

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

**ÜST ÇENE ÖN BÖLGEYE FARKLI AÇILARDA
YERLEŞTİRİLEN KISA VE NORMAL İMPLANTLARDA
OLUŞAN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Dt. Mehmet Fatih ÖZMEN

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

**ERZURUM
2020**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**ÜST ÇENE ÖN BÖLGEYE FARKLI AÇILARDA YERLEŞTİRİLEN KISA VE NORMAL
İMLANTLARDA OLUŞAN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Dt. Mehmet Fatih ÖZMEN

Tez Savunma Tarihi : 20.11.2020

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Funda BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Funda BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ (Karadeniz Teknik Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU (Atatürk Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı
Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM

Uzmanlık Tezi
ERZURUM - 2020

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
TABLolar DİZİNİ.....	XIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Dental İmplant	5
2.1.1. Dental İmplantın Tanımı.....	5
2.1.2. Dental İmplantın Tarihçesi	5
2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması	6
2.1.3.1. Kemik Seviyesi İmplantlar	6
2.1.3.2. Doku Seviyesi İmplantlar	7
2.1.4. Dental İmplantların Boylarına Göre Sınıflandırılması	7
2.1.4.1. Kısa İmplantlar	7
2.1.5. Osseointegrasyon	8
2.1.5.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	8
2.1.5.1.1. İmplant Materyali ve Yüzey Özellikleri	8
2.1.5.1.2. Primer Stabilite	9
2.1.5.1.3. Yükleme Protokolü	10
2.1.5.1.4. Cerrahi Prosedür	10
2.1.5.1.5. Kemik Yoğunluğu.....	10
2.1.6. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler.....	11

2.1.6.1. Kuvvetler ve Kuvvet Türleri.....	11
2.1.6.2. Stres	12
2.1.6.3. Deformasyon ve Gerilim	13
2.1.6.4. Moment Yükler.....	14
2.1.6.5. Yorgunluk	14
2.1.6.5.1. Dental İmplantların Biyomateryal Özellikleri	15
2.1.6.5.2. Dental İmplantların Makro Tasarımı	16
2.1.6.5.3. Kuvvet Büyüklüğü.....	16
2.1.6.5.4. Döngü Sayısı.....	17
2.1.7. Estetik Bölgede İmplant Uygulaması	17
2.2. Stres Analiz Yöntemleri.....	19
2.2.1. Stres Analiz Yöntemlerinin Sınıflandırılması.....	19
2.2.1.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz yöntemi	19
2.2.1.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analizi Yöntemi.....	20
2.2.1.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	20
2.2.1.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	20
2.2.1.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	21
2.2.1.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi	21
2.2.1.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) Yöntemi	21
2.2.1.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi Tanımı	21
2.2.1.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Teknik Kavramlar.....	22
2.2.1.7.3. Sonlu Elemanlar Modeli Oluşturulması	23
2.2.1.7.4. Kemik-İmplant Arayüzü	25
2.2.1.7.5. Yükleme Koşulları ve Sınırlar	25
2.2.1.7.6. Stres Analizi.....	26

2.3. Stres Analizlerinde Kullanılan Terimler	27
2.4. Tam Seramikler.....	31
2.4.1. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması.....	31
2.4.1.1. Stabilize Zirkonya Seramikler	32
3. MATERYAL ve METOT	34
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması	35
3.1.1. Kemiğin Modellemesi.....	35
3.1.2. İmplant ve Abutment Modellemesi	37
3.1.3. Kuronun Modellemesi	40
3.1.4. Yapıştırıcı Simanın Modellemesi	40
3.2. Matematiksel Modellemenin Yapılması ve Modellerin Birleştirilmesi	40
3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi	43
3.4. Yükleme Koşulları	43
4. BULGULAR.....	45
4.1. İmplantlardaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması.....	46
4.2. Abutmentlerdeki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	50
4.3. Kuronlardaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması.....	54
4.4. Kortikal Kemikteki Basma Streslerinin Karşılaştırılması	58
4.5. Kortikal Kemikteki Çekme Streslerinin Karşılaştırılması	62
4.6. Kansellöz Kemikteki Basma Streslerinin Karşılaştırılması.....	66
4.7. Kansellöz Kemikteki Çekme Streslerinin Karşılaştırılması	70
5. TARTIŞMA	74
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	87
KAYNAKLAR	89
EKLER	112

EK-1. ÖZGEÇMİŞ	112
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU	113

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, desteğini esirgemeyen ve akademik becerilerimi kazanmamda bana yardımcı olan danışman hocam sayın Prof. Dr. Funda BAYINDIR’a sevgi ve saygılarımı sunmak isterim.

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün diğer öğretim üyeleri; Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR, Dr. Öğrt. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU, Dr. Öğrt. Üyesi Esra KUL, Dr. Öğrt. Üyesi Alper ÖZDOĞAN ve Dr. Öğrt. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA’ya,

Çalışmama verdikleri destekten ötürü Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi’ne,

Çalışmamın laboratuvar aşamaları ve yorumlanması esnasında yardımlarından ötürü AY TASARIM’ın bütün çalışanlarına,

Çalışmada kullanılan protetik parçaların tedarikini sağlayan ve tez çalışmasındaki desteklerinden ötürü sayın Hanife Deniz YILDIZ ve Bicon firmasına (Bicon, Boston, USA),

Tez çalışmam süresince fikir ve deneyimlerini benimle paylaşan sevgili arkadaşlarım Uzm. Dr. Sümeyye CANSEVER’e ve Dr. Öğrt. Üyesi Berkman ALBAYRAK’a,

Birlikte çalıştığım bütün araştırma görevlisi arkadaşlarım’a,

Bu zorlu süreçte hep yanımda olan ve desteğini sonsuza kadar hissetmek istediğim sevgili eşim Ecz. Esra ÖZLÜ ÖZMEN’e ve bütün aileme teşekkürlerimi sunmak isterim.

Dt. Mehmet Fatih ÖZMEN

ÖZET

Üst Çene Ön Bölgeye Farklı Açılarda Yerleştirilen Kısa ve Normal İmplantlarda Oluşan Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi

Amaç: Maksiller 11 numaralı diş bölgesine 3 farklı açı ile kemik hizasında yerleştirilen kısa ve normal implantlar ve üzerlerine uygulanan 3 farklı açıdaki titanyum abutmentler kullanılarak yapılacak olan dental restorasyonlardaki; kuron, implant, abutment, implantı çevreleyen kortikal ve trabeküler kemikteki en yüksek çekme, basma ve von Mises stres dağılımlarının sonlu eleman stres analizi (SESA) yöntemi ile incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı. Ayrıca kısa implanttaki implant-abutment bağlantı tiplerinin SESA yöntemi ile karşılaştırılması yapıldı.

Materyal ve Metot: Maksiller 11 numaralı diş bölgesine kısa implant olarak 4 mm çapında 5 mm uzunluğunda, normal implant olarak 4 mm çapında 9 mm uzunluğunda implant kullanıldı. Kısa implant abutmentleri için 0°, 15° ve 25° açılı üç titanyum abutment kullanıldı. Normal implant abutmentleri için 0°, 15° ve 25° açılı üç titanyum abutment premill abutmentten tasarlandı. Ayrıca kısa implantlardaki implant-abutment bağlantısı kendi içinde vidalı ve vidasız olarak değerlendirildi. Toplamda dokuz adet model elde edildi. Tasarlanan gruplarda; kuronlarının uzun aksına 135° açı ile, kuronun singulum bölgesine 114.6 N değerinde bir kuvvet uygulandı. Normal implant vidasına firma önerisi olarak 25 Ncm'lik tork yükü uygulandı. Aynı tork yükü implant-abutment bağlantı sistemi karşılaştırıldığı için yenilikçi kısa implant vidasına da uygulandı.

Bulgular: İmplantlardaki açı artışı implant, abutment ve kuronun von Mises stres değerlerini arttırdı. Kısa Taper ve Normal grupları arasında en yüksek kortikal kemik basma stres değeri Kısa Taper 25° olurken, en düşük stres değeri Kısa Taper 0° oldu. Kısa Taper ve Kısa Vidalı grupları incelendiğinde genel olarak vidalı implantta oluşan streslerin her açıda daha yüksek olduğu gözlemlendi.

Sonuç: İmplant-üstü sabit protezlerde implantın boyu, kemik içindeki açısı ve implant-abutment bağlantı tipi biriken stres değerlerinde değişikliklere sebep olmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Anterior maksilla, Açılı abutment, Sonlu eleman stres analizi, Gerilme

ABSTRACT

Examination of Stress Distribution in Short and Regular Implants Placed at Different Angles in the Anterior Region of the Upper Jaw by Finite Element Stress Analysis Method

Purpose: In dental restorations to be made using short and regular implants placed at the bone level at 3 different angles to the maxillary number 11 tooth area and titanium abutments at 3 different angles applied on them; It was aimed to examine and compare the peak tensile, compression and von Mises stress distributions in the crown, implant, abutment, cortical and trabecular bone surrounding the implant by using finite element stress analysis (SESA) method. In addition, comparison of the implant-abutment connection types in the short implant with the SESA method was made.

Material and Methods: A 5 mm long implant with a diameter of 4 mm was used as a short implant and a 9 mm long implant with a diameter of 4 mm was used as a regular implant in the maxillary 11 tooth area. Three titanium abutments with 0°, 15° and 25° angles were used for short implant abutments. Three titanium abutments with 0°, 15° and 25° angles for regular implant abutments were designed from premill abutments. In addition, the implant-abutment connection in short implants was evaluated as self-screw and non-screw. A total of nine models were obtained. In the designed groups; A force of 114.6 N was applied to the cingulum area of the crown at an angle of 135 ° to the long axis of the crowns. As a company recommendation, a torque load of 25 Ncm was applied to the Regular implant screw. The same torque load was applied to the innovative short implant screw as the implant-abutment connection system was compared.

Results: Increased angle in implants increased von Mises stress values of implant, abutment and crown. Among the Short Taper and Regular groups, the highest cortical bone compression stress value was 25° with a Short Taper, while the lowest stress value was 0° with a Short Taper. When the Short Taper and Short Screw groups were examined, it was observed that the stresses formed in the screwed implant were higher at all angles.

Conclusion: In implant-supported fixed prostheses, the length and angle in the bone of the implant and the type of implant-abutment connection cause changes in the accumulated stress values.

Key Words: Anterior maxilla, Angled abutment, Finite element analysis, Stres

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2D	: İki boyut
3D	: Üç boyut
A	: Alan
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
DOF	: Degree of freedom
F	: Kuvvet
FSZ	: Full sinterize zirkonya
K	: Kübik faz
M	: Monoklinik faz
nm	: nanometre
N	: Newton
PSZ	: Parsiyel sinterize zirkonya
Pa	: Paskal
SESA	: Sonlu eleman stres analizi
SEM	: Sonlu elemanlar metodu
S	: Stres
STL	: Stereolithografi
T	: Tetragonal faz
TZP	: Tetragonal zirkonya kristalleri
TOK	: Total oklüzal konverjans
Y-TZP	: Yttrium ile stabize edilmiş zirkonyum
Y₂O₃	: Yttrium oksit
µm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb Tarafından Dişsiz Çenelerdeki Kemik Kaybı ve Kemik Kalitesi Sınıflaması (1985) ⁵⁰	11
Şekil 2.2. Kuvvet Eksenlerinin Görünümü ⁵⁰	12
Şekil 2.3. Doğrusal Deformasyon ve Kesme Deformasyonu ⁵⁰	14
Şekil 2.4. Moment (M) = Kuvvet (F) × Kuvvet Kolu ⁵⁰	14
Şekil 2.5. Saf Titanyum ve Titanyum Alaşımın Dayanıklılık Sınırı ⁵⁰	16
Şekil 2.6. Daha fazla lingual eğim, koroner çıkış profilinin daha iyi yönetilmesine, en az 1 mm vestibüler kemiğin korunmasına izin verir. ⁷¹	18
Şekil 2.7. Farklı Düğüm Sayısında Elemanların Görünümü	23
Şekil 2.8. Kuvvet Yönlerine Göre Materyalde Oluşan Stresler ⁵³	28
Şekil 2.9. 3D Elemana Etki Eden Asal Gerilmeler.....	30
Şekil 3.1. Tasarlanan Modellerin Render Görüntüleri	34
Şekil 3.2. Elde Edilen Tomografi Görüntüsü	36
Şekil 3.3. Kemik Modeli (a,b,c)	37
Şekil 3.4. Activity 880 3D Optik Tarayıcı.....	37
Şekil 3.5. İmplantların ve Kısa İmplantın Kemik İçindeki Görüntüsü (a,b,c)	38
Şekil 3.6. Açılara Göre Abutment Tasarımları.....	39
Şekil 3.7. Abutment Basamak Tasarımı ve TOK açısı.....	39
Şekil 3.8. Siman Modeli	40
Şekil 3.9. Sınır Koşulları	43
Şekil 3.10. Yükleme Koşulları	44
Şekil 4.1. Kısa Taper 0° İmplanttaki von Mises Stresleri	47
Şekil 4.2. Kısa Taper 15° İmplanttaki von Mises Stresleri	47

Şekil 4.3. Kısa Taper 25° İmplanttaki von Mises Stresleri	47
Şekil 4.4. Normal 0° İmplanttaki von Mises Stresleri.....	48
Şekil 4.5. Normal 15° İmplanttaki von Mises Stresleri.....	48
Şekil 4.6. Normal 25° İmplanttaki von Mises Stresleri.....	48
Şekil 4.7. Kısa Vidalı 0° İmplanttaki von Mises Stresleri.....	49
Şekil 4.8. Kısa Vidalı 15° İmplanttaki von Mises Stresleri.....	49
Şekil 4.9. Kısa Vidalı 25° İmplanttaki von Mises Stresleri.....	49
Şekil 4.10. Kısa Taper 0° Abutmentteki von Mises Stresleri.....	51
Şekil 4.11. Kısa Taper 15° Abutmentteki von Mises Stresleri.....	51
Şekil 4.12. Kısa Taper 25° Abutmentteki von Mises Stresleri.....	51
Şekil 4.13. Normal 0° Abutmentteki von Mises Stresleri	52
Şekil 4.14. Normal 15° Abutmentteki von Mises Stresleri	52
Şekil 4.15. Normal 25° Abutmentteki von Mises Stresleri	52
Şekil 4.16. Kısa Vidalı 0° Abutmentteki von Mises Stresleri	53
Şekil 4.17. Kısa Vidalı 15° Abutmentteki von Mises Stresleri	53
Şekil 4.18. Kısa Vidalı 25° Abutmentteki von Mises Stresleri	53
Şekil 4.19. Kısa Taper 0° Kuponundaki von Mises Stresleri.....	55
Şekil 4.20. Kısa Taper 15° Kuponundaki von Mises Stresleri.....	55
Şekil 4.21. Kısa Taper 25° Kuponundaki von Mises Stresleri.....	55
Şekil 4.22. Normal 0° Kuponundaki von Mises Stresleri	56
Şekil 4.23. Normal 15° Kuponundaki von Mises Stresleri	56
Şekil 4.24. Normal 25° Kuponundaki von Mises Stresleri	56
Şekil 4.25. Kısa Vidalı 0° Kuponundaki von Mises Stresleri	57
Şekil 4.26. Kısa Vidalı 15° Kuponundaki von Mises Stresleri	57
Şekil 4.27. Kısa Vidalı 25° Kuponundaki von Mises Stresleri	57

Şekil 4.28. Kısa Taper 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri.....	59
Şekil 4.29. Kısa Taper 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri.....	59
Şekil 4.30. Kısa Taper 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri.....	59
Şekil 4.31. Normal 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	60
Şekil 4.32. Normal 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	60
Şekil 4.33. Normal 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	60
Şekil 4.34. Kısa Vidalı 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	61
Şekil 4.35. Kısa Vidalı 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	61
Şekil 4.36. Kısa Vidalı 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	61
Şekil 4.37. Kısa Taper 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	63
Şekil 4.38. Kısa Taper 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	63
Şekil 4.39. Kısa Taper 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	63
Şekil 4.40. Normal 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri.....	64
Şekil 4.41. Normal 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri.....	64
Şekil 4.42. Normal 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri.....	64
Şekil 4.43. Kısa Vidalı 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri.....	65
Şekil 4.44. Kısa Vidalı 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri.....	65
Şekil 4.45. Kısa Vidalı 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri.....	65
Şekil 4.46. Kısa Taper 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	67
Şekil 4.47. Kısa Taper 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	67
Şekil 4.48. Kısa Taper 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	67
Şekil 4.49. Normal 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri.....	68
Şekil 4.50. Normal 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri.....	68
Şekil 4.51. Normal 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri.....	68
Şekil 4.52. Kısa Vidalı 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	69

Şekil 4.53. Kısa Vidalı 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	69
Şekil 4.54. Kısa Vidalı 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	69
Şekil 4.55. Kısa Taper 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri.....	71
Şekil 4.56. Kısa Taper 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri.....	71
Şekil 4.57. Kısa Taper 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri.....	71
Şekil 4.58. Normal 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	72
Şekil 4.59. Normal 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	72
Şekil 4.60. Normal 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	72
Şekil 4.61. Kısa Vidalı 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	73
Şekil 4.62. Kısa Vidalı 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	73
Şekil 4.63. Kısa Vidalı 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	73

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Materyallerin Elastisite Modülü ve Poisson Oranları	41
Tablo 3.2. Modellerin Eleman ve Düğüm Sayıları	42
Tablo 4.1. İmplantlar Üzerindeki von Mises Stres Değerleri	46
Tablo 4.2. Abutmentler Üzerindeki von Mises Stres Değerleri.....	50
Tablo 4.3. Kuponlar Üzerindeki von Mises Stres Değerleri.....	54
Tablo 4.4. Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri	58
Tablo 4.5. Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	62
Tablo 4.6. Kancellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri.....	66
Tablo 4.7. Kancellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri	70

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde tek diş eksikliklerini tedavi etmede sıklıkla sabit dental protezler veya tek dental implantlar tercih edilmektedir. Sabit dental protezler diş hekimleri tarafından uzun yıllardır hastalara uygulanan oldukça yaygın kullanılan bir tedavi şeklidir. Sabit dental protezlerin ömürleri genellikle 15 yıldan fazla olarak görülmekte ve başarı oranları da yüksek olarak kabul edilmektedir.¹ Son 20 yılda dental implantların popülerliği farklı dental implant sistemlerinin ortaya çıkmasına ve üretici firma sayılarının artmasına sebep olmuştur.^{2,3}

Günümüzde dental implantlar tek diş eksikliğinde tercih edilen en modern tedavi seçeneği olarak görülür. Hastaların da ilgisi ve tercihleri bu görüşü desteklemektedir. Ancak bu kadar çok tercih edilmesinin yanında, dental implantların fonksiyon ve estetik beklentileri karşılamadaki becerisi sorgulanabilir.⁴ Dolayısıyla diş hekimlerinin implant tedavisi hakkındaki bilgilerini güncel tutmaları ve hastalarına doğru tedavi seçenekleri sunmaları gerekmektedir. Üst çene ön bölge implant üstü sabit restorasyonlar için maksiller kemiğin bukkalden palatine rezorbe olmasından dolayı⁵⁻⁹ kullanılan normal boydaki implantlar, normal diş pozisyon anatomisine göre açılı olarak palatinal kemiğe doğru yerleştirilmektedir. Bu açığı telafi etmek için açılı abutmentler üretilmiştir. Fakat çiğneme esnasında bu abutmentler üzerine gelen oblik kuvvetler restorasyonda veya implant sisteminde birtakım post-operatif komplikasyonlara sebebiyet verebilmektedir. Abutment vida kırılması, restorasyonun kırılması, restorasyonda porselen atması ve hatta implant kırılması bu komplikasyonlara örnek gösterilebilir. Ayrıca oblik yükler altında bu düzensiz ve fizyolojik olmayan stres birikimleri, maksiller kemikte özellikle bukkal bölgede kemik rezorbsiyonlarına da sebep olabilmektedir. Bu sebeple, yetersiz kemik varlığında kullanılmak üzere üst ön bölge için kısa implantlar üretilmiştir.

İmplantlar biyomekanik tepkiler açısından doğal dişlerden farklıdır. Doğal dişlerdeki periodontal ligamentten yoksun olduklarından dolayı gelen kuvvetleri direk olarak kemiğe iletmektedirler.¹⁰⁻¹² Kemik ve implant arasındaki bu ilişki, bu komplike sistem üzerinde oluşacak olan stres dağılımını etkiler ve tedavi başarısındaki en büyük faktörü oluşturur.¹³ Ayrıca bu enerji dağılımı gelen kuvvet yönüne¹⁴, restoratif malzemenin ve dental implantın materyal özelliklerine ve dizaynına bağlı olarak da değişiklik gösterebilir.¹⁵

İmplant diş hekimliği, genel implant şekli veya geometrisi, boyutu, tasarım özellikleri, alaşımları, yüzey makro ve mikro yapısı ve implant-abutment bağlantılarında değişikliklere yol açacak şekilde sürekli olarak araştırılmaktadır. Bugünün implant özellikleri, Albrektsson ve ark.¹⁶ tarafından uzun vadede başarıya ulaşmak için belirtilen gereksinimlerden biraz sapmaktadır. İmplant özelliklerindeki bu tür değişikliklerin faydalarını göstermek için, genel implant başarı oranları, periimplant doku sağlığı, daha erken entegrasyon, hasta memnuniyeti ve implant yerleştirme kolaylığı açısından girişimlerde bulunulmuştur.

Kısa implant sistemleri, genellikle posterior bölgede kemik cerrahisi gereken durumlarda alternatif bir tedavi seçeneği sunmaktadır. Üst çene ön bölge için de kısa implant sistemleri çeşitli firmalar tarafından üretilmiştir. Bu implant sistemi, eğimli omuzlara sahip bir plato kök formu ile vidasız 1.5° konik implant-abutment bağlantısı olan ve birçok implant dizaynından farklı bir sistemdir. Bu sistemde bir dizi geniş kısa implant mevcuttur. Bu sistem aynı zamanda, dar bir transmukozal boyun ve yarım küre tabanına sahip titanyum abutmente kemo-mekanik olarak kaynaşmış bir kompozit malzemeden oluşan entegre bir abutment-kuron yapısı ile implantı yükleme seçeneği sunar. İmplant ve abutment titanyum alaşımından oluşur.

Sonlu elemanlar metodu (SEM), diferansiyel denklemleri çözen sayısal bir yöntemdir. Geometrik bir yapı inşa edilir ve düğümlerle birbirine bağlanan küçük elemanlara bölünür. Elemanlar ve düğümler arasındaki stres dağılımları hakkında bilgi sağlayan ve sonlu bir denklem kümesi oluşturan birbirleriyle ilişkili denklemler vardır.¹⁷ “Sonlu elemanlar” ve düğümlerin büyüklüğü, miktarı ve düzenlenmesi sonuçların doğruluğunu etkiler.¹⁸ SEM, sonlu elemanlar stres analizi (SESA) için temel sağlayan matematiksel bir yöntemdir. SEM İki Boyutta (2D) ve üç boyutta (3D) uygulanabilir. SEM, dental yapıların stres analizini yapmak için yaklaşık otuz yıldır kullanılmaktadır. Çalışmalar, dental yapılardaki gerilmelerin analizinde 3D sonlu elemanlar yönteminin 2D yönteminden daha doğru bir analiz sağladığını göstermiştir.^{19,20}

Üst ön bölgeye uygulanan tek kısa implant tedavi seçenekleri ve stres dağılımları konusunda yeterli literatür bulunmamaktadır. Kısa implantlar, posterior bölgede ilave cerrahi teknik gerektiren tedavilere alternatif bir seçenek olarak görünseler de, üst çene ön bölgeye uygulanabilmekte ve bu konu hakkında çeşitli çalışmalara gerek görülmektedir.

Bu tez çalışmasında; maksiller 11 numaralı diş bölgesine 3 farklı açı ile kemik hizasında yerleştirilen kısa ve normal implantlar ve üzerlerine uygulanan 3 farklı açıdaki titanyum abutmentler kullanılarak yapılacak olan dental restorasyonlardaki; kuron, implant, abutment, implantı çevreleyen kortikal ve trabeküler kemikteki en yüksek çekme, basma ve von Mises stres dağılımlarının SESA yöntemi ile incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Ayrıca kısa implanttaki implant-abutment bağlantı tiplerinin SESA yöntemi ile karşılaştırılması yapılacaktır.

Çalışmamızın 2 hipotezi vardır. Birinci hipotezimiz; normal diş pozisyon anatomisine uygun yerleştirilen kısa implantın açılı yerleştirilen normal implanta kıyasla dental dokularda ve implant sisteminde daha az stres birikimine neden olacağı, ikinci

hipotezimiz ise kısa implanttaki vidalı ve vidasız implant-abutment bağlantılarının birbirlerinden farklı stres değerleri vereceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant

2.1.1. Dental İmplantın Tanımı

Dental implantlar, doğal dişlerin kökünün yerini alan metal veya seramik cihazlardır. Bu cihazlar, bitişik dişlerin sürekliliğini sağladıkları, yüzün yaşlı görünüm karakteristiğini almasını engellediği ve fonksiyonel olarak dişlerin yerine güvenilir bir şekilde kullanıldıklarından dolayı eksik bir dişi yerine koymak için en çok kullanılan tedavi seçeneklerinden biridir.

Çiğneme, esas olarak dikey ve yatay kuvvetlerle tanımlanabilen karmaşık bir kuvvet konfigürasyonuna neden olur. Bu kuvvetler sadece implantın kendisinde değil, aynı zamanda çevreleyen kemikte de strese neden olur. Bu sistemin yük taşıma kapasitesini birçok faktör etkiler: yükleme tipi, implantın şekli ve boyutu, implant yüzeyi ve implantı çevreleyen kemik dokusunun miktarı ve kalitesidir.²¹

2.1.2. Dental İmplantın Tarihçesi

Tarihsel kanıtlar, dental implantların MÖ 3000 gibi erken bir tarihte Eski Mısır'a kadar uzanmış olabileceğini göstermektedir.^{22,23} Milattan sonra 600 yılına kadar uzanan Maya uygarlığı eserlerinde de dental implantlara dair kanıtlar bulunmuştur.²³ Orta Çağ Avrupa'sı, 17. yüzyıla kadar insan dişlerinin fakirlerden veya cesetlerden satın alındığını ve başka kişilere nakledilmesi gibi uygulamaları görmüştür.²³ Ancak bu uygulamalar bulaşıcı hastalıkların yayılma riskini içeriyordu.

Bununla birlikte, tıbbi düzeyde, modern cerrahi çağın başlangıcı olan 1800'lü yıllarda, cerrahi aparatları sterilize etme ve dezenfekte etme konseptleriyle dental implantlar yapılmaya başlanmıştır.²³ Ancak, klinik anlamda dental implant operasyonları 1918 yılında tanıtılmaya başlanmıştır.²⁴ Dental implant ameliyatlarının teknikleri o zamandan beri birçok yenilik ve gelişim göstermiştir. Günümüz diş hekimliği dental

implantlar konusunda, tavşan kemiklerindeki kan akışını incelemek için titanyum parçalarının kullanıldığı deneyler yürütürken Per-Ingvar Branemark tarafından keşfedilen bir tekniğe güvenmektedir. Branemark, titanyum parçalarını kemikten çıkarmanın zamanı geldiğinde, kemik dokusunun titanyum ile tamamen kaynaştığını ve çıkarmanın imkansız hale geldiğini fark etmiştir.²⁵ Branemark daha sonra titanyumun insan üzerinde kullanılma olasılığını değerlendirmek istemiş ve kemik entegrasyonunun etkilerini incelemeye başlamıştır. Kemik dokusunun bir implantın titanyum oksit tabakasıyla bütünleşebileceğini ve çevredeki kemiği kırmadan ayırmanın imkansız hale geldiğini kanıtlamıştır.²⁶ Branemark, Yunanca “osteon: kemik” ve Latince “integrare: bütün haline getirmek” kelimelerinden türetilen bu sürece osseointegrasyon adını vermiştir.

2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar cerrahi olarak yerleşim yerlerine göre transosteal, subperiosteal ve endosseal olarak üç sınıfa ayrılır. Artan enfeksiyon riski nedeniyle endosseal implantlar günümüzde daha çok tercih edilmektedir.²⁷ Platformlarının kemik dokusu ile olan ilişkilerine göre endosseal implantlar kemik seviyesi ve doku seviyesi olmak üzere iki şekilde gruplandırılır.²⁸

2.1.3.1. Kemik Seviyesi İmplantlar

Bütün metalik yüzeyleri kemiğe gömülen bu seviyedeki implantların platformları kemik ile aynı seviyede konumlanmaktadır. Bu durum estetik bölgeye uygulanan implantlarda metal yansımasının önüne geçerek avantaj oluşturmaktadır. Gelişen tasarım özellikleri ile implantın platformuna yakın mikroyivler implant-kemik bağlantısının daha da kuvvetlenmesine ve bu sayede krestal kemik stabilizasyonunun artmasına neden olmuştur.²⁹

2.1.3.2. Doku Seviyesi İmplantlar

Titanyum pürüzsüz yüzeyli boyun yapıları olan doku seviyesi implantlar, platformları genellikle kemik seviyesinin üzerinde olacak şekilde kemiğe yerleştirilir. Bu tip implantların pürüzsüz boyun yapılarındaki avantajları, biyolojik aralık genişliğini boyunlarıyla doldurarak krestal kemik rezorbsiyonunu engellemek üzerinedir. İnce fenotipli gingival yapıya sahip hastalarda ise metal yansımaları en önemli dezavantaj olarak görülmektedir. Ancak posterior bölgede konuşma ve gülüş esnasında bu kısımların görünmemesi, bu implantları molar bölgelerde kullanılabilir hale getirmiştir.²⁹

2.1.4. Dental İmplantların Boylarına Göre Sınıflandırılması

Dental implantlar boylarına göre kısa ve normal implantlar olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Şimdiye kadar literatürde kısa implantın tanımı konusunda bir fikir birliği yoktur. Bazı yazarlar, öngörülebilir başarı için implantın minimum uzunluğunun 10 mm olması gerektiğini belirtmekte ve bu nedenle uzunluğu 10 mm'den az olan herhangi bir implantı kısa olarak kabul etmektedir.^{30,31} Bazı yazarlar ise kemik içi uzunluğu 8 mm veya daha az olan bir implantı kısa implant olarak tanımlamıştır.^{32,33}

2.1.4.1. Kısa İmplantlar

Yetersiz kemik varlığında implant tedavisini mümkün kılmak için birtakım greftleme teknikleri yapmak gerekmektedir. Hastaların anatomisindeki bu modifikasyonlar, daha uzun implantlar yerleştirmeyi mümkün kılar, ancak ekstra bir cerrahi müdahale daha yüksek maliyetlere ve daha uzun bir tedavi süresine yol açar. Esposito ve ark.³⁴ maksiller sinüs ogmentasyon prosedürleri hakkında yaptıkları sistematik incelemelerde kısa implantların (5-8 mm), karmaşık bir teknik kullanılarak yerleştirilen uzun implantlara göre daha etkili ve daha az komplikasyona neden olabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca kısa implantları rezorbe mandibuladaki vertikal ogmentasyon tekniklerine alternatif bir tedavi seçeneği olarak göstermişlerdir.³⁵

2.1.5. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, canlı kemiğin bir implant materyali ile ara fibröz doku tabakası olmayan mikroskobik düzeyde doğrudan teması olarak tanımlanmıştır.³⁶ Günümüzde bu terim, implant diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır ve yalnızca mikroskobik implant-kemik ara yüzüne değil, aynı zamanda rijit fiksasyonun klinik durumuna da hitap etmektedir. Rijit fiksasyon, 1 ila 500 g'lık bir kuvvet uygulandığında implantın klinik olarak gözlenemeyen hareketini ifade eder.³⁷ Başka bir deyişle, implant kemikte stabil ve ankiloze görünmektedir. Bilhassa, osseointegrasyon sağlanamazsa, dental implant tedavisi başarısız olur. Osseointegrasyon, fragman uçlarının, ara fibröz doku veya fibrokartilaj oluşumu olmaksızın, doğrudan kemikle birleştiği kırık iyileşmesi ile karşılaştırılabilir. Ancak temel bir fark vardır. Osseointegrasyon kemiği kemiğe değil, yabancı bir alloplastik malzeme olan implant yüzeyine birleştirir. Bu nedenle, söz konusu birleşmenin başarısı için malzeme çok önemlidir.

2.1.5.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

2.1.5.1.1. İmplant Materyali ve Yüzey Özellikleri

Osseointegrasyon kemiğin depolanabileceği biyoaktif ve biyouyumlu bir materyal gerektirir. Biyouyumlu materyaller dokularda herhangi bir olumsuz reaksiyona sebebiyet vermezler. Saf veya belirli aşımelerde titanyum biyouyumlu olarak kabul edilir ve bu nedenle hem diş hem de ortopedik cerrahide yaygın olarak kullanılmaktadır.³⁸ Öte yandan, biyoaktif materyaller, doku bileşenleri (hidroksiapatit) ile kimyasal bağlar kurarak veya kemik matrisi oluşumunda yer alan hücrel aktiviteyi teşvik ederek olumlu doku reaksiyonlarına neden olur. Bu tür malzemeler genellikle zayıf mekanik özelliklere sahip olduklarından dolayı diş implantları üzerinde kaplama olarak kullanılırlar (hidroksiapatit). Tatmin edici biyolojik ve mekanik özelliklere sahip olan titanyumun yanı sıra, çoğunlukla başarısız olan birkaç implant malzemesi kullanılmıştır.

Günümüzde, yaygın olarak kullanılan titanyum implantlara tek alternatif, titanyum implantlara kıyasla belirli avantajlara sahip olabilecek zirkonyum implantlardır, ancak klinik başarılarını belirlemek için uzun süreli in vivo çalışmalar gerekmektedir.³⁹

İmplant yüzeyi, Albrektsson ve ark.¹⁶ tarafından tanımlanan osseointegrasyon için önemli altı faktörden biridir. İmplant yüzeyleri, riskli bölgelerde implantların kullanılması ve bunları nispeten kısa sürede yükleme ihtiyacı sebebiyle daha iyi kemik ankraji elde etmek için topografik ve kimyasal modifikasyonlara maruz bırakılmıştır. Pürüzlü yüzeylerin materyalin kemik dokusuna düz yüzeylere göre daha iyi adapte olacağı kanıtlanmıştır.⁴⁰ Diğer çalışmalar da pürüzlü bir yüzeye sahip implantların osseointegrasyon oranını ve derecesini artırabileceğini iddia etmiştir.⁴¹⁻⁴³ Bu nedenle, piyasada bulunan implantların çoğu, ortalama yükseklik sapması 0,5-2 µm olan, minimum veya orta derecede pürüzlü yüzeylere sahiptir. Asitle aşındırma, kum püskürtme ve aşındırmanın yanı sıra kimyasal modifikasyonlar ile kaplama işlemleri günümüzde en yaygın implant yüzey modifikasyonlarıdır ve araştırma verileri bunların osseointegrasyon üzerindeki etkilerinin olumlu olduğunu göstermektedir.

2.1.5.1.2. Primer Stabilité

Primer stabilitenin başarılı bir osseointegrasyonda önemli bir rol oynadığına inanılmaktadır. Brånemark ve ark.⁴⁴ ve Albrektsson ve ark.¹⁶ bunun bir ön koşul olduğunu düşünürken, Meredith⁴⁵, Friberg ve ark.⁴⁶, primer stabilitenin osseointegrasyon için yararlı bir belirleyici olabileceğini öne sürmüştür. Hem iyileşme hem de yükleme sırasında kemik-implant arayüzünde mikro hareket ve fibröz doku oluşumu riskini azalttığı için, yeterli primer stabiliteye sahip olmak önemlidir. Bu şekilde, yüksek kemik-implant teması ve dolayısıyla başarılı bir osseointegrasyon sağlanır.

2.1.5.1.3. Yükleme Protokolü

Brånemark protokolüne göre, osseointegrasyonun ilk olarak gelişmesi için tüm implantların yüklenmeden önce uzun bir süre bekletilmesi gerekmektedir. Erken yükleme protokolü, mikro hareket ve implant çevresinde fibröz dokunun oluşmasına sebep olduğundan implantın başarısızlığının ciddi bir nedeni olarak kabul edildi. Günümüzde, belirli koşullar altında, erken yükleme, gecikmeli yükleme protokollerine mevcut bir alternatiftir. Bununla birlikte, yeterli primer stabilite, erken yükleme için bir gerekliliktir.⁴⁷ Cerrahi ve prostodontik hususlar hesaba katılarak hastaların beklentilerine bağlı olarak farklı yükleme protokolleri önerilmiştir.

2.1.5.1.4. Cerrahi Prosedür

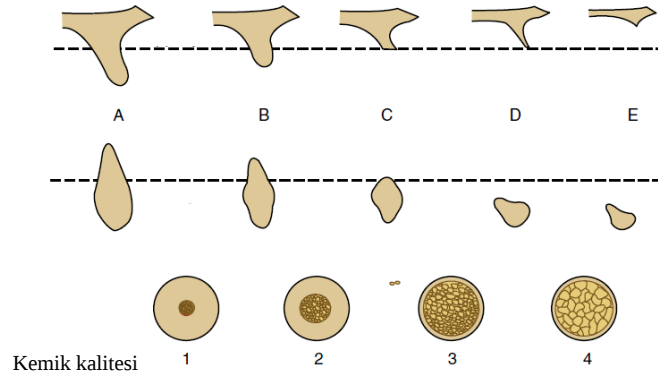
Osseointegrasyon sağlamak için hassas bir cerrahi prosedür gereklidir.^{16,44} Ameliyat sırasında sürekli soğutma ve temiz bir cerrahi ortam olmalı, bu da cerrahi alanının sorunsuz ve hızlı iyileşmesine katkıda bulunmalıdır.

2.1.5.1.5. Kemik Yoğunluğu

Araştırma ve klinik veriler, osseointegrasyon başarısının kemik kalitesinden etkilendiğini göstermiştir. 1985 yılında, Lekholm ve Zarb⁴⁸ çenelerin ön bölgesinde bulunan farklı kemik kalitelerinin bir listesini çıkarmıştır (Şekil 2.1.). Tip I, homojen kompakt kemikten, Tip II ise yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın bir kompakt kemikten oluşmaktadır. Tip III, elverişli kuvvete sahip yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik tabakasından oluşmaktadır. Son olarak, Tip IV, ince bir kortikal kemik tabakası ile çevrili düşük yoğunluklu bir trabeküler kemik yapısı ile karakterize edilmektedir. Tip IV kemik kalitesi için daha yüksek bir başarısızlık oranı ve Tip II ve III için artan bir genel başarı oranı gözlenmektedir.

