir. Çalışmamızda tüm alt ve üst çene kemiği modellenerek tomografi destekli morfoloji rehber alınarak hazırlanmıştır. Ancak çalışmamızda implant dayanakları ve restorasyon ile dayanak arasındaki siman yapısı modellenmemiştir. Bu farkın çalışmanın sonuçlarını etkilemeyeceği düşünülmektedir. Ayrıca bazı SESA çalışmalarında PDL modellemesi yapılmazken (J. P. Geng, Xu, Tan, & Liu, 2004; Juodzbaly, Kubilius, Eidukynas, & Raustia, 2005), bu çalışmada PDL simule edilmiş ve gerçeğe yakın senaryolar hazırlanmaya çalışılmıştır.

Yapılan literatür araştırmaları SESA metodunun kırılma vernik, strain gauge ve fotoelastik gerilme analizi gibi deneysel metodlara göre daha avantajlı ve gerçeğe yakın olduğunu göstermiştir (Shimizu, Ikeda, Wakabayashi, & Ohya, 2004). Kırılma vernik metodunda sayısal değerler elde edilememesi, fotoelastik gerilme analizi metodunda incelenecek olan modellerin yapıldığı materyalin özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması, strain gauge metodunda ise sadece gaugelerin yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi gibi olumsuz özellikler, SESA yöntemini diğer yöntemlere kıyasla üstün hale getirmektedir (de Vree, Peters, & Plasschaert, 1983).

Eleman ve düğüm noktası sayısı sonlu elemanlar analizi yönteminin güvenilirliğini etkileyen önemli faktörlerden biridir. Bu sayılar arttıkça elde edilen sonuçların doğruluğu ve hassasiyeti artmakta, sayının azalması durumunda hassasiyet azalmakta ve daha genel bilgiler elde edilmektedir. Ancak, eleman ve düğüm noktası sayısının artışı analiz süresinin uzamasına sebep olmaktadır. Bu sebeple yapılan çalışmaların birçok kısmında eleman ve düğüm noktası sayısı sınırlı tutulmuştur (Akça & Iplikçioğlu, 2002). Çalışmamızda kullanılan modellerde ortalama 670000 eleman ve 150000'in üzerinde düğüm noktası mevcuttur. Bu sayılar, SESA yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısının çok üzerindedir (Akça & Iplikçioğlu, 2002; Haraldson, Jemt, Stålblad, & Lekholm, 1988).

Kemik ile implant etkileşiminde kortikal kemiğin önemli bir etkisi olduğu bilinmektedir. Doğal dişin mikro hareketliliği nedeniyle oklüzal kuvvet sonucu oluşan gerilimlerin periodonsiyum boyunca kök çevresindeki alveol kemiğe dağılmakta, implantta ise gerilimlerin boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmaktadır (Sonugelen & Artunç, 2002). Ayrıca kortikal kemiğin elastiklik modülü trabeküler kemikten daha düşüktür. Dolayısıyla teorik olarak, başarısızlık

oluşma ihtimali implanttan ziyade kortikal kemikte veya implant ile olan bağlantısında daha yüksektir (Brunski, 1999). Buna bağlı olarak çalışmada hem kuvvet dağılımının daha etkili olabilmesi için protez yapısında, hem de gerilimlerin yoğun olacağı düşünülen krestal kemik bölgelerinde oldukça yüksek sayıda eleman kullanılması analizin doğruluğu açısından tercih edilmiştir.

SESA ile yapılan çalışmalardaki en önemli dezavantaj, doğal yapıların simule edilebilmesi amacıyla ağız içinde büyük değişiklikler gösterebilen bazı faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur (Akça & Iplikçioğlu, n.d.). Çalışmamızda alt ve üst çene kemiği, homojen, izotropik ve lineer elastisiteye sahip bir yapı olarak kabul edilmiştir. Ancak alt çene kemiği transversal yönde izotropiktir ve homojen olmayan bir yapıdır (Akça & Iplikçioğlu, n.d.). Kullanılan tomografik görüntülerde kortikal kemik kalınlığı kemiğin değişik bölgelerinde 1 ve 3 mm arasında değişiklik göstermektedir (Meijer, Starmans, Bosman, & Steen, 1993). Çalışmamızda modelleme gerçek bir olgunun bilgisayar destekli görüntüsünden esinlenerek yapılmıştır. Bu nedenle kortikal kemik kalınlığı homojen olmayıp doğala yakındır.

Çalışmamızda mandibulanın kortikal kemik tabakasında daha yüksek stres değerleri bulunmuştur. Literatürde alt çene posterior bölgede sabit protezler üzerinde yapılan sonlu elemanlar analizinde en yüksek stres değerleri kortikal kemik tabakasında görülmüştür (Cruz, Wassall, Toledo, da Silva Barra, & Cruz, n.d.; Yokoyama, Wakabayashi, Shiota, & Ohya, 2004). Bu sonuçlar da çalışmamızı destekler niteliktedir. Öte yandan Papavasiliou ve ark. (Papavasiliou, Kamposiora, Bayne, & Felton, 1997) üç boyutlu SESA ile implant etrafındaki 4 farklı kemik temas miktarını değerlendirmişler ve bütün modellerde en yüksek streslerin kortikal kemikte oluştuğunu bildirmişlerdir. Miyata ve ark. (Miyata, Kobayashi, Araki, Ohto, & Shin, n.d.) ve İsidor (Isidor, 1996) maymunlarda yaptıkları *in vivo* çalışmalarda aşırı oklüzal yüklerin kortikal kemik bölgesinde kayıp oluşturduğunu bildirmişlerdir. Buna karşın *in vivo* çalışmalarda anlık oklüzal kuvvetlerin kortikal kemikte yıkıma yol açtığını gösteren bir bulgu bulunmamaktadır.

Çalışmamızda elde edilen stres değerleri, kullanılan farklı materyallerin özellikleri nedeniyle değişkenlik göstermektedir. Modellenen kırılma özelliğindeki çene kemiğinin değerlendirilmesinde, gerilme ve sıkışma (Max Asal Stres ve Min asal Stres) streslerinden yararlanılmıştır. Titanyum, zirkonya ve doğal diş gibi biçimlendirilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuç veren Von Mises Stres değerleri kullanılmıştır. Von Mises Stres değerleri bileşke stres değerleridir.

Yapı içerisinde stresin yoğunlaştığı yerleri gösterir ancak stresin gerilme veya sıkışma olduğu hakkında fikir verememektedir (Ladd & Kinney, 1998). Biz de bulgular bölümünde kemiksel yapıların kuvvet altındaki davranışların incelenmesinde, gerilme ve sıkışma (Max Asal Stres ve Min Asal Stres) streslerinden yararlanılmıştır. Titanyum, zirkonya ve doğal diş gibi biçimlendirilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuç veren Von Mises Stres değerleri kullanılmıştır.

