

T.C.

RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ALT ÇENE TAM DİŞSİZLİK DURUMUNDA FARKLI TUTUCU
ATAŞMANLAR VE ALT YAPILARA SAHİP İMPLANT DESTEKLİ
OVERDENTURE PROTEZLERİN PROTETİK YAPILAR,
İMPLANTLAR ve ÇEVRE DOKULARDA OLUŞTURDUĞU
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Serhat SAİP

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

RİZE – 2025

T.C.

RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ALT ÇENE TAM DİŞSİZLİK DURUMUNDA FARKLI TUTUCU
ATAŞMANLAR VE ALT YAPILARA SAHİP İMPLANT DESTEKLİ
OVERDENTURE PROTEZLERİN PROTETİK YAPILAR,
İMPLANTLAR ve ÇEVRE DOKULARDA OLUŞTURDUĞU
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Serhat SAİP

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

RİZE – 2025

KABUL ve ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL danışmanlığında, Serhat SAİP tarafından hazırlanan Alt çene tam dişsizlik durumunda farklı tutucu ataşmanlar ve altyapılara sahip implant destekli overdenture protezlerin protetik yapılar, implantlar ve çevre dokularda oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirilmesi adlı bu tez çalışması, 07/08/2025 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliği/oy çokluğuyla başarılı bulunmuş ve jürimiz tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Unvanı, Adı Soyadı

Başkan

: Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

Üye

: Doç. Dr. Murat ALKURT

Üye

: Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

ETİK BEYAN

Protetik Diş Tedavisi Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “Alt çene tam dişsizlik durumunda farklı tutucu ataşmanlar ve alt yapılara sahip implant destekli overdenture protezlerin protetik yapılar, implantlar ve çevre dokularda oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirilmesi” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada:

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanla akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfla bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Serhat SAİP

07/08/2025

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgeliği, sabrı ve güler yüzlülüğüyle bana her zaman destek olan değerli hocam ve tez danışmanım sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL'e

Uzmanlık eğitimim süresince gerek klinik gerek akademik bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, değerli hocalarım Doç Dr Murat ALKURT'a, Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR'a, Dr. Öğr. Üyesi Gülşah AKYILDIZ'a ve Öğr. Gör. Hilal OK BOSTAN'a,

Bu hayatı birlikte yürüdüğüm ve en büyük şansım olan canım eşim Tuğçe DEDE SAİP'e,

Bugünlere gelmemde en büyük desteği, sevgiyi sağlayan, her zaman yanımda olan sevgili annem Rebiha SAİP, sevgili babam Ömürlü SAİP ve canım abim Samet SAİP'e,

Bu zorlu ve yoğun süreçte iyi ve kötü günlerimde yanımda olarak manevi destekleri, samimi arkadaşlıkları ve paylaşımcı yaklaşımlarıyla motivasyonumu artıran ve varlıklarıyla bu yolculuğu daha anlamlı ve değerli kılan tüm arkadaşlarıma,

Çalışma sürecim boyunca katkı ve desteklerini esirgemeyen, iş birliği ve özverili çalışmalarıyla her zaman yanımda olan bölümümüzün değerli araştırma görevlilerine ve bölümümüzün düzenli işleyişine emek veren tüm personel arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN	I
TEŞEKKÜR.....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET	VIII
ABSTRACT	IX
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ.....	XI
ŞEKİLLER DİZİNİ	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	3
2.2.1. Transosteal İmplantlar.....	3
2.2.2. Subperiosteal İmplantlar.....	4
2.2.3. Endosteal İmplantlar	4
2.3. İmplant Materyalleri.....	4
2.4. Osseointegrasyon	5
2.5. Alveolar Kemiğin Yapısı ve Özellikleri.....	6
2.5.1 Alveolar Kemiğin Sınıflandırılması	7
2.6. İmplant Üstü Protezler	8
2.6.1. SP-1 Protezler	8
2.6.2. SP-2 Protezler	9
2.6.3. SP-3 Protezler	9
2.6.4. HP-4 Protezler	9
2.6.5. HP-5 Protezler	10
2.7. Tam Dişsiz Hastalarda Protetik Tedavi Planlaması	10
2.8. İmplant Üstü Hareketli Protezler	11
2.8.1. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Avantajları.....	11
2.8.2. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Dezavantajları.....	12
2.9. İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Çeşitleri.....	12
2.9.1. Bar Tutuculu Overdenture Protezler.....	13
2.9.2. Stud Tutucular	15

2.9.3. Magnet Tutucular	19
2.9.4. Teleskop Tutucular	19
2.10. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Altyapı Malzemeleri.....	20
2.11. Biyomekanik Kavramlar	21
2.11.1. Kuvvet.....	21
2.11.2. Stres (gerilme).....	22
2.11.3. Gerinim (Strain)	23
2.11.4. Elastisite (Young's) Modülü.....	23
2.11.5. Poisson Oranı	23
2.11.6. Asal Gerilme (Principle Stres)	24
2.11.7. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres)	24
2.12. Stres Analiz Yöntemleri	25
2.12.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	25
2.12.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi.....	25
2.12.3. Holografik İnterferometre Yardımı ile Stres Analizi Yöntemi	26
2.12.4. Kırılğan Vernik Kaplama ile Stres Analizi Yöntemi	26
2.12.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi	26
2.12.6. Radyotelemetri Kullanılarak Stres Analizi Yöntemi	26
2.12.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	27
3. GEREÇ ve YÖNTEM	30
3.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde Kullanılan Cihazlar ve Özellikleri	30
3.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Modellerinin Oluşturulması	30
3.2.1. Alt Çene Modelinin Oluşturulması.....	30
3.2.2. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Mukozanın Modellenmesi	31
3.2.3. İmplant, Protetik Ara Parçalar ve Protezin Modellenmesi	32
3.2.4. Çalışma Modellerinin Oluşturulması	34
3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	35
3.4. Mekanik Özelliklerin Programa Aktarılması.....	36
3.5. Sınır ve Yükleme Koşulları.....	37
3.6. Sonuçların Yorumlanması	38
4. BULGULAR	39
4.1. Birinci Model ve Elde Edilen Bulgular	39
4.1.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	39
4.1.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	40
4.1.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	41

4.1.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	42
4.1.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları	42
4.1.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	43
4.1.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları	43
4.2. İkinci Model ve Elde Edilen Bulgular	44
4.2.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	44
4.2.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	45
4.2.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	46
4.2.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	47
4.2.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları	48
4.2.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	48
4.2.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	48
4.3. Üçüncü Model ve Elde Edilen Bulgular	49
4.3.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	49
4.3.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	50
4.3.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	51
4.3.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	52
4.3.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları	52
4.3.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	53
4.3.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları	53
4.4. Dördüncü Model ve Elde Edilen Bulgular	54
4.4.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	54
4.4.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	55
4.4.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	56
4.4.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları	56
4.4.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları	57
4.4.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	57
4.4.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	58
4.5. Beşinci Model ve Elde Edilen Bulgular	58
4.5.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	58
4.5.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	59
4.5.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	60
4.5.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları	61
4.5.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları	62
4.5.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	62

4.5.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	62
4.6. Altıncı Model ve Elde Edilen Bulgular	63
4.6.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	63
4.6.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	64
4.6.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	65
4.6.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları	66
4.6.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları	66
4.6.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	67
4.6.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	67
4.7. Yedinci Model ve Elde Edilen Bulgular	68
4.7.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	68
4.7.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	69
4.7.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	70
4.7.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	70
4.7.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları	71
4.7.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	71
4.7.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	72
4.8. Sekizinci Model ve Elde Edilen Bulgular	72
4.8.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	73
4.8.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	74
4.8.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	75
4.8.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	75
4.8.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları	76
4.8.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	76
4.8.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	77
4.9. Dokuzuncu Model ve Elde Edilen Bulgular	77
4.9.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	77
4.9.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	78
4.9.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	79
4.9.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	80
4.9.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları	80
4.9.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	81
4.9.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	81
4.10. Onuncu Model ve Elde Edilen Bulgular	82
4.10.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	82

4.10.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	83
4.10.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	84
4.10.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları	85
4.10.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	85
4.10.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları	86
4.10.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	86
4.11. Onbirinci Model ve Elde Edilen Bulgular	87
4.11.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular	87
4.11.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	88
4.11.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	89
4.11.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları	89
4.11.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	90
4.11.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	91
4.11.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları	91
4.12. Onikinci Model ve Elde Edilen Bulgular	92
4.12.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular.....	92
4.12.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular	93
4.12.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	94
4.12.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları	94
4.12.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	95
4.12.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları	95
4.12.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları.....	96
5.TARTIŞMA.....	97
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	111
KAYNAKLAR.....	113
EKLER.....	123
EK-1. Özgeçmiş	123
EK-2. Etik Kurul Onay Formu	124
EK-3. İntihal Raporu	125

ÖZET

Alt Çene Tam Dişsizlik Durumunda Farklı Tutucu Ataşmanlar ve Alt Yapılara Sahip İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Protetik Yapılar, İmplantlar ve Çevre Dokularda Oluşturduğu Streslerin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, alt çenede tam dişsizlik olan vakalarda uygulanan overdenture protezlerde implant sayısı, ataşman türü ve altyapı materyali değişikliklerinin; kortikal ve trabeküler kemik ile implant ve protez bileşenlerinde oluşturduğu stresleri Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) yöntemiyle incelemektir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda Straumann marka implantlar, tam dişsiz alt çeneye iki farklı konfigürasyonda yerleştirilmiştir. İki implantlı modellerde implantlar; lateral ile kanin diş bölgesine, üç implantlı modellerde ise sağ ve sol kaninler ile orta hat bölgesine aksiyel olarak konumlandırılmıştır. Ball ve locator ataşmanların kullanıldığı overdenture protezlerde, altyapı materyali olarak; alt yapısız (Polimetil Metakrilat (PMMA)), Krom-Kobalt (Cr-Co) ve Polieter Eter Keton (PEEK) kaide materyalleri kullanılarak, toplam 12 model oluşturulmuştur. Çiğneme fonksiyonunu simüle etmek amacıyla, yarıçapı 1 cm olan daire şeklinde rijit bir gıda parçası (foodstuff), birinci molar dişin santral fossa bölgesi ile kanin dişinin insizal kenarına yerleştirilmiş ve orta noktasına dik yönde bilateral kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler, birinci molar bölgesinde 100 N, kanin bölgesinde ise 65 N olarak belirlenmiştir. Modellemelerde, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri ile implant, abutment ve protez bileşenlerinde meydana gelen von Mises stresleri, sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir.

Bulgular: Yapılan sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarına göre; tüm modellerde kortikal kemikte oluşan stresin, trabeküler kemikte oluşandan daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Üç implant destekli overdenture modellerinde, iki implantlı modellerden daha dengeli bir stres dağılımı olduğu, özellikle orta hat bölgesinde stresin azaldığı tespit edilmiştir. Ataşman türleri karşılaştırıldığında, locator ataşman kullanılan modellerde implant ve protez bileşenlerinde von Mises stres düzeyleri artarken, çevre kortikal ve trabeküler kemik dokularında stres birikimi ball ve locator sistemleri arasında anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Altyapı materyali açısından değerlendirildiğinde, PEEK altyapılı modellerin Cr-Co altyapılı modellerden daha fazla stres oluşturduğu görülmüştür.

Sonuç: Overdenture protezlerde implant sayısındaki artış, yük paylaşımını iyileştirmiş; ancak bu durum, lokal gerilme alanlarının yer değiştirmesine neden olmuştur. Altyapı malzemesinin rijitliğindeki artış ise hem kemik hem de implant bileşenlerinde daha düşük ve daha homojen stres dağılımı oluşturmıştır.

Anahtar Kelimeler: Locator tutucu, PEEK, implant sayısı, implant destekli overdenture protez, sonlu elemanlar stres analizi

ABSTRACT

Evaluation of Implant-Supported Overdenture Prostheses with Different Attachment Types and Substructures, and the Stresses Created in Prosthetic Structures, Implants, and Surrounding Tissues by Finite Element Analysis in the Case of Completely Edentulous Mandible

Aim: This study aims to investigate the effects of variations in implant number, attachment type, and substructure material on the stress distribution in cortical and trabecular bone, as well as in implant and prosthetic components, in mandibular overdenture prostheses for completely edentulous cases, using the Finite Element Stress Analysis (FESA) method.

Materials and Methods: In this study, Straumann implants with a diameter of 4.1 mm and a length of 12 mm were placed in two different configurations in the completely edentulous mandible. In the two-implant models, the implants were axially positioned in the lateral incisor and canine regions, whereas in the three-implant models, they were placed axially in the right and left canine regions and the midline. A total of 12 overdenture models were designed using ball and locator attachments in combination with different substructure materials: base-free (polymethyl methacrylate [PMMA]), Chromium- Cobalt (Cr-Co), and Polyether Ether Ketone (PEEK). To simulate masticatory function, a rigid foodstuff in the shape of a 1 cm radius circle was positioned on the central fossa of the first molar and the incisal edge of the canine. Bilateral vertical forces were applied perpendicularly at the midpoint, with magnitudes of 100 N at the molar region and 65 N at the canine region. The models were analyzed using the finite element stress analysis method to evaluate tensile and compressive stresses in cortical and trabecular bone, as well as von Mises stresses in the implant, abutment, and prosthetic components.

Results: According to the results of the finite element stress analysis, it was determined that the stress in the cortical bone was higher than that in the trabecular bone in all models. It was determined that a more balanced stress distribution occurred in the three-implant supported overdenture models than in the two-implant models, especially in the midline region. When attachment types were compared, von Mises stress levels increased in implant and prosthetic components in models using locator attachments, while stress accumulation in the surrounding cortical and trabecular bone tissues did not show a significant difference between ball and locator systems. When evaluated in terms of substructure material, PEEK substructured models were found to generate more stress than Cr-Co substructured models.

Conclusions: An increase in the number of implants in overdenture prostheses improved load distribution; however, it also resulted in a shift in localized stress areas. Moreover, higher rigidity of the substructure material contributed to a lower and more uniform stress distribution in both bone and implant components.

Keywords: Finite Element Analysis, Locator Attachment, Number of Implants, PEEK, Implant Overdenture Prosthesis

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

2D	: 2 Dimension-İki Boyutlu
3D	: 3 Dimension-Üç Boyutlu
ark.	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
°	: Derece
E	: Elastisite Modülü
Σ	: Gerilim (Stres)
Cr-Co	: Krom-Kobalt
F	: Kuvvet
σ_{vM}	: Maksimum von Mises
Mm	: Milimetre
Mpa	: Mega Pascal
N	: Newton
N/m^2	: Newton/metre ²
σ_{max}	: Principal stres
V	: Poisson Oranı
SESA	: Sonlu elemanlar stres analizi
SP	: Sabit Protez
Stl	: Stereolithography
A	: Yüzey
%	: Yüzde

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan modeller	34
Tablo 3.2. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları.....	35
Tablo 3.3. Elastik modül değerleri ve poisson oranları	36



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Misch tarafından yapılan alveolar kemik sınıflandırması.....	7
Şekil 2.2. Locator tutucularda kullanılan matriks seçenekleri	18
Şekil 2.3. Cisimlerde oluşan basma, çekme ve kesme tipi gerilmelerin cisim üzerine etkileri	22
Şekil 2.4. Üç boyutlu elemanlar üzerine etki eden principle stres değerleri.....	24
Şekil 2.5. Bir sonlu elemanlar modelinde düğüm noktaları ve elemanlar	28
Şekil 3.1. Mandibulanın konik ışınlı tomografide taranması sonucu elde edilen kesiti ve 3DSlicer yazılımı.....	31
Şekil 3.2. ANSYS Spaceclaim yazılımı ile oluşturulan kortikal kemik, trabeküler kemik ve mukozaya ait görüntüler.....	32
Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan implantlar ve implant üstü parçalar.....	33
Şekil 3.4. Modellenen overdenture protez	33
Şekil 3.5. Kuvvetin uygulanması	37
Şekil 3.6. Sınır koşulları.....	38
Şekil 4.1. Model 1’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	40
Şekil 4.2. Model 1’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	40
Şekil 4.3. Model 1’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	41
Şekil 4.4. Model 1’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	41
Şekil 4.5. Model 1’de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı	42
Şekil 4.6. Model 1’de ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları ..	42
Şekil 4.7. Model 1’de ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	43
Şekil 4.8. Model 1’de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	43
Şekil 4.9. Model 1’de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	44
Şekil 4.10. Model 2’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	45
Şekil 4.11. Model 2’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	45
Şekil 4.12. Model 2’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	46
Şekil 4.13. Model 2’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	46
Şekil 4.14. Model 2’de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı	47
Şekil 4.15. Model 2’de ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları .	47
Şekil 4.16. Model 2’de ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	48
Şekil 4.17. Model 2’de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	48
Şekil 4.18. Model 2’de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	49
Şekil 4.19. Model 3’te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	49
Şekil 4.20. Model 3’te kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	50
Şekil 4.21. Model 3’te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	50
Şekil 4.22. Model 3’te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	51
Şekil 4.23. Model 3’te implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı.....	51
Şekil 4.24. Model 3’te ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları ..	52
Şekil 4.25. Model 3’te ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	52
Şekil 4.26. Model 3’te housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	53
Şekil 4.27. Model 3’te overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	53
Şekil 4.28. Model 4’te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	54
Şekil 4.29. Model 4’te kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	55
Şekil 4.30. Model 4’te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	55
Şekil 4.31. Model 4’te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	56

Şekil 4.32 Model 4'te implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı.....	56
Şekil 4.33. Model 4' te locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	57
Şekil 4.34. Model 4' te locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	57
Şekil 4.35. Model 4' te housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	57
Şekil 4.36. Model 4' te overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	58
Şekil 4.37. Model 5'te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	59
Şekil 4.38. Model 5'te kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	59
Şekil 4.39. Model 5' te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	60
Şekil 4.40. Model 5'te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	60
Şekil 4.41 Model 5'te implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı.....	61
Şekil 4.42. Model 5' te locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	61
Şekil 4.43. Model 5' te locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	62
Şekil 4.44. Model 5' te housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	62
Şekil 4.45. Model 5' te overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	63
Şekil 4.46. Model 6'da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	63
Şekil 4.47. Model 6'da kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	64
Şekil 4.48. Model 6' da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	64
Şekil 4.49 Model 6'da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	65
Şekil 4.50. Model 6'da implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı.....	65
Şekil 4.51 Model 6' da locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	66
Şekil 4.52. Model 6' da locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları ...	66
Şekil 4.53. Model 6' da housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	67
Şekil 4.54. Model 6' da overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	67
Şekil 4.55. Model 7'de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	68
Şekil 4.56. Model 7'de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	69
Şekil 4.57. Model 7' de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	69
Şekil 4.58 Model 7'de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	70
Şekil 4.59. Model 7'de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı.....	70
Şekil 4.61. Model 7' de ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	71
Şekil 4.62. Model 7' de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	72
Şekil 4.63. Model 7' de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	72
Şekil 4.64. Model 8'de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	73
Şekil 4.65. Model 8'de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	73
Şekil 4.66. Model 8' de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	74
Şekil 4.67. Model 8'de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	74
Şekil 4.68. Model 8'de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı.....	75
Şekil 4.69. Model 8'de ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları ..	75
Şekil 4.70. Model 8' de ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	76
Şekil 4.71. Model 8' de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	76
Şekil 4.72. Model 8' de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	77
Şekil 4.73. Model 9'da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	78
Şekil 4.74. Model 9'da kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	78
Şekil 4.75. Model 9' da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	79
Şekil 4.76. Model 9'da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	79

Şekil 4.77. Model 9’da implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı.....	80
Şekil 4.78. Model 9’da ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları ..	80
Şekil 4.79. Model 9’ da ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	81
Şekil 4.80. Model 9’ da housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	81
Şekil 4.81. Model 9’ da overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	82
Şekil 4.82. Model 10’da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	83
Şekil 4.83. Model 10’da kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	83
Şekil 4.84. Model 10’ da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	83
Şekil 4.85. Model 10’da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	84
Şekil 4.86. Model 10’da implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı.....	84
Şekil 4.87. Model 10’da locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	85
Şekil 4.88. Model 10’ da locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları ..	85
Şekil 4.89. Model 10’ da housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	86
Şekil 4.90. Model 10’ da overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	86
Şekil 4.91. Model 11’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	87
Şekil 4.92. Model 11’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	88
Şekil 4.93. Model 11’ de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	88
Şekil 4.94. Model 11’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	89
Şekil 4.95. Model 11’de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı	89
Şekil 4.96. Model 11’de locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	90
Şekil 4.97. Model 11’ de locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları..	90
Şekil 4.98. Model 11’ de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	91
Şekil 4.99. Model 11’ de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	91
Şekil 4.100. Model 12’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları.....	92
Şekil 4.101. Model 12’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	93
Şekil 4.102. Model 12’ de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları	93
Şekil 4.103. Model 12’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları	94
Şekil 4.104. Model 12’de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı.....	94
Şekil 4.105. Model 12’de locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	95
Şekil 4.106. Model 12’ de locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	95
Şekil 4.107. Model 12’ de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları.....	96
Şekil 4.108. Model 12’ de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları	96

1. GİRİŞ

Tam dişsizlik, günümüzde dünya genelinde milyonlarca insanın karşılaştığı önemli bir sağlık sorunu olmaya devam etmektedir. Dünya Sağlık Örgütü tarafından tüm dişlerini kaybetmiş bireyler, fiziksel engelli kategorisinde değerlendirilmektedir. Yapılan araştırmalar sonucunda, 40-44 yaş aralığındaki kişilerde tam dişsizlik oranı yaklaşık %5 iken, ileri yaş gruplarında bu oranın %42'ye kadar yükseldiği tespit edilmiştir.¹

Tam dişsiz bireylerin protetik tedavisi, uzun yıllar boyunca geleneksel tam protezlerle sağlanmıştır. Ancak bu yaklaşımda en sık karşılaşılan sorunlardan biri, protezlerin tutuculuğunun yetersiz olmasıdır. Tam protezlerin yalnızca yumuşak dokulardan destek alması nedeniyle, çiğneme kuvvetleri doğrudan kemik dokulara iletilmekte ve bu durum zamanla alveoler kretin rezorpsiyonuna yol açmaktadır. Bu süreç, protezin stabilitesinin azalmasına ve kullanımda zorluklara neden olmaktadır. Protez yapıştırıcıları, tam protezlerin tutuculuğunu geçici olarak iyileştirse de altta yatan kemik kaybı sorununu ortadan kaldıramadıkları için uzun süreli yeterli çözüm sunmaz.¹

Son otuz beş yıl içerisinde dental implant alanında kaydedilen önemli gelişmeler, tam dişsiz hastaların tedavisinde implant ve doku desteğinin bir arada olduğu overdenture protezlerin yaygın bir şekilde kullanılmasına olanak sağlamıştır.² Tam protez kullanan hastalarda, tutuculuk üst çenede genellikle yeterli seviyede sağlanırken, alt çenede benzer stabilite sağlamakta güçlük yaşanabilmektedir. Bu nedenle hem fonksiyonel problemlerin giderilmesi hem de tek çenenin daha ekonomik bir çözüm sunması sebebiyle, yalnızca alt çeneye yerleştirilen implant destekli overdenture protezler klinik uygulamalarda daha yaygın bir şekilde tercih edilmektedir.³ Ayrıca tam dişsiz bireylerde uygulanan implant destekli overdenture protezler ile, geleneksel tam protezlere göre uzun vadede daha başarılı klinik sonuçlar elde edilebilmektedir. Bu protezler sundukları tutuculuk, stabilite, çiğneme fonksiyonu

ve estetik avantajlar nedeniyle hasta memnuniyeti ve yaşam kalitesinde anlamlı bir artış sağlamaktadır.⁴

İmplant sayısı ve yerleşim planının yanı sıra, üst yapıda tercih edilen tutucu ataşman çeşidi; oluşan stresin ağız içi dokulara, özellikle kemik, overdenture protez ve implant yüzeylerine iletimi üzerinde belirleyici bir rol oynamaktadır. Bu konu, günümüzde de klinik ve biyomekanik açıdan oldukça önemlidir. Sonlu elemanlar stres analizi diş hekimliğinde streslerin incelenmesinde en yaygın ve etkili kullanılan analiz yöntemlerinden biridir.⁵ Sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık geometrik yapılara sahip cisimlerin belirli sayıda küçük ve düzenli parçalara (elemanlara) ayrılmasıyla oluşturulan sayısal bir analiz yöntemidir. Bu yöntemle oluşturulan modelde, her elemanın üzerinde belirli noktalar (düğüm) tanımlanır ve bu düğümler aracılığıyla yapıya ait ağ (mesh) sistemi oluşturulur. Mesh yapısındaki düğüm sayısı ve elemanların boyutları, analiz edilen bölgedeki gerilme dağılımının hassasiyetini ve çözüm doğruluğunu doğrudan etkiler.^{6,7}

Bu çalışmada farklı ataşmanlar ve farklı alt yapı materyalleri ile hazırlanan overdenture protezlerin kemik, implant ve protetik bileşenlerde oluşturacağı streslerin SESA yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın H0 hipotezi tutucu ataşman tipi, altyapı materyali ve implant sayısı değişiminin; implant, çevre kemik dokusu ve protez yapıları üzerinde oluşan stres miktarını değiştirmeyeceği şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

İmplant, insan vücudunda eksik olan fonksiyonları desteklemek amacıyla yerleştirilen, organik veya inorganik malzemelerden üretilen yapay bir cisim olarak tanımlanır. Latince kökenli bu kelime, "içerisine yerleştirme" anlamını taşımaktadır. Dental implantlar, yüz ve çene kemikleri içine veya mukozalarına yerleştirilen, hastaların çürük, travma gibi çeşitli nedenlerle kaybettikleri dişlerin ve çevre dokuların yerini alan biyouyumlu ve alloplastik malzemelerdir. Uluslararası Standardizasyon Kurumu (ISO), implantları "cerrahi yöntemle mandibula veya maksillaya yerleştirilerek proteze destek sağlayan malzeme" olarak tanımlamıştır. Dental implantlar, hastaların eksik dişlerini tamamlarken aynı zamanda estetik, konuşma ve beslenme gibi birçok fonksiyonun iyileşmesine de katkıda bulunurlar.⁸⁻¹⁰

2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar süreç boyunca; kemikle olan ilişkilerine, üretildikleri malzemeye ve üzerine uygulanan protetik yapılara sağlamış oldukları desteğe göre farklı şekilde sınıflandırılmışlardır.¹¹ Dental implantlar günümüzde en çok; kemik boyunca uzanan (Transosteal), kemik üzerine yerleştirilen (Subperiosteal) ve kemik içerisine yerleştirilen (Endosseoz) olmak üzere üç gruba ayrılır.¹²

2.2.1. Transosteal İmplantlar

Transosteal implantlar mandibulanın alt sınırında yerleştirilen bir plaka ile başlayarak, bu plaktan çıkan simfiz bölgesi boyunca kemik içinde ilerleyen beş kortikal vida ve kret üzerinde oral kaviteye açılan dört transosteal postdan oluşur.¹³ Vertikal olarak kemiği boydan boya geçen bu yöntemde stabilizasyon iyi bir şekilde sağlanır. Fakat postların etrafında aşırı kemik kaybı, alt çenede fraktür, enflamasyon ve parestezi gibi riskler oluşturması nedeniyle günümüzde çok fazla tercih edilmemektedir.¹⁴

2.2.2. Subperiostal İmplantlar

İleri derecede kemik rezorpsiyonu bulunan hastalarda tedavi metodu olarak subperiosteal implantların kullanılması akla gelen seçeneklerden biridir. Subperiostal implantların tasarımı ince metal kafes veya çift taraflı plaka şeklinde periost altına yerleştirilecek biçimde yapılmıştır. Kişiyi özel üretilen bu implantlar, kemiği yüzeysel olarak sararak uygulanan kuvvetleri eşit bir şekilde dağıtır ve etkin bir yük iletimi sağlar. Ancak, maliyetlerinin yüksek, enfeksiyon risklerinin fazla, ağız mukozasında epitel büyümesi ile parestezi gibi komplikasyonlara yol açabilme gibi problemler nedeniyle bu tedavi yönteminin kullanımı sınırlıdır.^{15,16}

2.2.3. Endosteal İmplantlar

Endosteal implantlar üst veya alt çene kemiğinin içerisine yerleştirilen günümüzde en fazla kullanılan implant tipidir. Diğer implant çeşitleri ile karşılaştırıldığında osteointegrasyon açısından daha üstündür.^{14,17} Endosteal implantların; silindirik, konik, blade veya vida şeklinde olmak üzere farklı çeşitleri bulunmaktadır. Vida şeklindeki endosteal implantlar en fazla tercih edilmektedir.¹⁷

2.3. İmplant Materyalleri

Titanyum ve titanyum alaşımları implant üretiminde en sık kullanılan materyaller olup, dental implantolojide doğal dişin yerini almada altın standart haline gelmiştir. Titanyum implantlar kemiğe yakın elastiklik modülleri, yüksek mekanik ile antibakteriyel özellikleri, korozyona karşı dirençleri nedeniyle tercih edilmektedir. Titanyumun en büyük dezavantajı, genellikle peri-implant mukozadan görülebilen koyu grimsi rengi olup, ince mukozal biyotipli hastalarda iyi estetik sonuçlar elde edilemez.¹⁸

Günümüzde titanyuma alternatif materyal olarak zirkonya implantlar öne çıkmaktadır. Zirkonya, dişe benzer rengi, mekanik özellikleri ve biyouyumluluk gibi özellikleri nedeniyle uygun bir dental implant materyali gibi görünmektedir. İmplantlarla ilişkili kemik kaybı ve diş eti çekilmesi genellikle metal implantın bazı kısımlarını ortaya çıkarır ve üstteki diş etinde mavimsi bir renk değişikliği oluşur. Zirkonya implantların kullanımı bu komplikasyonu önler ve birçok hastanın metal içermeyen implant talebini karşılar.¹⁹

2.4. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, implant yüzeyi ile alveol kemiği arasında fibröz bağ dokusu oluşmadan gerçekleşen doğrudan bağlantıyı ifade eder.²⁰ Zarb ve Albrektsson²¹ ise osseointegrasyonu alloplastik implant materyallerinin fonksiyonel kuvvetler altında kemikle asemptomatik ve rijit bir fiksasyon sağlaması süreci olarak tanımlamışlardır. Osseointegrasyonun başarıyla tamamlanabilmesi; cerrahi teknik, implantın yerleştirildiği bölge, implantın şekil ve yüzey özellikleri, implantın biyouyumluluğu, yükleme koşulları gibi faktörlere bağlıdır.²²

Albrektsson ve ark.²³ tarafından bir implantın başarılı olarak kabul edilebilmesi için aşağıdaki kriterleri taşınması gerektiği belirtilmiştir:

1. Klinik olarak test edildiğinde tek başına implantta hareketlilik olmamalıdır,
2. Radyografik olarak implantın çevresinde herhangi bir radyolusent alan görülmemelidir,
3. İmplantların yüklenmesinin 1. yılını takiben implant çevresindeki vertikal kemik kaybı 0,2 mm'den az (marjinal kemik kaybı yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1,5 mm'den az) olmalıdır,
4. Geri dönüşü olmayan ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibuler kanal perforasyonu gibi semptom ve belirtiler olmamalıdır,

5. Bir implantın güvenilir olarak kabul edilmesi için yukarıdaki kriterleri beş yıllık gözlem periyodu sonunda %85, 10 yıllık periyod sonunda %80 oranında yerine getirmesi gerekmektedir.

2.5. Alveolar Kemiğin Yapısı ve Özellikleri

Dental implantların uzun dönem başarısında en önemli etkenlerden biri kemiğin yoğunluğu ve kalitesidir. İleri düzeyde alveoler kemik rezorpsiyonu, diş kaybı sonrasında sıkça karşılaşılan ve implant cerrahisini zorlaştıran, karmaşık tedavi yaklaşımlarını gerektiren bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır.²⁴

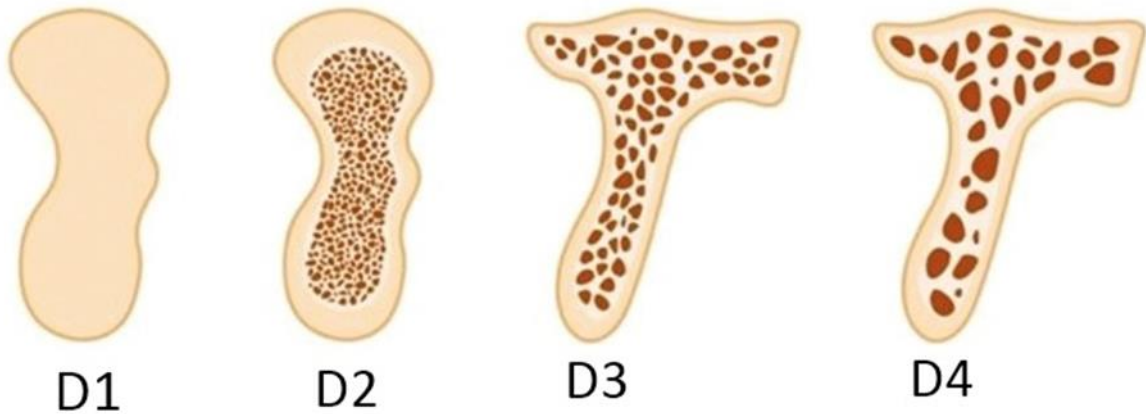
Alveoler kemik yapısı yoğunluk temelinde kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongioz) olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Kortikal kemik, sekonder yapıya sahip olup, osteon ya da havers kanal sistemi adı verilen silindirik birimlerden meydana gelmektedir. Bu birimler, çevresinde 3-7 µm kalınlığında lameller, hücreler ve sert bir matrisle çevrilidir. Trabeküler kemik ise düzensiz bir şekilde birbirine bağlı ve anastomozlaşan kemik trabeküllerinden oluşur. Trabeküller arasındaki boşluklar, kemik iliği ile doludur. Kemiğin dış yüzeyi, yoğun ve sıkı bir yapıdaki kortikal kemik tarafından sarılmışken, iç kısmı trabeküllerden oluşan süngerimsi bir ağ görünümündeki trabeküler kemikten meydana gelir. Bu iç kısım, kemiğin temel yapısını oluşturur. Kortikal kemik, trabeküler kemiğe kıyasla daha az gözenekli, daha yoğun ve daha sert bir yapıya sahiptir. Bu özellikleri sayesinde kortikal kemik, implant uygulamalarında yüksek primer stabilizasyon sağlama gibi bir avantaja sahiptir.^{25,26}

Kemiğin oluşumu ve yeniden şekillendirilmesinde; osteoprogenitör hücreler (osteoblast öncülleri), osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlar gibi çeşitli hücre tipleri rol oynamaktadır. Osteoblastlar, periost ve endosteumun iç tabakasını oluşturan matriksin üretiminden sorumludur. Zamanla, osteoblast hücreleri osteositlere dönüşerek kemiğin canlılık fonksiyonlarını sürdüren hücreler haline gelir. Osteositler olgunlaşmış kemik hücreleridir.