Türkyılmaz ve McGlumphy⁴⁹, lokal kemik yoğunluğunun, implant başarısının önemli bir belirleyicisi olan primer implant stabilitesi üzerinde baskın bir etkiye sahip

olduğunu göstermiştir. Daha yüksek kemik yoğunluğuna sahip bir yere yerleştirilen implantlar daha fazla primer stabiliteye sahip olmaktadır.



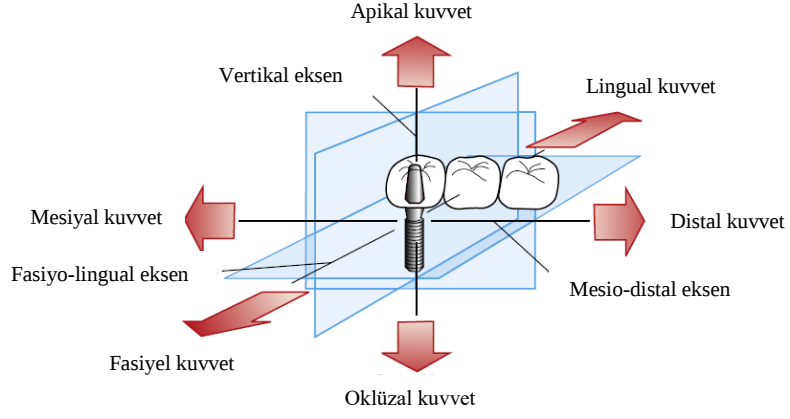
Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb Tarafından Dişsiz Çenelerdeki Kemik Kaybı ve Kemik Kalitesi Sınıflaması (1985)⁵⁰

2.1.6. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler

Mühendislik prensiplerini canlı sistemlere uygulayan biyomedikal mühendisliği, hastaların tanı, tedavi planlaması ve rehabilitasyonunda yeni bir dönem açmıştır. Bu alanın bir dalı olan biyomekanik, biyolojik dokuların uygulanan yüklere tepkisini değerlendiren bilimdir. Dental protez, implant ve aletlerin tasarımındaki ilerlemeler, mekanik tasarım optimizasyonunun teorisi ve pratiği sayesinde elde edilir.⁵¹ Temel mekanik ilkeler, biyomekaniği tanımlamak ve anlamak için temel gerekliliklerdir.

2.1.6.1. Kuvvetler ve Kuvvet Türleri

Bir dental implantın uzun ömürlülüğü sadece bir kuvvetin yoğunluğundan ve süresinden değil, aynı zamanda yönünden de etkilenir. Etkisini anlamak için, kuvvetin vektörü genellikle mesiodistal, bukkolingual ve oklüzoapikal olan üç ana eksen boyunca üç bileşene ayrılır (Şekil 2.2.).⁵⁰



Şekil 2.2. Kuvvet Eksenlerinin Görünümü⁵⁰

İmplant destekli sabit protezlerde oklüzyon, kuvvetleri oklüzoapikal yönde yoğunlaştırmak için yönetilir. Diğer iki eksen de yönlendirilen kuvvetler, dental implantın uzun ömürlülüğü için potansiyel bir tehlikedir. Kuvvetler, sıkıştırma, çekme ve kesme kuvvetleri olarak tanımlanabilir. Sıkıştırma kuvvetleri iki kütleyi birbirine doğru itmeye, çekme kuvvetleri ise onları birbirinden ayırmaya eğilimlidir. Kesme kuvvetleri bir kütlenin diğerine doğru kaymasına neden olur.⁵⁰ Kortikal kemik, sıkıştırma kuvvetlerine çekme ve kesme kuvvetlerinden daha dirençli ve dayanıklıdır.⁵² Bununla birlikte yapıştırıcı siman, implant vidası, implant komponentleri ve implant-kemik ara yüzü de sıkıştırma kuvvetlerine çekme ve germeden daha fazla uyum sağlayabilir. Sıkıştırma kuvvetleri, bir kemik-implant ara yüzünün bütünlüğünü koruma eğilimindeyken, gerilme ve kesme kuvvetleri bu ara yüzün bütünlüğünü dağıtma veya bozma eğilimindedir.⁵⁰

2.1.6.2. Stres

Kuvvetin bir alana dağıtılma şekli mekanik stres olarak tanımlanır. Stresin yoğunluğu, kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıtıldığı kesit alanı olan iki değişkene bağlıdır.⁵⁰ Kuvvetin yoğunluğu, eksen dışı yük ve kuronların yüksekliği gibi bazı kuvvet yoğunlaştırıcı faktörleri elimine ederek azaltılabilir. Stresin dağılımına önemli derecede katkıda bulunan fonksiyonel alan da, dişsiz bölgedeki dental implant sayısını artırarak ya da kullanılan implant geometrisindeki modifikasyonlarla optimize edilebilir.⁵⁰

Stres birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Bir cisme uygulanan dış kuvvete karşı o cismin içinde oluşan intermoleküler ya da interatomik dirençtir. Uygulanan kuvvet karşısında, kuvvetle aynı miktarda ancak ters yönde oluşan tepki gerilmesi strestir. Hem uygulanan kuvvet hem de cisimdeki gerilme direnci tüm yüzeye yayılır.

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) formülüyle belirlenebilir.⁵³

Birimi Paskal ($\text{Pa}=\text{N}/\text{m}^2$) olup diş hekimliğinde milimetrik mesafelerle çalışıldığından genellikle Megapaskal birimi kullanılır. $1\text{MPa}=10^6\text{Pa}$ 'a eşittir.⁵³ Basınçla stresin birimi aynı olmasına karşın basınçta sadece sıkışma tipi kuvvetlerin olması aralarındaki farktır.

Cisim üzerinde oluşan streslerin 3 farklı çeşidi vardır:

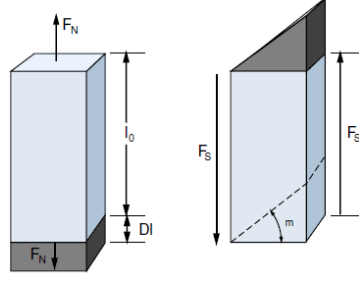
Sıkışma (Basma) Stresi (Compressive Stress): Aynı doğrultuda ve cismin moleküllerini birbirine yaklaştıracak şekilde ters yönde kuvvetlerin etkisiyle oluşur.

Gerilme (Çekme) Stresi (Tensile Stress): Aynı doğrultu üzerinde cismin moleküllerini birbirinden uzaklaştıracak şekilde ters yönde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur.

Makaslama (Kesme) Stresi (Shear Stress): Farklı doğrultuda, cismin moleküllerini birbirine yaklaştıracak şekilde ters yönde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur.

2.1.6.3. Deformasyon ve Gerilim

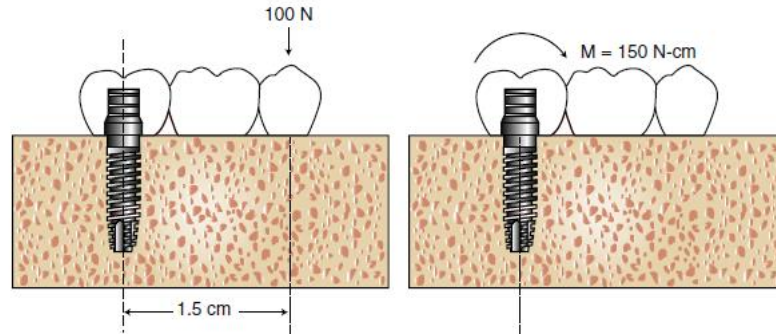
Deformasyon, bir stres sonucu yapının geometrik konfigürasyonunda şeklinin veya boyutunun değişikliğine denir. Doğrusal deformasyon uzunluk birimi başına uzama olarak tanımlanır, ölçü birimi yoktur. Ayrıca, yapının dik açısında kesme kuvvetleri sonucu oluşan stresin sebep olduğu modifikasyonları tanımlayan bir kesme deformasyonu da vardır (Şekil 2.3.).⁵⁰ Deformasyon, yoğun strese maruz kalan malzemenin bileşimine ve mekanik yeteneklerine büyük ölçüde bağlıdır.



Şekil 2.3. Doğrusal Deformasyon ve Kesme Deformasyonu⁵⁰

2.1.6.4. Moment Yükler

Bir noktanın etrafındaki bir kuvvetin momenti, o noktanın etrafında dönme veya bükülme eğilimi gösterir. Moment (M), bir sisteme uygulanan kuvvetin (F) etkilenen noktaya olan mesafesiyle çarpımıdır (Şekil 2.4.).⁵⁰ Moment yükü aynı zamanda tork yükü veya torsiyonel yük olarak da adlandırılır ve implant sistemleri için yıkıcı olabilir.⁵⁰ Aşırı uzun kanatlı sabit restorasyonlar veya bar bölümleri nedeniyle implantlara yüklenen torklar, kemik rezorpsiyonuna, protez vidasının gevşemesine neden olabilir. Kantileverlerin bu olumsuz etkileri 30 yıldan fazla bir süredir bildirilmiştir.^{54,55}



Şekil 2.4. Moment (M) = Kuvvet (F) × Kuvvet Kolu⁵⁰

2.1.6.5. Yorgunluk

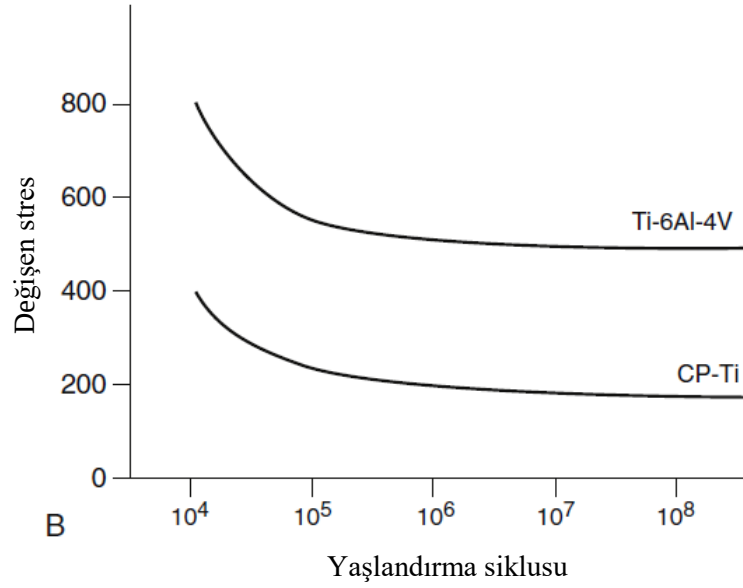
Yorulma, dinamik ve döngüsel yükleme koşulları sonucu oluşmaktadır. İmplant diş hekimliğinde yorgunluk başarısızlığını etkileyen dört faktör vardır. Bunlar biyomateryal özellikleri, makrotasarım, kuvvet büyüklüğü ve döngü sayısıdır.⁵⁰

2.1.6.5.1. Dental İmplantların Biyomateryal Özellikleri

Materyalin sergilediği biyomekanik özellikler implant diş hekimliğinde oldukça önemli bir rol oynamaktadır.⁵⁶ Günümüz dental implantlarında materyal olarak titanyum ve alaşımları tercih edilmektedir.^{57,58} Titanyum reaktif bir materyaldir ve elektrolit ortamlarla temasında, yüzeyinde oksit tabakası oluşturur.⁵⁹ Organik yapılarda negatif bir reaksiyon oluşturmeyen bu tabaka sayesinde titanyum, biyouyumlu ve antibakteriyal bir materyaldir.⁵⁷⁻⁶⁰ Buna ek olarak, mevcut implant materyallerinde elastik modülü kemiğe en yakın materyaldir.⁵⁸

En sık kullanılan titanyum alaşımı titanyum-alüminyum-vanadyumdur. İşlenmiş bu alaşım, kompakt kemikten yaklaşık altı kat daha güçlüdür ve bu nedenle implant-abutment bağlantısındaki ince kesitli tasarımlar için daha fazla fırsat sunar.⁵⁰ Ana materyali titanyum olan bu alaşımın elastik modülü saf titanyumunkinden biraz daha fazladır ve oksit tabakası bu alaşımda da oluşmaktadır.⁵⁰ Bu alaşımların dental ve ortopedik cerrahi sistemlerdeki klinik uygulamaları, özellikle mukavemet konusunda çok olumlu bulunmuştur ve önemli sayılacak negatif bir sekel göstermemiştir.⁶¹

İmplant biyomateryalinin süresiz olarak yüklenebileceği stres seviyesi, dayanıklılık sınırı olarak adlandırılır.⁵⁰ Titanyum alaşımı, ticari olarak saf titanyuma kıyasla daha yüksek bir dayanıklılık sınırı sergiler (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Saf Titanyum ve Titanyum Alaşımın Dayanıklılık Sınırı⁵⁰

2.1.6.5.2. Dental İmplantların Makro Tasarımı

Bir implantın geometrisi, fonksiyonel yük iletimi ve primer stabilite açısından oldukça önemlidir.⁶² Dental implantın tasarımı, implantın torsiyonel yüklere ve yorulma kırığına dayanma derecesini etkiler. İmplantlar nadiren kompresif yükler altında yorgunluk kırığı gösterirler.⁵⁰ Morgan ve ark.⁶³, döngüsel bukko-lingual lateral yüklerin neden olduğu Brånemark diş implantlarında (Nobel Biocare, Zürih, İsviçre) yorgunluk kırılmaları olduğunu bildirmiştir.

Geometri ayrıca dental implantın kalınlığını da içerir. Duvar kalınlığında, iki kat daha kalın bir malzeme yaklaşık 16 kat daha güçlüdür.⁵⁰ Bu sebepten kalınlıktaki küçük değişimler büyük farklar ortaya koymaktadır. Çoğu zaman, implant gövdesinin tasarımındaki zayıf bağlantı, vidanın boşluğuyla birlikte iç ve dış çapındaki farktan etkilenir.⁶⁴

2.1.6.5.3. Kuvvet Büyüklüğü

Dental implant sistemine uygulanan yükün miktarı artıkça, implantın yorulma olasılığı da artar. Dental implantlara gelen yüklerin büyüklüğü, doğru bir şekilde ark

pozisyonunun belirlenmesi, moment yüklerin azaltılması ve kuvvetin geleceği yüzey alanını genişletilmesiyle azaltılabilir.⁵⁰

Çiğneme esnasında oluşan oklüzal yükler çeşitli doğrultularda dental implantın uzun eksenini kesecek şekilde dağılmaktadır.¹⁰ Dental implantlara gelen lateral kuvvetler, vertikal kuvvetlere nazaran daha tehlikelidir. Bu lateral kuvvetler, oluşan moment yükünün etkisiyle implant boyun bölgesindeki kemik dokusunda gerilmelere neden olmaktadır.^{65,66}

2.1.6.5.4. Döngü Sayısı

Yorulma, yükleme döngüsü sayısının azaldığı ölçüde azalır. Bu nedenle, parafonksiyonel alışkanlıkların ortadan kaldırılması ve oklüzal çatışmaları azaltmaya yönelik agresif stratejiler, implanttaki yorgunluk oluşumuna karşı koruma sağlar.

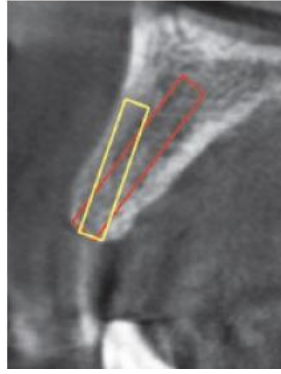
2.1.7. Estetik Bölgede İmplant Uygulaması

Tam protez kullananlar üzerinde yapılan çalışmalar, dişsizliğin ilk yılında daha yüksek rezorpsiyon oranını doğrulamıştır.^{67,68} Anterior mandibuladaki mevcut kemiğin orijinal yüksekliği, anterior maksillanın iki katı olmasına rağmen anterior maksilla, vertikal yükseklik bakımından anterior mandibuladan daha yavaş rezorbe olur.⁵⁰ Ortaya çıkan maksiller atrofi, daha yavaş olsa bile implant hastaları için mevcut kemiği etkiler.⁶⁹ Anterior maksiller alveolar kemikteki kayıplar, özellikle çoklu ekstraksiyonlar gerçekleştirildiğinde, yükseklik ve genişlikte % 70'e kadar varabilir.⁷⁰

Maksiller alveolar kemik, ekstrakte edilen diş sayısından bağımsız olarak, bukkal kortikal kemikteki kayıplardan dolayı palatal bölgeye doğru rezorbsiyon gösterir.⁵⁻⁹ Maksilla ve mandibuladaki kemik rezorbsiyonu sonucu oluşan çene morfolojileri sınıflaması 1985 yılında Leckholm ve Zarb⁴⁸ tarafından yapılmıştır (Şekil 2.1.). Bu sınıflamada minimalden aşırıya giden beş rezorbsiyon aşaması tanımlanmıştır.

Mandibular kemik kaybı bu sınıflamada sadece vertikal yönde değerlendirilirken, maxillada hem vertikal hem horizontal kayıplar dikkate alınmıştır.

İmplantın açısı, anterior maksiller bölgedeki implantların ideal üç boyutlu konumlandırılmasında dikkate alınması gereken bir parametredir. İmplant ilk bakışta mantıksal olarak yerini aldığı dişin veya komşu dişlerin kök eğimini (özellikle tek diş boşluklarında) takip etmelidir, ancak ideal implant konumunda bu mümkün değildir.⁷¹ Estetik bölgedeki implantın, yerini aldığı diş kökünün konumundan 5°-10° daha linguale doğru açılı olması önerilir.⁷² Bu öneri, geç yükleme protokolünde oluşan fizyolojik rezorbsiyondan dolayı bukkal kemikte 1.5-2 mm'nin üzerinde bir kalınlığı korumak için yapılmıştır (Şekil 2.6.).



Şekil 2.6. Daha fazla lingual eğim, koroner çıkış profilinin daha iyi yönetilmesine, en az 1 mm vestibüler kemiğin korunmasına izin verir.⁷¹

Doğal maksiller ön dişler, oklüzal açıdan mandibular ön dişlerin uzun aksına 12 ila 15°'lik bir açıyla pozisyonlanır.⁶² İmplant gövdesinin fasiyel açılı pozisyonu ise, genellikle 15° eksen dışı yüklere maruz kalacak şekilde konumlanır.⁶² Bu açılı yük, uzun eksen yüküne kıyasla implant sistemine uygulanan kuvveti % 25.9 artırır.⁷³ Bu eksternal yükler, abutment vidasının gevşemesine, krestal kemik kaybına ve serviko-gingival dokunun bozulmasına neden olur.⁷⁴ Fasiyel yönde açı yapan implantlar komplikasyon riskini arttırıp estetik sorunlara neden olabilir.⁶²

Maksiller anterior bölgeye yapılacak olan restorasyonlar cerrahi ve protetik açıdan birçok parametreye bağlıdır. İmplantın yerleştirilmesi, üç boyutlu konumlandırma prensiplerine uygun olmalı ve peri-implant dişeti konturu yeterli ve stabil olmalıdır. Yapılacak kuronlar bitişik dişlerle veya birden fazla restorasyon durumunda yüz morfolojisi ile uyumlu olmalıdır.

2.2. Stres Analiz Yöntemleri

Bir cisme kuvvet uygulandıktan sonra oluşan stres yoğunluğunun tespit edilmesini sağlayan yöntemlere “stres analizi yöntemleri” denir.⁷⁵ İmplant tedavilerinin biyomekanik cevabının değerlendirilmesinde en güvenilir yöntem direkt klinik çalışmalardır. Ancak yapıların kompleksliği, intraosseöz yapıların biyomekanik davranışlarını klinik olarak değerlendirilmeyi imkansız hale getirmektedir. Ortaya çıkan streslerin dağılımının ve miktarının saptanması, kullanılacak malzemenin şekli ve yapısının belirlenmesi, biyomekanik açıdan en uygun protetik planlamanın yapılabilmesi için önemlidir.⁷⁵

2.2.1. Stres Analiz Yöntemlerinin Sınıflandırılması

1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi
4. Holografik İnterferometri ile Stres Analiz Yöntemi
5. Termografik Stres Yöntemi
6. Radyoteleometri ile Stres Analiz Yöntemi
7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

2.2.1.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz yöntemi

Fotoelastik yöntem; optik bir yöntemdir. Analizi yapılacak cismin modeli fotoelastik bir materyalden yapılır. Polariskop cihazı yardımıyla belirli yükler altında,

yüklenmiş modelden alınan kesitlerde izokromatik çizgiler görülür, bu çizgiler kuvvetin lokalizasyonu ve yoğunluğu hakkında bilgi vermektedir. Çizgi sayılarının fazlalığı ve çizgilerin yakınlığı, gerilim büyüklüğünün ve yüksekliğinin göstergesidir.⁷⁶

2.2.1.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analizi Yöntemi

Gerinim ölçer cihazlar; malzemenin yük altında şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan cihazlardır. İn vivo ve in vitro şartlar altında statik ve dinamik yüklemelerde gerinim ile ilgili sonuçların elde edilmesini sağlamaktadır.^{77,78} Klinik yükleme esnasında in vivo ölçüm yapan tek yöntem strain gauge yöntemidir. Gerinim ölçer boyutlarının küçük olması sebebiyle kullanımları, küçük materyaller üzerinde sınırlı olmaktadır.

2.2.1.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analiz türünde; kuvvet dağılımının inceleneceği materyal üzerine özel bir vernik püskürtülür ve fırınlanır. Sonrasında cisme kuvvet uygulanır ve vernik üzerinde uygulanan kuvvete dik bir şekilde, uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar gözlenir. Çatlakların sık olması kuvvetin etkisine en çok maruz kalan bölgeyi göstermektedir.^{79,80}

2.2.1.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bir cismin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını kullanılarak holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Test modeli üzerinde herhangi bir hasara yol açmadan, cismin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nanometre (nm) boyutunda algılanarak, kaydedilebildiği hassas bir yöntemdir.⁸¹

2.2.1.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Homojen, izotrop bir materyale yük uygulanmasıyla birlikte ısıda oluşan periyodik değişimler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılı olmaktadır.⁸¹

2.2.1.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu metot, birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Yöntemde; bir güç kaynağı, radyo transmitter, bir alıcı, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta ve bu da radyotelemetre'nin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemde en büyük avantaj veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır.^{79,81}

2.2.1.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) Yöntemi

2.2.1.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi Tanımı

Matematikte sonlu elemanlar analizi, kısmi diferansiyel denklemler için sınır değer problemlerine çözüm bulmak amacıyla kullanılan sayısal bir tekniktir. Sonlu elemanlar yöntemi, mühendislik ve fizik problemlerini çözmek için sayısal bir yöntem olarak tanımlanır.⁸² Bu yöntem, karmaşık şekilleri daha küçük parçalara bölerek matematiksel olarak tanımlamanın bir yolu olarak düşünülebilir.⁸³

Sonlu elemanlar yöntemi ilk olarak 1943'te Richard Courant tarafından tanıtılmış ve özellikle 1960'ların başında havacılık endüstrisinde kullanımı yaygınlaşmıştır.⁸³ 1970'lerde, fonksiyonel yükler sırasında insan kemiklerinde oluşan stres ve deformasyonları değerlendirmek için kullanılan bu yöntem, 1976'da Weinstein ve ark.⁸³ tarafından oral implantolojide kullanılarak diş hekimliğine adımlarını atmıştır. O zamandan beri, bu yöntem implantların tasarımlarını, protez bileşenlerini ve implant-kemik ara yüzündeki etkileşimleri analiz etmek için yaygın olarak kullanılmıştır.¹¹

Karmaşık bir mekanik probleme çözüm elde etmek amacıyla kullanılan sonlu elemanlar yöntemi, problem alanını, çok daha küçük ve daha basit alanlardan oluşan bir koleksiyona bölmekten oluşmaktadır.⁸³ Bu nedenle, bu yöntem tüm etki alanı için bir çözüm işlevi aramak yerine sonlu elemanlar için çözüm fonksiyonlarını formüle eder ve tüm yapıya çözüm elde etmek için bunları düzgün bir şekilde birleştirir. Takip edilen adımlar genellikle sonlu elemanlar modelinin oluşturulmasını ve ardından istenen yapının doğru simülasyonu için malzeme özelliklerinin ve yükleme koşullarının belirlenmesini içerir.⁸⁴

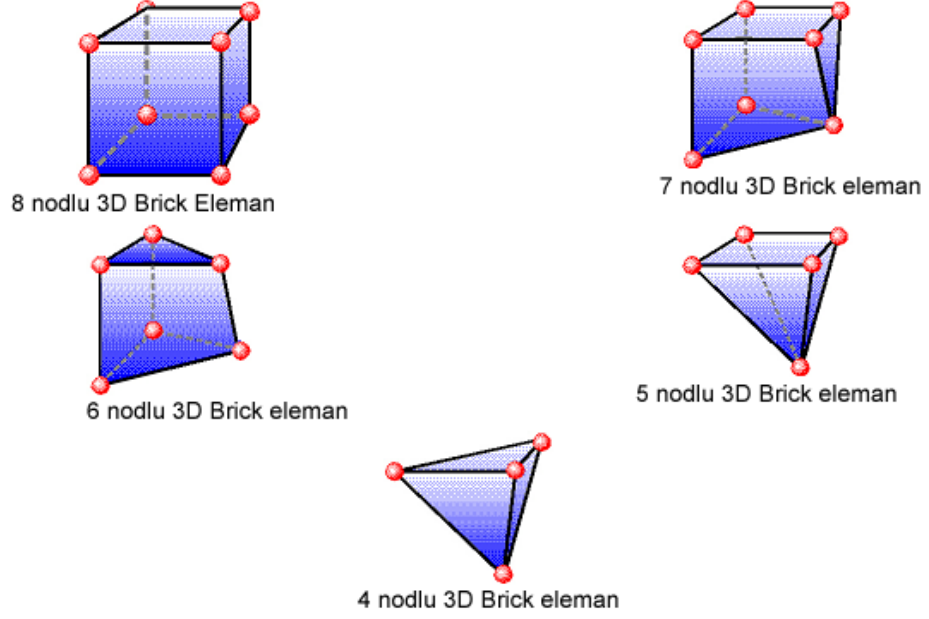
İmplant diş hekimliğinde sonlu elemanlar modellemesinin başarısı, implantın geometrisini ve yüzey yapısını, biyomekanik implant-kemik ara yüzünü, implant ve kemiğin materyal özelliklerini, yükleme ve destek koşullarını simüle etmedeki doğruluğa bağlıdır.

2.2.1.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Teknik Kavramlar

SESA yönteminin iyi anlaşılabilmesi için bazı kavramları bilmek önemlidir. SESA hem 2D hem de 3D modellemelerle yapılabilen bir analizdir. 3D analizler dental yapıların değerlendirilmesi bakımından daha çok tercih edilir.^{10,75,83}

Eleman: SESA yönteminde modeller, sonlu sayıda “eleman” olarak adlandırılan geometrik şekillerden oluşmaktadır. Eleman sayısı ne kadar fazla ise gerçeğe o kadar yaklaşılr, fakat hata ihtimali de yükselir.⁸³ Elemanlar, boyutlarına göre; tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlar olarak, geometrilerine göre ise üçgen, paralelkenar ve dörtgen olarak sınıflandırılmaktadır (Şekil 2.7.).⁸³

Düğüm: Elemanların bağlantı noktalarına “düğüm” denir. Düğüm noktalarının, belirli noktalardan hareketsiz bir biçimde sabitlenmesi gerekmektedir.^{75,85}



Şekil 2.7. Farklı Düğüm Sayısında Elemanların Görünümü

2.2.1.7.3. Sonlu Elemanlar Modeli Oluşturulması

Değerlendirilmesi gereken fiziksel sorunu temsil etmek için katı nesneleri, düğüm noktaları ile birbirine bağlanan elemanlara bölerek bir sonlu elemanlar modeli oluşturulur. Modelin bölündüğü eleman sayısı arttıkça gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir, fakat bu durum hata riskini de arttırabilir.⁸³ Sonlu elemanlar, geometrik şekillerine göre üçgen, dörtgen ve paralelkenar olarak boyutlarına göre ise tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlar olarak sınıflandırılmaktadır.⁸³ Her elemana, modellenen nesnenin özelliklerine karşılık gelen uygun materyal özellikleri atanır. Böylece incelenen yapı, örgü modeller ile birleştirildiğinde her eleman belirli bir gerinim fonksiyonuna sahip belirli bir geometrik şekle bürünür. Bu fonksiyonlar ve elemanın geometrisi kullanılarak, elemana etki eden dış kuvvetler ile her düğümde meydana gelen yer değiştirme arasındaki denge denklemleri belirlenebilir. Modelin özellikleri, boyut ve materyal özellikleri bakımından gerçek yapının fiziksel özelliklerine mümkün olduğunca benzemelidir.⁸³

Model, ele alınması gereken sorunların karmaşıklığına, gerekli doğruluk seviyesine, sonuçların uygulanabilirliğine ve analizde yer alan yapıların karmaşıklığına bağlı olarak 2D veya 3D olabilir.⁸⁶ 3D modeller, örgülemeye daha yüksek zorluk içerseler de insan anatomisi ve implant bileşenleri için daha gerçekçi sonuçlar vermektedir. 3D modeller, bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans taraması gibi görüntüleme seçeneklerinden manuel olarak oluşturulabilmektedir. Bilgisayarlı tomografi, gerçekçi modelleme için anatomik yapıların geometrisinin yanında farklı kemik yoğunluğu değerlerine göre materyal özelliklerinin dahil edilmesinde de avantaj sunmaktadır.⁸⁷ 3D-Doctor yazılımı, magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi gibi pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

Stereolithografi (STL) formatı program yönünden bakıldığında, 3D prototipleme amacıyla en iyi iş akışını gerçekleştiren tek ögedir ve 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. STL formatında, düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Analiz yazılım programı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin, maksillaya ait olduğunu ve diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir.

Daha önceleri yapılan birçok SESA araştırmasında kortikal ve kansellöz kemiğin yoğunluğu tek tip bir yoğunluk olarak varsayılmıştır. Bununla birlikte, Bellini ve ark.⁸⁷, kortikal kemiğin kansellöz kemik etrafında katmanlanabileceği farklı elastik özelliklere sahip iki ağ geliştirmiştir. Bazı çalışmalar, bireysel hastalarda yapılan bilgisayarlı tomografi taramalarından elde edilen gelişmiş veriler ile çok farklı yoğunluğa sahip daha gerçekçi modellemeler elde edilebileceğini belirtmiştir.⁸⁸⁻⁹⁰

İmplant ve abutment bileşenleri, taranarak ve dijital olarak yeniden yapılandırılarak sonlu elemanlar modeline aktarılabilir veya üreticilerden elde edilen hassas geometrik ölçümlerden manuel olarak çizilebilir.⁹¹

İzotropik bir materyal, stres alanı yönünden bağımsız olarak bütün doğrultularda aynı mekanik tepkiler verir. Aslında hiçbir materyal % 100 homojen ve izotropik değildir.^{83,92} Çoğu çalışmalarda modellerin izotropik bir davranışa sahip olduğu kabul edilir, çünkü bir kemiğin tüm anizotropik yapısını mevcut tekniklerle ölçmek mümkün değildir.^{93,94} Diş hekimliğinde yapılan SESA çalışmalarında materyaller homojen ve izotropik kabul edilmektedir.

2.2.1.7.4. Kemik-İmplant Arayüzü

SESA'ndeki bir sonraki adım, yapının sonlu eleman modelini elde etmek için tüm elemanları bir araya getirmektir. Önceki SESA çalışmaları, kemik ve implantın birbirine mükemmel bir şekilde bağlandığı varsayımıyla doğrusal (Linear) statik modeller kullanmıştır.⁹⁵ Gerçekte dental implant onu çevreleyen kemiğe tam bir osseointegrasyon ile mükemmel şekilde bağlanamaz. İmplant-kemik bağlantısı, çene kemiğine, implant bölgesinin yerleşimine, iyileşme süresine, implant tasarımına ve yüzey yapısına göre değişebilir. Karşılaştırmalı çalışmalar implant-kemik bağlantısının % 13 ila % 80 arasında farklılık gösterdiğini belirtmiştir.^{96,97}

2.2.1.7.5. Yükleme Koşulları ve Sınırlar

Gerçek klinik durumu düşündüğümüzde kas aktivitesi ve kraniyofasiyal morfoloji oklüzal yükleri etkiledikleri için modele dahil edilmelidir. Fakat bunu SESA modellemesine simüle etmek şu anda zordur. Stres ve deformasyonun dağılımı sadece yükleme bölgesinde etkili olduğundan, kemik segmentinin bütünüyle modellenmesine gerek yoktur.

Simülasyonun geçerliliğini garanti etmek için, sınırlar, ilgili bölgeden makul bir mesafede olan düğümlere yerleştirilmelidir, böylece yüklenen kuvvetler ile ilişkili stres ve boyalı alanlar arasında çakışma olmaz.⁹¹ Sınır şartları modelin sabitlendiği ve kuvvetin uygulandığı yeri göstermektedir.^{75,83,98} Analizlenecek modelde kuvvetin uygulanacağı yere göre sınır şartları belirlenmelidir.⁹⁹ Birleştirilen modellerin üç boyutlu olarak uzayda durduğu düşünülür. Stres analizi yapılabilmesi için birleşmiş modelin, belli noktalardan bağlanması ve sınır koşullarının tanımlanması gerekir. Bu sınır bölgeleri değerlendirme yapılan bölgeye yakın olur ise; oluşan stresler, destek bölgelerine aktarılır ve sonuçlarda hatalar oluşur.

2.2.1.7.6. Stres Analizi

SESA’nde yapıların geometrisi, kullanılan materyallerin poisson oranları ve elastik modülleri, sınır koşulları ve osseointegrasyon seviyeleri sonuçları etkilemektedir.⁸³ Bulunan değerlerin varyansı olmadığı için istatistiksel bir veri elde edilememektedir.^{80,83,99} SESA’ni değerlendirirken önemli olan düğümlerdeki stres miktarlarını hassas bir şekilde inceleyip örnekler arasında karşılaştırma yapmaktır. Düğümlerde bulunan sayısal sonuçlar kesin ve gerçek değerler veremez fakat stresin hangi noktalarda toplandığı ve stresin ne kadar olacağı konusunda bilgiler verebilir.¹⁰⁰

İmplant diş hekimliği ile ilgili SESA çalışmalarında, yükleme kuvvetlerinin implant, peri-implant bölgesi ve protez yapıları üzerindeki etkisini değerlendirmek için, değerler genellikle von Mises gerilimi, minimum asal gerilim ve maksimum asal gerilim olarak sunulur.^{83,91,93,101,102}

Von Mises stresleri, deformasyon başlangıcı olarak tanımlanıp, metal gibi uzayabilen materyaller için kullanılır. Von Mises kriterleri, x, y ve z yönlerindeki üç "ana gerilmeyi" eşdeğer bir gerilmeye birleştirmek için bir formülü ifade eder, bu da daha sonra incelenen materyalin yield noktası ile karşılaştırılır.⁹³ Bu değer sayesinde implant

materyalleri, nitelik ve nicelik olarak değerlendirilebilmektedir. Yield noktası aşıldığında materyal elastik özelliğini kaybeder ve kalıcı deformasyon oluşur.¹⁰³ Bu da mekanik başarısızlığa sebebiyet verir. Von mises stres değerleri sayısal olarak değerlendirilmemeli stres dağılımları hakkında bilgi elde etmek için kullanılmalıdır.

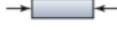
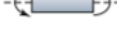
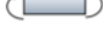
Von mises değerleri metal gibi çekilebilen materyallerde kullanılır. Ancak kemik gibi kırılğan materyallerde gerilme dağılımlarını daha iyi gösterdiğinden dolayı maksimum ve minimum asal gerilme değerlerini kullanmak daha doğru olacaktır.⁹¹ Maksimum asal gerilim, en yüksek gerilme stresini gösteren pozitif bir değerdir. Minimum asal gerilim, en yüksek sıkıştırma stresini gösteren negatif bir değerdir. Bir elemana etki eden hangi stresin mutlak değeri yüksek ise o eleman o stres tipi etkisindedir ve değerlendirme o stres tipine göre yapılır. Bulunan değerler; materyalin en yüksek gerilme ve sıkıştırma dayanıklılığına eşit veya ondan büyükse, yapılan çalışma başarısızlıkla sonuçlanır.

