K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ASİMETRİK LOKALİZASYONLARDA YERLEŞTiRiLEN iMPLANTLARLA DESTEKLENEN OVERDENTURE PROTEZLERiN iMPLANT VE ÇEVRE DOKULARDAKi ETKiLERiNiN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALiZ YÖNTEMi iLE İNCELENMESi

Diş Hekimi Serhat RAMOĞLU

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç.Dr. Oğuz OZAN

LEFKOŞA
2014

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY
Yakın Doğu Üniversitesi

Danışman: Doç.Dr. Oğuz OZAN
Yakın Doğu Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU
Ankara Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. T. Burak ÖZÇELİK
Başkent Üniversitesi

Üye: Doç.Dr. Hasan Güney YILMAZ
Yakın Doğu Üniversitesi

ONAY:

Bu tez Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan ÇALIŞ
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora süresi boyunca, özellikle tez çalışmam boyunca gerek bir ağabey olarak, gerekse tez danışmanım olarak yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Oğuz OZAN'a teşekkürlerimi sunarım. Bu tez çalışmasının oluşturulmasında büyük emek sarf ettiği için ayrıca teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimim boyunca bilgi, tecrübe ve sevgisini esergemeyen kıymetli hocama hem tez izleme komitemde olduğu için hemde hocam olduğu için, Sayın Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY'a saygılarımla teşekkür ederim.

Tez çalışmam sürecinde yardım ve desteklerini esirgemeyen sevgili dostlarım ve çalışma arkadaşlarım, Sayın Yrd. Doç. Dr. Esra CENGİZ ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Sayın Doç. Dr. H. Güney YILMAZ'a doktora tez izleme komitemde görev alarak çalışmaya değerli katkılarını sağladıkları için teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmamda kullanılan modellerin hazırlanmasında ve analizleri gerçekleştiren Ay Tasarım Ltd.'ye ve Sayın Ayberk YAĞIZ'a özverili ve hassas çalışmalarından dolayı teşekkür ederim.

Hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini hiç bir suretle esirgemeyen dünyadaki en kıymetli varlıklarım, Babam Ersin RAMOĞLU'na, Annem Huriye RAMOĞLU'na, Kardeşim Ziya RAMOĞLU'na ve hayatımın anlamı Eşim Diş Hekimi Melek RAMOĞLU'na teşekkürlerin en büyüğü sunarım.

ÖZET

Ramoğlu, S. Asimetrik lokalizasyonlarda yerleştirilien implantlarla desteklenen overdenture protezlerin implant ve çevre dokulardaki etkilerinin 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2014

Yarı-esnek tutucu sistemli implant destekli overdenture protezler, tam protezlerde retansiyon ve stabilitenin arttırılması için tercih edilir. İmplant ve ataşmanların konumları, 2-implant destekli overdenture protezlerde daha iyi stres dağılımı sağlanabilmesi için çok önemlidir. Bu çalışmanın amacı, 2-implant destekli overdenture protezlerde farklı lokalizasyonlarda konumlandırılmış 2 farklı ataşman sisteminin implant-kemik arayüzünde, ataşmanlarda ve implantta stres dağılımın sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karşılaştırarak incelenmesidir. Top başlı ataşmanlı 5 model ile locator ataşmanlı 5 modelde (kontrol modelleri dahil) sol implant tek taraflı olarak farklı yükseklik ve orta hatta farklı mesafede yerleştirilerek 3 farklı bölgeden yükleme işlemine tabi tutuldu (Anterior bölge, Sol Posterior Bölge, Sağ Posterior Bölge). Asal stresler ve Von Mises stresleri için veriler sayısal ve renk kodlu oluşturuldu. Sonuçlar, implantlar, ataşmanlar ve peri-implant kemik modelleri arasında karşılaştırıldı. Kemik seviyeleri arasında 3 mm seviye farklı olan modellerde, kemik-implant arayüzünde en başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Asimetrinin bulunduğu bölgeden yapılan yüklemede, ataşman ve kemik dokuda implantlar posterior bölgeye doğru pozisyonlanınca, kontrol gruplarına göre stresler de artmıştır. Ataşmanlara gelen stresler karşılaştırıldığında, top başlı ataşmanlarda, locator ataşmanlara göre daha yüksek stresler görülmüştür. Bu invitro araştırmamızın verilerinin klinisyenlere ışık tutacak kıymetli ip uçları olmasına rağmen, in vivo planlanacak çalışmalarla desteklenmesi önerilebilir.

Anahtar Kelimeler: Ataşmanlar, Dental İmplant, Overdenture Protezler, Sonlu Elemanlar Stres Analizi.

Destekleyen Kurum; Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi (Proje No: YDÜ/2013-002)

ABSTRACT

Ramoglu, S. Investigation of the effects on implants and surrounding tissues in mandibular overdentures that supported by asymmetric placed implants: 3D finite element study. Near East University Institute of Health Sciences Department of Prosthodontics, PhD Thesis, Nicosia, 2014.

Implant-supported overdentures with self-aligning attachment systems are preferred to improve the stability and retention of complete dentures. The positioning of the implant attachments is a very important aspect of two-implant overdentures to obtain better stress distribution. Therefore, the objective of this study was to compare two different attachment systems in a two-implant overdenture by evaluating the stress distributions in peri-implant bone and stresses on the attachments with positioning in different locations using the 3D FEA method. Five models with ball attachments and five models with locator attachments, totaling 10 models (including two controls) with the left implant positioned unilaterally at different height and distance levels, were subjected to 3 loading conditions (anterior, right posterior, and left posterior). Data for Von Misses and minimum/maximum principles stresses were produced numerically and color-coded. The results were compared among the models for implants, attachments, and peri-implant cortical/trabecular bone. The configurations in which implants presented 3 mm height differences in the bone level showed most successful results in the peri-implant bone. While asymmetric side load was applied, stresses increased on both attachments and bone tissues in which implants were positioned more posteriorly when compared with the control groups. When stresses on the attachments were compared, greater stress values were obtained from the ball attachments. However, these findings should be

corroborated with clinical studies and thereby clinicians can be leaded to choose appropriate attachment system for the proper individual situation.

Key Words: Attachments, Dental implant, Finite element analysis, Overlay denture,

Supported by: Department of Scientific Research, Near East University (Grant no: YDÜ/2013-002).

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
TABLOLAR DİZİNİ	xix
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Oral İmplantoloji	6
2.1.1. Oral İmplantolojiye Giriş	6
2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması	7
2.1.2.1.İmplantların Yerleştirildiği Yer ve Destek Dokulara Göre Sınıflandırma	7
2.1.2.2. İmplant Üretiminde Kullanılan Materyale Göre Sınıflandırma	13
2.1.3. Kemik dokusunun yapısı	16
2.1.4. İmplantolojide Biyomekanik	20
2.1.4.1 Biyomekanikte Temel Prensipler	21
2.1.4.2. İmplant Destekli Uygulamalarda Biyomekanik	22
2.1.4.3. İmplant Destekli Uygulamalarda Destek Doku Biyomekaniği	25
2.2. İmplant Destekli Protezler	26
2.2.1. İmplant Destekli Metal-Seramik Restorasyonlar	27
2.2.2. İmplant Destekli Overdenture Protezler	28
2.2.2.1. Ataşman Tipleri	29

2.2.2.2. Mandibulada İmplant Destekli Overdenture Uygulamaları İçin Bölge Klasifikasyonları 34
2.2.2.2.1. İki İmplant Destekli Overdenture Protezler 35
2.2.2.2.2. Üç İmplant Destekli Overdenture Protezler 37
2.2.2.2.3. Dört İmplant Destekli Overdenture Protezler 38
2.2.2.2.4. Beş İmplant Destekli Overdenture Protezler 39
2.2.3. İmplant Destekli Sabit Çıkarılabilir (Hibrit) Protezler 40
2.2.4. Anterior İmplant Destekli Sabit Posterior Hassas Tutuculu Hareketli Bölümlü Protezler 42
2.3. Stres Analiz Yöntemleri 42
2.3.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi 43
2.3.2. Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi 43
2.3.3. Kırılgan Vernik Kaplama Teknigi İle Kuvvet Analizi 44
2.3.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) İle Kuvvet Analizi 44
2.3.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi 44
2.3.6. Radyotelemetri İle Kuvvet Analizi 44
2.3.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA) 45
2.3.7.1. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları 48
2.3.7.2. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminde Sonuçların Değerlendirilmesi 50
2.3.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemleri 51
2.3.7.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Sonlu Eleman Stres Analiz Programları 51
2.3.7.5. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin İmplantolojide Kullanımı 52
3. GEREÇ VE YÖNTEM 54
3.1. Matematiksel Modellerin Hazırlanması 55
3.2. Yükleme 66
3.3. Sonuçların Yorumlanması 68
4. BULGULAR 69

4.1. Anterior Yükleme Bulguları 69
4.1.1. Kortikal Kemik Bulguları 69
4.1.1.1. Sıkışma Tip Stres Bulguları (Minimum Principle) 69
4.1.1.2. Gerilme Tip Stres Bulguları (Maximum Principle) 72
4.1.2. Spongiyoz Kemik Bulguları 76
4.1.2.1. Sıkışma Tip Stres Bulguları (Minimum Principle) 76
4.1.2.2. Gerilme Tip Stres Bulguları (Maximum Principle) 80
4.1.3. İmplant Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları 84
4.1.4. Ataşmanlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları 88
4.2. Sol Posterior Bölgeden Yükleme Bulguları 92
4.2.1. Kortikal Kemik Bulguları 92
4.2.1.1. Sıkışma Tip Stres Bulguları (Minimum Principle) 92
4.2.1.2. Gerilme Tip Stres Bulguları (Maximum Principle) 96
4.2.2. Spongiyoz Kemik Bulguları 101
4.2.2.1. Sıkışma Tip Stres Bulguları (Minimum Principle) 101
4.2.2.2.Gerilme Tip Stres Bulguları (Maximum Principle) 106
4.2.3. İmplant Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları 111
4.2.4.Ataşmanlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları 115
4.3. Sağ Posterior Bölgeden Yükleme Bulguları 119
4.3.1. Kortikal Kemik Bulguları 120
4.3.1.1.Sıkışma Tip Stres Bulguları (Minimum Principle) 120
4.3.1.2. Gerilme Tip Stres Bulguları (Maximum Principle) 125
4.3.2. Spongiyoz Kemik Bulguları 130
4.3.2.1.Sıkışma Tip Stres Bulguları (Minimum Principle) 130
4.3.2.2. Gerilme Tip Stres Bulguları (Maximum Principle) 135
4.3.3. İmplant Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları 140
4.3.4. Ataşmanlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları 144
5. TARTIŞMA 149
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 172
KAYNAKÇA 173

EKLER 198
TEZDEN YAPILAN YAYINLAR, SUNUMLAR, POSTERLER 202

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
^{0}	Derece
cm	Santimetre
CPU	Merkezi işlem birimi (*Central process unit*)
CR	Krom
CT	Bilgisayarlı tomografi (*Computerized tomography*)
GB	Gigabayt
GHZ	Gigahertz
kg	Kilogram
mm	Milimetre
MR	Manyetik rezonans (*Magnetic resonance*)
N	Newton
RAM	Rastgele erişimli hafıza (*Random access memory*)
TPS	Titanyum plazma sprey

ŞEKİLLER

Sayfa

2.1. *Subperiosteal implantlar* *8*

2.2. *Endosteal implantlar* *9*

2.3. Vida tip implantlar *10*

2.4. Blade İmplant 11

2.5. *Vent İmplantlar* *12*

2.6. *Transosteal İmplantlar* *13*

2.7. Kortikal ve spongiyoz kemik 17

2.8. *Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması* *18*

2.9. *Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması* *20*

2.10. Kuvvetin komponentleri 24

2.11. Overdenture protezlerde implant yerleştirilebilecek bölgeler 35

2.12. B ve D bölgelerine yerleştirilen birbirinden bağımsız implantlar 35

2.13. B ve D bölgelerine yerleştirilen birbirlerine bar ile bağlanmış implantlar 36

2.14. A, C ve E konumlarındaki implantlar 38

2.15. B, C ve D konumlarındaki implantlar 38

2.16. A, B, D ve E konumlarındaki implantlar, yaklaşık 10 mm distal kantileveri olan bir bar ile hareketsiz olarak bağlanır 39

2.17. A, B, C, D ve E konumlarındaki implantlar, yaklaşık 15 mm distal kantileveri olan bir bar ile hareketsiz olarak bağlanır 40

3.1. SmartOptics 3d tarayıcısı 56

3.2. 3 Boyutlu tarama işlemi sonrasında modellenmiş implantlar 57

3.3. Modelin kesit görünümü 57

3.4. Fempro yazılımına aktarılmış model 58

3.5. Simetrik konumlandırılmış implantlara destek olarak kullanılan top başlı ataşmanlı modeller 59

3.6. Simetrik konumlandırılmış implantlara destek olarak kullanılan 59

locator ataşmanlı modeller
3.7. İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan top başlı ataşmanlı modeller 60
3.8. İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan locator ataşmanlı modeller 61
3.9. İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan top başlı ataşmanlı modeller 61
3.10. İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan locator ataşmanlı modeller 62
3.11. İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan top başlı ataşmanlı modeller 63
3.12. İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan locator ataşmanlı modeller 63
3.13. İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan top başlı ataşmanlı modeller 64
3.14. İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan locator ataşmanlı modeller 65
3.15. Anterior bölgeden yükleme 66
3.16. Posterior sol bölgeden yükleme 67
3.17. Posterior sağ bölgeden yükleme 67
4.1. Anterior yükleme sonrası kortikal kemikte sıkışma tip stres dağılımları 70
4.2. Anterior bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 71
4.3. Anterior yükleme sonrası kortikal kemikte gerilme tip stres dağılımları 73
4.4. Anterior bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 74
4.5. Anterior yükleme sonrası spongiyoz kemikte sıkışma tip 77

stres dağılımları

4.6. Anterior bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 78

4.7. Anterior yükleme sonrası spongiyoz kemikte gerilme tip stres dağılımları 81

4.8. Anterior bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 82

4.9. Anterior yükleme sonrası implantta görülen Von Mises stres dağılımları 85

4.10. Anterior bölgeden yapılan yüklemede implant üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri 86

4.11. Anterior yükleme sonrası ataşmanlarda görülen Von Mises stres dağılımları 89

4.12. Anterior bölgeden yapılan yüklemede ataşmanlar üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri 90

4.13. Posterior sol yükleme sonrası kortikal kemikte sıkışma tip stres dağılımları 93

4.14. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 94

4.15. Posterior sol yükleme sonrası kortikal kemikte gerilme tip stres dağılımları 97

4.16. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 98

4.17. Posterior sol yükleme sonrası spongiyoz kemikte sıkışma tip 102

stres dağılımları

4.18. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 103

4.19. Posterior sol yükleme sonrası spongiyoz kemikte gerilme tip stres dağılımları 107

4.20. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 108

4.21. Posterior sol yükleme sonrası implantta görülen Von Mises stres dağılımları 112

4.22. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede implant üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri 113

4.23. Posterior sol yükleme sonrası ataşmanda görülen Von Mises stres dağılımları 116

4.24. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede ataşmanlar üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri 117

4.25. Posterior sağ yükleme sonrası kortikal kemikte sıkışma tip stres dağılımları 121

4.26. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 122

4.27. Posterior sağ yükleme sonrası kortikal kemikte gerilme tip stres dağılımları 126

4.28. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 127

4.29. Posterior sağ yükleme sonrası spongiyoz kemikte sıkışma tip stres dağılımları 131

4.30. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 132

4.31. Posterior sağ yükleme sonrası spongiyoz kemikte gerilme tip stres dağılımları 136
4.32. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri 137
4.33. Posterior sağ yükleme sonrası implant üzerindeki Von Mises stres dağılımları 141
4.34. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede implant üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri 142
4.35. Posterior sağ yükleme sonrası implant üzerindeki Von Mises stres dağılımları 145
4.36. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede ataşmanlar üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri 146

TABLOLAR

Sayfa

2.1. Elastik modülü ve Poisson Oranı 49
3.1. Materyallerin özellikleri 55
3.2. Kullanılan Düğüm ve Eleman Sayısı 65

1. GİRİŞ

Tam dişsizlik vakaları, protetik diş tedavisi tedavi protokolleri içerisinde çeşitli zorluklara ve uygulamalara sahip olan bir alandır. Bu alanda, ilerleyen teknoloji ve bilim ile birlikte yeni arayışlar ve çözüm yolları önerilmektedir. Geçmişten gelen klasik yöntemler doğrultusunda tedavilere devam edilmekle beraber implant teknolojilerinin sağladığı avantajlardan da yardım alınabilmektedir.

Günümüzde tam dişsiz hastaların protetik olarak tedavi başarısı, hekimin bilgi ve becerisinden çok hasta ağzının anatomik ve fizyolojik özellikleriyle sınırlıdır. İmplantlarla sağlanan destekler, tam dişsiz vakalarda, konvansiyonel tedavinin oluşturduğu sorunları azaltarak, "ağız sağlığı ile ilgili yaşam kalitesi" (Locker ve Allen, 2007) ilkeleri doğrultusunda yaşam kalitesini arttırmaktadır. Özellikle alt çenedeki tam dişsizlik vakalarında, başarı ve hasta memnuniyeti farklı implant sistemlerinin yayınlandığı çalışmalarda bildirilmiştir (Jemt *et al*., 1996).

Alt çene tam dişsizlik vakalarında implant destekli sabit protezlere bir alternatif olarak belirtilen implant destekli overdenture protezler 15 yıl önce standart bir klinik prosedür değilken (Merickse-Stern *et al.,* 1998), son dönemlerde bilimsel olarak da önerilen bir uygulama olmuştur (Chen *et al*., 2013).

Overdenture uygulaması, uygun hijyene ve bakıma izin veren estetik ve fonksiyonel sonuçlar sağlayan ekonomik bir tedavi seçeneğidir. İleri derecede alveoler kemik rezorpsiyonu varlığında yüz desteğinin sağlanmasına izin vermesi, destek için az sayıda implant kullanımı ile daha kolay cerrahi işlem ve makul tedavi maliyetleri overdenture protezlerin avantajlarındandır (Chee ve Jivraj, 2006; Misch, 2008, s.296; Shah *et al.,* 2012).

Ekonomik etkenlerin öncelik olması durumunda, 2 implant uygulaması

ile desteklenmiş overdenture protez, konvansiyonel tam protez uygulamasına mükemmel bir alternatiftir. Ancak, 2 implant ile desteklenmiş top başlı ataşman kullanılan overdenture uygulamalarında; ataşmanlarda kayıp ve tamir sorunu görülebileceği belirtilmiştir. Ayrıca, daha çok implant ile desteklenmiş bar ataşmanlı overdenture protezlerde retansiyon ve stabilite daha iyi olduğunu belirten yayınlar vardır (Cehreli *et al*., 2010; Chung *et al*., 2004; Kleis *et al., 2010*).