Çene kemiğinde diş çekiminden sonra ortaya çıkan kemik rezorpsiyonunun ilk aşaması kemiğin bukkal-lingual genişliğinin azalmasıdır. Buna bağlı olarak kemikte meydana gelen açılma bazı durumlarda implantların idealin dışında açılı olarak yerleştirilmesi gerekliliğini meydana getirir. Buna ek olarak alt çene posterior bölgede submandibular fossa, üst çene posterior bölgede tüberler ve yanak kalınlığı gibi faktörler implantların açılı olarak yerleştirilmesine sebep olabilir (Carl E. Misch, n.d.). Çalışmamızda implant açılmasının kemik üzerinde oluşan gerilimlere etkisinin incelenmesi amaçlanmadığından yukarıda sayılan bu faktörler göz önüne alınmayıp, implantlar oklüzal düzleme dik açıda yerleştirilerek açılma parametresi çalışmaya dahil edilmemiştir.

Sonlu elemanlar yönteminin kullanıldığı ve alt çenenin tamamının veya bir kısmının modellendiği çalışmalarda, sınır koşulu olarak çiğneme kaslarının bağlantı bölgelerinden modelin sabitlenmesi tercih edilmiştir (Choi, Conway, Taraschi, & Ben-Nissan, 2015). Bütün çiğneme kaslarının kullanılarak hazırlanan sınır koşulu daha gerçekçi sonuçlar vereceğinden çalışmamızda masseter, medial pterigoid, lateral pterigoid ve temporal kasın tamamı modellenmiştir. Bu durum modelleme ve hesaplama zamanını uzatsa da analizin gerçekçiliğini arttırmıştır.

Sonlu elemanlar yönteminde çözümlerin alınmasındaki zamanın kısaltılması açısından, model geometrilerinde bazı basitleştirmelere gidilmesi, bu tip çalışmalarda uygulanan bir yöntemdir (Pietrabissa et al., 2000). Apicella ve ark. (Apicella et al., 1998) implant üstü tüm ağız restorasyonlarda oklüzal şemaları incelediği SESA çalışmasında alt çene restorasyonunu tek parça bir bar olarak modellerken, Ferreira ve ark. (Ferreira et al., 2014) implant üstü protezlerde üst yapı materyalinde stres dağılımını incelediği SESA çalışmasında alt çene restorasyonu ayrıntılı bir biçimde modellemiştir. Modellerde yapılan basitleştirmeler elde edilecek sonuçların doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebileceğinden, çalışmamızda farklı

materyallerden yapılmış implant ve sabit bölümlü protez modelleri dahil bütün öğeler geometrik olarak gerçeğe uygun şekilde hazırlanmıştır.

Krestal kemik rezorpsiyonu implantların uzunluğu, genişliği, yüzey şekli, kemik yoğunluğu gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Meijer ve ark. (Meijer et al., 1993; Meijer, Starmans, Steen, & Bosman, 1994) iki boyutlu SESA yardımıyla gerçekleştirdikleri çalışmada alt çenede farklı implant uzunluklarının gerilim dağılımına etkisini incelemişler ve implant uzunluğunun kemik üzerinde oluşturduğu gerilime anlamlı bir etkiye sahip olmadığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde Sertgöz ve ark. (Sertgöz, n.d.) üç boyutlu gerilme analiziyle yaptıkları çalışmada maksimum von Mises gerilimlerinin implant uzunluğuna bağlı olarak değişmediğini belirtmişlerdir. Yapılan çalışmalar sonucunda, implant uzunluğunun krestal kemik kaybında önemli bir etken olmadığı belirtilmiştir. Meijer ve ark. iki boyutlu sonlu elemanlar analizinde farklı boyda implant ve kemik yüksekliği kullanarak implant boyunun strese etkisini incelemiş ve sonuç olarak uygulanan 100 N'luk çiğneme kuvveti altında uzun ve kısa implantlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Meijer, Kuiper, Starmans, & Bosman, 1992). Stegaroiu ve ark. (Stegaroiu, Sato, Kusakari, & Miyakawa, n.d.) çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu streslerin karşılanabilmesi için posterior bölgede minimum implant çapının 4 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir. Uysal ve ark. (Uysal, Iplikçioğlu, Avci, Gündüz Bilir, & Kural, n.d.) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında 4.1 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda implantların posterior serbest sonlanan vakaların sabit protetik tedavisinde kullanılabileceğini tespit etmişlerdir. İmplant uzunluğuna oranla krestal kemikte oluşan gerilimleri etkileyen en önemli faktör implantın çapıdır. Bu sebeple krestal bölgedeki gerilimleri azaltmanın en etkin yöntemlerinden biri implant çapının artırılmasıdır (Carl E. Misch, 2008). Modellemenin gerçeğe yakınlığı açısından çalışmamızda mevcut kemiğin bukko-lingual genişliğine bağlı olarak 4.1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda implantlar kullanılmıştır. Ancak daha geniş çaplı implantların kullanımında çalışmamızda elde edilen gerilim değerlerinden daha düşük değerler elde edilebileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda farklı oklüzyon şemaları kullanılmıştır. İlk oklüzyon şeması olarak tripod temasını temsil eden ve çalışmada balanslı oklüzyon şeması olarak adlandırılan oklüzal şeması tercih edildi ve bu grup kontrol grubu olarak değerlendirildi. Günümüzde restorasyonların üretiminde en çok tercih edilen ve kabul edilen budur. İkinci olarak lingualize oklüzyon oklüzal şeması her ne kadar

hareketli protezlerde stabilizasyonu zayıf olan tarafı stabilize etmek için kullanılsa da sabit protetik restorasyonlardaki uygulamalarına geçmiş yıllardaki çalışmalarda değinilmiştir (Reitz, 1994), ancak metal destekli seramiklerde üst yapı materyalinin dayanıklı olmaması nedeniyle bu oklüzal şema klinik kullanımda yaygınlaşmamıştır. Son yıllarda yüksek dayanıklılık özelliğine sahip monolitik zirkonyanın ortaya çıkışıyla tekrar gündeme gelmiştir. Lingualize oklüzyonun en önemli avantajlarından bir tanesi sentrikte serbestlik verilebilmesidir. Üçüncü oklüzal şema olarak genişletilmiş fossa oklüzyonu adı verilen özellikte, ortalama Bennett hareket miktarı olan 1.5 mm serbestliği oklüzal yüzeyde sağlayan bir morfoloji tipidir. Lingualize oklüzyondan farkı her iki fonksiyonel tüberkülün karşılıklı fossalara temasıdır.

