

TC
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



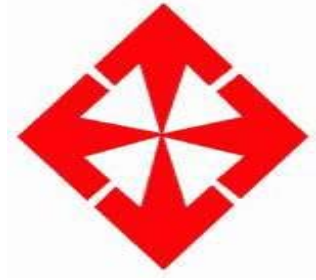
**ALT ÇENE TAM VE KİSMİ DİŞSİZLİK VAKALARINDA DİŞ,
İMLANT VE DİŞ - İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZ
UYGULAMALARINDA PROTETİK YAPILAR VE ÇEVRE
DOKULARDAKİ STRES, GERİNİM VE YER DEĞİŞTİRMENİN 3
BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. DENİZ DAĞLIK

Ankara, 2012

TC
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**ALT ÇENE TAM VE KISMİ DİŞSİZLİK VAKALARINDA DİŞ,
İMLANT VE DİŞ - İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZ
UYGULAMALARINDA PROTETİK YAPILAR VE ÇEVRE
DOKULARDAKİ STRES, GERİNİM VE YER DEĞİŞTİRMENİN 3
BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. DENİZ DAĞLIK

TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. ALPER ÇAĞLAR

Bu proje D-DA11/06 numarası ile Başkent Üniversitesi Araştırma Kurulu tarafından desteklenmiştir.

Ankara, 2012

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 29.08.2012

“Alt Çene Tam ve Kısmi Dişsizlik Vakalarında Diş, İmplant ve Diş-İmplant Destekli Hareketli Protez Uygulamalarında Protetik Yapılar ve Çevre Dokulardaki Stres, Gerinim ve Yer Değiştirmenin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile Değerlendirilmesi”

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ:

1.Prof. Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU


2.Prof. Dr. Bülent DAYANGAÇ

3.Prof. Dr. Cemal AYDIN

4. Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR

5. Doç. Dr. Bulem YÜZÜGÜLLÜ

ONAY: Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 03/09/2012 tarih ve 112 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; mandibular diş, implant ve diş-implant destekli hareketli protezlerde, kortikal ve trabeküler kemiğin, protezin, dentinin, implantın, periodontal ligament ve tutucu elemanların biyomekanik davranışını, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmektir.

Üç boyutlu dişsiz mandibula modelinde dört farklı tasarım oluşturulmuştur. 1. tasarımda, kanin dişler bölgesinde iki adet implant, 2. tasarımda iki kanin diş, 3. tasarımda iki kanin diş ve ikinci molarlar bölgesinde iki adet implant ve 4. tasarımda kanin ve ikinci molar dişler bölgesinde ikişer adet implant locator tutucularla birlikte alt çene hareketli protez desteği olarak kullanılmıştır. Yükleme, sol kanin, premolar ve molar dişlerin cusp tepelerinden vertikal olarak toplam 100 N olarak uygulanmıştır. Sonlu elemanlar stres analizinde 3. ve 4. tasarımlar, 1. ve 2. tasarımlarla kıyaslandığında daha az yer değiştirme ve mukozada daha düşük temas basıncı ve basma stresleri göstermiştir. 4. tasarımda implant çevresi kortikal kemikte, locatorda, locator matrisinde ve housing parçada yükleme yapılmayan taraf posterior implantında en yüksek stresler oluşmuştur. 3. tasarımda posterior bölgeye implant yerleştirilmesiyle kanin dişlerde dentin ve periodontal ligamentte oluşan stresler azalmıştır. Posterior bölgeye implant yerleştirilmesiyle, ikinci molar bölgesinde trabeküler kemikte oluşan gerinim değerleri artmıştır.

Posterior implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek değerler, kemikte rezorbsiyona neden olabileceği belirtilen en yüksek değerlerin altında görülmüştür. Dişsiz alveoler krette oluşan gerinim değerleri Frost'un kemik yapımı ve rezorpsiyonunu tanımladığı stimülasyon pencere aralığı değerlerinin alt sınırına yakın olduğu, posteriora implant yerleştirilmesiyle bu bölge kemiğinde oluşan gerinimlerin arttığı ve stimülasyon pencere aralığı değerleri içinde olduğu görülmüştür. En yüksek stresler dört implant kullanılan tasarımda posterior implantta, locator parçada, locator matrisinde ve housing parçada oluşmuştur. Elde edilen stres değerleri materyallerin dayanma sınırının altında oluşmuştur. Bu streslerin ve gerinimlerin, kemik rezorpsiyonu ve locator

tutucu parçaya olan etkilerinin uzun dönemli klinik çalışmalarla değerlendirilmesi gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Sonlu elemanlar analizi, implant destekli hareketli protezler, diş destekli hareketli protezler, locator tutucular, mukoza

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the biomechanical behavior of trabecular and cortical bone, denture, dentin, implant, periodontal ligament, and retentive elements on tooth, implant and implant-tooth supported removable overdenture prosthesis by three dimensional finite element analysis.

Four different designs were constructed in 3 dimensional edentulous mandibular model. In the first design, two implants on canine tooth region; in the second design, two canine teeth; in the third design, two canine teeth and two implants on second molar region and in the fourth design, two implants each with locator retentive on canine and second molar region were used as mandibular removable overdenture prosthesis support. Loading was applied vertically on left canine, premolar and molar teeth with a total of 100 N. Designs 3 and 4 showed lower displacement and low contact pressure and compressive stresses at mucosa when compared with model 1 and 2 on finite element analysis. Cortical bone around posterior implants, locator abutment, locator matrix and housing at unloaded posterior implant sites showed higher stresses in design 4. Stress values of periodontal ligament and dentin was decreased with the placement of implant at posterior region in model 3. With the placement of implant at posterior region, the strain values were increased on trabecular bone in second molar region.

The highest stresses that occur on cortical bone around the posterior implant were lower than the highest values indicated to cause bone resorption. The results showed that strain values occurred on edentulous posterior alveolar ridge were close to the lowest values of numerical analyses of stimulus window scale defined for bone apposition and resorption by Frost; with placement of implant to posterior region strain values were increased in this bone region and all strain values were grouped in Frost's stimulus window scale. The highest stress values were obtained on posterior implant, locator, matrix and housing in design where four implants were used. The stress values were below materials

endurance limit. However, effects of obtained stress and strain values on bone resorption and locator retention should be evaluated with long term clinical studies.

Key Words: Finite element analysis, implant supported overdentures, mandibula, locator attachment, mucosa, displacement

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca değerli ilgisi ve bilgisiyle bana yol gösteren, tezimi gerçekleştirmemde büyük emeği geçen sevgili tez danışmanım **Doç. Dr. Alper Çağlar'a**,

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgisi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, mesleki becerilerimi geliştirmemi sağlayan ve bana her konuda destek olan sevgili hocam **Prof. Dr. Pervin İmirzalıoğlu'na**,

Her konuda, her zaman bana destek olan, canım arkadaşlarım **Volkan Doğan'a, Çağrı Gazioğlu'na, Merve Çakır'a ve Murat Özle'ye**,

Yardımları ve sevgileri ile bana destek veren, güzel bir eğitim hayatı geçirmemi sağlayan tüm asistan arkadaşlarıma ve klinik teknisyenlerine,

Her an yanımda olan, bana sevgisini ve yardımını esirgemeyen biricik aileme,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

İÇİNDEKİLER

DİZİN	SAYFA NUMARASI
İç kapak	
Kabul-onay sayfası	
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR VE SİMGELER	xxii
ŞEKİLLER	xxiii
TABLolar	xxxviii
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Kemik.....	3
2.1.1.Kemik Miktarı ve Kalitesi ile İlgili Sınıflandırmalar.....	4
2.1.1.1.Kemik Rezorpsiyonu ve Varolan Kemik Miktarı ile İlgili Sınıflandırmalar.....	4
2.1.1.2.Kemik Kalitesi ve Yoğunluğu ile İlgili Sınıflandırmalar.....	6
2.2.Tam Dişsizlik.....	8
2.2.1.Dişsizliğin Anatomik Sonuçları.....	8
2.3.Kısmi ve Tam Dişsizlik Vakalarında Protetik Tedavi Seçenekleri.....	9

2.3.1.İmplant Destekli Hareketli Protezler.....	10
2.3.1.1.İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Destek Tipine Göre Sınıflandırılması.....	11
2.3.1.2.İmplant Destekli Hareketli Protez Endikasyonları.....	12
2.3.1.3.İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Sabit Protezlere Göre Avantajları.....	13
2.3.1.4.İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Dezavantajları.....	13
2.3.2.Diş Destekli Hareketli Protezler.....	13
2.3.2.1.Diş Destekli Protezlerin Avantajları.....	13
2.3.2.2.Diş Destekli Hareketli Protezlerde Planlama.....	14
2.3.3.İmplant ve Diş Destekli Hareketli Protezler.....	14
2.3.3.1.Diş ve İmplant Destekli Hareketli Protezlerde İmplant Kullanımının Önemi	16
2.3.3.2.İmplant ve Diş Destekli Hareketli Protezlerin Geleneksel Tam Protezlere Göre Avantajları.....	17
2.3.3.3.İmplant ve Diş Destekli Hareketli Protezlerin İmplant Destekli Sabit Protezlere Göre Avantajları.....	17
2.4. Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Tipleri.....	17
2.4.1. Çivi Başlı Tutucu Sistemler.....	18
2.4.1.1.Locator Tutuculu Sistemler.....	18
2.4.2. Bar Tutuculu Sistemler.....	19
2.4.3.Teleskopik Tutuculu Sistemler.....	19
2.4.4. Miknatıs Tutucular.....	19

2.5.Hareketli Protezlerde Kullanılan Esnek Tutucular Tarafından Protezde Oluşan Hareket Tipleri	20
2.6. Biyomekanik Kavramlar.....	21
2.6.1.Kuvvet.....	21
2.6.2.Stres	21
2.6.2.1 Stres Tipleri.....	22
2.6.2.2.von Mises Stresleri (von Mises Stress).....	23
2.6.3. Gerinim (Strain).....	23
2.6.4.Poisson Oranı.....	24
2.6.5. Elastiklik Modülü (Young Modülü)	24
2.6.6. Linear (Linear, Doğrusal) Elastik Cisim.....	25
2.6.7. Non-Linear (Lineer Olmayan- Doğrusal Olmayan) Elastik Cisim.....	25
2.6.8. Viskoelastik – Hiperelastik Cisim.....	26
2.6.9.İzotrop Cisim.....	26
2.6.10.Homojen Cisim.....	26
2.6.11.Yield Stresi.....	27
2.6.12.Yer Değişirme (Displacement)	27
2.6.13. Çekilebilirlik.....	27
2.7. İmplant ve Doğal Dişlerin Biyomekaniği.....	28
2.7.1. Periodontal Ligament (PDL) ve Materyal Özellikleri.....	29
2.7.2. Oklüzyon.....	30
2.8. Stres Analiz Metodları.....	30

2.8.1. Kırılgan Vernikle Stres Analizi.....	31
2.8.2. Fotoelastik Yöntemle Stres Analizi.....	31
2.8.3. Gerinim Ölçer Kullanımı.....	32
2.8.4. Lazer Işınları ile Stres Analizi.....	32
2.8.5. Termografik Stres Analizi.....	32
2.8.6. Radyotelemetri ile Stres Analizi.....	32
2.8.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi.....	32
2.8.7.1. Model Oluşturma.....	34
2.8.7.2. Materyal Özellikleri.....	35
2.8.7.3. Sınır Koşulları.....	35
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	37
3.1. Protezin Hazırlanması.....	37
3.2. Çalışma Modellerinin Oluşturulması.....	39
3.2.1. Modellerin Katı Cisme Dönüştürülmesi.....	42
3.3. Çalışma Modelleri.....	43
3.3.1. Modellerdeki Yapıların Materyal Özelliklerinin Tanımlanması.....	44
3.3.2. Sınır Koşullarının Oluşturulması.....	46
3.3.3. Yükleme Koşullarının Oluşturulması.....	46
3.4. Sonuçların Değerlendirilmesi.....	47
4. BULGULAR.....	48
4.1. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	48

4.1.1. 1. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	48
4.1.2. 2. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	50
4.1.3. 3. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	52
4.1.4. 4. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	54
4.2. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Gerinimlerinin Değerlendirilmesi.....	58
4.3. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	59
4.3.2. 2. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	61
4.3.3. 3. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	63
4.3.4. 4. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	65
4.4. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Gerinimlerinin Değerlendirilmesi.....	68
4.5. Kortikal Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	69
4.5.1. 1. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	70
4.5.2. 2. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	71
4.5.3. 3. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	73
4.5.4. 4. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	75

4.6. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	79
4.6.1. 1. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	79
4.6.2. 2. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	81
4.6.3. 3. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	84
4.6.4. 4. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	86
4.7. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Gerinimlerinin Değerlendirilmesi.....	89
4.8. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	92
4.8.1. 1. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	93
4.8.2. 2. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	94
4.8.3. 3. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	96
4.8.4. 4. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	98
4.9. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Gerinimlerinin Değerlendirilmesi.....	101
4.10. Trabeküler Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi...	103
4.10.1. 1. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	104
4.10.2. 2. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	105

4.10.3. 3. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	107
4.10.4. 4. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	109
4.11. İmplantlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	113
4.11.1. 1. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	114
4.11.2. 3. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	115
4.11.3. 4. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	116
4.12. İmplantlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	118
4.12.1. 1. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	118
4.12.2. 3. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	120
4.12.3. 4. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	122
4.13. İmplantlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	124
4.13.1. 1. Tasarımda İmplantlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	125
4.13.2. 3. Tasarımda İmplantlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	126
4.13.3. 4. Tasarımda İmplantlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	127
4. 14. Dentinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	131

4.14.1. 2. Tasarımda Dentinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	131
4.14.2. 3. Tasarımda Dentinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	132
4.15. Dentinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	134
4.15.1. 2. Tasarımda Dentinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	134
4.15.2. 3. Tasarımda Dentinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	135
4.16. Dentinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	137
4.16.1. 2. Tasarımda Dentinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	137
4.16.2. 3. Tasarımda Dentinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	138
4.17. PDL'de Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	141
4.17.1. 2. Tasarımda PDL'de Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	141
4.17.2. 3. Tasarımda PDL'de Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	143
4.18. PDL'de Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	144
4.18.1. 2. Tasarımda PDL'de Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	144
4.18.2. 3. Tasarımda PDL'de Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	146

4.19. PDL’de Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	148
4.19.1. 2. Tasarımda PDL’de Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	148
4.19.2. 3. Tasarımda PDL’de Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	149
4.20. Locator Matrisinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	153
4.20.1. 1. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	153
4.20.2. 2. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	154
4.20.3. 3. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	154
4.20.4. 4. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	155
4.21. Locator Matrisinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	157
4.21.1. 1. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	157
4.21.2. 2. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	158
4.21.3. 3. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	159
4.21.4. 4. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	160
4.22. Locator Matrisinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	162

4.22.1. 1. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	162
4.22.2. 2. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	163
4.22.3. 3. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	164
4.22.4. 4. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	165
4.23. Housing Parçada Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	168
4.23.1. 1. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	168
4.23.2. 2. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	169
4.23.3. 3. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	170
4.23.4. 4. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	171
4.24. Housing Parçada Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	173
4.24.1. 1. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	173
4.24.2. 2. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	174
4.24.3. 3. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	175

4.24.3. 3. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	176
4.25. Housing Parçada Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	178
4.25.1. 1. Tasarımda Housing Parçada Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	179
4.25.2. 2. Tasarımda Housing Parçada Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	179
4.25.3. 3. Tasarımda Housing Parçada Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	180
4.25.4. 4. Tasarımda Housing Parçada Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	181
4.26. Locatordarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	184
4.26.1. 1. Tasarımda Locatorda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	184
4.26.2. 2. Tasarımda Locatorda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	185
4.26.3. 3. Tasarımda Locatorda Oluşan Çekme Sstreslerinin Değerlendirilmesi.....	186
4.26.4. 4. Tasarımda Locatorda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi.....	187
4.27. Locatorda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	189
4.27.1. 1. Tasarımda Locatorda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	189

4.27.2. 2. Tasarımda Locatorda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	190
4.27.3. 3. Tasarımda Locatorda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	191
4.27.4. 4. Tasarımda Locatorda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi.....	192
4.28. Locatorda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	194
4.28.1. 1. Tasarımda Locatorda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	194
4.28.2. 2. Tasarımda Locatorda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	195
4.28.3. 3. Tasarımda Locatorda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	196
4.28.4. 4. Tasarımda Locatorda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi.....	196
4.29. Locatorda Oluşan Temas Basınç Alanlarının Değerlendirilmesi.....	199
4.29.1. 1. Tasarımda Locatorda Oluşan Temas Basınç Alanlarının Değerlendirilmesi.....	199
4.29.2. 2. Tasarımda Locatorda Oluşan Temas Basınç Alanlarının Değerlendirilmesi.....	200
4.29.3. 3. Tasarımda Locatorda Oluşan Temas Basınç Alanlarının Değerlendirilmesi.....	201
4.29.4. 4. Tasarımda Locatorda Oluşan Temas Basınç Alanlarını Değerlendirilmesi.....	203

4.30. Mukozada Oluşan Temas Basınçlarının ve Basma Basınçlarının Değerlendirilmesi.....	206
4.31. Kemikte ve Protezde Oluşan Yer Değişiminin Değerlendirilmesi.....	209
4.31.1. 1. Tasarımda Kemikte Oluşan Yer Değişiminin Değerlendirilmesi.....	209
4.31.2. 2. Tasarımda Kemikte Oluşan Yer Değişiminin Değerlendirilmesi.....	212
4.31.3. 3. Tasarımda Kemikte Oluşan Yer Değişiminin Değerlendirilmesi.....	214
4.31.4. 4. Tasarımda Kemikte Oluşan Yer Değişiminin Değerlendirilmesi.....	217
5.TARTIŞMA.....	220
6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	237
7. KAYNAKLAR.....	239

KISALTMALAR VE SİMGELER

HP	Hareketli Protez
S	Stres
σ	Stres
μm	Mikron
mm	Milimetre
PDL	Periodontal Ligament
Pa	Paskal
MPa	Megapaskal
m^2	Metrekare
N	Newton
E	Elastiklik modülü
ε	Gerinim
GPa	Gigapaskal
ν	Poisson Oranı
$\mu\varepsilon$	Mikrostrain
BT	Bilgisayarlı tomografi
MR	Manyetik rezonans

ŞEKİLLER

Şekil 2.1: Stres tipleri.....	23
Şekil 3.1: Model olarak kullanılan kadavra mandibulası.....	37
Şekil 3.2: Taranacak alt tam protezin mandibuladaki konumu.....	38
Şekil 3.3: Taranacak alt tam protezin mandibuladaki konumu.....	38
Şekil 3.4: Optik tarama sistemi.....	39
Şekil 3.5: Optik taranan protez.....	40
Şekil 3.6: Optik taranan protezin ağ görüntüsü.....	40
Şekil 3.7: İmplant ve locator tutucu parçanın modellenmiş hali.....	41
Şekil 3.8: Diş ve locator tutucu parçanın modellenmiş hali.....	41
Şekil 3.9: Katı cisme dönüştürülmüş modelin görünümü.....	42
Şekil 3.10: Katı modeldeki kullanılan tetrahedral eleman tipi.....	43
Şekil 3.11: Modellerde sınır koşullarının oluşturulduğu bölgeler.....	46
Şekil 3.12: Kuvvetlerin uygulandığı noktalar.....	47
Şekil 4.1: 1. tasarımda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	49
Şekil 4.2: 1. tasarımda implant soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri.....	50
Şekil 4.3: 2. tasarımda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	51
Şekil 4.4: 2. tasarımda diş soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri.....	52
Şekil 4.5: 3. tasarımda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	53
Şekil 4.6: 3. tasarımda implant soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri.....	54

Şekil 4.7: 3. tasarımda diş soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri.....	54
Şekil 4.8: 4. tasarımda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	55
Şekil 4.9: 4. tasarımda posterior implant soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri.....	56
Şekil 4.10: 4. tasarımda anterior implant soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri.....	56
Şekil 4.11: Tüm tasarımlarda oluşan çekme stresleri.....	58
Şekil 4.12: Tüm tasarımlarda oluşan çekme gerinimleri.....	59
Şekil 4.13: 1. tasarımda kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	60
Şekil 4.14: 1. tasarımda implant soketi etrafındaki kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	61
Şekil 4.15: 2. tasarımda kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	62
Şekil 4.16: 2. tasarımda diş soketi etrafındaki kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	63
Şekil 4.17: 3. tasarımda kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	64
Şekil 4.18: 3. tasarımda diş ve implant soketlerinin çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	64
Şekil 4.19: 4. tasarımda kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	65
Şekil 4.20: 4. tasarımda posterior implant soketinin çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresleri.....	66
Şekil 4.21: Tüm tasarımlarda kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	67

Şekil 4.22: Tüm tasarımlarda kortikal kemikte oluşan basma gerinimi.....	69
Şekil 4.23: 1. tasarımda kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	70
Şekil 4.24: 1. tasarımda implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	71
Şekil 4.25: 2. tasarımda kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	72
Şekil 4.26: 2. tasarımda diş soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	73
Şekil 4.27: 3. tasarımda kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	74
Şekil 4.28: 3. tasarımda implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	75
Şekil 4.29: 4. tasarımda kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	76
Şekil 4.30: 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf implant soketleri çevresindeki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	77
Şekil 4.31: Tüm tasarımlarda kortikal kemikte oluşan von mises gerilmeleri.....	78
Şekil 4.32: Tüm tasarımlarda kortikal kemikte oluşan stresler.....	79
Şekil 4.33: 1. tasarımda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	80
Şekil 4.34: 1. tasarımda implant soketi çevresi trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	81

Şekil 4.35: 2. tasarımda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	82
Şekil 4.36: 2. tasarımda diş soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	83
Şekil 4.37: 3. tasarımda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	84
Şekil 4.38: 3. tasarımda diş ve implant soketleri çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	85
Şekil 4.39: 4. tasarımda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	86
Şekil 4.40: 4. tasarımda implant soketleri çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	87
Şekil 4.41: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	89
Şekil 4.42: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan çekme gerinimleri.....	90
Şekil 4.43: Yükleme yapılan taraf 7 numaralı diş hizasından alınan kesitlerde trabeküler kemikte oluşan çekme gerinimleri.....	91
Şekil 4.44: Yükleme yapılmayan taraf 7 numaralı diş hizasından alınan kesitlerde trabeküler kemikte oluşan çekme gerinimleri.....	92
Şekil 4.45: 1. tasarımda tarabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	93
Şekil 4.46: 1. tasarımda implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	94
Şekil 4.47: 2. tasarımda tarabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	95

Şekil 4.48: 2. tasarımda diş soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	95
Şekil 4.49: 3. tasarımda tarabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	96
Şekil 4.50: 2. tasarımda diş ve implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	97
Şekil 4.51: 4. tasarımda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	98
şekil 4.52: 4. tasarımda implant soketlerinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	99
Şekil 4.53: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan basma gerinimleri.....	100
Şekil 4.54: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan basma gerinimleri.....	101
Şekil 4.55: Yükleme yapılan taraf 7 numaralı diş hizasından alınan kesitlerde trabeküler kemikte oluşan basma gerinimleri.....	102
Şekil 4.56: Yükleme yapılmayan taraf 7 numaralı diş hizasından alınan kesitlerde trabeküler kemikte oluşan basma gerinimleri.....	103
Şekil 4.57: 1. tasarımda trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri.....	104
Şekil 4.58: 1. tasarımda implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan von Mises gerinimleri.....	105
Şekil 4.59: 2. tasarımda trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri.....	106
Şekil 4.60: 2. tasarımda diş soketleri etrafındaki trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri.....	106

Şekil 4.61: 3. tasarımda trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri.....	107
Şekil 4.62: 3. tasarımda diş ve implant soketleri etrafındaki trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri.....	108
Şekil 4.63: 3. tasarımda trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri.....	109
Şekil 4.64: 4. tasarımda implant soketleri etrafındaki trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri.....	110
Şekil 4.65: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri.....	112
Şekil 4.66: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan stresler.....	112
Şekil 4.67: 1. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri.....	113
Şekil 4.68: 1. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri.....	114
Şekil 4.69: 3. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri.....	115
Şekil 4.70: 3. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri.....	115
Şekil 4.71: 4. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri.....	116
Şekil 4.72: 4. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri.....	117
Şekil 4.73: Tüm tasarımlarda implantlarda oluşan çekme stresleri.....	118

Şekil 4.74: 1. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri.....	119
Şekil 4.75: 1. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri.....	120
Şekil 4.76: 3. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri.....	121
Şekil 4.77: 3. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri.....	121
Şekil 4.78: 4. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri.....	122
Şekil 4.79: 4. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri.....	123
Şekil 4.80: Tüm tasarımlarda implantlarda oluşan basma stresleri.....	124
Şekil 4.81: 1. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	125
Şekil 4.82: 1. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	125
Şekil 4.83: 3. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	126
Şekil 4.84: 3. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	127
Şekil 4.85: 4. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	128
Şekil 4.86: 4. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	128

Şekil 4.87: Tüm tasarımlarda implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	129
Şekil 4.88: Tüm tasarımlarda implantlarda oluşan stresler.....	130
Şekil 4.89: 2. tasarımda dentinde oluşan çekme stresleri.....	131
Şekil 4.90: 2. tasarımda dentinde oluşan çekme stresleri.....	132
Şekil 4.91: 3. tasarımda dentinde oluşan çekme stresleri.....	133
Şekil 4.92: 3. tasarımda dentinde oluşan çekme stresleri.....	133
Şekil 4.93: 2. tasarımda dentinde oluşan basma stresleri.....	134
Şekil 4.94: 2. tasarımda dentinde oluşan basma stresleri.....	135
Şekil 4.95: 3. tasarımda dentinde oluşan basma stresleri.....	136
Şekil 4.96: 2. tasarımda dentinde oluşan basma stresleri.....	136
Şekil 4.97: 2. tasarımda dentinde oluşan von Mises stresleri.....	137
Şekil 4.98: 2. tasarımda dentinde oluşan von Mises stresleri.....	138
Şekil 4.99: 3. tasarımda dentinde oluşan von Mises stresleri.....	139

Şekil 4.100: 2. tasarımda dentinde oluşan von Mises stresleri.....	139
Şekil 4.101: Tüm tasarımlarda dentinde oluşan stresler.....	141
Şekil 4.102: 2. tasarımda PDL'de oluşan çekme stresleri.....	142
Şekil 4.103: 2. tasarımda PDL'de oluşan çekme stresleri.....	142
Şekil 4.104: 3. tasarımda PDL'de oluşan çekme stresleri.....	143
Şekil 4.105: 3. tasarımda PDL'de oluşan çekme stresleri.....	144
Şekil 4.106: 2. tasarımda PDL'de oluşan basma stresleri.....	145
Şekil 4.107: 2. tasarımda PDL'de oluşan basma stresleri.....	146
Şekil 4.108: 3. tasarımda PDL'de oluşan basma stresleri.....	147
Şekil 4.109: 3. tasarımda PDL'de oluşan basma stresleri.....	147
Şekil 4.110: 2. tasarımda PDL'de oluşan von mises stresleri.....	148
Şekil 4.111: 2. tasarımda PDL'de oluşan von mises stresleri.....	149
Şekil 4.112: 3. tasarımda PDL'de oluşan von mises stresleri.....	150

Şekil 4.113: 3. tasarımda PDL'de oluşan von mises stresleri.....	151
Şekil 4.114: Tüm tasarımlarda PDL'de oluşan stresler.....	152
Şekil 4.115: 1. tasarımda locator matrisinde oluşan çekme stresleri.....	153
Şekil 4.116: 2. tasarımda locator matrisinde oluşan çekme stresleri.....	154
Şekil 4.117: 3. tasarımda locator matrisinde oluşan çekme stresleri.....	155
Şekil 4.118: 3. tasarımda locator matrisinde oluşan çekme stresleri.....	156
Şekil 4.119: Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan çekme stresleri.....	157
Şekil 4.120: 1. tasarımda locator matrisinde oluşan basma stresleri.....	158
Şekil 4.121: 2. tasarımda locator matrisinde oluşan basma stresleri.....	159
Şekil 4.122: 3. tasarımda locator matrisinde oluşan basma stresleri.....	160
Şekil 4.123: 4. tasarımda locator matrisinde oluşan basma stresleri.....	161
Şekil 4.124: Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan basma stresleri.....	162
Şekil 4.125: 1. tasarımda locator matrisinde oluşan von mises stresleri.....	163

Şekil 4.126: 2. tasarımda locator matrisinde oluşan von mises stresleri.....	164
Şekil 4.127: 3. tasarımda locator matrisinde oluşan von mises stresleri.....	165
Şekil 4.128: 4. tasarımda locator matrisinde oluşan von mises stresleri.....	166
Şekil 4.129: Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan von mises stresleri.....	167
Şekil 4.130: Locator matrisinde oluşan stres değerlerinin dağılımları.....	168
Şekil 4.131: 1. tasarımda housing parçada oluşan çekme stresleri.....	169
Şekil 4.132: 2. tasarımda housing parçada oluşan çekme stresleri.....	170
Şekil 4.133: 3. tasarımda housing parçada oluşan çekme stresleri.....	171
Şekil 4.134: 4. tasarımda housing parçada oluşan çekme stresleri.....	172
Şekil 4.135: Tüm tasarımlarda housing parçada oluşan çekme stresleri.....	173
Şekil 4.136: 1. tasarımda housing parçada oluşan basma stresleri.....	174
Şekil 4.137: 2. tasarımda housing parçada oluşan basma stresleri.....	175
Şekil 4.138: 3. tasarımda housing parçada oluşan basma stresleri.....	176

Şekil 4.139: 4. tasarımda housing parçada oluşan basma stresleri.....	177
Şekil 4.140: Tüm tasarımlarda housing parçada oluşan basma stresleri.....	178
Şekil 4.141: 1. tasarımda housing parçada oluşan von mises stresleri.....	179
Şekil 4.142: 2. tasarımda housing parçada oluşan von mises stresleri.....	180
Şekil 4.143: 3. tasarımda housing parçada oluşan von mises stresleri.....	181
Şekil 4.144: 4. tasarımda housing parçada oluşan von mises stresleri.....	182
Şekil 4.145: Tüm tasarımlarda housing parçada oluşan stresler.....	184
Şekil 4.146: Tüm tasarımlarda housing parçada oluşan von mises stresleri.....	183
Şekil 4.147: 1. tasarımda locatorda oluşan çekme stresleri.....	185
Şekil 4.148: 2. tasarımda locatorda oluşan çekme stresleri.....	186
Şekil 4.149: 3. tasarımda locatorda oluşan çekme stresleri.....	187
Şekil 4.150: 4. tasarımda locatorda oluşan çekme stresleri.....	188
Şekil 4.151: Tüm tasarımlarda locatorda oluşan çekme stresleri.....	189

Şekil 4.152: 1. tasarımda locatorda oluşan basma stresleri.....	190
Şekil 4.153: 2. tasarımda locatorda oluşan basma stresleri.....	191
Şekil 4.154: 3. tasarımda locatorda oluşan basma stresleri.....	192
Şekil 4.155: 4. tasarımda locatorda oluşan basma stresleri.....	193
Şekil 4.156: Bütün tasarımlarda locatorda oluşan basma stresleri.....	194
Şekil 4.157: 1. tasarımda locatorda oluşan von mises stresleri.....	195
Şekil 4.158: 2. tasarımda locatorda oluşan von mises stresleri.....	195
Şekil 4.159: 3. tasarımda locatorda oluşan von mises stresleri.....	196
Şekil 4.160: 4. tasarımda locatorda oluşan von mises stresler.....	197
Şekil 4.161: Bütün tasarımlarda locatorda oluşan von mises stresler.....	198
Şekil 4.162: Tüm tasarımlarda locatorda oluşan stresler.....	199
Şekil 4.163: 1. tasarımda locatorda oluşan temas basınçları.....	200
Şekil 4.164: 2. tasarımda locatorda oluşan temas basınçları.....	201

Şekil 4.165: 3. tasarımda locatorda oluşan temas basınçları.....	202
Şekil 4.166: 3. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior locatorında oluşan temas basınçları.....	202
Şekil 4.167: 4. tasarımda locatorda oluşan temas basınçları.....	203
Şekil 4.168: 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior locatorında oluşan temas basınçları.....	204
Şekil 4.169: Tüm tasarımlarda locatorda oluşan temas basınçları.....	205
Şekil 4.170: Tüm tasarımlarda locatorda oluşan temas basınçları.....	206
Şekil 4.171: Tüm tasarımlarda mukozada oluşan temas basınçları.....	207
Şekil 4.172: Tüm tasarımlarda mukozada oluşan basma stresleri.....	208
Şekil 4.173: Tüm tasarımlarda mukozada oluşan temas basınçları.....	209
Şekil 4.174: 1. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme.....	210
Şekil 4.175: 1. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme.....	210
Şekil 4.176: 1. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme.....	211
Şekil 4.177: 1. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme.....	211
Şekil 4.178: 2. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme.....	212
Şekil 4.179: 2. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme.....	213
Şekil 4.180: 2. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme.....	213
Şekil 4.181: 2. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme.....	214
Şekil 4.182: 3. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme.....	215
Şekil 4.183: 3. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme.....	215

Şekil 4.184: 3. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme.....	216
Şekil 4.185: 3. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme.....	216
Şekil 4.186: 4. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme.....	217
Şekil 4.187: 4. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme.....	218
Şekil 4.188: 4. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme.....	218
Şekil 4.189: 4. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme.....	219

TABLolar

Tablo 3.1: Tasarımlarda kullanılan eleman ve düğüm sayısı.....	43
Tablo 3.2: Modellerde kullanılan materyal özellikleri.....	45
Tablo 4.1: Tüm tasarımlarda kortikal kemikte oluşan en yüksek stresler.....	78
Tablo 4.2: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan en yüksek stresler.....	112
Tablo 4.3: Tüm tasarımlarda implantlarda oluşan en yüksek stresler.....	130
Tablo 4.4: Tüm tasarımlarda dentinde oluşan en yüksek stresler.....	140
Tablo 4.5: Tüm tasarımlarda pdl'de oluşan en yüksek stresler.....	152
Tablo 4.6: Locator matrisinde oluşan stres değerleri.....	167
Tablo 4.7: Tüm tasarımlarda housing parçada oluşan en yüksek stresler....	183
Tablo 4.8: Tüm tasarımda locatorda oluşan en yüksek stresler.....	198
Tablo 4.9: Tüm tasarımlar locatorda oluşan en yüksek temas basınçları.....	205
Tablo 4.10: Tüm tasarımlarda mukozada oluşan en yüksek temas basınçları.....	208

1. GİRİŞ

İnsanın doğal dişlerini kaybederek tam protez kullanması, stomatognatik sistemde büyük değişiklikler yaratır. Diş veya implantla desteklenen hareketli protezler, tam ve kısmi dişsiz hastalarda sık başvurulan bir tedavi alternatifidir (Adell ve ark., 1981, Albrektsson ve ark., 1988, Mericske Stern, 1998) . Alt çenede implant destekli hareketli protezlerin kullanılabilirlikleri klinik çalışmalarla kanıtlanmıştır (Parel, 1986, Haraldson ve ark.,1988, Naert ve ark., 1999, Van Kampen, 2002, Naert ve ark.,2004, Van Kampen, 2004, Stellingsma ve ark., 2005, Van der Bilt ve ark., 2006, van der Bilt ve ark., 2010, Çehrelı ve ark., 2010). Tam dişsiz hastalarda, implant destekli hareketli protezler, cerrahi işlemin kolay ve maliyetinin düşük olması gibi nedenlerden dolayı implant destekli sabit protezlere alternatif olarak son yıllarda tercih edilmektedir. Ayrıca kısmi dişsizlikte posterior bölgeye az sayıda implant yerleştirilmesiyle protezin retansiyon ve stabilitesinin artırılması ve hasta konforunun sağlanabilmesi, diş-implant destekli hareketli protezlerin kullanımlarını yaygınlaştırmıştır (Jackson, 1990, Ganz, 1991, Keltjans ve ark., 1993, Giffin, 1996, Yang ve ark., 1998, Mitrani ve ark., 2003).

Serbest sonlu hareketli bölümlü protezlere ve iki implantla desteklenen hareketli tam protezlere gelen okluzal kuvvetler, protezin yer değiştirmesine neden olmaktadır. Protezin hareketi ile posterior bölgenin yumuşak dokusunda baskı kuvvetleri oluşabilir. Az sayıda ve stratejik yerlere implant uygulaması, proteze retansiyon ve stabilite kazandırarak, protez hareketlerini engelleyebilir ve dişsiz bölgede kemiğinin korunmasını sağlayabilir (Verri ve ark., 2007, Cunha ve ark., 2008, Pellizzer ve ark., 2010, Verri ve ark., 2011, Cunha ve ark., 2011).

Bu çalışmanın amacı; mandibuler hareketli protezlerin diş, implant ve diş-implant desteğiyle hareketli protez elemanlarındaki ve çevre dokulardaki stres, gerinim ve yer değiştirmenin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak değerlendirilmesidir.

Bu amaçla; üç boyutlu dişsiz mandibula modelde hareketli proteze tutuculuk sağlamak için iki kanin diş üzerine locator, iki implant üzerine locator, iki kanin ve posterior da iki implant üzerine locator ve anteriorda iki implant, posterior da iki implant üzerine locator uygulanan dört farklı modelde vertikal yüklemde kemikte, dentinde, periodontal ligamentte, implantta, protezde ve implant ve diş üstü tutucu sistemde, çekme (tensile), basma (compressive) ve von Mises stresleri incelendi ve kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerinimler (strain), mukoza ve locator da oluşan temas basıncı ve kemikte ve protezde oluşan yer değiştirme değerlendirildi.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik

Kemik, ileri derece mineralize, özelleşmiş bir bağ dokusu yapısına sahip olup, ara maddeden, bu ara madde içinde bulunan lifler ve belli bir düzende yerleşmiş hücrelerden oluşur. Kemik, vücudun kalsiyum ve fosfat iyon konsantrasyonunu dengede tutar. Kemik dokusunda temel maddeyi yapılandıran glikoproteinler, fosfoproteinler, glikozaminoglikanlar, proteoglikanlar ve lipidler gibi bileşikler bulunmaktadır. Ara maddede ise; %32 su, %46 inorganik madde, %22 organik madde bulunur. İnorganik maddenin %85'ini kalsiyum fosfat, %10'unu kalsiyum karbonat, %5'ini diğer elementler oluşturur. Organik maddede ise %95 kollajen, %5 temel madde vardır (Öber ve İzzetoğlu, 2010). Kollajen tip 1 lifleri, matrikse gömülü konumdadır ve osteokollajen olarak adlandırılır. Kemik, 4 hücre tipinden oluşur. Bu hücreler osteoblastlar, osteositler, kemiği sınırlayan hücreler ve osteoklastlardır.

Kemik gelişimi intramembranöz ya da endokondral olabilir. Kemikleşme doğrudan olursa bu intramembranöz olarak tanımlanır. Damar yapısından zengin embriyonik mezenşimal hücreler intrasellüler kollajen birikimi sağlar. Daha sonra bu bölgede osteoblastlar izlenir. Kalsiyum tuzlarının depolandığı osteoidleri salgılar.

Kemik, iç morfolojisi ve dış geometrisinde değişiklik oluşturarak değişen biyomekanik koşullara uyum sağlar. Bu fonksiyonel süreç Alman araştırmacı Wolff tarafından kemiğin yeniden şekillenmesi olarak tanımlanmıştır. Çene kemiğinde, mekanik yüklemelerde oluşan değişikliklerin ve yük transferinin, kemik cevabını ve kemik geri dönüşüm mekanizmasının gelişimini değiştirebileceği belirtilmiştir (Lin ve ark., 2010). Genel kural olarak mekanik gerininin normal sınırların altında olması kullanılmama atrofisine (disuse atrophy) neden olabilirken, gerininin artmasının kemik yapımını uyarabildiği belirtilmiştir (Rungsiyakull ve ark., 2011). Adaptif kemiğin yeniden şekillenme süreci, 1970'lerden beri birçok araştırmacı tarafından üzerinde çalışılan bir konudur. Bu çalışmaların birçoğu yeniden şekillenme mekanizmasının mekanik uyarı ile düzenlendiğini

göstermiştir (Mellal ve ark., 2004). Ancak mekanik uyarımın osteoblast ve osteoklast aktivitesine olan etkisi hala net değildir. Mekanik uyarımın; hormonal, genetik ve metabolik koşulların normal olduğu durumlarda kemik yapımını ve rezorpsiyonunu tetikleyebildiği bilinmektedir (Weinans ve ark., 1992). Frost (1983,1994), yeniden şekillenmenin olduğu gerinim değer aralığını, stimülasyon pencere aralığı olarak tanımlamış ve kemiğin yeniden şekillenmesinin belli gerinim değerlerinde ve belli frekanslarda oluşabileceği teorisini ileri sürmüştür. Kemiğin yeniden şekillenmesi, metabolik ve mekanik sinyallerin etkileşimi ile kontrol edilir. Ancak özellikle büyüme dönemlerinde ve ileri yaşlarda hormonlar ve diğer metabolik ajanlar güçlü ikincil etkiye sahiptirler (Misch, 2011).

Kemik, yoğunluğuna göre; kortikal (kompakt) ve trabeküler (süngerimsi) kemik olmak üzere iki tipe ayrılır. Kortikal kemiği kaplayan periostta kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar bulunur. Osteoblast ve osteoklastlar, kemiğin yeniden şekillenmesinde, kemiğin rezorpsiyonunda ve yapımında görev alırlar. Kortikal kemik tabakasının altında bulunan trabeküler kemik, gözenekli bir yapıda olup, kortikal kemiğe göre yoğunluğu daha az ve daha yumuşak bir kemik tabakasıdır (Engelman, 1996, Babbush, 2001).

2.1.1. Kemik Miktarı ve Kalitesi İle İlgili Sınıflandırmalar

Bir implantın biyomekanik açıdan fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilmesi için gerekli primer fiksasyonunda kemiğin, kalite ve kantitesinin değerlendirilmesi gerekmektedir.

2.1.1.1. Kemik Rezorpsiyonu ve Varolan Kemik Miktarı İle İlgili Sınıflandırmalar

Kent ve ark.(1983), maksilla ve mandibula rezorpsiyonu ile ilgili 4 sınıftan oluşan bir sınıflandırma yapmışlardır:

Sınıf 1: Alveoler kret yeterli yüksekliğe sahip ancak yeterli genişlikte değildir.

Sınıf 2: Alveoler kret hem yeterli yüksekliğe hem de yeterli genişliğe sahip değildir. Bıçak sırtı görünümündedir.

Sınıf 3: Alveoler kret bazal kemiğe kadar rezorbe olmuştur.

Sınıf 4: Bazal kemik kalem kalınlığındadır ve düz bir mandibula ya da maksilla izlenir (Jensen, 1989).

Benzer bir sınıflama 1985 yılında, Lekholm ve Zarb tarafından da yapılmıştır. Kemik miktarı, A'dan E'ye kadar 5 grupta sınıflandırılmıştır. A en fazla, E en az kemik miktarını temsil etmektedir (Desjardins, 1996).

Varolan kemik, implant yapılması planlanan dişsiz alandaki kemik miktarını tanımlar. Genişlik, yükseklik, uzunluk, açılama ve kron yüksekliği yönünden ölçülür. Misch (2011) varolan kemik miktarına göre kemiği 5 grupta sınıflandırmıştır.

Divizyon A: Bol miktarda kemik bulunur. Diş çekiminden hemen sonra görülür. Divizyon A'da kemik boyutları:

- Genişlik 6 mm.'den fazladır,
- Yükseklik 12 mm.'den fazladır,
- Meziyodistal uzunluk 7 mm.'den fazladır,
- Oklüzal yükün açısı 25 dereceden azdır,
- Kron yüksekliği mesafesi 15 mm.'ye eşit ya da küçüktür.

Divizyon B: Kemik rezorbe oldukça özellikle anterior bukkal kemikteki kayıplardan dolayı bıçak sırtı kretlerin olduğu kemik hacmi sınıfıdır. Kemikte yeterli miktarda kullanılabilir kemik yüksekliği bulunur. Divizyon B kemik genişliği 4-6 mm. genişlikte sırtlar ve kemik grefti tekniklerinin uygulanmasını gerektiren (B-w) genişlik şeklinde alt sınıfa ayrılabilir. Divizyon B'de kemik boyutları:

- 2.5 ila 6 mm. genişlik, B+: 4 ile 6 mm., B-w: 2.5 ile 4 mm. arasında genişlik,
- 12 mm.'den fazla yükseklik,
- 6 mm.'den fazla meziyodistal uzunluk,
- 20 dereceden küçük açı,

- Kron yüksekliği mesafesi 15 mm.'den azdır.

Divizyon C: Kemik kret hacmi bir veya daha fazla boyutta yetersizdir. Rezorpsiyon biçimi önce genişlikte daha sonra yükseklikte oluşacak biçimdedir. Divizyon B'de kret kemik yüksekliği halen var olmakla birlikte genişlik yönünden rezorbe olmaya devam eden kemik kategorisi Divizyon C eksi genişlik (C-w) olarak adlandırılır. Rezorpsiyon devam eder ve var olan kemik yüksekliği de azalırsa bu durum da C-h olarak sınıflandırılır. Divizyon C'nin klinik koşullarını tanımlamak için orta ileri atrofi terimi kullanılabilir.

- Genişlik 0 ile 2.5 mm. arasında,
- Yükseklik 12 mm.'den düşük,
- Oklüzal yükün açısı 30 dereeden büyük,
- Kron yüksekliği mesafesi 15 mm.'den fazladır.

Genellikle Divizyon C-h sınıflamasında implant desteği için biyomekanik faktörler daha zayıftır. Dolayısıyla uzun vadede prognozu iyileştirmek için ek implantlar yerleştirmek, karşıt ark stabilizasyonu, yumuşak doku desteği veya karşıt arkta bir hareketli protez yapımı düşünülebilir.

Divizyon D: Uzun süreli kemik rezorpsiyonu rezidüel kretin tamamen kaybı ile birlikte bazal kemikte atrofi ile sonuçlanabilir. İleri atrofi Divizyon D kretlerin klinik durumunu tanımlar. Divizyon D kemikte, ileri atrofi ile birlikte bazal kemik kaybı görülür. Maksilla düzleşir ve mandibula kalem inceliğindedir. Kron yüksekliği 20 mm.'den azdır (Misch, 2011)

2.1.1.2. Kemik Kalitesi ve Yoğunluğu ile İlgili Sınıflandırmalar

Kemik yoğunluğunun önemi ve oral implantoloji ile olan ilgisi 25 yıldır bilinmektedir. Linkow, 1925 yılında kemik yoğunluğunu 3 grupta sınıflamıştır:

Sınıf 1 kemik yapısı: Bu ideal kemik yapısı sık ve eşit aralıklı trabeküler yapıdan oluşmaktadır.

Sınıf 2 kemik yapısı: Bu kemik yapısında boşlukların miktarı fazla ve daha az düzenli yapı söz konusudur.

Sınıf 3 kemik yapısı: Kemik tarabekülleri arasında geniş boşluklar vardır (Misch,2011).

Lekholm ve Zarb, 1985 yılında kemik kalitesi ile ilgili bir sınıflandırma yapmışlardır. Bu sistemde kemik kalitesine göre dört tip bulunmaktadır:

Tip 1: Homojen kortikal kemik.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan kalın kortikal kemik.

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.

Tip 4: Yoğunluğu az trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik (Desjardins, 1996, Truhlar ve ark., 1997, Holmes ve Loftus, 1997, Ulm ve ark, 1999).

Lekholm ve Zarb maksilla ve mandibulanın istenen düzeyde kemik kalitesine sahip olduğu zaman implantlar için iyi bir stabilizasyon sağlayacağını belirtmişlerdir. Eğer kortikal kemik ince, trabeküler kemik düşük yoğunluğa sahip ise implantların stabilizasyonu azalır.

Tip 1 ve 2 kemik mandibulada, tip 3 ve 4 kemik ise ağırlıklı olarak maksillada gözlenmektedir.

Ulm ve ark. (1999), dişsiz maksillada trabeküler kemiğin özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, tip 3 kemiğin yoğun olarak anterior ve premolar bölgede, tip 4 kemiğin ise çoğunlukla molar bölgede görüldüğünü açıklamışlardır. Maksillada tip 1 ve 2 kemiğe rastlanmamıştır.

Kemiğin yoğunluğu Hounsfield ünitesi ile de değerlendirilebilmektedir. Bu değer hava için -1000, yoğun trabeküler kemik için 400 (150-850) ve kortikal kemik için 1500 (850-2000)'dür. Misch (2011), kemiğin makroskobik kortikal veya trabeküler özelliklerine göre bir sınıflama yapmıştır. Ayrıca, Hounsfield birimleri ile kemik yoğunluğu arasındaki ilişkiyi de sınıflandırmasına eklemiştir. Buna göre;

D1: Yoğun kortikal kemik, 1250 Hounsfield ünitesinin üstünde yoğunlukta kemik,

D2: İç kısmında yoğun trabeküler kemik bulunan kalın kortikal kemik, 850 – 1250 Hounsfield değerleri arasında yoğunlukta kemik,

D3: İç kısmında ince trabeküler kemik bulunan ince poröz kortikal kemik, 350 – 850 Hounsfield değerleri arasında yoğunlukta kemik,

D4: İnce trabeküler kemik, 150 – 350 Hounsfield değerleri arasında yoğunlukta kemik,

D5: Mineralize olmayan kemik, 150 Hounsfield ünitesinin altında yoğunlukta kemik, olmak üzere 5 tip kemik bulunmaktadır (Misch,2011, syf. 130-146).

2.2. Tam Dişsizlik

İnsanın tüm doğal dişlerini kaybederek tam protez kullanmaya başlaması, stomatognatik sistemde büyük değişiklikler yaratır. Tam protez yapılarak periodontal ligament desteğinin tekrar kazanılması mümkün değildir (Çalikkocaoğlu, 2010). Diş hekimlerinin büyük bir çoğunluğu tam ve kısmi dişsiz hastalar için hala geleneksel tam ve hareketli bölümlü protezler yapmaktadırlar. Alt tam protez kullanan hastaların ana şikayetlerinden biri, alt protezlerinin hareketli olmasıdır. Tam protezlerin doku destekli olmaları nedeniyle çiğneme kuvvetleri protezden tümüyle rezidüel krete aktarılır ve alveoler hızla rezorpsiyon eğilimi gösterir. Alt tam protezlerin retansiyon ve stabilitesinin yetersiz olmasından şikayet eden bir çok hasta için implant destekli hareketli tam protezler, hastanın konforunu, memnuniyetini ve çiğneme etkinliğini arttıran iyi bir tedavi alternatifi oluşturmaktadır (Parel, 1986, Haraldson ve ark.,1988, Naert ve ark., 1999, Van Kampen, 2002, Naert ve ark.,2004, Van Kampen, 2004, Stellingsma ve ark., 2005, Van der Bilt ve ark., 2006, van der Bilt ve ark., 2010, Çehreli ve ark., 2010).

2.2.1. Dişsizliğin Anatomik Sonuçları

Yoğunluğunu ve biçimini koruyabilmek için kemik, stimülasyona gerek duyar. İskelet sistemine uygulanan %4'lük gerinim kemiğin rezorpsiyon ve oluşum süreçlerinin dengesini korur. Dişler, basma (compressive) ve çekme (tensile) streslerini kemiğe iletirler. Bir diş kaybedildiğinde, kalan kemikte oluşan stimülasyon eksikliği bu bölgedeki trabeküllerde ve kemik yoğunluğunda, bunu takiben kemiğin genişliğinde ve yüksekliğinde azalmaya neden olur. Rezidüel

kemik rezorpsiyonu dişin çekimini takiben görülmeye başlar (Wyatt, 1998, Atwood, 2001, Blum ve McCord 2004). Diş kaybını izleyen ilk yıl sonunda kemik genişliğinde %25 azalma oluşur ve çekimler sonrası bir immedat protez uygulandığında ilk yıl sonunda kemik yüksekliğinde yaklaşık 4 mm. kayıp oluşur. Ancak, dişe gelen stimülasyon ile kemiğin hacmi ve yoğunluğu korunabilir. Hareketli bir protez kemiği stimüle etmez ve korumaz, hatta kemik kaybını hızlandırır. Çiğneme kuvvetleri tüm kemiğe değil, sadece kemik yüzeyine iletilir. Sonuç olarak, kemik yüzeyi boyunca kemik kaybı oluşur (Misch,2011).

Tam ve kısmi dişsizlikte sefolometrik ve panoramik filmler alınarak çenelerde oluşan kemik rezorpsiyon miktarını değerlendiren çalışmalar bulunmaktadır (Atwood ve ark., 1988). Tallgren (2003), sefolometrik filmlerle alveoler kemik rezorpsiyonunu değerlendirdiği çalışmasında, 15 ve 25 yıllık takip süreçleri boyunca rezidüel kemik rezorpsiyonunun devam ettiğini ve mandibular anterior bölgede oluşan kemik rezorpsiyonunun maksillaya göre 4 kat daha fazla oluştuğunu belirtmiştir. Üçtaşlı ve ark. (1997), serbest sonlu hareketli bölümlü protezlerde posterior mandibular kemik rezorpsiyonunu değerlendirdikleri 5 yıllık takip çalışmalarında, posterior mandibuladaki kemik rezorpsiyon miktarının 1.15 mm. olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca yapılan çalışmalar, dişlerin varlığında, dişlerin kullanılıp hareketli protez yapılmasıyla diş çekimi sonrasında görülecek olan kemik kaybının engellenebileceğini ileri sürmüşlerdir (Atwood ve ark., 1988, Fenton,1998).

2.3. Kısmi ve Tam Dişsizlik Vakalarında Protetik Tedavi Seçenekleri

Tam dişsiz vakalarda protetik tedavi seçenekleri;

1. Geleneksel tam protezler
2. İmplant destekli sabit protezler
3. İmplant destekli hareketli protezler

Kısmi dişsiz vakalarda tedavi seçenekleri;

1. Diş destekli sabit köprüler
2. İmplant destekli sabit köprüler

3. Diş destekli bölümlü hareketli protezler
4. Diş destekli hareketli protezler
5. Diş ve implant destekli hareketli protezler

2.3.1. İmplant Destekli Hareketli Protezler

Dişsizliğin geleneksel tedavisinin tam protezler olmasına rağmen hastanın tam protez kullanmaya alışması somatik ve psikolojik açıdan oldukça güçtür. Protezlerin destek aldıkları dokulardaki yetersizlikler, tükürük miktarının azalması, dokuların yaralanma olasılığının artması ve ileri derecede kret rezorpsiyonu tam protez kullanımını zorlaştırmaktadır (Batenburg ve ark., 1998). Alt tam protezlerin üst protezlere oranla daha az alan kaplaması ve dil hareketleri alt tam protezlerin başarısını olumsuz etkileyerek hasta memnuniyetini düşürmektedir (Mericske-Stern, 1998).

En az 2 implantla desteklenen alt tam protezlerde retansiyon ve stabilitenin önemli ölçüde arttığı belirtilmektedir. 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda, iki adet kemik içi implantla desteklenmiş alt tam protezlerin tam dişsiz hastalara önerilmesi gereken ilk tedavi alternatifi olduğu konusunda görüş birliğine varılmıştır. Bu görüş "McGill Konsensüsü" olarak da anılır (Feine, 2002).

Alt çenede implant destekli hareketli protezler, özellikle ileri yaşlarda dişlerini kaybetmiş, tam protez kullanmaya alışmamış veya uzun yıllar tam protez kullanmış ancak motor yeteneklerinin azalması ile protezini kullanamayan hastalarda büyük yarar sağlamaktadır (Mericske Stern, 1998).

Tam protezlerde implant kullanımının, protezin retansiyon ve stabilitesini, hasta memnuniyetini ve çiğneme etkinliğini artırdığı bir çok çalışmada belirtilmiştir (Parel, 1986, Haraldson ve ark.,1988, Naert ve ark., 1999, Van Kampen, 2002, Naert ve ark.,2004, Van Kampen, 2004, Stellingsma ve ark., 2005, Van der Bilt ve ark., 2006, van der Bilt ve ark., 2010, Çehreli ve ark., 2010).

Alt çene implant destekli hareketli protezleri desteklemek için interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlarda, uzun dönem çalışmalarda yüksek başarı oranı bildirilmiştir (Mericke-Stern, 1993). Ayrıca ağızda kemik içi implantlarda en yüksek başarı oranının alt çene interforaminal bölgede görüldüğü belirtilmektedir. Alt çeneye yerleştirilen implantların, yüklenmelerini takiben beş yıllık başarı oranları %94.5 - %99 arasındadır (Adell, 1990, Batenburg, 1998, Bergendal ve Engquist, 1998, Neart ve ark.,1998, Gotfredsen ve Holm, 2000, Sadowsky, 2001, Trakas ve ark., 2006).

Yapılan çalışmalarda, özellikle anterior mandibulada implant destekli hareketli protezlerle rezidüel kemik hacminin korunduğu ve implant destekli hareketli protezlerde, tam protezlere kıyasla posteriora oluşan kemik rezorpsiyonunun daha az olduğu belirtilmiştir (Sennerby ve ark., 1988). Anterior dişsiz mandibulada implantların kullanılmadığı durumlarda ise rezorpsiyonun 4 kat daha fazla olduğu görülmüştür (Burns,2000). Elsyad ve Habib (2011), yaptıkları çalışmada implant destekli hareketli protezlerde, posterior mandibular kemik rezorpsiyonunun 5 yıllık takip sonunda 0.15 mm. olduğu sonucunu bulmuşlardır. Yine benzer bir çalışma, 5 yıllık takip sonucu konvansiyonel protezlerde posterior mandibuladaki kemik rezorpsiyonunun 1.25 mm. olduğunu göstermiştir (Kordatzis ve ark., 2003). Bununla beraber implant destekli hareketli protezlerin, posterior bölgede, tam protez ve implant destekli sabit protezlerden daha fazla rezorpsiyona neden olduğu belirtilmiştir. Ayrıca implant destekli hareketli protezlerde rezilient tutucu kullanıldığında da posteriora rezorpsiyonun daha fazla olduğunu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Jacobs ve ark., 1992, Wright ve Watson, 1998).

2.3.1.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Destek Tipine Göre Sınıflandırılması

Destek tipine göre, iki çeşit hareketli protez vardır. Misch (2011) implant ve/ veya diş destekli hareketli protezleri (HP) ikiye ayırmıştır:

HP-4 protezleri: Tamamen implantlar, dişler ya da her ikisi tarafından desteklenen hareketli protez tipidir. Restorasyon yerleştirildiğinde rijittir.

HP-5 protezleri: İmplant ve yumuşak doku desteğiyle kombine hareketli protezlerdir.

2.3.1.2. İmplant Destekli Hareketli Protez Endikasyonları

- Geleneksel protez için kemik desteğinin yetersiz olması
- Nöromüsküler koordinasyonun zayıf olması
- Mukozanın akrilik kaide için düşük toleransa sahip olması
- Protezin stabilitesini etkileyecek parafonksiyonel alışkanlıklar
- Aktif kusma refleksi (üst protezler için)
- Hastanın kullandığı tam protezlerinden memnun olmaması, daha fazla stabilite ve rahatlık istemesi
- Tedavi gerektiren konjenital veya oral ve maksillofasiyal defektlerin varlığı
- Protetik beklentinin fazla olması
- Ekonomik nedenlerle sabit üst yapıyı karşılayamayan hastalar için endikedir (Hobo,1990, Mericke-Stern,1993, Sadowsky, 1997, Shafie, 2007).

2.3.1.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Sabit Protezlere Göre Avantajları

- Daha az zaman harcanır.
- Daha ekonomiktir.
- Daha kolay temizlenir.
- Yüz desteği azalmış hastalarda daha iyi estetik sağlar.
- İmplant sayısı azalır.
- İmplant çevresi dokularda daha kolay iyileşme ve sondlamada daha az cep oluşumu meydana gelir.
- İmplantlara gelen yükler azalır.
- Ekonomiktir (Mericske-Stern, 1998, Mericske-Stern,2000, Misch 2011).

Jemt ve ark.(1996), distal dişsiz kretlerdeki mukoza reziliensine bağlı olarak implant destekli hareketli protezlerde implant aracılığıyla destek kemiğe

iletilen basma streslerinin, implant destekli sabit protezlerdeki streslere göre daha az oluştuğunu belirtmişlerdir.

2.3.1.4. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Dezavantajları

1. Hareketli bir protezdir. Özellikle implant uygulaması isteyen hastalar sabit bir protez kullanmak isterler.
2. Sert ve yumuşak doku kaybı fazla olan hastalarda, hareketli protez hacimli olabilir.
3. Maksiller tam protez karşısında implant destekli hareketli protezler, klasik tam protezlerden daha çok maksiller kret rezorpsiyonuna neden olurlar (Hobo,1990).

2.3.2. Diş Destekli Hareketli Protezler

Diş üstü hareketli protezler ilk defa 1950 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde yapılmıştır. Bu tip protezler, mevcut diş veya köklerin üzerine yapılan tam veya bölümlü protezlerdir. Hareketli protezler, ağızda kalan dişler veya kökler kullanılarak yapılıyorsa diş destekli hareketli protezler olarak adlandırılır (Batenburg ve ark.,1998).

2.3.2.1. Diş Destekli Protezlerin Avantajları

1. Doğal diş kökleri proteze destek sağlar. Oklüzyon ve çiğneme sırasında protezin stabilizasyonunu korur ve protezi destekleyen oral mukozadaki travmayı azaltır.
2. Periodontal membran varlığı, alveoler kretin rezorpsiyonunu minimuma indirir.
3. Periodontal membranın varlığı, proprioseptif mekanizmanın korunmasını sağlar.
4. Çiğneme etkinliği; doğal dişli kişilerde %90, diş destekli protez kullananlarda %79 ve tam protez kullananlarda ise % 59 bulunmuştur. Diş üstü protezlerde ısırma kuvveti, tam protezin yaklaşık 2 misli, buna karşılık tam dişli ağzın ancak 2/3'ü kadardır (Preiskel, 1996, Fenton,1998, Van Kampen, 2002).

2.3.2.2 Diş Destekli Hareketli Protezlerde Planlama

- Destek olarak en çok tercih edilen dişler kaninlerdir.
- Birbirinden uzak konumlanmış dört ayrı destek diş ideal destek ve stabilite sağlar.
- Kanin ve birinci premolar gibi birbirine komşu iki diş, destek olarak tercih edilmemelidir. Komşu destek dişlerin hasta tarafından temizliğinin yapılması zor olduğundan ağız hijyeni bozulabilir ve destek dişlerin prognozu olumsuz yönde etkilenebilir. Protez altındaki hacim arttığı için yapay dişlerin yerleşiminde ve estetiğin sağlanmasında zorluklarla karşılaşılabilir.
- Destek dişlerin fazla olması, üst yapının daha karmaşık olmasına neden olduğu için dikkatli düşünülmesi gereken bir kriterdir.
- Tek bir dişin kaldığı durumlarda da hareketli protez yapılabilir fakat iyi sonuç verme durumu tartışmalıdır (Preiskel, 1996, Fenton, 1998).

2.3.3. İmplant ve Diş Destekli Hareketli Protezler

İmplant ve diş destekli hareketli protezler, hem diş hem de yumuşak doku ile desteklenirken, implant üzerindeki geleneksel tutucu sistemler de retansiyona yardımcı olur. İmplantlar hareketli protezlere desteklik, retansiyon ve estetik sağlarlar. İmplantlar ayrıca hasta tatminini ve tedavi başarısını arttırmaya yardımcı olurlar. Diş veya implantlarla desteklenen sabit protezler hasta ve diş hekimi için ideal tedavi seçeneğidir. Buna rağmen kayıp dişlerin yerine konmasında sabit parsiyel protezler her zaman en iyi seçenek değildir. Goodacre ve ark. (2003) yayınladıkları derlemelerinde, implant destekli sabit protezlerin komplikasyon oranının alternatiflerine oranla daha fazla olduğunu vurgulamaktadırlar. Geleneksel hareketli protezlerden kaynaklanan birçok problemin bir ya da daha fazla implant kullanılarak üstesinden gelinebilir. Bu gibi tedaviler stabil, tutucu ve estetik restorasyonların yapımını sağlayabilirler. Sonuç olarak implant ve diş destekli hareketli protezler birçok klinik durumda tedavi alternatifi olabilirler. İmplant tedavisi, dişsiz ve kısmi dişsiz hastalarda

başarılı bir tedavi seçeneğidir (Adell ve ark., 1981, Albrektsson ve ark., 1988, Van Steenberghe 1989).

Jackson (1990), mandibuler sağ ve sol kanin bölgesine 2 implant ve sağ 1. premolar dişi kullanarak sekiz üniteli implant ve diş destekli hareketli protezin kullanıldığı klinik bir çalışma yapmıştır. Ganz (1991), maksillada iki implant ile doğal dişlerin üzerine bar tutucu kullanılan, implant ve diş destekli hareketli protez tasarımını klinik çalışmasında kullanmıştır. Bu çalışmada Ganz, sabit ve hareketli restorasyon tedavi planlamalarını tartışmış ve planlanmada hasta istekleri, oral hijyen ve ekonomik nedenlerin önemli rol oynadığını öne sürmüştür. Keltjans ve ark. (1993) tarafından, distal uzantılı hareketli bölümlü protezlerin, planlama alternatifleri ve planlama gereksinimleri değerlendirilmiştir. Araştırmacılar, implant destekli distal uzantılı hareketli parsiyel protezlerin yararlı ve ekonomik tedavi seçeneği olabileceğini öne sürmüşlerdir. Ayrıca karşıt çene dişsiz ise, bu tip protezlerin kombinasyon sendromu adı verilen maksiller anterior kemik rezorpsiyonunu önleyebileceğini vurgulamışlardır. Ayrıca araştırmacılar hareketli parsiyel protezlerin altında vertikal destek olarak kullanılan implantların sabit protezlerde kullanılan implantlara göre daha kısa ve küçük çaplarda kullanılabileceğini vurgulamışlardır. Hareketli bölümlü protezlerin posterioruna implantlar ile destek sağlanması üzerinde çalışılan konulardandır (Jackson, 1990, Ganz, 1991, Keltjans ve ark., 1993, Giffin, 1996, Yang ve ark., 1998, Mitrani ve ark., 2003, Kuzmanovic ve ark., 2004). Bu gibi uygulamalarla hareketli bölümlü protez, diş-doku desteği daha stabil olan, diş-implant desteğine dönüştürülür. Destek tipinin değişiminin, protezde ve destek dokularda biyomekanik avantajı arttıracak ileri sürülmektedir. Keltjans'a göre bu avantajlar (Keltjans ve ark., 1993);

- 1- Restorasyonun stabilitesi artar.
- 2- Alveoler kemik rezorpsiyonu önlenir.
- 3- Retansiyonu artar.
- 4- Doğal desteklerde stres azalır.
- 5- Kroşe ihtiyacı azalır.
- 6- Hasta konforu artar.

Mitrani (2003), 10 hastada uygulanan implant ve diş destekli hareketli protezlerde yaptığı 1-4 yıllık geriye dönük çalışmasında, hastaların yarısında vertikal destek sağlamak için sadece iyileşme başlıkları ve diğer yarısında rezilient tutucu parçalar kullanmıştır. Araştırmacı hasta memnuniyetini, implant yapıların durumunu, implant çevresi yumuşak dokuyu, protez kaidesinin uyumunu ve radyografik kemik kaybını değerlendirmiştir. İmplant yerleşimini takiben hastaların memnuniyetinin önemli ölçüde arttığını gözlemlemiştir. Çalışmada görülen en yaygın komplikasyon, iyileşme abutmentinin gevşemesi olmuştur. Hiçbir implantta mobilite görülmemiştir ve bütün hastalar için implant çevresi doku sağlığı kabul edilebilir bulunmuştur. İki grupta da kemik seviyeleri arasında önemli bir farklılık bulunmamıştır. Araştırmacı protez kaidesi uzunluğunun implant kullanımı ile azaltılabileceğini önermiştir.

2.3.3.1. Diş ve İmplant Destekli Hareketli Protezlerde, İmplant Kullanımının Önemi

Distal uzantılı parsiyel protez kullanan hastaların en yaygın şikayetleri stabilite kaybı, yetersiz tutuculuk, kroşenin estetik olmayan görüntüsü ve oklüzal hareketlerde rahatsızlıktır (Mitrani, 2003). Stratejik implant yerleşimi ile bu sıkıntılar azaltılabilir ya da tamamen yok edilebilir (Giffin, 1996).

İmplant sistemlerinde kullanılan birçok tutucu vardır. Bu tutucular proteze retansiyon ve stabilite sağlarlar. Tutucuların kullanılmasıyla geleneksel kroşenin estetik olmayan görüntüsü azaltılabilir ya da ortadan kaldırılabilir. Bu gibi tedavilerin kullanılması hem fonksiyon hem de konforun arttırılmasını sağlayabilir ve hasta memnuniyeti önemli derecede arttırabilir (Mitrani, 2003). Karşit çenesi dişsiz maksilla olan, distal uzantılı mandibuler protezlerde posteriora implant yerleştirilmesi ile kombinasyon sendromu engellenmiş olur (Keltjans ve ark., 1993). Posteriora implant konulmasıyla daha stabil bir oklüzal plan sağlanır ve karşit maksiller proteze, kuvvetler daha dengeli dağılmış olur.

2.3.3.2. İmplant ve Diş Destekli Hareketli Protezlerin Geleneksel Tam Protezlere Göre Avantajları

- Stabilite artışı,
- Retansiyon artışı,
- Estetiğin düzeltilmesi,
- Hasta konforunun artması,
- Hasta memnuniyetinin artması,
- Hastanın kendine güveninin artması,
- Besleme gereksiniminin azalması,
- Kombinasyon sendrom riskinin azalmasıdır (Phoenix ve ark., 2008)

2.3.3.3. İmplant ve Diş Destekli Hareketli Protezlerin İmplant Destekli Sabit Protezlere Göre Avantajları

- Daha ekonomiktir. Daha az implant kullanılır ve ilave kemik cerrahilerine daha az ihtiyaç duyulur.
- Kısa implant kullanımının mümkün olmasından dolayı potansiyel implant bölgeleri daha fazladır.
- Hijyen sağlamak daha kolaydır.
- Karşıt ark stabilizasyonunu sağlar.
- Daha büyük defektler restore edilebilir.
- Estetikler.
- Kantilever kuvvetleri elimine edilir.
- Gece diş gıcırdatması ile alakalı hasarlar protez çıkarılabildiği için azaltılır (Phoenix ve ark., 2008).

2.4. Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Tipleri:

İmplant destekli tam protezlerde, implant ile protez arasındaki bağlantı hassas bağlantı yapısındaki bir tutucu sistem aracılığı ile sağlanmaktadır. Tutucu sistemlerin yapısı, şekli, retansiyon kapasitesi ve esneklik miktarı birbirlerine göre değişiklik göstermektedir.

- Çivi başlı (stud) tutucular,
- Klipsler ve barlar
- Miknatıslar
- Teleskop kopingler (rijit ya da rijit olmayan başlıklar)

2.4.1. Çivi Başlı Tutucu Sistemler

Çivi başlı tutucu sistemi; esas olarak simit şeklinde bir lastik, lastiğin içinde bulunduğu metal parça ve bu lastiğin oturduğu belirli andırkata sahip metal posttan oluşur. İmplant destekli hareketli protezlerde hemen hemen tüm sistemlerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Avantajları, düşük maliyet, farklı tutuculuk derecelerine sahip olması ve protezin komplike bir şekilde yapılmasının getireceği zaman kaybının olmamasıdır. Çivi başlı tutucular, menteşe ve rotasyon esnekliği sağlamaktadırlar. Çivi başlı tutucular abutmentı yıpratmamak için özel olarak dizayn edilmişlerdir. Çivi başlı abutmentların çapları her firma için farklı olup, 2-3 mm arası değişmektedir. Çivi başlı tutucular altı farklı yönde harekete izin verirken implantlara üst yapı bağlandıktan sonra hareket alanı azalır. Bir tutucunun hareket serbestliği ne kadar yüksekse, tutucudaki moment kuvveti o kadar fazla olur. Çivi başlı tutucuların rotasyon noktası o-ring postunun boynunda olduğu için, rotasyon noktası çok yüksek değildir. Ancak eğer protez hatalı yapılmışsa ve posta lateral kuvvetler uyguluyorsa, post yüksekliğinin kaldıraç kolu bara, vidalara, implanta ve kemiğe gelen zararlı kuvvetleri arttırabilir (Shaffie, 2007)

2.4.1.1. Locator Tutuculu Sistemler

Top başlı tutucu sistemlerin yerleşimine olanak sağlanamayan interoklüzal mesafenin az olduğu durumlarda, aşırı konturlu protezlerde, dikey boyutun arttırıldığı durumlarda locator tutucular tercih edilebilir. Ayrıca top başlı tutucularda görülen; tutuculara komşu yapay dişlerde çatlaklar veya kırılmaların olması, tutucuların protezlerden ayrılmaları, protezde çatlak veya kırılma olması gibi durumlar top başlı tutucu sistem kullanılan vakalarda hasta memnuniyetini olumsuz etkiler. Bu tip durumlarda locator tutuculu sistemler

düşük profillerinden dolayı çivi başlı tutucuların yerine tercih edilebilir (Alsiyabi ve Fenton, 2005, Lee ve Agar, 2006).

2.4.2. Bar Tutuculu Sistemler

Bar tutuculu sistemler üst çene protezlerinde, alt çenede aşırı rezorbe kret varlığında, oval kretlerde, kemik ve/veya yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon yapılan vakalarda, tutuculuğun ve stabilitenin fazla olmasının istendiği protezlerde endikedir. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu rezorpsiyona uğramamış kretlerde, hastanın ekonomik durumunun yetersiz olduğu (fazla sayıda implant gerekliliği), ağız hijyeninin iyi sağlanamayacağı düşünülen vakalarda kontrendikedir (Shafie, 2007).

2.4.3. Teleskopik Tutuculu Sistemler

Teleskopik tutuculu restorasyonlar çok yönlülüğü ve uzun dönem başarısından dolayı protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Destek dişlerin düşük miktardaki eğim farklılıkları teleskop tutucuların primer yapısının konturları ile giderilmektedir, sekonder yapı ise protezin içinde yer almaktadır.(Preiskel ve Tsolka, 1998). Teleskop tutuculu protezler kolay takılıp çıkartılır. Bu nedenle motor yetenekleri azalmış yaşlı bireylerde tercih edilmektedir (Heckmann ve ark.,2004).

2.4.4. Mıknatıs Tutucular

Mıknatıs tutuculu bağlantılardan protetik diş hekimliği pratiğinde diş üstü protezlerde, çene-yüz protezlerinde, tam veya bölümlü protezlerde ve implant destekli protezlerde faydalanılmaktadır. Mıknatıs tutucular, implant destekli tam protezler için alternatif bir retansiyon mekanizması sağlamaktadır.

2.5. Hareketli Protezlerde Kullanılan Esnek Tutucular Tarafından Protezde Oluşan Hareket Tipleri

Tutucunun esnekliği; destek ile protez arasındaki daha önceden belirlenmiş yön veya yönlerdeki hareketle ilişkilidir. Protezi daha fazla hareket ettirebilecek yönlerde veya durumlarda; sırasıyla alveoler krete daha çok kuvvet aktarımı olacak, implant üzerinde daha az baskı oluşacaktır. Esnek (rezilyent) tutucuların hareket şekilleri şu şekildedir:

1. Dikey yöndeki hareket: Protez dikey olarak krete doğru hareket edebilir. Hareket dişsiz kretin destek dokusunda son bulur. Kısıtlı dikey esnekliğe sahip tutucu sistemlerde çiğneme kuvvetlerinin %5-10'u destek dokular tarafından karşılanırken, kalan kuvvetler direkt olarak implantlara gelmektedir.
2. Menteşe hareketi: Protezin en distalde yer alan tutuculardan geçen menteşe eksenini etrafındaki hareketidir. Menteşe esnekliğine sahip tutucu sistemlerde kuvvetlerin %30-35'i destek dokular tarafından, kalanı ise implantlar tarafından karşılanmaktadır. Bu tip tutucu sistemlere Hader bar veya herhangi bir yuvarlak kesitli bar örnek olarak verilebilir.
3. Rotasyon (döndürme) hareketi: Ön-arka (antero-posterior) yöndeki eksen etrafındaki harekettir. Çiğneme hareketi tek tarafta yoğunlaştığında protezin diğer taraftaki kretten yukarı doğru olan hareketidir. Rotasyon esnekliğine sahip tutucu sistemler rotasyon hareketlerine izin vererek hareketin şiddetine göre implantlara gelen kuvvetler %75-85 oranında azaltılır. Bazı çivi başlı tutucular bu tip tutuculara örnektir.
4. Translasyon (kayma) ve spin (kısa dönüş): Protezin rotasyon yapmaksızın bukkolingual yöndeki hareketidir.
5. Kombinasyon hareketi: Protezin tüm bu hareketlerin birleşimi halindeki hareketidir. Kombinasyon esnekliğine sahip tutucu sistemler sınırsız menteşe ve dikey harekete izin verirler. Kuvvetlerin %40-45'i kretler tarafından karşılanır. Yumurta kesitli Dolder bar bu tip sistemlere örnektir.

6. Üniwersal hareket: Bu tip tutucu sistemler de her yönde harekete izin verir. Tutucu sadece protezin dokulardan uzağa doğru olan hareketine direnç sağlar. Mıknatıs tutucular bu tip tutuculara örnek verilebilir (Shaffie, 2007, Geçkili ve ark 2010).

2.6. Biyomekanik Kavramlar

Biyolojik yapıların, fizik ve mekanik biliminin yardımıyla, işlevselliğinin irdelenmesine biyomekanik denir (Sonugelen ve Artunç, 2002). Stres analizi çalışmalarında ağız içi ve çevre dokularına fizik ve mühendislik prensiplerinin uygulanması sonucu elde edilen veriler değerlendirilir. Bu sebeptendir ki bu tür fiziksel ve mühendislik çalışmalarda geçen terimlerin bilinmesi gerekmektedir.

2.6.1. Kuvvet

Kuvvet cisimler arasında itme ya da çekme biçimindeki etkileşimdir. Kuvvetler temas halindeki cisimler arasında olabileceği gibi belirli uzaklıktaki cisimler arasında da olabilir. Kuvvet vektörel bir niceliktir, Newton (N) birimiyle ölçülen büyüklük ve yön ile ifade edilir (Caputo ve Standlee, 1987)

2.6.2. Stres

Bir yapıya deformasyon oluşturmak üzere bir kuvvet etkilediğinde bu dış kuvvet uygulanımına karşı bir direnç oluşur. Bu iç reaksiyon şiddet olarak dış kuvvetle eşdeğer ancak yön olarak zıttır ve bu iç reaksiyon stres olarak tanımlanır.

Uygulanan kuvvet ve iç direnç (stres) yapının belirli bölgelerine dağılır ve yapıdaki stres birim alandaki kuvvet olarak değerlendirilir. Bu bakımdan stres basınca benzer, her ikisi de kuvvetin birim alana bölünmesi denklemiyle ifade edilir. Stres, birim alana uygulanan kuvvet terimiyle ifade edilen yapının iç direncidir. Kuvvet uygulamalarına karşı oluşan iç direnç pratik olarak ölçülemeyeceğinden kesit alana uygulanan dış kuvvetin ölçülmesi daha kolay bir işlem olacaktır. Stres S ya da harfleri σ ile ifade edilir. Stres birimi, birim kuvvetin birim alan ya da uzunluğun karesine bölünmesiyle elde edilir ve genel

olarak Pascal olarak ifade edilir ($1\text{Pa} = 1\text{N/m}^2 = 1\text{MN/mm}^2$). Yayınlarda stres sıklıkla MPa (Megapascal) olarak rapor edilmektedir ($1\text{MPa} = 10^6\text{ Pa}$) (Craig, 2002, Zaimoğlu, 1993).

Bir yapıdaki stres, kuvvet ile doğru, alan ile de ters orantılı değişkenlik gösterdiğinden kuvvetin uygulanacağı alanı belirlemek önemlidir. Dental restorasyonlarda kuvvet uygulanan alanların çok küçük olmasından dolayı bu konu göz önünde bulundurulmalıdır (Çağlar, 2002).

Stres her zaman bir metrekarelik bir kesite uygulanan kuvvete eşdeğerdur. Ancak, dental restorasyonun oklüzal yüzey alanının 1 m^2 'lik bir yüzeyi olması düşünülemez (Craig, 2002).

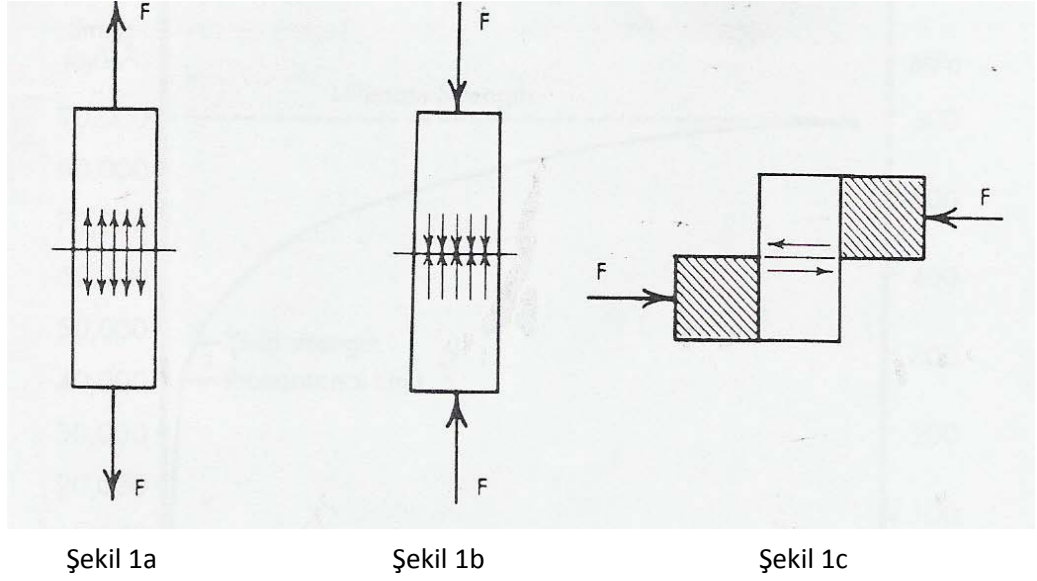
2.6.2.1.Stres Tipleri

Kuvvet bir yapıya herhangi bir açı ya da doğrultudan yöneltilebilir ve çoğu zaman bir yapıda karmaşık stres oluşturmak üzere birkaç kuvvet bir araya gelebilir. Stres tipleri üçe ayrılabilir (Şekil 2.1):

1. Çekme stresi (tensile stress); cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur (Şekil 2.1a).

2. Basma stresi (compressive stress); cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur (Şekil 2.1b).

3. Makaslama stresi (shear stress); cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur (Şekil 2.1c).



Şekil 2.1: Stres tipleri a) Çekme stresleri, b) Basma stresleri, c) Makaslama stresleri

Çekme ve basma streslerine normal stresler denir. Cisimlere uygulanan streslerin tek tipte olması güçtür. Yük uygulanan cisimlerde çekme, basma ve kayma streslerinin bir arada bulunduğu bileşik stresler oluşmaktadır (Sağesen, 2000).

2.6.2.2. von Mises Stresleri (von Mises Stress)

von Mises stresleri enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kriter gere göre bir yapının belli bir bölümündeki iç enerjinin belli bir değeri aşmasının, yapının bu noktada şekil değiştirmesine neden olacağı belirtilmiştir. Sonlu elemanlar stres analizi verilerinin, stres dağılımı açısından değerlendirmesinde von Mises tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir (Sancaklı, 2006).

2.6.3. Gerinim (Strain)

Her tip stres, yapıda deformasyon oluşturabilir. Çekme kuvvetinden oluşan deformasyon uygulanan kuvvet yönünde cismin uzamasıdır. Basma kuvveti ise yükleme yönünde cismin kısılmasıdır. Gerinim, ϵ , yapı bir strese

maruz kaldığında yapının her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimidir. Gerininin bir ölçü birimi yoktur. Ancak gerininin, deformasyonun orjinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir (Zaimoğlu, 1993, Craig, 2002).

Gerininin, elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerininin geri dönüşlüdür. Yani stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik gerininin ise malzeme içindeki atomların daimi bir şekilde yerlerinden oynamasıdır. Eğer stres, birim alan başına bileşke kuvvetini aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir (Zaimoğlu 1993).

2.6.4. Poisson Oranı

Çekme veya basmada, aksial yükleme esnasında aynı zamanlı dikey ve yatay (aksial ve lateral) gerininin mevcuttur. Çekme yüklemesi altında, yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerininin aksial gerinime olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır (Craig, 2002). Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzamanın çapraz kesit azalmasıyla orantılı olduğunu gösterir. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder (Çağlar, 2002).

2.6.5. Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Materyallerin elastisitesi, elastiklik modülü bazen de Young modülü olarak da bilinir.