Osteoklastlar ise kemiğin organik bileşenlerinin yıkımını sağlayan hücrelerdir. Bu hücreler, yaşam boyunca sürekli olarak yeni kemik yapımını ve mevcut kemik dokusunun yıkımını gerçekleştirirler. Alveoler kemik ile dişler arasında yaşam boyu süren bir etkileşim söz konusudur. Wolff Kanunu'na göre kemik dokusu, üzerine uygulanan fonksiyonel kuvvetler aracılığıyla şekil alır. Kemik, fonksiyonunu kaybettiğinde yapısal değişiklikler yaşar. Bu sebeple, kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için düzenli olarak fonksiyonel kuvvetlerle uyarılması gerekir. Diş çekimi sonrası, kemikteki uyarılma durduğunda, bu bölgedeki kemik yoğunluğu ve trabeküllerinde azalma meydana gelir. Diş kaybının ardından, kemik genişliği ilk yıl içinde %25 oranında azalırken, kemik yüksekliğinde yaklaşık 4 mm'lik bir kayıp gözlemlenir.^{27,28}

2.5.1 Alveolar Kemiğin Sınıflandırılması

Yapılan araştırmalar ve klinik çalışmalar sonucunda, osseointegrasyon için kemiğin kalitesinin oldukça önemli olduğu gösterilmiştir. Misch²⁴ yaptığı sınıflandırmada kemiği (D1-D4) dört farklı gruba ayırmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Misch²⁴ tarafından yapılan alveolar kemik sınıflandırması

D1 kemik bu sınıflandırmada mineralizasyon oranı en yüksek olan yoğun kompakt kemik olup, ileri derecede rezorbe olmuş dişsiz alt çenede ön bölgede görülür. D2 kemik tipi;

kalın, poröz kortikal kemik ve altında kalın trabeküler kemik şeklindedir. Alt çene ön, arka ve üst çene ön bölgede bulunabilir. D3 kemik tipinde yeterli direnç gösteren yoğun spongioz kemik ile birlikte ince kortikal kemik bulunur. D4 kemik en düşük yoğunluğa sahip kemik tipidir. Yoğun kortikal kemiğin karakterize ettiği D1 kemik tipinin tam tersi olup, en sık üst çenenin arka bölgesinde rastlanır.^{29,30}

2.6. İmplant Üstü Protezler

Günümüzde implant üstü protezlerin sınıflandırılmasında, Misch' in³¹ 1989 yılında yaptığı sınıflandırma temel bir referans olarak kabul edilmekte ve protezler aşağıdaki şekilde beş gruba ayrılmaktadır:

1. SP-1: Sabit Protez; yalnızca kronu yerine koyar, doğal diş benzer,
2. SP-2: Sabit Protez; kronun ve kökün bir kısmını yerine koyar. Kron konturu oklüzalde normal görünür, ancak gingival yarıda uzamış ya da fazla konturludur,
3. SP-3: Sabit Protez; kronu ve dişeti rengini ve dişsiz alanı yerine koyar. Protezler genellikle yapay diş ve akrilik dişetinden yapılır metal ve porselen de kullanılabilir,
4. HP-4: Hareketli Protez; tamamen implantlarla desteklenen protezlerdir,
5. HP-5: Hareketli Protez; implant ve yumuşak dokunun her ikisi tarafından desteklenen protezlerdir.

2.6.1. SP-1 Protezler

Doğal diş kaybedildikten sonra, yalnızca dişin anatomik kron kısmını restore eden protez tipi SP-1 protezlerdir. Bu tür vakalarda sert ve yumuşak doku kaybı genellikle minimum düzeydedir. Kalan kemiğin hacmi ve konumu, implantın doğal diş köküyle benzer bir pozisyonda yerleştirilmesine olanak tanır. SP-1 protezler, özellikle üst çenede ön bölgede sıklıkla tercih edilirler.³²

2.6.2. SP-2 Protezler

SP-2 protezler anatomik kron ile dişin kökünün bir kısmını restore eder. SP-1 ile karşılaştırıldığında vertikal yerleşimi daha farklıdır. İnsizal kısmı doğal dişle aynı yerde bulunur. Dişin 1/3 gingival kısmı daha apikalde ve lingualde konumlanmıştır. Hastanın gülümseme sırasında üst çenede düşük dudak pozisyonunun olması servikal bölgedeki estetik olmayan görüntüyü maskeler.³³

2.6.3. SP-3 Protezler

SP-3 protezlerde yalnızca doğal dişler değil, aynı zamanda yumuşak dokunun bir kısmı da dahil edilir. Yumuşak doku kaybının bulunduğu durumlarda, yapılan dişlerin normalden daha uzun görünmesine neden olabildiğinden, hastanın yüksek bir gülüş hattına sahip olması halinde ciddi estetik sorunlar oluşabilir. Ancak, düşük gülüş hattı olan hastalarda, eksik dokular pembe estetik ile taklit edilerek ideal bir görünüm sağlanabilir. Bu amaçla genellikle dişeti renginde akrilik ya da porselen malzemeler kullanılır.³⁴

Arklar arasındaki mesafe, restorasyonun türünün belirlenmesinde temel faktördür. Eğer kemik ile oklüzal düzlem arasındaki mesafe 15 mm'den az ise metal-seramik sabit restorasyonlar tercih edilir. Ancak mesafe daha fazla olduğunda, hibrit restorasyonların kullanılması önerilir.²⁹

2.6.4. HP-4 Protezler

HP-4 protezlerde yumuşak doku desteği bulunmaz tümüyle implantlarla desteklenen hareketli protez tipidir. Hareketli protezlerde kullanılan ataşmanlar sayesinde implant üstü protez bir bara ya da üst yapıya bağlanır. Bu bağlantıyla protez, tamamen implantlardan destek alarak stabilite kazanır.³⁵

2.6.5. HP-5 Protezler

HP-5 protezler, hem implantlardan hem de yumuşak dokulardan destek alırlar. İmplant desteği, kullanılan implantların sayısına ve yerleşim bölgelerine bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Protezin yumuşak doku desteğini azaltmak amacıyla, dört implantın kanatlı bir bar ile splintlenmesi tercih edilebilir. HP-5 restorasyonların en büyük avantajlarından biri, maliyetinin düşük olmasıdır. Tasarım açısından geleneksel protezlere benzer bir yapıya sahiptir.^{31,36}

2.7. Tam Dişsiz Hastalarda Protetik Tedavi Planlaması

Tam dişsizlik, hem gelişmiş hem de gelişmekte olan ülkelerde küresel sağlık hizmetlerinde önemli bir sorun olmaya devam etmektedir. Geleneksel tam protezler, tam dişsizliğin tedavisinde günümüzde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.³⁷

Zamanla hızlanan kemik rezorpsiyonunun etkisiyle alt çenede protezlerin stabilitesi ile tutuculuğunun ve çiğneme fonksiyonunun azalması tam protez kullanan hastaların başlıca şikayetleridir. Tam protezlerde görülen bu dezavantajlar, oluşan ağrı ve hastaların iletişim yeteneğinin bozulmasıyla birleşince psikososyal sorunlara yol açabilmektedir. Tam protezlerin stabilitesini ve konforunu sağlamak amacıyla protez yapıştırıcıları, yumuşak astar maddelerinin kullanımı gibi çeşitli yöntemler denenmiş olsa da, istenilen seviyede başarı sağlanamamıştır.^{38,39}

McGill Üniversitesi'nde 2002 yılında düzenlenen bilimsel bir toplantıda; ortak görüş birliğine varılarak, dişsiz alt çenenin geleneksel bir protezle restore edilmesinin artık ilk tedavi seçeneği olmaması gerektiği, tam protezin iki endosteal implant ile desteklenmesinin daha uygun olacağı belirtilmiştir.⁴⁰

Tam dişsiz bir hastada tam protez dışındaki tedavi seçenekleri arasında implant destekli sabit protezler, implant tutuculu ve doku destekli overdentureler, implant tutuculu ve implant destekli overdentureler vardır.⁴¹ İmplant destekli protetik tedavi planlanırken tam dişsiz çenelerde; çene ilişkileri, interark mesafesi ve karşıt arkta bulunan dişler veya restorasyonlar değerlendirilerek, sabit ya da overdenture protez seçeneklerinden hangisinin tercih edileceğine karar verilmelidir.⁴¹

2.8. İmplant Üstü Hareketli Protezler

Fazla rezorbe olmuş çenelerde protezin retansiyon ve stabilizasyonunu arttırmak, daha etkin bir çiğneme sağlamak, ağrı ve memnuniyetsizliği ortadan kaldırmak için implant destekli overdenture protezler tercih edilmektedir.⁴²

2.8.1. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Avantajları

Misch²⁴ tarafından 2005 yılında implant destekli hareketli protezlerin avantajları aşağıdaki şekilde belirtmiştir:

1. Kemiğin ön bölgesindeki kaybı azaltır,
2. Estetik açıdan iyi bir görünüm sağlanır,
3. Tutucu parçaları sayesinde daha stabil bir protez elde edilir,
4. Daha hareketsiz bir protez yapılabildiğinden oklüzyonda iyileşme görülür,
5. Yumuşak doku abrazyonları daha az görülür,
6. Isırma kuvvetinin artması ile daha etkin bir çiğneme sağlanır,
7. Protez desteği artar,
8. Fonasyon düzelir,

9. Protezin hacmi azalır.

2.8.2. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Dezavantajları

İmplant üstü hareketli protezlerin dezavantajları;²⁴

1. Hastaların sabit protez beklentisi,
2. Protezin hacminin fazla olması,
3. İnter alveoler mesafenin yetersiz olabilmesi,
4. Uzun süreli kullanımda besleme, tutucu parçaların değişimi gibi gereklilikler olabilmesi,
5. Posterior bölgede kemik kaybının devam etmesi,
6. Protezin hareket etmesi olarak özetlenebilir.

2.9. İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Çeşitleri

İmplant destekli hareketli protezlerde farklı tutucu çeşitleri kullanılmaktadır. Tercih edilen tutucu çeşidine göre, implantın etrafında, kemikte oluşan stres miktarı değişebilmektedir. Bir tutucu sisteminde aranılan özellikler; dengeli bir stres dağılımı, minimum lateral kuvvet oluşumu ve yüksek retansiyon sağlamadır.^{43,44}

Tutucu seçiminde aşağıdaki faktörler göz önüne alınmalıdır.⁴⁵

1. Ağız hijyeni
2. Anatomik koşullar (interokluzal mesafe, karşıt ark dentisyonu)
3. İmplantlar arası mesafe
4. Hastanın yaşı
5. Tutuculuk ihtiyacının miktarı

6. Biyomekanik etkenler
7. Yumuşak doku sağlığı
8. Hastanın psikolojik durumu ve beklentisi
9. Hastanın sosyal statüsü
10. Maddi durum
11. İmplantın sayısı ve kretteki dağılımı
12. İmplantların çapı ve uzunluğu
13. Kret kalınlığı, alveolar kretin formu
14. Rezorpsiyon miktarı

İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılan tutucu sistemler; bar, stud, mıknatıs ve teleskopik olmak üzere dört farklı tipe ayrılmaktadır.⁴⁶

2.9.1. Bar Tutuculu Overdenture Protezler

Bar tutucular, iki veya daha fazla implantı birleştiren ve sabitlenmelerini sağlayan tutucu parçalardır. Özellikle aşırı derecede rezorbe olmuş kretlerin bulunduğu, sert ve yumuşak dokuda rezeksiyon işlemi uygulanan veya yüksek düzeyde retansiyon ve stabilite gerektiren vakalarda bu sistem tercih edilmektedir. Bunun yanı sıra bar tutucular, implantların açılı yerleştirildiği durumlarda protezin yerleştirilme sürecini kolaylaştırma gibi bir klinik avantaj sağlarlar. Stud tutucularla karşılaştırıldığında bar tutucuların, daha üstün retansiyon ve stabilite sunma gibi avantajları bulunmaktadır.^{47,48} Ayrıca, barın yapısı ve protezin kaidesi sayesinde dikey yönde gelen oklüzal kuvvetlerin, alveol kemiğine daha dengeli bir şekilde dağıtılmasını sağladıklarından implantların ve çevre dokuların korunmasına katkıda bulunurlar. Bar

tutucuların; üretim süreçlerinin karmaşık ve masraflarının yüksek olma gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu sistemler, teknik beceri ve klinik deneyim gerektirir. Mekanik problem oluşma ihtimali oldukça yüksek olup, bu tür sorunların çözümü oldukça zor olabilmektedir. Özellikle oral hijyen eksikliği bulunan hastalarda plak birikimi riski artmakta ve mukozit ile gingival büyüme gibi komplikasyonlar görülebilmektedir.^{47,49}

Bar tutucular kesitsel şekillerine göre; U, yuvarlak ve yumurta kesitli olmak üzere üç gruba ayrılır.⁵⁰

U kesitli barlar: rijit bir yapıya sahiptir. Kennedy Sınıf 3 gibi kısmi dişsizlik durumlarında, dört adet implant üzerine kullanılır.⁵⁰

Yuvarlak kesitli bar sistemleri; esnek ve rijit olmak üzere iki farklı tipte piyasada bulunmaktadır. İki implant arasında düz bir hat boyunca uzanan yuvarlak kesitli barlar esnek özellik gösterirler, kret eğimini takip ederler, üç ya da daha fazla implantı birleştirebilirler. Bu sistemler, dayanaklara iletilen yatay ve çapraz kuvvetlerin azaltılmasına katkıda bulunur. Aynı zamanda, protez kaidesinin vertikal yönde daha geniş bir hareket kabiliyeti kazanmasına olanak tanır. U kesitli barlarla karşılaştırıldığında implantlar üzerinde daha az tork kuvveti oluşturur.³⁸

Yumurta kesitli barlar; esnek ve rijit olmak üzere iki farklı tipte bulunur. Bu bar tipleri, stres kırıcılık özelliği ile implantlar üzerindeki kuvvetleri dengeli bir şekilde dağıtırken, indirekt tutuculuk özelliği sayesinde protezin stabilitesini artırmaktadır.²⁴

Bu bar tiplerine ek olarak, yarı esnek özellik gösteren Hader bar da klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen bir bar türüdür. Hader barın üst kısmı yuvarlak bir yapıya sahip olup, dokuya doğru uzanır ve bu kısmı, kesiti anahtar deliğini andıran bir görünüm sergiler. Barın dokuya uzanan kısmı dayanıklılığını artırırken aynı zamanda esneklik özelliğini kısmen sınırlandırmaktadır.²⁴

Barlar, overdenture protezlere klips adı verilen küçük bağlantı elemanlarıyla tutturulmaktadır. Bu klipsler, metal veya plastik malzemeden üretilmektedir. Plastik klipslerle karşılaştırıldığında, metal klipsler daha yüksek aşınma direncine sahiptir. Metal klips kullanımı, barın boyutlarının daha da küçültülmesine olanak tanır. Ancak bu klipslerin değiştirilmesi gerektiğinde, protezden bir frez yardımıyla aşındırılarak çıkarılması gerekmektedir. Buna karşılık, plastik klipsler daha kolay çıkarılabilir ve değiştirilebilir özelliktedir.³⁸

Üst çene için bar tutuculu bir hareketli protez tasarlandığında, en az dört implantın kullanılması önerilmektedir. Alt çenede ise minimum iki implant yeterli olabilmektedir. Bar tutuculu protez yapabilmek için için en önemli şartlardan biri dikey boyutun yetersiz olmamasıdır. Vertikal yönden minimum 13-14 mm mesafeye ihtiyaç vardır. Bu mesafenin 1 mm si bar ile gingival dokuya, 4 mm'si barın kendi yüksekliğine, kalan mesafe ise tutucu parçalar, akrilik kaide ve yapay dişlere ait olmalıdır. Ayrıca, bar ile dişeti arasında yeterli bir boşluk bırakılması, bu bölgenin hijyenik bakımının sağlanabilmesi açısından oldukça önemlidir.³⁸

2.9.2. Stud Tutucular

Stud tipi tutucular, ana parçanın implanttan uzandığı ekstradiküler tip ve ana parçanın protez kaidesi içine yerleştirildiği intradiküler tip şeklinde uygulanabilmektedir. Stud tutucular, hem horizontal hem de vertikal yönde belirli bir esneklik sağlayarak protezin fonksiyonel hareketine olanak tanımaktadır. Stud tutucular, bar tutuculara yakın değerlerde yumuşak ve sert doku cevapları sergilemektedir. Ancak, stud tutucuların uygulanması daha kolay olup, komplikasyon oranları daha düşüktür. Ayrıca, ağız hijyeni rahat bir şekilde sağlanır, daha az teknik hassasiyet gerektirir ve ekonomiktir. Bunun yanı sıra, stud tutucularda daha az

interark mesafesine ihtiyaç duyulmaktadır. Vertikal mesafenin veya implantların aç ve konumlarının bar yapımına elverişli olmadığı durumlarda stud tutucular tercih edilebilir.⁵¹

2.9.2.1. Ball (Topuz Başlı) Tutucular

Ball tutucu sistemler; splintsiz ve esnek bağlantı özelliğine sahiptir. Özellikle doku destekli tam dişsiz vakalarda tercih edilmektedir.⁵² Bu sistemde, protezin iç kısmına yerleştirilen ataşmanlar, implanta sentetik bir plastik halka veya metal bir kep aracılığıyla tutunur. Bu tip ataşmanlar, protezin yerleştirilmesi sırasında abutment üzerindeki dairesel ankraj bölgesine yerleşirken belirli bir miktarda distorsiyona uğrar.⁵³ Bu yapı, destek ile protez kaidesi arasında düşük düzeyde dikey sıkıştırıcı hareketlere izin verir. Ayrıca, implantların birbirine paralel olarak yerleştirilmesi zorunlu değildir. İmplantlar arasında 28 dereceye kadar açılma durumunda bile uyum sağlayabilme esnekliği sunar. Bununla birlikte, implant açılarının uygun olmadığı durumlarda, giriş yolu zorlukları, matrikslerin hızlı bir şekilde aşınması ve topuz tutucuların deformasyona uğraması gibi olumsuzluklar ortaya çıkabilmektedir. Bar tutucu sistemlerle karşılaştırıldığında, ball tutucular daha kolay uygulanır, teknik hassasiyet ve ek laboratuvar işlemleri gerektirmez. Ayrıca, daha az yer kaplama, ağız hijyeninin kolay sağlanabilmesi ve ekonomik olma gibi avantajları bulunmaktadır.⁵¹

2.9.2.2. O-ring Tutucular

Şekli yuvarlak olup ortasında delik bulunan ve sentetik polimer matriks parçasına sahip olan O-ring tutucular, devirici kuvvetlere karşı dirençli ve rezilyans (esnek) özellikte bir stud tutucu sistemidir. Bu tutucular, implantlar arasında 10 dereceye kadar olan paralellik sapmalarını tolere edebilme esnekliği sunmaktadır. Ancak, protezin karmaşıklığı, çiğneme kuvvetindeki değişimler, hastanın diyet alışkanlıkları ve protezin sık sık takılıp çıkarılması gibi faktörlere bağlı olarak, 6 ila 9 aylık bir süre içerisinde retansiyon kaybı görülebilmektedir.⁵⁴

2.9.2.3. Locator Tutucular

Locator tutucularda bağlantı; implanta yerleştirilen locator abutment ve protez içerisine entegre edilen matriks aracılığıyla sağlanmaktadır. Klinik uygulamasının ve laboratuvar işlemlerinin kolay olması nedeniyle sık kullanılan bir sistem olup, mevcut protezlere de uygulanabilme özelliğine sahiptir.^{51,55} İmplantın çevresindeki yumuşak dokulara uyum sağlayabilmesi için locator abutmentin, 1-6 mm arasında değişen yükseklik seçenekleri bulunmaktadır. İmplant platformundan başlayarak diş eti yüksekliği ölçülür ve uygun yükseklikte abutment seçimi yapılır. Locator tutucularda 3,17 mm tutucu yüksekliği bulunmakta olup, interoklüzal mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda veya aşırı konturlu protezlerde tercih edilebilmektedir.^{51,55}

Bu sistemde en sık karşılaşılan problem, naylon matriksin zamanla aşınması ve tutuculuk kaybı oluşmasıdır. Locator abutmentlerin 10 ve 20 derecelik çeşitleri de bulunmaktadır. Ayrıca, implantlar arasında 20° ile 40° arasında açılma durumlarını tolere edebilen plastik matriksler mevcuttur. Farklı retansiyon derecelerine sahip matriksler, kolayca ayırt edilebilmeleri için farklı renklerde üretilmektedir. Locator tutucu sistemler; tüm implant çaplarına uyum sağlayabilen locator abutmentler, içerisinde bulunan metal tutucu capler ve farklı retansiyon kuvvetlerine sahip mavi, pembe, şeffaf, kırmızı, turuncu ve yeşil renkli matrikslerden oluşmaktadır.⁵⁶ Şeffaf, pembe ve mavi renkli matriksler, 0° ile 10° arasındaki açılar için önerilmekte olup, retansiyon kapasitelerinin sırasıyla 2268 gram, 1361 gram ve 680 gram olduğu belirtilmiştir. Yeşil, turuncu ve kırmızı renkli matriksler ise 10° ile 20° arasında değişen implant açıları için uygundur, bu matrikslerin retansiyon kapasiteleri 1361-1418 gram ile 680 gram aralığında değişmektedir.⁵⁶



Şekil 2.2. Locator tutucularda kullanılan matriks seçenekleri⁵⁶

2.9.2.4. Novaloc Tutucular

Novaloc tutucu, implant ile overdenture arasındaki bağlantıyı sağlayan stud tipi tutuculardan bir tanesidir. Bu sistem, novaloc ve locator abutmanlarla uyumlu bir şekilde kullanılabilir. Sistem, titanyum veya polietilen (PEEK) malzemeden üretilen silindirik bir abutment ile PEEK' den yapılmış bir matriks arasında mekanik tutunma prensibiyle çalışmaktadır.^{57,58} Düz ve 15 derece açılı türleri bulunan bu abutmentler, beş farklı diş eti yüksekliği seçeneğiyle piyasaya sunulmuş olup, implantlar arasında 70 dereceye kadar olan açı farklılıklarını tolere edebilirler. Matriksler, altı farklı renk seçeneğiyle temsil edilen ve değişik retansiyon kuvvetlerine sahip parçalardan oluşmaktadır.^{57,58}

2.9.2.5. Ekstraradiküler Rezilyent Ataçman (ERA Tutucular)

ERA, rezilyens (esnek) özellikte bir stud tutucu sistemidir. ERA tutucular, ekstraradiküler olarak sınıflandırılır. Çünkü giriş rehberi alveolar kretten daha yüksekte konumlanır. Bu özellik, tutucunun kuvvetler karşısındaki dayanıklılığını bir miktar azaltır. Açılı yerleştirilmiş implantların paralellik sorunlarını çözmek amacıyla, 5°, 11° ve 17° açılara sahip açılı abutmanların yanı sıra düz abutmant seçenekleri de bulunmaktadır.⁵⁹

2.9.3. Magnet Tutucular

Magnet tutucu sistemi; protezin içerisine yerleştirilen mıknatıs parça ve implantların üzerine yerleştirilen mıknatıs ve mıknatısın tutunmasını sağlayan metal parçadan oluşur. Diş hekimliğinde kullanılan magnetik tutucular, neodimyum-demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından elde edilir.⁶⁰ Bu tür alaşımlar, ağız sıvılarına maruz kaldığında kolayca korozyona uğrayabilirler. Korozyon, mıknatısın çekim gücünü azaltabildiğinden, mıknatıslar genellikle korozyona dirençli bir koruyucu ile kaplanır. Bu uygulama, günümüzdeki mıknatıs sistemlerinde daha yüksek stabilite ve çekim gücü sağlamaktadır.⁶⁰

Magnetik tutucular, giriş yoluna bağlı kalmaksızın uygulanabilme esnekliği sunar ve bu nedenle diğer tutucu sistemleriyle birlikte kullanılabilir. Özellikle yaşlı ve engelli hastalar için protezin takılıp çıkarılması oldukça kolaydır.⁶¹ Bu sistemin avantajları arasında, spesifik bir giriş yoluna ihtiyaç duyulmaması, abutmanların birbirine paralel olma zorunluluğunun bulunmaması, yumuşak doku andırkatlarının varlığında kullanılabilmesi, potansiyel patolojik lateral veya rotasyonel kuvvetlerin kolayca ortadan kaldırılarak abutmanların maksimum düzeyde korunması ve ball tutucularla karşılaştırıldığında daha düşük maliyetli olması yer almaktadır. Bununla birlikte, mıknatıs tutucuların stud tutuculara göre daha fazla plak birikimi ve çiğneme etkinliğinde azalma gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu durum, hasta konforu ve memnuniyetinde azalmaya yol açabilmektedir.⁶¹

2.9.4. Teleskop Tutucular

Teleskop tutucularda sistem, implant abutmanları üzerine freze cihazı kullanılarak primer kronların hazırlanması ve bu primer kronların üzerine sekonder kronların oluşturulmasıyla protez bağlantısının sağlandığı çift kron tasarımına dayanmaktadır. Bu tür tutucuların; sabit protezdeki gibi splintleme etkisinin olması ve desteklerden biri

kaybedildiğinde protezin yeniden düzenlenebilmesine olanak tanınması gibi avantajları bulunmaktadır.⁶²

2.10. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Altyapı Malzemeleri

Hareketli protezlerin yapımında yaklaşık olarak 80 yıldır polimetil metakrilat esaslı akrilik rezinler kullanılmaktadır. Protez kaide materyali olarak kullanılan polimetil metakrilat esaslı akrilik rezinlerin estetik, yüzey düzgünlüğü, polisaj kolaylığı, düşük su emilimi ve uygun fiyat gibi pek çok avantajı bulunmaktadır.⁶³ Buna karşın polimetil metakrilatın transvers ile çarpma dayanıklılığının ve yorulma direncinin düşük olması birtakım başarısızlıklara neden olmaktadır.⁶⁴

İmplant destekli overdenture protezler, abutment çevresi ve orta hat gibi zayıf bölgelerde deformasyona uğrama eğilimindedir.⁶⁵ Protez kaidesinin güçlendirilmesi, implant destekli overdenture protezlerde görülebilecek komplikasyonları önlemek amacıyla önerilmektedir. Bu güçlendirme, protezin rijitliğini artırarak kaide deformasyonunu azaltmaktadır. Kaide güçlendirmesinde kullanılan materyaller arasında metal alaşımlar, yüksek performanslı polimerler ile karbon ve cam fiberler yer almaktadır.⁶⁶ Krom-kobalt alaşımları, yüksek elastik modülü ve akma direnci sayesinde eğilme ve bükülme kuvvetlerine karşı direnç gösterir. Ayrıca soy metal alaşımlarından daha ince kesitlerde üretilebilme gibi avantaj sağlar. Bununla birlikte, metal alaşımlarının akrilik ile güçlü olmayan adezyon, yapım zorluğu, alerji riski, metalik renk ve tat gibi dezavantajları bulunmaktadır.⁶⁷ Krom-kobalt alaşımları altın standart olarak kabul edilse de, polietereterketon (PEEK), polieterketonketon (PEEK) ve cam elyaf gibi yüksek performanslı polimerlerden oluşan metalik olmayan iskelet materyalleri; daha hafif olmaları, estetik açıdan üstün özellikler sunmaları ve akrilik rezinle daha iyi bağlanabilme gibi özellikleri sayesinde, protez kaide kırıklarının önlenmesine katkı sağlayabilecek alternatif malzeme olarak kullanılabilirler.⁶⁶

PEEK, yüksek kimyasal ve mekanik dirence sahip yarı kristalize bir organik polimerdir. Metal alerjisi bulunan hastalar için alternatif bir seçenek olarak, yüksek ısıya dayanıklılığı, biyouyumluluğu, elastik modülünün doğal diş dokularına yakınlığı, oral sıvılara karşı direnci ve kullanım kolaylığı nedeniyle protetik tedavilerde tercih edilmektedir.⁶⁸ PEEK, beyaz renkli yapısı sayesinde metal alaşımlı altyapı materyallerine göre daha estetik bir görünüm sunmaktadır. Diğer avantajları ise metal tadının olmaması, diğer materyallere göre üstün cilalanma kapasitesi, plağa afinitesinin az olması ve aşınmaya karşı direncinin fazla olmasıdır.⁶⁹

2.11. Biyomekanik Kavramlar

2.11.1. Kuvvet

Cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştirebilen vektörel etkiye kuvvet denir. Kuvvetin birimi "Newton" (N) dur. Kuvvet, büyüklük, süre, yön, tip ve büyütme faktörleri gibi parametrelerle ifade edilebilir. İmplantlar üzerinde ise kuvvet, büyüklük ve yön gibi vektörel nicelikler aracılığıyla etkisini gösterir.²⁴

Dental implantlara uygulanan kuvvetler, genellikle tek bir eksen boyunca ve uzun eksen doğrultusunda etki etmez. Basit bir oklüzal temas bile genellikle üç boyutta (meziodistal, bukkolingual ve oklüzoapikal) kuvvet bileşenleri oluşturur. Bu üç boyutlu kuvvet, total kuvvetin diğer eksenler üzerinde iletilen bileşenleriyle tanımlanmaktadır.²⁴

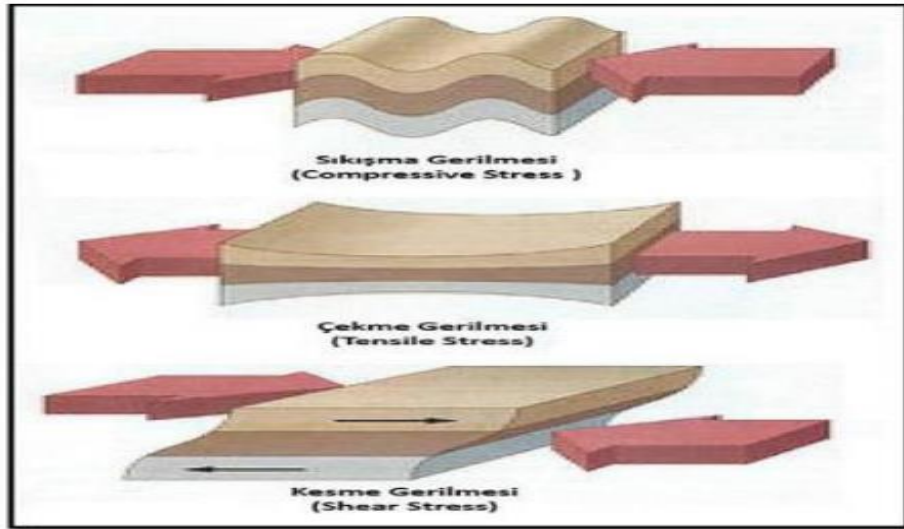
İmplantlar üzerine; baskı/sıkıştırma, çekme/gerilme ve makaslama/kesme olmak üzere üç farklı tipte kuvvet iletilir. Baskı kuvvetleri, kütledeki bileşenleri sıkıştırma görevi görürken, çekme kuvvetleri objeleri birbirinden ayırma etkisine sahiptir. İmplantlar üzerindeki makaslama kuvvetleri ise kaymaya neden olur. Kemik dokusu üzerinde en zararlı etkiye sahip olan kuvvet tipi makaslama kuvvetleri olup, diğer kuvvetlere göre %65 daha yıkıcıdır. Kemik dokusu, sıkıştırma kuvvetlerine karşı en yüksek direnci gösterirken, gerilme kuvvetlerine karşı dayanımı sıkıştırma kuvvetine oranla %30 daha azdır.²⁴

2.11.2. Stres (gerilme)

Birim alana düşen kuvvet miktarına stres denir. Stresin büyüklüğü, uygulanan kuvvetin şiddeti ve bu kuvvetin dağıldığı alanın genişliği ile ilişkilidir. Cisme kuvvet uygulandığında cisimde, zıt yönde aynı miktarda tepki gerilmesi meydana gelir. Bu tepkiye stres adı verilir.⁷⁰

Stres (S), Kuvvet (F) ile Alan (A) arasındaki oran olarak formüle edilir ve $S = F / A$ şeklinde ifade edilir. Stresin birimi Pascal ($\text{Pa} = \text{N/mm}^2$)' dır.²⁴

Kuvvet uygulaması sonucunda; sıkışma (compressive stress), gerilme (tensile stress) ve kesme (shear stress) stresleri oluşur. Sıkışma stresi, aynı doğrultuda ve aynı yönde etki eden iki kuvvetin cismi sıkıştırmasıyla meydana gelir. Çekme stresi ise aynı doğrultuda ancak ters yönde etki eden iki kuvvetin cismi germesiyle oluşur ve cismin bir bölümünü diğer tarafa kaymaya zorlar. Kortikal kemik tarafından en iyi tolere edilen kuvvetler sıkışma stresleridir. Sıkışma stresleri, kemik-implant arayüzünde olumlu bir etkiye sahiptir. Kesme ve gerilme stresleri ise implant-kemik bağlantısı üzerinde olumsuz etkiler yaratabilen kuvvetlerdir.³⁰



Şekil 2.3. Cisimlerde oluşan basma, çekme ve kesme tipi gerilmelerin cisim üzerine etkileri³⁰

2.11.3. Gerinim (Strain)

Bir cisme kuvvet uygulandığında, cismin her birim alanında ortaya çıkan uzunluk değişimi, fiziksel deformasyon (elastik veya plastik) olarak adlandırılır. Bu durum, uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranı şeklinde ifade edilir, ölçü birimi bulunmaz. Bir cisme etki eden kuvvet gerilim yarattığında, aynı zamanda cisimde gerinim de oluşur. Gerinim ve gerilme, birbirinden farklı fiziksel özelliklerdir. Gerilim, hem büyüklüğü hem de yönü olan bir kuvvetin etkisini ifade ederken, gerinim bir kuvvet değil, yalnızca bir büyüklük olarak tanımlanır.⁷¹

2.11.4. Elastisite (Young's) Modülü

Elastisite cismin üzerine uygulanan kuvvetin kaldırılması ile ilk durumuna geri dönme özelliğine denir. Üzerindeki yük kaldırıldığında ilk şekline tamamen dönebilen cisimlere ise elastik cisimler denir. Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranı (stres/strain) olarak tanımlanır ve materyalin sertliğini ölçmek için kullanılır. Birimi Gigapascal (GPa) olarak ifade edilir, kg/cm² cinsinden de ölçülebilir. Her maddenin kendine has bir elastik modül değeri vardır. Elastik modül değeri yüksek olan bir cisim, düşük olan cisme göre daha az deformasyona uğrar.^{71,72}