İmplant ve üst yapıların uzun dönem başarısı, çiğneme kuvvetleri sonucu oluşan stresler tarafından etkilenmektedir. Bu sebeple çiğneme kuvvetlerini kompanse edebilen, implant ve komşu kemiğe dengeli yük dağılımı yapabilecek protezler tedavinin başarısı için çok önemlidir (de Vree et al., 1983; Carl E. Misch, n.d.). Çalışmamızda protetik restorasyon materyali olarak kullandığımız monolitik zirkonyanın stresleri içinde absorbe edebilen bir materyal olması son yıllarda implant üstü protetik restorasyonlarda kullanılabilirliğini arttırmıştır. Çalışmamızın sonuçları da monolitik zirkonyanın bu özelliklerini desteklemektedir. İdeal bir implant üstü protetik restorasyon için restoratif materyal seçiminde dayanıklılık, biyouyumluluk, estetik, hız ve kolaylık, doğal dişe benzer aşınma ve aşındırma, termal genleşme katsayısının mineyle uyumlu olması, uygun stres dağılımı ve ekonomik olması gibi faktörlerin önemli olduğunu bildirilmiştir (Veeraiyan, Ramalingam, & Bhat, 2003). Halen bütün bu özellikleri taşıyan bir restoratif materyal bulunmadığı için mevcut restoratif seçenekler ile çalışmalar devam etmektedir. İmplant üstü restorasyonlarda alt yapı materyali olarak metal alaşımları, zirkonya ve alumina kullanılmaktadır. Son yıllarda estetik ve mekanik özellikleri sebebiyle alt yapı materyali kullanılmadan monolitik zirkonyanın kullanım sıklığı artmaya başlamıştır. Williams ve ark. Cr-Co alt yapı sabit protezlerde yaptığı SESA çalışmasında Cr-Co alaşımının yüksek elastik modülü değeri ile stres iletimini tüm alt yapıya eşit olarak yaydığını ve bu sayede yüksek stres oluşmasını engelleyebildiğini tespit etmiştir (Williams et al., 1990). Sertgöz, implant üst yapı materyali olarak rijid ya da esnek bir materyalin kullanılmasının implantta oluşan stres üzerine etkisi olmadığını, ancak protetik komplikasyonların (vida gevşemesi, dayanak veya vida kırılması vb.) önlenmesi için rijid materyallerin kullanımının etkili olduğunu belirtmiştir (Sertgöz, n.d.).

Monolitik zirkonyalar, kısmi olarak ytrium ile stabilize edilmiştir (%0.01). Bu da materyale; yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücü (2600 °C' ye kadar) kazandırmıştır. Özellikle ısıya karşı olan bu direnç, yüksek boyutsal stabiliteye sahip bir materyal olmasını sağlamaktadır (Zhang et al., 2013). Solid ya da translusent olarak da adlandırılan bu blokların yapısındaki atomlar, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçmektedir. Ayrıca aşınma dirençleri doğal dişe çok yakındır. Bu da restoratif materyal seçiminde önemli bir faktördür. Veneer seramik olarak kullanılan seramiğin mikroyapısı sebebiyle zamanla karşıt doğal dişte abrazyonlara ve yaşlanmalara sebep olur ancak monolitik zirkonya kuronun böyle bir abrazyon dezavantajı yoktur (Jung et al., 2010). Monolitik zirkonyalar yüksek biyouyumluluğa sahip oldukları gibi yapıları gözeneksizdir (Batson, Cooper, Duqum, & Mendonça, 2014). Bu sebeple, antagonist dişlerde herhangi bir aşınmaya sebep olmamaktadır. Özcan ve ark. (Ozcan, 2003) yaptıkları çalışmada, monolitik zirkonya kuronların antagonist dişlerde minimal düzeyde aşındırma yaptığını ve bu aşındırma miktarının zirkonya esaslı kuronlara göre anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmişlerdir. Sripetchdanond ve ark. (Sripetchdanond & Leevailoj, 2014) monolitik zirkonya kuronların doğal dişlerde herhangi bir aşınmaya sebep olmadığını bildirmişlerdir.

Honda ve ark. (Honda et al., 2017) monolitik zirkonya restorasyonların iki katmanlı zirkonya destekli restorasyonlara göre daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmiştir. Zesewitz ve ark. (Zesewitz, Knauber, & Nothdurft, n.d.) adeziv rezin veya cam iyonomer simanlarla simante edildiğinde monolitik zirkonyanın lityum disilikat ve feldspatik seramiğe kıyasla daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini bildirmiştir. Benzer sonuçlar Zhang ve ark. (Zhang et al., 2013) tarafından da bildirilmiştir. Sun ve ark. (Sun et al., 2014) 1mm kalınlıktaki monolitik zirkonya kuronu kırılma direnci bakımında metal-seramik kuronlarla eşdeğer bulmuştur. Ancak Preis ve ark. (Preis et al., 2012) kırılma direnci bakımından monolitik zirkonya ile veneerlenmiş zirkonya arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda dayanıklılık özelliklerinin yüksek olması ve metal alaşımlarına göre estetik açıdan avantajlı olması sebebiyle modellemede restorasyon materyali olarak monolitik zirkonya tercih edilmiştir.

Literatürde yapılan diğer çalışmalara göre kuvvet vektörleri restorasyona 3 noktadan uygulanabileceği gibi (Apicella et al., 1998) çiğneme kas kuvvetlerini temsil eden kuvvet vektörleri kullanılarak da (Ferreira et al., 2014) uygulanabilmektedir.

Çalışmamızda kullanılan yükleme şeklinin klinik durumu daha doğru yansıttığı düşünülmektedir.

Alt ve üst çenenin modellendiği sonlu eleman çalışmalarında çiğneme koşulları değişiklik göstermektedir. Noktasal olarak birçok noktadan yükleme yapılacağı gibi seçilen tek bir noktadan da yükleme yapılabilir. Ayrıca çiğneme kasları da simule edilerek sadece çiğneme kuvvetlerini temsil edecek şekilde lineer vektörler oluşturulabilir. Menini ve ark. (Menini et al., n.d.) alt yapı dizaynının implant destekli tüm ağız restorasyonlardaki stres dağılımına etkisini incelediği bir çalışmada proteze tek taraflı en distal bölgeden 150 N' luk bir kuvvet uygulamışlardır. Bhering ve ark. (Bhering et al., 2016) all-on-four ve all-on-six tedavi konseptlerini karşılaştırdığı SESA çalışmasında protezin posterior bölgesine bukkolingual yönde oblik 30° açıyla tek taraflı 150 N' luk kuvvet uygulamışlardır. Fricova ve ark. (Politechnika Wrocławska., Horak, & Konvickova, 2006) temporomandibular eklemi modellediği SESA çalışmasında çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet vektörleri simule edilerek masseter kas' a 340 N, medial pterygoid kas' a 191.4 N, lateral pterygoid kas' a 378 N ve temporal kas' a 528.6 N kuvvet uygulamışlardır. Ferrerira ve ark. (Ferreira et al., 2014) mandibular tüm ark implant destekli protezlerde üst yapı materyalinin stres dağılımına etkisini incelediği SESA çalışmasında ise masseter kas' a 59.23 N, medial pterygoid kas' a 39.60 N, lateral pterygoid kas' a 34.4 N ve temporal kas' a 34.09 N kuvvet uygulamışlardır. Çalışmamızda Ferreira ve ark. çiğneme kaslarının modellenmesinde kullandığı kuvvet değerleri kullanılmıştır.