Elastiklik modülü, stresin gerinime oranıdır. Bu bakımdan bir strese ne kadar küçük gerininin karşılık geliyorsa modülün değeri de o kadar büyük olur. Örneğin, eğer bir tel veya benzeri bir yapının bükülmesi zor ise bunda görünür bir gerininin veya deformasyon yaratmak için büyük bir stres uygulanması gerekir. Bu tip bir malzemenin yüksek bir elastiklik modülü vardır.

$$E = \text{Stres/Gerininin} = \sigma / \epsilon$$

Elastiklik modülünün birimi, birim alana olan kuvvet olup kg/mm^2 'dir. Bu özellik, mekanik özellikler ile dolaylı bir ilişki içindedir (Zaimoğlu, 1993, Craig, 2002).

2.6.6. Linear (Linear, Doğrusal) Elastik Cisim

Bir materyalde stres ve gerinim ilişkisinin (stres ve birim uzamanın) doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe elastiklik modülü ve Poisson oranı ile ifade edilmesidir. Elastik bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim önce şekil değiştirir, cisme uygulanan kuvvet ortadan kalktığında cisim yeniden orijinal şekline ve düzenine geri döner (Tuna, 2010).

2.6.7. Non-Linear (Linear olmayan- Doğrusal olmayan) Elastik cisim

Stres ve gerinim arasındaki ilişkinin doğru orantılı olmadığı malzeme özelliğine sahip materyaller olarak tanımlanır. Non-linear özellik üç bölümde;

- Malzemeye bağlı,
- Nesnelerin değişen karşılıklı ilişkilerine bağlı,
- Geometriye bağlı olarak incelenir.

Malzemeye ilişkin non-linear özelliği yapının sertliğinin farklı yük seviyelerine göre değişmesine neden olur ve sonlu elemanlar analizi programında non-linear stres-gerinim ilişkileri olarak ifade edilir. Stres-gerinim özelliklerini etkileyen birçok faktör; elastik-plastik tepkideki zamana ve buna bağlı opsiyonlu yük geçmişini sıcaklık gibi çevresel koşulları ve creep (sünme) tepkisinde yükün uygulanma süresini içerir. Periodontal ligamentin dinamik davranışı ve yumuşak ağız dokularına ilişkin simülasyonu bu teoriyle gerçekleştirilebilir. Ağız ortamında, hem dişler arasındaki hem malzemeyle doku arasındaki temaslar non-linear özellik gösterir. Değişen geometrik konfigürasyon yapının non-linear şekilde tepki vermesine neden olabilir. Genellikle, defleksiyon (yön sapması) arttıkça yapının sertliği ve dayanıklılığı da artmaktadır (Wakabayashi, 2008).

Non-linear analiz, linear statik modellerle çözülmeyen gerçekçi durumlardaki stres ve gerinimi (stress ve strain) tahmin etmek için gittikçe daha

yaygın bir yaklaşım haline gelmektedir. Bu yöntemin doğru kullanımı için gerekli temel elemanlar tam olarak netleştirilmelidir. Diş hekimliğinde non-lineer sonlu elemanlar analizi uygulaması şu başlıklar kapsamında ele alınmaktadır (Wakabayashi, 2008) :

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

PDL özelliklerinin non-lineer simülasyonu, çeşitli diş hareketlerinde stres ve gerininin gerçeğe yakın olacak şekilde tahminini sağlamaktadır. Hedef malzemenin elastik, plastik ve viskoelastik özelliklerinin belirlenmesi genellikle sonlu elemanlar analizlerinden önce mekanik test uygulamasını gerektirir. Malzemenin özellikleri bir kere belirlendikten sonra, karmaşık geometrilere ve çeşitli boyutlara sahip protezlerin simülasyonlarında kullanılmaktadır (Wakabayashi ve ark., 2008)

2.6.8. Viskoelastik – Hiperelastik Cisim

Viskoelastik özellikte işin içine zaman faktörü girmektedir. Kuvvetin sabit kalmasına karşın deformasyonun zamanla arttığı malzeme özelliğidir. Hiperelastik cisim ise deformasyonun bir stres altında sabit kalması ve zamana bağlı olarak bu durumun değişmemesidir.

2.6.9. İzotrop Cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir. Bu sayede, stres ve gerinin ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve Poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir.

2.6.10. Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir.

2.6.11. Yield Stresi

Bir materyalde stresin artışı değerlendirilirken, stresin gerinime oranlanamayacağı bir nokta vardır. Bu noktaya oransal sınır (proportional limit) denir. Elastik sınır ise, daimi deformasyonun aşağısındaki stres olarak tanımlanır. Bu stres parametrelerinin kesin deneysel değerleri zor belirlenir, pratik amaçlarda orantı sınırı ve elastiklik sınırı ayırt edilememektedir. Neticede yield stresi denilen bir stres parametresi çeşitli materyallerin karşılaştırılmasını kolaylaştırır. Yield stresi daimi deformasyonun özel bir miktarına benzer bir stres gibi tanımlanabilir.

2.6.12. Yer Değiştirme (Displacement)

Yer değiştirme; cisme etki eden kuvvetlerle cismin boşlukta konum değişikliğine uğramasıdır. Cismin malzeme özelliğine göre yer değiştirmesi sonucunda cisimde şekil değişikliği olabilir ya da olmayabilir.

Kuvvetle oluşan yerel yer değiştirmeler dörde ayrılır:

- 1) Noktanın hareketi
- 2) Doğruların dönmesi
- 3) Uzunluğun değişmesi; uzama ya da kısalma
- 4) Şekil bozulması; doğrular arasındaki açılarının değişmesi

İlk ikisi katı, şekil değiştirmeyen cisimlerin hareketinde meydana gelirken; son ikisinde katı olmayan, şekil değiştirebilen cisimlerde ortaya çıkar (Çağlar, 2002).

2.6.13. Çekilebilirlik

Bir yapı orantı sınırının üstünde gerildiği takdirde daimi şekilde deforme olur. Malzeme bir çekme kuvveti uygulandığında kopmadan büyük oranda daimi deformasyona dayanabilirse bu malzemenin çekilebilirliğinin yüksek olduğu söylenir. Dolayısıyla çekilebilirlik malzemenin bir kopma olmadan daimi

deformasyona dayanabilme miktarıdır. Kolayca uzayabilen metal çekilebilir bir metaldir. Çekilebilirlik, plastiklik ve çekme kuvvetine bağlıdır.

Genellikle çekilebilirlik artan sıcaklıkla azalır. Çekilebilirlik malzemenin oda sıcaklığında bükülmesi ve eğilmesi durumunda en yüksek izin verilebilir plastiklik derecesi olup diş hekimliği açısından son derece önemlidir.

Dental implantlarda günümüzde titanyum ve titanyum alaşımları kullanılmaktadır. Titanyumun mekanik özellikleri farklı formlarda çözülebilir oksijenle ayarlanabilir. % 0.2'lik çekilebilirlik sınırı 180-440 MPa arasındadır. Dayanıklılık sınırı olan 290-540 MPa'da kırılma % 26-30'dur (Çağlar, 2002).

2.7. İmplant ve Doğal Dişlerin Biyomekaniği

İmplantların devamlılığında, biyomekanik faktörlerin etkisi son derece önemlidir. Bu faktörlerin ideal şekilde oluşturulabilmeleri, yapılacak olan üst yapılara bağlıdır. İmplant üst yapıları ile yükleme kuvvetlerinin fizyolojik olması sağlanmalıdır (Walton ve Mac Entee, 1994, Wyatt 1998). İletilen kuvvete karşı, implant ve doğal diş çevresindeki yapılar, farklı davranış göstermektedir (Hobo ve ark., 1990). Doğal dişlenmede dişe gelen kuvvet, periodontal ligamente iletilir sonrasında lamina durada çekme kuvvetine dönüşür. Periodontal ligamentin bulunmadığı implantlarda ise implanta uygulanan kuvvet, çevreleyen kemiğe doğrudan iletilir ve çevre kemikte streslerin oluşmasına neden olur (Hobo ve ark., 1990, Richter ve ark.,1990). Doğal dişte, mekanik olarak periodontal ligament şok emici, dağıtıcı ve dönüştürücü gibi görev yapar. Ligamentler bütün basma ve kesme kuvvetlerini, gerilme kuvvetlerine çevirerek dönüştürücü görev yaparlar. Hasta ısırığında, dişin kökü ve çevresindeki kortikal kemik üzerinde stresler oluşur. Bunun sonucunda dişe gelen bu makaslama kuvveti ile dişin soketi içinde kayma ya da makaslama etkisi gözlenir (Hobo ve ark., 1990, Richter ve ark.,1990). Bir implantın çevresindeki biyomekanik şartlar temel olarak doğal dişlerin çevresindekinden farklıdır. Doğal dişler alveol içerisinde periodontal membran lifleri ile sabitlenirken implantlar doğrudan kemik ile bağlanma gösterirler. Doğrudan kemik bağlantısı, implantın yükleme olmadan kemik içerisinde yerleşimine bağlıdır ve yeni kemik dokunun implant yüzeyine

uyumu ile mümkündür. İdeal şok emilimini sağlamak için kuvvetlerin, tüm implantlara eşit şekilde dağıtılması gerekir (Hobo ve ark., 1990, Richter ve ark., 1990). Osteointegrasyonu tamamlanmış bir implantın aşırı yüklenmesinin önlenmesi için, mekanik gerilmelerin implant çevresindeki kemiğe nasıl aktarıldığının ve bu yüklerin çevre dokulardaki etkilerinin bilinmesi gerekmektedir.

Dokular çiğneme kuvvetlerine uzun süre karşı koyabilme yeteneğine sahiptir ve bu anahtar biyomekanik faktördür. Esas olarak diş hareketi 2 alt faza bölünebilir.

Desmodontal faz, diş üzerine 100 N'luk bir yükleme oluştuğunda beliren 1. derece hareketi ifade etmektedir. Bu faz esnasında diş alveol içerisinde hafifçe hareket eder. Bazı periodontal lif demetleri gerilirken diğer bir kısmı gevşer. Ancak alveolar yapı önemli bir deformasyona uğramaz.

Periodontal faz, 500 N'u aşan yükleme ile diş etkilendiğinde başlar. Desmodontal faz geçtikten sonra ve periodontal lif demetleri nihai seviyede gerildiğinde bu kuvvetler bütün alveolar yapıda deformasyona yol açar. Dişin hareket etme derecesi, periodontal membranın özellikleri, periodontal ligamentin genişliği ve lif ağının dalgalanma yönü kişiden kişiye değişiklikler gösterebilir ve 10-50 µm. arasındadır. Ayrıca değişikliklerin fazla olması, değişik ölçüm yöntemlerinin kullanılmasına bağlanabilir (Çağlar, 2002).

2.7.1. Periodontal Ligament ve Materyal Özellikleri

Periodontal ligament (PDL) dişlerin köklerini saran ve onları alveoler kemiğe bağlayan yumuşak, damarlı ve selüler bir dokudur. %53-74 kollajen lifinden, %1-2 kan damarlarından ve amorf mukopolisakkarit matrikse gömülü sinir uçlarından meydana gelir. Kollajen lifler bir taraftan diş kökünü saran kemiksi dokuya diğer taraftan da alveoler kemiğe tutunan demetler halinde düzenlenmiştir. Yönleri kök boyunca derinlik arttıkça değişiklik gösterir. PDL kalınlığı derinlik ve yaşa bağlı olarak 0.15-0.25 mm arasında değişir. PDL dişlerde aşınma, mobilite ve dental biyomekanik konularında temel öğedir. Çiğneme sırasında üretilen gerilmeleri mekanik olarak dağıtır ve azaltır. Bununla

ilgili olarak yapılan bir çalışmada çiğneme kuvvetlerinin neden olduğu ve diş boyunca PDL yapısına doğru dağıtılan gerilimler incelenmiştir. Kök yüzeyleri ve PDL'nin çevresi arasında konumlanan işaretlenmiş noktalardaki stres değerleri karşılaştırıldığında, PDL'nin çevresine konan noktalardaki streslerin, kök yüzeyi çevresine konan noktalardaki streslerden az olduğu görülmüştür. Bu bulgular; PDL'nin dentin ve pulpada oluşan streslerin azalmasını ve diş minesini, dentin ve pulpa stres dağılımını etkilediğini ortaya koymuştur. Diş yapısının farklı maddesel özelliklerinin stresin azaltılmasında önemli bir etken olduğu düşünülmektedir (Van Staden ve ark., 2006). Dişler ve kemik dokular ufak stresleri kaldırabildikleri için lineer elastik olarak kabul edilseler de benzer varsayımlar fonksiyonel yükler altında büyük ölçüde deforme olan PDL için geçerli değildir. Hayvanlar ve insanlar üzerinde yapılan deneysel araştırmalarda PDL'nin yüksek düzeyde non-lineer gerinim ve gerilim davranışlarını ortaya koymuştur (Pietrzak ve ark., 2002). Sağlıklı PDL'li dişin mobilitesi 50 ile 200 mikron arasında iken osteointegre implantlar kemiğin esneyebilmesi sonucu yalnızca 10 mikron hareket edebilir (Akça ve ark., 2002).

2.7.2. Oklüzyon

Diş hekimliğinde mekanik ile ilgili çalışmaların büyük bir kısmını, dişlere ve restorasyonlara uygulanan kuvvetlerin ölçülmesi oluşturur. Dental literatürde, dişlere gelen ısırma kuvvetleriyle ilgili çalışmalarda elde edilen en büyük kuvvetler 200-2440 N arasında değişmektedir (Craig, 1989). Craig'in belirttiğine göre 1. ve 2. molarlarda 390-800 N arasında değişen ısırma kuvvetlerinin premolar, kanin ve kesicilerde sırası ile 288 N, 208N ve 155 N olduğu belirlenmiştir (Craig, 1989). Haraldson ve ark. (1988), implant destekli hareketli protez ile tedavi ettikleri hastaların 1 yıl sonraki kontrollerinde maksimum ısırma kuvvetinin ortalama 74.6 N'dan maksimum 131,5 N'a değişebildiğini bildirmişlerdir.

2.8. Stres Analiz Metodları

Kemikte, implantta ve uygulanan restorasyonlarda fonksiyonel stresleri ölçmek amacıyla farklı analiz metotları kullanılmaktadır. Bunlar:

1. Kırılğan vernikle stres analizi,
2. Fotoelastik yöntemle stres analizi,
3. Gerinim ölçer kullanımı,
4. Lazer ışınları ile stres analizi,
5. Termografik kuvvet analizi,
6. Radyotelemetri ile kuvvet analizi,
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemleridir.

2.8.1. Kırılğan Vernikle Stres Analizi

Vernik, kuvvet dağılımı incelenecek cisim üzerine homojen şekilde püskürtülür. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde, uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan birtakım çatlaklar oluşur. Çatlakların sık oluştuğu bölgeler kuvvetin etkisine en çok maruz kalan bölgelerdir (Ulusoy, 1988).

2.8.2. Fotoelastik Yöntemle Stres Analizi

Fotoelastik stres analizi metodunda incelenecek implant sentetik rezin içerisine yerleştirilir ve yükleme ile sağlanan stres polarize ışıkla görünür hale getirilir. İki ve üç boyutlu model tekniği, model yüzeyine çift kırıcı plastik yapıştırma tekniği gibi üç esas tekniği vardır. Her ne kadar bu işlem basit ise de stresin optik incelenmesinin önemli dezavantajları vardır. Modelin sentetik maddeden yapılmış olması nedeniyle kemiğin homojen olmayan yapısını buna göre değerlendirmek mümkün olmamaktadır. Ayrıca incelemeler daha basit düz modellerle sınırlıdır. Diğer bir belirsizlik de optik çözünürlüğün sınırlı düzeyde oluşudur. İmplant ya da kemik modellerin uygun olmayan yerleştirilmeleri doğrulukta bir kayba yol açar ve modelin yapımında kullanılan sentetiklerin materyal özellikleri orjinal yapıdakilere uygunluk göstermez (Ulusoy,1998).

2.8.3. Gerinim Ölçer Kullanımı

Gerinim ölçerler, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlardır. Mekanik deformasyona maruz kaldığında, iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanır. İm

vivo ya da in vitro şartlarda, statik ve dinamik yüklemeler altında gerinim ile ilgili sonuçlar sağlar. Bu metotta, incelenecek bölgelere gerinime duyarlı uçlar yerleştirilir. Daha sonra yapılara kuvvet uygulanır. Statik ve dinamik gerinim yükselticilerle oluşan gerinim bilgisayara yüklenir (Ulusoy,1998).

2.8.4. Lazer Işınları İle Stres Analizi

Yöntemde interferometreden faydalanılır. Aygıt, ışık girişim saçaklarını uzaktan ölçer ve bu saçakların değerlendirilmesi ile sonuca varılır. Protez ile destek dokular arasındaki karmaşık stres etkileşimlerini ölçmede lazer interferometre görüntü teknikleri çok yönlü bir araştırma metodudur (Sağesen, 2000).

2.8.5. Termografik Stres Analizi

Bu yöntem, Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişimler, materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır (Tuna, 2010).

2.8.6. Radyotelemetri İle Stres Analizi

Bu metod birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Yöntemin; bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, stres ölçer yükselticisi, anten ve veri kaydedicisi bulunmaktadır. Stres ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta ve bu da radyotelemetrinin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemde en büyük avantaj veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Tuna, 2010).

2.8.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Karmaşık geometrik yapılardaki problemlerin analitik çözümü oldukça zordur. Bu bakımdan sonlu elemanlar stres analiz yönteminde olduğu gibi rakamsal metotların kullanımı gereklidir. Karmaşık mekanik problemlerin çözümünde sonlu elemanlar stres analizi, problemi daha küçük ve daha basit birimlere bölerek sonuçlandırır. Karmaşık geometrik yapı bilgisayar ortamında,

bir ağ yapıya (mesh) dönüştürölür. Bu yapıyı, elemanlar (elements), bunlarla bağlantılı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Düğüm noktaları, birbirleri ile köşe noktalarda birleşeabilen eşit büyüklükte sonlu sayıda elemanlara bölünmüştür. Yükleme ile her bir düğüm noktası üzerinde oluşturulan yer değişimi ve stres bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir (Çağlar, 2002, Tuna, 2010).

Son yıllarda, dijital görüntü tekniklerinin gelişmesiyle daha doğru anatomik modeller elde edilmektedir. Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) yardımıyla elde edilen görüntü bilgileri, 2 veya 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve sonlu elemanlar stres analizi için gerekli olan ağ yapısı oluşturulmaktadır (Çağlar, 2002).

Sonlu elemanlar analizinin kullanımı yapılan çalışmalarda değişik materyallerin değerlendirilmesine imkan verir. Daha da önemlisi kemiğin homojen olmayan yapısı örneğin kortikal ve trabeküler kemiğe ilişkin alt bölünme göz önünde bulundurulabilir. Bunun yanı sıra bu analiz hesaplanan yer değişikliği ve streslerin 3 boyutlu görüntülenmesine imkan verir.

Dental implantların mekanik davranışlarının belirlenmesinde temel güçlük insan kemik yapısının modellenmesi ve uygulanan mekanik kuvvetlere olan cevabıdır.

Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının daha doğru ortaya konulması için;

1-Modellenecek kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi,

2-Materyal özellikleri,

3-Sınır koşulları,

4-Kemik ve implantın bağlantı yüzeyi önem taşımaktadır.

2.8.7.1. Model Oluşturma

Sonlu elemanlar stres analizi metodu uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu katı modellerinin oluşturulması için iki farklı yöntem kullanmak mümkündür(Sancaklı, 2006):

1. MR ve BT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması.

2. Koordinat belirleme cihazları ile elde edilen nokta veya yüzey verilerinden model oluşturulması. Üç boyutlu fiziksel objelerin optik tarama cihazı ile resimlerinin çekilerek bilgisayar ortamına aktarılmasına optik tarama denir. Bu yöntem genellikle CAD programlarıyla oluşturulamayacak kadar karmaşık ve düzensiz parçalar için kullanılır. Tersine mühendislik uygulamalarında da sıkça bu yöntem kullanılmaktadır. Optik tarama için optik tarama cihazları kullanılmaktadır. Optik tarama cihazları iki başlı bir fotoğraf makinesi gibidir. Bir ucunda kamera öteki ucunda da ışık kaynağı bulunur. Tarama işlemlerinde ışık kaynağı objenin üzerine eşit aralıklarla bir kafes oluşturacak şekilde ışık huzmesi gönderir. Her seferinde farklı aralıklarla gönderdiği bu ışığın obje üzerinde yarattığı siyah ve beyaz yüzeyler kamera vasıtasıyla kaydedilir. Kaydedilen bu görüntüler bilgisayara aktarılarak cihazın yazılımı vasıtasıyla üç boyutlu nokta bulutuna dönüştürülür.

Bu aşamada kuvvetler karşısında davranışı incelenecek yapı modellenerek bilgisayara aktarılır. Bu işlem için CAD (computer-aided design) programları kullanılabilir. Model 3 boyutlu olarak elde edildikten sonra küçük ünitelere ayrılır. Bu küçük ünitelere eleman adı verilir. Çözüm bölgesinin geometrik yapısına en uygun eleman seçilir. Elemanların her biri mekanik özellik ve karakter açısından ana yapıyı taklit eder. Bu elemanların tipi ve büyüklüğü gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesini sağlar (Sonugelen, 2002). Eleman sayısı ve tipinin belirlenmesinde incelenen modelin yapısal karakteri, mühendisin tecrübesi ve bilgisayarın kapasitesi belirleyici olmaktadır. Belirlenen elemanlar node adı verilen düğüm noktalarında birleşerek mesh denilen ağ yapıyı oluştururlar (Arat, 2010).

2.8.7.2. Materyal Özellikleri

Materyal özellikleri, stres ve gerinimleri önemli derecede etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, ortotropik, anizotropik olarak modellenebilir. İzotropik materyalde tüm yönlerde özellikler aynıdır bu nedenle iki tane birbirinden bağımsız materyal sabiti bulunmaktadır, anizotropik materyalde ise değişik yönlerde farklı özelliklere sahiptir. Anizotropiklik derecesine bağlı olarak birçok materyal sabiti bulunabilmektedir. Pek çok çalışmada materyalin homojen ve lineer olduğu varsayımından yola çıkılmakta ve Young modülü ve Poisson oranı dikkate alınmaktadır. İlk zamanlardaki sonlu elemanlar çalışmalarında, trabeküler yapıyı belirleme imkanı bulunmadığı için trabeküler kemik ağı yok farz edilmiştir. Bu nedenle, kortikal kemik kabuğunun içinde solid yapılı bir trabeküler kemik bulunduğu varsayılmıştır (Farah ve ark., 1989, Sakaguichi, 1995). Riger ve ark. (1990), sağlıklı bir kemiğin korunabilmesi için belli aralıktaki (1.4 – 1.5 MPa) streslerin gerekliliğine değinmişlerdir.

2.8.7.3. Sınır Koşulları

Çoğu sonlu elemanlar çalışması genellikle çene kemiğinde implantı çevreleyen küçük bir alanı dikkate almıştır (Canay ve ark., 1996, Hobkirk ve Schwab, 1991, Pierrisnard ve ark., 2002, Tada ve ark., 2003). Ancak sonlu elemanlar modellerinin hazırlanması sırasında çene kemiğinin tümüne etki eden kuvvetler olduğu bilinmektedir. Gerçeğe yakın hesaplamalar yapılabilmesi için implanta gelen kuvvetlerin tüm çene kemiği yapısı ele alınarak değerlendirilmesi gerekmektedir. İmplantı gelen kuvvetleri çenenin açıp kapama hareketleri kadar yan hareketlerini de etkilemektedir (Ishigaki ve ark., 2003). Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının zaman zaman gerçekten uzak sonuçlar vermesinin nedenlerinden biri de yaş ve sağlık durumuna bağlı olarak çene kemiğinin farklılık gösterebilmesi ve bu durumun hesaba katılamamasıdır. İleride sonlu elemanlar çalışmalarında kullanılmak üzere geniş bir yelpazede çene kemiği materyal özellikleri belirlenmesi ve hesaplamaların çeşitli durumları dikkate alınarak yapılması van Staden ve arkadaşları (2006) tarafından tavsiye edilmiştir. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının sınırlarını zorlayan bir diğer konu kortikal ve trabeküler kemiklerin ayırt edilmesi ve bunların hesaplamalara

dahil edilmesidir. Gelişmiş bilgisayarlı tomografi görüntüleri ve ileri bilgisayar programları ile bu görüntülerin işlenmesi tekniği sayesinde çok daha gerçeğe yakın üç boyutlu geometrik çeneğe kemiği ve çevre doku modellemeleri yapılabilmektedir (van Staden ve ark., 2006).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı, ODTÜ Biltir Merkezi ve Bias Ltd. Şti.'nde gerçekleştirilmiştir.

Araştırmada, alt çene tam ve kısmi dişsizlik vakalarında diş, implant ve diş-implant destekli hareketli protez uygulamalarında protetik yapılar ve çevre dokulardaki stres, gerinim ve yer değiştirme üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir.

3.1. Protezin Hazırlanması

İnsan kadavrasından seçilen mandibulada, çekim soketleri pembe mum ile kapatılmıştır (Şekil 3.1), mukozayı taklit etmesi için 1 mm. kalınlığında pembe mum mukoza sınırında kemik üzerine kaplanmıştır. 1 mm. mukoza kalınlığı oluşturulan kemikten tam protez yapılmak üzere ölçü alınmıştır. Elde edilen modelde hazırlanan kaide hizasında diş dizim kurallarına uygun olarak dişler dizilerek, akrilik tam protez hazırlanmıştır. Alt protezin kemik üzerindeki uyumu kontrol edilmiştir (Şekil 3.2, 3.3).



Şekil 3.1: Model olarak kullanılan kadavra mandibulası.



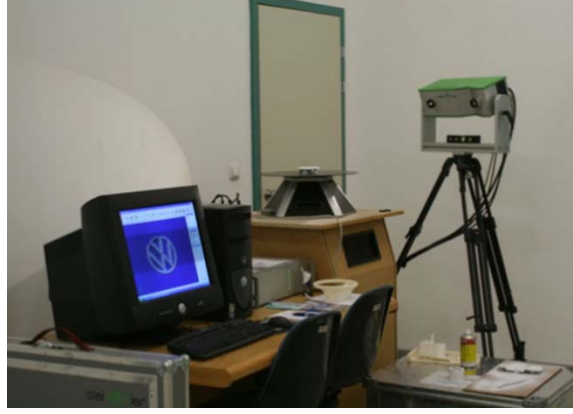
Şekil 3.2: Taranacak alt tam protezin mandibuladaki konumu



Şekil 3.3: Taranacak alt tam protezin mandibuladaki konumu

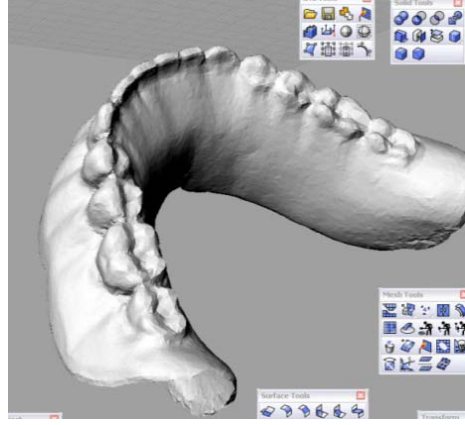
3.2. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Modelin oluşturulmasında; anatomi eğitiminde kullanılan insan kadavrasından alınmış mandibula ve bu mandibula üzerine hazırlanan protez, optik tarayıcı sistem (Comet VZ 250) ile üç boyutlu olarak taranmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: Optik tarama sistemi

Optik olarak taranan modellerin, sonlu elemanlar stres analizi programına aktarılabilmesi için öncelikle üç boyutlu katı (solid) model formatına dönüştürülmesi gereklidir. Bu amaçla optik taramadan elde edilen protezin ve mandibulanın nokta bulutu verileri mid sagital bölgeden bölünmüş, sol bölümün nokta bulutu verilerinin simetriği oluşturularak tam bir model haline getirilmiş ve ağ (mesh) görüntülerine dönüştürülmüştür (Şekil 3.5, 3.6). Model üzerinde incelenmesi düşünülen kortikal ve trabeküler kemik tabakalarının oluşturulabilmesi için, elde edilen model iki ayrı hacme ayrılarak 0.5 mm.'lik ortalama kortikal kemik kalınlığı model üzerinde şekillendirilmiştir. Mandibula ile protez arasında 1mm.'lik boşluk, mukoza olarak tanımlanarak protez mukoza üzerine konumlandırılmıştır. Protezde dişler ve akrilik kaide tek set olarak tanımlanmıştır.



Şekil 3.5: Optik taranan protez



Şekil 3.6: Optik taranan protezin ağ görüntüsü

Astra Tech OsseoSpeed 4mm çapında, 9 mm uzunluğunda implant ve implant üstü tutucu locator parçaları (Zest Anchors) orjinallerinden birebir modellenmiştir (Şekil 3.7). Doğal dişlerin morfolojileri bilgisayarda modellenirken doğal diş anatomik formlarından yararlanılmıştır (Ash ve Nelson, 2010). Kanin diş kökü boyutları 16 mm. kök uzunluğu, 7 mm. bukkolingual mesafe, 5 mm. mesio-distal mesafe olarak tanımlanmıştır. Diş kökünün 2/3'ü, post yuvasına uygun şekilde modellenmiştir (Şekil 3.8, 3.9). Destek olarak dişlerin kullanıldığı modellerde dişlerin kemik içerisindeki kök yüzeylerine 0.25 mikron kalınlığında PDL eklenmiştir.



Şekil 3.7: İmplant ve locator tutucu parçanın modellenmiş hali

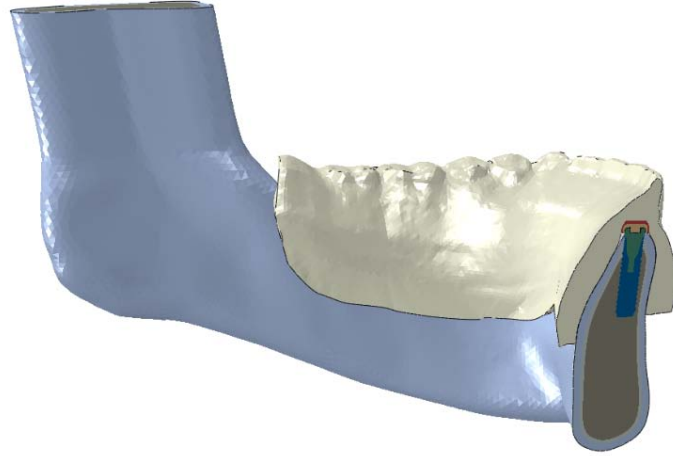


Şekil 3.8: Diş ve locator tutucu parçanın modellenmiş hali

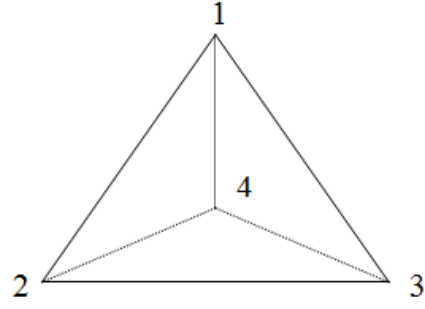
3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi, 3-boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizleri için Abaqus/Standard v.6.11 (Dassault Systemes Simulia Corp., Rising Sun Mills, Providence, RI, ABD) programı kullanılmıştır.

3.2.1. Modellerin Katı Cisme Dönüştürülmesi

Modellerin katı cisme dönüştürülmesi için kapalı hacim oluşturulması gereklidir. Dişler, implantlar ve implant üstü destek yapılarda yüzeyler tamamen kapalı modellendiği için ayrıca bir kapama işlemi gerekmemiştir. Kortikal kemik, trabeküler kemik ve mukozada implant birleşim bölgeleri ve modelin tüm kenarları elemanlarla kapatılarak ilgili sete tanımlanmıştır. Kapalı bir hacim elde edildikten sonra bilgisayara setlerle ilgili elastiklik modülleri ve Poisson oranları girilmiştir. Her set ayrı ayrı katı cisme dönüştürülmüştür (Şekil 3.9). Bu işlemde program kapalı hacmi tetrahedral (4 düğüme sahip piramit) yapılarla doldurmaktadır (Şekil 3.10). Setlerde kullanılan eleman sayısı Tablo 3.1'de verilmiştir.



Şekil 3.9: Katı cisme dönüştürülmüş modelin görünümü



Şekil 3.10: Katı modeldeki kullanılan tetrahedral eleman tipi

Tablo 3.1: Tasarımlarda kullanılan eleman ve düğüm sayısı

	Eleman sayısı	Nod sayısı
Tasarım 1	679694	137661
Tasarım 2	606438	124751
Tasarım 3	787724	157539
Tasarım 4	862480	170823

3.3. Çalışma modelleri

Çalışmada; diş, implant ve diş-implant ile desteklenen alt tam protez, 4 farklı tasarım modeli ile oluşturulmuştur.

1. Tasarım: Sol kanin diş bölgesine, 4 mm. çapında, 9 mm. boyunda bir adet implant kemik seviyesinde yerleştirilmiştir. İmplant üzerine locator parça implant ile bitişik tanımlanarak modellenmiştir. Locator naylon matrisi, locator ile arasında 0.4 sürtünme katsayısı tanımlanarak (Chun ve ark., 2005) protez içinde housing parçayla bütün olarak oluşturulmuştur. Elde edilen sol tarafın

simetriği alınarak, 2 implantla desteklenen hareketli alt tam protezin ve destek yapıların tam modeli oluşturulmuştur.

2. Tasarım: Sol kanin diş bölgesine, diş kemik seviyesinden 1 mm. yüksekte yerleştirilmiş ve diş kökü çevresi PDL tanımlanmıştır. Tutucu parçalar 1. tasarımda modellendiği gibi tanımlanmıştır. Elde edilen sol tarafın simetriği alınarak, 2 dişle desteklenen hareketli alt tam protezin ve destek yapıların tam modeli oluşturulmuştur.

3. Tasarım: Sol kanin diş bölgesine, kemik seviyesinden 1 mm. yüksekte diş yerleştirilmiş ve diş kökü çevresinde PDL tanımlanmıştır. 7 numaralı diş bölgesine 4 mm. çapında, 9 mm. boyunda bir adet implant kemik seviyesinde yerleştirilmiştir. Tutucu parçalar, 1. tasarımda modellendiği gibi tanımlanmıştır. Elde edilen sol tarafın simetriği alınarak, anteriorda 2 diş ve posteriorda 2 implantla desteklenen hareketli alt tam protezin ve destek yapıların tam modeli oluşturulmuştur.

4. Tasarım: Sol kanin diş ve 7 numaralı diş bölgesine, 4 mm. çapında, 9 mm. boyunda implantlar kemik seviyesinde yerleştirilmiştir. Tutucu parçalar 1. tasarımda modellendiği gibi tanımlanmıştır. Elde edilen sol tarafın simetriği alınarak, anteriorda ve posteriorda 4 implantla desteklenen hareketli alt tam protezin ve destek yapıların tam modeli oluşturulmuştur.

3.3.1. Modellerdeki Yapıların Materyal Özelliklerinin Tanımlanması

Modellerde kullanılan yapıların materyallerinin özellikleri PDL haricinde homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. Bunu tanımlamak için kullanılan Poisson oranı ve elastiklik modülü değerleri tablo 3.2'de gösterilmiştir. Belirtilen materyal özellikleri bilgisayar ortamında modellere aktarılmıştır.

Tablo 3.2: Modellerde kullanılan materyal özellikleri

	Elastiklik Modülü (GPa)	Poisson Oranı (ν)	Kaynaklar
Kortikal Kemik	13.7 GPa	0.30	Holmes ve ark., 1994, Meijer ve ark. 1994, Melo ve ark., 1995, Papavasiliou ve ark. 1996, Sertgöz, 1997, Barbier ve ark., 1998 Teixeira, 1998, Akça ve ark., 2002.
Trabeküler Kemik	1.37 GPa	0.30	Holmes ve ark., 1994, Meijer ve ark., 1994, Sertgöz, 1997, Barbier ve ark., 1998.
Dentin	18.6 GPa	0.31	Melo ve ark., 1995, Geng ve ark., 2001, Aykul ve ark., 2002.
Titanyum	115 GPa	0.35	Holmes ve ark., 1994, Teixeira, 1998.
Akrilik	3 GPa	0.35	Tanino ve ark., 2007
Mukoza	0.68 GPa	0.45	Pelizzer ve ark., 2010, Verri ve ark., 2011, Cunha ve ark., 2011
Paslanmaz Çelik	190 GPa	0.31	Barao ve ark., 2008
Naylon rezin	2.4 GPa	0.39	Pelizzer ve ark., 2010, Verri ve ark., 2011

Çalışmada PDL'nin materyal özellikleri, Genna ve ark. (2003) tarafından yapılan çalışmada Stoakers'ın hiperelastik malzeme özelliğini tanımlayan formülü ve buradan alınan parametre değerlerinin Abaqus sonlu elemanlar analiz programında tanımlanarak kullanılmıştır. Bu parametrelere göre PDL izotropik, hiperelastik ve sıkıştırılabilir malzeme özelliğinde varsayılmıştır (Genna ve ark., 2003).

Periodontal ligamentin materyal özellikleri için parametre değerleri:

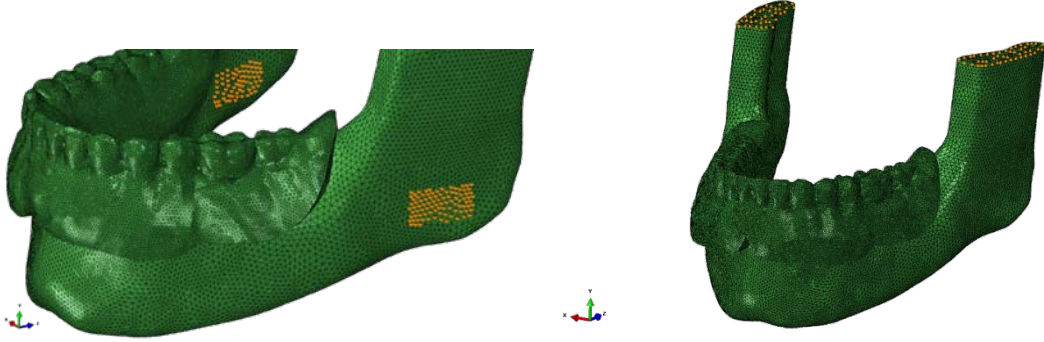
$$\alpha_1 = 7.9804; \quad \alpha_2 = 15.28; \quad \alpha_3 = -5.7$$

$$\mu_1 = 0.08838; \quad \mu_2 = 0.2394; \quad \mu_3 = -0.05693$$

$$v = 0.35$$

3.3.2. Sınır Koşullarının Oluşturulması

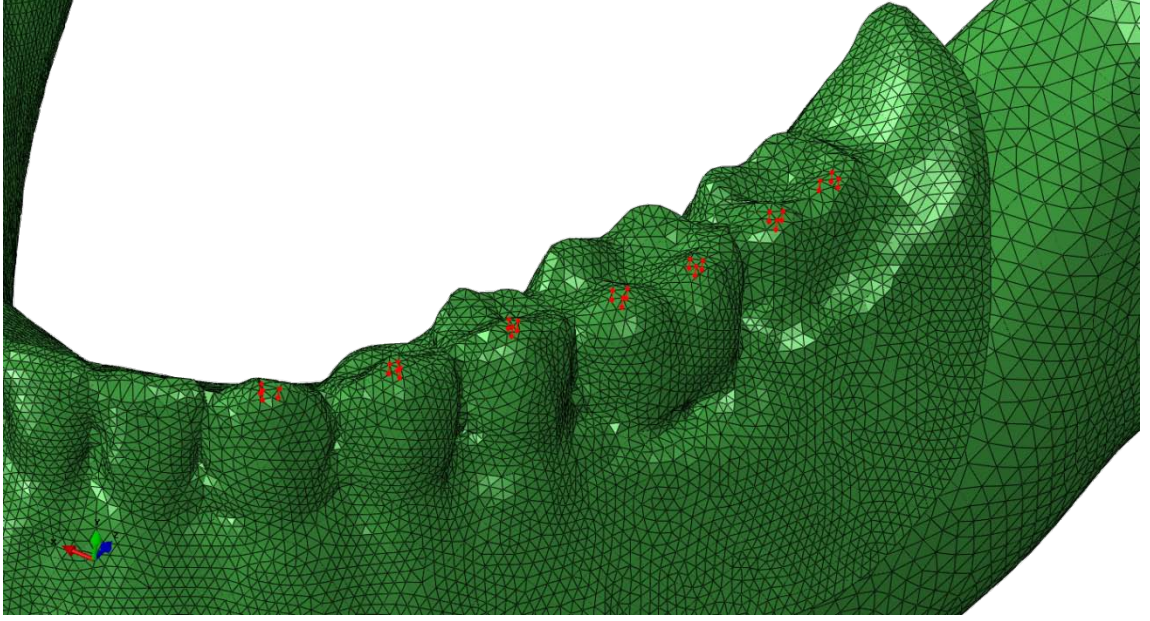
Çalışmamızda masseter ve medial pterygoid kasların bağlantı bölgeleri sabit kabul edilmiş, ramus mandibulanın üst kenarı ise vertikal yönde sabit kabul edilerek sınır koşulları oluşturulmuştur (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: Modellerde sınır koşullarının oluşturulduğu bölgeler

3.3.3. Yükleme Koşullarının Oluşturulması

İmplant destekli hareketli protezlerde ısırma kuvvetinin ortalama 100 N olduğu bildirilmiştir (Haraldson ve ark., 1979, Mericske-Stern,1996, Richter, 1998). Çalışmamızda vertikal yönde toplam 100 N kuvvet, kanin, 1. premolar, 2. premolar, 1. molar ve 2. molar fonksiyonel cusp tepesindeki üçer düğüm noktasına eşit şekilde bölünerek tek taraflı olarak uygulanmıştır (Şekil 3.12).



Şekil 3.12: Kuvvetlerin uygulandığı noktalar

2.4. Sonuçların Değerlendirilmesi

Yüklemeler sonucunda 4 farklı tasarımda vertikal yüklemelerde kemikte, dentinde, periodontal ligamentte, implantta, protezde ve implant ve diş üstü tutucu sistemde; çekme, basma ve von Mises stresleri incelendi. Ayrıca kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerinimler, mukoza ve locatorda oluşan temas basıncı ve kemikte ve protezde oluşan yer değiştirme değerlendirilmiştir. Oluşan stres, gerinim, yer değiştirme ve temas basıncı alanlarının değerlendirilmesi ve tasarımların kendi aralarında kıyaslanabilmesi için, tasarımlarda oluşan en yüksek ve en düşük değerler arasını 12 farklı renkle gösteren bir değer skalası tanımlanmıştır. Bulgular tablo ve grafiklerle değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Araştırmada, 4 farklı tasarımıda vertikal yüklemede; kemikte, dentinde, periodontal ligamentte, implantta, protezde ve implant ve diş üstü tutucu sistemde; çekme, basma ve von Mises stresleri incelenmiştir. Ayrıca kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerinimler, mukoza ve locatorda oluşan temas basıncı, kemikte ve protezde oluşan yer değiştirme değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular, ilgili alanlardaki stresleri gösteren şekiller, tablo ve grafiklerle sunulmuştur.

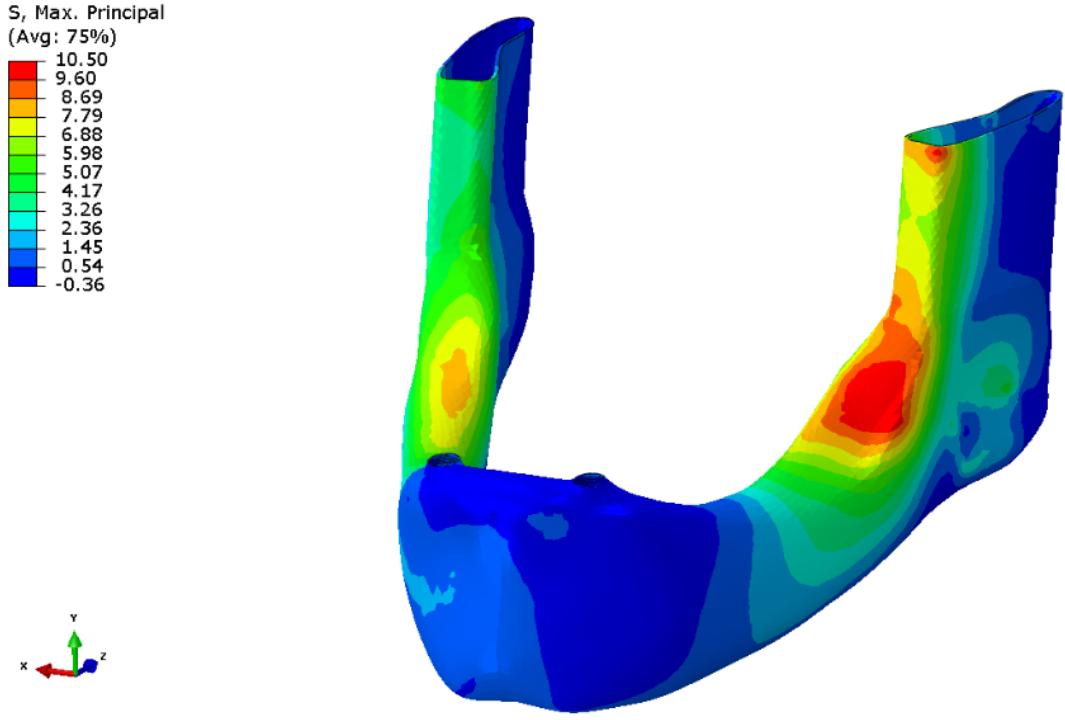
4.1. Kortikal Kemikte Oluşan ekme Streslerinin Değerlendirilmesi

Kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde, en yüksek değerler anterior ve posterior bölgede implantların kullanıldığı 4. tasarımıda yükleme yapılmayan taraf trigonum retromolare bölgesinde oluşmuştur (12.80 MPa). Tüm tasarımlarda, kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri birbirine yakın değerlerdedir. En yüksek çekme stresleri 3. ve 4. tasarımıda, yükleme yapılmayan taraf trigonum retromolare bölgesinde görülürken, 1. ve 2. tasarımıda en yüksek değerler yükleme yapılan taraf trigonum retromolare bölgesinde oluşmuştur.

4.1.1. 1. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan ekme Streslerinin Değerlendirilmesi

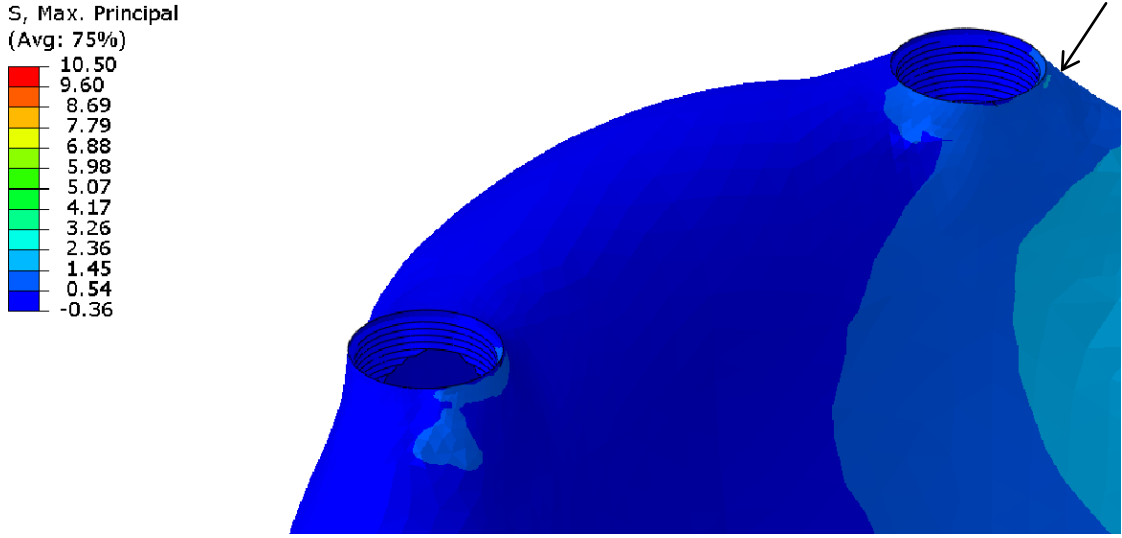
Kortikal kemikte en yüksek çekme stresi, 10.50 MPa değerinde, yükleme yapılan taraf trigonum retromolare bölgesinde ve üst sınır koşullarını oluşturan ramusun processus coronoideus bölgesine yakın n kenarında oluşmuştur.

Yükleme yapılmayan tarafta en yüksek çekme stresleri 7.79 - 8.69 MPa aralığında, kret tepesinde molar bölge hizasında izlenmiştir (şekil 4.1).



Şekil 4.1: 1. tasarımda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

Yükleme yapılan ve yapılmayan taraf kanin bölgesine yerleştirilen implantların soketlerinde oluşan stresler değerlendirildiğinde her iki tarafta da streslerin lingual boyun bölgesinde, yüklemeye yapılmayan taraf implant soketinde 1.45 - 2.36 MPa aralığında oluştuğu görülmüştür. Yüklemeye yapılan taraf implant soketi çevresindeki kortikal kemikte ise 0.54 - 1.45 MPa aralığında çekme stresleri oluşmuştur (Şekil 4.2).

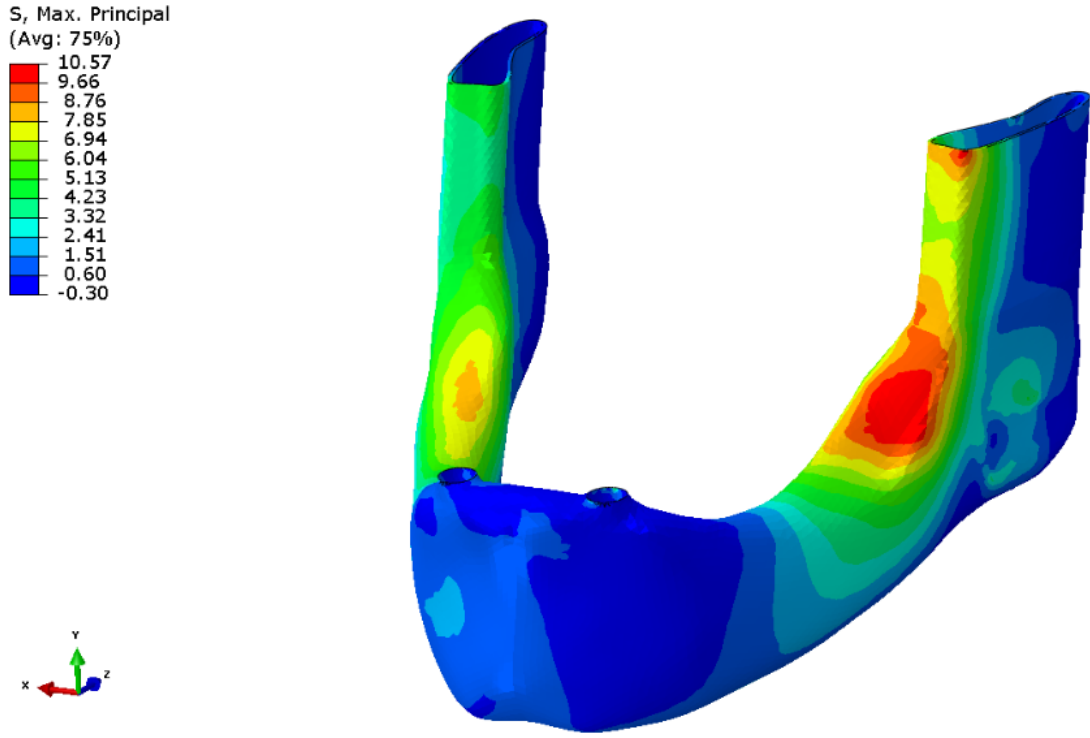


Şekil 4.2: 1. tasarımda implant soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri

4.1.2. 2. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

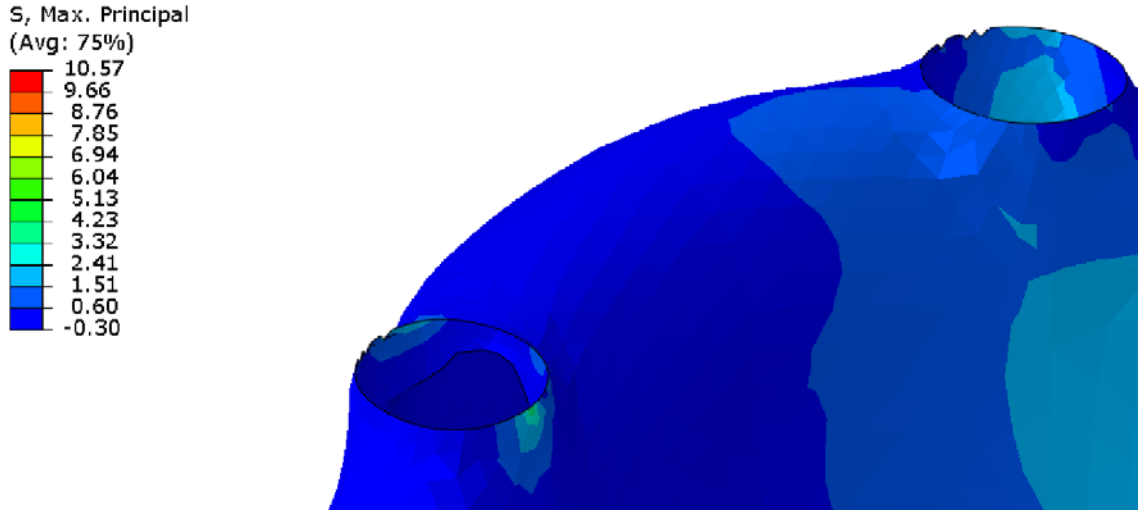
Kortikal kemikte en yüksek çekme stresi, 10.57 MPa değerinde, yükleme yapılan tarafta, trigonum retromolare bölgesinde ve üst sınır koşullarını oluşturan ramusun processus coronoideus bölgesine yakın ön kenarında oluşmuştur.

Yükleme yapılmayan tarafta ise en yüksek çekme stresleri 7.85 - 8.76 MPa aralığında, kret tepesinde molar bölge hizasında oluşmuştur (Şekil 4.3).



Şekil 4.3: 2. tasarımda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

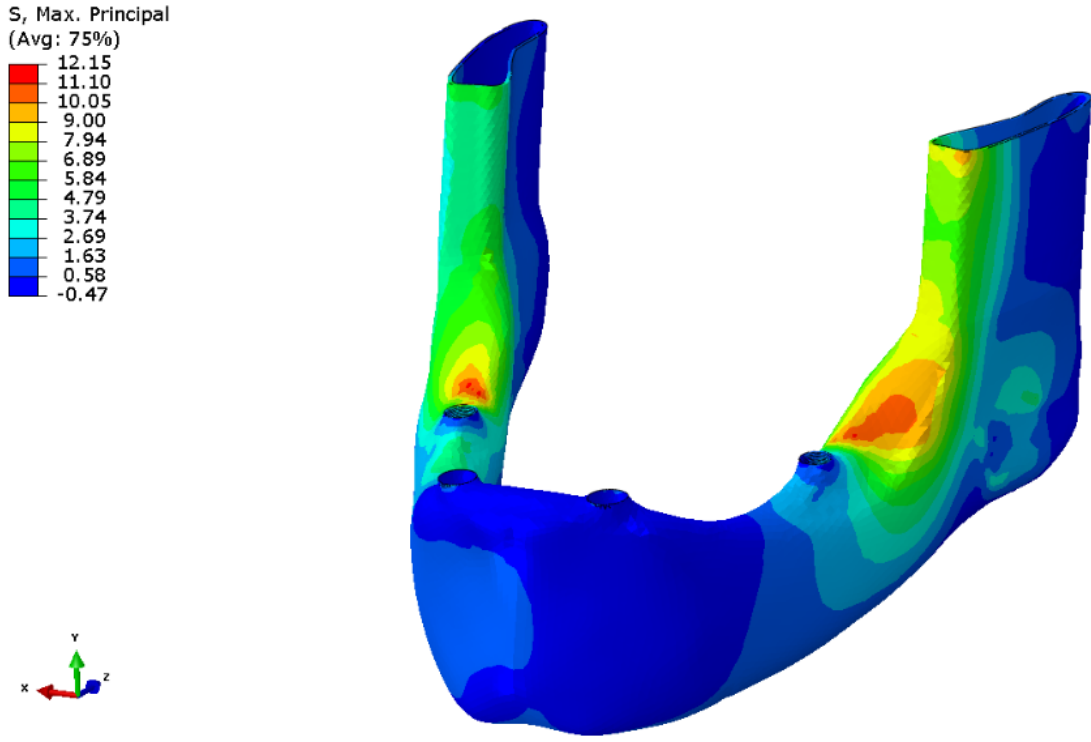
Dişlerin soketinde oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek çekme stresleri 3.32 - 4.23 MPa aralığında, yükleme yapılan taraf diş soketinin lingual boyun bölgesinde görülmektedir. 1. tasarım ile kıyaslandığında trigonum retromolare bölgesinde benzer çekme stresleri oluşurken 2. tasarımda yükleme yapılan taraf diş soketinin lingual boyun bölgesinde oluşan stresler, 1. tasarımda yükleme yapılmayan taraf implant soketinin lingual boyun bölgesinde oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Şekil 4.4).



Şekil 4.4: 2. tasarımda diş soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri

4.1.3. 3. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

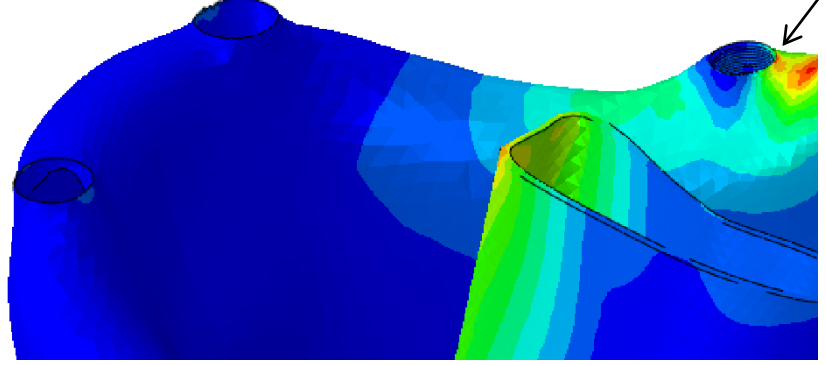
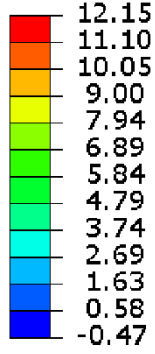
Kortikal kemikte en yüksek çekme stresi, 12.15 MPa değerinde, yükleme yapılan ve yapılmayan taraf trigonum retromolare bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.5).



Şekil 4.5: 3. tasarımda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

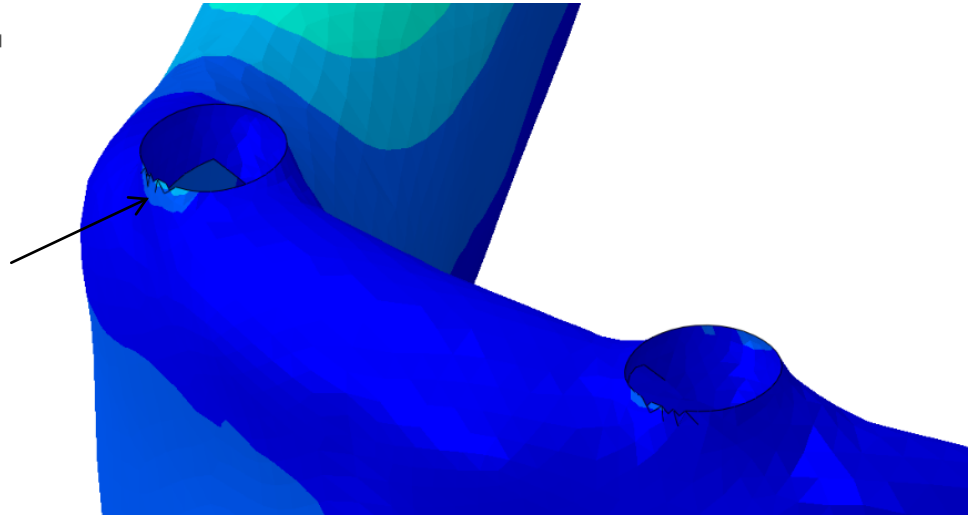
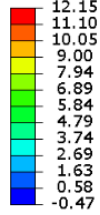
İmplant soketlerinin çevresinde oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek çekme stresleri 10.05 – 11.10 MPa aralığında yükleme yapılmayan taraf implant soketinin distalinde bulunmuştur. Dişlerin soketinde oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde, yükleme yapılmayan taraf diş soketinin labialinde 1.63 - 2.69 MPa aralığında en yüksek çekme stres değerleri bulunmuştur. Posterior implant soketinin çevresinde oluşan çekme stresleri, anteriorda diş çevresinde oluşan çekme streslerinin yaklaşık 4 katıdır (Şekil 4.6, 4.7).

S, Max. Principal
(Avg: 75%)



Şekil 4.6: 3. tasarımda implant soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri

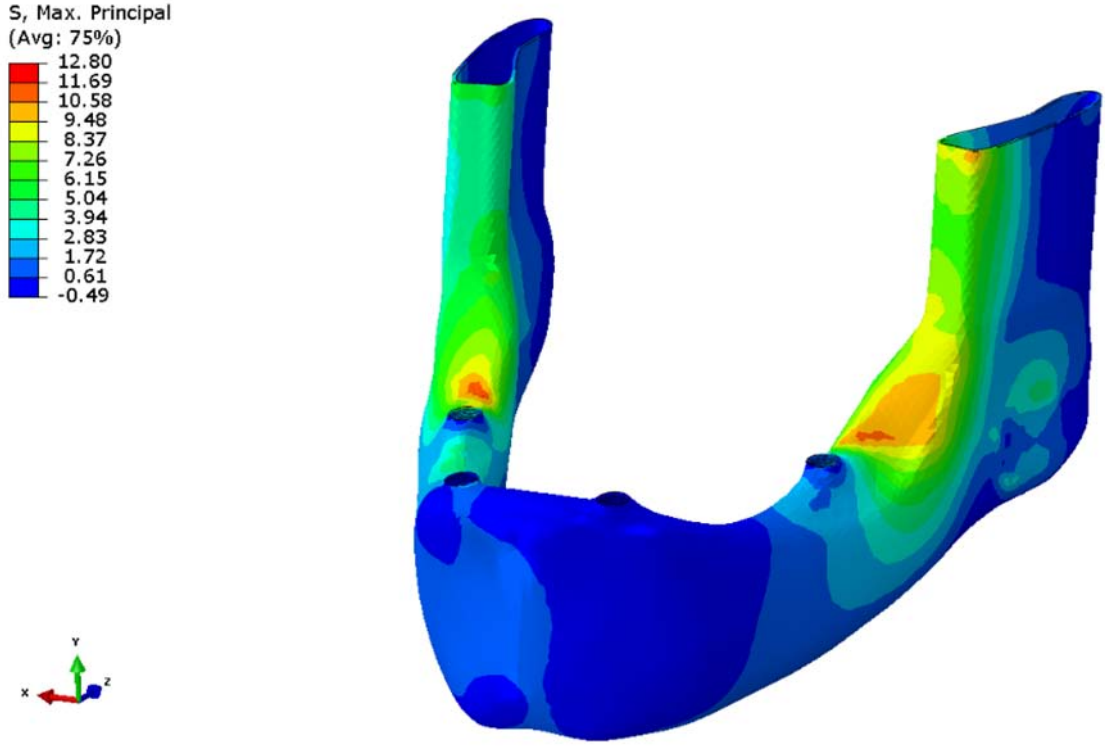
S, Max. Principal
(Avg: 75%)



Şekil 4.7: 3. tasarımda diş soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri

4.1.4. 4. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

Kortikal kemikte en yüksek çekme stresi, 12.80 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf trigonum retromolare bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.8).

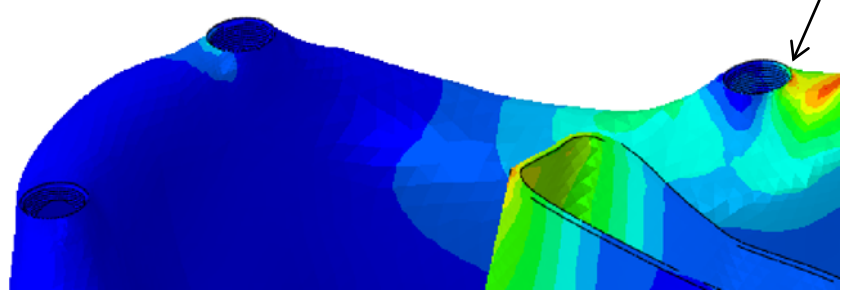
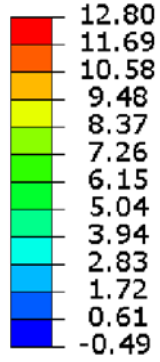


Şekil 4.8: 4. tasarımda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

Yüklemeye yapılmayan taraf posterior implantın soketinin distalinde 10.58 - 11.69 MPa aralığında çekme stresleri oluşmuştur. Bu değer 3. tasarımda aynı bölgedeki implantın soketinde oluşan çekme stres değerleri ile benzerlik göstermektedir.

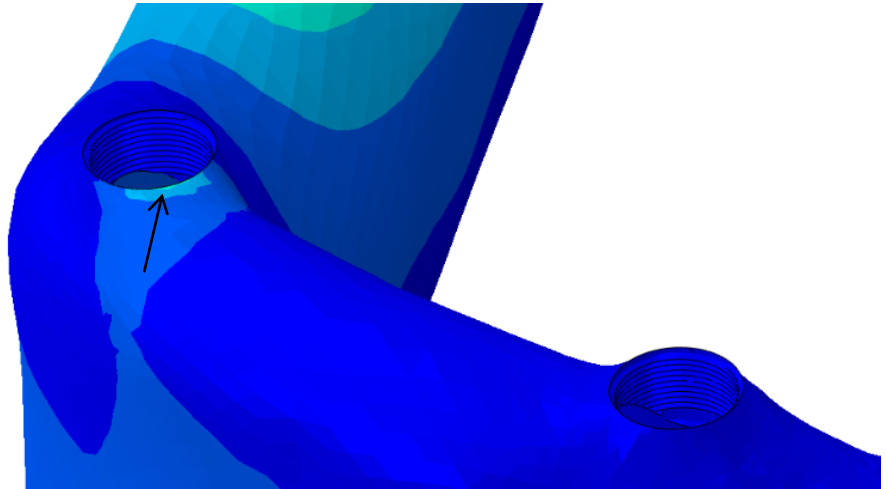
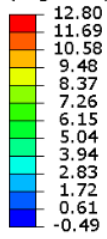
Anterior bölgedeki implantlar değerlendirildiğinde; yüklemeye yapılmayan taraf implant soketinin mesialinde 2.83 - 3.94 MPa aralığında çekme stresleri oluşmuştur. 1. tasarımda aynı bölgede görülen çekme stres değeri 1.45 - 2.36 MPa aralığındadır. (Şekil 4.9, 4.10)

S, Max. Principal
(Avg: 75%)



Şekil 4.9: 4. tasarımda posterior implant soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri

S, Max. Principal
(Avg: 75%)



Şekil 4.10: 4. tasarımda anterior implant soketi çevresinde oluşan en yüksek çekme stresleri

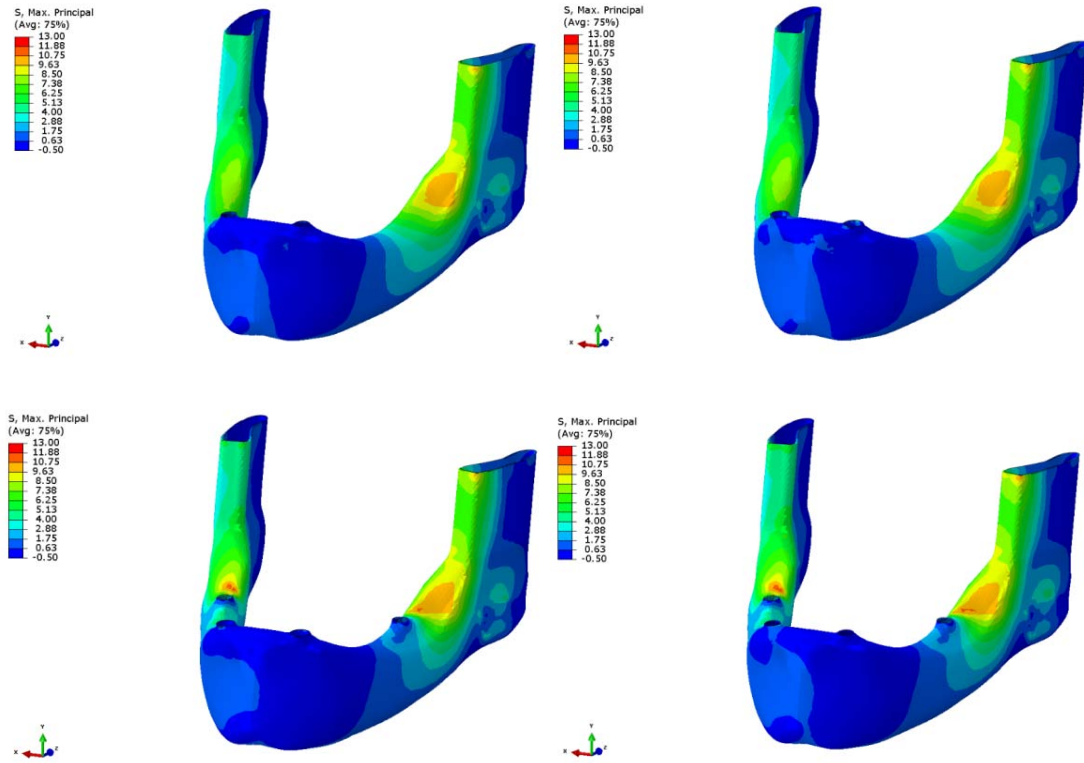
Bütün tasarımlarda implantlar ve dişlerin soketlerinde oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde; en yüksek çekme stres değerleri posteriora implant kullanılan 3. ve 4. tasarımların yükleme yapılmayan taraf posterior

implant soketlerinin distalinde oluşmuştur. Çekme stresleri; 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior implant soketinin distalinde 10.58 - 11.69 MPa aralığında ve 3. tasarımda aynı bölgede 10.05 – 11.10 MPa aralığında oluşmuştur. Posterior implant soketinin çevresinde oluşan çekme stresleri, anteriorda diş çevresinde oluşan çekme streslerinin yaklaşık 3 katıdır.

Tüm tasarımlardaki anterior bölgede bulunan diş ve implant soketlerinin kortikal kemik kısmında oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde sırasıyla 2. tasarımda 4.23 MPa, 4. tasarımda 3.94 MPa, 3. tasarımda 2.69 MPa, 1. tasarımda 2.39 MPa ekme stresleri görülmüştür.

Sonlu elemanlar analizinde sabit skala görüntüleri modellerde değerlendirilmesi planlanan stres, gerinim, yer değiştirme, temas basıncı verilerini tek bir skalada aynı değer aralıklarında çözümleyerek, farklı tasarımların karşılaştırılmasına olanak sağlar. Skalada 0 ile tasarımlarda değişken skalada oluşan en yüksek değer alınarak skala aralığı oluşturulmuştur. Skala aralığı 12 farklı renge bölünerek çözümlenmiştir.

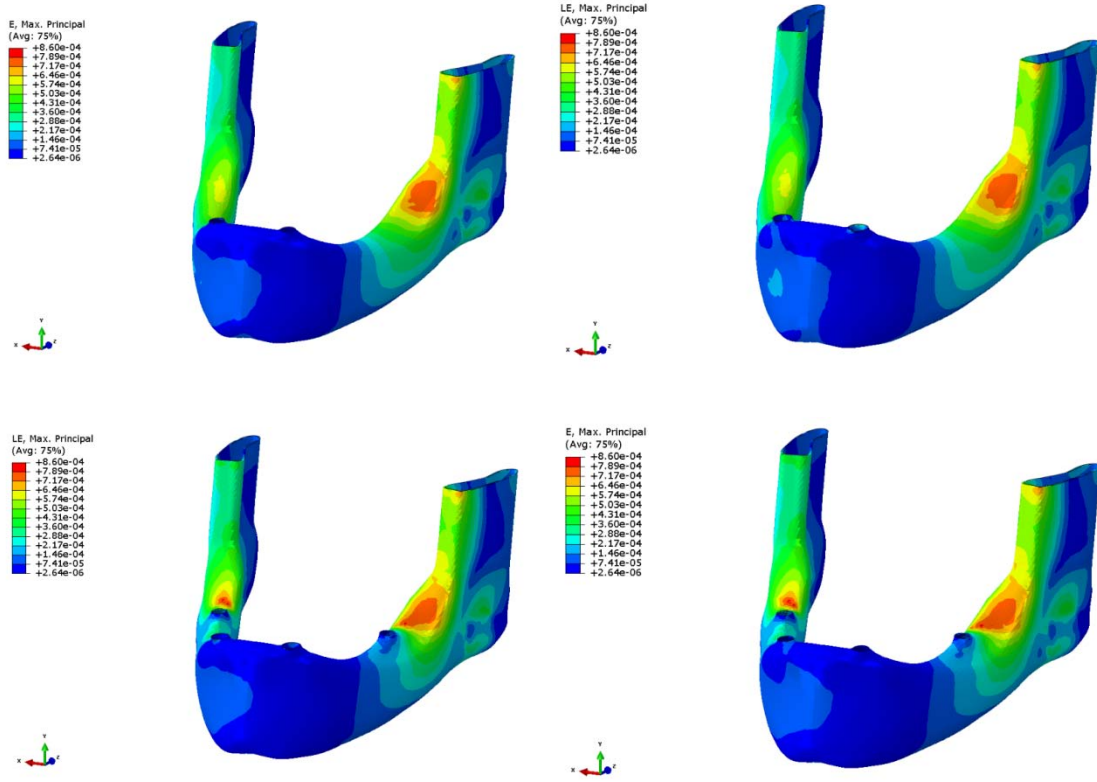
Kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stres değerlerinin sabit skala görüntüleri değerlendirildiğinde ise, en yüksek çekme stresleri 4. tasarımda, en düşük çekme stresleri 1. ve 2. tasarımda oluşmuştur (şekil 4.11, 4.32), (Tablo 4.1).



Şekil 4.11: Tüm tasarımlarda oluşan çekme stresleri

4.2. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Gerinimlerinin Değerlendirilmesi

Kortikal kemikte oluşan çekme gerinimleri, kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ile aynı bölgelerde oluşmuştur. En yüksek çekme gerinimi, 4. ve 3. tasarımda $860 \mu\epsilon$ değerinde trigonum retromolare bölgesinde görülmüştür. 1. ve 2. tasarımda oluşan en yüksek çekme gerinimleri yüklenme yapılan taraf trigonum retromolare bölgesinde $789 \mu\epsilon$ değerindedir (Şekil 4.12).



Şekil 4.12: Tüm tasarımlarda oluşan çekme gerinimleri

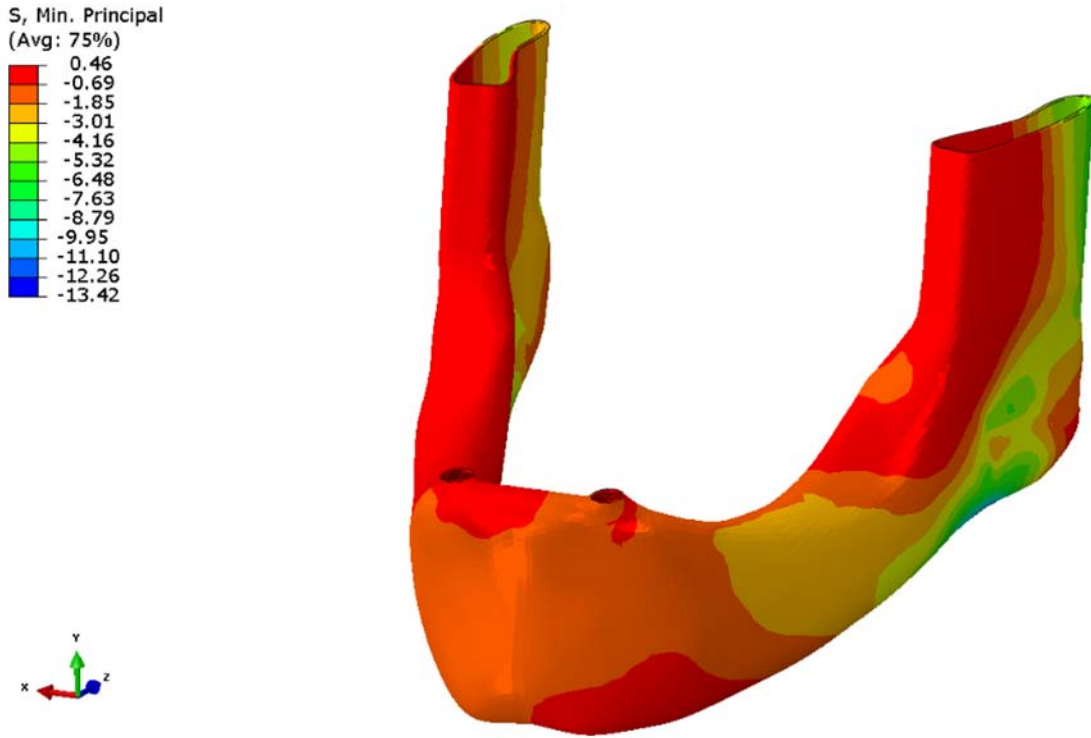
4.3. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde, en yüksek değer anteriorda iki implantın kullanıldığı 1. tasarımda yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur (-12.26 MPa). Tüm tasarımlarda, kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresleri birbirine yakın değerlerde ve yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur. Bütün tasarımlarda kortikal kemiğin kret tepesinin molar ve premolar bölgesinin bukkalinde yükleme yapılan tarafta yaygın basma stresleri oluşmuştur.

4.3.1. 1. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

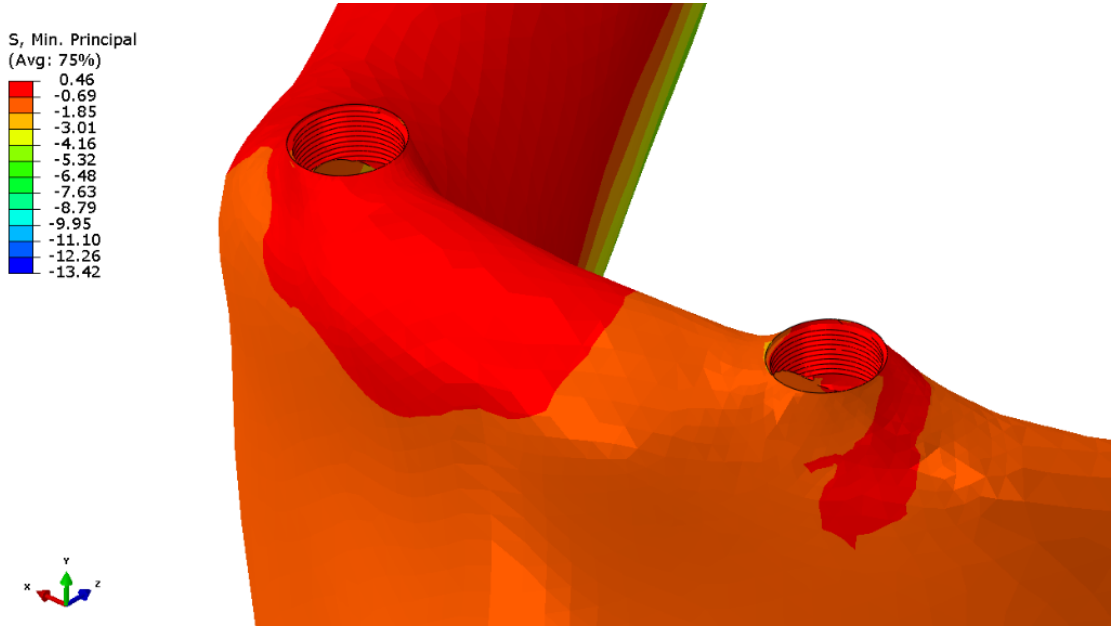
Kortikal kemikte en yüksek basma stresi; -12,26 MPa değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

Kortikal kemiğin kret bölgesinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğine, en yüksek basma stresleri (-1.85) - (-3.01) MPa aralığında, yükleme yapılan taraf kret tepesinde molar ve premolar bölgenin bukkal tarafında oluşmuştur (Şekil 4.13).



Şekil 4.13: 1. tasarımda kortikal kemikte oluşan basma stresleri

İmplant soketinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde yükleme yapılan taraftaki implant soketinde (-1.85) - (-3.01) MPa aralığında basma stresleri oluşmuştur (Şekil 4.14) .

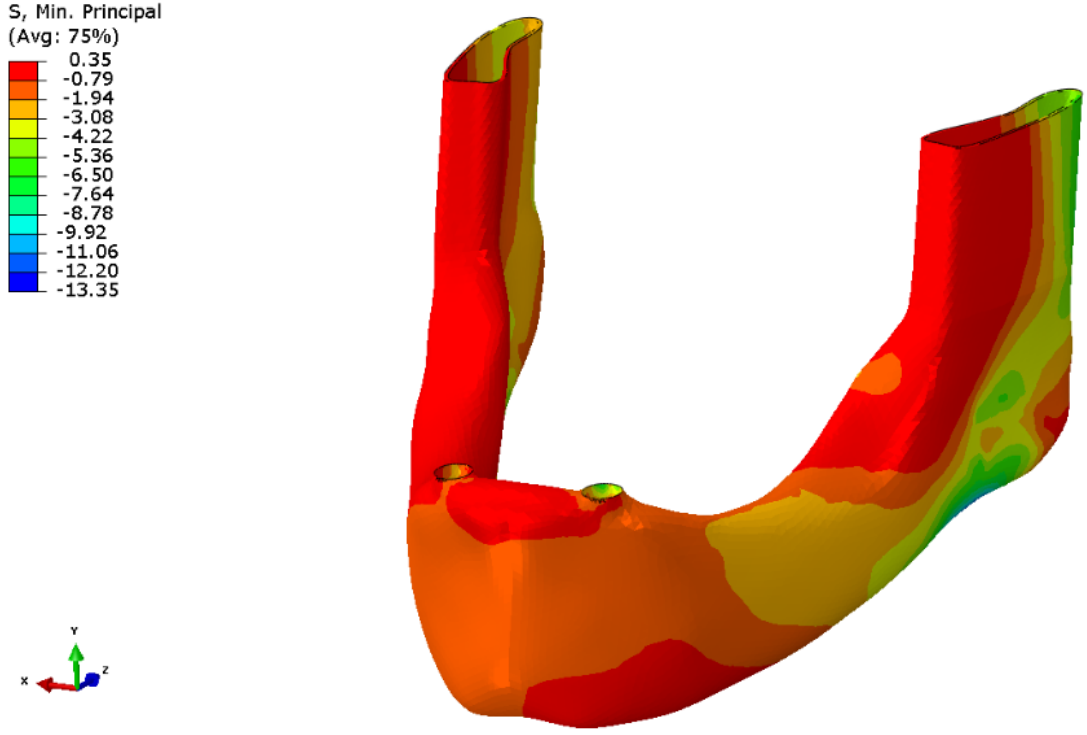


Şekil 4.14: 1. tasarımda implant soketi etrafındaki kortikal kemikte oluşan basma stresi

4.3.2. 2. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

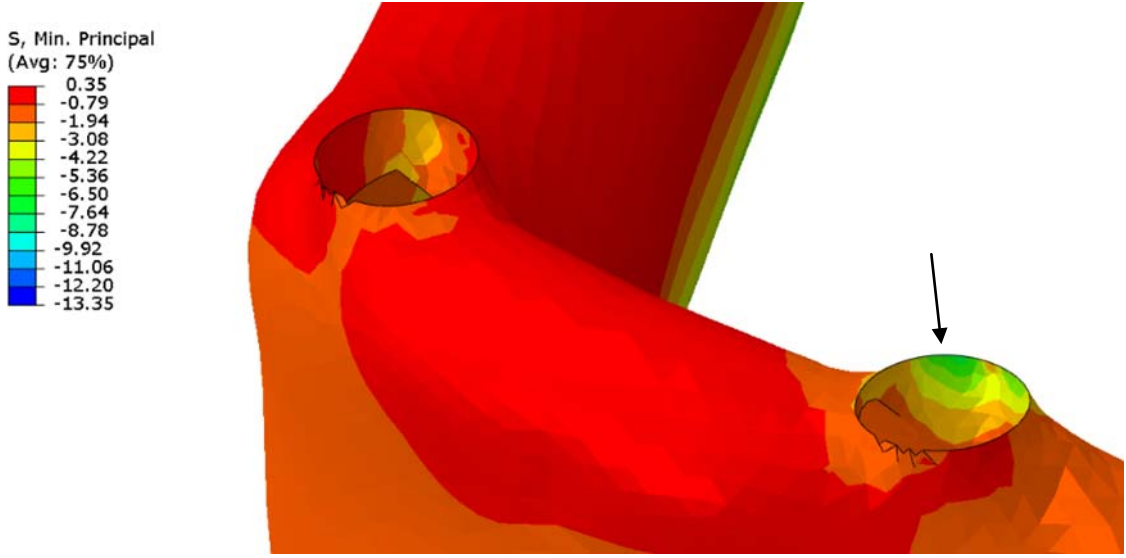
Kortikal kemikte en yüksek basma stresi -13.35 MPa değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

Kortikal kemiğin kret bölgesinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğine, en yüksek basma stresleri (-1.94) - (-3.08) MPa aralığında, yükleme yapılan taraf kret tepesinde molar ve premolar bölgenin bukkal tarafında oluşmuştur (Şekil 4.15).