2.3. Stres Analizlerinde Kullanılan Terimler

Kuvvet: Cisimlere hareket kazandıran birimi Newton (N) olan vektörel bir niceliktir. Ağız dinamik bir bölgedir ve yapılan restorasyonlar değişken kuvvetlerin etkisindedir. 200 ila 3500 N arasında değişkenlik gösteren çiğneme kuvvetleri bireyler arasında da farklılıklar göstermektedir.⁵³

Stres (Gerilme): Bir kuvvet kısıtlı bir cisme etki ettiğinde, kuvvete cisim tarafından karşı koyulur. Bu iç reaksiyon, uygulanan dış kuvvetin büyüklüğüne eşit ve ters yönündedir. S veya σ olarak adlandırılır. Stres birimi, kuvvet biriminin (N) bir alan birimine bölünmesidir ve genellikle SI birimlerinde Paskal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N} / \text{m}^2 = 1 \text{ MN} / \text{mm}^2$) olarak ifade edilir. Stresin Megapaskal (MPa) veya milyon Paskal birimi cinsinden rapor edilmesi yaygındır. ($1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$)

Kuvvetler farklı açı ve doğrultularda aynı cisme uygulanabilir ve bu da cisimde kompleks streslerin oluşmasına yol açar. Aynı ayrı uygulanan kuvvetler eksenel, makaslama, eğilme veya torsiyonel olarak tanımlanabilir (Şekil 2.8.).⁵³

KUVVET	DEFORMASYON	
Eksenel, germe	Uzama	
Eksenel, sıkışma	Sıkışma	
Kesme	Kesme	
Çevirme	Torsiyonel	
Bükme	Bükülme	

Şekil 2.8. Kuvvet Yönlerine Göre Materyalde Oluşan Stresler⁵³

Çekme (Tensile) stresi aynı çizgi üzerinde birbirinden uzaklaşan kuvvetler sebebiyle oluşur. Sıkışma (Compressive) stres aynı çizgi üzerinde birbirine yaklaşan kuvvetler sebebiyle oluşur. Makaslama (Shear) stresi aynı çizgi üzerinde olmayan birbirine paralel kuvvetler sonucu oluşur. Torsiyonel stres, cismin döndürülmesi sonucu oluşur. Cismin bükülmesi ile de bükülme stresleri oluşur.⁵³

Çekme kuvveti uygulandığında, cismi oluşturan moleküller birbirlerinden ayrılmaya karşı koyar. Sıkıştırma kuvveti uygulandığında ise moleküller birbirlerine daha da yakınlaşmaya direnirler. Makaslama stresini oluşturan kuvvetlerin bir sonucu olarak, gövdenin bir bölümü diğerinin üzerinden kaymaya karşı direnç gösterir. Bir materyalin deformasyona karşı bu dirençleri, katı cisimlerin elastikiyetinin temel niteliklerini temsil eder.⁵³

Strain (Gerinim): Kuvvetler uygulandıkları doğrultulara göre cisimde deformasyonlara sebep olur. Örneğin çekme kuvveti cisimde uzamaya, sıkıştırma

kuvvetleri de cisimde kısalmaya neden olur. Gerinim, ϵ , bir kuvvete maruz kalan cismin orijinal uzunluğu (L_0) başına uzunluktaki değişim ($\Delta L = L - L_0$) olarak tanımlanır.⁵³

$$\text{Gerinim } (\epsilon) = \text{Deformasyon} / \text{Orijinal uzunluk} = (L - L_0) / L_0 = \Delta L / L_0^{53}$$

Elastisite (Young) Modülü: Gerilimin gerinime oranı olarak tanımlanan elastisite modülünün birimi GPa'dır. Elastik sınırlar içindeki cismin sertliğidir.⁵³ Birim boyunu bir kat arttırmak için materyalin 1mm^2 'lik kesit alanına uygulanan kuvvettir.⁹⁹

Düşük young modülüne sahip materyaller; yüksek olanlara göre aynı kuvvet uygulandığında daha fazla deformasyona uğrarlar. Young modülü artması cismin katılaştığı anlamına da gelir.⁵³ Yüksek young modüllü cisimler rijid, düşük young modüllüler ise esnektir. Her materyalin kendine özgü young modülü vardır.⁸¹

Poisson Oranı: Çekme kuvveti altındaki bir cisim, kuvvet yönünde uzarken enine kesitte azalır. Sıkıştırma kuvvetlerinde ise bunun tam tersi meydana gelir. Elastik sınırlar içinde, cismin yanal geriniminin aksel gerinimine oranı Poisson oranı (ν) olarak adlandırılır.⁵³

Çekme yüklemesinde, Poisson oranı, elastik deformasyon esnasında kesitteki azalmanın uzamayla orantılı olduğunu gösterir. Kesitteki materyal kırılincaya veya kopuncaya kadar devam eder.⁵³

Poisson oranı deformasyon oranı olduğu için birimsizdir.⁵³ Bütün malzemelerin Poisson oranı 0 ila 0,5 arasındadır.

$$\text{Formülü: } \nu = - \epsilon_{\text{lateral}} / \epsilon_{\text{axial}}$$

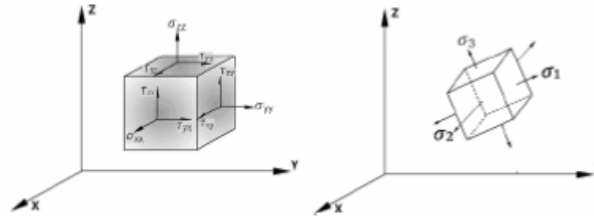
Son Elastik Deformasyon Noktası (Yield Strenght/Point): Materyalin plastik bir şekilde işlev görmeye başladığı gerilimi tanımlamak için kullanılır. Son yıllarda, dental implant materyallerinde en çok kullanılan alaşım olan Ti-6Al-4V'un, hidrojen atomuyla rafine edilip mikroyapısında $1\text{ }\mu\text{m}$ 'den küçük grenler oluşturulur. İmplantın

mikroyapısındaki bu değişim yield noktasında ciddi artışlara sebep olur. (974 ila 1119 MPa)⁵³

İzotrop ve Anizotrop Cisim: X, y ve z eksenlerinde aynı elastik özellik gösterenlere izotrop, farklı elastik özellik gösterenlere ise anizotrop cisim denir. Anizotrop cisimler farklı eksenlerde farklı elastik özelliklere sahiptir.⁸³

Asal Gerilme (Principle Stres): Üç boyutlu bir eleman, ikisi makaslama olmak üzere x, y ve z düzlemlerinde kuvvetlere maruz kalır. Makaslama stresi bileşenleri sıfır olduğunda maksimum stres değerlerine ulaşılır. Üç boyutlu bir eleman bu konumda iken, oluşan basma ve çekme streslerine asal gerilme denir.

Asal gerilmeler minimum, ara ve maksimum olarak üç çeşittir. “ σ_1 ” en büyük pozitif değeri, “ σ_3 ” en küçük değeri, “ σ_2 ” ise ara değeri göstermektedir. Bu değerler; “ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ” şeklinde sıralanmaktadır. “ σ_1 ” pozitif bir değerdir ve en büyük çekme stresini gösterir. “ σ_3 ” ise negatif bir değer olup en büyük sıkıştırma stresini gösterir (Şekil 2.9.).¹⁰⁴



Şekil 2.9. 3D Elemana Etki Eden Asal Gerilmeler

Von Mises Gerilmesi: Deformasyon başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises gerilmesi çekilebilir malzemeler için kullanılır. Von Mises kriterleri, x, y ve z yönlerindeki üç "ana gerilmeyi" eşdeğer bir gerilmeye birleştirmek için bir formülü ifade eder, bu da daha sonra incelenen materyalin yield noktası ile karşılaştırılır.⁹³ Üç asal gerilme değeri kullanılarak formüle edilmiştir.¹⁰⁴

$$\sigma = [((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2]^{1/2}$$

2.4. Tam Seramikler

Seramikler, ısıнын etkisiyle oluşan ve biyouyumlu olduğu düşünölen, iyi bir estetik görünüme, aşınma ve bozulmaya karşı yüksek dirence, düşük plak birikimine, düşük ısı iletkenliğine ve düşük çözünürlüğe sahip inorganik ve metalik olmayan materyalleri kapsar.¹⁰⁵⁻¹⁰⁸

Seramik sistemlerin diş hekimliğindeki gelişmeleri yıllar önce başlamıştır. 19. yüzyılın sonlarında feldspatik seramiğin kullanıldığı ve porselen jaket kuron olarak adlandırılmış dental protezler icat edilmiştir.¹⁰⁹ Porselen jaket kuron tanıtımı, porselen restorasyonların pişirme sürecini kolaylaştıran elektrikli fırınların piyasaya sürölmesiyle aynı zamana denk gelmiştir.¹¹⁰ Bu materyal oldukça estetik görünmesine rağmen, pişirme esnasındaki boyut değişimi ve mukavemet yetersizliği porselenin başlıca problemleri olarak görölebilir. 1960'lı yıllarda, porselene lösit (KAlSi_2O_6) eklenmesinin termal genişleme katsayısını etkilediği ve bunun da porselen ile altyapı arasında daha iyi bir bağlantıya sebep olduğu bulunmuştur.¹¹¹

Metal destekli porselen restorasyonlar, porselen ve alaşımdan avantaj sağlayan dental restorasyonlar olsa da bu tip restorasyonların monokromatik görünüm ve gingival bölgedeki metal yansımalarına sahip olması estetik olarak sorunlar oluşturur. Bu tip sorunlar, yüksek mukavemet ve mekanik özelliklere sahip tam seramik altyapı materyallerinin geliştirilmesine ve piyasaya sürölmesine sebep olmuştur.¹¹²⁻¹¹⁶

2.4.1. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramik sistemleri özelliklerine göre sınıflamak oldukça zordur. Gracis ve ark.¹¹⁷ 2015 yılında seramik sistemleri içeriklerine göre sınıflamanın daha mantıklı olduğunu belirtip seramik sistemleri üç grupta toplamıştır.

1. Cam-matriks seramikler: Cam faz içeren, metalik olmayan inorganik seramikler

2. Polikristalin seramikler: Cam fazı içermeyen, metalik olmayan inorganik seramikler
3. Rezin-matriks seramikler: Porselen, cam, seramik ve cam seramikler gibi yoğunlukla inorganik refraktör bileşenler içeren polimer matriksleri

Araştırmacı, cam-matriks seramikleri feldspatik, sentetik ve cam-infiltrate olarak üçe, polikristalin seramikleri alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya olarak dörde, rezin-matriks seramikleri ise rezin nanoseramikler, cam içeren ağsı rezin matriksi ve zirkonya-silika seramik içeren ağsı rezin matriksi olarak üçe sınıflandırmıştır.¹¹⁷

2.4.1.1. Stabilize Zirkonya Seramikler

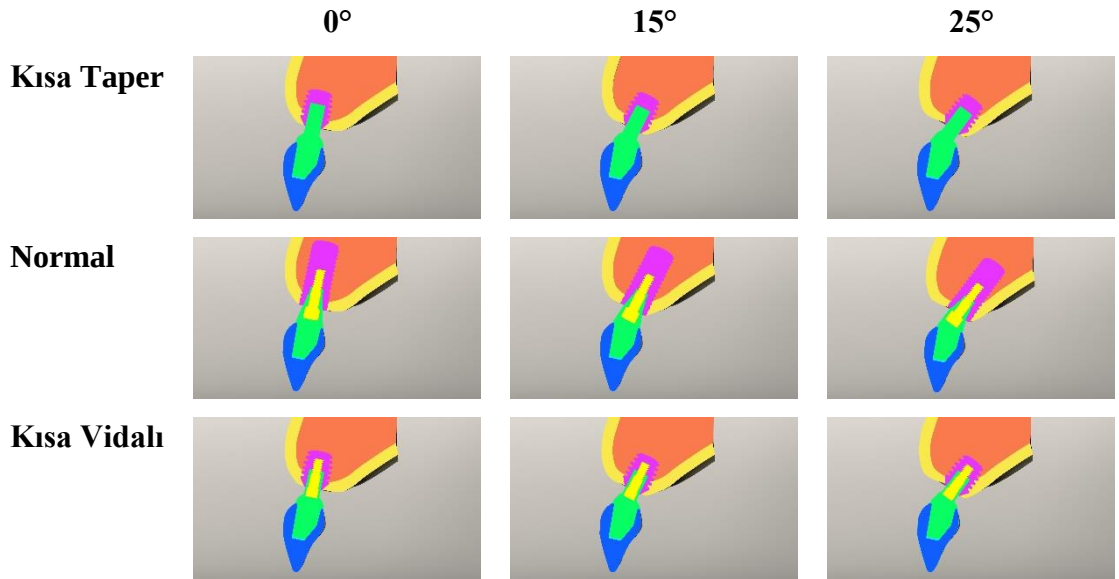
Zirkonya (stabilize zirkonyum dioksit (ZrO_2)), kuronlar için bir dental seramik materyali olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır.¹¹⁸ Saf zirkonya 3 allotropik formda bulunur. Bunlar 1170 °C'ye kadar stabil olan monoklinik (M), 1170 °C ve 2370°C arası tetragonal (T) ve 2370°C'yi aştığında oluşan kübik (K) fazlardır.^{119,120} Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda olup sinterleme işleminde ısıнын etkisiyle tetragonal yapıya dönüşür. Tetragonal yapıdan monoklinik yapıya geçerken % 4 oranında bir hacim artışı oluşur ve bu nedenle materyal içindeki çatlaklar kapanıp dayanıklılık artar.¹¹⁷ Bu dönüşüm sertleşmesinden faydalanabilmek için zirkonyaya yttrium, magnezyum, kalsiyum ve seryum oksitleri ilave edilerek tetragonal ve kübik fazlar oda sıcaklığında stabilize edilmektedir.¹¹⁷ Zirkonya seramikler, full sinterize, yarı sinterize ve tetragonal zirkonya kristalleri olarak mikroyapılarına göre sınıflandırılmıştır.¹²¹ Full sinterize zirkonya (FSZ) kübik formdadır ve % 8 mol'den fazla yttrium oksit (Y_2O_3) içermektedir.¹¹⁷ Parsiyel sinterize zirkonya (PSZ) kübik matriks içinde nano büyüklükte monoklinik ya da tetragonal partiküller, tetragonal zirkonya kristalleri (TZP) ise yttrium ve seryum ile stabilize edilmiş tetragonal faz içeren monolitik materyaller içerir.¹²¹ Dental

zirkonyaların hepsi TZP formunda olup, mukavemet artışı için genellikle yttrium ile stabilize edilmiştir. (Y-TZP)

Yakın zamana kadar, tam seramik restorasyonlar, sıradan metal altyapılı seramik kuronlarda olduğu gibi, iç yapıda zirkonya dışta ise sinterlenmiş porselen ile iki tabaka olarak inşa ediliyordu. Bu, restorasyona yüksek mekanik mukavemetin yanında iyi bir estetik görünüm vermektedir.¹²² Bu tip restorasyonlardaki asıl sorun, zirkonya ile veneer materyali arasındaki bağlanma sıkıntısından dolayı restorasyonlarda oluşan porselen kırıklarıdır.^{123,124} Bu probleminden dolayı monolitik zirkonya sistemi geliştirilmiştir. Monolitik zirkonya restorasyonlar, yaşlandırma teknikleri ve diş preparasyon şekilleri ne olursa olsun genellikle yüksek kırılma direnci göstermiştir.¹²⁵ Maskeleme yetenekleri de zirkonyaya implant destekli sabit protezlerde önemli bir avantaj sağlamaktadır. Bu sistemde zirkonya, tabakalı sistemdeki bağlantı sorunu olmadan full kuron olarak Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) ile imal edilir. İki tabakalı restorasyonlardaki kadar estetik olmayan monolitik zirkonya restorasyonları için polikromatik CAD/CAM blokları da üretilmektedir.

3. MATERİYAL ve METOT

Bu tez çalışmasında; maksiller 11 numaralı diş bölgesine 3 farklı açı ile kemik hizasında yerleştirilen kısa ve normal implantlar ve üzerlerine uygulanan 3 farklı açıdaki titanyum abutmentler kullanılarak yapılacak olan dental restorasyonların; kuron, implant, abutment, implantı çevreleyen kortikal ve trabeküler kemikteki en yüksek çekme, basma ve von Mises stres dağılımlarının sonlu eleman stres analizi (SESA) yöntemi ile incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı. Kısa implant (Max 2.5 System, Bicon, Boston, USA) olarak 4 mm çapında 5 mm uzunluğunda, normal implant (Microcone IPS Implant System, Medentika, GERMANY) olarak 4 mm çapında 9 mm uzunluğunda implant kullanıldı. Kısa implant abutmentleri için 0°, 15° ve 25° açılı üç titanyum abutment (Bicon Implant System, Boston, USA) kullanıldı. Normal implant abutmentleri için 0°, 15° ve 25° açılı üç titanyum abutment premill abutmentten (2-90-02, Preface Abutment, Medentika, GERMANY) tasarlandı. Ayrıca kısa implantlardaki implant-abutment bağlantısı kendi içinde vidalı ve vidasız olarak değerlendirildi. Toplamda dokuz adet model elde edildi (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Tasarlanan Modellerin Render Görüntüleri

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışmada implant, kemik, abutment, vida, siman ve restorasyonun modelleri oluşturuldu. 3 boyutlu aę yapısının dūzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve SESA işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 UltimateVersionService Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart opticsSensortechnikGmbH,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, VRMeshStudio (VirtualGridInc, Bellevue City, WA, USA) ve AlgorFempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

3.1.1. Kemiğin Modellemesi

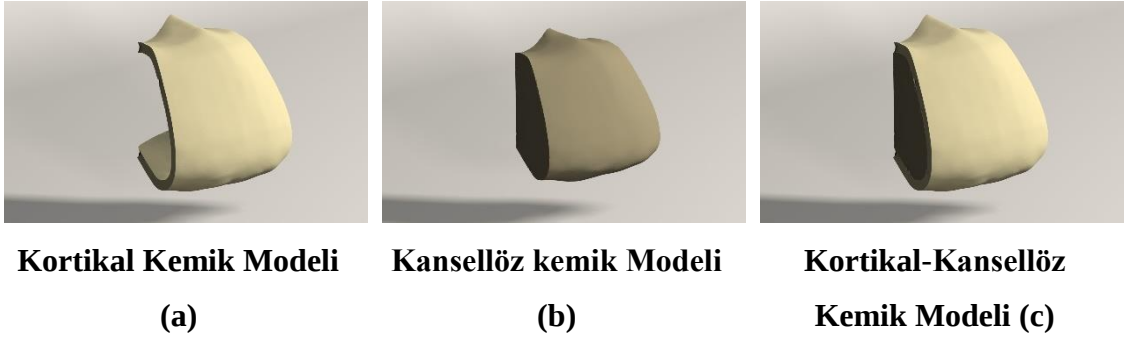
Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi. Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrűkte edildi (şekil 3.2.). Rekonstrűksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı.



Şekil 3.2. Elde Edilen Tomografi Görüntüsü

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive-segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “ComplexRender” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından STL formatında export edildi.

Üst çene kemiği modellemesinde Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanıldı. Değerlendirilmesi yapılacak alanı izole etmek için Boolean yöntemi ile üst çene kemiğinin anterior kısmından bir kutu model elde edildi.⁹³ Kutu modelin dış yüzeyinde 2 mm kalınlıkta kortikal kemik olarak tanımlanan kemik modeli oluşturuldu. Kortikal kemiğin iç kısmını oluşturacak kansellöz kemik modeli oluşturuldu ve böylece kemik sistemi elde edilmiş oldu (Şekil 3.3.).



Şekil 3.3. Kemik Modeli (a,b,c)

3.1.2. İmplant ve Abutment Modellemesi

Çalışmamızda kısa implant olarak 4 mm çapında 5 mm uzunluğunda (Max 2.5 System, Bicon, Boston, USA), normal implant olarak ise 4 mm çapında 9 mm uzunluğunda (Microcone IPS Implant System, Medentika, GERMANY) implantlar kullanıldı. Çalışmada kullanılan implantlar Activity 880 (Şekil 3.4.) 3D tarayıcı ile taranıp implant görüntüleri elde edildi. Modeller, STL formatında elde edildi ve Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımında modellemeleri yapıldı. Ardından kemik modelleri ve implant modelleri arasında Boolean yöntemi işlemleri uygulanarak implantların kemik ile uyumu sağlandı (Şekil 3.5.).



Şekil 3.4. Activity 880 3D Optik Tarayıcı



Kısa implant (a)



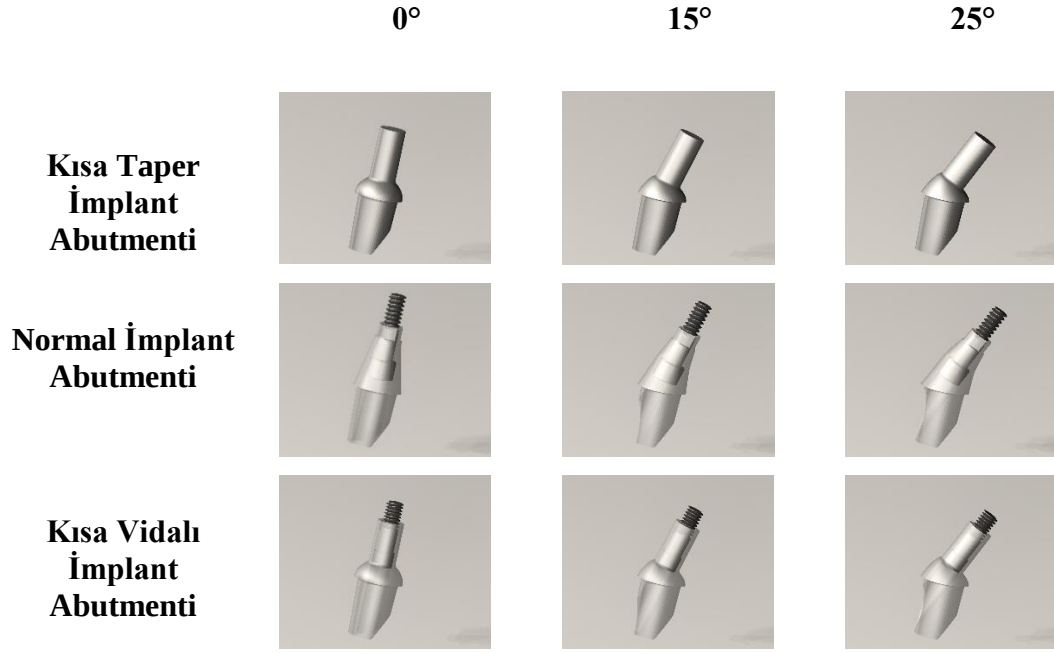
Normal implant (b)



Kısa implantın kemik içindeki görüntüsü (c)

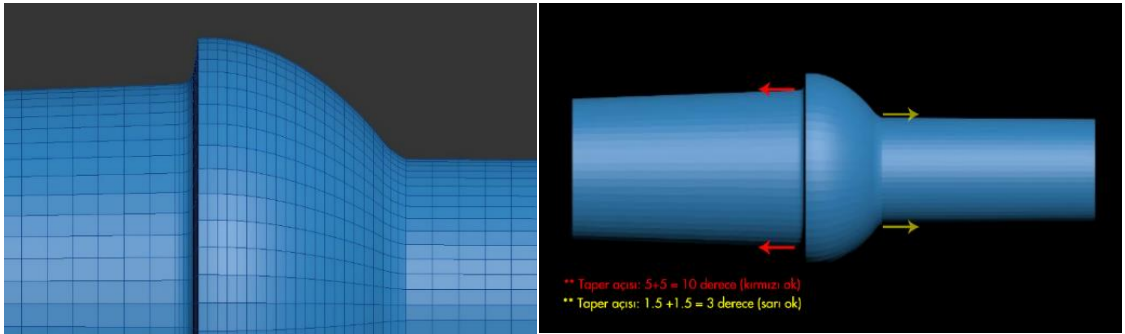
Şekil 3.5. İmplantların ve Kısa İmplantın Kemik İçindeki Görüntüsü (a,b,c)

Çalışmamızda kısa implant abutmentleri için 0°, 15° ve 25° açılı üç titanyum abutment (Bicon Implant System, Boston, USA) kullanıldı. Normal implant abutmentleri için 0°, 15° ve 25° açılı üç titanyum abutment premill abutmentten (2-90-02, Preface Abutment, Medentika, GERMANY) tasarlandı. Kısa implant abutmenti, normal implant için premill abutment ve vidası Activity 880 (Şekil 3.4.) 3D tarayıcı ile taranıp abutment görüntüleri elde edildi. Modeller, STL formatında elde edildi ve Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımında modellemeleri yapıldı (Şekil 3.6.). İmplant-abutment bağlantısının etkisini araştırmak amacıyla, kısa implant abutmentine uygun bir vida tasarlandı ve abutmente vida deliği yerleştirildi. Bu inovatif yeni tasarımıyla kısa implantın taper-lock (orijinal) ve vidalı olarak karşılaştırılması da amaçlandı. Tasarlanan bu yeni abutment ve vida Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımında modellendi.



Şekil 3.6. Açılara Göre Abutment Tasarımları

Abutment basamak tasarımı için yuvarlatılmış shoulder basamak tipi seçildi. Abutmentlerin basamak derinlikleri 0.5 mm olarak tasarlandı. Abutment Total oklüzal konverjans (TOK) açıları toplamı 10° olarak belirlendi ve her aksiyel duvarda 5°'lik bir taper açısı hazırlandı. Abutmentlerin oklüzo-servikal uzunluğu 4.5 mm olarak belirlendi (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Abutment Basamak Tasarımı ve TOK açısı

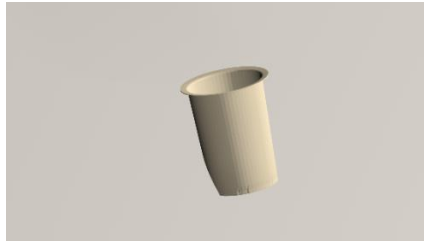
3.1.3. Kuronun Modellemesi

Bu tez çalışmasında 11 numaralı santral diş kullanıldı ve ilgili dişin görüntüleri Wheeler atlasından ¹²⁶ alındı. Diş boyutları aynı atlastan alındı. Daha sonra alınan görüntüler Rhinoceros yazılımında ölçeklendirilip modellendi ve anatomik olarak doğru bir diş modeli elde edildi.

Bu çalışmada, restoratif materyal olarak monolitik zirkonya (Lava Plus, 3M ESPE, GERMANY) tercih edildi ve kuron anatomisi, Wheeler atlasına göre belirlenerek modeller tasarlandı.

3.1.4. Yapıştırıcı Simanın Modellemesi

Genel olarak SESA çalışmalarında etki oranlarının düşük olması sebebiyle dikkate alınmayan siman aralığı bu tez çalışmasında dikkate alındı. Siman aralığı bu çalışmada oklüzal yüzeyde 0.2 mm, aksiyel ve basamak yüzeylerinde ise 0.03 mm olarak belirlendi. Monolitik zirkonyanın düşük ışık geçirgenliğinden dolayı dual-cure rezin siman tercih edildi. Belirlenen ölçülerdeki siman aralığı Rhinoceros yazılımında modellendirildi (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. Siman Modeli

3.2. Matematiksel Modellemenin Yapılması ve Modellerin Birleştirilmesi

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, STL formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modellerin maksillaya ait olduğu ve hangi materyalden yapıldığı yazılıma

tanıtıldı. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi (Tablo 3.1.).

Tablo 3.1. Materyallerin Elastisite Modülü ve Poisson Oranları

MALZEMELER		
	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Normal implant (grade 4) ¹²⁷	103000	0.35
Normal implant abutmenti (grade 5) ¹²⁷	113000	0.35
Normal implant vidası (grade 5) ¹²⁷	113000	0.35
Kısa vidalı implant (grade 5) ¹²⁷	113000	0.35
Kısa vidalı implant abutmenti (grade 5) ¹²⁷	113000	0.35
Kısa vidalı implant vidası (grade 5) ¹²⁷	113000	0.35
Kısa taper implant (grade 5) ¹²⁷	113000	0.35
Kısa taper implant abutmenti (grade 5) ¹²⁷	113000	0.35
Monolitik zirkonyum ¹²⁸	210000	0.30
Kortikal kemik ¹²⁹	13700	0.30
Kansellöz kemik ¹³⁰	1370	0.30
Siman ¹²⁸	6500	0.30

Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edildi. VR Mesh yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına STL formatında yüzey verisi olarak atıldı. Algor yazılımında analizlerin yapılabilmesi için, modellerin içi dolu şekilde meshlemesi yapıldı.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturulabildiği kadar

8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiği modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi.

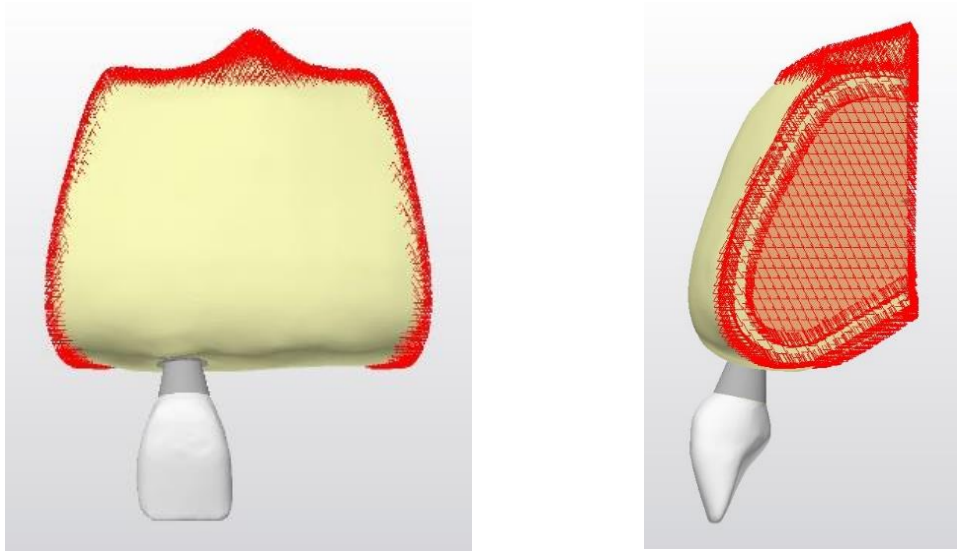
Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verildi (Tablo 3.2.).

Tablo 3.2. Modellerin Eleman ve Düğüm Sayıları

GRUPLAR ve ELEMEN- DÜĞÜM SAYILARI		
Grup 01	Kısa Taper + 0° abutment	Düğüm sayıları = 66379 Eleman sayıları = 313488
Grup 02	Kısa Taper + 15° abutment	Düğüm sayıları = 67014 Eleman sayıları = 315933
Grup 03	Kısa Taper + 25° abutment	Düğüm sayıları = 66459 Eleman sayıları = 313143
Grup 04	Normal implant + 0° abutment	Düğüm sayıları = 148157 Eleman sayıları = 782901
Grup 05	Normal implant + 15° abutment	Düğüm sayıları = 147992 Eleman sayıları = 781115
Grup 06	Normal implant + 25° abutment	Düğüm sayıları = 147176 Eleman sayıları = 775516
Grup 07	Kısa Vidalı + 0° abutment	Düğüm sayıları = 83980 Eleman sayıları = 384001
Grup 08	Kısa Vidalı + 15° abutment	Düğüm sayıları = 84285 Eleman sayıları = 385129
Grup 09	Kısa Vidalı + 25° abutment	Düğüm sayıları = 83341 Eleman sayıları = 380250

3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

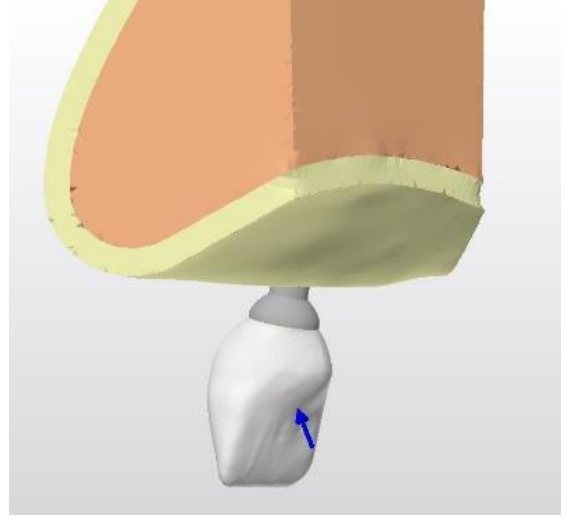
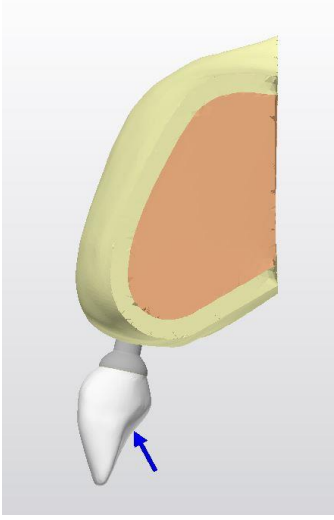
Bu çalışmada birleştirilen model, kemiğin mesial, distal, üst ve arka bölümlerinden DOF (Degree of freedom)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlendi. Kuvvetin uygulandığı esnada birleşmiş model, bu noktalardan destek alacak şekilde tasarlandı. Oluşan streslerin destek bölgelerine aktarılmaması ve sonuçlarda hatalar olmaması amacıyla bu tez çalışmasında; destek alanları, analizin yapılacağı bölgeden mümkün olduğu kadar uzağa yerleştirildi (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. Sınır Koşulları

3.4. Yükleme Koşulları

Bu tez çalışmasında restorasyonlara tek koşulda kuvvet uygulandı. Tasarlanan gruplarda; kuronlarının uzun aksına 135° açı ile, kuronun singulum bölgesine 114.6 N değerinde bir kuvvet uygulandı (Şekil 3.10.).¹³¹⁻¹³³ Normal implant vidasına firma önerisi olarak 25 Ncm'lik tork yükü uygulandı. Aynı tork yükü implant-abutment bağlantı sistemi karşılaştırıldığı için yenilikçi kısa implant vidasına da uygulandı.



Şekil 3.10. Yükleme Koşulları

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında, 9 farklı model üzerinde, kuronların uzun aksına 135° açıyla 114.6 N yükleme yapılarak implant, abutment ve kuron üzerinde oluşan von Mises stres değerleri ile kortikal ve kansellöz kemikteki çekme ve basma stresleri değerlendirildi. Sonuçlardaki çekme stresleri pozitif, basma kuvvetleri ise negatif değerdedir. Elde edilen sonuçlar; ilgili stres birikim alanlarındaki şekillerde noktasal olarak belirlenip grafiklerle sunuldu.

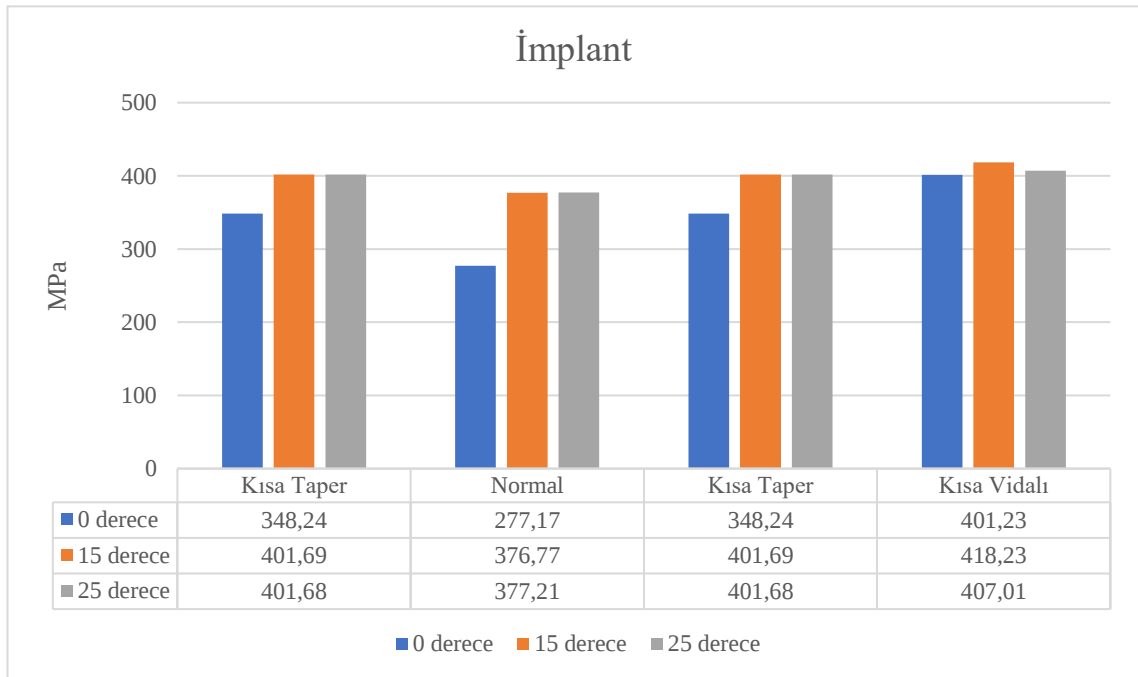
Görüntülerin sol üst tarafında bulunan skalalardan, renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülmektedir. Stres aralıkları (MPa) skalalarda renklerle birbirlerinden ayrılmıştır. Skaladaki renklere göre, çekme ve von Mises stres değerleri maviden kırmızı renge doğru artmaktadır. Basma stresleri negatif değerlerdir ve mutlak değerleri alınmıştır. Basma streslerinde kırmızı renkler düşük, maviler ise yüksek değerleri göstermektedir.

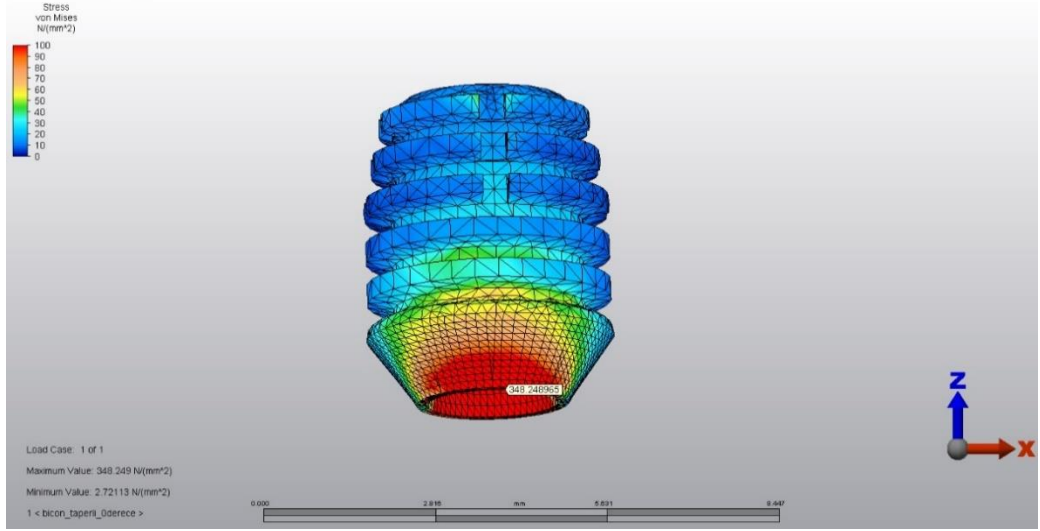
4.1. İmplantlardaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

İmplantlardaki en yüksek stres değerleri şekillerde gösterildi. En yüksek von Mises stres değeri 401.69 MPa ile 15° açıyla yerleştirilen Kısa Taper, en düşük değer ise 277.17 MPa ile 0° açıyla yerleştirilen Normal oldu. Stres birikimlerinin implantların boyun bölgelerinde yoğunlaştığı gözlemlendi. İmplantların apekslerine doğru gidildikçe stres birikiminin azaldığı tespit edildi. En yüksek stres değerlerinin ise implantların bukkal yüzlerinde olduğu görüldü. 0° açıyla yerleştirilen Kısa Taper implantın üzerindeki stresin 15° ve 25° açıyla yerleştirilen normal implanta göre % 7.7 daha az olduğu tespit edildi. Kısa Taper’da 0° açının, 15° ve 25° açılara göre % 13.2 daha az stres oluşturduğu tespit edildi. Normal ve Kısa Taper’da kendi içlerinde 15° ve 25°’ler arasında birbirine yakın sonuçlar alındı.