Clelland ve ark. implant boyun bölgesinde oluşan streslerin mezial ve distal bölgelere kıyasla bukkal-lingual alanda daha fazla oluştuğunu belirtmişlerdir (Clelland, Ismail, Zaki, & Pipko, 1991). Çalışmamızda implant boyun bölgelerinde oluşan sıkışma ve gerilme değerlerinin diğer çalışmalar ile benzer şekilde, bukkal-lingual alanlarda yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Rangert ve ark. 39 hastada görülen implant kırıklarının % 90' nı posterior alanda tespit etmişlerdir (Rangert et al., n.d.). Çalışmamızdaki bütün gruplarda implantlardaki stresin en posterior bölgedeki implantlarda görülmesi bu sonucu desteklemektedir.

Diş hekimliği malzeme bilimi, materyal özellikleri yanında materyalin çevre ile olan etkileşimlerini kapsar. Bu sayede uygulama için materyal seçimi güvenli bir şekilde yapılabilir. Özellikle doğru materyal seçimi dikkatli bir manüplasyonla birleştirildiğinde başarılı sonuçlar elde edilir (McCabe, Carrick, Chadwick, & Walls, 1990).

Alt ve üst doğal dişli çenelerin modellendiği D grubunda, üst çene kemiğinde en düşük von Mises değeri balanslı oklüzyon alt grubunda görülmüştür. Doğal dentisyonda PDL'in stresleri absorbe etme yeteneğinin bu sonucu doğruladığı düşünülmektedir. Üst çene kemiğinde lingualize oklüzyon alt grubunda oluşan tek yönlü kuvvet vektörü, genişletilmiş fossa alt grubunun aksine dişlerde oluşan stresi azaltarak kuvveti direkt olarak iletmektedir. Lingualize oklüzyon oklüzal şemasında üst çene kemiğinde görülen yüksek von Mises değeri bu durumla açıklanabilir. Alt çene spongios kemikte en fazla stresin balanslı oklüzyon alt grubunda görülmesi en düşük von Mises değerlerinin dişlerde görülmesiyle ilişkilendirilebilir ve aynı şekilde lingualize oklüzyon şemasında stres yoğunlaşmasının alt çene dişlerinde oluşması, spongios kemikte görülen düşük von Mises değerleriyle açıklanabilir. Üst çenede genişletilmiş fossa alt grubunda oluşan 2 adet dik kuvvet restorasyonda yüksek stres oluşturmamıştır. PDL varlığı dik kuvvet vektörlerinin oluşturduğu stresi elimine edememiştir. Bu sebeple genişletilmiş fossa alt grubunda dişlerde en yüksek von Mises değerleri görülmüştür. PDL' nin vertikal kuvvet varlığında stresi absorbe edemeyip direkt olarak kemiğe ilettiği düşünülmektedir. Ancak farklı yönlerde modellenebilecek PDL lifleriyle daha farklı sonuçlar çıkabileceğini düşünmekteyiz.

Alt ve üst tüm çene implant üstü monolitik zirkonya restorasyonların modellendiği İ grubunda, üst çene kemiğinde en az stres genişletilmiş fossa oklüzal şemasında görülmüştür. Uzun aksa dik yönde kuvvet ileten 2 kuvvet vektörünün kemikte oluşabilecek stresi azalttığı düşünülmektedir. Üst çene kemiğinde en yüksek stres değerleri lingualize oklüzyon alt grubunda görülmüştür. Bu stres değerleri tek nokta temasına bağlı olarak oluşan tek yönlü dik oklüzal kuvvet vektörü ile açıklanabilir. Üst çenede genişletilmiş fossa alt grubunda restorasyonda ve implantlarda da düşük stres değerleri görülmesi birbirini dengeleyen dik 2 kuvvet vektörü ile açıklanabilir. Balanslı oklüzyon alt grubunda üst çenedeki restorasyonda en yüksek stres değerleri görülmüştür. Balanslı oklüzyonda oluşan çok yönlü kuvvet vektörleri bu durumu açıklar. Alt çenede lingualize ve genişletilmiş fossa oklüzal şemalarında kemikte daha düşük stresler oluşturmuştur. Streslerin restorasyonda ve implantlarda yoğunlaştığı görülmektedir. Bütün oklüzal şema çeşitlerinde alt çene implantlarında üst çene implantlarına göre daha çok stres görülmesinin sebeplerinden birinin alt çenede implant sayısının daha az olduğu düşünülmektedir. Alt çenedeki implantlarda en az stresin balanslı oklüzyon oklüzal şemada görülmesi çok yönlü kuvvet vektörlerinin oluşturduğu stresin monolitik zirkonya restorasyonda ve yoğun kortikal

kemikte yoğunlaşmasıyla açıklanabilir. Lingualize oklüzyon oklüzal şemasında havan-havan eli kombinasyonu kuvvetin dik bir şekilde iletilmesini sağlayarak alt çenede stresin restorasyonda kalmasını sağlar ve spongiöz kemikte oluşan stres azalır.

Üst çenede doğal dişlerin, alt çenede implant üstü monolitik zirkonya restorasyonların modellendiği M grubunda, üst çenede balanslı oklüzyon oklüzal şemasında kortikal ve spongiöz kemikteki düşük von Mises değerleri PDL' nin çok yönlü kuvvetleri absorbe etme kapasitesiyle açıklanabilir. Üst çenede lingualize oklüzyon alt grubunda ise tek yönlü dik kuvveti stresin kortikal ve spongiöz kemiğe iletilmesine sebep olup restorasyondaki stres değerlerinin düşmesiyle sonuçlanmıştır. Alt çenede implant varlığı ve periodontal ligament bulunmaması streslerin restorasyonda ve implantlarda birikmesine sebep olmuş ancak kortikal kemikteki stres birikimini azaltmıştır. Üst çenede balanslı oklüzyon alt PDL varlığı dişlerde oluşan stresi azaltmıştır ve bu sonuçların D grubundaki sonuçlarla uyum gösterdiği görülmüştür. Dişlerde görülen en yüksek stres değerlerinin genişletilmiş fossa alt grubunda görülmesi sonucu da D grubundaki sonuçlarla uyum göstermektedir. Balanslı oklüzyon alt grubunda alt çene spongiöz kemiğinde yüksek stres değerleri gözlenip implantlarda düşük stres değerleri görülmesi alt çenede PDL olmayışıyla açıklanabilir.