Şekil 4.15: 2. tasarımda kortikal kemikte oluşan basma stresleri

Diş soketinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde yükleme yapılan taraftaki dişin soketinin lingualinde (-5.36) - (-6.50) MPa aralığında basma stresleri oluşmuştur. Kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri 1. tasarım ve 2. tasarımda benzer yayılım göstermiştir. Diş ve implant soketinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde; diş soketinde oluşan stresler, implant soketinde oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Şekil 4.16).

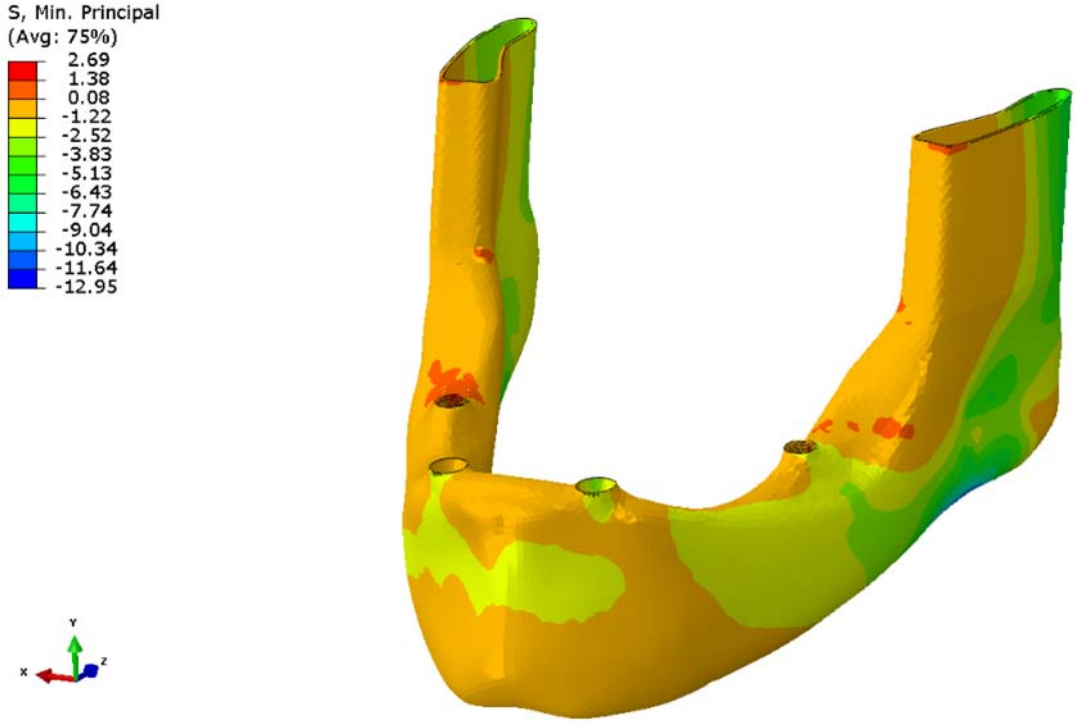


Şekil 4.16: 2. tasarımda diş soketi etrafındaki kortikal kemikte oluşan basma stresleri

4.3.3. 3. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

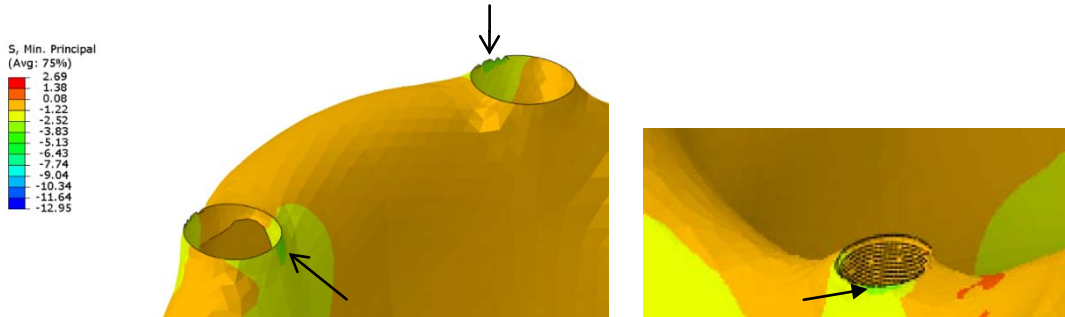
Kortikal kemikte en yüksek basma stresi -12.95 MPa değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

Kortikal kemiğin kret bölgesinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek basma stresleri (-1.25) - (-2.52) MPa aralığında, yükleme yapılan taraf kret tepesinde molar ve premolar bölgenin bukkal tarafında oluşmuştur (Şekil 4.17).



Şekil 4.17: 3. tasarımda kortikal kemikte oluşan basma stresleri

Diş ve implant soketlerinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek stresler; yükleme yapılan taraftaki diş soketinin lingualinde, yükleme yapılmayan taraftaki diş soketinin bukkalinde ve yükleme yapılan taraftaki implant soketinin bukkalinde (-2.52) - (-3.83) MPa aralığında oluşmuştur (Şekil 4.18).



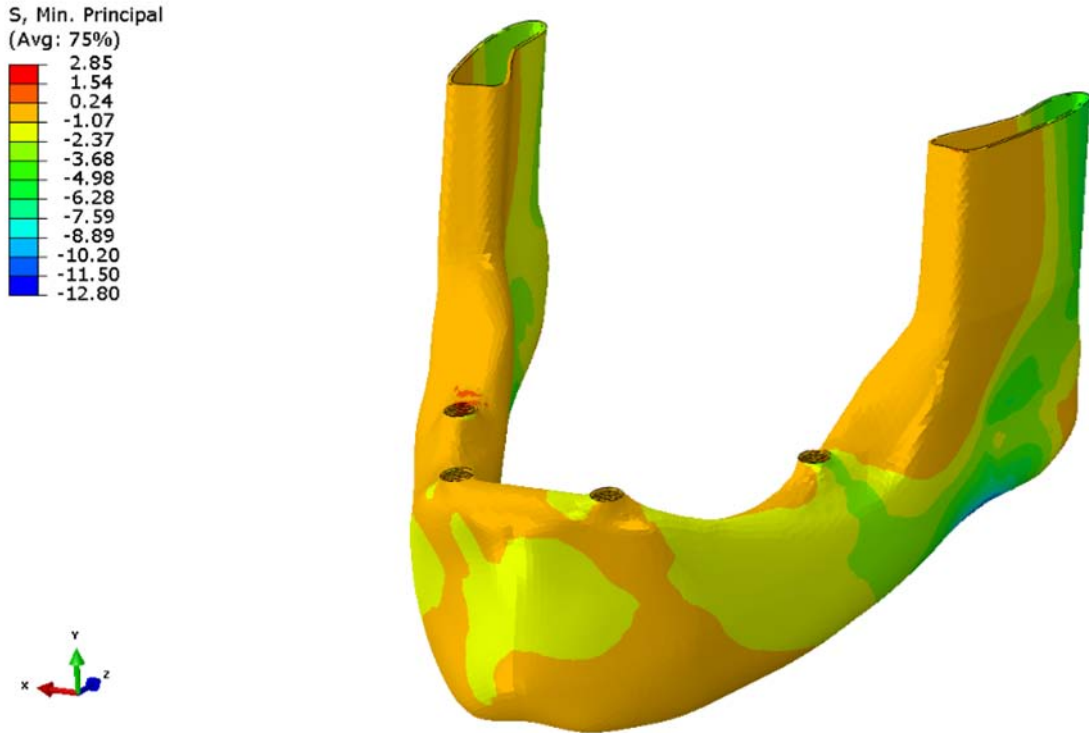
Şekil 4.18: 3. tasarımda diş ve implant soketlerinin çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri

İmplant ve diş soketlerinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde; 3. tasarımda oluşan stresler 1. ve 2. tasarıma göre daha düşük değerler göstermiştir. 3. tasarımda yükleme yapılan taraf kret tepesinde molar ve premolar bölgenin bukkalinde oluşan stresler 1. ve 2. tasarımda da oluşmuştur.

4.3.4. 4. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

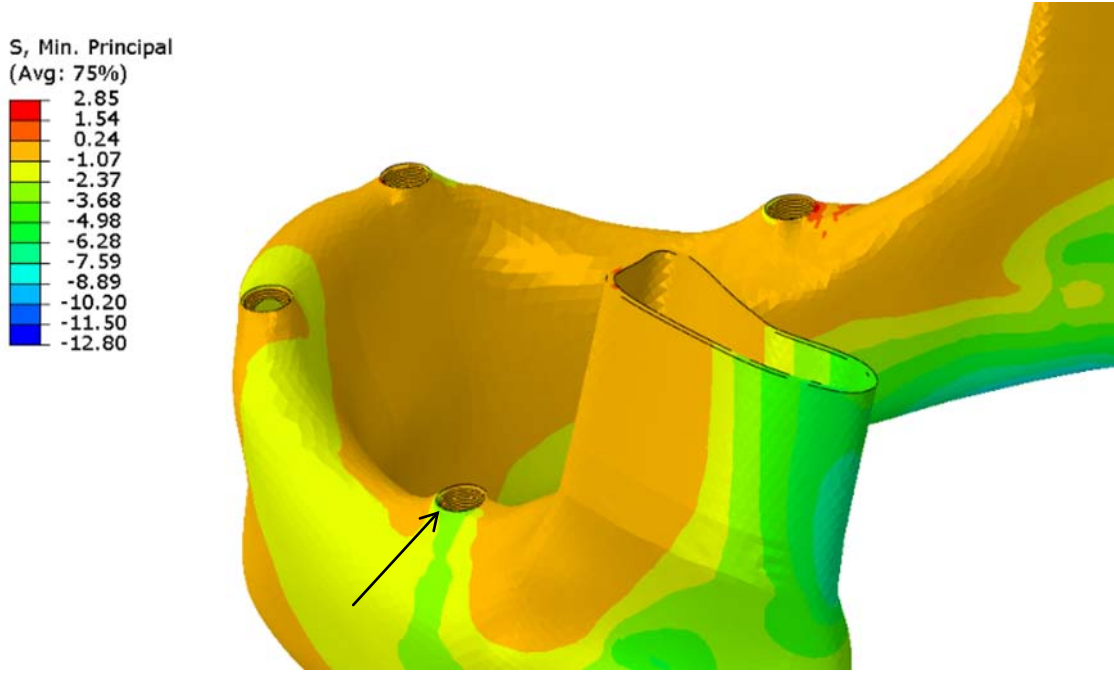
Kortikal kemikte en yüksek basma stresi, -12.80 MPa değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

Kortikal kemiğin kret bölgesinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek basma stres değeri (-1.07) - (-2.37) MPa aralığında, yükleme yapılan taraf kret tepesinde molar ve premolar bölgenin bukkal tarafında oluşmuştur (Şekil 4.19).



Şekil 4.19: 4. tasarımda kortikal kemikte oluşan basma stresleri

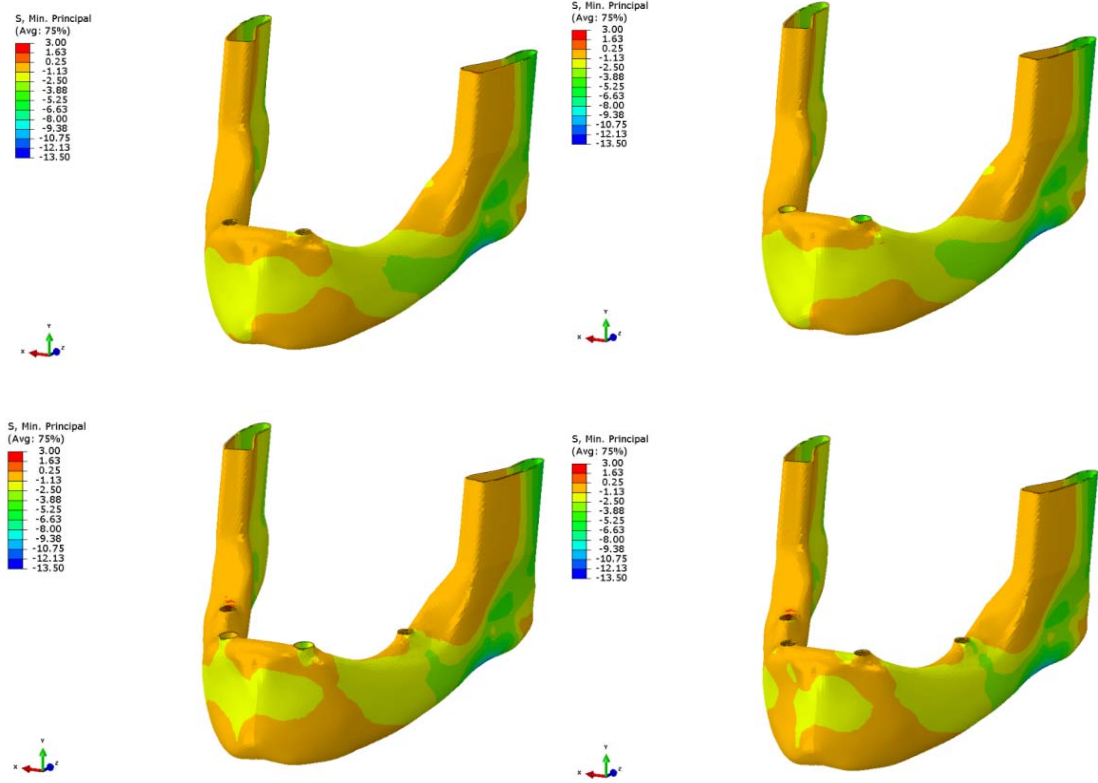
Diş ve implant soketlerinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek stresler; yükleme yapılan taraf posterior implant soketinin bukkalinde (-2.37) - (-3.68) MPa aralığında oluşmuştur. 4. tasarımda yükleme yapılan taraf posterior implant soketinde oluşan basma stres değerleri 3. tasarımda aynı bölgede oluşan değerlerle yakın değerler göstermiştir (Şekil 4.20).



Şekil 4.20: 4. tasarımda posterior implant soketinin çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresleri

Bütün tasarımlarda implantlar ve dişlerin soketlerinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stres değerlerinin, sırasıyla 2. tasarımda yükleme yapılan taraf diş soketinin linguailinde -6.50 MPa, 3. tasarımda posterior implant ve anteriordaki diş soketi çevresinde -3.83 MPa, 4. tasarımda posterior implant soketi çevresinde -3.68 MPa, 1. tasarımda implant soketi çevresinde -3.01 MPa, 4. tasarımda anterior implant çevresinde -2.37 MPa değerinde olduğu görülmüştür.

Kortikal kemikte oluşan en yüksek basma streslerinin sabit skala ile değerlendirilmesinde, en yüksek basma stres değerleri 1. tasarımda oluşmuştur (Tablo 4.1), (Grafik 4.1). İmplant ve diş soketlerinde oluşan basma streslerinin dağılımı incelendiğinde iki desteğin kullanıldığı 1. ve 2. tasarımlarda diş ve implant soketlerinde daha fazla basma streslerinin olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.21).

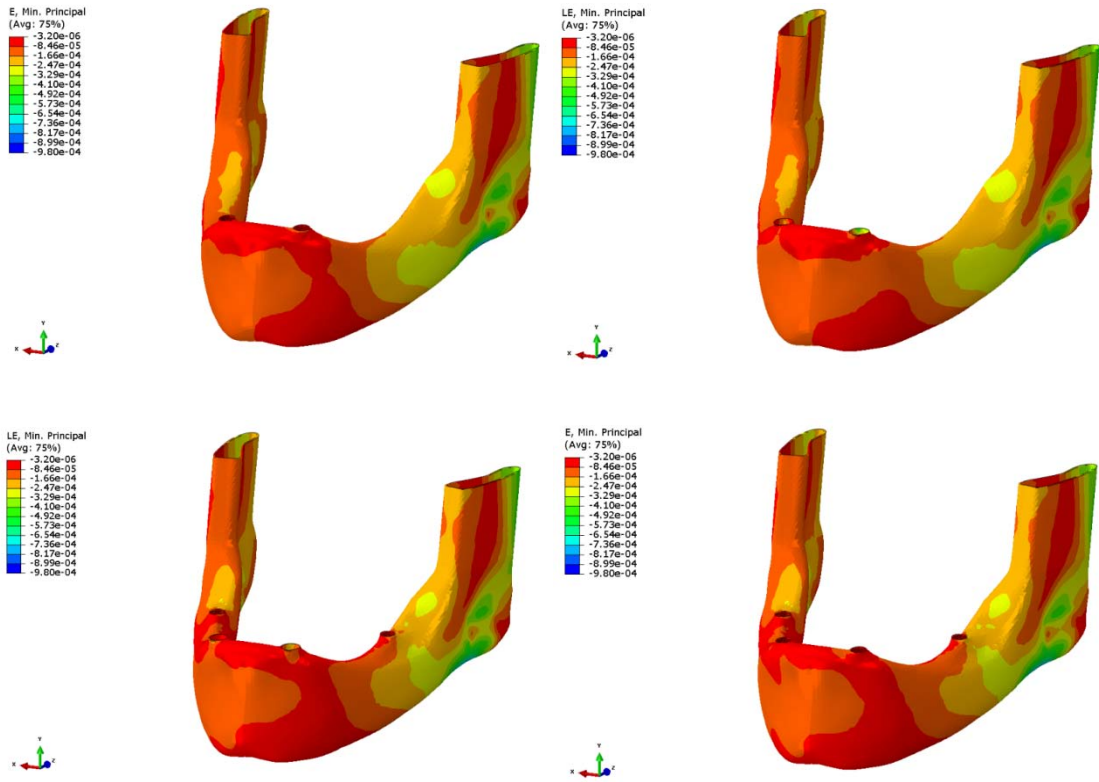


Şekil 4.21: Tüm tasarımlarda kortikal kemikte oluşan basma stresleri

4.4. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Gerinimlerinin Değerlendirilmesi

Kortikal kemikte oluşan basma gerinim değerleri değerlendirildiğinde, en yüksek değer anteriorda iki implantın kullanıldığı 1. tasarımda yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda $-980 \mu\epsilon$ değerinde oluşmuştur.

Tüm tasarımlarda, kortikal kemikte oluşan en yüksek basma gerinimleri birbirine yakın değerlerde ve yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur. 1. ve 2. tasarımlarda yükleme yapılan taraf kortikal kemiğin kret tepesinin molar ve premolar bölgesinin bukkalinde ve trigonum retromolare bölgesinde $(-247) - (-329) \mu\epsilon$ aralığında yaygın basma stresleri oluşmuştur. Posteriora implant yerleştirilen 3. ve 4. tasarımlarda, 1. ve 2. tasarımlarda görülen yükleme yapılan taraf kret tepesinin premolar ve molar bölgesinin bukkalinde oluşan basma gerinimleri azalmıştır. 3. ve 4. tasarımlarda kortikal kemiğin trigonum retromolare bölgesinde ve kretin posterior implantların bulunduğu 7 numaralı diş hizasının bukkal kortikal kemiğinde $(-329) - (-247) \mu\epsilon$ aralığında yaygın basma stresleri oluşmuştur (Şekil 4.22).



Şekil 4.22: Tüm tasarımlarda kortikal kemikte oluşan basma gerinimi

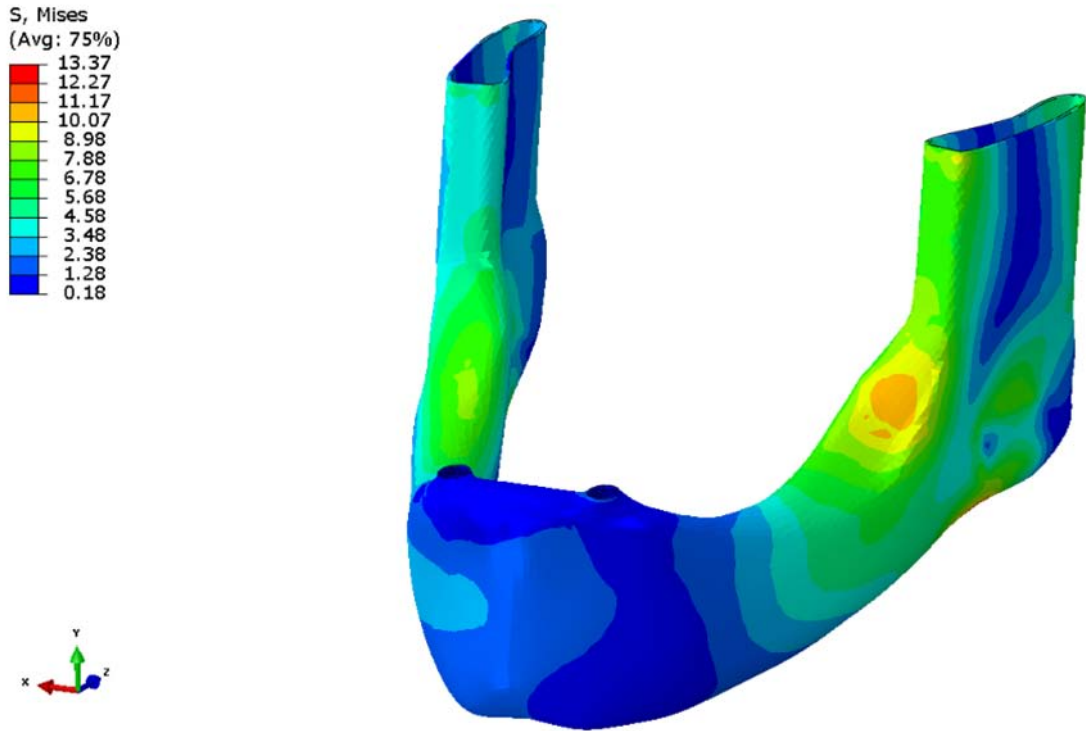
4.5. Kortikal Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek değer anteriorda iki implantın kullanıldığı 1. tasarımda yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur (13.37 MPa). Tüm tasarımlarda, kortikal kemikte oluşan en yüksek von Mises stresleri birbirine yakın değerlerde ve yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur. Bütün tasarımlarda yükleme yapılan taraf trigonum retromolare bölgesinde yaygın von Mises stresleri oluşmuştur.

4.5.1. 1. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

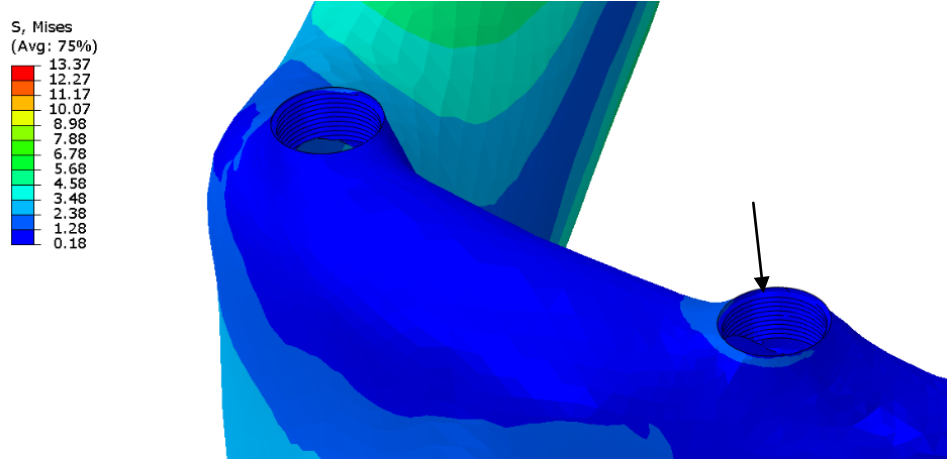
Kortikal kemikte görülen en yüksek von Mises stresi, 13.37 MPa değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

Yükleme yapılan taraf trigonum retromolare bölgesinde 10.07 - 11.17 MPa aralığında, yükleme yapılmayan taraf kret tepesinde molar bölge hizasında 7.88 - 8.98 MPa aralığında yaygın von Mises stresleri oluşmuştur (Şekil 4.23).



Şekil 4.23: 1. tasarımda kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri

İmplant soketinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde yükleme yapılan taraf implant soketinde 1.28 – 2.38 MPa aralığında von Mises stresleri oluşmuştur (Şekil 4.24).

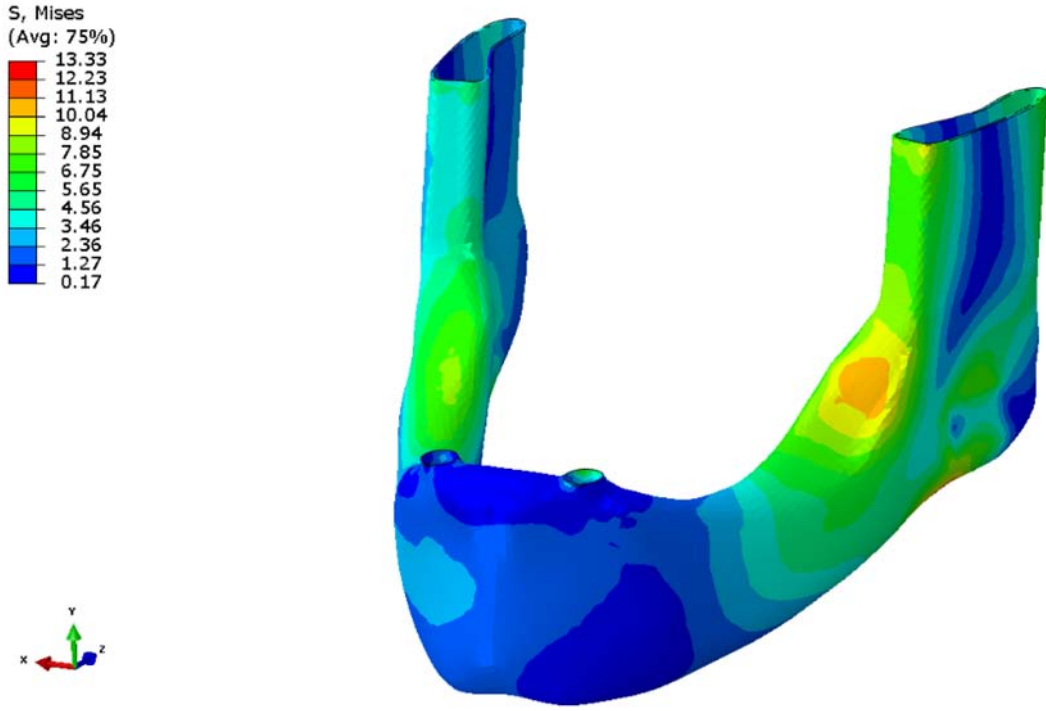


Şekil 4.24: 1. tasarımda implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri

4.5.2. 2. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

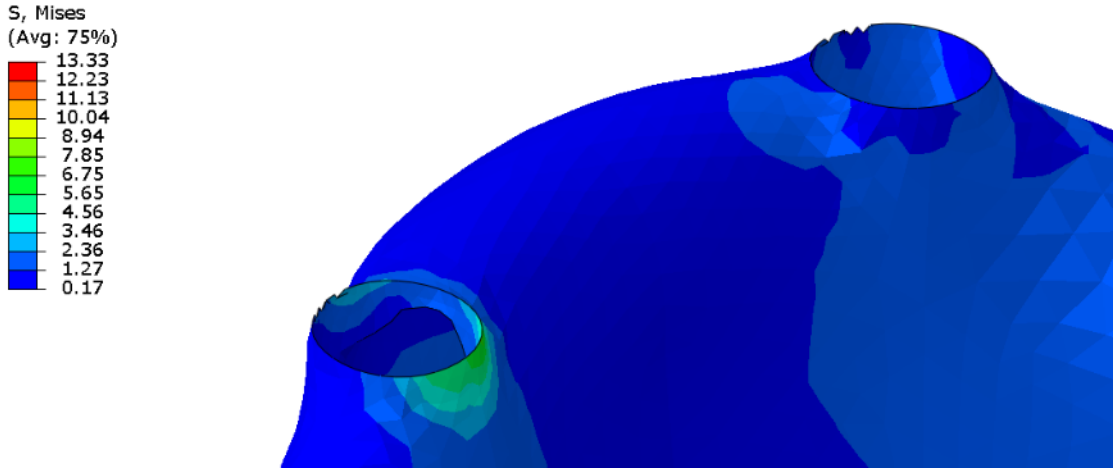
Kortikal kemikte görülen en yüksek von Mises stresi, 13.33 MPa değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

Yükleme yapılan taraf trigonum retromolare bölgesinde 10.04 - 11.13 MPa aralığında, yükleme yapılmayan taraf kret tepesinde molar bölge hizasında 8.94 - 10.04 MPa aralığında yaygın von Mises stres değerleri oluşmuştur (Şekil 4.25).



Şekil 4.25: 2. tasarımda kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri

Diş soketinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde, yükleme yapılan taraftaki diş soketinde 5.75 – 6.75 MPa aralığında von Mises stresleri oluşmuştur. Yükleme yapılan taraf diş soketinde oluşan von Mises stresleri yükleme yapılmayan taraf implant soketinde oluşan streslerin yaklaşık 2.5 katıdır (Şekil 4.26).

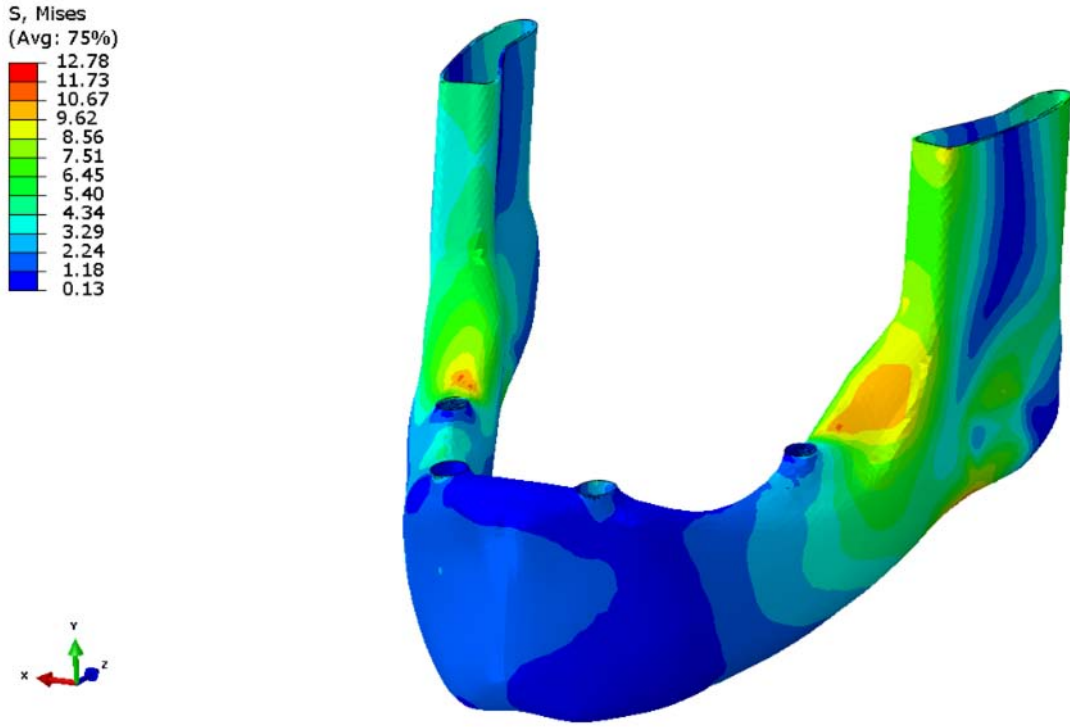


Şekil 4.26: 2. tasarımda diş soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri

4.5.3. 3. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Kortikal kemikte görülen en yüksek von Mises stresi, 12.78 MPa değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

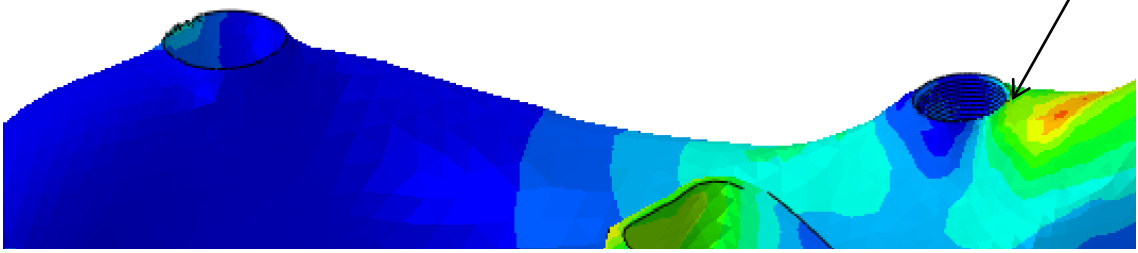
Yükleme yapılan ve yapılmayan taraf kortikal kemiğin trigonum retromolare bölgesinde 10.67 - 11.73 MPa aralığında von Mises stres değerleri görülmüştür (Şekil 4.27).



Şekil 4.27: 3. tasarımda kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri

Diş ve implant soketlerinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek streslerin yükleme yapılmayan taraf posterior implant soketinin distalinde 7.51 - 8.56 MPa aralığında olduğu izlenmiştir.

Yükleme yapılan taraf diş soketinin lingualinde ve yükleme yapılmayan taraf diş soketinin bukkalinde 3.29 - 4.34 MPa aralığında von Mises stresleri oluşmuştur. 3. tasarımda posterior implant soketinin çevresinde oluşan von Mises stresleri, diş soketi etrafında oluşan streslerinin yaklaşık 2 katıdır (Şekil 4.28).

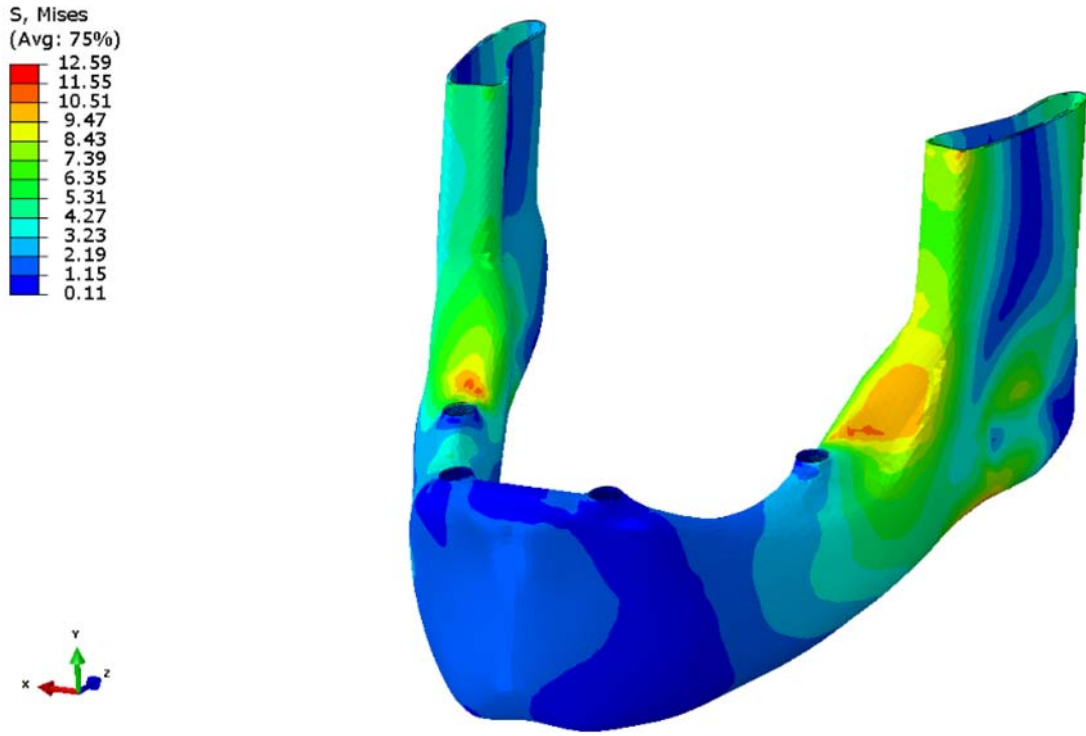


Şekil 4.28: 3. tasarımda implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri

4.5.4. 4. Tasarımda Kortikal Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

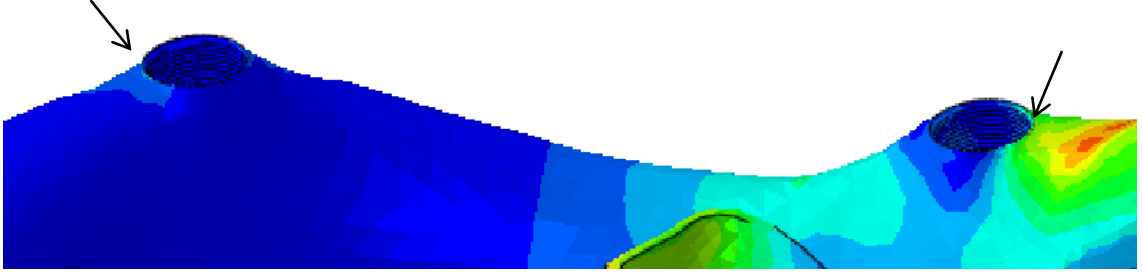
Kortikal kemikte görülen en yüksek von Mises stresi, 12.59 MPa değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

Yükleme yapılan ve yapılmayan taraf kortikal kemiğin trigonum retromolare bölgesinde 10,51 - 11,55 MPa aralığında von Mises stres değerleri görülmüştür (Şekil 4.29).



Şekil 4.29: 4. tasarımda kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri

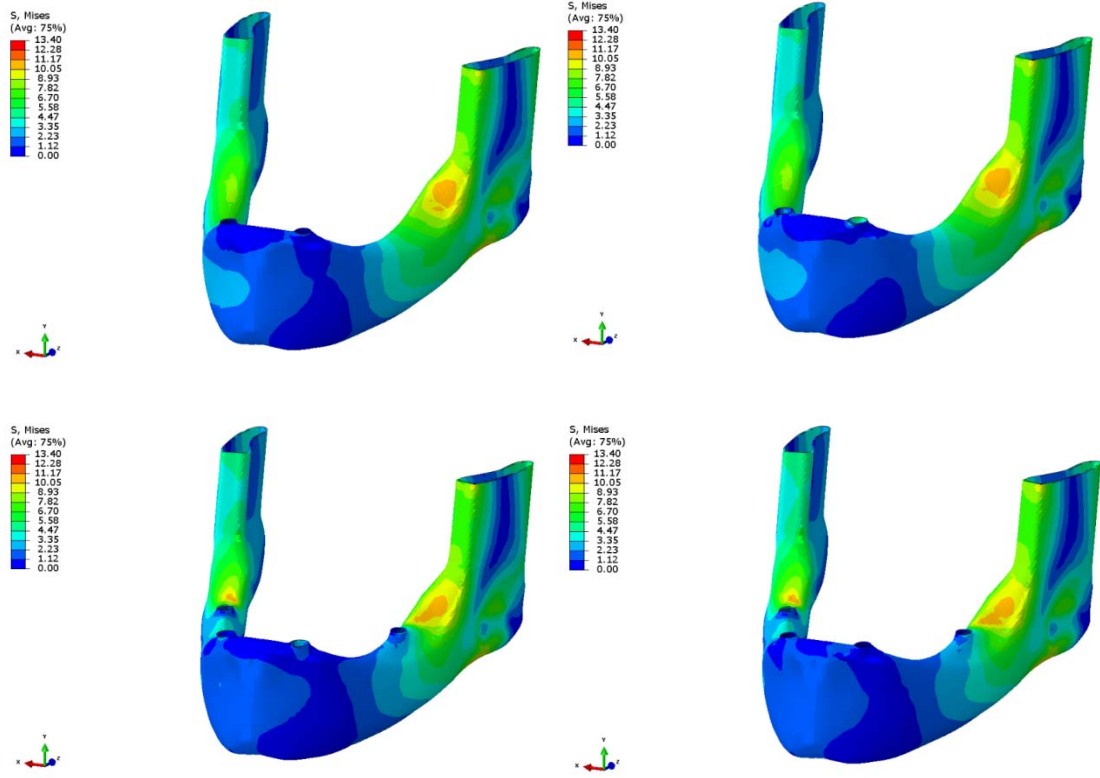
İmplant soketlerinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek streslerin yüklemeye yapılmayan taraf posterior implant soketinin distalinde 7.39 - 8.43 MPa aralığında oluştuğu izlenmiştir. Yüklemeye yapılmayan taraf anterior implant soketinin mesialinde 2.23 - 3.23 MPa aralığında von Mises stresleri oluşmuştur. 4. tasarımda posterior implant soketinin çevresinde oluşan von Mises stresleri, anterior implant soketi etrafında oluşan streslerinin yaklaşık 2.6 katıdır (Şekil 4.30).



Şekil 4.30: 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf implant soketleri çevresindeki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri

Bütün tasarımlarda kortikal kemikte implant ve diş soketlerinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek değerler 3. ve 4. tasarımlarda yükleme yapılmayan taraf implant soketinin distalinde oluşmuştur. Tüm tasarımlardaki anterior bölgede bulunan diş ve implant soketlerinin kortikal kemik kısmında oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde sırasıyla; 2. tasarımda 6.75 MPa, 3. tasarımda 4.34 MPa, 4. tasarımda 3.23 MPa, 1. tasarımda 2.38 MPa von Mises stresleri görülmüştür. 3. ve 4. tasarımlar karşılaştırıldığında posterior implant soketlerinde oluşan von Mises stresleri birbirine yakın değerler göstermiştir. 1. ve 2. tasarımlar karşılaştırıldığında diş soketinde oluşan von Mises stresleri implant soketinde oluşan streslerin yaklaşık 2.8 katı kadardır.

Kortikal kemikte oluşan en yüksek von Mises streslerinin sabit skala ile değerlendirilmesinde, en yüksek basma stres değerleri 1. tasarımda oluşmuştur (Tablo 4.1), (Grafik 4.1). İmplant ve diş soketlerinde oluşan von Mises streslerinin dağılımı incelendiğinde 3. ve 4. tasarımlarda posterior implant soketinin distalinde daha fazla von Mises streslerinin olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.31).

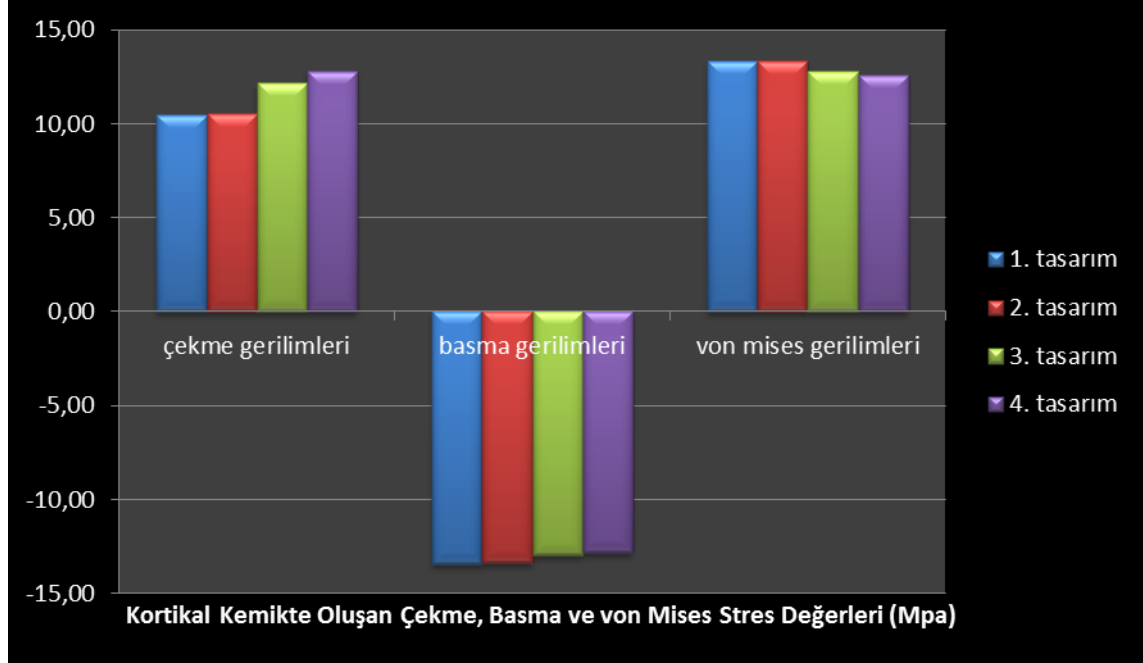


Şekil 4.31: Tüm tasarımlarda kortikal kemikte oluşan von Mises gerilmeleri

Tablo 4.1: Tüm tasarımlarda kortikal kemikte oluşan en yüksek stresler

	1. tasarım	2. tasarım	3. tasarım	4. tasarım
Çekme stresleri	10.50 MPa	10.57 MPa	12.15 MPa	12.80 MPa
Basma stresleri	- 13.42 MPa	-13.35 MPa	-12.95 MPa	-12.80 MPa
von Mises stresleri	13.37 MPa	13.33 MPa	12.78 MPa	12.59 MPa

Şekil 4.32: Tüm tasarımlarda kortikal kemikte oluşan en yüksek stresler



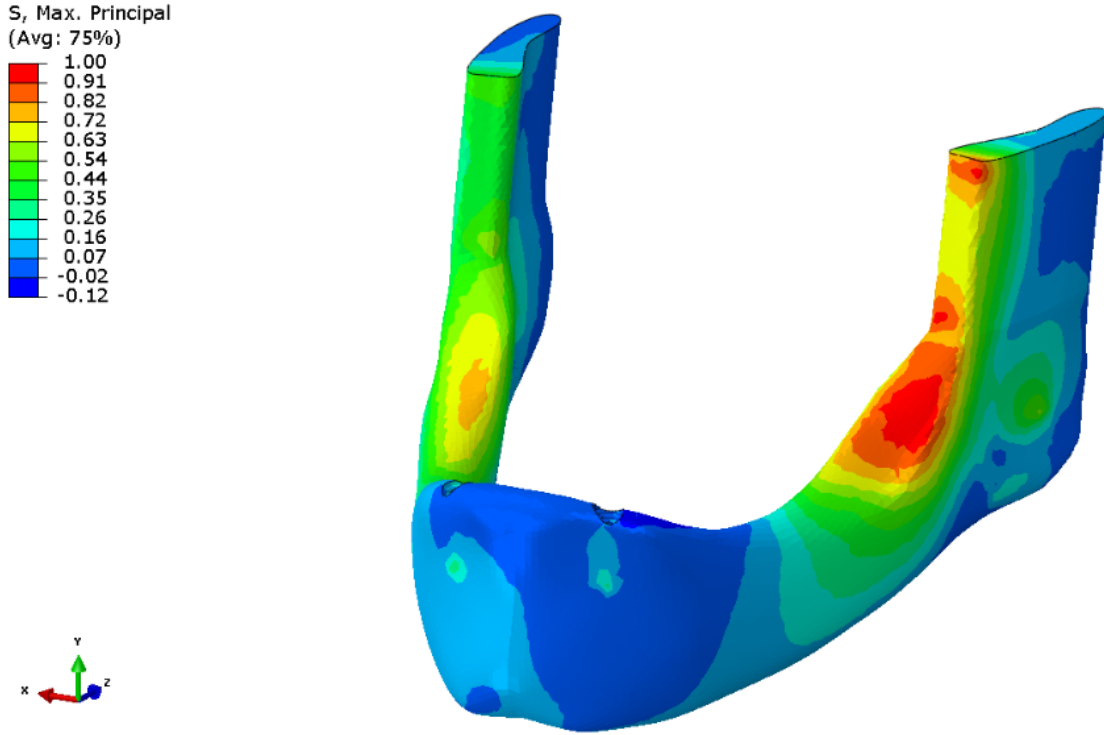
4.6. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

Trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde, en yüksek değer bütün tasarımlarda yükleme yapılan taraf trigonum retromolare bölgesinde oluşmuştur (1.02 MPa).

4.6.1. 1. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

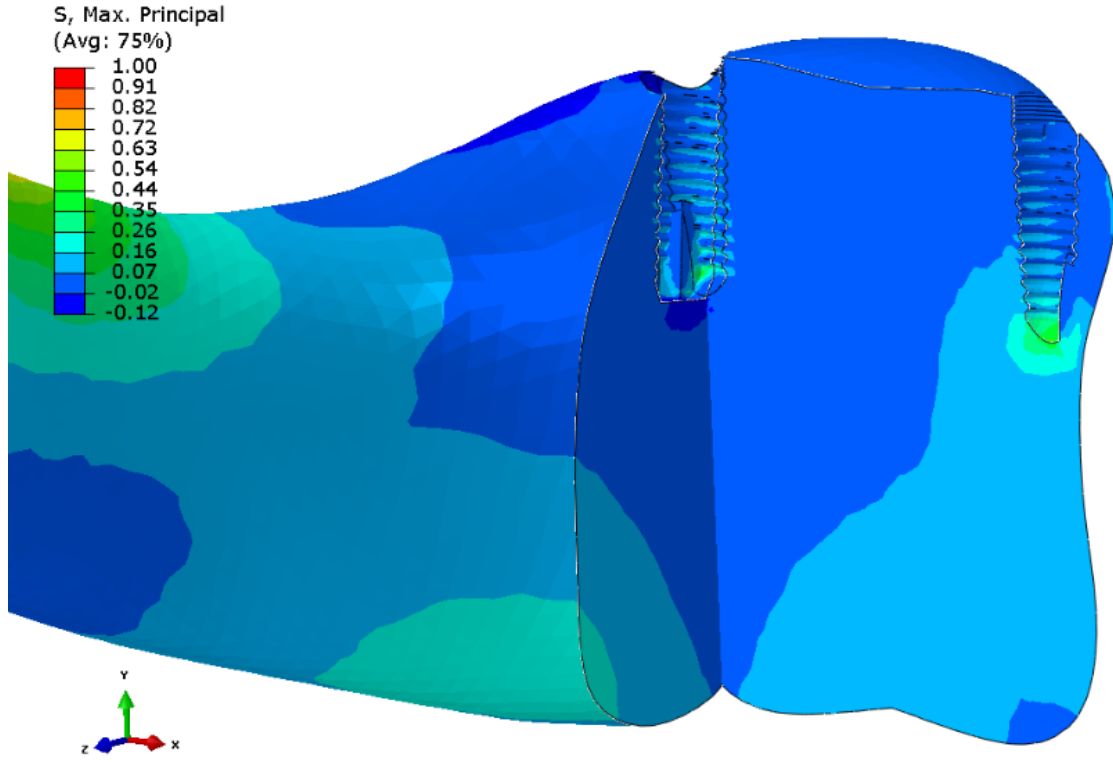
Trabeküler kemikte en yüksek çekme stresi, 1.0 MPa değerinde, yükleme yapılan tarafta, trigonum retromolare bölgesinde ve üst sınır koşullarını oluşturan ramusun processus coronoideus bölgesine yakın ön kenarında oluşmuştur.

Yükleme yapılmayan tarafta en yüksek çekme stresleri 0.72 - 0.82 MPa aralığında, kret tepesinde molar bölge hizasında izlenmiştir (Şekil 4.33).



Şekil 4.33: 1. tasarımda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

İmplant socketinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek değerler her iki taraf implantın apikal kısmının labialinde 0.26 - 0.35 MPa aralığında oluşmuştur, yüklemeye yapılmayan taraf implant socketinin apikalinde çekme stresleri daha yaygın oluşmuştur (Şekil 4.34).

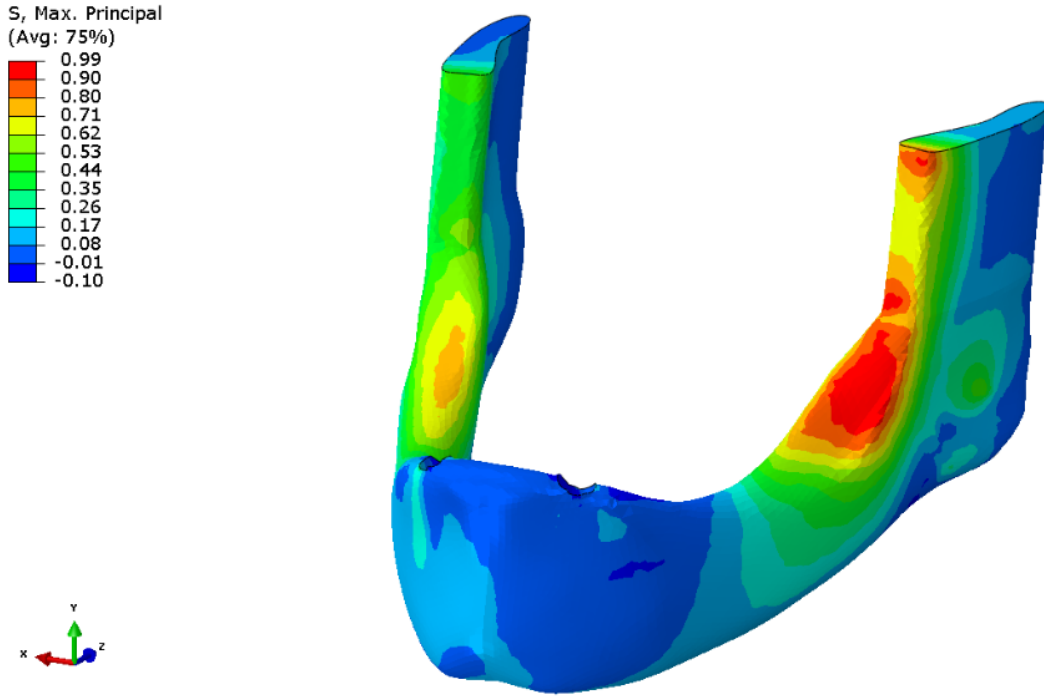


Şekil 4.34: 1. tasarımda implant soketi çevresi trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

4.6.2. 2. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

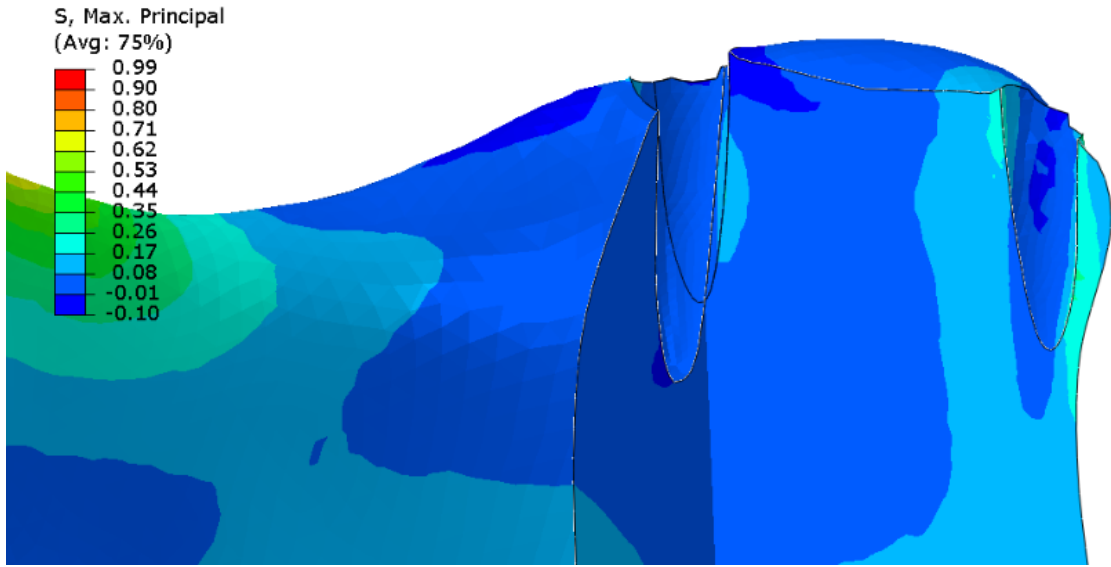
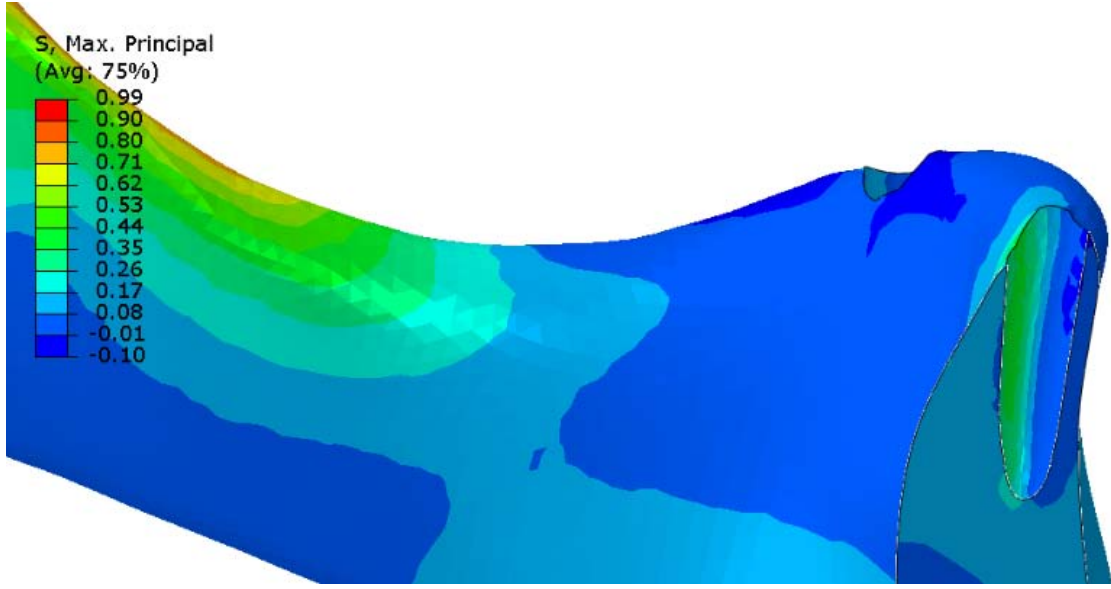
Trabeküler kemikte en yüksek çekme stresi, 0,99 MPa değerinde, yükleme yapılan tarafta trigonum retromolare bölgesinde ve üst sınır koşullarını oluşturan ramusun processus coronoideus bölgesine yakın ön kenarında oluşmuştur.

Yükleme yapılmayan tarafta en yüksek çekme stresi; 0,71 - 0,80 MPa aralığında, kret tepesinde molar bölge hizasında izlenmiştir (Şekil 4.35).



Şekil 4.35: 2. tasarımda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

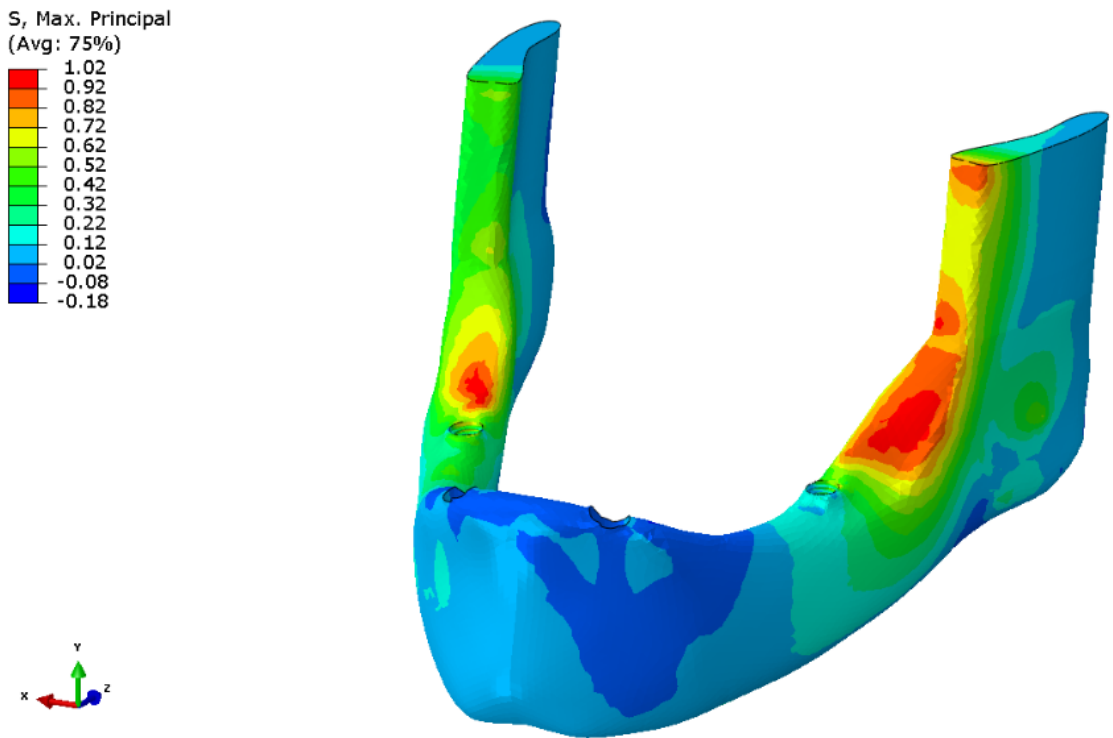
Diş socketinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek değer, 0.26 – 0.35 MPa aralığında yüklemeye yapılmayan taraf diş socketinin mesial yüzü boyunca oluşmuştur. 1. tasarım ile kıyaslandığında en yüksek çekme stres değerleri benzer yayılım ve değer göstermektedir. 1. tasarımda implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ile 2. tasarımda diş socketinde oluşan çekme stresleri karşılaştırıldığında en yüksek değerlerin benzer olduğu, implantın socketinde oluşan çekme streslerinin apikalde, diş socketinde oluşanların diş kökünün mesiali boyunca izlendiği görülmüştür (Şekil 4.36).



Şekil 4.36: 2. tasarımda diş soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

4.6.3. 3. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

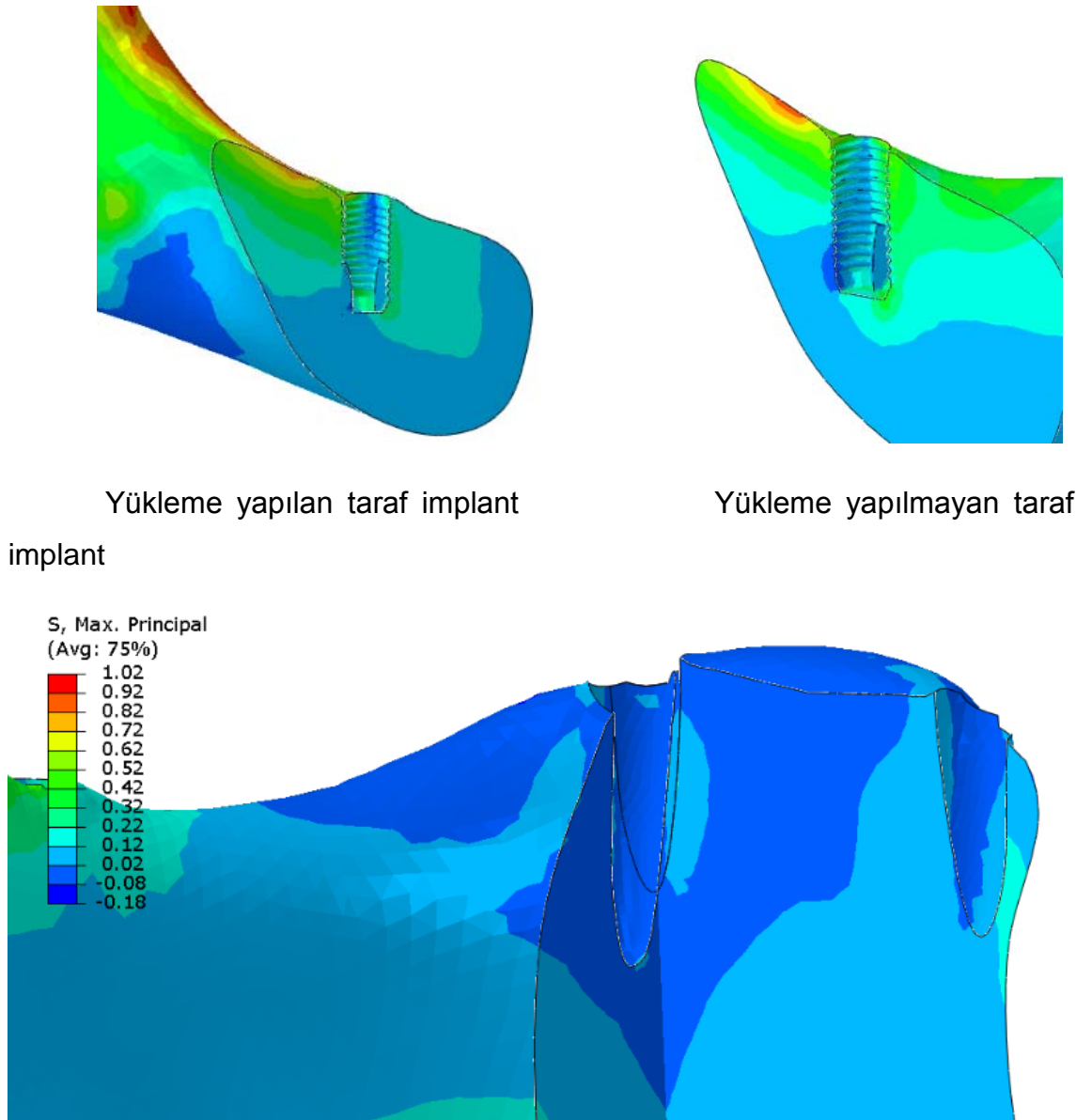
Trabeküler kemikte en yüksek çekme stresi, 1.02 MPa değerinde, yükleme yapılan ve yapılmayan tarafta trigonum retromolare bölgesinde ve yükleme yapılan taraf üst sınır koşullarını oluşturan ramusun processus coronoideus bölgesine yakın ön kenarında oluşmuştur (Şekil 4.37).



Şekil 4.37: 3. tasarımda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

İmplant ve diş soketlerinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde; en yüksek stres değerleri, 0.62 – 0.72 MPa aralığında, yükleme yapılan ve yapılmayan taraf implant soketlerinin distal

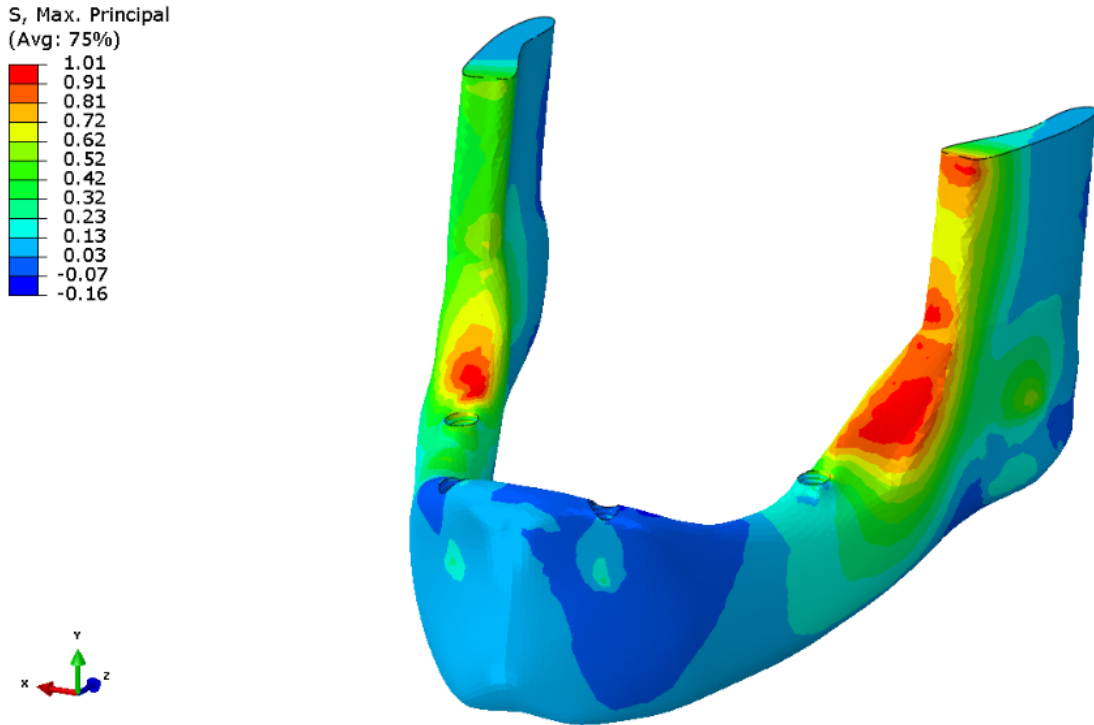
boyun bölgesinde oluşmuştur. Diş soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi, 0.12 – 0.22 MPa aralığında, yükleme yapılmayan taraf diş soketi çevresinde oluşmuştur. 3. tasarımda implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler, diş soketi çevresinde oluşan streslerin yaklaşık 3 katıdır (Şekil 4.38).



Şekil 4.38: 3. tasarımda diş ve implant soketleri çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

4.6.4. 4. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

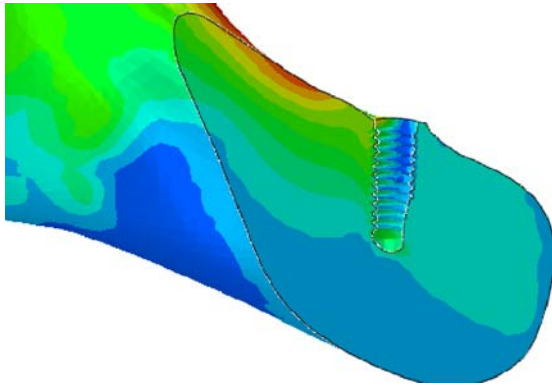
Trabeküler kemikte en yüksek çekme stresi, 1.01 MPa değerinde, yükleme yapılan ve yapılmayan tarafta trigonum retromolare bölgesinde ve yükleme yapılan taraf üst sınır koşullarını oluşturan ramusun processus coronoideus bölgesine yakın ön kenarında oluşmuştur (Şekil 4.39).



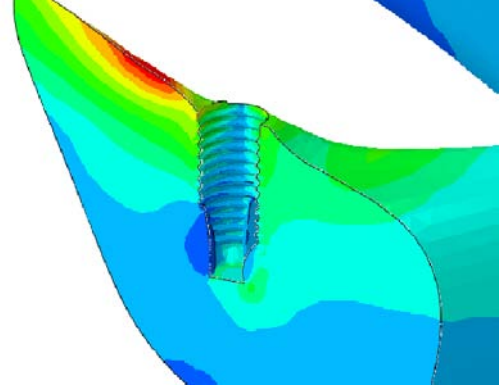
Şekil 4.39: 4. tasarımda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

İmplant soketlerinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde; en yüksek stres değerleri, 0.62 – 0.72 MPa aralığında, yükleme yapılan ve yapılmayan taraf posterior implant soketlerinin distal boyun bölgesinde oluşmuştur. Bu değer 3. tasarım ile benzer dağılım ve

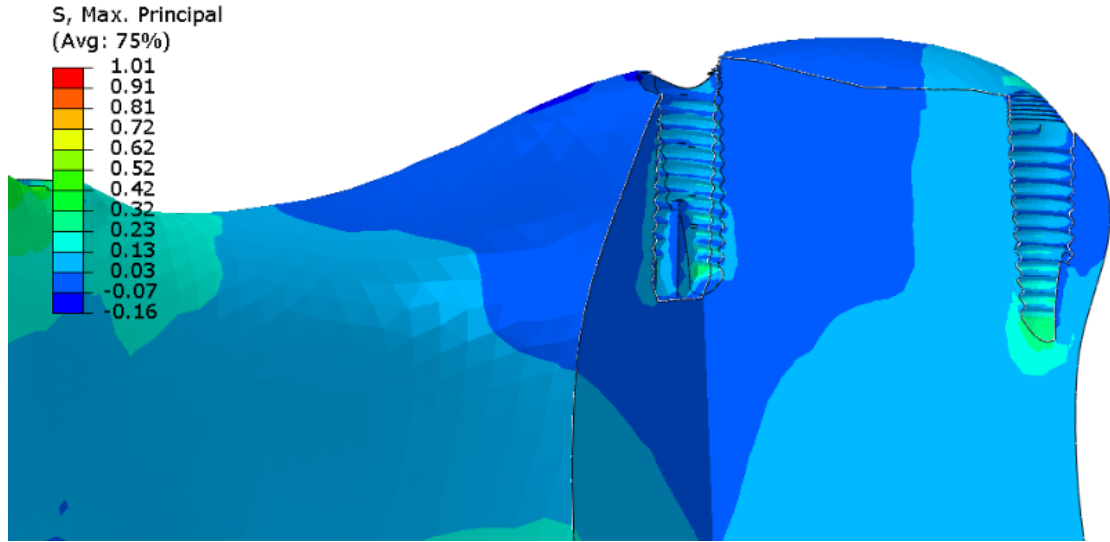
değer göstermiştir. Anterior implant soketlerinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek değer, 0.32 – 0.42 MPa aralığında, oluşmuştur. 4. tasarımda posterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler, anterior implant soketi çevresinde oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Şekil 4.40).



Yüklemeye yapılan taraf implant



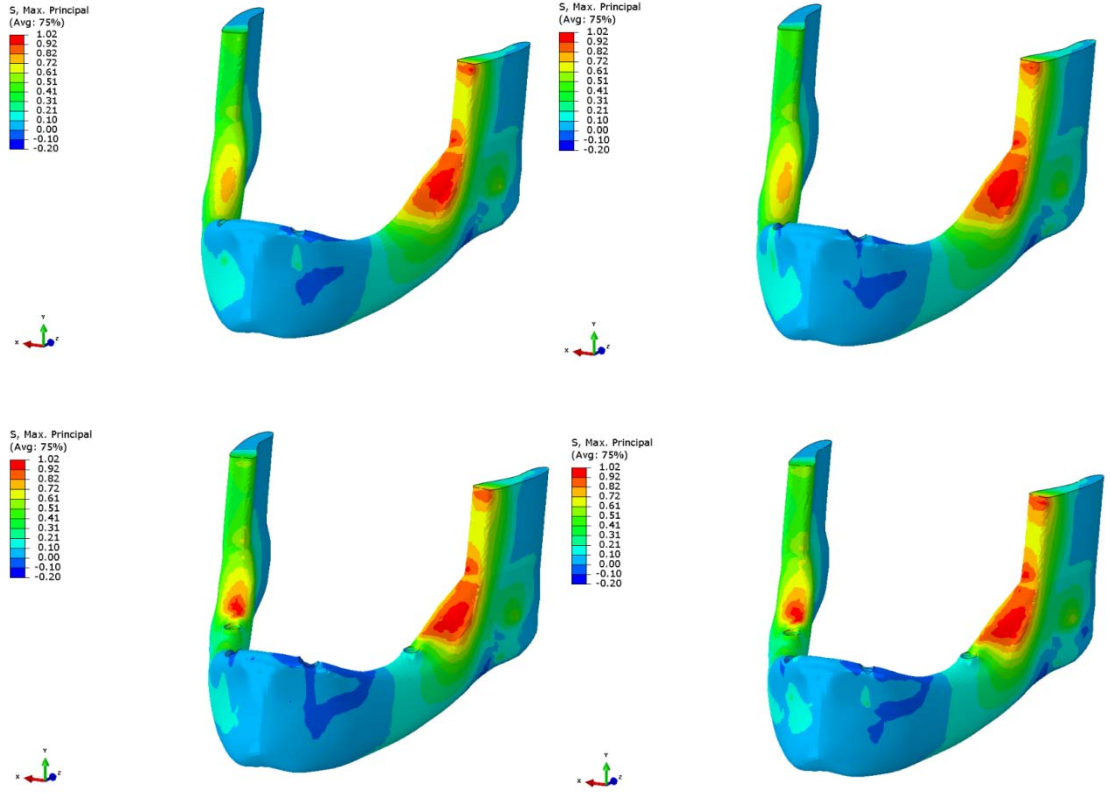
Yüklemeye yapılmayan taraf implant



Şekil 4.40: 4. tasarımda implant soketleri çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

Bütün tasarımlarda implant ve diş soketlerinin çevresinde oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde; en yüksek çekme stres değerleri posteriora implant kullanılan 3. ve 4. tasarımların yükleme yapılan ve yapılmayan taraf posterior implant soketlerinin distal boyun bölgesinde, 0.62 – 0.72 MPa aralığında, oluşmuştur. Tüm tasarımlardaki anterior bölgede bulunan diş ve implant soketlerinin trabeküler kemik kısmında oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde sırasıyla; 4. tasarımda 0.42 MPa, 1. ve 2. tasarımda 0.35 MPa, 3. tasarımda 0.22 MPa değerinde çekme stresleri oluşmuştur. 1. ve 2. tasarımlar karşılaştırıldığında; dişin kullanıldığı 2. tasarımda yükleme yapılmayan taraf diş soketinin mesial yüzeyi boyunca ve 1. tasarımda yükleme yapılmayan taraf implant soketinin apikalinde oluşan stres değerlerinin benzer olduğu görülmüştür.

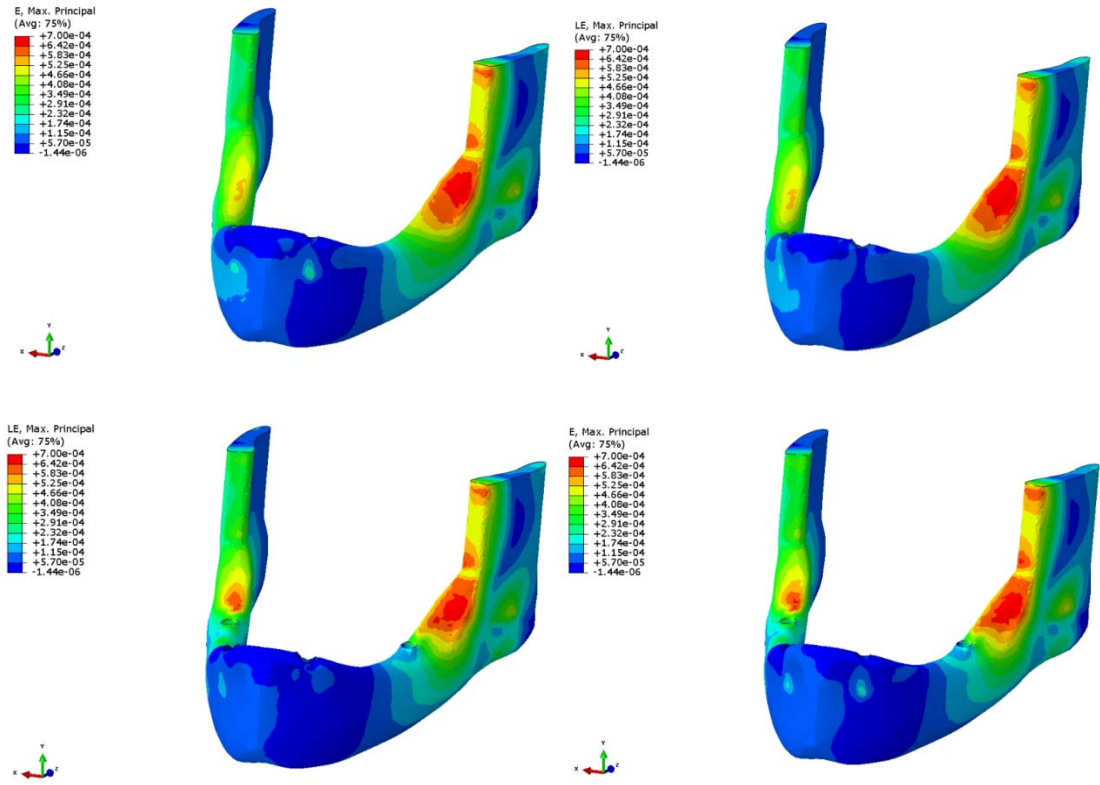
Trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri sabit skala ile değerlendirildiğinde, en yüksek çekme stres değeri; bütün tasarımlarda benzer değer aralığında oluşmuştur (0.92 - 1.02 MPa) (Şekil 4.41, 4.66), (Tablo 4.2).



Şekil 4.41: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

4.7. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Gerinimlerinin Değerlendirilmesi

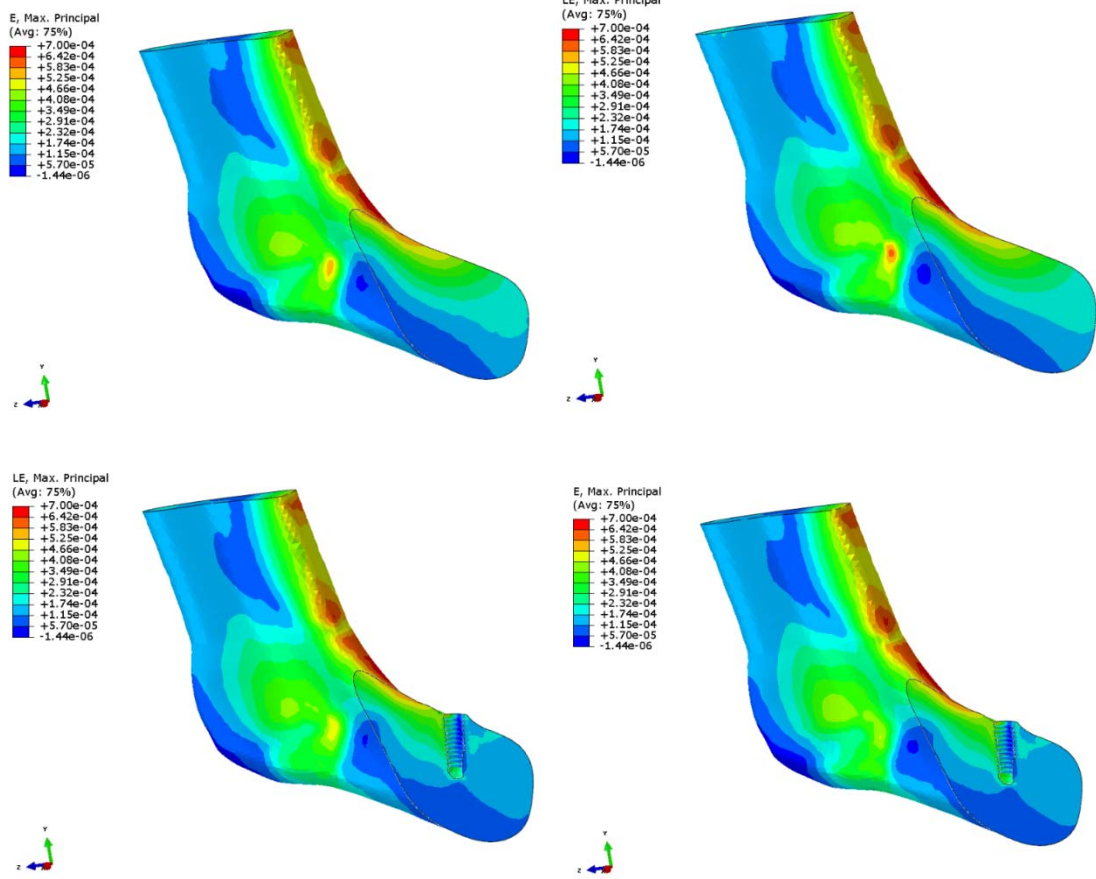
Trabeküler kemikte oluşan çekme gerinimleri, trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ile aynı bölgelerde oluşmuştur. En yüksek çekme gerinimi bütün tasarımlarda $700 \mu\epsilon$ değerinde trigonum retromolare bölgesinde görülmüştür (Şekil 4.42).



