

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**TAM DİŞSİZ MANDİBULAYA UYGULANAN ALL-ON-
FOUR VE TREFOİL SİSTEMLERİNİN İMPLANTLAR VE
ÇEVRE DOKULARDA OLUŞAN STRESLERE
ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Dt. Kemal KARAKÖSE

**Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Gelengül URVASIZOĞLU**

**ERZURUM
2020**

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**TAM DİŞSİZ MANDİBULAYA UYGULANAN ALL-ON-FOUR VE
TREFOİL SİSTEMLERİNİN İMPLANTLAR VE ÇEVRE
DOKULARDA OLUŞAN STRESLERE ETKİLERİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Dt. Kemal KARAKÖSE

Tez Savunma Tarihi : 02.07.2020

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Gelengül URVASIZOĞLU

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ertunç DAYI

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ümit ERTAŞ

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Ümit YOLCU

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Ertan YALÇIN

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Gelengül URVASIZOĞLU

Onay

Bu Çalışma Yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** Olarak Kabul Edilmiştir.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2020

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	I
ÖZET	II
ABSTRACT.....	III
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	V
TABLolar DİZİNİ.....	VIII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.1.1 Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi.....	3
2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılmaları	3
2.1.3. Dental İmplantlarda Kullanılan Materyaller.....	5
2.1.3.1. Titanyum ve ti-6al-4v (titanyum-6 alüminyum-4 vanadyum).....	6
2.1.4. İmplant tasarım biyomekaniği	7
2.1.4.1. İmplant Gövde Yapısı.....	7
2.1.4.2. İmplant Çapı	8
2.1.4.3. İmplant Uzunluğu	8
2.1.4.4. İmplant Yiv Tasarımı.....	9
2.1.4.5. İmplant Yüzey Özellikleri	11
2.2. Kemik.....	12
2.2.1 Kemiğin Yapısı	12
2.2.2. Kemik Sınıflandırmaları	13
2.4. İmplant Destekli Hibrid Protezler.....	15
2.5. All-On-Four Sistemi	16

2.5.1. ‘‘All-on-four’’ Sisteminin Avantajları.....	17
2.5.2. ‘‘All-on-four’’ Sisteminin Dezavantajları	18
2.6. Trefoil Sistemi	18
2.7. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler.....	20
2.7.1. Çiğneme Kuvvetleri.....	21
2.7.1.1. Çiğneme Kuvvetlerinin Büyüklüğü	22
2.7.1.2. Çiğneme Kuvvetlerinin Süresi.....	22
2.7.1.3. Çiğneme Kuvvetlerinin Yönü.....	23
2.7.1.4. Çiğneme Kuvvetlerinin Tipi	23
2.8. Kuvvet Analizleri.....	24
2.8.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar	24
2.8.1.1. Kuvvet.....	24
2.8.1.2. Gerilme(Stres).....	24
2.8.1.3 Von Misses Stres	26
2.8.1.4. Gerinim(Strain).....	26
2.8.1.5. Elastisite (Young’s) Modülü.....	26
2.8.1.6. Poisson Oranı (Poisson’s Ratio)	27
2.8.1.7. Homojen Cisim	27
2.8.1.8. İzotropik ve Anizotropik Cisim	27
2.8.1.9. Lineer Elastik Cisim	27
2.8.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	28
2.8.2.1. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analizi Yöntemi.....	29
3. MATERYAL VE METOT.....	33
3.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İçin Kullanılan Cihazlar Ve Özellikleri.....	33
3.2. Modelleme	34

3.2.1. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi.....	34
3.2.2. Kemik Dokusunun Modellenmesi	34
3.2.3. Çalışma Modellerinin Hazırlanması	37
3.3. Analiz Verilerinin Belirlenmesi.....	41
3.3.1. Materyal Özellikleri.....	41
3.3.2. Sınır Koşulları.....	42
3.3.3. Yükleme Koşulları	42
3.4. Nihai Modeller.....	42
3.5. Modellerin Değerlendirilmesi.....	45
4. BULGULAR.....	46
4.1. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	46
4.1.1. 1. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	46
4.1.2. 2. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	46
4.1.3. 3. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	47
4.1.5. 5. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	47
4.1.6. 6. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	48
4.1.7. 7. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	48
4.1.8. 8. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	48

4.2. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri.....	52
4.2.1. 1. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	52
4.2.2. 2. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	53
4.2.3. 3. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	53
4.2.4. 4. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	53
4.2.5. 5. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	54
4.2.6. 6. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	54
4.2.7. 7. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	54
4.3. Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	59
4.3.1. 1. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	59
4.3.2. 2. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	59
4.3.3. 3. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	59
4.3.4. 4. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	60

4.3.5. 5. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	60
4.3.6. 6. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	60
4.3.7. 7. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	60
4.3.8. 8. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri	61
4.4. Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri.....	65
4.4.1. 1. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	65
4.4.2. 2. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	65
4.4.3. 3. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	65
4.4.4. 4. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	66
4.4.5. 5. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	66
4.4.6. 6. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	66
4.4.7. 7. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	66
4.4.8. 8. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri	67

4.5. İmplantlarda Oluşan von Mises Stresleri.....	71
4.5.1. 1. Modelde implantlarda Oluşan Von Mises Stresleri.....	71
4.5.2. 2. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri.....	71
4.5.3. 3. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri.....	71
4.5.4. 4. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri.....	71
4.5.5. 5. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri.....	71
4.5.6. 6. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri.....	71
4.5.7. 7. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri.....	71
4.5.7. 8. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri.....	72
5. TARTIŞMA.....	74
6. SONUÇLAR.....	87
KAYNAKLAR.....	89
EKLER.....	113
EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....	113
EK-2. ETİK KURUL ONAYI.....	114

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini paylaşmaktan çekinmeyen, mesleki becerilerimi kazanmamda üzerimde büyük hakkı olan Anabilim Dalı başkanımız değerli hocam sayın Prof. Dr.Ümit ERTAŞ'a en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Uzmanlık eğitimim boyunca benden bilgi, tecrübe ve sabrını esirgemeyen saygıdeğer danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Gelengül URVASIZOĞLU'na saygı ve minnetlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim boyunca hem bilgi hem de klinik anlamda tecrübelerinden yararlandığım değerli hocam Prof. Dr. Ertunç DAYI'ya

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün değerli öğretim üyeleri; Doç. Dr. Adnan KILINÇ, Dr. Öğr. Üyesi Ertan YALÇIN'a

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum bütün asistan arkadaşlarıma ve tüm anabilim dalı çalışanlarına,

Son olarak bugünlere gelmemde en büyük katkıyı sağlayan, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini yanımda hissettiğim babam Yunus KARAKÖSE,annem Semra KARAKÖSE ve eşim Uzm. Dr. Tuğçe Gündoğdu KARAKÖSE ve hayatımıza anlam katan oğlum Kuzey KARAKÖSE' ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Kemal KARAKÖSE

ÖZET

Tam Dişsiz Mandibulaya Uygulanan All-On-Four Ve Trefoil Sistemlerinin İmplantlar ve Çevre Dokularda Oluşan Streslere Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı; tam dişsiz mandibulada üç implant ile alternatif bir implant üstü hibrit protez olanağı sunan trefoil sistemi ile posterior implantları farklı açılarda yerleştirilen all-on-four sistemlerinde oblik yükleme altında implant ve kemikte oluşan streslerin sonlu eleman analizi metodu ile incelenmesidir.

Materyal ve Metod: Tam Dişsiz posterior atrofik mandibula modeli bilgisayar ortamında oluşturuldu. 5.0 mm çapta 11,5 mm ve 13 mm iki farklı boyda modellenen trefoil implantlar (Trefoil İmplant CC RP, Nobel Biocare) trefoil sistemine uygun konumda yerleştirildi. 5.0 mm çapta 11,5 mm ve 13 mm iki farklı boyda modellenen NobelActive implantlar(Nobel Biocare) All-on-four sistemine uygun interforaminal bölgeye anterior implantlar dik, posterior implantlar 3 farklı pozisyonda olacak şekilde yerleştirildi. Trefoil sisteminin prefabrik barı modellenerek her iki sistem için altyapı olarak kullanıldı ve akrilik hibrid protez ile bütün modeller tamamlandı . Premolarların ve birinci moların bukkal tüberküllerine 75° açı ile 100 N'dan toplam 300N oblik kuvvet çift taraflı olarak uygulanarak implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresleri,kortikal ve spongiyoz kemik üzerinde oluşan principal stres değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildi.

Bulgular: Trefoil gruplarında kortikal kemikte en yüksek stres değerleri bukkal ve lingual bölgelerde izlenmiştir. All-on-four gruplarında ise kortikal kemikteki stresler daha çok posterior implantın distalinde daha çok basma stresleri olarak görülmüştür.İmplantlar da değerlendirilen von Mises streslerinde en yüksek stres 868,165 MPa değerinde ve 5.0 mm çap 13 mm uzunlukta implantların kullanıldığı 5. modelde , posterior implantlarda bulunmuştur.

Sonuçlar: Tüm modellerde oluşan streslerin kortikal ve spongiyoz kemik dayanıklılık seviyesinin altında olduğu görülmektedir. Bütün modellerde implantta oluşan von mises değerlerinin titanyumun yield(akma) değerini aşmadığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: All-On-Four, Trefoil Sistem, Sonlu Eleman Analizi

ABSTRACT

Investigation of the Effects of All-on-four and Trefoil Systems Applied to a Toothless Mandibula on Stress Occurring In Implants and Surrounding Tissues with Finite Element Analysis

Aim: The main purpose of the study was to evaluate the stresses occurring in the implant and bone under oblique loading with finite element analysis method, in the trefoil system, which offers an alternative to hybrid prosthesis with three implants in the fully edentulous mandible and all-on-four systems with posterior implants placed at different angles.

Material and method: Full Toothless posterior atrophic mandible model was created in computer environment. The trefoil implants (Trefoil Implant CC RP, Nobel Biocare), which are modeled in two different sizes of 11.5 mm and 13 mm in 5.0 mm diameter, were placed in a suitable position for the trefoil system. NobelActive implants (Nobel Biocare) modeled in 5.0 mm diameter 11.5 mm and 13 mm two different lengths were placed in the interforaminal region accordance to the All-on-four system, with anterior implants perpendicular and posterior implants in 3 different positions. The prefabricated bar of the Trefoil system was modeled and used as infrastructure for both systems, and all models were completed with an acrylic hybrid prosthesis. Von Mises stresses on the implants and principal stresses on the cortical and spongiose bones were obtained by a force of 100 N for each, a total force of 300 N load applied bilaterally 75° obliquely to the premolar and 1. molar teeth, with 3D finite elements analysis.

Results: In Trefoil groups, the highest stress values in the cortical bone were observed in the buccal and lingual regions. In all-on-four groups, cortical bone stresses were mostly seen as compression stresses distal to the posterior implant. The highest stress in von Mises stresses, which were also evaluated in implants, was found in the posterior implants of 868,165 MPa and 5.0 mm diameter in the 13 mm length trefoil group.

Conclusion: It is seen that the stresses occurring in all models occur below the cortical and spongiosis bone endurance level. It was observed that the von Mises values formed in the implant did not exceed the yield value of titanium in all models.

Keywords: All-On-Four, Finite Elemenet Analysis, Trefoil System

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

BT	: Bilgisayarlı tomografi
cm	: Santimetre
GPa	: Gigapaskal
Kg	: Kilogram
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Pmax	: Maksimum principal stres
Pmin	: Minimum principal stres
SEA	: Sonlu elemanlar analizi

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. İmplant yiv şekilleri (Sırasıyla: Üçgen yiv formu, Kare yiv formu, Ters payanda yiv formu, Payanda yiv formu)	11
Şekil 2.2. Misch'in kemik sınıflandırması	13
Şekil 2.3. Alt çenede All-on-four sistemi (Nobel Biocare)	17
Şekil 2.4. a) Trefoil implant, prefabrik titanyum bar ve ara parçalar b) Uyarlanabilir mekanizmaların horizontal, vertikal ve angular implant sapmalarını ve dengeleyici uyarlanabilir mekanizmaların maksimum aralığını telafi etme şeklinin gösterimi.	20
Şekil 3.1. Optik Tarayıcı.....	33
Şekil 3.2. Mandibula modeli için alınan bilgisayarlı tomografi (BT)	35
Şekil 3.3. Kemik dokunun ayrıştırılma işlemi	35
Şekil 3.4. Elde edilen Mandibula modeli	36
Şekil 3.5. Spongios kemik modeli.....	36
Şekil 3.6. Üç boyutlu sonlu elemanlar model analizinde kullanılan 4, 5, 6, 7, 8 nodlu 3 boyutlu elemanlar	37
Şekil 3.7. Kullanılan NobelActive implant modelleri(sırasıyla 5.0 mm çap 11.5 mm uzunluk ve 5.0 mm çap ve 13 mm uzunluk)	38
Şekil 3.8. Kullanılan trefoil implant modelleri(sırasıyla 5.0 mm çap 11.5 mm uzunluk ve 5.0 mm çap ve 13 mm uzunluk)	38
Şekil 3.9. Multi-unit abutment modelleri(sırasıyla düz, 17°, 30°)	38
Şekil 3.10. Kullanılan trefoil bar ve protetik parçalar modeli	39
Şekil 3.11. All-on-four gruplarında kullanılan bar modeli	39
Şekil 3.12. Akrilik protez modeli	40

Şekil 3.13. Trefoil sistemi 5.0 çap 11.5 mm uzunlukta trefoil implantların kullanıldığı model.....	42
Şekil 3.14. All-on-four sistemi tüm implantlar 5.0 çap ve 11.5 mm uzunlukta, anterior ve posterior implantlar dik yerleştirilen model	42
Şekil 3.15. All-on-four sistemi tüm implantlar 5.0 çap 11.5 mm uzunlukta,anterior implantlar dik,posterior imlantlar 17° açı ile yerleştirilen model	43
Şekil 3.16. All-on-four sistemi tüm implantlar 5.0 çap 11,5 mm uzunlukta,anterior implantların dik, posterior implantlar 30° açı ile yerleştirilen model	43
Şekil 3.17. Trefoil sistemi 5.0 çap 13 mm uzunlukta trefoil implantların kullanıldığı model.....	43
Şekil 3.18. All-on-four tüm implantlar 5.0 çap uzunluk 13 mm uzunlukta anterior ve posterior implantlar dik yerleştirilen model.....	43
Şekil 3.19. All-on-four sistemi tüm implantlar 5.0 mm çap 13mm uzunlukta, anterior implantlar dik, posterior implantlar 17°açı ile yerleştirilen model	44
Şekil 3.20. All-on-four sistemi tüm implantlar 5.0 mm çap 13 mm uzunlukta anterior implantlar dik, posterior implantlar 30° açı ile yerleştirilen model	44
Şekil 4.1. 1. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	49
Şekil 4.2. 2. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	49
Şekil 4.3. 3.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	49
Şekil 4.4. 4.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	50
Şekil 4.5. 5.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	50
Şekil 4.6. 6.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	50
Şekil 4.7. 7.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	51
Şekil 4.8. 8.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	51
Şekil 4.9. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri.....	52

Şekil 4.10. 1. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	55
Şekil 4.11. 2. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	55
Şekil 4.12. 3. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	56
Şekil 4.13. 4. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	56
Şekil 4.14. 5. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	56
Şekil 4.14. 6. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	57
Şekil 4.15. 7. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	57
Şekil 4.16. 8. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	57
Şekil 4.17. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri.....	58
Şekil 4.18. 1. ve 2. Modelde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	61
Şekil 4.19. 3. ve 4. Modelde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	62
Şekil 4.20. 5. ve 6. Modelde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	62
Şekil 4.21. 7. ve 8. Modelde Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri.....	63
Şekil 4.22. Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	64
Şekil 4.23. 1. ve 2. Modelde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	67
Şekil 4.24. 3. ve 4. Modelde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	68
Şekil 4.25. 5. ve 6. Modelde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	68
Şekil 4.26. 7. ve 8. Modelde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	69
Şekil 4.27. Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	70
Şekil 4.28. 5. Modelde en yüksek von Mises değeri	72
Şekil 4.29. Modellerde Oluşan En Yüksek Von Mises Değerleri	73

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Çalışma modelleri	40
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları	41
Tablo 3.3. Modellerimizde kullanılan eleman ve düğüm sayıları.....	44
Tablo 4.1. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri	51
Tablo 4.2. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri	58
Tablo 4.1. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri.....	63
Tablo 4.3. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri	69

1. GİRİŞ

İnsan vücudunda çeşitli fonksiyonlara ve estetiğe yardımcı olmak amacıyla biyomateryallerin canlı dokuya yerleştirilmesine implantasyon denir. Dokuya nakli gerçekleştirilen biyomateryaller ise implant olarak isimlendirilmektedir.^{1,2} Günümüz diş hekimliğinde implantolojinin ve implant destekli protezlerin gelişimi Branemark'ın tanımladığı osseointegrasyon terimi ile birlikte ortaya çıkmış ve günümüze kadar sürekli bir ilerleme kaydedilmiştir.³

İmplant uygulamalarında görülen kısıtlayıcı faktörlerin en önemlilerinden biri alveoler kemik hacmidir. Diş çekimini takiben alveoler kemikte rezorpsiyon sürecinin başladığı bilinmektedir. Hem mandibula hem de maksillada alveoler kemiğin rezorpsiyonu sonucunda bazı durumlarda implant uygulanabilmesi için kemik hacmini artırmak amacıyla ek cerrahi işlemlere gerek duyulabilmektedir. Bu gibi durumlarda augmentasyon uygulamaları, uzun süren iyileşme süresi, ikinci bir cerrahi alana ihtiyaç duyulabilmesi ve maliyetin artması gibi nedenlerle genellikle hastalar tarafından tercih edilmemektedir. Bu gibi durumlarda dört implant üzerine yapılan "All-on-four" tedavi konsepti hastalar için uygun bir çözüm yolu olabilmektedir.

Atrofik çenelerde dental implantlarla rehabilitasyonun sağlanması amacıyla 2003 yılında Dr. Malo tarafından geliştirilen "All-on-four" tedavi sistemi kullanıma girmiştir. All-on-four sistemi total dişsiz hastaların dental implantlarla rehabilitasyonuna imkan sağlayan ve hasta konforunu arttıran güvenilir bir tedavi protokolüdür.⁴

All-on-four sistemi; maksilla ve mandibulada 2 anterior ve 2 posterior olmak üzere toplamda 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezi kapsamaktadır.⁴⁻⁶ Mandibula ve maksillada anterior implantlar lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior implantlar mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale açılı yerleştirilirler.⁶

Posterior atrofik mandibulalarda çözüm amacıyla son dönemde geliştirilen Trefoil sistemi (Trefoil, Nobel Biocare) 3 implant ile implant üstü sabit protetik tedavi olanağı sunmaktadır. Sistemde kemik üzerinde kalan pürüzsüz boyun yapısına sahip konik trefoil implant (Trefoil Implant CC RP, Nobel Biocare) kullanılır. Trefoil implantta 5.0 mm çapta 11,5 mm ve 13 mm olmak üzere iki farklı boy seçeneği bulunmaktadır. Sert ve yumuşak doku uyumu açısından konik bağlantılı abutmentler mevcuttur. Yüksek mukavemetli titanyumdan üretilen standart tek parçalı prefabrik bar, sistemin bir parçasıdır ve implant-bar uyumu için uyumlanabilir fiksasyon parçaları mevcuttur.⁷

Literatüre bakıldığında All-on-four sistemiyle ilgili çalışmalar mevcut olmasına rağmen trefoil sistemi ile ilgili kısıtlı vaka serileri çalışmaları bulunmaktadır.^{4, 7, 8} Posterior atrofik mandibulada çözüm sunan All-on-four ve Trefoil sistemlerini kıyaslayan bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu nedenle bu çalışmanın amacı literatürdeki bu eksikliği giderebilmek amacıyla posterior implantları 3 farklı acıda yerleştirilen All-on-four sistemlerini hem kendi içinde hem de yerleştirilen trefoil sistemleriyle 2 farklı uzunluk alternatifinde belirli kuvvet uygulayarak implant ve implantı çevreleyen kemikte oluşan streslerin değerleri ve dağılımı bakımından sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanarak karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1 Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

Cansız dokuların ya da biyomateryallerin insan vücudunda çeşitli fonksiyonlara ve estetiğe yardımcı olmak amacıyla canlı dokuya yerleştirilmesine implantasyon denir. Dokuya nakli gerçekleştirilen biyomateryaller ise implant olarak isimlendirilmektedir.^{1, 2} Dental implantlar hareketli veya sabit protezlere retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilen alloplastik apareylerdir.⁹ Dental implantoloji ise; herhangi bir sebeple meydana gelmiş olan diş kayıplarını dental implantlar ile rehabilite eden diş hekimliği dalıdır.^{1, 2}

Eksik dişlerin rehabilitasyonu insanlık tarihi kadar eski bir sürece dayanmaktadır. Antik çağlarda taş, tahta ve hayvan dişlerinin, insan dişine benzer şekil verilerek üst ve alt çeneye uygulanması ile ilk dental implant çalışmalarının yapıldığı bilinmektedir.^{10, 11} Modern diş hekimliğinde diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile tedavisi konsepti; İsveçli Branemark ve arkadaşlarının 1960'lı yıllarda yapmış oldukları çalışmalar sonucunda ortaya attıkları osseointegrasyon terimi ile birlikte ortaya çıkmış olup günümüze kadar sürekli bir ilerleme kaydedilmiştir.³

2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılmaları

Dental implantlar, kemik ile olan ilişkilerine göre 3 farklı kategoride sınıflandırılmışlardır.¹²

- A. Subperiosteal (kemik üzeri) implantlar
- B. Transosseoz (kemik boyunca) implantlar
- C. Endosseoz (kemik içi) implantlar

A. Subperiosteal (kemik üzeri) implantlar:

Subperiosteal implantlar; kemik açığa çıkarıldıktan sonra ölçü alınarak kişiye özel olarak hazırlanırlar. Metal alaşımlardan kafes görünümlü yapılar direkt kemik dokudan destek alınarak periostun altına uygulanırlar.^{13, 14}

B. Transosseoz (Kemik Boyunca) İmplantlar

Transosseal pinlerden ve metal bir plakadan oluşan sistemde metal plaka,tutucu pinler veya vidalarla alt çene kemiğine sabitlenir. Çevre dokulara zarar verir ve çıkarılması oldukça zordur.^{15, 16}

Günümüzde endosseoz implantlar rutin kullanımda olup subperiosteal ve transosseoz implantların kullanımı terk edilmiştir.

C. Endosseoz (Kemik İçi) İmplantlar

Endosseoz implantlar; dişsiz krete veya çekim soketine implant frezleriyle yuva açılarak tamamen kemik içerisine yerleştirilen implantlardır. Endosteal implantlar kendi içerisinde dörde ayrılırlar:

1. Vida tipi implantlar
2. Silindirik implantlar
3. Blade implantlar
4. Vent tipi implantlar

Vida tipi implantlar kök formu implantlar olarak da bilinirler ve diş hekimliğinde günümüzde en fazla tercih edilen implant tipleridir. Vida tipi implantlarda; yivler ile mekanik stabilizasyon gerçekleşmektedir ve primer stabilizasyonu implant tipleri arasında en başarılı olan implant tipidir.¹⁷ Vida tipi implantlarda gelen kuvvetler yivler aracılığı ile kemiğe iletilmektedir.¹⁸ Kuvvetler yivler sayesinde kemiğe daha düşük seviyelerde ve daha homojen bir şekilde aktarılabilmektedir.¹⁹ Vida tipi implantlara göre günümüzde artık çok tercih edilmeyen implant tiplerinden silindirik implantlar primer

retansiyonunu kendi çapından daha dar olan yuvalara yerleştirilmesiyle kemik içinde oluşan sıkışma sonucu sağlayan implantlardır.²⁰ Blade tipi implantlar ise geçmişte silindirik implantların yerleştirilemediği dar kretlerde uygulanan bıçak şeklinde implantlardır. Endikasyon kısıtlılığı ve çıkarılmaları gerektiğinde fazla kemik kaybına sebep olmaları nedeniyle kullanımlarından vazgeçilmiştir.²¹ Ankrajı arttırmak amacıyla üzerlerinde delikler bulunan ve daha büyük hacimli implantları kullanma zorunluluğunu önlemek amacıyla geliştirilen implantlar vent tipi implantlardır. İyileşme sırasında kemiğin deliklerin içine yerleşmesiyle fizyolojik kuvvetlere karşı implant direnci artar ve bu sayede vent tipi implantlarda daha başarılı bir retansiyon elde edilmiş olur.¹⁷

2.1.3. Dental İmplantlarda Kullanılan Materyaller

A. Metal ve Alaşımlar

- Titanyum ve titanyum 6-Aluminyum 4-Vanadiyum
- Kobalt-krom-molibden (döküm formu)
- Demir-krom-nikel

B. Seramikler

- Alüminyum oksit (alumina ve safir)
- Hidroksilapatit 13
- Trikalsiyum fosfat
- Kalsiyum aluminat

C. Karbonlar

- Polikristalin camsı karbon
- Karbon-silikon

D. Polimerler

- Polimetilmetakrilat
- Politetraflour etilen

- Polietilen
- Silikon lastik
- Polisulfon ^{22, 23}

Titanyum ve alaşımları günümüzde en çok tercih edilen dental implant materyalleridir. ²⁴

2.1.3.1. Titanyum ve ti-6al-4v (titanyum-6 alüminyum-4 vanadyum)

Biyouyumluluğu, korozyon direnci, uygun mekanik ve fiziksel özellikleri sayesinde titanyum içerikli materyallerin diş hekimliğinde kullanımı cazip hale gelmiştir. Düşük elektriksel iletkenliği sayesinde yüzeyinde pasif oksit tabakası oluşması nedeniyle titanyum materyali biyouyumlu kabul edilir. Bu oksit tabakası korozyona karşı yüksek direnç sağlar. ²⁵

American Society for Testing Materials (ASTM) titanyumu demir ve oksijen içeriğine göre 5 sınıfa ayırmaktadır. ²⁵

Tip 1; kimyasal olarak saf ve yumuşak formdadır. ²⁶ Düşük interstisyel eleman içeriğinin bir sonucu olarak, oda sıcaklığında tüm gruplar içinde en düşük mekanik dayanıklılık, en yüksek yumuşaklık ve işlenebilirliğe sahiptir. Tüm standart üretim yöntemlerinde (kaynak, makineleme, soğuk işleme, sıcak işleme, kalıba dökme) kullanılabilir. ²⁶

Tip 2 saf titanyum; 275 MPa değerinde akma dayanıklılığına sahip olduğu için endüstriyel uygulamalarda ideal bir materyaldir. Düşük interstisyel eleman içerir ve bunun sonucunda korozyon direnci yüksektir. Ayrıca, üstün aşınma direncine sahiptir. Tüm standart üretim yöntemlerinde kullanılabilir. ²⁶

Tip 3 saf titanyum; üstün korozyon direnci ve dayanıklılığa sahiptir.

Tip 4 saf titanyum; en yüksek dayanıklılığa sahip sınıftır.

Tip 5 (Ti6Al4V alaşımı); % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içerir. Ti6Al4V; yüksek dayanıklılığa sahiptir, yorulma ve korozyona karşı oldukça dirençlidir.²⁷ Ancak, Ti6Al4V yapısında bulunan vanadyum sebebiyle sitotoksik olmasından dolayı bu alaşım, belirli uygulamalar ve cihazlarla sınırlı kalabilmektedir.²⁵

Genellikle diş hekimliğinde Tip 2, Tip 4 ve Tip 5 titanyum implantlar kullanılmaktadır.