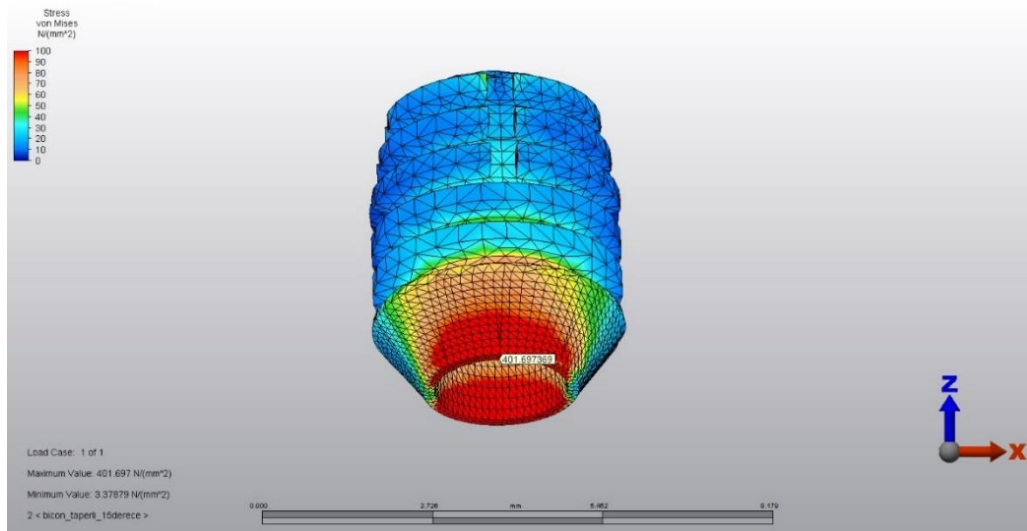
Kısa Vidalı’nın genel olarak bütün açılarda Kısa Taper’a göre daha yüksek stres birikimine sebep olduğu gözlemlendi. En yüksek von Mises stres değeri Kısa Vidalı 15°’de 418.23 MPa olarak tespit edildi (Tablo 4.1.).

Tablo 4.1. İmplantlar Üzerindeki von Mises Stres Değerleri

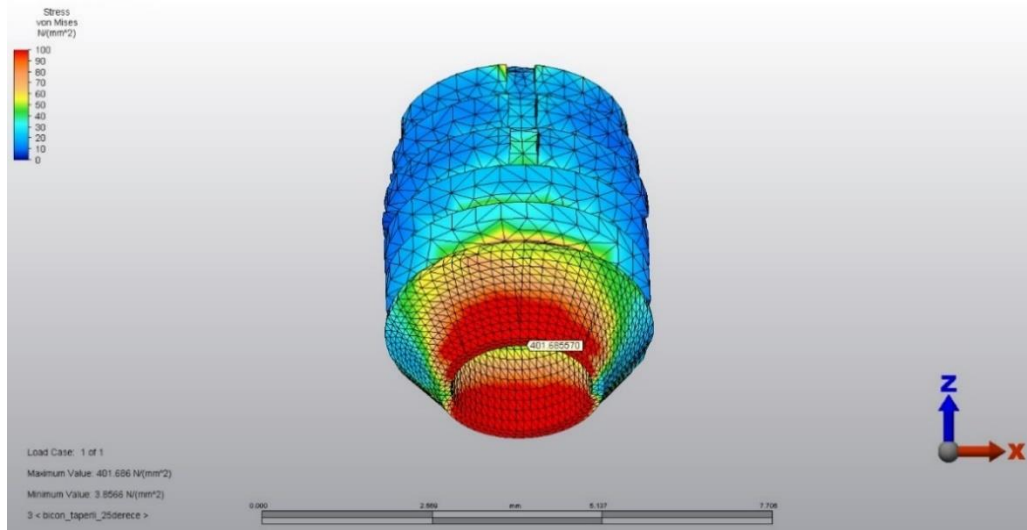




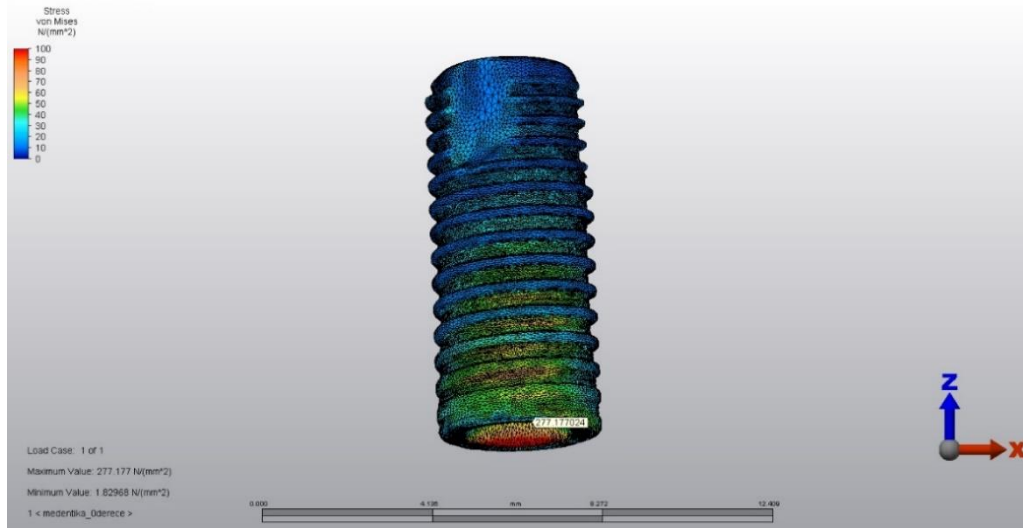
Şekil 4.1. Kısa Taper 0° İmplanttaki von Mises Stresleri



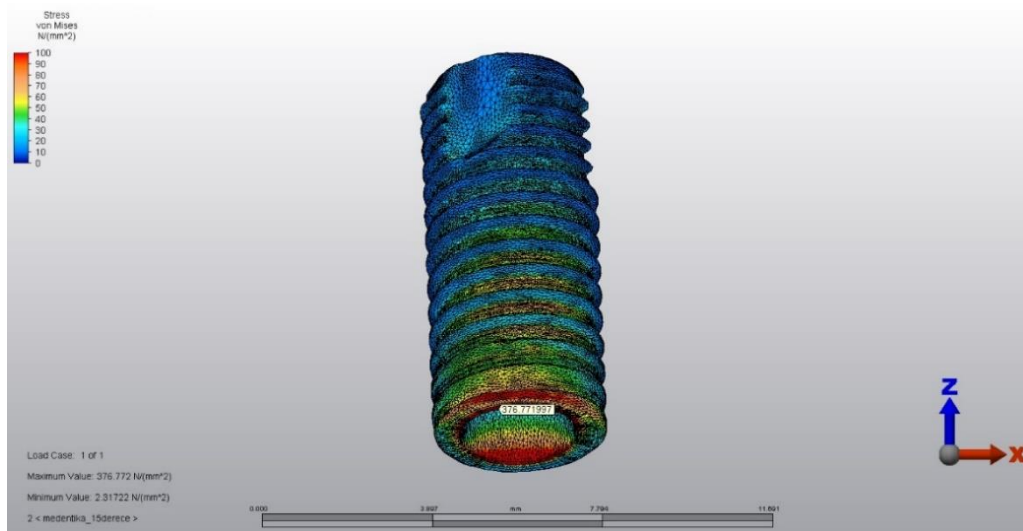
Şekil 4.2. Kısa Taper 15° İmplanttaki von Mises Stresleri



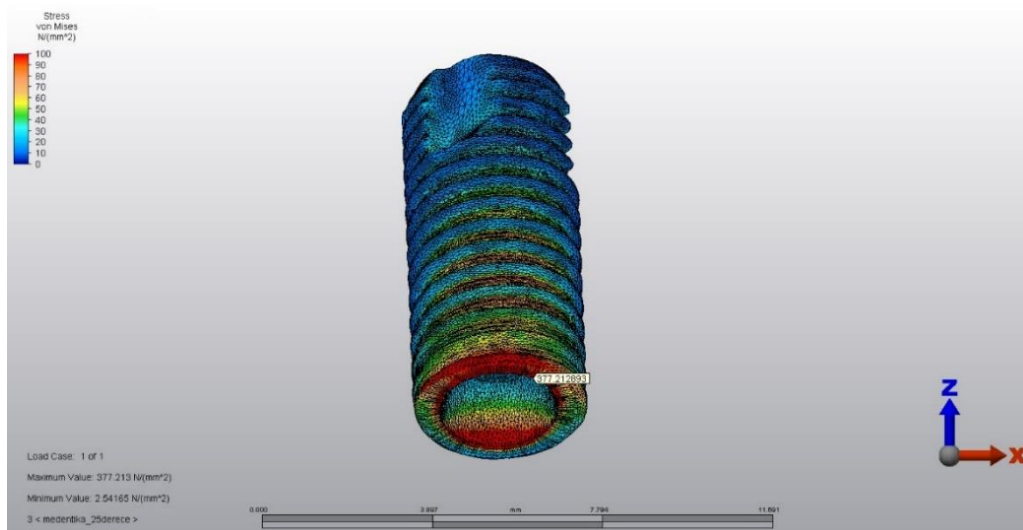
Şekil 4.3. Kısa Taper 25° İmplanttaki von Mises Stresleri



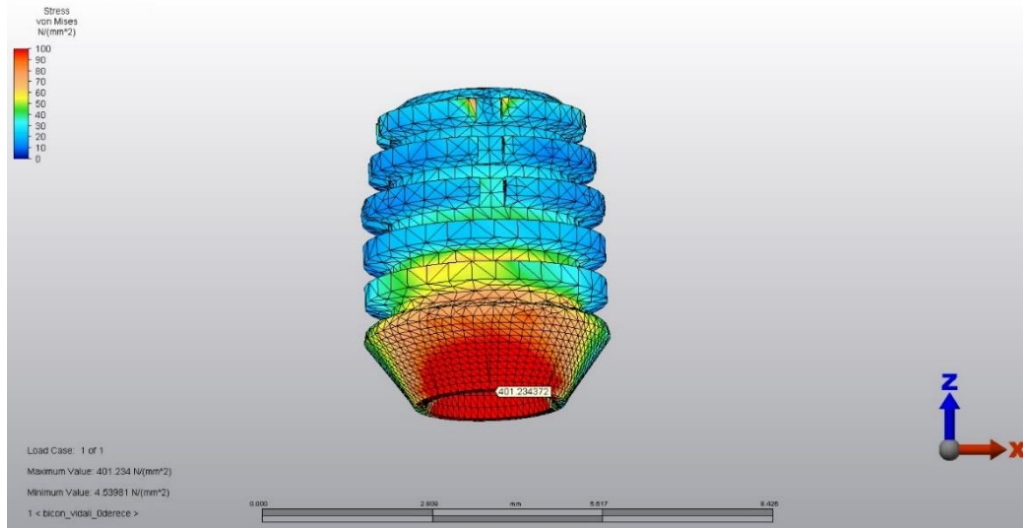
Şekil 4.4. Normal 0° İmplanttaki von Mises Stresleri



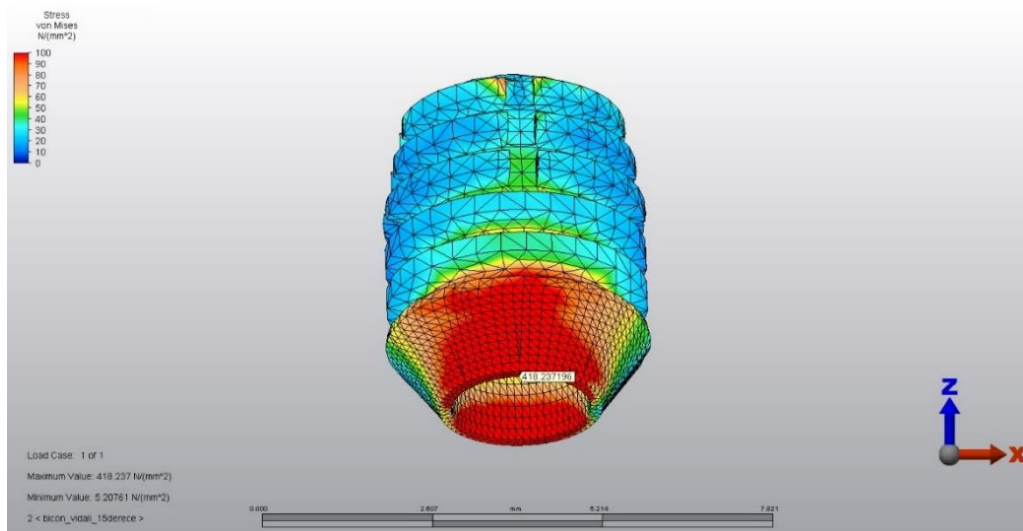
Şekil 4.5. Normal 15° İmplanttaki von Mises Stresleri



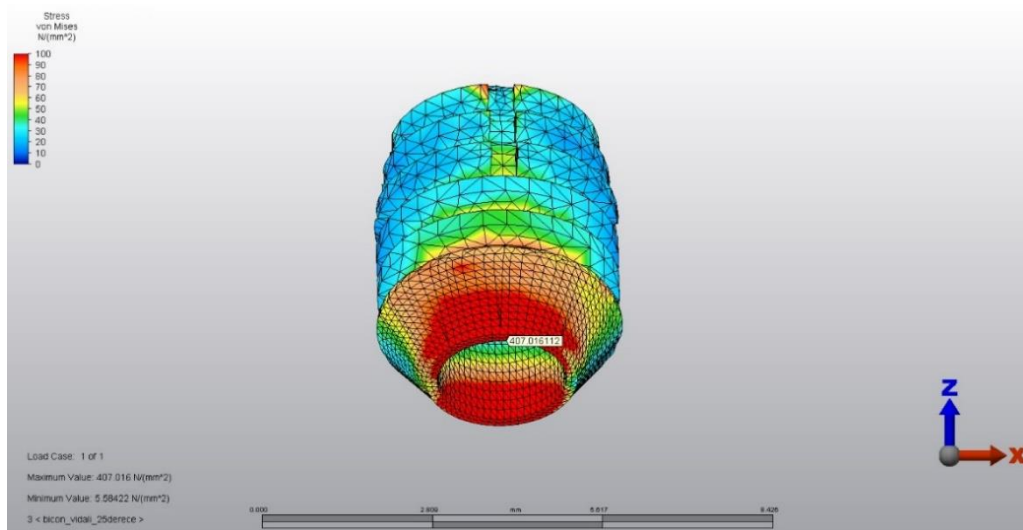
Şekil 4.6. Normal 25° İmplanttaki von Mises Stresleri



Şekil 4.7. Kısa Vidalı 0° İmplanttaki von Mises Stresleri



Şekil 4.8. Kısa Vidalı 15° İmplanttaki von Mises Stresleri



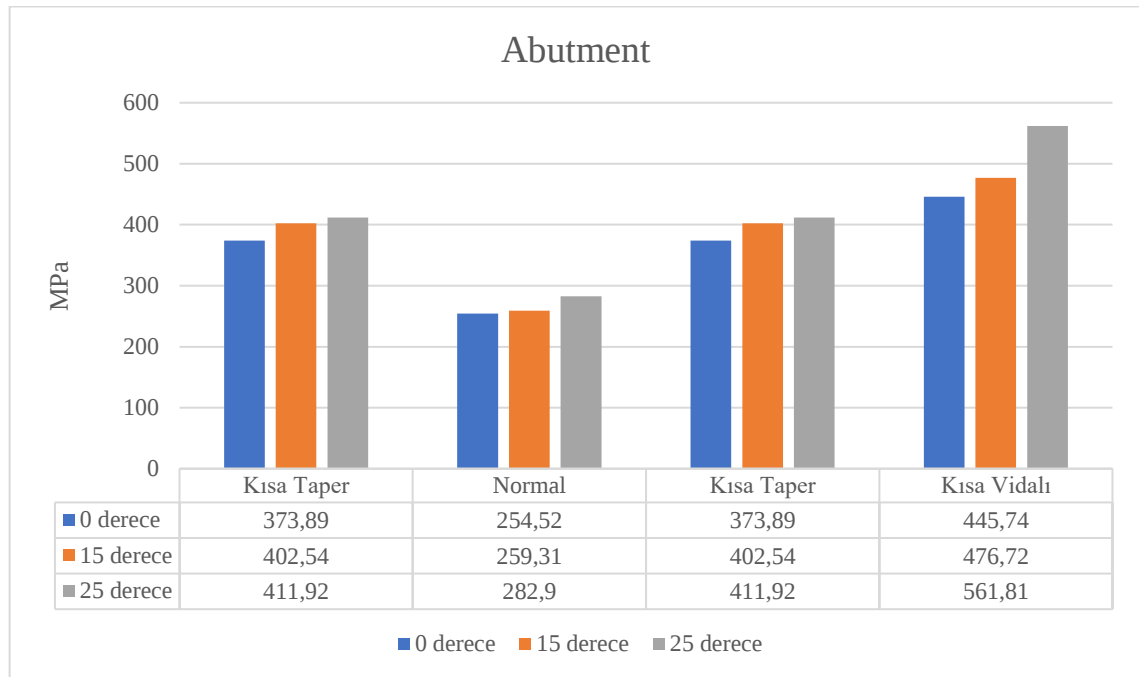
Şekil 4.9. Kısa Vidalı 25° İmplanttaki von Mises Stresleri

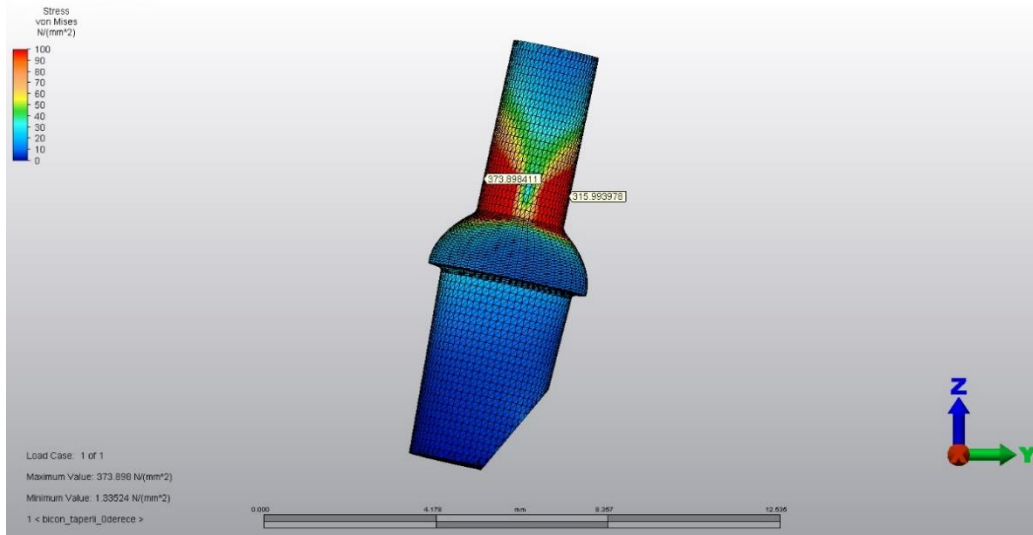
4.2. Abutmentlerdeki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Abutmentlerdeki en yüksek stres değerleri şekillerde gösterildi. En yüksek von Mises stres değeri 411.92 Mpa ile 25° Kısa Taper olurken, en düşük von Mises stres değeri ise 254.52 MPa ile Normal 0° oldu. Her iki grupta, açı artışının stres değerlerini arttırdığı tespit edildi. Normal grubu abutmentlerinin stres değerleri her açıda Kısa Taper grubundan daha düşük bulundu. Bütün abutmentlerde en yüksek stres değeri abutmentin bukkal yüzünde bulunurken, Normal 25°'de bu değerin abutmentin palatinal kısmında olduğu tespit edildi.

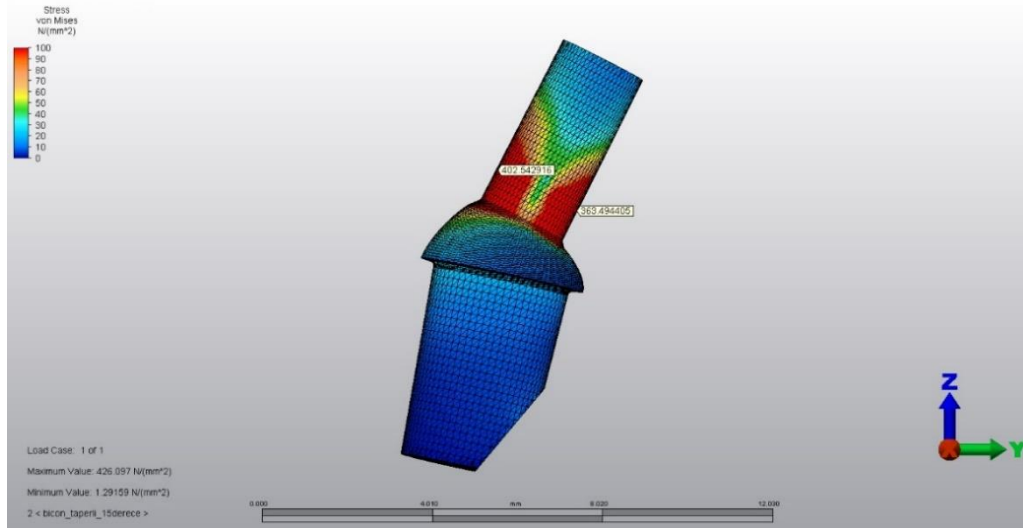
Kısa Vidalı grubun genel olarak stres değerleri Kısa Taper grubundan daha yüksek bulundu. Kısa Vidalı grubunda açı artışının stres miktarını arttırdığı gözlemlendi. Her iki grup görüntüleri incelendiğinde stres, kısa implant abutmentlerinde genel olarak 2.5 mm boyun bölgesinde tespit edildi (Tablo 4.2.).

Tablo 4.2. Abutmentler Üzerindeki von Mises Stres Değerleri

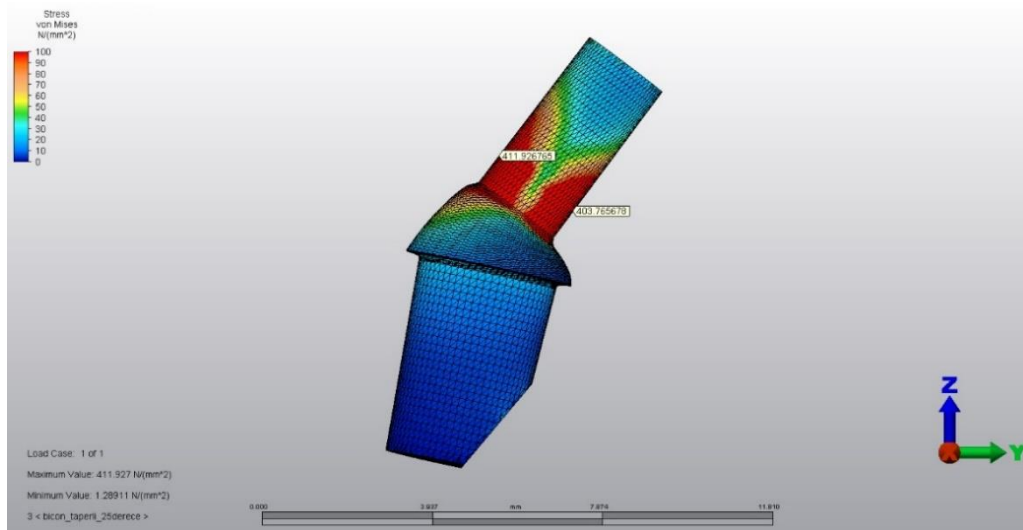




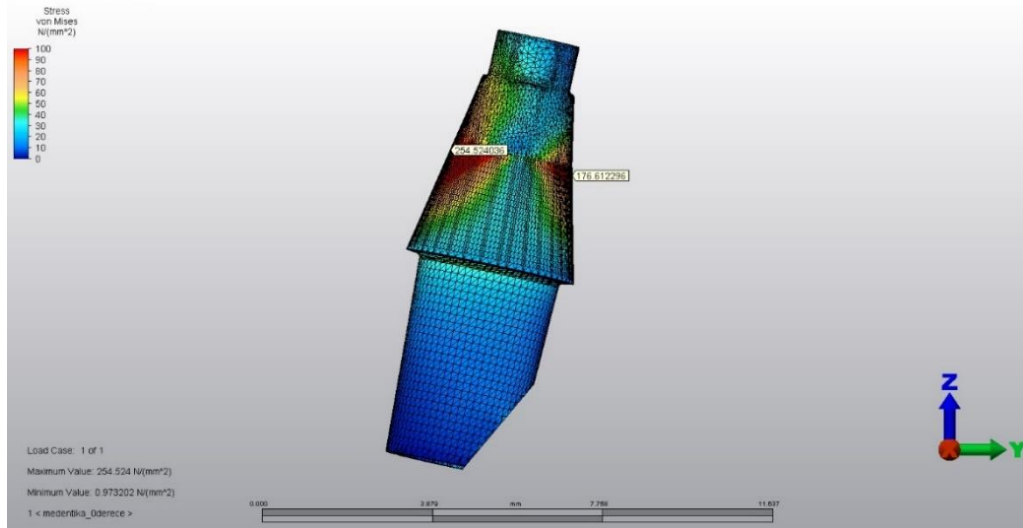
Şekil 4.10. Kısa Taper 0° Abutmentteki von Mises Stresleri



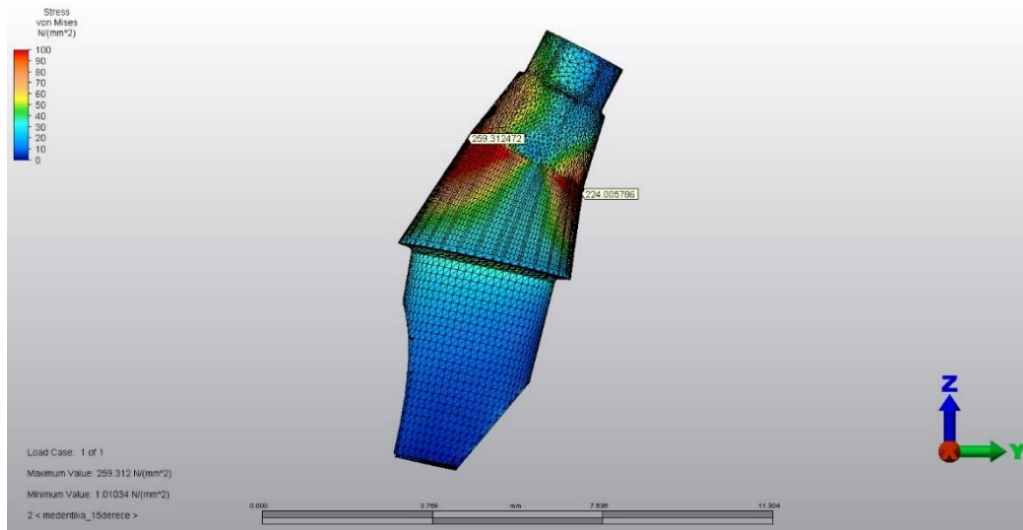
Şekil 4.11. Kısa Taper 15° Abutmentteki von Mises Stresleri



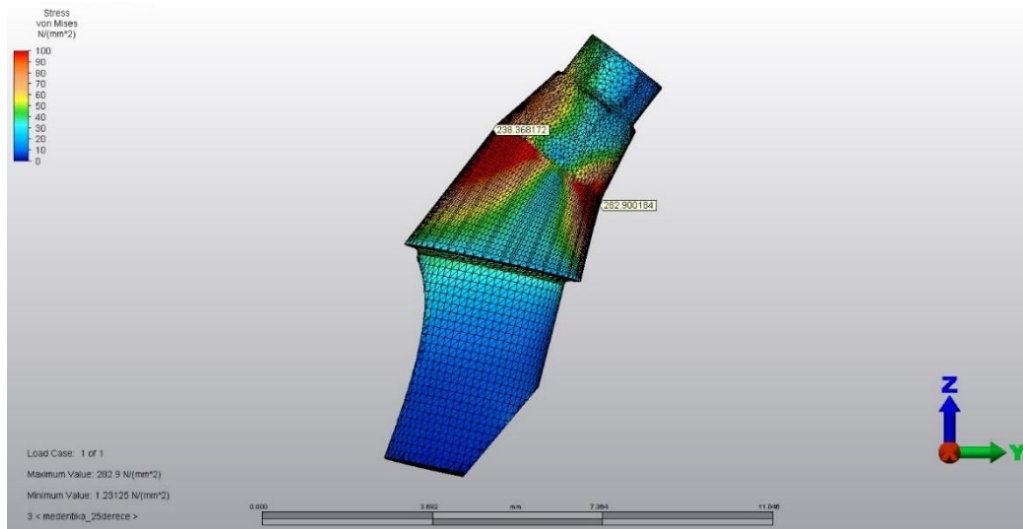
Şekil 4.12. Kısa Taper 25° Abutmentteki von Mises Stresleri



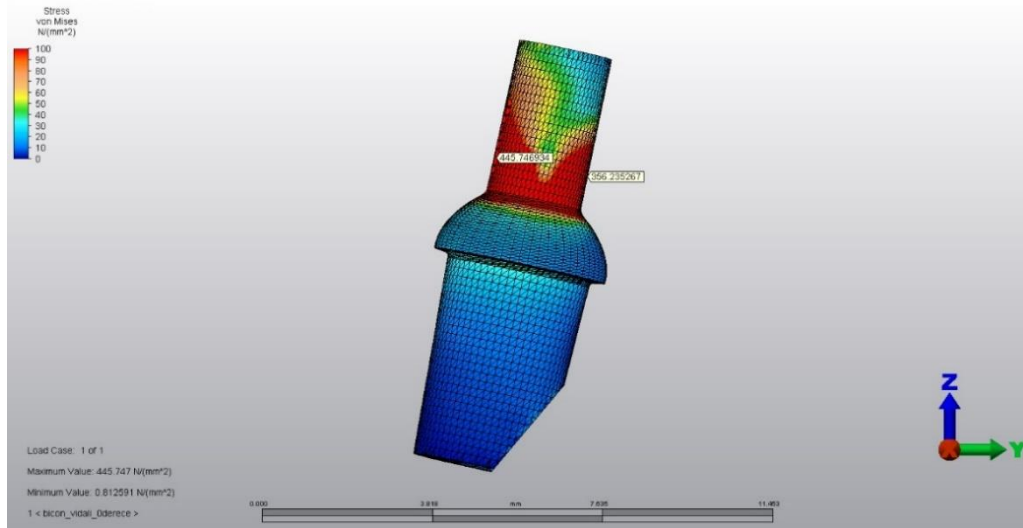
Şekil 4.13. Normal 0° Abutmentteki von Mises Stresleri



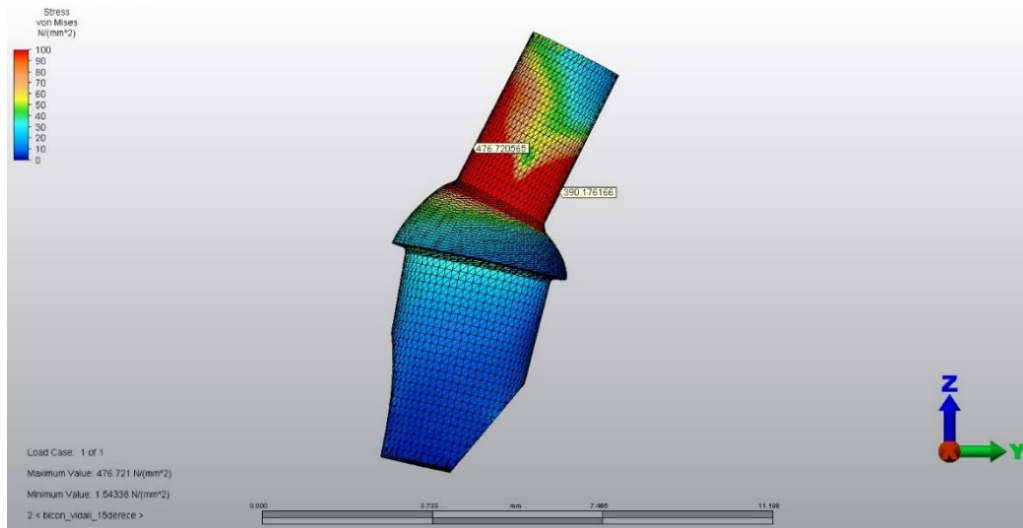
Şekil 4.14. Normal 15° Abutmentteki von Mises Stresleri



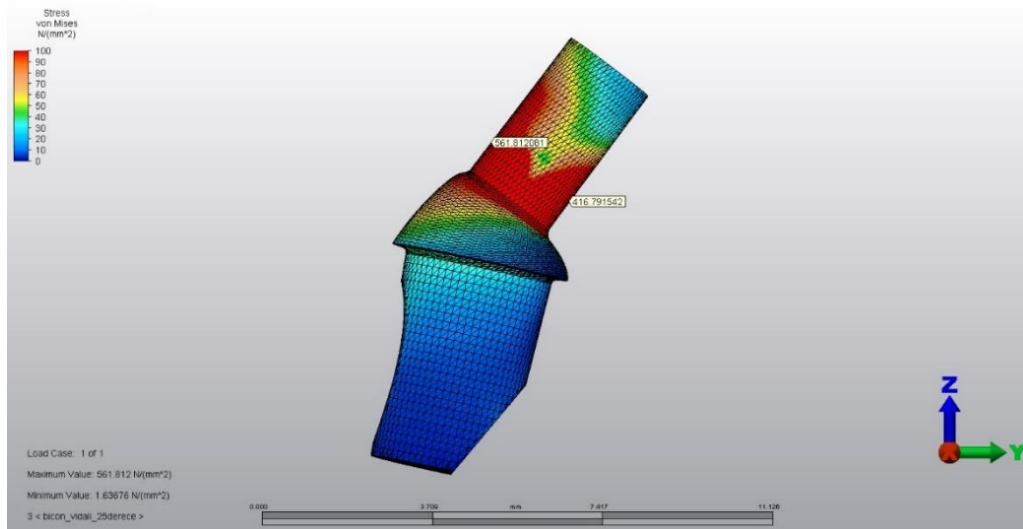
Şekil 4.15. Normal 25° Abutmentteki von Mises Stresleri



Şekil 4.16. Kısa Vidalı 0° Abutmentteki von Mises Stresleri



Şekil 4.17. Kısa Vidalı 15° Abutmentteki von Mises Stresleri



Şekil 4.18. Kısa Vidalı 25° Abutmentteki von Mises Stresleri

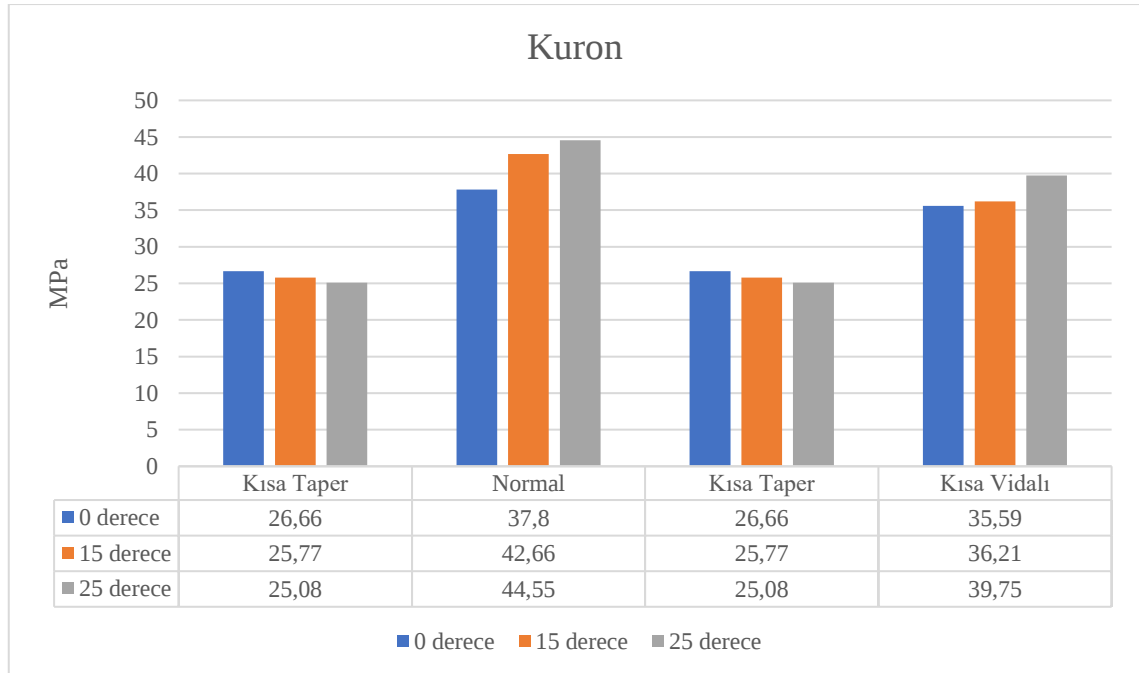
4.3. Kuronlardaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

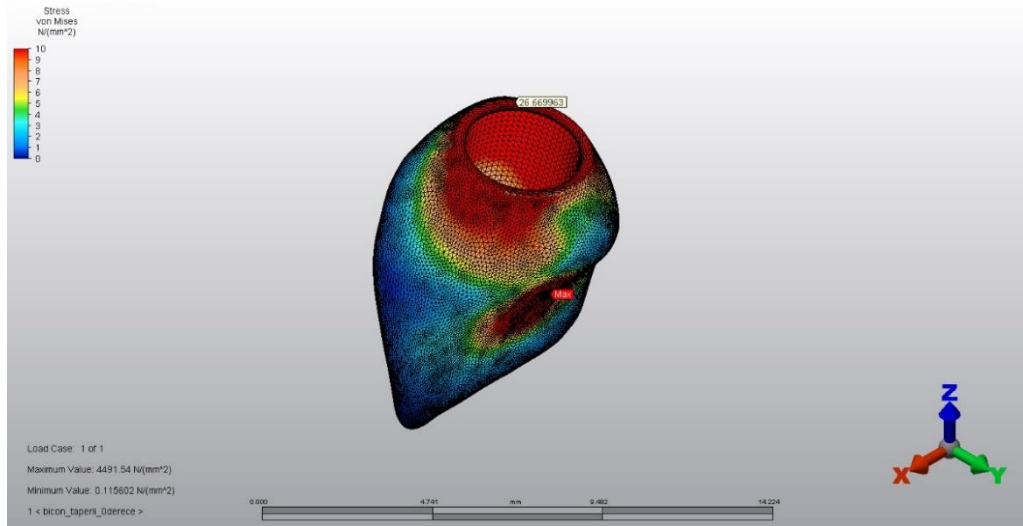
Tüm kuronlarda maksimum stresler, kuvvetin uygulandığı singulum bölgelerinde tespit edildi. Bu değerlerden sonraki en yüksek stres değerler şekillerde gösterildi.