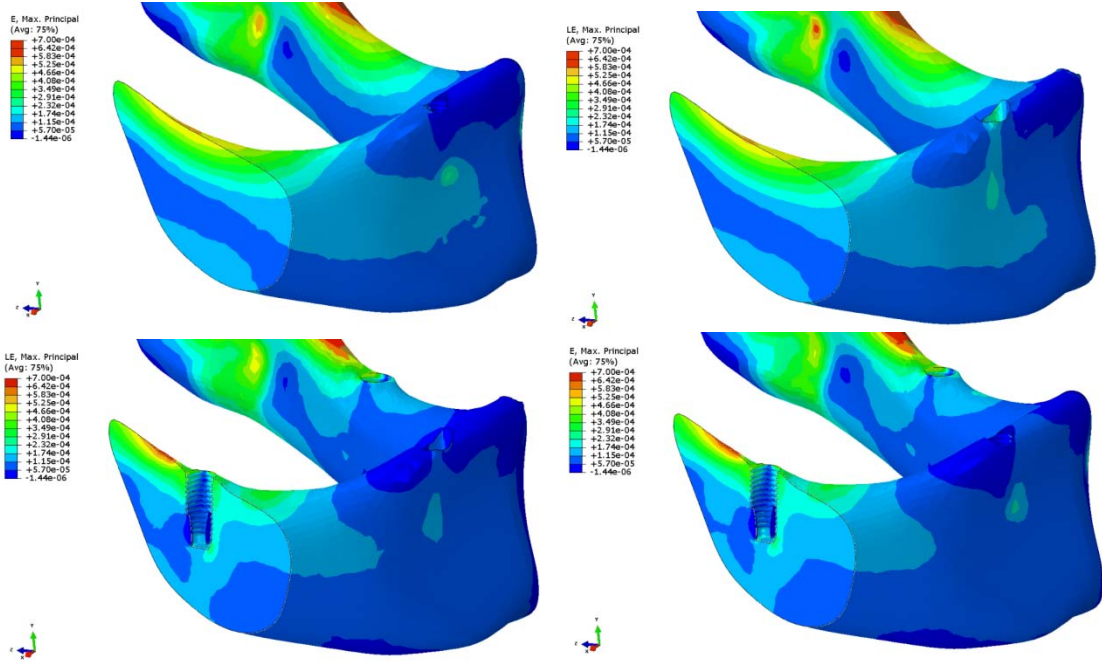
Şekil 4.42: Bütün tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan çekme gerinimleri

Trabeküler kemikte yükleme yapılan ve yapılmayan taraf 7 numaralı diş hizasından kesitler alınmıştır. Yükleme yapılan tarafta 3. ve 4. tasarımlarda implant socketinin apeks bölgesinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme gerinimleri 291 - 349 $\mu\epsilon$ aralığında oluşurken, aynı bölgede 1. ve 2. tasarımlarda 115 - 174 $\mu\epsilon$ aralığında oluşmuştur.

Yükleme yapılmayan tarafta 3. ve 4. tasarımlarda implant socketinin apeks bölgesinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme gerinim değeri 232 - 291 $\mu\epsilon$ aralığında oluşurken, aynı bölgede 1. ve 2. tasarımlarda 57 - 115 $\mu\epsilon$ aralığında oluşmuştur (Şekil 4.43 - 4.44).



Şekil 4.43: Yükleme yapılan taraf 7 numaralı diş hizasından alınan kesitlerde trabeküler kemikte oluşan çekme gerinimleri



Şekil 4.44: Yükleme yapılmayan taraf 7 numaralı diş hizasından alınan kesitlerde trabeküler kemikte oluşan çekme gerinimleri

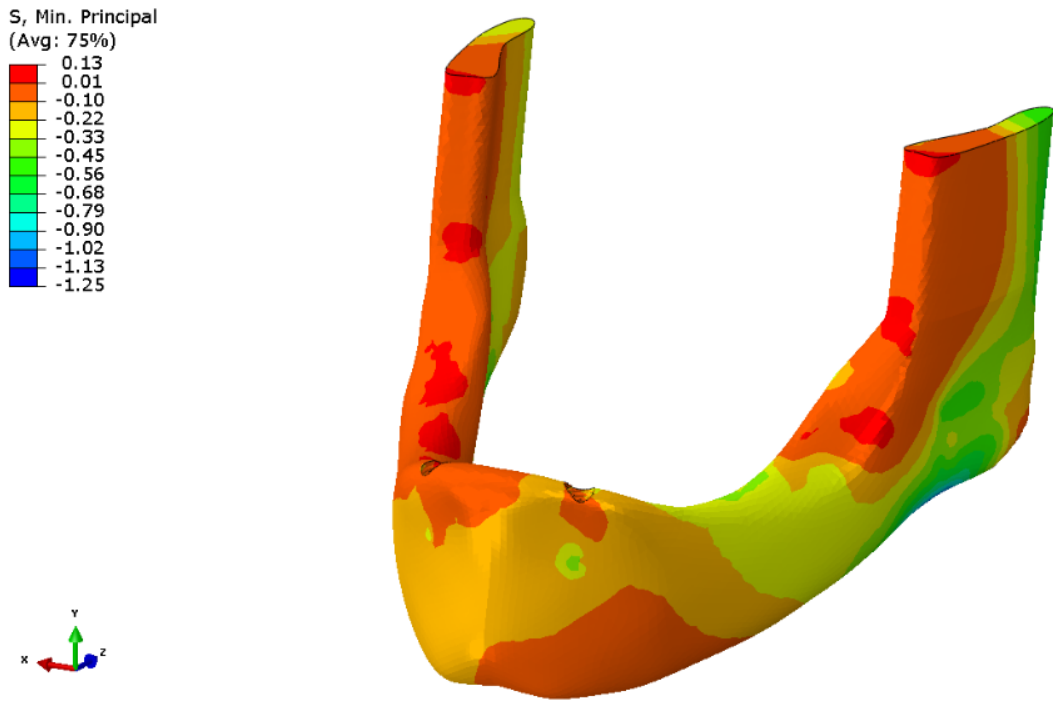
4.8. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde; en yüksek değerler anteriorda iki implantın kullanıldığı 1. tasarımda yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur (-1.25 MPa). Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresleri birbirine yakın değerlerde ve yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur. Bütün tasarımlarda trabeküler kemiğin kret tepesinin molar ve premolar bölgesinin bukkalinde yükleme yapılan tarafta yaygın basma stresleri oluşmuştur.

4.8.1. 1. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

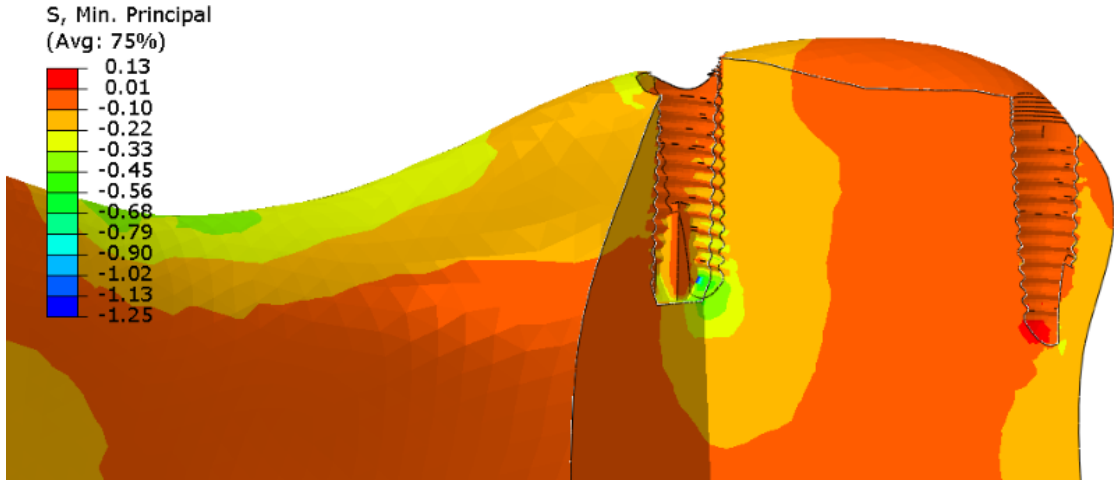
Yükleme yapılan tarafta mandibula alt kenarının posteriorunda -1,25 MPa en yüksek basma stres değeri oluşmuştur.

Yükleme yapılan taraf mandibular kret tepesinde -0,33 MPa ile -0,45 MPa arasında basma stresi oluşmuştur (Şekil 4.45).



Şekil 4.45: 1. tasarımda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

İmplant socketinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek değer, (-1.08) - (-1.13) MPa aralığında yüklemeye yapılan taraf implant socketinin apikalinde oluşmuştur (Şekil 4.46).

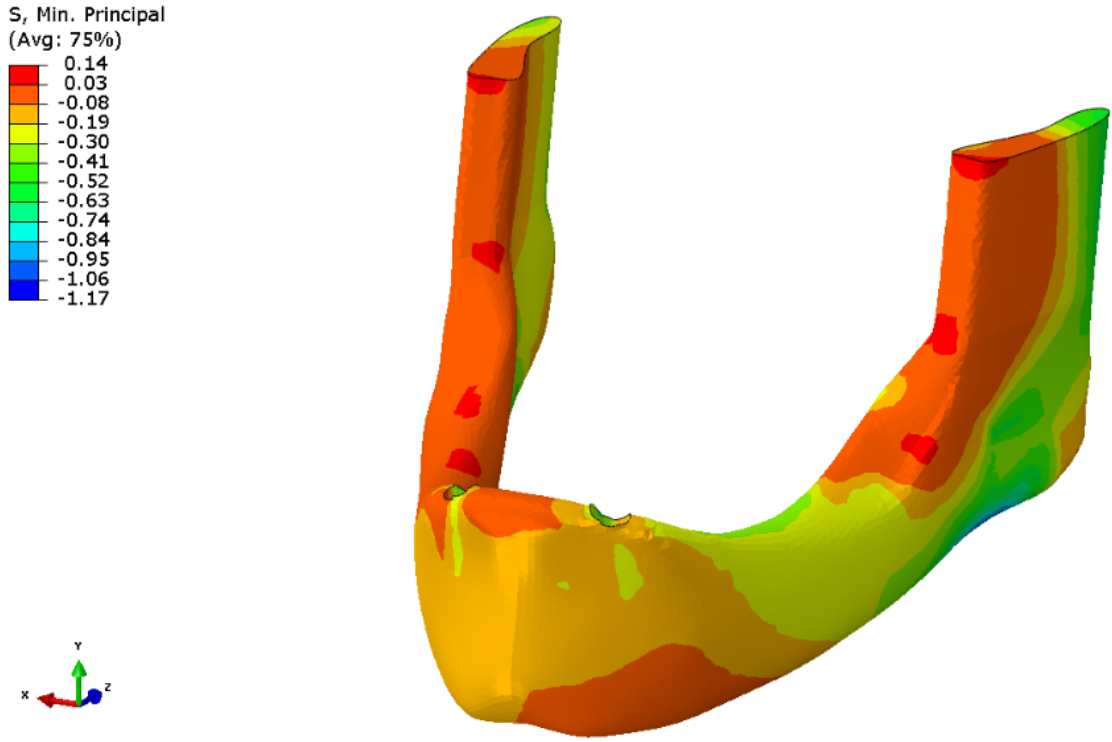


Şekil 4.46: 1. tasarımda implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

4.8.2. 2. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

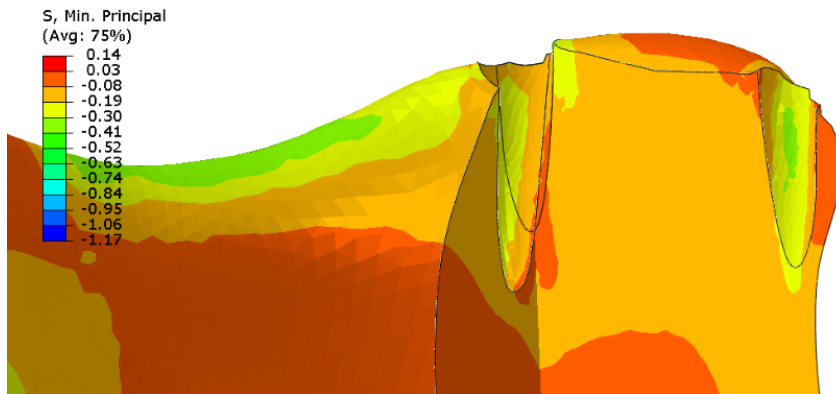
Trabeküler kemikte en yüksek basma stresi, -1.17 MPa değerinde, yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

Trabeküler kemiğin kret bölgesinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğine; en yüksek basma stres değeri, (-0.30) - (-0.41) MPa aralığında, yükleme yapılan taraf kret tepesinde molar ve premolar bölgenin bukkal tarafında oluşmuştur (Şekil 4.47).



Şekil 4.47: 2. tasarımda tarabeküler kemikte oluşan basma stresleri

Diş soketinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek değer, (-0.30) - (-0.41) MPa aralığında yükleme yapılmayan taraf diş soketinin mesialinde oluşmuştur (Şekil 4.48).

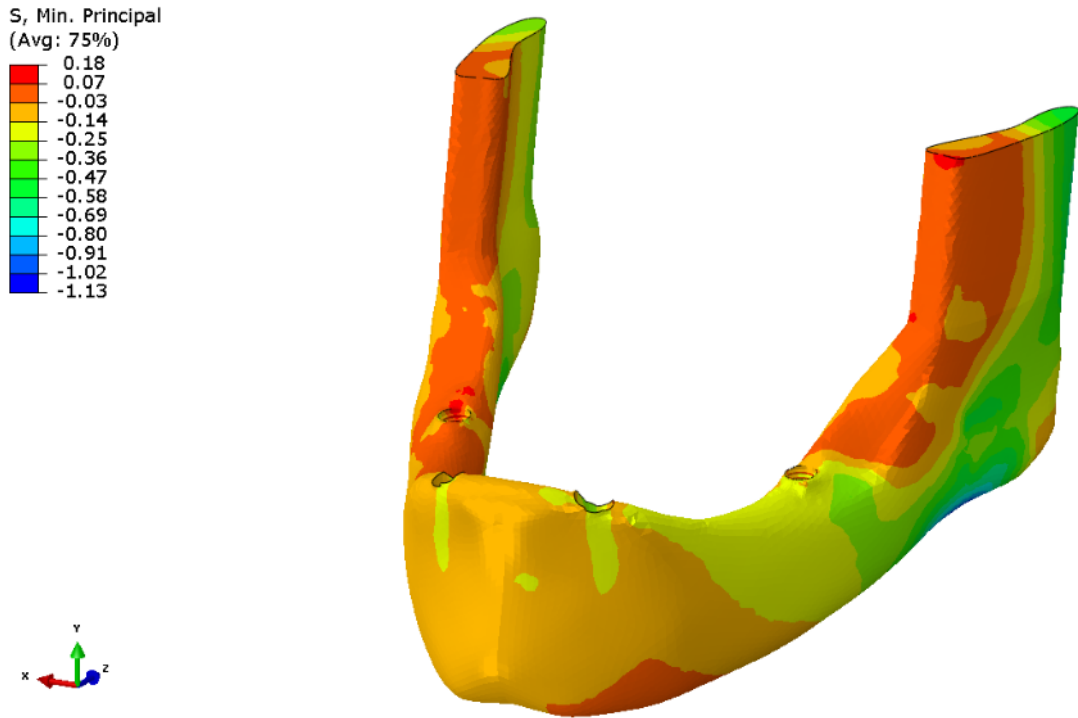


Şekil 4.48: 2. tasarımda diş soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

4.8.3. 3. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

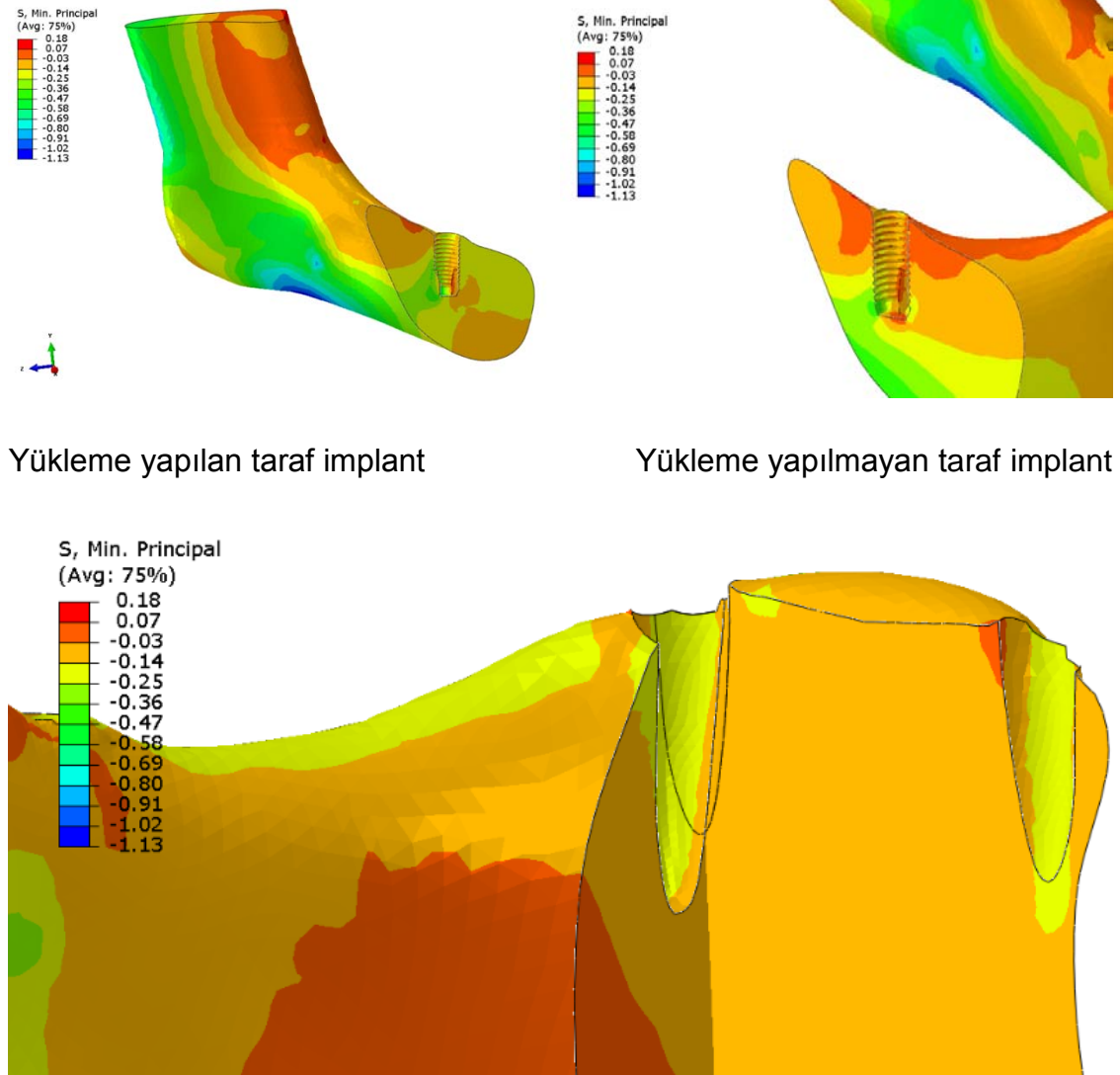
Trabeküler kemikte en yüksek basma stresleri, -1.13 MPa değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

Trabeküler kemiğin kret bölgesinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek basma stres değeri, (- 0.14) - (- 0.25) MPa aralığında, yükleme yapılan taraf kret tepesinde molar ve premolar bölgenin bukkal tarafında oluşmuştur (Şekil 4.49).



Şekil 4.49: 3. tasarımda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

İmplant ve diş soketlerinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde; en yüksek stres değerleri, (-0.36) – (-0.47) MPa aralığında yükleme yapılan ve yapılmayan taraf implant soketlerinin apikalinde oluşmuştur. Diş soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi, (-0.14) – (-0.25) MPa aralığında, yükleme yapılan ve yapılmayan taraf diş soketi çevresinde oluşmuştur. 3. tasarımda implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler, diş soketi çevresinde oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Şekil 4.50).

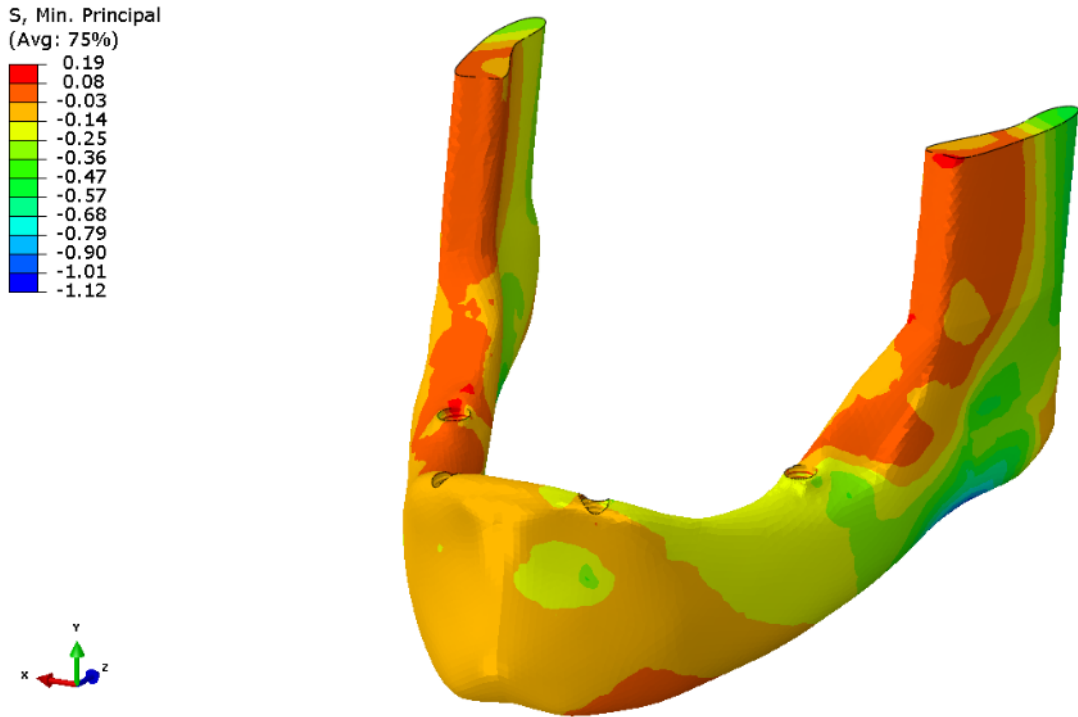


Şekil 4.50: 2. tasarımda diş ve implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

4.8.4. 4. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Trabeküler kemikte en yüksek basma stresleri, -1.12 MPa değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur.

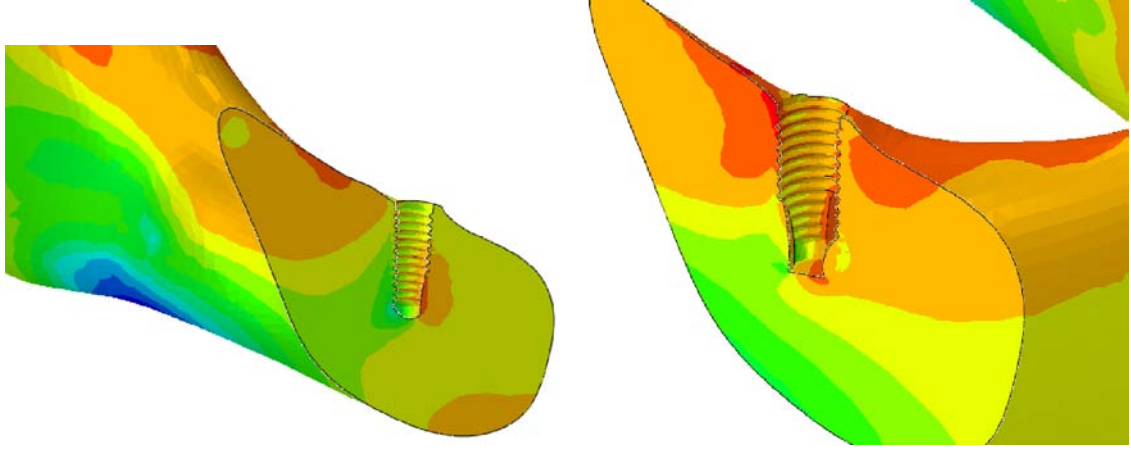
Trabeküler kemiğin kret bölgesinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde; en yüksek basma stresleri, (-0.14) - (-0.25) MPa aralığında, yükleme yapılan taraf kret tepesinde molar ve premolar bölgenin bukkal tarafında oluşmuştur (Şekil 4.51).



Şekil 4.51: 4. tasarımda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

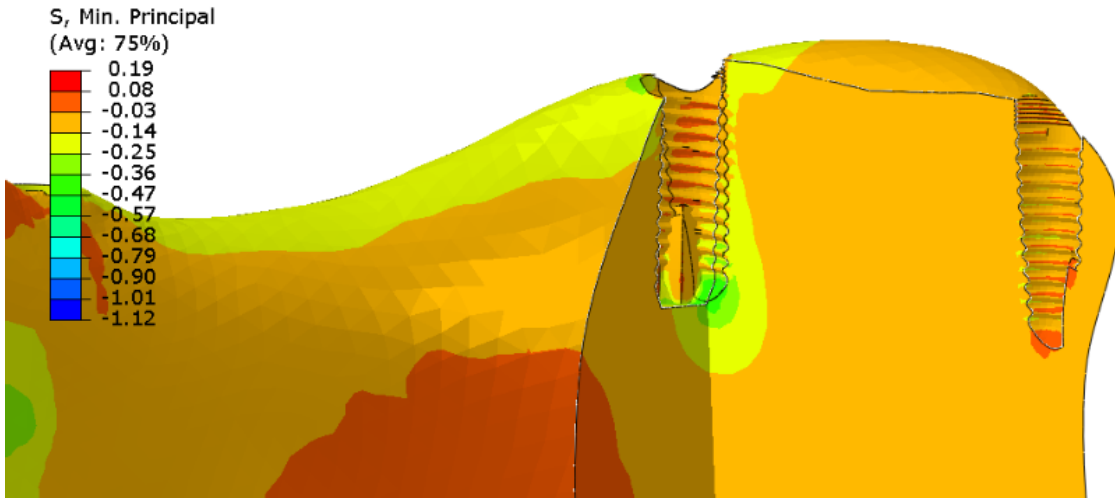
İmplant ve diş soketlerinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stres değerleri, (-0.68)– (-0.79) MPa aralığında, yükleme yapılan taraf posterior implant soketinin apikalinde

oluşmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresleri, (-0.36) – (-0.47) MPa aralığında yükleme yapılan taraf implant soketinin apkalinde oluşmuştur, posterior implant soketinde oluşan stresler, anterior implant soketi çevresinde oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Şekil 4.52).



Yüklemeye yapılan taraf implant

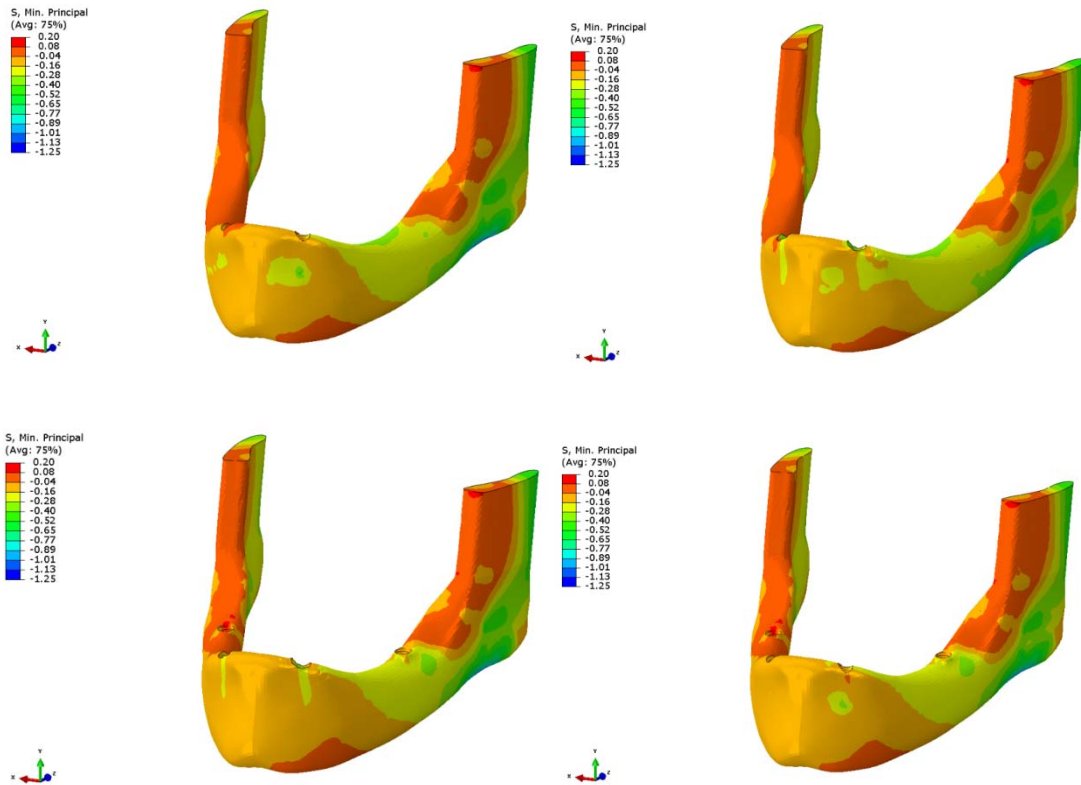
Yüklemeye yapılmayan taraf implant



Şekil 4.52: 4. tasarımda implant soketlerinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

Bütün tasarımlarda implant ve diş soketlerinin çevresinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek basma stres değeri; iki implant kullanılan 1. tasarımda implant soketinin apikalinde -1.13 MPa değerinde oluşmuştur. Tüm tasarımlardaki anterior bölgede bulunan diş ve implant soketlerinin trabeküler kemik kısmında oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde sırasıyla; 1. tasarımda -1.13 MPa, 4. tasarımda -0.47 MPa, 2. tasarımda -0.41 MPa, 3. tasarımda -0.25 MPa değerinde basma stresleri oluşmuştur. 3. ve 4. tasarımlarda posteriorda implantların çevresinde oluşan stresler diş ve anterior implant çevresinde oluşan streslerden daha fazladır.

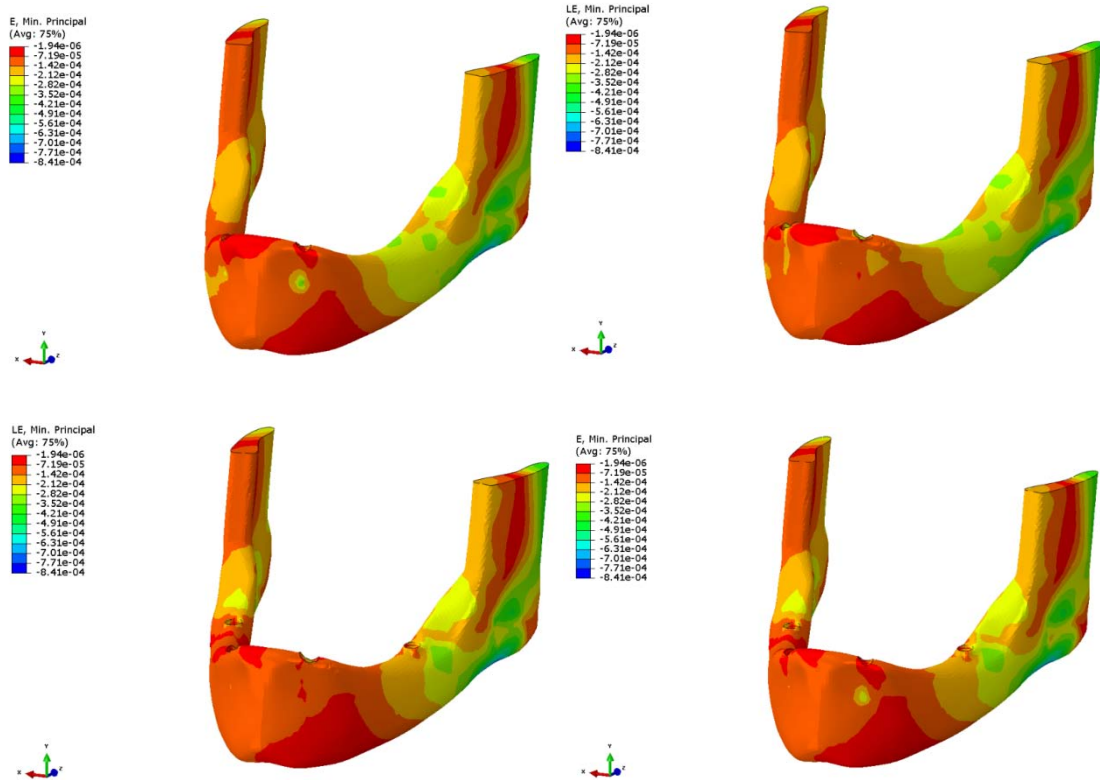
Trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresleri sabit skala ile değerlendirildiğinde; en yüksek basma stres değeri bütün tasarımlarda benzer değer aralığında oluşmuştur ((-1.13) - (-1.25) MPa) (Şekil 4.53 - 4.66), (Tablo 4.2.



Şekil 4.53: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan basma gerinimleri

4.9. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Gerinimlerinin Değerlendirilmesi

Trabeküler kemikte oluşan basma gerinimleri, trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ile aynı bölgelerde oluşmuştur. En yüksek basma gerinimi, bütün tasarımlarda $-841 \mu\epsilon$ değerinde yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posterior bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.54).

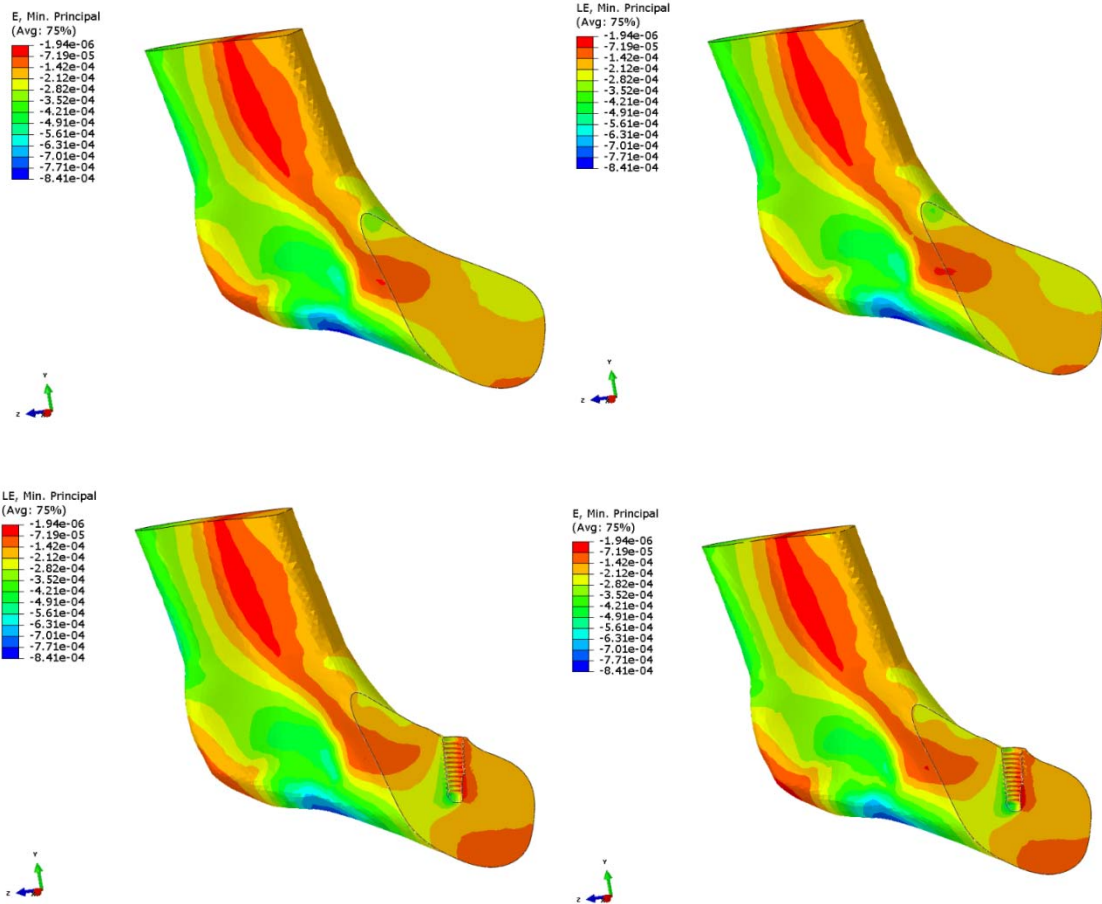


Şekil 4.54: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan basma gerinimleri

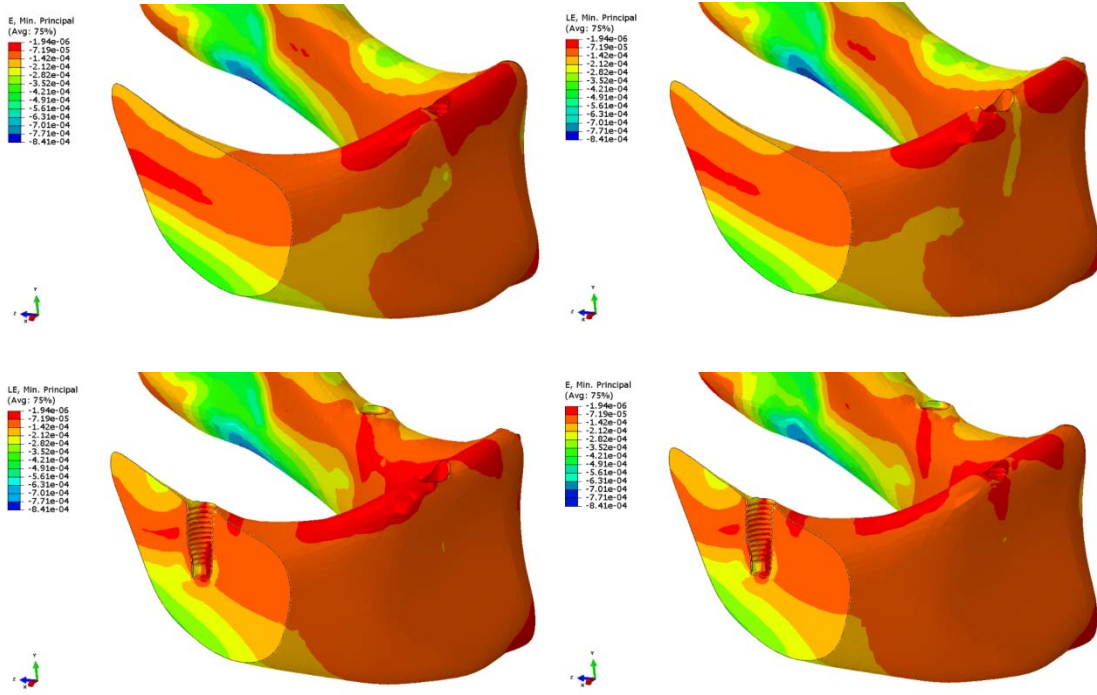
Trabeküler kemikte yükleme yapılan ve yapılmayan taraf 7 numaralı diş hizasından kesitler alınmıştır. Yükleme yapılan tarafta 3. ve 4. tasarımlarda implant socketinin apikal bölgesinin çevresindeki trabeküler kemikteki basma

gerinimleri (-352) - (-421) $\mu\epsilon$ aralığında oluşurken, aynı bölgede 1. ve 2. tasarımlarda (-142) - (-212) $\mu\epsilon$ aralığında oluşmuştur.

Yükleme yapılmayan tarafta 3. ve 4. tasarımlarda implant socketinin apeks bölgesinin çevresindeki trabeküler kemikteki çekme gerinim değeri (-282) - (-352) $\mu\epsilon$ aralığında oluşurken, aynı bölgede 1. ve 2. tasarımlarda (-71.9) - (-142) $\mu\epsilon$ aralığında oluşmuştur (Şekil 4.55, 4.56).



Şekil 4.55: Yüklemeye yapılan taraf 7 numaralı diş hizasından alınan kesitlerde trabeküler kemikte oluşan basma gerinimleri



Şekil 4.56: Yükleme yapılmayan taraf 7 numaralı diş hizasından alınan kesitlerde trabeküler kemikte oluşan basma gerinimleri

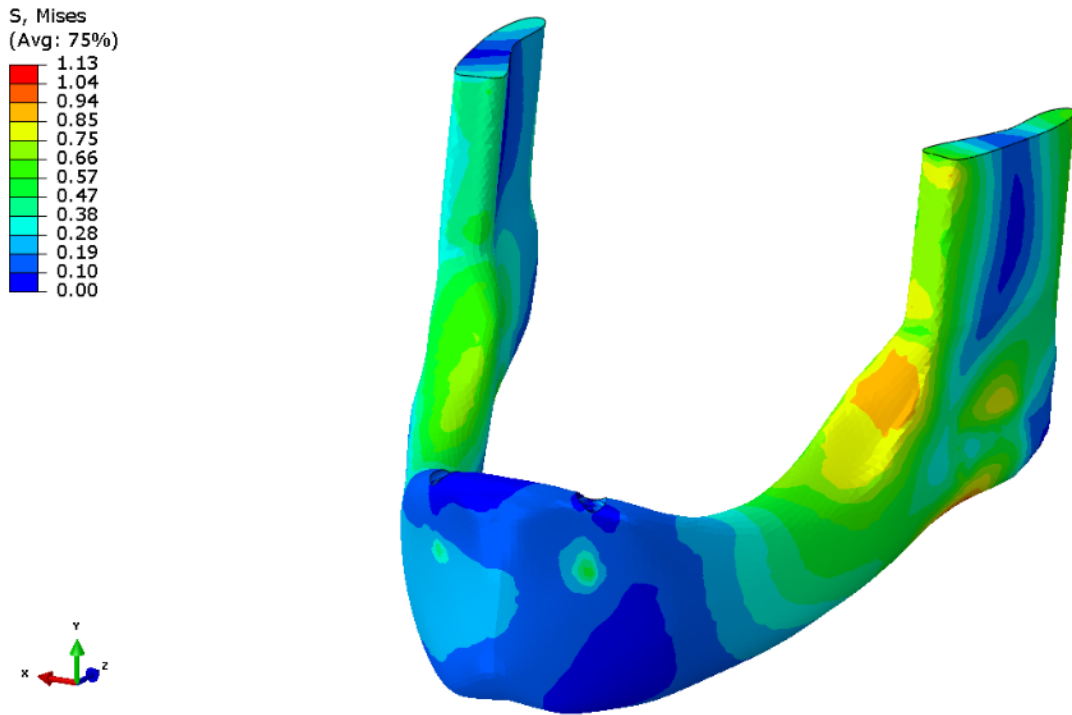
4.10. Trabeküler Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Trabeküler kemikte oluşan von Mises stres değerleri değerlendirildiğinde, en yüksek değer anteriorda iki implantın kullanıldığı 2. tasarımda yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur (-1.14 MPa). Tüm tasarımlarda, trabeküler kemikte oluşan en yüksek von Mises stresleri birbirine yakın değerlerde ve yükleme yapılan taraf mandibula alt kenarının posteriorunda oluşmuştur. Bütün tasarımlarda trabeküler kemiğin kret tepesinin molar ve premolar bölgesinin bukkalinde yükleme yapılan tarafta yaygın von Mises stresleri oluşmuştur.

4.10.1. 1. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

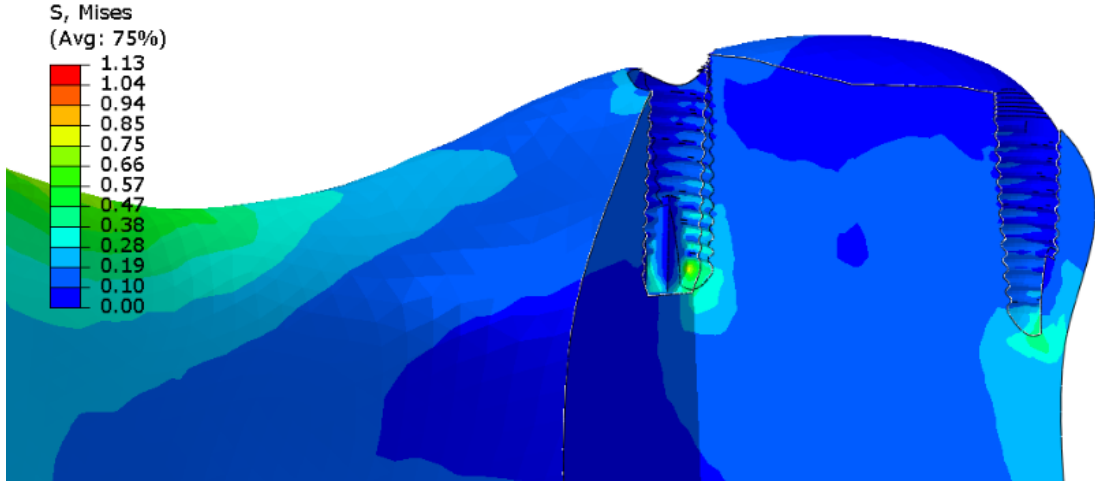
Yükleme yapılan tarafta mandibula alt kenarının posteriorunda 1,13 MPa en yüksek von Mises stres değerleri oluşmuştur (1.13 MPa).

Yükleme yapılan taraf mandibular kret tepesinde 0,85 - 0,94 MPa arasında von Mises stresleri oluşmuştur (Şekil 4.57).



Şekil 4.57: 1. tasarımda trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri

İmplant socketinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek stresler, 0.75 - 0.85 MPa aralığında, yüklemeye yapılan taraf implant socketinin apikalinde oluşmuştur (Şekil 4.58).

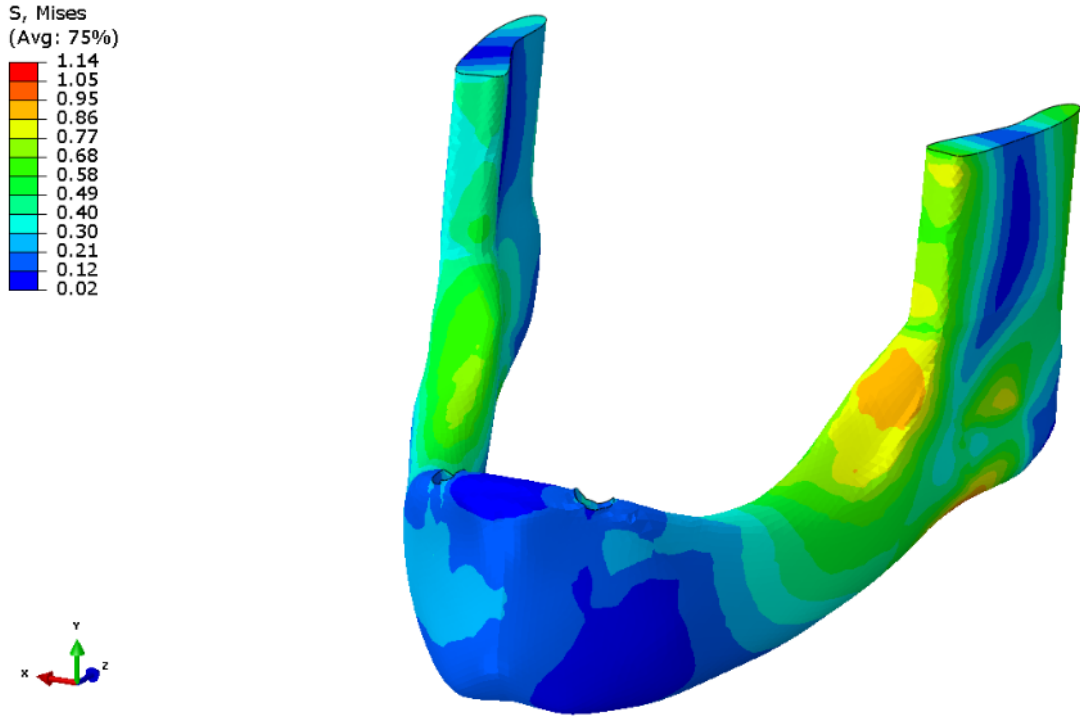


Şekil 4.58: 1. tasarımda implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan von Mises geriiimleri

4.10.2. 2. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

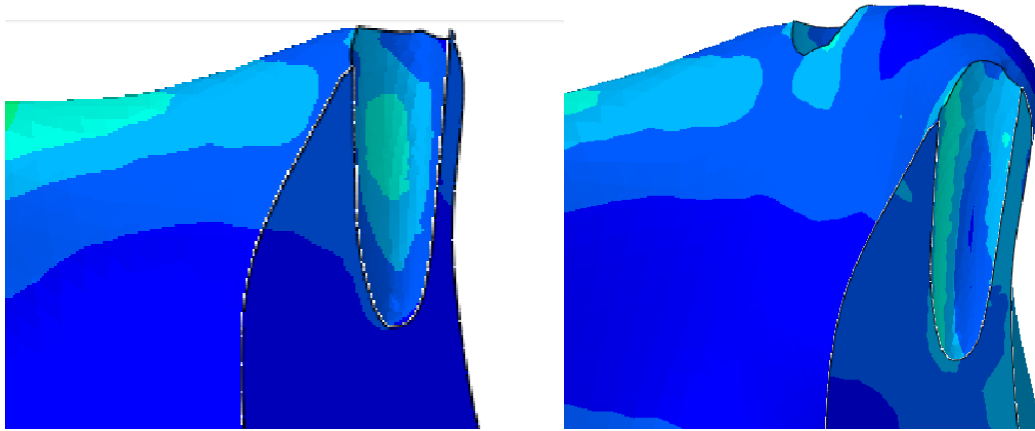
Yükleme yapılan tarafta mandibula alt kenarının posteriorunda en yüksek von Mises stres değerleri oluşmuştur (1,14 MPa).

Yükleme yapılan taraf mandibular kret tepesinde 0,86 - 0,95 MPa arasında von Mises stresleri oluşmuştur (Şekil 4.59).



Şekil 4.59: 2. tasarımda trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri

Diş socketinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek değer, 0.40 – 0.49 MPa aralığında, yükleme yapılan taraf diş socketinin distalinde ve yapılmayan taraf diş socketinin mesial kök yüzeyinde oluşmuştur (Şekil 4.60).

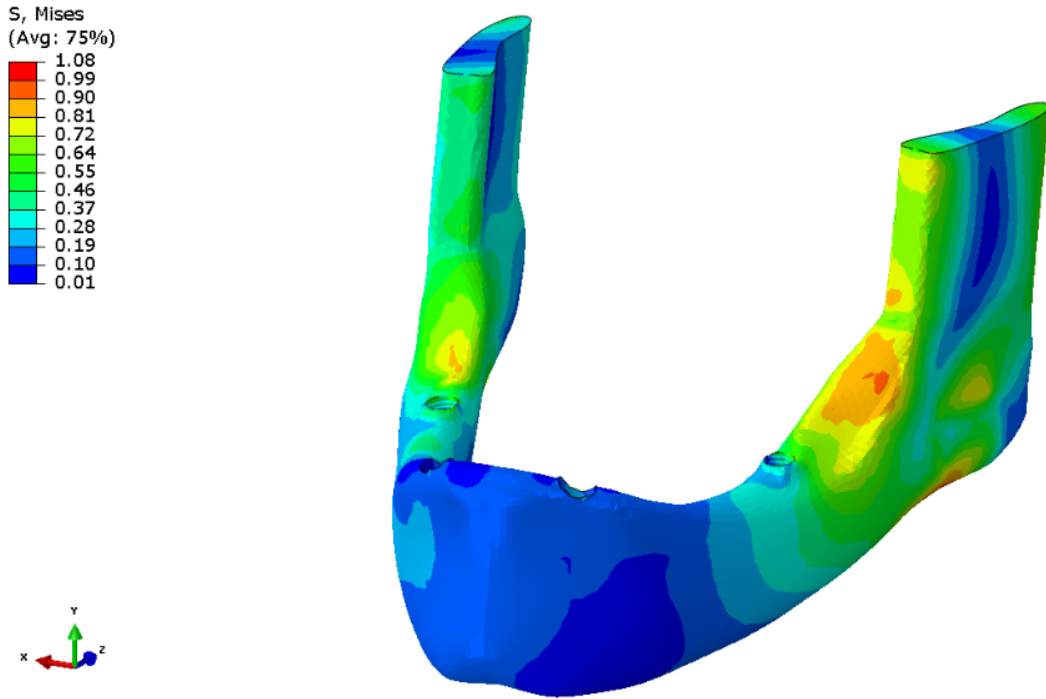


Şekil 4.60: 2. tasarımda diş socketleri etrafındaki trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri

4.10.3. 3. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Yükleme yapılan tarafta mandibula alt kenarının posteriorunda en yüksek von Mises stres değerleri oluşmuştur (1,08 MPa).

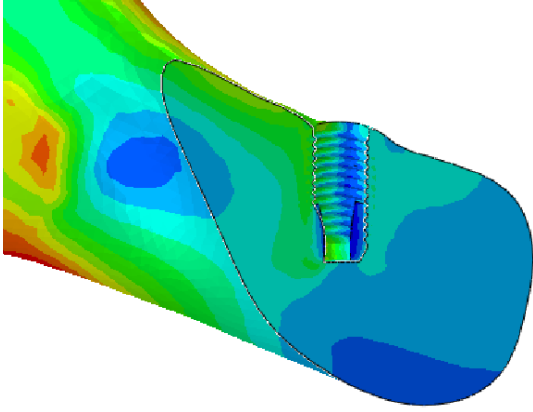
Yükleme yapılan taraf mandibular kret tepesinde 0,90 - 0,99 MPa arasında von Mises stresleri oluşmuştur (Şekil 4.61).



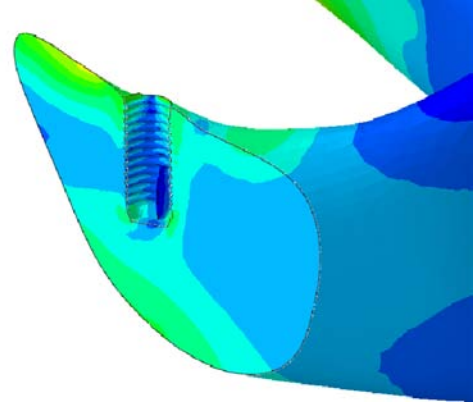
Şekil 4.61: 3. tasarımda trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri

Diş ve implant soketlerinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde; en yüksek stres yüklemeye yapılan ve yapılmayan implant soketinin apikalinde 0.46 – 0.55 MPa aralığında oluşmuştur. Diş soketi çevresinde oluşan en yüksek stres, 0.19 – 0.28 MPa aralığında yüklemeye yapılan taraf diş soketinin distalinde ve yüklemeye yapılmayan taraf diş

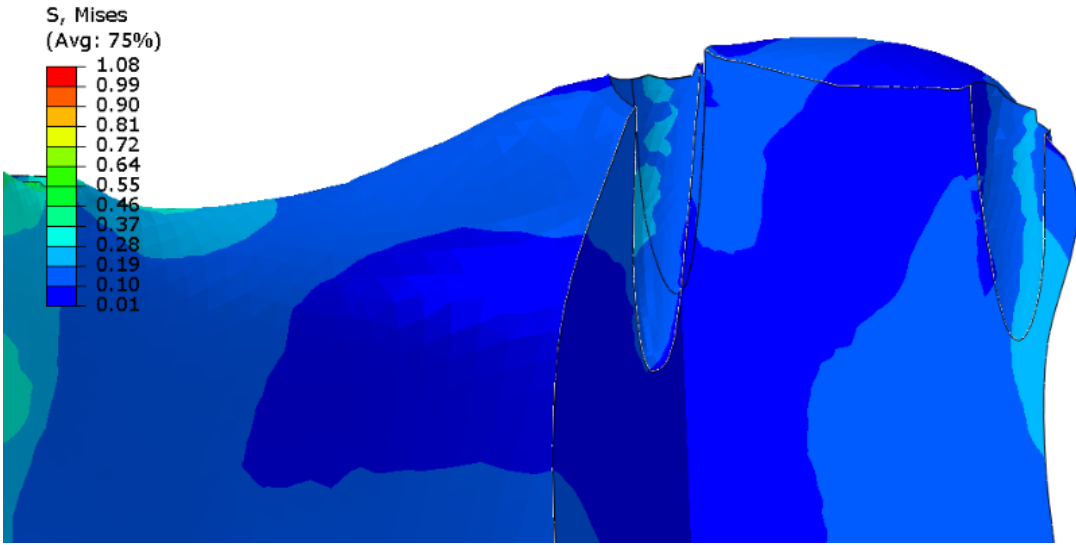
soketinin mesialinde oluşmuştur. 3. tasarımda implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler, diş soketi çevresinde oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Şekil 4.62).



Yüklemeye yapılan taraf implant



Yüklemeye yapılmayan taraf implant

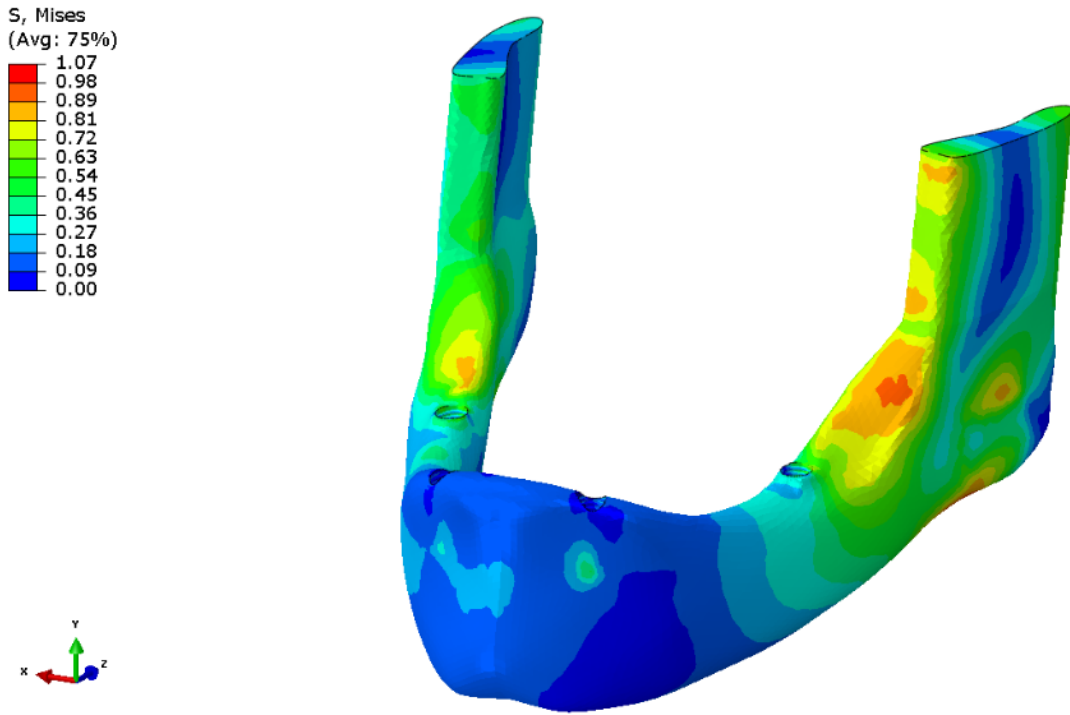


Şekil 4.62: 3. tasarımda diş ve implant soketleri etrafındaki trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri

4.10.4. 4. Tasarımda Trabeküler Kemikte Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Yükleme yapılan tarafta mandibula alt kenarının posteriorunda en yüksek von Mises stres değerleri oluşmuştur (1,07 MPa).

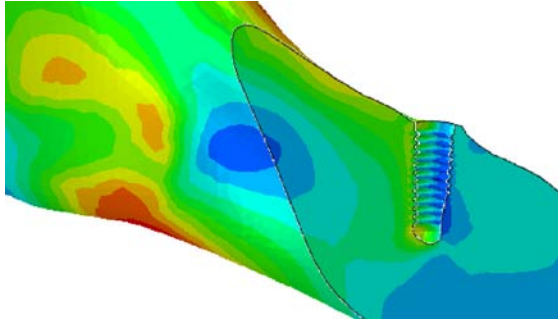
Yükleme yapılan taraf mandibular kret tepesinde 0,89 - 0,98 MPa arasında von Mises stresleri oluşmuştur (Şekil 4.63).



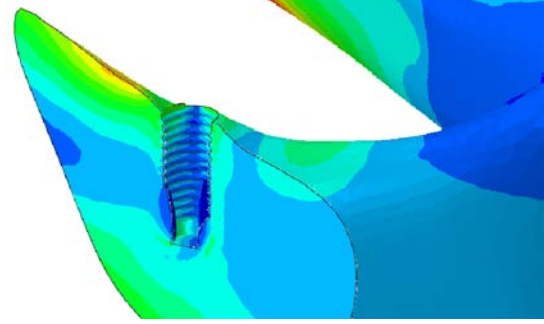
Şekil 4.62: 4. tasarımda trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri

İmplant soketlerinin çevresindeki trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek değerler, 0.81- 0.89 MPa aralığında, yüklemeye yapılan taraf posterior implant soketinin apikalinde oluşmuştur. Anterior implant soketlerinin çevresinde oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek

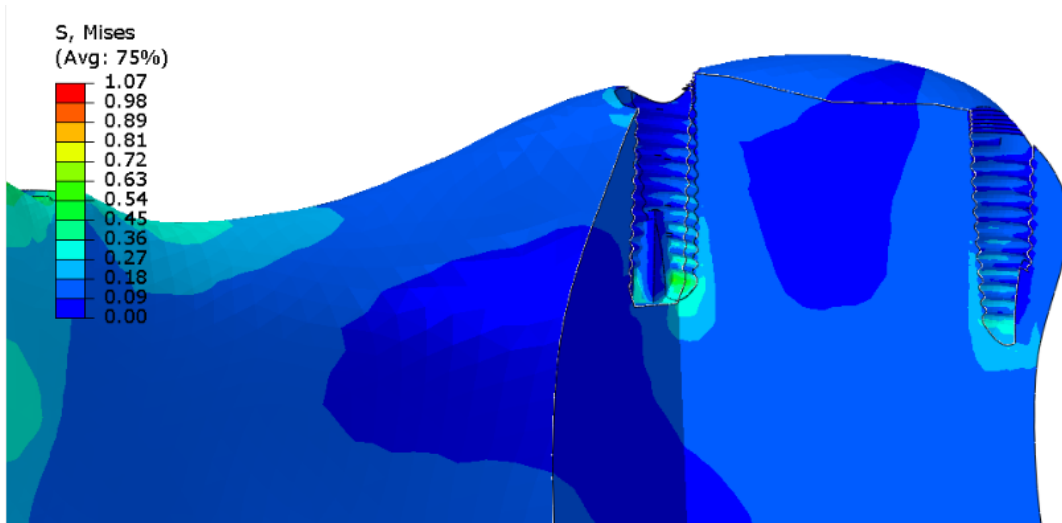
değerler, 0.45 – 0.54 MPa aralığında yükleme yapılan taraf implant socketinin apikalinde oluşmuştur (Şekil 4.64).



Yükleme yapılan taraf implant



Yükleme yapılmayan taraf implant

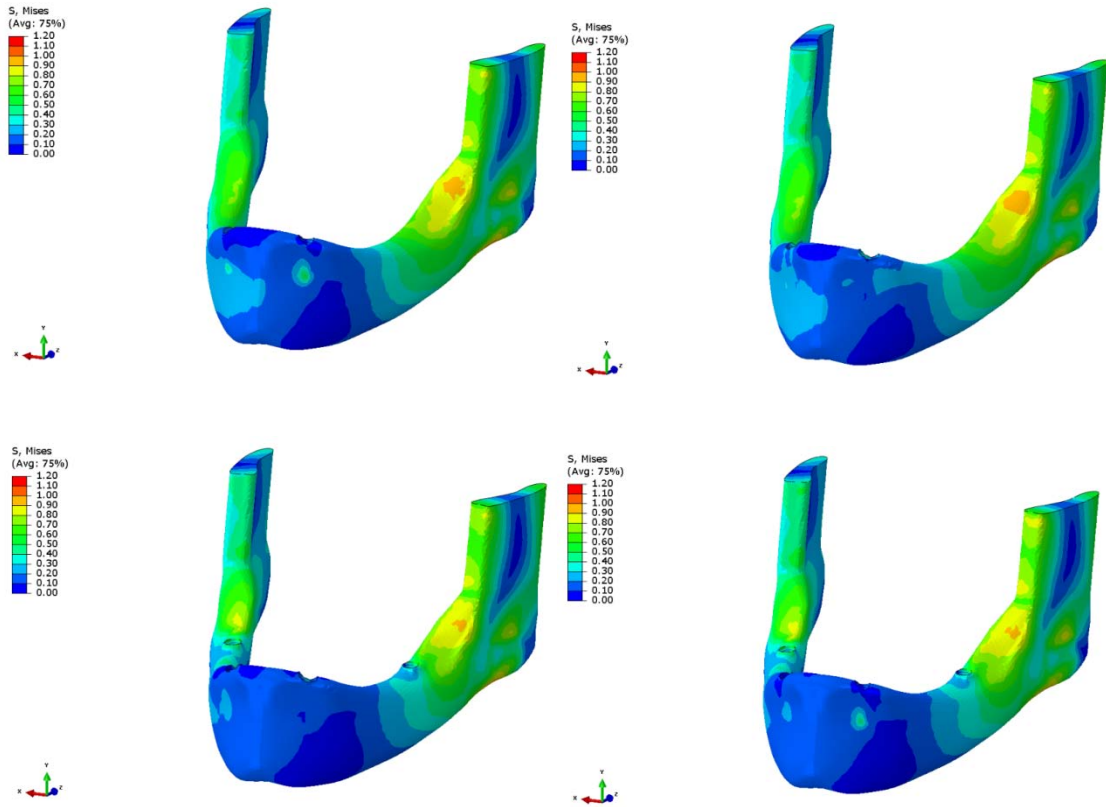


Şekil 4.64: 4. tasarımda implant socketleri etrafındaki trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri

Bütün tasarımlarda implant ve diş socketlerinin çevresinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde; en yüksek von Mises stres değeri 4. tasarımda implant socketinin apikalinde 0.89 MPa değerinde oluşmuştur. Tüm tasarımlardaki anterior bölgede bulunan diş ve implant socketlerinin trabeküler kemik kısmında oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde; sırasıyla 1.

tasarımda 0.85 MPa, 4. tasarımda 0.54 MPa, 2. tasarımda 0.49 MPa, 3. tasarımda 0.28 MPa değerinde von Mises stresleri oluşmuştur. 3. ve 4. tasarımlarda posteriorda implantların çevresinde oluşan stresler diş ve anterior implant çevresinde oluşan streslerden daha fazladır.

Trabeküler kemikte oluşan en yüksek von Mises stresleri sabit skala ile değerlendirildiğinde, en yüksek basma stres değeri bütün tasarımlarda benzer değer aralığında oluşmuştur (1.10 – 1.20 MPa) (Şekil 4.64), (Tablo 4.2), (Grafik 4.2).

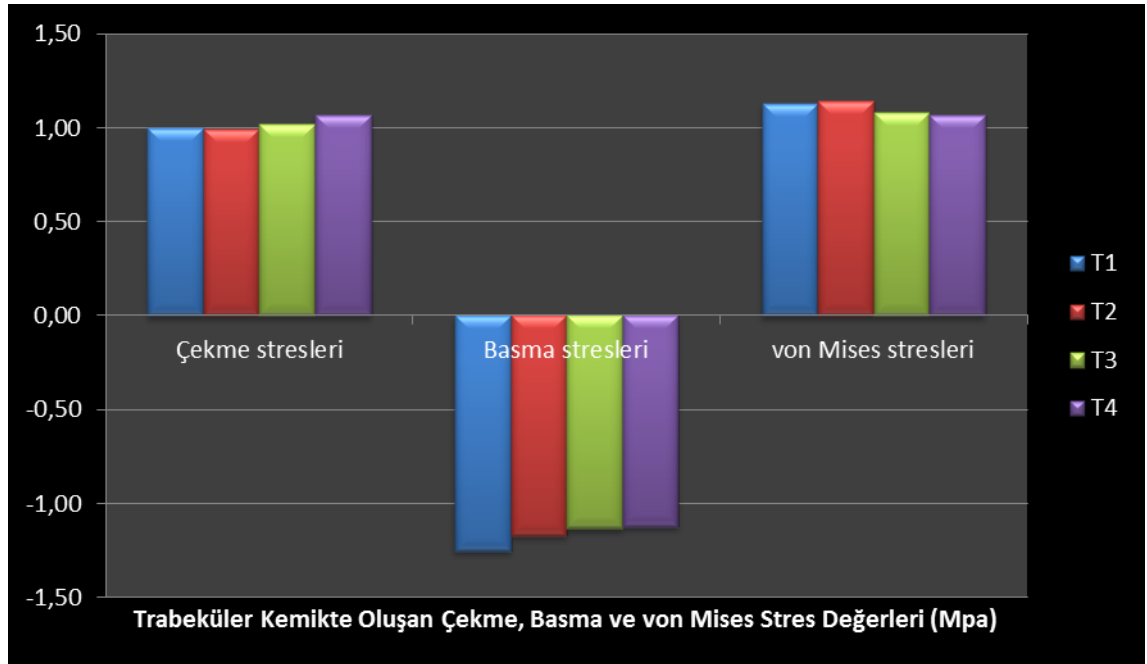


Şekil 4.65: Bütün tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri

Tablo 4.2: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan en yüksek stresler

	1. Tasarım	2. Tasarım	3. Tasarım	4. Tasarım
Çekme stresleri	1 MPa	0.99 MPa	1.02 MPa	1.01 MPa
Basma stresleri	-1.25 MPa	-1.17 MPa	-1.13 MPa	-1.12 MPa
von Mises stresleri	1.13 MPa	1.14 MPa	1.08 MPa	1.07 MPa

Şekil 4.66: Tüm tasarımlarda trabeküler kemikte oluşan stresler



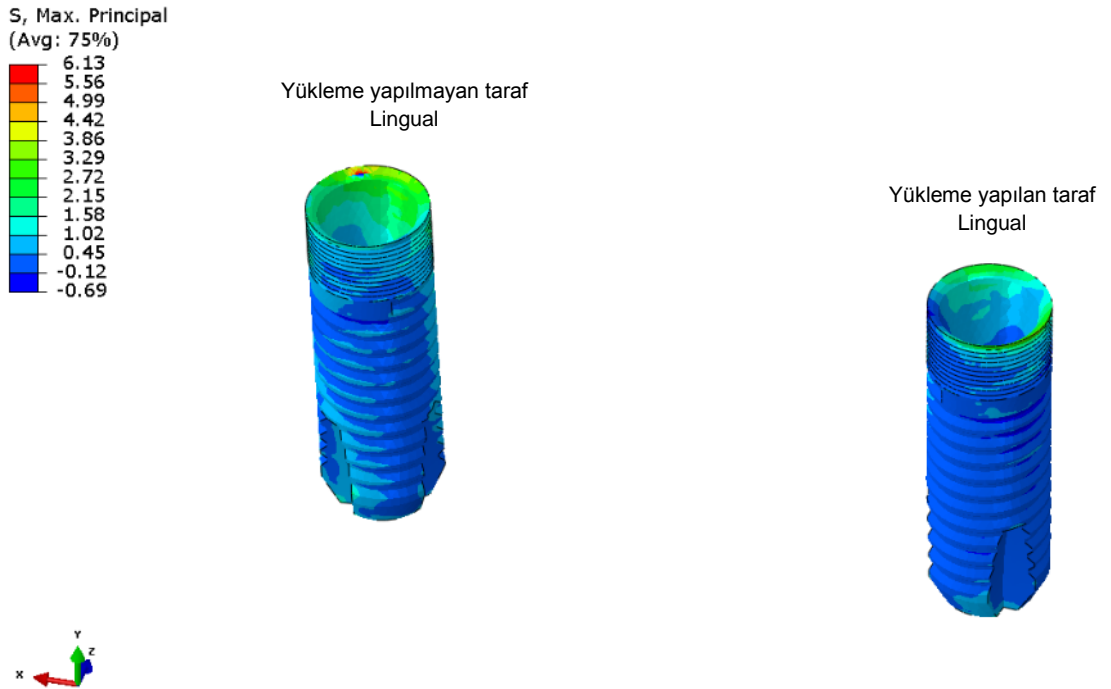
4.11. İmplantlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

İmplantlarda oluşan en yüksek çekme stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stres değeri 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior implantın distal boyun bölgesinde oluşmuştur (16.22 MPa).

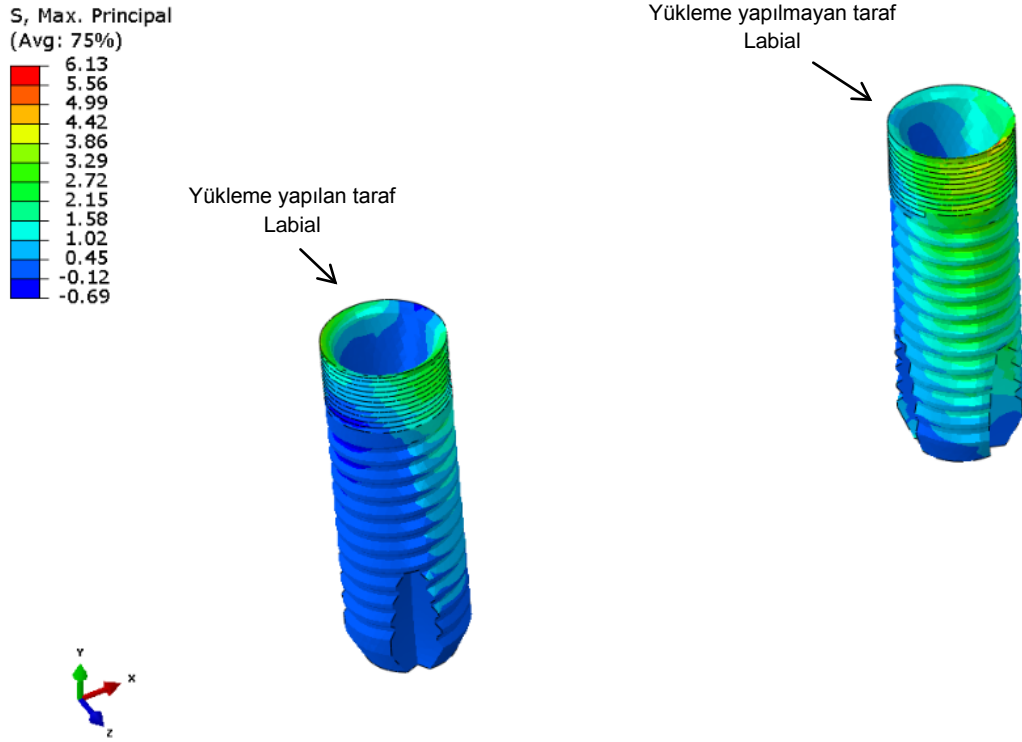
4.11.1. 1. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

İmplantlarda oluşan en yüksek çekme stresi, 6.13 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf implantının lingual boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yükleme yapılan ve yapılmayan taraftaki implantlarda oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde, streslerin implantların lingual yüzeyleri boyunca yayılım gösterdiği izlenmektedir. Yükleme yapılmayan taraf implantında oluşan stresler, yükleme yapılan tarafta oluşan streslerden yaklaşık 2.8 kat daha fazladır (Şekil 3.67, 3.68).



Şekil 4.67: 1. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri

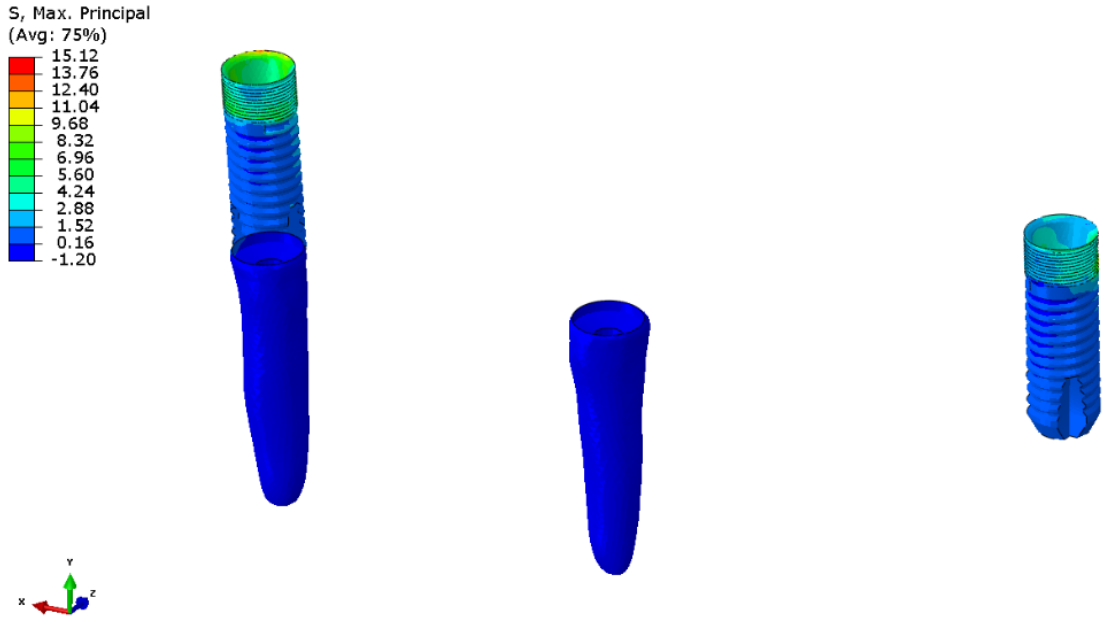


Şekil 4.68: 1. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri

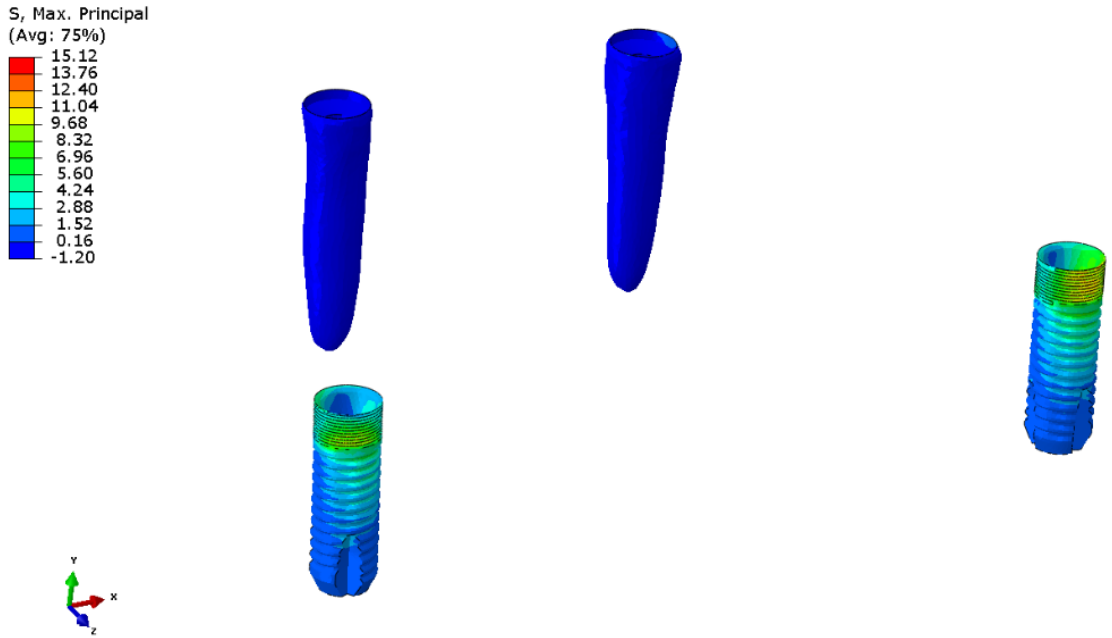
4.11.2. 3. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

İmplantlarda oluşan en yüksek çekme stresi, 15.12 MPa değerinde, yüklemeye yapılmayan taraf implantının distal boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yüklemeye yapılan ve yapılmayan taraftaki implantlarda oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde, streslerin implantların distal yüzeyleri boyunca yayılım gösterdiği izlenmektedir. Yüklemeye yapılan taraf implantında oluşan en yüksek çekme stresleri, 13.76 - 15.12 MPa aralığında, yüklemeye yapılmayan tarafta oluşan en yüksek çekme stresleri ise, 9.68 - 11.04 MPa aralığında oluşmuştur (Şekil 4.69, 4.70).



Şekil 4.69: 3. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri



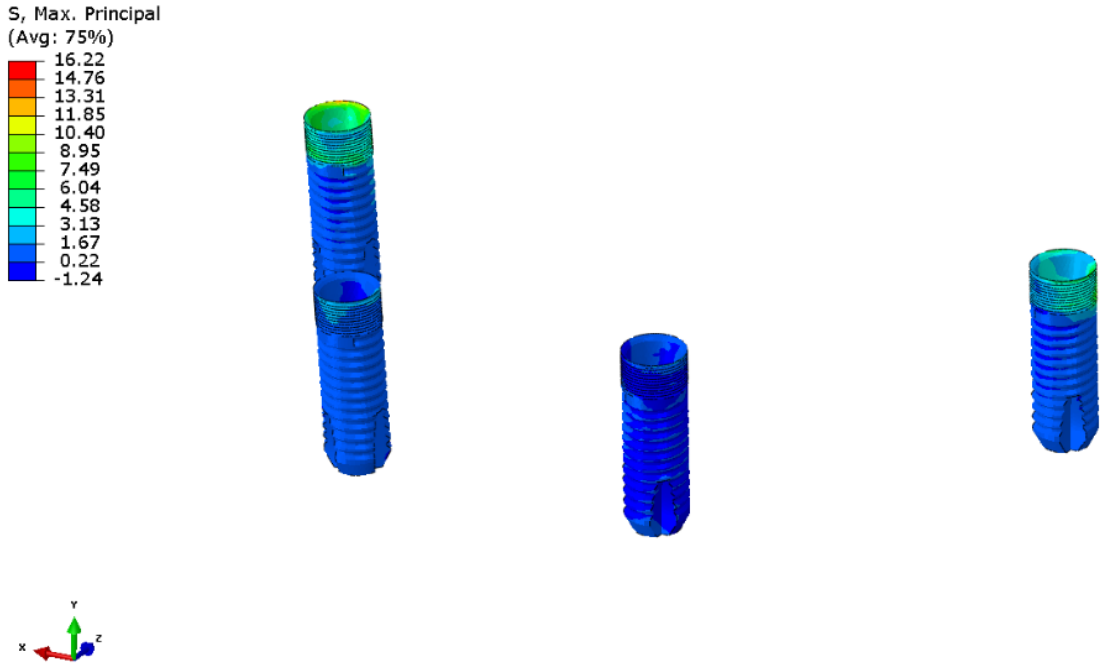
Şekil 4.70: 3. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri

4.11.3. 4. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

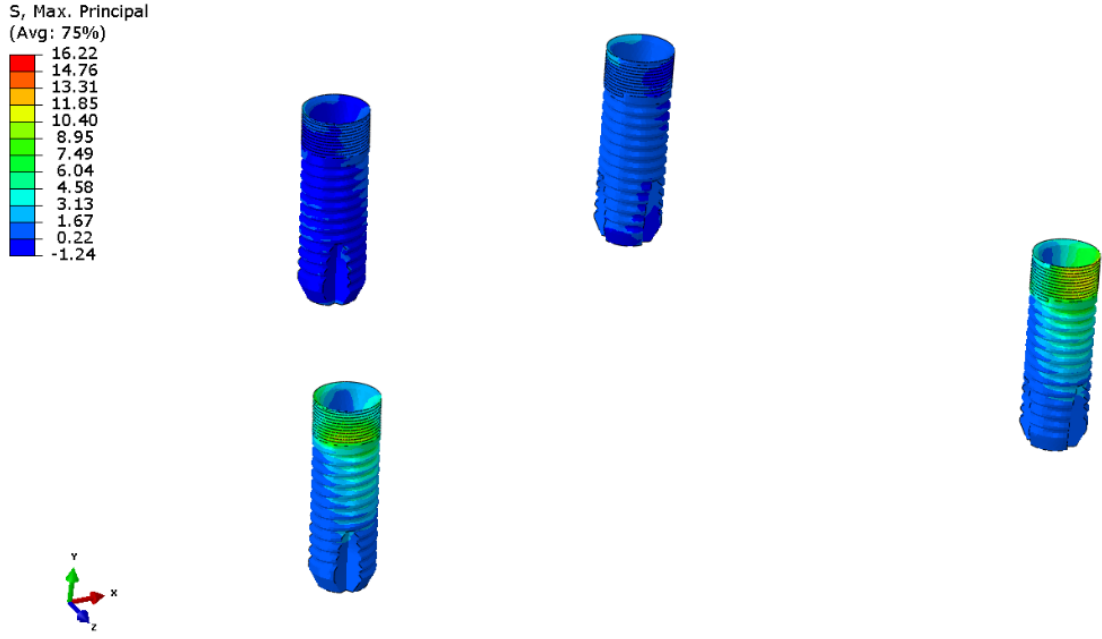
İmplantlarda oluşan en yüksek çekme stresi, 16.22 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf implantının distal boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yükleme yapılan ve yapılmayan taraftaki posterior implantlarda oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde, streslerin implantların distal yüzeyleri boyunca yayılım gösterdiği izlenmektedir.

Anterior implantlarda oluşan çekme stresi, 1.67 - 3.13 MPa aralığında, yükleme yapılmayan taraf implantın labial boyun bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.71- 4.72).