2.1.4. İmplant tasarım biyomekaniği

İmplantlara gelen kuvvetlerin dağılmasında implantın tasarımı önemli bir faktördür. Dental implantlara gelen kuvvetlerin; uygulandığı bölge, implantın boyun tasarımı, yüzey özellikleri, yiv yapısı, implantın boyu ve implant çapı gibi etkenlere bağlı olarak değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir.²⁸

İmplant tasarımında öncelikli amaç; implanta iletilen kuvvetin ve oluşan stresin dokulara minimal seviyede iletilmesidir. Bu sayede erken ve geç dönem komplikasyonların minimum seviyeye indirilmesi amaçlanır.^{28, 29}

2.1.4.1. İmplant Gövde Yapısı

Endosteal implantların gövde yapısı 3 farklı kısımdan oluşmaktadır. Bunlar: boyun, gövde ve apektir.³⁰

İmplantların boyun bölgesi, kemik seviyesi ve doku seviyesi olmak üzere iki başlık olarak incelenebilir. Kemik ve doku seviyesi implantlar karşılaştırıldığında boyun bölgesinde oluşturdıkları stres bakımından kemik seviyesi implantlar avantajlı gözükse de klinik olarak kemik kaybı açısından herhangi bir farklılık olmadığı görülmüştür.^{31, 32} İmplantın boyun bölgesi; pürüzsüz parlak yüzeyli veya pürüzlü olarak tasarlanabilmektedir. Pürüzsüz parlak kresal modüllü implantlarda plak retansiyonunun daha az olduğu çalışmalarla ortaya konulmuştur.^{33 34}

Gövde yapısı implantlarda silindirik, açılı veya basamaklı formda olabilmektedir.^{35, 36} Klinik uygulamalarda; silindirik, konik veya bunların kombinasyonu olan endosteal implantlar kullanılmaktadır.³⁷

Apeks tasarımı; konik veya silindirik olabilmektedir. Apikal bölgede implantların retansiyonunu arttırmak amacıyla oluklar ve yivler bulunabilir. İmplantların apikal uçları sivri yapıda olmamalı düz bir yapıda olmalıdır. Sivri apikal geometriye sahip implantlarda daha az yüzey alanı vardır ve bu bölgede kemikte oluşan stres artar. Ayrıca komşu kortikal tabakanın perfore edilmesi durumunda sivri bir apikal geometriye sahip implantlarda yakın ilişkideki anatomik yapılara zarar verilebilir.³³

2.1.4.2. İmplant Çapı

İmplant çapı; en geniş implant yivi ile tam karşısındaki implant yivinin tepe noktaları arasında ölçülen mesafe olarak tanımlanır.³⁸ İmplant çapının artması, gelen kuvvetler sonucunda birim alanda oluşan olan baskı ve gerilim tipi kuvvetlerin değerlerinin azalmasını sağlar. Gelen kuvvetler yoğun şekilde implantların boyun bölgesinde biriktiği için geniş çaplı implantların kullanılması kuvvetlerin kemik-implant bağlantısı boyunca daha iyi dağıtılmasına olanak sağlar. Bu sayede implant boynu çevresindeki kortikal kemikte gerilmenin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önler ve implantların başarı oranını artırır.³⁹ İmplantın etrafında meydana gelen kuvvetlerin en çok krestal kemikte görülmesi sebebiyle çap, uzunluğa göre krestal bölgedeki kuvvetlerin azaltılması bakımından daha önemli bir faktördür.⁴⁰

2.1.4.3. İmplant Uzunluğu

İmplant platformu ve implant apeksi arasındaki mesafe implant uzunluğu olarak tanımlanır.³⁸ İmplantın boyunun artması implantın yüzey alanının artmasını sağlar. Bu sayede stres dağılımının daha iyi olmasını sağlayan önemli faktörlerden biridir. Yapılan

çalışmalarda en etkin stres iletiminin, implantın ilk 12 mm'lik kısmında gerçekleştiği ve stres dağılımındaki artışın 12 mm'den sonra aynı şekilde etkin artmadığı görülmüştür.^{41,42}

Yapılan sonlu elemanlar analizlerinde farklı implant boyları karşılaştırılarak stres dağılımını sağlayacak optimum boy bulunmaya çalışılmış ve optimum stres dağılımının 12 mm'lik implant boyunda gerçekleştiği görülmüştür.^{43, 44}

2.1.4.4. İmplant Yiv Tasarımı

İmplantların biyomekaniği açısından en önemli unsur yiv tasarımlarıdır.^{45, 46} İmplant yivleri; yiv sayısı, derinliği ve şekline bağlı olarak implantın yüzey alanını arttırarak kemik-implant temasını optimum şekilde sağlayıp implantın primer stabilitesini, fonksiyonel kuvvetlerin kemiğe en az stres oluşturacak şekilde aktarılmasını doğrudan etkilemektedir.^{37, 45, 47} Yiv adımı, Yiv derinliği, Yiv şekli olarak implant yiv geometrisi 3 farklı değişkenden oluşmaktadır.

Yiv Adımı: Komsu iki yiv formunun tepe noktasından geçecek şekilde yivlerin uzun aksına çizilen 2 paralel çizgi arasındaki mesafedir veya aynı aksiyel düzlemde, birim uzunluktaki yiv sayısıdır.⁴⁸ Yiv adımı azaldıkça yiv sayısı artar. Yiv sayısının artışı implantın fonksiyonel yüzey alanını arttıran bir faktördür.

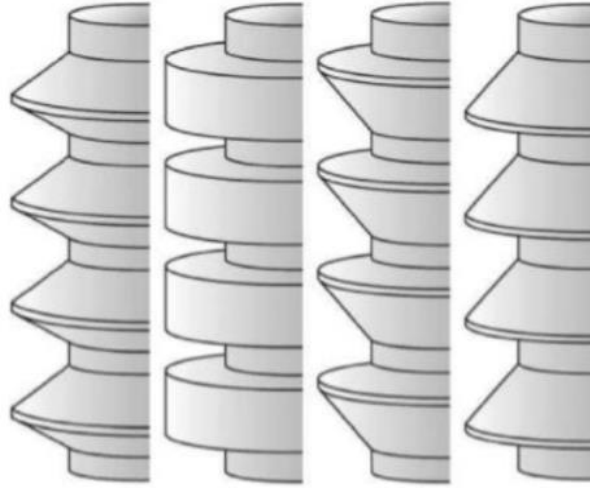
Klinik olarak bakıldığında implant yiv adımının implant yüzey alanını maksimum düzeye çıkartacak seviyede düşürülmesi aynı zamanda yivler arasında kemik oluşumunu sağlayacak kadar geniş tutulması gerekir. Ancak yiv sayısının artması implantın yerleştirilmesi sırasında kemik üzerinde istenmeyen streslerin oluşmasına neden olabilir.³³

Yiv Derinliği: İmplant gövdesinden yivin en u noktasına olan uzaklık yiv derinliği olarak ifade edilir.⁴⁹ Yiv derinliğinin artması implantın fonksiyonel yüzey alanını arttırmaktadır.³³ Yiv derinliğinin azalması ise cerrahi işlem kolaylaştırmasına rağmen implant yüzey alanını azaltır.⁵⁰

Farklı yiv derinliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda en iyi stres dağılımının 0.25 mm den daha fazla olan yiv derinliklerinde olduğu stres dağılımının 0.25 mm den 0.5 mm'e kadar etkin bir şekilde arttığı ve optimum yiv derinliğinin yaklaşık olarak 0.30 mm olduğu görülmüştür.^{51, 52}

Yiv Şekli: Kemik-implant ara yüzeyine fonksiyonel kuvvetlerin iletilmesinde yiv şekli önemli role sahiptir. Yiv geometrilerinde en önemli amaç; implant üzerine gelen kuvvetleri azaltarak ve temasta oldukları kemik dokusuna homojen bir şekilde dağıtarak iletmeleridir. Ayrıca yivlerin kemik implant ara yüzeyinde oluşan yıkıcı tipte kuvvet olan kesme tipi kuvvetleri en aza indirmesi beklenmektedir.^{42, 53}

Yiv şekilleri V yiv, payanda yiv, ters payanda yiv ve kare yiv olarak 4'e ayrılabilir.^{33, 45} (Şekil 2.1.). Yapılan çalışmalarda yiv şeklinin gerilme büyüklüğünü etkilediği ve kemik-implant ara yüzünde oluşan gerilme miktarının keskin kenarlı yiv şekillerinde yuvarlak kenarlı yiv şekillerine göre oldukça yüksek olduğu bildirilmiştir.⁴² Yapılan 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında karşılaştırılan farklı yiv şekilleri arasında kare ve payanda tipi yivlerin kuvvet iletiminde daha başarılı olduğu bildirilmiştir.⁵⁴ Kare yiv formu implantlar, sıkıştırma (baskı) kuvvetlerini homojen dağıtmada daha uygun yüzey alanı sergilerler. Ayrıca kare yiv tasarımının; v ve ters açılı payanda formlara göre, daha fazla implant kemik temas alanı sağladığı, primer stabilizasyonda diğer yiv tasarımlarına göre daha başarılı olduğu ve ters tork değeri olarak daha yüksek ters tork değeri gösterdiği belirtilmiştir.⁵⁵



Şekil 2.1. İmplant yiv şekilleri(Sırasıyla: Üçgen yiv formu, Kare yiv formu, Ters payanda yiv formu, Payanda yiv formu)

2.1.4.5. İmplant Yüzey Özellikleri

İmplantın yüzey özellikleri, kemiğin implant yüzeyine tutunmasına olanak sağlayan en önemli etkenlerden biridir. Önceleri işlenmemiş yüzey olarak tabir edilen machined yüzeylere sahip implantlar kullanılırken günümüzde kemiğin implant yüzeyine daha kolay ve hızlı tutunabilmesi maksadıyla implant yüzeylerine farklı yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Uygulanan bu işlemler ile yüzeylerdeki frezlerin oluşturduğu pürüzlülüğü arttırmak amacıyla treated(işlenmiş), kaplama ve kombine yüzeyler gibi farklı yüzey özellikleri oluşturulmuştur. Bu sayede implant yüzeyinde yüzey pürüzlülüğünün artması ve implantın yüzey enerjisinin düşürülmesi amaçlanmaktadır.^{56,57}

Günümüzde kullanılan implant yüzeyleri;

- Titanyum plazma spreycaplı yüzeyler (TPS)
- Sandblasted (kumlanmış) yüzeyler
- Acid-etched (asitlenmiş) yüzeyler
- SLA (sandblasted-largegrit-acid etched)
- Hidroksiapatit kaplı yüzeyler

- TiO₂ (titanyum dioksit) grit-blasted yüzeyler
- Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler
- Machined (makinayla hazırlanmış) yüzeyler olarak sıralanırlar.⁵⁸

2.2. Kemik

2.2.1 Kemiğin Yapısı

Kemik; insan iskeletine mekanik olarak destek sağlayan özelleşmiş bir mineralize bağ dokusudur. Üç boyutlu yapılarının farklı olması ve buna bağlı olarak farklı mekanik özellikler göstermesi nedeniyle kemik dokusu trabeküler (spongioz, kansellöz) ve kortikal (kompakt) 2 farklı tabakadan oluşur. Trabeküler kemik %70 oranında yumuşak bağ dokusundan meydana gelmesine rağmen kortikal kemik %95 oranında mineralizedir. Bu nedenle kortikal kemik, trabeküler kemiğe kıyasla 10-20 kat daha sert bir dokudur. Bu sertliğe bağlı olarak kortikal kemik, fonksiyon sırasında dental implantlara trabeküler kemiğe göre çok daha iyi desteklik sağlar.⁵⁹

Mandibula histolojik olarak değişken yoğunluktaki trabeküler kemiği saran dış kortikal tabaka bütününden oluşmuş tübüler, uzun bir kemiktir. Mandibulanın densitesi, posteriorda üst kenarda anteriorda ise alt kenarda daha kalın bulunan yoğun kortikal kemik ile değerlendirilebilir. Maksilla ise dışta ince bir kortikal kemikten, iç tarafta ise değişik yoğunluktaki trabeküler kemikten oluşmuştur.⁵⁹

Alveoler kemik spongioz, kortikal ve bazal kemikten yapılı, maksilla ve mandibuladan özelleşerek ayrılan ve dişlerin uzun aksına paralel olarak sıralanmış kemik lamellerinden oluşan bir yapıdır. Alveol kemik dişleri destekler ve çiğneme fonksiyonu sonucu çenelerde remodelinge katkı sağlar. Çiğneme fonksiyonu diş kaybından sonra gerçekleşmediğinden, diş kayıpları sonrası alveoler kemikte rezorpsiyon meydana gelmektedir.⁶⁰

2.2.2. Kemik Sınıflandırmaları

Alveoler kemik kalitesini tanımlayan geçmişten günümüze birçok sınıflama yapılmıştır.

En sık kullanılanlardan Misch tarafından 1999 yılında yapılmış olan kemik yoğunluğu sınıflaması şu şekildedir:³³

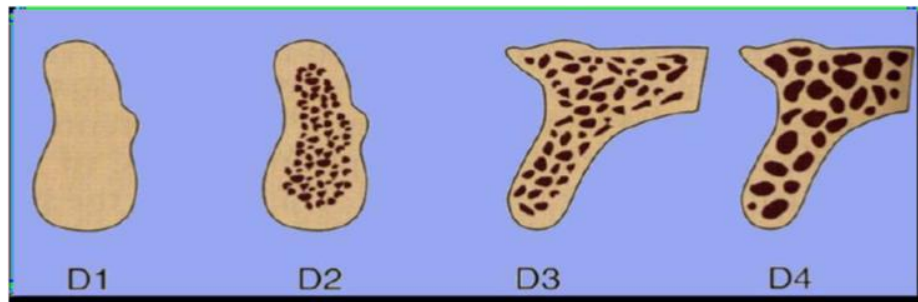
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemiktir.İleri derecede atrofik dişsiz anterior mandibulada görülür.

D2 kemik: Yoğun ve kalın kortikal kemik ve altında kalın trabeküler kemikten oluşur; anterior ve posterior mandibulada ve anterior maksillada lokalizedir.

D3 kemik: İnce kortikal kemik ve altında ince trabeküler kemikten oluşur; anterior ve posterior maksillada görülür.

D4 kemik: Kortikal kemik neredeyse yoktur yoktur. Tüm kemik hacmini ince trabeküler kemik dokusu oluşturmaktadır. Posterior maksiller bölgede görülür.

D5 kemik: Mineralizasyonunu tamamlamamış, kortikal tabakası bulunmayan ileri derecede yumuşak kemiktir (Şekil 2.4).



Şekil 2.2. Misch'in kemik sınıflandırması

2.3. Osseointegrasyonun Tanımı

Dental implantoloji alanındaki kapsamlı çalışmalar osseointegrasyon kavramı ile beraber başlamaktadır. İmplant ile kemik arasındaki ilişki ile ilgili iki temel teoriden bahsedilmektedir. Bu teorilerden ilk ortaya atılanı fibro-osseoz integrasyondur. Fibröz integrasyonda implant ile kemik yüzeyi arasında organize olmuş ince bir kollajen doku

bulunur. İlk yıllarda implant etrafındaki kollajen fiberler doğal dentisyondaki periodontal ligamentlere benzetilmiş olsa da, periodontal ligamentlerin aksine implant yüzeyine paralel seyrettikleri için kemik implant ilişkisini zayıflatmaktadır. 1970’li yıllarda araştırmacıların çoğu bu teoriyi destekleseler de, günümüzde implant-kemik bağlantısında gerekli olan bağlantının osseointegrasyon tipi bağlantı olması gerektiği kabul edilmektedir.⁶¹ İlk defa 1985 yılında Branemark ve ark. osteointegrasyonu “İmplant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında ışık mikroskobu seviyesinde, arada hiçbir doku bulunmaksızın, bağ dokusu tarafından engellenmeyen yapısal ve fonksiyonel direkt bağlantı” olarak tanımlamaktadır.⁶² Osteointegrasyon; yaşam boyunca devam eden kemik yapımını, tamirini ve adaptasyonunu içeren bir mekanizmadır. Biyolojik bir fonksiyon olarak osteointegrasyon; dental implantların doku ile birleşiminin sağlanması ve uzun dönem başarısında en önemli faktördür.⁶³

Osteointegrasyon genellikle 3 aşama şeklinde görülmektedir. İlk aşama; dental implantın uygulama sırasında kemik dokudan destek alması ile elde edilen primer implant stabilizasyonudur. İkinci aşama “de-novo kemik formasyonu” olarak isimlendirilen osteojenik hücrelerin implant gövdesine göçü ile başlayan aşamadır. Son aşamada yeniden şekillenmeye başlayan kemik doku oluşumu görülür ve sekonder implant stabilitesi meydana gelmektedir.⁶⁴

2.3.1 Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

İmplant stabilitesi ve retansiyonunu artırmak için ve uzun süreli fonksiyon görebilmesini sağlamak için başarılı ve tam bir osseointegrasyonun elde edilmesi şarttır. Başarılı bir osseointegrasyon için göz önünde bulundurulması gereken faktörler:⁶⁵

Hasta faktörü:

Hastanın genel sağlık durumu

İmplant yerleştirilecek kemiğin kalitesi

İmplant faktörü:

İmplant materyalinin doku uyumu

İmplant şekli

İmplant yüzeyi

İmplant genişliği ve uzunluğu

Cerrahi faktör:

İki aşamalı cerrahi işlem

Tek aşamalı cerrahi işlem

Dental implant uygulamalarında osseointegrasyonunun başarılı olarak değerlendirilmesi için günümüzde kabul gören başarı kriterleri ise şöyledir:⁶⁶

- İmplant, klinik incelemede hareketlilik göstermemelidir,
- Radyografik incelemede implant ve implant çevresinde radyolusensi olmamalıdır,
- Yükleme sonrası vertikal kemik kaybı yıllık 0,2 mm'den az olmalıdır,
- Enfeksiyon, ağrı, nöropati, parestezi veya mandibular sinir hasarı gibi bulgular olmamalıdır,
- 5 yıllık gözlem sonucunda en az %85, 10 yılın sonunda en az %80 başarı oranı sağlanmalıdır.

2.4. İmplant Destekli Hibrid Protezler

Genellikle metal bir altyapı üzerine akrilik rezinden kaide ve yapay dişlerin yerleştirildiği ve bunların vidalar aracılığı ile implant veya abutmentlere bağlandığı protezlere hibrid protezler denilmektedir.

Protez-altyapı-abutment arasındaki bağlantı rijittir ve protez hekim tarafından vidalar sayesinde gerekli görüldüğü durumlarda çıkarılabilmektedir.⁶⁷Hibrit protezlerin en önemli avantajlarından biri, implantlar anteriora yerleştirilmiş olsa bile altyapının

posteriora uzatılabiliyor olmasıdır. Kantilever uygun kalınlık, uzunluk ve yükseklikte planlandığında protezi deforme etme miktarı en aza inmektedir.⁶⁸ Hibrid protezlerde altyapıda krom-nikel, krom-kobalt, titanyum gibi materyaller üst yapıda ise akrilik ve seramik materyaller kullanılabilmektedir.^{69, 70}

2.5. All-On-Four Sistemi

Diş kayıpları sonrasında oluşan alveol kret rezorpsiyonu nedeni ile çoğu vakada implant uygulaması yapılacak yeterli kemik miktarı bulunmamaktadır. İmplant uygulamalarının komplike bir hal almasına sebep olan bu durum ek cerrahi operasyonlara ihtiyaç duymaktadır. Yetersiz alveol kret yüksekliğinde; distraksiyon osteogenezi, otojen kemik grefti uygulaması, vertikal augmentasyon, sinir repozisyonu, sinüs elevasyonu ya da kısa implantların kullanımıyla çözüm aranmaktadır.⁷¹

Aşırı rezorpsiyon gösteren posterior bölgelerde anatomik yapılar genellikle implant cerrahisini sınırlamaktadırlar. Bu gibi durumlarda augmentasyon uygulamaları, uzun süren iyileşme süresi, ikinci bir cerrahi alana ihtiyaç duyulabilmesi ve maliyetin artması gibi nedenlerle genellikle hastalar tarafından tercih edilmemektedir. Kısa implant uygulamalarında ise implant sayısının artırılması hasta üzerindeki maddi yükü arttırmaktadır. Bu gibi durumlarda az sayıda implant üzerine yapılan ‘‘all-on-four’’ tedavi konsepti hastalar için uygun bir çözüm yolu olabilmektedir.⁷¹

Atrofik çenelerde dental implantlarla rehabilitasyonun sağlanması amacıyla 2003 yılında Dr. Malo tarafından geliştirilen ‘‘all-on-four’’ tedavi sistemi kullanıma girmiştir. All-on-four sistemi total dişsiz hastaların dental implantlarla rehabilitasyona imkan sağlayan ve hasta konforunu arttıran güvenilir bir tedavi protokolüdür.

‘‘All- on –four’’ sistemi; maksilla ve mandibulada 2 anterior ve 2 posterior olmak üzere toplamda 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezi kapsamaktadır.⁴⁻

⁶Mandibula ve maksillada anterior implantlar lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior

implantlar mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale açılı yerleştirilirler.⁶ Anterior implantlar oklüzal düzleme dik, posterior implantlar ise yaklaşık olarak 30-45° distale açılı yerleştirilirler. Düz ve açılı çok üniteli(multi-ünit) abutmentlar kullanılır.^{4, 6, 72} Posterior implantların açılı yerleştirilmesi, daha iyi yük dağılımı sağlar ve anteriorposterior mesafeyi arttırarak protezin kısa bir kantilever ile 12 diş içermesine olanak sağlar.⁷³⁻⁷⁵

All-on-four tedavi sistemi, genel olarak düşük maliyetli tedavi seçeneği olması ile birlikte azalmış tedavi süresi sağlaması, geniş cerrahi yaklaşımlar ve hareketli protezler ile karşılaştırıldığında hastaya yüksek yaşam kalitesi sağlayan bir tedavi yaklaşımı olarak görülmektedir.⁷⁶

“All-on-four” tekniğinin uygulanabilmesi için maksilla ve mandibuladaki kemik genişliği ve hacmi önemlidir. Mandibulada mental foramenler arası kemik yüksekliği minimum 8-10 mm ve genişliği minimum 5 mm olmalıdır. Maksillada ise kemik genişliği en az 5 mm, kemik yüksekliği minimum 10 mm olmalıdır.^{4 77}



Şekil 2.3. Alt çenede All-on-four sistemi (Nobel Biocare)

2.5.1. “All-on-four” Sisteminin Avantajları

Açılı posterior implantlar anatomik yapıları korur,

Kemik ankrajını arttıran uzun implant yerleşimine olanak sağlar,

Posterior kantilever uzunluğu kısalmır,

Kemik greftleme prosedürü gibi cerrahi işlemleri elimine eder,

Yüksek başarı oranına sahiptir,

Anterior-posterior abutmentlar arası mesafe artar,

Final restorasyon sabit ya da hareketli hazırlanabilir,

İmmEDIATE fonksiyon ve estetik sağlar,

İmplant sayısının azalması ile maliyet düşer.^{5, 78-80}

2.5.2. “All-on-four” Sisteminin Dezavantajları

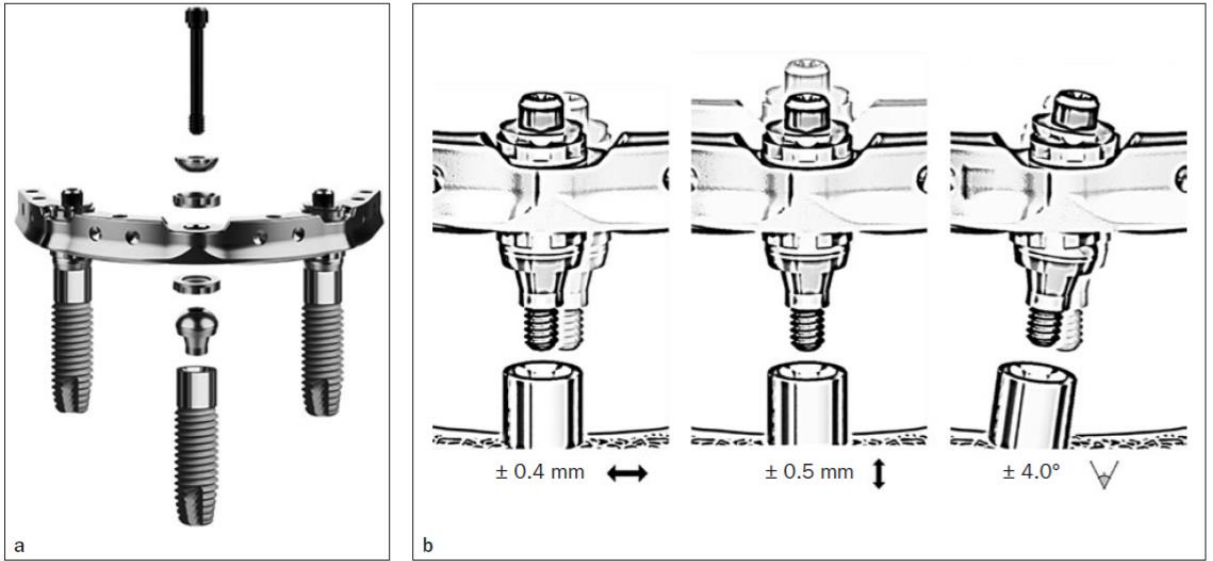
- Tekniğin uygulanmasının cerrahi hassasiyet ve deneyim gerektirmesi
- Planlanan implant yerleşimi bilgisayar destekli rehber olmadan her zaman mümkün olmayabilir.
- Ufak etkenlerle bile değişebilen açıların problem yaratabilmesi
- Hassas bir teknik olması nedeniyle implant uygulama esnasında bilgisayar destekli rehber ihtiyacı duyulması
- Kantilever uzunluğunun posteriorda belirli sınırlar dahilinde uzatılabilmesi.^{80,81}

2.6. Trefoil Sistemi

Total dişsizlik, yaşlı ve düşük gelirli insan popülasyonlarını orantısız olarak en çok etkileyen küresel bir halk sağlığı sorunudur.⁸² Mandibular total dişsizlik vakalarında, geleneksel total protezi stabilize etmek için mandibula yüzey alanından yoksun olduğu ve sırt çevresindeki kaslar protezi yerinden oynatabileceği için daha dikkatli olunması gerekmektedir.⁸³ Total dişsiz mandibula için mevcut tedaviler arasında geleneksel protez, iki locater veya bir bar tarafından stabilize edilmiş hareketli implant destekli overdenture protezler ve implant destekli sabit protezler bulunmaktadır.⁸⁴⁻⁸⁶ Sabit ve hareketli implant destekli protezleri karşılaştıran bir meta-analiz çalışması, implant destekli sabit protezler için implant kayıp oranlarının önemli ölçüde düşük olduğunu göstermiştir.⁸⁷ Bu sonuçta

implant destekli sabit protezlerin uzun vadede daha iyi bir seçenek olabileceğini düşündürmektedir. Bununla birlikte, yapılan bir çalışmada Amerika Birleşik Devletleri ve Avrupa'da, dişsiz yetişkinlerin % 4'ünden azında implant destekli protezler olduğu ve bu sonucun maliyet nedeni ile olduğu ortaya konulmuştur.⁸⁸ Hem maliyeti azaltmak hemde anatomik nedenlerden dolayı daha az implant ile sabit protez yapılabilmesi için geçmişten günümüze yeni arayışlar sürekli devam etmektedir.⁸⁴ 1977 yılında Branemark ve ark. ilk defa dört ila altı implant kullanarak tam ark implant destekli sabit protez yapmışlardır.⁸⁹ O zamandan beri, daha az implantla yapılan sabit tam ark protezlerinde implantların yüksek sağkalım oranına sahip olduğu da çalışmalarla gösterilmiştir.⁹⁰

Son dönemde geliştirilen Trefoil sistemi(Trefoil, Nobel Biocare) 3 implant ile implant üstü sabit protetik tedavi olanağı sunmaktadır. Sistemde kemik üzerinde kalan pürüzsüz boyun yapısına sahip konik trefoil implant (Trefoil Implant CC RP, Nobel biocare) kullanılır. Trefoil implanta 5.0 mm çapta 11,5 mm ve 13 mm olmak üzere iki farklı boy seçeneği bulunmaktadır. Kemik üzerinde kalan pürüzsüz boyun yüksekliğinde de 4.5 mm ve 6 mm olarak iki farklı boy seçeneği mevcuttur.⁹¹ Sert ve yumuşak doku uyumu açısından konik bağlantılı abutmentler mevcuttur. Yüksek mukavemetli titanyumdan üretilen standart tek parçalı prefabrik bar sistemin bir parçasıdır ve implant-bar uyumu için uyumlanabilir fiksasyon parçaları mevcuttur.Uyarlanabilir fiksasyon mekanizması, horizontal ($\pm 0,4$ mm), vertikal ($\pm 0,5$ mm) ve angular boyutlarda (± 4 derece) implant yerleştirme sapmalarını telafi etmek ve pasif uyumu sağlamak için bir dizi eklem parçası kullanır (Şekil 2.4.).⁷



Şekil 2.4. a) Trefoil implant, prefabrik titanyum bar ve ara parçalar b) Uyarlanabilir mekanizmaların horizontal, vertikal ve angular implant sapmalarını ve dengeleyici uyarlanabilir mekanizmaların maksimum aralığını telafi etme şeklinin gösterimi.