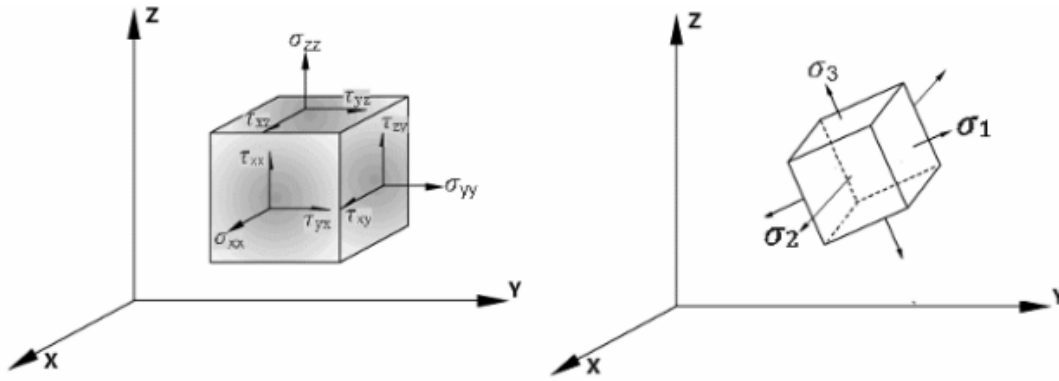
2.11.5. Poisson Oranı

Cisimler, çekme veya basma kuvvetlerine maruz kaldıklarında, elastik sınırları dahilinde bir yönde uzama gösterirken, diğer yönlerde incelmeye eğilimi sergilerler. Bu uzama ve incelmeye arasındaki oransal ilişki, "Poisson oranı" olarak adlandırılır. Poisson oranı, tüm maddeler için 0.1 ile 0.5 arasında değişen bir değer alır ve cismin ayırt edici bir özelliğini temsil eder. Bu duruma örnek olarak, gerdirilen bir lastiğin boyunun uzamasına karşılık eninin daralması gösterilebilir.^{71,73}

$$\text{Poisson Oranı} = \frac{\text{Endeki Birim Boyut Değişimi}}{\text{Boydaki Birim Boyut Değişimi}}$$

2.11.6. Asal Gerilme (Principle Stres)

Üç boyutlu bir elemanın x, y, z düzlemlerinde tüm kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda, basma ve çekme kuvvetleri "Principle stres" olarak adlandırılır. Bu durumda, materyaldeki en yüksek stres değerleri gözlenir. Principle stresler, maksimum principle stres (σ_1), ara principle stres (σ_2) ve minimum principle stres (σ_3) olarak üçe ayrılır. Bu değerler $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde sıralanabilir. σ_1 pozitif bir değer olup en yüksek çekme streslerini temsil ederken, σ_3 negatif bir değerdir ve en yüksek basma streslerini ifade eder (Şekil 2.4).^{73,74}



Şekil 2.4. Üç boyutlu elemanlar üzerine etki eden principle stres değerleri^{73, 74}

2.11.7. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres)

Esneme özelliklerine sahip malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcını belirleyen ve kırılma dayanımını ölçmek amacıyla kullanılan değere "von Mises Stresi" adı verilir. Bu stres, cisim üzerindeki gerilme dağılımlarının yoğunluğu ve yönü hakkında bilgi edinmek için kullanılır. İki veya üç boyutlu gerilmeler birleştirilerek, tek bir yönde yüklenmiş bir cismin gerilme dayanımı belirlenebilir. Analizlerde bu değerler genellikle bir renk skalasıyla temsil edilir. Von Mises stres değerleri, $\sigma = [((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2]^{1/2}$ formülü kullanılarak hesaplanır.⁷⁵

2.12. Stres Analiz Yöntemleri

Stres analiz yöntemi, bir cisme uygulanan kuvvetin cisim içerisinde hangi bölgelerde yoğunlaştığını ve bu kuvvetin cisimdeki birimlere nasıl dağıldığını inceleyen bir yöntemdir. Bu yöntem, cisimlerin daha dayanıklı hale getirilmesi için yapılması gerekenler konusunda bilgi sağlar. Diş hekimliği alanında ise stres analiz yöntemleri, genellikle kemik, implant, diş ve çevre yumuşak dokularının incelenmesi amacıyla kullanılmaktadır.^{76,77} Stres analiz yöntemleri aşağıdaki şekildedir:

1. Gerinim ölçer yardımı ile stres analizi yöntemi
2. Fotoelastik stres analizi yöntemi
3. Holografik interferometre yardımı ile stres analizi yöntemi
4. Kırılğan vernik kaplama ile stres analizi yöntemi
5. Termografik stres analizi yöntemi
6. Radyotelemetri kullanılarak stres analizi yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

2.12.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik gerilme analizi, gerilmelerin büyüklüklerini ve yönlerini ölçmek amacıyla kullanılan bir stres analiz yöntemidir. Bu teknik, geleneksel olarak düzlemsel polimer yapıdaki modelleri incelemek için kullanılır. Polarize ışığı şeffaf ve yüklü modellerden geçirerek oluşan saçakları yorumlayarak stres alanlarını belirler.⁷⁸

2.12.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

Bu stres analiz yönteminde, gerinim ölçerler ince bir tel veya şeridin esnek bir malzeme üzerine yapıştırılmasıyla oluşturulur ve bu şekilde ölçümler gerçekleştirilir.⁷⁹ Cisme uygulanan

kuvvet sonucunda iletken şerit uzar. Uzayan tel incelir ve iletken cisimler inceldikçe dirençleri artar prensibinden hareketle, bu gerinimler temel alınarak uygulanan kuvvetler ölçülür. Bu yöntemin avantajı, matematiksel sonuçlar elde edilerek nicel değerlendirme yapılabilmesine olanak tanınmasıdır. Ancak, küçük cisimlerde değerlendirme yapmanın zor olması, bu yöntemin kullanım alanını sınırlandırmaktadır.⁷⁷

2.12.3. Holografik İnterferometre Yardımı ile Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntemde, cisim yüzeyindeki küçük değişimler milimetre (mm) cinsinden ölçülür ve bu amaç için lazer ışınları kullanılır. Cismin üç boyutlu holografik görüntüsü elde edilerek, yüzeydeki değişiklikler lazer ışınlarının oluşturduğu saçaklar aracılığıyla tespit edilir.⁸⁰

2.12.4. Kırılma Vernik Kaplama ile Stres Analizi Yöntemi

İsminden de anlaşılacağı gibi, bu yöntemde ilgili cismin üzerine bir vernik tabakası uygulanır. Cisim üzerindeki vernikte oluşan kırılma ve çatlaklar incelenerek, cisme etki eden kuvvetler analiz edilir.⁸⁰

2.12.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntemin temel prensibi, homojen ve izotropik bir malzemeye sürekli yükleme yapıldığında, malzemenin belirli noktalarında meydana gelen ısı değişikliklerinin, bu noktalardaki asal streslerin toplamıyla orantılı olmasıdır.⁸¹

2.12.6. Radyotelemetri Kullanılarak Stres Analizi Yöntemi

Bu analiz yönteminde, özel bir donanım ve yazılım kullanılmaktadır. Kullanılan ekipmanlar arasında radyo vericileri (radiotransmitter), güç kaynakları, gerilim ölçerler ve verilerin kaydedilmesini sağlayan bileşenler yer alır. Bu donanımlar, yardımcı yazılım programlarıyla entegre edilerek veriler toplanır ve analiz edilir.⁸¹

2.12.7 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi, mühendislik alanında deneysel olarak çözülmesi oldukça zor olan karmaşık problemlerin, bilgisayar desteğiyle hesaplanarak çözülebilmesini sağlayan bir analiz yöntemidir. Günümüzde tıp ve mühendisliğin pek çok alanında tercih edilen bir yöntemdir. Bu yöntemde, biyomekanik açıdan incelenmek istenen cisim, belirli sayıda küçük elemanlara bölünür ve bu elemanlar analitik olarak modellenir.⁸²

Bu yöntemle analizler, tek, iki veya üç boyutlu yapılabilmektedir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık mekanik problemlerin çözümünde sıklıkla kullanılır. Bu yöntem, incelenecek bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) bölerek, analiz sürecini kolaylaştırır ve çözümü bu küçük parçalar üzerinden sağlar. Matematiksel bir analiz olan bu yöntem, temelde "parçadan bütüne gitme" metodu ile çalışır.⁸³

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, karmaşık yapıya sahip cisimlerin güvenilir ve kolay bir şekilde analiz edilmesini sağlar. Farklı geometrik şekillere ve malzeme özelliklerine sahip cisimlerin analizi, bu yöntemle herhangi bir zorluk yaşanmadan gerçekleştirilebilir.⁷⁶ Sınır koşulları, bu yöntemde kolayca değiştirilebilir ve uygulanabilir. Ayrıca, neden-sonuç ilişkisinden kaynaklanan sorunlar, yapının tamamı yerine küçük bir parçası üzerinde çözümlenerek, tüm sistemin kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilmesine olanak tanır. Bu yaklaşım, sorunların basitleştirilerek anlaşılmasını ve çözülmesini kolaylaştırır. Sonlu elemanlar yöntemi, deneysel ve analitik yöntemlerle karşılaştırıldığında daha hassas sonuçlar sunar.⁷⁶

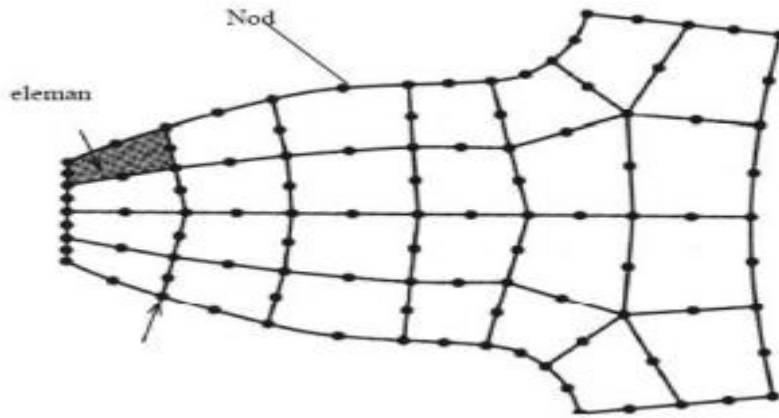
Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Öncelikle, bu yöntemin uygulanabilmesi için yüksek donanımlı bilgisayarlara ve yüksek maliyetli yazılım programlarına ihtiyaç vardır. Ayrıca, kullanılan yazılım programları düzenli güncellemeler gerektirir. Bunun yanı sıra, analizin güvenilirliği büyük ölçüde malzeme

özelliklerinin doğru bir şekilde yüklenmesi ve araştırmacının bilgi birikimine bağlıdır. Bu durum, hem iyi bir teknik bilgi hem de uzun zaman gerektirir.⁷⁶

2.12.7.1 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde Kullanılan Bazı Temel Kavramlar

Eleman (Element): Bu yöntemde, modellerin bölünmesi sonucu ortaya çıkan küçük geometrik şekillere eleman adı verilir. Eleman sayısı arttıkça sonuçların gerçeğe yakınlığı artmış olur. Elemanlar şekillerine göre; üçgen, paralelkenar, dörtgen veya izoparametrik olarak sınıflandırılır. Ayrıca, düğüm sayısına, düğümlerdeki bilinmeyenlere ve ortam problemlerinin özelliklerine bağlı olarak plak, levha veya kabuk problemleri şeklinde de gruplandırılabilir.⁸¹

Düğüm (Node): Elemanların birbiri ile bağlandığı noktalara düğüm denir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, her bir düğümdeki yer değiştirmelerin çözümlenmesi ve hesaplanması amaçlanır.⁸¹



Şekil 2.5. Bir sonlu elemanlar modelinde düğüm noktaları ve elemanlar

Ağ Yapı (Mesh) Oluşturma: Elemanlar ve düğüm noktalarının konumları, bir ağ yapısı kurularak belirlenir. Bu ağ yapısı, bilgisayar programları kullanılarak oluşturulur. Model, ağ

yapısı oluşturulurken mümkün olduğunca çok sayıda küçük elemana ayrılır. Analiz sonuçlarını etkileyebilecek hataları en aza indirmek için, belirli bölgelerde eleman yoğunluğu artırılır.⁸²

2.12.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Aşamaları

Ön hazırlık

Tomografi görüntüleri, çeşitli programlar aracılığıyla işlenerek analiz edilecek üç boyutlu model elde edilir. Analize hazır hale getirilen model, elemanlara ayrılarak bir ağ (mesh) yapısına dönüştürülür. Bu sayede matematiksel bir model oluşturulmuş olur.⁸²

Verilerin Software Programına Yüklenmesi (Analiz)

Oluşturulan modelde, farklı materyallerin elastiklik modülü ve Poisson oranı gibi mekanik özellikleri tanımlanır. Ayrıca, yükleme koşulları ve uygulanacak kuvvet belirlenir. Yükleme işlemi sonucunda elde edilen veriler kaydedilir.⁸⁴

Analizin Çözümlemesi (Post-Processing)

Analiz için hazırlanan modeller, farklı yükleme koşulları altında çeşitli değişkenlere ilişkin veriler sağlayabilir. Bu veriler, asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler, yer değiştirme değerleri, deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler şeklinde olabilir.⁸⁵ Elde edilen verilerin yorumlanmasında materyallerin mekanik özellikleri dikkate alınır. Kırılgan malzemeler (greft, porselen, kemik vb.) için asal gerilim (principal stresses) değerleri kullanılırken, metal gibi sünek malzemeler için von Mises stres (equivalent stresses) değerleri tercih edilir. Elde edilen en yüksek asal gerilim değeri, çekme tipi gerilimi temsil ederken, en düşük asal gerilim değeri ise basma tipi gerilimi yansıtır. Ayrıca, von Mises stres değerleri sayesinde modelin tamamındaki stres dağılımı hakkında detaylı bilgi elde edilebilir.⁸⁶

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasında alt çene tam dişsizlik durumunda farklı tutucu ataşmanlar ile alt yapılara sahip değişik sayıda implant destekli overdenture protezlerin protetik yapılar, implantlar ve çevre dokularda oluşturduğu stresler sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelendi.

Çalışma için 16.05.2024 tarih ve 2024/104 sayılı karar ile Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığından onay alındı (EK-1). Çalışmanın modelleme ve analiz işlemleri Tinus Technologies firması iş birliğiyle gerçekleştirildi.

3.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde Kullanılan Cihazlar ve Özellikleri

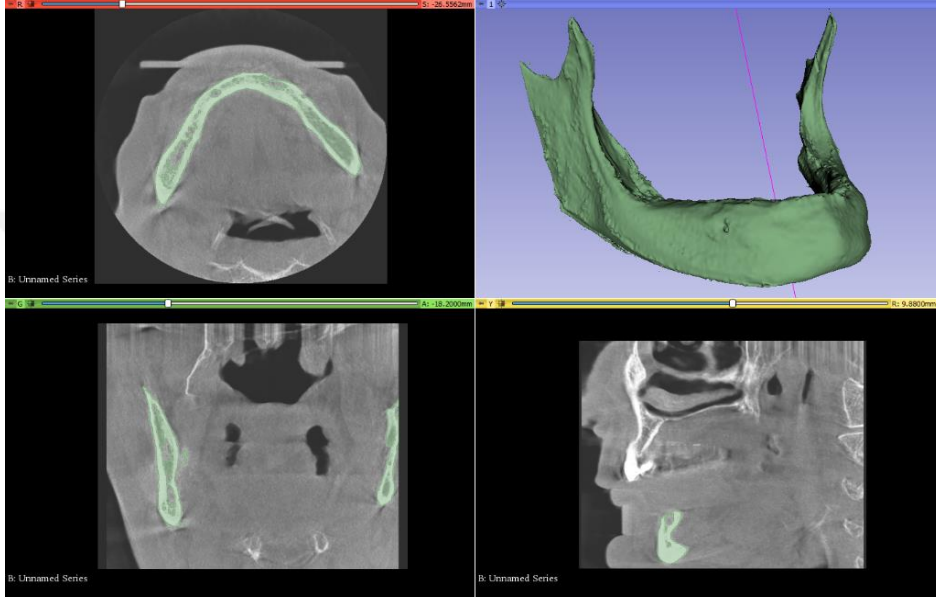
Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen bir hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemleri; 2,40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirildi.

Tersine mühendislik ve üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım (CAD) işlemleri ANSYS Spaceclaim yazılımında, katı modellerin analiz için uygun hale getirilmesi ve optimize edilmiş ağ yapısının oluşturulması ise ANSYS Workbench yazılımıyla gerçekleştirildi. Oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA çözücüsü kullanıldı. Hazırlanan tüm modeller ANSYS Spaceclaim yazılımında üç boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlandı.

3.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Modellerinin Oluşturulması

3.2.1. Alt Çene Modelinin Oluşturulması

Bu çalışmada tam dişsiz 55 yaşında erkek bir hastanın onam alındıktan sonra tomografi görüntüsü Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT) olan Planmeca ProMax 3D Classic ünitesi (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) kullanılarak, 90 kVp, 4-10 mA ve 200 µm voksel boyutu parametreleriyle elde edildi. Modelleme için kullanılan tomografi görüntüsü Şekil 3.1.'de gösterildi.



Şekil 3.1. Mandibulanın konik ışınlı tomografide taranması sonucu elde edilen kesiti ve 3DSlicer yazılımı

Tomografik veriler 0,1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında 3DSlicer yazılımına aktarıldı. DICOM (.dcm) formatındaki CBCT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürüldü. Modeller STL (.stl) formatında dışa aktarıldı. Bu aşamada kullanılan modeller asıl veriler için sadece referans olarak kullanıldı.

3.2.2. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Mukozanın Modellenmesi

Üç boyutlu modeller ANSYS Spaceclaim yazılımına aktarılarak alt çene kemik modeline önce içe doğru iki mm offset verilerek, iki mm kalınlığında kortikal kemik oluşturuldu. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edildi. Kortikal kemik modeline dışa doğru üç mm offset verilerek üç mm kalınlığında mukoza modellendi.^{87,88} Kortikal kemik, trabeküler kemik ve mukozaya ait elde edilen modelleme görüntüleri Şekil 3.2’de gösterildi.

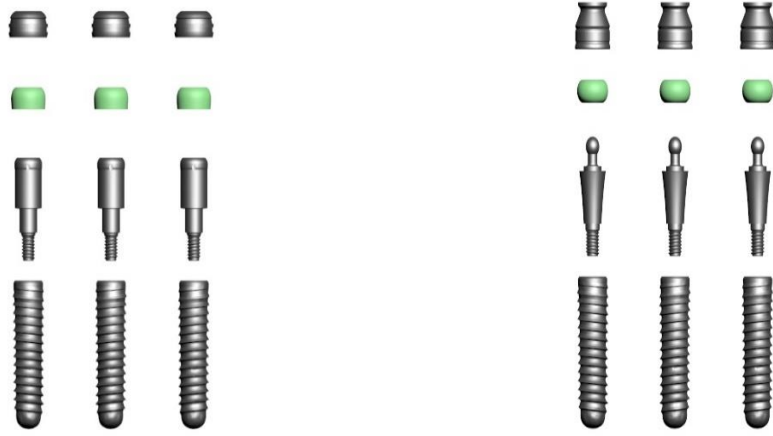


Şekil 3.2. ANSYS Spaceclaim yazılımı ile oluşturulan kortikal kemik, trabeküler kemik ve mukozaya ait görüntüler

3.2.3. İmplant, Protetik Ara Parçalar ve Protezin Modellenmesi

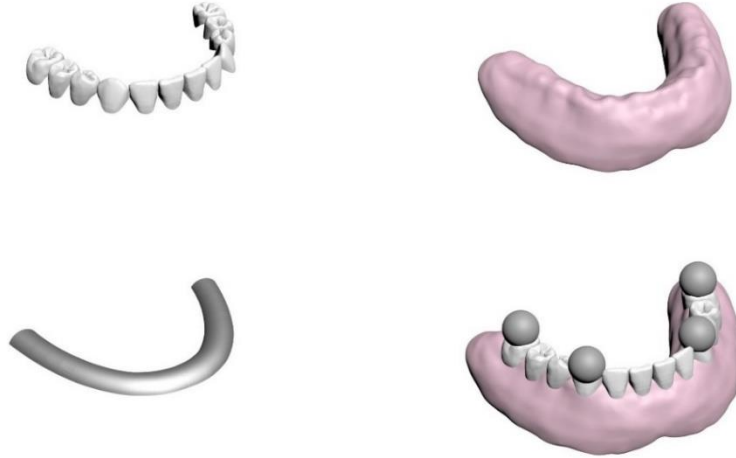
Bu çalışmada, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda Straumann (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) bone level implantlar, tam dişsiz alt çeneye iki farklı konfigürasyonda yerleştirildi. İki implantlı modellerde implantlar simetrik olarak lateral ve kanin dişleri arası bölgesine, üç implantlı modellerde ise kaninler ve orta hat bölgesine aksiyel olarak konumlandırıldı.

Çalışmada kullanılan Straumann marka bone level implantlar ve implantüstü parçalar (abutment, locator matris, lastik, cap) implant firmasına ait katalog verilerindeki ölçüler esas alınarak ANSYS Spaceclaim yazılımında modellendi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan implantlar ve implant üstü parçalar

Protez (overdenture) Wheeler atlas verilerine göre ANSYS Spaceclaim yazılımında tasarlandı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Modellenen overdenture protez

Altyapı materyali olarak; PMMA (alt yapısız), krom-kobalt ve polietiler eter keton kaide materyalleri kullanıldı. Üst yapı, mukozaya tam oturacak şekilde ayarlanarak tüm model

sistemlerine uygun hale getirildi. Housing parçası üst yapı ile tam oturacak şekilde bağlantı yapıldı.

3.2.4. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Bu çalışmada, tam dişsiz alt çeneye yerleştirilen iki ve üç implantlı konfigürasyonlarda, farklı tutucu ataşman tipleri (ball ve locator) ile farklı altyapı materyalleri (PMMA, Cr-Co ve PEEK) kullanılarak, akrilik rezin kaide ve akrilik rezin dişlerin yer aldığı toplam 12 farklı overdenture protez modeli tasarlandı. Tüm modellerde implantların çapı 4,1 mm, uzunluğu ise 12 mm olacak şekilde sabit tutuldu. İki implant kullanılan tasarımlarda, implantlar sağ ve solda lateral ve kanin dişleri arasındaki bölgeye açısız olarak konumlandırıldı. Üç implant kullanılan modellerde ise, iki implant kanin bölgelerine ve bir implant orta hat hizasına, yine açısız şekilde yerleştirildi. Oluşturulan çalışma modelleri Tablo 3.1.'de gösterildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan modeller

Model	İmplant Sayısı	Tutucu Ataşman	Altyapı Malzemesi
Model 1	2	Ball	Altyapısız (PMMA)
Model 2	2	Ball	Cr-Co
Model 3	2	Ball	PEEK
Model 4	2	Locator	Altyapısız (PMMA)
Model 5	2	Locator	Cr-Co
Model 6	2	Locator	PEEK
Model 7	3	Ball	Altyapısız (PMMA)
Model 8	3	Ball	Cr-Co
Model 9	3	Ball	PEEK
Model 10	3	Locator	Altyapısız (PMMA)
Model 11	3	Locator	Cr-Co
Model 12	3	Locator	PEEK

3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Çalışmada matematiksel modeller (mesh yapıları) oluşturulurken 0,1-0,25 mm aralığında (oldukça hassas) tria (üçgen) mesh boyutları kullanıldı. Tüm modellerin yüzey meshleri, ‘tria’ adı verilen üçgen elemanlarla oluşturulduktan sonra, objelerin hacimsel mesh yapıları ise tetrahedral (düzgün dört yüzlü) tipte katı elemanlarla meshlendirildi.

ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller sonlu elemanlar stres analizi yapılabilmesi için LS-DYNA çözücüsüne aktarıldı. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ANSYS Workbench yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapıldı. Matematiksel modellerde kullanılan toplam düğüm ve eleman sayıları Tablo 3.3’te verildi.

Tablo 3.2. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

Model	İmplant Sayısı	Tutucu Ataşman	Altyapı Malzemesi	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Model 1	2	Ball	Altyapısız (PMMA)	1,330,602	334,099
Model 2	2	Ball	Cr-Co	1,473,188	370,639
Model 3	2	Ball	PEEK	1,473,188	370,639
Model 4	2	Locator	Altyapısız (PMMA)	1,324,069	333,653
Model 5	2	Locator	Cr-Co	1,467,009	370,160
Model 6	2	Locator	PEEK	1,467,009	370,160
Model 7	3	Ball	Altyapısız (PMMA)	3,221,574	805,749
Model 8	3	Ball	Cr-Co	3,535,904	885,510
Model 9	3	Ball	PEEK	3,535,904	885,510
Model 10	3	Locator	Altyapısız (PMMA)	3,195,939	803,796
Model 11	3	Locator	Cr-Co	3,469,407	873,088
Model 12	3	Locator	PEEK	3,469,407	873,088

3.4. Mekanik Özelliklerin Programa Aktarılması

Çalışmada uygulanan kuvvetlere karşı kemik, implant ve protetik bileşenlerin nasıl bir biyomekanik yanıt vereceğini belirleyebilmek için, bu elemanlara ait mekanik özelliklerden olan elastik modül ve poisson oranının doğru bir şekilde tanımlanması gerekmektedir. İlgili değerler, her bir yapı için literatüre uygun olarak analiz programına tanımlanmıştır (Tablo 3.3).

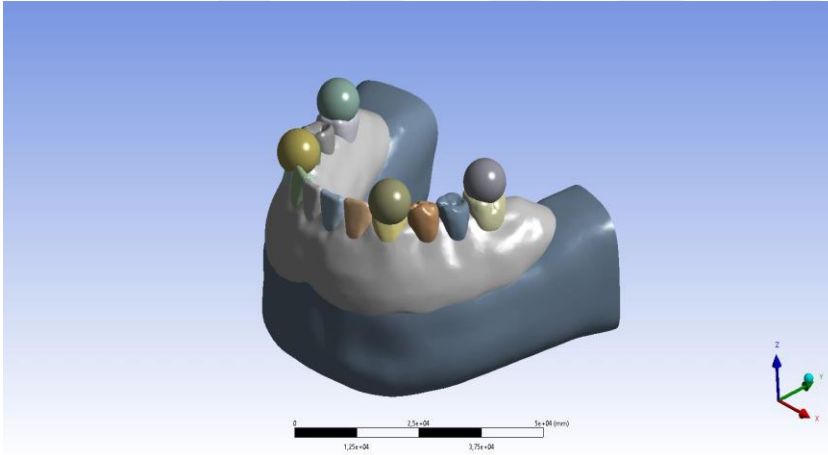
Tablo 3.3. Elastik modül değerleri ve poisson oranları^{65,89,90}

Elemanlar	Elastik Modül [GPa]	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13,7	0,30
Trabekuler Kemik	1,37	0,30
Mukoza	0,34	0,45
Titanyum (İmplant, Vida, Ball, Locator Ataşman, Housing)	110	0,35
Locator Matriks	2,4	0,39
NBR (Doğal Lastik)	0,005	0,40
Akrilik Rezin Kaide (PMMA)	1,96	0,30
Krom-Kobalt Alt Yapı	275	0,33
PEEK Alt Yapı	4	0,40
Akrilik Rezin Diş	2,94	0,30

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Tüm analizlerde temas eden komponentler arasında bonded tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

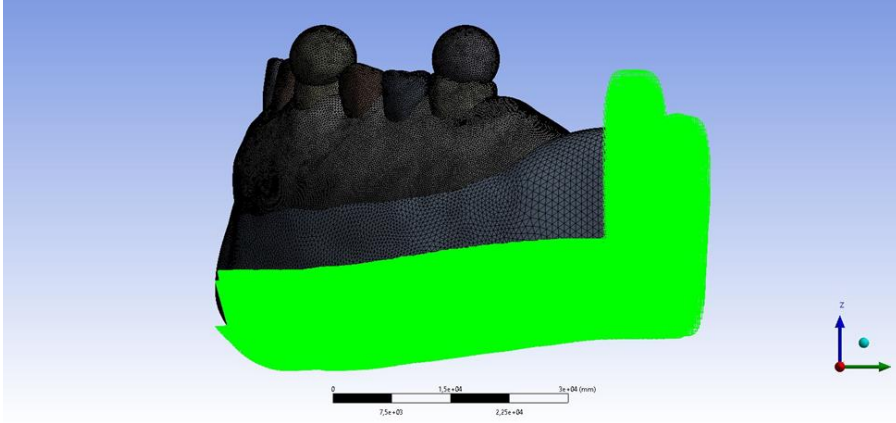
3.5. Sınır ve Yükleme Koşulları

Bu çalışmada, oklüzal kuvvetler bilateral olarak; yarıçapı 1 cm olan daire şeklindeki rijit gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik olarak uygulandı. Gıda parçası (foodstuff) birinci molar dişin santral fossa bölgesine ve kanin dişinin insizal kenarına yerleştirildi. Kuvvet değerleri birinci molar dişinde 100 N, kanin dişinde ise 65 N şeklinde belirlendi.



Şekil 3.5. Kuvvetin uygulanması

Kuvvetler çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulandığından ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçildi. Modeller kemiğin arka ve ön bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlendi. Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 12 analiz modeli için toplam 12 lineer statik analiz gerçekleştirildi.



Şekil 3.6. Sınır koşulları

3.6. Sonuçların Yorumlanması

Sonlu elemanlar stres analizleri (SESA) sonucunda elde edilen veriler, deterministik matematiksel hesaplamalara dayandığından varyans içermez ve bu nedenle istatistiksel analize tabi tutulmaz. Bu analizlerde önemli olan, kesit görüntüleri ve düğümlerdeki stres miktarı dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve doğru yorumlanmasıdır.

Stres analizlerinde kullanılan skalalar, renk skalası aracılığıyla sayısal stres değerlerini görsel olarak ifade etmektedir. Von Mises stres dağılımında, mavi tonlardan kırmızıya doğru artan renk geçişi, gerilme düzeyinin yükseldiğini göstermektedir. Kortikal ve trabeküler kemiklerde hesaplanan çekme (maksimum principal) stresleri pozitif değerler olup, bunlar da mavi renkten kırmızıya doğru artan bir şekilde sunulmuştur. Buna karşılık basma (minimum principal) stresleri negatif değerlerdir ve değerlendirmede mutlak değerleri dikkate alınmıştır. Basma (minimum principal) stres dağılımında, kırmızı tonlar daha düşük, mavi tonlar ise daha yüksek mutlak stres seviyelerini temsil etmektedir.

4. BULGULAR

Bu çalışmada farklı tasarımlarda overdenture protezler tasarlanarak toplam 12 model elde edildi. Tüm modellere uygulanan oklüzal kuvvetler, yarıçapı 1 cm olan daire şeklindeki rijit bir gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına, dik yönde ve bilateral olarak uygulandı. Gıda parçası (foodstuff) birinci molar dişin santral fossa bölgesine ve kanin dişinin insizal bölgesine yerleştirildi. Kuvvet büyüklükleri; birinci molar bölgesinde 100 N, kanin bölgesinde ise 65 N olarak belirlendi. Modellemelerde kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen basma ve çekme stresleri ile implant, abutment ve protetik yapılarda oluşan von Mises stresleri değerlendirildi. Elde edilen bulgular; ilgili alandaki stresleri gösteren şekiller ve streslerin yoğun olduğu bölgede belirlenen noktasal değerler grafikler ile gösterildi.

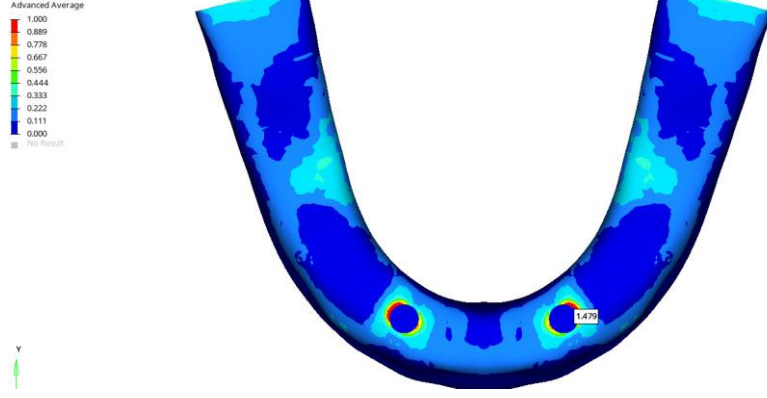
4.1. Birinci Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin ve lateral dişler arasındaki bölgeye, orta hatta eşit uzaklıkta olacak şekilde, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda iki titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak ball ataçmanlar kullanıldı. Herhangi bir altyapı materyali içermeyen akrilik rezin (PMMA) overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.1.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.1.1.1. Çekme Stresi Bulguları

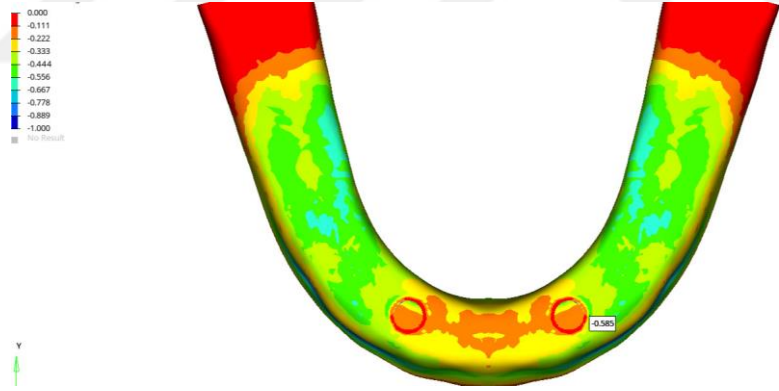
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.1’de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (1,479 MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.1. Model 1’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.1.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.2’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (-0,585 MPa) olduğu saptandı.