İmplant destekli protezlerde en önemli başarı faktörlerinden birisi, implantların optimum konumda yerleştirilmesidir (Asvanud ve Morgano, 2004). İmplantlar üzerine yerleştirilecek olan hassas bağlantının tutuculuğunun ve ataşman parçalarının tam oturmasını sağlamak, erken aşınma ve yorulmalarını önlemek için, planlanan implantların paralel yerleştirilmesi ise diğer gerekliliklerdir (Bilhan *et al*., 2011a; Hong *et al.,* 2012; Kulak-Özkan, 2012, s.291-427;).

Kemik yüksekliği, kalınlığı göz önüne alındığı zaman kanin bölgesinin en ideal bölge olduğu düşünülür. Bazı durumlarda, lateral bölgesinde kemik kalitesi ve kalınlığı kanin bölgesi ile kıyaslanacak miktarda olabilir, bu durumlarda kanin yerine lateral bölgesine de implantların yerleştirilmesi tercih edilebilir. Hatta lateral kesiciler bölgesine yerleştirilen implantların, bu bölgenin mekanik avantajlarından dolayı tercih sebebi olabileceği belirtilmektedir (Vogel, 2008). Ayrıca hastanın, daha sonraki zamanlarda implant destekli sabit protez tedavisi talebi durumunda, destek sağlayacak olan implantların yerleştirilebilmesine olanak sağlamak için planlama yaparken, implantların mümkün olduğu kadar kanin bölgesinin distaline yerleştirilmemesi önerilmektedir (Kulak Özkan, 2012, s. 291-427). İmplantların başarısı ve stabilitesi hakkında yayımlanan yayınlarda, implantın konumunun anterio-posterior yönde olması ile ilgili somut bir gerçek yoktur (Hong *et al*., 2012). Vertikal yük altında belli bir açı ile yerleştirilmiş implantların uzun dönem başarısı hakkında yapılmış olan çalışmalar; gelen yükün, implant etrafındaki krestal kemikte stresin artmasına, dolayısıyla

gelen kuvvetlerin büyük kısmının gerilme ve makaslama kuvvetlerine dönüşmesine neden olacağından söz etmişlerdir (Canay *et al*., 1996; Çelik ve Uludağ, 2007; Misch, 2005, s. 130-142). Bu sebeple; implantlar, mümkün olduğu kadar giriş yoluna paralel ve oklüzal düzleme dik yerleştirilmelidir (Kulak-Özkan, 2012, s.291-427; Misch, 2005 s. 310-321).

İki bağımsız implant aynı oklüzal seviyede ve oklüzal tablada seyredecek şekilde konumlandığı genel kabul görmüş bir keyiftir. Bir implant diğerinden daha yüksekte bulunursa fonksiyon esnasında yüksekte bulunan implant üzerinde rotasyon meydana gelecektir. Bu olayın, seviyesi daha aşağıda olan implanttaki ataşmanın aşınmasına neden olacağı bildirilmiştir. Ayrıca, yüksekte bulunan implant üzerine gelen oklüzal yükler komplikasyon risklerini arttırıp, ataşmanda vida gevşemesi, kemik kreti kaybı ve sonuçta implant başarısızlığı gibi sonuçlar ortaya çıkartacaktır (Kulak-Özkan, 2012, s.291-427).

Bu konudaki diğer araştırmalarda; implantlar orta hattan eşit mesafede konumlanmalıdır (Bilhan *et al*., 2011a; Doukas *et al*., 2008; Hong *et al*., 2012; Kulak-Özkan, 2012, s.291-427). Eğer bir implant daha distalde yerleştirilirse, distaldeki implant fulkrum ekseni veya primer rotasyon noktası gibi hareket edip, öndeki implantın daha hızlı aşınmasına ve distaldeki implantın üzerine aşırı yük binmesine neden olacağı ifade edilmiştir (Kulak-Özkan, 2012, s.291-427).

Bütün bu sayılan planlama ilkelerine rağmen implant destekler, cerrahi esnasında, her ne kadar uygun konumda yerleştirilmeye çalışılsa da var olan anatomik zorunluluklardan dolayı optimum konumlarına yerleştirilemeyebilirler (Misch, 2005, s. 310-321). Bu gibi durumlarda seçilecek ataşman tipi başarının arttırılmasında en önemli faktörlerden biri olacaktır.

Literatürde birçok kaynakta bahsi geçen asimetrik lokalizasyonlardaki implantlardan destek alan overdenture protezlerin, sebep olacağı iddia edilen

komplikasyonların kemik ve implant üzerindeki yıkıcı etkilerinin ne düzeyde olduğunu gösteren hiçbir çalışmanın bulunmaması bizi bu konuda araştırmaya yöneltmiş olup; elde edilecek veriler ışığında ileride yapılacak invivo çalışmalara yön verilmesi amaçlanmıştır.

Bu bağlamda olası komplikasyonların etkilerinin hangi düzeye kadar kabul edilebilir seviyelerde olduğu çalışmamızda kullanılan 10 farklı model üzerinde incelenerek, klinisyenlerin konu hakkında bilgilendirilmesi ile doğru planlama alternatiflerinin sunulması amaçlanmaktadır. Bu amaçla, kullanılan ataşman tipinin değişik asimetrik konumlar üzerindeki etkilerinin ne düzeyde olduğu araştırılarak, duruma göre en uygun ataşman tipinin önerilmesi öngörülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

Hastaların birçok nedene bağlı olarak tüm doğal dişlerini kaybederek tam protez kullanmaya başlamaları, stomatognatik sistemlerinde büyük değişikliklere yol açabilir (Mericke-Stern *et al*, 2000). Bu değişikliklerin başında gelen fonksiyon ve estetik gibi sorunlardan, estetik sorunlar konvansiyonel tedavi seçeneği olan tam protezler ile kısa zamanda çözüme kavuşturulabilirken, fonksiyonun tekrardan sağlanması için zamana ihtiyaç vardır. Ayrıca, hastanın; tam protezlerin doğal dişler kadar retantif ve stabil olamayacağını kabul etmesi gerekmektedir. Fonksiyonun sağlanmasında, diş hekiminin ve diş teknisyenin bilgi ve yeteneği kadar, hastanın psikolojisi de sonucu etkileyecek diğer bir faktördür (Allen ve McMillan, 2003; Çalıkkocaoğlu, 2010, s.24; Locker ve Allen, 2007; Zarb *et al*., 2013, s.1). Eğitim seviyesinin artmasına bağlı olarak hastaların daha bilinçli ve duyarlı olmaları ve teknolojinin gelişmesiyle birlikte son yıllarda tam dişsiz hasta sayısında azalma görülmektedir. Günümüzde ortalama insan ömrünün geçmiş jenerasyonlara göre daha uzun olması, yaşlı hasta popülasyonunun zamanla artacağını göstermiştir. Amerika Birleşik Devletleri'nde yaşlı hasta popülasyonu üzerinde yapılan bir çalışmaya göre 2020 yılında, toplam tam dişsiz hasta sayısının 37,9 milyon; 75 yaş ve üzeri tam dişsiz hasta sayısının 10 milyona yakın olması beklenmektedir (Türkyılmaz *et al.,* 2010). Bu nedenle, tam dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonu güncelliğini korumaktadır.

Tam dişsizlik vakaları diş hekimliği için çeşitli zorluklara sahip, tedavi seçenekleri olarak değişik varyasyonlar gösteren vakalardır. Özellikle, alt tam protezlerin retansiyonu, protetik diş hekimliğinde çok önemli bir sorundur (Burns, 2004; Çalıkkocaoğlu, 2010, s.24; Kulak-Özkan, 2012; s.291-329; Zarb *et al*, 2013, s.369). Mevcut olan zorluklara bağlı olarak her geçen gün yeni arayışlar ve çözüm yolları önerilmektedir. Günümüzde, konvansiyonel tam protezlerle tedavi seçeneği devam etmekte olup, son zamanlarda teknolojinin gelişmesi ile implantlarda meydana gelen gelişmelere bağlı

olarak, implantlardan destek alınarak yapılan protetik tedavi seçenekleri artmaktadır (Kulak-Özkan, 2012, s.291; Misch, 2005, s.1-15; Preiskel *et al.*, 1996, s:18-20; Zarb *et al.*, 2013, s.330-340). İmplant destekli protezler, konvansiyonel tam protezlere göre, daha iyi retansiyon, stabilizasyon ve çiğneme fonksiyonu sağlamaktadır. Fonksiyon sırasında protezin hareket etmemesi de yapılan tedavinin başarı etkenlerinden biri olan hastaların estetik ve psikolojik açıdan memnuniyetine katkı sağlamaktadır. Ayrıca, implantlar bulundukları bölgede kemik rezorpsiyonunu engelleyerek kemik kalınlığı ve genişliğinin korunmasını sağlamaktadır (Burns, 2004; Chun *et al.*, 2005; Doundoulakis *et al.,* 2003; Misch, 2005 s.5-11; Thomasson *et al.*, 2012).

2.1.Oral İmplantoloji

2.1.1. Oral İmplantolojiye Giriş

Diş hekimliği sözlüklerinde "cerrahi olarak bir dokunun içine veya üstüne gelen genellikle alloplastik parçalar" (Babbush *et al.*, 2007, s.191) olarak ifade edilen implant terimi, protez terimler sözlüğüne göre "sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal/materyaller" (*Yavuzyilmaz et al., 2003, s.159) olarak ifade edilmiştir.*

Dental implantlar hakkındaki ilk bulgu ilk çağ dönemine ait bir iskelette bulunan taştan yapılmış bir keser diş olarak karşımıza çıkmaktayken, gerçek anlamdaki dental implant bulgusu 18. yüzyılın başlarında altın materyalinden üretilmiş kök formundaki vidalardır *(*Ring, 1995a; Ring, 1995b; Weinberg, 1993) Zaman içerisinde gelişen teknoloji ve bilimle doğru orantılı olarak dental implantlar için güta–perka, lastik, porselen ve birçok metalin kullanıldığı görülmektedir (Dalkız, 2009, s.23-25; Misch 2005, s. 322-323; Ulusoy ve Aydın, 2010, s.897-926).

Brånemark ve arkadaşlarının 1960'larda yaptığı çalışmalar implantolojinin gerçek temelini oluşturmaktadır. Yapmış oldukları hayvan deneylerinde titanyum vidaları implant materyali olarak kullanmışlardır. Brånemark'ın yara iyileşmesi ve implant–kemik doku arasındaki bağlantı üzerine yaptığı mikrobiyolojik çalışmalar osseointegrasyon kavramının gelişmesine ışık tutmuştur (Adell *et al.*, 1970; Brånemark *et al.,* 1969; Linder *et al.*, 1983). Osseointegrasyon terimi; ilk kez Brånemark ve arkadaşları tarafından "yaşayan sağlıklı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı" olarak tanımlanmıştır (Buser *et al.*, 1991; Cooper, 1998; Yang *et al.*, 2013).

Modern teknolojinin de yardımı ile ilk çıkış amacı olarak dişsizlik durumunda yapılacak olan protezlere destek sağlamak olan dental implantlar, çağımızda endikasyonları tam dişsizlik vakalarından, parsiyel dişsizlik vakalarına, çene yüz cerrahisinden ortodontik tedaviye kadar değişebilen bir tedavi prosedürü haline gelmiştir (Dalkız,2009, s.23-27; Kulak-Özkan, 2012, s.291; Misch, 2005, s.1; Tunalı, 2000, s.3-22).

2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlarda değişik sınıflandırmalar mevcuttur (Çoğalan, 2011). En çok kullanılan sınıflandırma;

a. *İmplantın yerleştirildiği yer ve destek dokulara,*
b. *İmplant üretiminde kullanılan materyale*

*göre yapılan sınıflandırmadır (*Hakkı ve Ertuğrul, 2009; Rolant ve Langer, 1992).

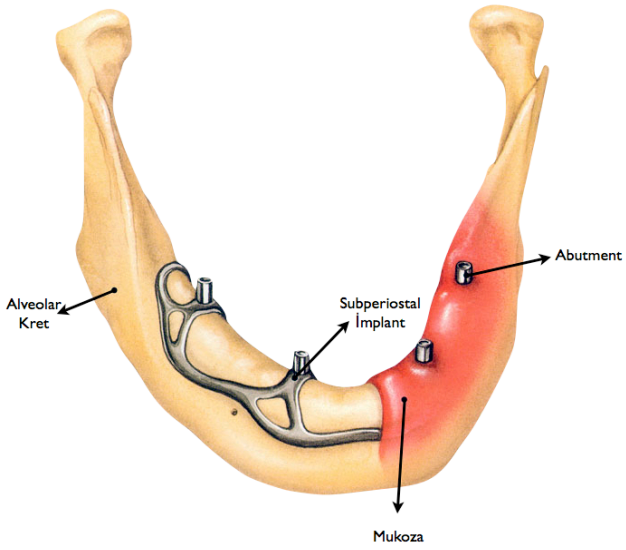
2.1.2.1. İmplantların Yerleştirildiği Yer ve Destek Dokulara Göre Sınıflandırma

*Bu sınıflandırmaya göre implantlar şu şekilde incelenebilir (*Stellingsma *et al.*, 2004);

a. *Subperiosteal (Kemik üzeri) İmplantlar*
b. *Endoosseoz (Kemik içi) İmplantlar*
c. *Transosseoz (Kemik boyunca) İmplantlar*

a. Subperiosteal (Kemik üzeri) İmplantlar

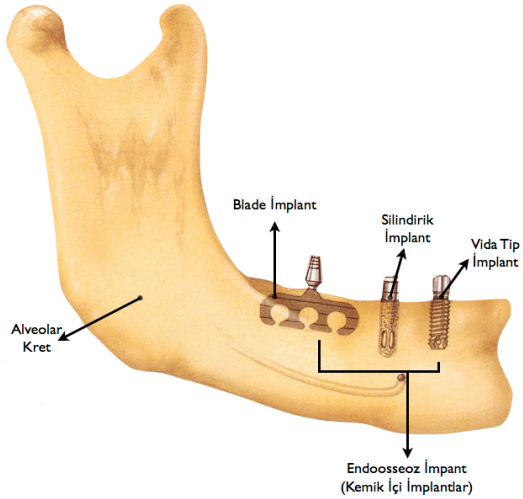
*Subperiostal implantlar, alveol kret üzerine, periost altına yerleştirilen, çeşitli yöntemlerle kişiye özel olarak hazırlanan implant türüdür (Şekil 2.1.) (Babbush et al., 2007, s.193). Bu implantlar kemik içi implantların yerleştirilmesinin imkânsız olduğu vakalarda tercih edilirken, döküm yolu ile yapılan türlerinde büyük hassasiyet gerektirmektedir (*Demirdjan, 1998; English, 1990; Harris, 1990; Spiekermann *et al.*, 1995, s.151-220). Ölçü alımının zorlukları, yüksek enfeksiyon riski, implantın yerleştirilmesi sonrasında ortaya çıkan ağrı ve şişlik, kemik rezorpsiyonunun hızlanması ve mandibular sinirin zedelenmesi gibi dezavantajları vardır. Günümüzde bu tip implantların başarısız olduğu ortak bir görüş olup, kullanımlarından vazgeçilmiştir (Albrektsson ve Sennerby, 1991; Rams *et al.*, 2013).



Şekil 2.1 Subperiosteal İmplantlar (Taylor ve Laney, 2013a).

b. Endoosseoz (Kemik içi) İmplantlar

Endosteal veya endoosseoz impantlar, mandibula ve/veya maksillada alveolar kemiğinin içerisine yerleştirilen implantlardır (Şekil 2.2.). Bu implantlar, kemik içerisinde bulunan kemik ile osteointegre olmuş parça ve kemik dışarısında kalan abutment olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere 2 ayrı parçadan oluşurlar.



Şekil 2.2. Endosteal İmplantlar (Taylor ve Laney, 2013b)

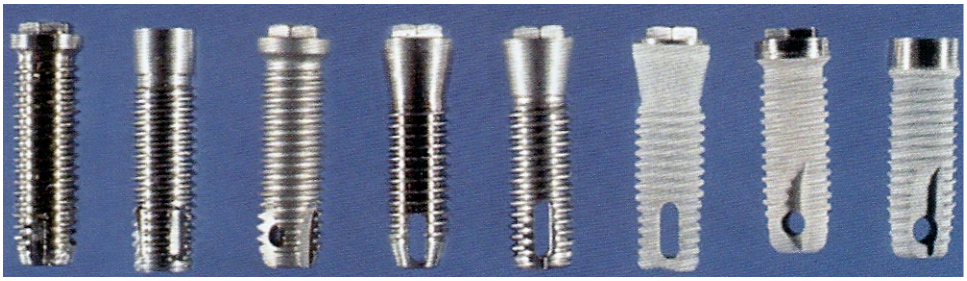
Endoosseoz impantlar, kemik içerisinde kalan parçanın geometrik şekline göre;

- *Vida tip implantlar*
- *Silindirik implantlar*
- *Blade İmpantlar*
- *Vent İmplantlar*

olarak sınıflandırılırlar. (Çoğalan, 2011; Misch ve Bidez, 1994; Brunski, 1988; *Şeker, 2011*).

Vida Tip İmplantlar

*Vida tip implantlar (Şekil 2.3.), cerrahi işlem esnasında implantın kendisine yol bulabilmesi ve dolayısıyla kemikteki ısı oluşumunu azaltması için tasarlanmıştır (*Lee *et al.,* 2005*). Aksiyel gerilim ve sıkışma kuvvetlerinin, vida yivlerinin eğimleri vasıtasıyla kemiğe iletildiği bildirilmiştir (Çoğalan, 2011). Bu olayın neticesinde, kemik dokunun makaslama kuvvetlerine karşı ara yüz direnci artmaktadır (*Skalak, 1983). *Yapılan bir çalışmada (*Kan *et al.,* 2002) *vida tip implantların, yerleştirildikten sonra oldukça yüksek bir tutuculuğa sahip olduğu bildirilmiştir.*



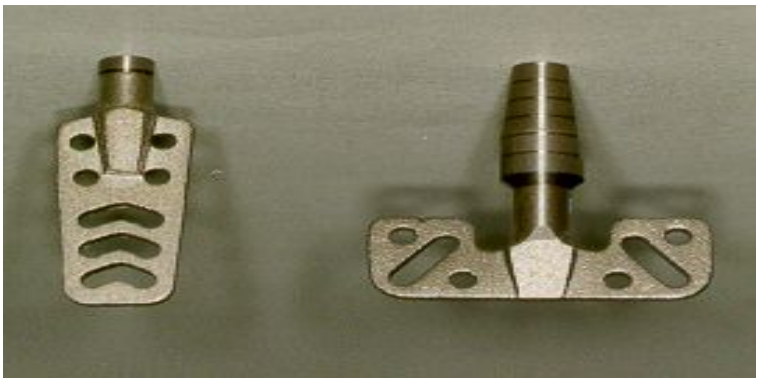
Şekil 2.3. Vida tip implantlar (Misch, 2005, s.34)

*Günümüzde, klinikte rutin olarak kullanılan implant tipi ise kök formu implantlar olarak da isimlendirilen, vidalı ve silindirik implantların birlikte tasarlanması ile geliştirilen implant tipidir (Kulak-Özkan, 2012, s.294; Misch, 2005, s.32-35). Bu tip implantlar, vida tip implantların avantajlarına ek olarak, kök şeklini taklit etmesi, kök ucuna benzer şekilde apeks bölgesine sahip olması gibi özelliklere sahiptir (*Lee *et al.,* 2005*). Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile implantın şekil ve boyut özelliklerinin meydana gelen stres üzerine etkilerinin incelendiği çalışmada, kök şeklindeki implantların diğer*

*implant şekillerine göre daha az strese neden olduğu bildirilmiştir (*Lin *et al.*, 2000).