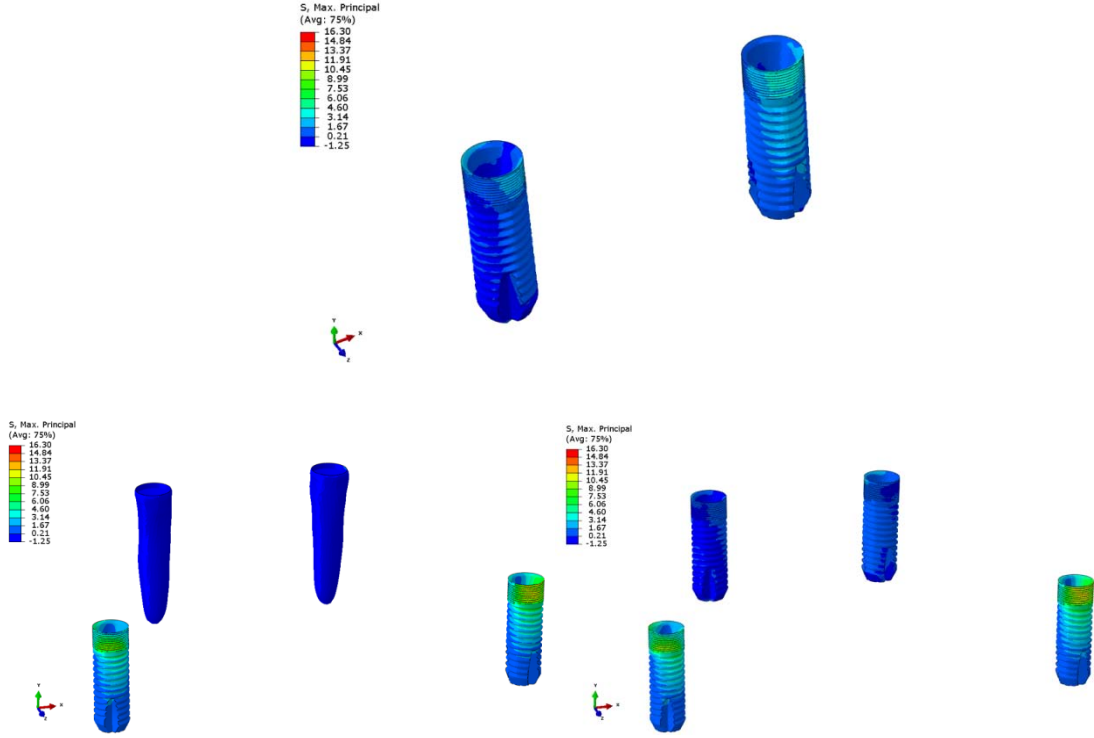


Şekil 4.71: 4. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri



Şekil 4.72: 4. tasarımda implantlarda oluşan çekme stresleri

Bütün tasarımlarda implantlarda oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde; en yüksek çekme stresi, dört implant kullanılan 4. tasarımda ve iki diş iki implant kullanılan 3. Tasarımda, yükleme yapılmayan taraf posterior implantının distal boyun bölgesinde oluşmuştur. Anterior bölgedeki implantlarda oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde, 1. tasarımda yükleme yapılmayan taraf implantta oluşan çekme stres değeri 4. tasarımda aynı bölgedeki implantta oluşan streslerin yaklaşık olarak 2 katı kadardır. 1. ve 4. tasarımlar karşılaştırıldığında; posteriora implant yerleştirilmesiyle anterior implantta oluşan çekme stres değeri yaklaşık olarak yarısı kadar azalmıştır (Şekil 4.73, 4.88), (Tablo 4.3).



Şekil 4.73: Tüm tasarımlarda implantlarda oluşan çekme stresleri

4.12. İmplantlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

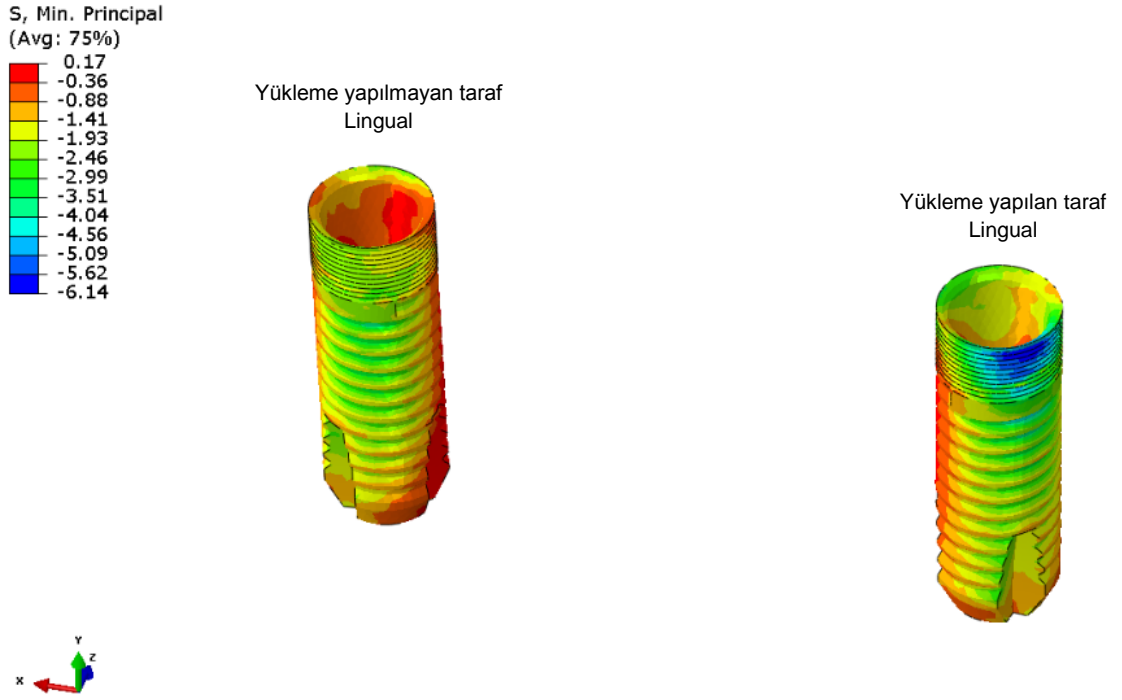
İmplantlarda oluşan en yüksek basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stres değeri 4. tasarımda yükleme yapılan tarafta posterior implantın mesio-bukkal boyun bölgesinde oluşmuştur (-12.37 MPa).

4.12.1. 1. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

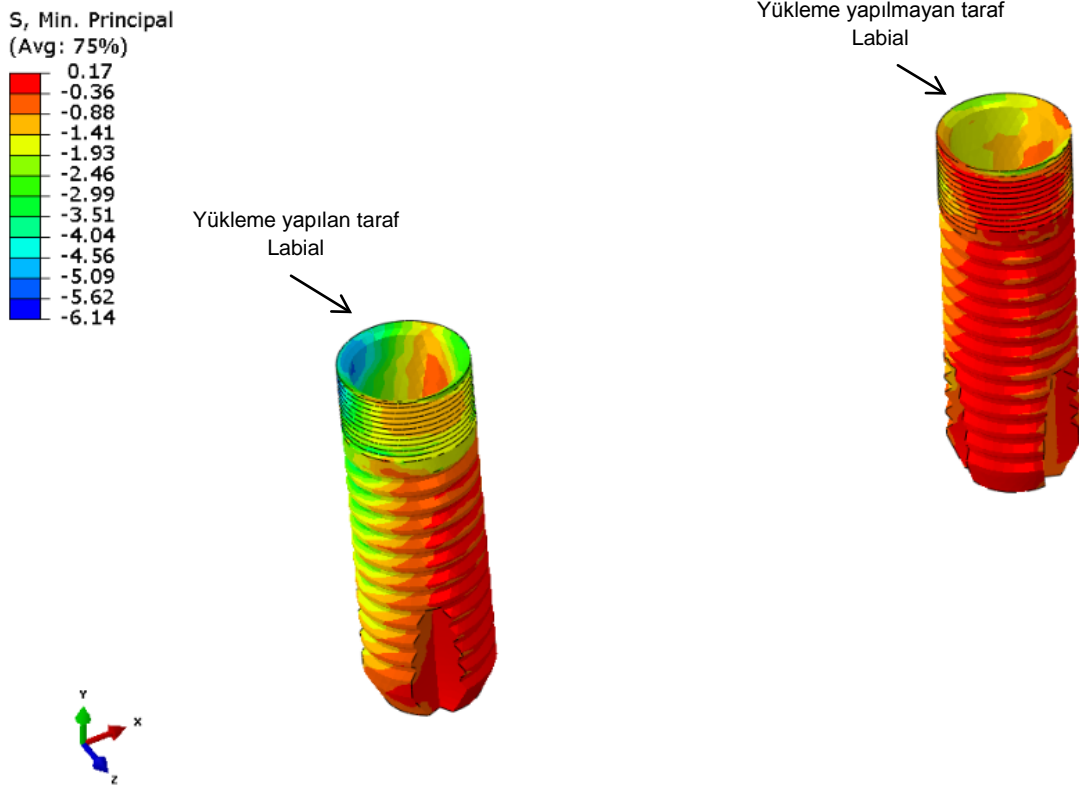
İmplantlarda oluşan en yüksek basma stresi, -6.14 MPa değerinde, yükleme yapılan taraf implantının labial boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yükleme yapılan ve yapılmayan taraftaki implantlarda oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, streslerin implantların labial yüzeyleri boyunca yayılım gösterdiği izlenmektedir. Yükleme yapılan taraf implantında oluşan

basma stresleri, yükleme yapılmayan tarafta oluşan stresleri yaklaşık 2.4 katıdır (Şekil 4.74, 4.75).



Şekil 4.74: 1. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri

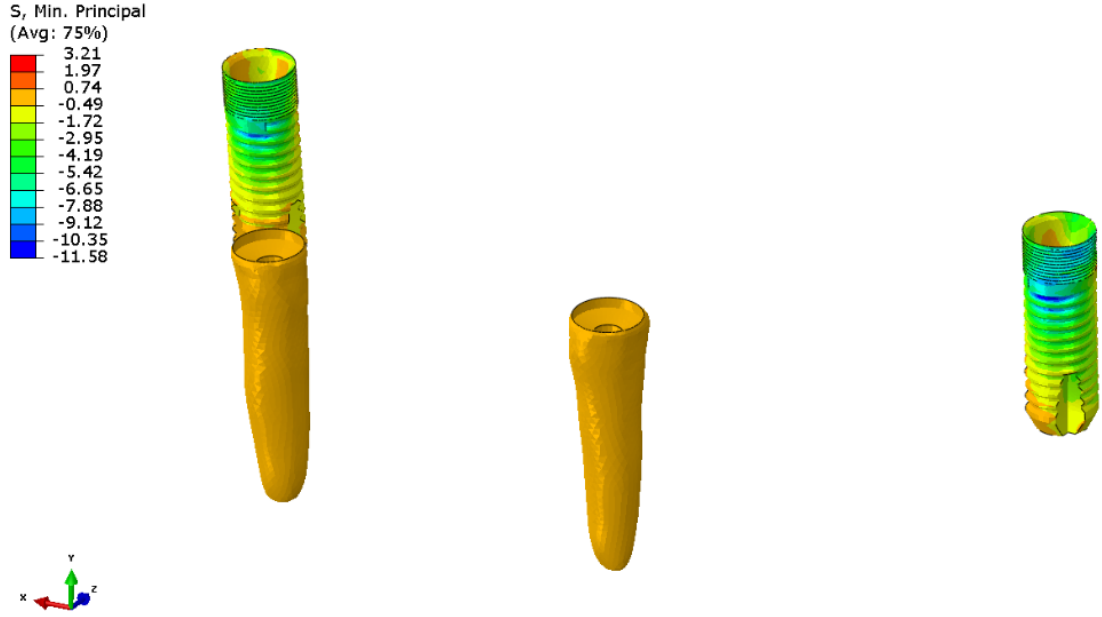


Şekil 4.75: 1. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri

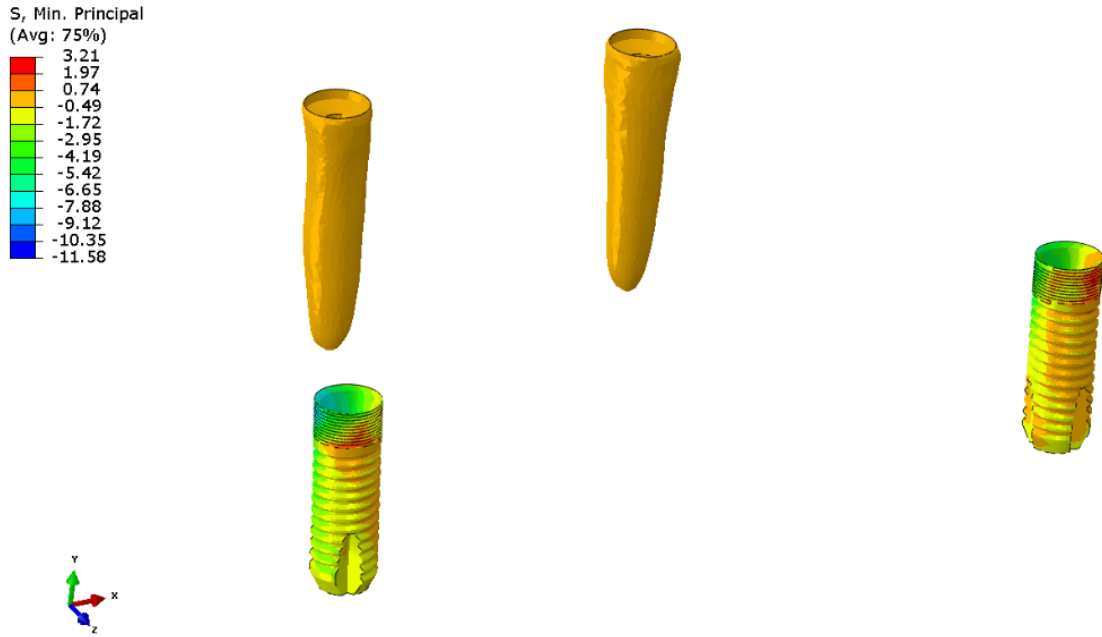
4.12.2. 3. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

İmplantlarda oluşan en yüksek basma stresi, -11.58 MPa değerinde, yüklemeye yapılan taraf implantının mesio-bukkal bölgesinde oluşmuştur.

Yüklemeye yapılmayan taraf implantında oluşan en yüksek basma stresi, (-10.35) - (-9.12) MPa aralığında implantın mesial yüzeyinde oluşmuştur. Basma stresleri implantların mesial yüzeyleri boyunca dağılım göstermektedir. Yüklemeye yapılan ve yapılmayan taraf implantlarında oluşan en yüksek basma stresleri benzer değerler göstermiştir (Şekil 4.76, 4.77).



Şekil 4.76: 3. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri



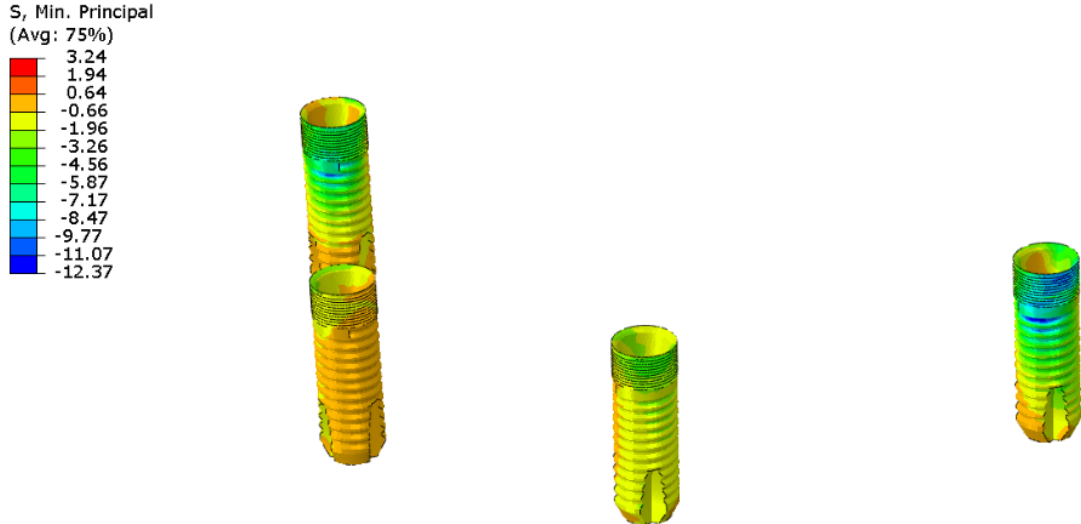
Şekil 4.77: 3. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri

4.12.3. 4. Tasarımda İmplantlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

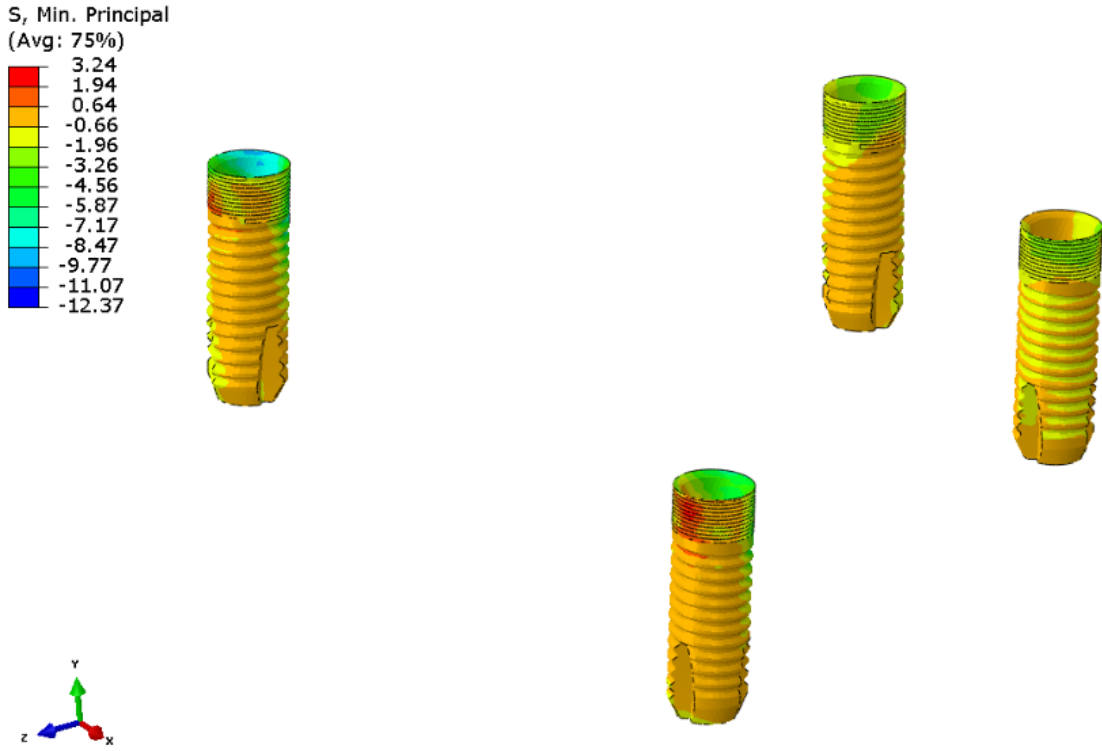
İmplantlarda oluşan en yüksek basma stresi, -12.37 MPa değerinde, yükleme yapılan taraf posterior implantının mesio-bukkal boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yükleme yapılmayan taraf implantında oluşan en yüksek basma stresi, (-9.77) - (-11.07) MPa aralığında implantın mesial yüzeyinde oluşmuştur. Yükleme yapılan ve yapılmayan taraf implantlarında oluşan en yüksek basma stresleri benzer değerler göstermiştir.

Anterior implantlarda oluşan en yüksek basma stres değeri, (-3.26) - (-4.56) MPa aralığında, yükleme yapılan implantın labial boyun bölgesinde oluşmuştur. Basma stresleri anterior implantın labial yüzeyi boyunca dağılım göstermiştir. Bu değer posterior implantta oluşan en yüksek değerle karşılaştırıldığında, posterior implantta oluşan değer anterior implantta oluşan değer yaklaşık 2.7 katıdır (Şekil 4.78 - 4.79).

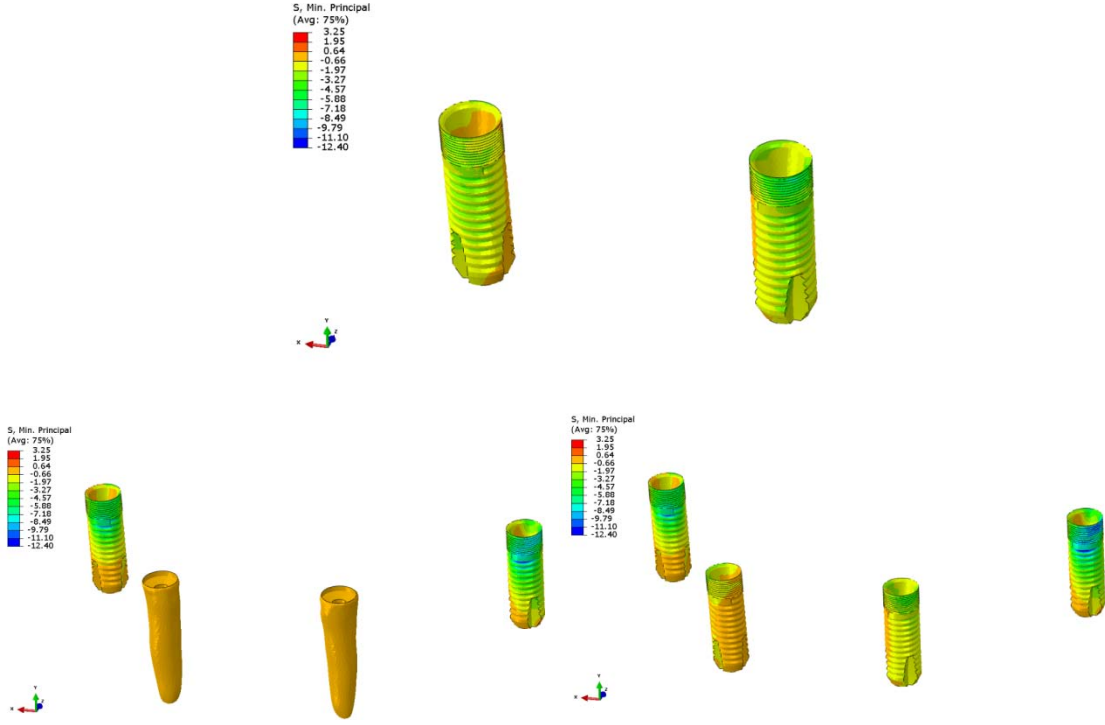


Şekil 4.78: 4. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri



Şekil 4.79: 4. tasarımda implantlarda oluşan basma stresleri

Bütün tasarımlarda implantlarda oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek basma stresi; dört implant kullanılan 4. tasarımda ve iki diş iki implant kullanılan 3. tasarımda, yükleme yapılmayan taraf posterior implantının distal boyun bölgesinde oluşmuştur. Anterior bölgedeki implantlarda oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde; 1. tasarımda yükleme yapılan taraf implantta oluşan basma stres değeri, 4. tasarımda aynı bölgedeki implantta oluşan streslerin yaklaşık olarak 1.4 katı kadardır. 1. ve 4. tasarımlar karşılaştırıldığında, posteriora implant yerleştirilmesiyle anterior implantta oluşan basma stresi azalmıştır (Şekil 4.80, 4.88), (Tablo 4.3).



Şekil 4.80: Bütün tasarımlarda implantlarda oluşan basma stresleri

4.13. İmplantlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

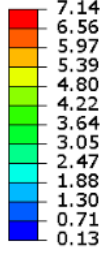
İmplantlarda oluşan en yüksek von Mises stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stres değeri 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior implantın distal boyun bölgesinde oluşmuştur (18.71 MPa).

4.13.1. 1. Tasarımda İmplantlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

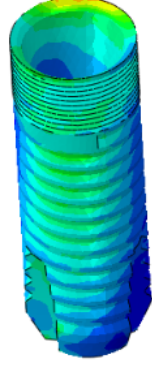
İmplantlarda oluşan en yüksek von Mises stresi, 7.14 MPa değerinde, yükleme yapılan taraf implantının labial boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yükleme yapılmayan taraftaki implantta oluşan en yüksek von Mises stres değeri, 5.97 - 6.56 MPa aralığında, lingual boyun bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.81- 4.82).

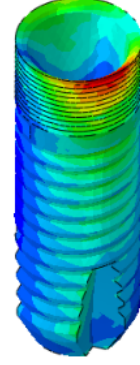
S, Mises
(Avg: 75%)



Yükleme yapılmayan taraf
Lingual

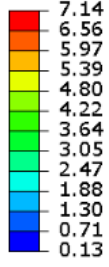


Yükleme yapılan taraf
Lingual

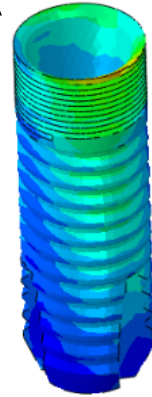


Şekil 4.81: 1. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri

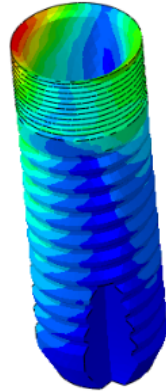
S, Mises
(Avg: 75%)



Yükleme yapılmayan taraf
Labial



Yükleme yapılan taraf
Labial

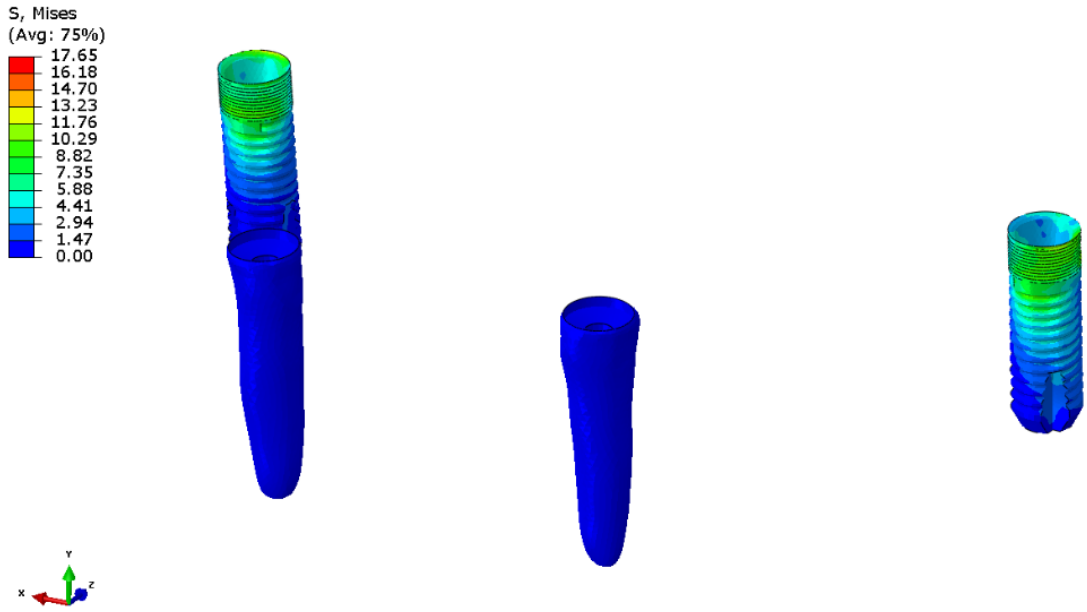


Şekil 4.82: 1. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri

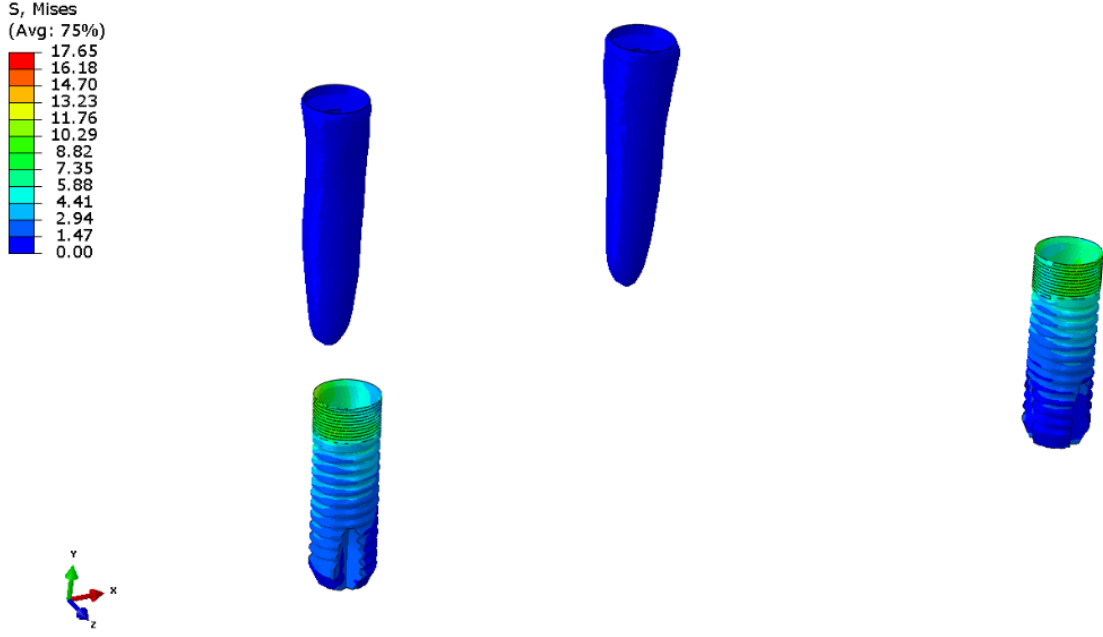
4.13.2. 3. Tasarımda İmplantlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

İmplantlarda oluşan en yüksek von Mises stresi, 17.65 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf implantının distal boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yükleme yapılan taraftaki implantta oluşan en yüksek von Mises stres değeri, 10.29-11.76 MPa aralığında, bukkal boyun bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.83 - 4.84).



Şekil 4.83: 3. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri



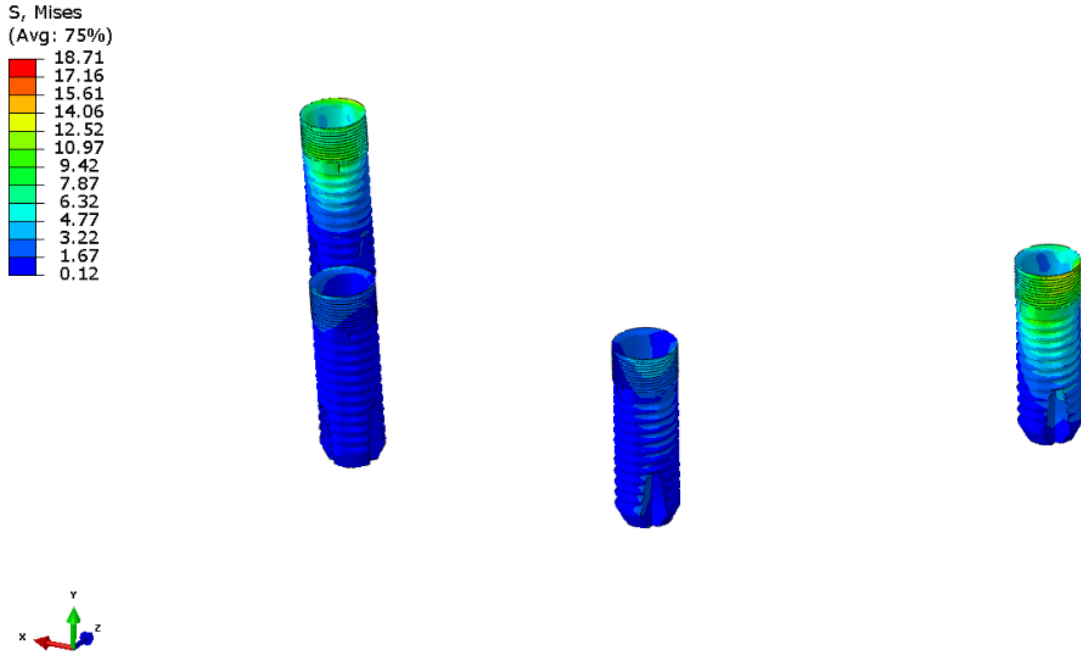
Şekil 4.84: 3. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri

4.13.3. 4. Tasarımda İmplantlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

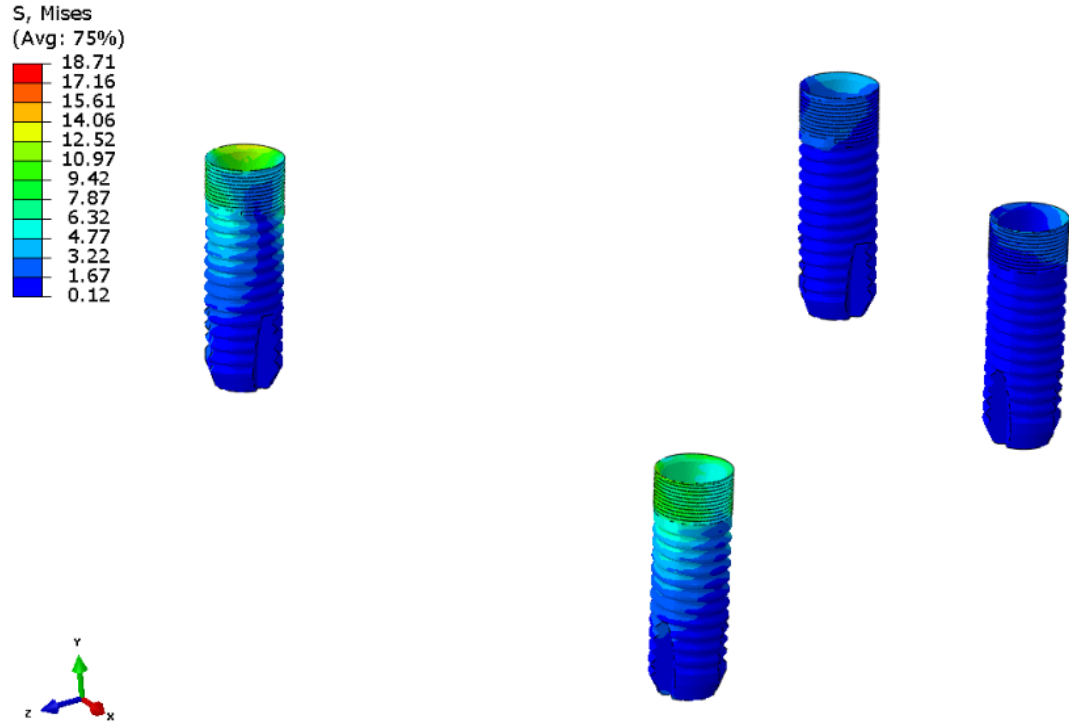
İmplantlarda oluşan en yüksek von Mises stresi, 18.71 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf posterior implantının distal boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yükleme yapılan tarafta oluşan en yüksek von Mises stresi, 15.61 - 17.16 MPa aralığında, posterior implantın mesio-bukkal boyun bölgesinde görülmüştür.

Anterior implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değeri, 3.22 - 4.77 MPa aralığında, yükleme yapılan taraf implantın labial boyun bölgesinde oluşmuştur. Posterior implantta oluşan stresler anterior implantta oluşan streslerin yaklaşık 4.5 katıdır (Şekil 4.85 - 4.86).

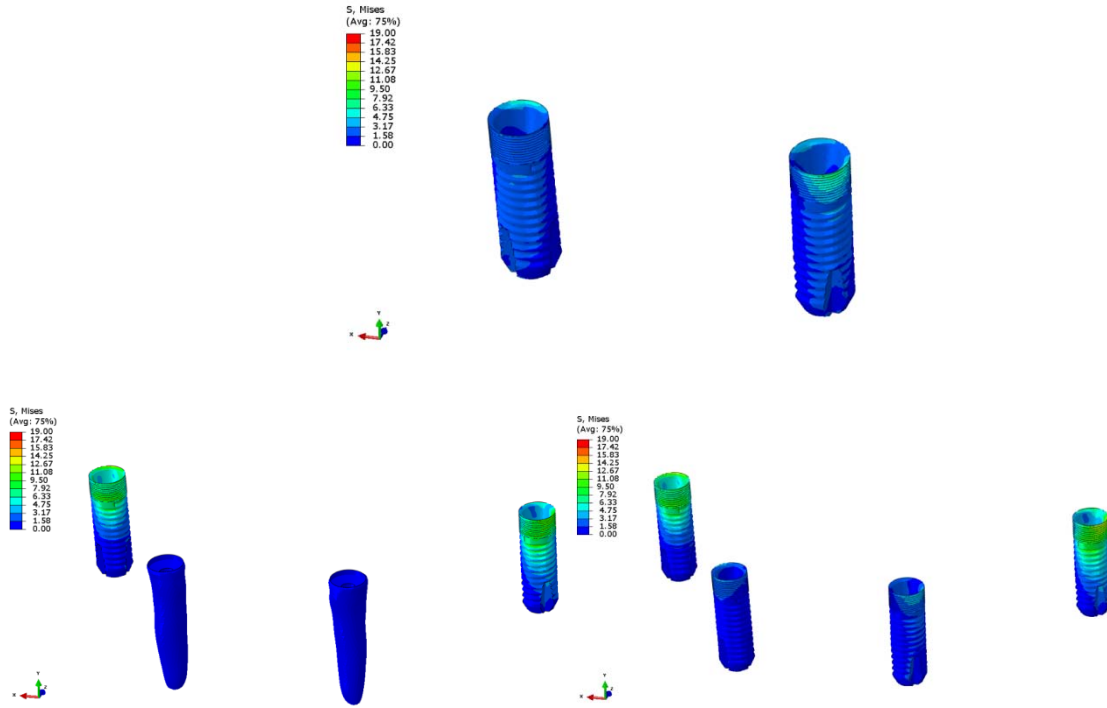


Şekil 4.85: 4. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri



Şekil 4.86: 4. tasarımda implantlarda oluşan von Mises stresleri

Bütün tasarımlarda implantlarda oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek von Mises stresi; dört implant kullanılan 4. tasarımda ve iki diş iki implant kullanılan 3. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior implantının distal boyun bölgesinde oluşmuştur. Anterior bölgedeki implantlarda oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde; 1. tasarımda yükleme yapılan taraf implantta oluşan von Mises stres değeri 4. tasarımda aynı bölgedeki implantta oluşan streslerin yaklaşık olarak 1.5 katı kadardır. 1. ve 4. tasarımlar karşılaştırıldığında, posteriora implant yerleştirilmesiyle anterior implantta oluşan von Mises stresi azalmıştır (Şekil 4.87-4.88), (Tablo 4.3).

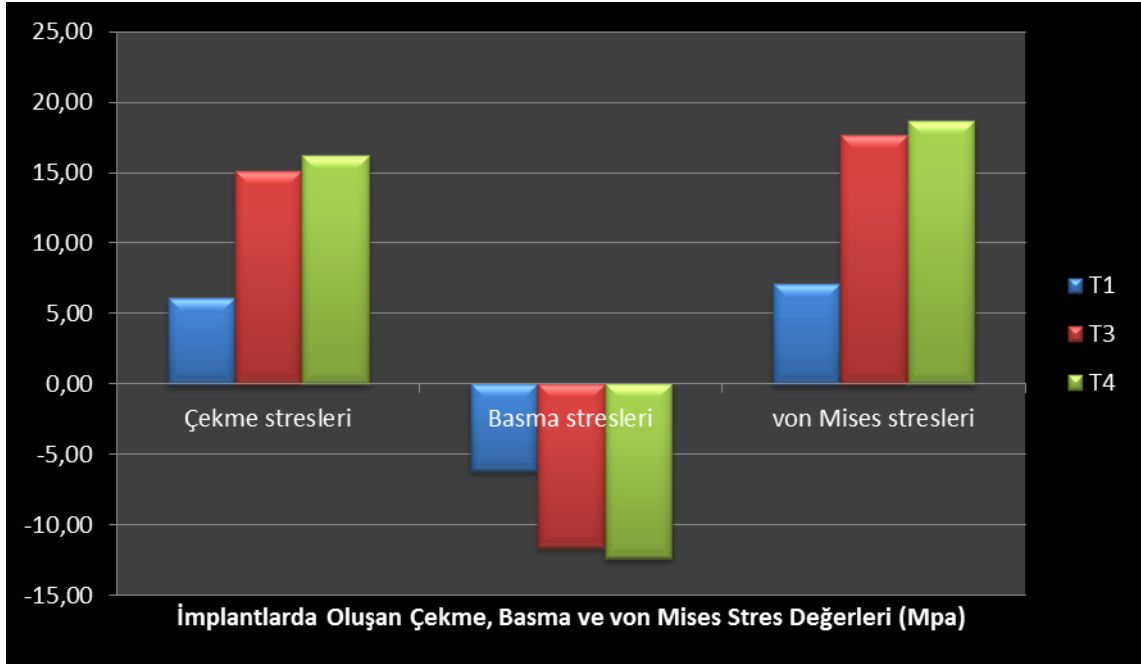


Şekil 4.87: Tüm tasarımlarda implantlarda oluşan von Mises stresleri

Tablo 4.3: Tüm tasarımlarda implantlarda oluşan en yüksek stresler

	1. tasarım	3. tasarım	4. tasarım
Çekme stresleri	6.13 MPa	15.12 MPa	16.22 MPa
Basma stresleri	-6.14 MPa	-11.58 MPa	-12.37 MPa
von Mises stresleri	7.14 MPa	17.65 MPa	18.71 MPa

Şekil 4.88: Tüm tasarımlarda implantlarda oluşan stresler

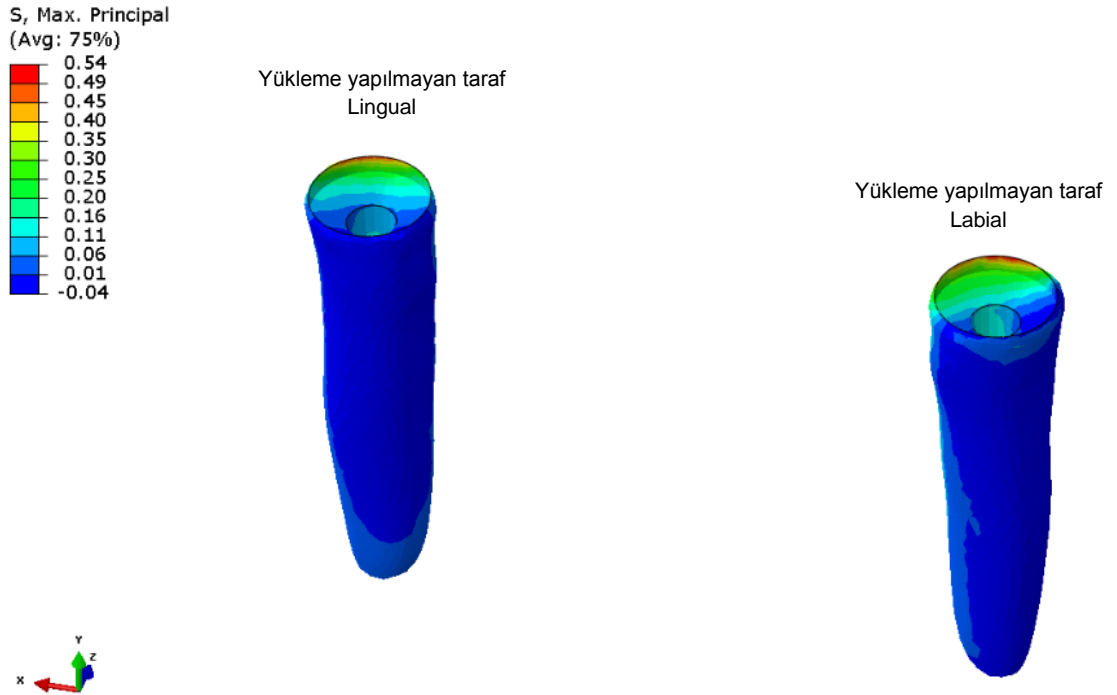


4. 14. Dentinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

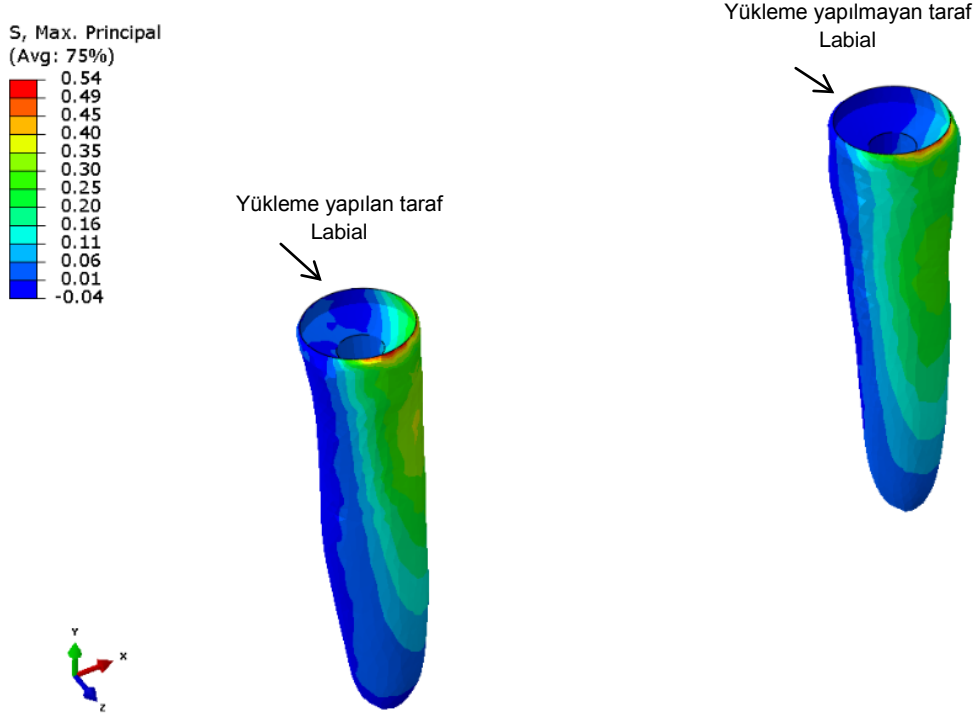
Dentinde oluşan en yüksek çekme stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stres değeri; 2. tasarımda yükleme yapılmayan taraf dentinin distal boyun bölgesinde oluşmuştur

4.14.1. 2. Tasarımda Dentinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

Dentinde oluşan en yüksek çekme stresi, 0.54 MPa değerinde, yükleme yapılan ve yapılmayan taraf dentinin lingual boyun bölgesinde oluşmuştur. Dentinde oluşan çekme stresleri yükleme yapılan ve yapılmayan taraf dentinin lingual kök yüzeyi boyunca dağılım göstermiştir (Şekil 4.89 - 4.90).



Şekil 4.89: 2. tasarımda dentinde oluşan çekme stresleri



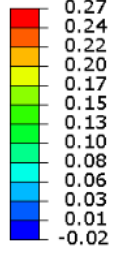
Şekil 4.90: 2. tasarımda dentinde oluşan çekme stresleri

4.14.2. 3. Tasarımda Dentinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

Dentinde oluşan en yüksek çekme stresi, 0.27 MPa değerinde, yüklemeye yapılmayan taraf dentinin distal boyun bölgesinde oluşmuştur. Çekme stresleri dentinin distal kök yüzeyi boyunca dağılım göstermiştir.

Yüklemeye yapılmayan taraf dentininde oluşan en yüksek çekme stresi, 0,10 - 0.13 MPa değerinde, dentinin distal boyun bölgesinde görülmüştür. Çekme stresleri dentinin mesial kök yüzeyi boyunca dağılım göstermiştir (Şekil 4.91, 4.92). Diş kullanılan tasarımlarda, dentinde oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde; 2. tasarımda dentinde oluşan stresler, 3. tasarımda dentinde oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Tablo 4.4), (Şekil 4.101).

S, Max. Principal
(Avg: 75%)



Yüklemeye yapılmayan taraf
Lingual

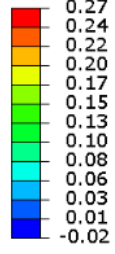


Yüklemeye yapılan taraf
Lingual



Şekil 4.91: 3. tasarımda dentinde oluşan çekme stresleri

S, Max. Principal
(Avg: 75%)



Yüklemeye yapılan taraf
Labial



Yüklemeye yapılmayan taraf
Labial



Şekil 4.92: 3. tasarımda dentinde oluşan çekme stresleri

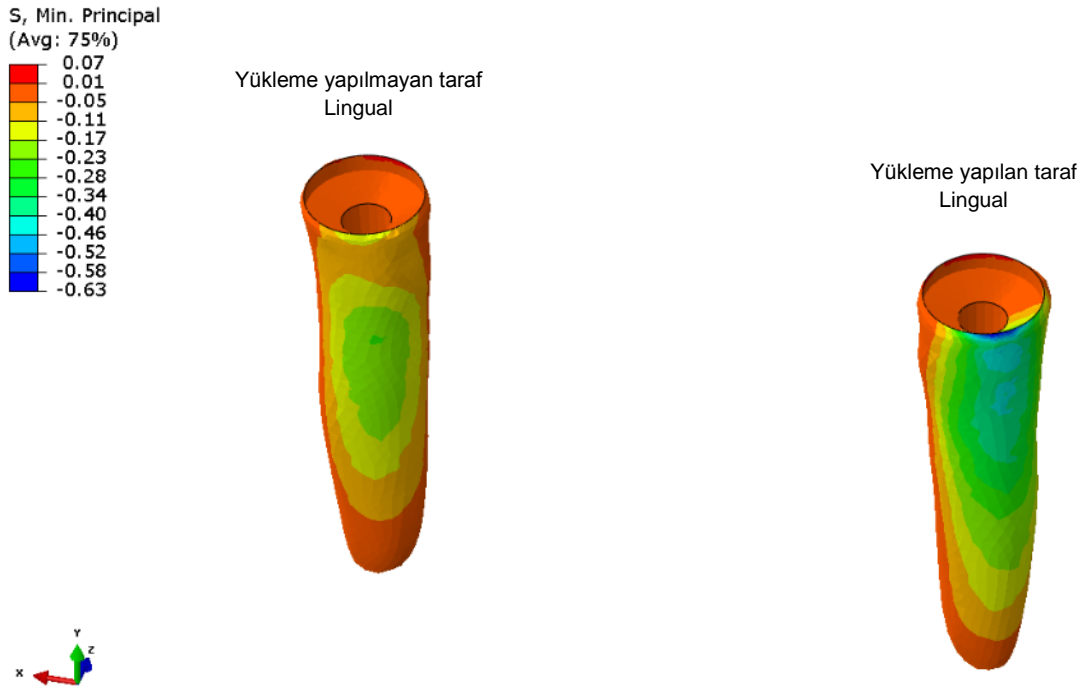
4.15. Dentinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Dentinde oluşan en yüksek basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stres değeri 2. tasarımda yükleme yapılan taraf dentinin labial boyun bölgesinde oluşmuştur (-0.63 MPa).

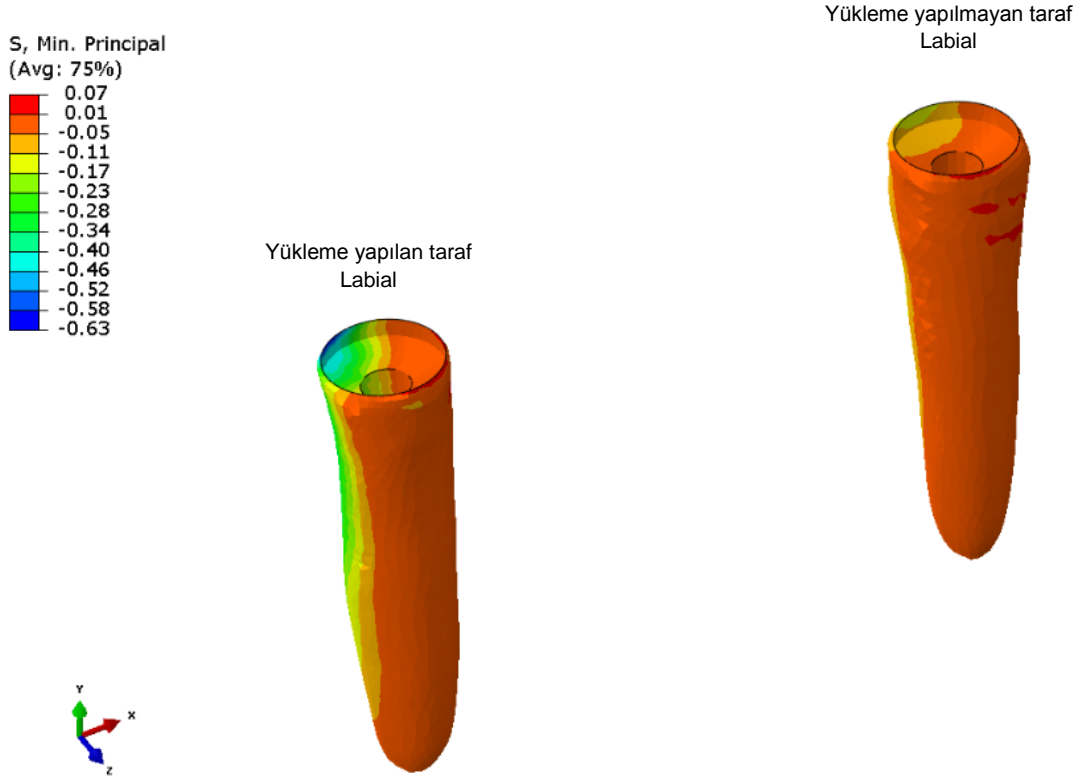
4.15.1. 2. Tasarımda Dentinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Dentinde oluşan en yüksek basma stresi, -0.63 MPa değerinde, yükleme yapılan taraf dentinin labial boyun bölgesinde oluşmuştur. Basma stresleri dentinin distal kök yüzeyi boyunca dağılım göstermiştir.

Yükleme yapılmayan taraf dentinde oluşan en yüksek basma stres değeri, (-0.28) - (-0.23) MPa aralığında, diş kökünün labial yüzeyinde oluşmuştur (Şekil 4.93, 4.94).



Şekil 4.93: 2. tasarımda dentinde oluşan basma stresleri



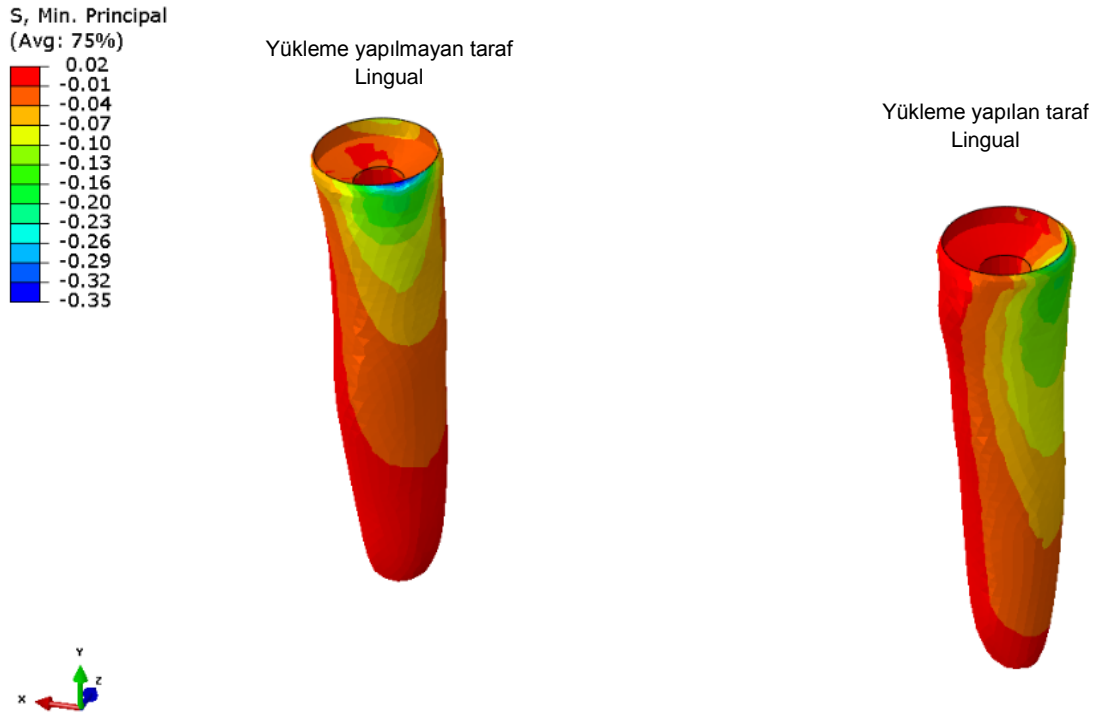
Şekil 4.94: 2. tasarımda dentinde oluşan basma stresleri

4.15.2. 3. Tasarımda Dentinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

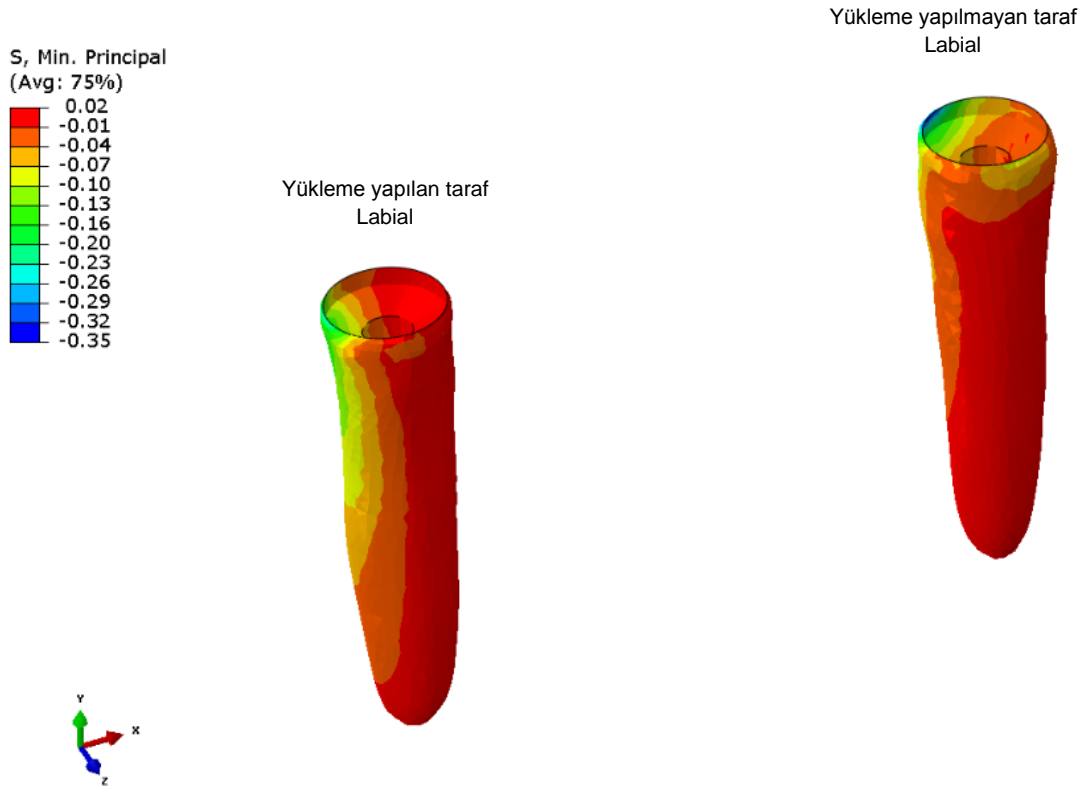
Dentinde oluşan en yüksek basma stresi, -0.35 MPa değerinde, yüklemeye yapılmayan taraf dentinin labial boyun bölgesinde oluşmuştur. Basma stresleri dentinin mesial kök yüzeyi boyunca dağılım göstermiştir.

Yüklemeye yapılan taraf dentinde oluşan en yüksek basma stres değeri, (-0.13) - (-0.16) MPa aralığında, diş kökünün bukkal boyun bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.95, 4.96).

Diş kullanılan tasarımlarda, dentinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, 2. tasarımda dentinde oluşan stresler, 3. tasarımda dentinde oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Tablo 4.4), (Şekil 4.101).



Şekil 4.95: 3. tasarımda dentinde oluşan basma stresleri



Şekil 4.96: 3. tasarımda dentinde oluşan basma stresleri

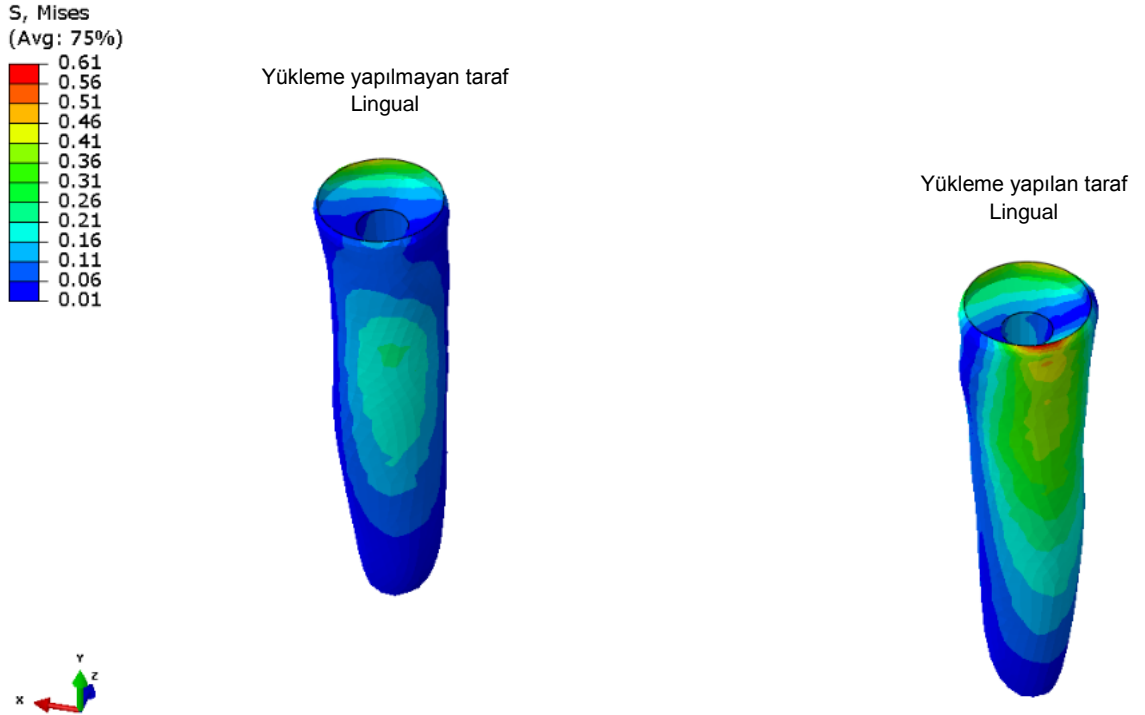
4.16. Dentinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Dentinde oluşan en yüksek von Mises stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stres değeri 2. tasarımda yükleme yapılan taraf dentinin labial boyun bölgesinde oluşmuştur (0.61 MPa).

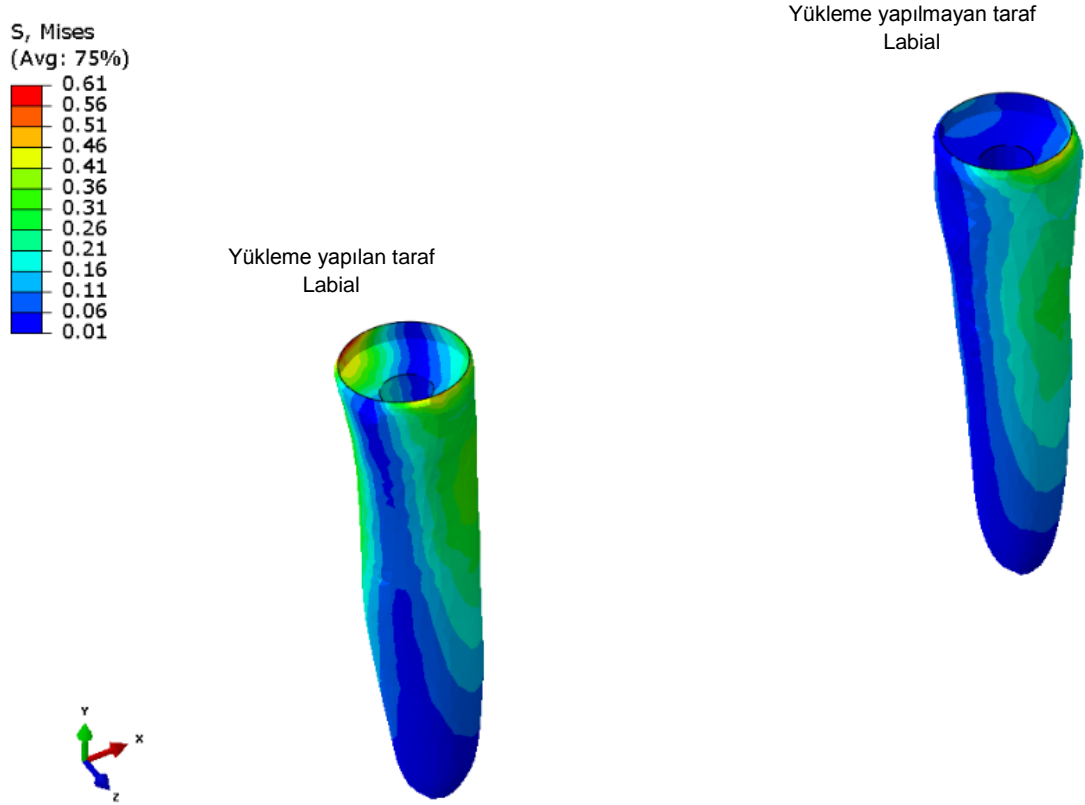
4.16.1. 2. Tasarımda Dentinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Dentinde oluşan en yüksek von Mises stresi, 0.61 MPa değerinde, yükleme yapılan taraf dentinin labial boyun bölgesinde oluşmuştur. von Mises stresleri dentinin mesial kök yüzeyi boyunca dağılım göstermiştir.

Yükleme yapılmayan taraf dentinde oluşan en yüksek von Mises stres değeri, 0.51 - 0.56 MPa aralığında, dentinin lingual boyun bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.97, 4.98).



Şekil 4.97: 2. tasarımda dentinde oluşan von Mises stresleri

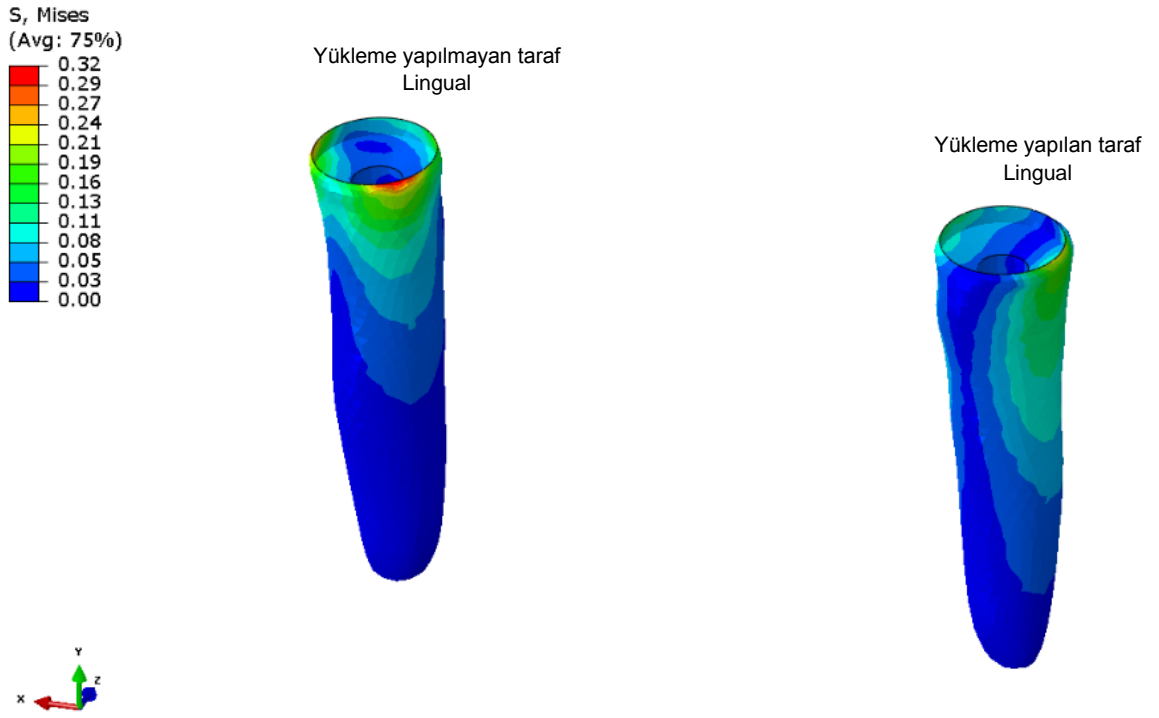


Şekil 4.98: 2. tasarımda dentinde oluşan von Mises stresleri

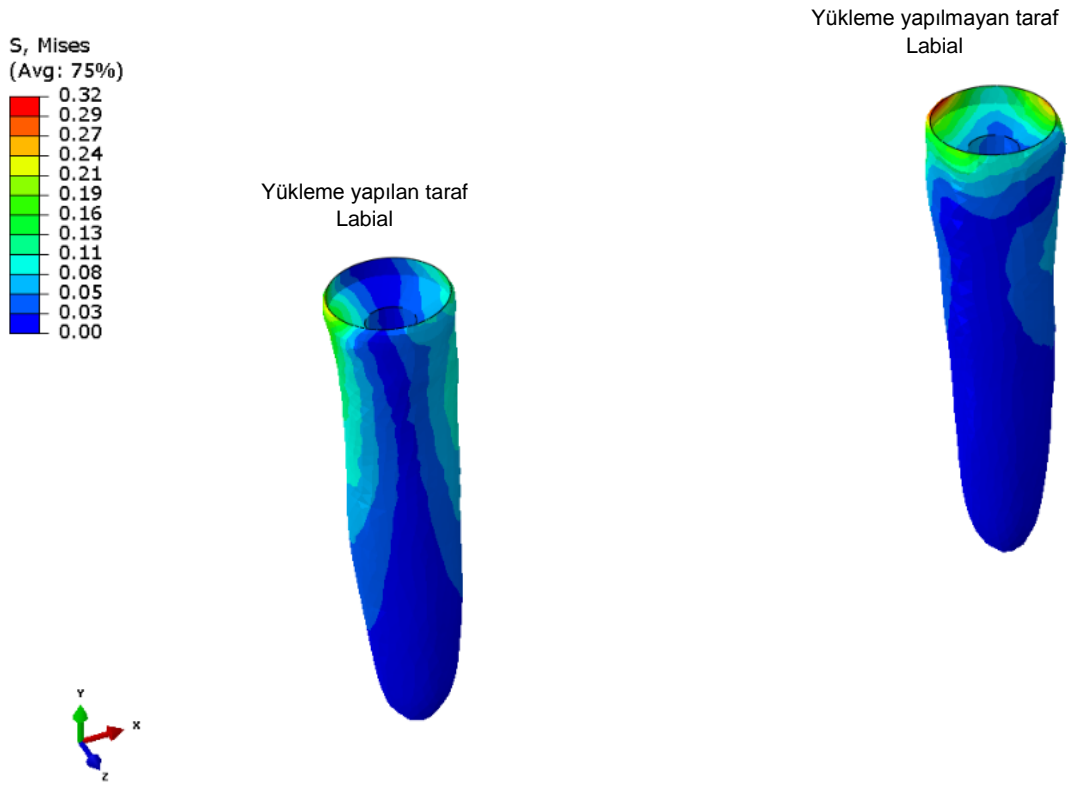
4.16.2. 3. Tasarımda Dentinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Dentinde oluşan en yüksek von Mises stresi, 0.32 MPa değerinde, yüklemeye yapılmayan taraf dentinin labial boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yüklemeye yapılan taraf dentinde oluşan en yüksek von Mises stres değeri, 0.21 - 0.24 MPa aralığında, dentinin distal boyun bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.99, 4.100).



Şekil 4.99: 3. tasarımda dentinde oluşan von Mises stresleri



Şekil 4.100: 3. tasarımda dentinde oluşan von Mises stresleri

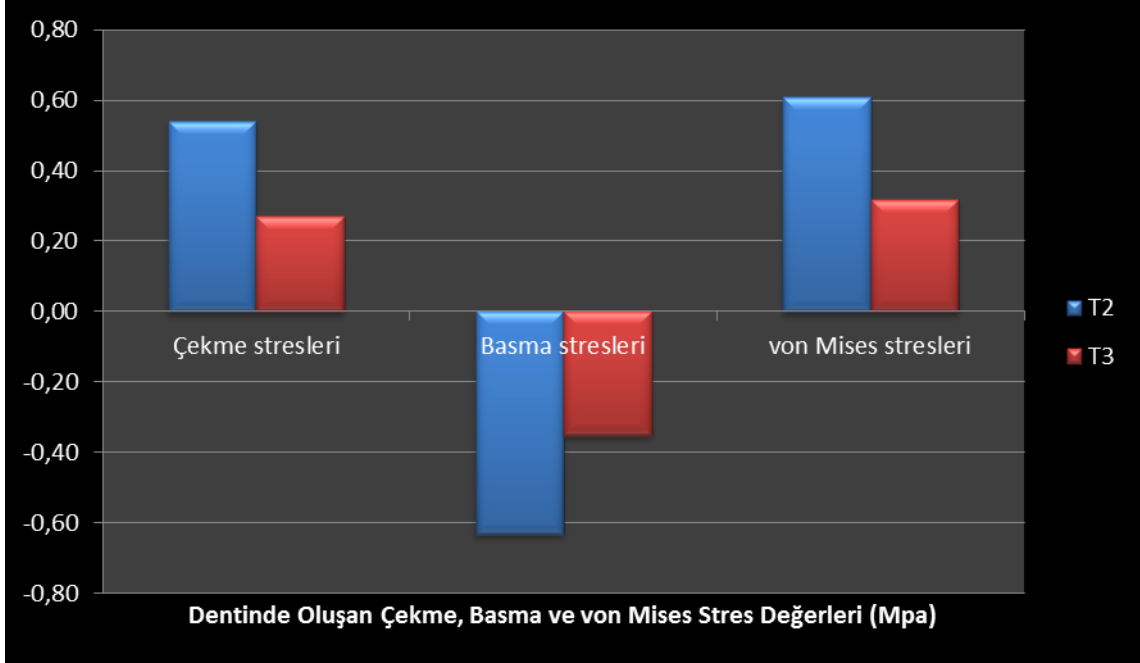
Diş kullanılan tasarımlarda, dentinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde, 2. tasarımda dentinde oluşan stresler 3. tasarımda dentinde oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Tablo 4.4), (Grafik 4.4).

2. ve 3. tasarımda dentinde oluşan von Mises stresleri ile 1. ve 4. tasarımlarda aynı bölgede kullanılan implantlarda oluşan von Mises stresleri karşılaştırıldığında, implantta oluşan streslerin dişe göre yaklaşık 11.5 kat daha fazla olduğu sonucu çıkmıştır.

Tablo 4.4: Tüm tasarımlarda dentinde oluşan en yüksek stresler

	2. tasarım	3. tasarım
Çekme stresleri	0.54 MPa	0.27 MPa
Basma stresleri	-0.63 MPa	-0.35 MPa
von Mises stresleri	0.61 MPa	0.32 MPa

Şekil 4.101: Tüm tasarımlarda dentinde oluşan stresler



4.17. PDL'de Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

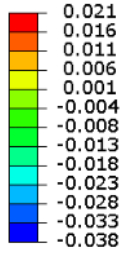
PDL'de oluşan en yüksek çekme stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stres değeri 2. tasarımda yükleme yapılmayan taraf PDL'nin apikalinde oluşmuştur (0.021 MPa).

4.17.1. 2. Tasarımda PDL'de Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

PDL'de oluşan en yüksek çekme stresi, 0.021 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf apikal bölgede oluşmuştur.

Yükleme yapılan taraf PDL'de en yüksek, 0.011 - 0.016 MPa aralığında, çekme stresleri apikal bölgede oluşmuştur (Şekil 4.102, 4.103).

S, Max. Principal
(Avg: 75%)



Yükleme yapılmayan taraf
Lingual

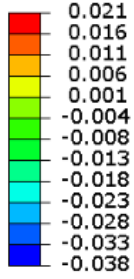


Yükleme yapılan taraf
Lingual



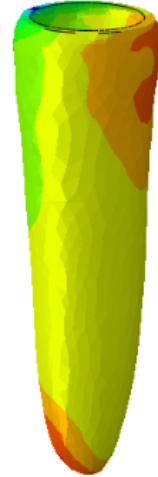
Şekil 4.102: 2. tasarımda PDL'de oluşan çekme stresleri

S, Max. Principal
(Avg: 75%)



Yükleme yapılmayan taraf
Labial

Yükleme yapılan taraf
Labial



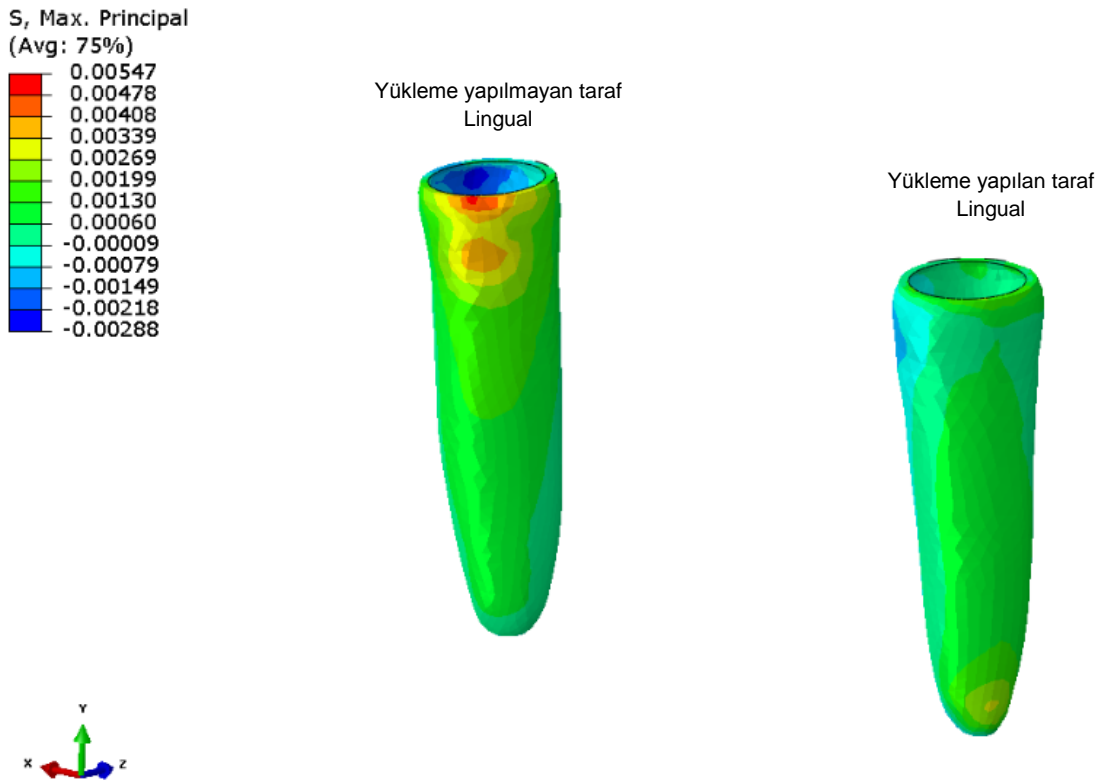
Şekil 4.103: 2. tasarımda PDL'de oluşan çekme stresleri

4.17.2. 3. Tasarımda PDL'de Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

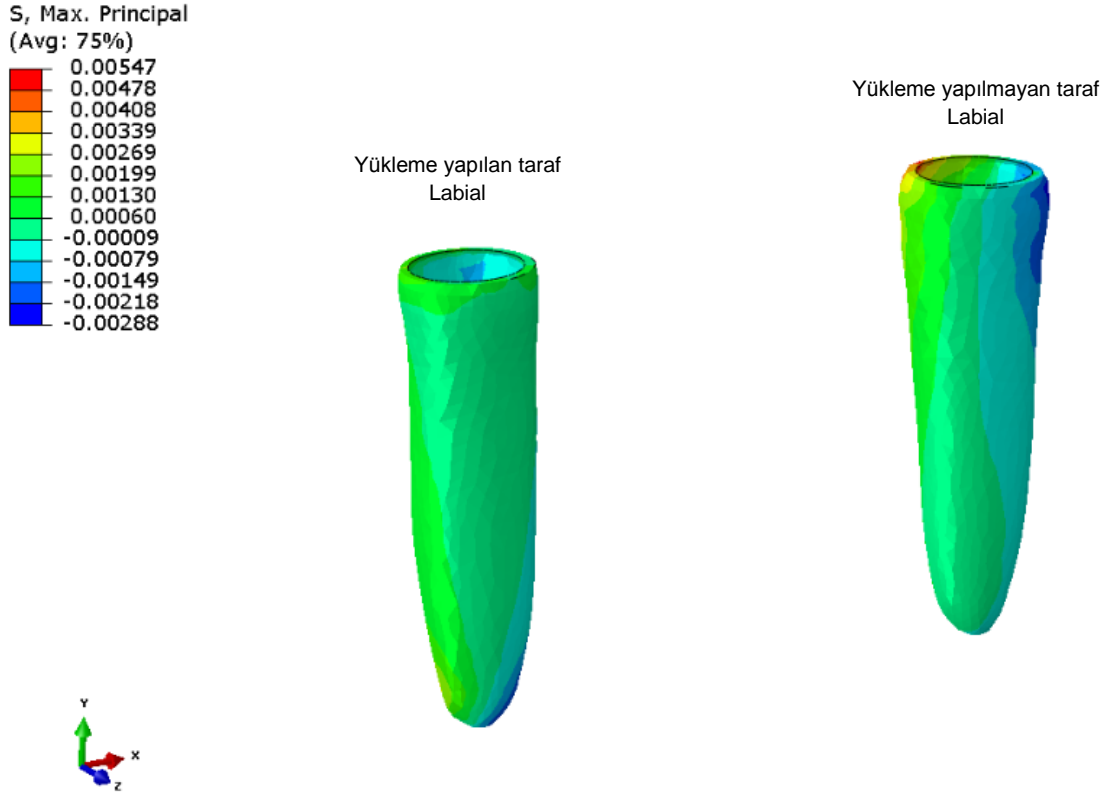
PDL'de oluşan en yüksek çekme stresi, 0,00547 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf bukkal boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yükleme yapılan tarafta en yüksek çekme stresi, 0.00269 - 0.00339 MPa aralığında, labial bölgenin apikalinde oluşmuştur (Şekil 4.104, 4.105).

2. ve 3. tasarımda PDL'de oluşan çekme değerleri karşılaştırıldığında 2. tasarımda oluşan çekme stresleri 3. tasarımda oluşan streslerin yaklaşık 4 katıdır (Tablo 4.5), (Şekil 4.114).



Şekil 4.104: 3. tasarımda PDL'de oluşan çekme stresleri



Şekil 4.105: 3. tasarımda PDL'de oluşan çekme stresleri

4.18. PDL'de Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

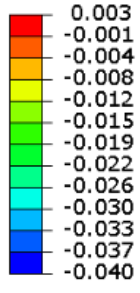
PDL'de oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stres değeri; 2. tasarımda yüklemeye yapılmayan taraf PDL'nin bukkal boyun bölgesinde oluşmuştur (-0.040 MPa).

4.18.1. 2. Tasarımda PDL'de Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

PDL'de oluşan en yüksek basma stresi, -0,040 MPa değerinde, yüklemeye yapılmayan taraf bukkal boyun bölgesinde oluşmuştur.

Yüklemeye yapılan tarafta en yüksek basma stresi, (-0.012) - (-0.015) MPa aralığında, apikal bölgenin lingualinde oluşmuştur (Şekil 4.106- 4.107).