Grupların kendi içlerindeki değerleri genel olarak birbirlerine yakın tespit edildi. Kısa Taper grubunda değerler birbirine yakın olmasına rağmen; Normal grubunda, açının artmasıyla değerlerin kısmi olarak yükseldiği gözlemlendi. En düşük von Mises değeri 25.08 MPa ile Kısa Taper 25° olurken, en yüksek von Mises değeri 44.55 MPa ile Normal 25° oldu. Kısa Taper 0°'deki maksimum stres değerinin Normal 25°'den % 40 daha düşük olduğu tespit edildi.

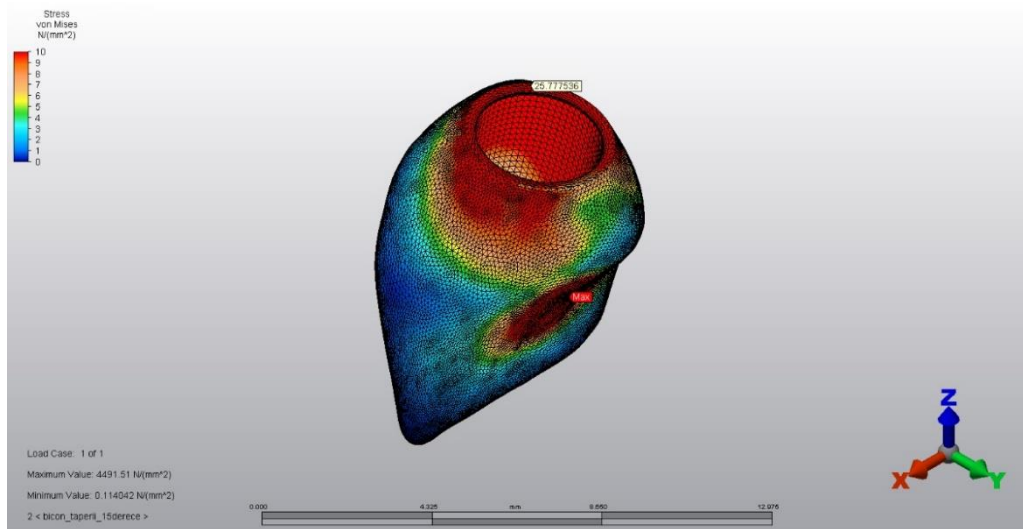
Kısa Vidalı grubundaki değerler, açı arttıkça kısmi olarak artma eğilimi gösterdi. Kısa Vidalı grubundaki değerler genel olarak Kısa Taper grubundan daha yüksek bulundu. 0° Kısa Taper kuronundaki maksimum stres, 0° Kısa Vidalı kuronundan % 25 daha düşük bulundu (Tablo 4.3.).

Tablo 4.3. Kuronlar Üzerindeki von Mises Stres Değerleri

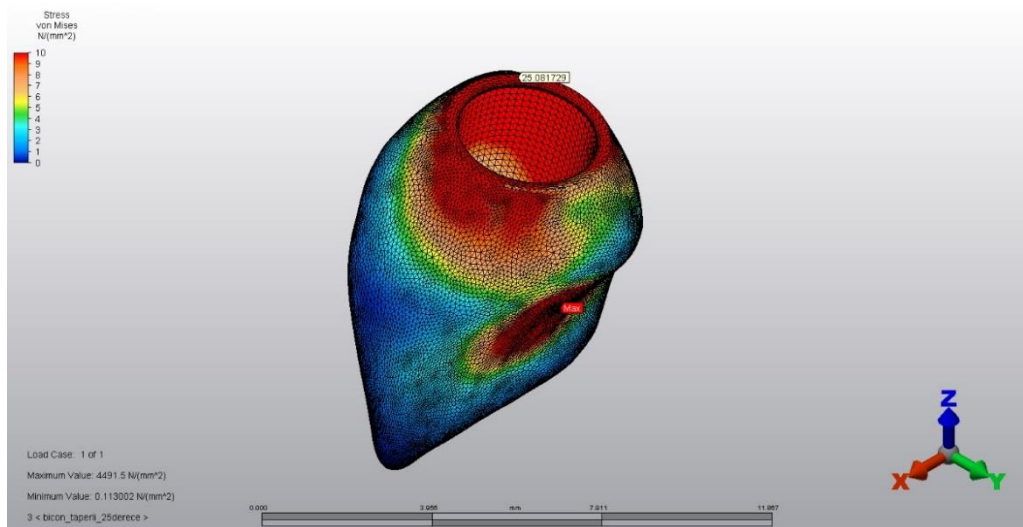




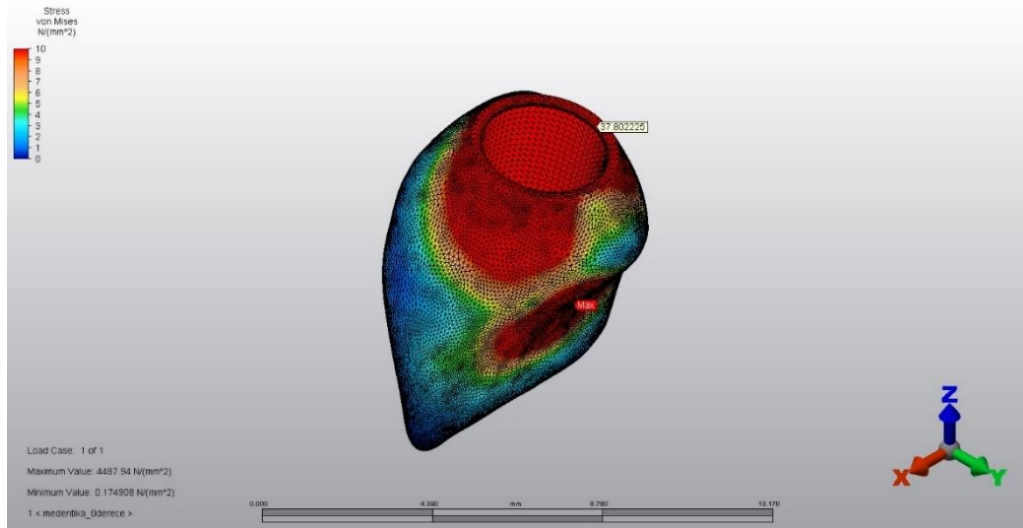
Şekil 4.19. Kısa Taper 0° Kuronundaki von Mises Stresleri



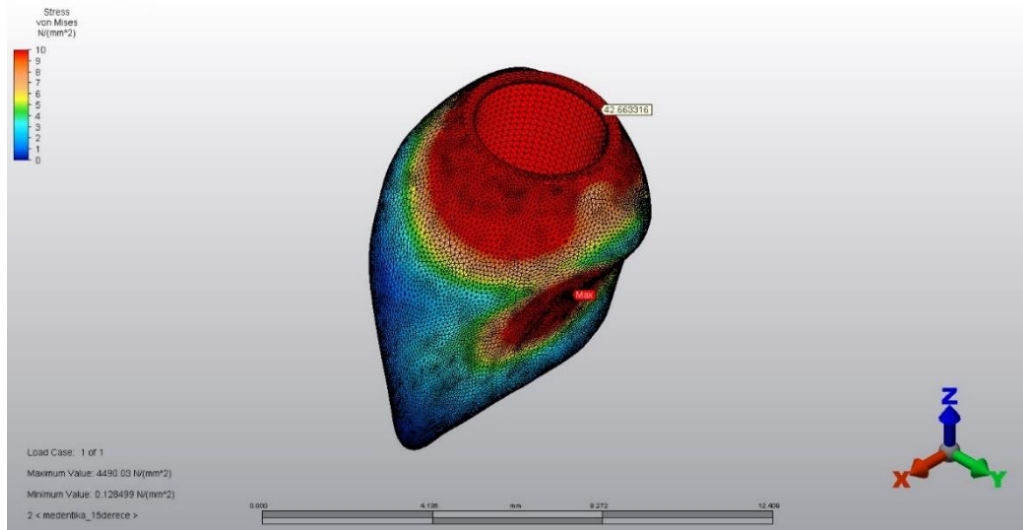
Şekil 4.20. Kısa Taper 15° Kuronundaki von Mises Stresleri



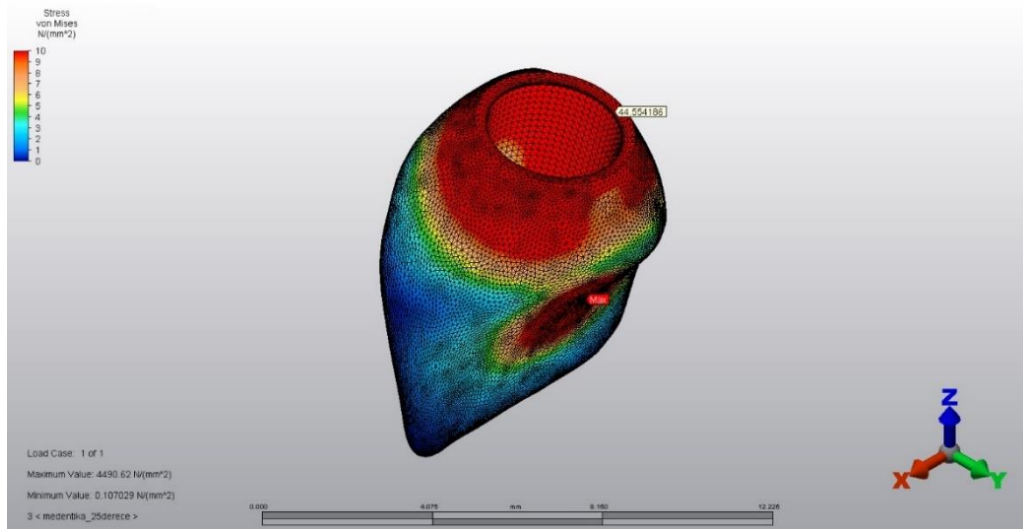
Şekil 4.21. Kısa Taper 25° Kuronundaki von Mises Stresleri



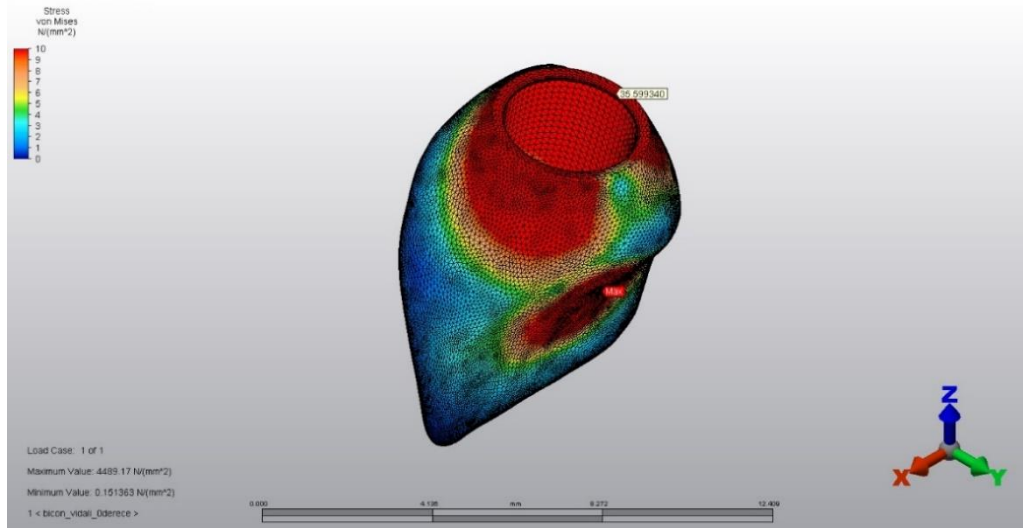
Şekil 4.22. Normal 0° Kuronundaki von Mises Stresleri



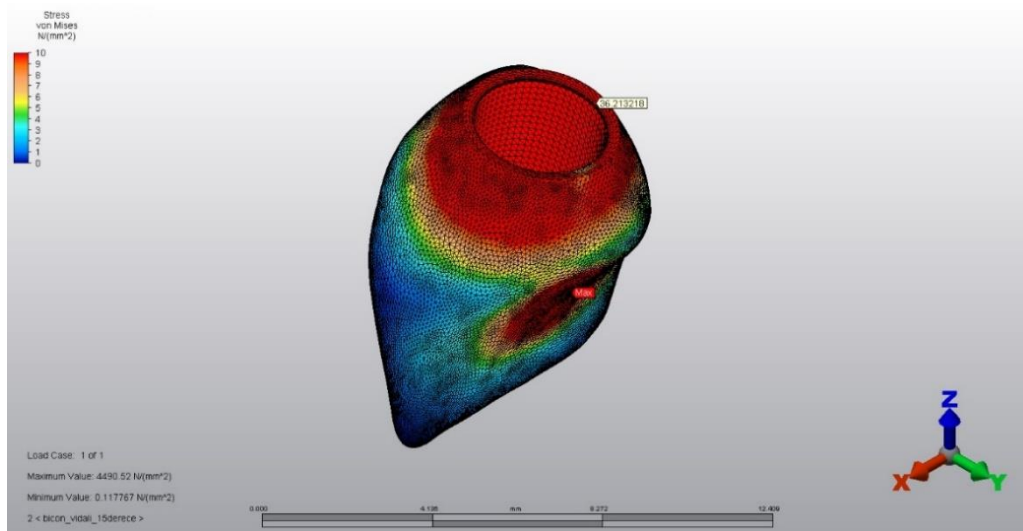
Şekil 4.23. Normal 15° Kuronundaki von Mises Stresleri



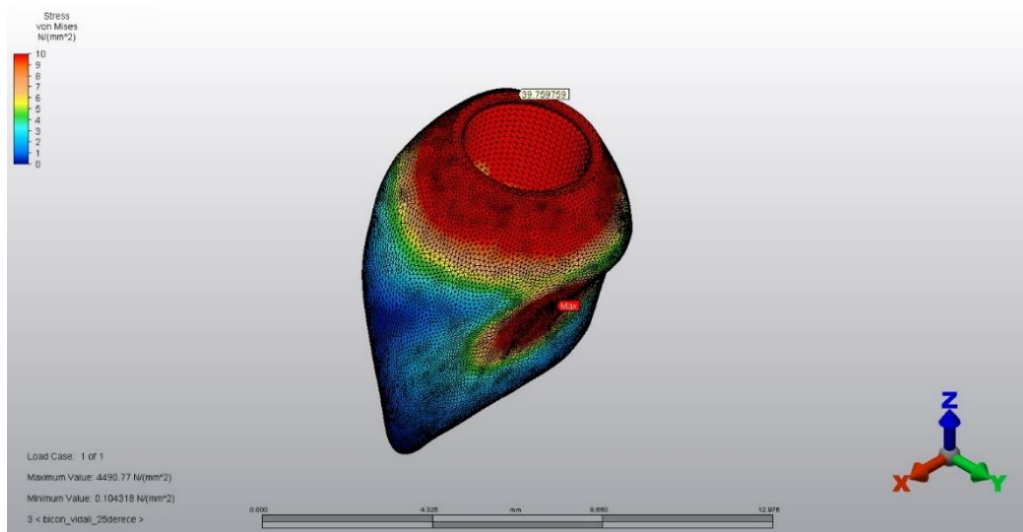
Şekil 4.24. Normal 25° Kuronundaki von Mises Stresleri



Şekil 4.25. Kısa Vidalı 0° Kuronundaki von Mises Stresleri



Şekil 4.26. Kısa Vidalı 15° Kuronundaki von Mises Stresleri



Şekil 4.27. Kısa Vidalı 25° Kuronundaki von Mises Stresleri

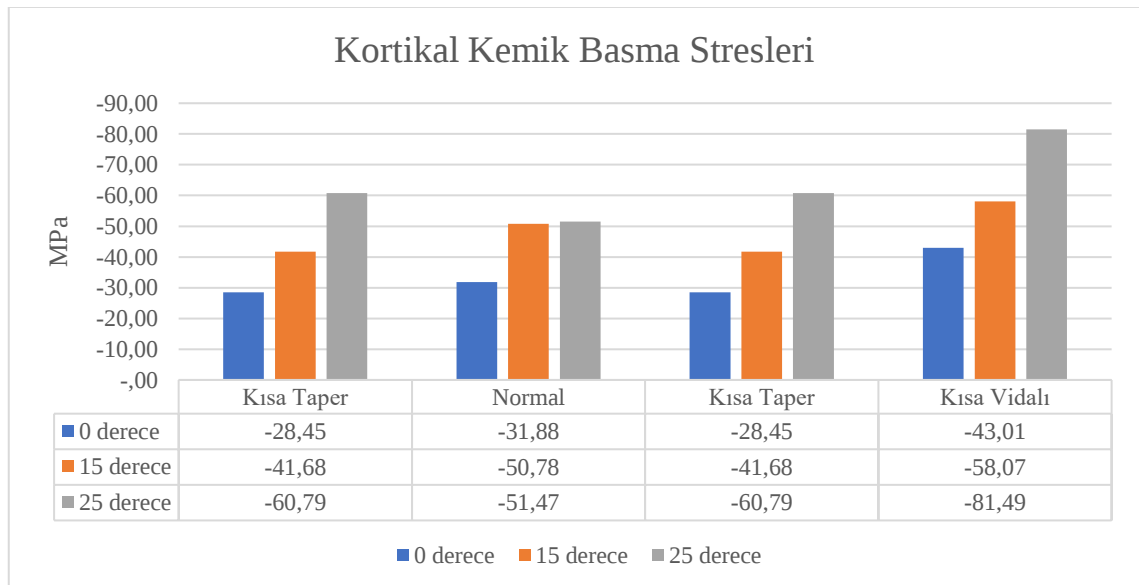
4.4. Kortikal Kemikteki Basma Streslerinin Karşılaştırılması

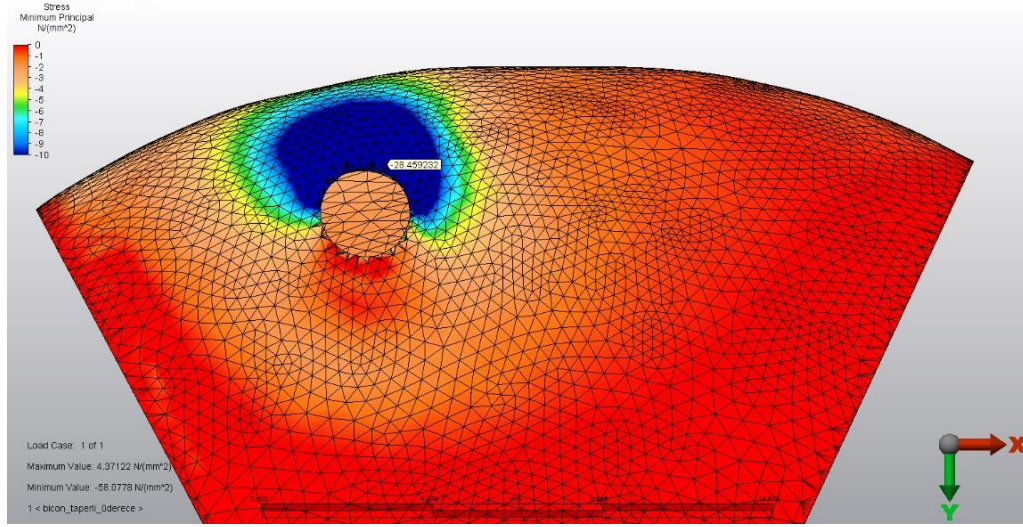
Kuronlara uygulanan fonksiyonel yüklemekten sonra kortikal kemikte oluşan basma stresleri, implantın kemikten uzaklaştırılmasından sonra oklüzal yüzden incelendi. Kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelenirken en yüksek değerler dikkate alındı. Oluşan yüksek stresler mavi renkte gösterilip, en yüksek stres değerlerinin her modelin bukkal yüzünde olduğu tespit edildi.

Kısa Taper ve Normal grupları arasında en yüksek stres değeri 60.79 MPa ile Kısa Taper 25° olurken, en düşük stres değeri 28.45 MPa ile Kısa Taper 0° oldu. Açının artması her iki grupta da stres miktarını arttırdı. Kısa Taper 0° modelinde oluşan stres değerinin Normal 15°'den % 44, Normal 25°'den % 45 daha düşük olduğu tespit edildi. 25°'li implantlar karşılaştırıldığında en yüksek değer 81.49 MPa ile Kısa Vidalı, en düşük değer ise 51.47 MPa ile Normal oldu.

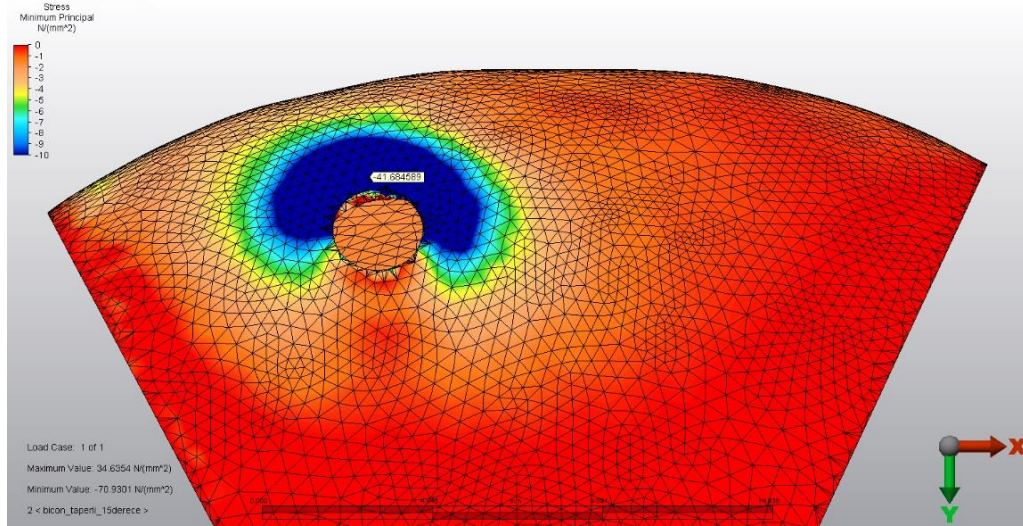
Kısa Taper ve Kısa Vidalı grupları incelendiğinde genel olarak vidalı implantta oluşan streslerin her açıda daha yüksek olduğu gözlemlendi. Her üç implant sisteminde aynı açılar karşılaştırıldığında ise en yüksek stres değerleri Kısa Vidalı grubuna ait oldu. Kısa Vidalı 0° modelinde oluşan stres değeri Normal 25°'den % 16 daha düşük bulundu (Tablo 4.4.).

Tablo 4.4. Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri

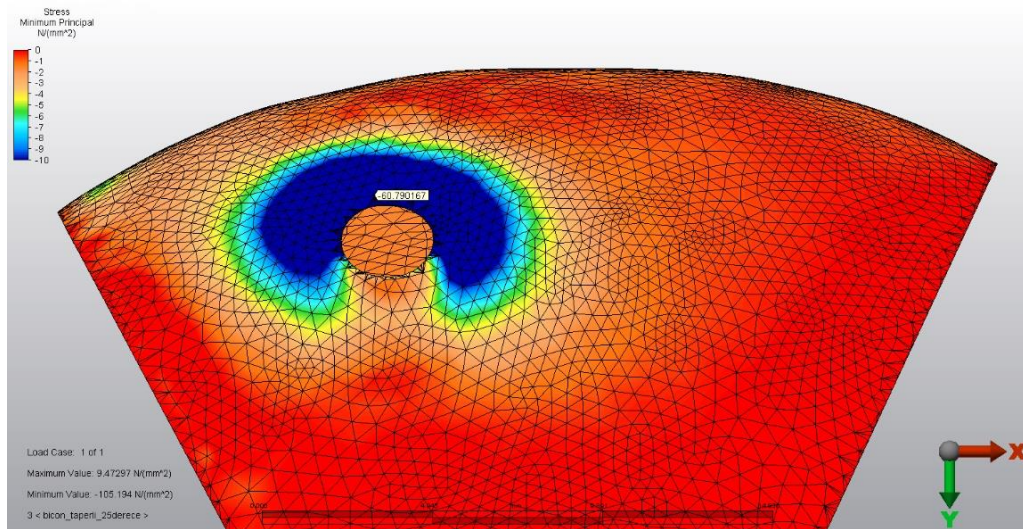




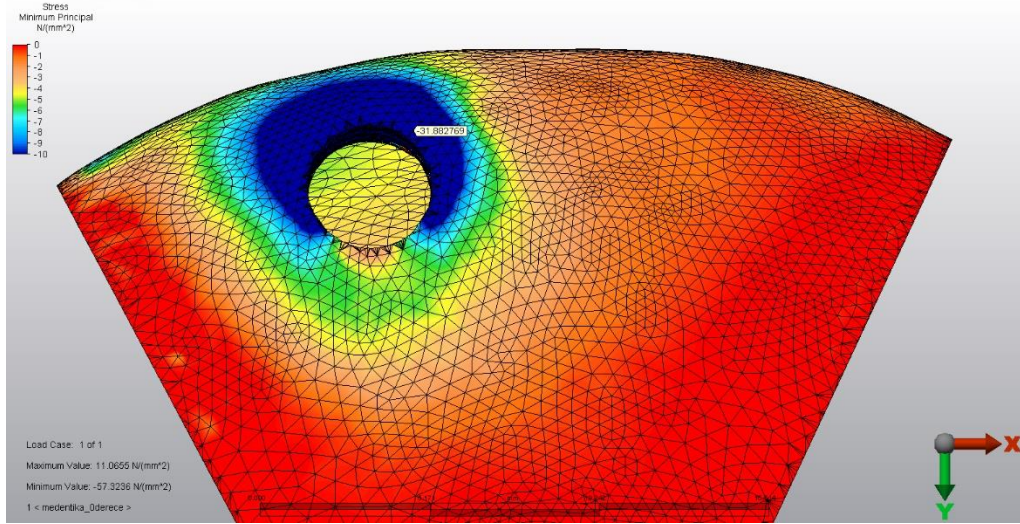
Şekil 4.28. Kısa Taper 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



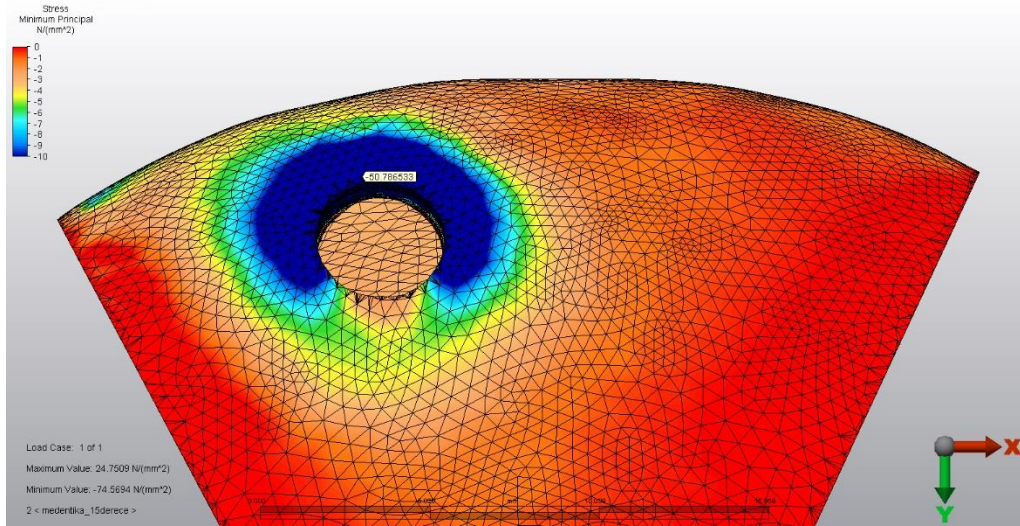
Şekil 4.29. Kısa Taper 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



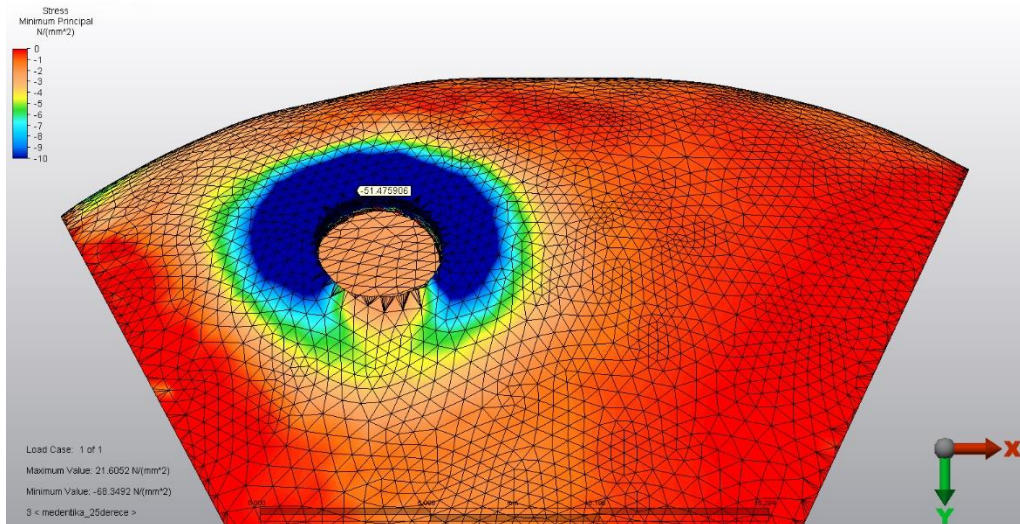
Şekil 4.30. Kısa Taper 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



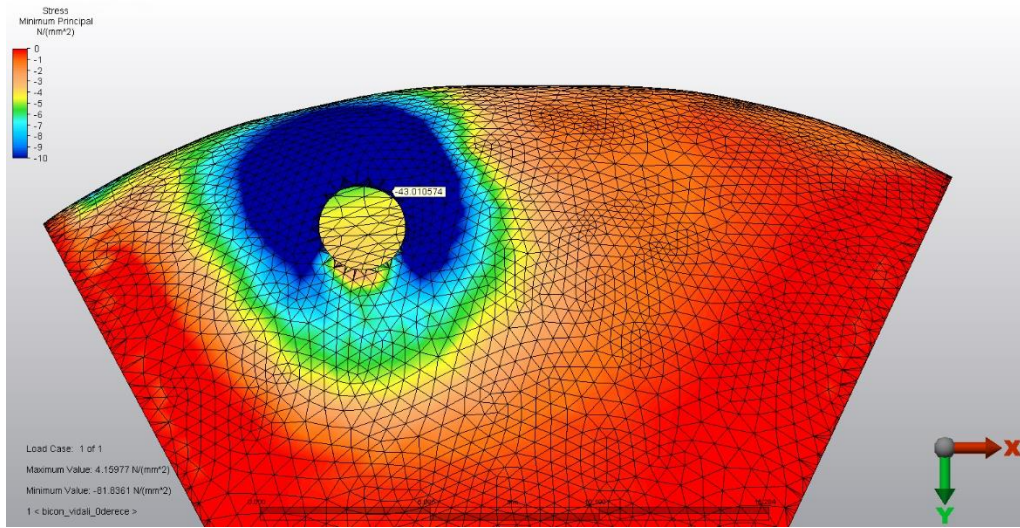
Şekil 4.31. Normal 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



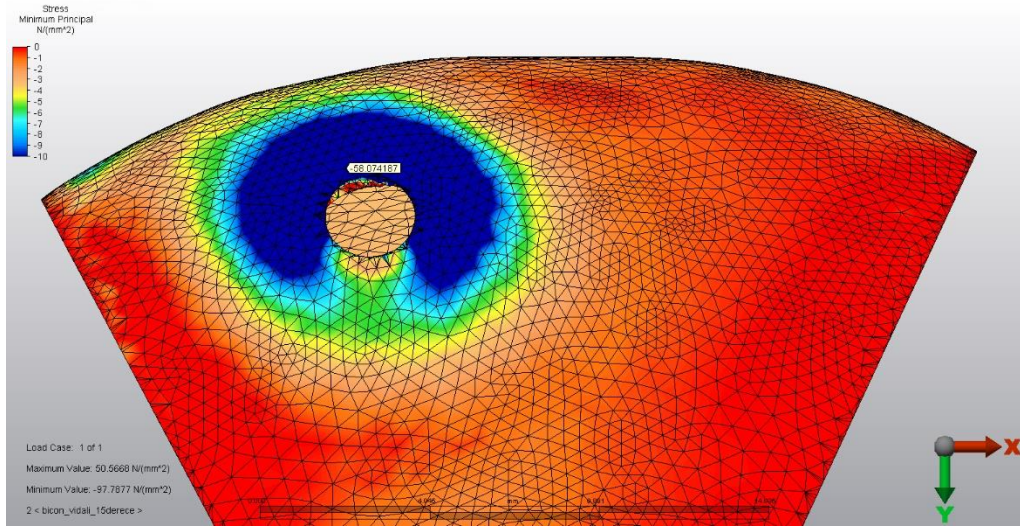
Şekil 4.32. Normal 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



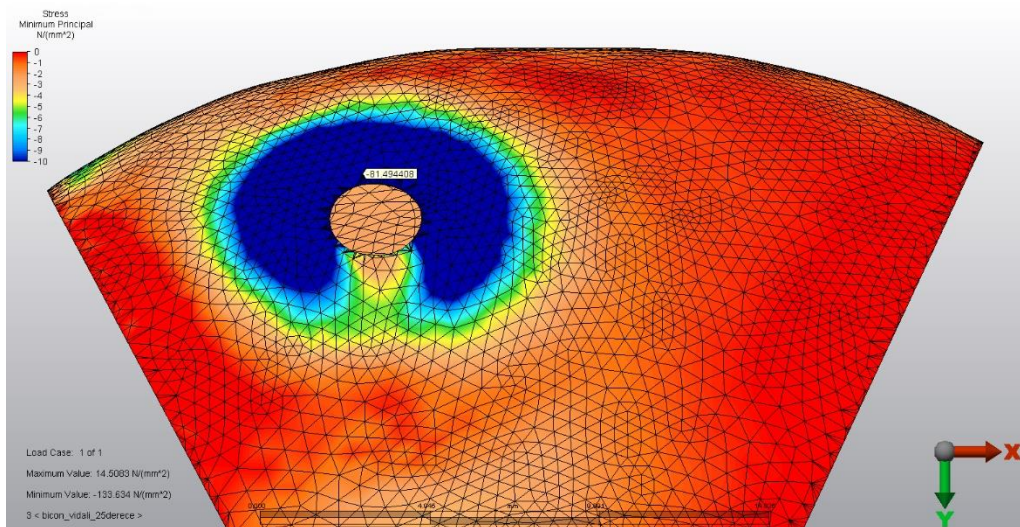
Şekil 4.33. Normal 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



Şekil 4.34. Kısa Vidalı 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



Şekil 4.35. Kısa Vidalı 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



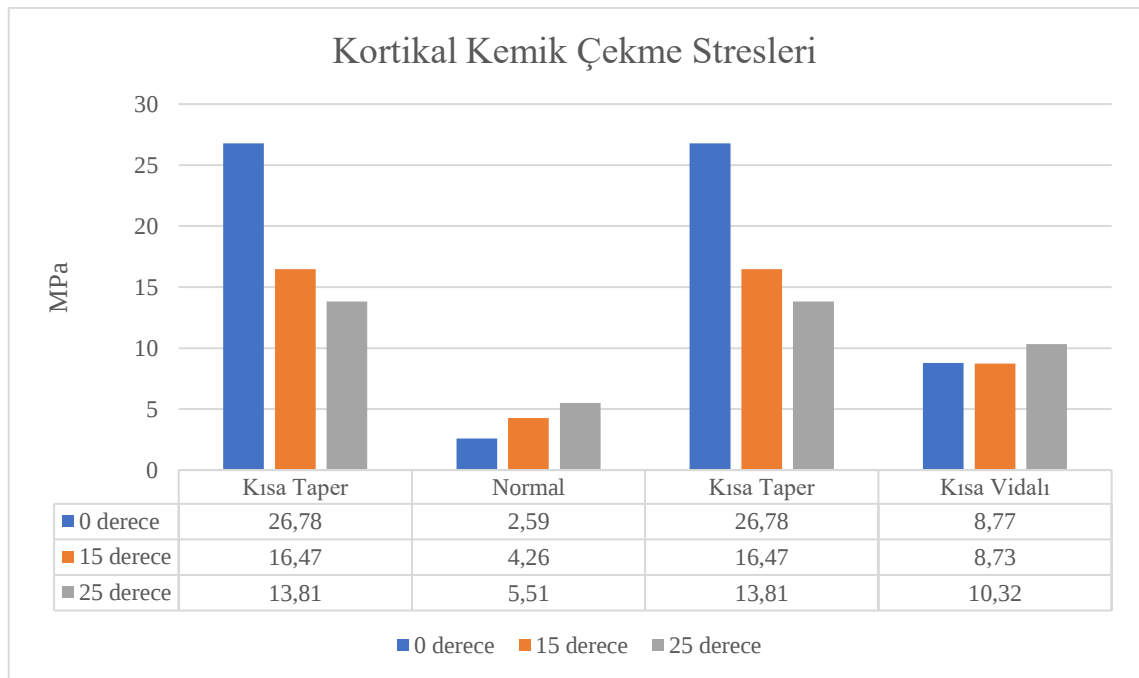
Şekil 4.36. Kısa Vidalı 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri

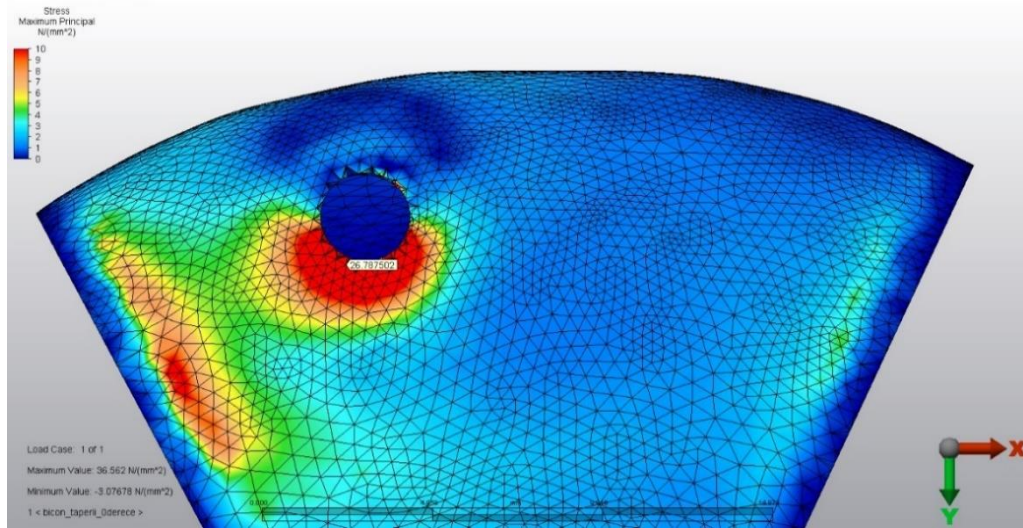
4.5. Kortikal Kemikte Çekme Streslerinin Karşılaştırılması

Kuronlara uygulanan fonksiyonel yüklemekten sonra kortikal kemikte oluşan çekme stresleri implantın kemikten uzaklaştırılmasından sonra oklüzal yüzden incelendi. Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelenirken en yüksek değerler dikkate alındı. Oluşan yüksek stresler kırmızı renkte gösterilip, en yüksek stres değerlerinin her modelin palatinal yüzünde oluştuğu tespit edildi.