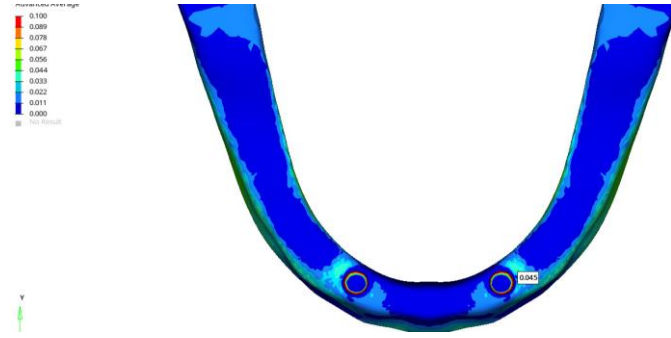


Şekil 4.2. Model 1’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.1.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.1.2.1. Çekme Stresi Bulguları

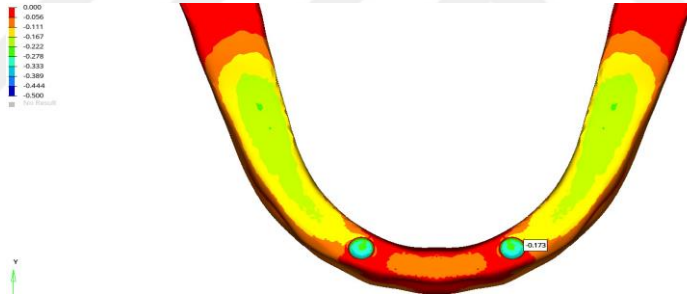
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.3’ te gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (0,045 MPa) yoğunlaştığı tespit edildi.



Şekil 4.3. Model 1’ de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.1.2.1. Basma Stresi Bulguları

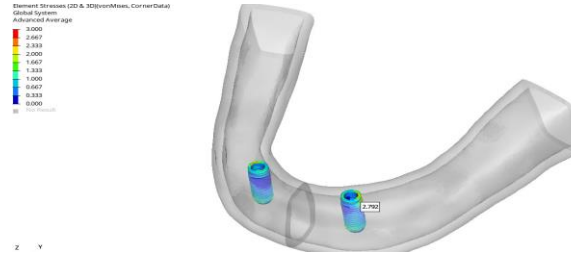
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları Şekil 4.4’te gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde ($-0,173$ MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.4. Model 1’ de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.1.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.5’te gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implantın boyun bölgesinin distalinde ($2,792$ MPa) olduğu belirlendi.



Şekil 4.5. Model 1’ de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.1.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

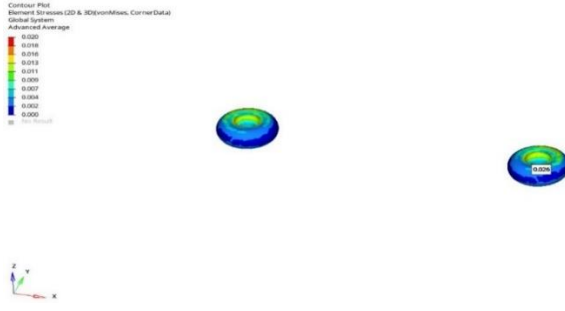
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball ataşmanda oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.6’da verildi. Stresin en yoğun şekilde (1,605 MPa) simetrik olarak iki abutmentin implant platformu ile bağlantı yaptığı taban kısmı ve orta noktasında oluştuğu tespit edildi.



Şekil 4.6. Model 1’ de ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.1.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

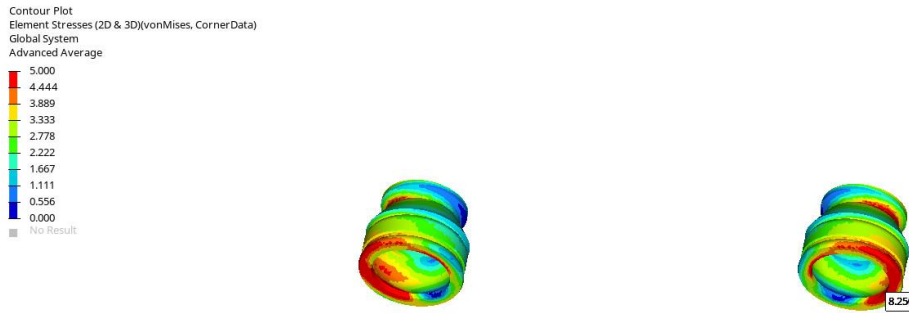
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball matrikste oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.7’de gösterildi. En yüksek stres değeri 0,026 MPa olarak saptandı.



Şekil 4.7. Model 1’ de ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.1.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

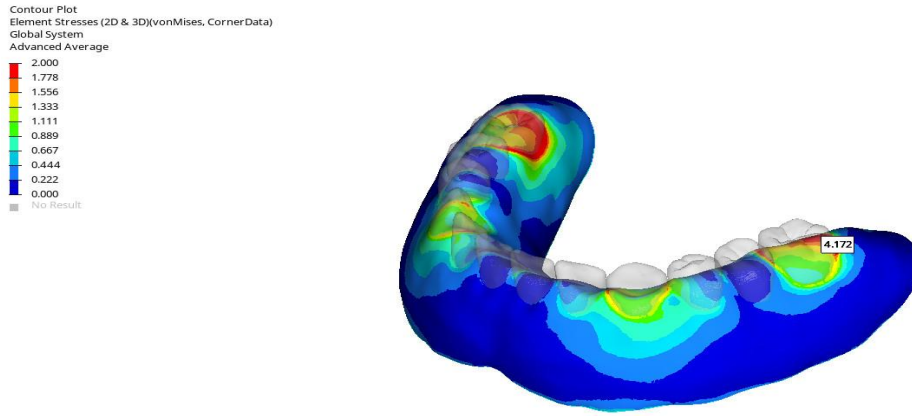
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.8’de verildi. En yüksek stres değeri housinglerin distalinde 8,25 MPa olarak tespit edildi.



Şekil 4.8. Model 1’ de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.1.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.9’da gösterildi. En yoğun stres çift taraflı olarak 1. Molar diş bölgesinde (4,17 MPa) olarak tespit edildi.



Şekil 4.9. Model 1’ de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

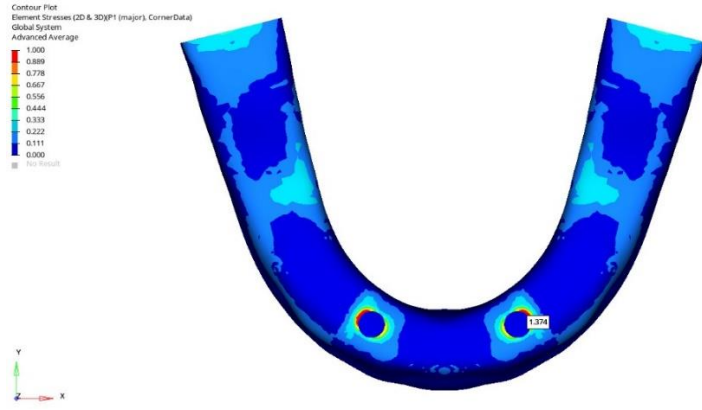
4.2. İkinci Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin ve lateral dişler arasındaki bölgeye, orta hatta eşit uzaklıkta olacak şekilde, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda iki titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak ball ataçmanlar kullanıldı. Altyapı materyali olarak krom-kobalt (Cr-Co) tercih edilen bir overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.2.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.2.1.1. Çekme Stresi Bulguları

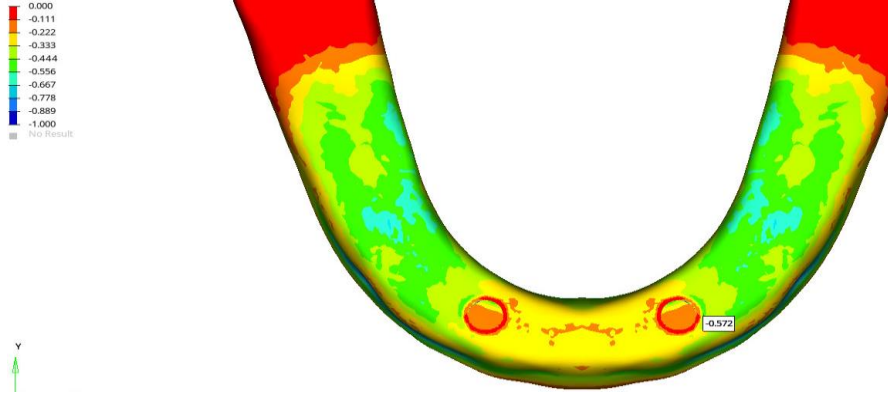
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.10’da gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (1,374 MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.10. Model 2’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.2.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.11’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (-0,572 MPa) olduğu saptandı.

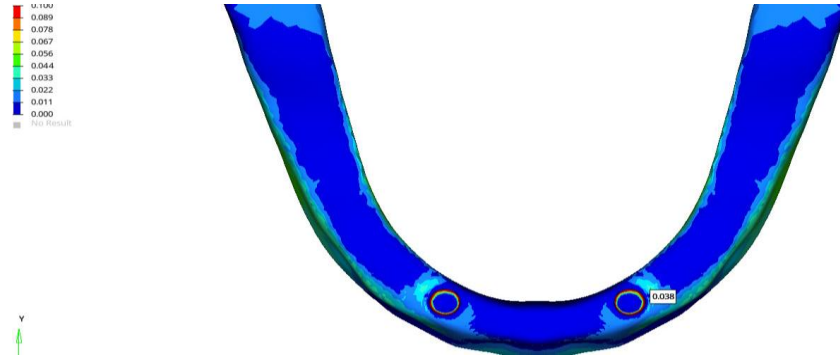


Şekil 4.11. Model 2’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.2.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.2.2.1. Çekme Stresi Bulguları

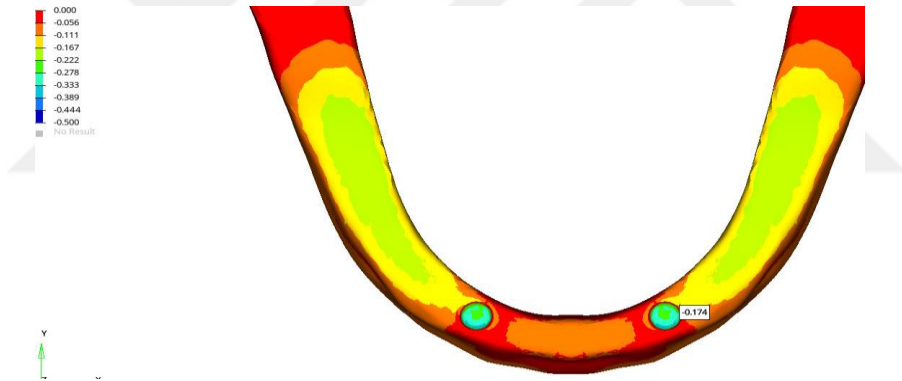
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.12’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (0,038 MPa) yoğunlaştığı tespit edildi.



Şekil 4.12. Model 2’ de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.2.2.2. Basma Stresi Bulguları

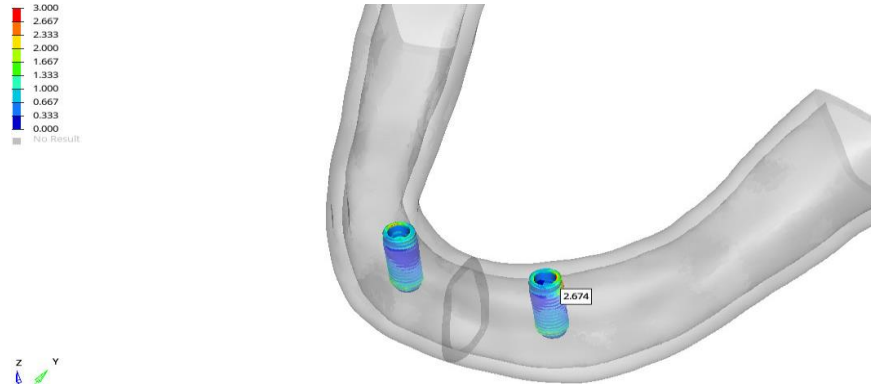
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları Şekil 4.13’ te gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde ($-0,174$ MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.13. Model 2’ de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.2.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

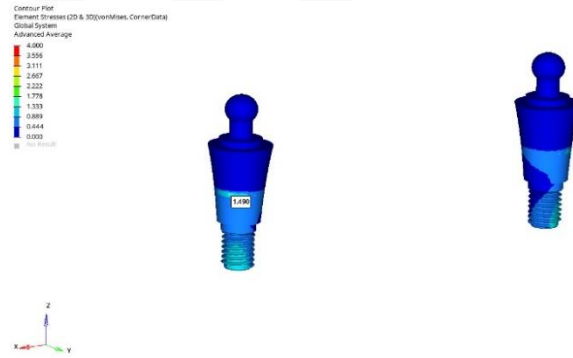
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.14’te gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implantın boyun bölgesinin distalinde ($2,674$ MPa) olduğu belirlendi.



Şekil 4.14. Model 2’ de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.2.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

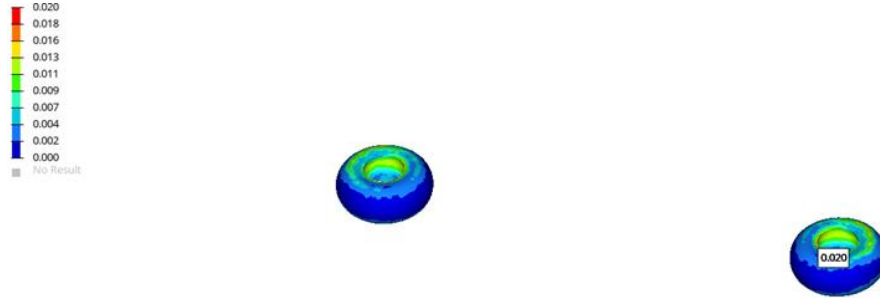
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball ataşmanda oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.15’te verildi. Stresin en yoğun şekilde (1,49 MPa) simetrik olarak iki abutmentin implant platformu ile bağlantı yaptığı taban kısmı ve orta noktasında olduğu tespit edildi.



Şekil 4.15. Model 2’ de ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.2.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

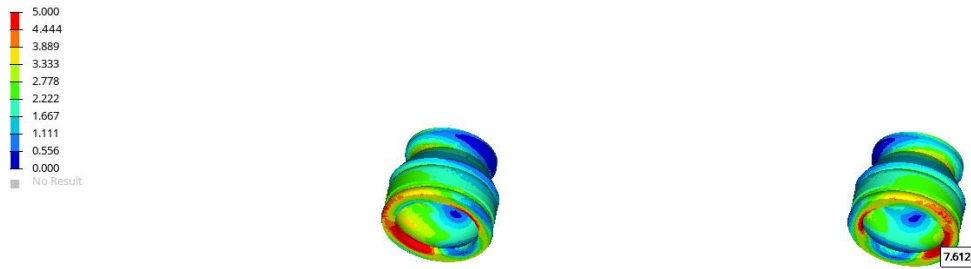
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball matrikste oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.16’da gösterildi. En yüksek stres değeri 0,020 MPa olarak saptandı.



Şekil 4.16. Model 2’ de ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.2.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

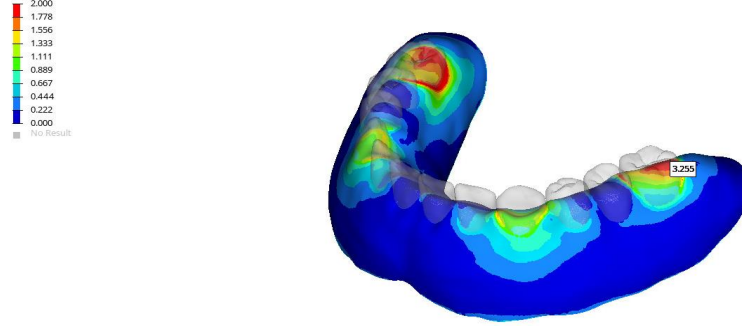
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.17’de verildi. En yüksek stres değeri housinglerin distalinde 7,612 MPa olarak tespit edildi.



Şekil 4.17. Model 2’ de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.2.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.18’de gösterildi. En yoğun stres çift taraflı olarak 1. Molar diş bölgesinde (3,255 MPa) olarak tespit edildi.



Şekil 4.18. Model 2’ de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

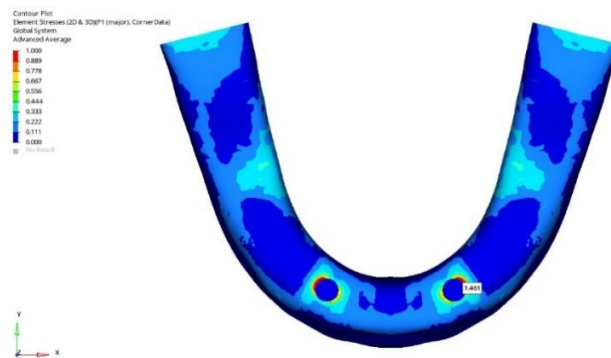
4.3. Üçüncü Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin ve lateral dişler arasındaki bölgeye, orta hatta eşit uzaklıkta olacak şekilde, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda iki titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak ball ataçmanlar kullanıldı. Altyapı materyali olarak PEEK (polietereterketon) tercih edilen bir overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.3.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.3.1.1. Çekme Stresi Bulguları

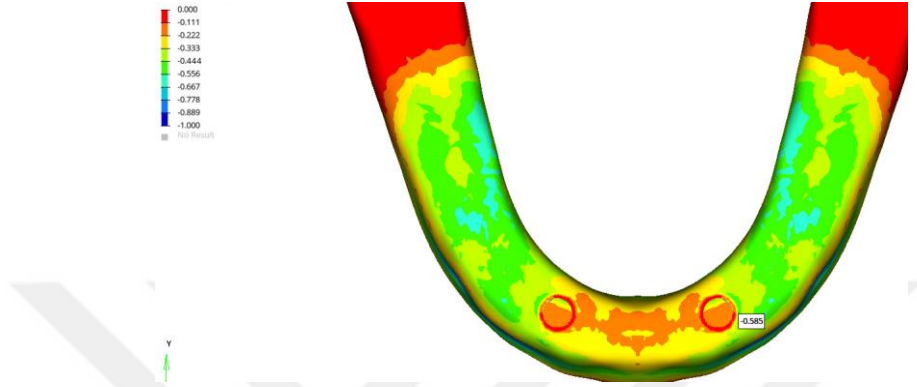
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.19’da gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (1,461 MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.19. Model 3’te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.3.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.20’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (-0,585 MPa) olduğu saptandı.

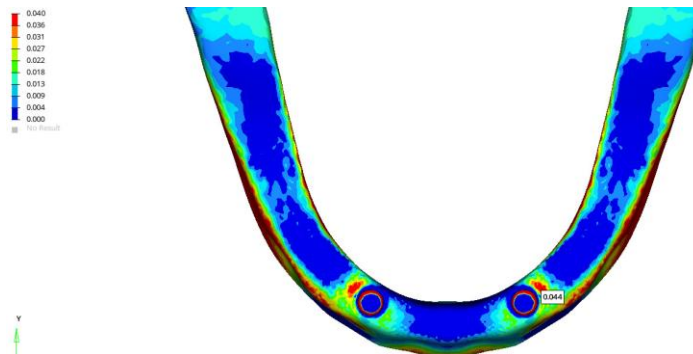


Şekil 4.20. Model 3’te kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.3.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.3.2.1. Çekme Stresi Bulguları

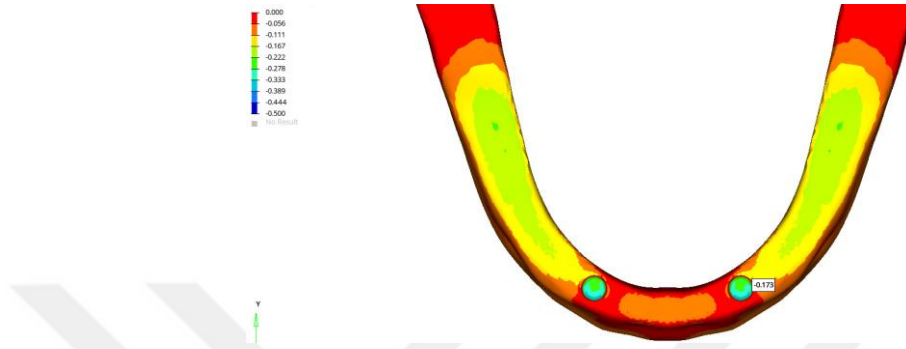
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.21’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (0,044 MPa) yoğunlaştığı tespit edildi.



Şekil 4.21. Model 3’te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.3.2.2. Basma Stresi Bulguları

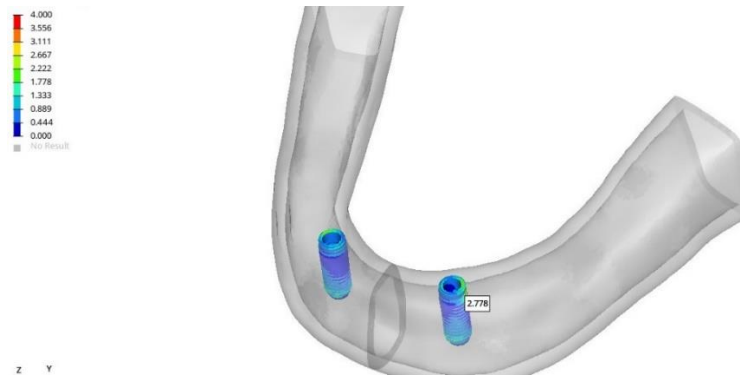
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları Şekil 4.22’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (- 0,173 MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.22. Model 3’te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.3.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.23’te gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implantın boyun bölgesinin distalinde (2,778 MPa) olduğu belirlendi.



Şekil 4.23. Model 3’te implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.3.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

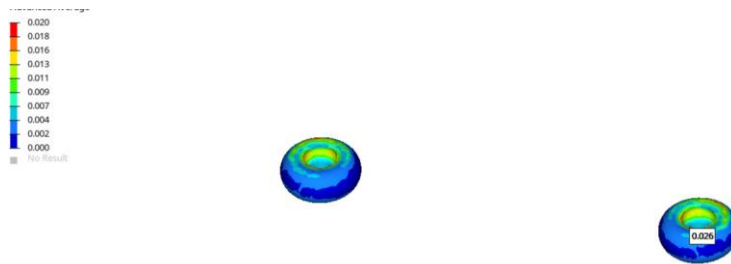
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball ataşmanda oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.24'te verildi. Stresin en yoğun şekilde (1,584 MPa) simetrik olarak iki abutmentin implant platformu ile bağlantı yaptığı taban kısmı ve orta noktasında olduğu tespit edildi.



Şekil 4.24. Model 3' te ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.3.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

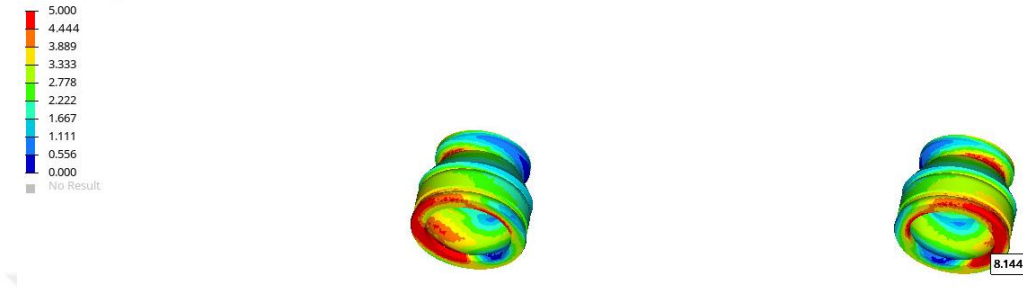
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball matrikste oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.25'te gösterildi. En yüksek stres değeri 0,026 MPa olarak saptandı.



Şekil 4.25. Model 3' te ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.3.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

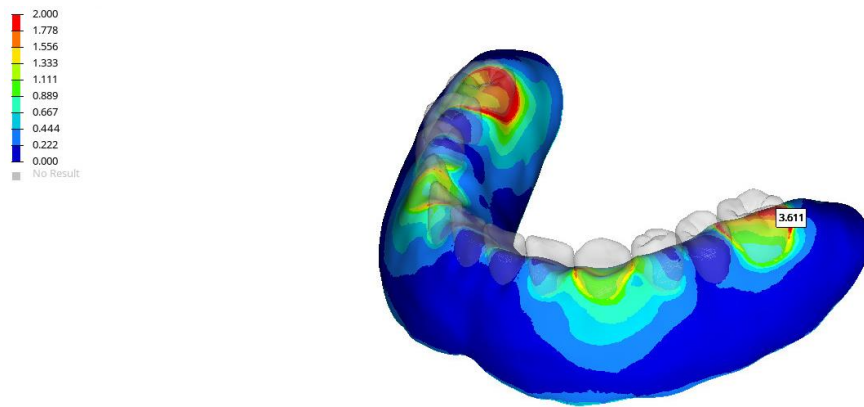
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.26’da verildi. En yüksek stres değeri housinglerin distalinde 8,144 MPa olarak tespit edildi.



Şekil 4.26. Model 3’ te housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.3.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.27’de gösterildi. En yoğun stres çift taraflı olarak 1. Molar diş bölgesinde (3,611 MPa) olarak tespit edildi.



Şekil 4.27. Model 3’ te overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

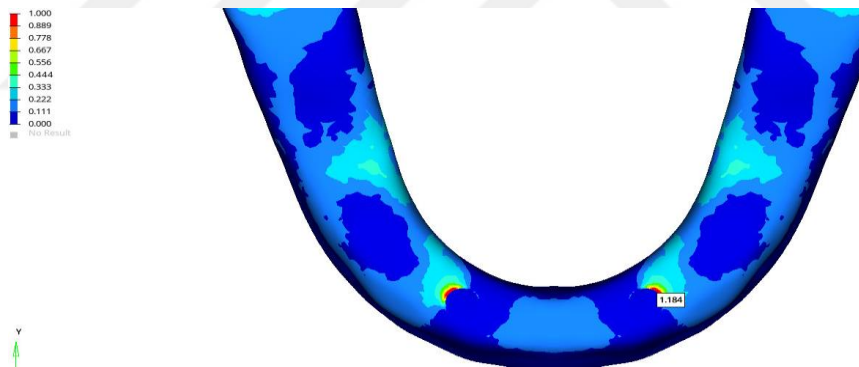
4.4. Dördüncü Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin ve lateral dişler arasındaki bölgeye, orta hatta eşit uzaklıkta olacak şekilde, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda iki titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak locator ataçmanlar kullanıldı. Herhangi bir altyapı materyali içermeyen akrilik rezin (PMMA) overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.4.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.4.1.1. Çekme Stresi Bulguları

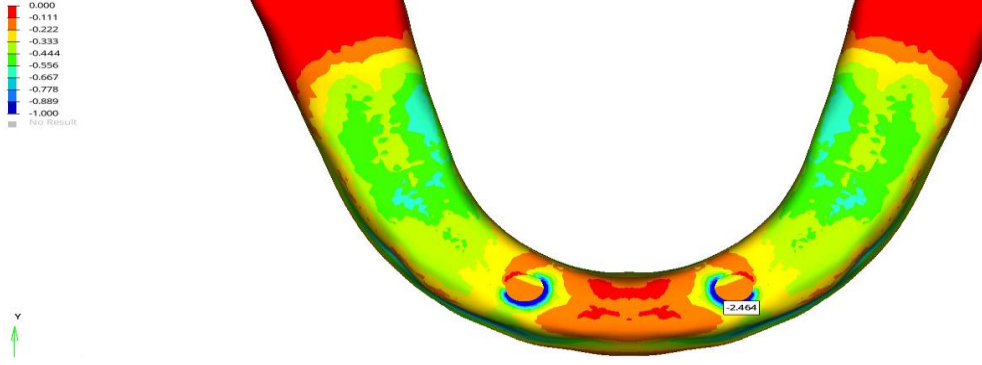
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.28’de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (1,184 MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.28. Model 4’te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.3.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.29’da gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (-2,464 MPa) olduğu saptandı.

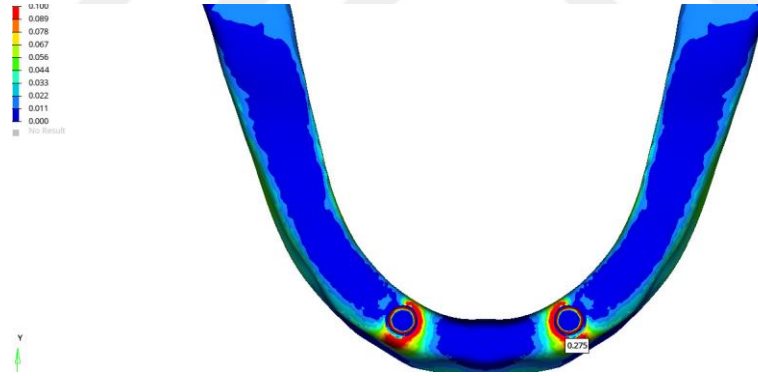


Şekil 4.29. Model 4’te kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.4.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.4.2.1. Çekme Stresi Bulguları

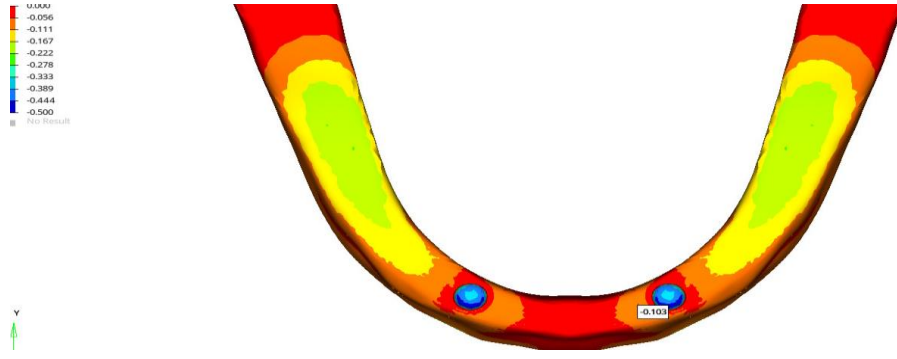
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.30’ da gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (0,275 MPa) yoğunlaştığı tespit edildi.



Şekil 4.30. Model 4’ te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.4.2.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları Şekil 4.31’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (- 0,103 MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.31. Model 4’te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.4.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.32’de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implantın boyun bölgesinin distalinde (6,689 MPa) olduğu belirlendi.



Şekil 4.32 Model 4’te implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.4.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball ataşmanda oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.33’te verildi. Stresin en yoğun şekilde (7,063 MPa) simetrik olarak iki abutmentin implant platformu ile bağlantı yaptığı taban kısmı ve orta noktasında oluştuğu tespit edildi.



Şekil 4.33. Model 4’ te locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.4.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

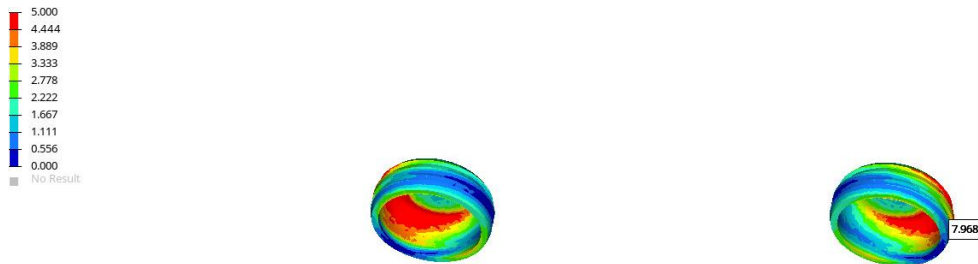
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball matrikste oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.34’te gösterildi. En yüksek stres değeri 1,989 MPa olarak saptandı.



Şekil 4.34. Model 4’ te locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.4.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

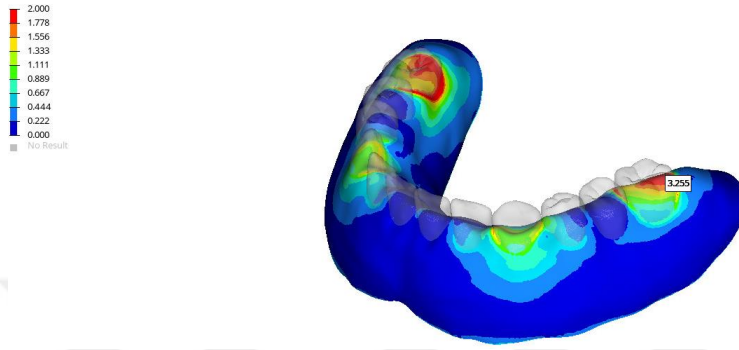
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.35’te verildi. En yüksek stres değeri housinglerin distalinde 7,968 MPa olarak tespit edildi.



Şekil 4.35. Model 4’ te housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.4.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.36’de gösterildi. En yoğun stres çift taraflı olarak 1. Molar diş bölgesinde (3,255 MPa) olarak tespit edildi.



Şekil 4.36. Model 4’ te overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

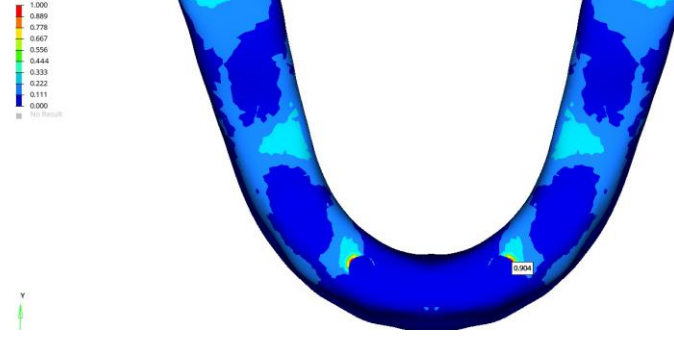
4.5. Beşinci Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin ve lateral dişler arasındaki bölgeye, orta hatta eşit uzaklıkta olacak şekilde, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda iki titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak locator ataçmanlar kullanıldı. Altyapı materyali olarak krom-kobalt (Cr-Co) tercih edilen bir overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.5.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.5.1.1. Çekme Stresi Bulguları

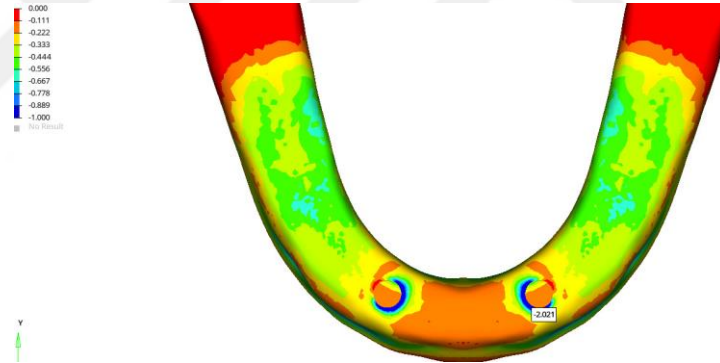
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.37’de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (0,904 MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.37. Model 5’te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.5.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.38’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (-2,021 MPa) olduğu saptandı.