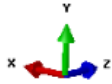
S, Min. Principal
(Avg: 75%)



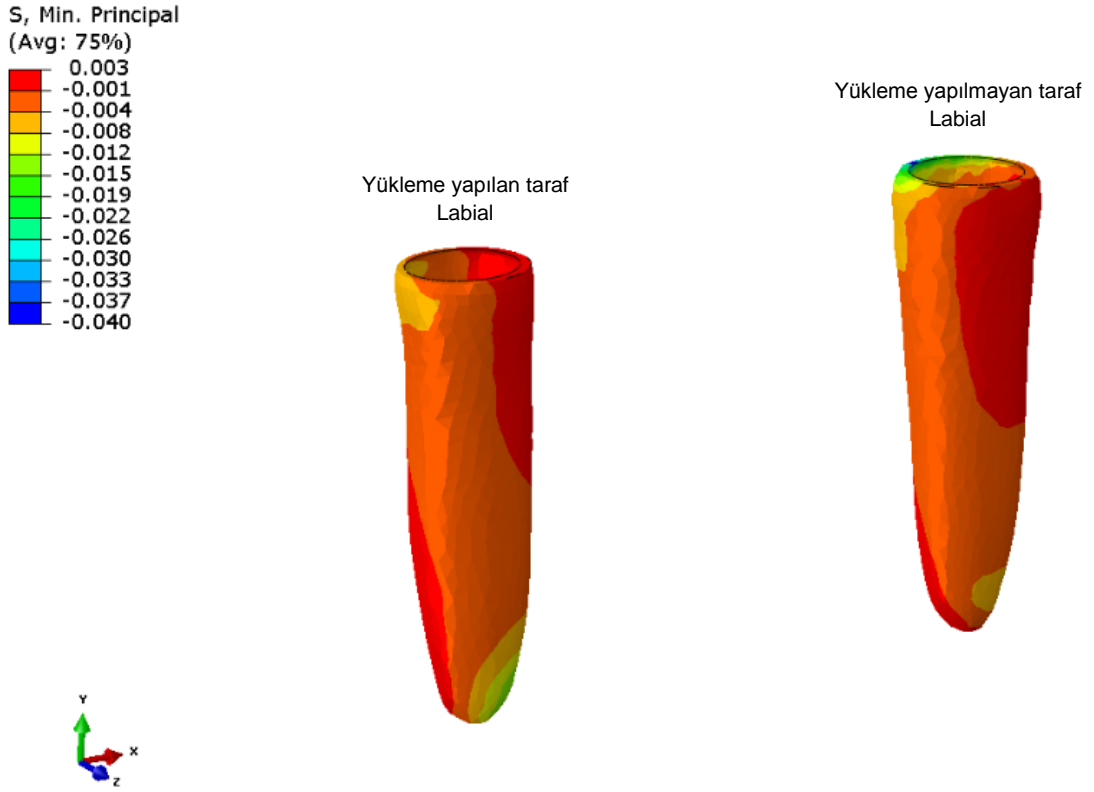
Yüklemeye yapılmayan taraf
Lingual



Yüklemeye yapılan taraf
Lingual



Şekil 4.106: 2. tasarımda PDL'de oluşan basma stresleri



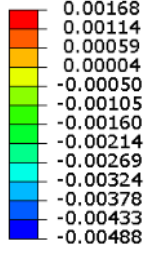
Şekil 4.107: 2. tasarımda PDL'de oluşan basma stresleri

4.18.2. 3. Tasarımda PDL'de Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

PDL'de oluşan en yüksek basma stresi, -0,00488 MPa değerinde, yüklemeye yapılmayan taraf bukkal boyun bölgesinde ve yüklemeye yapılan taraf lingual kısmın apikalinde oluşmuştur (Şekil 4.108, 4.109).

2. ve 3. tasarımda PDL'de oluşan basma stresleri değerleri karşılaştırıldığında; 2. tasarımda oluşan basma stresleri, 3. tasarımda oluşan streslerin yaklaşık 8 katıdır (Tablo 4.5.), (Şekil 4.114).

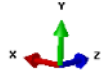
S, Min. Principal
(Avg: 75%)



Yükleme yapılmayan taraf
Lingual

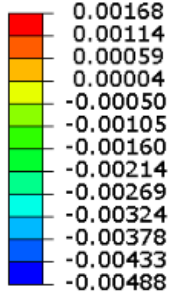


Yükleme yapılan taraf
Lingual



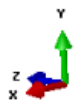
Şekil 4.108: 3. tasarımda PDL'de oluşan basma stresleri

S, Min. Principal
(Avg: 75%)



Yükleme yapılan taraf
Labial

Yükleme yapılan taraf
Labial



Şekil 4.109: 3. tasarımda PDL'de oluşan basma stresleri

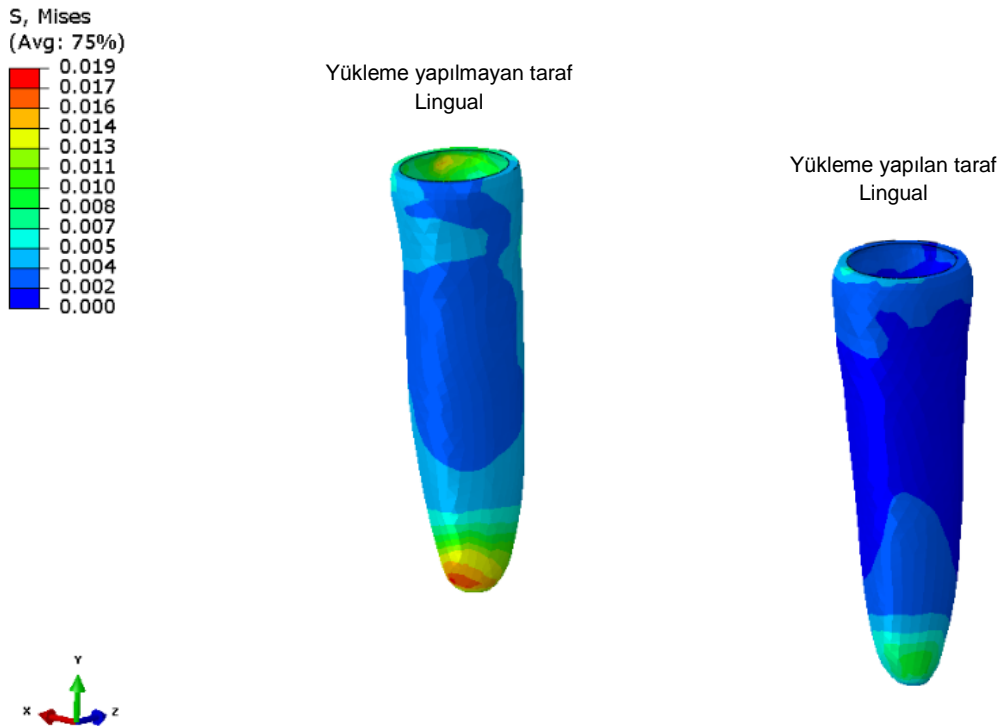
4.19. PDL'de Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

PDL'de oluşan en yüksek von Mises stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stres değeri, 2. tasarımda yükleme yapılmayan taraf PDL'nin apikalinde oluşmuştur (0.019 MPa).

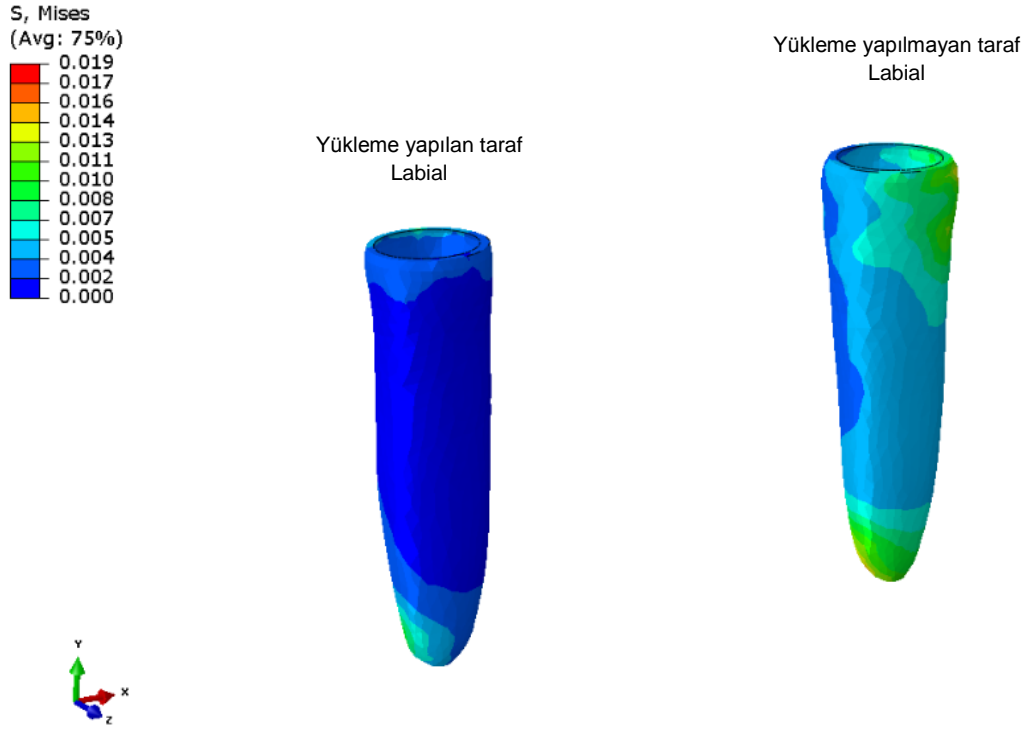
4.19.1. 2. Tasarımda PDL'de Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi:

PDL'de oluşan en yüksek von Mises stresi, 0.019 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf apikal bölgede oluşmuştur.

Yükleme yapılan taraf PDL'de en yüksek, 0.008 - 0.010 MPa aralığında, von Mises stresleri bukkal yüzeyin apikalinde oluşmuştur (Şekil 4.110, 4.111).



Şekil 4.110: 2. tasarımda PDL'de oluşan von Mises stresleri

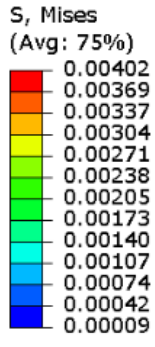


Şekil 4.111: 2. tasarımda PDL'de oluşan von Mises stresleri

4.19.2. 3. Tasarımda PDL'de Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

PDL'de oluşan en yüksek von Mises stresi, 0.00402 MPa değerinde, yüklemeye yapılmayan taraf bukkal boyun bölgesinde oluşmuştur.

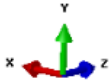
Yüklemeye yapılan taraf PDL'de, 0.00173 - 0.00205 MPa aralığında, bukkal yüzeyin apikalinde en yüksek von Mises stresleri oluşmuştur (Şekil 4.112, 4.113).



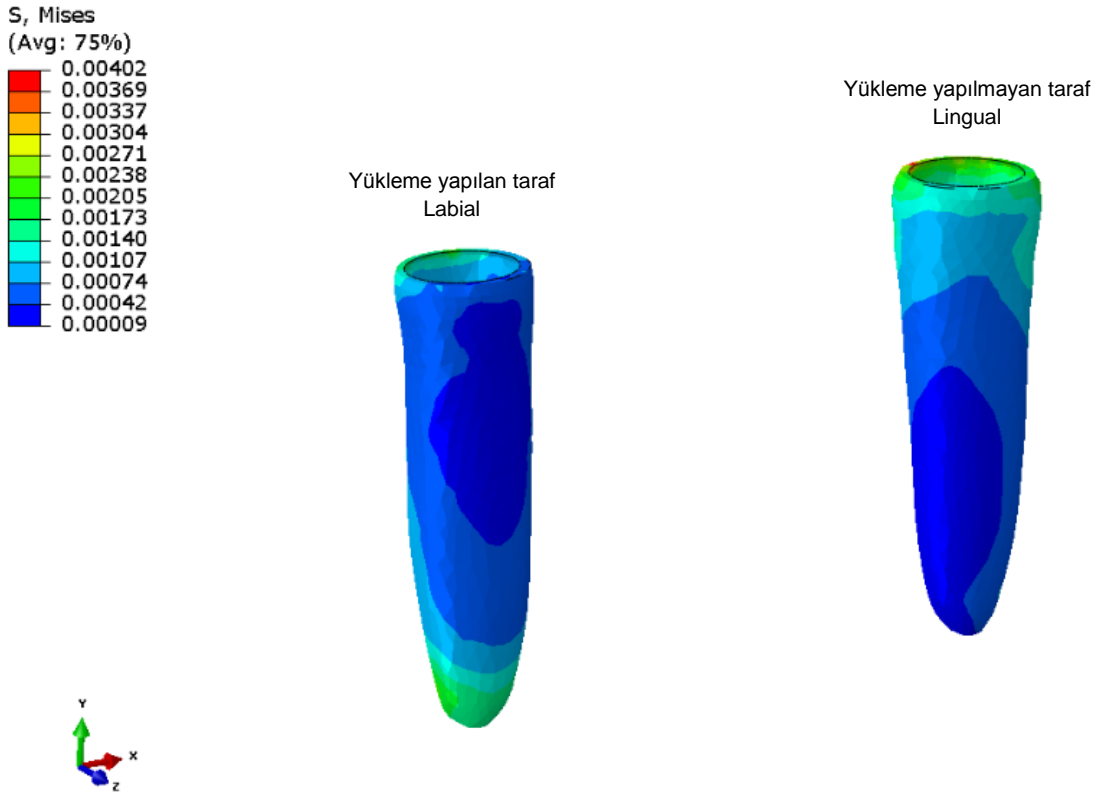
Yükleme yapılmayan taraf
Lingual



Yükleme yapılan taraf
Lingual



Şekil 4.112: 3. tasarımda PDL'de oluşan von Mises stresleri



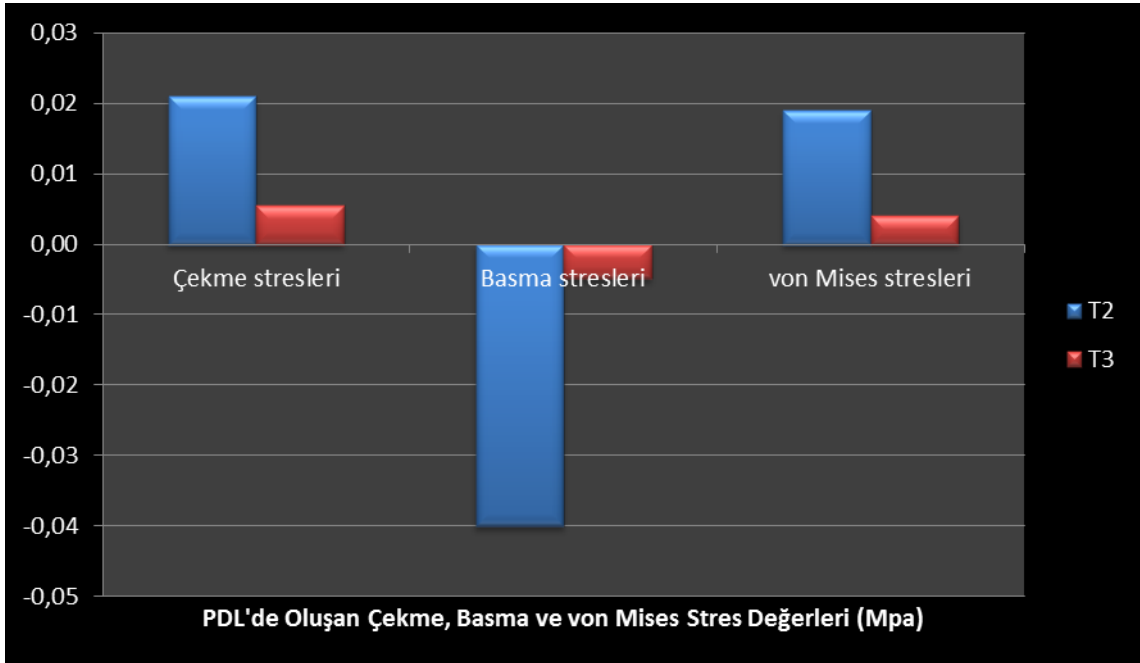
Şekil 4.113: 3. tasarımda PDL'de oluşan von Mises stresleri

2. ve 3. tasarımda PDL'de oluşan von Mises stresleri değerleri karşılaştırıldığında; 2. tasarımda oluşan von Mises stresleri, 3. tasarımda oluşan streslerin yaklaşık 4.7 katıdır (Tablo 4.5), (Şekil 4.114).

Tablo 4.5: Tüm tasarımlarda PDL'de oluşan en yüksek stresler

	2. Tasarım	3. Tasarım
Çekme stresleri	0.021 MPa	0.00547 MPa
Basma stresleri	-0.040 MPa	-0.00488 MPa
von Mises stresleri	0.019 MPa	0.00402 MPa

Şekil 4.114: Tüm tasarımlarda PDL'de oluşan stresler

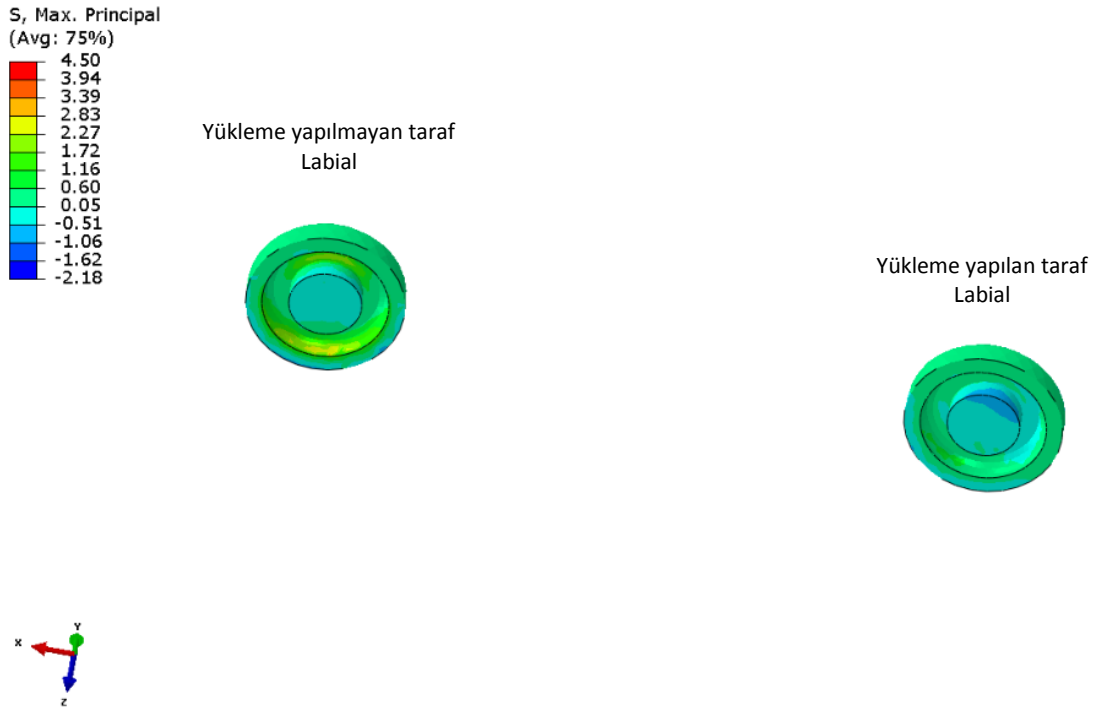


4.20. Locator Matrisinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

Locator matrisinde oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek çekme stresleri; 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior locator matrisinin distalinde oluşmuştur (12.36 MPa).

4.20.1. 1. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi:

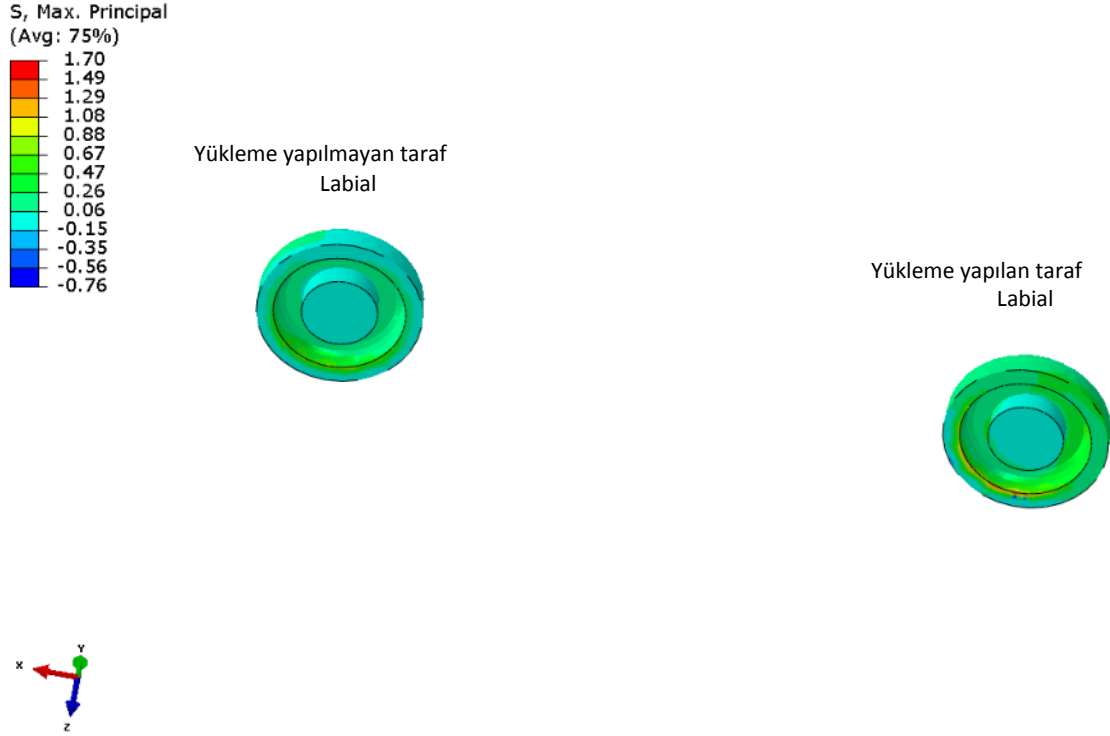
Locator matrisinde oluşan en yüksek çekme stresleri, 4.50 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf locator matrisinin iç yüzünün lingual basamak tarafında oluşmuştur. Yükleme yapılan taraf değerlendirildiğinde, en yüksek çekme stres değeri; lingual iç yüzeyde 1.16 - 1.72 MPa aralığında oluşmuştur (Şekil 4.115).



Şekil 4.115: 1. tasarımda locator matrisinde oluşan çekme stresleri

4.20.2. 2. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi:

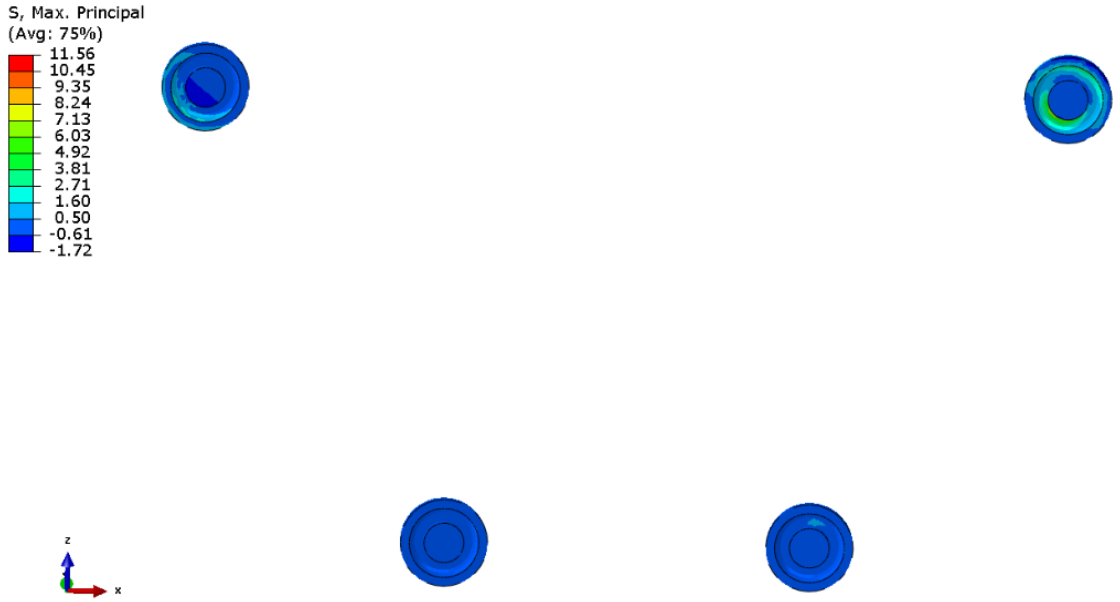
Locator matrisinde oluşan en yüksek çekme stresleri, 1.70 MPa değerinde yükleme yapılan taraf locator matrisinin iç yüzünün lingual basamak tarafında oluşmuştur (Şekil 4.116).



Şekil 4.116: 2. tasarımda locator matrisinde oluşan çekme stresleri

4.20.3. 3. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

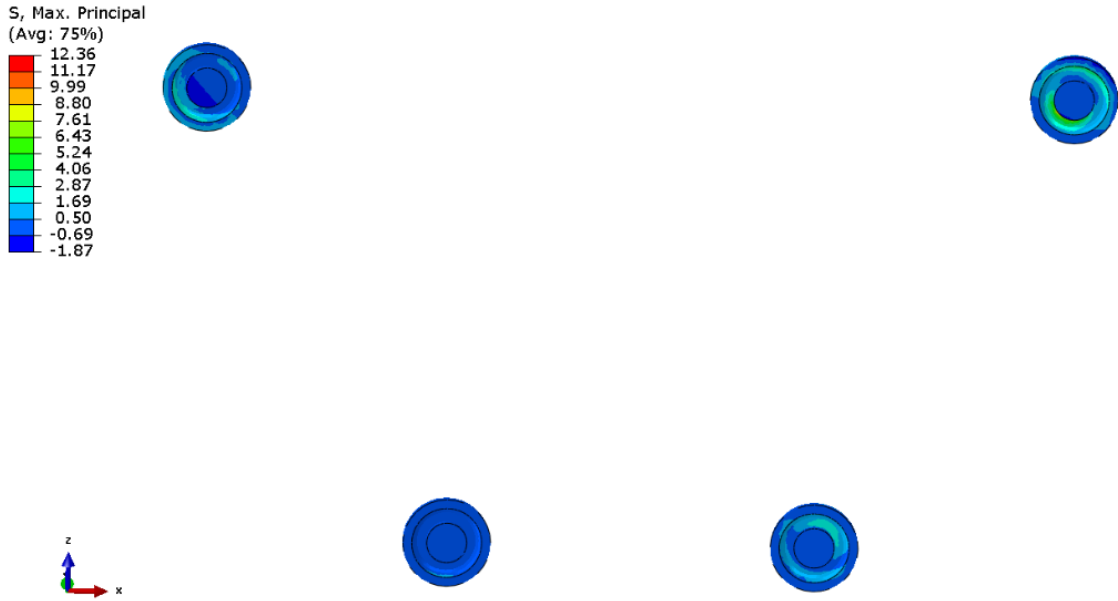
Locator matrisinde oluşan en yüksek çekme stresleri, 11.56 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf posterior locator matrisinin iç yüzünün distal tutucu bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.117).



Şekil 4.117: 3. tasarımda locator matrisinde oluşan çekme stresleri

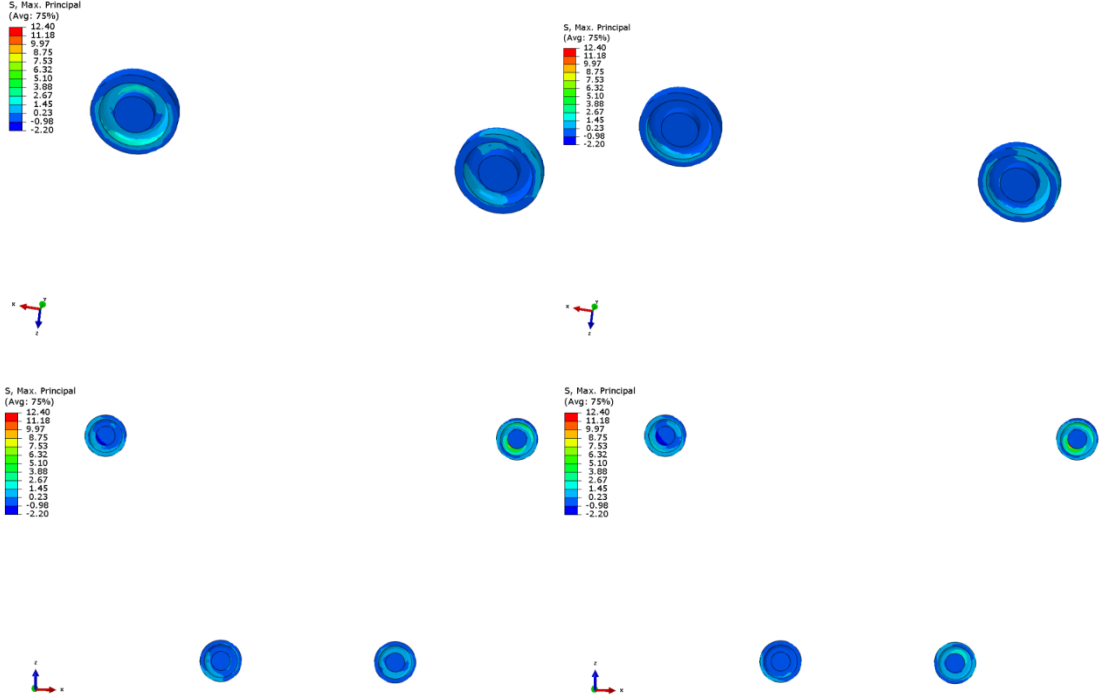
4.20.4. 4. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi:

Locator matrisinde oluşan en yüksek çekme stresleri, 12.36 MPa değerinde yükleme yapılmayan taraf posterior locator matrisinin iç yüzünün distal tutucu tarafında oluşmuştur. Anteriorda oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde, anteriorda yükleme yapılmayan tarafta, 1.69 – 2.87 MPa aralığında, çekme stresleri oluşmuştur (Şekil 4.118).



Şekil 4.118: 4. tasarımda locator matrisinde oluşan çekme stresleri

Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresleri sırasıyla; 4. tasarımda yükleme yapılmayan posterior matrisinde 12.36 MPa, 3. tasarımda yükleme yapılmayan posterior matrisinde 11.56 MPa, 1. tasarımda yükleme yapılmayan taraf matrisinde 4.50 MPa, 2. tasarımda yükleme yapılan taraf matrisinde 1.70 MPa değerinde stresler oluşmuştur. 3. tasarımda posterior yükleme yapılmayan taraf matrisinde oluşan stresler, anterior matrisinde oluşan streslerin yaklaşık 20 katıdır. 4. tasarımda posterior yükleme yapılmayan taraf matrisinde oluşan stresler, anteriorda oluşan streslerin yaklaşık 6 katıdır (Şekil 4.119, 4.130), (Tablo 4.6).



Şekil 4.119: Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan çekme streslerinin

4.21. Locator Matrisinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Locator matrisinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek basma stresleri; 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior locator matrisinde oluşmuştur (-6.87 MPa).

4.21.1. 1. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Locator matrisinde oluşan en yüksek basma stresleri, -5.02 MPa değerinde yükleme yapılmayan taraf locator matrisinin iç yüzünün lingual tarafında oluşmuştur. Yükleme yapılan taraf değerlendirildiğinde, (-1.67 MPa) – (-2.15 MPa) aralığında, matrisin labial iç yüzünde ve lingual basamak bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.120).



Şekil 4.120: 1. tasarımda locator matrisinde oluşan basma stresleri

4.21.2. 2. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

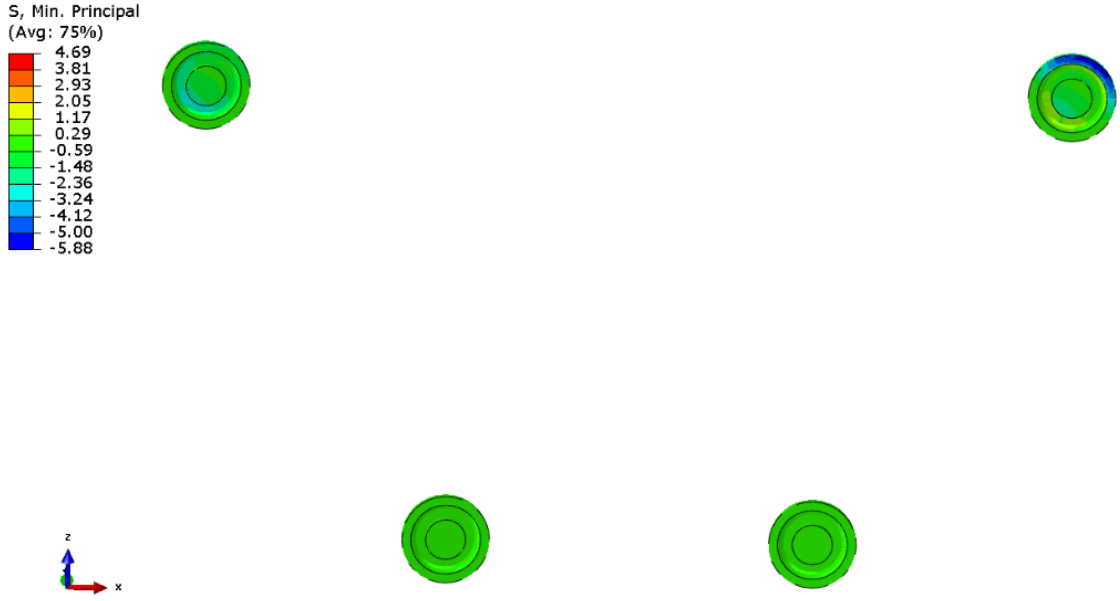
Locator matrisinde oluşan en yüksek basma stresleri, -1.98 MPa değerinde, yüklemeye yapılan taraf locator matrisinin lingual basamak bölgesinde oluşmuştur. Yüklemeye yapılmayan taraf değerlendirildiğinde, (-0.97 MPa) – (-1.18 MPa) aralığında, matrisin lingual basamak bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.121).



Şekil 4.121: 2. tasarımda locator matrisinde oluşan basma stresleri

4.21.3. 3. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

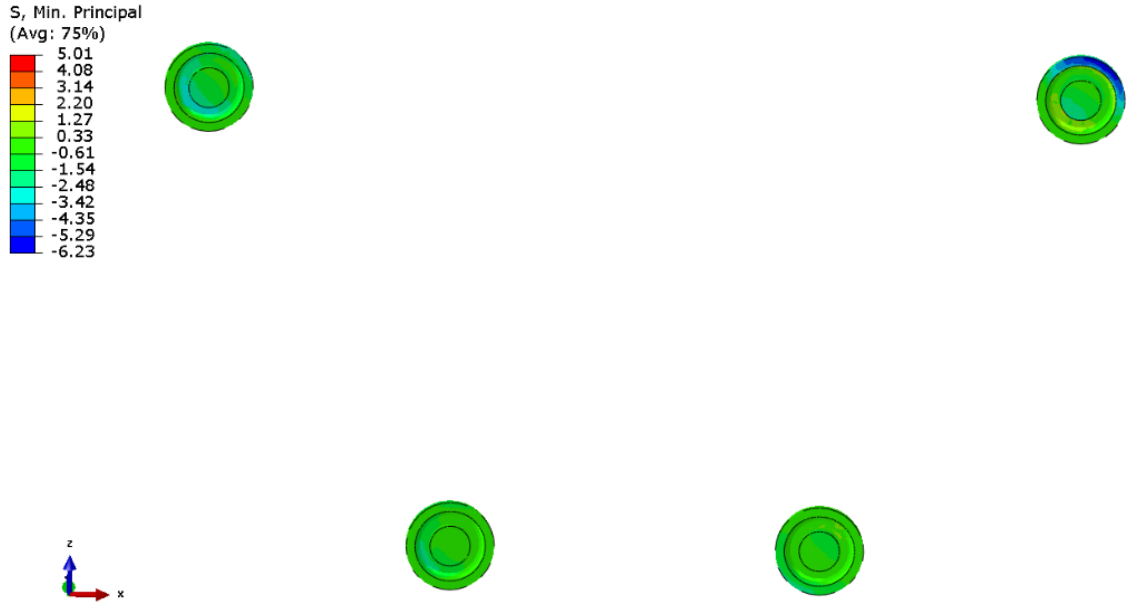
Locator matrisinde oluşan en yüksek basma stresleri, -5.88 MPa değerinde yüklem yapılmayan taraf posterior matrisinin distal basamak bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.122).



Şekil 4.122: 3. Tasarımda locator matrisinde oluşan basma stresleri

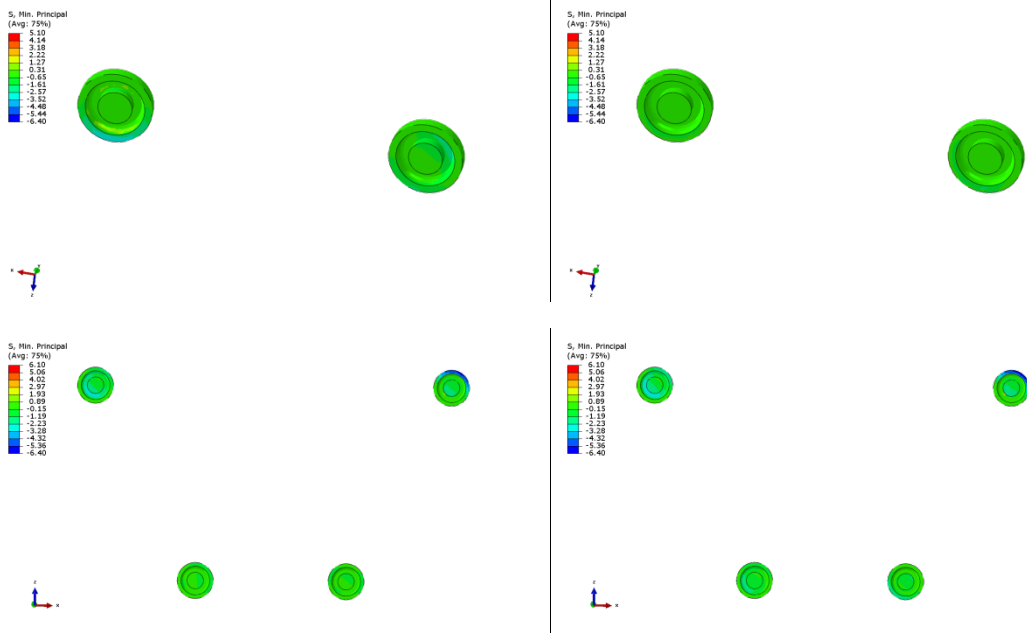
4.21.4. 4. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Locator matrisinde oluşan en yüksek basma stresleri, -6.23 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf posterior matrisin distal basamak bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.123).



Şekil 4.123: 4. tasarımda locator matrisinde oluşan basma stresleri

Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresleri sırasıyla; 4. tasarımda yükleme yapılmayan posterior matrisinde -6.23 MPa, 3. tasarımda yükleme yapılmayan posterior matrisinde -5.88 MPa, 1. tasarımda yükleme yapılmayan taraf matrisinde -5.02 MPa, 2. tasarımda yükleme yapılan tarafta -1.98 MPa değerinde basma stresleri oluşmuştur. 3. tasarımda posterior yükleme yapılmayan taraf matrisinde oluşan stresler, anteriorda oluşan streslerin yaklaşık 4 katıdır. 4. tasarımda posterior yükleme yapılmayan taraf matrisinde oluşan stresler, anteriorda oluşan streslerin yaklaşık 6 katıdır (Şekil 4.123, 4.130), (Tablo 4.6).



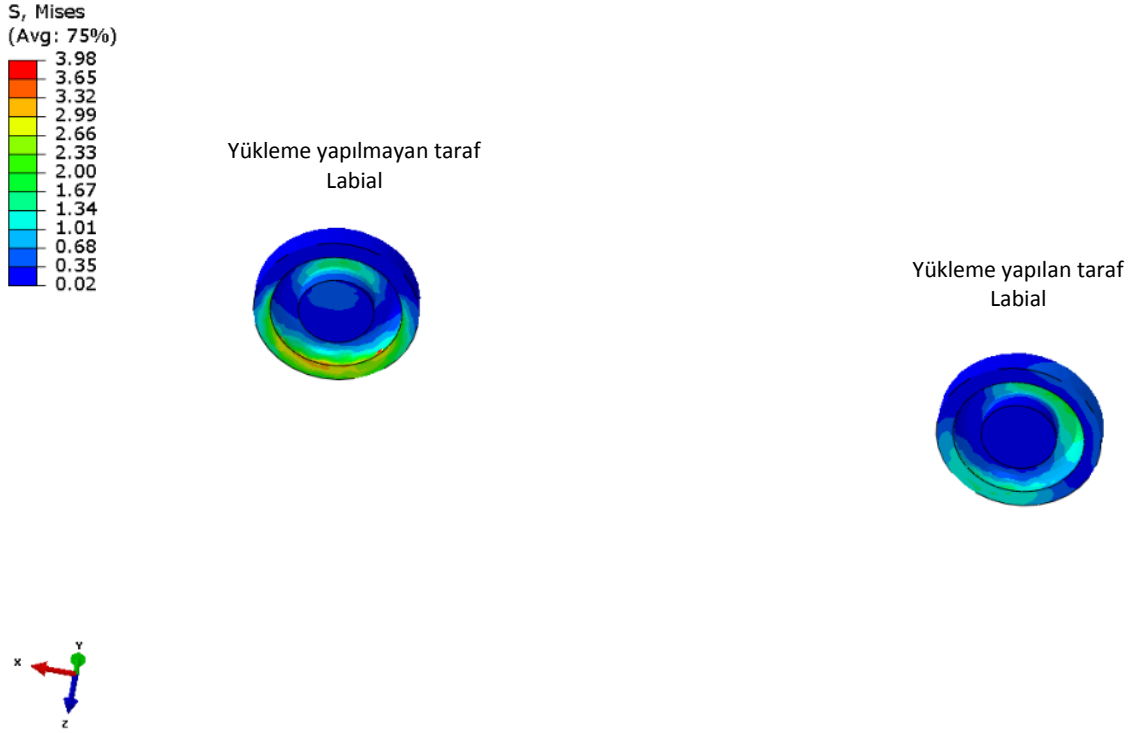
Şekil 4.124: Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan basma stresleri

4.22. Locator Matrisinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Locator matrisinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek von Mises stresleri; 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior locator matrisinde oluşmuştur (6.24 MPa).

4.22.1. 1. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

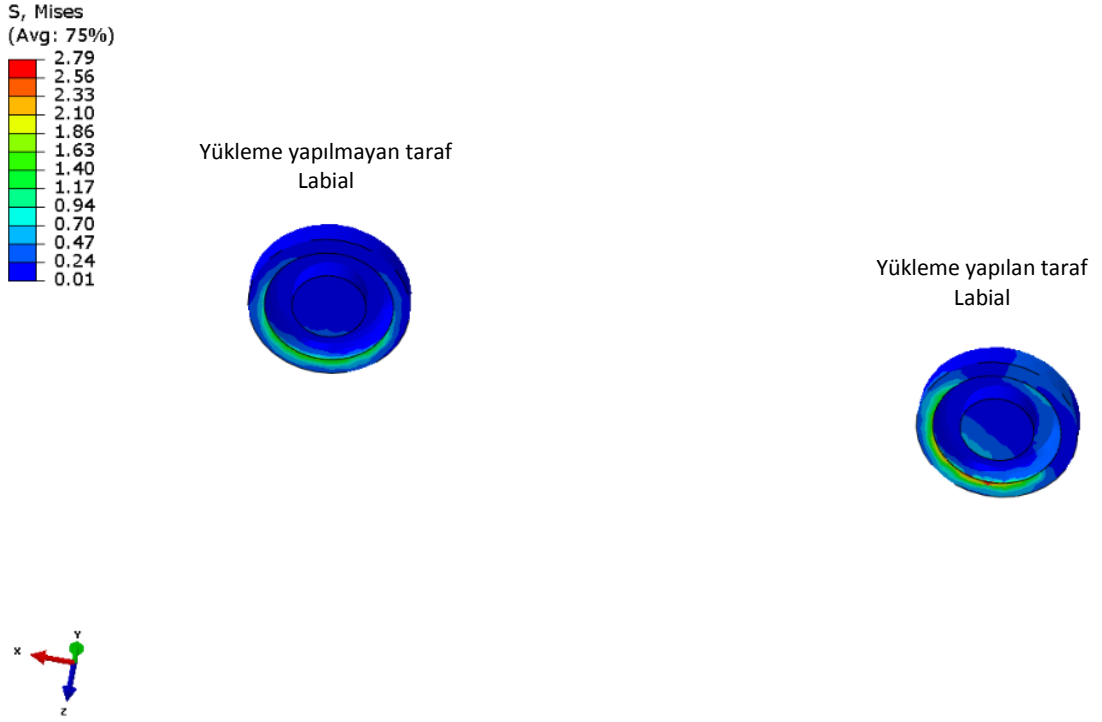
Locator matrisinde oluşan en yüksek von Mises stresleri, 3.98 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf matrisin iç yüzünün lingual tarafında oluşmuştur. Yükleme yapılan taraf değerlendirildiğinde, 1.34 MPa – 1.67 MPa aralığında, locator matrisin labial iç yüzünde ve lingual basamak bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.125).



Şekil 4.125: 1. tasarımda locator matrisinde oluşan von Mises stresleri

4.22.2. 2. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

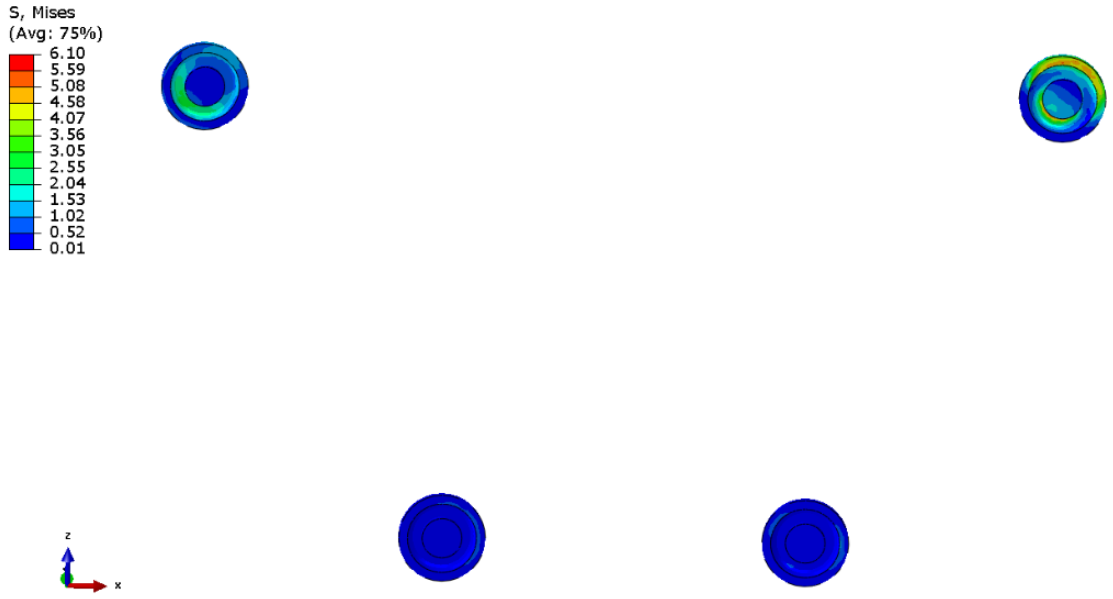
Locator matrisinde oluşan en yüksek von Mises stresi, 2.79 MPa değerinde, yüklemeye yapılan taraf matrisinin iç yüzünün lingual basamak bölgesinde oluşmuştur. Yüklemeye yapılmayan taraf matrisinin lingual basamak bölgesinde, 1.63 MPa – 1.86 MPa aralığında, stresler oluşmuştur (Şekil 4.126).



Şekil 4.126: 2. tasarımda locator matrisinde oluşan von Mises stresleri

4.22.3. 3. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

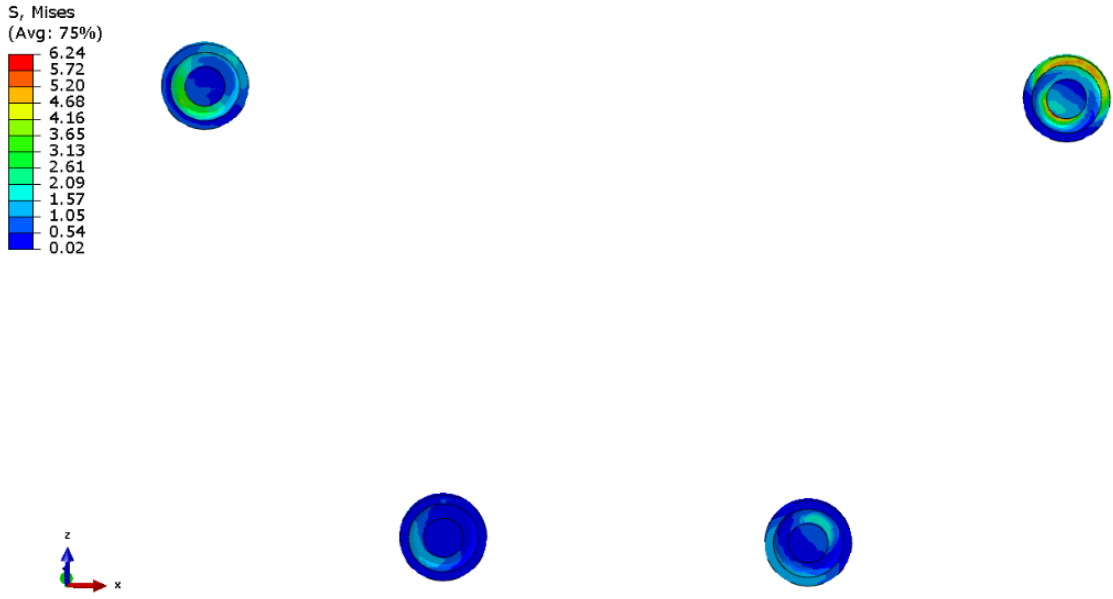
Locator matrisinde oluşan en yüksek von Mises stresleri, 6.10 MPa değerinde, yüklemeye yapılmayan taraf posterior matrisinin distal basamak bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.127).



Şekil 4.127: 3. tasarımda locator matrisinde oluşan von Mises stresleri

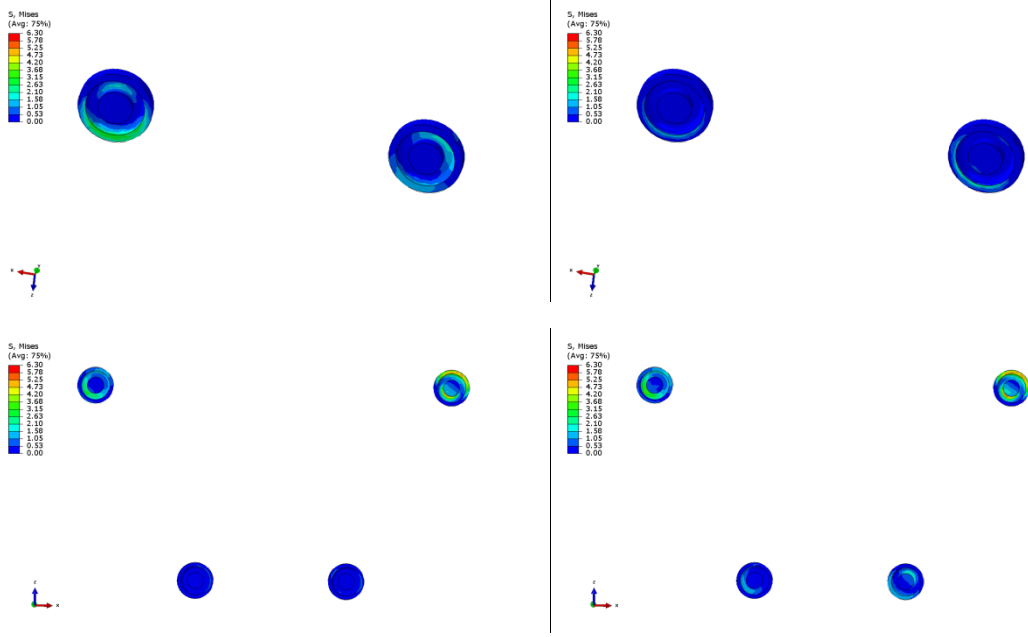
4.22.4. 4. Tasarımda Locator Matrisinde Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Locator matrisinde oluşan en yüksek von Mises stresleri, 6.24 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf posterior matrisinin distal basamak bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.128).



Şekil 4.128: 4. tasarımda locator matrisinde oluşan von Mises stresleri

Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek stresler sırasıyla; 4. tasarımda yükleme yapılmayan posterior matrisinde 6.25 MPa, 3. tasarımda yükleme yapılmayan posterior matrisinde 6.10 MPa, 1. tasarımda yükleme yapılmayan taraf matrisinde 3.98 MPa, 2. tasarımda yükleme yapılan tarafta 2.79 MPa değerinde oluşmuştur. 3. tasarımda posterior yükleme yapılmayan taraf matrisinde oluşan stresler, anteriorda oluşan streslerin yaklaşık 6 katıdır. 4. tasarımda posterior yükleme yapılmayan taraf matrisinde oluşan stresler, anteriorda oluşan streslerin yaklaşık 3 katıdır (Şekil 4.129, 4.130), (Tablo 4.6).

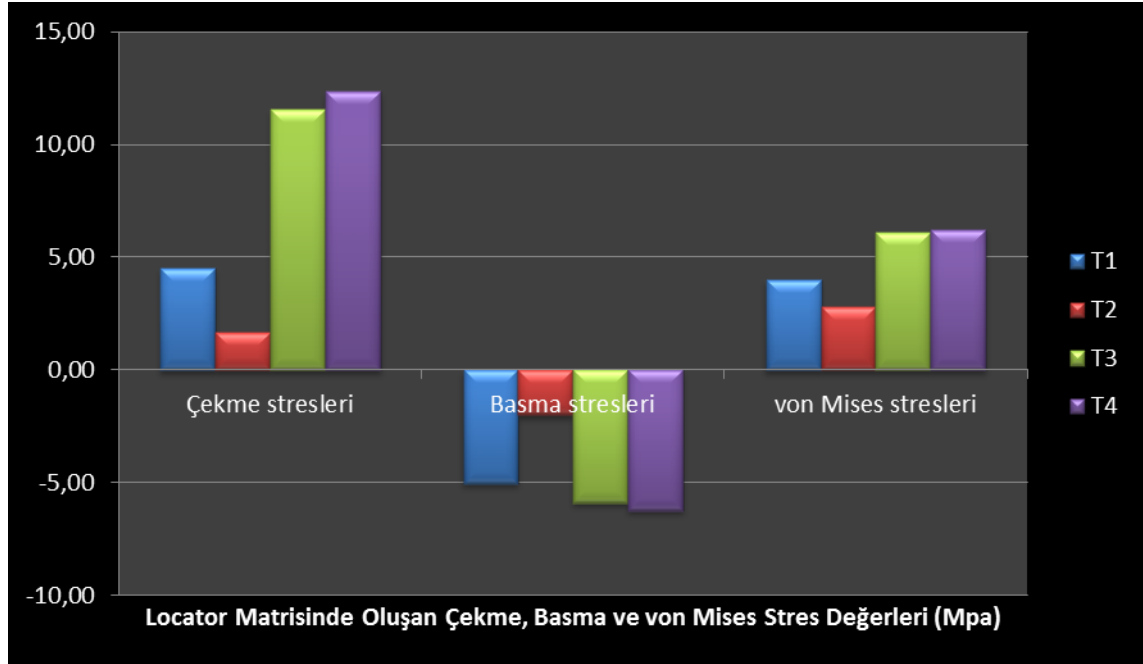


Şekil 4.129: Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan von Mises stresleri

Tablo 4.6: Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan en yüksek stresler

	1. Tasarım	2. Tasarım	3. Tasarım	4. Tasarım
Çekme stresleri	4.50 MPa	1.70 MPa	11.56 MPa	12.36 MPa
Basma stresleri	-5.02 MPa	-1.98 MPa	-5.88 MPa	-6.23 MPa
von Mises stresleri	3.98 MPa	2.79 MPa	6.10 MPa	6.24 MPa

Şekil 4.130: Tüm tasarımlarda locator matrisinde oluşan stresler

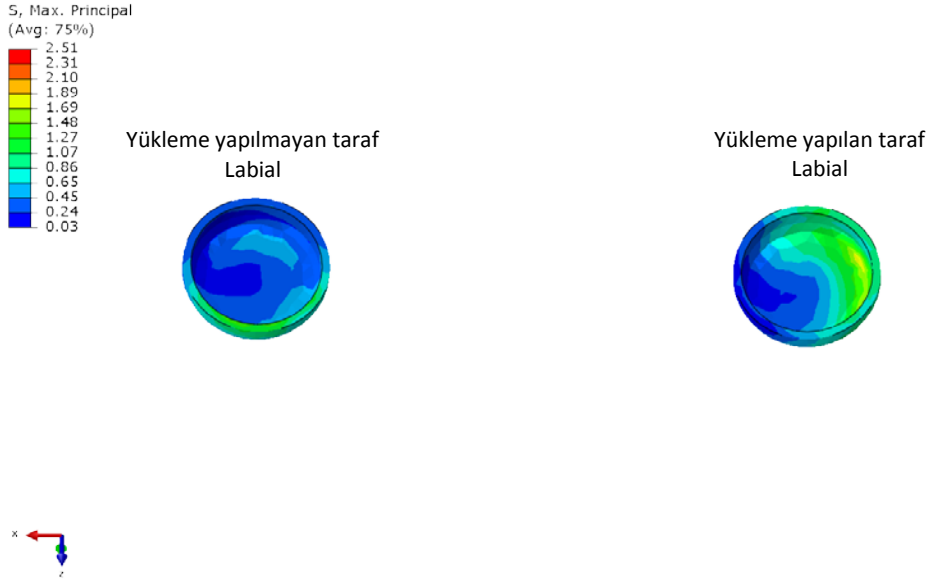


4.23. Housing Parçada Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

En yüksek çekme stresleri; 4. tasarımda 4.82 MPa, değerinde yükleme yapılmayan taraf housing parçanın distalinde oluşmuştur.

4.23.1. 1. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

En yüksek çekme stresleri, yükleme yapılan taraf housing parçanın disto-lingual kısmında, 2.51 MPa değerinde, oluşmuştur (Şekil 4.131).



Şekil 4.131: 1. tasarımda housing parçada oluşan çekme stresleri

4.23.2. 2. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

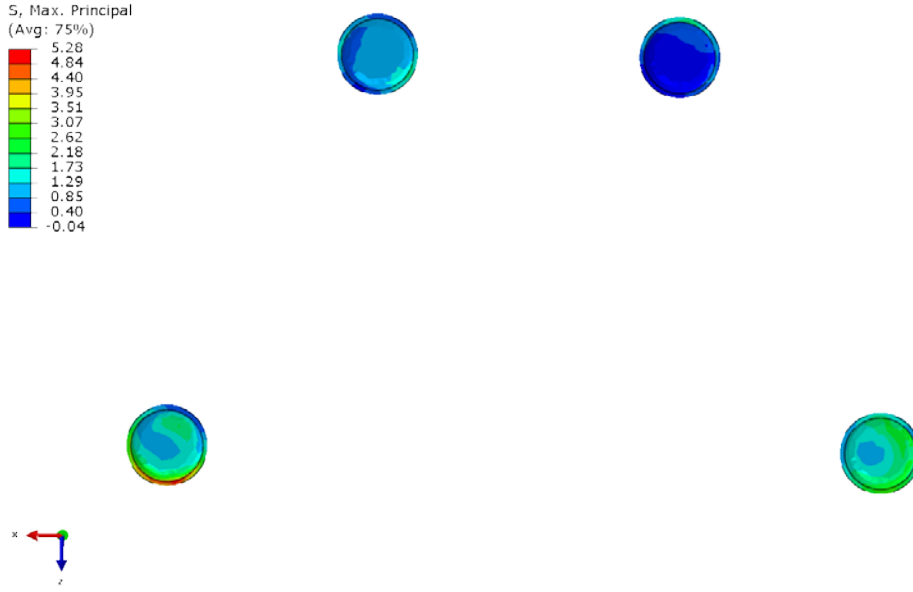
En yüksek çekme stresleri; yüklemeye yapılan taraf housing parçanın basamak bölgesinde, 1.77 MPa değerinde, oluşmuştur (Şekil 4.132).



Şekil 4.132: 2. tasarımda housing parçada oluşan çekme stresleri

4.23.3. 3. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

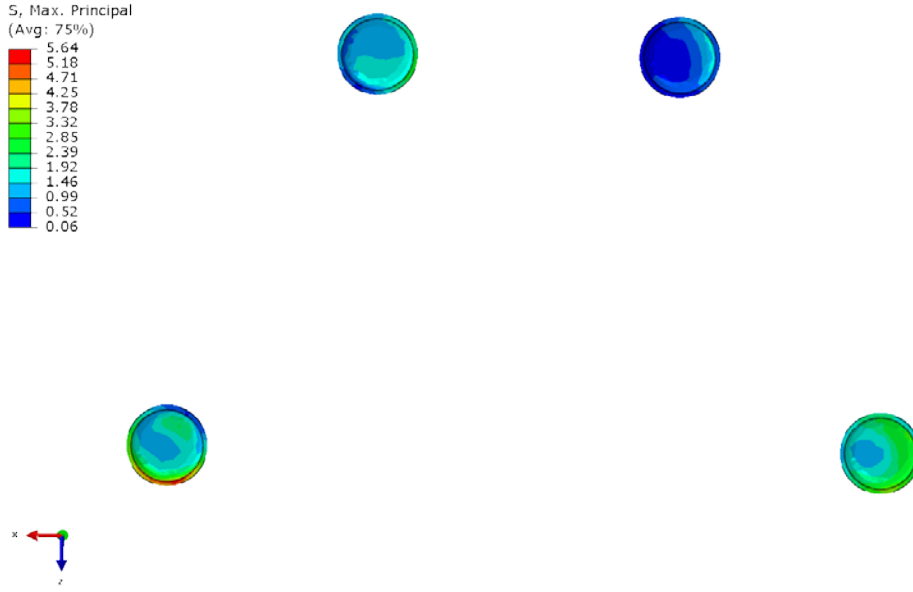
En yüksek çekme stresleri, yüklemeye yapılmayan taraf posterior housing parçanın distal basamak bölgesinde, 5.28 MPa değerinde, oluşmuştur. Anterior housing parçada oluşan en yüksek çekme stresi ise, 2.18 MPa değerinde, oluşmuştur. Posterior housing parçada oluşan çekme stresleri, anteriorda oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Şekil 4.133).



Şekil 4.133: 3. tasarımda housing parçada oluşan çekme stresleri

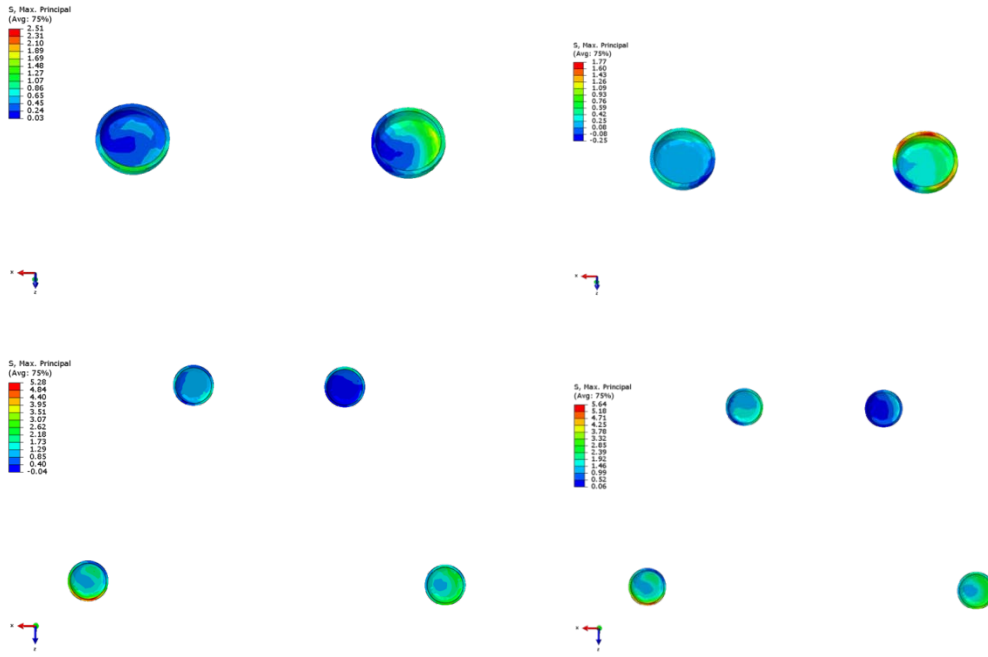
4.23.4. 4. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

En yüksek çekme stresleri, yükleme yapılmayan taraf posterior housing parçanın distal basamak bölgesinde, 5.64 MPa değerinde, oluşmuştur. Anterior housing parçada oluşan en yüksek çekme stresi ise, 2.39 MPa değerinde, oluşmuştur. Posterior housing parçada oluşan çekme stresleri, anteriorda oluşan streslerin yaklaşık 2 katıdır (Şekil 4.134).



Şekil 4.134: 4. tasarımda housing parçada oluşan çekme stresleri

Bütün tasarımlarda oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde housing parçada oluşan en yüksek çekme stresleri sırasıyla, 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posteriorunda 8.99 MPa, 3. tasarımda yükleme yapılmayan posterior housing parçada 8.42 MPa, 1. tasarımda yükleme yapılmayan taraf housing parçada 4.21 MPa, 2. tasarımda yükleme yapılan taraf housing parçada 2.53 MPa değerinde stresler oluşmuştur (Şekil 4.135, 4.146), (Tablo 4.7).



Şekil 4.135: Tüm tasarımlarda housing parçada oluşan çekme stresleri

4.24. Housing Parçada Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

En yüksek basma stresleri, 4. tasarımda -6.59 MPa değerinde yükleme yapılmayan taraf housing parçanın distalinde oluşmuştur.

4.24.1. 1. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

En yüksek basma stresleri, -3.51 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf lingual basamak bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.136).



Şekil 4.136: 1. tasarımda housing parçada oluşan basma stresleri

4.24.2. 2. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

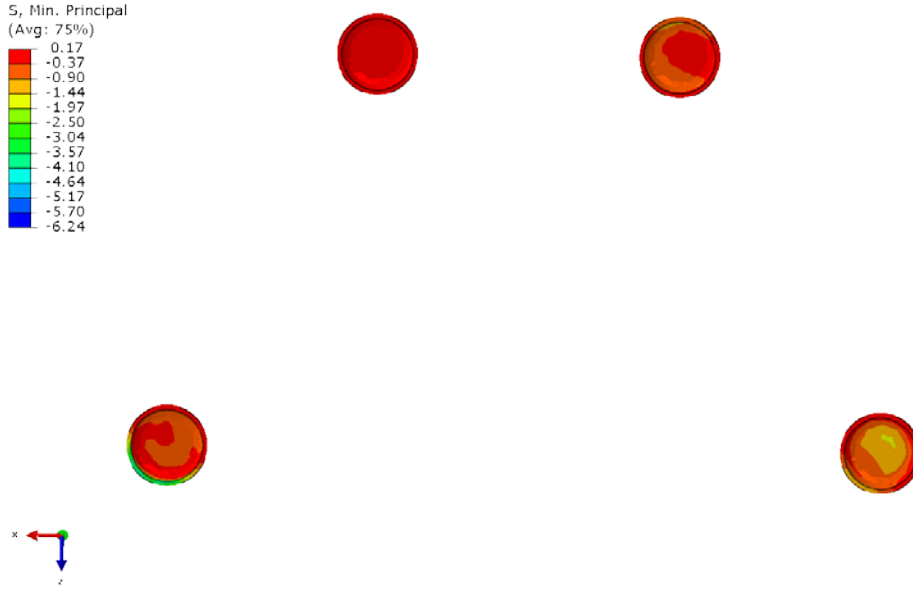
En yüksek basma stresleri, yüklemeye yapılan taraf labial basamak bölgesinde, -2.46 MPa değerinde, oluşmuştur (Şekil 4.137).



Şekil 4.137: 2. tasarımda housing parçada oluşan basma stresleri

4.24.3. 3. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

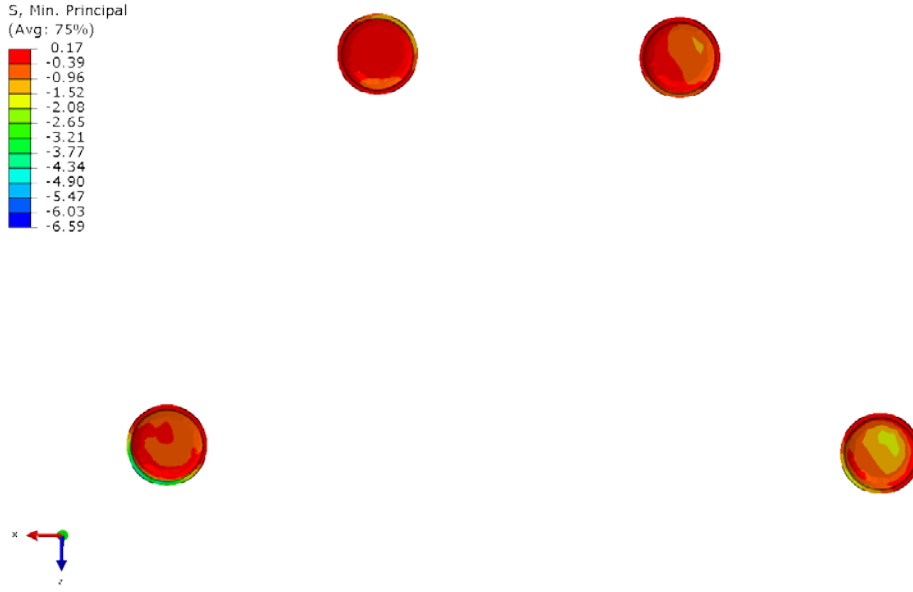
En yüksek basma stresleri, yüklemeye yapılmayan taraf posterior housing parçanın distalinde, -6.24 MPa değerinde, oluşmuştur (Şekil 4.138).



Şekil 4.138: 3. tasarımda housing parçada oluşan basma stresleri

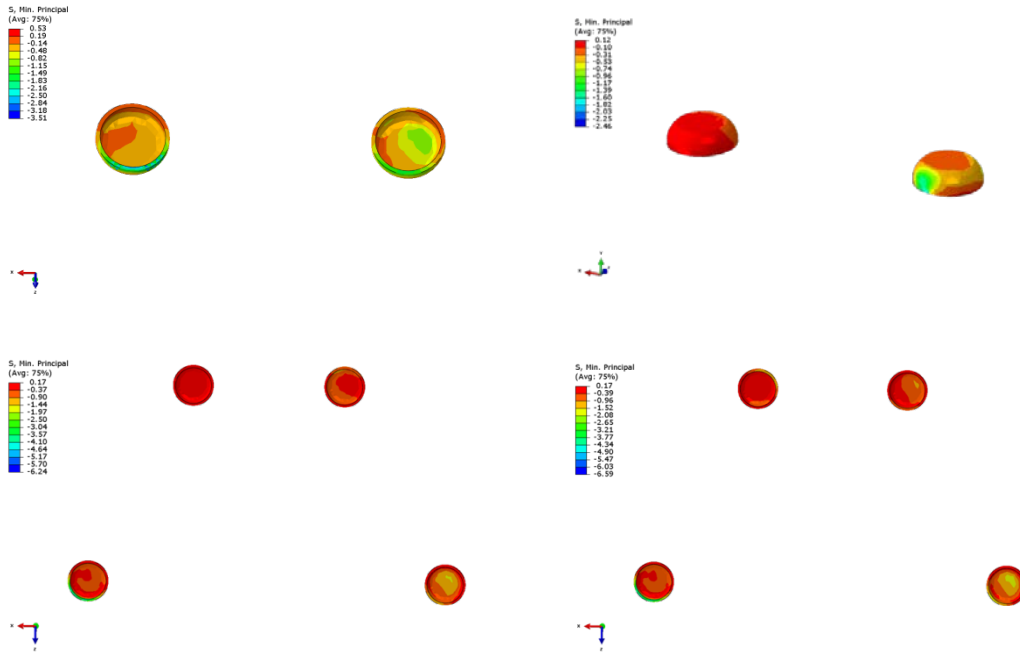
4.24.3. 3. Tasarımda Housing Parçada Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

En yüksek basma stresleri, yükleme yapılmayan taraf posterior housing parçanın distal basamak bölgesinde, -6.59 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.139).



Şekil 4.139: 4. tasarımda housing parçada oluşan basma stresleri

Bütün tasarımlarda oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde housing parçada oluşan en yüksek stresler sırasıyla, 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior housing parçada, -6.59 MPa, 3. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior housing parçada -6.24 MPa, 1. tasarımda yükleme yapılmayan taraf housing parçada -3.51 MPa, 2. tasarımda yükleme yapılan taraf housing parçada -2.46 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.140, 4.146), (Tablo 4.7).



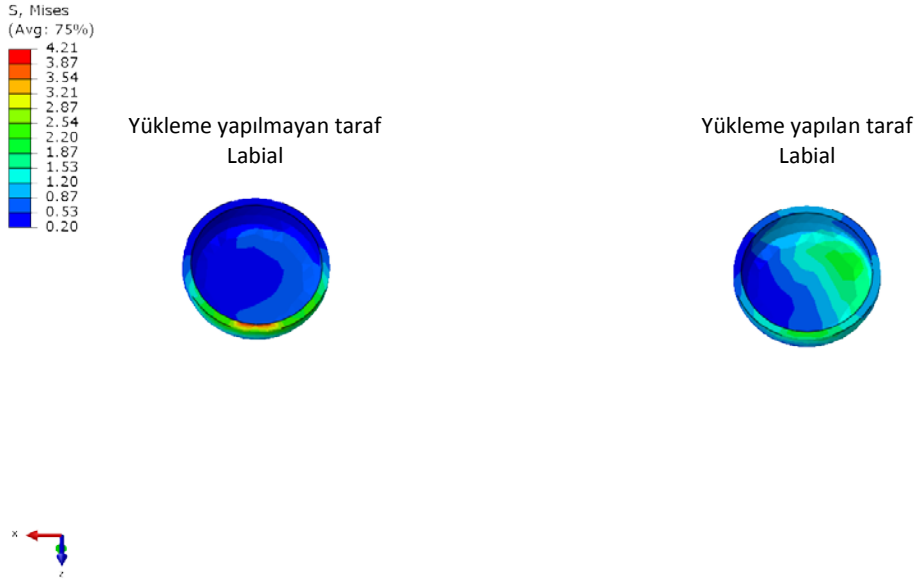
Şekil 4.140: Tüm tasarımlarda housing parçada oluşan basma stresleri

4.25. Housing Parçada Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

En yüksek von Mises stresleri, 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior housing parçanın distal basamağında oluşmuştur.

4.25.1. 1. Tasarımda Housing Parçada Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

En yüksek von Mises stresleri, yükleme yapılmayan taraf housing parçanın lingual basamağında, 4.21 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.141).



Şekil 4.141: 1. tasarımda housing parçada oluşan von Mises stresleri

4.25.2. 2. Tasarımda Housing Parçada Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

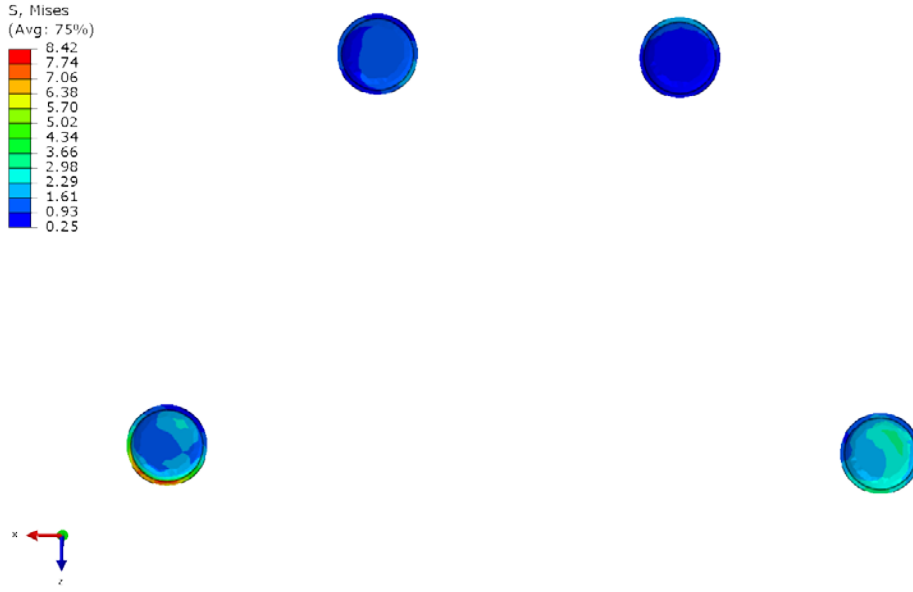
En yüksek von Mises stresleri, yüklemeye yapılan taraf housing parçanın labial basamağında, 2.53 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.142).



Şekil 4.142: 2. tasarımda housing parçada oluşan von Mises stresleri

4.25.3. 3. Tasarımda Housing Parçada Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

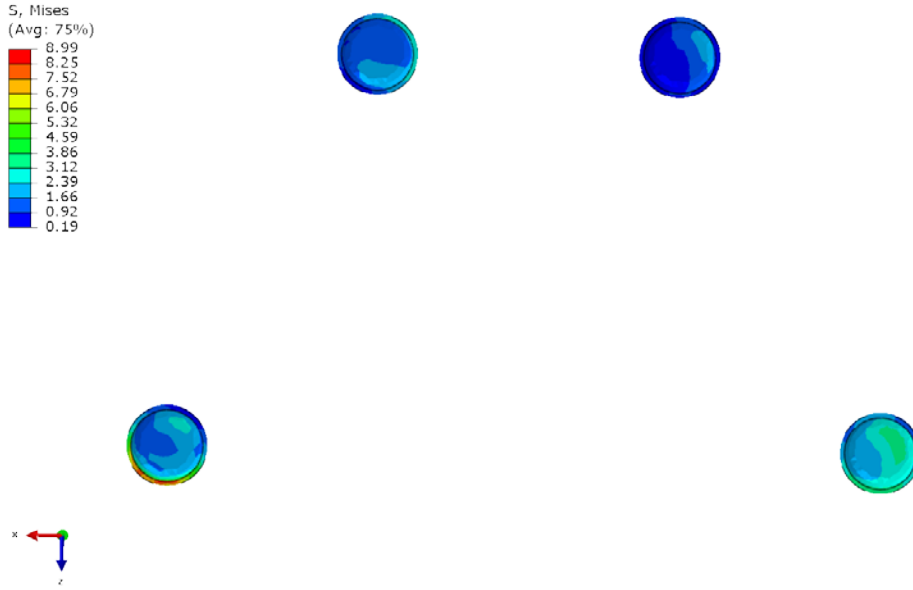
En yüksek von Mises stresleri, yüklemeye yapılmayan taraf posterior housing parçanın distal basamağında, 8.42 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.143).



Şekil 4.143: 3. tasarımda housing parçada oluşan von Mises stresleri

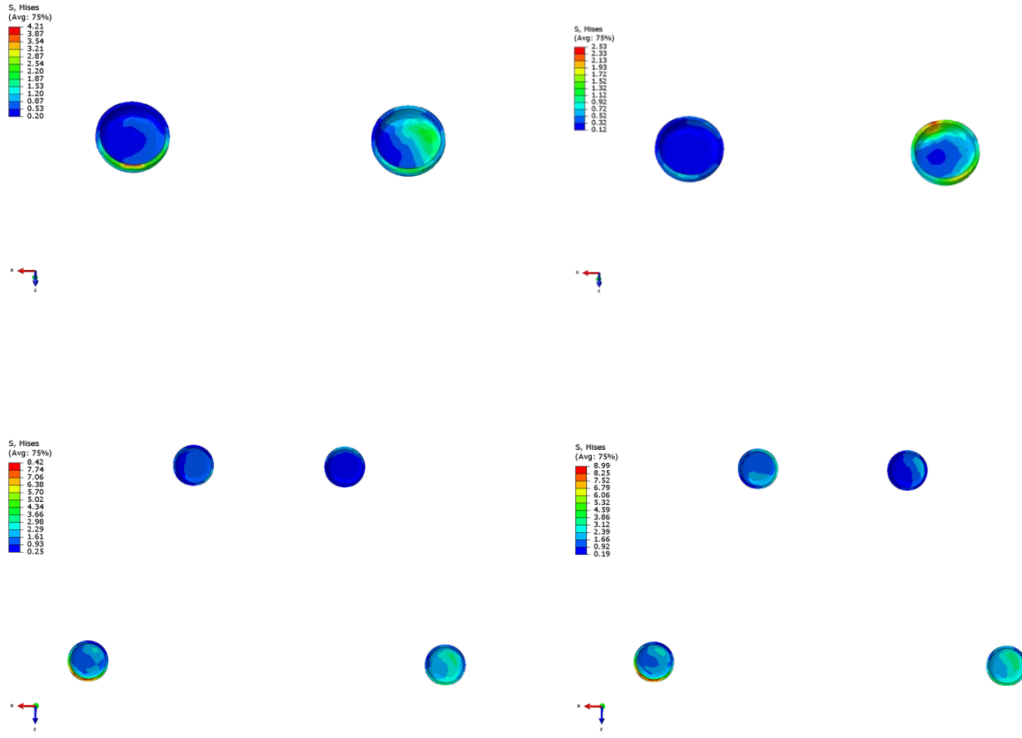
4.25.4. 4. Tasarımda Housing Parçada Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

En yüksek von Mises stresleri, yükleme yapılmayan taraf posterior housing parçanın distal basamağında, 8.99 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.144).



Şekil 4.144: 4. tasarımda housing parçada oluşan von Mises stresleri

Bütün tasarımlarda oluşa von Mises stresleri değerlendirildiğinde housing parçada oluşan en yüksek stresler sırasıyla, 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posteriorunda 8.99 MPa, 3. tasarımda yükleme yapılmayan posterior housing parçada 8.42 MPa, 1. tasarımda yükleme yapılmayan taraf housing parçada 4.21 MPa, 2. tasarımda yükleme yapılan taraf housing parçada 2.53 MPa değerinde stresler oluşmuştur (Şekil 4.145, 4.146), (Tablo 4.7).

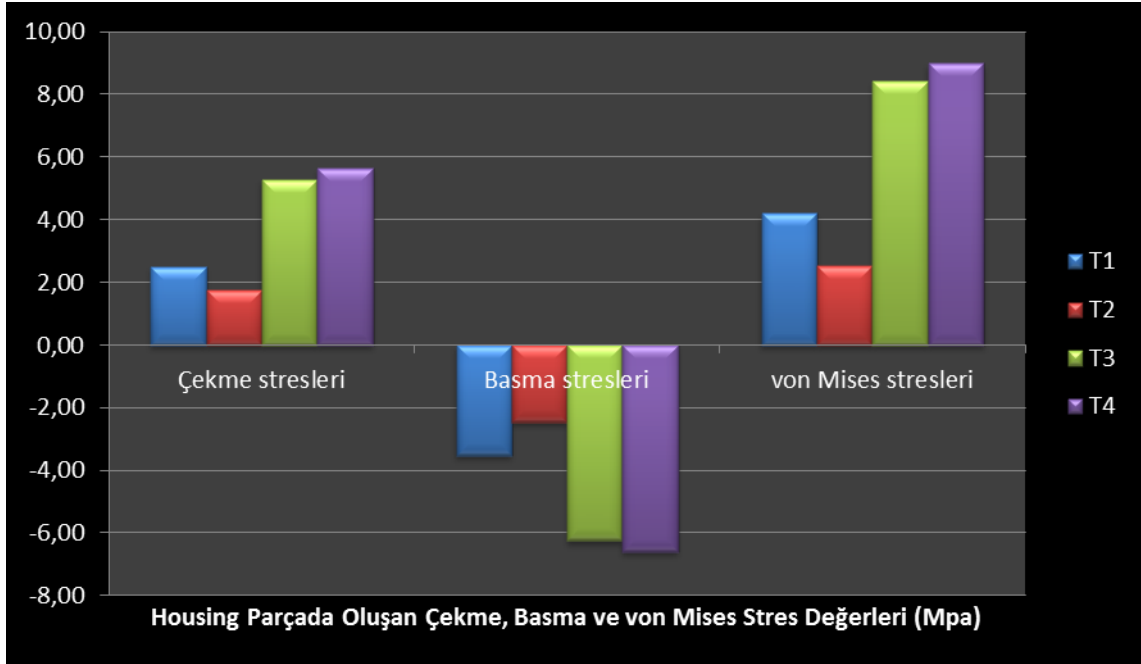


Şekil 4.145: Tüm tasarımlarda housing parçada oluşan von Mises stresleri

Tablo 4.7: Tüm tasarımlarda housing parçada oluşan en yüksek stresler

	1. Tasarım	2. Tasarım	3. Tasarım	4. Tasarım
Çekme stresleri	2.51 MPa	1.77 MPa	5.28 MPa	5.64 MPa
Basma stresleri	-3.51 MPa	-2.46 MPa	-6.24 MPa	-6.59 MPa
von Mises stresleri	4.21 MPa	2.53 MPa	8.42 MPa	8.99 MPa

Şekil 4.146: Tüm tasarımlarda housing parçada oluşan stresler



4.26. Locatorlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

Locatorlarda oluşan en yüksek çekme stresleri, 4. tasarımda 14.93 MPa değerinde, yükleme yapılmayan taraf posterior locatorın distalinde oluşmuştur.