2.7. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler

Biyomekanik; biyolojik dokuların fonksiyonel veya nonfonksiyonel kuvvetlere karşı verdiği tepkilere mekanik prensipler dahilinde cevap arayan multidisipliner bir yaklaşımdır. Tıp, biyoloji, fizyoloji ve mekanik konularını kapsar. Diğer bir ifadeyle biyomekanik, biyolojik problemlerin çözümünde mühendislik prensiplerinin uygulanması olarak da ifade edilebilir.⁹²

Biyomekanik; dental implantolojide yeni tasarım arayışı ve geliştirilmesi ve ayrıca mevcut tasarımların değerlendirilerek daha başarılı performans elde edebilecek yeni tasarımların ortaya çıkarılmasında önemli bir faktör olmuştur.⁹³

Fonksiyonel çiğneme kuvvetlerini yivleri aracılığı ile çevre destek dokulara homojen şekilde iletme dental implantların başlıca görevlerinden biridir. İmplantlar çiğneme fonksiyonu sırasında farklı yönlerde ve şiddette kuvvetlere maruz kalırlar. Bu nedenle implant tasarımlarının amacı çiğneme kuvvetlerini homojen dağıtarak implant destekli protezlerin uzun süreli başarılı bir fonksiyon görmesini sağlamaktır.³³

İmplant başarısızlıklarında en sık karşılaşılan sorunlar; implantların aşınması, metal yorgunluğu ve kırılması gibi durumlardır. Biyomekanik prensipler göz önünde bulundurularak, implantın maruz kaldığı stres sonucu oluşabilecek komplikasyonlar minimum düzeye indirilebilir.^{94, 95}

İmplantlara aşırı kuvvet yüklenmesinin en sık başarısızlık nedenlerinden biri olduğu yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur. Biyomekanik prensiplerini iyi bilinmesi sayesinde kemik dokunun maruz kaldığı aşırı streslerin önüne geçmek mümkündür. Kemiğin aşırı mekanik kuvvetlere maruz kalması, implantın ağızda kalım süresini doğrudan kısaltan bir faktördür.⁹⁶

2.7.1. Çiğneme Kuvvetleri

Dişler, dişleri destekleyen dokular ve dişlerin fonksiyon görmesini sağlayan dokuların tümüne birden çiğneme sistemi adı verilir. Çiğneme sistemi; maksilla, mandibula, temporamandibular eklem (TME), çiğneme kasları, nöromusküler ve ligamentöz dokular ve bu dokuları besleyen vasküler sistem gibi birçok kısımdan oluşur. Birbirinden farklı birçok bölümden oluşsada çiğneme sistemi tek bir fonksiyonel ünite olarak görev yapar. Bu sebeple fonksiyon açısından bu karmaşık sistemin bölümleri birbirlerinden ayrı olarak değerlendirilemez. Sistemin yapay elemanları olan dental implantlar uygulandıkları andan itibaren bu sistemin birer parçası haline gelirler ve sistem üzerindeki mevcut kuvvet faktörlerinin etkisi altında kalırlar.

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar, kemikle doğrudan temas halinde oldukları için üzerilerine gelen kuvvetleri direkt olarak alveoler kemiğe iletirler. Fonksiyonel limitler dışında kemiğe iletilen kuvvetler kemikte rezorpsiyona neden olurken, iletilen kuvvetlerin kemiğe yetersiz transferi de benzer etki yaratmaktadır. Bu nedenle kemik ile implant arasındaki bütünlüğün ve buna bağlı olarak oluşan osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin büyük bir önemi vardır.⁹⁷

Çiğneme sistemi bir bütün olarak düşünüldüğünde oldukça aktif bir sistemdir. Çiğneme fonksiyonu sırasında implantların maruz kaldıkları kuvvetler; kuvvetin büyüklüğü, kuvvet süresi, kuvvet yönü ve kuvvetin tipine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.⁹⁸

2.7.1.1. Çiğneme Kuvvetlerinin Büyüklüğü

Çiğneme sisteminde oluşan kuvvetlerin şiddeti anatomik bölge ve dentisyonun durumuna bağlı olarak değişkenlik gösterir. Çiğneme kuvvetleri farklı çalışmalarda 42 N'dan 2440 N'a kadar değişiklik gösterebilen geniş bir aralıkta ölçülmüştür. Çenelerin posterior bölgelerinde bu değerler 440 lbs (200 kg) kadar çıkabilmektedir.^{99, 100} Doğal dentisyona sahip kişiler ile implant üstü sabit protez kullanan kişiler ve köprü protezi kullanan kişilerdeki çiğneme kaslarının fonksiyonları yakın özelliktedir. Total dişsiz alt çenelerin implant üstü sabit protezlerle restorasyonlarında, ısırma kuvvetlerinin ve çiğneme fonksiyonlarının arttığı gözlemlenmiştir.¹⁰¹

2.7.1.2. Çiğneme Kuvvetlerinin Süresi

Çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğü ve süresi bireyler arasında ve dental arkın farklı bölgelerinde farklı değerler gösterir. Fizyolojik şartlar altında dişler sadece yutkunma ve çiğneme fonksiyonları esnasında kısa süreli bir temasta bulunurlar. Bu temasların gün içindeki toplam ortalama süresi 30 dakikadır. Fakat; diş sıkma ve diğer parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında bu süre birkaç saate kadar çıkabilmektedir. Parafonksiyonel davranışlar sadece temas süresini uzatmakla kalmaz, aynı zamanda temas yönünü ve meydana gelen kuvvetlerin miktarını da değiştirirler. Sistemde meydana gelen bu parafonksiyonel kuvvetler özellikle implant gibi sistemin sonradan üyesi olan öğelerin başarısını olumsuz yönde etkiler. Bu nedenle implant ve protetik restorasyonların planlaması yapılırken, fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetleri karşılayabilecek

şekilde planlama yapılmalı ve materyal seçimlerinde bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.³³

2.7.1.3. Çiğneme Kuvvetlerinin Yönü

İmplantlara gelen yükler, okluzal kuvvetlerin yönlerine göre değişiklik gösterirler. Bu kuvvetler bileşkelerine ayrıldığında potansiyel olarak implant prognozu açısından tehlikeli olanlar lateral kuvvetlerdir. Lateral kuvvetler, implanta uyguladıkları dönme momentlerinin etkisiyle implantın boyun bölgesinde krestal kemik hizasında istenmeyen streslere neden olurlar.^{102, 103} İmplantaya gelen açılı (oblik) kuvvetler, dik (vertikal) kuvvetlere göre implant üzerinde daha yıkıcı stresler oluştururlar. Lateral kuvvetler, vertikal kuvvetlerle kıyaslandığında %50 ile %200 arasında daha fazla basma stresi yaratırken, çekme tipi stresi de yaklaşık 10 kat kadar arttırmaktadır. Bu nedenle bu tip kuvvetler implant çevresindeki kemik rezorpsiyonun en önemli nedenlerindendir.³³

2.7.1.4. Çiğneme Kuvvetlerinin Tipi

Bir cisme etki eden kuvvetler normal kuvvetler ve kayma kuvvetleri olarak ikiye ayrılırlar. Bu iki tip kuvvet cisimde oluşturduğu streslere göre üç alt gruba ayrılırlar;³³

-Çekme tipi kuvvetler: Doğrultuları aynı, yönleri zıt olan iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Bu durumda cismi oluşturan moleküller birbirinden uzaklaşmaya zorlanırlar.

-Basma tipi kuvvetler: Doğrultuları ve yönleri aynı olan iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Cismi oluşturan molekülleri birbirine yakınlaşmaya zorlar.

-Makaslama tipi kuvvetler: Farklı seviyelerde ve zıt yönlerdeki iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Bu tip kuvvetler cismin bir kısmını ters yöne kaymaya zorlar.

Basma tipi kuvvetler kemiğin en dayanıklı olduğu kuvvetlerdir. Kemik; çekme tipi kuvvetlere %30 oranında daha az ve makaslama tipi kuvvetlere ise %65 oranında daha az dayanıklıdır.^{42, 102}

2.8. Kuvvet Analizleri

Kuvvet analizleri; bir cisme etki eden kuvvetlerin, cismin yapısında oluşturdıkları stresleri belirlemek ve bu kuvvetlerin etkilerini değerlendirmek için yapılan analizlerdir. Kuvvet analizi yöntemlerini incelemeden önce analizler sırasında kullanılan terimleri kavramak gerekmektedir.

2.8.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar

2.8.1.1. Kuvvet

Kuvvet; duran bir cismi hareket ettiren, hareket eden bir cismi durduran, nesnelerin şeklini, yönünü ve doğrultusunu değiştiren etkiye denir. “N” (Newton) simgesi ile gösterilir.¹⁰⁴ Kuvvet; belirli bir şiddeti, yönü, doğrultusu ve süresi bulunan vektörel bir büyüklüktür.¹⁰⁵ Sonlu elemanlar analizlerinde kullanılan kuvvetler de vektörel kuvvetler olup belirli yön ve şiddette uygulanır.

2.8.1.2. Gerilme(Stres)

Birim alana düşen kuvvet miktarı stres olarak ifade edilir. Stresin büyüklüğü, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlı olarak değişir.^{33, 106, 107} Kuvvet uygulanan bir cismin iç yapısında kuvvete karşıt yöde, kuvvet ile aynı büyüklükte bir tepki gerilmesi meydana gelir. Kuvvet sonucu oluşan bu tepkiye stres adı verilir. Uygulanan kuvvet ve cismin içerisinde oluşan gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılarak etki eder.¹⁰⁸

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) şeklinde formüle edilmektedir. Birimi Paskaldır (P= N/ m²). Ancak sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında gerilme birimi “Megapaskal” olarak kullanılmaktadır. 1 MPa ise 1N/mm² ye eşittir.^{109, 110}

Stresin büyüklüğü; kuvvetin büyüklüğü ve dağıldığı alanın kesit alanına bağlıdır. Hem kuvvetin büyüklüğü azaldıkça hem de dağılan yüzey alanı arttıkça oluşan stres miktarı azalacaktır. Kuvvetin büyüklüğü; eksen dışı yükler, kron yüksekliği ve kantilever

uzunluğu indirgenerek azaltılabilir. Stresin dağıldığı yüzey alanı ise implant sayısının arttırılması veya daha geniş yüzey alanına sahip implantların kullanılması ile arttırılabilir.⁹³

Aynı anda farklı aı veya doğrultuda uygulanan kuvvetler daha karmaşık streslere neden olabilmektedir. Kuvvetlerde de olduğu gibi gerilimler de üç alt tipe ayrılırlar:çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimi.¹¹¹

1-Çekme gerilimi (Tensile stress): Aynı doğrultudaki vektörleri birbirine doğru ters yöndeki iki kuvvetin etkisi ile oluşan, cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan gerilme tipidir ve pozitif(+) işaret alır.

2-Basma gerilimi (Compressive stress): Aynı doğrultuda fakat vektörleri birbirine doğru ters yöndeki iki kuvvetin etkisi ile oluşan ve cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan gerilme tipidir ve (-) işaret alır.

3.Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olarak kabul edildiği, yalnızca dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal stres (Principal stress) olarak adlandırılırlar. Asal stres; maksimum, ara ve minimum asal stres olmak üzere e ayrılmaktadır. Kuvvet uygulanan cisimlerde tek bir tip asal gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilmeler meydana gelmektedir.^{112, 113}

*Maksimum asal stres (Maximum principle stress): En yüksek çekme gerilmelerini ifade etmektedir. Pozitif değer olup ‘‘Pmax’’ ile gösterilir.

*Minimum asal stres (Minimum principle stress): En yüksek basma gerilmelerini ifade etmektedir. Negatif değer olup ‘‘Pmin’’ ile gösterilir.

Bir düğüm noktasında etkin olan gerilme tipi mutlak değeri daha büyük değer olandır.¹¹⁴

2.8.1.3. Von Misses Stres

Von Mises stresi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kriter gere “Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belirli bir değeri aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirecektir”.¹¹⁵ Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin değerlendirmesinde kullanılan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan von Mises stresi çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olan gerilim değeri olarak tanımlanabilir.¹¹⁶ Kırılğan materyallerde principal stres degerleri daha önemlidir.Kemik kırılğan bir yapı olduğundan; kemik üzerindeki streslerin degerlendirilmesinde genellikle principal stresler kullanılır.Von Mises stres değeri ise çekilebilir materyallerde daha önemlidir. Bu sebeple implantlarda oluşan stres değerlerinin incelenmesinde Von Mises stres değeri kullanılır.¹¹⁴

2.8.1.4. Gerinim(Strain)

Uygulanan kuvvet sonucu cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal şekil değişimi gerinim olarak ifade edilir. Uygulanan kuvvet sonucunda cisimde gerilim oluştuğunda, aynı zamanda gerinim de oluşmaktadır.¹¹⁷ Gerinmenin herhangi bir birimi yoktur. Gerilim; büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim sadece bir büyüklüktür.¹¹⁸

2.8.1.5. Elastisite (Young’s) Modülü

Cisimlere etki eden kuvvetlerin ortadan kalkmasıyla,cisimlerin eski şekline dönme yeteneğine elastisite denir. Üzerindeki kuvvetin kaldırılması ile ilk durumuna tamamen geri dönen cisimlere ise elastik cisimler denilmektedir.^{113, 119}

Elastisite modülü; gerilmenin gerinime oranıdır (stres/strain). Materyalin sertliği arttıkça elastisite modülü de artar. Elastisite modülü kg/cm2 cinsinden ölçülür. Birimi

Gigapaskal (GPa)'dır. Her madde kendine özgü elastisite modülüne sahiptir.¹¹³ Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvet altında düşük elastisite modülüne sahip bir cisme göre daha az deformasyon gösterir.¹²⁰

2.8.1.6. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Katı bir materyal aksiyal (basma veya çekme) kuvvete maruz kaldığında yapısında aksiyal ve lateral yönde gerinim meydana gelir. Elastik sınırlar içindeki gerinim değerlerinde yüklemeye dik yöndeki lateral gerinimin, yükleme yönündeki aksiyal gerinime oranı Poisson oranı olarak ifade edilir .Poisson oranı “V” simgesi ile sembolize edilir.¹²¹ Poisson oranı cisme ait ayırıcı bir özellik olmakla beraber birimi ise tüm maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir.¹²²

2.8.1.7. Homojen Cisim

Bir materyalin homojen olması içyapısındaki her bir noktadaki elastik özelliklerin aynı olduğunu gösterir.¹¹³

2.8.1.8. İzotropik ve Anizotropik Cisim

Bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesi izotropi olarak tanımlanır.¹¹³ İzotropik cisimler kuvvet sonucunda meydana gelen basma, çekme ve makaslama streslerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultulardaki kuvvetler altında farklı elastiklik modülüne sahiptirler.^{123, 124}

2.8.1.9. Lineer Elastik Cisim

Elastik cisimler için gerilme ve gerinim ilişkisi belirli yük sınırları içerisinde doğrusal olarak kabul edilir. Hooke kanunu olarak bilinen bu kanun 1678 yılında Robert Hooke adlı fizikçi tarafından bulunmuştur.¹²⁵ Bu tip özellik gösteren cisimlere ise lineer elastik denir.

2.8.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Analiz; bir maddenin veya verinin birleşiminin niteliğini ya da niceliğini anlamak için yapılan işlemlere verilen genel isimdir. Bir materyal tasarım aşamasında iken; tasarımının kontrol edilerek gerekli şartları sağlayıp sağlayamadığı, hangi kuvvetlere veya hangi şartlara dayanabildiğinin ve uç limitlerinin ne olduğunun tespit edilmesi gerekir. Bu sayede; üretilmesi planlanan materyalin zayıf yönlerinin üretim öncesinde tespit edilerek üretim aşamasında oluşabilecek sorunların önüne geçmek amaçlanır. Bu amaçla da bu materyallerde gelen kuvvetlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığını, nasıl dağılım gösterdiğini ve buna göre cismin şeklinin nasıl tasarlanması gerektiğini gösteren kuvvet analiz yöntemleri kullanılmaktadır.¹²⁶

Bu yöntemler;

Deneysel analizi yöntemleri:

1. Fotoelastik rezin gerilme analizi,
2. Gerilim ölçer (Strain Gauge) kuvvet analiz yöntemi
3. Holografik interferometri (Lazer Işınlı) kuvvet analizi
4. Kırılğan vernik tekniği ile kuvvet analizi.
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi

Sayısal analizi yöntemleri:

1. Linear & Non-linear analiz,
2. Sonlu elemanlar analizi şeklinde sıralanabilir.

Kuvvet analiz yöntemleri, diş hekimliğinde özellikle, implantoloji ve maksillofasiyal cerrahi alanlarında sıklıkla kullanılmaktadır. İmplantoloji alanında; yerleştirilen implant yapılara fonksiyon sırasında gelen kuvvetlerin çevre alveol kemiği üzerinde oluşturdukları gerilme ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin ve

sonucunda çenelerde ve kemik dokunun yapısında meydana gelebilecek deformasyonların öngörülebilmesi amacıyla kullanılmaktadır.^{127, 128}

2.8.2.1. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi; nesnelerin kuvvet, stres ve gerinme gibi mekanik problemlerine kabul edilebilir sayısal çözümler getiren bilgisayar tabanlı bir simülasyon analiz yöntemidir. Bu yöntem de karmaşık sistemler sanal ortama aktarılarak statik, dinamik, lineer ve non-lineer analiz yöntemleri kullanılarak gerçeğe en yakın sonuçlar elde edilmeye çalışılır.^{129, 130} Sonlu elemanlar analizi yöntemi "parçadan bütüne gitme" prensibine dayanır. Yöntem, karmaşık problemlerin daha basit alt problemlere ayrılması ile her bir problemin kendi içinde çözülmesiyle bütüne ulaşmayı amaçlar.¹³¹

Ledley ve Huang'ın 1968 yılında yaptıkları araştırma, diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi yöntemi ile yapılan ilk çalışmadır. Bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanan çalışmada, kuvvetlerin etkisiyle dişi çevreleyen dokularda meydana gelen stresler değerlendirilmiştir.¹³² İmplantoloji alanında ilk sonlu eleman analiz yöntemi kullanımı ise 1970'li yıllarda gerçekleşmiştir. Tesk ve Widera ilk defa 1973 yılında pin ve blade tipi iki farklı implantı 2 boyutlu olarak modelleyip stres ölçümleri yaparak birçok araştırmacıya yol gösterici olmuşlardır.¹³³

Sonlu eleman stres analiz yöntemi özellikleri:¹³⁴

1. Karmaşık yapıya sahip yapılar ile uyumluluk
2. Farklı yapısal problemler için uyumluluk
3. Teorik temellerin güvenilirliği
4. Doğruluğun güvenilirliği
5. Hesaplama verimliliği

Sonlu elemanlar analizine başlarken ilk adım incelenecek cismin üç boyutlu modelinin hazırlanmasıdır. Modellerin hazırlanma aşamasında bilgisayarlı tomografi

veya manyetik rezonans gibi farklı görüntüleme teknikleri kullanılabilir. Bu şekilde cismin görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ve modelin oluşturulması sağlanabilirken, modellenecek cismin yüzeyinin 3D tarayıcılar ile her bir detayının taranıp bilgisayar ortamına aktarılması ve ya üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi ile de çalışılacak modeller hazırlanabilir. Sonlu elemanlar analizinde hazırlanan model, "eleman" (element) olarak adlandırılan basit geometrik parçalara ayrılırlar. Elemanlar; geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar. Elemanlar ana yapının geometrisi ile tam uyumludur ve ana yapının her bölgesinde istenilen mekanik özellikleri gösterirler.¹²⁹ Bilgisayar ortamına ana hatlarıyla aktarılan modelin analizinin gerçeğe en yakın olarak yapılabilmesi ve daha basit bir modele indirgenebilmesi için elemanlara bölmünmesi işlemine “ağ yapısı oluşturulması (Mesh Generation)”adı verilir. Elemanlar arasındaki köşe temas noktaları ise ‘düğüm noktası (node)’ şeklinde ifade edilir.⁹⁴

İkinci aşamada; ağ yapısı oluşturma işlemi ile elemanlara ayrılan modelde kullanılan materyale özgü elastisite modülü, poisson oranı ve cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin cismin neresinden uygulandığını, analiz sırasında yapılan gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini gösteren sınır koşulları tanımlanır. Sonrasında cisme uygulanacak yükleme koşulları için kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenerek analiz işlemi gerçekleştirilir.¹³⁵⁻¹³⁷

Analiz sonucunda ise her nesnenin alt elemanlarının çözümlemesi ile yapının bütünüün çözümlemesi sağlanır ve elde edilen veriler yorumlanarak sonuca ulaşılır. Bu işlemler bilgisayar programları ile yapılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizinin yorumlanmasında kullanılan bazı faktörler analizin sonuçlarını doğrudan etkilemektedir. Bunlar:

1. Kemik ve implantın detaylı geometrik yapısı
2. Materyal özellikleri
3. Sınır koşulları ve kuvvetin özellikleri
4. İmplant kemik ara yüzünün özelliği¹³⁵

Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yönteminin Avantajları:^{54, 129, 130, 138}

1. Düzgün geometri göstermeyen karmaşık katı yapılar ve kendi içerisinde farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılar kolaylıkla modellenabilir.
2. Düzgün bir geometriye sahip olmayan katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip farklı katmanlardan oluşan nesnelerin, farklı katmanlarının her birinin fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özellikleri tam olarak yansıtılarak gerçek yapıya çok yakın model elde edilebilir.
3. Farklı yüzeyler arasındaki temas, adaptasyon, sürtünme ve yapışma durumları gerçeğe en yakın olacak şekilde belirlenebilir.
4. Gerilmeler (stres), gerinimler (strain) ve yer değiştirme miktarları ayrıntılı şekilde elde edilebilir.
5. Hem incelenen objenin bütünü hem de incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait analiz sonuçları ayrı ayrı değerlendirilebilir.
6. Eleman boyutları ayarlanabilir. Bu sayede önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilir ve aynı parçanın diğer bölgeleri daha büyük elemanlara ayrılarak işlem hızı artırılabilir.
7. Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, kuvvet özellikleri gibi değişkenler istenildiğinde değiştirilebilir bu sayede analiz istenildiği kadar tekrarlanabilir.

8. Elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi için,görselleştirme işlemi kullanılabilir. Bu işlemde elde edilen veriler renk kodları olarak, istenen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenmektedir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermekte olup, renklerin hangi değer aralığına denk geldiği görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilip ölçek renk skalasının modeller üzerinde daha net anlaşılması açısından istenildiği gibi ayarlanabilmektedir.
9. Gerçek ortamda madde bulunmadığından çoğu problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı yeterlidir.

Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yönteminin Dezavantajları:¹³⁹

1. Analizlerin yapılabilmesi için gerekli donanıma sahip bilgisayar ve yazılımların maliyetleri yüksektir.
2. Gerekli yazılımların kullanılabilmesi için ileri seviye yazılım bilgisi gerekmektedir.
3. Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması ve sonlu elemanlar analizi yazılım programının kapasitesi ile sınırlıdır.
4. Yapılan araştırmaların doğruluğu; malzeme özelliklerinin ve model verilerinin sisteme doğru ve eksiksiz yüklenmesini gerektirir.
5. Ağz içinde statik yüklerden çok dinamik yükler altında olan modellerde analizin dinamik olarak gerçekleştirilebilmesi mümkün olmasına rağmen uygulanması zor bir yöntemdir.
6. Gelişen teknoloji ile beraber mevcut programların düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.

3. MATERYAL VE METOT

Bu araştırma Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Proje Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.Çalışmada "all-on-four" sistemi ve ‘trefoil’ sistemi uygulanan tam dişsiz çene modellerinde oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantı çevreleyen kemik ve implantlar üzerinde oluşan stresler hazırlanan modellerde incelendi.

Sunulan çalışmada üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

3.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İçin Kullanılan Cihazlar Ve Özellikleri

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk,14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan,Activity 880(smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle,WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City,WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Optik Tarayıcı

Modeller,VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için,stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır.Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır.Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır.Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu,dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir.Modelleri oluşturan yapıların her birine,fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal(elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verilmiştir.Programda katı cisim özellikleri linear elastik,homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

3.2. Modelleme

3.2.1. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı.Stl formatında elde edilen modeller,Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi.Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları,implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

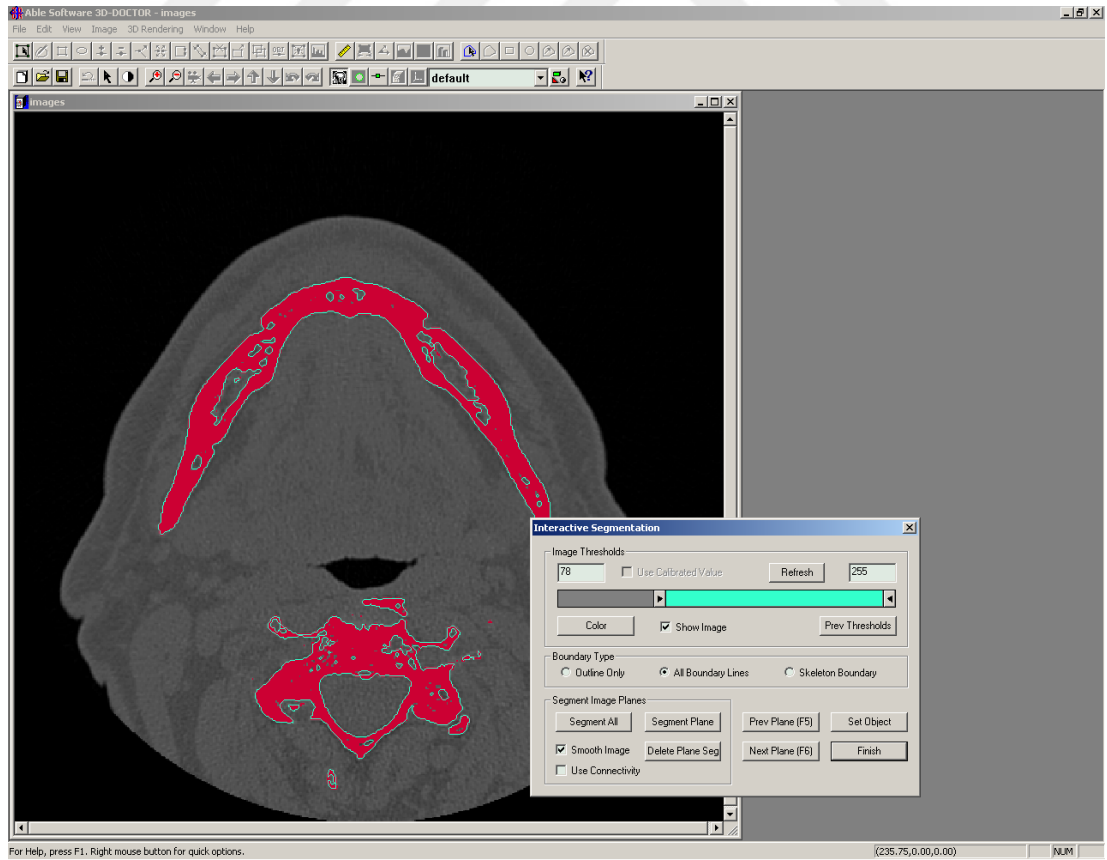
3.2.2. Kemik Dokusunun Modellenmesi

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi çekildi. Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı kullanıldı. Çekimde 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı (Şekil 3.2).



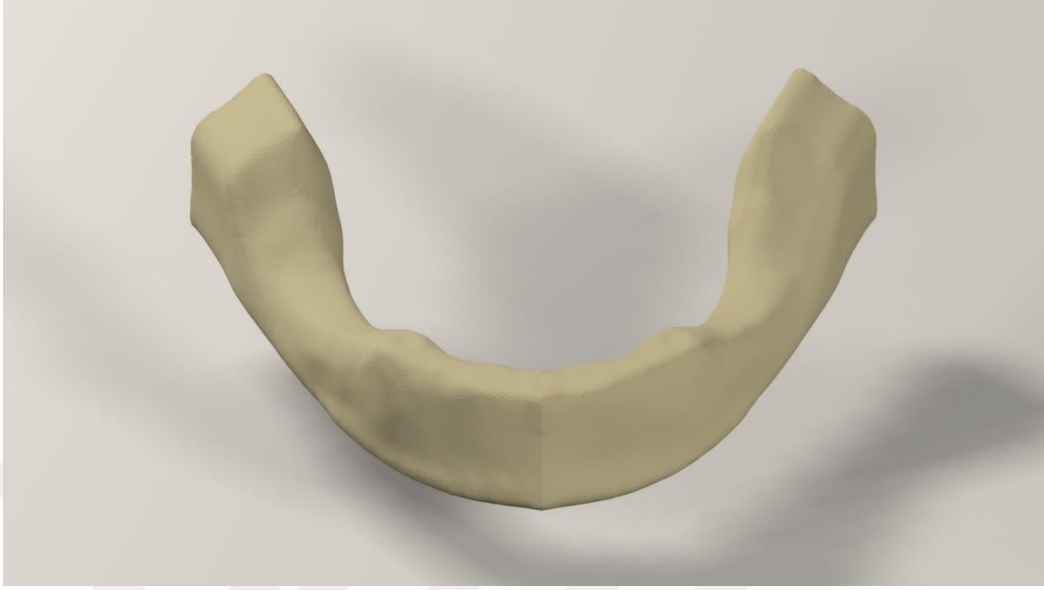
Şekil 3.2. Mandibula modeli için alınan bilgisayarlı tomografi (BT)

Çekilen filmler,3d-doctor yazılımına atıldı ve burada“Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı.(Şekil 3.3.)