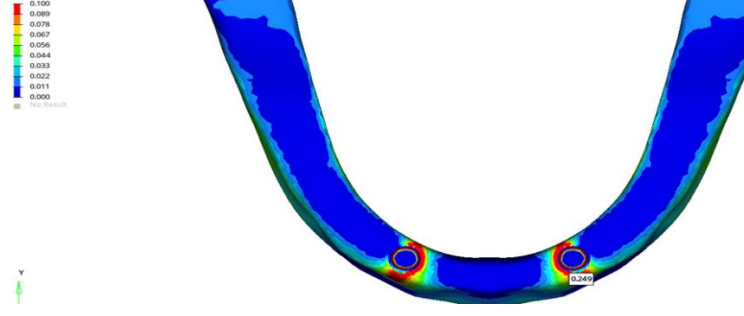


Şekil 4.38. Model 5’te kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.5.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.5.2.1. Çekme Stresi Bulguları

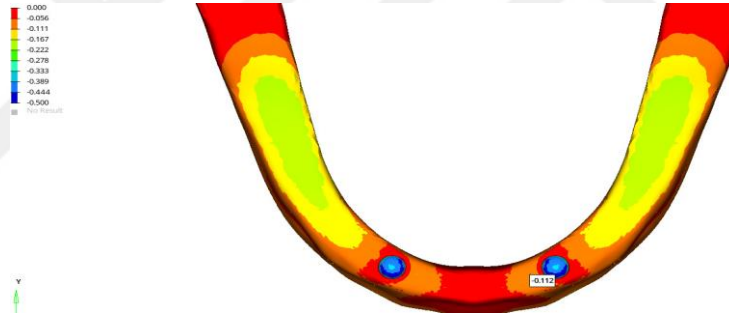
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.39’ da gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (0,249 MPa) yoğunlaştığı tespit edildi.



Şekil 4.39. Model 5’ te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.5.2.2. Basma Stresi Bulguları

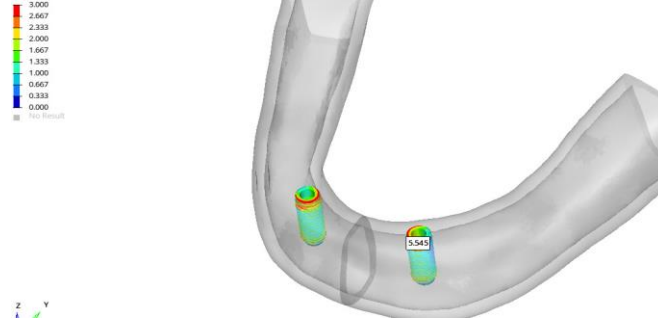
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları Şekil 4.40’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (- 0,112 MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.40. Model 5’te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.5.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

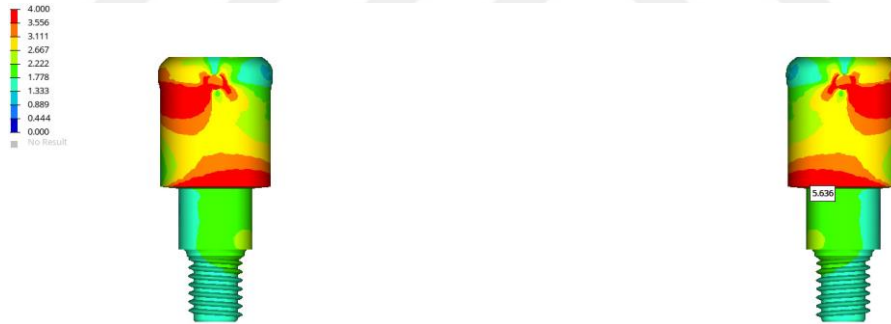
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.41’de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implantın boyun bölgesinin distalinde (5,545 MPa) olduğu belirlendi.



Şekil 4.41 Model 5’te implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.5.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

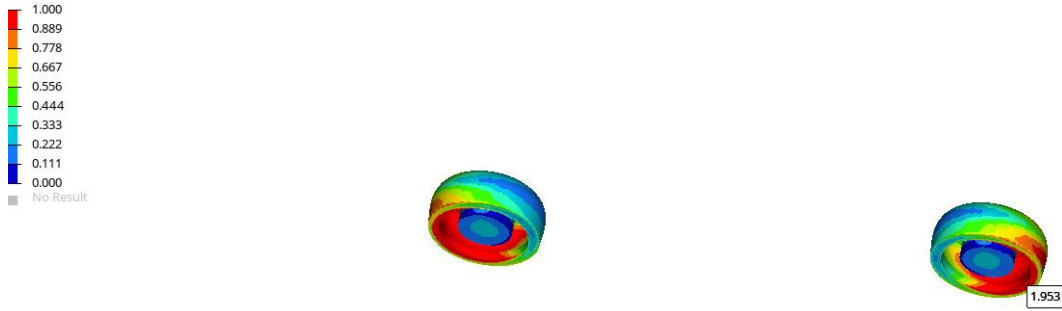
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball ataşmanda oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.42’de verildi. Stresin en yoğun şekilde (5,636 MPa) simetrik olarak iki abutmentin implant platformu ile bağlantı yaptığı taban kısmı ve orta noktasında oluştuğu tespit edildi.



Şekil 4.42. Model 5’ te locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.5.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

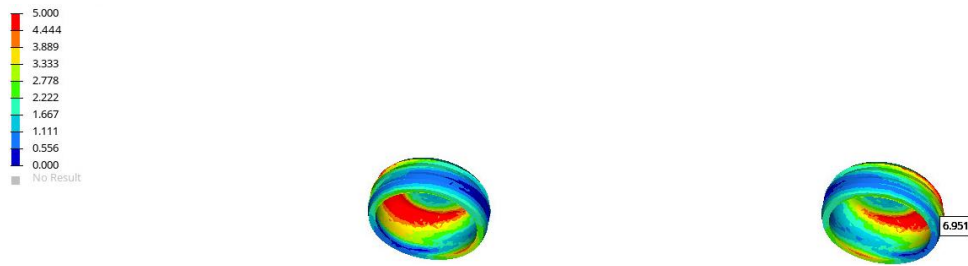
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball matrikste oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.43'te gösterildi. En yüksek stres değeri 1,953 MPa olarak saptandı.



Şekil 4.43. Model 5' te locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.5.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

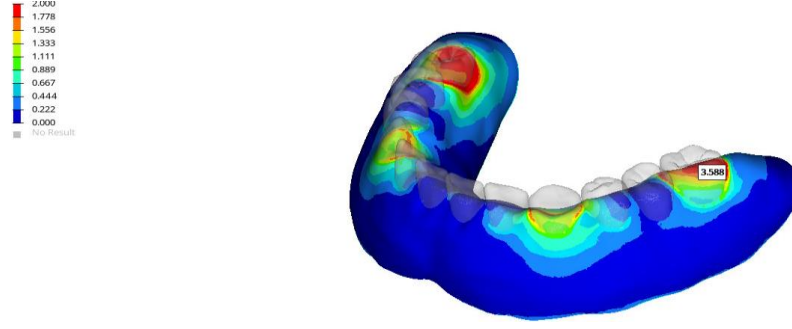
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.44'te verildi. En yüksek stres değeri housinglerin distalinde 6,951 MPa olarak tespit edildi.



Şekil 4.44. Model 5' te housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.5.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.45'te gösterildi. En yoğun stres çift taraflı olarak 1. Molar diş bölgesinde (3,588 MPa) olarak tespit edildi.



Şekil 4.45. Model 5’ te overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

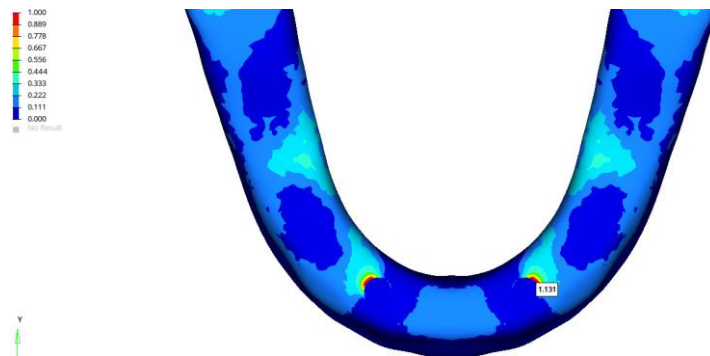
4.6. Altıncı Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin ve lateral dişler arasındaki bölgeye, orta hatta eşit uzaklıkta olacak şekilde, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda iki titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak locator ataçmanlar kullanıldı. Altyapı materyali olarak PEEK (polietereterketon) tercih edilen bir overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.6.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.6.1.1. Çekme Stresi Bulguları

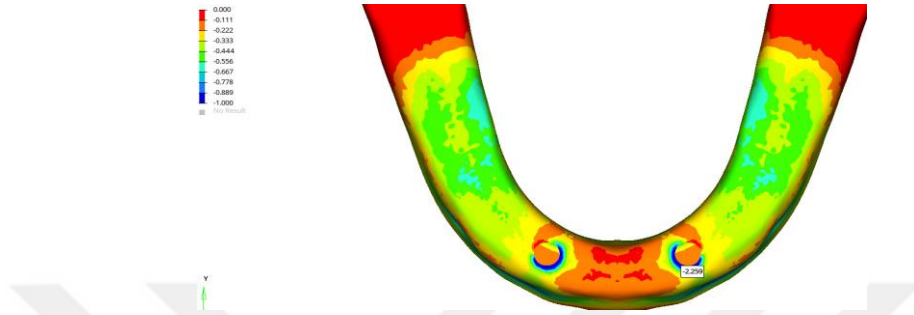
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.46’da gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (1,131 MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.46. Model 6’da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.6.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.47’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (-2,259 MPa) olduğu saptandı.

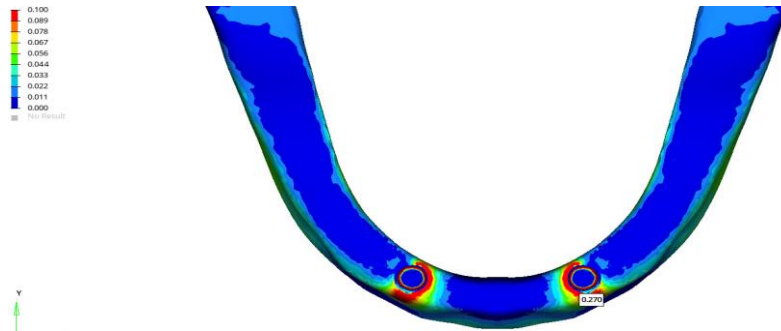


Şekil 4.47. Model 6’da kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.6.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.6.2.1. Çekme Stresi Bulguları

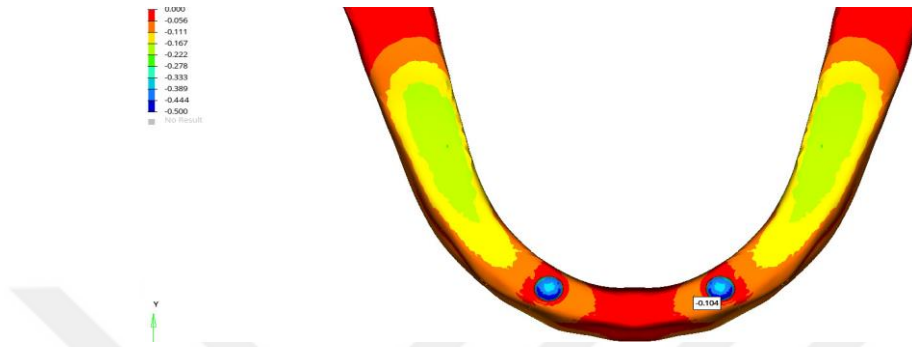
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.48’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (0,27 MPa) yoğunlaştığı tespit edildi.



Şekil 4.48. Model 6’ da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.6.2.2. Basma Stresi Bulguları

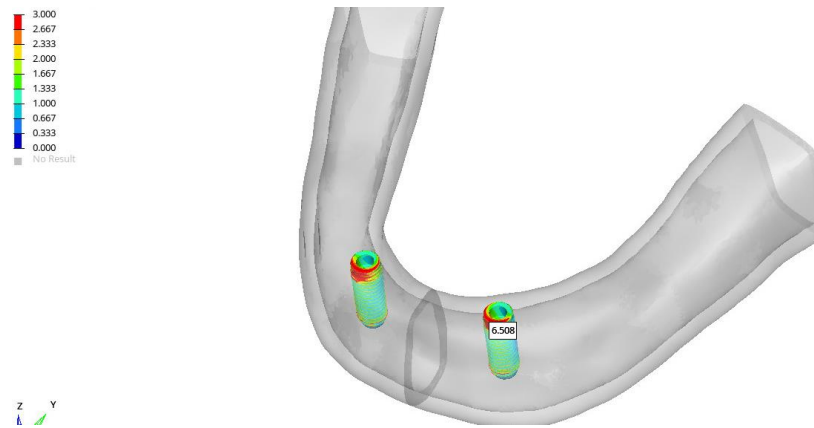
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları Şekil 4.49’ de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implant bölgesinde (- 0,104 MPa) olduğu tespit edildi.



Şekil 4.49 Model 6’da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.6.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

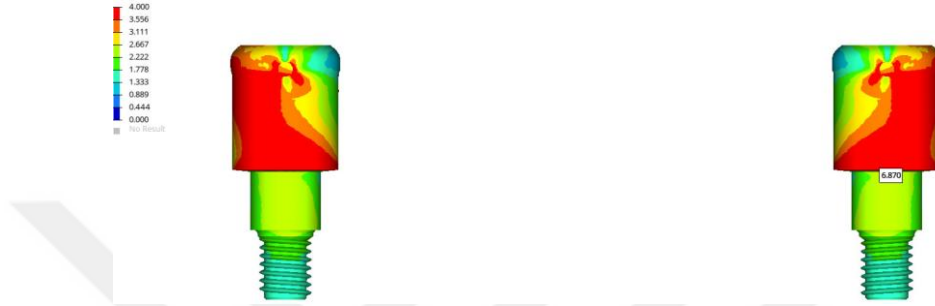
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.50’de gösterildi. Streslerin simetrik olarak en yoğun şekilde her iki implantın boyun bölgesinin distalinde (6,508 MPa) olduğu belirlendi.



Şekil 4.50. Model 6’da implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.6.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

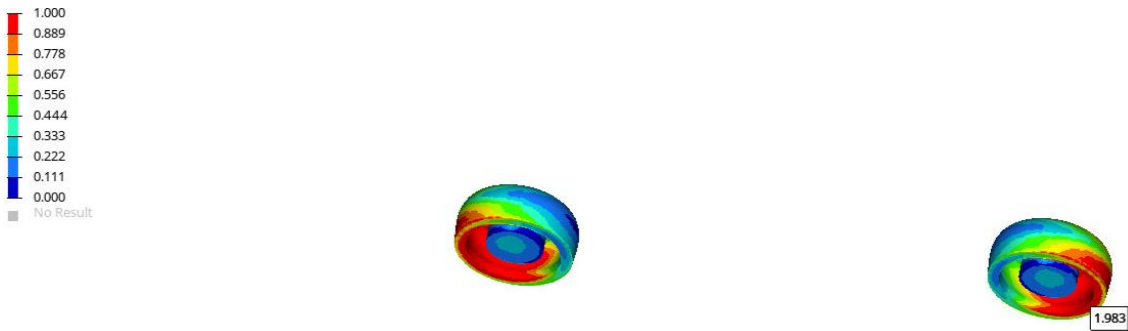
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball ataşmanda oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.51’de verildi. Stresin en yoğun şekilde (6,870 MPa) simetrik olarak iki abutmentin implant platformu ile bağlantı yaptığı taban kısmı ve orta noktasında olduğu tespit edildi.



Şekil 4.51 Model 6’ da locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.6.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

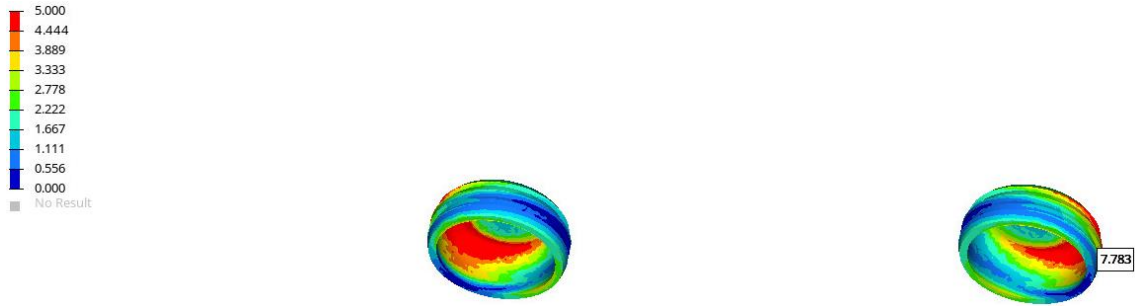
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball matrikste oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.52’de gösterildi. En yüksek stres değeri 1,983 MPa olarak saptandı.



Şekil 4.52. Model 6’ da locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.6.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

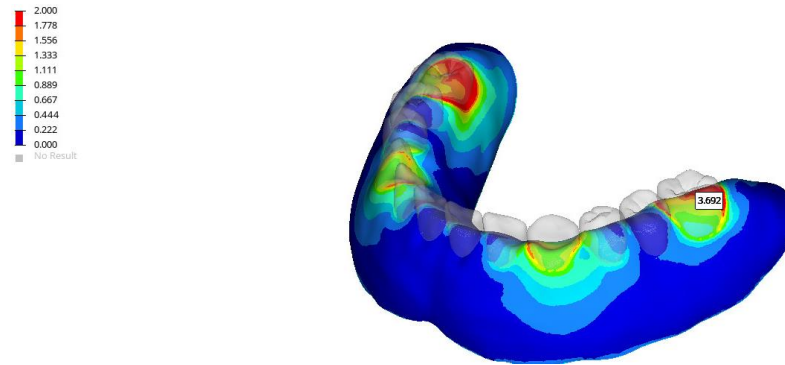
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımları Şekil 4.53'te verildi. En yüksek stres değeri housinglerin distalinde 7,783 MPa olarak tespit edildi.



Şekil 4.53. Model 6' da housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.6.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.54'te gösterildi. En yoğun stres çift taraflı olarak 1. Molar diş bölgesinde (3,692 MPa) olarak tespit edildi.



Şekil 4.54. Model 6' da overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

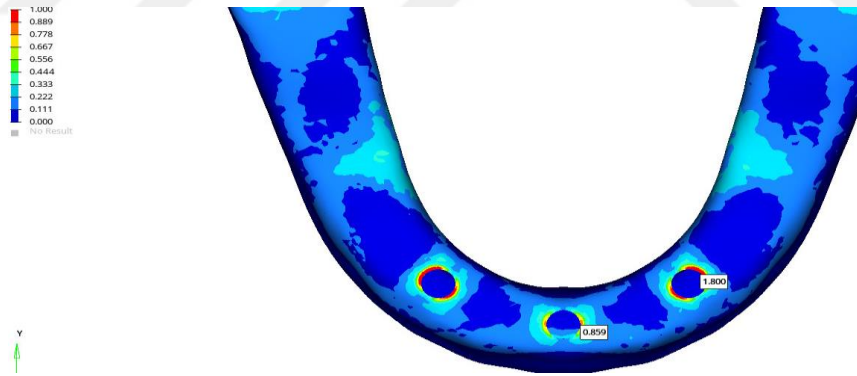
4.7. Yedinci Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin dişi hizasına ve orta hat hizasına aksiyel (açısız) olarak, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda üç titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak ball ataçmanlar kullanıldı. Herhangi bir altyapı materyali içermeyen akrilik rezin (PMMA) overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.7.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.7.1.1. Çekme Stresi Bulguları

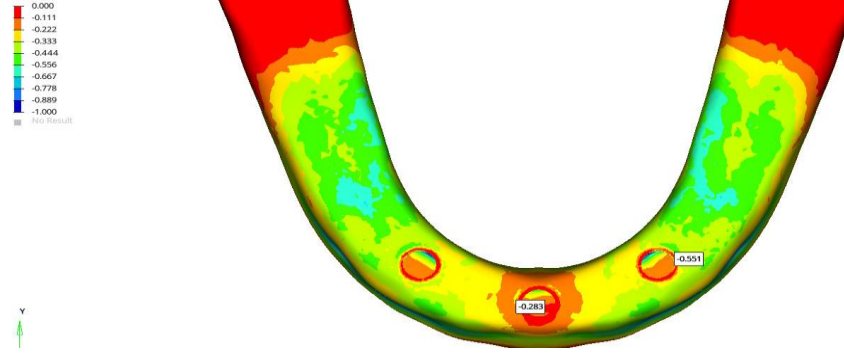
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.55'te gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde 1,80 MPa olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde 0,859 MPa tespit edildi.



Şekil 4.55. Model 7'de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.7.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.56'da gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde -0,551 MPa olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde -0,283 MPa tespit edildi.

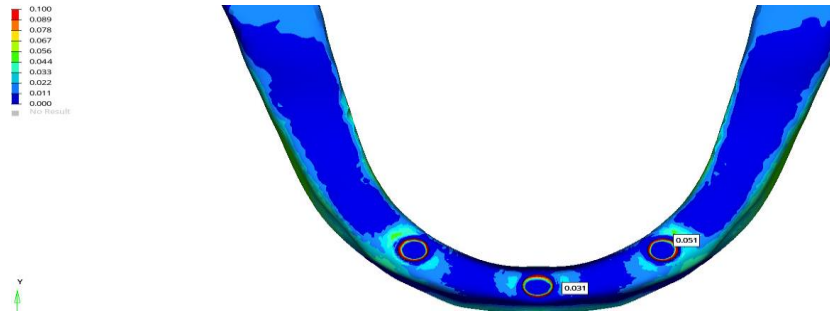


Şekil 4.56. Model 7’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.7.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.7.2.1. Çekme Stresi Bulguları

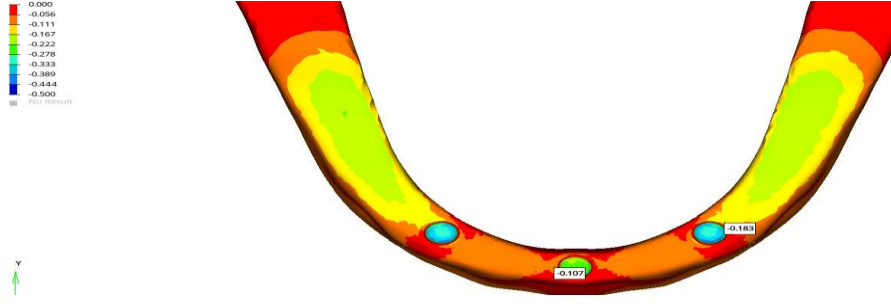
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.57’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde 0,051 MPa olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde 0,031 MPa tespit edildi.



Şekil 4.57. Model 7’ de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.7.2.2. Basma Stresi Bulguları

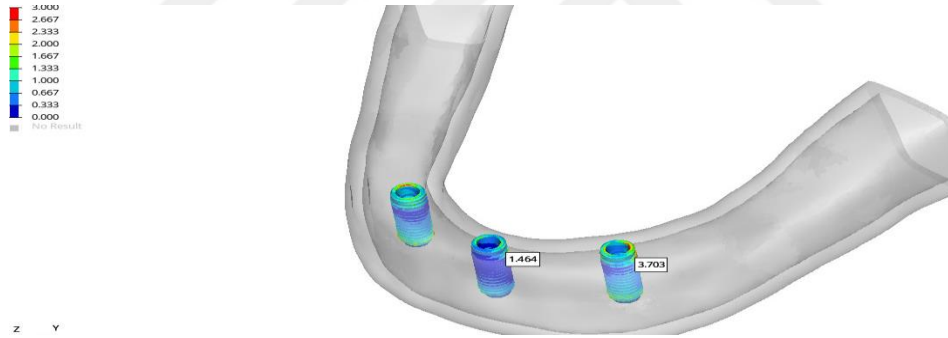
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.58’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde -0,183 MPa olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde -0,107 MPa tespit edildi.



Şekil 4.58 Model 7’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.7.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

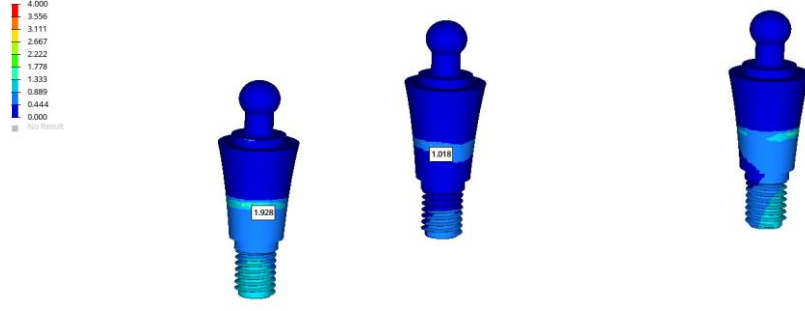
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.59’da gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implantın boyun bölgesi distalinde (3,703 MPa) olurken orta hat hizasındaki implantta (1,464 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.59. Model 7’de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.7.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

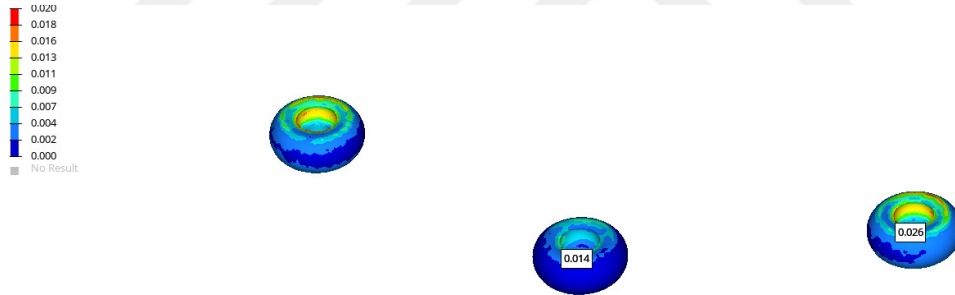
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball abutmentte oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.60’ta gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki abutmentin implant platformu ile bağlantı yaptığı taban kısmı ve orta noktasında (1,928 MPa) olurken orta hat hizasındaki abutmentte (1,018 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.60. Model 7’de ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.7.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

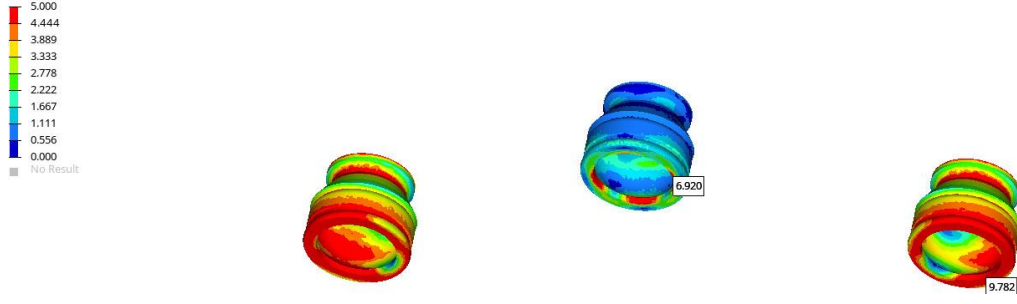
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball matrikste oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.61’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki matrikste (0,026 MPa) olurken orta hat hizasındaki matrikste (0,014 MPa) tespit edilmiştir.



Şekil 4.61. Model 7’ de ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.7.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

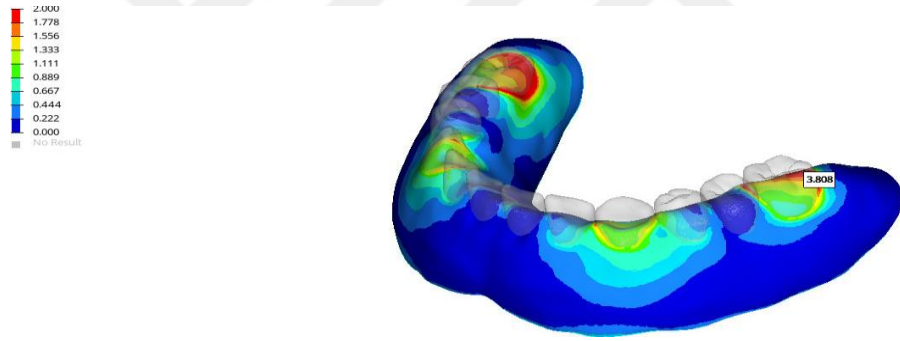
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.62’de gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki housingte (9,782 MPa) olurken orta hat hizasındaki housingte (6,920 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.62. Model 7’ de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.7.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.63’te gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta bilateral olarak 1. Molar diş bölgesinde (3,808 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.63. Model 7’ de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

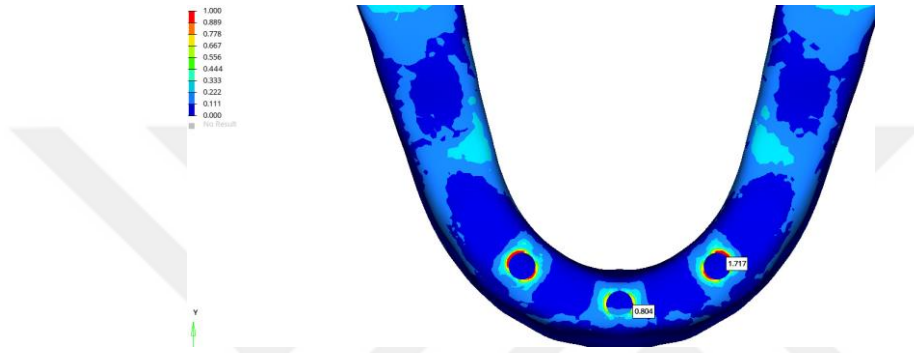
4.8. Sekizinci Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin dişi hizasına ve orta hat hizasına aksiyel (açısız) olarak, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda üç titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak ball ataçmanlar kullanıldı. Altyapı materyali olarak krom-kobalt (Cr-Co) tercih edilen bir overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.8.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.8.1.1. Çekme Stresi Bulguları

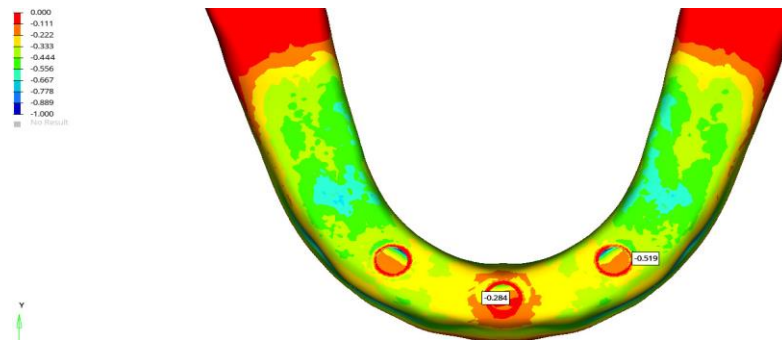
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.64'te gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (1,717 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (0,804 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.64. Model 8'de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.8.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.65'te gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (-0,519 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (-0,284 MPa) tespit edildi.