4.26.1. 1. Tasarımda Locatorda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

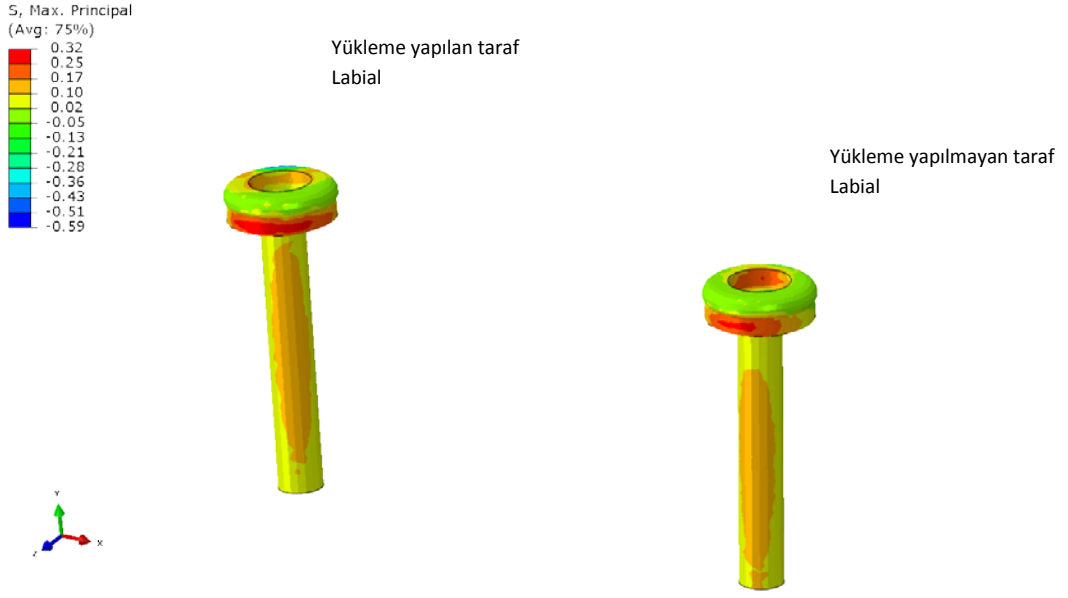
Locatolarda oluşan en yüksek çekme stresleri değerlendirildiğinde, yükleme yapılmayan taraf locatorın lingual kısmında, 3.90 MPa değerinde en yüksek çekme stresleri oluşmuştur (Şekil 4.147).



Şekil 4.147: 1. tasarımda locatorlarda oluşan çekme stresleri

4.26.2. 2. Tasarımda Locatorlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

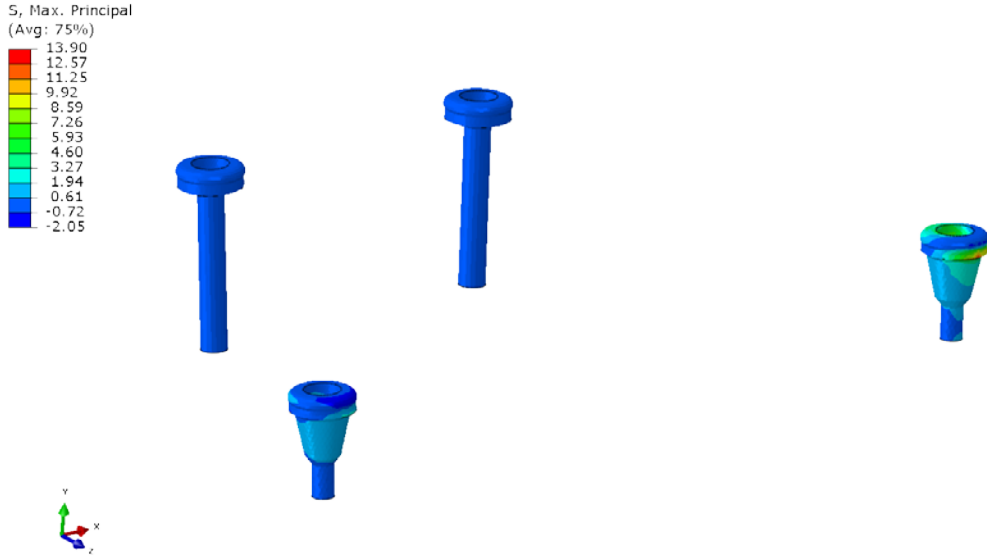
Locatorlarda oluşan en yüksek çekme stresleri değerlendirildiğinde, yüklemeye yapılmayan taraf locatorın lingual kısmında ve tutucu kısmın iç yüzeyinin labialinde, yüklemeye yapılan taraf lingualinde, 0.32 MPa değerinde en yüksek çekme stresleri oluşmuştur. 1. tasarımla karşılaştırıldığında; 1. tasarımda locatorlarda oluşan çekme stresleri, 2. tasarımda oluşan streslerin yaklaşık 12 katıdır (Şekil 4.148).



Şekil 4.148: 2. tasarımda locatorda oluşan çekme stresleri

4.26.3. 3. Tasarımda Locatorda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

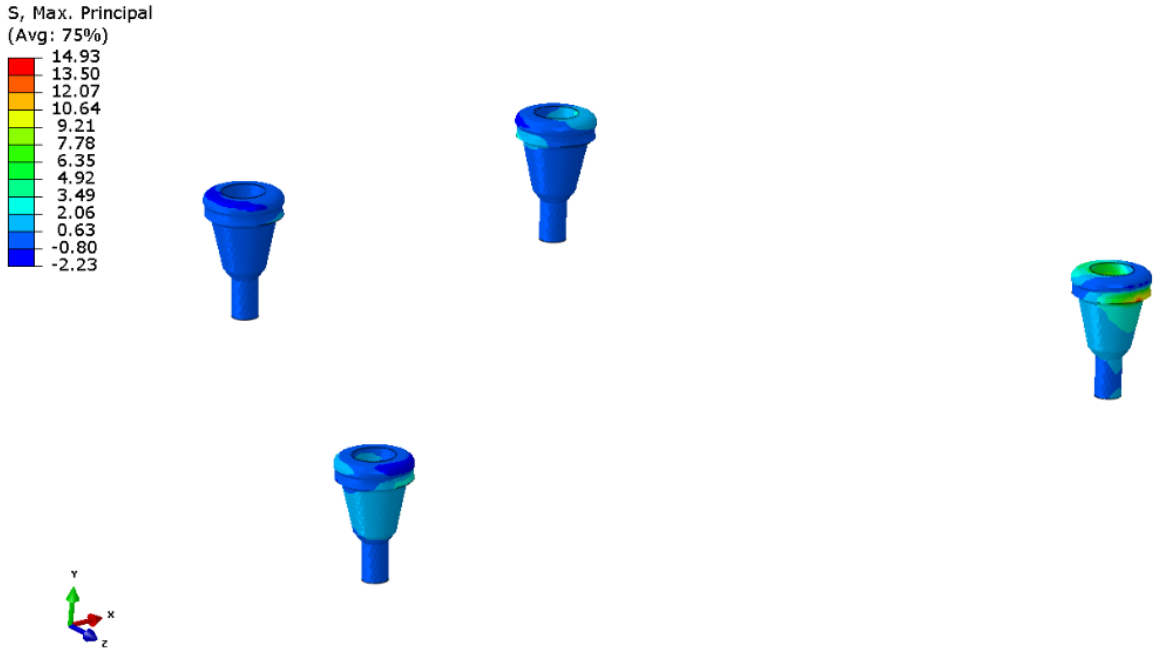
Locatolarda oluşan en yüksek çekme stresleri değerlendirildiğinde, yüklemeye yapılmayan taraf posterior locatorın distal bölgesinde, 13.90 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.149).



Şekil 4.149: 3. tasarımda locatorlarda oluşan çekme stresleri

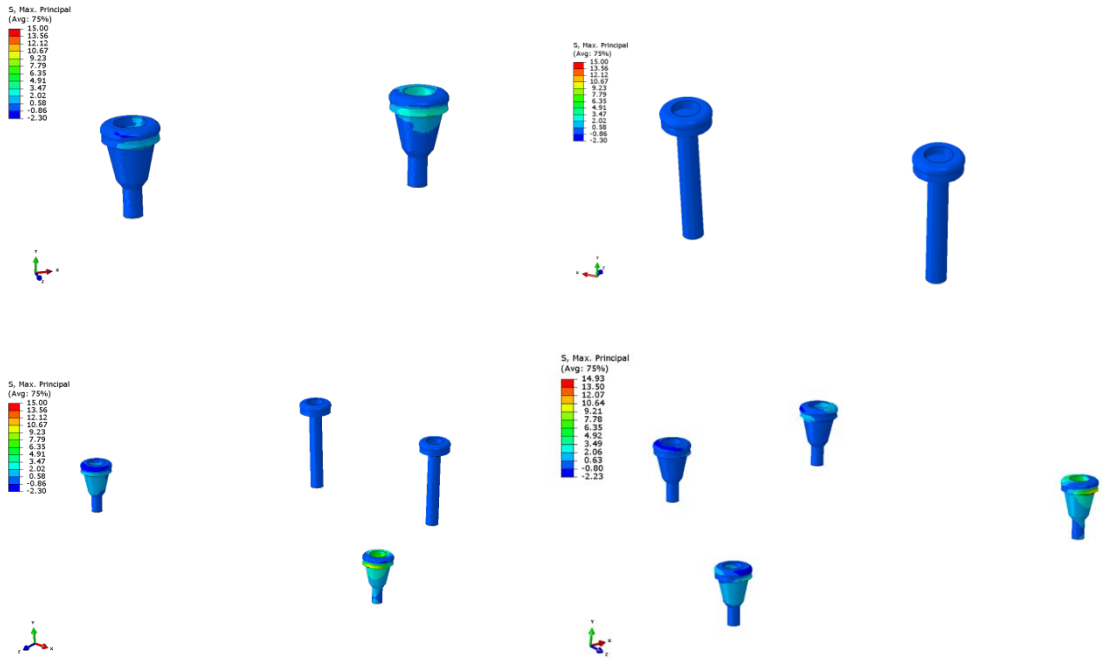
4.26.4. 4. Tasarımda Locatorlarda Oluşan Çekme Streslerinin Değerlendirilmesi

Locatorlarda oluşan en yüksek çekme stresleri değerlendirildiğinde, yükleme yapılmayan taraf posterior locatorın distal bölgesinde, 14.93 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.150).



Şekil 4.150: 4. tasarımda locatorlarda oluşan çekme stresleri

Bütün tasarımlarda oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde locatorlarda oluşan en yüksek çekme stresleri sırasıyla; 4. tasarımda 14.93 MPa, 3. tasarımda 13.90 MPa, 1. tasarımda 3.90 MPa, 2. tasarımda 0.32 MPa değerinde stresler oluşmuştur (Şekil 4.151, 4.162), (Tablo 4.8).



Şekil 4.151: Tüm tasarımlarda locatorlarda oluşan çekme stresleri

4.27. Locatorlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Locatorlarda oluşan en yüksek basma stresleri; 4. tasarımda -14.13 MPa değerinde yükleme yapılmayan posterior locatorın mesial tutucu kısmının iç yüzeyinde oluşmuştur.

4.27.1. 1. Tasarımda Locatorlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Locatorlarda oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stresler, yükleme yapılan taraf locatorının labial basamak bölgesinde, -6.56 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.152)



Şekil 4.152: 1. tasarımda locatorlarda oluşan basma stresleri

4.27.2. 2. Tasarımda Locatorlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

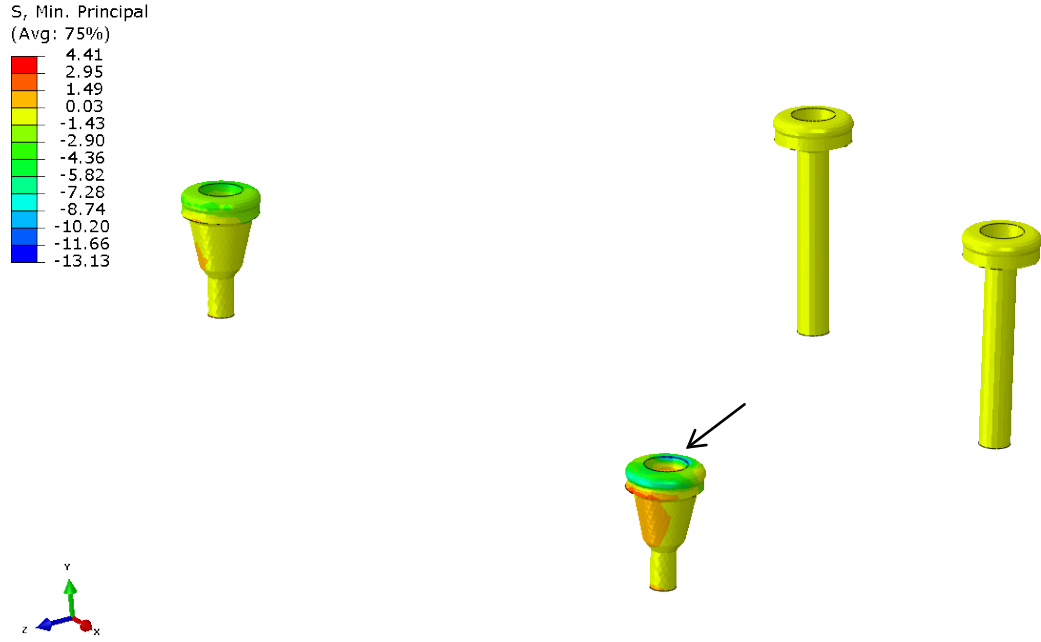
Locatorlarda oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stresler, yüklemeye yapılan taraf locatorının labial üst bölgesinde, -1.10 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.153)



Şekil 4.153: 2. tasarımda locatorlarda oluşan basma stresleri

4.27.3. 3. Tasarımda Locatorlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Locatorlarda oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stresler; yüklemeye yapılmayan taraf posterior locatorın mesial üst bölgesinde, -13.13 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.154).



Şekil 4.154: 3. tasarımda locatorlarda oluşan basma stresleri

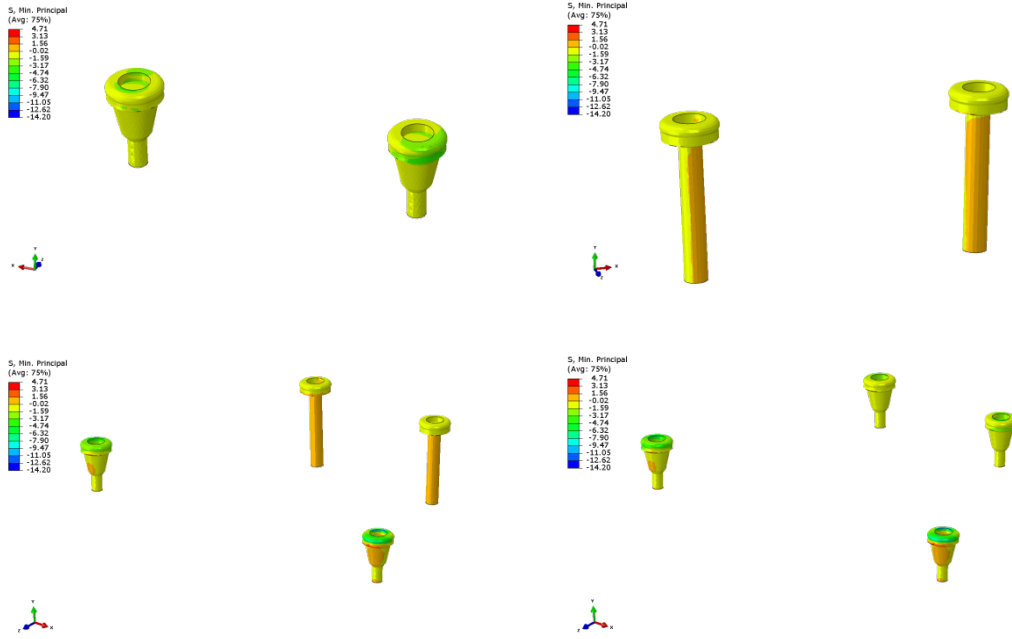
4.27.4. 4. Tasarımda Locatorlarda Oluşan Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

Locatorlarda oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stresler; yükleme yapılmayan taraf posterior locatorının mesial üst bölgesinde, -14.13 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.155)



Şekil 4.155: 4. tasarımda locatorlarda oluşan basma stresleri

Bütün tasarımlarda oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde locatorlarda oluşan en yüksek stresler sırasıyla; 4. tasarımda -14.13 MPa, 3. tasarımda -13.13 MPa, 1. tasarımda -6.56 MPa, 2. tasarımda -1.10 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.156, 4.162), (Tablo 4.8).



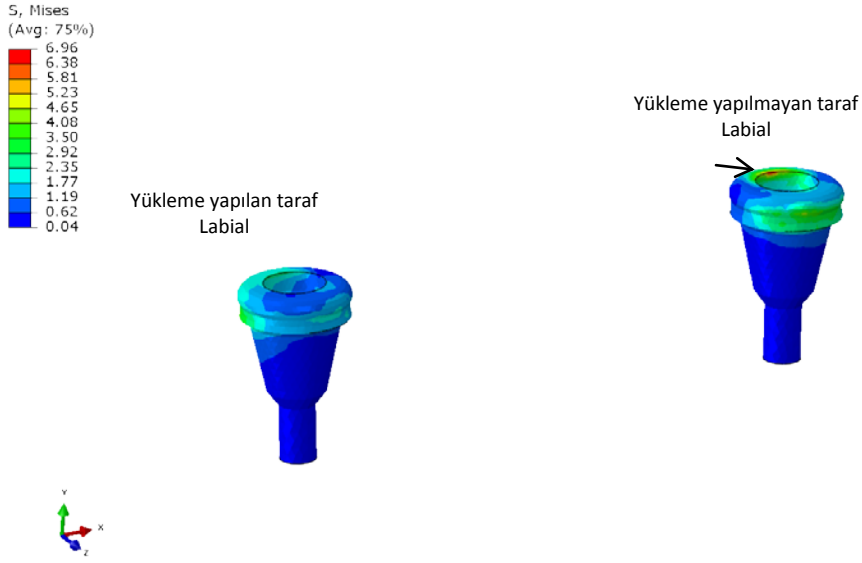
Şekil 4.156: Tüm tasarımlarda locatorlarda oluşan basma stresleri

4.28. Locatorlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Locatorlarda oluşan en yüksek çekme stresleri, 4. tasarımda 18.43 MPa değerinde yüklemeye yapılmayan taraf posterior locatorın distalinde oluşmuştur.

4.28.1. 1. Tasarımda Locatorlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

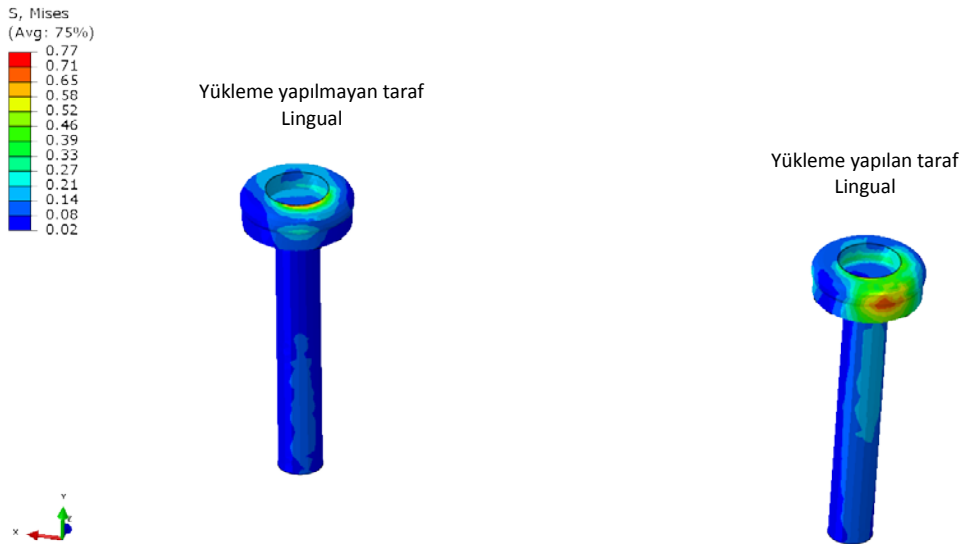
Locatorlarda oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stresler yüklemeye yapılmayan taraf locatorın labial üst bölümünde 6.96 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.157).



Şekil 4.157: 1. tasarımda locatorlarda oluşan von Mises stresleri

4.28.2. 2. Tasarımda Locatorlarda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

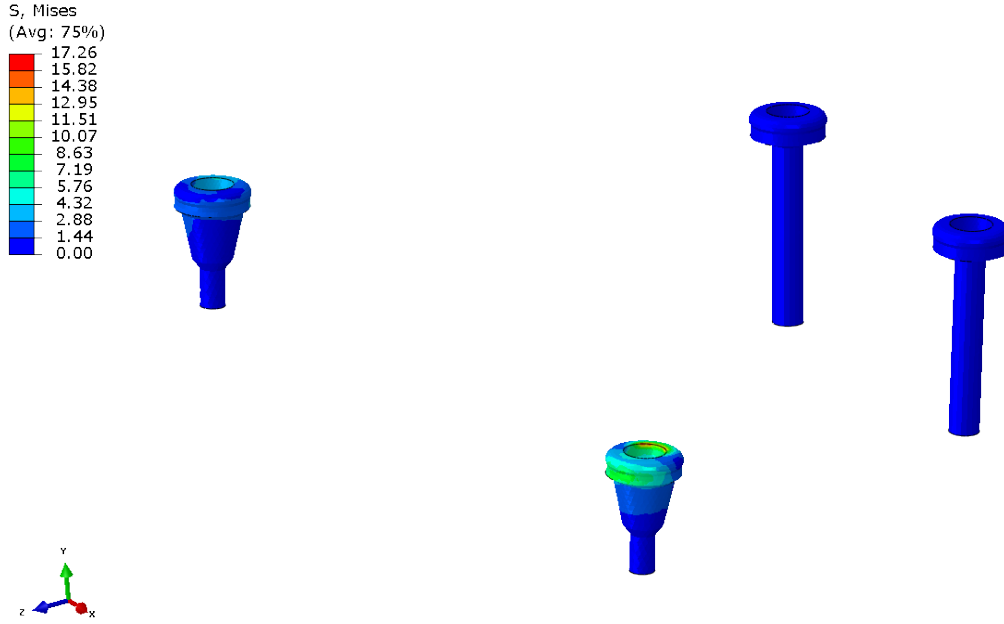
Locatorlarda oluşan en yüksek von Mises stresleri, yüklemeye yapılan taraf locatorun labialinde ve yüklemeye yapılmayan taraf locatorun labial üst bölgesinde 0.77 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.158).



Şekil 4.158: 2. tasarımda locatorlarda oluşan von Mises stresleri

4.28.3. 3. Tasarımda Locatorda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

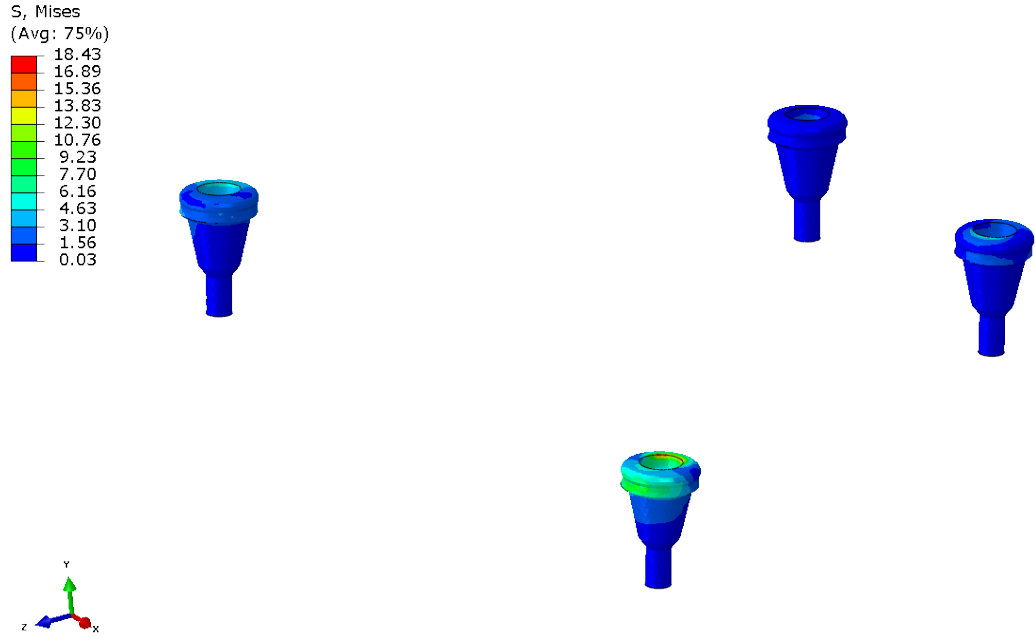
Locatorlarda oluşan en yüksek von Mises stresleri, yükleme yapılmayan taraf posterior locatorının mesial üst bölgesinde 17.26 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.159).



Şekil 4.159: 3. tasarımda locatorda oluşan von Mises stresleri

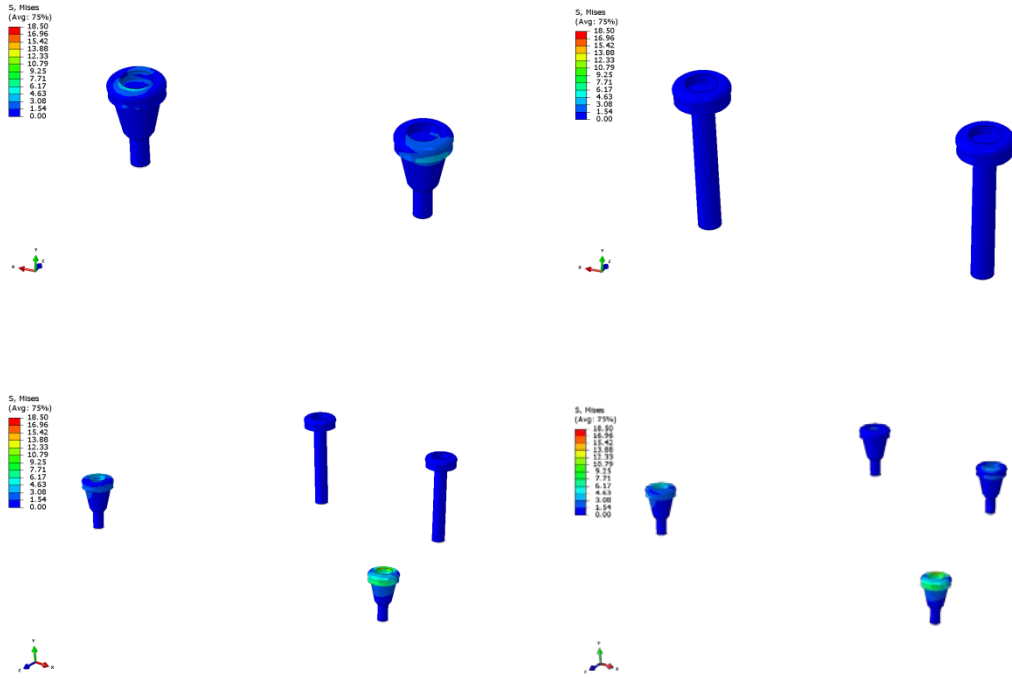
3.28.4. 4. Tasarımda Locatorda Oluşan von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Locatorlarda oluşan en yüksek von Mises stresleri, yükleme yapılmayan taraf posterior locatorının mesial üst bölgesinde 18.43 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.160).



Şekil 4.160: 4. tasarımda locatorlarda oluşan von Mises stresler

Bütün tasarımlarda oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde locatorlarda oluşan en yüksek stresler sırasıyla; 4. tasarımda 18.43 MPa, 3. tasarımda 17.26 MPa, 1. tasarımda 6.96 MPa, 2. tasarımda 0.77 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.161, 4.162), (Tablo 4.8).

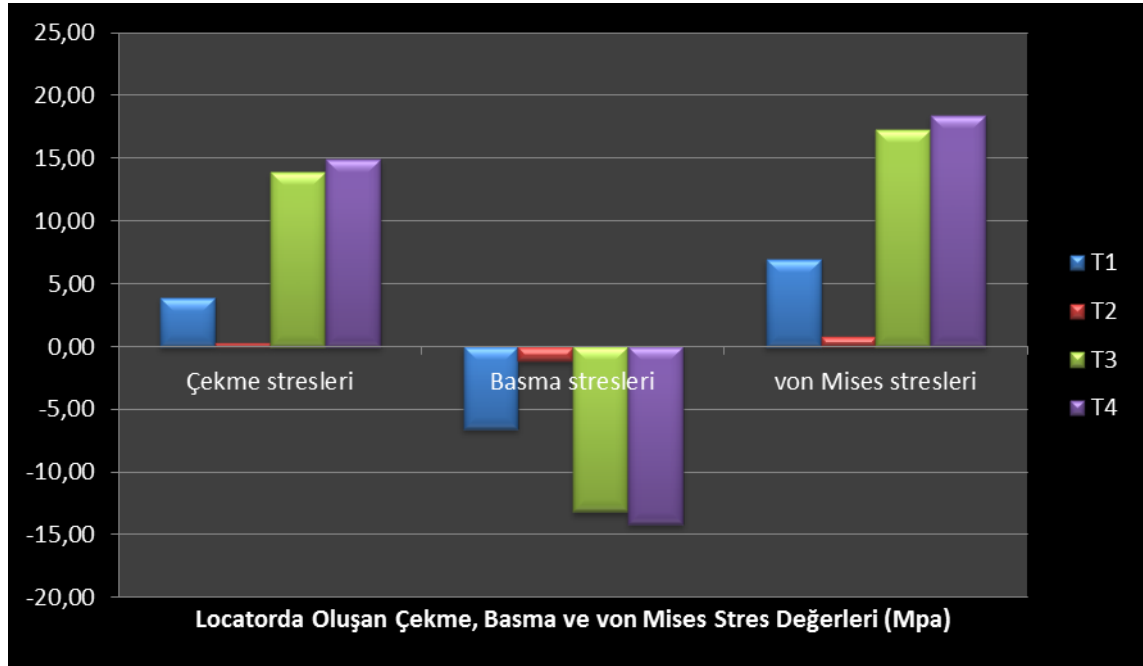


Şekil 4.161: Tüm tasarımlarda locatorda oluşan von Mises stresleri

Tablo 4.8: Tüm tasarımda locatorda oluşan en yüksek stresler

	1. Tasarım	2. Tasarım	3. Tasarım	4. Tasarım
Çekme stresleri	3.90 MPa	0.32 MPa	13.90 MPa	14.93 MPa
Basma stresleri	-6.56 MPa	-1.10 MPa	-13.13 MPa	-14.13 MPa
von Mises stresleri	6.96 MPa	0.77 MPa	17.26 MPa	18.43 MPa

Şekil 4.162: Tüm tasarımlarda locatorlarda oluşan stresler

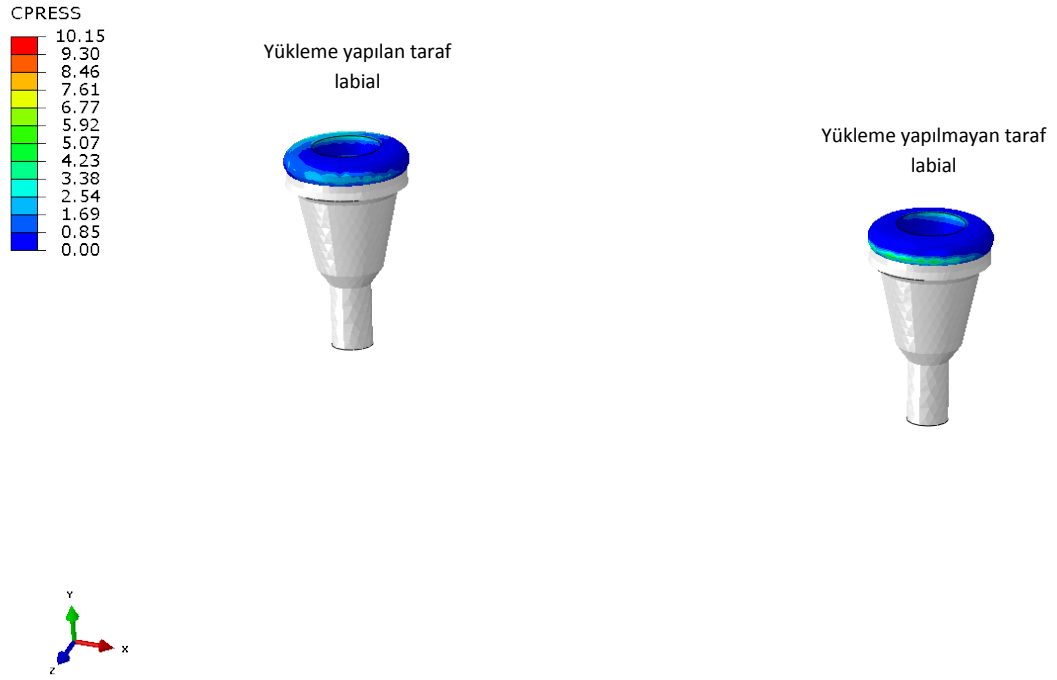


4.29. Locatorlarda Oluşan Temas Basınç Alanlarının Değerlendirilmesi

Locatorlarda oluşan en yüksek temas basıncı 4. Tasarımda, 10.12 MPa değerinde oluşmuştur.

4.29.1. 1. Tasarımda Locatorlarda Oluşan Temas Basınç Alanlarının Değerlendirilmesi

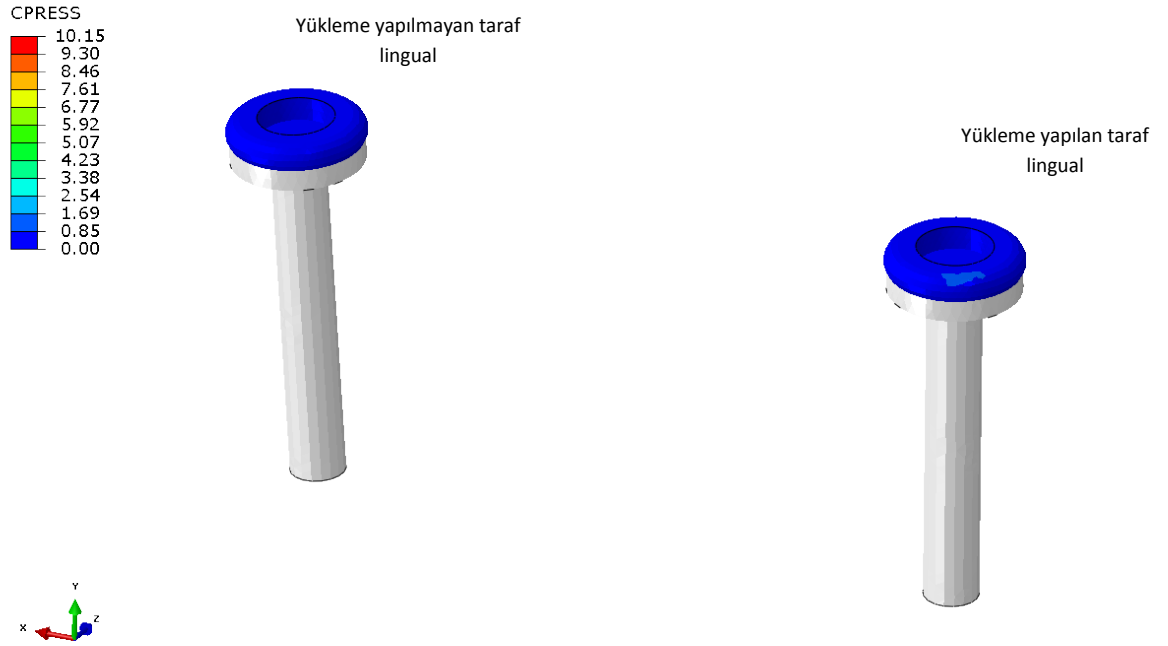
Locatorlarda oluşan temas basınçları değerlendirildiğinde, en yüksek basınçlar yükleme yapılmayan taraf locatorın lingualinde, 5.21 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.163).



Şekil 4.163: 1. tasarımda locatorlarda oluşan temas basınçları

4.29.2. 2. Tasarımda Locatorlarda Oluşan Temas Basınç Alanlarının Değerlendirilmesi

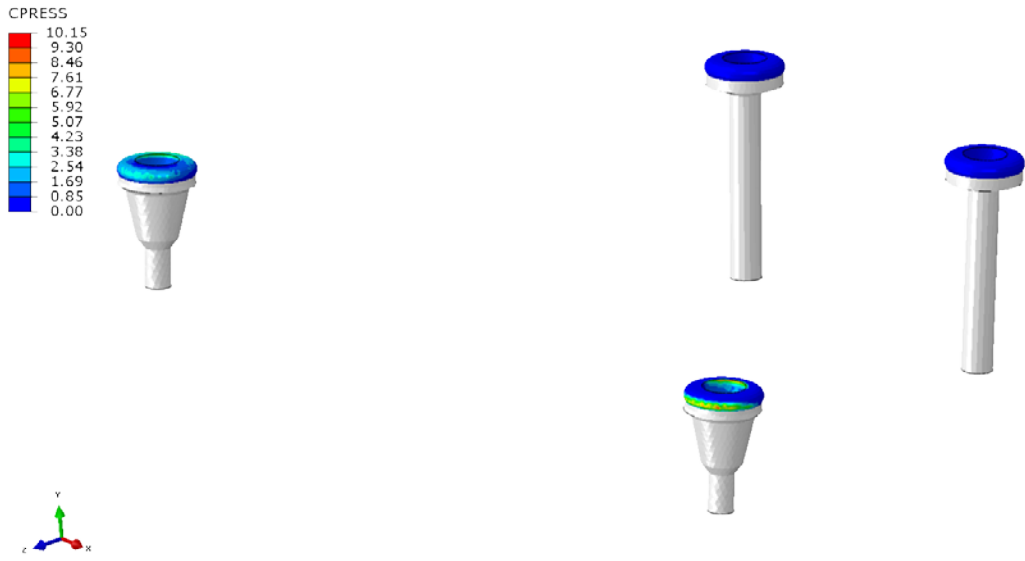
Locatorlarda oluşan temas basınçları değerlendirildiğinde, en yüksek basınçlar yükleme yapılan taraf locatorın labialinde, 1.37 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.164).



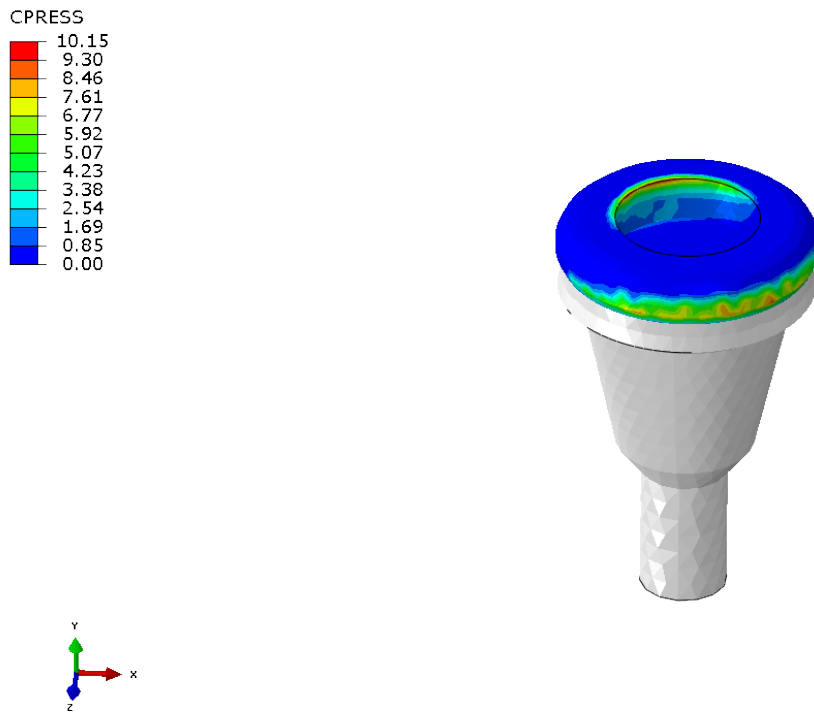
Şekil 4.164: 2. tasarımda locatorda oluşan temas basınçları

4.29.3. 3. Tasarımda Locatorda Oluşan Temas Basınç Alanlarının Değerlendirilmesi

Locatorlarda oluşan temas basınçları değerlendirildiğinde, en yüksek basınçlar yükleme yapılmayan taraf posterior locatorın disto-bukkal dış yüzeyinde ve mesio-lingual iç yüzeyinde 9.43 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.165,4.166).



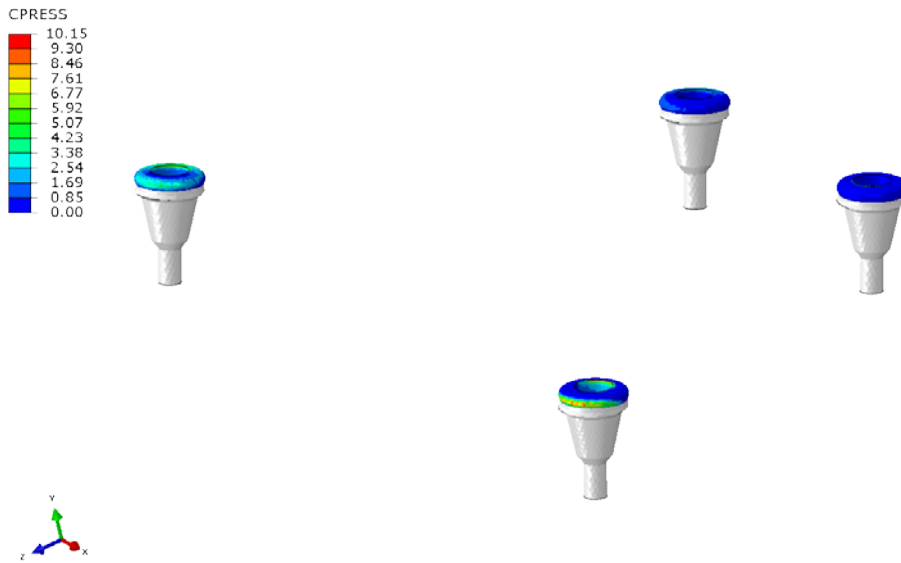
Şekil 4.165: 3. tasarımda locatorlarda oluşan temas basınçları



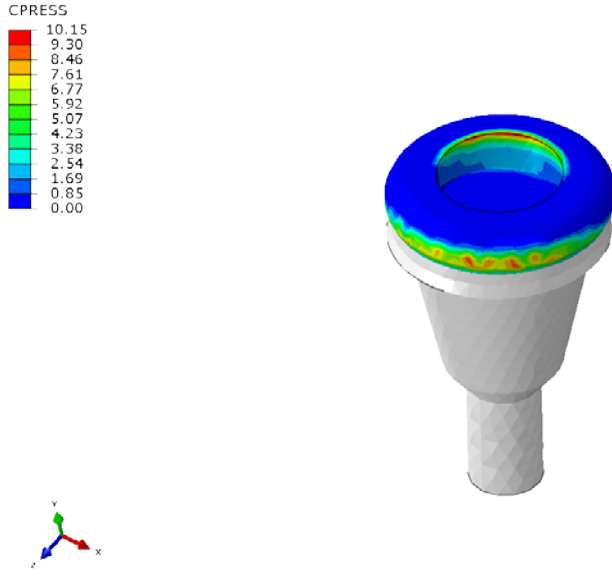
Şekil 4.166: 3. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior locatorında oluşan temas basınçları

4.29.4. 4. Tasarımda Locatorda Oluşan Temas Basınç Alanlarının Değerlendirilmesi:

Locator'da oluşan temas basınçları değerlendirildiğinde, en yüksek basınçlar yükleme yapılmayan taraf posterior locatorın disto-bukkal dış yüzeyinde ve mesio-lingual iç yüzeyinde 10.12 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 4.167,4.168).

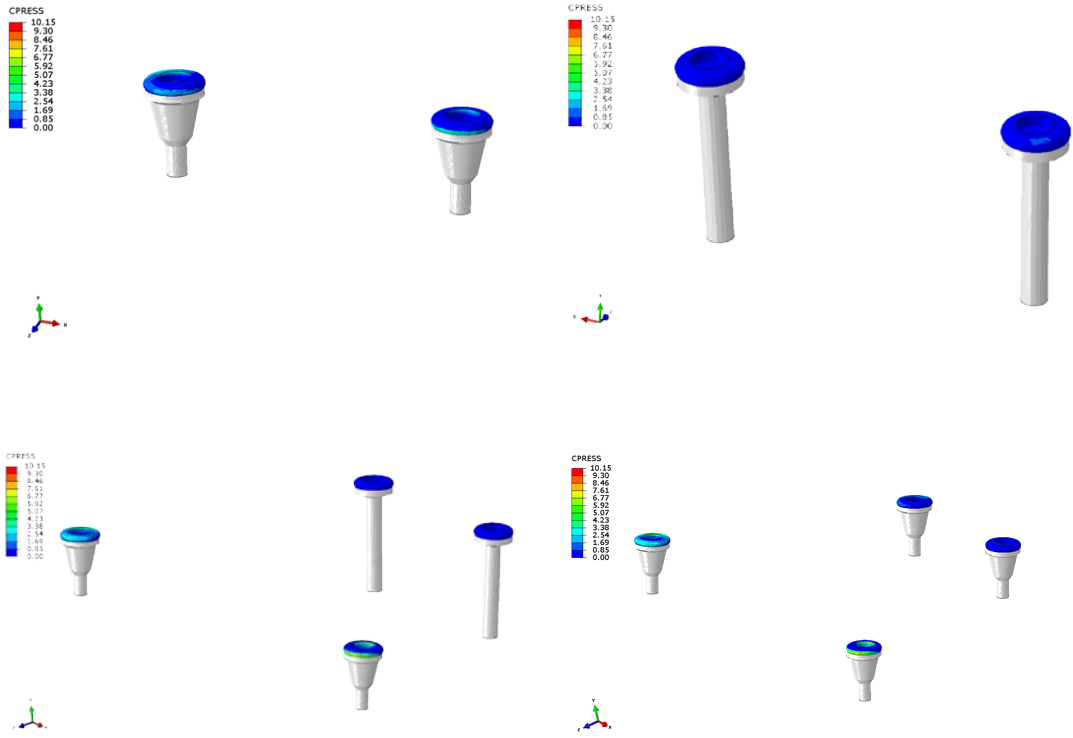


Şekil 4.167: 4. tasarımda locator'da oluşan temas basınçları



Şekil 4.168: 4. tasarımda yükleme yapılmayan taraf posterior locatorında oluşan temas basınçları

Tüm tasarımlarda locatorlarda oluşan temas basınçları değerlendirildiğinde; en yüksek temas basınçlarının posterior locatorların distalinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.169, 4.170), (Tablo 4.9).

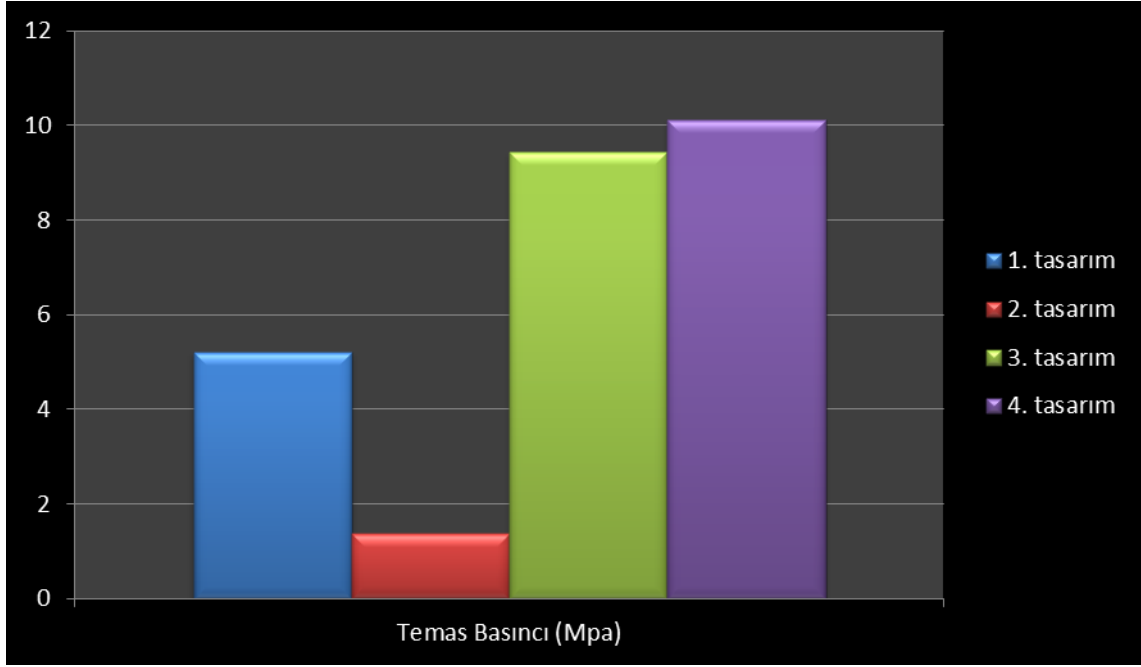


Şekil 4.169: Tüm tasarımlarda locatorda oluşan temas basınçları

Tablo 4.9: Tüm tasarımlarda locatorda oluşan en yüksek temas basınçları

	1. Tasarım	2. Tasarım	3. Tasarım	4. Tasarım
Temas basıncı	5.21 MPa	1.37 MPa	9.43 MPa	10.12 MPa

Şekil 4.170: Tüm tasarımlarda locatorlarda oluşan temas basınçları

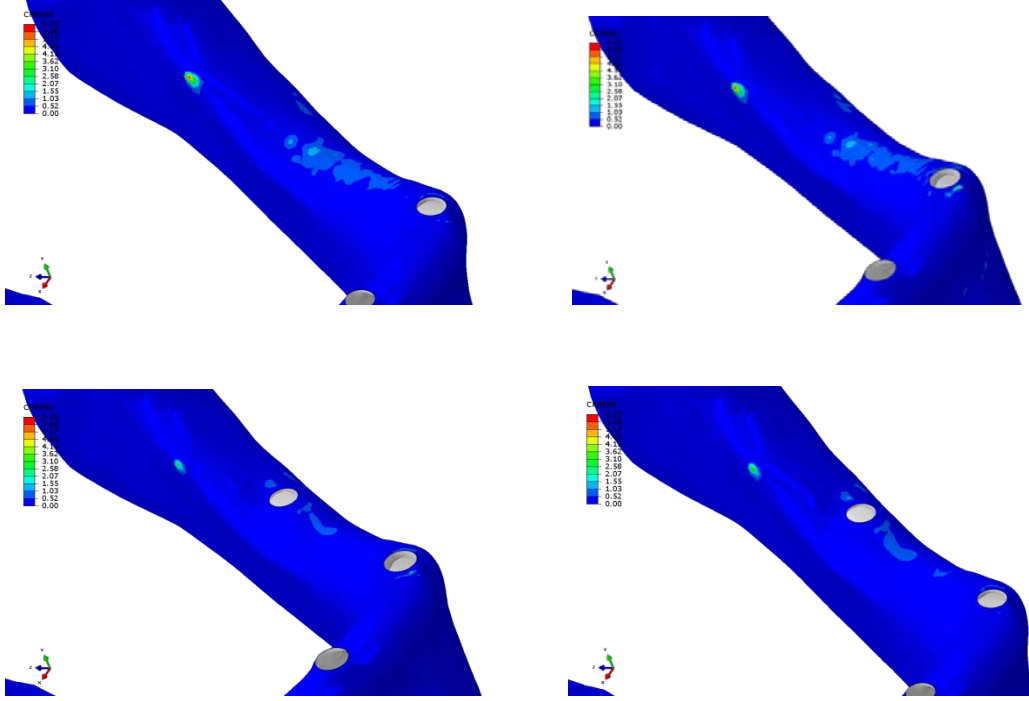


4.30. Mukozada Oluşan Temas Basınçlarının ve Basma Streslerinin Değerlendirilmesi

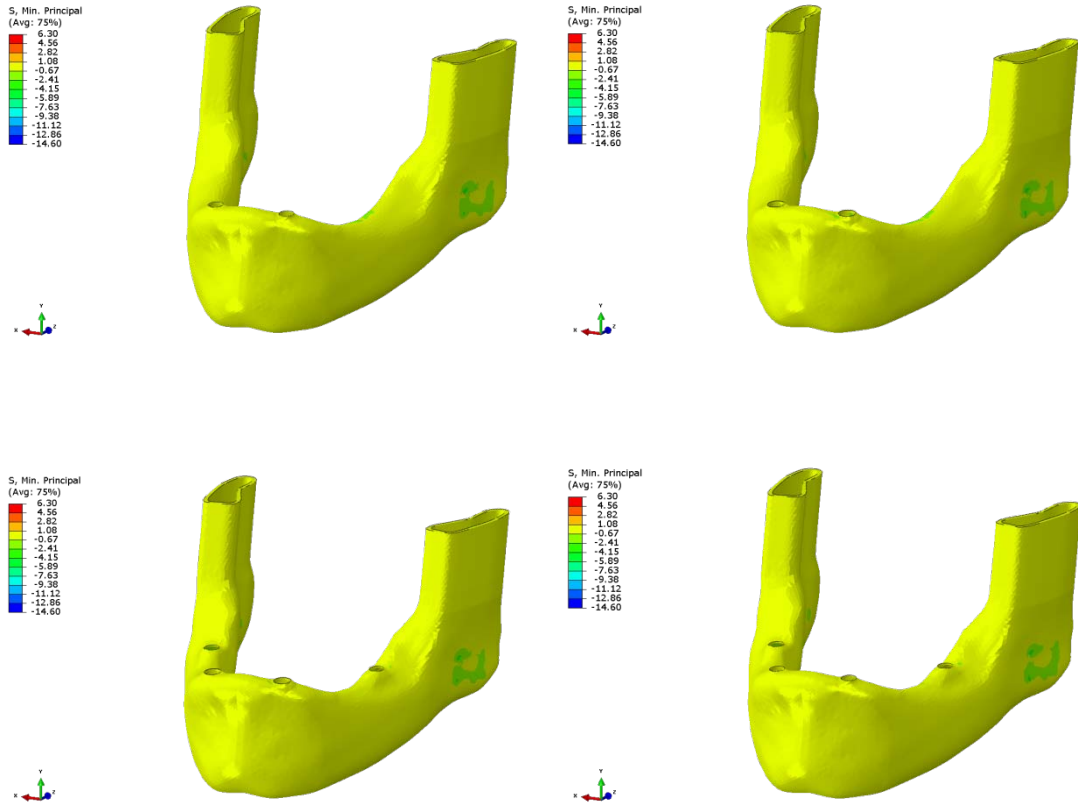
Mukozada oluşan temas basınçları değerlendirildiğinde bütün tasarımlarda en yüksek temas basınçları trigonum retromolarenin lingual tarafında bulunan kemik çıkıntısı bölgesinde oluşmuştur. En yüksek temas basıncı iki implant destekli 1. Tasarımda oluşmuştur (6.16 MPa). En düşük basınçlar 4 implant destekli 4. Tasarımda oluşmuştur (3.7 MPa). Posteriora implant yerleştirilmesi mukozada oluşan temas basınçlarının yaklaşık olarak yarı yarıya azalmasına neden olmuştur (Şekil 4.171, 4.173) (Tablo 4.10).

Mukozada oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, en yüksek stresler 4 tasarımda da mandibulanın sabitlendiği sınır koşul bölgelerinde oluşmuştur. Mandibulanın kret tepesinde oluşan stresler değerlendirildiğinde, 1. ve 2. tasarımda en yüksek streslerin -2.41 MPa değerinde, 3. ve 4. tasarımlarda -0.67 MPa değerinde oluşmuştur. 1. ve 2. tasarımlarda kret tepesinde oluşan

basma stresleri, 3. ve 4. tasarımlarda oluşan streslerin yaklaşık 3.5 katıdır (Şekil 4.172).



Şekil 4.171: Tüm tasarımlarda mukozada oluşan temas basınçları

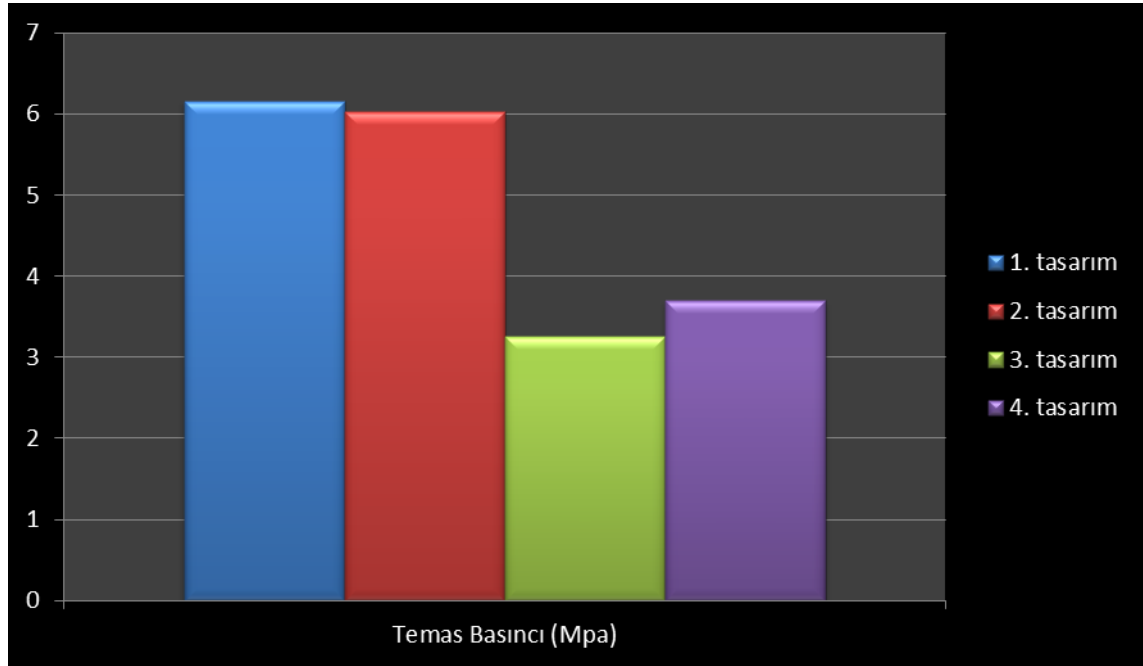


Şekil 4.172: Tüm tasarımlarda mukozada oluşan basma stresleri

Tablo 4.10: Tüm tasarımlarda mukozada oluşan en yüksek temas basınçları

	1. Tasarım	2. Tasarım	3. Tasarım	4. Tasarım
Temas basıncı	6.16 MPa	6.03 MPa	3.26 MPa	3.7 MPa

Şekil 4.173: Tüm tasarımlarda mukozada oluşan temas basınçları



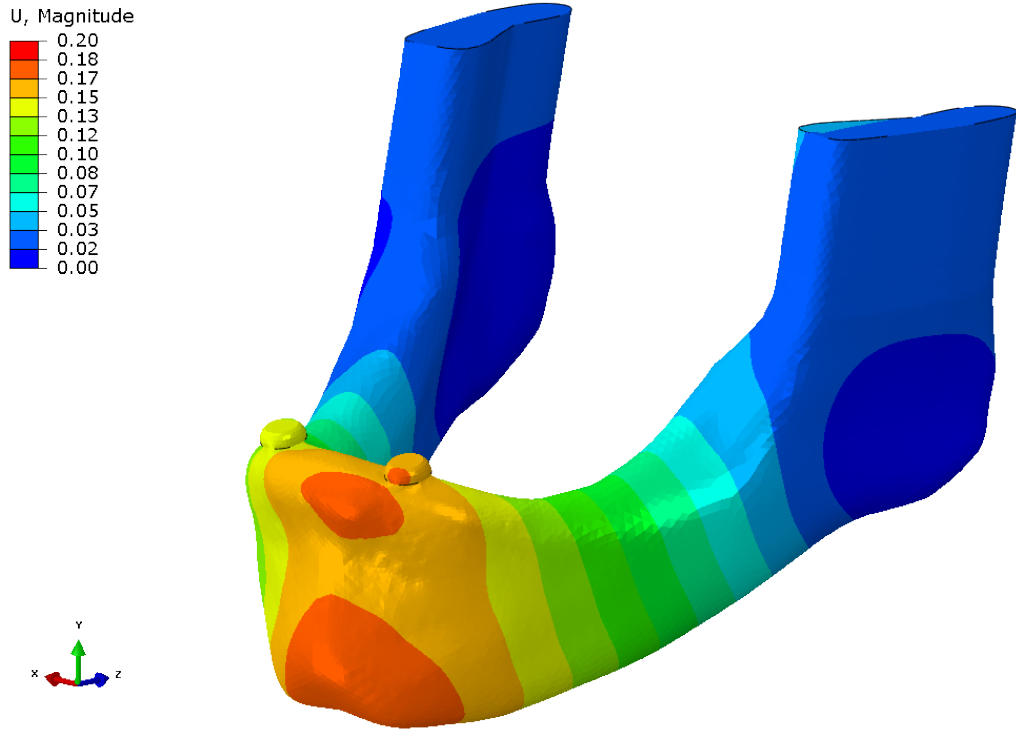
4.31. Kemikte ve protezde oluşan yer değiştirmenin değerlendirilmesi

Tasarımlarda protezlerde ve kemikte oluşan yer değiştirmelerinin daha kolay değerlendirilebilmesi için 40 kat büyütülmüş görüntüler kullanılmıştır.

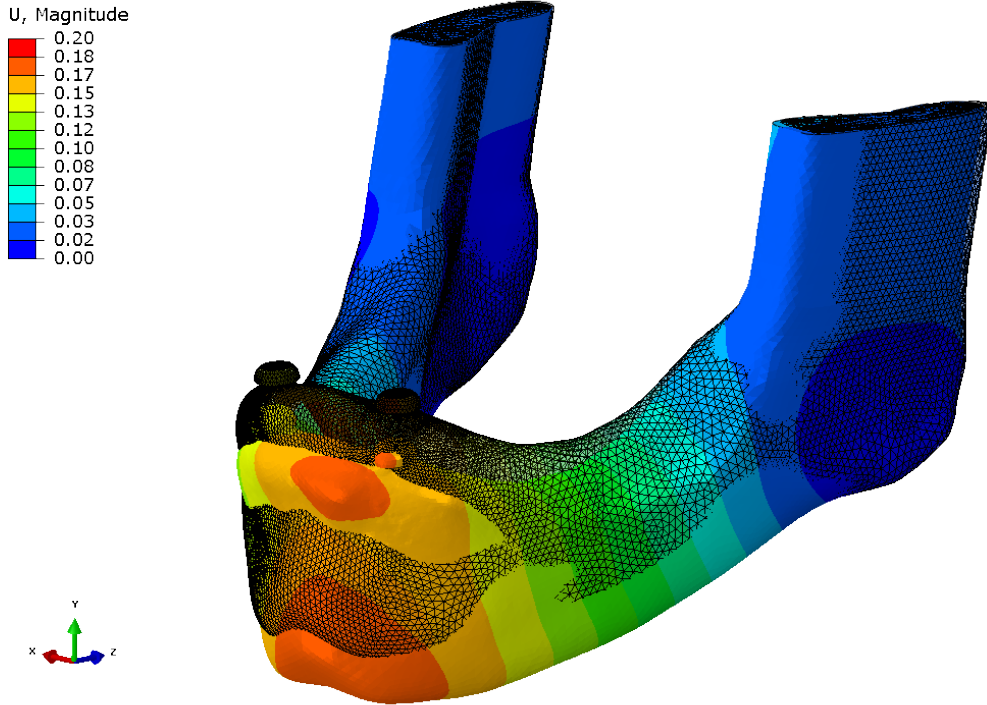
4.31.1. 1. Tasarımda Kemikte oluşan yer değişiminin değerlendirilmesi

Uygulanan kuvvet karşısında mandibulanın yer değişimi değerlendirildiğinde, mandibula ileri ve aşağı yönde yer değiştirmiştir. Mandibulada en fazla çene ucunun yükleme yapılan tarafında yer değişim göstermiştir (Şekil 4.174, 4.175).

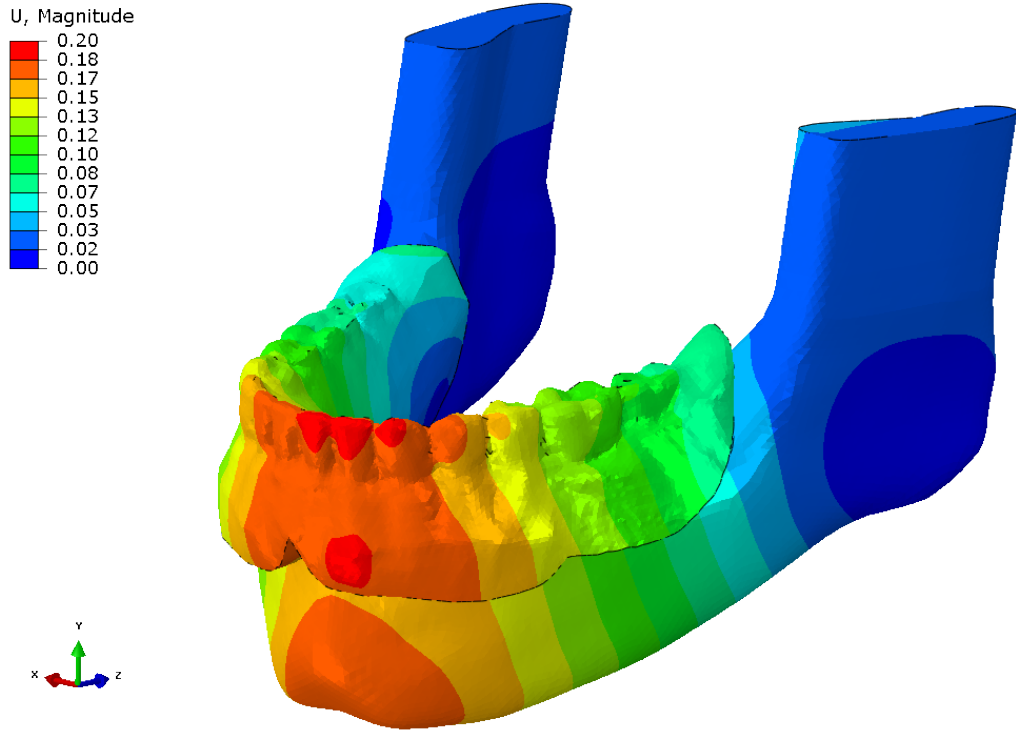
Protez, yükleme yapılan taraf anterior dişler hizasında en fazla yerdeğiştirme oluşmuştur. Yükleme yapılmayan taraf dokudan uzaklaşma göstermiştir (Şekil 4.176, 4.177).



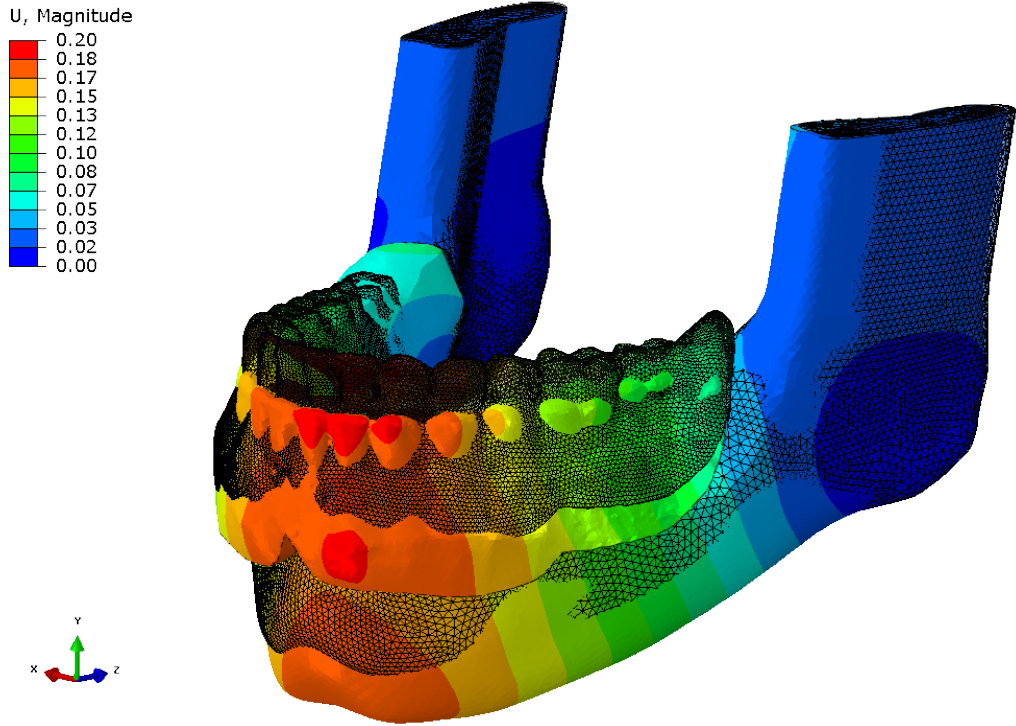
Şekil 4.174: 1. tasarımda kemikte oluşan yer değıştirme



Şekil 4.175: 1. tasarımda kemikte oluşan yer değıştirme



Şekil 4.176: 1. tasarımda protezde oluşan yer değıştirme

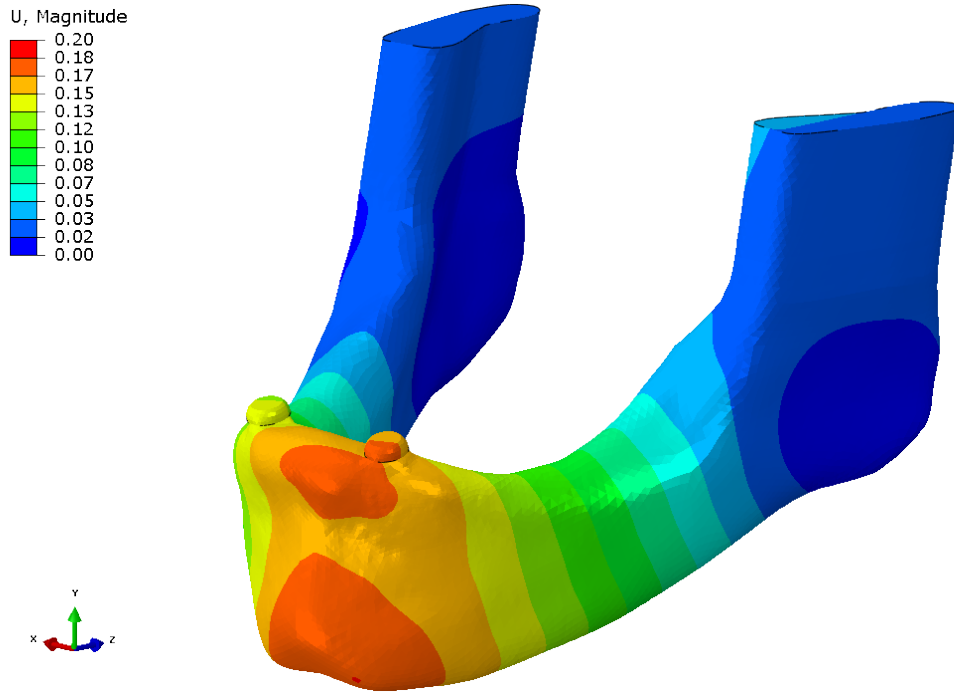


Şekil 4.177: 1. tasarımda protezde oluşan yer değıştirme

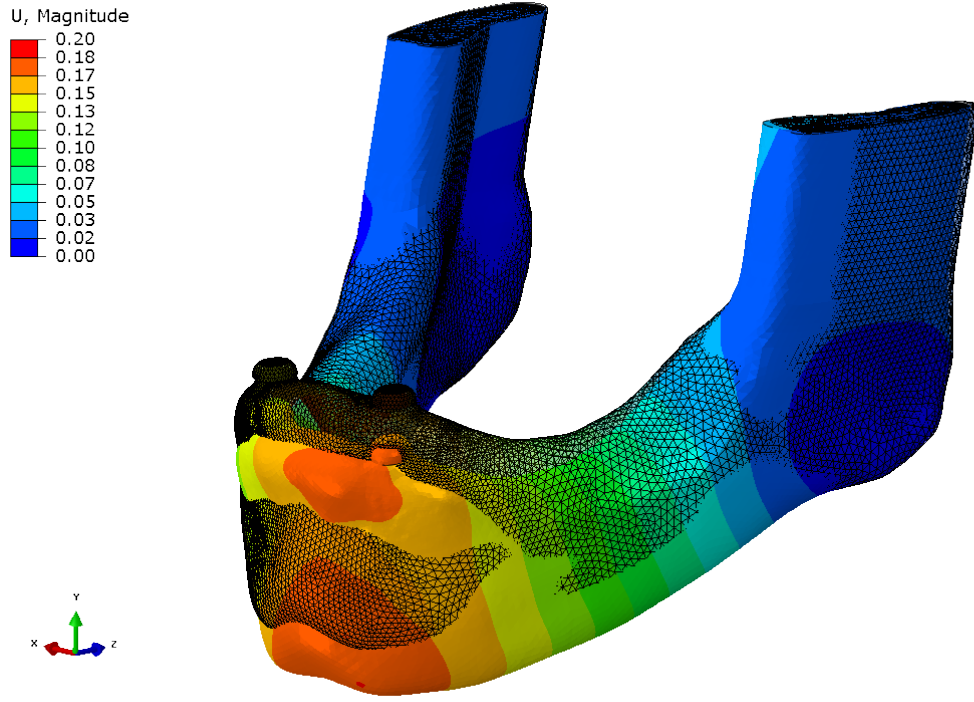
4.31.2. 2. Tasarımda Kemikte Oluşan Yer Değişirmenin Değerlendirilmesi

Uygulanan kuvvet karşısında mandibulanın yer değişimi değerlendirildiğinde, mandibula ileri ve aşağı yönde yer değiştirmiştir. Mandibulada en fazla çene ucunun yükleme yapılan tarafında yer değişim göstermiştir (Şekil 4.178, 4.179).

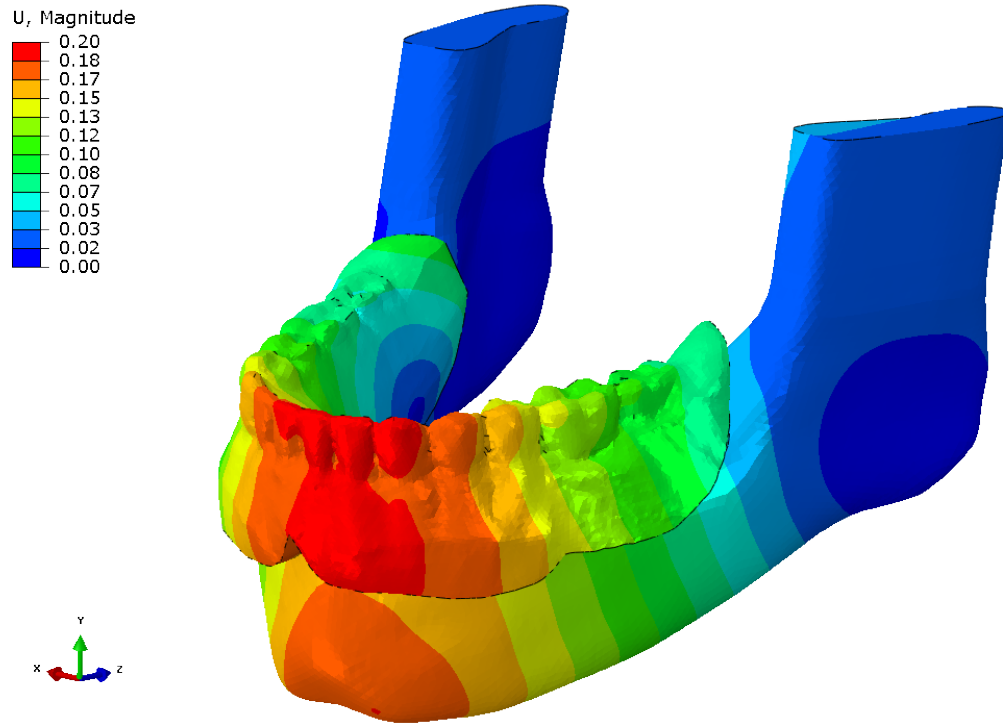
Protez, yükleme yapılan taraf anterior dişler hizasında en fazla yerdeğişirme oluşmuştur. Yükleme yapılmayan taraf dokudan uzaklaşma göstermiştir (Şekil 4.180, 4.181).



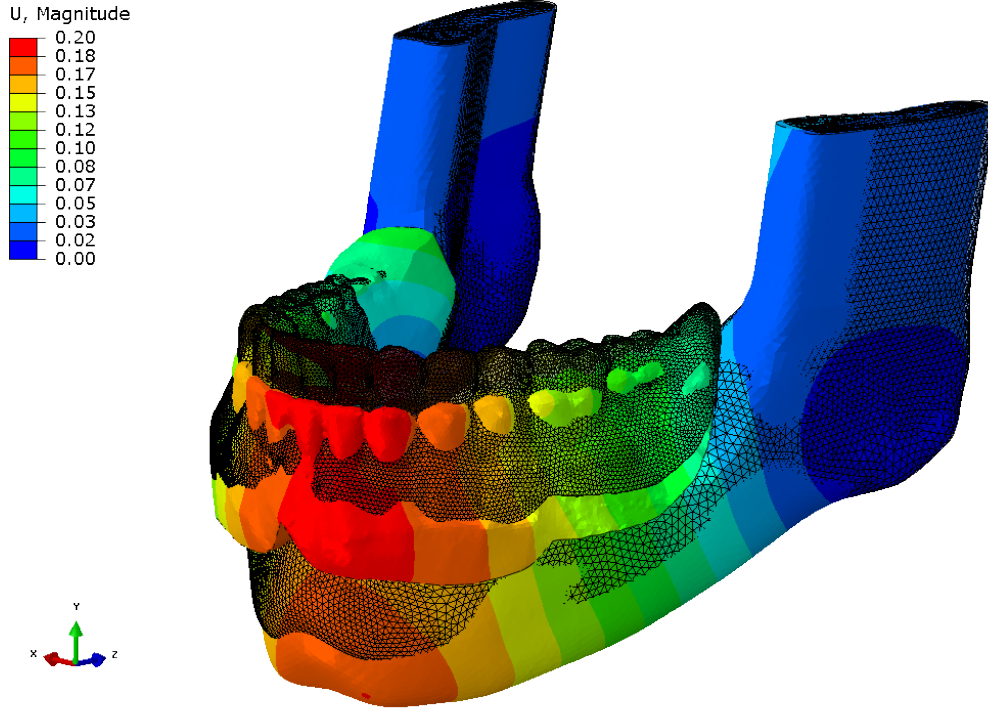
Şekil 4.178: 2. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme



Şekil 4.179: 2. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme



Şekil 4.180: 2. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme

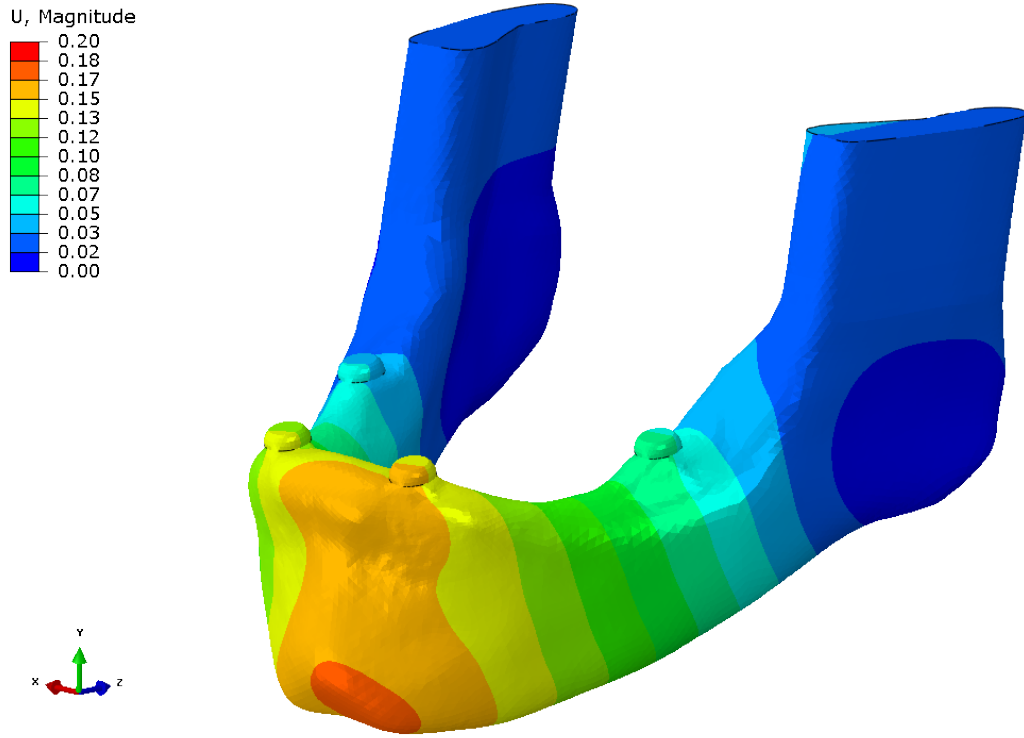


Şekil 4.181: 2. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme

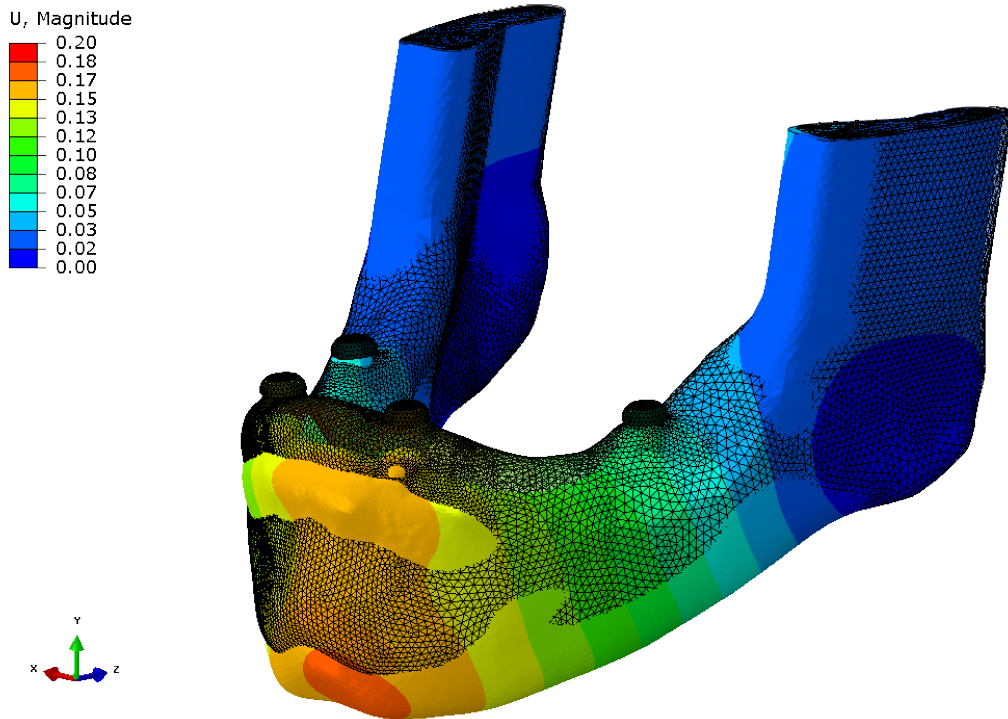
4.31.3. 3. Tasarımda Kemikte Oluşan Yer Değişirmenin Değerlendirilmesi

Uygulanan kuvvet karşısında mandibulanın yer değişimi değerlendirildiğinde, mandibula ileri ve aşağı yönde yer değiştirmiştir. Mandibulada en fazla çene ucunun yükleme yapılan tarafında yer değişim göstermiştir (Şekil 4.182, 4.183).

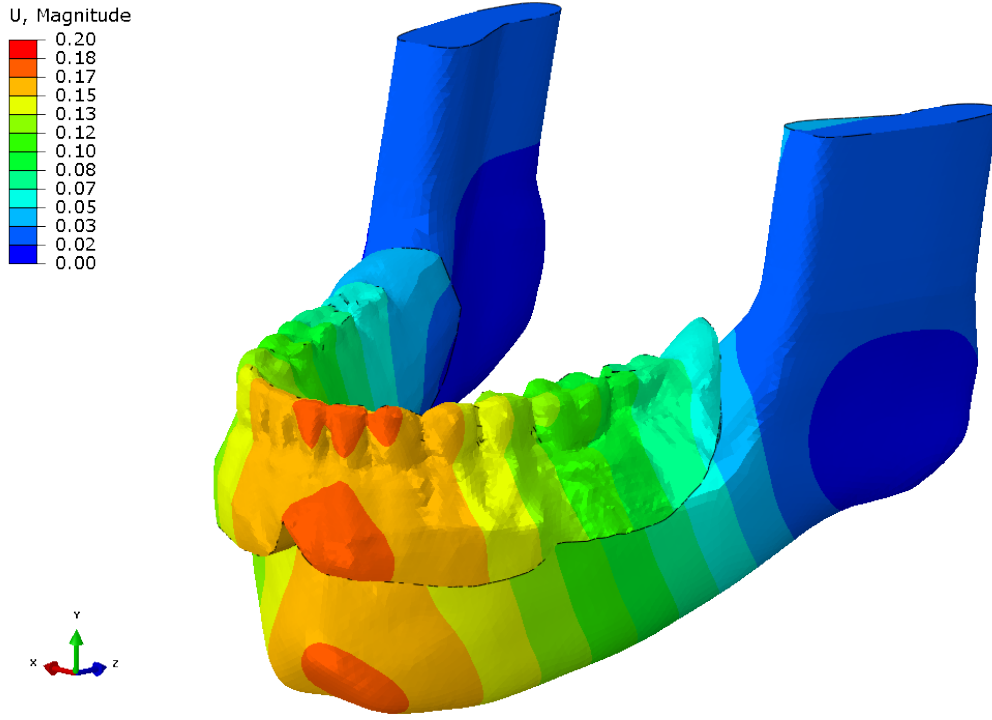
Protez, yükleme yapılan taraf anterior dişler hizasında en fazla yerdeğişirme oluşmuştur. Yükleme yapılmayan tarafın dokudan uzaklaşma miktarı 1. ve 2. tasarımlara göre daha azdır (Şekil 4.183, 4.184).