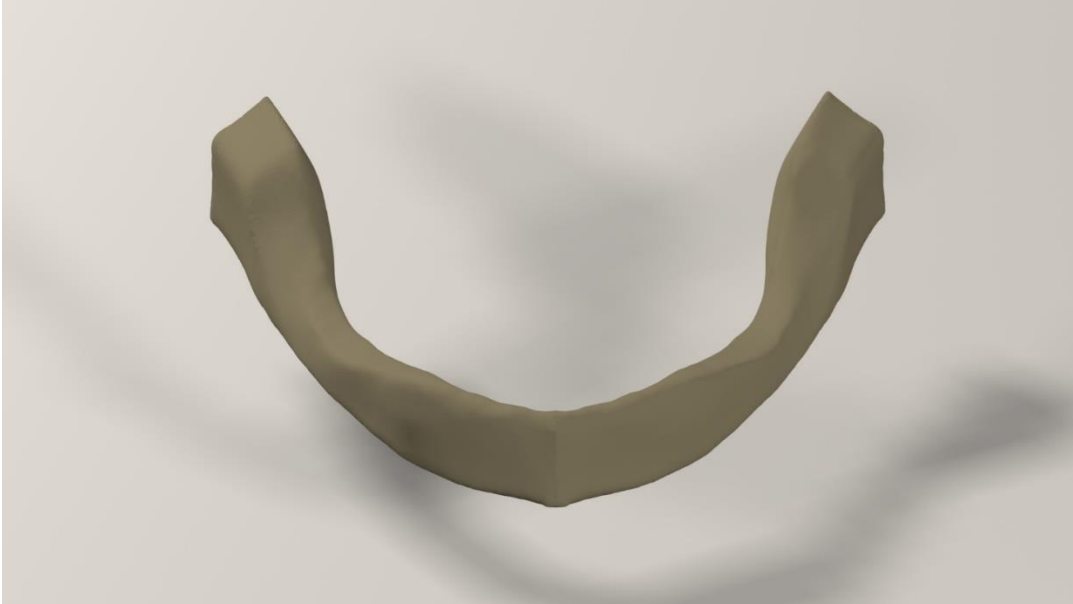
Şekil 3.3. Kemik dokunun ayrıştırılma işlemi

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.(Şekil 3.4.)



Şekil 3.4. Elde edilen Mandibula modeli

Kemik dokusundan ofset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.(Şekil 3.5.)

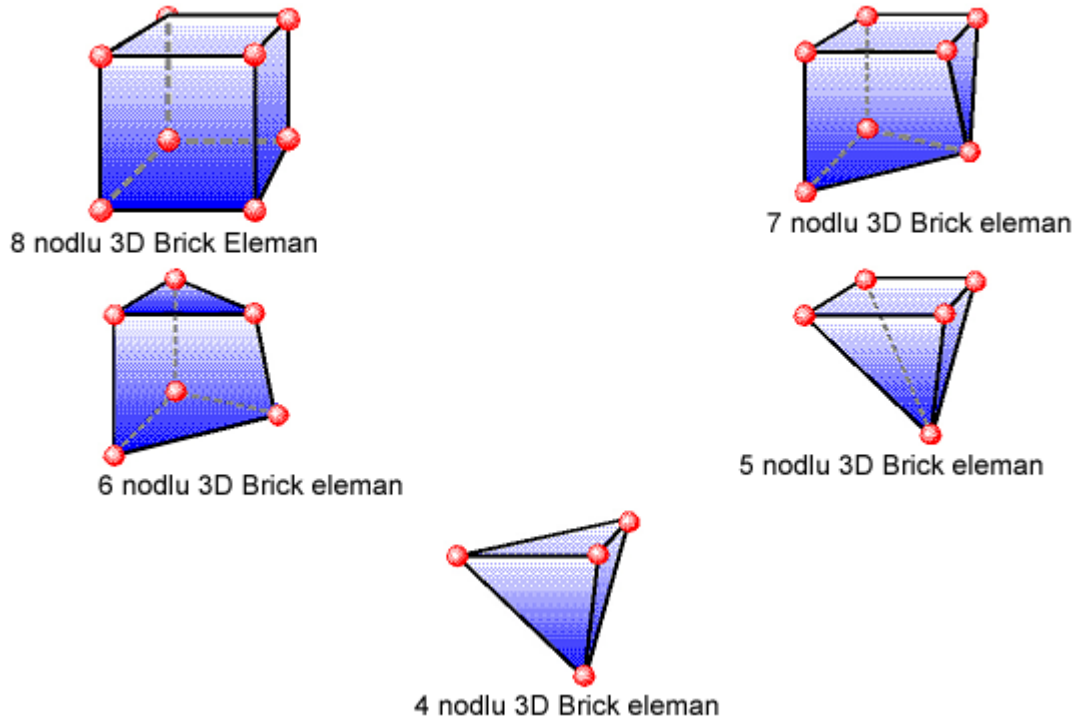


Şekil 3.5.Spongioz kemik modeli

Bu şekilde mandibula modeline, implant, abutment, vida, titanyum altyapı ve akrilik protez gibi parçalar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı.

Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

Rhino’da yapılan modellemeler,3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde,Fempro programı modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır.8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmaktadır.(Şekil 3.6.)

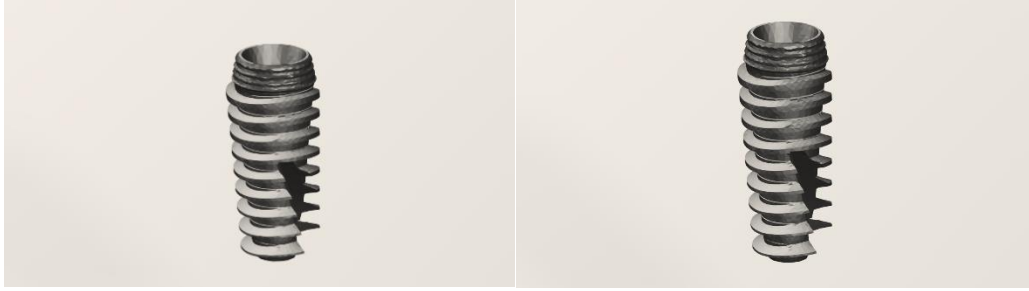


Şekil 3.6. Üç boyutlu sonlu elemanlar model analizinde kullanılan 4, 5, 6, 7, 8 nodlu 3 boyutlu elemanlar

3.2.3. Çalışma Modellerinin Hazırlanması

Çalışmamızda all-on-four sisteminde kullanılan implant ve protetik parçalar için NobelActive implant (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) tasarımları kullanılmıştır(şekil 3.7.).Trefoil sistemi için kullanılan implant ve protetik parçaları ise

trefoil implant(Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) tasarımları kullanılarak hazırlanmıştır.(Şekil 3.8.)

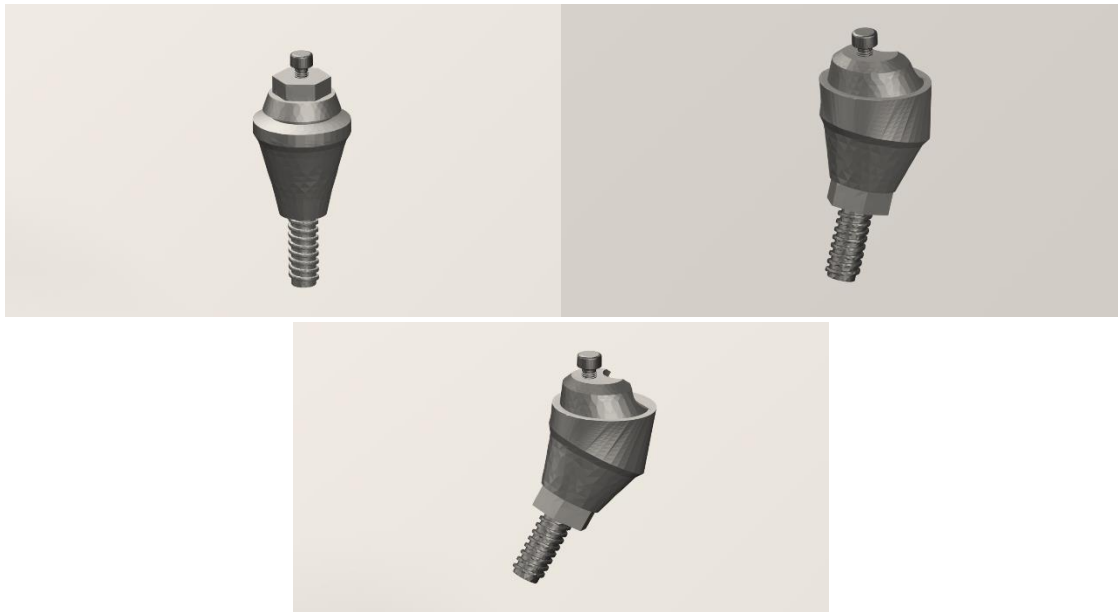


Şekil 3.7. Kullanılan NobelActive implant modelleri(sırasıyla 5.0 mm çap 11.5 mm uzunluk ve 5.0 mm çap ve 13 mm uzunluk)



Şekil 3.8. Kullanılan trefoil implant modelleri(sırasıyla 5.0 mm çap 11.5 mm uzunluk ve 5.0 mm çap ve 13 mm uzunluk)

All-on-four gruplarında kullanılmak üzere düz,17° ve 30° açılı multi-unit abutmentler orijinal tasarımlarına göre modellendi.(Şekil 3.9.)



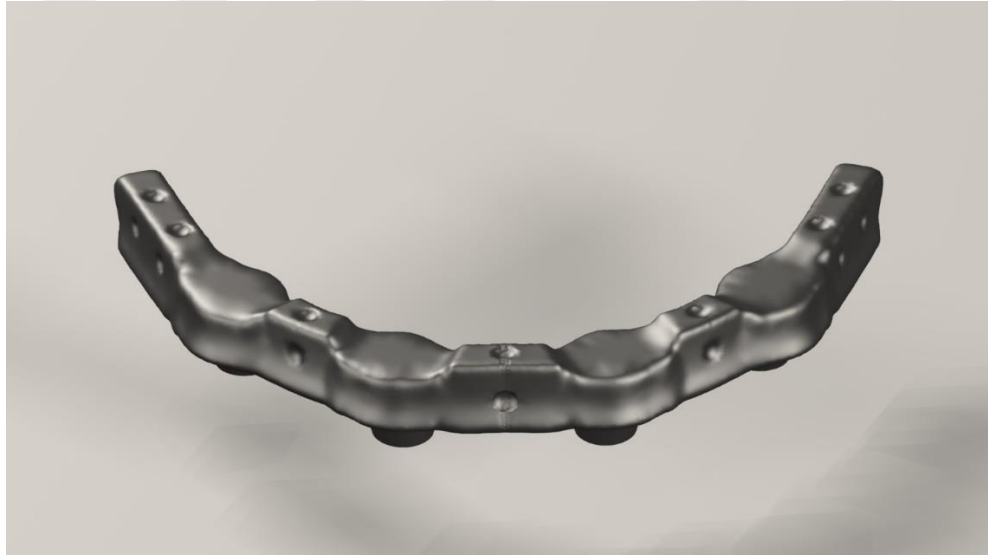
Şekil 3.9. Multi-unit abutment modelleri(sırasıyla düz,17°,30°)

Çalışmada kullanılan altyapı materyali olarak trefoil sistemi için kendi prefabrik titanyum barı ve protetik parçaları orijinal tasarımlarına göre modellenmiştir.(Şekil 3.10.)

All-on-four grupları için ise bu bar diğer bütün özellikleri sabit kalarak all-on-four üstyapısına uygun hale getirilerek modellenmiştir.(Şekil 3.11.)

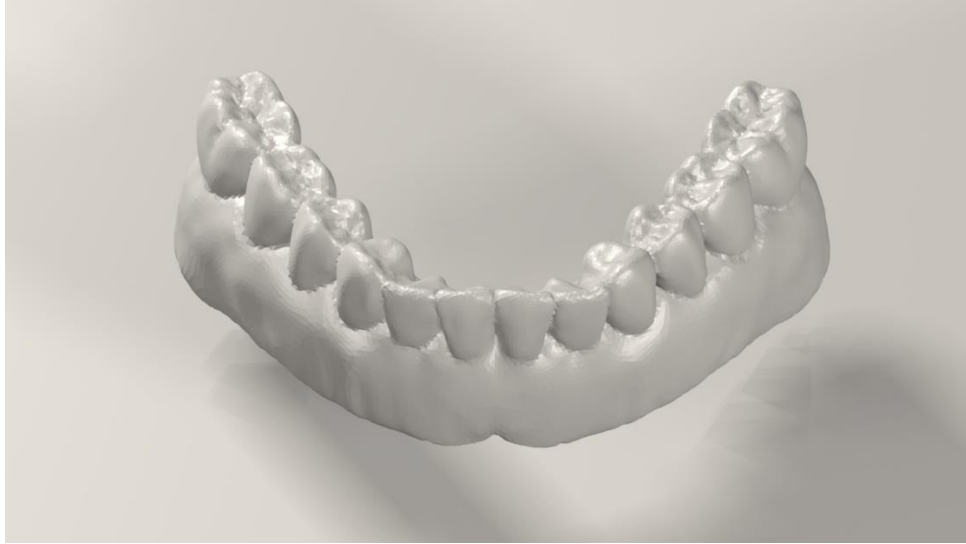


Şekil 3.10. Kullanılan trefoil bar ve protetik parçalar modeli



Şekil 3.11. All-on-four gruplarında kullanılan bar modeli

Trefoil ve all-on-four gruplarının tamamı için üstyapı olarak 1.molardan 1.molara olan 12 diş içeren akrilik protez modellenmiş ve uygun dişeti formu verilmiştir.Şekil (3.12.)



Şekil 3.12. Akrilik protez modeli

Çalışmamızda mental foramenler arası bölgede kemik genişliği 7mm ve kret tepesi ile mandibula bazisi arasındaki yüksekliği 15 mm olan dişsiz mandibula modeli oluşturulmuştur. Daha sonra bu modele trefoil ve all-on-four sistemlerine göre implant uygulamaları bütün implantların 5.0 mm çapta olduğu 11.5 mm ve 13 mm 2 farklı uzunlukta farklı konfigürasyonlarla yapılarak 8 adet çalışma modeli elde edilmiştir (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Çalışma modelleri

ÇALIŞMA MODELLERİ	
Model 1	Trefoil sistemi; 5.0 çap 11.5 mm uzunlukta trefoil implantların kullanıldığı model
Model 2	All-on-four sistemi; tüm implantlar 5.0 çap ve 11.5 mm uzunlukta, anterior ve posterior implantlar dik yerleştirilen model
Model 3	All-on-four sistemi; tüm implantlar 5.0 çap 11.5 mm uzunlukta, anterior implantlar dik, posterior imlantlar 17° açı ile yerleştirilen model
Model 4	All-on-four sistemi; tüm implantlar 5.0 çap 11,5 mm uzunlukta, anterior implantların dik, posterior implantlar 30° açı ile yerleştirilen model
Model 5	Trefoil sistemi; 5.0 çap 13 mm uzunlukta trefoil implantların kullanıldığı model
Model 6	All-on-four sistemi; tüm implantlar 5.0 çap uzunluk 13 mm uzunlukta anterior ve posterior implantlar dik yerleştirilen model
Model 7	All-on-four sistemi; tüm implantlar 5.0 mm çap 13mm uzunlukta, anterior implantlar dik, posterior implantlar 17° açı ile yerleştirilen model
Model 8	All-on-four sistemi; tüm implantlar 5.0 mm çap 13 mm uzunlukta anterior implantlar dik, posterior implantlar 30° açı ile yerleştirilen model

Trefoil gruplarında trefoil sisteminin kendi implantları olan 5.0 mm çapta ve 11.5 mm ve 13.mm uzunlukta 2 farklı boyda implantlar (model 4 ve model 8) trefoil sisteminin implant yerleştirmek için kullanılan parçası olan v-templete göre uygun konumlarda yerleştirilmiştir.

All-on-four gruplarında ise anterior implantlar 32 ve 42 nolu dişsiz bölgelere,posterior implantlar ise 35 ve 45 nolu dişsiz bölgelere 5.0 mm çap 11.5 mm ve 13 mm 2 farklı boyda,anterior implantlar dik posterior implantlar ise dik,17°,30° açılı olacak şekilde 3 farklı konumda(Model1,2,3,5,6,7) yerleştirilmiştir.

3.3. Analiz Verilerinin Belirlenmesi

3.3.1. Materyal Özellikleri

Sonlu elemanlar analizi metodu yönteminde analizin doğruluğu materyalin özelliklerinin sisteme tam ve doğru aktarılması ile mümkün olabilmektedir.Kullanılan materyallerin özellikleri analizler sırasında yapı içerisindeki stres değerlerini ve dağılımlarını doğrudan etkilemektedir.Sonlu elemanlar analizinde materyallerin homojen,lineer ve elastik davranış özellikleri iki materyal sabiti ile karakterize edilir.Bunlar;elastisite modülü(Young's modülü) ve poisson oranıdır(Poisson's ratio).

Çalışmada kullanılan materyallerin türleri,elastisite modüllerinin ve poisson oranlarının değerleri tablo 3.2.'de gösterilmektedir

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları¹⁴⁰⁻¹⁴²

Materyal	Elastisite Modülü (Mpa)	Poisson Oranı
Grade 5 titanyum (trefoil bar,all-on-four bar,abutment ve ara parçalar)	110000	0.35
Grade 4 titanyum (Trefoil ve NobelActive implantlar)	117000	0.30
Kortikal kemik	14000	0.30
Spongios kemik	1400	0.30
Akrilik rezin	2400	0,40
Mukoza	10	0,40

3.3.2. Sınır Koşulları

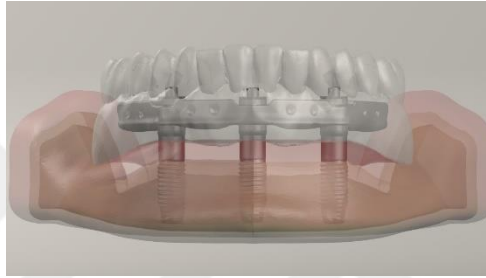
Model çene kemiğinin ön,alt ve arka kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.

3.3.3. Yükleme Koşulları

Çift taraflı premolarlar ve birinci moların bukkal tüberküllerine lingual taraftan okluzal planla 75 lik açı ile 100 N,toplam 300 N oblik yük uygulandı.

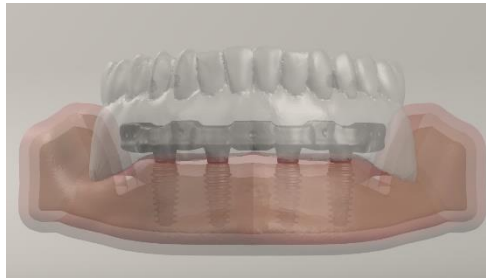
3.4. Nihai Modeller

Model 1



Şekil 3.13. Trefoil sistemi 5.0 çap 11.5 mm uzunlukta trefoil implantların kullanıldığı model

Model 2



Şekil 3.14. All-on-four sistemi tüm implantlar 5.0 çap ve 11.5 mm uzunlukta, anterior ve posterior implantlar dik yerleştirilen model

Model 3



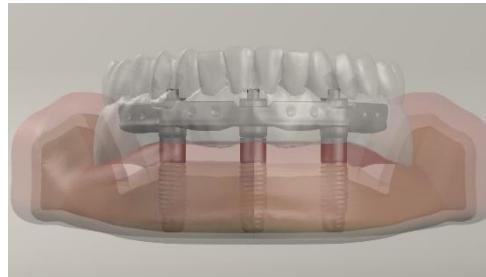
Şekil 3.15. All-on-four sistemi tüm implantlar 5.0 çap 11.5 mm uzunlukta,anterior implantlar dik,posterior imlantlar 17° açı ile yerleştirilen model

Model 4



Şekil 3.16. All-on-four sistemi tüm implantlar 5.0 çap 11,5 mm uzunlukta,anterior implantların dik, posterior implantlar 30° açı ile yerleştirilen model

Model 5



Şekil 3.17. Trefoil sistemi 5.0 çap 13 mm uzunlukta trefoil implantların kullanıldığı model

Model 6



Şekil 3.18. All-on-four tüm implantlar 5.0 çap uzunluk 13 mm uzunlukta anterior ve posterior implantlar dik yerleştirilen model

Model 7



Şekil 3.19. All-on-four sistemi tüm implantlar 5.0 mm çap 13mm uzunlukta, anterior implantlar dik, posterior implantlar 17° açı ile yerleştirilen model

Model 8



Şekil 3.20. All-on-four sistemi tüm implantlar 5.0 mm çap 13 mm uzunlukta anterior implantlar dik, posterior implantlar 30° açı ile yerleştirilen model

Modellerimizde kullanılan eleman ve düğüm sayıları tabloda verilmiştir.(Tablo 3.2.)

Tablo 3.3. Modellerimizde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Model 1	1359870	314449
Model 2	1352914	312464
Model 3	1358785	286206
Model 4	2598281	649620
Model 5	1347007	311044
Model 6	1341937	313228
Model 7	1355465	303938
Model 8	2590512	646135

3.5. Modellerin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda 8 modele oblik kuvvet altında 8 adet çözümleme yapıldı. Bu çözümlemelerin her birinde implantlar için Von Mises, kortikal ve trabeküler kemik tabakaları için, Maksimum (P_{max}) ve Minimum (P_{min}) Principal stres değerleri elde edildi. İmplantlar üzerinde oluşan stresler incelenirken VMS değerleri, kemik üzerinde oluşan stresler incelenirken ise P_{max} ve P_{min} değerleri dikkate alındı. SEA sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Elde edilen veriler literatür bilgileri ışığında değerlendirilerek ve oluşturulan grafikler üzerinde incelenerek yorumlanmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda;8 farklı modelde; oblik yükleme altında; kortikal ve trabeküler kemikte implant etrafında seçilen 4 noktada çekme ve basma stresleri,implantlarda ise von Mises stresleri değerlendirildi.

Streslerin yoğun olarak gözleendiği alanlarda noktasal değerler belirlenerek karşılaştırıldı.Stres dağılımlarını gösteren görüntülerin sol üst tarafındaki skaladan renklere göre stres değerlerinin dağılımı görülebilmektedir.Şekillerde her renk bir stres aralığını (MPa) temsil etmektedir.Sol üst köşelerde yer alan skaladaki renklere göre,von Mises stres değerleri ve çekme stresleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Basma stresleri ise negatif değerler ile gösterilmekte ve mutlak değeri kullanılmaktadır. Basma stresleri için mavi değerler daha yüksek stresleri belirtmektedir.Ayrıca modellerde implant çevresi kemikte mezial,distal,bukkal ve lingual bölgelerden seçilen düğüm noktalarındaki değerler de görülmektedir.

4.1. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

4.1.1. 1. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede 2,328822 MPa değerinde oluştu.Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,527989 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Şekil 4.1).

4.1.2. 2. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede 0,307903 MPa değerinde

oluştı. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,547513 MPa değerinde olduğu görüldü.(Şekil 4.2.)

4.1.3. 3. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede 0,2126861 MPa değerinde oluştu. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,572215 MPa değerinde olduğu görüldü.(Şekil 4.3.)

4.1.4. 4. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek lingual bölgede 0,271172 MPa değerinde oluştu. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,368296 MPa değerinde olduğu görüldü.(Şekil 4.4)

4.1.5. 5. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede 2,732057 MPa değerinde oluştu. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede 0,430251 MPa değerinde olduğu görüldü.(Şekil 4.5.)

4.1.6. 6. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

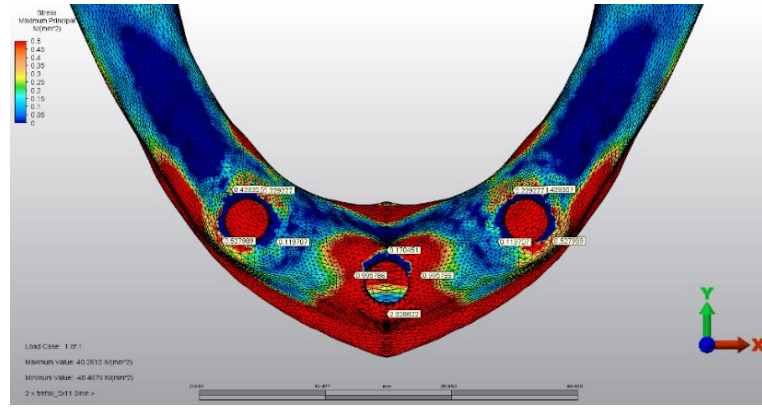
Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede 0,309471 MPa değerinde oluştu. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede 0,780775 MPa değerinde oluştuğu görüldü. (Şekil 4.6.)

4.1.7. 7. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

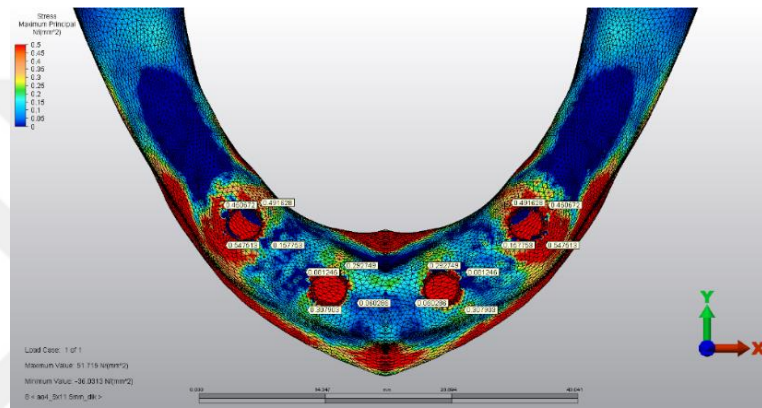
Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede 0,562869 MPa değerinde oluştu. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede 0,787920 MPa değerinde oluştuğu görüldü. (Şekil 4.7.)

4.1.8. 8. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

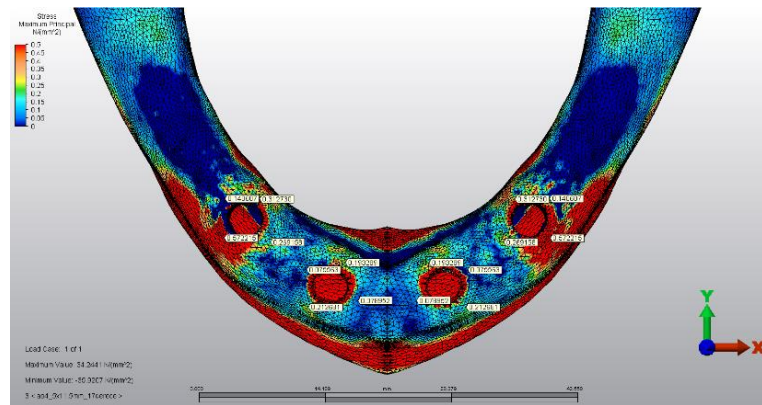
Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede 1,032378 MPa değerinde oluştu. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede 0,637115 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Şekil 4.8).