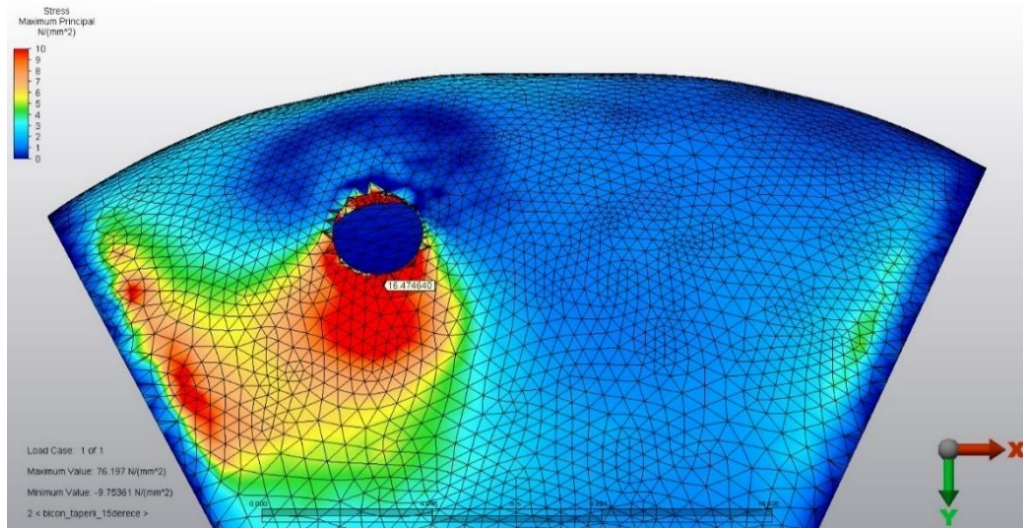
Kısa Taper ve Normal grupları arasında en yüksek çekme stresi 26.78 MPa ile Kısa Taper 0° olurken, en düşük çekme stresi 2.59 MPa ile Normal 0° oldu. Normal implantta açının artmasıyla değerlerin arttığı, Kısa Taper'da ise açının artmasıyla değerlerin azaldığı tespit edildi. Normal 25°'deki stres değerinin Kısa Taper 25°'den % 60, Kısa Vidalı 25°'den ise % 47 daha düşük olduğu tespit edildi (Tablo 4.5.).

Tablo 4.5. Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri

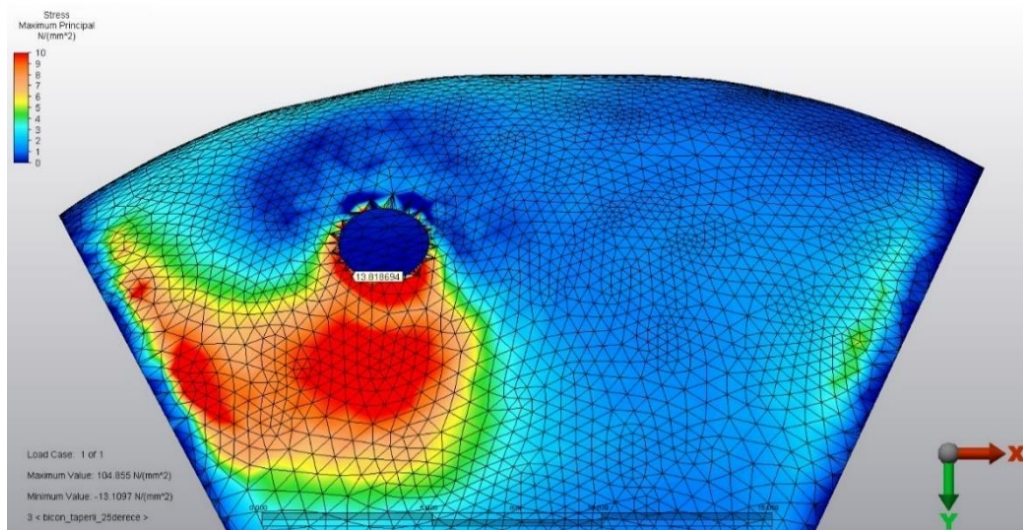




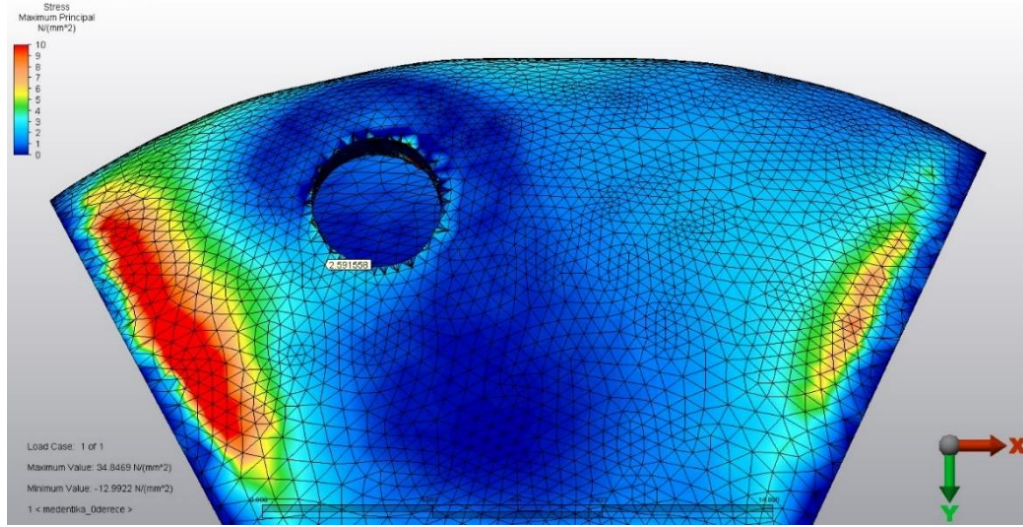
Şekil 4.37. Kısa Taper 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



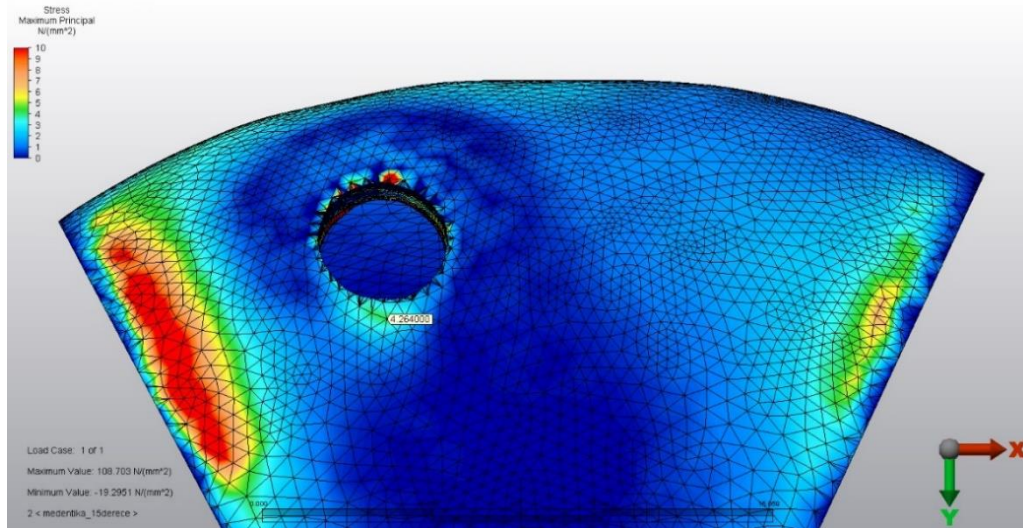
Şekil 4.38. Kısa Taper 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



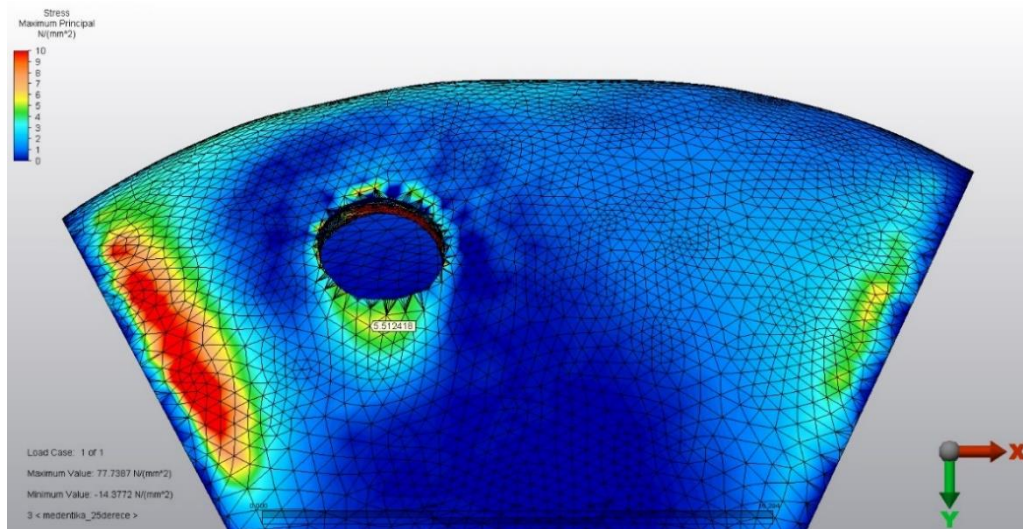
Şekil 4.39. Kısa Taper 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



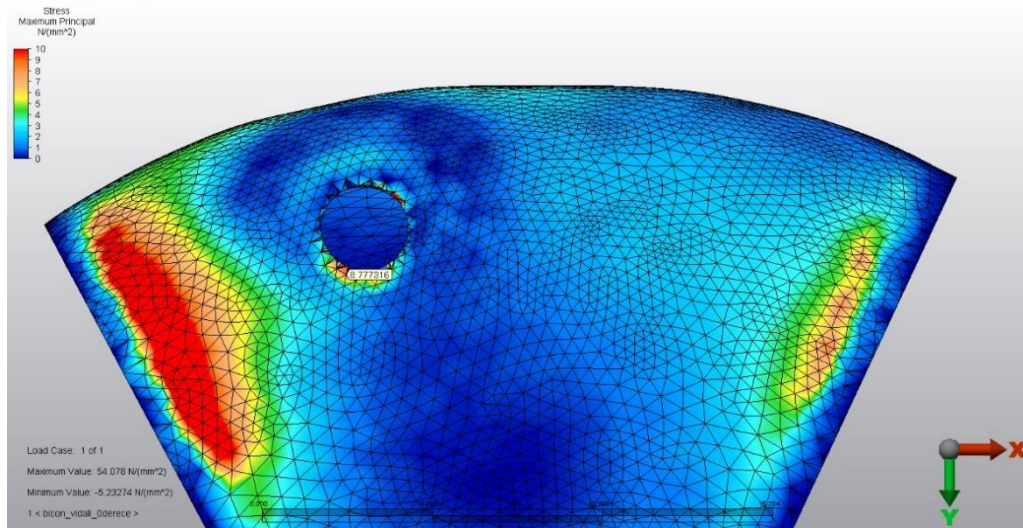
Şekil 4.40. Normal 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



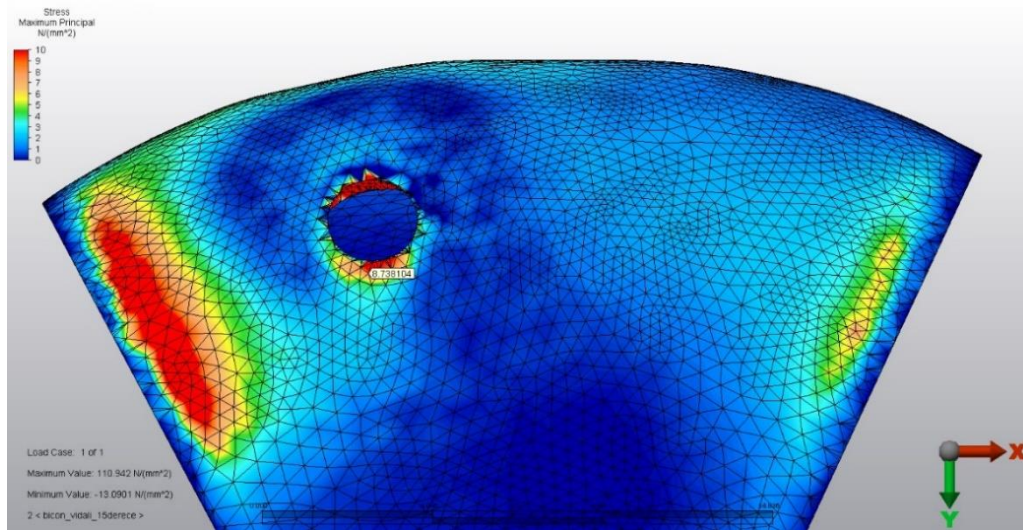
Şekil 4.41. Normal 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



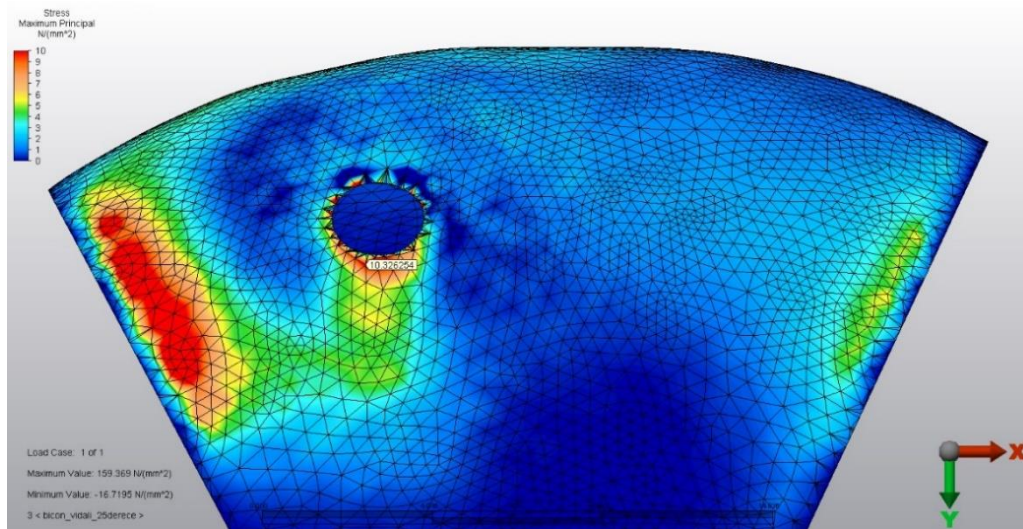
Şekil 4.42. Normal 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



Şekil 4.43. Kısa Vidalı 0° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



Şekil 4.44. Kısa Vidalı 15° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



Şekil 4.45. Kısa Vidalı 25° Kortikal Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri

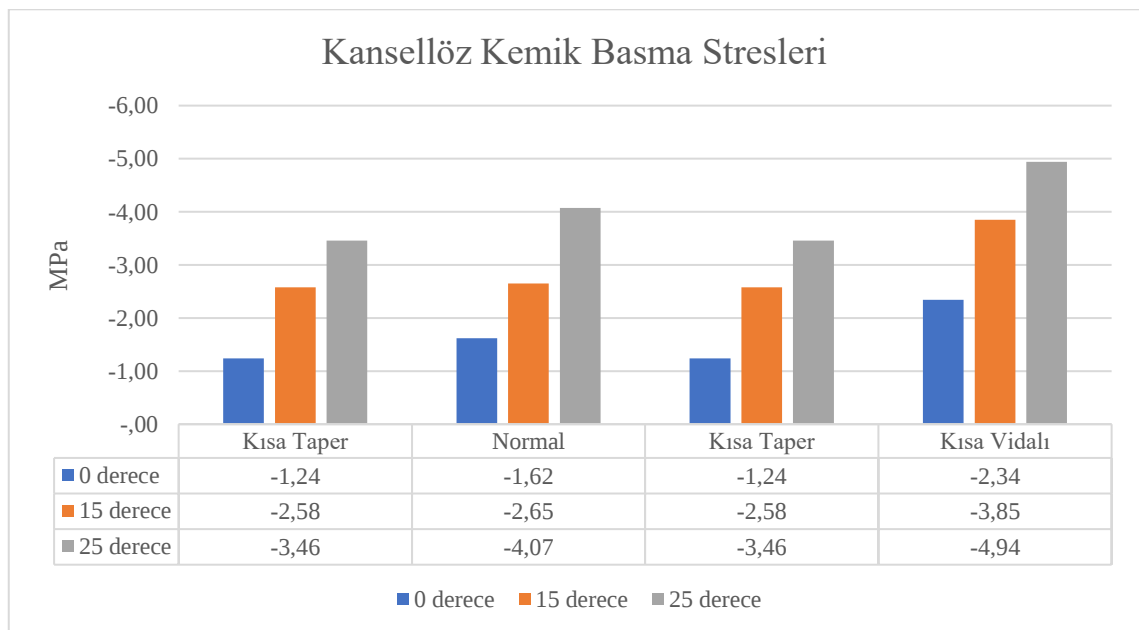
4.6. Kansellöz Kemikteki Basma Streslerinin Karşılaştırılması

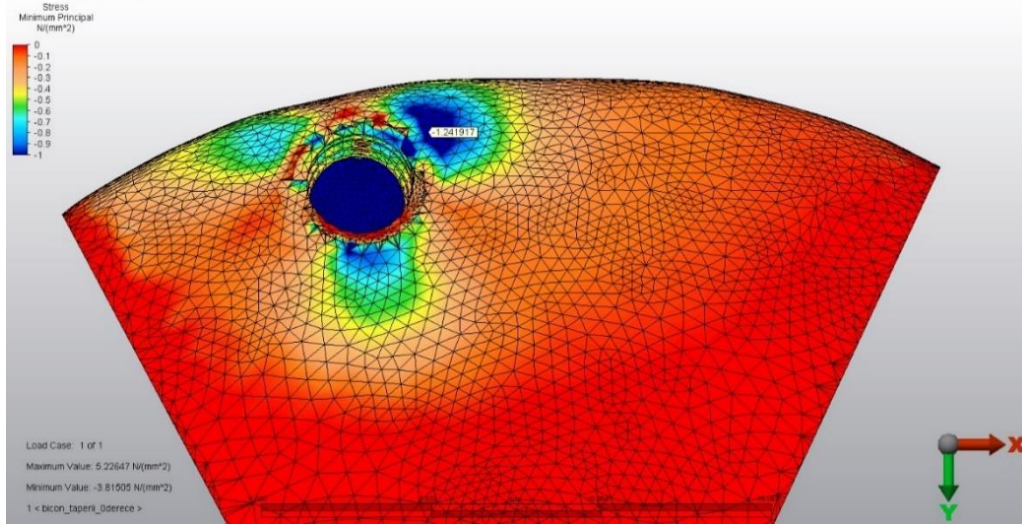
Kuronlara uygulanan fonksiyonel yüklemekten sonra kansellöz kemikte oluşan basma stresleri implantın kemikten uzaklaştırılmasından sonra oklüzal yüzden incelendi. Kansellöz kemikte oluşan basma stresleri incelenirken en yüksek değerler dikkate alındı. Oluşan yüksek stresler mavi renkte gösterilip, en yüksek stres değerlerinin her modelin bukkal yüzünde oluştuğu tespit edildi.

Kısa Taper ve Normal grupları arasında en yüksek basma stresi 4.07 MPa ile Normal 25° olurken, en düşük basma stresi 1.24 MPa ile Kısa Taper 0° oldu. Açının artması her iki grupta da stres miktarını arttırdı. Kısa Taper 0° modelde oluşan stres değerinin Normal 15°'den % 53, Normal 25°'den % 69.5 daha düşük olduğu tespit edildi.

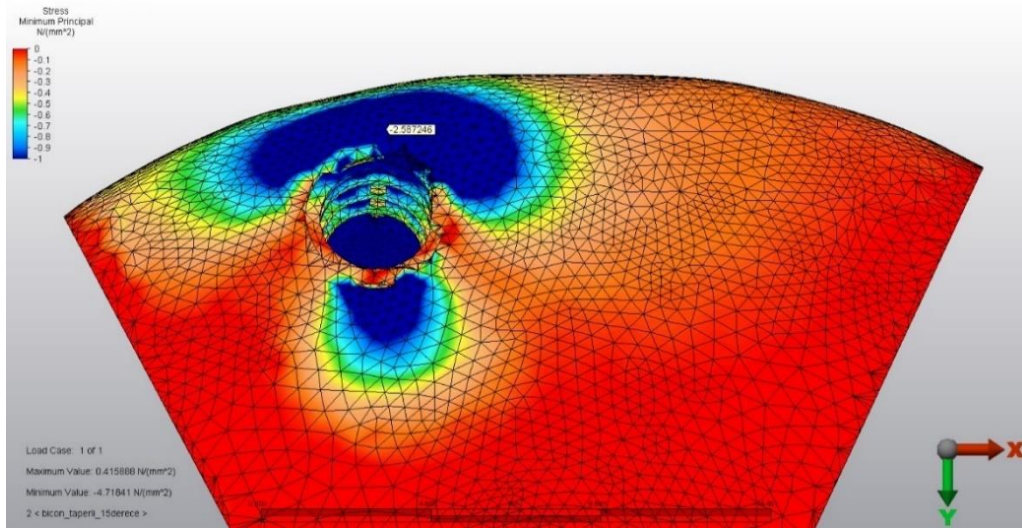
Kısa Taper ve Kısa Vidalı grupları incelendiğinde genel olarak vidalı implantta oluşan streslerin her açıda daha yüksek olduğu gözlemlendi. Her üç implant sisteminde aynı açılar karşılaştırıldığında ise en yüksek stres değerleri Kısa Vidalı grubuna ait oldu. Kısa Vidalı 0° modelinde oluşan stres değeri Normal 25°'den % 42 daha düşük bulundu (Tablo 4.6.).

Tablo 4.6. Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri

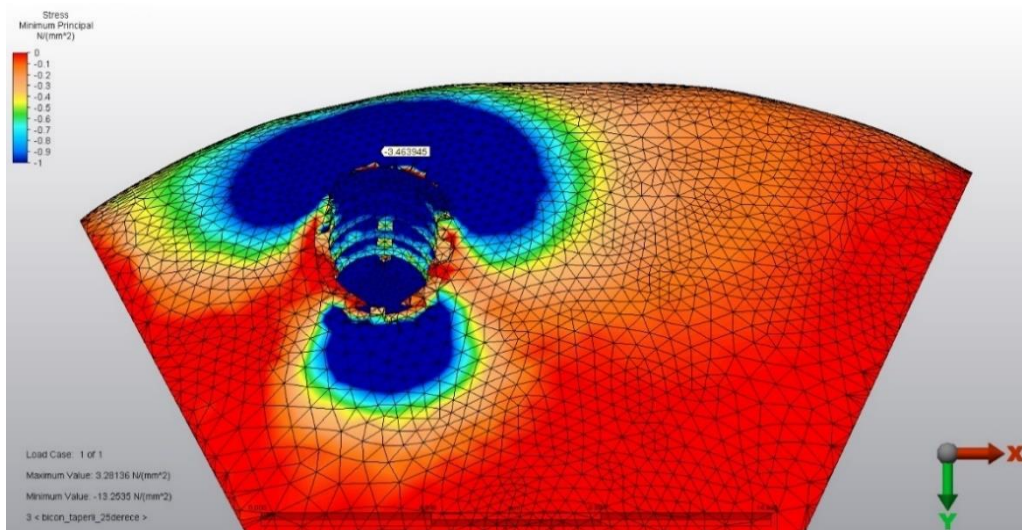




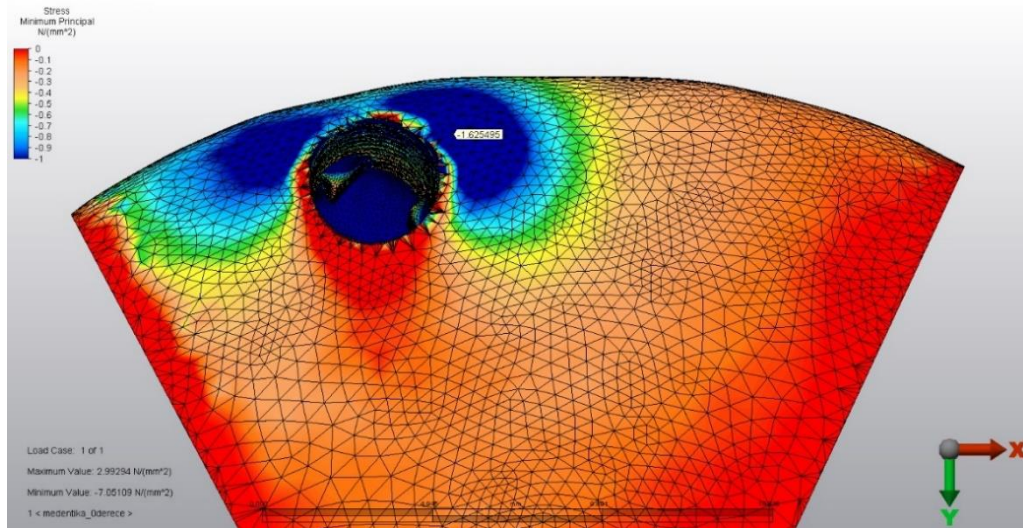
Şekil 4.46. Kısa Taper 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



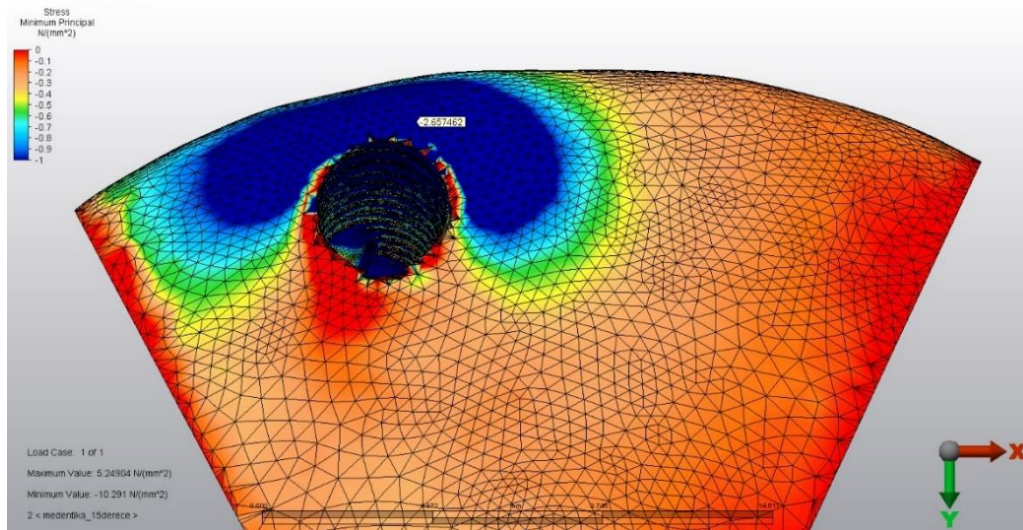
Şekil 4.47. Kısa Taper 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



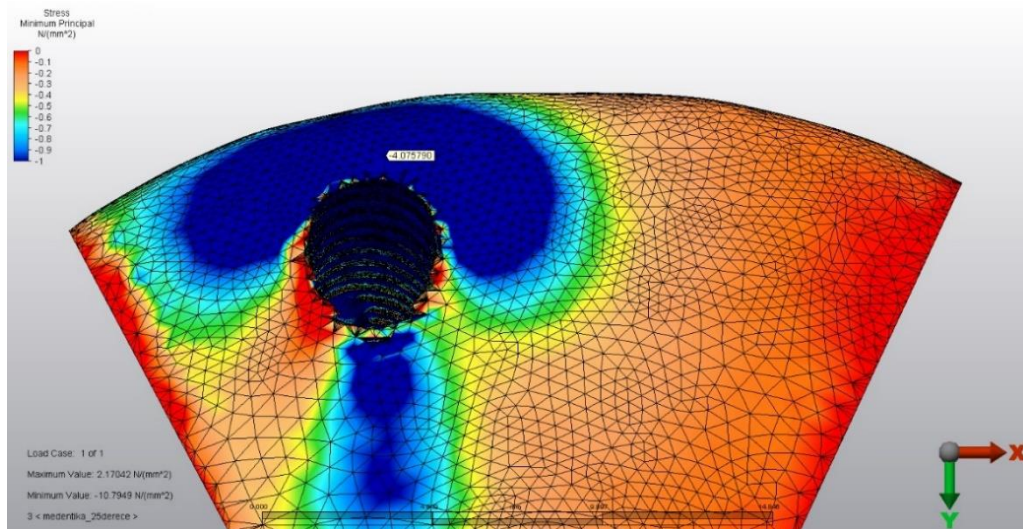
Şekil 4.48. Kısa Taper 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



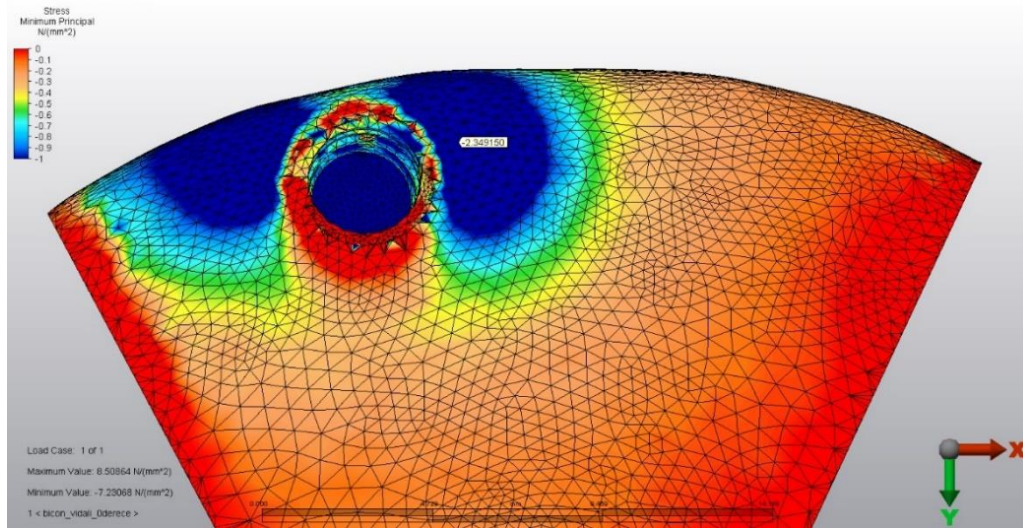
Şekil 4.49. Normal 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



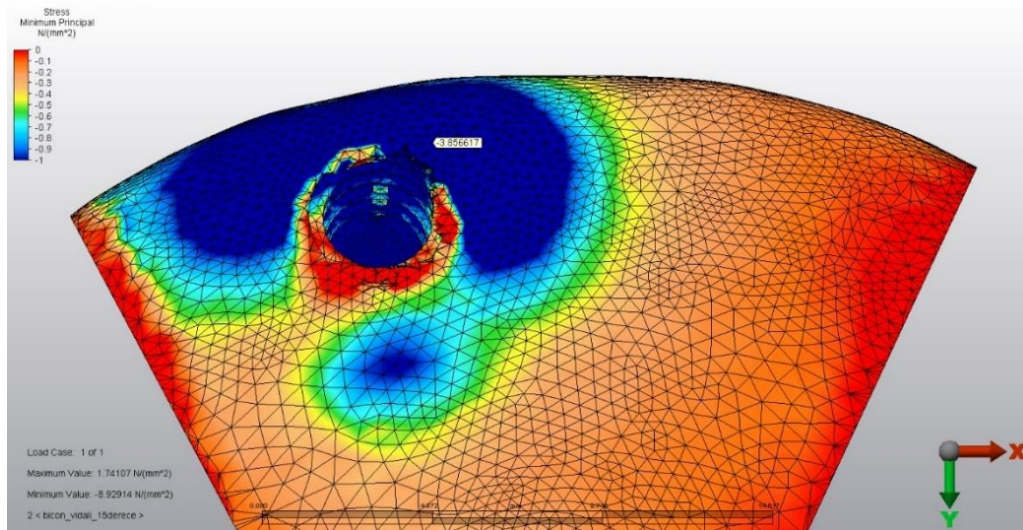
Şekil 4.50. Normal 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



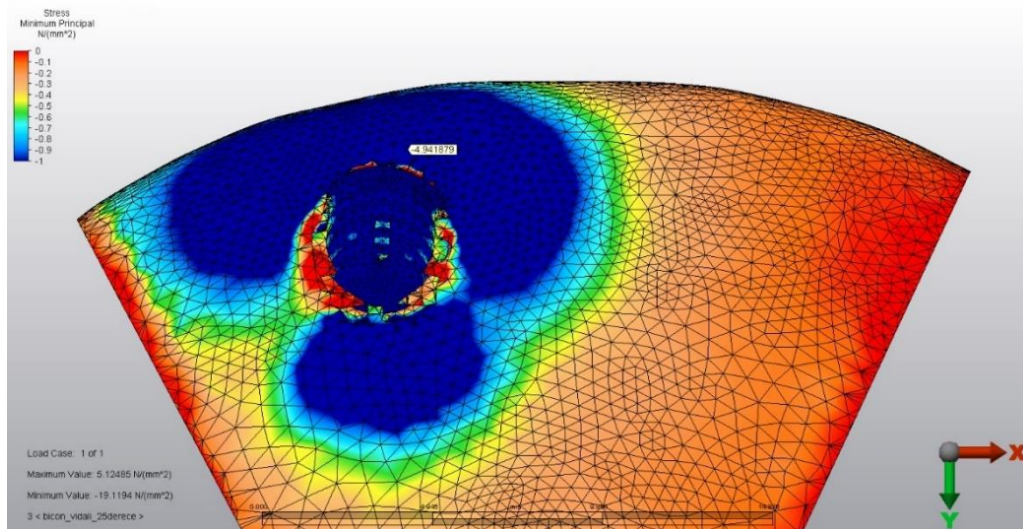
Şekil 4.51. Normal 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



Şekil 4.52. Kısa Vidalı 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



Şekil 4.53. Kısa Vidalı 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri



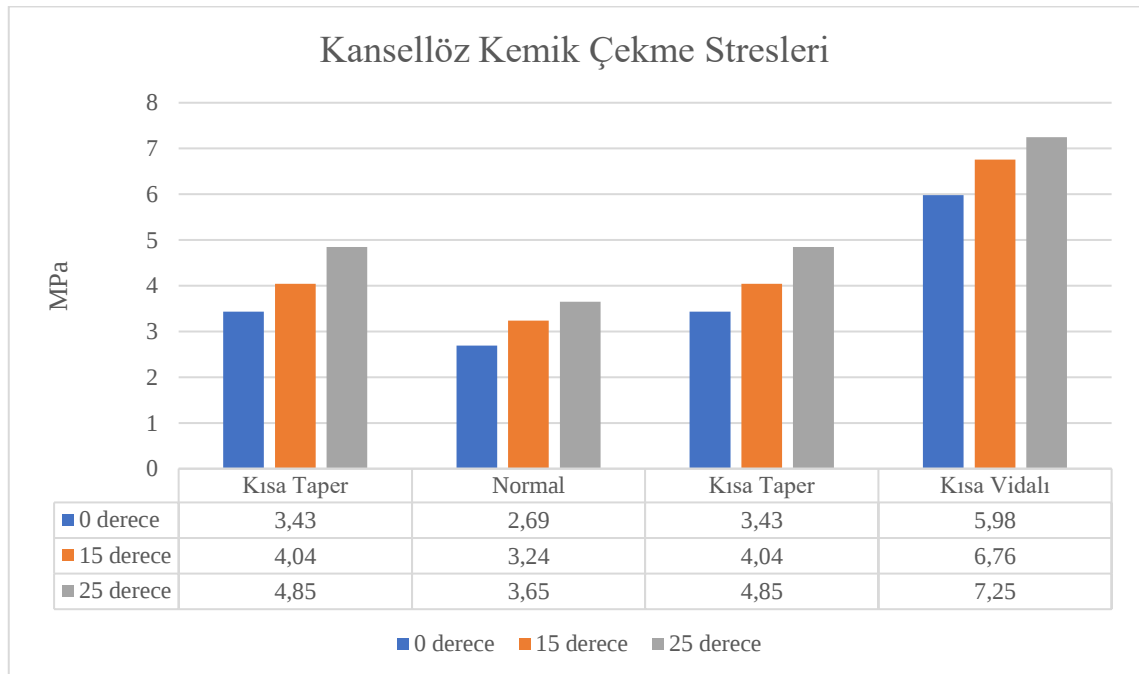
Şekil 4.54. Kısa Vidalı 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Basma Stres Değerleri

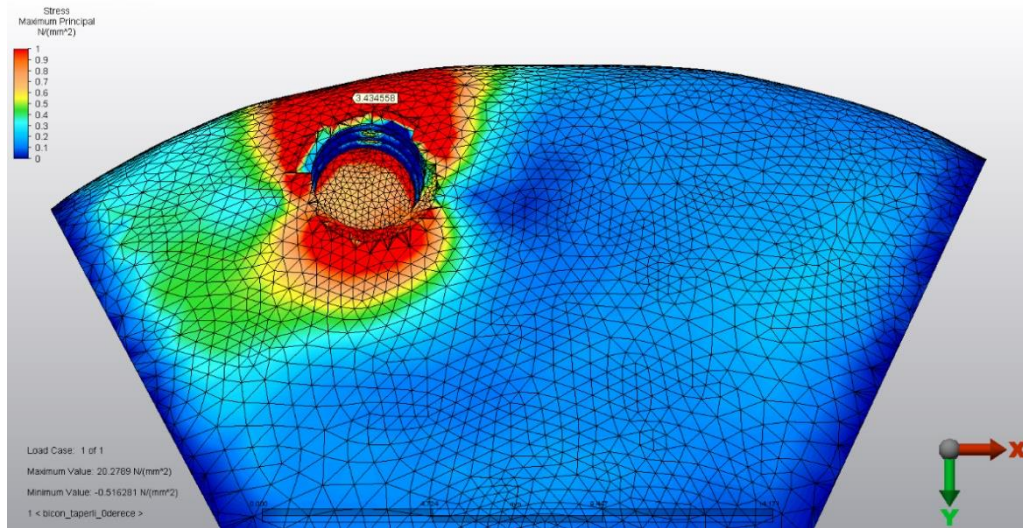
4.7. Kansellöz Kemikteki Çekme Streslerinin Karşılaştırılması

Kuronlara uygulanan fonksiyonel yüklemekten sonra kansellöz kemikte oluşan çekme stresleri implantın kemikten uzaklaştırılmasından sonra oklüzal yüzden incelendi. Kansellöz kemikte oluşan çekme stresleri incelenirken en yüksek değerler dikkate alındı. Oluşan yüksek stresler kırmızı renkte gösterilip, en yüksek stres değerlerinin her modelin bukkal yüzünde oluştuğu tespit edildi.