Blade İmplantlar

*Baş, boyun ve vücut olmak üzere 3 kısımdan oluşan blade implantlar (Şekil 2.4.), 1940'ların sonlarında Lincow tarafından tanıtılmış ve yaklaşık 30 yıl boyunca yaygın olarak kullanılmıştır (*English, 1990; Hahn, 1990). Dörtgen şekilli olan bu implantlar yaklaşık 25x8x1,5 mm boyutlara sahiptirler. Bukko-lingual boyutları dar olup genellikle mesio-distal boyutları yüksekliklerinin 3 katıdır (Heller, 1988). Osteointegrasyonu aktive etmek için implantın yüzeyi TPS veya hidroksiapatit ile kaplanarak (Çoğalan, 2011 s.13) kemik ile bağlanacak olan yüzey miktarı arttırılmıştır.



Şekil 2.4. Blade İmplant (McKee Dental, 2013)

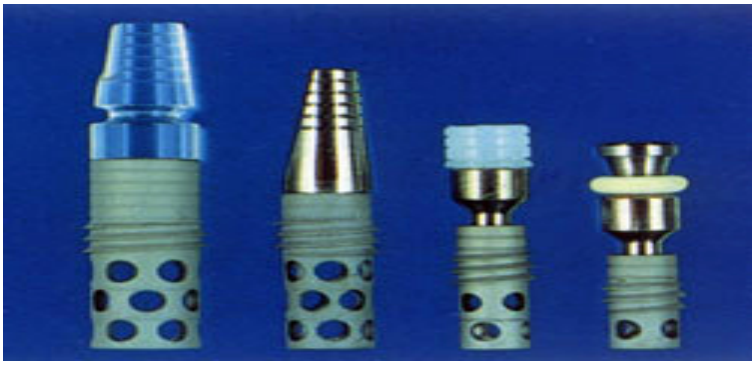
Blade tipi implantların boyun bölgesinin uzunluğu ve genişliğinin kemik içi stres dağılımına olan etkilerinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelendiği bir çalışmada (Ismail *et al.,* 1987), boynu geniş olan blade implantların dar olanlara göre daha az kemik içi strese neden olduğu görülmüştür.

Deneysel ve klinik olarak uzun dönem başarı oranlarının yetersiz bulunması, yumuşak dokularda irritasyona neden olması, kemikte atrofiye yol açması, çıkartılmaları gerektiğinde aşırı madde kaybına neden olması gibi

sebeplerden dolayı kullanımlarından vazgeçilmiştir (Sancaklı, 2006; Şeker, 2011). *Sadece aşırı rezorbe kretlerin varlığında nadir olarak kullanılmaktadır (*Sivolella *et al*., 2007*).*

Vent İmplant

*Daha geniş ankraj yüzeyi, implant yuvasında mümkün olan en az kemik defekti, implant hacminin küçültülmesi gibi biyomekanik amaçlar doğrultusunda ortaya çıkan implant türüdür (Şekil 2.5.). İmplantların gövdesinde delikler bulunur. Bu delikleri dolduran kemik doku, fizyolojik yüklere karşı bir çeşit şok abzorbe edici olarak görev alır. Ayrıca, kemik–implant ara yüzündeki kayma direncini arttırır (*Lubar ve Katin, 1990; Mohammed Ibrahim *et al*., 2011).

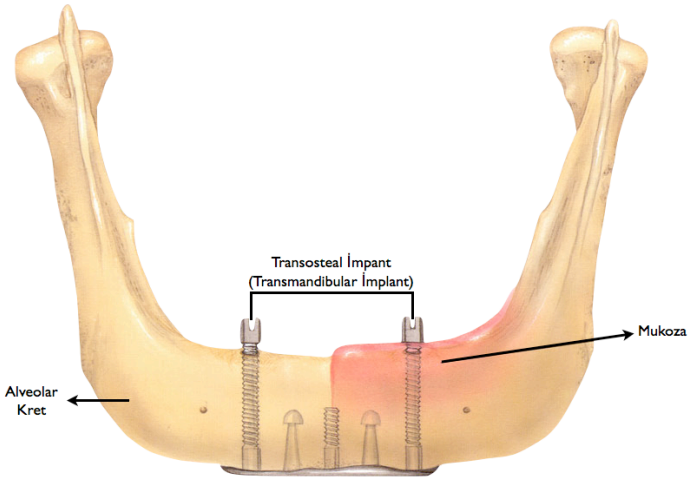


Şekil 2.5. Vent İmplantlar (China Dental Network, 2009).

c. Transosteal İmplantlar (Transmandibular İmplantlar)

Diğer implant tasarımlarına alternatif olarak ortaya çıkan transosteal implantlar, metal bir plaka ve transosseal pinler veya postlardan meydana gelmiştir (Şekil 2.6.). Transosteal implantların yerleştirilmesi için, ekstraoral yaklaşım ile submental bölgeden uygulama yapılması gerekmektedir. Bu tip implantların mantığı, kemik içi yerleştirilen yivleri mandibula alt sınırına konulan plağa bağlamaktır. Bu teknik ile yerleştirilen implantların kullanımı,

*atrofiye olmuş mandibula varlığında avantaj sayılabilirken; eksternal uygulama gerektirmesi, cerrahi işleminin karmaşık ve kompleks olması ayrıca başarısızlık durumunda implantların çıkarılmalarının aşırı doku harabiyetine yol açması nedeniyle kullanımları yaygın değildir (*Dover, 1999, s.1563-1582; Spiekermann *et al*., 1995, s.151-220).



Şekil 2.6. Transosteal İmplantlar (Taylor ve Laney, 2013c).

2.1.2.2. İmplant Üretiminde Kullanılan Materyale Göre Sınıflandırma

İdeal bir implant materyali, beklenen mekanik ve fiziksel özelliklerin yanında uygun biyolojik özelliklere de sahip olmalıdır. Bir implantın mekanik açıdan, çekme–basma dayanımının ve young modülünün yeterli miktarlarda olması ve aynı zamanda en az kemik kadar sert olması beklenmektedir. Biyolojik açıdan değerlendirilmesi durumunda ise oluşabilecek reaksiyonların önüne geçilebilmesi için, implant materyalinin canlı doku ile arasındaki

*biyolojik etkileşimin minimum olması gerekmektedir (*Smith, 1993; Wataha, 1996).

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, kimyasal ve biyolojik açıdan incelenebilir. Ama hiçbir materyal biyolojik çevreye tam anlamıyla ile uygun değildir. İmplant materyalleri,

- *Metaller ve alaşımları*
- *Seramikler ve karbonlar*
- *Polimerler esaslı olan maddeler*

*olarak 3 ana başlık altında incelenebilirler (*Hakkı ve Ertuğrul, 2009).

Metaller ve alaşımları

*Dental implantların üretiminde; altın, paslanmaz çelik, krom–kobalt ve benzer değişik metaller kullanılmıştır. Özelikle bu metallerin meydana getirdiği doku reaksiyonları nedeniyle uzun dönem başarı sağlanamamış, buna bağlı olarak alternatif materyal aranmıştır (*Parr *et al.*, 1985).

*Titanyum ve alaşımları (Ti-6-Al-4V) implant sistemlerinin fixture kısmında (kemik içerisinde kalan kısmında) kullanılırken; krom-kobalt, paslanmaz çelik ve altın alaşımları ise protetik üstyapı sistemlerinde kullanılmaktadır (*Meffert *et al.,* 1992; Tanahashi *et al.*, 1996; *Ulusoy ve Aydın, 2010, s.900*). Titanyum alaşımlarının yapısına demir, azot, alüminyum, vanadyum, karbon ve hidrojen gibi elementler katılarak, materyalin mekanik ve fizikokimyasal özellikleri geliştirilmiştir (Meffert *et al.*, 1992; Nünomi, 2008; Smith, 1993). Titanyum, sahip olduğu fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikler nedeniyle kemik içerisinde kullanılabilen en önemli materyaldir. Titanyum yapı olarak reaktif bir materyal olduğu için, başka bir elektrot ile teması durumunda kendi üzerinde oluşturduğu oksit tabaka sayesinde kimyasal saldırılara karşı direnç göstermektedir (Parr *et al.*, 1985). Kemikten çok sert olmasına rağmen, diğer metallere göre kemiğe en yakın

elastik modülüne sahip metaldir. Bu özellik sayesinde kemik doku–implant yüzeyinde stres dağılımının homojen olması sağlanır (Nünomi, 2008).

Seramikler ve Karbonlar

*İmplantolojide seramikler ilk kez %99,7 oranında alüminyum oksitten yapılan seramik implant sistemi olarak kullanılmıştır. İlerleyen dönemlerde ise, hidroksiapatit ve trikalsiyumfosfat yapısında olanlar geliştirilmiştir. 1990 yılında Lemons'un yaptığı çalışmada (*Lemons, 1990*; bu implantların, başarılı bir implantın sahip olması gereken direnci gösteremedikleri ve yüksek kırılganlıkları nedeniyle kullanımlarının uygun olmadığı ifade edilmiştir. Literatürde, seramik implantların kemik doku ile meydana getirdiği bağın; streslere dayanabilirliğinin yetersiz olduğu ve aşırı kemik rezorpsiyonuna sebep olduğu bildirilmiştir (*Lacefield, 1998; Lemons, 1990; Şeker, 2011*).*

Karbonlar ise günümüzde; kırılganlıkları, elektrik ve ısı geçirgenlikleri gibi dezavantajları sebebiyle sadece bazı implantlarda kaplama materyali olarak kullanılmaktadırlar (Çoğalan, 2011; Şeker, 2011).

Polimerler

Polimerler; implatolojide polimer, poliüretan, poliamid fiber ve polimetakrilat reçineler şeklinde kullanılmıştır. Polimerler, diğer biyomateryallerden daha düşük elastikiyet katsayısına sahiptirler dolayısıyla daha esnek ve yumuşak malzemelerdir. Bu özellikleri nedeniyle; periodontal dokuları taklit edebileceği düşünülmüştür. Ancak, yeterli mekanik dirence sahip olmamalarından dolayı implantolojiye uygun değillerdir (Sykaras *et al.*, 2000).

2.1.3. *Kemik dokusunun yapısı*

Kemik, hücreler arası madde üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu; mineralize organik matriks ile karakterize, histolojik açıdan yüksek damarlanma gösteren, özelleşmiş bir bağ dokusu olup (Garg, 2004, s.3; Ovalle ve Nahirney, 2008, s.132) *diğer dokulara desteklik ve hareket etme yeteneği kazandırmaktadır (*Datta *et al.*, 2008; Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil *et al.*, 2006).

*Bileşimi; yaş, beslenme alışkanlıkları, hastalıklar gibi değişik etkenlere göre değişim gösterse de yaklaşık olarak %67'sini inorganik yapı (kalsiyum, fosfat ve karbonat gibi mineraller) geri kalan kısmını ise organik matriks oluşturmaktadır (Garg, 2004, s.3). Kemik dokunun organik matriksinin temelini proteinler meydana getirir (*Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil *et al.*, 2006*). Kemiğin dış tabakası, periost adı verilen fibröz bir kılıf ile örtülüdür. Bu tabaka iç ve dış fibröz tabaka olmak üzere 2 ayrı kısıma ayrılır (Lindhe et al., 2003, s.866-867).*

Kemik Doku Tipleri:

Histolojik sınıflama

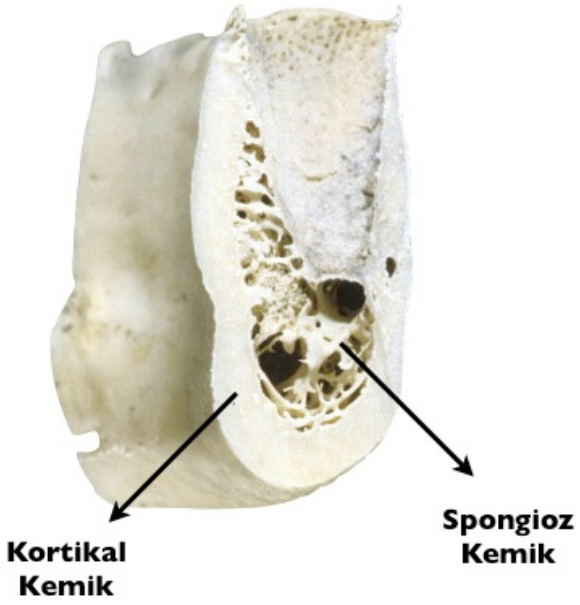
*Kemik doku ışık mikroskobu altında incelendiği zaman olgun ve olgunlaşmamış kemik 2 ayrı kısımda görülür. Olgun ve olgunlaşmamış kemik arasındaki farklılık; içermiş oldukları osteositlerin miktarı, büyüklükleri ve matris içerisindeki konumlarına bağlıdır (*Pietrokovski, 2013).

Morfolojik sınıflama

*Bu sınıflamaya göre olgun kemik doku, kompakt ve trabeküler olmak üzere 2 ayrı bölümde incelenir. İçerisinde oldukça az miktarda boşluk bulunduran ve kemik dokunun dışını oluşturan yoğun kemiğe kompakt (kortikal kemik); içerisinde çok daha fazla boşluk bulunan kemiğe ise trabeküler (spongiyoz ya da cancellous) kemik adı verilir (*Ibrahim *et al.*,

2013). Kortikal kemik, yumuşak, düzensiz ve daha elastik bir yapı gösteren trabeküler kemiği saran bir dış katman olarak görev yapar (Datta *et al.*, 2008) (Şekil 2.7.). Hem kortikal hem de trabeküler yapıdaki kemikte bulunan lamellerin dizilimi, kemiğin kortikal ya da trabeküler yapıda olduğunu belirler (Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil *et al.*, 2006).

Kemik, yıkım ve yapım olayı hayat boyunca kesintiye uğramadan devam eder (Lindhe, 2003, s.868). Özellikle mekanik yükler altında kemik dokuda şekillenme/yeniden şekillenme (modeling/remodeling) işlemleri meydana gelir. Kortikal ve spongiyoz kemik dokuda meydana gelen bu değişimler implantın başarısını etkiler (Bidez ve Misch, 1992; Doblare ve Garcia, 2003; Ito *et al.*, 2002). Kortikal kemik içeriği, kemik içerisindeki stres miktarını etkileyen en önemli noktadır. Kortikal kemik miktarının artması gelecek olan streslerin azalmasına neden olacaktır (Bidez ve Misch, 1992).



Şekil 2.7. Kortikal ve spongiyoz kemik (Ellis, 2011).

İmplant stabilitesini ve osseointegrasyonu etkileyen diğer bir faktör de kemiğin yoğunluğudur. Araştırmacılar, kemik dokuyu yoğunluğuna göre farklı şekillerde sınıflandırmışlardır (Çoğalan, 2011; Misch, 1990; *Misch, 2005,*

s.133; Şeker, 2011). Linkow ve Chercheve'nin yaptığı sınıflandırmaya göre kemik doku, yoğunluk açısından 3 sınıf şeklinde incelenebilir (Misch, 2005, s.133):

***Sınıf I Kemik:** Kemik içinde düzenli dağılmış trabeküller içinde küçük gözenekli yapı*

***Sınıf II Kemik:** Daha az düzenli trabeküler kemik yapı içinde daha geniş gözenekli yapı*

***Sınıf III Kemik:** Trabeküller arasında kemik iliği ile dolu daha geniş bir yapı*

İmplant uygulamalarında; sınıf I kemiğin ideal, sınıf II kemiğin oldukça başarılı, sınıf III kemikte ise kayıpların gözlenebileceği ifade edilmiştir.