Birçok SESA çalışmasında olduğu gibi bu çalışmada da bir takım limitasyonlar mevcuttur. Modeller gerçeğe çok benzer hazırlansa da materyallerin kuvvet altındaki stres gerilmeleri klinik durumu birebir yansıtmayabilir. Üç farklı senaryo hazırlanmasına rağmen üst çenenin tüm çene implant destekli, alt çenenin doğal dişli modellendiği senaryo çalışma maliyetini arttırmamak için hazırlanmamıştır. Ayrıca çalışmamızda doğal dişlerin destek alınarak hazırlanan bir restorasyon modellemesi yapılmamıştır ve bu sebeple restorasyon materyalinin, doğal dişler üzerinde yüklem altında iken oluşan stres değerleri bilinmemektedir.

6. Sonuç ve Öneriler

Bu stres analizi çalışmasında farklı derecelerde sentrikte serbestlik oluşturulmuş oklüzal şemalar arasında restorasyonlara ve dayanaklara yük dağılımı açısından anlamlı bir fark olduğu görülmüştür. Bu bilgiler ışığında bazı klinik sonuçlar çıkarılabilir. Alt ve üst çenede doğal diş varlığında diş ve kemik için en uygun oklüzal şemanın, balanslı oklüzyon oklüzal şeması olduğunu düşünmekteyiz. PDL varlığı oluşan çok yönlü kuvvet vektörlerinin oluşturduğu stresi absorbe edebilir. Doğal dişlerde görülen düşük stres dağılımı sayesinde protetik restorasyon materyali olarak daha düşük kırılma dayanımına sahip materyaller planlanabilir. Ayrıca alt çene kemiğinde daha düşük stresler lingualize oklüzal şemasında görülmektedir ancak bu oklüzal şema dişlerde oluşan stresi arttırdığı düşünülmektedir. Alt çene kemik kalitesinin iyi olmadığı durumlarda alt çene dişleri destek alınarak bir restorasyon yapılacaksa monolitik zirkonya gibi kırılma dayanımı yüksek bir materyal tercih edilebilir. Bu sayede stresler restorasyon ve dişlerde yoğunlaştırılarak kemikte oluşan stresler azaltılabilir.

Alt ve üst çenede tam diş eksikliğinin implant tedavisiyle restore edildiği olgularda, kemik kalitesi düşük ise genişletilmiş fossa oklüzal şeması tercih edilebileceği kanısındayız. Bu oklüzal şemanın hem alt hem de üst çene kemiğinde daha düşük stres dağılımı gösterdiği bulgusuna ulaşılmıştır. Üst çenedeki implant ve restorasyonlarda da genişletilmiş fossa oklüzal şemasında oldukça düşük stres değerleri görülmüştür. Bütün oklüzal şemalarda alt çene implantlarında üst çene implantlarına göre daha yüksek stres değerleri görülmüştür. Alt çenede implant sayısının artırılması implantlara gelen stresi azaltılmasına yardımcı olabilir. Alt çene kemiğine daha geniş çaplı, primer stabilitesi yüksek implantlar yerleştirilemiyorsa balanslı oklüzyon oklüzal şeması tercih edilebilir. Lingualize oklüzyon oklüzal şemasının tercih edildiği durumlarda alt çenede kırılma dayanımı yüksek bir restorasyon materyali tercih edilmesi gerektiği kanısındayız. İmplantlarda maksimum stresler, en distal bölgedeki implantın boyun bölgesinde görülmektedir. Bu sebeple en distal konumdaki bölgeye daha kalın çapta implant uygulaması oluşan stresleri azaltabilir.

Üst çenede doğal dişlerin varlığı, alt çenede tam diş eksikliğinin implant tedavisiyle restore edildiği olgularda, üst çenede balanslı oklüzyon oklüzal şeması kemikte ve dişlerde oluşan stresi azalttığı görülmüştür ve PDL' nin bu stresi azaltmada önemli

bir etkisinin olduğu düşünölmektedir. Alt çenede implantların primer stabilizasyonu yeterli ve restorasyon olarak kırılma dayanımı yüksek bir materyal seçildiyse genişletilmiş fossa oklüzal şeması kullanılabilir. Aksi takdirde restorasyonda herhangi bir komplikasyon görölme olasılığının artacağını düşünmekteyiz. Alt çenede implant çapı ve stabilizasyonundan şüphe ediliyorsa balanslı oklüzyon oklüzal şeması tercih edilebilir. Üst çene kalitesi düşük ise kortikal ve spongiöz kemikte yüksek stres değerleri gösteren lingualize oklüzyon oklüzal şeması tercih edilmemesi gerektiği kanısındayız.

Bu sonlu elemanlar stres analizi çalışması oklüzal şemalar arasındaki farklılıkların implant ve diş çevresi dokularda farklı stres dağılımları gösterdiğini ortaya koymaktadır ve bu alanda daha çok model ve parametreyle yapılacak *in vitro* çalışmalarla birlikte klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.

7. Kaynaklar

- Acar, A., & Özgür, İ. (2001). İmplant Destekli Protezlerde Okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi Cilt*, 4(1).
- Adell, R. (1985). Tissue integrated prostheses in clinical dentistry. *International Dental Journal*, 35(4), 259–265.
- Akça, K., & Iplikçioğlu, H. (n.d.). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(5), 722–730.
- Akça, K., & Iplikçioğlu, H. (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(4), 350–356.
- Andersson, B., Glauser, R., Maglione, M., & Taylor, A. (n.d.). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *The International Journal of Prosthodontics*, 16(6), 640–646.
- Apicella, A., Masi, E., Nicolais, L., Zarone, F., de Rosa, N., & Valletta, G. (1998). A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 9(4), 191–196.
- Ashkanani, H. M., Raigrodski, A. J., Flinn, B. D., Heindl, H., & Mancl, L. A. (2008). Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(4), 274–284.
- Ashman, R. B., & Van Buskirk, W. C. (1987). The Elastic Properties of a Human Mandible. *Advances in Dental Research*, 1(1), 64–67.
- Batson, E. R., Cooper, L. F., Duqum, I., & Mendonça, G. (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 770–777.
- Begg, P. R. (2017). Stone age man's dentition. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 40(7), 517–531.
- Beyron, H. (1964). Occlusal Relations and Mastication in Australian Aborigines. *Acta Odontologica Scandinavica*, 22, 597–678.
- Bhering, C. L. B., Mesquita, M. F., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., Consani, R. L. X., & Barão, V. A. R. (2016). 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. *Materials Science and*

Engineering: C, 69, 715–725.