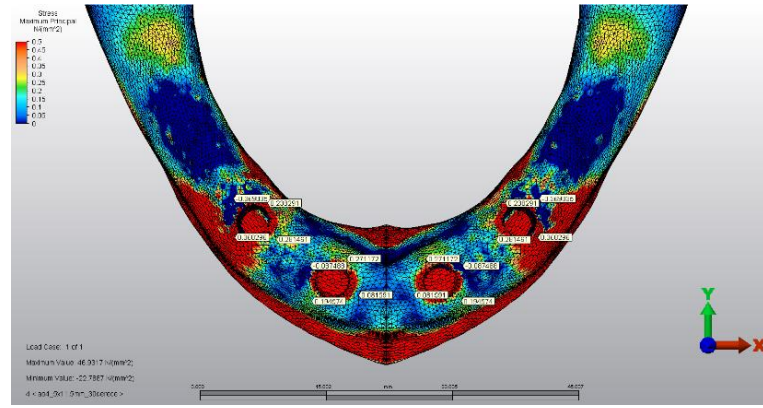
Şekil 4.1. 1. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



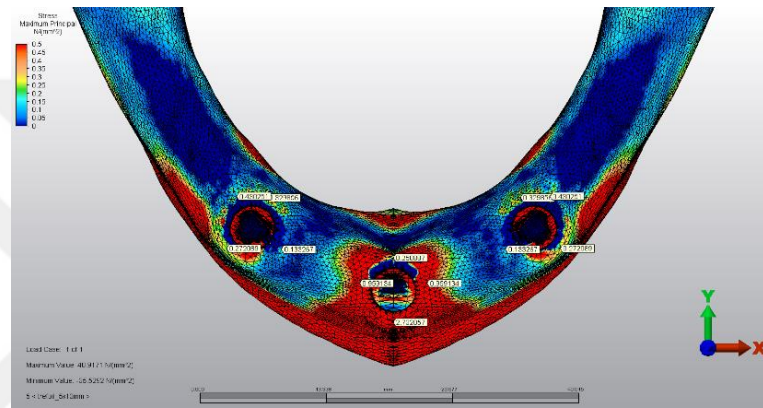
Şekil 4.2. 2. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



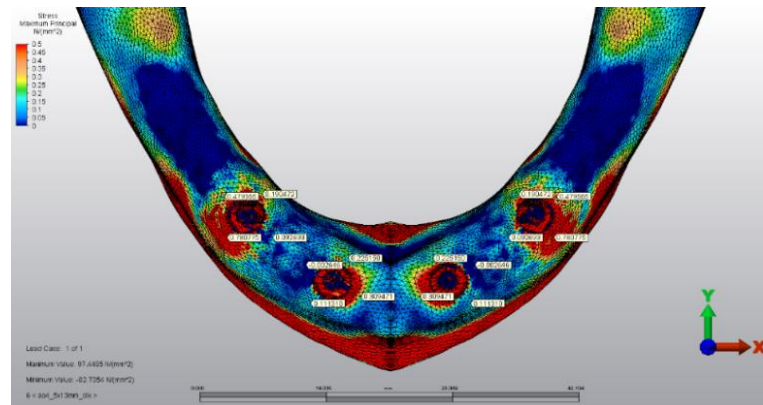
Şekil 4.3. 3. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



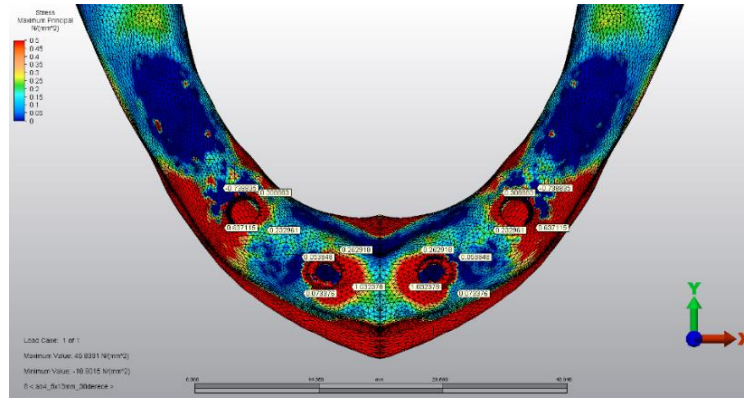
Şekil 4.4. 4.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



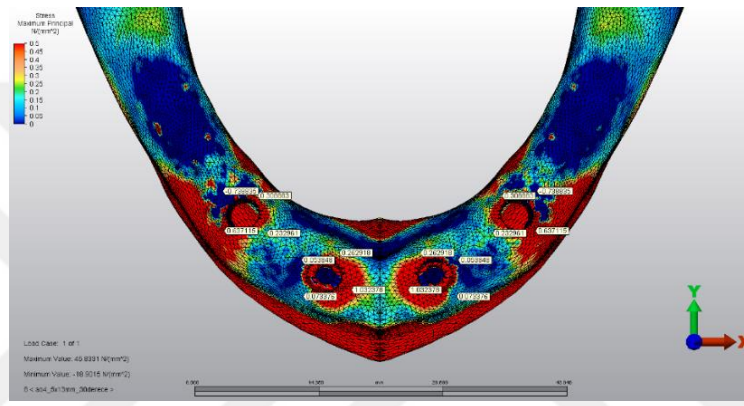
Şekil 4.5. 5.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Şekil 4.6. 6.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



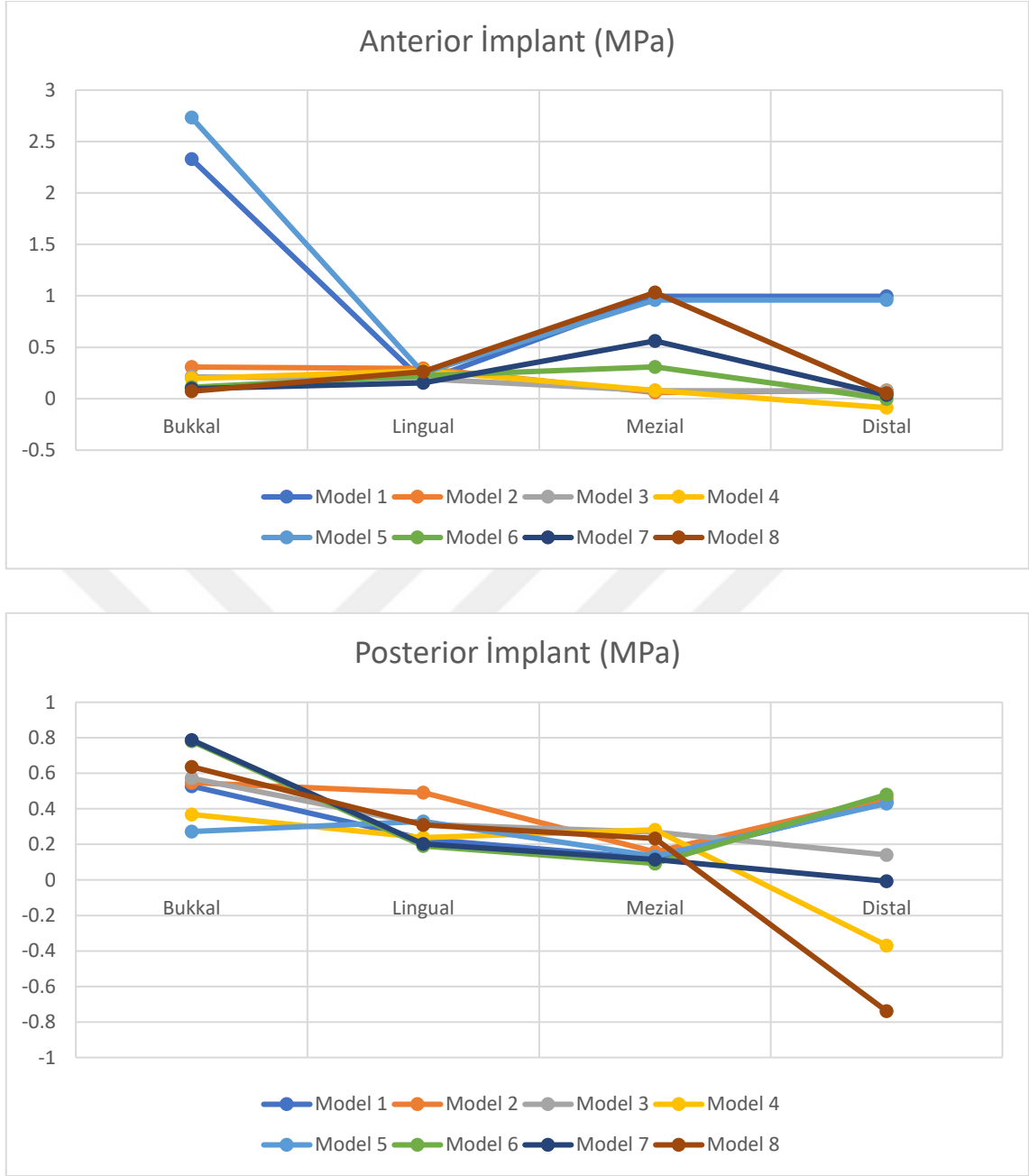
Şekil 4.7. 7.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Şekil 4.8. 8.Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

Tablo 4.1. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Çalışma Modelleri	Anterior İmplant (MPa)				Posterior İmplant (MPa)			
	Bukkal	Lingual	Mezial	Distal	Bukkal	Lingual	Mezial	Distal
Model 1	2,328822	0,170451	0,995786	0,995786	0,527989	0,229277	0,119701	0,439357
Model 2	0,307903	0,292749	0,060286	0,081246	0,547513	0,491628	0,157753	0,460672
Model 3	0,212681	0,193289	0,078952	0,075563	0,572215	0,312730	0,269158	0,140687
Model 4	0,194574	0,271172	0,081591	-0,087488	0,368296	0,238291	0,281461	-0,369035
Model 5	2,732057	0,250887	0,959134	0,959134	0,272089	0,329856	0,133267	0,430251
Model 6	0,111310	0,225150	0,309471	-0,002646	0,780775	0,190472	0,092693	0,479555
Model 7	0,098760	0,152536	0,561869	0,035948	0,787920	0,202915	0,114572	-0,007287
Model 8	0,073376	0,262918	1,032378	0,053848	0,637115	0,308883	0,232961	-0,738835



Şekil 4.9. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

4.2. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

4.2.1. 1. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin lingual bölgede ve -3,827737

MPa değerinde oluştuğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin lingual bölgede ve -9,739981 MPa değerinde oluştuğu görüldü.(Şekil 4.10.)

4.2.2. 2. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -4,504360 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -14,877860 MPa değerinde oluştuğu görüldü.(Şekil 4.11.)

4.2.3. 3. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -4,804360 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -19,671399 MPa değerinde oluştuğu görüldü.(Şekil 4.12.)

4.2.4. 4. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -6,124050 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -15,153458 MPa değerinde oluştuğu görüldü.(Şekil 4.13.)

4.2.5. 5. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin lingual bölgede ve -3,575580 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -7,817462 MPa değerinde olduğu görüldü.(Şekil 4.14.)

4.2.6. 6. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

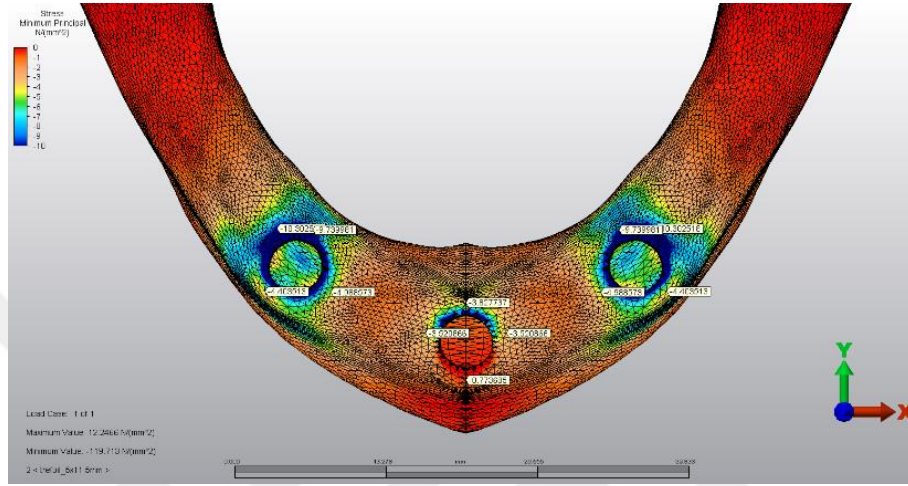
Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -3,455790 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -11,080755 MPa değerinde olduğu görüldü.(Şekil 4.15.)

4.2.7. 7. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

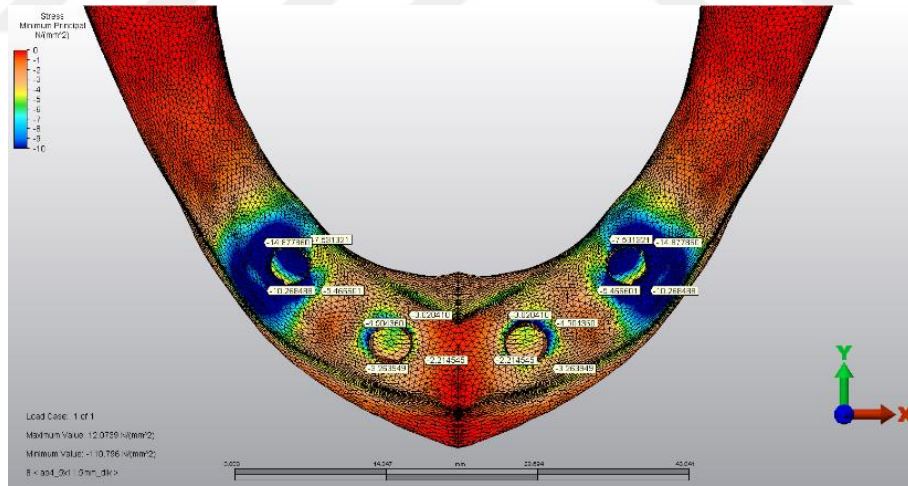
Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -4,594630 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -17,979672 MPa değerinde olduğu görüldü (Şekil 4.16.)

4.2.8. 8. Modelde Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

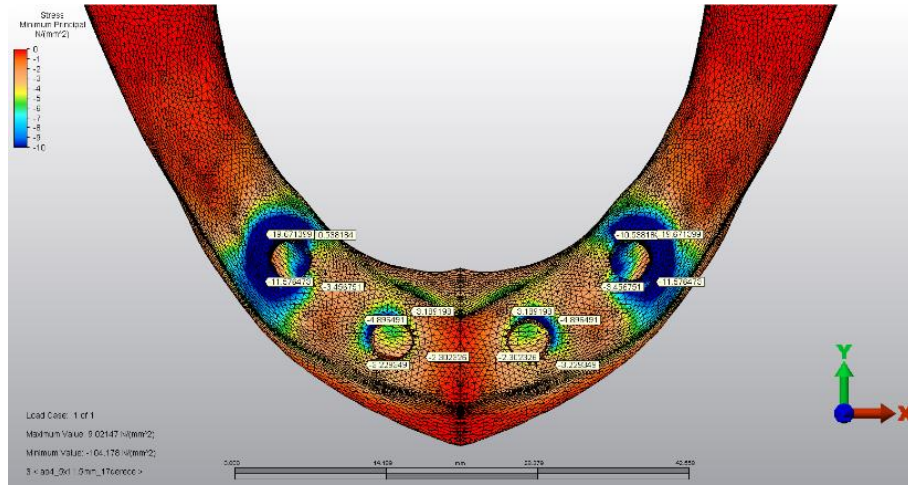
Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -5,103431 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin lingual bölgede ve -14,711253 MPa değerinde olduğu görüldü (Şekil 4.17.)



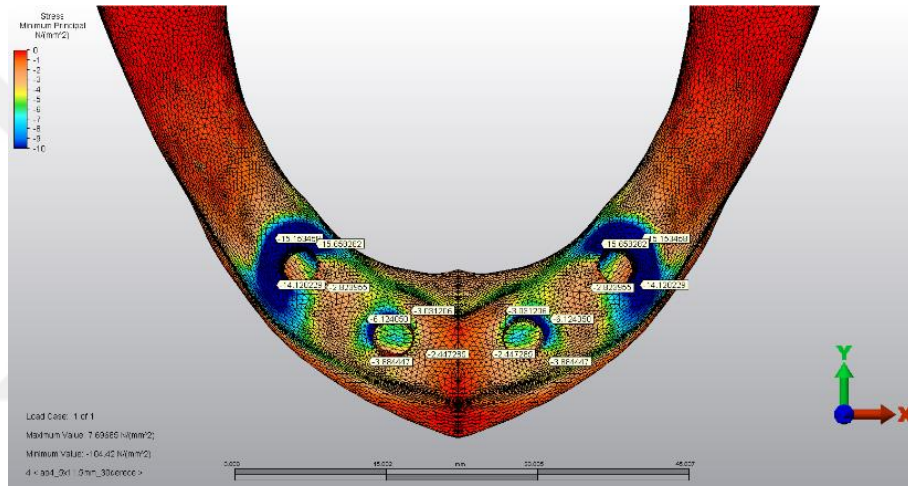
Şekil 4.10. 1. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



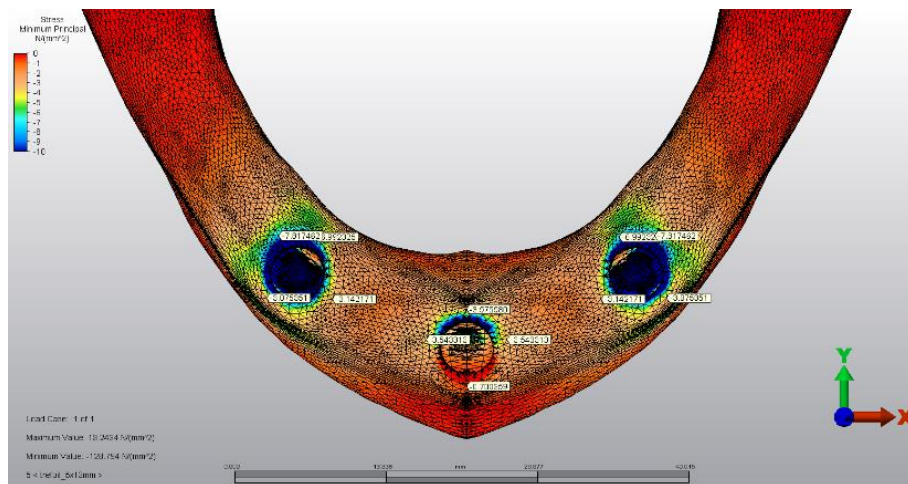
Şekil 4.11. 2. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



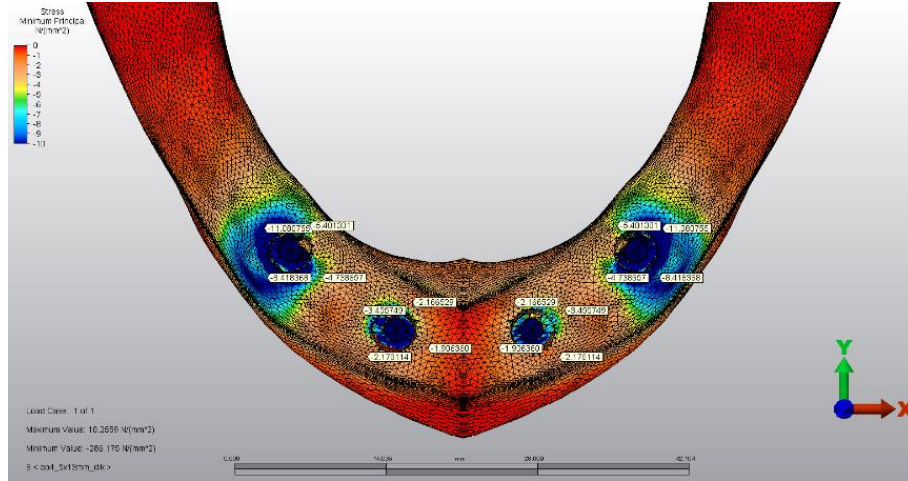
Şekil 4.12. 3. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



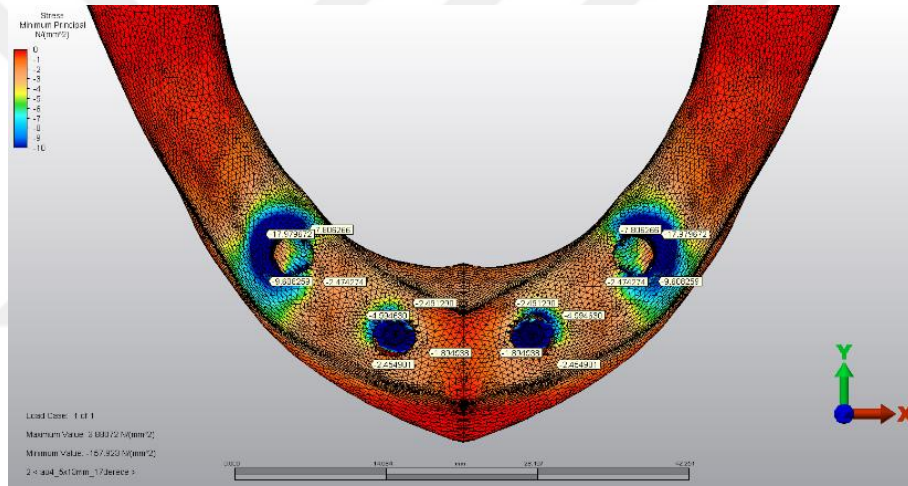
Şekil 4.13. 4. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



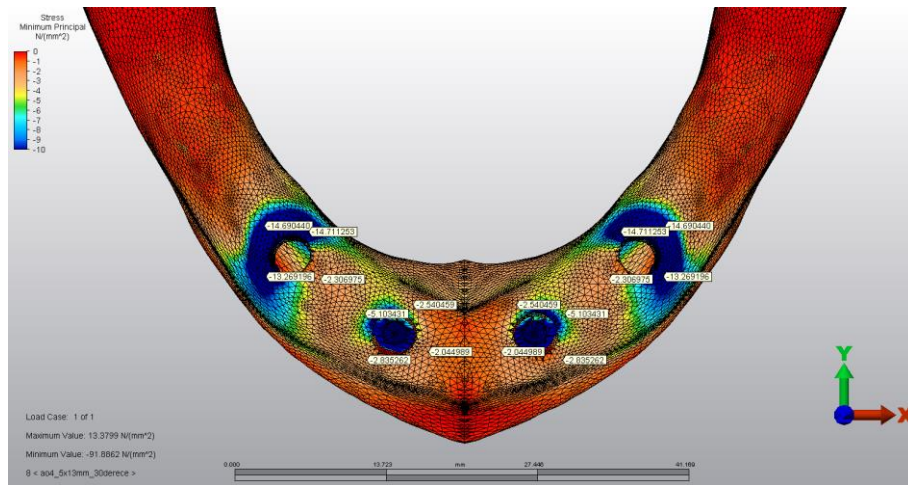
Şekil 4.14. 5. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.14. 6. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



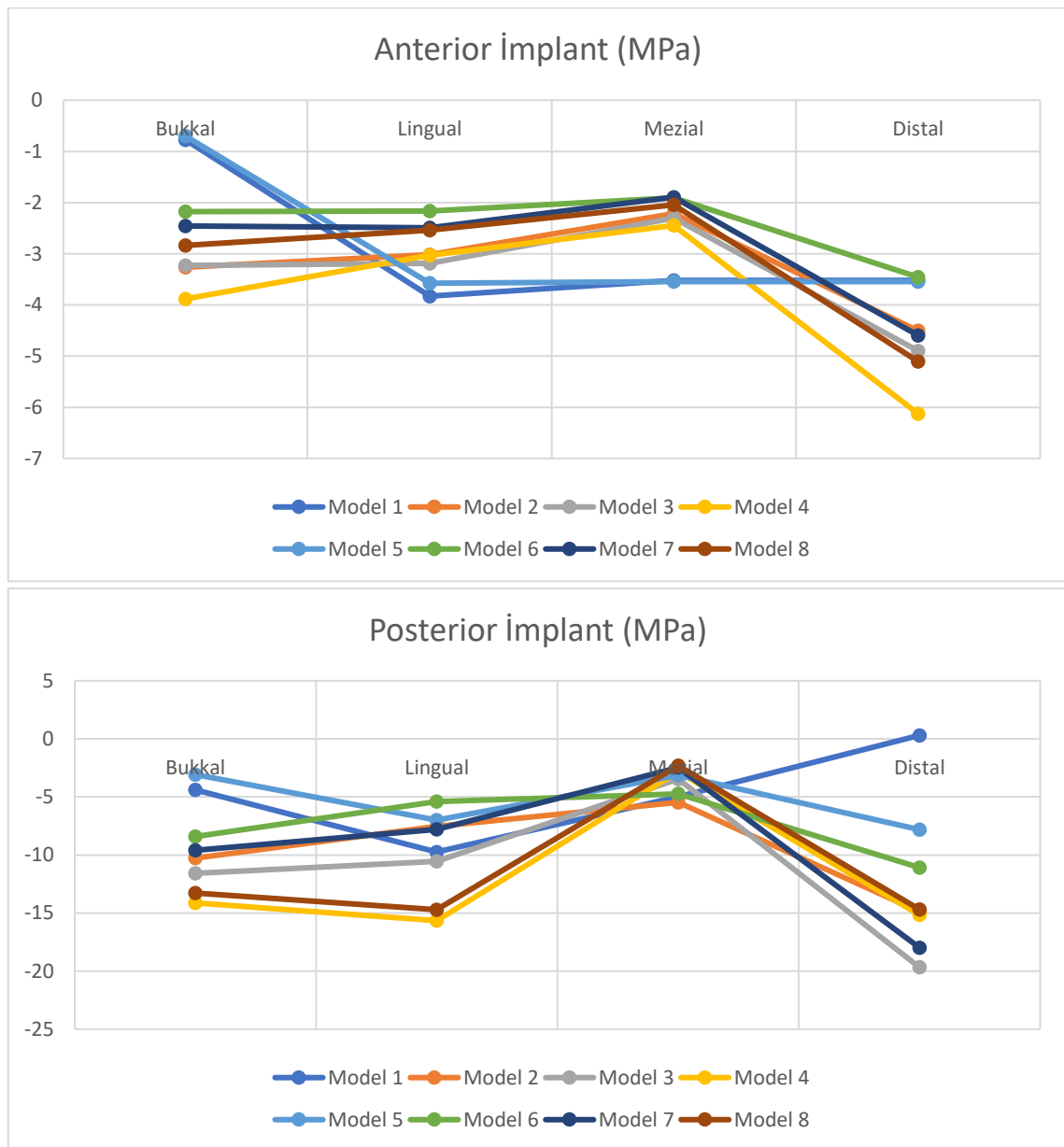
Şekil 4.15. 7. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.16. 8. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

Tablo 4.2. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

Çalışma Modelleri	Anterior İmplant (MPa)				Posterior İmplant (MPa)			
	Bukkal	Lingual	Mezial	Distal	Bukkal	Lingual	Mezial	Distal
Model 1	-0,773685	-3,827737	-3,520866	-3,520866	-4,403513	-9,739981	-4,988573	0,302518
Model 2	-3,263949	-3,020410	-2,214545	-4,504360	-10,268488	-7,531321	-5,466601	-14,877860
Model 3	-3,229349	-3,189198	-2,302326	-4,896491	-11,576473	-10,538180	-3,456751	-19,671399
Model 4	-3,884447	-3,031206	-2,447285	-6,124050	-14,128229	-15,658282	-2,823955	-15,153458
Model 5	-0,700359	-3,575580	-3,543313	-3,543313	-3,075351	-6,992320	-3,142171	-7,817462
Model 6	-2,178114	-2,166529	-1,906360	-3,455749	-8,418368	-5,401301	-4,738657	-11,080755
Model 7	-2,454901	-2,491290	-1,894538	-4,594630	-9,608259	-7,806266	-2,474274	-17,979672
Model 8	-2,835262	-2,540459	-2,044989	-5,103431	-13,269196	-14,711253	-2,306975	-14,690440



Şekil 4.17. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

4.3. Trabeküler Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

4.3.1. 1. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior bölgede lateral kesiciler bölgesine yerleştirilen implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin lingual bölgede 0,908836 MPa değerinde oluştu. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 3,711358 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.18.)

4.3.2. 2. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin bukkal bölgede ve 2,205669 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 3,535389 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.18.)

4.3.3. 3. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin bukkal bölgede ve 1,969552 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 3,255521 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.19.)

4.3.4. 4. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin bukkal bölgede ve 2,255689 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 3,230562 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.19.)

4.3.5. 5. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin bukkal bölgede ve 0,772127 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 2,095526 MPa değerinde oluştu(Şekil 4.20.)

4.3.6. 6. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin bukkal bölgede ve 0,515295 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 2,115210 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.20.)

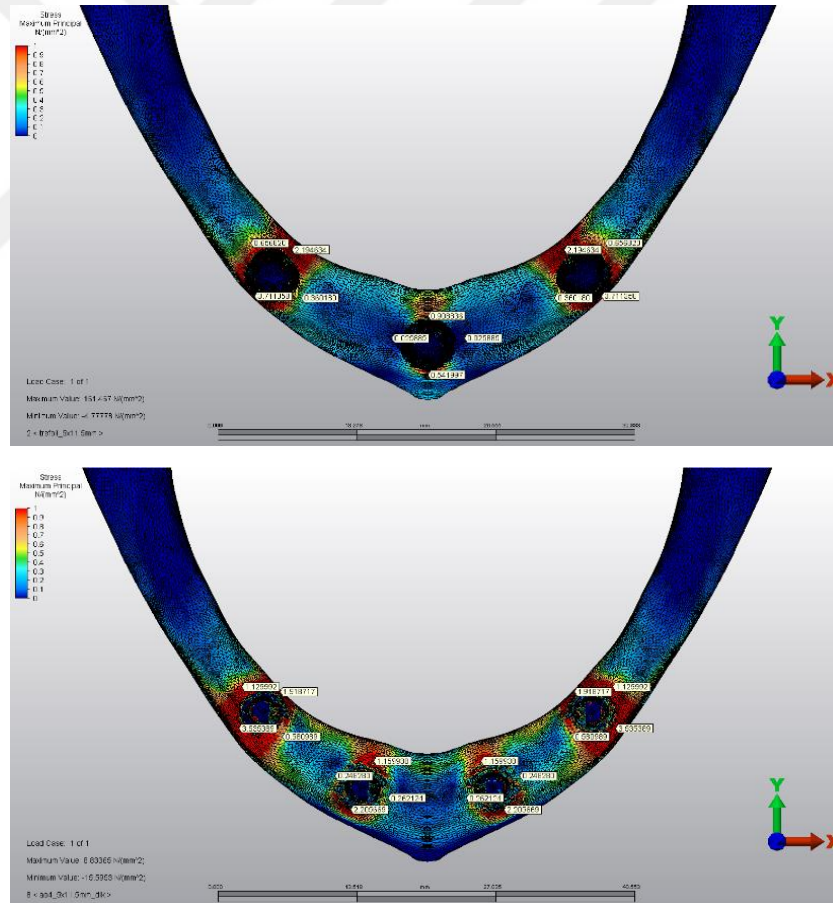
4.3.7. 7. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin lingual bölgede ve 0,992535

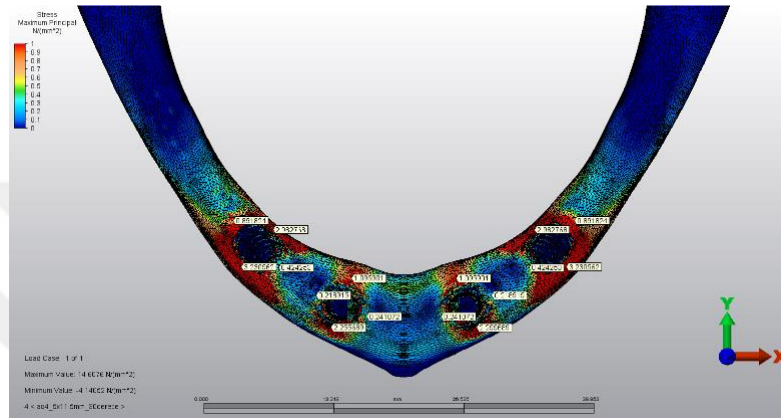
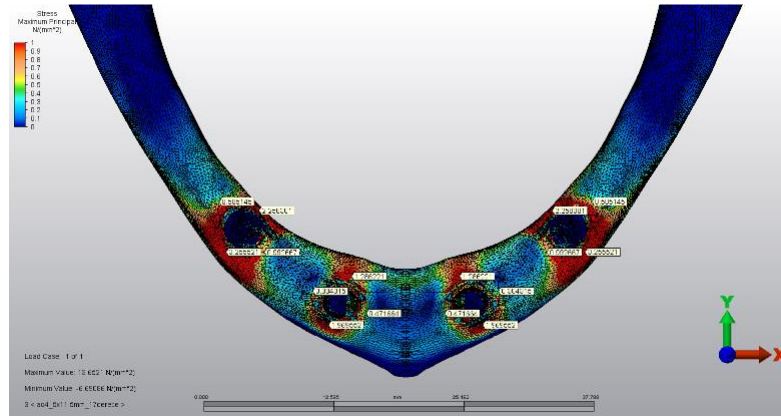
MPa değerinde oluştuğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 2,875702 MPa değerinde oluştu. (Şekil 4.21.)