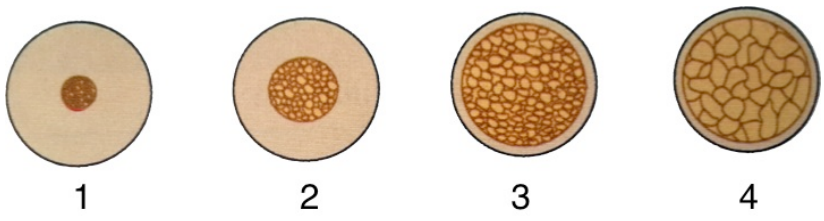
Lekholm ve Zarb (In: Misch 2005, s.133) ise çene kemiğinin ön bölgesinde 4 farklı kemik yoğunluğundan söz etmişlerdir (Şekil 2.8.):

***Tip I:** Homojen kompakt kemik*

***Tip II:** Yoğun trabeküler kemik etrafında kalın kompakt kemik*

***Tip III:** Yoğun trabeküler kemik etrafında ince kompakt kemik*

***Tip IV:** Düşük yoğunluklu trabeküler kemik çevresinde ince kompakt kemik*



Şekil 2.8. Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması (In: Misch, 2005, s.133)

Roberts *et al*. (1987), kemiklerdeki yoğunluk farkını en yoğun olanından, en az yoğun olana kadar sıralayıp aşağıdaki sınıflamayı yapmışlardır:

Tip I: *Yoğun kompakt kemik*

Tip II*: Gözenekli kompakt kemik*

Tip III: *Kalın trabeküler kemik*

Tip IV: *İnce trabeküler kemik*

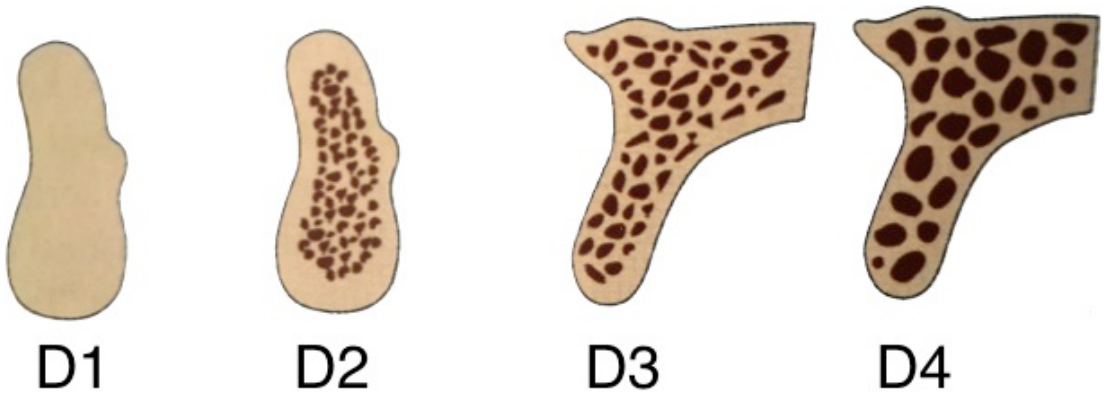
Misch (1988) ise, çenede bölgelerin birbirlerinden bağımsız olarak, kemiğin trabeküler ve kompakt yapılarının makroskobik özelliklerine göre 4 farklı yoğunlukta değerlendirilmesini önermiştir (Şekil 2.9.). Bu değerlendirmeye göre şu şekilde bir sınıflandırma oluşmuştur:

D1 Kemik: *Kemiğin hemen hemen tamamı kompakt kemikten meydana gelmiştir.*

D2 Kemik: *Kret tepesinde kalın, poröz; kompakt kemiğin altında kalın trabeküler kemikten oluşur.*

D3 Kemik: *İnce poröz kompakt kemiğin altında ince trabeküler kemik vardır.*

D4 Kemik: *Kret tepesinde hemen hemen hiç kompakt kemik bulunmayıp, neredeyse kemiğin tamamı ince trabeküler yapıdan oluşmuştur.*



Şekil 2.9. Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması (Misch, 2005, s.134)

2.1.4. İmplantolojide Biyomekanik

30 yılı aşkın bir süredir rutin tedavi prosedürü haline gelen dental implantlar ile yapılan birçok klinik çalışmada yüksek başarı oranı bildirilmiş olsa da literatürde erken ya da geç dönem implant kayıpları ile karşılaşılmaktadır (Dos Santos Pereira *et al*., 2013; Michailidis *et al*., 2013; Oetterli *et al*., 2001). Geç dönem implant kayıpları, protetik restorasyonun yapımından sonra meydana gelmektedir ve genellikle biyomekanik menşeli komplikasyonlarla ilişkilidir. İmplant destekli protetik restorasyonların uzun dönem başarıları biyomekanik özelliklerin optimum olması ile alakalıdır (Dalkız, 2009, s.147). Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır. Basit bir ifade ile mühendislik prensiplerinin, biyolojik problemlerin çözümünde uygulanması olarak ifade edilebilir (Brunski *et al*., 1988). Ancak; implantolojide kesin başarı için geçerli biyomekanik kurallarının tümü henüz bilinmemektedir. Mevcut kemik miktarı, kemik kalitesi, eksik diş sayısı, çiğneme alışkanlıkları gibi değişkenlere bağlı olarak hastalar arasında farklılıklar mevcuttur. İmplantlar üzerine gelen streslerin dağılımında; implantların çapı ve şeklinin önemli bir etken olduğu ifade edilmiştir (Holmgren *et al*., 1998).

Aşırı stresler, implant başarısızlığına, implant parçalarında kırıklara ve implant çevresinde lateral kemik kaybına neden olabilir. Bu problemlerin dışında aşırı yüklemenin, mikroçatlaklara ve patolojik aşırı yükleme alanında mikrogerilimlere neden olabileceği bildirilmiştir (Misch, 2005, s.341). Osteointegre bir implantın aşırı yüklemesini önlemek için; streslerin implant çevresine nasıl yayıldığının ve bu yüklerin çevre dokulardaki etkilerinin bilinmesi gereklidir. İmplantlardan çevre biyolojik dokulara kuvvet iletim mekanizmasının anlaşılması implantın ömrünün belirlenmesinde önemli bir faktördür.

2.1.4.1 Biyomekanikte Temel Prensipler

Mekanik biliminin biyolojik alanlarda kullanımı olarak tanımlanan biyomekanik kavramının ana konusunu teşhis, tedavi ve etkili olan kuvvetler oluşturmaktadır.

Bir cisme gelen kuvvetler, cismin hareketini durdurabilir, cisme hareket kazandırabilir ya da cismin şeklini değiştirebilir. Kuvvetler, uygulandıkları noktalara, yönlerine ve büyüklüklerine bağlı olarak basma (*compression*), çekme (*tensile*), makaslama (*shear*) gibi farklı etkilere sebep olurlar (Dalkız, 2009, s.150). Cisimlere gelen kuvvetler, çarpma şeklinde ani olarak gelebileceği gibi, belirli hızlarda ve zamanlarda da gelebilirler.

Çiğneme hareketleriyle baskı şeklinde gelen kuvvetler, bükme ve makaslama kuvvetlerinden daha büyük kuvvetlerdir. Doğal dişlere, implantlara ve protetik unsurlara ağız içerisinde; apikal, oklüzal, mesial, distal, lingual, fasiyal, mesiodistal, vertikal, fasiolingual akslarda kuvvetler gelmektedir. Biyolojik ortamda oluşan kuvvetler biyolojik dokulara, restorasyonlara, implantlara etki edebildiği gibi bütün yapılara da etki ederler.

Protetik restorasyonlara gelen kuvvetler kaldıraç kanunları prensiplerine göre hareket ederler (Dalkız, 2009, s.151). En basit ifade ile bir noktadan dengelenmiş çubuğa basit kaldıraç denir. Kaldıraçlar, dayanak ve

kuvvetin birbirlerine olan durumlarına göre 3 ayrı sınıfa ayrılır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.63). Birinci sınıf kaldıraç; dayanak, kuvvet ile yükün arasındadır. Yük ve kuvvetleri oluşturan ağırlıkların hareketleri birbirlerine zıt yöndedir. Bir kaldıraçta mekanik avantaj kuvvet kolunun, yük koluna oranıdır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.63).

$$Mekanik\ Avantaj\ (MA) = \frac{Kuvvet\ Kolu\ (KK)}{Yük\ Kolu\ (YK)}$$

Birinci sınıf kaldıraçta, dayanak orta kısımda olduğu için mekanik avantaj "1" olarak karışımıza çıkar (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.63). İkinci sınıf kaldıraç; yük, dayanak ve kuvvet arasındadır. Yük ve kuvvetleri oluşturan ağırlıklar aynı yönde hareket ederler. Bu kaldıraç sisteminde mekanik avantaj 1'den fazladır (MA > 1) (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.64). Üçüncü sınıf kaldıraç; kuvvet, dayanak ile yük arasındadır. Yük ve kuvvetleri oluşturan ağırlıklar aynı yönde hareket ederler. Bu kaldıraç sisteminde mekanik avantaj 1'den küçüktür (MA < 1) (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.64).

2.1.4.2. İmplant Destekli Uygulamalarda Biyomekanik

İmplant biyomekaniği, implantlara, implant destekli restorasyonlara ve çenelere etki eden kuvvetlerin, biyolojik ortamdaki etkilerinin incelenmesi olarak ifade edilir. İmplantların ve implant destekli restorasyonların biyolojik ortamdaki; yapı, fonksiyon ilişkileri, dayanımları, deformasyon dirençleri, elastikiyet ve plastikiyet özellikleri ve davranışlarının değerlendirilmesi biyomekanik prensiplerle yapılmaktadır (Pesqueira *et al.*, 2012).

İmplant destekli sabit protezlerde çiğneme kas fonksiyonları doğal dişlere benzer yaklaşımlar gösterir (Yoda *et al.*, 2013) ancak bir implantın çevresindeki biyomekanik şartlar temel olarak doğal dişlerin çevresindekinden farklıdır.

İmplant destekli ya da konvansiyonel protez uygulanan hastalarda çiğneme kuvvetleri 100–2400 N arasındadır (Misch, 2005, s.91). Isırma

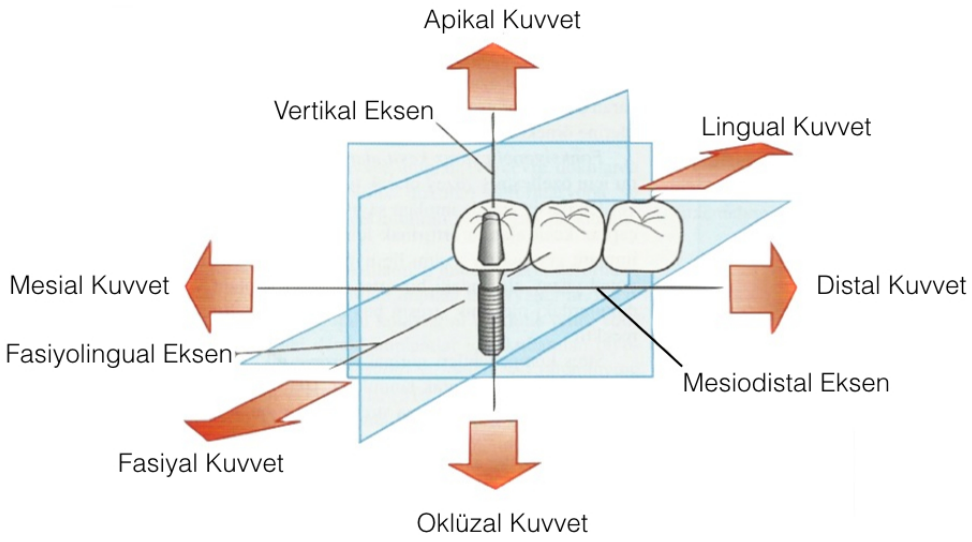
kuvvetleri anatomik bölgelere ve dentisyonun durumuna göre değişiklik göstermektedir. Isırma kuvvetlerinin distale doğru gittikçe arttığı bilinmektedir. (Dalkız, 2009, s.154; Misch, 2005, s.91). Anterior bölgeden distale doğru ilerledikçe, aksiyal kuvvet komponentleri artma eğilimindedir. Molar bölgedeki çiğneme kuvvetlerinin, kesiciler bölgesindeki çiğneme kuvvetlerinden yaklaşık 4 kat daha fazla olduğu yapılan çalışmalarda ifade edilmiştir (Misch, 2005, s.91; Ulusoy ve Aydın, 2010, s.121; Yoda *et al.*, 2013). Oluşan bu durum 3. sınıf kaldıraç konsepti ile açıklanmaktadır. Kuvvet kolu uzadıkça doğal diş veya implantlara gelen yükler ciddi yıkıcı etki gösterir (Dalkız, 2009, s.151). Aksiyal komponentlerin gerçek değerleri, kuvvetlerin uygulandığı bölgeye, gıda parçasının özelliğine ve yaş, cinsiyet, mental durum gibi hasta bağlantılı değişkenlere bağlıdır (Baca, 2010).

İmplant destekli protezler, iç ve/veya dış kuvvetlerin etkisi altındadır (Dalkız, 2009, s.145-160; Duyck, 1999). İmplantlarda meydana gelen kuvvetler;

1. Protez üzerine uygulanan oklüzal kuvvetlerin büyüklükleri, yönleri ve konumları,
2. Protezin tipi, geometrisi ve rijiditesi,
3. İmplantın şekli, formu, yüzey alanı, çapı ve boyun genişliği
4. İmplant ve protetik unsurların bağlantı şekli,
5. İmplant ve protezlerin mekanik özellikleri,
6. Karşıt arkın durumu,
7. Kemiğin kantitesi, kalitesi,
8. Beslenme alışkanlığı

gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterir (Stegaroiu *et al.*, 1998). Bir implant kuvvete maruz bırakıldığında meydana gelen bileşke kuvvetlerden vertikal kuvvetler, implantın uzun aksına paralel gelirken, horizontal kuvvetler protezin düzlemi ile aynı doğrultuda izlenir (Misch 2005, s.71-83).

Vektörel bir büyüklük olan kuvvetin şiddeti ve doğrultusu dişler veya implantlar üzerine etki edecek olan kuvvetlerin anlaşılmasında oldukça önemlidir. Kuvvetin sadece büyüklüğünü belirlemek yeterli olmayıp, uygulanacak kuvvetin yönünü de bilmek önem arz eder (Dalkız, 2009, s.152).



Şekil 2.10. Kuvvetin komponentleri (Misch, 2005, s.311)

Mericske-Stern *et al.,* (2000) çalışmalarında, oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğünün; implant ve çevre dokulara etki eden çekme–basma kuvvetlerinin özelliklerini etkilediğini ifade etmişlerdir. Weinberg (2001) çalışmasında, horizontal kuvvetlerden 10 kat daha büyük olan vertikal kuvvetlerin, horizontal kuvvetlerden daha iyi tolere edildiğini bildirmiştir. Dikey gelen kuvvetler tek yönde harekete sebep olurken, yatay hareketler bukkolingual veya mesiodistal yönde harekete sebep olur.

İmplant destekli protezlerde fonksiyon sırasında meydana gelen kuvvetler, protetik unsurlar ve abutmentler aracılığı ile implantlara iletilir.

İletilen kuvvetlere, implant çevresindeki dokulardan biyolojik bir yanıt verilir (Şahin *et al*., 2002). *Biyomekanik açısından implantın, fonksiyonel kuvvetlere karşı koyarak stabil kalabilmesi için, kemiğin yoğunluğu ve miktarının değerlendirilmesi gereklidir.*

2.1.4.3. İmplant Destekli Uygulamalarda Destek Doku Biyomekaniği

İmplant-kemik ara yüzü, kuvvet uygulandığı zaman viskoelastik bir cevap verir. İmplantta meydana gelen defleksiyon, doğal dişlerde görülen defleksiyondan 10–100 kat daha az olup, alveol kemiğindeki deformasyon ile anlaşılabilir. İmplant ile kemik arasında periodonsiyumun olmaması nedeniyle oluşan sabit bağlantıya bağlı olarak kemikte rezorpsiyon meydana gelir (Koosha ve Mirhashemi, 2013).

Kuvvetlerin kemik içerisinde meydana getirdiği stresler, ara yüz bölgesinde çekme, germe ve makaslama kuvvetleri şeklinde cereyan eder (Misch, 1999). Kemik doku dayanıklığı, çekme kuvvetleri ile %30 oranında, makaslama kuvvetleri ile de %65 oranında azaldığı bildirilmiştir (Xia *et al.*, 2013). Yüksek makaslama kuvvetlerinin, implantlarda yüksek kayıp nedeni olduğu ifade edilmiştir. Doğal dişlerde makaslama kuvvetlerini kompanse eden periodonsiyum, implantlarda bulunmadığı için makaslama kuvvetlerinin etkilerinin daha fazla olduğu bildirilmiştir (Misch, 2005, s.314). Özellikle implantların osseointegrasyon süresince makaslama kuvvetlerinin elimine edilmesi önemlidir (Dalkız, 2009, s.157).

İmplantlarda çiğneme sırasında sert gıdaların etkisiyle oluşan ani kuvvetlerin kemiğe iletim şekli ve süresi önemlidir. İmplant ile kemik arasında meydana gelen sıkı ilişki nedeniyle implanta gelen kuvvetler hiçbir değişikliğe maruz kalmadan kemiğe iletilir. Bu yükler kemikte fraktürlere sebep olabilir. İmplantlara aksiyel yük uygulandığında; gerilme ve makaslama tip kuvvetlere nazaran daha çok basma tip stres meydana gelir. Yükün implantın uzun

aksıyla yaptığı açı arttıkça, basma, gerilme ve makaslama stresleri de artacaktır (Dalkız, 2009, s.159-160).

2.2. İmplant Destekli Protezler

Dişsiz arklarda tercih edilen tedavi seçenekleri, hareketli ya da sabit olarak 2 ayrı şekilde incelenebilir. Kemiğin kalitesi ve kantitesi, oral hijyen durumu, arkların şekli, maliyet gibi faktörler göz önüne alınarak; yapılacak olan tedavinin sabit veya hareketli olmasına karar verilir. Tam dişsiz hastaların implant destekli protetik tedavi planlamalarında etkili olan faktörler aşağıdaki gibi sıralanabilir (Jivraj *et al.,* 2006; Mericke-Stern *et al.,* 2000):

- Rezidüel kemik miktarı
- İmplant sayısı ve kretteki dağılımı
- Karşıt oklüzyon
- Arklar arası mesafe
- Estetik, fonasyon
- Hastanın beklentisi
- Hastanın sosyoekonomik durumu

İmplant destekli protezlerde, total veya parsiyel dişsiz arklara göre bir sınıflandırma geliştirilmiştir (Sadowsky, 1997).

Total dişsiz vakalarda sınıflandırma şu şekildedir:

1. İmplant-doku destekli overdenture protezler

   - İmplant-doku destekli top başlı ataşmanlı protezler
   - İmplant-doku destekli bar ataşmanlı protezler
   - İmplant-doku destekli locator ataşmanlı protezler

2. İmplant destekli köprü ve overdenture protezler

   - İmplant destekli overdenture protezler

- İmplant destekli vida ile takılıp çıkarılabilen köprü ve overdenture protezler
    - Hekim tarafından takılıp çıkarılabilen köprüler
    - Hekim tarafından takılıp çıkarılabilen overdenture protezler
- İmplant destekli sabit köprüler

Parsiyel dişsiz vakalarda ise sınıflandırma şu şekilde yapılmıştır:

1. Simante edilen sabit kuron ve köprüler

2. Hekim tarafından takıp çıkarılabilen vidalı kuron ve köprüler

3. İmplant – diş destekli sabit köprüler

Özellikle dişsiz alt çene olgularında uygulanan konvansiyonel tedaviler sonrasında yaşanan problemler nedeniyle sıklıkla tercih edilen implant destekli protezlerle rehabilitasyonda birçok farklı tedavi seçeneği bulunmaktadır (Bueno-Samper *et al.*, 2010):

- İmplant destekli sabit restorasyonlar
- İmplant destekli overdenture protezler
- İmplant destekli sabit çıkarılabilir (hibrit) protezler
- Anterior implant destekli sabit posterior hassas tutuculu hareketli bölümlü protezler

2.2.1. İmplant Destekli Metal-Seramik Restorasyonlar

İmplant destekli metal-seramik restorasyonların sabit bir tedavi seçeneği olmasının, hastalar üzerinde psikolojik bir avantajı bulunmaktadır. Genellikle hastalar sabit restorasyonları daha kolay benimsemektedirler. Ayrıca, implant destekli hareketli protezler daha fazla düzenleme ve tamir gerektirirler ve yenilen gıdaların protezin altında birikmesi önemli bir problemdir (Misch, 2005, s.252). İmplant vasıtasıyla desteklenmiş sabit protetik restorasyonlar, hareketli protetik restorasyonlara göre;

- Alveoler kemiğin korunması
- Oklüzal vertikal ilişkinin korunması
- Estetik, oklüzyon, fonasyonun geliştirilmesi
- Çiğneme aktivitesinin artması
- Psikolojik motivasyonun artması

gibi birçok avantaja sahiptir (Misch, 2005, s.14-15).