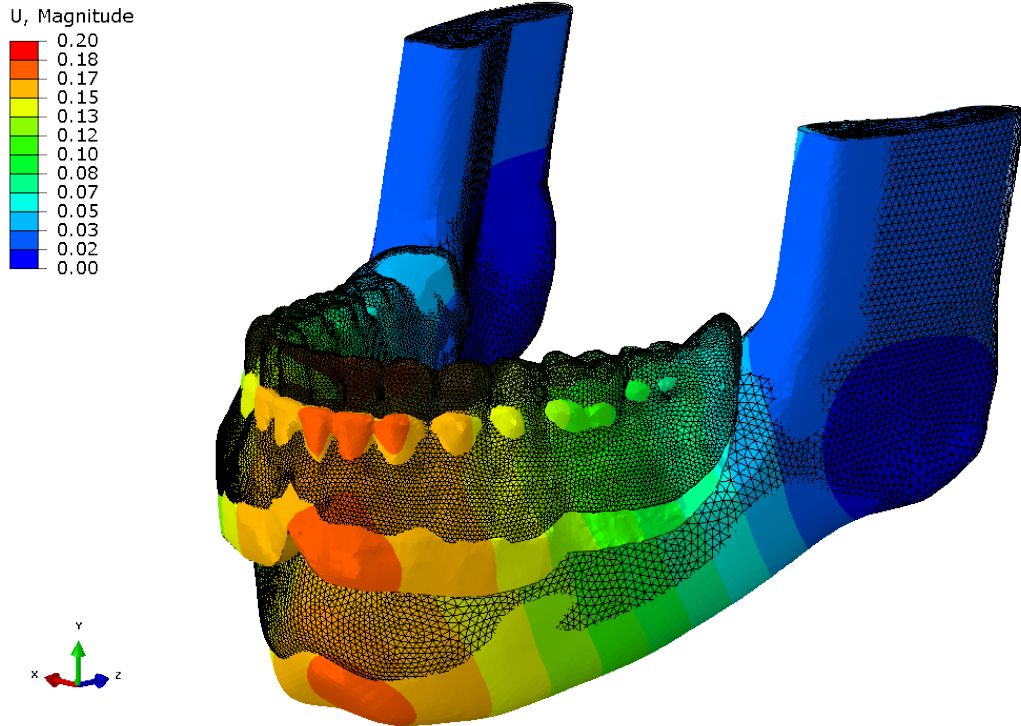
Şekil 4.182: 3. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme



Şekil 4.183: 3. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme



Şekil 4.184: 3. tasarımda protezde oluşan yer değıştirme

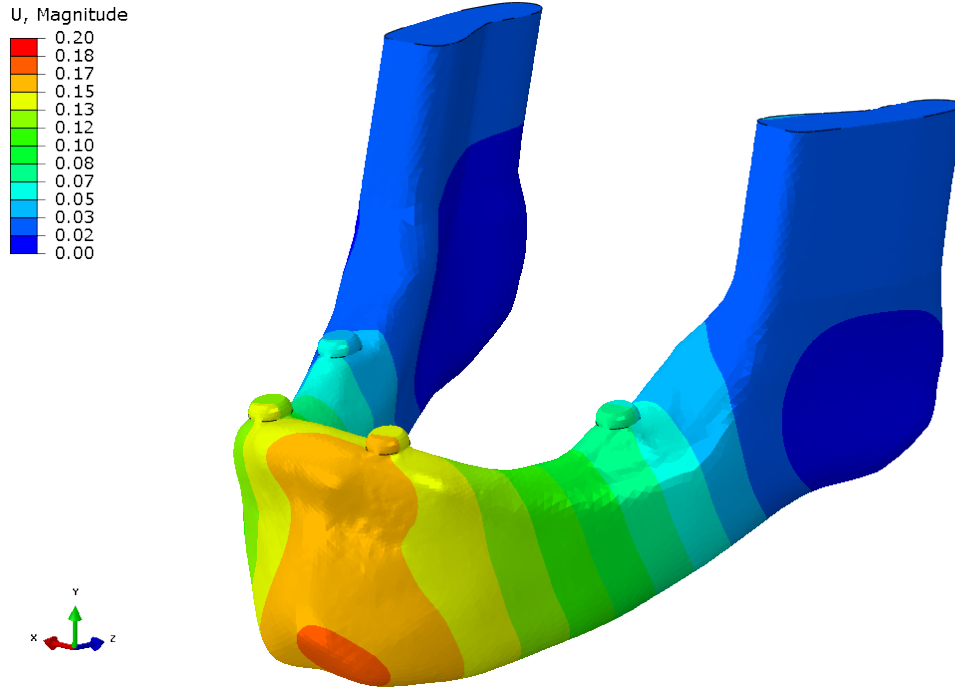


Şekil 4.185: 3. tasarımda protezde oluşan yer değıştirme

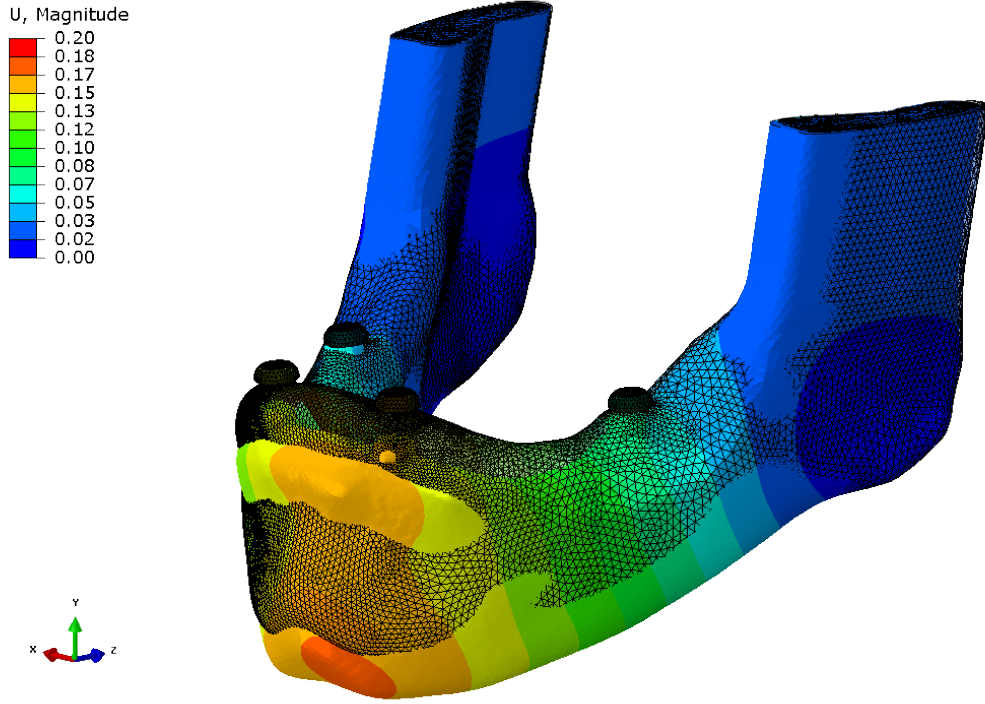
4.31.4. 4. Tasarımda Kemikte Oluşan Yer Değişirmenin Değerlendirilmesi

Uygulanan kuvvet karşısında mandibulanın yer değişimi değerlendirildiğinde, mandibula ileri ve aşağı yönde yer değiştirmiştir. Mandibulada en fazla çene ucunun yükleme yapılan tarafında yer değişim göstermiştir (Şekil 4.186, 4.187).

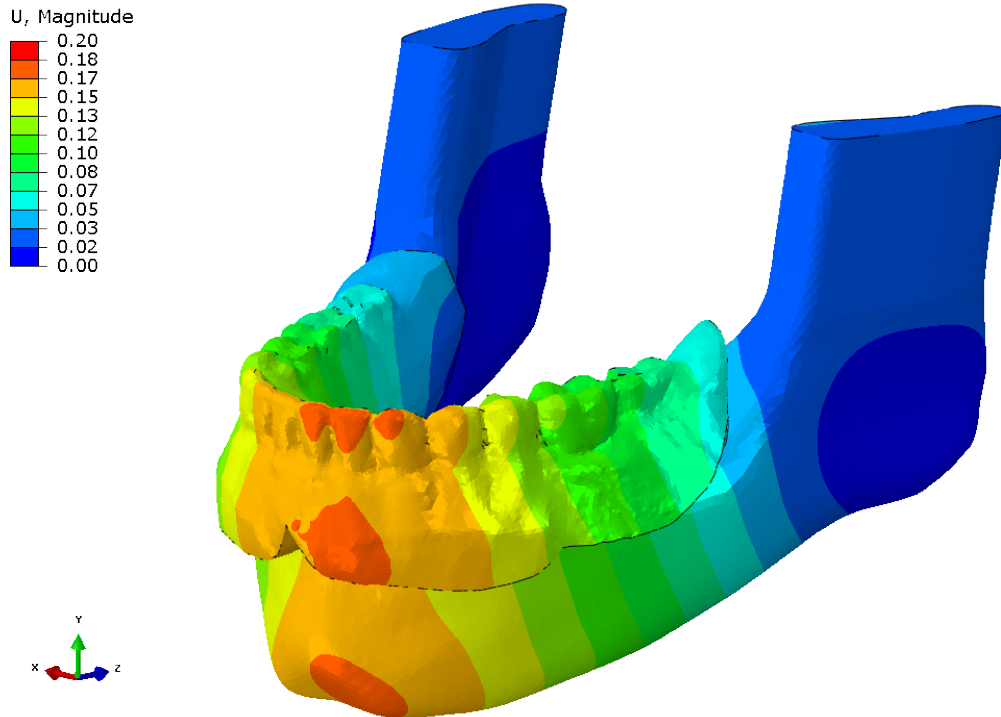
Protez, yükleme yapılan taraf anterior dişler hizasında en fazla yerdeğişirme oluşmuştur. Yükleme yapılmayan tarafın dokudan uzaklaşma miktarı 1. ve 2. tasarımlara göre daha azdır. 4. tasarımda oluşan yer değiştime miktarları 3. tasarımla benzerlik göstermiştir (Şekil 4.188, 4.189).



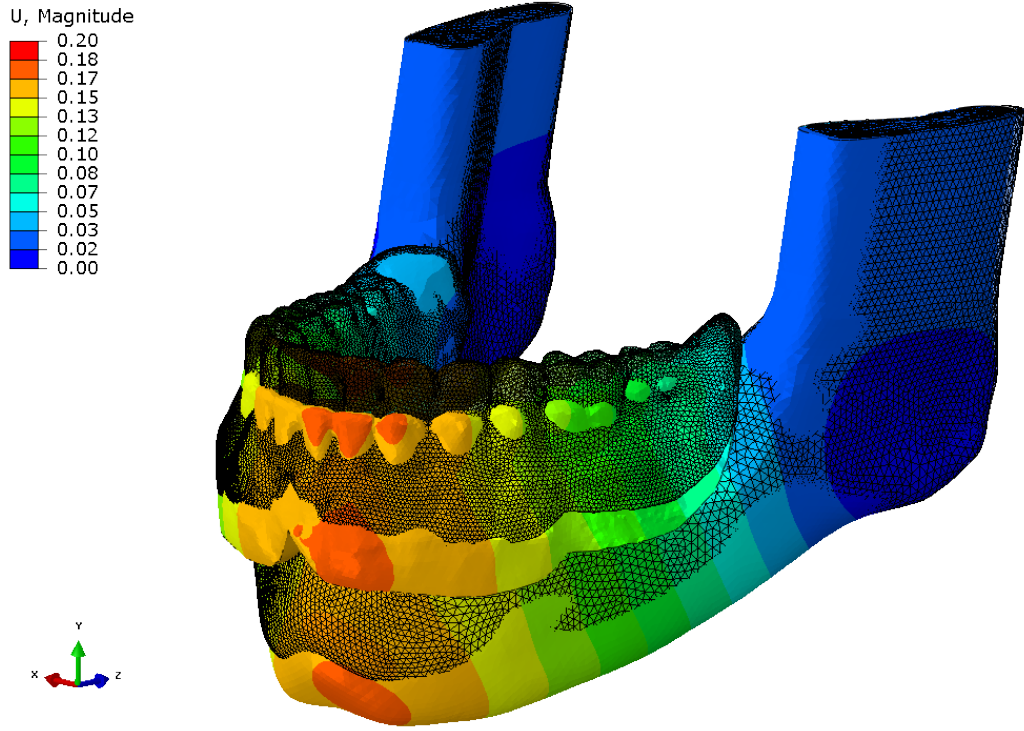
Şekil 4.186: 4. tasarımda kemikte oluşan yer değişirme



Şekil 4.187: 4. tasarımda kemikte oluşan yer değiştirme



Şekil 4.188: 4. tasarımda protezde oluşan yer değiştirme



Şekil 4.189: 4. tasarımda protezde oluşan yer değıştirme

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, alt çene tam ve kısmi dişsizlik vakalarında diş, implant ve diş-implant destekli hareketli protez uygulamalarında protetik yapılar ve çevre dokulardaki stres, gerinim ve yer değiştirme, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir.

İmplant ve diş destekli hareketli protezlerde, fonksiyon esnasında proteze, destek dokulara, tutucu parçalara, diş ve implanta iletilen kuvvetlerin, bu kuvvetler karşısında protez ve kemiğin yerdeğişiminin, yumuşak dokularda ve kemikte oluşan streslerin incelenmesi, bununla beraber diş destekli yapılarda periodontal ligamentten kaynaklanan biyomekanik farklılıkların neden olduğu problemlerin tespiti için çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmıştır. Bu yöntemler arasında fotoelastik yöntem, gerinim ölçer yöntemi, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi en çok kullanılan yöntemlerdir.

Son 20 yılda sonlu elemanlar stres analizi, implant ve implant çevresi kemikte oluşan stresleri değerlendirmede etkin bir yöntem haline gelmiştir (Geng ve ark., 2001, Van Sateden ve ark., 2006). Bu çalışmada tasarımların biyomekaniğini değerlendirmede, sonlu elemanlar stres analizi yönteminin seçilmesinin nedenleri; karmaşık geometriler ile malzeme bilgilerinin doğru ve tam olarak oluşturulabilmesi, gerektiğinde modelin modifiye edilebilmesi, stresin hesaplanabilmesi ve anlaşılabilirlik sayısal sonuç değerleri elde edilebilmesidir. İn vivo testlerde bu avantajların elde edilmesi zordur (Menicucci ve ark., 2002).

Birçok araştırmada implant biyomekaniğinin değerlendirilmesinde kullanılan analiz yöntemlerinden üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin, diğer yöntemlere göre daha iyi sonuçlar verdiği ve sonuçlarının in-vitro çalışmalarda elde edilen sonuçlara yakın olduğu belirtilmiştir (De Tolla ve ark., 2000, Akça ve ark., 2002).

Clelland (1995), sonlu elemanlar stres analizi yöntemini, fotoeleastik yöntem ve gerinim ölçer yöntemi ile kıyaslar; fotoelastik yöntemin streslerin yerleşimi ve yoğunlaşmaları ile ilgili iyi nitel bilgi vermesine rağmen, sınırlı nicel

bilgi verebildiğini, gerinim ölçerler ile ancak gerinim ölçer bulduğu yerdeki gerinimlerle ilgili verilerin alınabildiğini, sonlu elemanlar stres analizi yönteminin ise matematik bir model içerisinde herhangi bir yerdeki ayrıntılı nicel bilgiyi sunabileceğini belirtmiştir.

Akça ve ark. (2002), implantta meydana gelen streslerin değerlendirilmesinde sonlu elemanlar stres analizi ile gerinim ölçer analiz yöntemini kıyaslamışlardır. Her iki yöntemde de uygulanan kuvvetler altında meydana gelen stres-gerinim miktarları açısından yakın sonuçlar elde edilmiştir ancak modelleme açısından sonlu elemanlar yöntemi daha hassas ve ayrıntılı bir sonuca izin verdiği için daha avantajlı bulunmuştur.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde iki boyutlu model yerine üç boyutlu model oluşturulmasının daha gerçekçi sonuçlara ulaşmada faydalı olacağı düşünülmüştür. Üç boyutlu modellerle yapı her düzlemde gerçeğe yakın olarak modellenabilmektedir (İsmail ve ark., 1987, Stegaroiu ve ark., 1998, Eskitaşçıoğlu ve ark., 2002).

İsmail ve ark. (1987), blade implant kullanarak iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerini karşılaştırdıkları çalışmada, iki boyutlu analizin normal stres dağılımlarını detayları ile yansıtmadığı, sadece stres dağılımlarını gösterdiğini belirtmişlerdir. Üç boyutlu modellerle, gerek geometri gerekse yükleme açısından gerçek sonuçlara daha fazla yaklaşılmaktadır.

Meijer ve ark. (1993), iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerini üç değişik model üzerinde karşılaştırmışlar, sonuçta üç boyutlu analizin tercih edilmesi gerektiğini, ancak iki boyutlu analizde modellerin hazırlanması ve hesaplamalar açısından zaman kazanılacağını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda mandibulanın üç boyutlu modeli oluşturulmuştur. Optik tarayıcı yardımı ile mandibular kemiğin yüzeyi taranarak bir nokta bulutu görüntüsü elde edilmiştir. Bu nokta bulutundan referans noktaları belirlenerek 3 boyutlu modelleme yapılmıştır. Bu çalışmada kemik yüzeyinin optik tarama ile taranmasının nedeni, yüzey bilgisinin daha ayrıntılı olarak bilgisayar ortamına aktarılabilmesidir (Steinhäuser ve ark., 2011). Optik taramanın yanısıra 3

boyutlu modellerin oluşturulmasında bilgisayarlı tomografiden yararlanıldığı çalışmalar da bulunmaktadır (Akça ve ark., 2002)

Çalışmamızda elde edilen nokta bulutu görüntüleri yüzey ağ yapısına dönüştürülmüştür. Yüzey eleman sayısının yüksek olarak tanımlanması morfolojinin detaylı olarak yansıtılabilmesine olanak sağlamıştır. Yüzey ağ yapı tamamlandıktan sonra, setler tanımlanmış ve tetrahedral yapıdaki katı cisim elemanlarına dönüştürülmüştür.

Yapılan çalışmalarda, anatomik yapının ideal olarak modellenmesiyle sonlu elemanlar stres analizlerinde daha başarılı sonuçlar elde edilebileceği belirtilmiştir. Bunun için de eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması gerektiği vurgulanmıştır. Bu durumda eleman büyüklüğü 150-300 µm. arasında olmaktadır. Eleman boyutunun 300 µm.'den daha büyük olması halinde yanıltıcı sonuçların elde edilebileceği belirtilmiştir (Farah ve ark., 1988, Clelland ve ark, 1991, Ko ve ark.,1992, Hart ve ark., 1992, Meijer ve ark, 1993, Teixeira ve ark. 1998, Sato ve ark. 1999a, Sato ve ark. 1999b). Çalışmamızda modellerde ortalama 200.000 düğüm ve 734.000 eleman kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan sonlu elemanlar modellerinin özellikleri düğüm noktası ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında sayıca fazla olduğu görülmektedir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde protez, implant, diş, yumuşak dokular ve çene kemiği gibi karmaşık dokuların modelleri ile ilgili çözümler yaparken bazı varsayımlar ve tanımlar yapılmalıdır. Kortikal kemik ile trabeküler kemik kalınlıkları, implant-kemik arayüzü, modelleri oluşturan düğüm noktaları ve eleman sayıları, sınır koşulları, kullanılan materyallerin mekanik özellikleri, uygulanacak kuvvet değerleri bilgisayarda tanımlanmalıdır (Korioth ve ark.,1992, Korioth ve Versluis, 1997, Van Sateden ve ark., 2006). Bu varsayımlar sonlu elemanlar stres analizi modelinin gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesini belli bir ölçüde etkilemektedir (Geng ve ark., 2001).

Araştırmalarda, sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kemiğin materyal özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmaktadır.

Materyal izotropik olarak kabul edildiğinde materyal özellikleri her yönde aynıdır. Bundan dolayı yalnızca 2 bağımsız materyal sabiti mevcuttur (elastiklik modülü, Poisson oranı). Materyal özellikleri bunun dışında ortotropik ve anizotropik olarak da tanımlanabilir. Ancak anizotropik materyalde değişik yönlerde ölçülen farklı materyal özellikleri vardır, anizotropinin derecesine göre çok sayıda materyal sabiti ortaya çıkmaktadır. Ortotropik materyal özellikleri tanımlandığında ise izotropik materyal tanımlamasına göre streslerin % 30 oranında artacağı ifade edilmiştir (Sağesen, 2000).

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında implantların, dişlerin, protezin, kortikal ve trabeküler kemiğin, akrilin, protez tutucu parçalarının ve mukozanın elastiklik modülleri ve poisson oranları için kabul edilmiş evrensel bir tablo yoktur (Borchers ve Reichart, 1983). Bu değerler alınırken değişik çalışmalarda en çok kullanılan değerler kabul edilerek çalışmada kullanılmıştır. Periodontal ligament dışında kullanılan materyallerin özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak, periodontal ligamentin materyal özelliği ise non-lineer hiperelastik ve izotropik olarak tanımlanmıştır.

Lineer analiz, yapının stres-gerinim ilişkisini, orantısal limit olarak bilinen stres seviyesine kadar doğrusal bir grafik olarak göstermektedir. Ancak sonlu elemanlar stres analizinin amacı ağız ortamını daha gerçekçi durumlar oluşturarak çözümlenmektedir (Wakabayashi ve ark., 2008). Çalışmamızda implant ve doğal dişin, uygulanan kuvvet karşısındaki farklı davranışlarının gerçeğe yakın olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu yüzden periodontal ligament non-lineer olarak tanımlanmıştır.

Sakaguchi ve Borgersen (1993), yaptıkları non-lineer 2 boyutlu sonlu elemanlar kontak analiz araştırmasında altın vida başarısızlıklarını değerlendirerek, non-lineer kontak analizinin implant komponentlerini değerlendirmede daha yararlı bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

İplikçioğlu ve ark. (2003), implantlar üzerine gelen gerinimlerin, non-lineer sonlu elemanlar stres analizi ve gerinim ölçer yöntemiyle değerlendirip karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki yöntemde de vertikal yüklemeler altında,

implantlar üzerinde benzer gerinim değerleri oluştuğu sonucuna varmışlardır. Çalışmada non-lineer yöntemin elastik davranış gösteren durumlarda kullanılmasının yarar sağladığı belirtilmiştir.

Çalışmamızda tutucu parçalar arasında sürtünme katsayısı tanımlanmıştır. Chun ve ark. (2005), 150 N vertikal yüklemede O-ring atağında sürtünme katsayısı tanımlayarak implant destekli hareketli protezlerde farklı tutucu sistemlerinin implant çevresi kemikte oluşan stres dağılımlarını incelemiştir.

Araştırmalarda sonlu elemanlar stres analizi için hazırlanan modellerde, implant kemik birleşimi % 100 olarak kabul edilmiştir. Ancak, hücrenel düzeyde % 100 kemik-implant birleşimi olması mümkün değildir (Geng ve ark., 2001). Histolojik çalışmalarda implant yüzeyinin %50-60 oranında kemikle birleşim gösterdiği belirtilmektedir (Ko ve ark.,1992, Barbier ve Schepers, 1997).

Trabeküler kemiğin gözenekli yapısının ve organize olmamış fibröz doku bölgelerinin kuvvetin dağılımına ve kontrollü fizyolojik artışına izin vermeyeceği bununla beraber çekme streslerini arttıracadığı bildirilmiştir. Kemik yoğunluğu implant-kemik temas oranını etkilemektedir. Kemik-implant temas miktarı kortikal kemikte, trabeküler kemiğe göre belirgin olarak daha fazla görülmektedir. İmplant kemik birleşiminin % 100'den % 83.3'e düşmesi durumunda streslerin % 5 artacağı ifade edilmiştir (Ko ve ark., 1992, Ettinger ve ark., 1993, Brosh ve ark.,1995, Papavasiliou ve ark., 1997, Akagawa ve ark., 2003).

Kemik implant birleşiminin %100 kabul edilmesinin çalışmalarda bir standart oluşturması, çalışmamızda kemik-implant birleşimini bir bütün olarak tanımlamamıza neden olmuştur.

Sonlu elemanlar stres analizinde kortikal kemik kalınlığı ve materyal özellikleri oluşturulan varsayımlardandır (Van Staden ve ark., 2006). Üç boyutlu bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında Papavasiliou ve ark. (1996), kortikal kemiğin olmamasının yüzeyel stresleri arttırdığını göstermişlerdir. Assunçao ve ark. (2008), tam protezlerle, implant destekli protezlerin stres

dağılımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında kortikal kemik kalınlığını 0.5 mm. modellemişlerdir. Kortikal kemik kalınlığının 0.5 mm. olarak modellendiği başka çalışmalar da bulunmaktadır (Barao ve ark., 2008, Tabata ve ark., 2010). Çalışmamızda bu çalışmalara benzer şekilde kortikal kemik kalınlığı 0.5 mm. olarak modellenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizinde; sınır koşulları, yükleme miktarı ve yönü sonuçların gerçeğe yakın oluşmasını etkileyen faktörlerdir (Holmes ve ark.,1997). Modellemenin klinik durumu yansıtması ve gerçeğe en yakın şekilde yapılması amacıyla, ilgili çene kas ve ligamanlarının bağlantı noktaları sonlu elemanlar analizinde sınır koşullarını oluşturan bölgeler olarak seçilmektedir. Sınır koşullarını oluşturan kas ve ligamanların gerilme yön ve miktarları alt çenenin deformasyonunu etkilemektedir. Bu bölgelerde, kas ve ligamanların fonksiyon sırasında kasıldıklarında çeneye uyguladıkları kuvvetlerin oluşturulması gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesini sağlayabilir. Çiğneme kaslarının sınır koşulları olarak belirlendiği ve çiğneme kaslarının bağlantı noktalarından kaslarla aynı yönde kuvvetler uygulayarak stomatognatik sistemi taklit etmeyi amaçlayan çalışmalar bulunmaktadır (Cruz ve ark.2003, Daas ve ark., 2008, Cruz ve ark.2009). Ancak kasların ve ligamanların farklı ısırma durumları için çeneye uyguladıkları kuvvetlerin büyüklüklerinin tam olarak ölçülmesi zordur. (Meijer ve ark.,1996). Bu nedenle çalışmamızda masseter ve medial pterygoid bağlantı bölgeleri sabit kabul edilmiş, ramus mandibulanın üst kenarı ise vertikal yönde sabit kabul edilerek sınır koşulları oluşturulmuştur. Mandibular oklüzal düzlemin paralelliği sağlanarak modelin bilgisayar programında uzaydaki konumu belirlenmiş ve model sabitlemiştir. Koriototh ve ark. (1992), yaptıkları üç boyutlu sonlu elemanlar çalışmasında, mandibular oklüzal düzlemin yere paralel olacak şekilde radyografilerini alıp bu görüntüleri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi programına aktarmış ve mandibulanın uzaydaki konumunu bu şekilde belirlemişlerdir. Çalışmada mandibulanın sabitlendiği bölgeler, değerlendirme yapılacak olan bölgelerden en az 20 mm uzaklıkta belirlenmiştir. Barbier ve ark. (1998), sabitleme bölgelerinin, değerlendirme bölgesine yakın belirlenmesinin stres miktar ve alanlarını etkilediğini belirtmişlerdir.

Protetik yapılara, kemiğe, implanta iletilen kuvvetin lokalizasyon ve büyüklüğünün kemik-implant-protez kompleksinin her bir komponentinde birim uzama ve streslerin miktar ve niteliğini etkilediği belirtilmiştir (Glantz ve Nilner,1998, Hobkirck ve ark., 1998, Richter, 1998, Şahin ve ark.,2002). İmplant destekli hareketli protezlerde ısırma kuvvetinin ortalama 100 N olduğu bildirilmiştir (Haraldson ve ark., 1979, Mericske-Stern,1996, Richter, 1998). İmplant ve protetik yapılara anterior ve posteriordan 100N statik baskı kuvvetinin uygulandığı çalışmalar bulunmaktadır (Maeda ve ark., 1984, Hart ve ark., 1992, Porter ve ark. 2002, Akça ve ark.,2007). Çalışmamızda diğer çalışmalara benzer olarak vertikal yönde toplam 100 N kuvvet, kanin, 1. premolar, 2. premolar, 1. molar ve 2. molar fonksiyonel cusp tepesindeki üçer düğüm noktasına eşit şekilde bölünerek tek taraflı olarak uygulanmıştır.

Geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklar nedeniyle sonlu elemanlar stres analizinden elde edilen sonuçlar nicel açıdan diğer çalışmalarla kıyaslanamamaktadır (Menicucci ve ark.,1998). Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarından elde edilen sonuçlar ancak nitel anlamda dağılım yerleri ve yoğunlukları açısından karşılaştırılabilirler.

Çalışmamızda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme, basma ve von Mises stresleri kortikal kemikte oluşmuştur. Dört tasarımda da en yüksek çekme stresleri mandibulanın trigonum retromolare bölgesinde, basma stresleri mandibulanın alt kenarının posteriorunda ve von Mises stresleri mandibulannın alt kenarının posteriorunda oluşmuştur. Bu bölgeler dışında yükleme yapılan taraf molar ve premolar hizasındaki kret tepesinde de yaygın stresler oluşmuştur.

Chung ve Youn (1987), mandibular tam protezlerin hareketlerini ve mandibulada oluşturdukları stresleri, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirdikleri çalışmalarında en yüksek streslerin mandibular kret tepesinin posteriorunda ve mandibular ramusun alt sınırının posteriorunda oluştuğunu belirtmişlerdir. En yüksek streslerin bu bölgelerde oluşma nedeninin kortikal kemiğin yapısal özelliğine ve sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan modelin sabitlendiği bölgelerin yerlerine bağlı olduğu sonucuna varmışlardır.

Hart ve ark. (1992) yaptıkları çalışmada, mandibulanın esnemesinden dolayı en yüksek çekme streslerinin ramusun anterior kısmında ve sınır koşullarını oluşturan temporal kasın bağlandığı koronoid çıkıntıda oluştuğunu belirtmişlerdir. Ayrıca dengeleyen tarafta yüksek basma stres değerleri oluştuğunu göstermişlerdir. Bunun nedeninin çiğneme sırasında ramusun posterior sınırı boyunca esnemesi ve bu bölgenin bu esneme karşısında yüksek aktivite göstermesi sonucu bu bölgede yüksek basma stresleri oluşması olduğunu açıklamışlardır. Çalışmamızda kortikal kemikte birinci ve ikinci tasarımlarda oluşan en yüksek çekme stresleri bu çalışmaya benzer olarak ramusun prosesus coronoideus bölgesine yakın ön kısmında oluşmuştur.

Bir cisme kuvvet uygulandığında kuvvetin dağılımı cismin her yerinde aynı olmamaktadır; kuvvet dağılımı, sabitlenen bölge ve kuvvetin uygulandığı bölge arasındaki uzaklığa, kuvvetin uygulandığı bölgenin yüzey özelliklerine ve materyalin elastik özelliklerine bağlıdır. Mandibulada oluşan stres ve gerinimler sadece yükün uygulandığı alanda oluşmaz. Çiğneme kasları mandibulanın fonksiyonel distorsiyonuna neden olmaktadır, çalışmamızda da sınır koşul bölgesi olarak belirlediğimiz medial pterygoid kas mandibulanın medial kısmının distorsiyonunda özellikle büyük rol oynamaktadır (Hart ve ark.,1992). Çalışmamızda, basma streslerinin mandibula alt sınırında oluşması bu olguyla paralellik göstermektedir.

Çene kemiğinde, mekanik yüklemelerde oluşan değişikliklerin ve yük transferininin kemik cevabını ve kemiğin geri dönüşüm mekanizmasının gelişimini değiştirebileceği belirtilmiştir (Lin ve ark., 2010). Genel kural olarak mekanik gerinimin normal sınırların altında olması kullanılmama atrofisine (disuse atrophy) neden olabilirken, gerinimin artmasının kemik yapımını uyarabildiği belirtilmiştir (Rungsiyakull ve ark., 2011). Çalışmaların birçoğu kemiğin yeniden şekillenme mekanizmasının mekanik uyarı ile düzenlendiğini göstermiştir. Kemikte oluşan gerinimlerin değerlendirilmesinin, kemiğin yeniden şekillenme mekanizmasının açıklanmasında kullanışlı bir yöntem olduğu araştırmalarda belirtilmiştir (Mellal ve ark., 2004). Ancak mekanik uyarımın osteoblast ve osteoklast aktivitesine olan etkisi halen net değildir. Mekanik

uyarımın; hormonal, genetik ve metabolik koşulların normal olduğu durumlarda kemik yapımı ve rezorpsiyonunu tetikleyebildiği bilinmektedir (Weinans ve ark., 1992). Frost (1983,1994), kemiğin yeniden şekillenmesinin oluşabileceği gerinim değer aralığını, stimülasyon pencere aralığı olarak tanımlamış ve kemiğin yeniden şekillenmesinin 100-2000 $\mu\epsilon$ arasındaki gerinimlerde belli frekanslarda oluşabileceği teorisini ileri sürmüştür. Yapılan hayvan çalışmalarında, kemiğin yeniden şekillenmesinin oluşmasında gerinim değeri kadar gerinimin frekans aralığının da önemli olduğu belirtilmiştir. Frost, 3000 $\mu\epsilon$ değerinde oluşan gerinimlerin kemikte mikro hasarlara neden olacağını ve bu değer patolojik sınır değeri olduğunu bildirmiştir. Rubin ve Lnyon (1985) yaptıkları hayvan çalışmasında, ulnaya pinler yerleştirmişlerdir. Pinler günde 4,36,360 veya 1800 siklus ile aktive edilmiştir. Aktivasyonun yapılmadığı kontrol grubunda kemik hacminde azalma olduğu görülmüş, günde 4 kez aktive edilen grubun kemik hacminde değişiklik olmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmaların doğrultusunda, Huiskes ve ark. (2000), stresler karşısında trabeküler kemiğin morfolojik adaptasyonu ile ilgili bir model oluşturmuşlardır. Kemiğin yeniden şekillenme mekanizmasını açıklayan bu modeller ortopedi alanında geliştirilmiştir ancak dental implantların oluşturduğu gerinimlerin kemiğin yeniden şekillenme mekanizmasına olan etkilerinin değerlendirildiği bir çok çalışma da bulunmaktadır (Duyck ve ark., 2001, Li ve ark.,2007, Chou ve ark.,2008, Lin ve ark.,2010, Rungsiyakull ve ark., 2011). Bu modeller değerlendirildiğinde, dişsiz krete implant yerleştirilmesinin, yük altında lokal stresleri arttırarak adaptif fenomeni başlatabileceği varsayılabilir (Mellal ve ark., 2004). Hoshow ve ark. (1994) yaptıkları hayvan çalışmasında, implantların mekanik yüklemesiyle oluşan stres ve gerinimlerin kemik-implant arayüzündeki kemiğin yeniden şekillenmesine olan etkisini incelemiştirlerdir. Çalışmanın sonuçları, Frost'un kemiğin yeniden şekillenme teorisini (3000'den fazla gerinimler kemikte mikro hasarlara yol açar) desteklemektedir. Mellal ve ark. (2004), 100 N yükleme altında implant çevresi kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres ve gerinimleri inceledikleri çalışmalarında, en düşük ve en yüksek gerinim değerlerinin Frost'un tanımladığı stimülasyon pencere değer aralığında oluştuğunu ortaya koymuşlar ve oluşan gerinim değerlerini in vivo verilerle

karşılaştırdıklarında kemik hacminde artma ya da azalma oluşmayacağı yorumunu yapmışlardır. Çalışmamızda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerinim değerlerinin Frost'un modelinde belirttiği stimülasyon pencere değeri aralığı (100-2000 $\mu\epsilon$) içinde oluştuğu görülmüştür. Hassler ve ark. (1980), tavşan kalvariumunda gerinim ölçer ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi yardımıyla kemiğin yeniden şekillenme mekanizmasını değerlendirmiştir. Çalışmada, tavşan kalvariumunun elastiklik modülü $E=0.689$ GPa olarak kullanılmıştır. Sonuçta, statik basma kuvveti altında, 0 – 2.48 MPa arasında kemik formasyonu olduğunu, 2.75 MPa üzerinde çok az ya da hiç kemik formasyonu olduğunu ve 6.9 MPa üzerinde kemik yıkımının oluştuğunu belirtmişlerdir. Hassler ve ark. (1980), yaptığı çalışma tavşan kalvariumunda yapılmış bir çalışmadır, mandibular kortikal kemiğin elastiklik modülü tavşan kalvariumunun elastiklik modülünün yaklaşık 20 katıdır. Çalışmamızda kortikal kemikte en yüksek 12.80 MPa değerinde stresler oluşmuştur. Bu değer 6.9 MPa değerinden daha büyük bir değer olmasına karşın bu bölgelerde mandibulanın elastiklik modülünün tavşan kalvariumunun elastiklik modülünden daha büyük olmasından dolayı kortikal kemikte rezorpsiyona neden olabilecek kadar büyük streslerin oluşmadığı göz önünde bulundurulmalıdır. Li ve ark.'nın (2007), yaptığı çalışmada kemiğin yoğunluk miktarının artmasıyla aşırı yükleme sonucunda, rezorpsiyona neden olan eşik değeri de artacağı belirtilmiştir. Araştırmacılar kortikal kemiği temsilen, kemik yoğunluğunun $1,8$ g/cm³ olduğu durumda, von Mises streslerinin 28 MPa'ı geçtiği bölgelerde rezorpsiyon gözlenebileceğini, kemik yoğunluğunun $0,8$ g/cm³ olduğu durumda ise 6 MPa'ı geçen von Mises streslerinin rezorpsiyona neden olabileceğini belirtmişlerdir. Bu durum Motoyoshi ve ark. (2009), tarafından kortikal kemik kalınlığı ile ilişkilendirilmiş ve kortikal kemik kalınlığının rezorpsiyona neden olan eşik değerlerini inceleyerek kortikal kemik kalınlığı azaldığında, rezorpsiyona neden olan eşik değerinin de azaldığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda kortikal kemikte 28 MPa değerini geçen stresler oluşmamıştır.

Kemiğin belli yüklemeler altında kırılabileceği çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir. Frost'un (1983) mekanostat teorisinde 10.000-20.000 $\mu\epsilon$ 'de kemiğin kırılabileceği belirtilirken, Çiftçi ve Canay (2000) ve Teixeira ve ark.

(1998) kemiğin kırılabileceği eşik değerinin 167 MPa olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda kemikte oluşan en yüksek stres değerleri, önceki çalışmalarda belirtilen kemiğin kırılmasına neden olabilecek stres değerlerinin altında oluşmuştur.

Çalışmamızda trabeküler kemikte oluşan gerinimlerde 7 nolu diş bölgesine implant yerleştirilmesinin etkisinin değerlendirilmesi için trabeküler kemikten kesitler alınmıştır. Posteriora implant yerleştirilmesiyle trabeküler kemikte oluşan gerinimlerin 3. ve 4. tasarımlarda, 1. ve 2. tasarımlara göre yükleme yapılan tarafta implant apeksi bölgesinde yaklaşık 4 kat (T1 ve T2: 174 $\mu\epsilon$, T3 ve T4: 408 $\mu\epsilon$) arttığı, yükleme yapılmayan tarafta ise yaklaşık 5 kat (T1 ve T2: 57 $\mu\epsilon$, T3 ve T4: 291 $\mu\epsilon$) arttığı gözlenmiştir. Trabeküler kemikte oluşan bu değerler incelendiğinde; 1. ve 2. tasarımlarda oluşan değerlerin Frost'un mekanostat teorisinde kullanılmama atrofisine neden olduğunu belirttiği 100 μ değere yakın ve bu değer altında gerinimlerin oluştuğu, 3. ve 4. tasarımlarda ise gerinimlerin arttığı görülmüştür.

Çalışmamızda implant ve diş soketi çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres değerleri de incelenmiştir. En yüksek stresler implant boyun bölgesi çevresindeki kortikal kemikte oluşmuştur. Pek çok çalışmada da kemikte oluşan streslerin daha çok implantın boyun bölgesine komşu olan kortikal kemikte oluştuğu belirtilmiştir (Clelland ve ark., 1991, Hoshow ve ark., 1994, Canay ve ark., 1996, Brosh ve ark., 1998, Himmlöva ve ark., 2004).

İmplant ve diş soketi çevresinde oluşan en yüksek stres değerleri her üç stres tipinde de, 3. ve 4. tasarımda posterior implant soketinin distal kortikal kemik bölgesinde oluşmuştur. 3. ve 4. tasarımlarda posterior implant soketi çevresinde oluşan stresler anterior implant ve diş soketi çevresinde oluşan çekme streslerinin en az 2 katıdır. Çelik (2006), implant destekli hareketli protezlerde yaptığı fotoelastik çalışmada streslerin en fazla yüklenen taraf distal implantında oluştuğunu belirtmiştir. Sadowsky ve Caputo (2000), dört implant destekli mandibular modelde fotoelastik yöntemle tutucu sistemlerin ve kaide temasının kuvvet iletimine etkisini inceledikleri çalışmada, en yüksek streslerin yükleme yapılan taraftaki distal implantta oluştuğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda posteriora implant yerleştirilmesiyle, posteriorda oluşan stresin anteriora göre daha fazla oluşma nedeni yüklenme yerinden, yönünden ve protezin destek tipinin HP-4'ten HP-5'e dönüşmesinden kaynaklanabilir.

İmplant sayısının artışının destek kemikte daha az ve daha dengeli stresler meydana getirdiğini belirten çalışmalar da bulunmaktadır (Sadowsky, 2001, Arat, 2010). Diğer çalışmalarla, çalışmamızdaki bu sonuç farklılığı, yüklenme yerinin ve posterior implant yerleşim yerinin farklılığından kaynaklanıyor olabilir. Yapılan çalışmalar, yüklemenin implant üzerinden ya da anterior bölgeye yerleştirilmiş iki implant arasından yapılmasının, implanta iletilen kuvvetlerin daha fazla olmasına, yüklemenin posterior bölgeden yapılmasının da dişsiz sahada daha fazla streslerin oluşmasına neden olduğunu göstermiştir (Federick ve Caputa, 1996, Porter ve ark.,2002).

İmplant ve diş soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde, 2. tasarımda yüklenme yapılan taraf diş soketinin lingual kortikal kemiğinde oluşan streslerin, 1. tasarımda aynı bölgede implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşmadığı görülmüştür. Bunun nedeninin, protezin yüklenme yapılan tarafa doğru yer değiştirmesiyle protezin bu bölgede kemiğe basınç uygulaması ve dişin çevresindeki periodontal ligamentin dişin gömülebilirliğini sağlayarak, bu bölgede yer değişimin implant gibi rijit bir yapıyla durdurulamamasından kaynaklanabilir. Kawasaki (2001), alt tam protezlerin biyomekanik davranışını incelediği üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, tam protezlerin anteriora doğru yer değiştirdiğini ve bu yüzden protezin mandibulanın anterior lingual bölgesinde basınca neden olduğunu belirtmişlerdir.

Bulgularımızda implantlar çevresindeki kemikte oluşan en yüksek stresler implantların boyun kısmında meydana gelirken, apikale doğru streslerin oldukça azaldığı görülmüştür, sonuçlarımızı destekler şekilde Himmlova ve ark. (2004) implant çevresinde oluşan en düşük streslerin apikal bölgede, Meijer ve ark. (2006), ise en yüksek streslerin implantın boyun bölgesinde oluştuğunu çalışmalarında belirtmişlerdir.

Çalışmamızda implantlarda oluşan en yüksek stresler 3. ve 4. tasarımda posteriora yerleştirilen implantların distal boyun bölgesinde oluşmuştur. İmplantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değeri olan 18.71 MPa değeri, titanyumun dayanıklılık sınırı olan 259.90 MPa (Clelland ve ark., 1991) değerinin altında oluşmuştur.

Dentinde oluşan en yüksek stresler, yükleme yapılan taraf dentininin distal yüzeyi boyunca, yükleme yapılmayan taraf dentininin ise mesial yüzeyi boyunca oluşmuştur. Bunun nedeni dentin çevresindeki periodontal ligamentin non lineer tanımlanmasıyla dişin soket içinde yükleme yapılan tarafa doğru hareketinden kaynaklanabilir. Benzer çalışmalarda dentinde oluşan streslerin dentinin apikalinde olduğu belirtilmiştir (Verri ve ark.,2007, Cunha ve ark., 2008, Pellizzer ve ark., 2010, Verri ve ark., 2011, Cunha ve ark., 2011). Bu farklılığın nedeni önceki çalışmaların iki boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile yapılmasından, tutucu elemanlar arasında sürtünme katsayısı tanımlanmamasından ve periodontal ligamentin lineer olarak tanımlanmasından kaynaklanabilir.

Çalışmamızda dişlerde oluşan streslerin implantlarda oluşan streslerden daha az olduğu görülmüştür. Bunun nedeni dişin elastiklik modülüsünün implantın elastiklik modülüsünden daha düşük olması ile açıklanabilir. Posteriora implant yerleştirilmesiyle 3. tasarımda dentinde oluşan streslerin 2. tasarıma göre yarı yarıya azaldığı görülmüştür. Bu sonucu destekler şekilde posteriora implant yerleştirilmesiyle periodontal ligamentte oluşan stresler de 3. tasarımda 2. tasarıma göre daha düşüktür. Kennedy sınıf 1 vakalarda posteriora implant yerleştirilmesinin biyomekanik davranışını iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendiren çalışmalarda sonuçlarımızı destekler niteliktedir (Verri ve ark., 2007, Cunha ve ark., 2008, Pellizzer ve ark., 2010, Verri ve ark., 2011, Cunha ve ark., 2011).

Locator ve naylon matriste oluşan stresler, implantlarda ve dişlerde oluşan stres yerleri ile benzer dağılım göstermiştir. En yüksek streslerin posterior implantın locator ve naylon matrisinin distalinde olduğu, en düşük streslerin ise dişin locator ve naylon matrisinde olduğu görülmüştür. Ayrıca

locatorlarda oluşan temas basınçları incelendiğinde, en yüksek temas basınçlarının 3. ve 4. tasarımlarda posterior locatorlarda, en düşük temas basınçlarının ise diş destekli hareketli protez tasarımı olan 2. tasarımda olduğu bulgularımız içindedir. Dişin locator ve naylon matrisinde en düşük streslerin oluşma nedeninin dişin alveoler soketinin içinde gömülmesinden kaynaklanabilir. Protez destek tipinin değişmesi ise en yüksek streslerin posteriorda oluşmasına neden olmuş olabilir. Çalışmamızda locator matris parçada oluşan en yüksek stres değerleri firmanın deformasyon oluşturabilecek en yüksek çekme stres değeri olan 83 MPa'ın altında oluşmuştur. Ancak in vivo çalışmalarda da belirtildiği gibi matris parçada oluşacak aşınma belli bir sıklısta ve zaman içinde görülmektedir.

Abi Nader ve ark. (2011), çiğneme kuvvetlerinin implant destekli hareketli protezlerde kullanılan iki tip çivi başlı tutucunun retansiyonuna olan etkilerini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda 400.000 siklus sonunda çiğneme kuvvetlerinin locator tutucunun retansiyonunu %40 azalttığı belirtilmiştir. Matris parçadaki deformasyonun retantif bölgenin iç yüzeyinde olduğu, locatorlarda aşınmanın çiğnemenin simule edilmesiyle oluşan rotasyonel hareketine bağlı olduğu SEM görüntüleriyle gösterilmiştir. Bergendal ve Engquist (1998), yaptıkları derlemede hareketli protezlerdeki tutucu parçalarda görülen komplikasyonların o-ring aşınması ve housing parçanın hasar görmesi olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda housing parçada oluşan en yüksek stresler, firmanın belirttiği housing parçanın deformasyonuna neden olabilecek streslerin (215 MPa – 270 MPa) altında oluşmuştur.

Mennucci ve ark. (2006), 2 implantla desteklenen hareketli protez kullanan hastalar üzerinde yapılan in vivo gerinim ölçer çalışmasında kontak basınç noktalarının en fazla çalışan taraf locator tutucunun tepesinde olduğu gösterilmiştir. Çalışmamızda 1. ve 2. tasarımlardaki temas basıncını değerlendirdiğimiz bölgelerde de benzer sonuçlar ortaya çıkmıştır.

Alsabeeha ve ark. (2011), implant destekli hareketli protezlerde kullanılan tutucuların materyal özelliklerini ve klinik performanslarını değerlendirdikleri

çalışmada, locatorlarda naylon matris parçanın deforme olduğu ve bozulduğu sonucuna varmışlardır.

Bir çok klinik çalışmada implant destekli hareketli protezlerde ilk yılda tutucu ve tutucu parçaların onarımının gerektiği, klinik çalışmalarda gösterilmiştir (Payne ve Solomon 2000, Naert ve ark., 1999, Watson ve ark., 1997). Roe ve ark. (2011), anterior mandibulaya yerleştirilen implant destekli hareketli protezlerin 3 yıllık takibini değerlendirdikleri çalışmalarında, tutucunun retansiyon kaybından oluşan sorunların protez kullanımının 2. yılında oluştuğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda mandibular implant ve diş destekli hareketli protezlerin mukozada oluşturdukları kontak basınç alanlarını değerlendirdiğimizde, oluşan en yüksek değerler, retromolar pad bölgesinin önünde lingual taraftaki kemik çıkıntısında, 1. ve 2. tasarımlarda oluşmuştur. Mukozada kret tepesinde oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde, posteriora implant yerleştirilmesiyle dişsiz alveoler mukozada oluşan basma stresleri yarı yarıya azalmıştır. 1. ve 2. tasarımlarda yükleme yapılan taraf 1. molar ve premolar bölgesinde yaygın basma stresleri ve temas basınçları görülmüştür.

Lü ve ark. (2010), mandibular tam protezlerin alveoler mukozada oluşturdukları stres bölgelerini 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmalarında en yüksek stres alanlarının mukozada molar bölgede oluştuğunu belirtmişlerdir. Ayrıca mukozada oluşan yüksek streslerin mukozada lezyonlara ve kemik rezorpsiyonuna neden olabileceğini vurgulamışlardır. Takayama ve ark.'nın (2001) unilateral kuvvetler sırasında mandibular tam protezlerin dinamik davranışını değerlendirdikleri çalışmada, mukozada oluşan en yüksek streslerin yükleme yapılan taraf molarlar hizasında oluştuğunu belirtmişlerdir. Kawasaki ve ark. (2001), mandibular tam protezlerin alveoler rezidüel kretlerdeki stres dağılımını üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında streslerin mukozada retromolar pad bölgesinde dağılım gösterdiği sonucuna ulaşmışlardır. Daas ve ark. (2008), iki implantla desteklenen mandibular hareketli protezlerde mukozada oluşan streslerin molar

dişler hizasında oluştuğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmaların sonuçları, çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir.

Çalışmamızda posteriora implant yerleştirilmesiyle mukozada oluşan temas basınçları yarı yarıya azalmıştır. Protez tipinin Misch'in sınıflandırmasındaki HP-5'den (implant ve yumuşak doku destekli hareketli protez) HP-4 (implant, dişler yada her ikisi tarafından desteklenen hareketli protez) protez tipine geçmesi ve protezin vertikal yönde yer değiştirmesinin azalması temas basınçlarının azalmasına neden olmuş olabilir. Archangelo ve ark. (2012), posteriora implant yerleştirilmesinin hareketli bölümlü protezlerde mukozada oluşan stresleri azalttığını belirtmişlerdir.

Uygulanan kuvvet karşısında mandibulanın yer değişimi değerlendirildiğinde, mandibula ileri ve aşağı yönde yer değiştirmiştir. En fazla yer değişimi, mandibulanın yükleme yapılan taraf çene ucu bölgesinde oluşmuştur. Hart ve ark. (1992), yaptıkları üç boyutlu sonlu elemanlar çalışmasında, mandibulaya uygulanan kuvvet sonucu mandibulanın ileri aşağı esnemesinden dolayı çene ucunun hareketinin de ileri aşağı yönde olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Bu çalışmanın sonuçları çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir. Protez bütün tasarımlarda yükleme yapılan taraf anterior dişler hizasında en fazla yer değişim göstermiştir. Posteriora implant yerleştirilmesiyle mandibulada ve protezde oluşan yerdeğişimin, 3. ve 4. tasarımlarda azaldığı görülmüştür. Çalışmamızda 1. ve 2. tasarımlarda yükleme yapılmayan taraf, protezin posterior bölgede dokudan uzaklaştığı, 3. ve 4. tasarımlarda protezin dokulardan uzaklaşma miktarının azaldığı görülmüştür. Kennedy sınıf 1 vakalarda posteriora implant yerleştirilmesinin biyomekanik davranışının iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirildiği çalışmalarda, posteriora implant yerleştirilmesinin özellikle vertikal düzlemde protezin stabilitesini arttırdığı ve protezin yer değiştirmesini azalttığı belirtilmiştir (Verri ve ark.,2007, Cunha ve ark., 2008, Pellizzer ve ark., 2010, Verri ve ark., 2011, Cunha ve ark., 2011).

Posteriora implant yerleştirilmesi ile mukozada oluşan basma stresleri ve temas basınçları azalmıştır, mukozada daha homojen stres dağılımı

oluşmasıyla, posteriora implant yerleştirilen tasarımlarda mukoza yaralanmalarının daha az olması beklenebilir.

Posteriora implant yerleştirilmesiyle, protezin yükleme yapılmayan tarafta dokudan daha az uzaklaştığı ve protezin yükleme yapılan taraf anteriora doğru yer değişim miktarının azaldığı görülmüştür. Protezin hareket etmesinden şikayet eden hastalarda, posteriora implant yerleştirilmesi ile protezin hareketinin azalması ve hasta memnuniyetinin artması beklenebilir.

Posteriora implant yerleştirilmesiyle diş ve diş üstü tutucu parçalarda oluşan streslerin azalmasıyla, diş üstü tutucuların deformasyonundan kaynaklanabilecek bakım ihtiyacı azalabilir.

Tutucu parçalarda en yüksek stresler, 7 numaralı diş bölgesinde, implant üstündeki tutucu parçaların distalinde görülmüştür. Bu stresler materyalin deformasyon sınırının altında oluşmuştur ancak uzun dönemli kullanımlarında streslerin fazla görüldüğü bölgelerde locator matrisinde deformasyon oluşması ve tutuculuğun azalması görülebilir. Dörtlü tasarımlarda, ikili tasarımlara oranla posterior tutucu parçalarda daha çok stres oluşması, tutucu parçalarda deformasyonun daha hızlı oluşmasına yol açabilir ve protezin bakım ihtiyacını arttırabilir. Ancak ikili tasarımlarda da posterior dişsiz bölgede kullanılmama atrofisine bağlı olarak kemik rezorpsiyonu görülebilir, bu yüzden ikili tasarımların da 4'lü tasarımlara göre astarlama ihtiyacının fazla olması beklenebilir.

Posteriora implant yerleştirilmesiyle, dişsiz alveoler krette oluşan gerinimlerin artması, bu bölgelerde kullanılmama atrofisinden kaynaklanabilecek rezorpsiyonları engelleyebilir. Bu durumun uzun dönemli klinik çalışmalarla takibi yapılmalıdır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Posteriora implant yerleştirilen tasarımlarda, posterior implant soketi çevresinde kortikal kemikte oluşan stresler, anterior implant ve diş soketi çevresinde oluşan streslerden en az 2 kat fazla oluşmuştur. Diş ve implant soketi çevresinde kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde, yükleme yapılan taraf diş soketinin lingualinde oluşan stresler, implant soketi çevresinde oluşan streslerden daha büyüktür.
2. Dişsiz alveoler krette oluşan gerinim değerlerinin Frost'un kemik rezorpsiyon ve yapımını tanımladığı stimülasyon pencere aralığı değerlerinin alt sınırına yakın olduğu, posteriora implant yerleştirilmesiyle bu bölge kemiğinde oluşan gerinimlerin, arttığı ve stimülasyon pencere aralığı değerleri içinde oluştuğu görülmüştür.
3. Dentinde, implantta oluşan streslerden daha düşük stresler oluşmuştur. Diş ve implantlarda oluşan stresler değerlendirildiğinde, implantta streslerin daha çok boyun bölgesinde, diş kökünde ise yükleme yapılan taraf dişin disto-labial yüzeyinde, yükleme yapılmayan taraf diş kökünün mesio-labial bölgesinde dağılım göstermiştir. Posterior bölgeye implant yerleştirilmesiyle, dentinde ve periodontal ligamentte oluşan stresler azalmıştır.
4. Posteriora implant yerleştirilmesiyle, locator ve locator matrisinde, en yüksek stresler posterior implant locatorlarında ve locator matris parçalarında oluşmuştur. Diş üstü locator ve locator matrisinde, implantlara oranla daha düşük stresler ve locatorda daha az temas basınç alanları oluşmuştur.
5. Mukozada oluşan basma stresleri ve temas basınçları değerlendirildiğinde, posterior bölgeye implant yerleştirilmesiyle mukozadaki stresler ve temas basınç değerleri azalmıştır. Posteriora implant yerleştirilmesi, yükleme yapılan tarafta premolar ve molar bölgede mukozadaki basma stres değerlerini azaltıp daha uygun bir stres dağılımı oluştururken, buna karşın kortikal kemikte implant soketi çevresinde daha yüksek streslerin oluşmasına neden olmuştur. Tüm

tasarımlarda protezin yer değiştirme yönü yükleme yapılan taraf anterior bölgede aşağı ve ileri yönde oluşmuştur. Posteriora implant yerleştirilmesiyle, protezde oluşan yer değişim miktarları ve protezin yükleme yapılmayan tarafta posteriora doğru dokudan uzaklaşma miktarı azalmıştır.

7. KAYNAKLAR

1. ABİ NADER, S., DE SOUZA, RF., FORTİN, D., DE KONİNCK, L., FROMENTİN, O., ALBUQUERQUE JUNIOR, RF.(2011). Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil.* 38:157-164.
2. ADELL, R., ERİKSSON, B., LEKHOLM, U., BRÅNEMARK, PI., JEMT, T. (1990). Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 5: 347-359.
3. ADELL, R., LEKHOLM, U., ROCKLER, B., BRÅNEMARK, PI. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 10: 387-416.
4. AKAGAWA, Y., SATO, Y., TEIXEIRA, ER., SHINDOİ, N., WADAMOTO, M. (2003). A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 30: 41-45.
5. AKCA, K., AKKOCAOGLU, M., CÖMERT, A., TEKDEMİR, I., CEHRELİ, MC. (2007). Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 22: 101-109.
6. AKCA, K., İPLİKÇİOĞLU, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 16: 722-730.
7. AKÇA, K., ÇEHRELİ, MC., İPLİKÇİOĞLU, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 15: 115-121.
8. AKÇA, K., İPLİKÇİOĞLU, H. (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 29: 350-356.
9. ALBREKTSSON, T., DAHL, E., ENBOM, L., ENGEVALL, S., ENGQUİST, B., ERİKSSON, AR., FELDMANN, G., FREİBERG, N., GLANTZ, PO., KJELLMAN, O. (1988). Osseointegrated oral implants. A Swedish

multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol.* 59: 287-296.

10. ALSABEEHA, NH., SWAIN, MV., PAYNE, AG. (2011). Clinical performance and material properties of single-implant overdenture attachment systems. *Int J Prosthodont.* 24: 247-254.

11. ALSİYABİ, AS., FELTON, DA., COOPER, LF. (2005). The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *J Prosthodont.* 14: 184-190.

12. ARAT Z. S. (2010). Mandibular İmplant Destekli Hareketli Protezlerde İmplant Sayısı Ve Tutucu Türünün Kemikteki Stres Dağılımlarına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

13. ARCHANGELO, CM., ROCHA, EP., PEREIRA, JA., MARTIN JUNIOR, M., ANCHIETA, RB., FREITAS JÚNIOR, AC. (2012). Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant: a finite element analysis. *J Appl Oral Sci.* 20: 362-368.

14. ASH, MM., NELSON, S. (2010). Wheeler's Dental Anatomy, Physiology And Occlusion. Philadelphia, Saunders.

15. ASSUNÇÃO, WG., TABATA, LF., BARÃO, VA., ROCHA, EP. (2008). Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil.* 35: 766-774.

16. ATWOOD, DA. (2001). Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent.* 86: 119-125.

17. BABBUSH, CA. (2001). Dental Implants: The Art and Science. PHILADELPHIA: W. B. Saunders Co. p.: 19-33.

18. BARÃO, VA., ASSUNÇÃO, WG., TABATA, LF., DELBEN, JA., GOMES, EA., DE SOUSA, EA., ROCHA, EP. (2009). Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg.* 20: 1066-1071.

19. BARÃO, VA., ASSUNÇÃO, WG., TABATA, LF., DE SOUSA, EA., ROCHA, EP. (2008). Effect of different mucosa thickness and resiliency on

stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Programs Biomed.* 92: 213-223.

20. BARBIER, L., SCHEPERS, E. (1997). Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 12: 215-223.

21. BARBIER, L., VANDER SLOTEN, J., KRZESIŃSKI, G., SCHEPERS, E., VAN DER PERRE, G. (1998). Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil.* 25: 847-858.

22. BATENBURG, RH., MEIJER, HJ., RAGHOEBAR, GM., VISSINK, A. (1998). Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13: 539-545.

23. BERGENDAL, T., ENGQUIST, B. (1998). Implant-supported overdentures: A longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13: 253-262.

24. BLUM, IR., MCCORD, JF. (2004). A clinical investigation of the morphological changes in the posterior mandible when implant-retained overdentures are used. *Clin Oral Implants Res.* 15: 700-708.

25. BORCHERS, L., REICHART, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res.* 62: 155-159.

26. BRIGHTON, C., FRIEDLAENDER, G., LANE, J. (1994). Bone formation and repair. *American Academy of orthopaedic Surgeons.*

27. BROSH, T., PERSOVSKI, Z., BINDERMAN, I. (1995). Mechanical properties of bone-implant interface: an in vitro comparison of the parameters at placement and at 3 months. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 10: 729-735. .

28. BROSH, T., PILO, R., SUDAİ, D. (1998). The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: Comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent.* 79: 328-334.

29. BURNS, DR. (2000). Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont.* 9: 37-46.
30. CANAY, S., HERSEK, N., AKPİNAR, I., AŞİK, Z. (1996). Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis *Quintessence Int.* 27: 591-598.
31. CEHRELİ, MC., KARASOY, D., KÖKAT, AM., AKÇA, K., ECKERT, S. (2010). A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 25: 266-277.
32. CHOU, HY., JAGODNİK, JJ., MUFTU, S. (2008). Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *J Biomech.* 41: 1365–1373.
33. CHUN, HJ., PARK, DN., HAN, CH., HEO, SJ., HEO, MS., KOAK, JY. (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil.* 32: 193-205.
34. CHUNG, C, YOON, C. (1987). Finite Element Analysis Of Mandibular Stresses and Denture Movements Induced By Various Denture Base Materials. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics.* 25: 281-301.
35. CİFTÇİ, Y., CANAY, S. (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 15: 571-582.
36. CLELLAND, NL., ISMAİL, YH., ZAKİ, HS., PİPKO, D. (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 6: 391-398.
37. CLELLAND, NL., LEE, JK., BİMBENET, OC., BRANTLEY, WA. (1995). A three dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont.* 4: 95-100.
38. CRAIG, RG. , (2002). Restorative Dental Materials. Chapter 4. Eighth Edition. St. LOUIS: The C. V. Mosby Company.
39. CRUZ, M., WASSALL, T., TOLEDO, EM., BARRA LP, DA SİLVA., LEMONGE AC, DE CASTRO. (2003). Three-dimensional finite element analysis of a cuneiform- geometry implant. *Int J of Maxillofac Implants.* 18: 675–684.

40. CRUZ, M., WASSALL, T., TOLEDO, EM., DA SİLVA BARRA, LP., CRUZ, S. (2009). Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 24: 391-403.
41. CUNHA, LD., PELLİZZER, EP., VERRİ, FR., FALCÓN-ANTENUCCI, RM., GOIATO, MC. (2011). Influence of ridge inclination and implant localization on the association of mandibular Kennedy class I removable partial denture. *J Craniofac Surg*. 22: 871-875.
42. CUNHA, LD., PELLİZZER, EP., VERRİ, FR., PEREİRA, JA. (2008). Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dent*. 7: 278-2087000.
43. ÇAĞLAR A. (2002). Maksiller Posterior Bölümlü Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde İmplantların Mesio-Distal Açılanmalarının Kemikte, İmplantlarda Ve İmplant Üstü Destek Yapılarda Oluşturduğu Stres Miktarları Ve Alanları 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
44. ÇALIKKOC AOĞLU, S. (2010). Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi Klasik Tam Protezler. İSTANBUL Quintessence Yay. 5. Baskı. p.: 24-25.
45. ÇELİK, G. (2006). İmplantların farklı açılarda yerleştirildiği Mandibular overdenture vakalarında ortaya çıkan streslerin in vitro değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
46. DAAS, M., DUBOİS, G., BONNET, AS., LİPİNSKİ, P., RİGNON-BRET, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys*. 30: 218-225.
47. DESJARDINS, RP. (1996). Implants for the Edentulous Patient. *Dent. Clin. North Am*. 40: 195-215.
48. DETOLLA, DH., ANDREANA, S., PATRA, A., BUHITE, R., COMELLA, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantology*. 26: 77-81.

49. DUYCK, J., RONOLD, HJ., VAN OOSTERWYCK, H., NAERT, I., VANDER SLOTEN, J. & ELLINGSSEN, JE. (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research*. 12: 207–218.
50. ELSYAD, MA., HABİB, AA. (2011). Implant-supported versus implant-retained distal extension mandibular partial overdentures and residual ridge resorption: a 5-year retrospective radiographic study in men. *Int J Prosthodont*. 24: 306-313.
51. ENGELMAN, MJ. (1996). Clinical Decision Making and Treatment Planning in Osseointegration. CHICAGO. Quintessence Publishing Co. Inc.
52. ESKİTAŞÇIOĞLU, G., SEVİMAY, M., ERASLAN, O., İNAN, Ö. (2008). Comparison of two and three dimensional models of finite element analysis. *SÜ Dişhek Fak Der*. 17: 182-189
53. ETTİNGER, RL., SPIVEY, JD., HAN, DH., KOORBUSCH, GF. (1993). Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 8: 420-427.
54. FARAH, JW., CRAIG, RG., MEROUEH, KA. (1988). Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil*. 15: 615-624.
55. FARAH, JW., CRAIG, RG., MEROUEH, KA. (1989). Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil*. 16: 603-611.
56. FEDERİCK, DR., CAPUTO, AA. (1996). Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent*. 76: 624-632.
57. FEİNE, JS., CARLSSON, GE., AWAD, MA., CHEHADE, A., DUNCAN, WJ., GİZANİ, S. (2002). The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 17: 601-602.
58. FENTON, AH. (1998). The decade of overdenture: 1970-1980. *J Prosthet Dent*. 79: 31-36.
59. FROST, HM. (1983). A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res*. 175 :286-292.

60. FROST, HM. (1994). Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthodontist*. 64: 175–188.
61. GANZ, SD. (1991). Combination natural tooth and implant-borne removable partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 66: 1-5.
62. GEÇKİLİ, O., BURAL, C., BİLMENOĞLU, Ç. (2010). İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 31: 9-18.
63. GENG, JP., TAN, KB., LIU, GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 85: 585-598.
64. GİFFİN, KM. (1996). Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 76: 347-349.
65. GLANTZ, PO., NİLNER, K. (1998). Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontol 2000*. 17: 119-124.
66. GOODACRE, CJ., BERNAL, G., RUNGCHARASSAENG, K., KAN, JY. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 90: 121-132.
67. GOTFREDSEN, K., HOLM, B. (2000). Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: A randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont*. 13: 125-130.
68. HARALDSON, T., JEMT, T., STÅLBLAD, PA., LEKHOLM, U. (1988). Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Scand J Dent Res*. 96: 235-242.
69. HART, RT., HENNEBEL, VV., THONGPREDA, N., VAN BUSKIRK, WC., ANDERSON, RC. (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J. Biomechanics*. 25: 261-286.
70. HASSLER, CR., RYBICKÍ, EF., CUMMINGS, KD., CLARK, LC. (1980). Quantification of bone stresses during remodeling. *J Biomech*. 13: 185-190.

71. HECKMANN, SM., SCHROTT, A., GRAEF, F., WICHMANN, MG., WEBER, HP. (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 15: 560-569.
72. HİMMLOVA, L., DOSTALOVA, T., KACOVSKY, A., KONVİCKOVA, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 91: 20-25.
73. HOBKİRK, JA., HAVTHOULAS, TK. (1998). The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent.* 80: 169-174.
74. HOBKİRK, JA., SCHWAB, J. (1991). Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 6: 319-238.
75. HOBBO, S., ICHIDA, E., GARCIA, LT. (1990). Osseointegration and Occlusal Rehabilitation, First Edition. TOKYO: Quintessence Publishing Company.
76. HOLMES, DC., LOFTUS, JT. (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 23: 104-111.
77. HOLMGREN, EP., SECKİNGER, RJ., KİLGREN, LM., MANTE, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 24: 80-88.
78. HOSHAW, SJ., BRUNSKİ, JB., COCHRAN, GVB. (1994). Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 9: 345-360.
79. HUIKES, R., RUIJERMAN, R., VAN LENTHE, GH., JANSSEN, JD. (2000) Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature* 405: 704–706.
80. HYLANDER, WL. (1984). Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: a test of competing hypotheses. *Am J Phys Anthropol.* 64: 1-46.

81. IPLİKÇİOĞLU, H., AKÇA, K., CEHRELİ, MC., SAHİN, S. (2003). Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 18: 258-265.
82. ISHIGAKI, S., NAKANO, T., YAMADA, S., NAKAMURA, T., TAKASHIMA, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*. 14: 97-102.
83. ISMAİL, YH., PAHOUNTIS, LN., FLEMING, JF. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol*. 4: 25-31.
84. JACKSON, TR. (1990). Removable partial overdentures with natural root structure and osseointegrated fixtures. *Dent Clin North Am*. 34: 711-728.
85. JACOBS, R., SCHOTTE, A., VAN STEENBERGHE, D., QUIRYNEN, M., NAERT, I. (1992). Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. *Clin Oral Implants Res*. 3: 63–70.
86. JANG, Y., EMTIAZ, S., TARNOW, DP. (1998). Single implant-supported crown used as an abutment for a removable cast partial denture: a case report. *Implant Dent*. 7: 199-204.
87. JEMT, T., CARLSSON, L., BOSS, A., JÖRNEÚS, L. (1991). In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 6: 413-417.
88. JENSEN, O. (1989). Site classification for the osseointegrated implant. *J. Prosthet. Dent*. 61: 228-234.
89. JOHNS, RB., JEMT, T., HEATH, MR., HUTTON, JE., MCKENNA, S., MCNAMARA, DC., VAN STEENBERGHE, D., TAYLOR, R., WATSON, RM., HERRMANN, I. (1992). A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 7: 513-522.
90. KAWASAKI T, TAKAYAMA Y, YAMADA T, NOTANI K. (2001) Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar

residual ridge--three-dimensional behaviour of a lower complete denture. *J Oral Rehabil.* Oct;28(10):950-7.

91. KELTJENS, HM., KAYSER, AF., HERTEL, R., BATTISTUZZI, PG. (1993). Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 8: 208-213.

92. KO, CC., KOHN, DH., HOLLISTER, SJ. (1992). Micromechanics of Implant/Tissue Interfaces. *J. Oral Implantol.* 18: 220-230.

93. KOOLSTRA, JH., VAN EIJDEN, TM., WEIJS, WA., NAEIJE, M. (1988). A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech.* 21: 563-576.

94. KORDATZIS, K., WRIGHT, PS., MEIJER, HJ. (2003). Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 18: 447-452.

95. KORIOTH, TW., ROMILLY, DP., HANNAM, AG. (1992). Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol.* 88: 69-96.

96. KORIOTH, TW., VERSLUIS, A. (1997;). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 8: 90-104.

97. KUZMANOVIC, DV., PAYNE, AG., PURTON, DG. (2004). Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 92: 8-11.

98. LEE, CK., AGAR, JR. (2006). Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 95: 102-105.

99. LI, J., LI H, SHI, L., FOK, ASL., UCER, C., DEVLIN, H., HORNER, K., SILIKAS, N. (2007). A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dent Mater.* 23: 1073–1078.

100. LIN, D., LI, Q., LI, W., DUCKMANTON, N., SWAIN, M. (2010). Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *J Biomech.* 43: 287-293.

101. LÜ, YL., LOU, HD., RONG, QG., DONG, J., XU, J. (2010). Stress area of the mandibular alveolar mucosa under complete denture with linear occlusion at lateral excursion. *Chin Med J.* 123: 917-921.
102. MACKIE, A., LYONS, K., THOMSON, WM., PAYNE, AG. (2011). Mandibular two-implant overdentures: three-year prosthodontic maintenance using the locator attachment system. *Int J Prosthodont.* 24: 328-331.
103. MEIJER, HJ., KUIPER, JH., STARMANS, FJ., BOSMAN, F. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* 68: 96-102.
104. MEIJER, HJ., STARMANS, FJ., STEEN, WH., BOSMAN, F. (1996). Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil.* 23: 757-763.
105. MEIJER, HJA., STARMANS, F.M., BOSMAN, F., STEEN, WH. (1993) A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 20: 147-157.
106. MELLAL, A., WISKOTT, HW., BOTSIS, J., SCHERRER, SS., BELSER, UC. (2004). Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res.* 15: 239-248.
107. MENICUCCI, G., LORENZETTI, M., PERA, P., PRETI, G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13: 369-376.
108. MENICUCCI, G., MOSSOLOV, A., MOZZATI, M., LORENZETTI, M., PRETI, G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 13: 334-341.
109. MERICSKE-STERN, R., ZARB, GA. (1993). Overdentures an alternatif implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont.* 6: 203-208.
110. MERICSKE-STERN, R. (1998). Treatment outcomes with implant-supported protez clinical considerations. *J Prosthet Dent.* 79: 66-73.

111. MERICSKE-STERN, R., ASSAL, P., BUEGERIN, W. (1996). Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. *Clinical Oral Implants Res.*; 7: 378- 386.
112. MERICSKE-STERN, RD., TAYLOR, TD., BELSER, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res.* 11: 108-25.
113. MISCH, CE. (2011). *Dental Implant Prosthetics*, Misch CE, St Louis Mosby, Inc.
114. MITRANI, R., BRUDVIK, JS., PHILLIPS, KM. (2003). Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 23: 353-359.
115. MOTOYOSHI, M., INABA, M., ONO, A., UENO, S., SHIMIZU, N. (2009). The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 38: 13-18.
116. NAERT, I., ALSAADI, G., QUIRYNEN, M. (2004). Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont.* 17: 401-410.
117. NAERT, I., GIZANI, S., VUYLSTEKE, M., VAN STEENBERGHE, D. (1999). A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil.* 26: 195-202.
118. NAERT, I., QUIRYNEN, M., THEUNIER, G., VAN STEENBERGHE, D. (1991). Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent.* 65: 671-680.
119. ÖBER, A., İZZETOĞLU, GT. (2010). *Histoloji*. ANKARA: Nobel Yayın, 86-99.
120. PAPAVALIOU, G., KAMPOSIOA, P., BAYNE, SC., FELTON, DA. (1996). Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 76: 633-640.

121. PAPAVALIIOU, G., KAMPOSIORA, P., BAYNE, SC., FELTON, DA. (1997). 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent.* 25: 485-491.
122. PAREL, SM. (1986). Implants and Overdentures: The Osseointegrated Approach with Conventional and Compromised Applications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1: 93-99.
123. PAYNE, AGT., SOLOMONS, YF. (2000). The prosthodontic maintenance requirements of the mandibular mucosa- and implant-supported overdentures: A review of literature. *Int J Prosthodont.* 13: 238–245.
124. PELLIZZER, EP., VERRI, FR., FALCÓN-ANTENUCCI, RM., GOIATO, MC., GENNARI FILHO, H. (2010). Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. *J Craniofac Surg.* 21: 727-734.
125. PHOENIX R. D., CAGNA D. R. DEFREEST C. F.(2008). Stewart's Clinical Removable Partial Prosthodontics. Chapter 9. Fourth Edition. Quintessence Publishing Co.
126. PIERRISNARD, L., HURE, G., BARGUINS, M., CHAPPARD, D. (2002). Two Dental Implants Designed For Immediate Loading: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 17: 353-362.
127. PIETRZAK, G., CURNIER, A., BOTSIS, J., SCHERRER, S., WISKOTT, A., BELSER, U. (2002). A nonlinear elastic model of the periodontal ligament and its numerical calibration for the study of tooth mobility. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 5 :91-100.
128. PORTER, JA., PETROPOULOS, VC., BRUNSKI, JB. (2002). Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 17: 651-662.
129. POWERS, JM., SAKAGUCHI, RL. (2006). Craig's restorative dental materials. ST. LOUIS: Mosby,
130. PREISKEL, HW. (1996). Overdentures Made Easy, A guide to implant and root supported prostheses. Quintessence Publishing
131. PREISKEL, HW., TSOLKA, P. (1998). Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13: 352-357.

132. RİCHTER, EJ. (1989). Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet. Dent.* 61: 602-609.
133. RİCHTER, EJ. (1998). In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13: 232-244.
134. RİCHTER, EJ., ORSCHALL, B., JOVANOVIĆ, SA. (1990). Dental implant abutment resembling the two-phase tooth mobility. *J Biomech.* 23: 297-306.
135. RİEGER, MR., MAYBERRY, M., BROSE, MO. (1990). Finite Element Analysis Of Six Endosseous Implants. *J Prosthet Dent.* 63: 671-676.
136. ROE, P., KAN, JY., RUNGCHARASSAENG, K., LOZADA, JL. (2011). Immediate loading of unsplinted implants in the anterior mandible for overdentures: 3-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 26: 1296-1302.
137. RUBİN, CT., LANYON, LE. (1985). Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Calcified Tissue International.* 37: 411–417.
138. RUNGSIYAKULL, C., RUNGSIYAKULL, P., Lİ, Q., Lİ, W., SWAIN, M. (2011). Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 26: 527-537.
139. SADOWSKY, SJ. (1997). The implant- supported prosthesis for edentulous arch: Design considerations. *J Prosthet Dent.* 78: 28-33
140. SADOWSKY, SJ. (2001). Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent.* 86: 468-473.
141. SADOWSKY, SJ., CAPUTO, AA. (2004). Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J. Prosthet. Dent.* 92: 328-337.
142. SAĞESEN, LEM. (2000). İçi boş silindir (hollow cylinder) implant destekli overdenture'larda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri. Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
143. SAHİN, S., CEHRELİ, MC., YALCİN, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses- a review. *Int J Dent.* 30: 271-282.

144. SAKAGUCHI, RL., BORGERSEN, SE. (1993). Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 8: 655-661.
145. SAKAGUCHI, RL., BORGERSEN, SE. (1995). Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 10: 295-302.
146. SANCAKLI E. (2006). Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
147. SATO, Y., TEIXEIRA, ER., TSUGA, K., SHINDO, N. (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J. Oral Rehabil.* 26: 640-643.
148. SATO, Y., WADAMOTO, M., TSUGA, K., TEIXEIRA, ER. (1999). The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 26: 288-291.
149. SENNERBY, L., CARLSSON, GE., BERGMAN, B., WARFVINGE, J. (1988). Mandibular bone resorption in patients treated with tissueintegrated prostheses and in complete denture wearers. *Acta Odontol Scand.* 46: 135–140.
150. SHAFIE, HR. (2007). Clinical and Laboratory manual of implant overdentures. Blackwell, Oxford.
151. STEGAROIU, R., SATO, T., KUSAKARI, H., MIYAKAWA, O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13: 82-90
152. STEINHÄUSER-ANDRESEN, S., DETTERBECK, A., FUNK, C., KRUMM, M., KASPERL, S., HOLST, A., HIRSCHFELDER, U. (2011). Pilot study on accuracy and dimensional stability of impression materials using industrial CT technology. *J Orofac Orthop.* 72: 111-124.

153. STELLINGSMA, K., SLAGTER, AP., STEGENGA, B., RAGHOEBAR, GM., MEIJER, HJ. (2005). Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *J Oral Rehabil.* 32: 403-410.
154. TABATA LF, ASSUNÇÃO WG, BARÃO VA, GOMES EA, DELBEN JA, DE SOUSA EA, ROCHA EP. (2010) Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 21(3):696-702.
155. TADA, S., STEGAROIU, R., KITAMURA, E., MIYAKAWA, O., KUSAKARI, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 18: 357-368.
156. TALLGREN, A. (2003). The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent.* 89: 427-435.
157. TEIXEIRA, ER., SATO, Y., AKAGAWA, Y., SHINDOI, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J. Oral Rehabil.* 25: 299-303.
158. TEIXEIRA, MF., RAMALHO, SA., DE MATTIAS SARTORI, IA., LEHMANN, RB. (2010). Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent.* 19: 39-49.
159. TOKUHISA, M., MATSUSHITA, Y., KOYANO, K. (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont.* 16: 128-134
160. TRAKAS, T., MICHALAKIS, K., KANG, K., HIRAYAMA, H. (2006). Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent.* 15: 24-34.

161. TRUHLAR RS., ORENSTEİN IH., MORRİS HF., OCHİ S. (1997). Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 55: 38-45.
162. TUNA, FK. (2010). Farklı destek ve gövde boyutlarındaki kantilever köprülerde fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar yöntemiyle analizi. Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
163. ULM, C., KNEİSSEL, M., SCHEDLE, A., SOLAR, P., MATEJKA, M., SCHNEİDER, B. (1999). Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin. Oral Impl. Res.* 10: 459-467.
164. ÜÇTAŞLI, S., HASANREİSOĞLU, U., İŞERİ, H. (1997). Cephalometric evaluation of maxillary complete, mandibular fixed-removable partial prosthesis: a 5-year longitudinal study. *J Oral Rehabil.* 24: 164-169.
165. VAN DER BİLT, A., BURGERS, M., VAN KAMPEN, FM., CUNE, MS. (2010). Mandibular implant-supported overdentures and oral function. *Clin Oral Implants Res.* 21: 1209-1213.
166. VAN DER BİLT, A., VAN KAMPEN, FM., CUNE, MS. (2006). Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types. *Eur J Oral Sci.* 114: 191-196.
167. VAN KAMPEN, FM., VAN DER BİLT, A., CUNE, MS., BOSMAN, F. (2002). The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *J Dent Res.* 81: 170-173.
168. VAN KAMPEN, FM., VAN DER BİLT, A., CUNE, MS., FONTİJN-TEKAMP, FA., BOSMAN, F. (2004). Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res.* 83: 708-711.
169. VAN STADEN, RC., GUAN, H., LOO, YC. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 9: 257-270.
170. VAN STEENBERGHE, D., QUIRYNEN, M., NAERT, I., MAFFEİ, G., JACOBS, R. (2001). Marginal bone loss around implants retaining hinging mandibular overdentures, at 4-, 8- and 12-years follow-up. *J Clin Periodontol.* 28: 628-633.

171. VERRÌ, FR., PELLÌZZER, EP., PEREIRA, JA., ZUİM, PR., SANTIAGO JÚNIOR, JF. (2011). Evaluation of bone insertion level of support teeth in class I mandibular removable partial denture associated with an osseointegrated implant: a study using finite element analysis. *Implant Dent.* 20: 192-201.
172. WAKABAYASHI, N., ONA, M., SUZUKI, T., IGARASHI, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 36: 463-471.
173. WALTON, JN., MACENTEE, MI. (1994). Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 71: 283-288.
174. WATSON, RM., JEMT, T., CHAI, J. (1997). Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: An appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont.* 10: 345–354.
175. WEINANS, H., HUISKES, R., GROOTENBOER, HJ. (1992). The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J Biomech.* 25: 1425-1441.
176. WRIGHT, PS., WATSON, RM. (1998). Effect of prefabricated bar design with implant-stabilized prostheses on ridge resorption: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13: 77-81.
177. WYATT, CC. (1998). The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 80: 362-366.
178. ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. ANKARA: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları Ankara Üniversitesi Basımevi.