4.3.8. 8. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

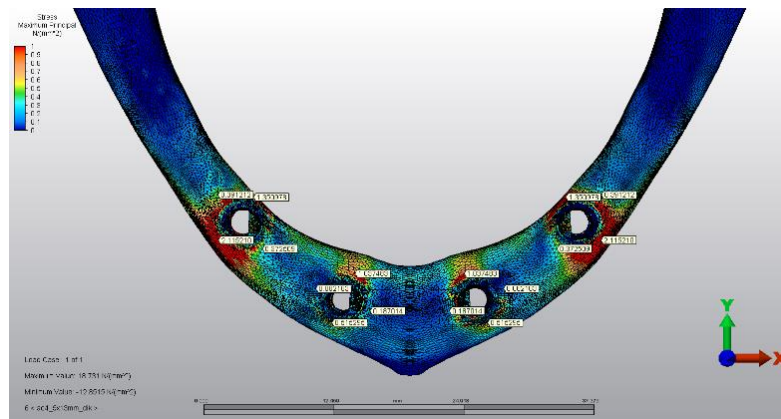
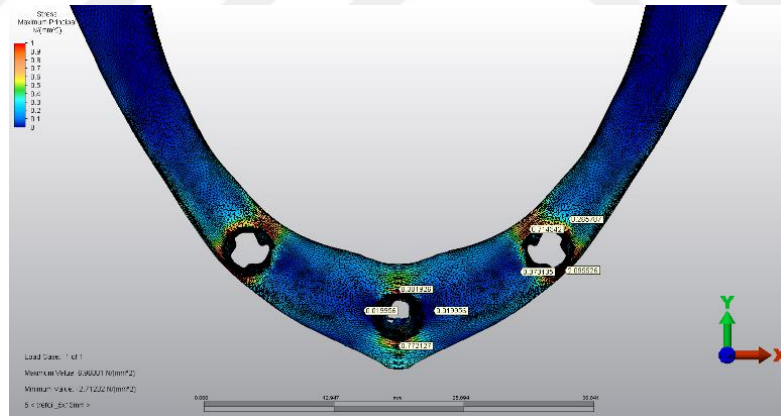
Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin lingual bölgede ve 0,606018 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 2,758527 MPa değerinde oluştu. (Şekil 4.21.)



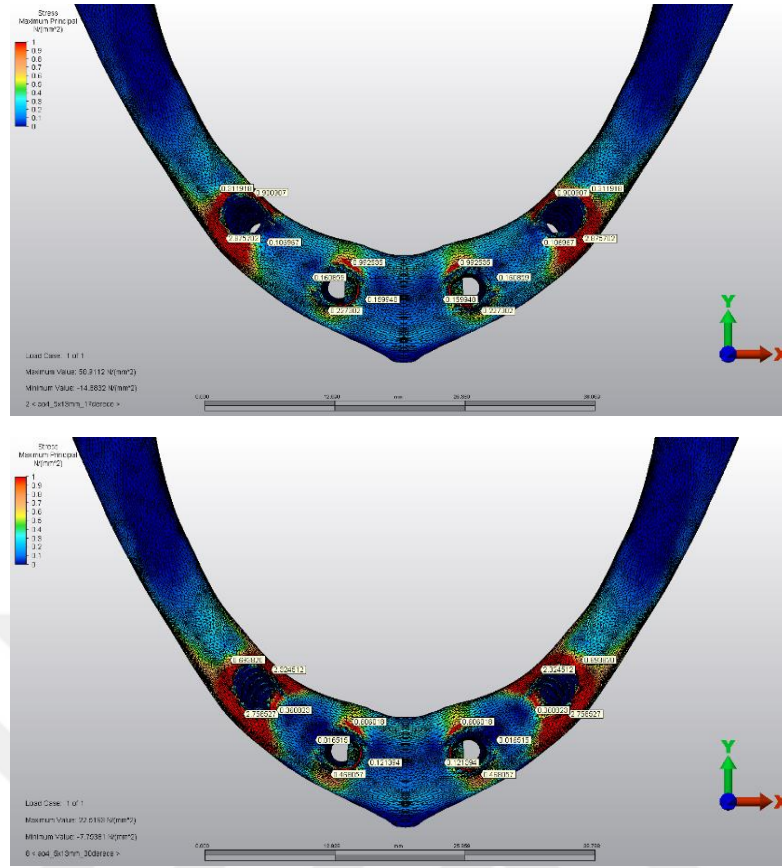
Şekil 4.18. 1. ve 2. Modelde Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri



Şekil 4.19. 3. ve 4. Modelde Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri



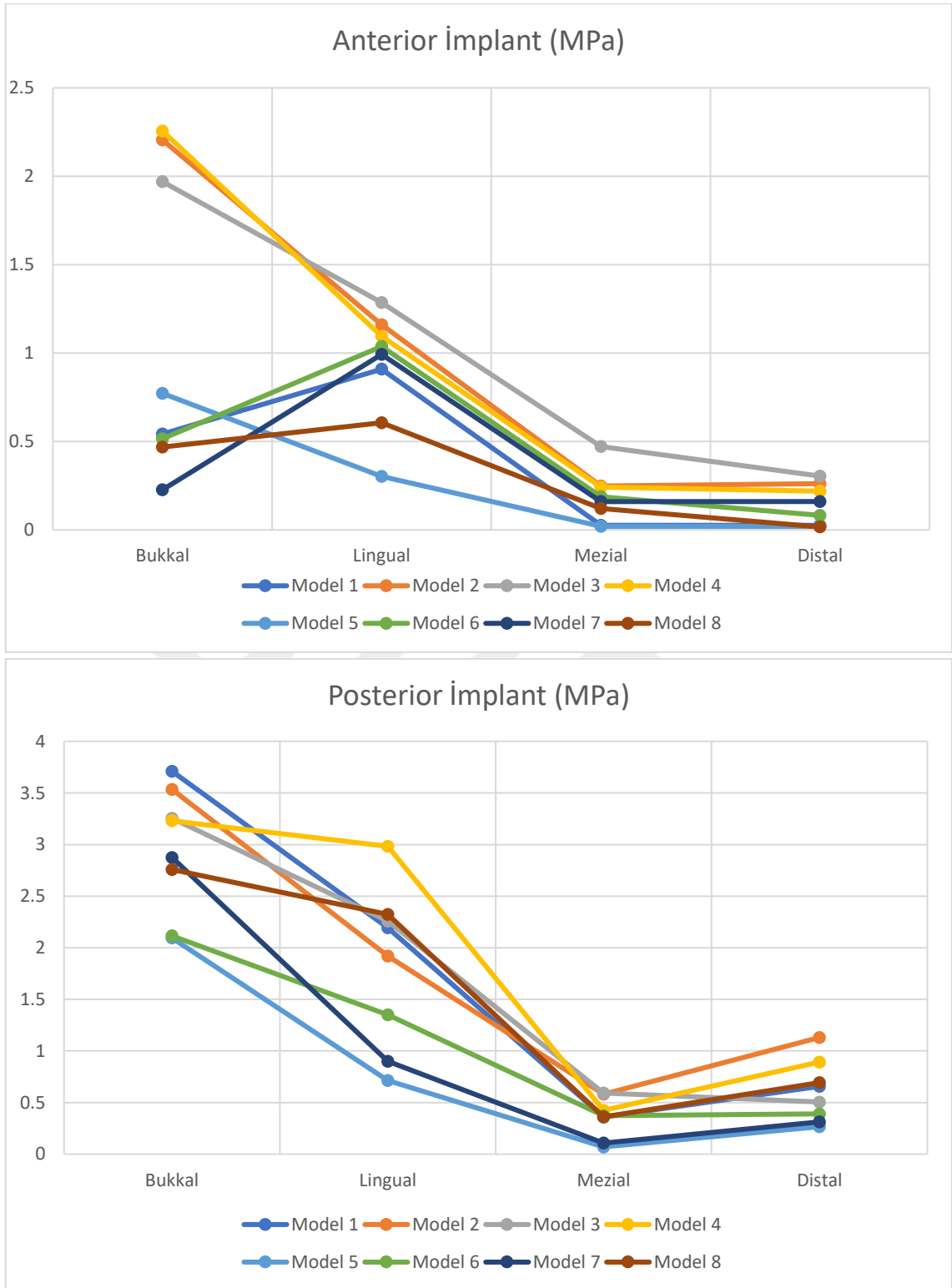
Şekil 4.20. 5. ve 6. Modelde Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri



Şekil 4.21. 7. ve 8. Modelde Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri

Tablo 4.1. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Çalışma Modelleri	Anterior İmplant (MPa)				Posterior İmplant (MPa)			
	Bukkal	Lingual	Mezial	Distal	Bukkal	Lingual	Mezial	Distal
Model 1	0,541997	0,908836	0,025885	0,025885	3,711358	2,194634	0,360180	0,656820
Model 2	2,205669	1,159938	0,248280	0,262124	3,535389	1,918717	0,580989	1,129992
Model 3	1,969552	1,286221	0,471664	0,304315	3,255521	2,258301	0,592667	0,505145
Model 4	2,255689	1,095901	0,241072	0,218915	3,230562	2,982768	0,424253	0,891824
Model 5	0,772127	0,301926	0,019956	0,019956	2,095526	0,714342	0,070135	0,265787
Model 6	0,515295	1,037483	0,187014	0,082103	2,115210	1,350978	0,372509	0,391212
Model 7	0,227302	0,992535	0,159948	0,160859	2,875702	0,900907	0,106967	0,311918
Model 8	0,468057	0,606018	0,121394	0,016515	2,758527	2,324512	0,360823	0,693820



Şekil 4.22. Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

4.4. Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

4.4.1. 1. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin distal bölgede ve -0,248922 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi bukkal bölgede ve -1,440429 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.23.)

4.4.2. 2. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin bukkal bölgede ve -0,905623 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi distal bölgede ve -1,363986 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.23.)

4.4.3. 3. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin bukkal bölgede ve -0,637453 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi distal bölgede ve -2,225006 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.24.)

4.4.4. 4. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin bukkal bölgede ve -0,727092 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi distal bölgede ve -2,881341 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.24.)

4.4.5. 5. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin lingual bölgede ve -0,400173 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi distal bölgede ve -0,958490 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.25.)

4.4.6. 6. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -0,379582 MPa değerinde olduğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi mezial bölgede ve -0,975144 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.25.)

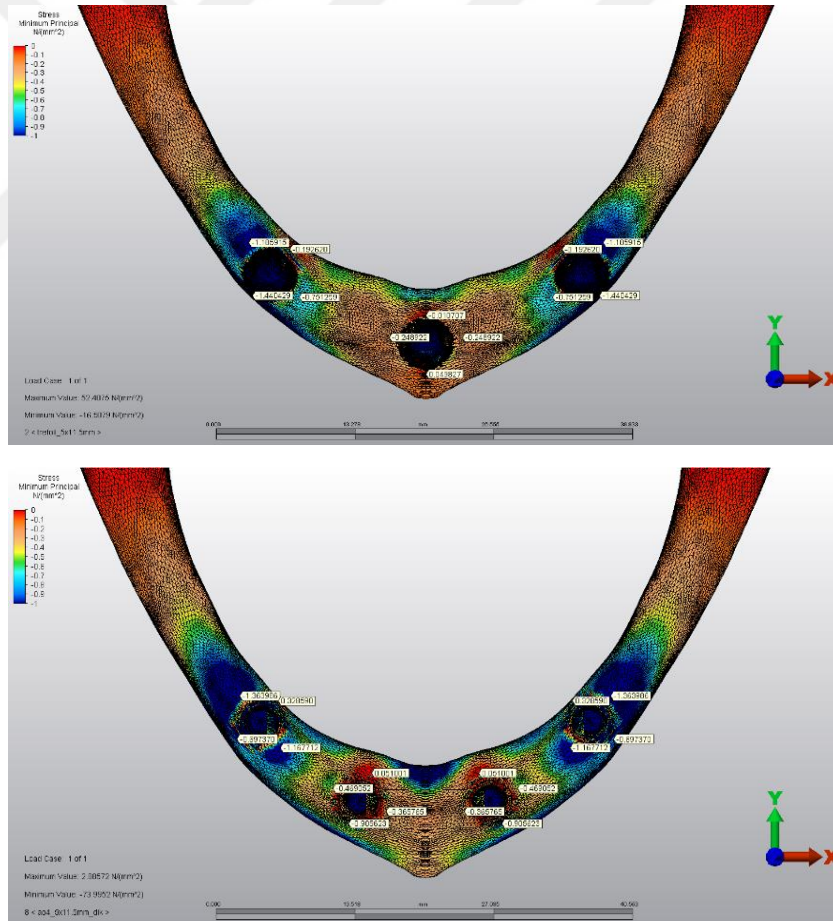
4.4.7. 7. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede -0,438894 MPa

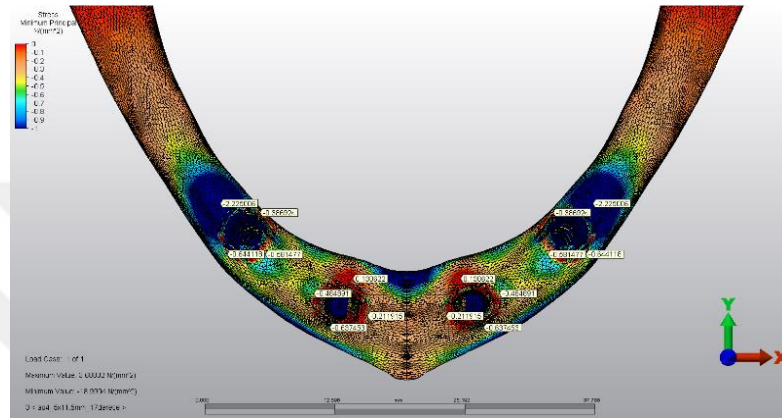
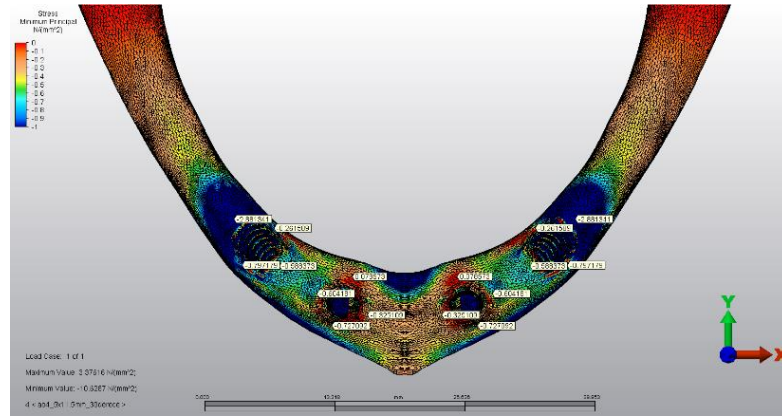
değerinde oluştuğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi distal bölgede ve 1,743129 MPa değerinde oluştu.Şekil (4.26)

4.4.8. 8. Modelde Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

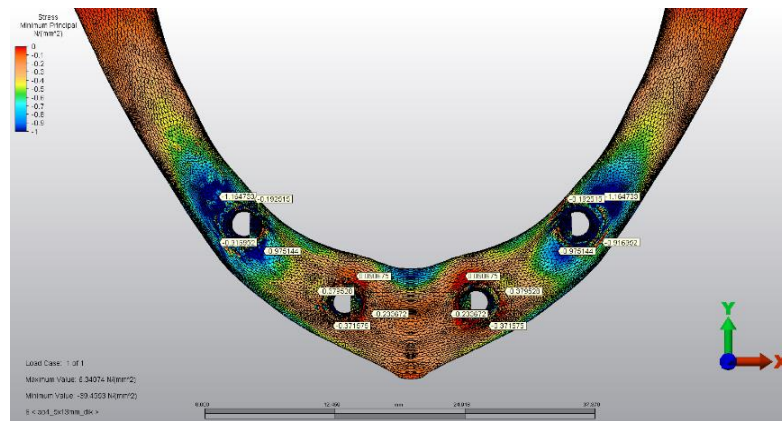
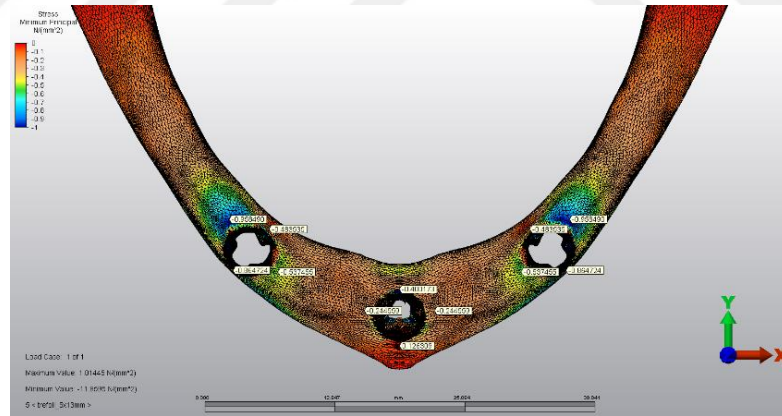
Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede -0,595621 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi distal bölgede ve -2,758163 MPa değerinde oluştu.(Şekil 4.26.)



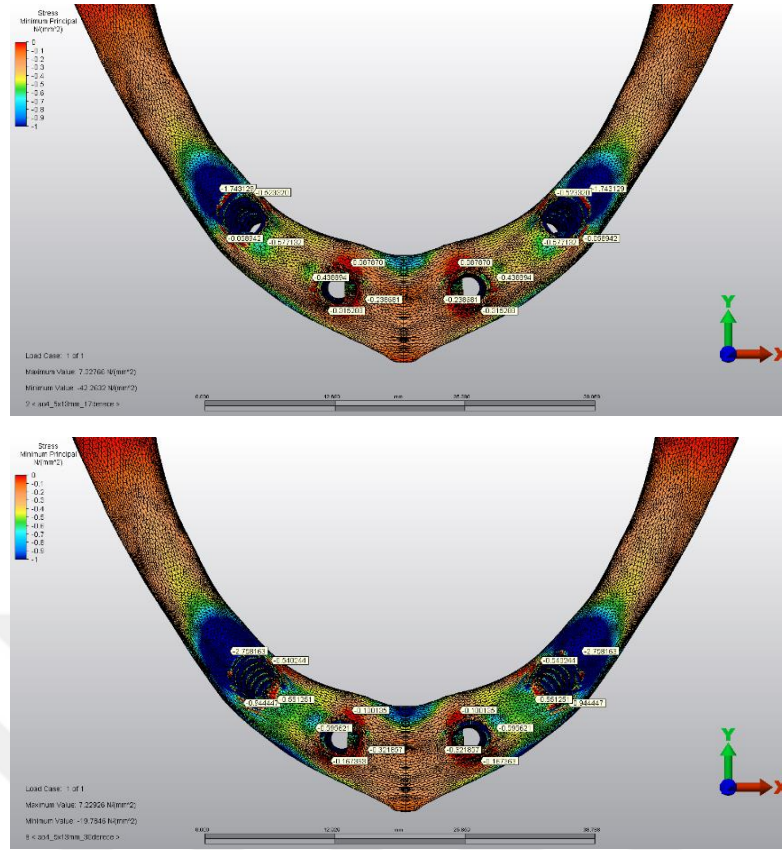
Şekil 4.23. 1. ve 2. Modelde Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri



Şekil 4.24. 3. ve 4. Modelde Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri



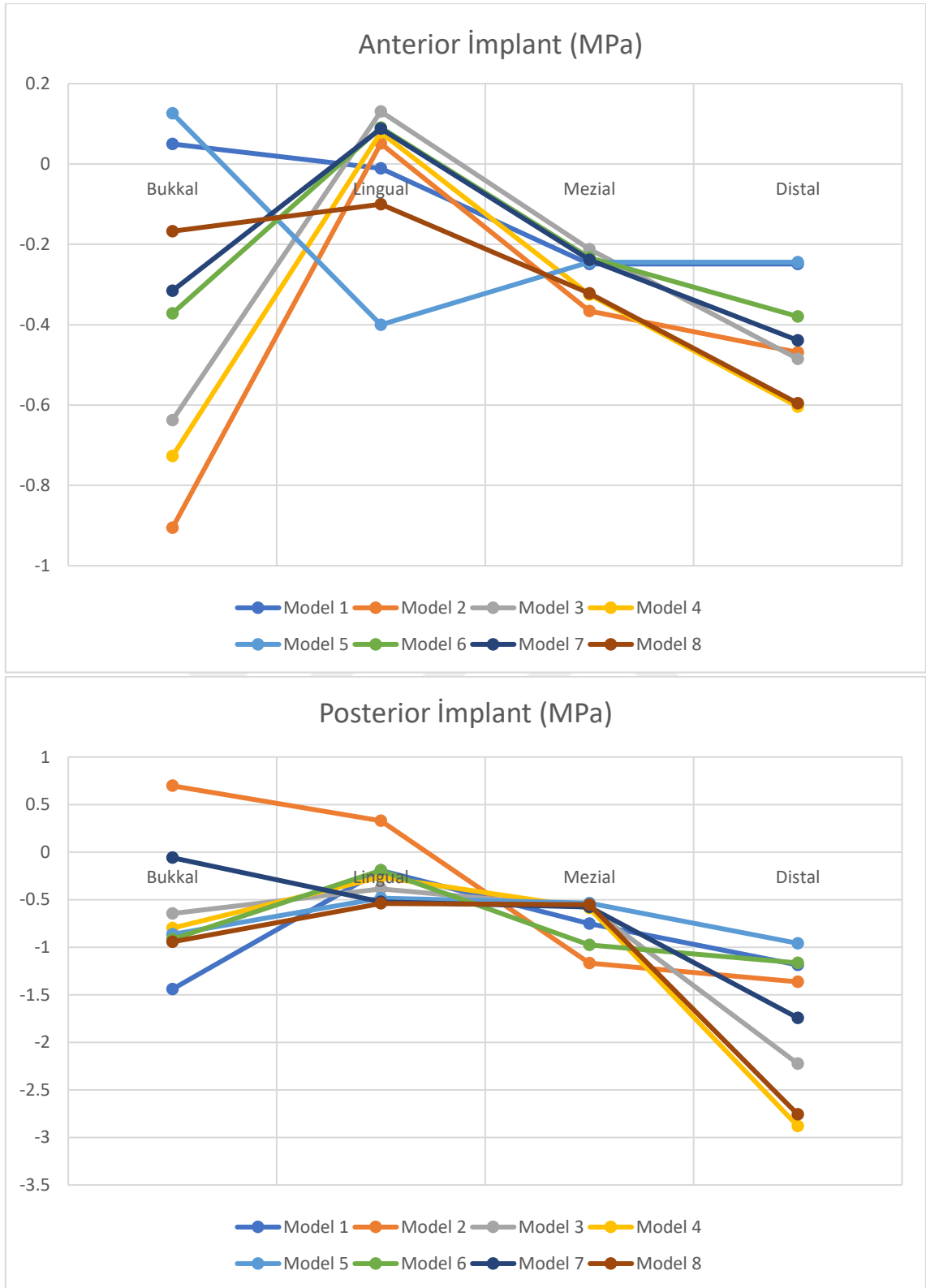
Şekil 4.25. 5. ve 6. Modelde Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri



Şekil 4.26. 7. ve 8. Modelde Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri

Tablo 4.3. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

Çalışma Modelleri	Anterior İmplant (MPa)				Posterior İmplant (MPa)			
	Bukkal	Lingual	Mezial	Distal	Bukkal	Lingual	Mezial	Distal
Model 1	0,049827	-0,010707	-0,248922	-0,248922	-1,440429	-0,192620	-0,751259	-1,185915
Model 2	-0,905623	0,051001	-0,365765	-0,469052	0,697370	0,328590	-1,167712	-1,363986
Model 3	-0,637453	0,130622	-0,211915	-0,484891	-0,644118	-0,386924	-0,581477	-2,225006
Model 4	-0,727092	0,078573	-0,325109	-0,604181	-0,797179	-0,261589	-0,588373	-2,881341
Model 5	0,126309	-0,400173	-0,244559	-0,244559	-0,864724	-0,483535	-0,537455	-0,958490
Model 6	-0,371575	0,090675	-0,233672	-0,379528	-0,916952	-0,192515	-0,975144	-1,164733
Model 7	-0,315288	0,087870	-0,238681	-0,438894	-0,058942	-0,523320	-0,577132	-1,743129
Model 8	-0,167363	-0,100135	-0,321857	-0,595621	-0,944447	-0,540244	-0,551251	-2,758163



Şekil 4.27. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri

4.5. İmplantlarda Oluşan von Mises Stresleri

4.5.1. 1. Modelde implantlarda Oluşan Von Mises Stresleri

En yüksek von Mises stres değeri 721 MPa değerinde posterior implantlarda görülmüştür.

4.5.2. 2. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri

En yüksek von Mises stres değeri 636,167 MPa değerinde ve posterior implantlarda görülmüştür.

4.5.3. 3. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri

En yüksek von Mises stres değeri 609,021 MPa değerinde ve posterior implantlarda görülmüştür.

4.5.4. 4. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri

En yüksek von Mises stres değeri 574,945 MPa değerinde ve posterior implantlarda görülmüştür.

4.5.5. 5. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri

En yüksek von Mises stres değeri 868,165 MPa değerinde ve posterior implantlarda görülmüştür. Modeller arasında en yüksek von mises değeri bu grupta görülmüştür. (Şekil 4.28.)

4.5.6. 6. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri

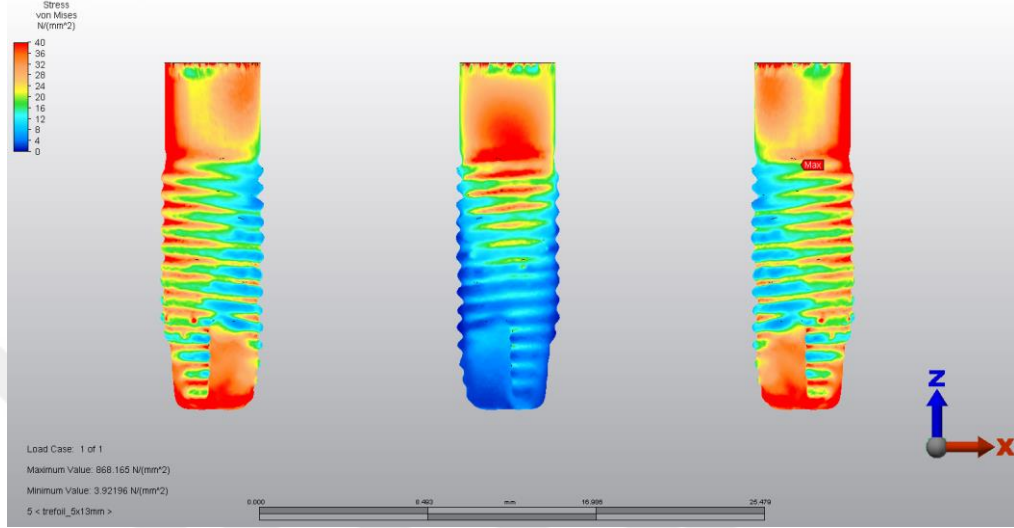
En yüksek von Mises stres değeri 532,281 MPa değerinde ve posterior implantlarda görülmüştür.