2.2.2. İmplant Destekli Overdenture Protezler

İmplant destekli overdenture protezler ya da implant destekli tam protezler 2-4 implanttan destek alınarak yapılan hareketli protezlerdir (Misch, 2011, s.300). Overdenture protezler, implantın yanında mukozadan da destek alır ve diğer tedavi seçeneklerine göre daha az implant kullanımı ile uygulanabilmektedir (Burns, 2000). Kemik rezorpsiyonu miktarı, karşıt oklüzyon, hastanın ekonomik durumu ve beklentisi implant sayısının belirlenmesinde etkili olan faktörlerdir (Misch, 2011, s.300). İmplant destekli overdenture protezlerin, mandibular tam dişsizlikte uygulanan diğer implant destekli tedavi seçeneklerine göre bazı avantajları bulunmaktadır (Chee ve Jivraj, 2006; Misch, 2011, s.296):

- Daha az sayıda implant kullanılır. Böylece, implant uygulanacak bölge kolaylıkla seçilebilir ve greft uygulama gibi cerrahi yaklaşımlara daha az gerek duyulur.
- Özellikle rezorpsiyonun fazla olduğu vakalarda daha fazla dudak ve yanak desteği sağlanarak estetik arttırılır.
- Laboratuvar işlemlerinin maliyeti daha düşüktür.
- Mevcut tam protez modifiye edilerek kullanılabilir.
- Tamir işlemleri daha kolaydır.
- Hijyen daha rahat sağlanır.

Bunun yanında, bazı dezavantajları da mevcuttur (Misch, 2011, s.297):

- Hastaların hareketli protezi benimsemesi daha zordur.
- Mukoza ile oklüzal düzlem arasında ez az 12 mm mesafe olması gerekir.
- Belirli aralıklarla ataşmanların yenilenmesi ve protezin astarlanması gerekir.
- Posterior bölgede kemik rezorpsiyonu devam eder.
- Protezin altına gıda kaçabilir.
- Protezin hareketi fazla olup hasta memnuniyetini azaltabilir.

2002 yılında Montreal/Kanada'da McGill Ünversitesi'nde yapılan bir sempozyum sonucu mandibular overdenture protezler üzerine McGill konsensüsü yayınlanmıştır. Bu konsensüse göre tam dişsiz hastalarda klasik tam protezler en uygun tedavi seçeneği değildir. İki implantla desteklenen overdenture protezlerin tam dişsizlikte ilk tedavi seçeneği olması gerektiği öne sürülmüştür (Feine *et al.*, 2002). 2009 yılında York / İngiltere'de "İngiliz Protetik Diş Hekimliği Çalışma Topluluğu" üyelerinin katılımıyla gerçekleşen bir panel sonucunda, McGill konsensüsünü destekleyen bir açıklama yapılmıştır. York açıklamasına göre, randomize kontrollü çalışmaların sonuçları implant destekli overdenture protezler ile hastaların memnuniyetinin ve yaşam kalitesinin arttığını göstermektedir (Thomason *et al.,* 2009). İki implant destekli overdenture protezler implant tedavisinin altın standardı olmasa da, performans, hasta memnuniyeti, maliyet ve klinikte harcanan süre göz önüne alındığında, birçok klinisyen tarafından başarılı sayılabilecek bir tedavi seçeneğidir (Thomason *et al*., 2012).

2.2.2.1. Ataşman Tipleri

Overdenture protezlerin planlamasındaki en önemli basamaklardan biri, overdenture protezler ile implantlar arasındaki bağlantıyı sağlayan ataşmanın seçimidir. Ataşman sistemlerin yapısı, şekli, stres iletimi, retansiyon ve reziliens miktarları farklılık göstermekle birlikte hangi ataşman sistemin en iyi olduğuna dair bir fikir birliği bulunmamaktadır (Uludağ ve

Polat, 2010). Ataşman tipi seçiminde etkili olan faktörler (Duyck *et al*., 1999; Geçkili *et al*., 2010; Trakas *et al*., 2006) şunlardır:

- İmplant sayısı ve kretteki dağılımı
- Alveolar kretin formu ve rezorpsiyon miktarı
- Retansiyon ihtiyacının miktarı
- Ataşmanın reziliensi
- Arklar arası mesafe
- Karşıt dentisyonun durumu
- Hastanın beklentisi ve sosyal durumu
- Maliyet
- Ağız hijyeni

İmplant destekli overdenture protezlerde en sık kullanılan ataşmanlar; top başlı, bar, locator, manyetik ve teleskopik ataşmanlardır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.371-383).

Top Başlı Ataşmanlar

İmplant-doku destekli overdenture protezlerde tercih edilen bir ataşman tipidir (Uludağ ve Polat, 2010). Top başlı ataşmanlar rotasyon ve menteşe hareketlerine izin veren esnek ataşmanlardır (Geçkili *et al*., 2010). Top başlı ataşman sistemi, post, O-ring ve metal enkapsülatörden oluşmaktadır. Post kısmı implant üzerine vidalanan erkek parçadır. O-ring ve metal enkapsülatör ise akrilik kaide içinde kalan dişi parçadır. O-ring halka şeklinde bir sentetik polimerdir, metal enkapsülatör içine yerleşmiştir ve posttaki andırkat alanına tutunarak retansiyon sağlamaktadır. O-ring herhangi bir dirençle karşılaştığında kıvrılabilir ve direnç uzaklaştığında orijinal şekline dönebilir (Kulak-Özkan, 2012, s.378; Misch, 2005, s.229; Ulusoy ve Aydın, 2010, s.373). Bazı top başlı ataşman sistemlerde O-ring yerine metal enkapsülatör içine yerleştirilen bir klips bulunmaktadır (Uludağ ve Polat, 2010). Top başlı ataşmanlar sistemlerin retansiyon miktarları,

aktivasyon ve deaktivasyon apareyleri ile arttırılabilmekte veya azaltılabilmektedir (Geçkili *et al.*, 2010).

Top başlı ataşmanın avantajları; değiştirilebilmesinin kolay olması, harekete izin verme özelliği, maliyetinin düşük olması (Misch, 2005, s.229), uygulamasının kolay olması, hacminin küçük olup hastayı rahatsız etmemesi ve hijyenik bir olmasıdır (Uludağ, 2012, s.109). Bunların yanında, zamanla ataşmanın yıpranması ve tutuculuğunun azalması, daha fazla tamir gerektirmesi ve implantlar arasında açı farkı olduğu durumlarda uygulanamaması gibi dezavantajları da mevcuttur (Walton, 2003).

Bar Ataşmanlar

Bar ataşmanlar, 2 ya da daha fazla implantı birbirine bağlayan ünitelerdir (Uludağ, 2012, s.107; Ulusoy ve Aydın, 2010, s.397-446). Bar ataşmanların seçiminde arkın şekli, implantların yerleşimi, arklar arası mesafe ve hastanın ağız hijyeni önem taşımaktadır (Kulak-Özkan, 2012, s.371). Bar ataşmanlar, aşırı rezorbe kretlerin varlığında ve retansiyon ve stabilizasyon ihtiyacının fazla olduğu durumlarda endikedir (Uludağ, 2012, s.108).

Bar ataşmanların avantajları; retansiyon ve stabilitenin iyi olması, implantların splintlenmesi sonucu oklüzal kuvvetlere karşı direncin artması, mandibulada 3-5 implant üzerine hazırlanan bar ataşman ile immediat yüklemenin mümkün olması ve hekimin hasta başında harcadığı sürenin azalmasıdır. Ancak; maliyetin yüksek olması, yapım aşamalarının komplike olması, mekanik bir problem çıkma olasılığının yüksek olması, ağız hijyeni yeterli olmayan hastalarda plak birikimine ve gingival hastalıklara neden olması gibi dezavantajları vardır (Uludağ, 2012, s.107). Farklı tipte bar ataşman sistemler mevcuttur (Uludağ, 2012, s.107-108):

- **U şeklinde kesitli bar:** Rijit bir ataşmandır. Uygulanabilmesi için 4 implant desteği olması gerekmektedir. İmplantlar düz bir dayanak hat şeklinde birleştirilmektedir.
- **Yuvarlak kesitli bar:** Rezilienttir ve implantlara gelen yatay ve çapraz kuvvetleri azaltmaktadır.
- **Yumurta (oval) kesitli bar (Dolder barı):** Rezilienttir, stres kırıcı bir mekanizmaya sahiptir ve indirekt tutuculuk açısından avantajlıdır.
- **Hader barı:** Yuvarlak kesitli bir barın altında dokuya doğru metal bir uzantısı bulunmaktadır. Yarı rezilienttir, menteşe hareketine izin vermektedir.

Bar ataşmanlar prefabrike olabilmekte veya laboratuvarda döküm yoluyla elde edilebilmektedir. Prefabrike barlar daha hassastırlar ancak değerli metallerden elde edildikleri için maliyetleri yüksektir (Kulak-Özkan, 2012, s.373). Bar ataşmanlı sistemlerin uygulanmasında dikkat edilmesi gereken faktörler şunlardır:

- Bar, implantlar arasında düz bir hat şeklinde seyretmeli ve orta hatta dik konumlandırılmalıdır.
- Temizlenebilir bir alan sağlanabilmesi için mukoza ile bar arasında 2 mm mesafe olmalıdır (Kulak-Özkan, 2012, s.373).
- Optimum bar uzunluğu 22-27 mm'dir.
- Bar kret şeklini takip etmeli, oklüzal düzleme paralel seyretmelidir.
- Bar mutlaka pasif bir şekilde yerleşmelidir.
- Barın pozisyonu diş dizimine engel olmamalı ve dil boşluğuna gelmemelidir (Uludağ, 2012, s.108).

Locator Ataşmanlar

Arklar arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda tercih edilen rezilient bir ataşman sistemdir. Locator ataşmanın boyunun kısa olması, implantlar arasında açı farkı (40^{o}'ye kadar) olduğunda bu farkın kompanse edilmesini sağlamaktadır (Kulak-Özkan, 2012, s.380; Uludağ, 2012, s.111).

Locator ataşmanın aşınma direncinin yüksek olması da önemli bir avantajdır (Kulak-Özkan, 2012, s.381).

Locator ataşmanların seçiminde istenilen retansiyon miktarı ve implantların açısı göz önünde bulundurulur. Locator ataşmanların içerisine yerleştirilen orta parça retansiyonlarına göre şeffaf, pembe ve mavi; açılı implantlarda kullanılmak üzere yeşil ve kırmızı renklerdedir. Hastanın durumuna göre uygun parça seçilmektedir (Geçkili *et al*., 2010).

Manyetik Ataşmanlar

Manyetik ataşman sistemler, protezin içinde kalan mıknatıs parça ve implant veya abutment üzerinde bulunan ve mıknatıs tarafından çekilebilen metal parçadan oluşmaktadır (Geçkili *et al*., 2010; Ulusoy ve Aydın, 2010, s.487). Manyetik ataşmanların kullanımı için implantların paralel olması gerekmemektedir ve protezin çok yönlü hareketine izin vermesi implantlara gelen yükün azalmasını sağlamaktadır (Uludağ, 2012, s.113).

Manyetik ataşmanlarda yıllarca alüminyum-nikel-kobalt (AlNiCo) alaşımlar kullanılmıştır. Ancak bu alaşımın ağız sıvılarında korozyona uğraması ve zamanla retansiyonun azalması manyetik ataşmanların popülaritesini azaltmıştır. Top başlı ve bar ataşmanlarla retansiyon ve hasta memnuniyetinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, manyetik ataşmanlar daha başarısız bulunmuşlardır (Chung *et al*., 2004; Tokuhisa *et al*., 2003).

Son yıllarda geliştirilen ve samaryum ve neodmiyum eser elementlerini kullanan manyetik sistemlerin retansiyonunun daha fazla olduğu ileri sürülmektedir. Ceruti *et al*. (2010), daha önceden en az 3 yıl bar veya top başlı ataşmanlı overdenture protez kullanan 16 hastaya, eser element alaşımlarından manyetik ataşman sistem kullanarak implant destekli overdenture protez yapmışlar ve 1 yılın sonunda diğer ataşmanlarla kıyaslandığında hasta memnuniyetinin oldukça yüksek olduğunu (%93) bulgulamışlardır.

Teleskopik Ataşmanlar

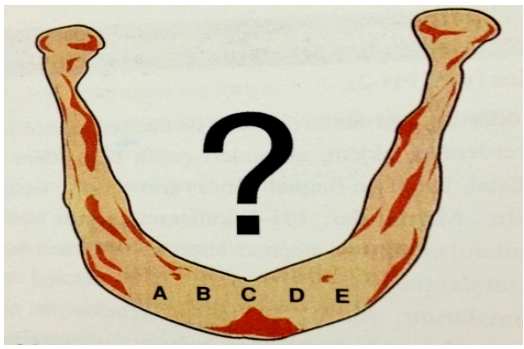
Teleskopik ataşmanlar farklı açılarda yerleştirilmiş olan implantların paralelliğini sağlayan ataşman sistemlerdir. Paralel yüzlü planlamaya sayesinde horizontal stabilite sağlamakta ve lateral kuvvetlere direnç göstermektedir. İleri derecede kemik kaybı olan vakalarda kullanılabilmektedir. Protezin kullanımı rahattır ve geriatrik hastalarda veya felç, parkinson gibi fiziksel kısıtlamaları olan hastalarda teleskopik ataşmanların kullanımı önerilmektedir. Ancak, maliyetinin yüksek olması bir dezavantaj oluşturmaktadır (Uludağ, 2012, s.112).

Mandibular implant destekli overdenture protezlerde kullanılan ataşman tiplerini implant sağkalım oranını, protetik komplikasyonlar ve hasta memnuniyeti açısından karşılaştıran birçok araştırma mevcuttur. Yirmi adet randomize kontrollü klinik çalışma ve 4 prospektif klinik çalışmayı inceleyen güncel bir sistematik derleme (Kim *et al.,* 2012) bulgularına göre, implantların sağkalım oranlarının değerlendirildiği 4 araştırmanın sonuçları; bar ataşmanlarda %95.8-97.5; top başlı ataşmanlarda %92.6-100 ve manyetik ataşmanlarda %91.7 sağkalım oranı olduğunu göstermektedir. Protetik komplikasyonlar en fazla manyetik ataşmanlarda görülmektedir. Top başlı ataşmanların da bar ataşmanlara göre daha fazla klips veya matriks aktivasyonu gerektirdiği tespit edilmiştir. Hasta memnuniyetleri değerlendirildiğinde; 6 çalışmada ataşman tipleri arasında anlamlı fark bulunamamış, 2 çalışmada top başlı ve bar ataşmanların manyetik ataşmanlardan daha iyi olduğu; 2 çalışmada ise bar ataşmanların top başlı ataşmanlardan daha iyi olduğu belirlenmiştir.

2.2.2.2. Mandibulada İmplant Destekli Overdenture Uygulamaları İçin Bölge Klasifikasyonları

En fazla kemik yüksekliği anterior mandibulada, mental foramenler arasında bulunmaktadır. Bu bölge aynı zamanda implant desteği için yeterli kemik yoğunluğuna sahiptir. İmplant bölgesi planlamasında, anterior

mandibulaki mevcut kemik potansiyel implant alanları olarak 5 eşit sütuna bölünür ve bu bölgeler hastanın sağ tarafından başlayarak A, B, C, D ve E olarak adlandırılır (Misch, 2005, s.211-212)(Şekil 2.11.).

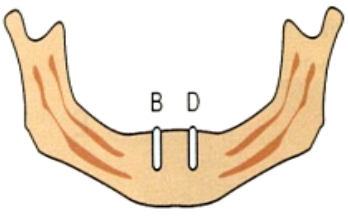


Şekil 2.11. Overdenture protezlerde implant yerleştirilebilecek bölgeler (Misch, 2011).

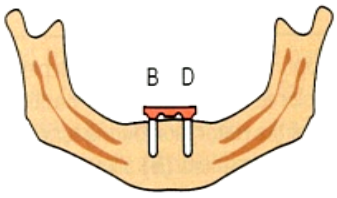
Uygulanacak olan tedavi seçeneğinden bağımsız olarak bu bölgeler belirlenir ve implantlar uygun şekilde yerleştirilirse, ileride implant kaybı olduğunda veya ilave implant yerleştirilerek başka bir tedavi seçeneğine geçilmek istendiğinde zorlukla karşılaşılmaz (Misch, 2005, s.211-212).

2.2.2.2.1. İki İmplant Destekli Overdenture Protezler

Bu tedavi seçeneği hastanın ekonomik durumu ile yakından ilgilidir. İki implant destekli overdenture protezlerde implantların ideal yerleşim alanları B ve D bölgeleridir. Bu implantlar birbirinden bağımsız olabilir veya bir bar ile birbirine bağlanabilir (Misch, 2005, s.214) (Şekil 2.12. ve 2.13.).



Şekil 2.12. B ve D bölgelerine yerleştirilen birbirinden bağımsız implantlar (Misch, 2005, s.214).



Şekil 2.13. B ve D bölgelerine yerleştirilen birbirlerine bar ile bağlanmış implantlar (Misch, 2005).

Top başlı ataşmanlı overdenture protezler

Bu planlamada hastanın beklentisi en az düzeyde olmalı ve anterior bölgede kemik yüksekliği ve genişliği yeterli olmalıdır. Posterior bölgede "U" şeklinde kret olmalı ve kretler stabilizasyon ve retansiyona katkı sağlamalıdır. Bu tasarımın avantajı ağız hijyeninin sağlanmasının kolay olmasıdır. Dezavantajı ise, yeterli retansiyon ve stabilizasyonun elde edilememesidir (Misch, 2005, s. 214).

İmplantların birbirinden bağımsız bir şekilde kullanılabilmeleri için birbirlerine paralel, oklüzal düzleme dik, horizontal olarak aynı yükseklikte ve orta hattan eşit uzaklıkta olmaları gerekmektedir. Aksi takdirde, bir ataşman üzerine daha fazla yük gelir, ataşmanlardan birisi rotasyon merkezi görevi görür ve ataşmanlarda aşınma hızı artar. Birbirinden bağımsız olarak yerleştirilen implantlarda, en yaygın olarak kullanılan ataşmanlar olan top başlı ataşmanlardan (Misch, 2005, s.214-215) başka locator ve manyetik ataşmanlar da uygulanabilmektedir (Trakas *et al.*, 2006).

Bar ataşmanlı overdenture protezler

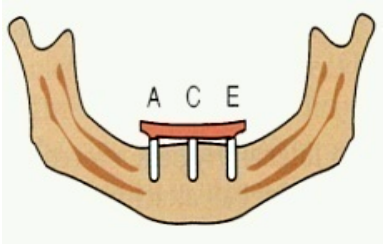
Bu tedavi seçeneğinde, implantlar distal bir kantilever olmaksızın birbirlerine bir bar yardımıyla bağlanmaktadır. Top başlı ataşmanlı overdenture protezlerle kıyaslandığında, bar ataşmanlı protezlerdeki implantlara gelen yük miktarı daha azdır (Mericke-Stern *et al.,* 1996; Misch, 2005, s. 215). Eğer 8 mm veya daha kısa boyda implant yerleştirilmişse, bar ataşman ile bağlanmaları tavsiye edilmektedir (Chee ve Jivraj, 2006).