- Bindl, A., & Mörmann, W. H. (n.d.). An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 451–456.
- Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2007). Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 27(6), 567–575.
- Brunski, J. B. (1999). In Vivo Bone Response to Biomechanical Loading at the Bone/Dental-Implant Interface. *Advances in Dental Research*, 13(1), 99–119.
- Chai, J., Chu, F. C. S., Chow, T. W., & Liang, B. M. H. (n.d.). Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 20(6), 587–595.
- Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535–543.
- Choi, A. H., Conway, R. C., & Ben-Nissan, B. (2014). Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine*, 9(11), 1681–1695.
- Choi, A. H., Conway, R. C., Taraschi, V., & Ben-Nissan, B. (2015). Biomechanics and functional distortion of the human mandible. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 6(4), 241–251.
- Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., & Peille, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45–61.
- Clark, J. R., & Evans, R. D. (2001). Functional Occlusion: I. A Review. *Journal of Orthodontics*, 28(1), 76–81.
- Clarke, I. C., Manaka, M., Green, D. D., Williams, P., Pezzotti, G., Kim, Y.-H., ... Gustafson, G. A. (2003). Current status of zirconia used in total hip implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 73–84.
- Clelland, N. L., Ismail, Y. H., Zaki, H. S., & Pipko, D. (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(4), 391–398.
- Çömlekoğlu, M. E., Dündar, M., Özcan, M., Güngör, M. A., Gökçe, B., & Artunç, C. (2008). Evaluation of bond strength of various margin ceramics to a zirconia ceramic. *Journal of Dentistry*, 36(10), 822–827.
- Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and

- systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404.
- Cruz, M., Wassall, T., Toledo, E. M., da Silva Barra, L. P., & Cruz, S. (n.d.). Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3), 391–403.
- Darvell, B. W., & Darvell, B. W. (2018). Ceramics. *Materials Science for Dentistry*, 633–664.
- de Vree, J. H., Peters, M. C., & Plasschaert, A. J. (1983). A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 10(6), 505–517.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307.
- Dhert, W. J. A., Verheyen, C. C. P. M., Braak, L. H., De Wijn, J. R., Klein, C. P. A. T., de Groot, K., & Rozing, P. M. (1992). A finite element analysis of the push-out test: Influence of test conditions. *Journal of Biomedical Materials Research*, 26(1), 119–130.
- Dittmer, M. P., Borchers, L., Stiesch, M., & Kohorst, P. (2009). Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomaterialia*, 5(8), 3231–3239.
- Dundar, M., Gungor, M. A., & Cal, E. (2003). Multidisciplinary approach to restoring anterior maxillary partial edentulous area using an IPS Empress 2 fixed partial denture: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 327–330.
- Duret, F., Blouin, J. L., & Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 117(6), 715–720.
- Ender, A., Mörmann, W. H., & Mehl, A. (2011). Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. *Clinical Oral Investigations*, 15(2), 283–289.
- Erkmen, E., Meriç, G., Kurt, A., Tunç, Y., & Eser, A. (2011). Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: A 3D FEA study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(1), 107–116.
- Esposito, M., Hirsch, J., Lekholm, U., & Thomsen, P. (n.d.). Differential diagnosis

- and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(4), 473–490.
- Farias-Neto, A., & Carreiro, A. da F. P. (2013). Complete denture occlusion: an evidence-based approach. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 22(2), 94–97.
- Ferreira, M. B., Barão, V. A., Delben, J. A., Faverani, L. P., Hipólito, A. C., & Assunção, W. G. (2014). Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 38, 306–314.
- Filser, F., Kocher, P., Weibel, F., Lüthy, H., Schärer, P., & Gauckler, L. J. (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(2), 89–106.
- Fish, J., & Belytschko, T. (n.d.). *A first course in finite elements*.
- Geng, J.-P., Tan, K. B. C., & Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585–598.
- Geng, J. P., Xu, W., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2004). Finite Element Analysis of an Osseointegrated Stepped Screw Dental Implant. *Journal of Oral Implantology*, 30(4), 223–233.
- Gökçe, B., Çöttert, H. S., & Özcan, M. (2015). A study of compressive strength between zirconia framework and veneering ceramic as a function of thermal expansion coefficient using Shell–Nielsen test method. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 29(18), 1924–1936.
- Greco, G. D., Las Casas, E. B. de, Cornacchia, T. P. M., Magalhaes, C. S. de, & Moreira, A. N. (2012). Standard of disocclusion in complete dentures supported by implants without free distal ends: analysis by the finite elements method. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, 20(1), 64–69.
- Guess, P. C., Selz, C. F., Voulgarakis, A., Stampf, S., & Stappert, C. F. J. (n.d.). Prospective clinical study of press-ceramic overlap and full veneer restorations: 7-year results. *The International Journal of Prosthodontics*, 27(4), 355–358.
- Gungor, M. A., Kucuk, M., Dundar, M., Karaoglu, C., & Artunc, C. (2004). Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-

- dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(2), 172–178.
- Haraldson, T., Jemt, T., Stålblad, P. A., & Lekholm, U. (1988). Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 96(3), 235–242.
- Helvey, G. (2013). *Classification of Dental Ceramics. Inside Dentistry* (Vol. April 2013).
- Hidaka, O., Iwasaki, M., Saito, M., & Morimoto, T. (1999). Influence of Clenching Intensity on Bite Force Balance, Occlusal Contact Area, and Average Bite Pressure. *Journal of Dental Research*, 78(7), 1336–1344.
- Himmlová, L., Dostálová, T., Káčovský, A., & Konvicková, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20–25.
- Hobo, S., Ichida, E., & García, L. T. (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Quintessence Pub. Co.
- Holloway, J. A., & Miller, R. B. (n.d.). The effect of core translucency on the aesthetics of all-ceramic restorations. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry : PPAD*, 9(5), 567–74; quiz 576.
- Honda, J., Komine, F., Kamio, S., Taguchi, K., Blatz, M. B., & Matsumura, H. (2017). Fracture resistance of implant-supported screw-retained zirconia-based molar restorations. *Clinical Oral Implants Research*, 28(9), 1119–1126.
- Inoue, S., Kawano, F., Nagao, K., & Matsumoto, N. (n.d.). An in vitro study of the influence of occlusal scheme on the pressure distribution of complete denture supporting tissues. *The International Journal of Prosthodontics*, 9(2), 179–187.
- Isidor, F. (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research*, 7(2), 143–152.
- Jacobson, A. (1989). A textbook of occlusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(1), 86–87.
- Ji, M.-K., Park, J.-H., Park, S.-W., Yun, K.-D., Oh, G.-J., & Lim, H.-P. (2015). Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(4), 271–277.
- Jung, Y.-S., Lee, J.-W., Choi, Y.-J., Ahn, J.-S., Shin, S.-W., & Huh, J.-B. (2010). A