4.5.7. 7. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri

En yüksek von Mises stres değeri 737,264 MPa değerinde ve posterior implantlarda görülmüştür.

4.5.7. 8. Modelde İmplantlarda Oluşan Von Mises Stresleri

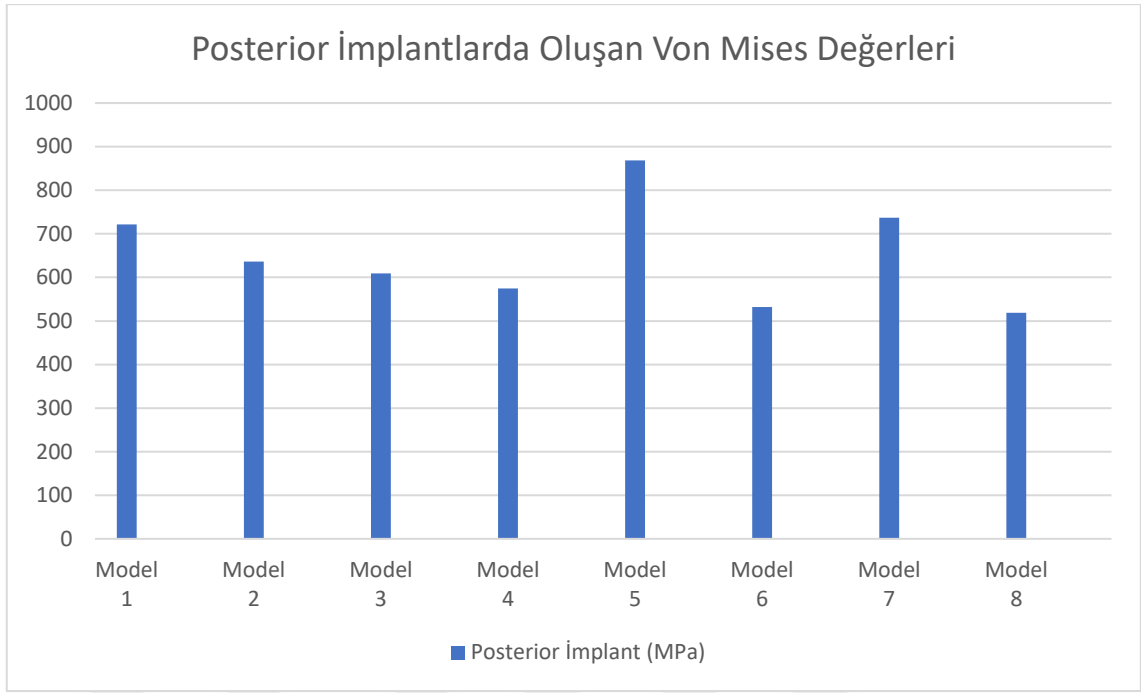
En yüksek von Mises stres değeri 518,598 MPa değerinde ve posterior implantlarda görülmüştür.



Şekil 4.28. 5.Modelde En Yüksek Von Mises Değeri

Tablo 4.4. Modellerde İmplantlarda Oluşan En yüksek Von Mises Stresleri

Çalışma Modelleri	Posterior İmplant (MPa)
Model 1	721,652
Model 2	636,167
Model 3	609,021
Model 4	574,945
Model 5	868,165
Model 6	532,281
Model 7	737,264
Model 8	518,598



Şekil 4.29. Modellerde Oluşan En Yüksek Von Mises Değerleri

5. TARTIŞMA

Dental implantlar hem kısmi diş eksikliği olan hem de tam dişsiz hastaların tedavisinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplant destekli sabit protezler,dişsiz çenelerin rehabilitasyonunda uzun dönem klinik çalışmalarda elde edilen yüksek başarı oranları ile kabul görmüş ve gelişmekte olan bir tedavi yöntemidir.¹⁴³ İmplant destekli sabit protezler ile overdenture implant destekli protezler karşılaştırıldığında çiğneme fonksiyonu ve ısırma kuvveti bakımından implant destekli sabit protezlerin daha avantajlı olduğu belirtilmektedir.¹⁴⁴

Posterior dişlerin erken kaybı rezorpsiyon sürecinin erken başlamasına ve netice olarak mandibulada mandibular kanala, maksillada ise sinüslere yakın kemik pozisyonuna sebep olmaktadır.⁷⁶ Bu gibi anatomik kısıtlamalar protetik rehabilitasyonda implant kullanımını zorlaştırmaktadır.^{140, 145} Çeşitli materyal ve teknikler bu problemi çözmek için geliştirilmiş olsa da; maliyet artmakta ve tedavi süresi uzamaktadır. Atrofik çenelerde implant tedavisi yapabilmek için başvuru yöntemlerinden biriside kemik augmentasyonudur. Fakat kemik augmentasyonu için yapılan cerrahi işlemler; enfeksiyon, greft materyali rezorpsiyonu gibi birtakım riskler taşımaktadır.^{76, 145}

Malo ve ark. atrofik çenelerde implant uygulamasında ek cerrahi işlemlere gereksinimi ortadan kaldıran ''All-on-four'' sistemini geliştirmiştir.^{4, 6} All-on-four tedavi sistemi ,anteriorda dik olarak, yerleştirilmiş 2 implant ve mental foramenin hemen önüne 2 posterior implantın açılı yerleştirilmesi ile implant destekli sabit tam ark protez yapımına olanak sağlar.^{146, 147} İleri cerrahi işlemlerden kaçınabilmek için açılı implant yerleştirilmesi konservatif yaklaşım açısından en etkili yol olarak gösterilmektedir. Açılı implant yerleştirilmesi ile önemli anatomik yapıların korunması kolaylaşır ve geç yükleme yapılan implant sistemlerinin bekleme süresi ortadan kalkar.^{148, 149} Açılı implant

yerleştirilmesi ayrıca var olan kemiğin maksimum kullanımına ve minimum kanat uzunluğuna olanak sağlamaktadır.^{76, 146}

All-on-four sistemi ile yapılan çalışmalarda implantların uzun süreli klinik takiplerinde yüksek başarı oranı sergilediği gösterilmiştir.^{6, 79, 150} Malo ve ark. mandibulada “All-on-four” sistemi kullanılarak uygulanan implantların 10 yıllık klinik takibiyle ilgili bir çalışma yayınlamışlardır. Çalışmada 245 hastada 980 implant uygulaması yapılmış ve 10 yıllık klinik takip sonuçlarına göre, 13 hastada 21 implant kaybı olduğu bildirilmiştir. İmplantların 5 yıllık başarı oranını % 98,1, 10 yıllık başarı oranını % 94,8 ve 10 yıllık protetik başarı oranını ise % 99,2 olarak rapor etmişlerdir.¹⁴⁶ Maliyeti ve hasta başında geçen zamanı kısaltmak adına implantoloji alanında geçmişten günümüze gelişmeler devam etmektedir. Bunun ise hem implant sayısını azaltmak hem de standartize edilmiş protez sistemi kullanarak başarılabileceği görüşü hakimdir. Standartize edilmiş bir sabit protez yapımına yönelik ilk sistemlerden biri, 1999 yılında Branemark’ın geliştirdiği 3 implant üzerine yerleştirilen 2 parçalı bardan oluşan ve sabit protez yapımına olanak sağlayan Branemark Novum sistemiydi(Nobel Biocare).

Novum sistemiyle yapılan erken dönem çalışmalarda uygun implant ve protez sağkalım oranları bildirilirken, daha sonraki çalışmalarda implantlar ve üst yapılar için sırasıyla % 9 ve% 13 kümülatif başarısızlık oranları görülmüştür.¹⁵¹⁻¹⁵³ Protez kırıkları, sık vida gevşemesi, üst bar modifikasyonları, ankraj kırıkları ve aşınma dahil olmak üzere yüksek oranda protez komplikasyonları sonunda Novum sistemi kullanımdan kalkmıştır. Bununla birlikte, bu çalışmalar, özelleştirilmiş bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) çözümleriyle karşılaştırılabilir pasif uyum ile standartize edilmiş bir protez sistemi tasarlamak için bir yol haritası oluşturmuştur.⁸

Custom restorasyonlar da dahil olmak üzere sabit implant destekli protezler için endişe yaratan durumlardan en önemlisi planlanan implant yerleştirilmesindeki

sapmalara duyarlı olmalarıdır.⁸⁴ Dijital olarak geliştirilmiş bir cerrahi kılavuz kullanırken bile, implant yerleştirilmesi aşamasında küçük sapmalar meydana gelebilir. Bu sapmalar protez ve bileşenleri üzerinde aşırı mekanik stres yaratarak vida gevşemesi ve vida kırılması gibi protez komplikasyonlarına neden olabilir.¹⁵⁴

Bu gibi sorunlara çözüm için yeni bir tedavi protokolü olan Trefoil sistemi (Nobel Biocare) geliştirilmiştir.⁷ Sistem; hazır üretim cerrahi rehberi vasıtası ile mandibulada mental foramenler arasına üç implantın birbirine paralel yerleştirilmesini sağlar. Kullanılan implantlar 5.0 mm çapta 11,5 mm ve 13 mm 2 farklı uzunlukta seçenek sunan trefoil implantlardır(Trefoil Implant CC RP, Nobel biocare). Standart tek parçalı prefabrik bir titanyum bar ve implant yerleştirme sapmalarını telafi eden ayarlanabilir ara parçaları içerir.¹⁵⁵ İmplant destekli protezler, protez içinde veya çevresindeki kemik matriksinde kontrolsüz yükler ve gerilimler oluşturmazsa pasif uyumlu olarak kabul edilir.¹⁵⁶ Trefoil sistemi ayarlanabilir fiksasyon mekanizması sayesinde horizontal ($\pm 0,4$ mm),vertikal ($\pm 0,5$ mm) ve angular (± 4 derece) implant yerleştirme sapmalarını telafi ederek pasif uyumu sağlar.¹⁵⁵

Üç implantla desteklenen sistem, fiksasyon mekanizması sayesinde pasif uyumu ve tüm implantlarda her zaman güvenli bir şekilde stabilizasyonu sağlar. İki implant protez posteriorda yumuşak doku desteğine dayandığından aynı stabiliteyi sağlayamaz. Tek bir implant planlanan konumundan saparsa dört veya daha fazla implant kullanılması durumundada pasif uyum sağlanamaz.⁸ Bununla birlikte üst yapı olarak akrilik protez önerilen sistemde aynı gün veya bir kaç gün içinde hasta daimi protezini kullanmaya başlar. Böylece hem cerrahi rehberleri sayesinde hem de prefabrik barı sayesinde labarotuvan süreçlerinin daha kolay olması ile hasta ve hekim açısından zaman olarak tasarruf sağlar.⁷

Karl ve ark. yaptıkları in-vitro bir çalışmada;trefoil prefabrik barı, döküm bar ve cad/cam üretim bar ile karşılaştırmışlardır. Döküm bar en fazla uyumsuzluk gösteren grup olmasına rağmen prefabrik bar ile cad/cam üretim bar benzer özellikler göstermişlerdir.⁸

Trefoil sistemi planlanırken göz önünde bulundurulması gereken birkaç anatomik özellik vardır.

Düz bir kemik platformu oluşturduktan sonra,alveolar kretin 5.0 mm çap ve en az 11.5 mm boyda implant uygulanabilmesine olanak sağlayan uygun kemik hacminin olması gerekir. Mandibula full ark restorasyon için başvuran mandibular kısmı ve total dişsiz rastgele 100 hasta ile yapılan bir çalışmada hastalardan tomografi alınarak hastaların trefoil sistemine uygunluğu değerlendirilmiştir. Hastaların % 85'inin 5.0 mm çap ve 13 mm uzunlukta implant yapımına, %86'sının ise 5.0 mm 11.5 mm implant implant yapımına mandibulada küçük kemik düzeltmeleriyle uygun olduğu sonucu ortaya konmuştur.⁹¹

Literatürde trefoil sistemi ile ilgili çok az sayıda çalışma mevcuttur. All-on-four sistemi ile trefoil sistemi karşılaştırması yapan bir çalışma ise bulunmamaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı bu literatürdeki eksikliği giderebilmek amacıyla posterior implantları 3 farklı acıda yerleştirilen All-on-four sistemlerini hem kendi içinde hem de yerleştirilen trefoil sistemleriyle 2 farklı uzunluk alternatifinde belirli kuvvet uygulayarak implant ve implantı çevreleyen kemikte oluşan stres değerleri ve dağılımı bakımından sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanarak karşılaştırmaktır.

Çiğneme esnasında, dental implantlarda ve implantların çevresindeki kemikte oluşan aşırı stresler kemik rezorpsiyonuna neden olabilir. Bu sebeple çiğneme kuvvetleri karşısında implantlar çevresinde meydana gelen streslerin nerede yoğunlaştığını belirlemek önemlidir.¹⁵⁷ Klinik olarak kemikteki stres ve gerinim dağılımlarının değerlendirilmesi oldukça zordur.^{158, 159} Bu nedenle;implant ve implant çevresindeki stres

ve gerinimi sayısal olarak değerlendirmek, tedavinin devamlılığı ve etkinliğini optimize ederek yük transferi ve aşırı yükleme riskini etkileyen tasarım parametrelerinin kontrolünü kolaylaştırabilmektedir. Son dönemde, sonlu elemanlar stres analizi biyomekanik faktörlerin etkisini değerlendirmek ve birçok klinik tedaviyi geliştirmek için diş hekimliğinde implantoloji alanında başarılı şekilde kullanılmaktadır.^{159, 160} İmplant ve implant üstü protezlerin geometrik karmaşıklığı sebebiyle, sonlu elemanlar stres analizi bu sistemlerdeki stres dağılımı analizi ve klinik performanslarını değerlendirmek için uygun bir yöntemdir.¹⁵⁷ Bu nedenle, çalışmada implant ve implant çevresindeki kemikte oluşan stresler, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

İki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi uygulaması hızlı, kolay ve düşük maliyetli bir yöntemdir. Ancak özellikle karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde çok doğru sonuçlar vermeyebilir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile tüm eksenlerdeki kuvvetler değerlendirilebileceği için gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir.^{135, 157, 161, 162} Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi gerçek klinik koşulların karmaşıklığı göz önünde bulundurulduğunda diğer yöntemlere göre daha avantajlıdır.¹⁶³ Bu nedenle, çalışmada üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanıldı.

Kemik dokusunun modellenmesi için bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans (MR) görüntüleme teknikleri ve üç boyutlu modelleme programları kullanılabilir.¹⁶⁴ Canlı bir doku olan kemik yapısı izotropik değildir ve kuvvetleri her bölgede farklı karşılayabilmektedir.³⁹ Gerçeğe en yakın modellemeler yapılabilmesi için MR ve CT cihazlarından elde edilen görüntüler kullanılabilir.¹⁶⁴ Çalışmamızda mandibula modeli için CT cihazından elde edilen görüntüler kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda, sonlu elemanlar stres analizlerinde daha başarılı sonuçlar elde edilebilmek için anatomik yapının ideal olarak modellenmesi gerektiği belirtilmiştir. Eleman ve düğüm sayısının ideal bir modelleme için en az 30.000-200.000 arasında

olması gerektiği vurgulanmıştır.^{165, 166} Çalışmamızda kullanılan modellerde ortalama 1.663.096 eleman ve 392.135 düğüm noktası mevcuttur. Bu sayılar, sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların çoğunda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısının oldukça üzerindedir.^{163, 167} Bu nedenle çalışmamızda elde edilen sonuçların gerçeğe yakın sonuçlar olduğu düşünülebilir.

Sonlu elemanlar analizinde malzeme özellikleri bir yapı içindeki gerilim dağılımını büyük ölçüde etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak sonlu elemanlar analizinde modellenenebilir. Sonlu elemanlar analizinde gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesi için birçok çalışmada, kemik izotropik ve homojen olarak kabul edilmiştir; çünkü anizotropik bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler gösterir.^{135, 168} Sonlu elemanlar analizi ile yapılan implant çalışmalarının büyük çoğunluğunda materyaller izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edilmektedir.^{140, 145} Çalışmamızda modellemeler, diğer birçok çalışmadaki gibi homojen ve izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde yüklemeler sonucu meydana gelen gerilme dağılımını etkileyen en önemli faktör, yapıların materyal özellikleridir. Elastisite modülü ve Poisson oranı; homojen, izotropik ve lineer elastik özellikteki materyallerde iki önemli ayırt edici özelliktir. Doğru sonuçların elde edilebilmesi için bu özelliklerin gerçeğe benzer değerlerde olması gerekmektedir.^{135, 169} Poisson oranı ve elastisite modülü araştırmacı tarafından belirlenerek bilgisayar yazılımına aktarılmaktadır. Çalışmamızda; kortikal kemik ,spongioz kemik, implantlar,altyapı materyali ve üstyapı materyali için poisson oranları ve elastisite modülleri sisteme aktarılmış; araştırmacılar tarafından en çok kullanılan değerler dikkate alınmıştır.^{141, 142}

Sonlu elemanlar analizinde, implantoloji alanında modellenen tüm yapılar genellikle kesintisiz temas şeklindedir. Çalışmamızda da spongioz kemik-kortikal kemik,

implant ile çene kemiği, implant-abutment, abutment-altyapı materyali ve altyapı materyali-üstyapı materyali kesintisiz temasta modellenmiştir. Oral kavitenin doğal olarak karmaşık bir yapıya sahip olmasından dolayı bu yapının sonlu elemanlar analizi ile yüksek doğrulukta modeller hazırlanması oldukça zordur. Bu nedenle belirli sadeleştirmeler gereklidir. Sonuçlar değerlendirilirken sonlu elemanlar analizinin bu özelliği gözönünde bulundurulmuştur.

İmplantların çevresindeki spongios kemik gözenekli bir yapıya sahip olduğundan implant-kemik teması hiçbir zaman %100 değildir.¹⁷⁰ Klinik olarak kemik-implant teması %30 ile %70 arasındadır; ancak sonlu elemanlar analiz çalışmalarının çoğunda kemik-implant teması %100 olarak kabul edilir.¹³⁵ Çalışmamızda da kemik-implant teması %100 olarak kabul edilmiştir. Bu nedenle sonuçlar değerlendirilirken, sonlu elemanlar analizinin bu sınırlaması gözönünde bulundurulmuştur.

İmplant destekli tam ark sabit protezler için en uygun kemik tipi daha sıkı ve yoğun kemik içeren tip 1 ve tip 2 kemiktir.¹⁷¹ Sonlu eleman analizi ile yapılan çalışmaların çoğunda mandibula kortikal kemik tip 2 ve kalınlığı 2 mm olarak alınmıştır.^{172, 173} Çalışmamızda, diğer çalışmalara benzer olarak mandibulada kortikal kemik tip 2 kemik ve kalınlığı 2 mm olarak belirlendi.

Osseointegre implantlarda oklüzal yüklerin implant destekli protezlerin uzun dönem başarısında önemli bir faktör olduğu bilinmektedir.¹⁷⁴ Bununla birlikte birçok çalışma oblik kuvvetlerin oklüzal yükleri daha iyi yansıttığını göstermektedir.^{94, 140}

Naini ve ark. 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz çalışmasında, All-on-four tekniğine göre oluşturulmuş modelde birinci molar bölgesine 100 N, toplam 300 N kuvvet uygulamıştır.¹⁷⁵

Assunção ve ark. ortalama posterior ısırma kuvveti değerini taklit etmek için implantların uzun aksına 30° eğimle bukkolingual yönde 100 N oblik yük uygulamıştır.¹⁷⁵

Demenko ve ark yaptıkları çalışmada, mandibular molar dişe lingualden oklüzal düzleme yaklaşık 75°'lik açı ile 118,2 N çiğneme kuvveti uygulamışlardır.¹⁷⁶

Doğan ve ark. All-on-four sisteminde, kuvvetlerin implantlardaki ve implantları çevreleyen kemik dokudaki etkisini değerlendirdikleri sonlu elemanlar analizi çalışmasında, lingual taraftan premolarların ve birinci moların bukkal tüberküllerine oklüzal plandan 75°'lik açı ile 100 N, toplam 300 N kuvvet uygulamışlardır.¹⁴⁰

İmplantlara ve protetik komponentlere kuvvetler çiğneme kasları tarafından çift taraflı olarak uygulanmakta olduğu için sonlu eleman analizlerinde kuvvetlerin çift taraflı uygulanmasının daha doğru sonuç ortaya çıkaracağı belirtilmiştir.^{171, 177}

Bu çalışmada çiğneme kuvvetlerini daha iyi taklit edebilmek için diğer çalışmalar ile benzer olarak, premolarlar ve birinci moların bukkal tüberküllerine lingual taraftan oklüzal planla 75°'lik açı ile 100 N, toplam 300 N oblik kuvvet çift taraflı olarak uygulandı.

İmplant destekli tam ark sabit protez tasarımlarında sonlu elemanlar analiz çalışmaları tek üye tasarımlardan çok daha karmaşıktır.¹³⁵ İmplant destekli tam ark sabit protezlerde, stres dağılımını tek üye protezden daha karmaşık hale getiren faktör metalik bir alt yapının birçok implantı birbirine bağlamasıdır. Bu nedenle, protezin bir noktasındaki yükleme tüm implantlardaki ve çevreleyen kemikteki stres konsantrasyonunu farklı derecelerde artırır.¹⁷⁸

İmplantlar ve implant destekli sabit protezler ile ilgili yapılan birçok sonlu elemanlar analiz çalışmalarında kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler implant etrafındaki seçilen dört noktadan değerlendirilmiştir.^{140, 179, 180} Çalışmamızda da benzer şekilde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler bukkal, lingual, mezial, distal olmak üzere seçilen dört noktada değerlendirilmiştir.

İmplant destekli sabit protezlerin alt yapılarında farklı tiplerde materyaller kullanılmaktadır. İmplant destekli hibrit protezlerin yapımında altyapıda metal veya titanyum üst yapıda ise akrilik veya seramik gibi materyaller kullanılabilir.¹⁸¹ Trefoil sisteminde ise prefabrik titanyum bar üzerine akrilik protez uygulanmaktadır.⁷ Bu bilgiler ışığında çalışmamızda bütün gruplarda titanyum alt yapı üzerine akrilik protez modellenmiştir. Trefoil ve All-on-four gruplarında uygulanan titanyum altyapılar ve akrilik protez aynı özelliktedir.

Modellerin farklı geometrisi ve farklı sınır koşulları nedeniyle sonlu elemanlar stres analizi sonuçları diğer çalışmalarla sayısal açıdan karşılaştırılmaz. Ancak, elde edilen sonuçlar streslerin dağılım yerleri ve yoğunlukları bakımından kıyaslama yapılabilir.¹⁸²

Kortikal ve spongioz kemik için oluşan basma ve çekme streslerini değerlendirmek önem arz etmektedir. Kemiğin en üst çekme veya basma dayanıklılığına eşit ya da daha büyük olan çekme ve basma stresleri oluştuğu zaman kırık meydana gelebilir.¹⁸³ Kortikal kemiğin basma kuvvetlerine karşı en üst dayanıklılığı 170-190 MPa, çekme streslerine karşı en üst dayanıklılığı 100-130 MPa'dır.^{159, 184} Bu değerler spongioz kemik için daha düşük olup spongioz kemiğin hem basma hem de çekme dayanımı literatürde 5 MPa olarak kabul görmüştür.^{39, 185, 186} Çalışmamızda bütün modellerde hem kortikal hemde spongioz kemikte basma ve çekme streslerine olan üst dayanım sınırı aşılmamıştır. Fakat bu durum implant etrafındaki kemikte oluşan streslerin rezorpsiyon yapmayacağı anlamına gelmemektedir. Aynı noktada devamlı olarak oluşan streslerin rezorpsiyon riskini artırdığı gözönünde bulundurulmalıdır.⁵³ Bütün modellerde spongioz kemikte oluşan çekme ve basma stresleri dayanım sınırını aşmamış olsada beklenenden yüksek stres değerleri oluşmuştur. Spongioz kemikte oluşan streslerin çalışmamızla benzer olduğu çalışmalar literatürde mevcut olup bu durumun implantlara

gelen kuvvetlerin yivler aracılığı ile kemiğe aktarıldığından implant yiv yapısı ile ilgili olduğu belirtilmiştir.¹⁴⁰

Rieger ve arkadaşları 6 farklı yiv tasarımı üzerine sonlu elemanlar analizi metodu ile stres dağılımlarını incelemişlerdir. Çalışmada üçgen, kare, payanda ve ters payanda yiv formuna sahip implantlar karşılaştırılmıştır. Üçgen, ters payanda ve keskin kenarlı payanda formuna sahip implantların kemiğe iletilen stres miktarını arttırdığı ve bu streslerin implantın boyun bölgesinde birikerek kemik rezorpsiyonuna neden olacağı belirtilmiştir. Kare ve yuvarlak kenarlı payanda formunun ise stres birikimini azalttığı ve stresi optimum olarak kemiğe dağıttığı görülmüştür.³⁷ Trefoil implant(Trefoil Implant CC RP, Nobel biocare) yiv tipi olarak üçgen, All-on-four da kullandığımız NobelActive implant(Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) ise kare yiv tipine sahiptir. Çalışmamız sonuçlarına göre trefoil modellerde(model 1, model 5) daha yüksek görülen çekme streslerinin yiv tipine bağlı olabileceği yorumu yapılabilir.

Genellikle von Mises stresleri, yük transferi ve dağılma mekanizmalarını karakterize etmek için evrensel bir stres göstergesi olarak kullanılmaktadır. Von Mises stres değerleri, metalik implantlar gibi çekilebilir materyallerdeki deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises stres değerleri, implant materyalinin akma (yield) noktasını aştığı zaman kırık riski oluşabilir. Bu nedenle implantlarda meydana gelen Von Mises streslerinin yorumlanması önemlidir.¹⁸³ Çalışmada en yüksek von Mises stres değerleri trefoil 5.0 mm çap 13 mm boy olarak uygulanan model de posterior implantın boyun bölgesinde 868,165 MPa olarak bulunmuştur. Bütün modellerde titanyum implantlarda meydana gelen stresler, titanyumun en üst dayanıklılık değeri olan 1119 MPa'ı geçmediği için implant içerisinde bir başarısızlık meydana gelmeyeceği öngörülmektedir.¹⁸⁷

Pek çok çalışmada implantların açılı yerleştirilmesinin klinik olarak başarılı sonuçlara sahip olduğu bildirilmiştir.¹⁸⁸⁻¹⁹⁰ All-on-four sistemiyle ilgili yapılan çalışmalarda açılı yerleştirilen implantın osseointegrasyon süreci üzerinde zararlı bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir. Her iki çenede de açılı ve dik yerleştirilmiş implantlar marjinal kemik kaybı bakımından kıyaslandığında herhangi bir farklılık olmadığına dikkat çekilmiştir.^{146, 191}

Bevilacqua ve ark. sonlu eleman analizi ile yaptıkları çalışmada implant üstü sabit protezlerde distal implantların açılandırılması ile implant çevresindeki kortikal kemiğe gelen streslerde vertikal yerleştirilen implantlara göre belirgin azalma olduğunu bildirmişlerdir.¹⁹²

Yapılan çalışmalarda açılı olarak yerleştirilen tek bir implantın kemik içindeki stresi arttırdığı bildirilmiştir. Fakat açılı olarak yerleştirilen bir implant başka implantlarla desteklenen bir sistemin elemanı olduğu ve birbirlerine bağlandığı zaman implantların dağılımı ve protezin stabilitesine bağlı olarak implant üzerindeki stres azalabilmektedir.^{74,}

193

Begg ve ark. yaptıkları çalışmada, All-on-four sisteminde 0°, 15°,30° ve 45° distale eğimli implantların çevresindeki stres dağılımlarını fotoelastik stres analizi ile değerlendirmişlerdir. 0°, 15° ve 30° açı ile yerleştirilen implantların stres dağılımlarında anlamlı bir fark olmadığını, 45°eğimli yerleştirilmiş implant modelinde önemli derecede artmış stres olduğunu bildirmişler.Distal implantların daha az açı ile yerleştirilmesini önermişlerdir.¹⁵⁸

Naini ve ark. All-on-four sisteminde stres/gerinim analizi çalışmalarında açılı yerleştirilen posterior implantları çevreleyen kemikteki stres değerlerinde yaklaşık olarak %9 değerinde bir artış olduğunu belirtmişlerdir.¹⁷⁵

Doğan ve ark. farklı All-on-four tasarımlarını sonlu elemanlar analizi yöntemi ile inceledikleri çalışmada en yüksek stresleri bütün tasarımlarda distal implantın kortikal kemik çevresinde bulmuşlardır.¹⁴⁰Bizim çalışmamızda all on four modellerinde en yüksek değerler distal implant çevresinde basma stresi şeklinde görülmüştür.