Bu tasarımda implantlar A ve E bölgelerine yerleştirilmemelidir. Aksi takdirde bar kavisli bir şekilde hazırlanmak zorunda kalır ve bunun sonucu olarak; barın fazla esnek yapı sergilemesi, protezin ön bölgesinde moment kuvvetlerinin artması, vida gevşemesi gibi problemler ortaya çıkmaktadır (Misch, 2005, s.215-216). İmplantlar birbirlerine yakın yerleştirilip implantlar arasındaki mesafe 20 mm'den az olduğunda, barın uzunluğu çok kısa olacağından, retansiyonu da yeterli olmayacaktır (Spiekermann *et al.,* 1995, s.151). Bar ataşmanlı overdenture protezlerde implantların pozisyon ve açılarından kaynaklanan problemler bir miktar tolere edilebilmektedir. Ayrıca bar ataşmanlar protezin stabilizasyonuna da katkı sağlarlar (Chee ve Jivraj, 2006b; Mericke-Stern *et al.,* 2000).

2.2.2.2.2. Üç İmplant Destekli Overdenture Protezler

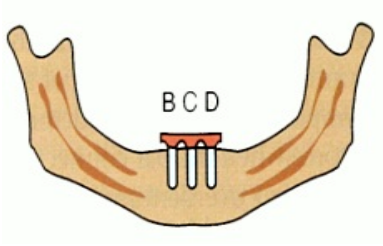
Bu tedavi planlamasında implantlar A, C ve E bölgelerine yerleştirilmekte ve distal kantileveri olmayan bir bar bağlantısı ile bağlanmaktadır (Şekil 2.14.). İki implant destekli bar ataşmanlı overdenture protez seçeneği ile kıyaslandığında; bar esnekliğinin 6 kat azalması, protezin retansiyonunun artması, implantlara gelen yükün azalması, implant-kemik yüzey alanının artması, daha az vida gevşemesi gibi birçok avantajı bulunmaktadır (Misch, 2005, s.218).

A, C ve E bölgelerine yerleştirilen implantlar düz bir hat üzerinde olmamalıdır. C bölgesindeki implant, A ve E bölgelerindeki implantları birleştiren çizgiden ne kadar uzakta olursa (A-P mesafe), sistem biyomekanik olarak o kadar stabil olmaktadır (Misch, 2005, s.218). Özellikle V şeklinde olan arklarda bu tasarım kullanılmalıdır (Mericke-Stern *et al.,* 2000).



Şekil 2.14. A, C ve E konumlarındaki implantlar (Misch, 2005, s.218).

Posterior bölgede kemik desteğinin zayıf olduğu hastalarda, stabilite eksikliği anterior implantlara daha fazla yük gelmesine neden olmaktadır. Bu vakalarda implantların B, C ve D bölgelerine yerleştirilmeleri önerilmektedir (Şekil 2.15.). Böylece, protezin hareketi artacak ancak implantlara gelen stres azalacaktır (Misch, 2005, s. 218).



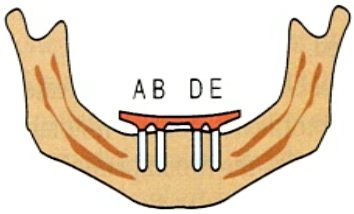
Şekil 2.15. B, C ve D konumlarındaki implantlar (Misch, 2005, s.218).

2.2.2.2.3. Dört İmplant Destekli Overdenture Protezler

Bu planlamada implantlar A, B, D ve E bölgelerine yerleştirilip barla bağlanmaktadır ve tasarım, her iki tarafta 10 mm uzunluğunda kantilever yapılmasına olanak vermektedir (Şekil 2.16.). Bu tedavi seçeneğinin tutuculuğu ve stabilizasyonu diğer seçeneklere göre oldukça iyidir, proteze gelen kuvvetler daha iyi karşılanır. Posterior bölgede kemik desteği az olan hastalarda, retansiyon ve stabilizasyon problemi olduğunda, yumuşak doku abrazyonu varlığında ve konuşma zorlukları olan hastalarda bu 4 implant destekli overdenture protezler tercih edilebilirler (Misch, 2005, s. 221, 223).

Distal kantilever yapılması planlanıyorsa, implantların pozisyonu, oklüzal kuvvetler, parafonksiyonel alışkanlıklar, arklar arası mesafe gibi faktörler göz önüne alınmalıdır. Bütün koşullar ideal olduğunda, distal kantileverin uzunluğu A-P mesafenin 1,5 katı olabilir. Ark şekli de distal kantileverin uzunluğunda etkilidir. Konik ark formu en avantajlı ark şeklidir ve 10 mm distal kantilever yapılabilmektedir. Oval şeklindeki ark formunda ise distal kantileverin uzunluğu en fazla 8 mm olmalıdır. Kare şeklindeki ark formunda, A-P mesafe az olacağı için distal kantilever yapılması önerilmemektedir (Misch, 2005, s. 221).

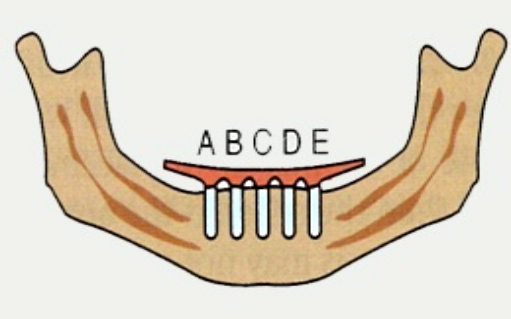
Tutucu olarak distal kantileverler üzerine ve orta hatta yerleştirilen top başlı tutucular kullanılmaktadır. Tutucular esnek olmalı; orta hattaki tutucu protezin vertikal yöndeki hareketine izin vermeli ve protezin posterior kısmı dokuya doğru hareket edebilmelidir (Misch, 2005, s. 221).



Şekil 2.16. A, B, D ve E konumlarındaki implantlar, yaklaşık 10 mm distal kantileveri olan bir bar ile hareketsiz olarak bağlanır (Misch, 2005, s.221).

2.2.2.2.4. Beş İmplant Destekli Overdenture Protezler

Bu tedavi seçeneği, konvansiyonel protezleri ile ciddi sıkıntıları olan ve kullanamayan, vuruk şikayetleri fazla, beklentisi yüksek ve protez hacminin küçülmesini isteyen hastalarda endikedir. İmplantlar A, B, C, D ve E bölgelerine yerleştirilmekte ve A-P mesafenin 2,5 katı uzunluğunda distal kantilever yapılabilmektedir (Şekil 2.17.). Ancak, oklüzal kuvvetlerin fazla olduğu durumlarda kantilever daha kısa hazırlanmalıdır (Misch, 2005, s.221).



Şekil 2.17. A, B, C, D ve E konumlarındaki implantlar, yaklaşık 15 mm distal kantileveri olan bir bar ile hareketsiz olarak bağlanır (Misch, 2005,s.221).

2.2.3. İmplant Destekli Sabit Çıkarılabilir (Hibrit) Protezler

Sabit-çıkarılabilir protezler olarak da isimlendirilen hibrit protezler, genellikle 4 ya da 6 implant kullanılarak, yapay dişlerin akrilik rezin ile metal alt yapıya bağlanmasıyla oluşturulan vida ataşmanlı bir sabit protez tipidir (Sadowsky, 1997; Spiekermann *et al.,* 1995, s.194).

Diş eksikliğinde, çeşitli tedavi seçenekleri arasında hastaların genellikle ilk tercihleri sabit restorasyonlardır. Tam dişsiz bir mandibula için sabit tedavi seçenekleri İmplant destekli metal-seramik restorasyonlar veya hibrit protezlerdir. Hibrit protezlerin implant destekli metal-seramik restorasyonlara göre bazı avantajları bulunmaktadır:

- Orta veya ileri derecede kemik rezorpsiyonu varlığında arklar arası mesafe arttığı için, implant destekli mandibular sabit restorasyonlar (İDMSR) biyomekanik ve estetik açıdan yetersiz kalmaktadır. Hibrit protezler ile ideal diş boyutlarına sadık kalınabilir, geriye kalan doku eksikliği de dişeti rengindeki akrilik rezinle istenilen boyutlarda giderilebilir ve estetik bir sonuç elde edilebilir (Sadowsky, 1997; Misch, 2005, s.98-99). Ayrıca, arklar arası mesafe fazla olduğunda, İDMSR' de kalın bir metal alt yapı hazırlanması gerekir. Bu durum da fırınlama işlemlerinde metalin ısınıp soğuması sırasında metalde ve seramikte problemlere neden olur (Misch, 2011, s.98-99).

- Hibrit protezlerde kullanılan akrilik rezin gelen kuvvetleri absorbe edebilir ve implanta iletilen yükü azaltır (Misch, 2011, s.98-99).

- Hibrit protezlerde yapay dişlerin kırılması sonucunda tamiri, metal destekli bir restorasyona göre çok daha kolaydır (Bueno-Samper *et al.*, 2010; Misch, 2011,s. 98-99; Stevens *et al.*, 2000, s.38-40).

- Hibrit protezlerin implant destekli sabit protezlere göre bir diğer önemli avantajı maliyetinin daha düşük olmasıdır (Bueno-Samper *et al.*, 2010; Misch, 2011,s. 98-99; Stevens *et al.*, 2000, s.38-40).

- Vida retansiyonu simantasyona göre avantajlıdır. Çünkü derinde kalan kron kısmındaki taşan siman artıklarını temizlemek zordur (Arat Bilhan ve Bilhan, 2012).

Hibrit protezlerin, kemik rezorpsiyonunun fazla olduğu durumlarda tercih edilen bir diğer tedavi seçeneği olan implant destekli overdenture protezlere göre bazı üstünlükleri mevcuttur:

- 2 veya 4 implant ile yapılan overdenture protezler ile kıyaslandığında, 5 implant kullanılarak hazırlanan implant destekli hibrit protezler daha stabildir ve kullanımları daha rahattır (Lindquist *et al.,* 1998).

- Sabit restorasyonlar ile hastalar psikolojik olarak daha rahat hissetmektedirler (Misch, 2011).

- Overdenture protezler daha fazla tamir ve yeniden uyumlama gerektirirler (Walton ve MacEntee, 1993). Overdenture protezlerin tutucularının 6 ay-2 yıl arasında değiştirilmesi veya modifiye edilmesi gerekmektedir (Misch, 2011,s. 98-99).

- Hibrit protezler ile rehabilite edilen hastalarda, posterior bölgedeki kemik kaybı daha azdır (Misch, 2011, s. 98-99).

2.2.4. Anterior İmplant Destekli Sabit Posterior Hassas Ataşmanlı Hareketli Bölümlü Protezler

Mandibular tam dişsizliklerde, anteriorda kemik rezorpsiyonun az; posteriorda iseyetersiz kemik hacminin olması oldukça sık karşılaşılan bir durumdur.Bu vakalarda overdenture protezlere bir alternatif olarak, anterior bölgeye yerleştirilen 3-4 implant üzerine metal-seramik restorasyon; posterior bölgeye ise hassas ataşmanlı hareketli bölümlü protez yapılabilmektedir (Pellecchia *et al.,* 2000; Starr, 2001). Bu tedavi seçeneğinin overdenture protezlere göre avantajları (Çoğalan, 2011; Pellecchia *et al.,* 2000; Starr, 2001):

- Stres kırıcı özelliği olan tutucuların kullanılabilmesi
- Anterior bölgede metal-seramik restorasyonla daha iyi bir estetik elde edilmesi
- Anterior rehberliğinin sağlanması,
- Protez hacminin küçülmesi,
- Hasta açısından manipülasyonun kolay olması
- Retansiyon ve stabilitenin farklı tutucu seçenekleri ile ayarlanabilmesidir.

2.3. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliği biliminde, ağız içerisinde meydana gelen kuvvetleri iyi bir şekilde tanıyıp, analizlemesi ve bu analizler neticesinde kuvvetleri fizyolojik sınırlar içerisinde dağıtarak restorasyonların oral rehabilitasyon kurallarına uygun şartlarda olması sağlanmalıdır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.94-120). Başarılı bir restorasyonun uygulanabilmesi için, kullanılacak olan materyallerin mekanik özelliklerinin ve bu materyallerin gelebilecek olan kuvvetler karşısındaki stres ve gerilmelerinin bilinmesi gerekmektedir. Doku ve organların, gelecek olan kuvvetler karşısında sergileyeceği davranışların tespit edilmesi; oldukça zor, maliyetli ve riskli olduğu gibi, bazı durumlarda da imkansızdır. Söz konusu etkenler göz önüne alındığı zaman, canlı dokuların

modelleri yapılması ve bu modeller üzerinde kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır. Bu streslerin tespiti için çeşitli kuvvet analiz yöntemleri mevcuttur (Adıgüzel, 2010; Ulusoy ve Aydın, 2010 s.96):

1.Fotoelastik stres analiz yöntemi

2.Gerilim ölçer stres analiz yöntemi

3.Kırılgan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi

4.Holografik interferometri (Lazer Işını) ile kuvvet analizi

5.Termografik kuvvet analiz yöntemi

6.Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi

7.Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

2.3.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik stres analiz yöntemi, çift kırıcılık özelliği gösteren transparan materyallerin polarize ışık altında stres uygulandığında ortaya çıkan değişik renkli şekillerin yorumlanması ile uygulanan bir stres analiz yöntemidir. Meydana gelen bu şekiller, polarize ışığın iç stresler nedeniyle farklı hızlar gösteren 2 ayrı dalgaya ayrılması ile oluşur. Kompleks yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimler, gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürülür. Modellere özel şartlar altında yüklemeler yapılıp, oluşan stresler polariskop denilen aygıt yardımı ile tespit edilir. Diğer yöntemlere nazaran iç baskıların doğrudan gözlemlenmesine olanak sağlamaktadır (Caputo ve Standlee, 1987; Lyons *et al.*, 2005; Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 96-111).

2.3.2. Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik çeşitlere

sahip; yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişiklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlarla yapılan stres analiz yöntemidir. Ağız içinde oluşan streslerin in-vivo olarak değerlendirmesine olanak sağlarlar (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 111-112).

2.3.3. Kırılgan Vernik Kaplama Teknigi İle Kuvvet Analizi

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlandıktan sonra yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olarak izlendiği bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 112).

2.3.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) İle Kuvvet Analizi

Holografik interferometri, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Yüzey deformasyonlarını, nanometre boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştüren oldukça hassas olan bu yöntemde test modeli gerçek boyutlarında incelenebilir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 115-119).

2.3.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Homojen, izotropik bir materyalin periyodik olarak kuvvete maruz kalması sırasında ısıda meydana gelen periyodik değişikliklerin, materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılı olduğu prensibini savunan bir stres analiz yöntemidir. Çiğneme sırasında bu yöntemin kullanılabilmesi için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşılabilmesi bu yöntem için önemli bir noktadır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 119).

2.3.6. Radyotelemetri İle Kuvvet Analizi

Yöntem düzenek olarak bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, cisme adapte edilmiş gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir

veri kaydediciden oluşmaktadır. Bu teknikte birleşik bir donanım ve yazılım programı kullanılarak elde edilen veriler herhangi bir aracıya ihtiyaç duyulmadan transfer edilebilirler. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olur, bunun neticesinde radyotelemetrede frekanslar etkilenerek sonuçlar meydana gelir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 119-120).

2.3.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA)

Biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanan bu analiz yöntemi; bir nevi bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir. Bu yöntemin uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.113-115).

İlk kez 1960'ların başlarında özelllikle havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş olup, günümüzde statik analizlerin yapılmasında, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesinde, elektromanyetik analizlerin yapılması gibi birçok alanda kullanılmaktadır (Ebrahimi, 2012, s.3-5; Geng *et al.*, 2001; Holmgren *et al.*, 1998; Wakabayashi *et al.*, 2008).

Özellikle otomotiv, uçak ve inşaat endüstrileri alanlarında yaygın olarak kullanılan sonlu elemanlar analiz yöntemi, analizi çok pahalı deneysel araç ve yöntemler gerektiren birçok malzemenin kolayca incelenmesine olanak sağlar (Ebrahimi, 2012, s.3). Ayrıca bu alanlarda üretilmesi planlanan protiplerin üretilmesinden önce bilgisayar ortamında yapılan analizlerle en uygun dizaynın oluşturulmasına yardımcı olan bir yöntemdir.

Dental materyaller gibi oldukça karmaşık geometriye sahip materyallerin analizlerini yapmak oldukça zordur. Sonlu elemanlar analiz

yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyalerin kolaylıkla analizinin yapılmasına olanak sağlayan bir yöntemdir (Baiamonte *et al*., 1996). 1960'ların sonunda Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, 1970'li yıllarada Farah ve arkadaşların yaptığı çalışmalarla diş hekimliğindeki yerini almaya başlamıştır (Baiamonte *et al*., 1996; Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995; Mackerle, 2004; Moratal, 2010a, s.3-5).

Bu yöntem ile analizler tek boyutta, 2 boyutta ve 3 boyutta yapılabilmektedir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak çözümü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilmektedir (Adıgüzel, 2010; Geng *et al*, 2001; Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 119-120). Kısacası sonlu elemanlar analizi "parçadan bütüne gitme" prensibine dayanır (Ebrahimi, 2012 s.3-5; Wakabayashi *et al*., 2008).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin uygulanacağı deney parçasının 3 boyutlu katı modelinin oluşturulmasında farklı yöntemlerin kullanılması mümkündür (Ebrahimi, 2012, s.33). En sık kullanılan yöntemler (Hancı *et al*., 2000, s.10-55.) MR ve CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması ve koordinat belirleme cihazlarıyla elde edilen nokta ve yüzey verilerinden model oluşturulmasıdır. Bu yöntemlerin kullanılmasında karşılaşılabilecek olan en temel problem, MR ve CT görüntüleme sistemleri ile sonlu eleman stres analiz yönteminde kullanılacak olan katı modelin oluşturulmasında kullanılan CAD (*computer aided design*) programları arasında uyumsuzluk ve koordinat belirleme cihazlarıyla sayısallaştırılmış nokta veya yüzey datalarının 3 boyutlu katı model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersizliği olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu nedenle, bu analiz yönteminin kullanıldığı durumlarda, katı model üzerinde gerekli düzenlemeler yapılarak modeller elde edilmelidir.

Sonlu eleman stres analiz yöntemi özellikleri (Moratal, 2010a, s.4-5)

1. Karmaşık geometriye sahip yapılar için uyumluluk

2. Değişik yapısal problemler için uyumluluk
3. Teorik temellerin güvenirliği
4. Doğruluğun güvenirliği
5. Hesaplama verimliği

şeklinde sıralanabilir.