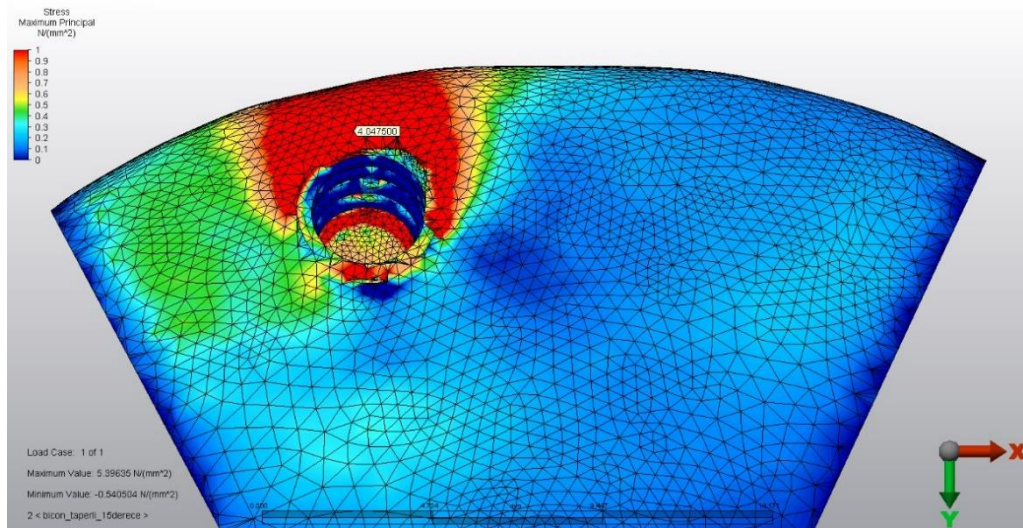
Kısa Taper ve Normal grupları arasında en yüksek çekme stresi 4.85 MPa ile Kısa Taper 25° olurken, en düşük çekme stresi 2.69 MPa ile Normal 0° oldu. Her üç grupta da açının artmasıyla değerlerin arttığı tespit edildi. Kısa Taper 0°'de tespit edilen stres değeri, Normal 25°'den % 6 ve Kısa Vidalı 0°'den % 42.6 daha düşük bulundu. Her üç grup aynı açılarda incelendiğinde en yüksek değerlerin Kısa Vidalı'da olduğu tespit edildi (Tablo 4.7.).

Tablo 4.7. Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri

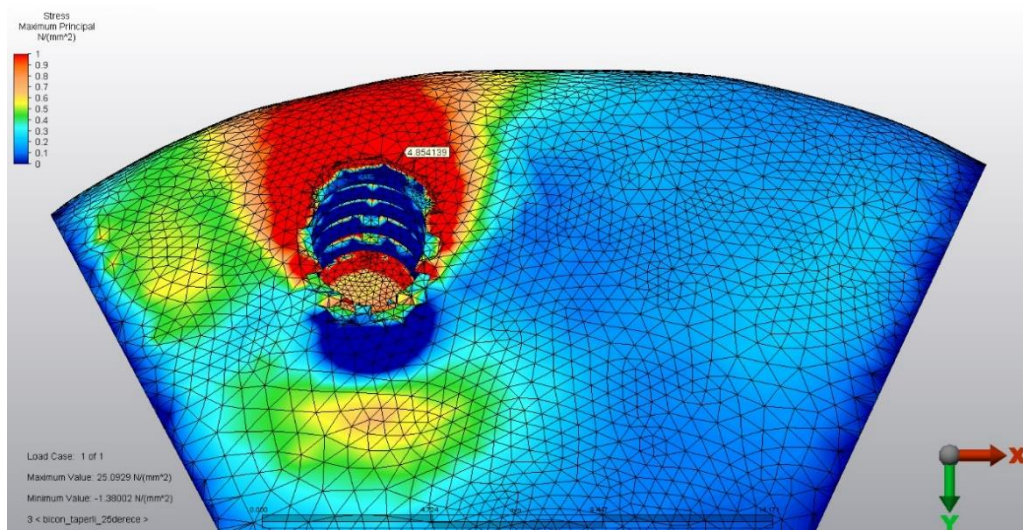




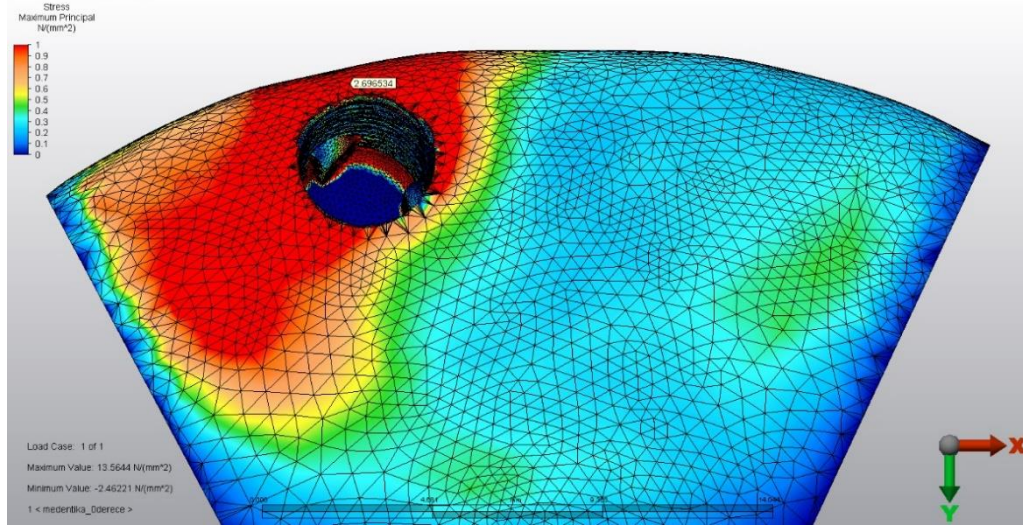
Şekil 4.55. Kısa Taper 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



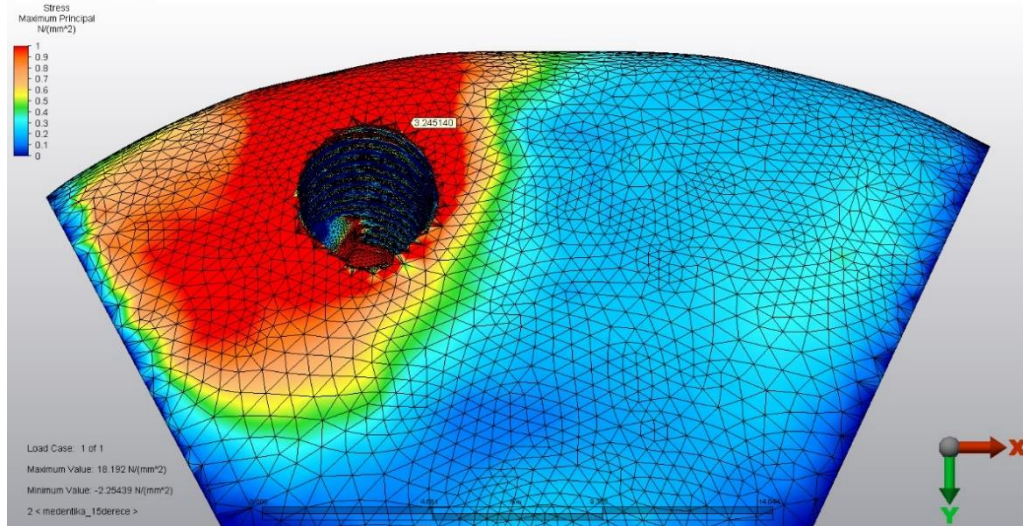
Şekil 4.56. Kısa Taper 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



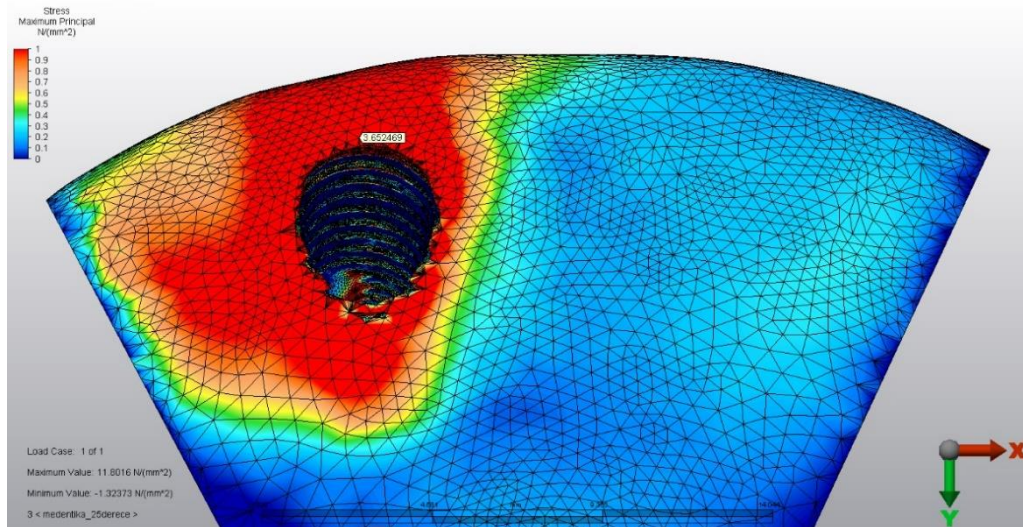
Şekil 4.57. Kısa Taper 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



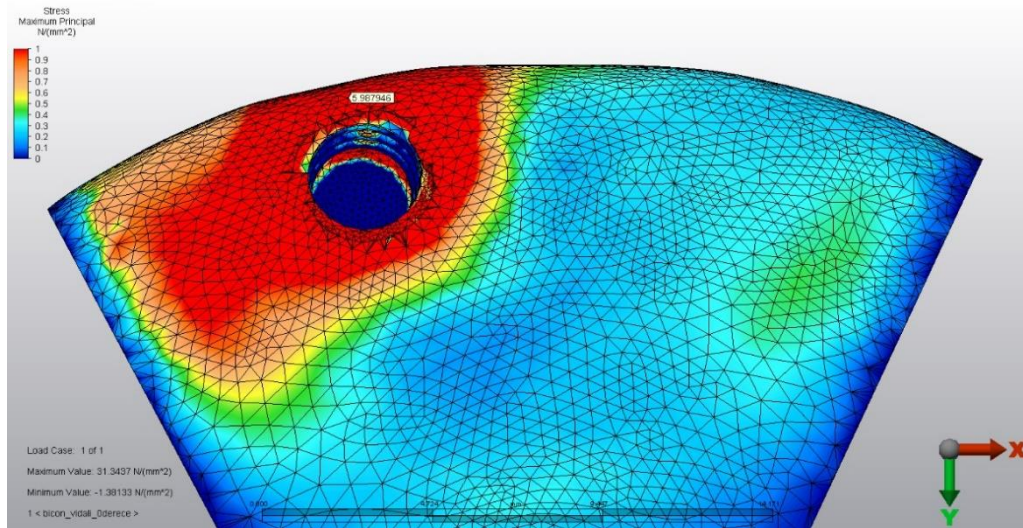
Şekil 4.58. Normal 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



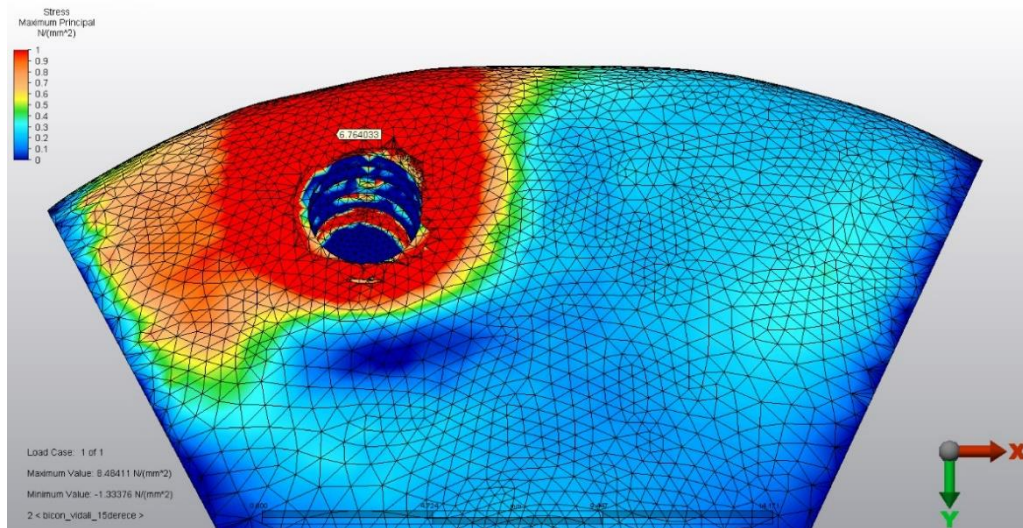
Şekil 4.59. Normal 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



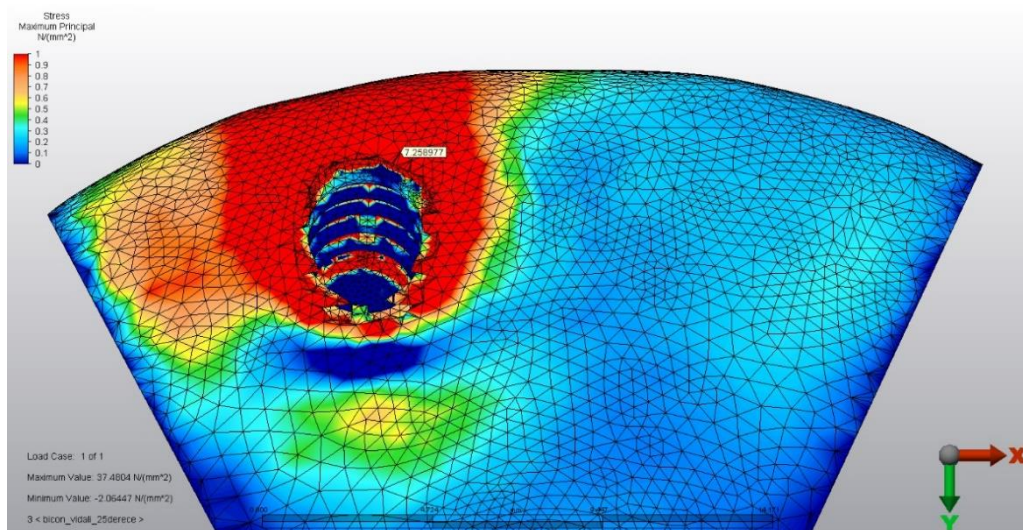
Şekil 4.60. Normal 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



Şekil 4.61. Kısa Vidalı 0° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



Şekil 4.62. Kısa Vidalı 15° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri



Şekil 4.63. Kısa Vidalı 25° Kansellöz Kemik Üzerindeki Çekme Stres Değerleri

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, farklı açılarda 11 numaralı bölgeye uygulanan implantların neden olduğu stres dağılımları karşılaştırılmıştır. Bu sonuçlar doğrultusunda, kısa ve 0° açıyla yerleştirilen implantın normal ve açılı yerleştirilen implanta göre kuron, implant, kortikal kemik basma, kansellöz kemik basma ve çekme stresleri bakımından daha az stres değerleri oluşturduğu belirlenip, normal diş pozisyon anatomisine uygun yerleştirilen kısa implantın açılı yerleştirilen normal implanta kıyasla dental dokularda ve implant sisteminde daha az stres birikimine neden olacağı birinci hipotezimiz kısmen kabul edilmiştir. Kısa implanttaki vidalı ve vidasız sistem karşılaştırıldığında ise vidasız sistemin kuron, implant, abutment, kortikal kemik basma, kansellöz kemik basma ve çekme stresleri bakımından vidalı sistemden daha az stres oluşturacağı sonucuna varılmıştır. İkinci hipotezimiz kabul edilmiştir.

Maksiller ön bölgedeki diş eksiklikleri genellikle sabit restorasyonlar ile rehabilite edilmektedir. Dental implantlar, hastaların fonksiyonel ve estetik beklentilerinin artmasıyla tedavi seçeneklerinde önemli bir yer almaktadır. Yapılan çalışmalar hem tek diş eksikliği^{134,135}, hem de kısmi dişsizliklerde implant tedavilerinin başarılı olduğunu göstermiştir.^{136,137}

Kısa implantlar, sinüs ogmentasyonu gibi karmaşık bir cerrahi prosedürü ve rezorbe mandibulada vertikal ogmentasyon teknikleri gerektiren olgularda uzun implantlara göre daha konservatif ve etkili bir seçenektir.^{34,35} Griffin ve Cheung¹³⁸'a göre, kısa implantlar düşük başarı oranları ile ilişkilendirilmiştir. Ancak Misch ve ark.¹³⁹ ve Ravidà ve ark.¹⁴⁰'na göre kısa implantların iyi sağkalım oranı gösterdiği ve bu nedenle kısa implantların atrofik kemiklerde bir seçenek olarak düşünülebileceğini belirtilmiştir. Lee ve ark.¹⁴¹ dört kısa implanttaki kırılma riskini incelemiş ve kırığın sadece bir modelde oluştuğunu ve geri kalan 10⁷ döngü içinde herhangi bir kırığa rastlanmadığını bildirmiştir.

Kısa implantlar gelişen teknoloji ile bazı durumlarda uzun implantlara alternatif bir tedavi seçeneği olarak görünmektedir.

Osseointegrasyonun diş hekimliğinde yer bulmasıyla geniş kullanım alanı kazanan dental implantlar yüksek başarı oranına sahiptir.^{142,143} Yıllar önce çene kemiğine uygulanan implantın osseointegre olup uzun yıllar ağızda kalması başarı olarak görülürken günümüzde, estetik faktörlerinde önemli olduğu kabul edilmiştir.¹⁴⁴ Belser ve ark.¹⁴⁵ ön bölgeye yerleştirilen implantların diğer bölgelere yerleştirilenlerle aynı başarı oranına sahip olduğunu belirtmiştir. Henry ve ark.¹⁴⁶ ön bölgeye uygulanan implantların % 96 başarı oranına sahip olduğunu ve bu implantlarda % 9 oranında estetik problemlerin görüldüğünü belirtmiştir.

Diş hekimliğinde yapılan implant destekli protezlerin başarı ölçütleri maruz kaldıkları stres birikimiyle ilgilidir. Bu nedenle implant üstü protezlerin uzun dönem başarısı için biyomekanik faktörlerin değerlendirilmesi önemlidir.¹⁴⁷ İmplant ve doğal dişlerin çiğneme kuvvetlerine tepkileri farklıdır^{11,12} ve bu fark periodontal ligament varlığıyla ilişkilendirilir.¹⁵ Bu yapılardaki biyomekanik analizler, biyomateryallerin çeşitliliği, dental anatomi ve mikroyapısal farklılıklardan dolayı zorlaşmaktadır. Bu farklılıkların implant ve çevre dokulardaki etkisini in vivo testlerle belirlemek maliyet ve etik problemler nedeniyle neredeyse imkansızdır.¹⁴⁸ Bu nedenle bu tarz çalışmaların in vitro yapılması daha popüler hale gelmiştir. Son yıllarda dental yapıların stres analizinde SESA yöntemi kullanılmaya başlanmıştır.¹⁴⁸⁻¹⁵¹ SESA, materyallerin özelliklerini standardize edip^{10,83,92,152}, karmaşık yapılardaki stres analizlerini değerlendirmek için kullanılan analitik bir yöntemdir.⁸³

SESA'nde, farklı mekanik özelliklere sahip cisimlerin matematiksel modellemeleri yapıp stres altında gösterdikleri davranışlar incelenir. Modeller gerçekliğin basitleştirilmiş halidir. Bu basitleştirme çok dikkatli ve her zaman

değerlendirilmesi yapılacak olan soruna uygun yapılmalıdır. Modellenen cisimlerin geometrileri, sınır koşulları, materyal özellikleri ve yükleme koşulları değiştirilerek hassas değerler alınabilmektedir.¹⁵³ Modellemenin gerçeğe uygun yapılması implant sistemi, restorasyon ve kemikteki kuvvet dağılımını hassaslaştırarak doğru değerlendirmelere olanak sağlar⁸³ ve yapılan diğer çalışmalar, SESA'nin diğer yöntemlerle karşılaştırılmasında tutarlı sonuçlar elde edildiğini göstermiştir. SESA'nin diğer avantajları da düşünüldüğünde bu tez çalışmasında kullanılmasına karar verilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde değerlendirilmesi yapılacak olan cismin tamamının mı yoksa sadece çalışılacak alanın mı modellenmesi gerektiği belirtilmemiştir. Meijer ve ark.¹⁵⁴ yaptıkları çalışmada; alt çenenin tam modeli, mental foremanler arası bölgenin 3D ve 2D modelleri olmak üzere 3 farklı model oluşturmuşlar, mental foremenler arası 3D modelin değerlendirme için yeterli olduğunu ve sadece çalışılacak bölgenin modellenmesinin araştırmacıya zaman tasarrufu ve analiz kolaylığı sağlayacağını belirtmişlerdir.^{153,154} Texeira ve ark.¹⁵⁵ implantlardan 4.2 mm uzaklıkta modellenen kemik yapılarının, analizde etkisinin olmadığı sonucuna varmışlardır. Tada ve ark.¹⁵⁶ yaptıkları çalışmada, mandibulanın kutu şekilli modellemesini kullanıp, daha kesin ve hızlı sonuçlar aldıklarını belirtmişlerdir. Bu sonuçlar ışığında, bu tez çalışmasında sadece analizlenmek istenen bölgenin modellenmesinin yapılması tercih edilmiştir.

SESA çalışmalarında implant ve kemik ara yüzünün sıkı bir bağlantı içinde olduğu varsayılmıştır.^{157,158} Ancak kemik ve implant arasında in vivo koşullarda hiçbir zaman % 100 bir osseointegrasyon sağlanamamaktadır.⁸³ Yapılan histolojik çalışmalarda bu bağlantının ortalama % 61.3 olduğu belirtilmiştir.¹⁵⁹ Bu tez çalışmasında implant-kemik bağlantısının % 100 olduğu kabul edilmiş ve analiz sonuçlarında yapılacak olan değerlendirmede bu durum dikkate alınmıştır.

SESA yönteminde güvenilir sonuçlar elde edilmesindeki bir diğer önemli faktör de eleman ve düğüm sayısıdır. Meijer ve ark.¹⁵⁴ gerçeğe yakın sonuçlar elde etmenin düğüm ve eleman sayısı ile doğru orantılı olduğunu belirtmiştir. SESA yönteminde güvenilir sonuçlar elde etmek için düğüm sayılarının en az 30.000-200.000, eleman boyutlarının ise 150-300 μm arasında olmasının gerektiği ve 300 μm 'den büyük elemanlarda yanlış sonuçlar elde edilebileceği bildirildiğinden¹⁴⁸ bu tez çalışmasında düğüm sayıları 66.379-148.157, eleman sayıları ise 313.143-782.901 arasında tasarlanarak mümkün olduğunca fazla tutulmuştur.

Maksiller ön bölge yükleme koşulları incelendiğinde farklı doğrultularda farklı kuvvetlerde yüklemelerin yapıldığı görülmüştür. Sadrimanesh ve ark.¹⁶⁰ kuronun insizal kenarından 3 mm apikalde 146 N, Saab ve ark.¹³¹ kuronun singulum bölgesinden 130° açı ile 178 N, Hasan ve ark.¹⁶¹ singulum bölgesinde 150 N, Clelland ve ark.¹⁶² abutmentin uzun aksında 178 N, Tian ve ark.¹⁶³ destek kemiğin vertikal aksında 100 N, Arun Kumar ve ark.¹⁶⁴ abutmentin uzun aksında 178 N, Paul ve ark.¹³² implantın uzun aksında 100 N ve 135° oblik 50 ve 150 N, Karabudak ve ark.¹³³ mandibular keser dişin insizalinden 114.6 N kuvvet uygulamıştır. Literatürde görüldüğü üzere hangi doğrultuda ne kadar kuvvet uygulandığı konusunda bir fikir birliği yoktur. Bu tez çalışmasında, klinik koşulları en iyi taklit edeceği düşünülen Karabudak ve ark.¹³³'nın kullandığı 114.6 N kuvvet miktarı ile Saab ve ark.¹³¹ ve Paul ve ark.¹³²'nin kullandığı implantın uzun aksına 135° açı ile singulum bölgesine uygulanan kuvvet doğrultusu tercih edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda, SESA parametrelerinin farklı olması nedeniyle elde edilen sonuçların nicel olarak değerlendirilemeyeceği belirtilmiştir.¹⁵⁴ SESA değerlerinin varyansı olmayan matematiksel değerler olmasından dolayı istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Sonuçlar, stresin dağılımlarının karşılaştırılması ile nitel olarak

yapılabilmektedir. Diğer SESA çalışmaları olduğu gibi bu tez çalışmasında da istatistiksel analiz yapılmamıştır.¹⁶⁵

SESA yönteminde von Mises, maksimum asal ve minimum asal gerilme değerleri karşılaştırılmaktadır.^{154,166,167} Kemik gibi kırılğan materyallerde asal gerilme değerlerinin kullanılması daha anlamlı olmaktadır.¹⁵⁴ Maksimum asal gerilme en yüksek çekme gerilmelerini, minimum asal gerilme en yüksek basma gerilmelerini göstermektedir. Çekilebilir materyaller için ise von Mises gerilim stresleri daha anlamlı olmaktadır. Bu tez çalışmasında, kemikler için maksimum ve minimum asal gerilme değerleri, implant, abutment ve krun için ise von Mises gerilme değerleri kullanılmıştır.

Restorasyon tipinden bağımsız olarak bütün oklüzal yükler kemik yapısına iletilmektedir. İmplantın çevresindeki kemik kalitesi ve osseointegrasyon miktarı kemiğe iletilecek oklüzal kuvvet miktarını etkilemektedir. Kortikal kemiğin elastisite modülünün kansellöz kemikten fazla olması onu deformasyonlara karşı daha dayanıklı yapmaktadır. Asal gerilme değerleri; kemik-implant ara yüzünde, kemik rezorbsiyonu ve kaybına neden olacak risk göstergeleridir. İnsan kortikal kemiğinin basma streslerine dayanımı 167-205 MPa iken çekme streslerine dayanımı 121-135 MPa'dır.^{52,168} Kansellöz kemiğin ise streslere dayanımı 1-20 MPa arasında değişmektedir.^{52,168} SESA yönteminde değerlerin bu sınırları geçmemesi sonuçların güvenilirliği açısından önemli bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında oluşan gerilme stresleri yapıların fizyolojik tolerans sınırlarını aşmamıştır.

İmplant biyomekaniğinin değerlendirildiği SESA çalışmaları, oblik kuvvetlerin, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yüksek stres birikimleri oluşturduğu belirtilmiştir.¹⁶⁹ Papavasiliou ve ark.¹⁵⁸ tek diş implantları değerlendirdikleri çalışmaları, stres birikiminin implantın bukkal kortikal kemiğinde yoğunlaştığı sonucuna varmıştır. Quirynen ve ark.¹⁷⁰ periimplanter dokuları inceledikleri klinik

araştırmalarında, implant üzerine gelen aşırı yüklerin marjinal kemik kaybı oluşturduğu sonucuna varmıştır. Meyer ve ark.¹⁷¹,’nın yaptıkları SESA çalışmasında da implant üzerine gelen yük artışının kemik yıkımına sebep olacağı bildirilmiştir.

Bu tez çalışmasındaki kansellöz kemikte oluşan maksimum çekme stresleri implantın bukkal yüzünde oluşmuştur. Saab ve ark.’nın maksilla ön bölgedeki abutment açılarını değerlendirdikleri SESA çalışmalarında, kansellöz kemikteki çekme streslerinin implantın palatal yüzünde oluştuğu belirtilmiştir. Cansever ve Bayındır¹⁷²,’ın maksiller ön estetik bölgede yaptıkları SESA çalışmalarında kansellöz kemikteki maksimum çekme stresleri implantın bukkal yüzünde oluşmuş ve bu durum bu tez çalışmasıyla örtüşmüştür.

Abutment basamak tasarımı bu tez çalışması için yuvarlatılmış shoulder basamak tipi olarak seçilmiştir. Miura ve ark.¹⁷³ 2018’de yaptıkları monolitik zirkonya restorasyonlardaki basamak çeşitleri araştırmalarında yuvarlatılmış shoulder basamağın abutment materyalinden bağımsız olarak daha düşük maksimum asal gerilme değerleri oluşturduğunu ve stresi en aza indirmek için bu basamak tipinin uygun bir geometriye sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Marjinal adaptasyon, restorasyon marjinde prepare edilen diş ile restorasyon iç duvarı arasındaki dik mesafenin ölçölmesiyle belirlenir.¹⁷⁴ İnternal adaptasyon ise restorasyon iç duvarından prepare edilen yapının aksiyel duvarı arasındaki dik mesafe olarak tanımlanır.¹⁷⁴ Yuvarlatılmış shoulder ve chamfer basamak tipleri çeşitli seramik sistem üreticileri tarafından önerilmektedir. Ancak Yu ve ark.¹⁷⁵ 2019’da yaptıkları derleme ve meta-analizde chamfer basamak bitimli seramik restorasyonların shoulder bitimlilerden daha geniş marjinal boşluklara sahip olduklarını belirtmiştir. Bu sonuçlardan dolayı; bu çalışmada, restorasyon marjinde yuvarlatılmış shoulder bitim tercih edilmiştir. Tam seramik kuronlar için önerilen bitiş çizgisi (basamak) derinlikleri

0.5 ila 1.0 mm arasında değişmektedir.¹⁷⁶⁻¹⁸⁰ Bu çalışmadaki abutmentlerin basamak derinlikleri 0.5 mm olarak tasarlanmıştır.

Total oklüzal konverjans (TOK), diş preparasyonunun temel ilkelerinden birini oluşturan, iki aksiyel duvar arasında kalan açının toplamıdır.¹⁸¹ Wilson ve Chan¹⁸², 1994'te maksimum retansiyonun 6° ila 12° TOK arasında meydana geldiğini bildirmişlerdir. Shillingburg ve ark.¹⁷⁶ tarafından yeterli retansiyon için bu açının 10° ila 22° arasında kalması gerektiğini ifade edilmiştir. Tiu ve ark.¹⁸³ TOK'ın preparasyon için çok önemli bir parametre olduğunu ve bu konudaki tavsiyelerin 2°-5°'den 10°-22°'ye yükseldiğini belirtmiştir. Goodacre ve ark.¹⁸¹ iki aksiyel duvar arasındaki ideal TOK'ın 10° ila 20° arasında olmasını desteklemiştir. Bu çalışmadaki abutment TOK açıları toplamı 10° olarak belirlenmiş ve her aksiyel duvarda 5°'lik bir taper açısı hazırlanmıştır.^{176,181-183}

Oklüzo-servikal uzunluk önemli diş preparasyon parametrelerinden bir tanesidir. Maxwell ve ark.¹⁸⁴ minimal TOK'a (6°) sahip maxiller anterior retorasyonlarda 1,2,3 ve 5 mm.'lik oklüzo-servikal uzunluğu değerlendirmiş ve oklüzo-servikal uzunluğun minimum 3 mm olması gerektiğini ifade etmişlerdir. Woolsey ve Matich¹⁸⁵ 3 mm oklüzo-servikal uzunluğun sadece 10° TOK'ta yeterli direnci sağladığını belirtmişlerdir. Goodacre ve ark.¹⁸¹ 10° ila 20°'li TOK'a sahip kesici dişlerde oklüzo-servikal uzunluğun minimum 3 mm olması gerektiğini belirtmiştir. Bu tez çalışmasında kullanılan abutmentlerin oklüzo-servikal uzunluğu 4.5 mm olarak belirlenmiştir.^{181,184,185}

SESA çalışmalarında etkilerinin düşük olması nedeniyle siman cinsi ve siman kalınlığı genellikle değerlendirme kriterleri arasında bulunmamaktadır. Lee ve ark.¹⁴¹ kısa implantlardaki eksternal ve internal abutment bağlantılarını karşılaştırdıkları çalışmalarında siman aralığını oklüzal yüzde 0.2 mm diğer yüzeylerde ise 0.03 mm olarak saptamışlardır. Bu tez çalışmasında da; siman aralığı, oklüzal yüzeyde 0.2 mm, aksiyel

ve basamak yüzeylerinde ise 0.03 mm olarak belirlenmiştir. Siman cinsi olarak da monolitik zirkonyanın düşük ışık geçirgenliğinden dolayı dual-cure rezin siman bu çalışmada tercih edilmiştir.

Çekilebilir materyallerde asal gerilme streslerinden ziyade von Mises stres değerleri önem taşımaktadır. Akma (yield) dayanımı aşıldığında materyal elastik özelliğini kaybetmektedir ve bu durum akma dayanımı terimini von Mises stres değerleri için önemli kılmaktadır.^{85,137} Chelland ve ark.¹⁶² oklüzal yüklerin ideal koşullarda metalde yorgunluğa sebep olmadığını belirtmişlerdir. Grade 4 titanyum materyalinin dayanım noktası 485 MPa iken grade 5 titanyum materyalinin dayanım noktası 729-817 MPa arasında değişmektedir.¹⁸⁶ Bu tez çalışmasında kullanılan normal implant dışındaki bütün titanyum içerikli yapılar grade 5 titanyumdur ve bulunan stres değerlerinden hiçbiri belirtilen akma dayanım değerlerini geçmemiştir. Bu sebeple, çalışmamızdaki en yüksek von Mises stres değerlerine göre implant ve abutment yapılarında herhangi bir başarısızlık söz konusu değildir.

Bir implantın makrotasarımı, fonksiyonel yük iletimi ve primer stabilite açısından oldukça önemlidir.⁶² Bourauel ve ark.¹⁸⁷ yaptıkları çalışmada makrotasarımları, boyları ve çapları farklı olan sekiz kısa implant markasının 300 N oklüzal kuvvet altında kemikte oluşturduğu stres birikimlerini, SESA yöntemi ile karşılaştırmıştır. İmplantı çevreleyen kemikteki en büyük stres miktarının 5.0 mm çapında 5 mm uzunluğundaki (429 MPa) kısa implantta olduğu belirtilen bu çalışmada ikinci en büyük stres miktarı 4.1 mm çapında 6 mm uzunluğundaki (390 MPa) kısa implantta oluşmuştur. Çapları, boyları ve makrotasarımları farklı diğer kısa implant markalarında ise kemik stres miktarları 280 ila 315 MPa arasında değişkenlik göstermektedir. Bu tez çalışmasında da makrotasarımları ve boyları birbirinden farklı kısa ve normal implantlar kullanılmış ve implantları çevreleyen kemikteki stres birikim değerleri karşılaştırılmıştır. Kortikal ve kansellöz

kemikteki basma ve çekme stres değerlerinin karşılaştırıldığı bu tez çalışmasında stres birikim alanları ve değerleri bakımından farklılıklar bulunmuştur.