- study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2(3), 111.
- Juodzbaly, G., Kubilius, R., Eidukynas, V., & Raustia, A. M. (2005). Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dentistry*, 14(2), 166–175.
- Karakoca, S., & Yılmaz, H. (2006). Zirkonyum ve Sabit Protezlerde Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 0(0).
- Kern, M., Schwarzbach, W., & Strub, J. R. (1992). Stability of all-porcelain, resin-bonded fixed restorations with different designs: an in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics*, 5(2), 108–113.
- Kim, J.-W., Covell, N. S., Guess, P. C., Rekow, E. D., & Zhang, Y. (2010). Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *Journal of Dental Research*, 89(1), 91–95.
- Kim, Y., Oh, T.-J., Misch, C. E., & Wang, H.-L. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*, 16(1), 26–35. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x>
- Kohorst, P., Butzheinen, L. O., Dittmer, M. P., Heuer, W., Borchers, L., & Stiesch, M. (2010). Influence of Preliminary Damage on the Load-Bearing Capacity of Zirconia Fixed Dental Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 19(8), 606–613.
- Ladd, A. J. ., & Kinney, J. H. (1998). Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 31(10), 941–945.
- Loft, G. H. (1989). Occlusal correction—Principles and practice. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(1), 118.
- Lundgren, D., & Laurell, L. (1994). Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontology 2000*, 4, 23–40.
- Luo, X. P., & Zhang, L. (2010). Effect of Veneering Techniques on Color and Translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontics*, 19(6), 465–470.
- Luthardt, R., Holzhuter, M., Rudolph, H., Heroldh, V., & Walter, M. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20(7), 655–662.
- Luthy, H., Filser, F., Loeffel, O., Schumacher, M., Gauckler, L., & Hammerle, C.

- (2005). Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dental Materials*, 21(10), 930–937.
- McCabe, J. F., Carrick, T. E., Chadwick, R. G., & Walls, A. W. (1990). Alternative approaches to evaluating the fatigue characteristics of materials. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 6(1), 24–28.
- McLean, J. W., & Hughes, T. H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British Dental Journal*, 119(6), 251–267.
- Meijer, H. J., Kuiper, J. H., Starmans, F. J., & Bosman, F. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(1), 96–102.
- Meijer, H. J., Starmans, F. J., Bosman, F., & Steen, W. H. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2), 147–157.
- Meijer, H. J., Starmans, F. J., Steen, W. H., & Bosman, F. (1994). Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(1), 47–56.
- Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P., & Preti, G. (n.d.). Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(3), 369–376.
- Menini, M., Pesce, P., Bevilacqua, M., Pera, F., Tealdo, T., Barberis, F., & Pera, P. (n.d.). Effect of Framework in an Implant-Supported Full-Arch Fixed Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(6), 627–630.
- Misch, C. E. (n.d.). *Dental implant prosthetics*.
- Misch, C. E. (1999). Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dentistry*, 8(4), 376–386.
- Misch, C. E. (2008). *Contemporary implant dentistry*. Mosby Elsevier.
- Miyata, T., Kobayashi, Y., Araki, H., Ohto, T., & Shin, K. (n.d.). The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(3), 425–431.
- Odén, A., Andersson, M., Krystek-Ondracek, I., & Magnusson, D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *The Journal of Prosthetic*

- Dentistry*, 80(4), 450–456.
- Örtorp, A., & Jemt, T. (2009). Early Laser-Welded Titanium Frameworks Supported by Implants in the Edentulous Mandible: A 15-Year Comparative Follow-Up Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 11(4), 311–322.
- Ozcan, M. (2003). Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 194–203.
- Özpinar, B., Aksoy, G., & Öztürk, B. (2009). *Alt Çene Hareketleri ve Oklüzyon*. İzmir: Ege Üniversitesi Yayınları.
- Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S. C., & Felton, D. A. (1997). 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *Journal of Dentistry*, 25(6), 485–491.
- Phoenix, R. D., & Engelmeier, R. L. (2010). Lingualized occlusion revisited. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(5), 342–346.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25.
- Pietrabissa, R., Contro, R., Quaglini, V., Soncini, M., Gionso, L., & Simion, M. (2000). Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1489–1495.
- Politechnika Wrocławska., M., Horak, Z., & Konvickova, S. (2006). *Acta of bioengineering and biomechanics. Acta of Bioengineering and Biomechanics* (Vol. Vol. 8). Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej.
- Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Handel, G., & Rosentritt, M. (2012). In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *Journal of Dentistry*, 40(11), 921–928.
- Raigrodski, A. J., Hillstead, M. B., Meng, G. K., & Chung, K.-H. (2012). Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(3), 170–177.
- Rangarajan, V., Yogesh, P. B., Gajapathi, B., Ibrahim, M. M., Kumar, R. G., & Karthik, M. (2016). Concepts of occlusion in prosthodontics: A literature review, part II. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(1), 8–14.
- Rangert, B. R., Sullivan, R. M., & Jemt, T. M. (n.d.). Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *The International*

- Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(3), 360–370.
- Reitz, J. V. (1994). Lingualized occlusion in implant dentistry. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 25(3), 177–180.
- Robert Kelly, J. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513–530.
- Romeed, S. A., Fok, S. L., & Wilson, N. H. F. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(3), 209–215.
- Romeo, E., Ghisolfi, M., Rozza, R., Chiapasco, M., & Lops, D. (n.d.). Short (8-mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *The International Journal of Prosthodontics*, 19(6), 586–592.
- Sadowsky, S. J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 433–442.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials*. Elsevier/Mosby.
- Sasse, M., Krummel, A., Klosa, K., & Kern, M. (2015). Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*, 31(8), 907–915.
- Schuyler, C. H. (2017). The function and importance of incisal guidance in oral rehabilitation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(3), 219–232.
- Sertgöz, A. (n.d.). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The International Journal of Prosthodontics*, 10(1), 19–27.
- Shimizu, H., Ikeda, T., Wakabayashi, N., & Ohyama, T. (2004). Effect of metal strengthener length on stress distribution in acrylic denture bases: a finite element study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(9), 879–883.
- Sjögren, G., Lantto, R., Granberg, A., Sundström, B. O., & Tillberg, A. (n.d.). Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *The International Journal of Prosthodontics*, 12(2), 122–128.
- Sjölin, R., Sundh, A., & Bergman, M. (1999). The Decim system for the production