Sonlu eleman stres analiz yönteminin avantajlarını şu şekilde sıralamak mümkündür (Chun *et al.*, 2002; Ebrahimi, 2012, s.15-16; Logan, 2007, s.19-23; Menicucci *et al.*, 2002; Moratal, 2010a, s.4; Tunalı, 2000, s.44):

1. Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile oldukça karmaşık geometriye sahip cisimler rahatlıkla ve güvenli bir şekilde analiz edilebilir.
2. Bağlantı noktası fazla olan cisimler (delikli veya köklere sahip cisimler) rahatlıkla analiz edilebilir.
3. Yapısında değişik malzeme ve geometri özelliklerini barındıran cisimlerin ek bir zorluk çıkartmadan analizleri gerçekleştirilebilir.
4. Neden–sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, yapının bütününü değerlendirerek değil de küçük bir yapıda çözümlenerek, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sorunu basite indirerek, sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar.
5. Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
6. Karmaşık yapılarda ve problemlerde sebep–sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metodlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir.

Sonlu eleman stres analiz yönteminin avantajlarının yanında dezavantajları da bulunmaktadır (Holmgren *et al.*, 1998; Logan, 2007, s.19-23):

1. Analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan donanıma sahip bilgisayar ve *software* programlarının maliyetleri fazladır.
2. Gelişen teknolojiyle doğru orantılı olarak mevcut olan *software* programlarının düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.
3. Bu yöntemle yapılan araştırmaların doğruluğu malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi kilit noktalara bağlıdır.

2.3.7.1. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

1-*Pre-processing*: İncelenecek yapının modelinin elde edilmesi

Katı modelin oluşturulması için gerekli olan yöntemlerden birinin kullanılıp, bilgisayar ortamında CAD programı vasıtasıyla modelin oluşturulması ile ilk aşama gerçekleştirilmiş olur. Gerekli olan programların kullanılması sonrasında, analizi yapılacak olan yapı; boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünerek "matematiksel model" denilen bir ağ yapıya (*mesh*) dönüştürülür (Akça *et al.*, 2002; Ebrahimi, 2012, s.33-38; Geng *et al.*, 2001; Moratal, 2010a, s.34-35).

Sonlu eleman analiz yönteminde, katı, sıvı veya gaz gibi gerçek cisimler birbirine bağlanmış sonlu eleman adını alan alt bölümlerle ifade edilmektedir. Bu elemanlar, birbirlerine düğüm noktası (*node*) adı verilen noktalardan bağlanmışlardır. Düğüm noktaları genellikle elemanların birbirlerine bağlandıkları yerler olan eleman sınırlarında bulunmaktadır. Model ağını oluşturan elemanlar, sanal stresler altında gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı bulundukları diğer elemanlara aktararak onların da etkilenmelerine sebep olurlar (Logan, 2007, s.7-23) Düğüm noktalarının oluşturulması ile sınır koşulları (*boundary conditions)* oluşturulur. Sınır koşulları, streslerin ve deplasman hareketlerinin sınır ifadelerini kapsar (Logan, 2007, s.39-52). Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetlerin nereden uygulandığı gösterilir. Analizin yapılacağı cismin hangi bölgesinden kuvvet uygulanacağına göre sınır şartları belirlenir (Moratal, 2010b, s.80-99). Düğüm noktaları, birbirleriyle köşe noktalardan birleşebilen eşit büyüklükteki sonlu

sayıdaki elemanlara bölünmüştür. Eleman sayısının artması, sonucun gerçeğe daha yakın olmasına olanak sağlarken, hata ihtimalini de artırmaktadır (Akça *et al*., 2002; DeTolla *et al*., 2000; Geng *et al*., 2001).

2-Analiz: Verilerin *software* programına yüklenmesi

Oluşturulan katı modelde var olan farklı elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmalıdır. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde elastisite modülü ve poisson oranları kullanılır (Tablo 2.1). Yükleme koşullarının belirlenmesi ile birlikte uygulanması düşünülen kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir (Ebrahimi, 2012, s.38-41; Logan, 2007, s.39-52).

Modeldeki her eleman, analizi planlanan ana modelin bütün özelliklerine sahip olduğu için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş oldukları tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Yüklemeler altında elde edilen veriler depolanır.

Tablo 2.1. Elastik modülü ve Poisson Oranı (Ozan ve Ramoglu, 2014)

	Elastiklik Modülü	**Poisson Oranı**
Cr-Co	100000	0,35
Kortikal	13700	0,3
Titanyum	117000	0,35
Spongiyoz	1850	0,3
PMMA	3000	0,35
Mukoza	680	0,45

3-*Post-processing*: Analizin çözümlenmesi.

Sonlu eleman analiz yönteminde, her bir alt yapının çözümlenmesi ile sonuçlar elde edilir (Geng *et al*, 2001; Logan, 2007 s.7-15). Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler neticesinde farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler, asal gerilimler (*principal stresses*), eksensel gerilimler (*axial stresses*), yer değiştirme değerleri (*displacements*), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (*equivalent stresses*) dir (Ebrahimi, 2012, s.42-43, Geng *et al.*, 2001, Logan, 2007, s.25-27).

Veriler değerlendirilirken, analizi yapılan materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınıp ona göre değerlendirilmede kullanılacak olan analiz yöntemi seçilir. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde; kırılgan mateyaller (kemik, greft materyallleri, porselenler) için asal gerilim (*principal stresses)* değerleri, metaller gibi çekilebilir materyaller için Von Mises stres (*equivalent stresses*) değerleri kullanılabilir (Ebrahimi, 2010, s.44). Asal gerilim değerleri için elde edilecek olan en yüksek değer (*maximum principal stress*) modelde oluşan gerilme (çekme) tip gerilimi; en düşük asal gerilim (*minimum principal stress*) ise modelde oluşan sıkışma tip gerilimi ifade eder. Ayrıca Von Mises değerleri ile tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi elde edilebilir (Ebrahimi, 2010, s.42-44; Geng *et al.*, 2001; Hong *et al.*, 2012; Tabata *et al.*, 2010).

2.3.7.2. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminde Sonuçların Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz metodunda en önemli nokta; doğru kesitler elde edilip, düğümlerdeki stres miktarının doğru ve tam bir biçimde değerlendirilmesi ve diğer örneklerle kıyaslama yaparak anlamlı sonuçların elde edilmesidir (Logan, 2007, s.31-65; Gokhale *et al., 2008,* s.1-15). Asal gerilimlerin değerlendirilmesi ile kırılgan materyaller hakkında bilgi elde edilebilirken, Von Mises değerleri ile tüm yapıda meydana gelen makaslama kuvvetlerinin bileşke değerleri hakkında fikir sahibi olunabilir (Adıgüzel, 2010; Ebrahimi, 2010, s.42-44). Ayrıca Von Mises değerleri, plastik

deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile ilgilidir. Yield noktasını tanımlamak için kullanılır. Bir materyalin yield noktasının aşılması durumunda materyal elastik davranış gösteremeyip, deformasyona maruz kalır (Chen *et al.*, 2010).

2.3.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemleri

İki boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi:

İki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi, diş hekimliğinde bilimsel araştırmalarda sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Ancak; son zamanlarda bazı kapsamlı çalışmalarda kullanılan materyalin çeşitliliği, kompleksliği ve 3 boyutlu morfolojik yapıların varlığı nedeniyle 2 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi yetersiz kalmaktadır (Gokhale *et al.*, 2008 s.85-111; O'Grandy *et al.*, 1996; Yang *et al.*, 2001).

Üç boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi:

Üç boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi, 2 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemine göre kompleks yapıların simülasyonu için daha uygun bir yöntemdir. Bu yöntem, diş hekimliğinde kullanılan birçok araştırma metoduna göre daha fazla mühendislik bilgisi gerektirmektedir. Üç boyutlu sonlu eleman analiz yönteminde kullanılacak olan modelin biyolojijk bir yapı, düzensiz köşeler ve farklı materyalleri içermesi durumunda oluşturulması oldukça zordur (Aussiello *et al.*, 2001; Gokhale *et al.*, s.111-140; Lin *et al.*, 2000). Karmaşık bir yapının incelenmesinde, 2 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile 3 boyutlu sonlu elamanlar analiz yöntemi arasındaki seçim; analizin yapılacağı yapının geometrik karmaşası, gereken analiz yöntemi ve bulguların kabul edilebilirliği gibi birçok faktöre bağlıdır (Hood, 1991).

2.3.7.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Sonlu Eleman Stres Analiz Programları:

Teknolojinin gelişmesi ile doğru orantılı olarak ileri işlemci yeteneğine sahip bilgisayarların gelişmesi neticesinde sonlu elemanlar teknolojisi ve bu teknoloji ile kullanılan yazılım paketleri de gelişmektedir. Sonlu elemanlar

analiz yazılımları arasında, teknik olarak farklılıklar olmakla bilrilkte diş hekimliğinde en sık; ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON' isimli programlar kullanılmaktadır (Adıgüzel, 2010; Geng *et al.,* 2001). Bu programların yardımı ile gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları sayısal değerlerle ifade edilebilmekte ve elde edilen verilerin kolayca anlaşılıp, yorumlanabilmesi için renkli görüntüler alınabilmektedir. Programın hazırlamış olduğu renk cetvelleri ile gelen kuvvetlerin değerlendirilmesi rahatlıkla yapılabilmektedir.

2.3.7.5. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin İmplantolojide Kullanımı:

İlk kez; 1973 yılında Tesk ve Widera, sonlu eleman stres analizini diş hekimliğinde kullanmaya başlamıştır (Geng *et al.*, 2001). 1982 yılında Cook et al., (1982) porözlu yüzeye sahip implantlarda sonlu eleman analiz yöntemini kullanarak implantların bağlanma değerlerini incelemişlerdir. 1983 yılında Borches ve Reichart (1983) farklı osteointegrasyon seviyesinde olan implantı 3 boyutlu olarak sonlu eleman analizi ile incelemişlerdir. Yine 1983 yılında Atmaram ve Mohammed, sonlu eleman analiz yöntemi ile, tek bir implantta elastik parametrelerin etkisini, implant geometrisini, implanttaki uzunluk değişkenlerini ve psödo periodontal ligamentlerin etkilerini incelemişlerdir (Atmaram ve Mohammed, 1983). 1990 yılında Williams *et al.,* implant destekli kantilever protezin kemik üzerinde oluşturduğu stresi incelemişlerdir (Williams *et al.*, 1990). Akpınar *et al.* 1996 yılında doğal diş–implant bağlantısını taklit etmek için sonlu elemanlar analizini kullanmışlardır. Sonlu eleman analiz yönteminin temel prensibi olan, kompleks problemleri küçük çözümler halinde çözümleyip, bütüne çözüm bulma yöntemi oldukça başarılı ve kolay bir metottur. Dental implantlar ve kemik dokunun sahip olduğu öğelerin oldukça karmaşık bir geometriye sahip olması, yapılacak olan analiz için sonlu eleman stres analiz yöntemini en uygun araç olarak

göstermektedir (DeTolla *et* al., 2000; Geng *et al.*, 2001, Maurer *et al.,* 1999). Son 20 yıl içerisinde sonlu elemanlar analizi, implant ve çevre dokularda meydana gelen streslerin etkilerini belirleyebilmek için son derece etkili bir araç haline gelmiştir. Zaman içerisinde diş hekimlği biliminde birçok çalışmalarda SESA yönteminden faydanılmıştır (Çoğalan, 2011; Ergin, 2005; Isayev, 2011; Şeker, 2011). Bir implantın başarısındaki ana faktör, implant çevresindeki kemik dokuya stresin ne doğrultuda iletildiği ile alakalıdır. İmplantın etrafına iletilen streslerin ölçülmesinde en kolay ve en güvenilir yol olarak sonlu eleman analiz yöntemi gelmektedir (Clelland *et al*., 1995; DeTolla *et al*., 2000; Geng *et al.,* 2001).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde analizi yapılan materyale gelecek olan stres miktarı uygulanmış olan kuvvetin miktarı ile doğru orantılıdır. Bu analiz yöntemi ile yapılan araştırmalar ile dental implantların başarısı veya başarısızlığı hakkında fikir sahibi olmak mümkündür.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda, sonlu elamanlar stres analiz (SESA) yöntemi kullanılmıştır.

Araştırmamızda, mandibular model üzerinde, değişik lokalizasyon ve pozisyonlarda yerleştirilen 2 adet implant ile desteklenen farklı tip hassas tutuculu overdenture protezde, lokalizasyon ve pozisyon farklılıklarının implant ve kemik üzerinde oluşturduğu streslerin analizi yapılmıştır.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (Seattle, WA, ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, WA, ABD) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc., ABD) analiz programından yararlanıldı.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro yazılımına aktarılmıştır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, protez yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri Tablo 3.1.'de (elastiklik modülü ve poisson oranı) verilmiştir.

Verilerin değerlendirilmesinde kıyaslamadan yararlanılacağı için modellenecek olan overdenture protezin kalınlığı sabit tutulmuştur. Modellenen overdenture protezde, akrilik dişlerden faydalanılmıştır.

Overdenture protezin yüksekliği (bazal kenardan oklüzal tablaya kadar) sabit tutularak standardizasyon sağlanılmıştır.

Tablo 3.1. Materyallerin özellikleri

	Elastiklik Modülü	**Poisson Oranı**
Cr-Co	100000	0,35
Kortikal	13700	0,3
Titanyum	117000	0,35
Spongiyoz	1850	0,3
PMMA	3000	0,35
Mukoza	680	0,45

3.1. Matematiksel Modellerin Hazırlanması

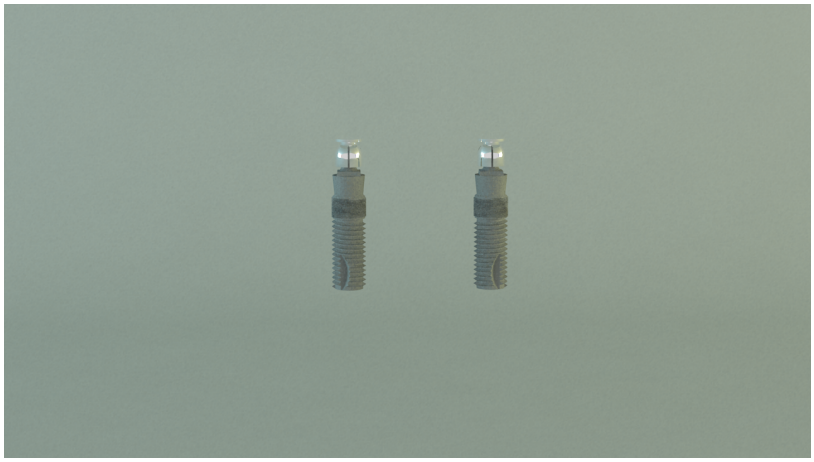
İlk aşama olarak analiz edilecek yapının 3 boyutlu ve gerçek boyutlarla orantılı geometrik ana modeli olan alt çene modeli hazırlanmıştır. Visible Human Project (The National Library of Medicine (NLM), FACT SHEETS Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, ABD) ile alınan dataya VR Mesh programında istenilen modifikasyonlar yapılmıştır.

Mandibula sıklıkla D2 kemik kalitesinde görüldüğü için buna uygun olarak dens trabeküler kemiği kaplayan 2 kortikal kemik ve bunun üzerinde 2 mm kalınlığında mukoza olacak şekilde model oluşturulmuştur. Kortikal ve trabeküler kemik; izotropik, homojen, lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan implantlar günümüzde en çok tercih edilen vida tip implantlar olup, çap ve boyutları aynı çap (3,5 mm) ve boyda (11 mm)

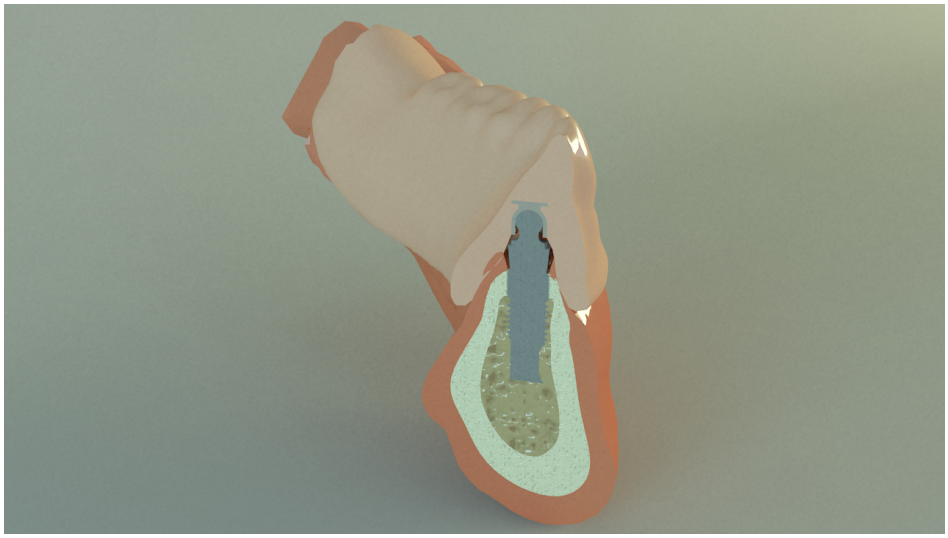
implantlar tercih edilmiştir. Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3d tarayıcısı (Şekil 3.1.) ile 3 boyutlu olarak taranarak, .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderilmiştir (Şekil 3.2).

Şekil 3.1 SmartOptics 3d tarayıcısı

Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılarak, kuvvet aktarımı sağlanmıştır. İmplantlar, modele 90^0'lik açı ile yerleştirilmiştir. Modellerdeki implantların kemikle osseointegrasyonu tam olarak (%100) kabul edilmiştir. Uygulanan kuvvetler altında kemik ile implant arasında hareket oluşmasına izin verilmemiştir.

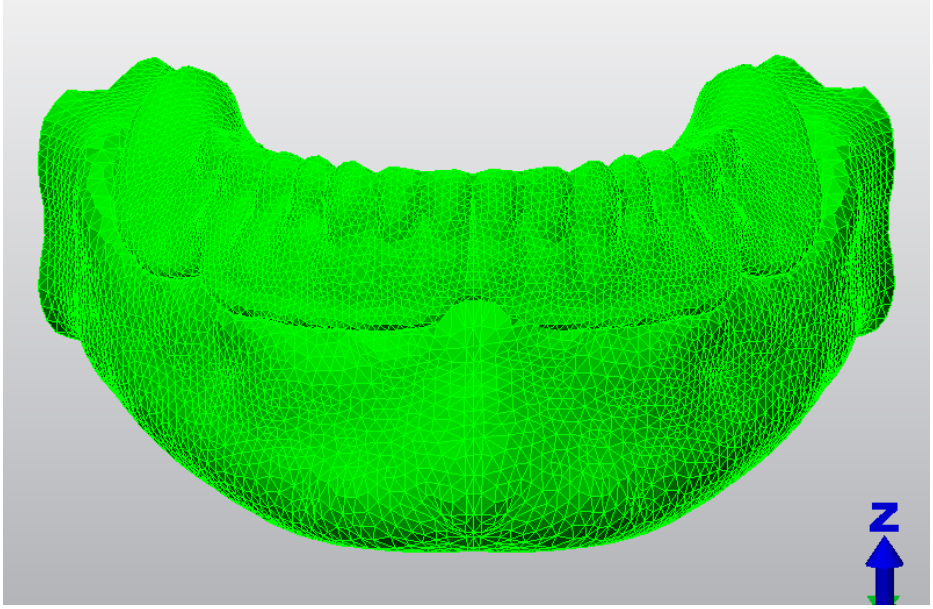


Şekil 3.2. 3 Boyutlu tarama işlemi sonrasında modellenmiş implantlar



Şekil 3.3. Modelin kesit görünümü

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmıştır (Şekil 3.4.). Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmış, 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar tercih edilmiştir.