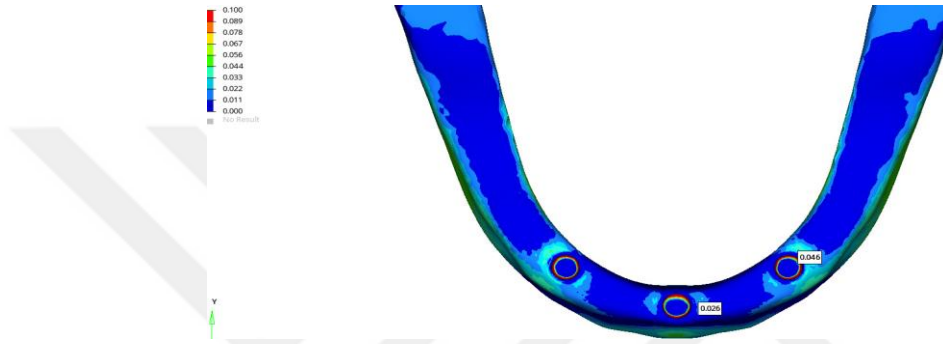


Şekil 4.65. Model 8'de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.8.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.8.2.1. Çekme Stresi Bulguları

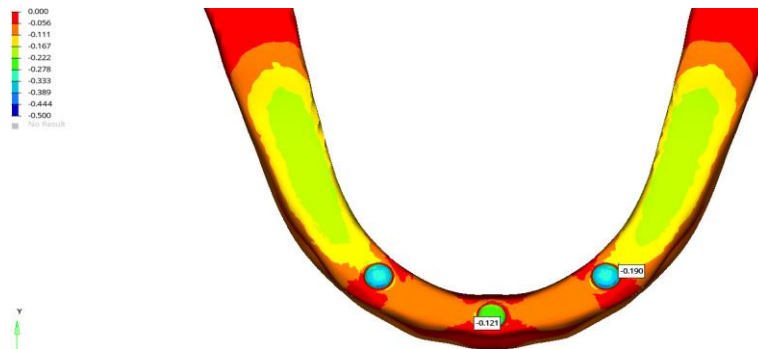
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.66'da gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (0,046 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (0,026 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.66. Model 8' de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.8.2.2. Basma Stresi Bulguları

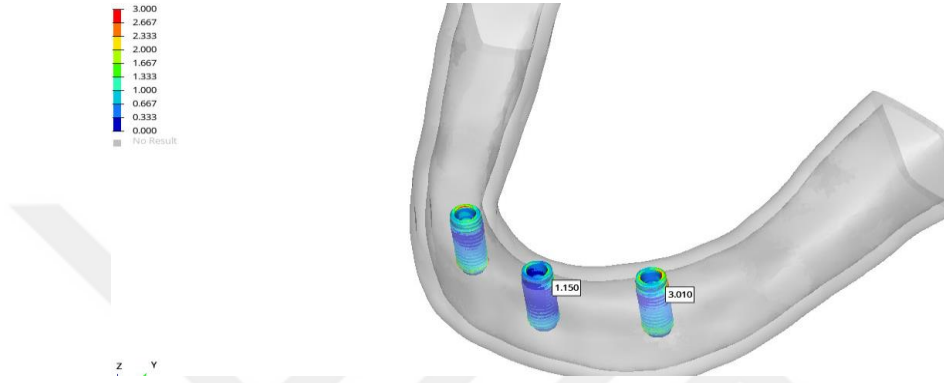
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.67'de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (-0,190 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (-0,121 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.67. Model 8' de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.8.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

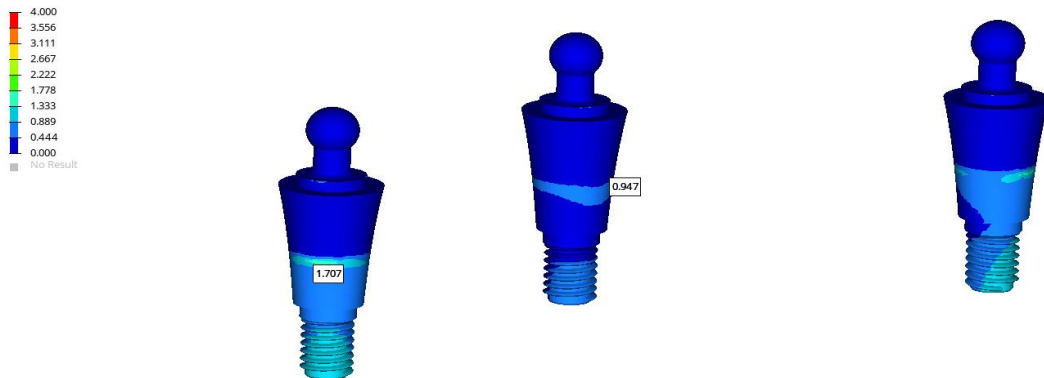
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.68’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implantın boyun bölgesi distalinde (3,010 MPa) olurken orta hat hizasındaki implantta (1,150 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.68. Model 8’de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.8.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

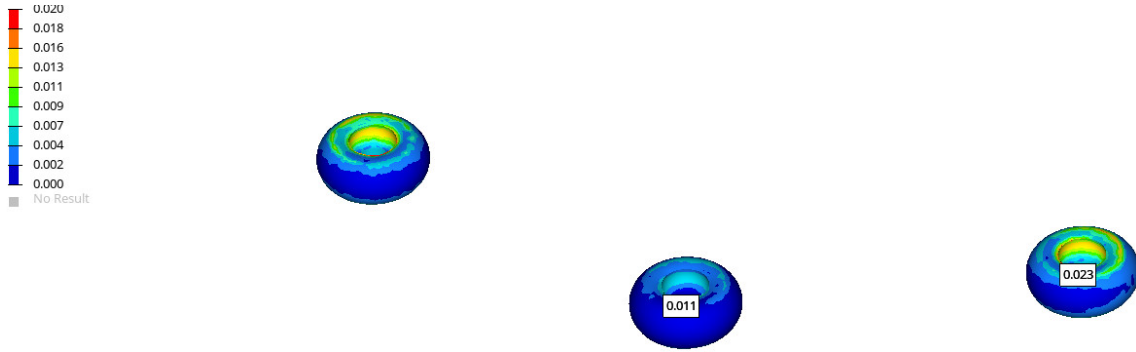
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball abutmentte oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.69’ta gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki abutmentin implant platformu ile bağlantı yaptığı taban kısmı ve orta noktasında (1,707 MPa) olurken orta hat hizasındaki abutmentte (0,947 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.69. Model 8’de ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.8.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

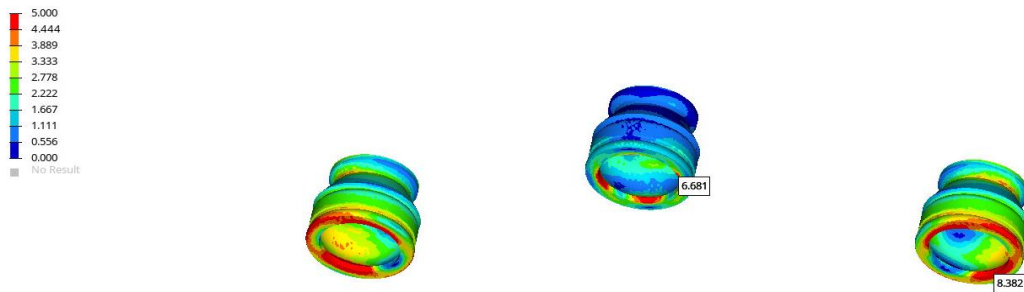
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball matrikste oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.70'te gösterildi. Stresleri en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki matrikste (0,023 MPa) olurken orta hat hizasındaki matrikste (0,011 MPa) tespit edilmiştir.



Şekil 4.70. Model 8' de ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.8.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

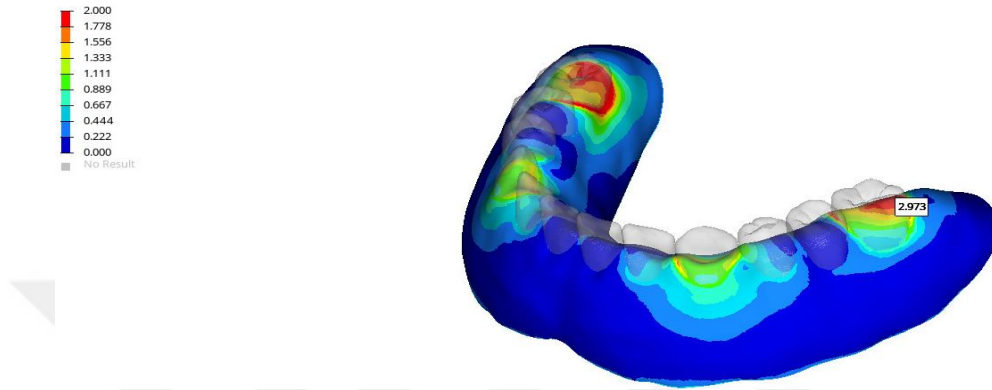
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.71'de gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki housingte (8,382 MPa) olurken orta hat hizasındaki housingte (6,681 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.71. Model 8' de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.8.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.72’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta bilateral olarak 1. Molar diş bölgesinde (2,973 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.72. Model 8’ de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

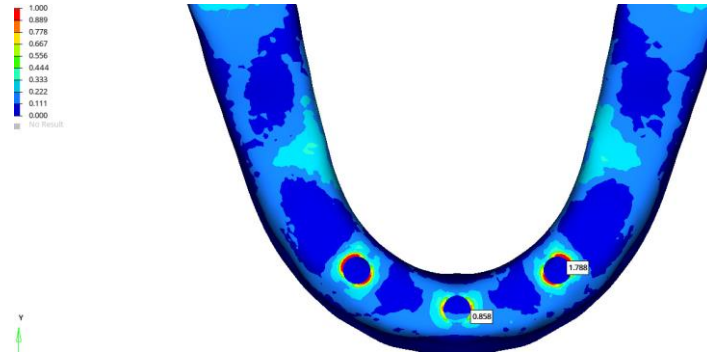
4.9. Dokuzuncu Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin dişi hizasına ve orta hat hizasına aksiyel (açısız) olarak, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda üç titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak ball ataçmanlar kullanıldı. Altyapı materyali olarak PEEK (polietereterketon) tercih edilen bir overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.9.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.9.1.1. Çekme Stresi Bulguları

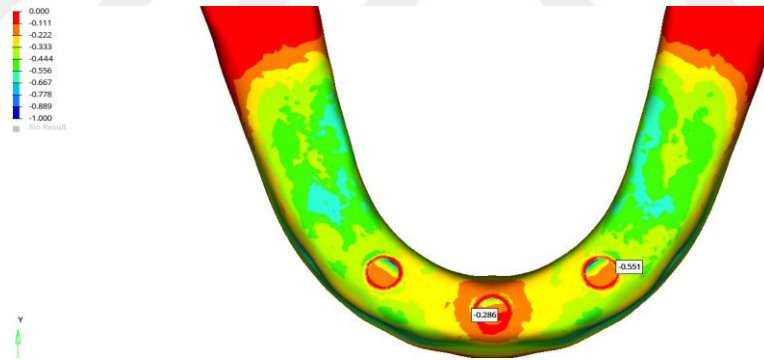
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.73’te gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (1,788 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (0,858 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.73. Model 9’da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.9.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.74’te gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (-0,551 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (-0,286 MPa) tespit edildi.



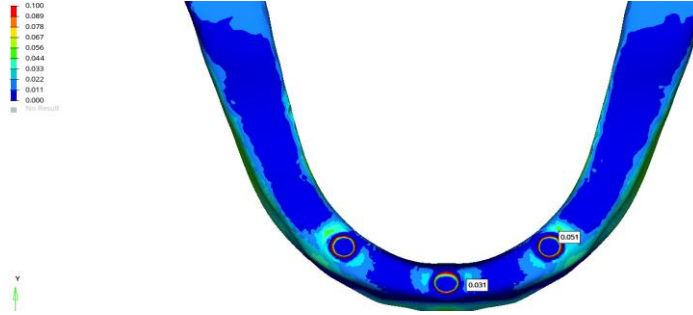
Şekil 4.74. Model 9’da kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.9.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.9.2.1. Çekme Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.75’da gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta;

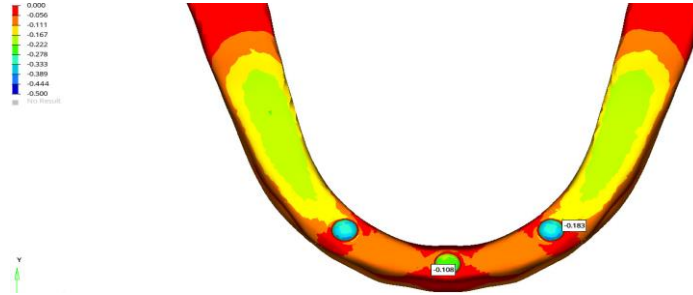
simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (0,051 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (0,031 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.75. Model 9’ da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.9.2.2. Basma Stresi Bulguları

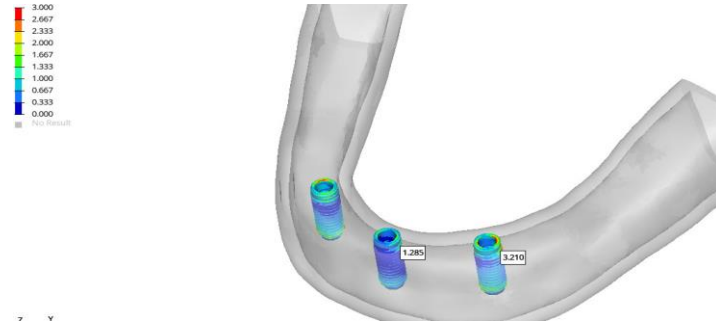
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.76’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (-0,183 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (-0,108 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.76. Model 9’ da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.9.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

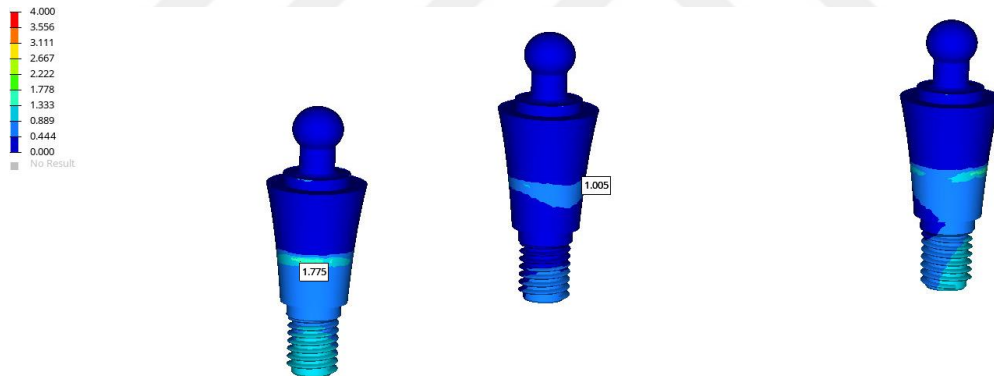
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.77’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implantın boyun bölgesi distalinde (3,210 MPa) olurken orta hat hizasındaki implantta (1,285 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.77. Model 9’da implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.9.4. Ball Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

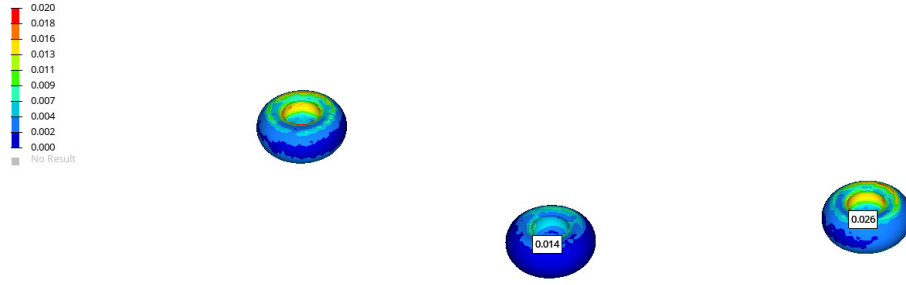
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball abutmentte oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.78’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki abutmentin implant platformu ile bağlantı yaptığı taban kısmı ve orta noktasında (1,775 MPa) olurken orta hat hizasındaki abutmentte (1,005 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.78. Model 9’da ball abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.9.5. Ball Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

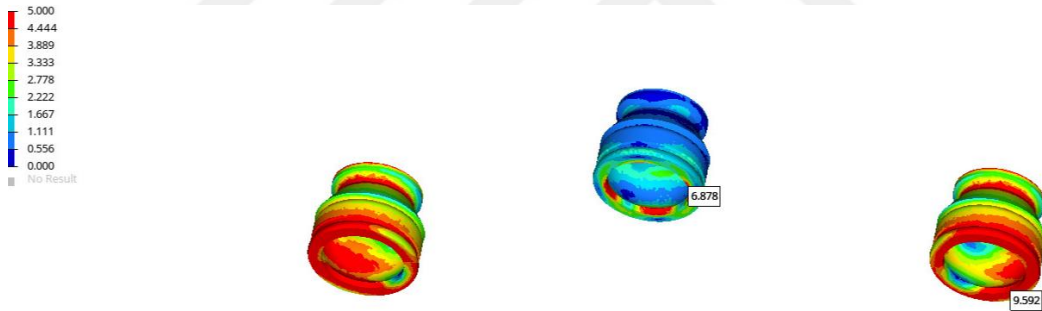
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda ball matrikste oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.79’te gösterildi. Stresleriin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki matrikste (0,026 MPa) olurken orta hat hizasındaki matrikste (0,014 MPa) tespit edilmiştir.



Şekil 4.79. Model 9’ da ball matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.9.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

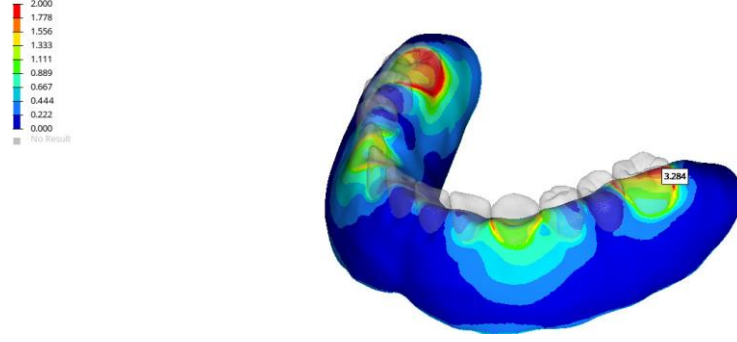
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.80’de gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki housingte (9,592 MPa) olurken orta hat hizasındaki housingte (6,878 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.80. Model 9’ da housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.9.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 81’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta bilateral olarak 1. Molar diş bölgesinde (3,284 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.81. Model 9’ da overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

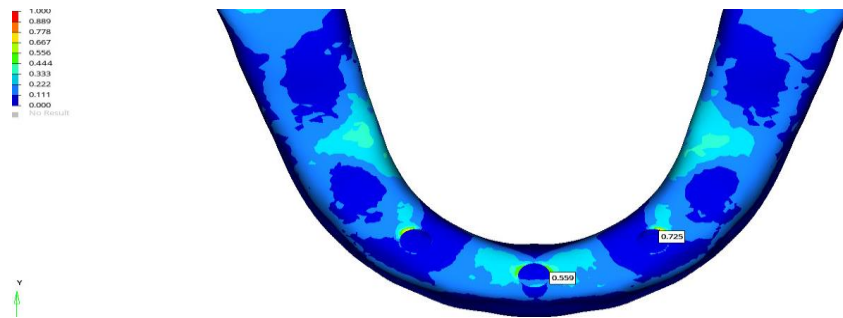
4.10. Onuncu Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin dişi hizasına ve orta hat hizasına aksiyel (açısız) olarak, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda üç titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak locator ataçmanlar kullanıldı. Herhangi bir altyapı materyali içermeyen akrilik rezin (PMMA) overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.10.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.10.1.1. Çekme Stresi Bulguları

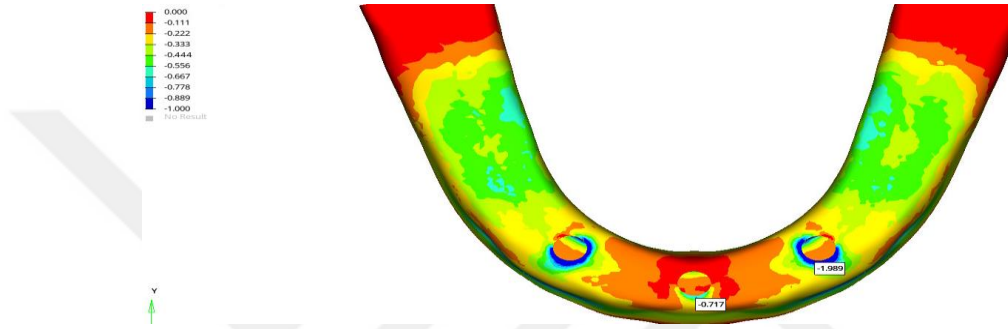
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.82’de gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (0,725 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (0,559 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.82. Model 10’da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.10.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.83’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (-1,989 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (-0,714 MPa) tespit edildi.

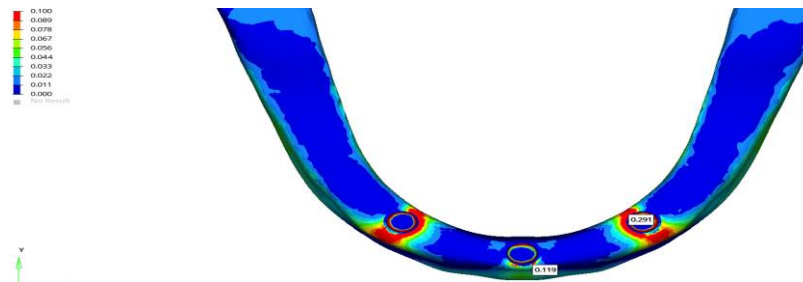


Şekil 4.83. Model 10’da kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.10.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.10.2.1. Çekme Stresi Bulguları

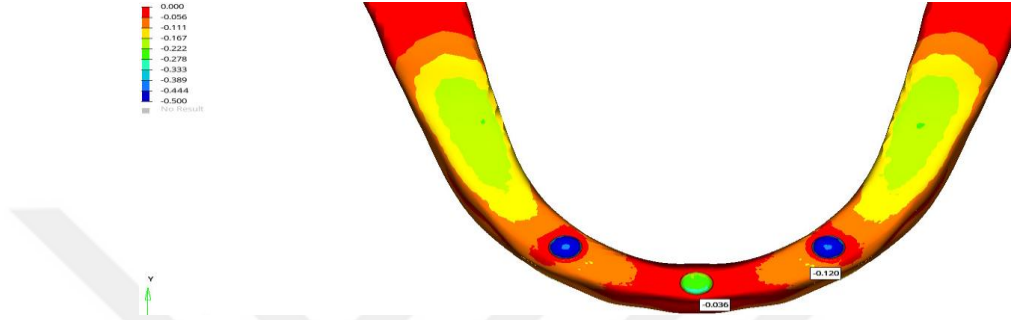
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.84’te gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (0,291 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (0,119 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.84. Model 10’da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.10.2.2. Basma Stresi Bulguları

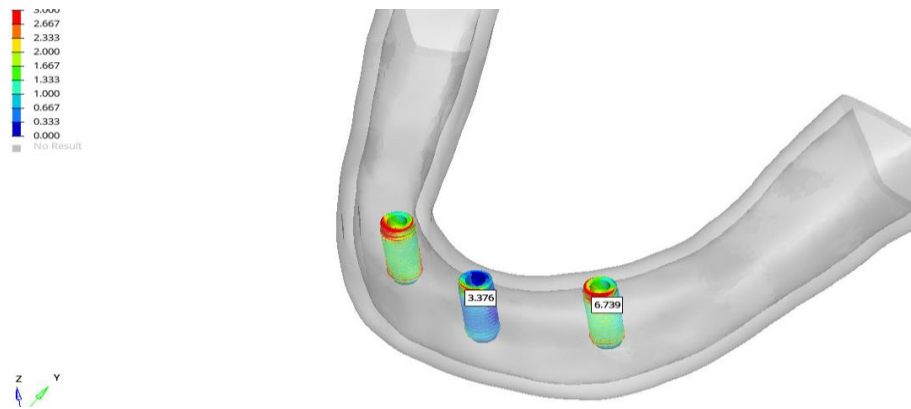
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.85'te gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (-0,120 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (-0,036 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.85. Model 10'da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.10.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

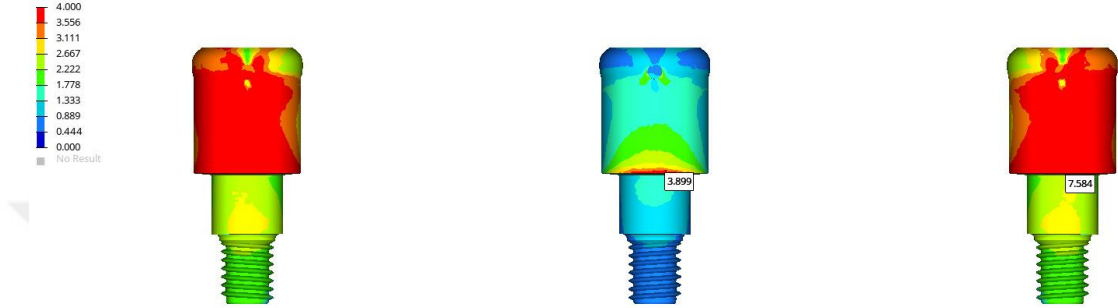
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.86'da gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implantın boyun bölgesi distalinde (6,739 MPa) olurken orta hat hizasındaki implantta (3,376 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.86. Model 10'da implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.10.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

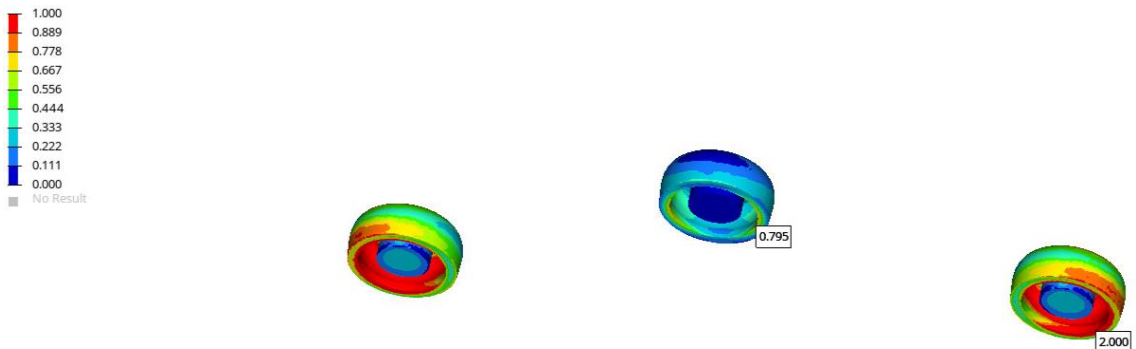
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda locator abutmentte oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.87’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki abutmentin boyun bölgesinde 7,584 MPa olurken orta hat hizasındaki abutmentte 3,899 MPa tespit edildi



Şekil 4.87. Model 10’da locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.10.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

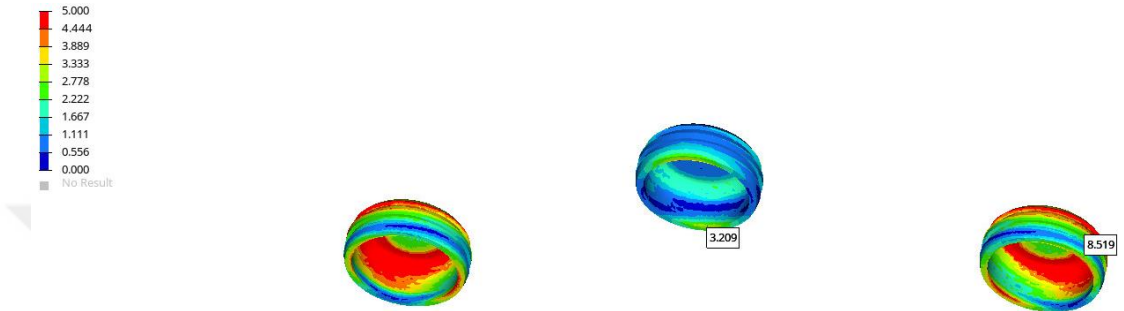
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda locator matrikste oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.88’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki matrikste (2,00 MPa) olurken orta hat hizasındaki matrikste (0,795 MPa) tespit edilmiştir.



Şekil 4.88. Model 10’da locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.10.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

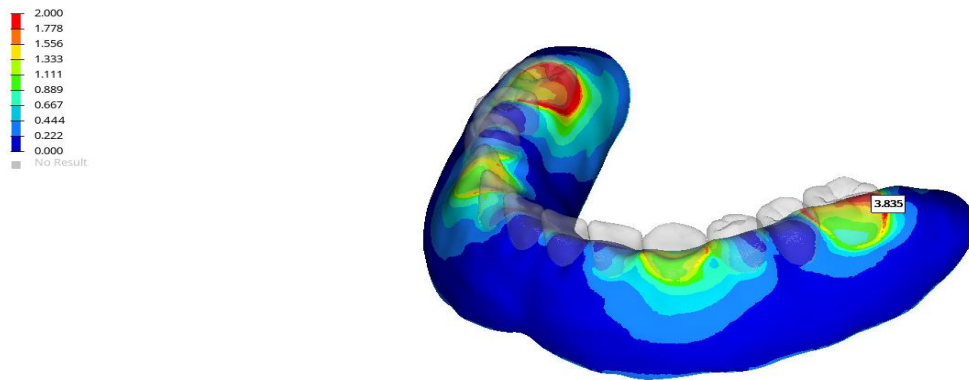
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.89’da gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki housingte (8,519 MPa) olurken orta hat hizasındaki housingte (3,209 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.89. Model 10’ da housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.10.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 90’da gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta bilateral olarak 1. Molar diş bölgesinde (3,835 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.90. Model 10’ da overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

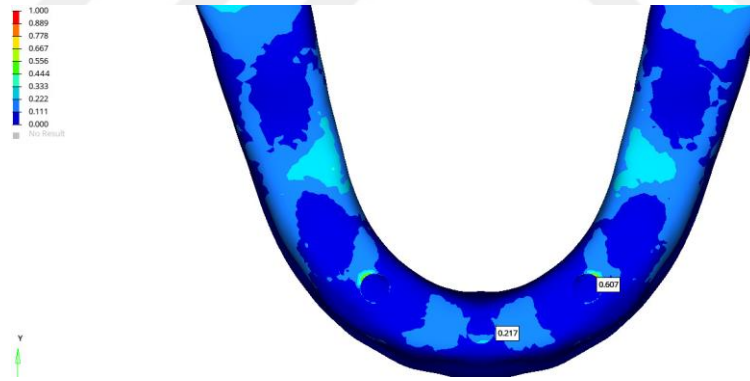
4.11. Onbirinci Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin dişi hizasına ve orta hat hizasına aksiyel (açısız) olarak, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda üç titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak locator ataçmanlar kullanıldı. Altyapı materyali olarak krom-kobalt (Cr-Co) tercih edilen bir overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.11.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.11.1.1. Çekme Stresi Bulguları

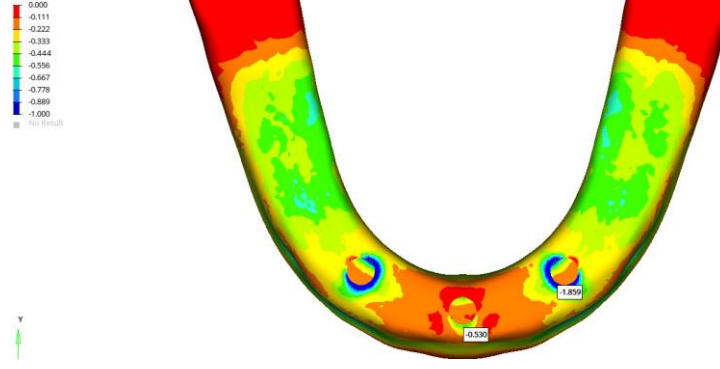
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.91’de gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (0,607 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (0,217 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.91. Model 11’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.11.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.92’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (-1,859 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (-0,530 MPa) tespit edildi.

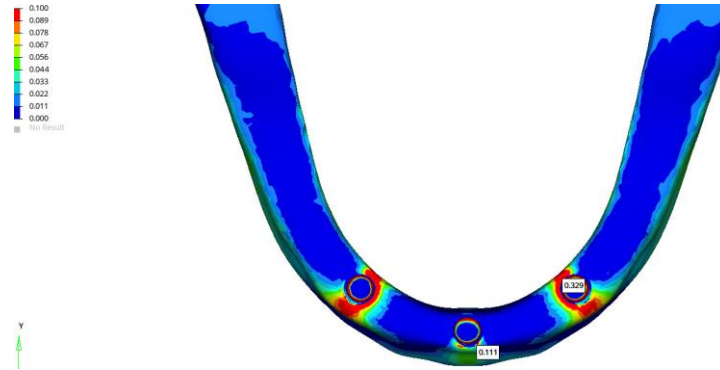


Şekil 4.92. Model 11’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.11.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.11.2.1. Çekme Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.93’te gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (0,329 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (0,111 MPa) tespit edildi.

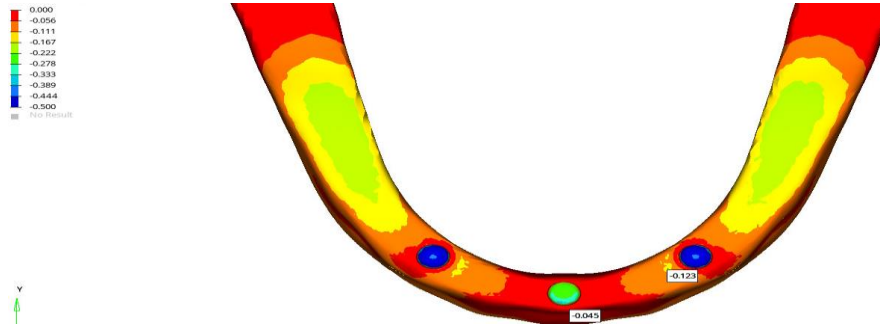


Şekil 4.93. Model 11’ de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.11.2.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.94’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta;

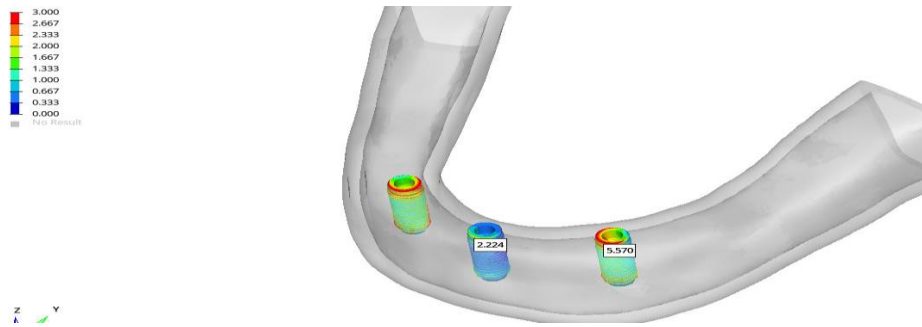
simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (-0,123 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (-0,045 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.94. Model 11’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.11.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.95’te gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implantın boyun bölgesi distalinde (5,570 MPa) olurken orta hat hizasındaki implantta (2,224 MPa) tespit edildi.

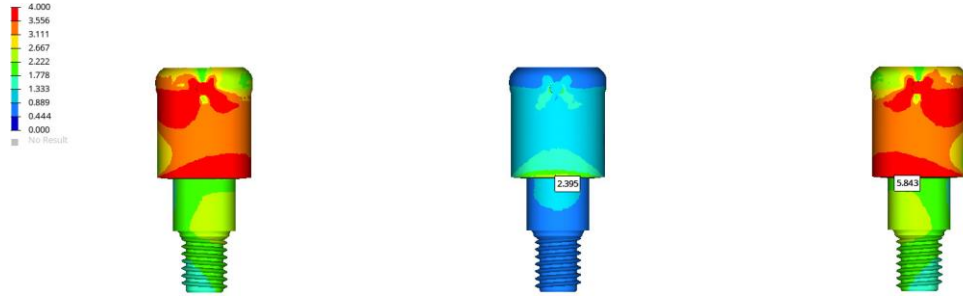


Şekil 4.95. Model 11’de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.11.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda locator abutmentte oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.96’da gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik

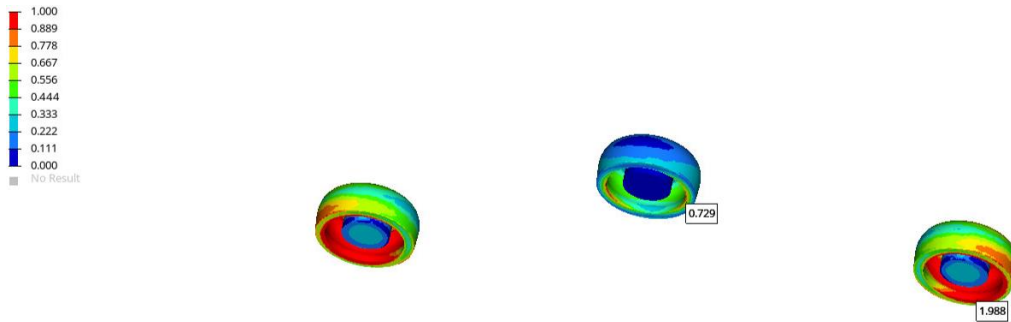
olarak kaninler hizasındaki iki abutmentin boyun bölgesinde 5,843 MPa olurken orta hat hizasındaki abutmentte 2,395 MPa tespit edildi



Şekil 4.96. Model 11’de locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.11.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

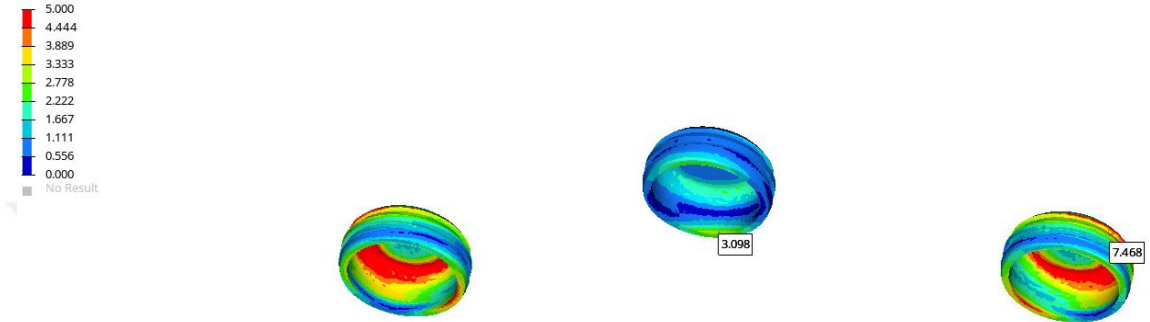
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda locator matrikste oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.97’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki matrikste (1,988 MPa) olurken orta hat hizasındaki matrikste (0,729 MPa) tespit edilmiştir.