- of dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2(3), 197–207.
- Sonugelen, M., & Artunç, C. (2002). *Ağız Protezleri ve Biyomekanik*. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No:17.
- Sripetchdanond, J., & Leevailoj, C. (2014). Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1141–1150.
- Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., & Miyakawa, O. (n.d.). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(1), 82–90.
- Straussberg, G., Katz, G., & Kuwata, M. (n.d.). Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 16(5), 928–936.
- Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., & Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 35, 93–101.
- Sundh, A., & Sjögren, G. (2006). Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental Materials*, 22(8), 778–784.
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., & Kusakari, H. (n.d.). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3), 357–368.
- Takeuchi, K., Izumi, M., Furuta, M., Takeshita, T., Shibata, Y., Kageyama, S., ... Yamashita, Y. (2015). Posterior Teeth Occlusion Associated with Cognitive Function in Nursing Home Older Residents: A Cross-Sectional Observational Study. *PLOS ONE*, 10(10), e0141737.
- Toksavul, S., Türkün, M., & Toman, M. (2004). Esthetic enhancement of ceramic crowns with zirconia dowels and cores: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(2), 116–119.
- Toman, M., Toksavul, S., Gökçe, B., Özpınar, B., Kesercioğlu, A., Tamaç, E., ... Özdemir, L. (2014). Zirkonya seramik ile kompozit rezin siman arasındaki

- bağlanma direnci üzerine yüzey hazırlama tipinin etkisi. *Journal of Ege University School of Dentistry*, 35(3), 33–40.
- Ulrich, D., van Rietbergen, B., Weinans, H., & Rügsegger, P. (1998). Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. *Journal of Biomechanics*, 31(12), 1187–1192.
- Uludamar, A., Aygün, Ş., & Özkan, Y. K. (2014). *Zirkonya Esaslı Tam Seramik Restorasyonlar*. Atatürk Üniversitesi.
- Uysal, H., İplikçioğlu, H., Avcı, M., Gündüz Bilir, O., & Kural, O. (n.d.). An experimental analysis of the stresses on the implant in an implant-tooth-supported prosthesis: a technical note. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(1), 118–124.
- Veeraiyan, D. N., Ramalingam, K., & Bhat, V. (2003). *Textbook of prosthodontics*. Jaypee Brothers.
- Wang, T.-M., Leu, L.-J., Wang, J., & Lin, L.-D. (n.d.). Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(2), 231–237.
- Wennstrom, J. L., Ekestubbe, A., Grondahl, K., Karlsson, S., & Lindhe, J. (2005). Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. *Journal of Clinical Periodontology*, 32(6), 567–574.
- Williams, K. R., Watson, C. J., Murphy, W. M., Scott, J., Gregory, M., & Sinobad, D. (1990). Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 21(7), 563–570.
- Yamashita, I., & Tsukuma, K. (2011). Light scattering by residual pores in transparent zirconia ceramics. *Journal of the Ceramic Society of Japan*, 119(1386), 133–135.
- Yokoyama, S., Wakabayashi, N., Shiota, M., & Ohyama, T. (2004). The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 234–240.
- Yoshida, N., Koga, Y., Kobayashi, K., Yamada, Y., & Yoneda, T. (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Medical*

Engineering & Physics, 22(4), 293–300.

Zesewitz, T. F., Knauber, A. W., & Nothdurft, F. P. (n.d.). Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics*, 27(3), 264–266.

Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 30(10), 1195–1203.

Zhang, Y., Lee, J. J.-W., Srikanth, R., & Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 29(12), 1201–1208.



8. Teşekkür

Doktora eğitimimde ve tez çalışmamın her aşamasında tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve bana yol gösteren, her konuda yardım ve desteğini esirgemeyen değerli tez danışmanım sayın Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR'e;

Doktora eğitimim boyunca bana yardım ve desteğini yakından hissettiğim, bu çalışmamın kurgulanmasında ve yürütülmesinde değerli katkıları olan sayın Prof. Dr. M. Erhan ÇÖMLEKOĞLU' na;

Doktora tez çalışmasında bilgi ve desteğini esirgemeyen, değerli fikirleriyle katkıda bulunan sayın Prof. Dr. Bora BAĞIŞ' a;

Bilgi ve tecrübeleriyle doktora eğitimim boyunca bana daima ışık tutan anabilim dalı başkanımız sayın Prof. Dr. Suna TOKSAVUL' a;

Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi dekanı değerli hocam Prof. Dr. Celal ARTUNÇ' a;

Analiz sonuçlarını yorumlamada biyomekanik açıdan bilgi ve tecrübeleriyle beni aydınlatan değerli hocam sayın Prof. Dr. Mehmet SONUGELLEN' e;

Çalışmamın analizlerinde yardımların esirgemeyen sevgili dostum Dr. Öğretim Üyesi Hakan ARINÇ' a;

Sevgi ve ilgilerini her zaman yakından hissettiğim, her zaman yanımda olan ve yardımlarını esirgemeyen değerli arkadaşlarım İbrahim IŞIK, Mehmet Uğur TÜRKYILMAZ, Gözde YERLİOĞLU, Gamze PAKEN, Bengisu YILDIRIM' a;

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmasıyla doktora tezimde büyük emekleri olan Ay Tasarım Ltd. Şti.' ne;

Hayatımın her döneminde yanımda olan, her türlü fedakârlıktan çekinmeyen, bana ilgi ve destekleriyle büyük güç katan sevgili annem Tülay ÇELİKKOL, babam Rıza ÇELİKKOL ve ablam Dr. Ceyda Tanoğlu' na;

Bu hayata aynı karnı paylaşarak beraber merhaba dediğim, ikiz kardeşim, iş arkadaşım, “Çılgın Endodontist” lakaplı Berk ÇELİKKOL' a;

Karşılaştığım bütün zorluklarda hiçbir zaman desteğini esirgemeyen, hayatımın her anında pozitif enerjisini hissettiğim, yol arkadaşım, değerli eşim Aytül ÇELİKKOL' a;

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İzmir-2018

Dt. Ogun ÇELİKKOL

9. Özgeçmiş

Adı: Ongun

Soyadı: ÇELİKKOL

Doğum Tarihi: 10.05.1988

Doğum Yeri: İzmir

Cinsiyet: Erkek

Medeni Hali: Evli

Uyruk: T.C.

Yabancı Dil: İngilizce

Eğitim Bilgileri

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Konya (2006-2011)

Ege Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı (2013-2018)

Akademik Görevler

Öğretim Görevlisi, Uşak Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu, Ağız ve Diş Sağlığı Programı (2017- devam ediyor)

İletişim Bilgileri

E-Posta: ongunce@hotmail.com