Kim ve ark. insan mandibulasının fotoelastik modeli üzerinde, All-on-four sistemlerinde distal implantların dik ve 30° açılı yerleştirilmesinin biyomekanik etkilerini araştırmış ve her iki durumda da streslerin daha çok posterior implantın distalinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Posterior implantın 30° açılı yerleştirilmesinin stresi arttırmadığını benzer stresler görüldüğünü bulmuşlardır. Çalışmamızda da benzer olarak All-on-four modellerinde kortikal kemikte oluşan en yüksek stresler posterior implantın distalinde basma stresleri olarak görülmüştür. Çalışmamızda ayrıca implantların açılı olarak yerleştirilmesiyle posterior implantın distalinde oluşan basma streslerinde artış görülse de implantın 30° açılı yerleştirildiği modellerde, 17 °açılı yerleştirilen modellere göre posterior implantın distalinde daha az basma stresi oluşmuştur.

Fazi ve ark. yaptıkları bir çalışmada total dişsiz mandibulada implant destekli sabit protez için İnterforaminal bölgeye yerleştirilen farklı implant konfigürasyonlarındaki stres dağılımlarını üç boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Üç paralel implant konfigürasyonu, implant ve kemikte dört veya beş paralel implant içeren konfigürasyonlardan daha yüksek streslerle sonuçlanmıştır. Çalışmada ayrıca distal implantların 34° açılı yerleştirildiği All-on- four sisteminin kemik,implantlardaki gerilimleri olumlu bir şekilde azalttığı bulunmuştur.¹⁹⁴ Bizim çalışmamızda ise kortikal kemikte en yüksek çekme kuvvetleri trefoil sistemi kullanılan modellerde görülmüş olup, kortikal kemikte basma stresleri bakımından All-on-four modellerinde distal implantların distal bölgelerinde daha yüksek değerler görülmüştür.

Watanabe ve ark. 2 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanarak implantların açılı yerleştirilmesi ve yükleme yönünün kemik-implant ara yüzündeki etkisini araştırmışlardır. Yüklemenin yönü ve yerine bakılmaksızın, implant eğiminin artması ile kemik-implant ara yüzündeki basma streslerinin arttığını belirtmişlerdir.¹⁹⁵ Yapılan farklı çalışmalarda da implant eğimi ile stres değerleri arasında benzer bir ilişki olduğu gözlenmiştir.^{196, 197} Çalışmamızda da benzer şekilde olarak açılı yerleştirilen posterior implantlarda dik yerleştirilen all-on-four modeline göre posterior implantın distalinde basma kuvvetleri daha yüksek bulunmuştur.

İmplant uzunluğunun stres iletimi üzerindeki etkisi ile ilgili birçok çalışmada implant çapı sabit tutulduğunda, uzunluk artışının primer stabilizasyonda avantajlı olduğunu ve kemik-implant temas alanını artırdığını göstermiştir. Bununla birlikte, kret tepesinde ve implantların çevresindeki destek dokularında oklüzal yüklere karşı oluşan stresleri azaltmada belirgin bir korelasyon olmadığı belirtilmiştir.^{198, 199} Çalışmamızda; trefoil modellerinde kortikal kemikte oluşan en yüksek basma streslerinin 13 mm'lik implant kullanılan modelde daha düşük olduğu görülmüştür. Çekme streslerinin ise 13 mm'lik implant kullanılan modelde 11,5 mm'lik implant kullanılan modele göre posterior implant çevresinde azalırken, anterior implant çevresinde arttığı görülmüştür..All-on-four gruplarında ise 13 mm'lik implant kullanılan modellerde 11,5 mm'lik implant kullanılan modellere göre kortikal kemikte implant çevresinde en yüksek çekme stres değerleri artarken,basma streslerinde azalma meydana gelmiştir.

6. SONUÇLAR

1. Tüm çalışma modelleri üzerine uygulanan oblik kuvvet sonucunda oluşan stresler kortikal ve spongioz kemiğin basma ve çekme dayanım değerleri göz önüne alındığında kemikte herhangi bir komplikasyon beklenilmemektedir.
2. Trefoil sistemi yeni bir sistem olduğundan çalışmamız trefoil sistemiyle ilgili yapılan ilk sonlu eleman analizi çalışması özelliğini taşımaktadır. Trefoil sisteminde implantlarda ve implant çevresi kemikte oluşan stresleri incelediğimiz çalışmada kortikal kemik ve spongioz kemikte basma ve çekme kuvvet dayanımlarının üst sınırı aşılmamıştır. Trefoil implantlar da oluşan von Mises değeri ise titanyumun yield(akma)değerini aşmamıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre biyomekanik olarak komplikasyon beklenilmemektedir.
3. Trefoil sistemi kullanılan modellerde kemikte oluşan yüksek stresler daha çok bukkal ve lingual bölgelerde görülmüştür.
4. Trefoil modellerinde; kortikal kemikte oluşan en yüksek basma streslerinin 13 mm'lik implant kullanılan modelde daha düşük olduğu görülmüştür. Çekme streslerinin ise 13 mm'lik implant kullanılan modelde 11,5 mm'lik implant kullanılan modele göre posterior implant çevresinde azalırken, anterior implant çevresinde arttığı görülmüştür.
5. All-on-four sistemlerinde en yüksek stresler distal implantların distal bölgesinde basma stresleri olarak görülmüştür.
6. All-on-four gruplarında; 13 mm uzunlukta implant kullanılan modellerde 11,5 mm implant kullanılan modellere göre posterior implantın distal bölgesindeki özellikle basma streslerini azalttığı görülmüştür.

7. Posterior implantın dik olarak yerleştirildiği modellerde posterior implantın distal bölgesinde, açılı yerleştirilen modellere göre daha az basma stresi meydana geldiği görülmüştür.
8. Posterior implantın 30° açılı yerleştirildiği modellerin posterior implantın 17° açı ile yerleştirildiği modellere göre posterior implantın distal bölgesinde oluşan stresler yönünden daha avantajlı olduğu görülmüştür.



KAYNAKLAR

1. Greenfield E. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2008, 29: 232.
2. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1992, 68: 809-812.
3. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 1969, 3: 81-100.
4. Malo P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2003, 5: 2-9.
5. Ho C. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All-on-4” immediate function concept. *Australasian Dent Pract*, 2012, 22: 138-148.
6. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2005, 7: s88-s94.
7. Higuchi K, Liddelow G. An Innovative Implant-Supported Treatment for the Edentulous Mandible: Case Report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2019, 34.
8. Karl M, Carretta R, Higuchi KW. Passivity of Fit of a Novel Prefabricated Implant-Supported Mandibular Full-Arch Reconstruction: A Comparative In Vitro Study. *The International journal of prosthodontics*, 2018, 31: 440–442-440–442.

9. Yavuzyılmaz H, Ulusoy M, Kedici P, Kansu G. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. *Ankara: Özyurt Matbaacılık*, 2003: 196.
10. Ring M. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 1995, 16: 1060, 1062, 1064 passim.
11. Ring M. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 1995, 16: 1132, 1134, 1136 passim.
12. Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry*, 1999, 8: 90.
13. Dahl G. Regarding the possibility of implanting metal skeletons in the jaws as a base or retention of fixed or removable prostheses. *Odont Tidskrift*, 1943, 52: 440-446.
14. Türker M, Yücetaş Ş. *Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi*. Baskı. Atlas Kitapçılık, 1997.
15. Powers J, Sakaguchi R. Craig's Restorative Dental Materials 12th ed Mosby. *St Louis*, 2006: 236-240.
16. O'Brien W. Physical properties in dental materials and their selection. 1997.
17. Spiekerman H. Color atlas of dental medicine: implantology. *AMERICAN JOURNAL OF ORTHODONTICS AND DENTOFACIAL ORTHOPEDICS*, 1998, 114: 469-469.
18. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1983, 49: 843-848.
19. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz Po. Immediate functional loading of Brånemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clinical Oral Implants Research*, 1999, 10: 8-15.

20. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1989, 4.
21. English C. An overview of implant hardware. *The Journal of the American Dental Association*, 1990, 121: 364.
22. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, Van Steenberghe D. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1999, 14: 639-645.
23. Protezler CST. 2. cilt, Profitez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 2. *Bilimsel yayını*, 1998.
24. Duymuş ZY, Güngör H. Dental implant materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2013, 23: 145-152.
25. Sidambe AT. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—A review. *Materials*, 2014, 7: 8168-8188.
26. Muddugangadhar B, Amarnath G, Tripathi S, Dikshit S, Divya M. Biomaterials for dental implants: An overview. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*, 2011, 2: 13-24.
27. Shrestha S, Joshi S. Current concepts in biomaterials in dental implant. *Sci Res*, 2014, 2: 7-12.
28. Misch CE. A scientific rationale for dental implant design. *Contemporary implant dentistry*, 1999.
29. Rieger M, Adams W, Kinzel G, Brose M. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1989, 62: 436-440.

30. Misch CE. *Contemporary implant dentistry-E-Book*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2007.
31. Eser A, Tonuk E, Akca K, Dard MM, Cehreli MC. Predicting bone remodeling around tissue-and bone-level dental implants used in reduced bone width. *Journal of biomechanics*, 2013, 46: 2250-2257.
32. Vouros ID, Kalpidis CD, Horvath A, Petrie A, Donos N. Systematic assessment of clinical outcomes in bone-level and tissue-level endosseous dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2012, 27.
33. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 3 [sup] rd ed. *St Louis, MO: Mosby Elsevier*, 2008, 94.
34. Yukna R. Optimizing clinical success with implants: maintenance and care. *Compendium (Newtown, Pa.). Supplement*, 1993: S554-561; quiz S565-556.
35. Huang H-L, Chang C-H, Hsu J-T, Faligatter AM, Ko C-C. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2007, 22.
36. Morris HF, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *Journal of Oral Implantology*, 2004, 30: 125-133.
37. Rieger M, Mayberry M, Brose M. Finite element analysis of six endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1990, 63: 671-676.
38. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005, 94: 377-381.

39. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2008, 100: 422-431.
40. Misch C. Implant success or failure: Clinical assessment in implant dentistry. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby, 1993: 33-66.
41. Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1990, 48: 174-178.
42. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2004.
43. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 2007, 33: 243-256.
44. Li T, Hu K, Cheng L, Ding Y, Ding Y, Shao J, Kong L. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality—A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling*, 2011, 35: 446-456.
45. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dentistry*, 2003, 12: 306-317.
46. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1993, 8.

47. Valen M. The relationship between endosteal implant design and function: maximum stress distribution with computer-formed, three dimensional Flexi-Cup blades. *The Journal of oral implantology*, 1983, 11: 49-71.
48. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1981, 52: 155-170.
49. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000, 15: 76-94.
50. Schwartz Z, Martin J, Dean DD, Simpson J, Cochran DL, Boyan B. Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 1996, 30: 145-155.
51. Ao J, Li T, Liu Y, Ding Y, Wu G, Hu K, Kong L. Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis. *Computers in biology and medicine*, 2010, 40: 681-686.
52. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, Liu B. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2008, 23.
53. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dentistry*, 1992, 1: 289-294.
54. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*, 2002, 29: 565-574.

55. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti Jr FH, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *Journal of periodontology*, 2004, 75: 1233-1241.
56. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics*, 2004, 17.
57. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, Boyan B. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2005, 74: 49-58.
58. Gülay U, Filiz K. İMPLANTLARIN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE OSSEOİTEGRASYON. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007.
59. Palacci P, Ericsson I. *Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management*. Baskı. Quintessence Chicago, IL, 2001.
60. Bancroft J, Stevens A. *Theory and practice of histological techniques*. 1996. New York: Churchill Livingstone, 1996, 4.
61. Lang NP, Lindhe J. *Clinical periodontology and implant dentistry, 2 Volume Set*. Baskı. John Wiley & Sons, 2015.
62. Branemark P-I. Introduction to osseointegration. *Osseointegration in Clinical Dentistry*, 1985: 11-76.

63. Krause A, Cowles EA, Gronowicz G. Integrin-mediated signaling in osteoblasts on titanium implant materials. *Journal of biomedical materials research*, 2000, 52: 738-747.
64. Chang C-L, Chen C-S, Hsu M-L. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2010, 25.
65. Buser D, Von Arx T, Ten Bruggenkate C, Weingart D. Basic surgical principles with ITI implants Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 3*, 2000, 11: 59-68.
66. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1988, 60: 75-84.
67. Lefebvre C. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*, 2005, 94: 76.
68. Gonzalez J. Suppl 1: The Evolution of Dental Materials for Hybrid Prosthesis. *The open dentistry journal*, 2014, 8: 85.
69. Balshi TJ. Preventing and resolving complications with osseointegrated implants. *Dent Clin North Am*, 1989, 33: 821-868.
70. Tuna SH, Pekmez NÖ, Kürkçüoğlu I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2015, 114: 725-734.
71. Aktaş ÜKA. Dental İmplant Cerrahisinde Anatomik Oluşumların Önemi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*, 2010, 1: 8-15.
72. Vairo G, Pastore S, Di Girolamo M, Baggi L. Stress Distribution on edentulous mandible and maxilla rehabilitated by full-arch techniques: A comparative 3D finite-element approach. *Implant Dentistry ÀÀÀ A Rapidly Evolving Practice, InTech*, 2011: 191-216.

73. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Fabbro MD. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2008, 10: 255-263.
74. Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2012, 14: 646-654.
75. Hinze M, Thalmair T, Bolz W, Wachtel H. Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2010, 25.
76. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*, 2014, 16: 836-855.
77. Maló P, Lopez I, Nobre M. The all on four concept. *Babbush CA Hahn J, Krauser J, eds. Dental Implants: The Art and Science. 2nd ed. St Louis, Mo: Saunders Elsevier*, 2011: 435-438.
78. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V. THE “ALL-ON-4” IMMEDIATE FUNCTION CONCEPT: A Review.
79. Agliardi E, Panigatti S, Clerico M, Villa C, Malo P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 2010, 21: 459-465.

80. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 2014, 8: ZE16.
81. Asawa N, Bulbule N, Kakade D, Shah R. Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 2015, 9: ZE10.
82. Emami E, de Souza RF, Kabawat M, Feine JS. The impact of edentulism on oral and general health. *International journal of dentistry*, 2013, 2013.
83. Jahangiri L, Choi M, Moghadam M, Jawad S. Interventions for missing teeth: Removable prostheses for the edentulous mandible. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2015.
84. Emami E, Michaud PL, Sallaleh I, Feine JS. Implant-assisted complete prostheses. *Periodontology 2000*, 2014, 66: 119-131.
85. Vogel R, Smith-Palmer J, Valentine W. Evaluating the health economic implications and cost-effectiveness of dental implants: a literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2013, 28.
86. Bansal S, Aras MA, Chitre V. Guidelines for treatment planning of mandibular implant overdenture. *Journal of Dental Implants*, 2014, 4: 86.
87. Kern JS, Kern T, Wolfart S, Heussen N. A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: post-loading implant loss. *Clinical Oral Implants Research*, 2016, 27: 174-195.
88. Beikler T, Flemmig TF. EAO consensus conference: economic evaluation of implant-supported prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 2015, 26: 57-63.

89. PI B. Hansson BO. Adell R. Breine U. Lindstrom J. Hallen O. Omann A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1977, 11.
90. Rocuzzo M, Bonino F, Gaudio L, Zwahlen M, Meijer HJ. What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. *Clinical Oral Implants Research*, 2012, 23: 229-237.
91. Aouini W, Lambert F, Vrielinck L, Vandenberghe B. Patient Eligibility for Standardized Treatment of the Edentulous Mandible: A Retrospective CBCT-Based Assessment of Mandibular Morphology. *Journal of clinical medicine*, 2019, 8: 616.
92. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1988, 3.
93. Cowin SC. *Bone mechanics handbook*. Baskı. CRC press, 2001.
94. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 1998, 24: 80-88.
95. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dentistry*, 2005, 14: 108-116.
96. Gültepe EM. Alt çene tam dişsiz vakalarda farklı implant üstü protetik tasarımların implant altyapılara kuvvet iletimi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi, 2011.

97. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 2003, 14: 97-102.
98. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1986, 56: 226-229.
99. Braun S, Bantleon H-P, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *The Angle Orthodontist*, 1995, 65: 367-372.
100. Van Eijden T. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives of oral biology*, 1991, 36: 535-539.
101. Carlsson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1994, 9.
102. Kuroe T, Caputo AA, Ohata N, Itoh H. Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence International*, 2001, 32.
103. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson S, Glantz PO. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 1996, 7: 55-63.
104. Asaro R, Lubarda V. *Mechanics of solids and materials*. Baskı. Cambridge University Press, 2006.
105. Biyomekanik TYSOA. Prensipleri. *Ege Üniversitesi Basımevi*, 1999.
106. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, Schurman DJ. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clinical orthopaedics and related research*, 1987: 237-250.

107. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *International Journal of Prosthodontics*, 1993, 6.
108. Craig R, O'brien W, Powers J. Dental Materials Properties and Manipulation. "8th Ed.". St. Louis, Missouri: Mosby, 2004, 23: 26.
109. Maurer P, Holweg S, Knoll W-D, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2002, 40: 76-83.
110. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *Journal of oral rehabilitation*, 2006, 33: 690-697.
111. Craig RG. Restorative dental materials. 1989.
112. Miracle DB, Donaldson SL, Henry SD, Moosbrugger C, Anton GJ, Sanders BR, Hrivnak N, Terman C, Kinson J, Muldoon K. *ASM handbook*. Baskı. ASM international Materials Park, OH, 2001.
113. I. M. Cisimlerin Mukavemeti. 6 Baskı. İstanbul, İTÜ Vakfı., . 1988.
114. Gümüş HÖ. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması. . Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara. Hacettepe Üniversitesi, 2007.
115. Orenstein I, Synan W, Truhlar R, Morris H, Ochi S. Bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Implant Dentistry*, 1994, 3: 117-119.
116. Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N. Abstract. *Clinical Oral Implants Research*, 1997, 8: 18-22.
117. Kutz M. *Mechanical engineers' handbook*. Baskı. Wiley, 1998.

118. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2002.
119. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, 2008, 36: 463-471.
120. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 2010, 11: 18-23.
121. Craig RG. *Craig's restorative dental materials*. Baskı. Mosby Elsevier, 2006.
122. Zaimoğlu A, Can G, E, E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, . 1993.
123. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Medical engineering & physics*, 2000, 22: 359-370.
124. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics*, 2002, 122: 174-179.
125. Pickover C. *Archimedes to Hawking: laws of science and the great minds behind them*. Baskı. Oxford University Press, 2008.
126. Eskitaşçıoğlu GY. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. . A. *Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 1995, 201-205.
127. Ogden RW, Holzapfel GA. *Mechanics of biological tissue*. Baskı. Springer, 2006.
128. Nicholson DW. *Finite element analysis: Thermomechanics of solids*. Baskı. CRC press, 2008.
129. Moaveni S. *Finite element analysis theory and application with ANSYS*, 3/e. Baskı. Pearson Education India, 2011.

130. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Nithiarasu P, Zhu J. *The finite element method*. Baskı. McGraw-hill London, 1977.
131. Çankaya MÖ. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, İstanbul:. İstanbul Üniversitesi, 2005.
132. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of dental research*, 1968, 47: 427-432.
133. Tesk J, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *Journal of biomedical materials research*, 1973, 7: 251-261.
134. Moratal D. *Finite Element Analysis: From Biomedical Applications to Industrial Developments*. Baskı. BoD–Books on Demand, 2012.
135. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001, 85: 585-598.
136. Keyak J, Fourkas M, Meagher J, Skinner H. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of biomedical engineering*, 1993, 15: 505-509.
137. Shigley JE. *Shigley's mechanical engineering design*. Baskı. Tata McGraw-Hill Education, 2011.
138. Sonugelen M, ve Biyomekanik ACAP. Oral prostheses and biomechanics. *Izmir: Ege Univ Dis Hek Fak Yayınları*, 2002: 3-8.
139. Logan DL. *A first course in the finite element method*. Baskı. Cengage Learning, 2011.

140. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-Four” Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method. *Clinical implant dentistry and related research*, 2014, 16: 501-510.
141. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1995, 10.
142. Pessoa RS, Coelho PG, Muraru L, Marcantonio Jr E, Geraldo Vaz L, Vander Sloten J, Jaecques SV. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography-based nonlinear three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2011, 26.
143. Ayna M, Gülses A, Açıllı Y. Comprehensive comparison of the 5-year results of all-on-4 mandibular implant systems with acrylic and ceramic suprastructures. *Journal of Oral Implantology*, 2015, 41: 675-683.
144. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2009, 24.
145. Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre Jr J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2010, 25.
146. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*, 2011, 142: 310-320.

147. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *Journal of Oral Implantology*, 2011, 37: 431-445.
148. Crespi R, Vinci R, Capparé P, Romanos GE, Gherlone E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2012, 27.
149. Galindo DF, Butura CC. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2012, 27.
150. Browaeys H, Dierens M, Ruyffelaert C, Matthijs C, De Bruyn H, Vandeweghe S. Ongoing crestal bone loss around implants subjected to computer-guided flapless surgery and immediate loading using the All-on-4® concept. *Clinical implant dentistry and related research*, 2015, 17: 831-843.
151. Brånemark PI, Engstrand P, Öhrnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, Darle C, Lekholm U. Brånemark Novum®: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clinical implant dentistry and related research*, 1999, 1: 2-16.
152. Engstrand P, Gröndahl K, Öhrnell LO, Nilsson P, Nannmark U, Brånemark PI. Prospective follow-up study of 95 patients with edentulous mandibles treated according to the Brånemark Novum concept. *Clinical implant dentistry and related research*, 2003, 5: 3-10.
153. Van Steenberghe D, Molly L, Jacobs R, Vandekerckhove B, Quirynen M, Naert I. The immediate rehabilitation by means of a ready-made final fixed prosthesis in the

- edentulous mandible: a 1-year follow-up study on 50 consecutive patients. *Clinical Oral Implants Research*, 2004, 15: 360-365.
154. Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014, 29: 608-621.
155. Higuchi K, Rosenberg R, Davó R, Albanese M, Liddel G. A Prospective Single-Cohort Multicenter Study of an Innovative Prefabricated Three-Implant-Supported Full-Arch Prosthesis for Treatment of Edentulous Mandible: 1-year Report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2020, 35.
156. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dentistry*, 2001, 10: 85-92.
157. Assunção WG, Barão VAR, Gomes ÉA, Delben JA, Ribeiro RF. FEA in Dentistry: A Useful Tool to Investigate the Biomechanical Behavior of Implant Supported Prosthesis. *Finite Element Analysis: From Biomedical Applications to Industrial Developments*, 2012: 57.
158. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2009, 24.
159. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2013, 109: 9-21.
160. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2006, 9: 257-270.

161. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DMd, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 2014, 40: 217-228.
162. Soares CJ, Versluis A, Valdivia A, Bicalho AA, Veríssimo C, Barreto BdCF, Roscoe MG. Finite element analysis in dentistry-Improving the quality of oral health care. *Moratal D. Finite element analysis-from biomedical applications to industrial developments. Rijeka: In Tech Croatia*, 2012: 25-56.
163. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of oral rehabilitation*, 2002, 29: 350-356.
164. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental materials*, 2007, 23: 539-548.
165. Aydın C, Özen J, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2006, 21.
166. Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*, 1998, 25: 299-303.
167. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant: A nonlinear finite element stress analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 2003, 14: 444-454.
168. Liao S-H, Tong R-F, Dong J-X. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2008, 32: 53-60.

169. Hsu M-L, Chang C-L. Application of finite element analysis in dentistry. *Finite element analysis. Sciyo*, 2010: 43-60.
170. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2005, 73: 140-147.
171. Faverani LP, Barão VAR, Ramalho-Ferreira G, Delben JA, Ferreira MB, Júnior IRG, Assunção WG. The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Materials Science and Engineering: C*, 2014, 37: 164-170.
172. Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. *Clinical implant dentistry and related research*, 2000, 2: 184-189.
173. 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. *Medical engineering & physics*, 2009, 31: 806-815.
174. Bal BT, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2013, 28.

175. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2011, 26.
176. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *Journal of dental research*, 2011, 90: 1211-1215.
177. Ferreira MB, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Materials Science and Engineering: C*, 2014, 38: 306-314.
178. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipolito AC, Assuncao WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Materials Science and Engineering: C*, 2014, 35: 92-99.
179. Ataol M, Kilinc A, Saruhan N, Gundogdu M. Finite Element Analysis of Two Different Implant Applicable for Vertical Bone Deficiency at Maxillary Sinus. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*, 2019, 9: 315-321.
180. Kılınç A, Ataol M, Saruhan N, Gündoğdu M. Maksilla Posterior Bölgede Vertikal Kemik Miktarının Yetersizliği Durumunda Uygulanan Kısa İmplantların Üzerindeki ve Etrafındaki Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. *Medical Journal of Suleyman Demirel University*, 2018, 25.
181. Rojas-Vizcaya F. Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2011, 20: 570-576.

182. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1998, 13.
183. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2001, 16.
184. Natali AN. *Dental biomechanics*. Baskı. CRC Press, 2003.
185. Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 2008, 16: 971-987.
186. Natali A, Hart R, Pavan P, Knets I. Mechanics of bone tissue AN NATALI, RT HART, PG PAVAN, I KNETS. İçinde: *Dental biomechanics*, CRC Press, 2003: 19-37.
187. Sakaguchi R, Powers J. Craig's restorative dental materials (13 bs.): Elsevier Mosby. 2011.
188. Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*, 2012, 14: 612-621.
189. Mozzati M, Arata V, Gallesio G, Mussano F, Carossa S. Immediate postextractive dental implant placement with immediate loading on four implants for mandibular-full-arch rehabilitation: a retrospective analysis. *Clinical implant dentistry and related research*, 2013, 15: 332-340.
190. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis

- supported by four implants. *Clinical implant dentistry and related research*, 2012, 14: 434-441.
191. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. “All-on-4” immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clinical implant dentistry and related research*, 2012, 14: e139-e150.
 192. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *International Journal of Prosthodontics*, 2008, 21.
 193. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2000, 15.
 194. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2011, 26: 752.
 195. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*, 2003, 91: 31-36.
 196. Canay Ş, Hersek N, Akpınar I, Aşık Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence International*, 1996, 27.
 197. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996, 76: 624-632.

198. Khatami AH, Smith CR. “All-on-Four” immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *Journal of Prosthodontics*, 2008, 17: 47-51.
199. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996, 76: 165-169.



EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Kemal KARAKÖSE Doğum Tarihi: 04/09/1987 Doğum Yeri: Karaman Medeni Hali: Evli Uyruğu: TC Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Yakutiye/Erzurum Tel: 0442 231 1801 Faks: 0442 236 1375 E-mail: dtkemalkarakose@hotmail.com
Eğitim
Lise: Mersin Fen Lisesi Lisans: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi-2012 Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: YDS 2013 Eylül: 52,5 Almanca: Rusça:
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK KURUL ONAYI



**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP
FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU**



Bölümü : Dekanlık
Servisi : Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
Sayı : B.30.2.ATA.0.01.00/451
Konu : Etik Kurul Kararı

26.09.2019

Sayın:Dr.Öğr.Üy.Gelengül URVASIZOĞLU
Dış Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Değerlendirilmek üzere Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuruda bulunduğunuz
"Tam Dişsiz Mandibulaya Uygulanan All-on-four ve Trefoil Sistemlerinin İmplantlar ve
Çevre Dokularda Oluşan Streslere Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi"
isimli bilimsel çalışmasına ait Kurul Kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr.Zeynep ÇAKIR
Etik Kurul Başkanı

Eki :
1 Adet Etik Kurul Kararı



**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP
FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU**



KARAR

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı
	TELEFON	+90 442 234 65 11
	FAKS	+90 442 236 09 68
	E-POSTA	atatipetikkurul@gmail.com
SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI		Dr.Öğr.Üy.Gelengül URVASIZOĞLU
ARAŞTIRMACININ AÇIK ADI		Tam Dişsiz Mandibulaya Uygulanan All-on-four ve Trefoil Sistemlerinin İmplantlar ve Çevre Dokularda Oluşan Streslere Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi
KARAR BİLGİLERİ	Toplantı Sayısı: 06 Karar No: 29	Tarih: 26.09.2019
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve çalışmanın bütçesinin BAP tarafından karşılanması koşulu ile yapılmasında bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verildi. Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir. Araştırmacıya çalışmalarında başarılar dileriz.	

Prof.Dr.Zeynep ÇAKIR
Etik Kurul Başkanı

Prof.Dr.M.Hamidullah UYANIK
Üye

Prof.Dr.Zekai HALICI
Üye

Prof.Dr.Mustafa GÜL
Üye

Doç.Dr.Zeynep KARAMAN ÖZLÜ
Üye

Doç.Dr.Ayşenur AKSOY
Üye

Doç.Dr.Yasemin ÇAYIR
Üye

Dr.Öğr.Üy.Sinan YILMAZ
Üye

Dr.Öğr.Üy.İbrahim KARABULUT
Üye

Dr.Öğr.Üy.Murat KAYABEKİR
Üye

Emrah MELETLİOĞLU
Üye