Şekil 4.97. Model 11’de locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.11.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

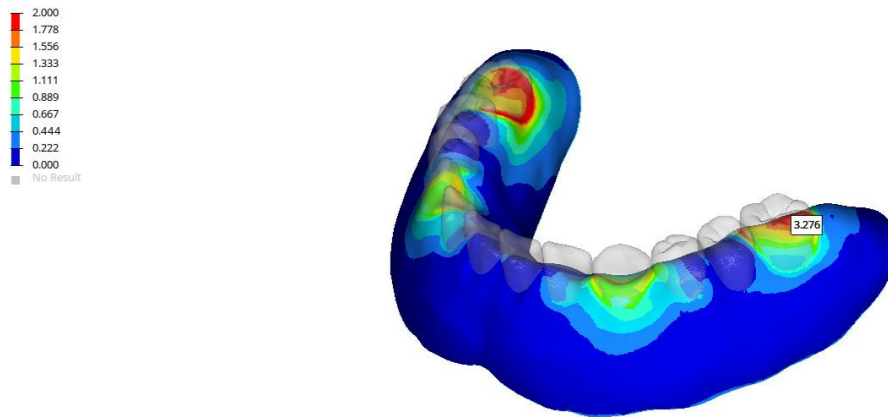
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.98’da gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki housingte (7,468 MPa) olurken orta hat hizasındaki housingte (3,098 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.98. Model 11’ de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.11.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 99’da gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta bilateral olarak 1. Molar diş bölgesinde (3,276 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.99. Model 11’ de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

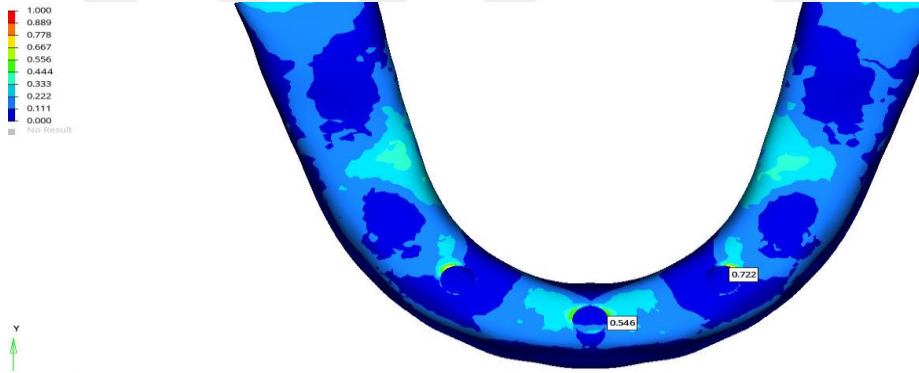
4.12. Onikinci Model ve Elde Edilen Bulgular

Bu modelde, mandibula üzerine simetrik olarak, kanin dişi hizasına ve orta hat hizasına aksiyel (açısız) olarak, 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda üç titanyum implant yerleştirildi. Bu implant yerleşimi üzerine, tutucu eleman olarak locator ataçmanlar kullanıldı. Altyapı materyali olarak PEEK (polietereterketon) tercih edilen bir overdenture protez tasarımı gerçekleştirildi.

4.12.1. Kortikal Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.12.1.1. Çekme Stresi Bulguları

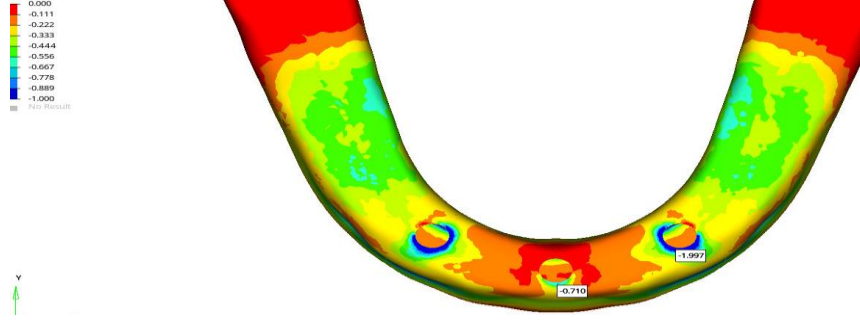
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.100'de gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (0,722 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (0,546 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.100. Model 12'de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.12.1.2. Basma Stresi Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.101'de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (-1,997 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (-0,710 MPa) tespit edildi.

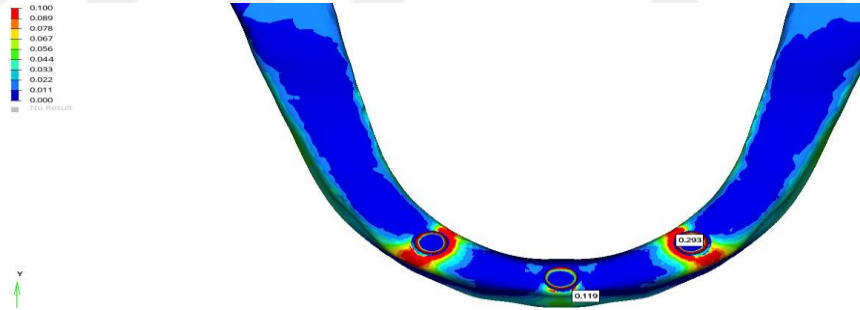


Şekil 4.101. Model 12’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.12.2. Trabeküler Kemikte Elde Edilen Bulgular

4.12.2.1. Çekme Stresi Bulguları

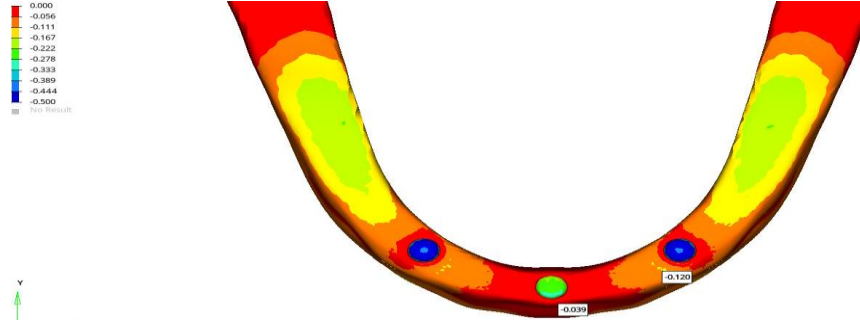
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımı Şekil 4.102’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (0,293MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (0,119 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.102. Model 12’ de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ve dağılımları

4.12.2.2. Basma Stresi Bulguları

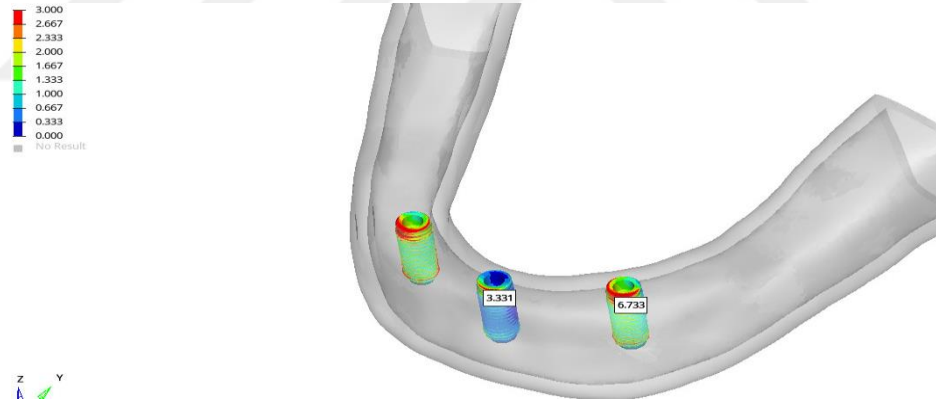
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımı Şekil 4.103’de gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implant bölgesinde (-0,120 MPa) olurken orta hat hizasındaki implant bölgesinde (-0,039 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.103. Model 12’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ve dağılımları

4.12.3. İmplantta Oluşan von Mises Stres Bulguları

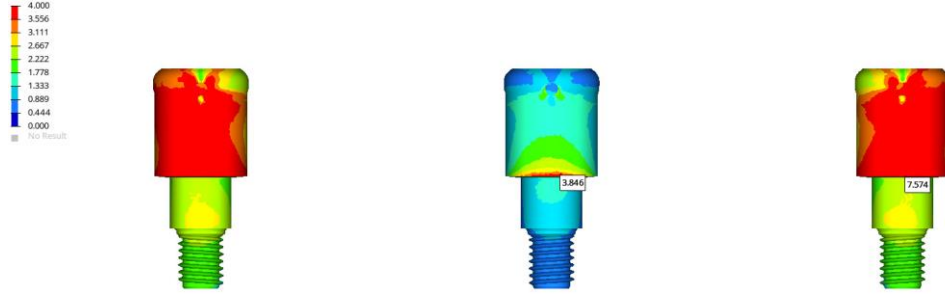
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda implantta oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.104’te gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki implantın boyun bölgesi distalinde (6,733 MPa) olurken orta hat hizasındaki implantta (3,331 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.104. Model 12’de implantta oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.12.4. Locator Abutmentlarda Oluşan von Mises Stres Bulguları

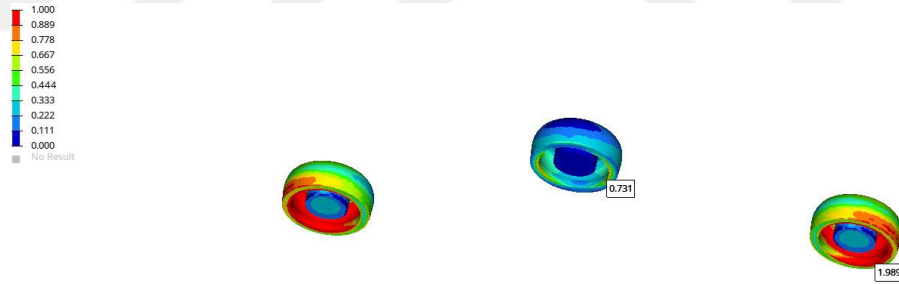
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda locator abutmentte oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.105’te gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki abutmentin boyun bölgesinde 7,574 MPa olurken orta hat hizasındaki abutmentte 3,846 MPa tespit edildi



Şekil 4.105. Model 12’de locator abutmentlar üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.12.5. Locator Matrikste Oluşan von Mises Stres Bulguları

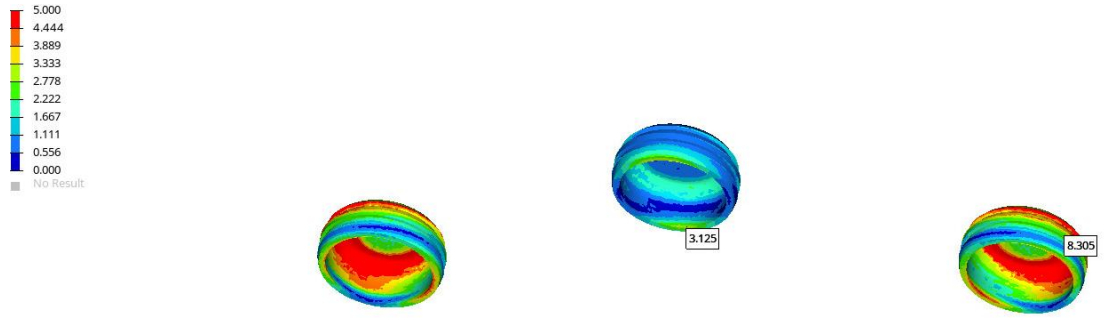
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda locator matrikste oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.106’da gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki matrikste (1,989 MPa) olurken orta hat hizasındaki matrikste (0,731 MPa) tespit edilmiştir.



Şekil 4.106. Model 12’ de locator matriks üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.12.6. Housingte Oluşan von Mises Stres Bulguları

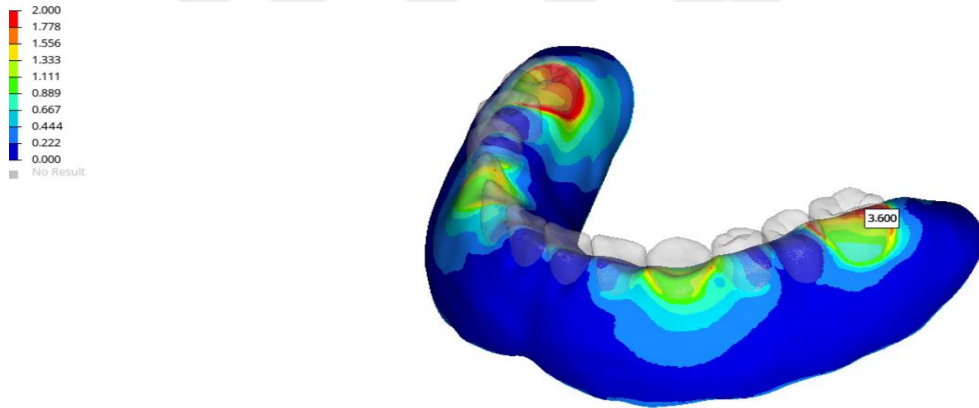
Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda housinglerde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 4.107’da gösterildi. Streslerinin en yoğun görüldüğü nokta; simetrik olarak kaninler hizasındaki iki housingte (8,305 MPa) olurken orta hat hizasındaki housingte (3,125 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.107. Model 12’ de housing üzerinde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

4.12.7. Overdenture Protezde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Proteze planlandığı şekilde uygulanan kuvvet sonucunda overdenture protezde oluşan stresler ve dağılımı Şekil 108’da gösterildi. Streslerin en yoğun görüldüğü nokta bilateral olarak 1. Molar diş bölgesinde (3,600 MPa) tespit edildi.



Şekil 4.108. Model 12’ de overdenture protezde oluşan von Mises stresler ve dağılımları

5.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, tam dişsiz alt çene üzerine yerleştirilen iki ve üç implantlı konfigürasyonlarda, farklı tutucu ataşman tipleri (ball ve locator) ve değişik altyapı materyalleri (altyapısız (PMMA), Cr-Co ve PEEK) ile tasarlanmış toplam 12 farklı overdenture protez modeli oluşturulmuştur. Her modelde aynı implant çapı ve uzunluğu kullanılmış olup, tüm implantlar kemik modeli üzerinde eşit uzaklıkta ve simetrik şekilde konumlandırılmıştır. Tüm modellerde çiğneme kuvveti, rijit gıda parçası aracılığıyla birinci molar ve kanin bölgelerine, aynı büyüklükte ve doğrultuda olacak şekilde uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetin etkisiyle protez bileşenleri, implant ve çevresindeki kortikal ile trabeküler kemikte oluşan stres dağılımları sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (SESA) ile değerlendirilmiştir.

Elde edilen bulgulara göre, implant ve protez bileşenlerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri locator ataşman kullanılan ve altyapısız (PMMA) modellerinde gözlenmiştir. Altyapı materyalinin kendi bünyesinde oluşan von Misses stresleri değerlendirildiğinde ise en yüksek stress Cr–Co alaşımında gözlenmiştir. Kortikal ve trabeküler kemikte basma ve çekme stresleri değerlendirildiğinde, ball ataşmanlı modellerde kortikal çekme ile trabeküler basma streslerinin yüksek olduğu; locator ataşmanlı modellerde ise kortikal basma ile trabeküler çekme streslerinin daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Bu dağılım, ball ve locator ataşman sisteminin tüm kemik stres parametrelerinde genel üstünlük sağlamadığını, stresin hem yönüne hem de kemik dokusunun türüne (kortikal, trabeküler) bağlı olarak değiştiği saptanmıştır. Ayrıca üç implantlı konfigürasyonlar, iki implantlı modellere kıyasla kemik, implant ve protez bileşenlerinde oluşan stresleri belirgin şekilde azaltarak yük paylaşımını iyileştirmiştir.

Bu bulgular doğrultusunda çalışmanın tutucu ataşman tipi, altyapı materyali ve implant sayısı değişiminin; implant, çevre kemik dokusu ve protez yapıları üzerinde oluşan stres miktarını etkilemeyeceği şeklinde oluşturulan H0 hipotezi reddedilmiştir.

Tam dişsizlik durumunda, hastanın fonksiyonel, fonetik ve estetik gereksinimlerini karşılamak amacıyla geleneksel tam protezler uzun süredir tedavi seçeneği olarak kullanılmaktadır. Bu protezlerin bireyin psikososyal durumuna olumlu katkı sağladığı ve yaşam kalitesini artırdığı birçok çalışmada gösterilmiştir.⁹¹ Ancak özellikle alt çene kemiğinin ileri derecede rezorbe olduğu olgularda, konvansiyonel tam protez kullanan hastalar, retansiyon ve stabilite yetersizliğine bağlı olarak çiğneme fonksiyonlarında azalma yaşamakta ve bu durum genel yaşam kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir.^{92,93}

Dental implantların diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanımda olması, tam dişsiz hastalarda uygulanabilecek tedavi seçeneklerinin çeşitlenmesini sağlamıştır. Özellikle ileri derecede rezorbe çene kemiğine sahip olan hastalarda, implantlar aracılığıyla protezlerde karşılaşılan stabilite ve retansiyon problemlerinin önüne geçilmeye çalışılmıştır. Bu sayede hastalarda çiğneme fonksiyonu önemli ölçüde iyileşmiştir.^{94, 95}

İmplant uygulamalarında, yerleştirilecek implantın sayısı, boyutu ve çapı ile birlikte kemik miktarı ve kalitesi; planlanacak protetik restorasyonun başarısını doğrudan etkileyen ve klinisyen tarafından tedavi öncesinde mutlaka değerlendirilmesi gereken temel parametreler arasında yer almaktadır.⁹⁶

Yapılan benzer çalışmalarda genellikle 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda implantlar kullanıldığından, bu çalışmada karşılaştırılabilirlik ve standardizasyon için aynı ölçüler tercih edilmiş ve implant tasarımından kaynaklanabilecek stres farklılıklarını minimize etmek amacıyla tüm modellerde aynı çap ve uzunlukta implantlar kullanılmıştır.^{97,98}

Alt çene ön bölgede genellikle Tip 1 ve Tip 2 kemik yapısına rastlanılmaktadır. Ancak, Tip 1 kemikte implant yerleştirildikten sonra kemik-implant arayüzeyinde stres birikiminin

daha fazla olabileceğine dair literatürde çeşitli bulgular yer almaktadır.⁹⁹ Bu nedenle, tez çalışmasında daha dengeli stres dağılımı sağlayabileceği öngörülen Tip 2 kemik modeli tercih edilmiştir. Tüm modeller, Tip 2 kemik özelliklerine uygun olacak şekilde iki mm kalınlığında kortikal kemik, altında yoğun trabeküler kemik ve üzerini örten üç mm kalınlığında mukoza dokusu içerecek şekilde oluşturulmuştur.⁸⁸

Literatürdeki pek çok çalışmada olduğu gibi, bu çalışmada elde edilen sonuçlarda da en yüksek gerilme ve basma streslerinin kortikal kemik tabakasında yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Malzemelerin stres absorpsiyon kapasiteleri, doğrudan elastik modül değerleriyle ilişkilidir.¹⁰⁰ Bu bağlamda, tüm modellerde kortikal kemikte ölçülen stres değerleri, trabeküler kemiğe kıyasla anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur.¹⁰¹ Bu durumun olası nedenleri arasında kortikal kemiğin yüksek elastik modüle sahip olması, oklüzal kuvvetlerin uygulandığı alana morfolojik olarak daha yakın konumda yer alması ve implant sistemlerinin en zayıf bölgesi olan boyun kısmını çevreleyen temel destek dokuyu oluşturması sayılabilir.^{102,103}

İmplant destekli overdenture protezlerin başarısını etkileyen önemli unsurlardan biri, implantların uygun anatomik bölgelere yerleştirilmesidir. Yapılan çalışmalarda, alt çeneye uygulanan implantların genellikle ön bölgeye yerleştirilmesinin daha avantajlı olduğu saptanmıştır.^{58,104} Bu bölgeler arasında, kemik yüksekliği ve kalınlığı açısından en ideal yerleşim noktasının kanin bölgesi olduğu bildirilmiştir. Ancak, kemik kalite ve hacminin lateral bölgede, kanin bölgesine benzer olduğu vakalarda, bu bölge de implant yerleştirmek için uygun bir alternatif olarak değerlendirilebilir. Özellikle mekanik açıdan sağladığı avantajlar nedeniyle bazı vakalarda lateral bölge tercih edilebilmektedir.¹⁰⁵

Hastanın ilerleyen dönemlerde implant üstü sabit protez talebinin oluşabileceği ihtimali göz önüne alınarak, implant planlamasının yapılması önerilmektedir. Bu doğrultuda, mümkün

olduğunca implantların kanin bölgesinin distalinden kaçınılarak yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir.¹⁰⁶

Literatürde, en dengeli stres dağılımının anterior bölgeye konumlandırılan implantların çevresinde gerçekleştiği; posterior yönden gelen kuvvetlerin ise özellikle kanin ve premolar bölgelere yerleştirilen implantların distal bölgelerinde stres birikimine neden olduğu ifade edilmiştir.¹⁰⁶ Bazı araştırmacılar, implantların anterior bölgede konumlandırılmasının, overdenture protezlerde posterior rotasyon eğilimini azalttığını ve anterior bölgede oluşabilecek kuvvet kolu etkisini minimize ettiğini bildirmişlerdir.¹⁰⁷

Alt çenesinde iki implant destekli overdenture protez kullanan ve protezin fulkrum eksenini etrafında dönmesinden rahatsız olan hastalar için, çene orta hattına yerleştirilecek üçüncü bir implantın teorik olarak protezin stabilitesini artırabileceği vurgulanmıştır.^{108,109} Bu çalışmada implantların konumu iki implant kullanılan modellerde kanin lateral arasına, üç implant kullanılan modellerde distaldeki implantları kaninler hizasına ve diğer implant orta hatta olacak şekilde yerleştirilmiş ve implant sayısının stres dağılımlarına etkisinin incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. İki ve üç implant kullanılan modeller karşılaştırıldığında, implant sayısındaki artışın genel olarak protez bileşenleri üzerindeki stresi dengelediği gözlemlenmiştir. Ancak elde edilen sonuçlar, stresin tüm implantlara eşit olarak dağılmadığını göstermiştir. Üç implantlı modellemede, özellikle kanin bölgesine yakın konumlandırılmış distal implantlarda von Mises stres değerlerinin, iki implant kullanılan modellere oranla daha yüksek olduğu saptanmıştır. Bu durumun, uygulanan çiğneme kuvvetinin doğrudan bu bölgede etkili olmasıyla ilişkili olduğu düşünülmüştür. Orta hat bölgesine yerleştirilen üçüncü implantta oluşan gerilme miktarının, iki implantlı modellere kıyasla belirgin şekilde daha düşük olduğu bulunmuştur. Bu bulgu, orta hattaki implantın yük paylaşımında dengeleyici bir rol üstlendiğini ve sistem genelinde rotasyonel momenti azaltarak stresin daha kontrollü bir şekilde aktarılmasına katkı sağladığını göstermektedir.

Yapılan araştırmalar sonucunda, implant destekli overdenture protezlerde ortalama çiğneme kuvvetinin 100N ile 160N arasında değiştiği belirtilmiştir.¹¹⁰ Fontijn-Tekamp ve ark.¹¹¹ implant destekli overdenture protez kullanan hastalar üzerinde gerçekleştirdikleri bir araştırmada, maksimum tek taraflı ısırma kuvvetlerini molar bölgede yaklaşık 160 N, kanin bölgesinde 90 N ve kesici dişler bölgesinde 75 N olarak ölçmüşlerdir. Aynı çalışmada, çift taraflı ısırma kuvvetleri de değerlendirilmiş ve molar bölgede 140 N, kanin ve kesici dişler bölgesinde ise 60 N düzeyinde kuvvet kaydedilmiştir. Carlsson ve ark.¹¹² tam dişsiz bireyler üzerinde gerçekleştirdikleri bir araştırma sonucunda, oklüzal kuvvetlerin protezin türüne göre farklılık gösterdiğini belirtmişlerdir. Konvansiyonel tam protez kullanan hastalarda ortalama ısırma kuvveti 60 N civarında tespit edilirken, implantın yerleştirilmesini takiben iyileşme sürecinde kullanılan geçici tam protezlerde bu değer yaklaşık 75 N olarak saptanmıştır. İmplant destekli hibrit protez uygulamalarında ise ortalama çiğneme kuvveti 130 N seviyelerine ulaşmıştır.

Jemt ve ark.¹¹³ sabit-hareketli protezlerle rehabilite edilen tam dişsiz üst çeneye sahip hastalarda yürüttükleri çalışmalarda; barsız overdenture protez kullananlarda kesici diş bölgesine uygulanan kuvvetin 30 N, molar bölgesinde ise 45 N olduğunu, bar destekli protezlerde ise bu değerlerin sırasıyla 100 N ve 140 N’ye kadar yükseldiğini belirtmişlerdir. Bar tutuculu overdenture protezlerde ölçülen maksimum ısırma kuvvetinin 50 N ile 230 N arasında değiştiği yapılan başka bir çalışmada saptanmıştır.¹¹⁴

Yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, oklüzal yüklemeler genellikle vertikal ve oblik kuvvetlerin ayrı ayrı uygulanması şeklinde modellenmiş, bu durum ise çiğneme esnasındaki kompleks kuvvet bileşenlerinin gerçeğe uygun şekilde yansıtılmasını kısıtlamıştır.¹¹⁵ çiğneme sırasında rijit bir gıda parçası (foodstuff) aracılığıyla kuvvet iletimi gerçekleştiğinde, dikey, yatay ve oblik bileşenler eř zamanlı olarak protez yapısına aktarılmaktadır.⁸⁵ Bu nedenle, tez çalışmasında fizyolojik çiğneme koşullarını doğru bir şekilde

simüle edebilmek amacıyla gıda parçası aracılığıyla kuvvet iletimini esas alan bir modelleme yöntemi tercih edilmiştir.

Tam dişsizlik durumlarında ve implant destekli overdenture protezlerde, çiğneme kuvvetlerinin proteze simetrik ve dengeli şekilde dağıtılabilmesi için, oklüzyon düzenlemelerinde sıklıkla bilateral balanslı oklüzyon uygulanmaktadır.¹¹⁶ Literatürdeki verilerden yola çıkarak bu çalışmada, oklüzal kuvvetler bilateral olarak; yarıçapı 1 cm olan daire şeklindeki rijit gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik olarak uygulanmıştır. Gıda parçası (foodstuff) 1. molar dişin santral fossa bölgesine ve kanin dişinin insizal kenarına yerleştirilmiştir. Kuvvet değerleri birinci azı dişinde 100N, kanin dişinde ise 65N şeklinde uygulanmıştır.

Fonksiyonel kuvvetler altında protetik restorasyonlar, implantlar ve çevre dokuların biyomekanik tepkilerini değerlendirmek amacıyla; sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, fotoelastik analiz tekniği ve strain-gauge temelli gerilim ölçüm yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır.¹¹⁷

Literatürde, implant biyomekaniğine yönelik gerçekleştirilen çalışmaların büyük çoğunluğunda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yönteminin tercih edildiği görülmektedir. Bu yöntemin, diğer stres analiz teknikleriyle karşılaştırılabilecek düzeyde güvenilir sonuçlar verdiği ve elde edilen verilerin in vitro çalışmalarla kıyaslanabilir nitelikte olduğu belirtilmiştir.⁹⁷

Sonlu elemanlar stres analizi, belirli bir materyalin veya yapının tanımlanmış bir bölgesine uygulanan kuvvet sonucunda oluşan mekanik tepkileri değerlendirmek amacıyla, bu yapının fiziksel özelliklerini temsil eden matematiksel modeller üzerinden gerçekleştirilen bir analiz yöntemidir. Bu yöntem ile uygulanan yüklerin yapı içerisinde oluşturduğu gerilim ve

deformasyonlar sayısal olarak hesaplanarak, kuvvetin dağılımı ve iletim yolları ayrıntılı biçimde ortaya konulabilmektedir.¹¹⁸

Sonlu elemanlar stres analizi, uygulanan kuvvetin ilgili yapının elastik sınırları içerisinde kalıp kalmadığını ve yapısal bütünlük üzerinde herhangi bir kalıcı değişikliğe yol açıp açmayacağını tespit edebilme potansiyeline sahiptir.¹¹⁹ Diğer stres analiz teknikleriyle karşılaştırıldığında, birçok açıdan avantaj sağlayan bu yöntem; uygulamasının basit olması, model üzerinde yapılabilecek geometri ve sınır koşulu değişikliklerine olanak tanınması, sanal ortamda hızlı ve tekrarlanabilir sonuçlar vermesi nedeniyle oldukça fazla tercih edilmektedir.¹²⁰

Bu yöntem ile gerçeğe yakın üç boyutlu modeller oluşturularak lateral ve oblik yönlü yüklemeler yapılabilmekte, bu sayede elde edilen stres dağılımları fizyolojik koşulları yüksek doğrulukla temsil edebilmektedir.¹²⁰

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, kemik dokusu ve çevre anatomik yapıların biyomekanik özelliklerini yüksek doğrulukla temsil edebilmesi, implant ve çevresindeki dokularda oluşan stres dağılımlarını ayrıntılı biçimde analiz etme imkânı sunması ve çok yönlü kuvvetlerin etkilerini değerlendirme gibi avantajları sayesinde, diğer stres analiz yöntemlerine oranla daha kapsamlı bir değerlendirme imkânı sunmaktadır. Yukarıdaki avantajları nedeniyle, tez çalışmasında fotoelastik analiz ve strain-gauge gibi alternatif yöntemler yerine, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi tercih edilmiştir.¹²¹

Sonlu elemanlar stres analizinde, incelenmek istenen yapılar belirli sayıda küçük geometrik birimlere, yani “elemanlara” ayrılır ve bu elemanlar, birbirleriyle ortak noktalarda birleşen “düğüm noktaları” (node) aracılığıyla bağlantılı hale getirilir. Yapıya uygulanan kuvvetler karşısında bu düğüm noktalarında meydana gelen yer değiştirme ve şekil değişiklikleri analiz sonuçlarını oluşturur. Modellemede kullanılan eleman sayısının artırılması, kuvvetlerin yapıda nasıl dağıldığını daha hassas şekilde belirlemeye olanak tanır. Literatürde

güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için en az 30.000 ila 200.000 arasında eleman ve düğüm kullanılmasının gerekli olduğu bildirilmektedir.^{118,122} Bu çalışmada, kullanılan düğüm sayısı 333,653 ile 885,510 arasında, eleman sayısı ise 1,324,069 ile 3,535,904 arasında değişmektedir. Bu değerler, literatürde raporlanan çalışmalarla^{103,107} karşılaştırıldığında oldukça fazla olup, analizlerin yüksek hassasiyetle gerçekleştirilmesini sağlamıştır.

Analiz sonuçlarının biyolojik gerçekliğe yakın ve güvenilir olabilmesi için, modele tanımlanan materyal özelliklerinin canlı dokulara benzer değerlerde olması büyük önem taşımaktadır. Özellikle elastiklik modülündeki küçük değişikliklerin dahi stres dağılımı üzerinde anlamlı farklılıklara yol açabileceği literatürde belirtilmiştir.¹¹⁰ Bununla birlikte, kortikal kemik, trabeküler kemik, mukoza, implant, ataşman parçaları ve protez materyalleri için evrensel olarak kabul edilmiş standart elastik modül ve poisson oranı değerleri bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmada, literatürde sıklıkla kullanılan değerler kullanılmıştır.^{123, 124}

Kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesinde literatürde farklı yaklaşımlar bulunmaktadır.¹²⁵ Bazı çalışmalarda çekme ve basma stresleri ayrı ayrı analiz edilirken, bazılarında birleşik stres durumu von Mises gerilmesi üzerinden incelenmiştir.¹²⁶ Yapılan araştırmalar sonucunda, gevrek karakterdeki materyallerin örneğin kemik dokusunun maksimum ve minimum asal gerilme değerleriyle değerlendirilmesinin daha doğru sonuçlar vereceği, dövülebilir ve sünek yapıdaki malzemelerin ise von Mises kriterine göre analiz edilmesinin uygun olacağı belirtilmiştir.^{85, 127}

Bu doğrultuda, alt çene kemik dokusu kırılgan yapıda olduğundan, bu çalışmada maksimum (çekme) ve minimum (basma) asal gerilme bileşenleri kullanılarak değerlendirme yapılmıştır. Titanyum, PMMA, Cr-Co ve PEEK gibi sünek özellikli materyallerin analizinde ise von Mises gerilme değerlerinden yararlanılmıştır.

Von Mises gerilmesi, yapı içerisinde oluşan bileşke stres durumunu ifade etmekte olup; stresin gerilme (tensil) mi yoksa sıkışma (basma) mı olduğu hakkında doğrudan bilgi vermemektedir. Ancak stresin yoğunlaştığı bölgelerin belirlenmesinde oldukça önemlidir.¹²¹

Geometri ve sınır koşullarındaki farklılıklardan dolayı, sonlu elemanlar stres analizinden elde edilen sonuçlar sayısal (nicel) olarak diğer çalışmalarla doğrudan karşılaştırılamaz. Ayrıca, sonlu elemanlar analizinde elde edilen değerler varyansa sahip olmadığından, bu sonuçlara istatistiksel analiz uygulanamaz.¹²⁸ Ancak üç boyutlu sonlu elemanlar analizleri sonucunda elde edilen veriler, stresin dağılım bölgeleri ve yoğunlukları açısından nitel olarak karşılaştırılabilir. Literatürde birçok çalışmada sonuçların sadece yoruma dayalı olarak değerlendirildiği görülmektedir.¹²⁹ Bu çalışmada da istatistiksel bir analiz yapılmamış, elde edilen değerler ve stres dağılım görselleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Modelleme süreci ise, önceki çalışmalarda önerilen yöntemler dikkate alınarak gerçekleştirilmiş ve sonuçlar modeller arası farklılıklar temelinde ele alınmıştır.