İmplant üstü sabit protezlerde metal destekli porselen restorasyonların kullanılması standart tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir.¹⁸⁸ Tam seramiklerle restore edilen implant üstü protezlerde, alttaki titanyum abutmentin restorasyondaki rengi etkileyebileceği belirtilmiştir.¹⁸⁹ Monolitik zirkonya restorasyonlar, yaşlandırma teknikleri ve diş preparasyon şekilleri ne olursa olsun genellikle yüksek kırılma direnci göstermiştir.¹²⁵ Maskeleme yetenekleri de zirkonyaya implant destekli sabit protezlerde önemli bir avantaj sağlamaktadır. Bu sistemde zirkonya, tabakalı sistemdeki bağlantı sorunu olmadan full kuron olarak CAD/CAM ile imal edilir. Bu tez çalışmasında, tasarlanan monolitik zirkonya kuronlarda oluşan streslerin implant boyu ve implant-abutment bağlantı tipi bakımından farklılıklar gösterdiği görülmektedir. Normal implantta üç açıda da stres birikimi en yüksek çıkmıştır. İmplant boyunun artışı restorasyona gelen stres miktarını ciddi oranda arttırmıştır. Bu artış, 25° Normal implantta 0° Kısa Taper implanta göre % 100'e yaklaşmıştır. İmplant-abutment bağlantı tipi bakımından vidasız bağlantının restorasyonda biriken stres bakımından avantajları görülmektedir. Biriken stres her üç açıda da vidasız bağlantı tipinde oldukça düşük bulunmuştur.

Bu tez çalışmasında, kortikal ve kansellöz kemikteki stres değerleri implantın kemik içindeki açısal pozisyonlarına göre karşılaştırılmıştır. Bulunan değerler incelendiğinde; kuronun insizo-servikal eksenine göre implantın açısının artması, kortikal ve kansellöz kemikte biriken stres miktarını arttırmıştır. Kısa Taper grubu kortikal kemiğinde ise çekme stresleri açının artmasıyla azalmıştır. Buna ek olarak, aynı açılardaki kısa ve normal implantlar arasında da stres değer farkları olduğu gözlenmiştir. Sadrimanesh ve ark.¹⁶⁰'nın çalışmasında açıları farklı yerleştirilen implantlara ve açılı

abutmentlere uygulanan restorasyonun kemikte oluşturduğu von Mises stres değerleri incelenmiştir. Kuronların insizal kenarının 3 mm altına 146 N ısırma kuvveti uygulanan bu çalışmada 0°, 15° ve 20° açılı abutmentler kullanılmıştır. Bu çalışmada, abutmentlerdeki açı artışının, kortikal kemiğin von Mises streslerinde artışa sebebiyet verdiği ve stres birikim yerlerinin implantların boyun hizasındaki kemikte toplandığı belirtilmiştir. Clelland ve ark.¹⁶²'nin 0°,15° ve 20° açılı abutmentler kullandıkları çalışmalarında, abutment açısındaki artışın, basma ve çekme stres birikiminde artışa neden olduğu belirtilmiştir. Bu tez çalışmasındaki bulgular; stres birikim lokalizasyonu ve açının stres miktarına etkisi bakımından, Sadrimanesh ve ark.¹⁶⁰ ve Clelland ve ark.¹⁶²'nin çalışmalarıyla tutarlı bulunmuştur.

Guguloth ve ark.¹⁹⁰ 2019 yılında yaptıkları çalışmada 0°, 15° ve 25° açılı abutmentler uygulanmış zirkonya ve titanyum implantlardaki implant-abutment, implant-kemik ara yüzü ve üst yapı stres dağılımlarını değerlendirmiştir. Zirkonya implantın elastisite modülü 200.000 MPa, poisson oranı 0.31 iken titanyum implantın elastisite modülü 110.000 MPa, poisson oranı 0.35'tir.¹⁹⁰ Bu çalışmada, abutmentlerdeki açı artışının implant-kemik ve implant-abutment ara yüzündeki von Mises stres değerlerinde artışa sebep olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, titanyum implant gruplarındaki üst yapılarda da açının artması ile stres değerleri artmıştır. Bu çalışmada, 0° abutmentlerin kullanıldığı zirkonya ve titanyum implantlardaki implant-abutment, implant-kemik arayüzü ve üst yapı stres değerlerinin birbirine yakın olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, 25° abutmentlerin kullanıldığı zirkonya ve titanyum implantlardaki implant-kemik arayüzü stres farkının çok belirgin olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada açı artışı yapılara gelen stres miktarını arttırmış olup bu bulgu bu tez çalışmasıyla örtüşmektedir. Bu tez çalışmasında, 0° açılı taper kısa, normal ve vidalı kısa implant gruplarındaki kuron stres değerlerinde farklılıklar bulunmuştur. 0° Normal implant kuronundaki stres değeri, 0° Kısa Taper'dan

daha yüksek, 0° Kısa Vidalı'ya göre ise benzer bulunup implant-abutment bağlantısının bu konuda önemli bir belirleyici olduğu sonucuna varılmıştır. 0° Normal implantın kortikal kemikteki basma stres değeri, 0° Kısa Vidalı'dan daha düşük, 0° Kısa Taper'e göre ise benzer bulunup implant boyunun bu konuda önemli bir belirleyici olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca implant-abutment bağlantı tipinin kısa implant kemiğindeki artmış stresi azaltabileceği sonucuna varılmıştır.

Bahuguna ve ark.¹⁹¹ maksiller anterior bölgede 0°, 10°, 15° ve 20° açılı abutmentlere oblik ve eksenel yükleme protokolü uygulamış ve bunların sonucu oluşan stres değerlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, abutmentlerdeki açı artışının basma ve çekme stres değerlerinde artmalara sebep olduğu fakat bu artışın, kemiğin fizyolojik tolerans sınırları içinde kaldığı belirtilmiştir. Çalışmaların birçoğu, açılı abutmentlerde stres miktarının fizyolojik tolerans sınırları içinde kaldığını belirtmektedir.^{162,191} Abutmentlerdeki açı artışı bu tez çalışmasında da stres değerlerinde artışa sebep olmuştur. Değerler tolerans sınırları içinde bulunmuş ve bu durum SESA çalışmasının güvenilirliğini arttırmak ile beraber daha önceki çalışmalar ile örtüşmektedir.

Rendohl ve Brandt¹⁹² 2020 yılında yaptıkları çalışmalarında taper implant-abutment bağlantısına sahip kısa implant sistemlerindeki açılı ve düz abutmentlerin oluşturduğu stres miktarlarını değerlendirmişlerdir. Farklı çapta fakat aynı boyda iki implantın kullanıldığı bu çalışmada abutment açıları 0° ve 20° olarak belirlenmiştir. Hem eksenel hem de oblik olarak 150 N yükleme protokolü kullanılan bu çalışmada sekiz adet 3D model oluşturulmuştur. Değerlendirmeler implant, abutment ve kemikte yapılmıştır. Bu çalışmada, tüm modellerde (implant, abutment ve kemik), eksenel yüklere kıyasla oblik yükler kullanıldığında ve düz abutment bileşenlerine kıyasla açılı abutmentler kullanıldığında gerilim konsantrasyonlarında artış olduğu belirtilmiştir. Taper implant-abutment bağlantı sistemine sahip bu implant sistemlerindeki açı artışı, abutmentlerdeki

ve implantlardaki von Mises stres değerlerini arttırmıştır. Bu tez çalışmasında kullanılan taper implant-abutment bağlantısına sahip kısa implant sistemindeki abutmentlerde oluşan von Mises stres değerleri açı arttıkça artma eğilimi göstermiş ve bu durum Rendohl ve Brandt¹⁹²,ın çalışmasıyla uyumlu bulunmuştur. Bu tez çalışmasında kullanılan Kısa Taper implantlardaki von Mises stres değerleri, 15° açıya kadar yükselme eğilimi göstermiş ve bu durum Rendohl ve Brandt¹⁹²,ın çalışmasıyla uyumlu bulunmuştur. 15° ve 25° açılardaki Kısa Taper implant von Mises stres değerlerinin ise birbirine yakın olduğu tespit edilmiştir. Rendohl ve Brandt¹⁹² çalışmasında sadece düz ve 20° açılı abutment sistemleri kullanmışlardır. Bundan dolayı; ileri çalışmalarda, 0° ve 15° arası açılara sahip implant-abutment sistemlerindeki von Mises streslerini değerlendirmenin faydalı olacağı düşünölmektedir.

García-Braz ve ark.¹⁹³ 2019 yılında yaptıkları çalışmada kısa implantlardaki implant-abutment bağlantı sistemlerini eksenel ve oblik yükler altında karşılaştırmışlardır. Taper implant-abutment bağlantısının; implant platformu bölgesinde ve marjinal kemik tepesinde, her iki yükleme konfigürasyonunda da vidalı olandan daha düşük bir stres konsantrasyonu sundukları ve böylece bitişik kemiğin daha iyi korunabileceği belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında, taper implant-abutment bağlantısına sahip kısa implanta inovatif bir tasarım ile vida tasarlanıp bağlantı tiplerini karşılaştırmak amacıyla vidalı bir kısa implant üretilmiştir. Yapılan değerlendirmede taper bağlantı sisteminin vidalı olana göre stres birikimi açısından daha avantajlı olduğu sonucuna varılmıştır.

Wu ve ark.¹⁹⁴ 2015 yılında yaptıkları çalışmada 0°, 10°, 20°, 30°, 40°, 50° ve 60° açılı abutmentlere eksenel (0°) ve oblik (15° ve 20°) yükleme yaparak periimplanter dokulardaki stres dağılımlarını değerlendirmişlerdir. Yükleme açıları implantların uzun aksına göre belirlenmiştir. İmplantların kemik içindeki pozisyonları sabit tutulan bu

çalışmada, abutmentlerin açılarında varyasyonlar oluşturulmuştur. Bu çalışmada, abutment açılanmasındaki artışla peri-implant kemik içindeki gerilim büyüklüğünün, eksenel yükleme altında artacağı, oblik yükleme altında ise artıp veya azalacağı belirtilmiştir. Ayrıca oblik yükleme altında biyomekanik olarak uygun peri-implant stres değerlerinin, abutmentlerin uygun açılandırılması ile elde edilebileceği belirtilmiştir.

Bu tez çalışmasında 0°, 15° ve 25° açılı abutmentler ve bu abutmentler ile uyumlu açıda kemiğe yerleştirilen implantlar kullanılmış ve yükleme protokolü olarak da kuronun uzun aksına 45° açı ile 114.6 N kuvvet uygulanmıştır. Modellerde implantların pozisyonları yerine kuronların pozisyonlarının sabit tutulması analizin klinik olarak gerçeğe yakınlığı açısından daha faydalı görülmüştür. Ancak çalışmamız üç farklı açı ile sınırlandırılmıştır. Dolayısıyla, kemik içinde farklı açı değerlerine sahip implantlardaki ve bunlara uygun abutmentlerdeki stres değerlerinin klinisyenler tarafından bundan sonra yapılacak olan SESA çalışmalarında araştırılmasının faydalı olacağı düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında, fonksiyonel yük altında üst çene ön bölge kemiğine farklı açılarda yerleştirilen kısa ve normal implantların stres dağılımına etkisi, standart kemik yoğunluğundaki tek implant üstü sabit restorasyonda SESA yöntemi ile incelenmiştir. Ayrıca, implant-abutment bağlantısının bu konudaki etkisi de değerlendirilmiştir. Bu tez çalışması, klinik koşulların mümkün olduğu kadar taklit edilmeye çalışıldığı ve matematiksel modeller üzerinden yoruma dayalı sonuçların elde edildiği, in vitro bir çalışmadır. SESA yöntemi, kullanılması düşünülen dental implant sistemleri hakkında bilgi vermektedir. Fakat sonuçlar kesin olarak alınmamalı ve SESA yönteminin sınırlamaları sonuçların değerlendirilmesi aşamasında akılda tutulmalıdır. Bu sebepten elde edilen sonuçların klinik araştırmalarla desteklenmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. İmplant-üstü sabit tek diş protezlerde kemikteki stres birikimi implantın boyun hizasında oluştu.
2. İmplant ve abutmentteki açı artışı kuronda von Mises stres değerlerini arttırdı. Ancak taper implant-abutment bağlantı sisteminde farklı açılarda birbirine yakın değerler bulundu. Kuronlardaki stres birikimi bakımından taper implant-abutment bağlantı sistemi daha başarılı bulundu.
3. Kısa Taper implant ve Normal implant 15°'den sonraki açılarda implantta stres değişikliklerine sebep olmadı.
4. İmplant ve abutmentteki açı artışı abutmentte von Mises stres değerlerini arttırdı. Kısa implantlarda abutment üzerine gelen stres miktarı implantın boyundan dolayı artış gösterdi. Kısa implanttaki taper implant-abutment bağlantı sistemi bu artışı bir miktar azalttı.
5. Kortikal kemikteki çekme stresleri normal implantta kısa implanta göre daha düşük bulundu. İmplantın uzun olması kortikal çekme streslerine göre avantajlı bulundu. İmplant-abutment bağlantı sistemleri düşünüldüğünde; vidanın, kortikal kemik çekme streslerini azalttığı gözlemlendi.
6. Açılı normal implant, 0° açılı kısa implant ile kıyaslandığında implantın kısa olması kortikal ve kansellöz kemikteki basma streslerini bir miktar azalttı. İmplant-abutment bağlantısı açısından kısa implantın taper bağlantılı olması bu stresleri daha da azalttı. 25° açılı kısa implantta ise basma streslerinde ciddi artış bulundu. Açılı kısa implanttaki fazla stresten dolayı kısa implantların kemiğe açılı gönderilmemesi ve implantın kemiğe açılı olarak

yerleştirilmesinin zorunlu olduğu olgularda normal implantların kullanılması önerilmektedir.

7. Kansellöz kemikteki çekme stresleri açısından 0° taper implant-abutment bağlantı sistemine sahip kısa implant, 25° normal implanta göre daha az stres oluşturdu. İmplant boyunun kısalması germe stresini arttırdı fakat taper implant-abutment bağlantı artan bu stresi başarı ile sönümledi. Kısa implantların kullanılacağı olgularda vidalıya nazaran taper implant-abutment bağlantı sisteminin tercih edilmesi önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Lindquist E, Karlsson S. Success rate and failures for fixed partial dentures after 20 years of service: Part I. *Int J Prosthodont*, 1998, 11(2):133-138.
2. Esposito M, Murray-Curtis L, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*, 2007(4):Cd003815.
3. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J*, 2003, 53(6 Suppl 2):409-443.
4. Fugazzotto PA. Evidence-based decision making: replacement of the single missing tooth. *Dent Clin North Am*, 2009, 53(1):97-129, ix.
5. Wical KE, Swoope CC. Studies of residual ridge resorption. Part I. Use of panoramic radiographs for evaluation and classification of mandibular resorption. *J Prosthet Dent*, 1974, 32(1):7-12.
6. Pietrokovski J, Sorin S, Hirschfeld Z. The residual ridge in partially edentulous patients. *J Prosthet Dent*, 1976, 36(2):150-158.
7. Pietrokovski J, Massler M. Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *J Prosthet Dent*, 1967, 17(1):21-27.
8. Pietrokovski J. The bony residual ridge in man. *J Prosthet Dent*, 1975, 34(4):456-462.
9. Parkinson CF. Similarities in resorption patterns of maxillary and mandibular ridges. *J Prosthet Dent*, 1978, 39(6):598-602.
10. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*, 2002, 30(7-8):271-282.

11. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*, 2014, 40(2):217-228.
12. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*, 2003, 14(1):97-102.
13. Rezende CE, Chase-Diaz M, Costa MD, et al. Stress Distribution in Single Dental Implant System: Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on an In Vitro Experimental Model. *J Craniofac Surg*, 2015, 26(7):2196-2200.
14. Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res*, 2013, 24(2):143-148.
15. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*, 2015, 114(1):59-66.
16. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, 1981, 52(2):155-170.
17. Knowles NC. *Finite element analysis. Comput Des*. 1984.
18. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2006, 9(4):257-270.
19. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res*, 1983, 62(2):82-86.

20. Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*, 1994, 72(4):367-372.
21. Ellis DK, Natali A. *Dental biomechanics*, 1st ed. New York, Taylor & Francis, 2003:1-19.
22. Irish JD. A 5,500 year old artificial human tooth from Egypt: a historical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004, 19(5):645-647.
23. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compend Contin Educ Dent*, 1995, 16(10):1060, 1062, 1064 passim.
24. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compend Contin Educ Dent*, 1995, 16(11):1132, 1134, 1136 passim.
25. Branemark PI. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scand J Clin Lab Invest*, 1959, 11 Supp 38:1-82.
26. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 1983, 50(3):399-410.
27. Reinhardt B, Beikler T. Dental implants. In: Shen JZ, Kosmac T (eds). *Advanced Ceramics for Dentistry*, 1st ed. Wyman Street, Waltham, MA, Elsevier, 2014:51-75.
28. Ulusoy M, Aydın AK. *Diş hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt 1, 2*. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 2005.
29. Sabeti MA, Rokn AR. Ch 3 Factors involved in single implants, Implant configuration. In: Torabinejad M, Goodacre C, Sabeti M (eds.) *History of Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations*, 1st ed. St. Louis, Missouri, Elsevier Inc., 2014:39-41

30. Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*, 2007, 33(5):257-266.
31. Annibali S, Cristalli MP, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Pilloni A. Short dental implants: a systematic review. *J Dent Res*, 2012, 91(1):25-32.
32. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*, 2006, 17 Suppl 2:35-51.
33. Neldam CA, Pinholt EM. State of the art of short dental implants: a systematic review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012, 14(4):622-632.
34. Esposito M, Grusovin MG, Rees J, et al. Interventions for replacing missing teeth: augmentation procedures of the maxillary sinus. *Cochrane Database Syst Rev*, 2010, 3:Cd008397.
35. Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: horizontal and vertical bone augmentation techniques for dental implant treatment. *Cochrane Database Syst Rev*, 2009, 4:Cd003607.
36. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1969, 3(2):81-100.
37. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*, 3rd ed. St Louis, Mosby Inc., 2008:27
38. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontol 2000*, 1998, 17:22-35.
39. Zinelis S, Thomas A, Syres K, Silikas N, Eliades G. Surface characterization of zirconia dental implants. *Dent Mater*, 2010, 26(4):295-305.

40. 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. *Int J Prosthodont*, 2004, 17(5):536-543.
41. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*, 1991, 25(7):889-902.
42. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clin Oral Implants Res*, 1996, 7(3):240-252.
43. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res*, 1998, 40(1):1-11.
44. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 1977, 16:1-132.
45. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*, 1998, 11(5):491-501.
46. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1999, 28(4):266-272.

47. Glauser R, Meredith N. Diagnostische möglichkeiten zur evaluation der implantatstabilität. *Implantologie*, 2001, 9(2):147-160.
48. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Albrektsson T (ed). *Tissue Integrated Prostheses: Osseo-Integration in Clinical Dentistry*, 1st ed. Chicago, Quintessence Pub Co, 1985.
49. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*, 2008, 8:32.
50. Resnik R. *Misch's Contemporary Implant Dentistry*, 4th ed. Canada, Elsevier Inc, 2021.
51. National Institutes of Health Consensus Development Conference. Statement on dental implants. *J Dent Educ*. 1988; 52(824–827): 13–15.
52. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*, 1975, 8(6):393-405.
53. Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*, 14th ed. St. Louis, Missouri, Elsevier Inc, 2019: 29-65.
54. Schweitzer JM, Schweitzer RD, Schweitzer J. Free-end pontics used on fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 1968, 20(2):120-138.
55. Crabb HS. A reappraisal of cantilever bridgework. *J Oral Rehabil*, 1974, 1(1):3-17.
56. Berner S, Dard M, Gottlow J, Molenberg A, Wieland M. Titanium-zirconium: A novel material for dental implants. *Eur Cells Mater*, 2009, 17(16):189-205.
57. ADA Council on Scientific Affairs. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc*, 2003, 134(3):347-349.

58. Spiekerman H. Department of Reviews and Abstracts-Color atlas of dental medicine: Implantology. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1998, 114(4):469.
59. Hanisch O, Lozada JL, Holmes RE, Calhoun CJ, Kan JY, Spiekermann H. Maxillary sinus augmentation prior to placement of endosseous implants: A histomorphometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999, 14(3):329-336.
60. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J. Periodontol*, 2004, 75(2):292-296.
61. American Society for Testing and Materials. *Surgical and Medical Devices*. Vol. 14.01. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1996.
62. Misch CE. *Dental implant prosthetics* 2nd ed. St Louis, Elsevier Inc, 2015: 499-552.
63. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993, 8(4):409-414.
64. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent*, 1999, 82(4):436-440.
65. Kuroe T, Caputo AA, Ohata N, Itoh H. Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence Int*, 2001, 32(2):111-118.
66. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*, 1996, 7(1):55-63.
67. Karaagaçlıoğlu L, Ozkan P. Changes in mandibular ridge height in relation to aging and length of edentulism period. *Int J Prosthodont*, 1994, 7(4):368-371.

68. Kovacic I, Celebić A, Knezović Zlatarić D, Stipetić J, Papić M. Influence of body mass index and the time of edentulousness on the residual alveolar ridge resorption in complete denture wearers. *Coll Antropol*, 2003, 27 Suppl 2:69-74.
69. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent*, 1972, 27(2):120-132.
70. Lam RV. Contour changes of the alveolar processes following extractions. *J Prosthet Dent*, 1960, 10(1):25-32.
71. Lăzărescu F. *Comprehensive Esthetic Dentistry*, 1st ed. Grafton Road, New Malden, Quintessence Publishing Co Ltd, 2019:530-556.
72. Saadoun AP, LeGall M, Touati B. Selection and ideal tridimensional implant position for soft tissue aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 1999, 11(9):1063-1072.
73. Misch C, Bidez M. Occlusion and crestal bone resorption: etiology and treatment planning strategies for implants. In: McNeill C (ed). *Science and practice of occlusion* Chicago, IL, Quintessence Publishing Co, Inc, 1997:473-486.
74. Ha C-Y, Lim Y-J, Kim M-J, Choi J-H. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011, 26(1):45-55.
75. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 2010;11:18-23.
76. Aydın C, Yaluğ S, Yılmaz C, Demirel E. Metal destekli ve desteksiz porselen köprülerde fotoelastik yöntem ile kuvvet dağılımının incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1995(2):62-64

77. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Craniomaxillofac Surg*, 2001, 29(2):100-105.
78. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1995, 10(3):295-302
79. Korkmaz FM. Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2008.
80. Çınar D. İki Farklı Kemik Tipinde Kron/İmplant Oranındaki Değişikliğin Stres Oluşumuna Etkisinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Ankara: Başkent Üniversitesi, 2007.
81. Ulusoy M, Aydın K. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt 1*, Ankara, Ankara Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2003(23):487-509.
82. Logan DL. *A first course in the finite element method*, 5th ed. Stamford, Cengage Learning, 2012: 2-27.
83. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001, 85(6):585-598.
84. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*, 2014, 4(3):200-203.
85. Çağlar A. Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile

- Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2003.
86. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil*, 2006, 33(3):209-215.
87. Cahoon P, Hannam A. Interactive modeling environment for craniofacial reconstruction. *International Society For Optics and Photonics Journal*, 1994, 2178:206-215.
88. Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Özdemir T. Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-assisted implant placement. Part I: Relationship of radiographic gray density and implant stability. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2013, 15(6):893-906.
89. Lee WH, Kim TS. Methods for high-resolution anisotropic finite element modeling of the human head: automatic MR white matter anisotropy-adaptive mesh generation. *Med Eng Phys*, 2012, 34(1):85-98.
90. Turkyilmaz I, Ozan O, Yilmaz B, Ersoy AE. Determination of bone quality of 372 implant recipient sites using Hounsfield unit from computerized tomography: a clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2008, 10(4):238-244.
91. Moeen F, Nisar S, Dar N. A step by step guide to finite element analysis in dental implantology. *Pakistan Oral & Dental Journal*, 2014, 34(1):164-169.
92. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2009, 2(5):410-432.
93. Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dent*, 2013, 22(4):406-413.

94. Doblaré M, Garcia J, Gómez M. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Eng. Fract. Mech*, 2004, 71(13-14):1809-1840.
95. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil*, 2004, 31(3):233-239.
96. Galli C, Guizzardi S, Passeri G, et al. Comparison of human mandibular osteoblasts grown on two commercially available titanium implant surfaces. *J Periodontol*, 2005, 76(3):364-372.
97. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996, 11(1):38-45
98. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2009, 2(5):410-432.
99. Tuna FK. Farklı Destek ve Gövde Boyutlarındaki Kantilever Köprülerde Fonksiyonel Streslerin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Analizi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2010.
100. Taşkınısel E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014, 24(Supplement 8):131-135.
101. Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Eser A, Ozden AU. Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: a 3-D FEM study. *Acta Odontol Scand*, 2012, 70(1):61-71.

102. Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E. Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dent*, 2010, 19(6):498-508.
103. Asar NV. İmplant Destekli İki Farklı Sabit Üst Yapı Tasarımının Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Farklı Kemik Tiplerine Göre Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2006.
104. Kurşunoğlu S. İmplant Boyu ve Çapının Yükleme Sonrası Oluşan Rezorpsiyona Etkisinin 3 Boyutlu Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2011.
105. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med*, 2008, 4:30.
106. Ghazal M, Steiner M, Kern M. Wear resistance of artificial denture teeth. *Int J Prosthodont*, 2008, 21(2):166-168.
107. Hahn R, Weiger R, Netuschil L, Bruch M. Microbial accumulation and vitality on different restorative materials. *Dent Mater*, 1993, 9(5):312-316.
108. Chai J, Chu F, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont*, 2007, 20(6):587-595
109. Moffa JP. Porcelain materials. *Adv Dent Res*, 1988, 2(1):3-6, 8-11.
110. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 1985, 29(4):621-644.
111. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996, 75(1):18-32.

112. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*, 1993, 51(1):59-64.
113. Kappart H. Festigkeit von Zirkonoxid-verstärkten Vollkeramik-brucken aus In-Ceram. *Dtsch Zahnzt Z*, 1995, 50:638-685.
114. Hornberger H, Marquis PM, Christiansen S, Strunk HP. Microstructure of a high strength alumina glass composite. *J. Mater. Res*, 1996, 11(4):855-858.
115. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53(4):297-303.
116. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*, 2006, 22(8):778-784.
117. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 2015, 28(3):227-235.
118. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 2009, 4(2):130-151.
119. Green DJ, Hannink RHJ, Swain MV. *Transformation toughening of ceramics*, 1st ed. Boca Raton, CRC press; 2018:16-54.
120. Garvie RC, Hannink R, Pascoe R. Ceramic steel?. *Nature*, 1975, 258(5537):703-704.
121. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 2009, 30(29):5279-5282.

122. Long H. Monolithic zirconia crowns and bridges. *Inside Dent*, 2012, 8:60-66.
123. Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent*, 2013, 22(1):66-70.
124. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont*, 2008, 17(5):370-377.
125. Mitov G, Anastassova-Yoshida Y, Nothdurft FP, von See C, Pospiech P. Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont*, 2016, 8(1):30-36.
126. Nelson SJ. *Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion*, 9th ed. St Louis, Saunders Elsevier, 2010:99-106
127. Yu S-H, Park W-H, Park J-J, Lee Y-S. A study on the various implant systems using the finite element stress analysis. *J Korean Acad Prosthodont*, 2006, 44(2):207-216.
128. Franco-Tabares S, Stenport VF, Hjalmarsson L, Johansson CB. Limited Effect of Cement Material on Stress Distribution of a Monolithic Translucent Zirconia Crown: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Prosthodont*, 2018, 31(1):67–70.
129. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*, 1997, 10(1):19-27.
130. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, 2005, 93(3):227-234.

131. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent*, 2007, 97(2):85-92.
132. Paul S, Padmanabhan TV, Swarup S. Comparison of strain generated in bone by "platform-switched" and "non-platform-switched" implants with straight and angulated abutments under vertical and angulated load: a finite element analysis study. *Indian J Dent Res*, 2013, 24(1):8-13.
133. Karabudak F, Zamanlou H, Yeşildal R, Bayındır F, Şen S. Düz ve açılı abutmentlere sahip titanyum ve zirkonyum dental implantların gerilme analizlerinin karşılaştırılması. *Engineer & the Machinery Magazine*, 2014, 55(652):35-42.
134. Creugers NH, Kreulen CM, Snoek PA, de Kanter RJ. A systematic review of single-tooth restorations supported by implants. *J Dent*, 2000, 28(4):209-217.
135. Gotfredsen K. A 5-year prospective study of single-tooth replacements supported by the Astra Tech implant: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2004, 6(1):1-8.
136. Romeo E, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Long-term clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism. Seven-year life table analysis of a prospective study with ITI dental implants system used for single-tooth restorations. *Clin Oral Implants Res*, 2002, 13(2):133-143.
137. Lekholm U, Gunne J, Henry P, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999, 14(5):639-645.

138. Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent*, 2004, 92(2):139-144.
139. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*, 2006, 77(8):1340-1347.
140. Ravidà A, Barootchi S, Askar H, Suárez-López Del Amo F, Tavelli L, Wang HL. Long-Term Effectiveness of Extra-Short (≤ 6 mm) Dental Implants: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2019, 34(1):68-84.
141. Lee H, Park S, Noh G. Biomechanical analysis of 4 types of short dental implants in a resorbed mandible. *J Prosthet Dent*, 2019, 121(4):659-670.
142. Leonhardt A, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clin Oral Implants Res*, 2002, 13(2):127-132.
143. Matarasso S, Rasperini G, Iorio Siciliano V, Salvi GE, Lang NP, Aglietta M. A 10-year retrospective analysis of radiographic bone-level changes of implants supporting single-unit crowns in periodontally compromised vs. periodontally healthy patients. *Clin Oral Implants Res*, 2010, 21(9):898-903.
144. Al-Sabbagh M. Implants in the esthetic zone. *Dent Clin North Am*, 2006, 50(3):391-407, vi.
145. Belser UC, Bernard JP, Buser D. Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 1996, 8(9):875-883; quiz 884.

146. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996, 11(4):450-455.
147. Gujjarlupudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RN. Predicting Peri-implant Stresses Around Titanium and Zirconium Dental Implants-A Finite Element Analysis. *J Indian Prosthodont Soc*, 2013, 13(3):196-204.
148. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 1999, 26(8):640-643.
149. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013, 28(1):e27-38.
150. Çağlar A, Bal BT, Aydın C, Yılmaz H, Özkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010, 25(1):95-103.
151. Çağlar A, Bal BT, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011, 26(5):961-969.
152. Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol (Rome)*, 2012, 5(1):11-20.
153. Yüzbaşıoğlu HE. İmplantüstü Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanılan Seramik İmplant Dayanaklarının Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi. Sağlık

Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 2006.

154. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil*, 1993, 20(2):147-157.
155. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 1998, 25(4):299-303.
156. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2003, 18(3):357-368.
157. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*, 2004, 91(2):144-150.
158. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*, 1997, 25(6):485-491.
159. Degidi M, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Bone contact around acid-etched implants: a histological and histomorphometrical evaluation of two human-retrieved implants. *J Oral Implantol*, 2003, 29(1):13-18.
160. Sadrimanesh R, Siadat H, Sadr-Eshkevari P, Monzavi A, Maurer P, Rashad A. Alveolar bone stress around implants with different abutment angulation: an FE-analysis of anterior maxilla. *Implant Dent*, 2012, 21(3):196-201.

161. Hasan I, Bourauel C, Keilig L, Reimann S, Heinemann F. The influence of implant number and abutment design on the biomechanical behaviour of bone for an implant-supported fixed prosthesis: a finite element study in the upper anterior region. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2011, 14(12):1113-1116.
162. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*, 1995, 4(2):95-100.
163. Tian K, Chen J, Han L, Yang J, Huang W, Wu D. Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: a finite element analysis. *Med Eng Phys*, 2012, 34(10):1526-1531.
164. Arun Kumar G, Mahesh B, George D. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *J Indian Prosthodont Soc*, 2013, 13(4):466-472.
165. Sevimay M. İmplant Üstü Kron Tasarımlarında Farklı Materyallerin Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2002.
166. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 2005, 32(4):273-278.
167. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998, 13(6):781-790.

168. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2001, 16(5):722-730.
169. Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol*, 2013, 39(4):425-431.
170. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res*, 1992, 3(3):104-111.
171. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Craniomaxillofac Surg*, 2001, 29(2):100-105.
172. Cansever S. Estetik Bölgede Kullanılan Farklı Hibrit Abutment ve İmplant Üstü Kronlarda Oluşan Stres Dağılımının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Uzmanlık tezi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2019.
173. Miura S, Kasahara S, Yamauchi S, Egusa H. Effect of finish line design on stress distribution in bilayer and monolithic zirconia crowns: a three-dimensional finite element analysis study. *Eur J Oral Sci*, 2018, 126(2):159-165.
174. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, 1989, 62(4):405-408.
175. Yu H, Chen YH, Cheng H, Sawase T. Finish-line designs for ceramic crowns: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, 2019, 122(1):22-30.e25.

176. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*, 3rd ed. Carol Stream, IL, Quintessence Publishing Co. Inc, 1997:433-454
177. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW. *Johnston's modern practice in fixed prosthodontics*, 4th ed. Philadelphia, PA: WB Saunders, 1986:24, 36-39, 249-255, 277-284.
178. Malone WFP, Koth DL. *Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics*, 8th ed. St. Louis, MO: Ishiyaku EuroAmerica, Inc; 1989:120.
179. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 5th ed. St. Louis Missouri, Elsevier, 2016:264-267.
180. Chiche GJ, Pinault A. All-Ceramic Crowns and Foil Crowns. In: Mclean JW, Jeanson EE, Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics*, 1st ed. Chicago, IL, Quintessence Publishing Co. Inc, 1994.
181. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*, 2001, 85(4):363-376.
182. Wilson AH, Jr., Chan DC. The relationship between preparation convergence and retention of extracoronary retainers. *J Prosthodont*, 1994, 3(2):74-78.
183. Tiu J, Al-Amleh B, Waddell JN, Duncan WJ. Clinical tooth preparations and associated measuring methods: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2015, 113(3):175-184.
184. Maxwell AW, Blank LW, Pelleu GB, Jr. Effect of crown preparation height on the retention and resistance of gold castings. *Gen Dent*, 1990, 38(3):200-202.
185. Woolsey GD, Matich JA. The effect of axial grooves on the resistance form of cast restorations. *J Am Dent Assoc*, 1978, 97(6):978-980.

186. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater. Sci. Eng. A*, 1998, 243(1-2):231-236.
187. Bourauel C, Aitlahrach M, Heinemann F, Hasan I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. *Biomed Tech (Berl)*, 2012, 57(1):21-32.
188. Leonhardt Å, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clin Oral Implants Res*, 2002, 13(2):127-132.
189. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res*, 2018, 29(1):20-27.
190. Guguloth H, Duggineni CR, Chitturi RK, Sujesh M, Ravvali T, Amiti RR. Correlation between abutment angulation and off-axial stresses on biomechanical behavior of titanium and zirconium implants in the anterior maxilla: A three-dimensional finite element analysis study. *J Indian Prosthodont Soc*, 2019, 19(4):353-361.
191. Bahuguna R, Anand B, Kumar D, Aeran H, Anand V, Gulati M. Evaluation of stress patterns in bone around dental implant for different abutment angulations under axial and oblique loading: A finite element analysis. *Natl J Maxillofac Surg*, 2013, 4(1):46-51.
192. de Souza Rendohl E, Brandt WC. Stress distribution with extra-short implants in an angled frictional system: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*, 2020, 124(6):728.e1-728.e9.
193. García-Braz SH, Prados-Privado M, Zanatta LCS, Calvo-Guirado JL, Prados-Frutos JC, Gehrke SA. A Finite Element Analysis to Compare Stress Distribution

- on Extra-Short Implants with Two Different Internal Connections. *J Clin Med*, 2019, 8(8):1103.
194. Wu D, Tian K, Chen J, Jin H, Huang W, Liu Y. A further finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Comput Math Methods Med*, 2015, 2015:560645.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Mehmet Fatih ÖZMEN Doğum Tarihi: 30.08.1989 Doğum Yeri: Selçuklu Medeni Hali: Evli Uyruğu: T.C. Vatandaşı Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Tel: 05339306262 Faks: - E-mail: mehmetfatihozmen@hotmail.com
Eğitim
Lise: Aldemir Atilla Konuk Anadolu Lisesi Lisans: Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: B seviyesi, YÖKDİL (81,250)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
Türk Diş Hekimleri Birliği
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 48

31.10.2019

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

11.10.2019 tarihli yazınız ekinde gönderilen Prof. Dr. Funda BAYINDIR'ın danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Mehmet Fatih ÖZMEN'in hazırladığı "**Üst Çene Ön Bölgeye Farklı Açılarda Yerleştirilen Kısa Ve Normal İmplantlarda Oluşan Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi**" konulu Uzmanlık Tezinin etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM
Tel : (442) 2360942

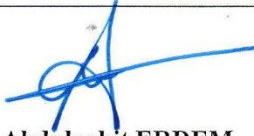


T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 31/10/2019
Oturum Sayısı: 07/ 2019

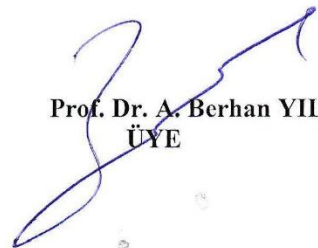
KARAR

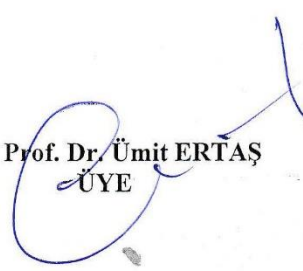
SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Prof. Dr. Funda BAYINDIR Arş. Gör. Dt. Mehmet Fatih ÖZMEN</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>Üst Çene Ön Bölgeye Farklı Açılarda Yerleştirilen Kısa Ve Normal İmplantlarda Oluşan Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi</i>
Karar No	48.
Alınan Karar	Prof. Dr. Funda BAYINDIR'ın danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Mehmet Fatih ÖZMEN'in hazırladığı " <i>Üst Çene Ön Bölgeye Farklı Açılarda Yerleştirilen Kısa Ve Normal İmplantlarda Oluşan Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi</i> " konulu Uzmanlık Tezinin Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcudun oybirliği ile karar verildi.


Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı


Prof. Dr. Nilgün SEVEN
ÜYE

Prof. Dr. Recep ORBAK
ÜYE (İzinli)


Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
ÜYE


Prof. Dr. Ümit ERTAŞ
ÜYE