İmplant destekli overdenture protezler, abutment çevresi ve orta hat gibi zayıf bölgelerde deformasyona uğrama eğilimindedir.⁶⁵ Çiğneme sırasında oluşan streslerin dağıtılması ve protez kaidesinde meydana gelebilecek kırıkların önlenmesi açısından, overdenture protez kaidesinin metal bir altyapı ile desteklenmesinin doğru olacağı bildirilmiştir.¹¹⁴ Bununla birlikte, metal alaşımlarının akrilik ile güçlü olmayan adezyonu, yapım zorluğu, alerji riski, metalik renk ve metalik tat gibi dezavantajları bulunmaktadır.^{67,130} Krom-kobalt alaşımları, yüksek elastik modülü ve akma direnci sayesinde eğilme ve bükülme kuvvetlerine karşı direnç gösterir. Ayrıca soy metal alaşımlarından daha ince kesitlerde üretilme gibi avantajları bulunmaktadır. Cr-Co alaşımları altın standart olarak kabul edilse de polietilen, polietilen keton ve cam elyaf gibi yüksek performanslı polimerlerden oluşan metalik olmayan iskelet materyalleri; daha hafif olmaları, estetik açıdan üstün özellikler sunmaları ve akrilik rezinle daha iyi bağlanabilme özellikleri sayesinde, protez kaide

kırıklarının önlenmesine katkı sağlayabilecek alternatif malzeme olarak kullanılmaya başlanmışlardır.¹³¹

PEEK, yüksek kimyasal ve mekanik dirence sahip yarı kristalize bir organik polimerdir. Metal alerjisi olan hastalarda alternatif bir seçenek olarak, yüksek ısıya dayanıklılığı, biyouyumluluğu, oral sıvılara karşı direnci ve kullanım kolaylığı nedeniyle protetik tedavilerde tercih edilmektedir.⁶⁸

Ameral ve ark.¹³² tek implantlı overdenture protezler üzerinde yaptıkları bir sonlu elemanlar stres analizi çalışması sonucunda, Co-Cr alaşımı ile desteklenen overdenture protezlerin, altyapı materyali olmayan akrilik kaidelere oranla abutment, implant ve kemik üzerinde %62 daha az stres oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Altyapı materyali olarak Ni-Cr ve PEEK'in karşılaştırıldığı bir çalışmada, kemik ve implantlarda PEEK altyapılı protezlerde daha yüksek stres değerleri gözlemlenmiştir.¹³³ Yüksek elastik modüle sahip malzemeler stresleri kendi üzerlerinde biriktirme eğilimindeyken, daha düşük elastik modüle sahip malzemeler stresleri daha yüksek elastik modüle sahip komşu malzemelere aktarma eğilimindedir.^{134, 135}

Bu çalışmada elde edilen bulgular, akrilik rezin kaide içerisine altyapı materyali eklenmesinin stres dağılımını önemli ölçüde etkilediğini göstermiştir. Altyapı materyali içermeyen modellerde, implant, abutment ve protez gibi tüm bileşenlerde daha yüksek düzeyde stres birikimi gözlemlenmiştir. Bu durum, altyapısız protezlerin rijitliğinin düşük olması nedeniyle, uygulanan kuvvetlerin doğrudan ve yoğun bir şekilde ilgili yapılara aktarılmasına bağlanabilir. Cr-Co ile karşılaştırıldığında PEEK altyapılı modellerde implant, abutment ve protez bileşenlerinde daha fazla stres olduğu belirlenmiştir. Bu durum, PEEK materyalinin elastik modülünün düşük olması nedeniyle gelen kuvvetleri yeterince absorbe edememesi ve stresin daha sınırlı bölgelerde yoğunlaşmasına bağlanabilir.

İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılan altyapı materyalleri üzerine daha önce yapılan çalışmaların bulguları, bu çalışmanın sonuçlarını desteklese de bazı çalışmalarda aksi yönde veriler elde edilmiştir.^{132,136} Anehosur ve ark.¹³⁷ yaptıkları fotoelastik stres analizi çalışmasında, iki implantlı overdenture protezlerde akrilik rezin kaide, Ni-Cr, PEEK ve fiber ağ destekli akriliğin kullanımını karşılaştırmışlar ve PEEK materyaliyle desteklenen overdenture protezin stres dağılımı açısından en iyi sonuçları verdiğini vurgulamışlardır. Bu çalışmada elde edilen bulguların, diğer çalışmalarda elde edilenlerden farklı olması değişik tipte protezlerin ile kemik varyantlarının ve farklı stres ölçüm yöntemlerinin kullanılması ile açıklanabilir.

Kortam ve ark.¹³⁸ üst çene overdenture protezlerde alt yapı malzemesi olarak metal ve PEEK materyalini karşılaştırdıkları klinik çalışmada, PEEK altyapılı overdenture protezleri destekleyen implantların sağ kalım oranlarını daha yüksek bulmuşlardır.

İmplant destekli overdenture protezlerde, implant ile protez arasındaki bağlantı, hassas uyum sağlayan tutucu sistemler aracılığıyla oluşturulmaktadır. Bu sistemler arasında bar, stud, magnet ve teleskopik tutucular yer almaktadır. Uygun ataşman tipinin seçimi, protezin retansiyon ve stabilitesi açısından kritik öneme sahiptir.¹³⁹ Tutucu sistemler; yapı, şekil, tutuculuk kapasitesi ve esneklik özellikleri bakımından birbirinden farklılık göstermektedir. Kullanılacak tutucu sistemin belirlenmesinde; gereken tutuculuk düzeyi, esneklik mekanizması, hastanın ağız hijyenine uyumu, protetik beklentileri, sosyal ve ekonomik durumu, implantlar arası mesafe ve açılı ilişkisi, mevcut kemik hacmi ile interokluzal mesafe gibi çeşitli klinik ve bireysel faktörler dikkate alınmalıdır. Ball ataşmanlara alternatif olarak geliştirilen locator tutucular ise, özellikle interoklüzal mesafenin kısıtlı olduğu klinik durumlarda tercih edilen sistemler arasında yer almaktadır.¹⁴⁰

Abdelhamid ve ark.¹⁴¹ ball ve locator ataşman sistemlerinin implant ve cap üzerinde oluşturduğu von Mises streslerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, stres dağılımı açısından

locator sisteminin daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, çalışma parametrelerinin tam olarak standardize edilmediği durumlarda tek bir sonuca ulaşmanın güç olabileceği vurgulanmıştır.

Ramoğlu ve ark.¹⁴² yaptıkları çalışmada implant pozisyonundan bağımsız olarak, ball ve locator ataşman sistemlerini karşılaştırılmışlar, locator ataşmanların çevre dokularda daha düşük düzeyde stres oluşturduğunu rapor etmişlerdir.

Çakarer ve ark.¹⁴³ tarafından yapılan bir çalışmada; ball, bar ve locator ataşmanlar implant sağ kalımı ve başarı oranları açısından karşılaştırılmış, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. El-Anwar ve ark.¹⁴⁴ ball ve locator tutucuların kemik üzerindeki stres dağılımını değerlendirdikleri çalışmalarında, locator ataşmanların implant-abutment bağlantı bölgesinde daha düşük stres oluşturduğunu saptamışlardır. Benzer şekilde, Yoda ve ark.¹⁴⁵ yaptıkları çalışmada ball, locator ve bar ataşman sistemlerini karşılaştırmışlar, kemikte en düşük stres birikiminin locator ataşmanlarda görüldüğünü belirtmişlerdir.

Yapılan bir çalışmada, locator ataşman kullanılan tasarımlarda implantlar üzerinde oluşan gerilimlerin, ball ataşman kullanılan modellerdeki gerilimlere oranla daha düşük olduğu, ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmadığı bildirilmiştir.⁹⁷

Çelik, Uludağ ve ark.⁴³ implant destekli overdenture protezlerde farklı ataşman sistemlerinin stres dağılımı üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, bar tutucu sistemlerin stresleri implantlara daha dengeli şekilde ilettiğini belirtmişlerdir. Aynı çalışmada, ball ataşman kullanılan modellerde stres seviyelerinin daha düşük çıkmasının, bu sistemlerde yer alan esnek matrisin sahip olduğu elastik modül sayesinde protezin antero-posterior yönde hareketine olanak tanınması ve böylece implantlara iletilen stresin azalmasıyla ilişkili olabileceği ifade edilmiştir.

Bu çalışmada elde edilen bulgular doğrultusunda, ball ataşman kullanılan modellerde implant, abutment ve protez bileşenleri üzerinde oluşan von Mises stres seviyelerinin, locator ataşmanlı modellere kıyasla belirgin şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır. Özellikle iki implantlı sistemlerde bu fark daha net izlenmiş; örneğin, implant üzerinde oluşan stres ball sistemlerde 2,6- 2,8 MPa aralığında seyrederken, locator sistemlerde bu değerler 5,5- 6,6 MPa seviyelerine kadar çıkmıştır. Benzer şekilde, abutment bileşeninde de ball ataşmanlı sistemlerde oluşan stresler 1,5 MPa civarındayken, locator ataşman kullanılan modellerde bu değer 7 MPa'ya kadar artmıştır. Overdenture protez ve housing elemanında da ball ataşman sistemlerinin locator ataşmanlara göre daha düşük von Mises gerilmeleri oluşturduğu gözlemlenmiştir; ancak bu fark implant ve abutment komponentlerindeki kadar belirgin değildir.

Bununla birlikte kortikal kemikte ortalama çekme gerilmesi ball ataşmanlı modellerde yaklaşık 1,5 MPa iken, locator ataşmanlı modellerde bu değer yaklaşık 0,8 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal basma gerilme ise ball sistemlerde ortalama 0,6 MPa seviyesinde kalırken, locator ataşmanlı sistemlerde yaklaşık 2,05 MPa'ye yükselmiştir. Trabeküler kemikte çekme gerilmesi ball ataşmanlarla genellikle 0,05 MPa dolayındayken, locator ataşman modellerinde ortalama 0,25 MPa'ye ulaşmıştır. Trabeküler basma gerilme ise ball ataşmanlı modellerde ortalama 0,19 MPa, locator grubunda ise 0,10 MPa civarında seyretmiştir. Bu bulgular, ball ataşmanların kortikal çekme ve trabeküler basma gerilmelerinde; locator ataşmanların ise kortikal basma ve trabeküler çekme gerilmelerinde daha fazla stres oluşturduğunu göstermiştir. Buna göre; kemikteki çekme ve basma streslerinin tamamında, diğerine göre sürekli daha yüksek stres oluşturan ataşman çeşidi olmamıştır.

Bu sonuçlar, farklı ataşman sistemlerinin biyomekanik özelliklerinin yalnızca implant ya da protez bileşenlerinde değil, aynı zamanda kemik dokularında da belirgin etkiler yarattığını

ve bu etkilerin değerlendirilmesinde çok boyutlu analizlerin yapılmasının gerektiğini ortaya koymuştur.

Bu tez çalışmasında, farklı tasarımlarla oluşturulan overdenture protez modellerinin biyomekanik davranışlarını değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır. Yapılan çalışmanın aşağıda belirtilen sınırlamaları bulunmaktadır:

1. Çalışmanın in vitro ve simülasyon ortamında gerçekleştirilmiş olması nedeniyle, kemik iyileşmesi, biyolojik varyasyonlar ve hasta bazlı klinik faktörler gibi gerçek yaşam koşulları modellenememiştir,

2. Kemik yapısı homojen ve izotropik kabul edilmiş; bu durum, bireyler arası kemik yoğunluğu farklılıklarının göz ardı edilmesine neden olmuştur,

3. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin temelde matematiksel denklemlerin çözümlenmesine dayanması nedeniyle kullanılan yazılım programı ve analizi gerçekleştiren kişinin belirlediği uygulama parametrelerine bağlı olduğundan elde edilen veriler yaklaşık sonuçlardır,

4. Kas kuvvetlerinin etkisinin modellemeye dâhil edilmemiş olması,

5. Alt ene ark formlarından ovoid arkın kullanılması, diğer ark formlarının dahil edilmemesi.

Sonlu elemanlar stres analizlerinin biyomekanik kıyaslama açısından oldukça değerli olduğu, ancak klinik gerçekliği doğrudan yansıtmadığı unutulmamalı ve klinik araştırmalarla desteklenmelidir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, alt çene tam dişsizlik durumunda; iki veya üç implant, farklı tutucu ataşman sistemleri (ball ve locator) ve değişik altyapı materyalleri (alt yapısız (PMMA), Cr-Co, PEEK) ile hazırlanan overdenture protezlerin, kemik, implant ve protez bileşenleri üzerinde oluşturduğu stresler, sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir.

Elde edilen bulgular doğrultusunda;

- 1- Akrilik rezin kaide içerisinde altyapı materyali kullanıldığında, altyapı bulunmayan modellere göre gerilmenin azaldığı gözlemlenmiştir. Altyapı malzemesi olarak PEEK kullanıldığında, Cr-Co malzemesine göre tüm bileşenlerdeki gerilmenin arttığı tespit edilmiştir.
- 2- Çalışma modellerinde ball ataşman kullanılan tasarımlarda, locator ataşman kullanılanlara oranla implant, abutment ve protez bileşenlerinde daha düşük düzeyde gerilme olduğu gözlemlenmiştir. Buna karşılık çevre kortikal ve trabeküler kemik dokularındaki stres birikimi, ball ve locator ataşman sistemleri arasında anlamlı bir farklılık göstermemiştir.
- 3- Genel olarak, üç implant destekli overdenture modellerinin, iki implantlı modellerden daha dengeli bir stres dağılımı gösterdiği ve özellikle orta hat bölgesindeki gerilmeyi azalttığı belirlenmiştir. Ancak, üç implant kullanılan modellerde, yükün uygulama noktasına daha yakın konumlanan kanin bölgesindeki implantın çevresindeki gerilme birikiminin arttığı saptanmıştır. Bu durum, implant sayısındaki artışın yük paylaşımını iyileştirirken, lokal gerilme alanlarının yer değiştirmesine neden olabileceğini göstermiştir.

- 4- Bu çalışmada oluşturulan tüm modellerde, en yüksek maksimum (çekme) ve minimum (basma) asal gerilme değerlerinin, implantların servikal bölgesiyle temas halinde olan kortikal kemik tabakasında yoğunlaştığı belirlenmiştir.
- 5- Ball ataşman gruplarında doğal lastiğin elastisite modülünün, locator gruplarında bulunan matrise göre oldukça düşük olmasından dolayı implantın, abutmentte oluşan gerilmeyi azalttığı ve bu trendin housing ve protezde devam ettiği görülmüştür.



KAYNAKLAR

1. Shafie HR. Clinical and laboratory manual of implant overdentures. 1st ed. Oxford, John Wiley & Sons, 2013.
2. Shah FK, Gebreel A, Hamed Elshokouki A, ve ark. Comparison of immediate complete denture, tooth and implant-supported overdenture on vertical dimension and muscle activity. J Adv Prosthodont, 2012; 4:61-71.
3. Närhi TO, Geertman ME, Hevinga M, ve ark. Changes in the edentulous maxilla in persons wearing implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent, 2000; 84:43-49.
4. Dede M, Geçkili O, Ünalın F. İmplant üstü overdenture protezlerde tek ataşman sistemleri. Aydın Dent J, 2020; 6:139-147.
5. Anitua E, Larrazabal Saez de Ibarra N, Saracho Rotaeché L. Implant-supported prostheses in the edentulous mandible: biomechanical analysis of different implant configurations via finite element analysis. Dent J, 2022; 11:4.
6. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: a 3-D FEM study. Eur J Dent, 2010; 4:374-382.
7. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2006; 9:257-270.
8. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB ve ark. Quality of dental implants. Int J Prosthodont, 2004; 17.
9. Oshida Y, Tuna EB, Aktören O ve ark. Dental implant systems. Int J Mol Sci, 2010; 11:1580-1678.
10. Zhehulovych ZY, Fesenko II, Al-Makhamid NS. Linkow's Blade-Vent implants continue to work after twenty-nine years: case report. J Diagn Treat Oral Maxillofac Pathol, 2018; 3:118-121.
11. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: a review. J Periodontol, 1992; 63:859-870.
12. Pourdanesh F, Ejlall M, Sayyedi A. Does subperiosteal implants still work as an option for management of severe atrophic ridge Int J Oral Maxillofac Surg, 2015; 44:e125.
13. Paton G, Fuss J, Goss AN. The transmandibular implant: a 5- and 15-year single-center study. J Oral Maxillofac Surg, 2002; 60:851-857.
14. Stellingsma C, Vissink A, Meijer H ve ark. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. Crit Rev Oral Biol Med, 2004; 15:240-248.
15. Bodine RL, Yanase RT, Bodine A ve ark. Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. J Prosthet Dent, 1996; 75:33-44.
16. Hürmüzlü MK, Mollaoğlu N. Dental implant çeşitleri ve biyomateryaller. ADO Klin Bilim Derg, 2023; 12:142-149.
17. Graber T. Color Atlas of Dental Medicine: Implantology. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1998; 114:a1.

18. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol*, 2011; 37:367-376.
19. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M ve ark. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med*, 2008; 4:30.
20. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 1983; 50:399-410.
21. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restor Dent*, 1991; 11:88-91.
22. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A ve ark. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*, 2010; 21:129-136.
23. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P ve ark. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1986; 1:11-25.
24. Misch C. Dental implant prosthetics. St. Louis, Missouri, 1st ed. Mosby Elsevier, 2005:63146.
25. Palacci P, Ericsson I. Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management. 1st ed. Hannover Park, Quintessence Publishing, 2001.
26. Ross M, Pawlina W. Histoloji konu anlatımı ve atlas ilişkili hücre biyolojisi ve moleküler biyoloji ile. Çev: Baykal B. 1. Baskı. Ankara, Palme Yayıncılık, 2014.
27. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec*, 1990; 226:403-413.
28. Roberts W, Turley P, Brezniak N ve ark. Implants: bone physiology and metabolism. *CDA J*, 1987; 15:54-61.
29. Misch CE, Kutay Ö. Dental implant protezler. 1. Baskı. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2009.
30. Misch C, Bidez M. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compend (Newtown Pa)*, 1994; 15:1330,1332,1334.
31. Misch C. Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today*, 1989; 8:39-44.
32. Jacobs R, Van Steenberghe D, Nys M ve ark. Maxillary bone resorption in patients with mandibular implant-supported overdentures or fixed prostheses. *J Prosthet Dent*, 1993; 70:135-140.
33. Barber HD, Scott RF, Maxson BB ve ark. Evaluation of anterior maxillary alveolar ridge resorption when opposed by the transmandibular implant. *J Oral Maxillofac Surg*, 1990; 48:1283-1287.
34. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*, 1977; 35:297-303.

35. Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW. Modern practice in crown and bridge prosthodontics. 1st ed. Philadelphia, WB Saunders, 1971.
36. Jacobs R, Schotte A, Van Steenberghe D ve ark. Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. Clin Oral Implants Res, 1992; 3:63-70.
37. Felton DA. Edentulism and comorbid factors. J Prosthodont, 2009; 18:88-96.
38. Abd El-Dayem MA, Assad AS, Sanad ME ve ark. Comparison of prefabricated and custom-made bars used for implant-retained mandibular complete overdentures. Implant Dent, 2009; 18:501-511.
39. Van Waas MA. Determinants of dissatisfaction with dentures: a multiple regression analysis. J Prosthet Dent, 1990; 64:569-572.
40. Feine J, Carlsson G, Awad M ve ark. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002; 17:601-602.
41. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. J Prosthet Dent, 1993; 69:386-390.
42. Stellingsma K, Bouma J, Stegenga B ve ark. Satisfaction and psychosocial aspects of patients with an extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures: a prospective, comparative study. Clin Oral Implants Res, 2003; 14:166-172.
43. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent, 2007; 97:229-235.
44. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. 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, 2003; 16.
45. Tokar E, Uludag B, Karacaer O. Load transfer characteristics of three-implant-retained overdentures with different interimplant distances. Int J Oral Maxillofac Implants, 2017; 32.
46. Heckmann SM, Wichmann MG, Winter W ve ark. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: in vivo verification of stereolithographic model. Clin Oral Implants Res, 2001; 12:617-623.
47. Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R ve ark. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. Int J Prosthodont, 1996; 9.
48. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. Int J Oral Maxillofac Implants, 1997; 12.
49. Davodi A, Nishimura R, Beumer J. An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. J Prosthet Dent, 1997; 78:212-217.
50. Preiskel HW. Overdentures made easy: a guide to implant and root supported prostheses. 1st ed. London, Quintessence Publishing, 1996.

51. Lavery D, Green D, Marrison D ve ark. Implant retention systems for implant-retained overdentures. *Br Dent J*, 2017; 222:347-359.
52. Ben-Ur Z, Gorfil C, Shifman A. Anterior implant-supported overdentures. *Quintessence Int*, 1996; 27.
53. Vasant R, Vasant MK. Retention systems for implant-retained overdentures. *Dent Update*, 2013; 40:28-31.
54. Ortegón SM, Thompson GA, Agar JR ve ark. Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2009; 101:231-238.
55. Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2005; 93:116-120.
56. Dubois N. Retention values of locator attachments versus different implant angulations. Yüksek Lisans Tezi, Connecticut Üniversitesi, 2007.
57. de Souza RF, Bedos C, Esfandiari S ve ark. Single-implant overdentures retained by the Novaloc attachment system: study protocol for a mixed-methods randomized cross-over trial. *Trials*, 2018; 19:1-11.
58. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2006; 95:102-105.
59. Petropoulos VC, Mante FK. Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *J Prosthodont*, 2011; 20:286-293.
60. Preiskel HW, Preiskel A. Precision attachments for the 21st century. *Dent Update*, 2009; 36:221-227.
61. Ceruti P, Bryant SR, Lee J-H ve ark. Magnet-retained implant-supported overdentures: review and 1-year clinical report. *J Can Dent Assoc*, 2010; 76:1-6.
62. Langer Y, Langer A. Tooth-supported telescopic prostheses in compromised dentitions: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2000; 84:129-132.
63. Narva KK, Vallittu PK, Helenius H ve ark. Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *Int J Prosthodont*, 2001; 14.
64. İmirzalıoğlu P, Gürbüz R, Atasav E ve ark. Fiber ile güçlendirmenin akrilik esaslı protez kaide materyalinin kırılma tokluğu üzerine etkisinin incelenmesi. *Cumhuriyet Dent J*,
65. Berger G, de Oliveira Pereira LF, de Souza EM ve ark. A 3D finite element analysis of glass fiber reinforcement designs on the stress of an implant-supported overdenture. *J Prosthet Dent*, 2019; 121:865.e1-865.e7.
66. Sailer I, Karasan D, Todorovic A ve ark. Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontol 2000*, 2022; 88:130-144.

67. Im S-M, Huh Y-H, Cho L-R ve ark. Comparison of the fracture resistances of glass fiber mesh- and metal mesh-reinforced maxillary complete denture under dynamic fatigue loading. *J Adv Prosthodont*, 2017; 9:22-30.
68. Chen X, Mao B, Zhu Z ve ark. A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK. *Sci Rep*, 2019; 9:13975.
69. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: a short-term clinical report. *J Prosthet Dent*, 2017; 117:335-339.
70. Powers JM, Wataha JC. Dental materials: properties and manipulation. 10st ed. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2012.
71. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme bölüm I: diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Diş Hek Derg*, 2010; 11:18-23.
72. İnan M. Cisimlerin Mukavemeti. 8. Baskı. İstanbul, İTÜ Vakfı Yayınları, 2001.
73. Childs PR. Mechanical design. 1st ed. Oxford, Elsevier, 2003.
74. Bathe K-J. Finite element procedures. 1st ed. Watertown, Klaus-Jurgen Bathe, 2006.
75. Şimşek B, Erkmén E, Yılmaz D ve ark. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys*, 2006; 28:199-213.
76. Ramoğlu S, Ozan O. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2014; 24:175-180.
77. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1987; 92:499-505.
78. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA ve ark. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent*, 1999; 81:696-703.
79. Han G, Chandran K, Gotteiner N ve ark. Application of finite-element analysis with optimisation to assess the in vivo non-linear myocardial material properties using echocardiographic imaging. *Med Biol Eng Comput*, 1993; 31:459-467.
80. Mutahhar Ulusoy K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara, Ankara Üniv Diş Hek Fak Yayınları, 2003.
81. Güngör M, Dündar M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Diş Hek Fak Derg*, 2005; 26:107-116.
82. Küçük Kurt S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2019; 29:701-710.
83. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T ve ark. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*, 2008; 36:463-471.

84. Logan DL. A first course in the finite element method. 4st ed. Boston, Thomson, 2011.
85. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001; 85:585-598.
86. Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR ve ark. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*, 2010; 21:696-702.
87. Kasani R, Attili BKRS, Dommeti VK ve ark. Stress distribution of overdenture using odd number implants: a finite element study. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2019; 98:369-382.
88. Yu S-H, Oh S, Cho H-W ve ark. Reinforcing effect of glass-fiber mesh on complete dentures in a test model with a simulated oral mucosa. *J Prosthet Dent*, 2017; 118:650-657.
89. Chun HJ, Park DN, Han CH ve ark. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil*, 2005; 32:193-205.
90. Solberg K, Heinemann F, Pellikaan P ve ark. Finite element analysis of different loading conditions for implant-supported overdentures supported by conventional or mini implants. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2017; 20:770-782.
91. Ellis JS, Pelekis ND, Thomason JM. Conventional rehabilitation of edentulous patients: the impact on oral health-related quality of life and patient satisfaction. *J Prosthodont*, 2007; 16:37-42.
92. Awad M, Locker D, Korner-Bitensky N ve ark. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res*, 2000; 79:1659-1663.
93. Varshney N, Aggarwal S, Kumar S ve ark. Retention and patient satisfaction with bar-clip, ball and socket and kerator attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo study. *J Indian Prosthodont Soc*, 2019; 19:49-57.
94. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont*, 2002; 15.
95. Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont Dent Implants*, 2015:77-86.
96. Misch CE. Dental implant prosthetics. 1st ed. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2004.
97. Akça K, Çavuşoğlu Y, Sağırkaya E ve ark. Early-loaded one-stage implants retaining mandibular overdentures by two different mechanisms: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013; 28.
98. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S ve ark. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont*, 2007; 20.
99. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T ve ark. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. 1st ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 1986.

100. Daas M, Dubois G, Bonnet A ve ark. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys*, 2008; 30:218-225.
101. Seker E, Ulusoy M, Ozan O ve ark. Sinüs lifte alternatif implant destekli sabit protetik planlamaların destek dokulardaki stres dağılımlarının incelenmesi: 3 boyutlu SESA çalışması. *Turk Klin J Dent Sci*, 2013; 19:26.
102. Tepper G, Haas R, Zechner W ve ark. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res*, 2002; 13:657-665.
103. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S ve ark. Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2014; 16:501-510.
104. Tabatabaian F, Alaie F, Seyedan K. Comparison of three attachments in implant-tissue supported overdentures: an in vitro study. *J Dent (Tehran)*, 2010; 7:113.
105. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 2. Baskı. Ankara, Ankara Üniv Diş Hek Fak Yayınları, 2010:1-2.
106. Hong HR, Pae A, Kim Y ve ark. Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012; 27.
107. Lee J-H, Frias V, Lee K-W ve ark. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*, 2005; 94:377-381.
108. Ebadian B, Mosharraf R, Khodaeian N. Effect of cantilever length on stress distribution around implants in mandibular overdentures supported by two and three implants. *Eur J Dent*, 2016; 10:333-340.
109. Liu J, Pan S, Dong J ve ark. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent*, 2013; 41:241-249.
110. Prakash V, Mariette D, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res*, 2009; 20:31-36.
111. Fontijn-Tekamp F, Slagter A, Van Der Bilt A ve ark. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*, 2000; 79:1519-1524.
112. Carlson BR, Carlsson GE, Helkimo E ve ark. Masticatory function in patients with extensive fixed cantilever prostheses. *J Prosthet Dent*, 1992; 68:918-923.
113. Jemt T, Book K, Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993; 8:301-308.
114. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res*, 2000; 11:108-125.

115. Bonnet A, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys*, 2009; 31:806-815.
116. Zarb GA, Hobkirk J, Eckert S ve ark. Prosthodontic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses. 1st ed. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2012.
117. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, 2002; 15.
118. Kurowski PM. Finite element analysis for design engineers. 2nd ed. Warrendale, SAE International, 2022.
119. Raposo LH, Armstrong SR, Maia RR ve ark. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: laboratory and finite element analyses. *Dent Mater*, 2012; 28:e50-e62.
120. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M ve ark. Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*, 2002; 13:334-341.
121. Ladd AJ, Kinney JH. Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *J Biomech*, 1998; 31:941-945.
122. Savadi RC, Goyal C. Study of biomechanics of porous coated root form implant using overdenture attachment: a 3D FEA. *J Indian Prosthodont Soc*, 2010; 10:168-175.
123. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res*, 1983; 62:155-159.
124. Zhou X, Zhao Z, Zhao M ve ark. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *West China J Stomatol*, 1999; 17:29-32.
125. Lang LA, Kang B, Wang R-F ve ark. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent*, 2003; 90:539-546.
126. Akça K, İplikçioğlu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism part II: 3-D finite element stress analysis. *Implant Dent*, 2001; 10:238-245.
127. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan M ve ark. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, 2005; 93:227-234.
128. Meijer H, Starmans F, Steen W ve ark. A three-dimensional finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol*, 1993; 38:491-496.
129. Meijer H, Starmans F, Bosman F ve ark. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil*, 1993; 20:147-157.

130. Vallittu PK. An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. *Acta Biomater Odontol Scand*, 2018; 4:44-55.
131. Gibreel MF, Khalifa A, Said MM ve ark. Biomechanical aspects of reinforced implant overdentures: a systematic review. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2019; 91:202-211.
132. Amaral CF, Gomes RS, Garcia RCR ve ark. Stress distribution of single-implant-retained overdenture reinforced with a framework: a finite element analysis study. *J Prosthet Dent*, 2018; 119:791-796.
133. Jaros OAL, de Carvalho GAP, Franco ABG ve ark. Biomechanical behavior of an implant system using polyether ether ketone bar: finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*, 2018; 8:446-450.
134. Gomes RS, Bergamo ETP, Bordin D ve ark. The substitution of the implant and abutment for their analogs in mechanical studies: in vitro and in silico analysis. *Mater Sci Eng C*, 2017; 75:50-54.
135. Durand LB, Guimarães JC, Monteiro S ve ark. Effect of ceramic thickness and composite bases on stress distribution of inlays: a finite element analysis. *Braz Dent J*, 2015; 26:146-151.
136. Zoidis P. Polyetheretherketone overlay prosthesis over high noble ball attachments to overcome base metal sensitivity: a clinical report. *J Prosthodont*, 2018; 27:688-693.
137. Anehosur GV, Medappa P, Venkitakrishnan VV ve ark. Stress distribution analysis at the bone-implant interface using four different superstructure materials in an implant-retained mandibular overdenture: a photoelastic study. *Int J Prosthodont Restor Dent*, 2019; 9:43-46.
138. Kortam SA. Metal versus polyetheretherketone (PEEK) framework reinforcements for maxillary palateless ball retained implant overdentures: one-year clinical and radiographic outcomes. *Egypt Dent J*, 2020; 66:1817-1828.
139. Chung KH, Chung CY, Cagna DR ve ark. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont*, 2004; 13:221-226.
140. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *J Can Dent Assoc*, 2007; 73.
141. Abdelhamid A, Assaad N, Neena A. Three-dimensional finite element analysis to evaluate stress distribution around implant-retained mandibular overdenture using two different attachment systems. *J Dent Health Oral Disord Ther*, 2015; 2:00065.
142. Ramoglu S, Ozan O, Yılmaz SK. Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dent J*, 2014; 17:279-290.
143. Cakarar S, Can T, Yaltirik M ve ark. Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2011; 16:e953-959.
144. El-Anwar MI, Yousief SA, Soliman TA ve ark. A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant-supported overdenture. *Saudi Dent J*, 2015; 27:201-207.

145. Yoda N, Matsudate Y, Abue M ve ark. Effect of attachment type on load distribution to implant abutments and the residual ridge in mandibular implant-supported overdentures. J Dent Biomech, 2015; 6: 1758736015576009.



EKLER

EK-1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı : Serhat SAİP
Eğitim
Lise : Bursa Erkek Lisesi
Lisans : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Uzmanlık : Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce

EK-2. Etik Kurul Onay Formu



T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı



Sayı : E-40465587-050.01.04-1054
Konu : Etik Kurul Karar Üst Yazısı

23.05.2024

Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz “**Alt Çene Tam Dışsızlık Durumunda Farklı Tutucu Ataşmanlar Ve Alt Yapılara Sahip İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Protetik Yapılar, İmplantlar Ve Çevre Dokularda Oluşturduğu Streslerin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle Değerlendirilmesi**” isimli başvurunuz etik kurulumuz yönergesine göre 16.05.2024 tarihinde yapmış olduğu toplantıda incelenmiş olup, 2024/104 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulunmuştur. Bilgilerinizi ve gereğini saygılarımla rica ederim.

Doç. Dr. Tahsin Gökhan TELATAR
Başkan

Bu belge güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Belge Doğrulama Kodu : baeda961f658 **Belge Takip Adresi: <http://ebys.erdogan.edu.tr/EBYS/eimzadogrulama>**

Fener Mah. Zihni Derin Yerleşkesi 53100 Rize / TÜRKİYE
Telefon No :+90 (464) 223 61 26 Faks No :+90 (464) 223 53 76
e-Posta : [Internet Adresi:http://www.erdogan.edu.tr/](http://www.erdogan.edu.tr/)
Kep Adresi:

Bilgi için : BURAK HANKAYA
Bilgisayar İşletmen



EK-3. İntihal Raporu

ORJİNALLIK RAPORU			
% 19	% 17	% 4	% 4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
BİRİNCİL KAYNAKLAR			
1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%10	
2	dspace.kocaeli.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%2	
3	dspace.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	%1	
4	silo.tips İnternet Kaynağı	%1	
5	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<%1	
6	Submitted to Istanbul Aydin University Öğrenci Ödevi	<%1	
7	Submitted to Ege Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1	
8	hdl.handle.net İnternet Kaynağı	<%1	
9	openaccess.bezmialem.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1	
10	dergiler.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1	
11	acikerisim.baskent.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1	