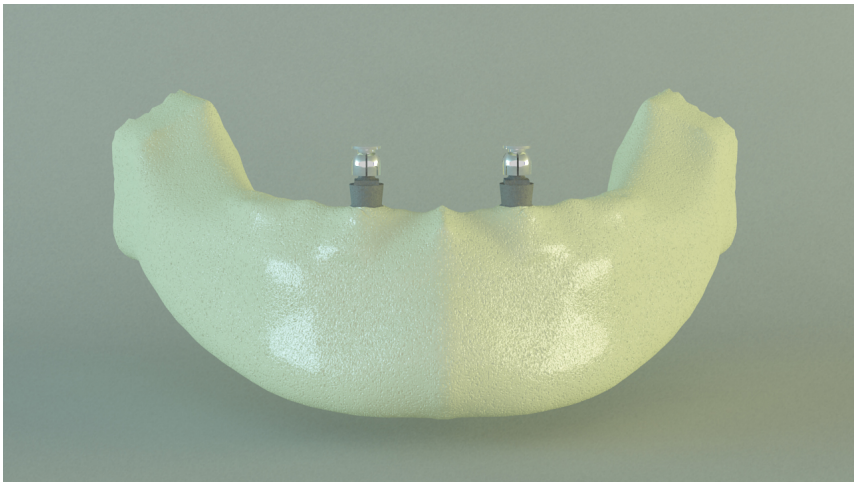


Şekil 3.4. Fempro yazılımına aktarılmış model

Planlanan implant lokalizasyon ve pozisyonlara bağlı olarak; farklı 2 ayrı ataşman ile birlikte 10 ayrı model oluşturulmuştur.

Model 1

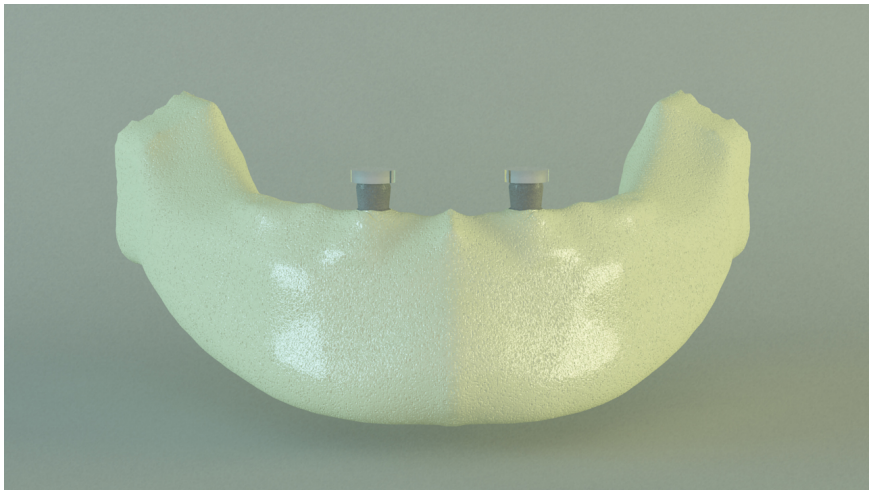
Alt çene modelinde, orta hatta eşit mesafede konumlandırılan (7 mm sağ, 7 mm sol) 2 ayrı implant yaklaşık olarak lateral kesiciler bölgesine yerleştirilmiştir. İmpantlar, birbirleri arası mesafe 14 mm, seviye farkı 0 olacak şekilde konumlandırılmıştır. Kontrol modeli olarak kullanılan model 1'de; overdenture proteze desteklik sağlaması amacıyla top başlı ataşman kullanılmıştır (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. Simetrik konumlandırılmış implantlara destek olarak kullanılan top başlı ataşmanlı modeller

Model 2

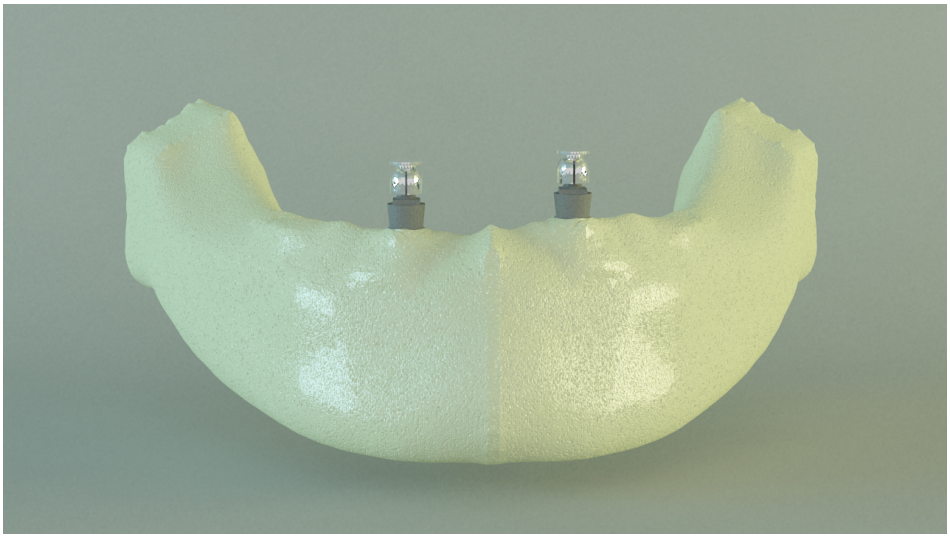
Alt çene modelinde, orta hatta eşit mesafede konumlandırılan (7 mm sağ, 7 mm sol) 2 ayrı implant yaklaşık olarak lateral kesiciler bölgesine yerleştirilmiştir. İmpantlar, birbirleri arası mesafe 14 mm, seviye farkı 0 olacak şekilde konumlandırılmıştır. Kontrol modeli olarak kullanılan model 2'de; overdenture proteze desteklik sağlaması amacıyla locator ataşman kullanılmıştır (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Simetrik konumlandırılmış implantlara destek olarak kullanılan locator ataşmanlı modeller

Model 3

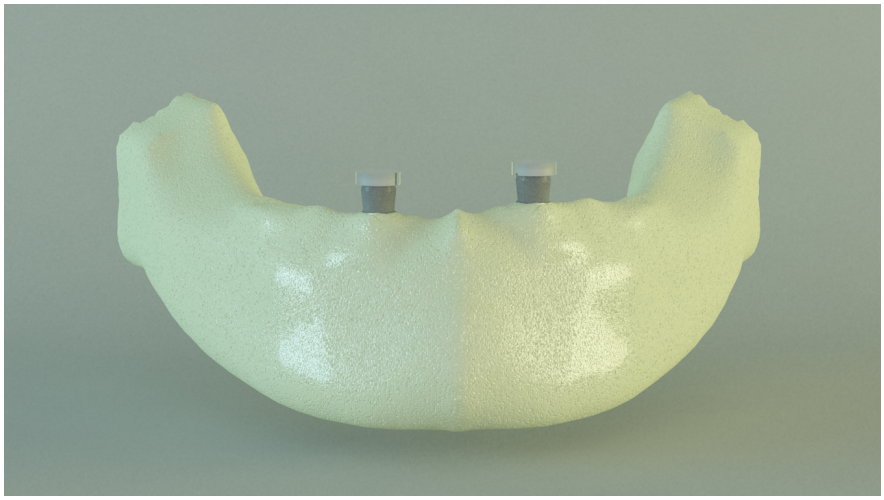
Alt çene modelinde, orta hatta eşit mesafede konumlandırılan (7 mm sağ, 7 mm sol) 2 ayrı implant yaklaşık olarak lateral kesiciler bölgesine yerleştirilmiştir. İmpantlar, birbirleri arası mesafe 14 mm, seviye farkı 1 mm (sol lateral bölgesindeki implant 1 mm yüksek) olacak şekilde konumlandırılmıştır. Model 3'de; overdenture proteze desteklik sağlaması amacıyla top başlı ataşman kullanılmıştır (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan top başlı ataşmanlı modeller

Model 4

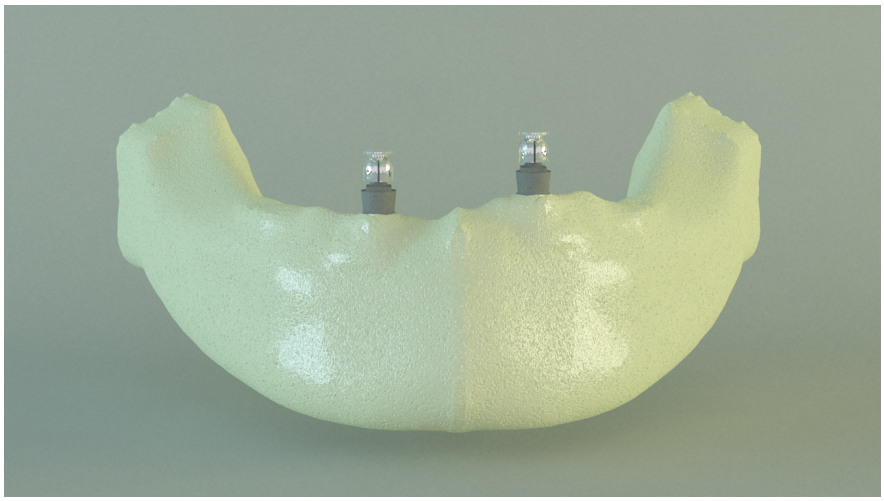
Alt çene modelinde orta hatta eşit mesafede konumlandırılan (7 mm sağ, 7 mm sol) 2 ayrı implant yaklaşık olarak lateral kesiciler bölgesine yerleştirilmiştir. İmpantlar, birbirleri arası mesafe 14 mm, seviye farkı 1 mm (sol lateral bölgesindeki implant 1 mm yüksek) olacak şekilde konumlandırılmıştır. Model 4'te; overdenture proteze desteklik sağlaması amacıyla locator ataşman kullanılmıştır (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan locator ataşmanlı modeller

Model 5

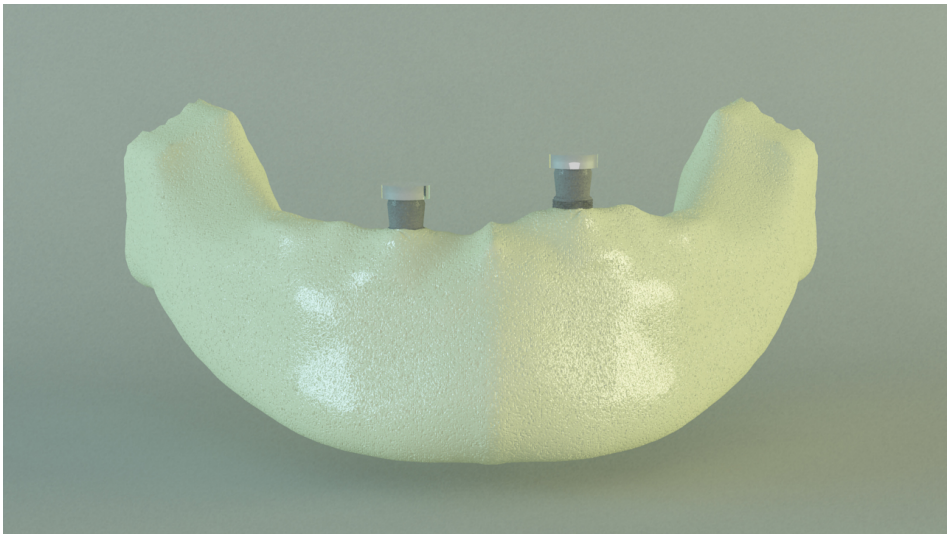
Alt çene modelinde orta hatta eşit mesafede konumlandırılan (7 mm sağ, 7 mm sol) 2 ayrı implant yaklaşık olarak lateral kesiciler bölgesine yerleştirilmiştir. İmpantlar, birbirleri arası mesafe 14 mm, seviye farkı 3 mm (sol lateral bölgesindeki implant 3 mm yüksek) olacak şekilde konumlandırılmıştır. Model 5'de; overdenture proteze desteklik sağlaması amacıyla top başlı ataşman kullanılmıştır (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan top başlı ataşmanlı modeller

Model 6

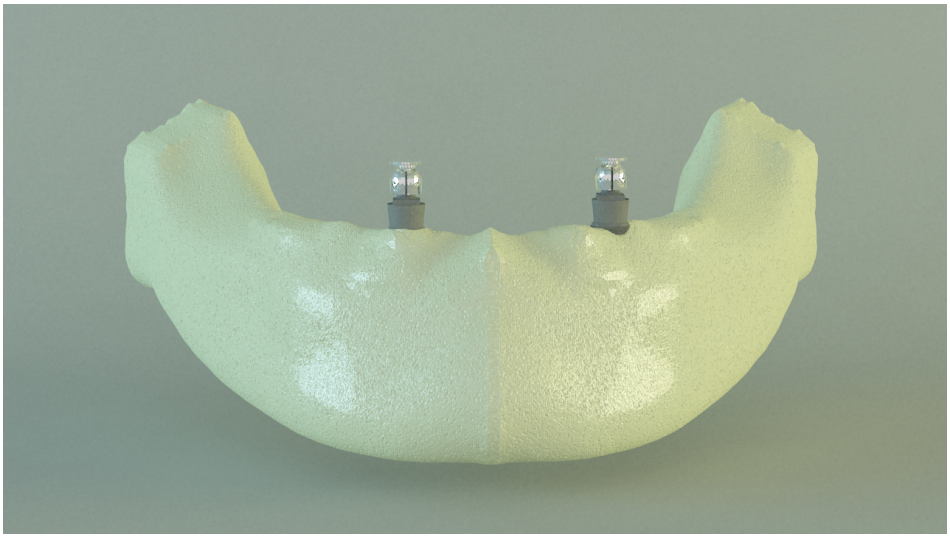
Alt çene modelinde, orta hatta eşit mesafede konumlandırılan (7 mm sağ, 7 mm sol) 2 ayrı implant yaklaşık olarak lateral kesiciler bölgesine yerleştirilmiştir. İmpantlar, birbirleri arası mesafe 14 mm, seviye farkı 3 mm (sol lateral bölgesindeki implant 3 mm yüksek) olacak şekilde konumlandırılmıştır. Model 6'da; overdenture proteze desteklik sağlaması amacıyla locator ataşman kullanılmıştır (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan locator ataşmanlı modeller

Model 7

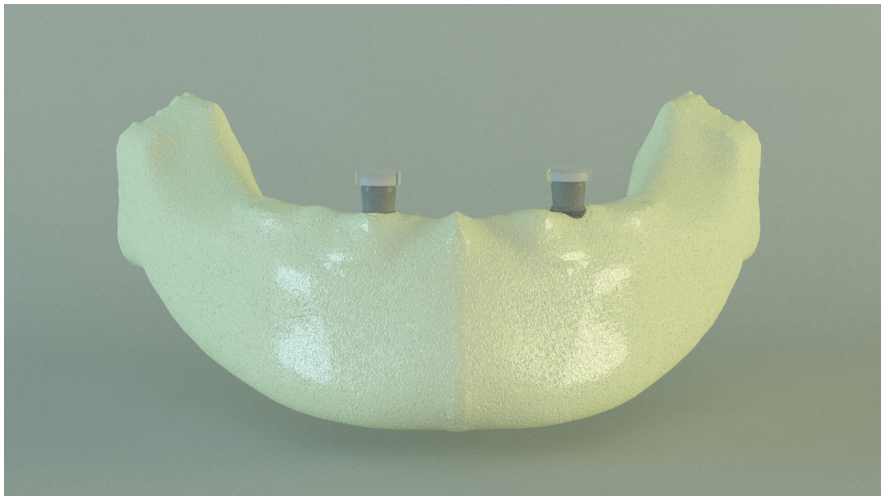
Alt çene modelinde sağ implant orta hattan 7 mm uzaklıkta, sol implant orta hattan 12 mm uzaklıkta, birbirleri arasında seviye farkı olmayacak şekilde konumlandırılmıştır. İmplantlar arası mesafenin 19 mm, seviye farkının ise 0 mm olduğu model 7'de implantlara; overdenture proteze desteklik sağlaması amacıyla top başlı ataşman kullanılmıştır (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11. İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan top başlı ataşmanlı modeller

Model 8

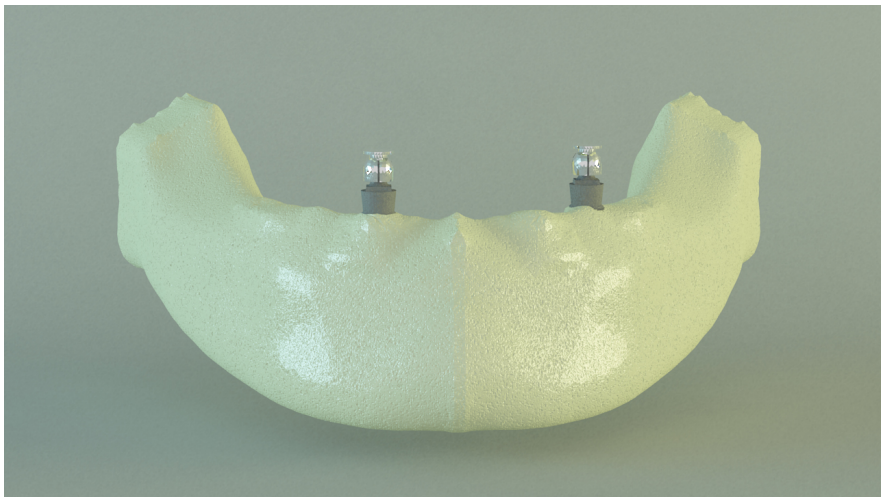
Alt çene modelinde, sağ implant orta hattan 7 mm uzaklıkta, sol implant orta hattan 12 mm uzaklıkta, birbirleri arasında seviye farkı olmayacak şekilde konumlandırılmıştır. İmplantlar arası mesafenin 19 mm, seviye farkının ise 0 mm olduğu model 8'de; overdenture proteze desteklik sağlaması amacıyla locator ataşman kullanılmıştır (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan locator ataşmanlı modeller

Model 9

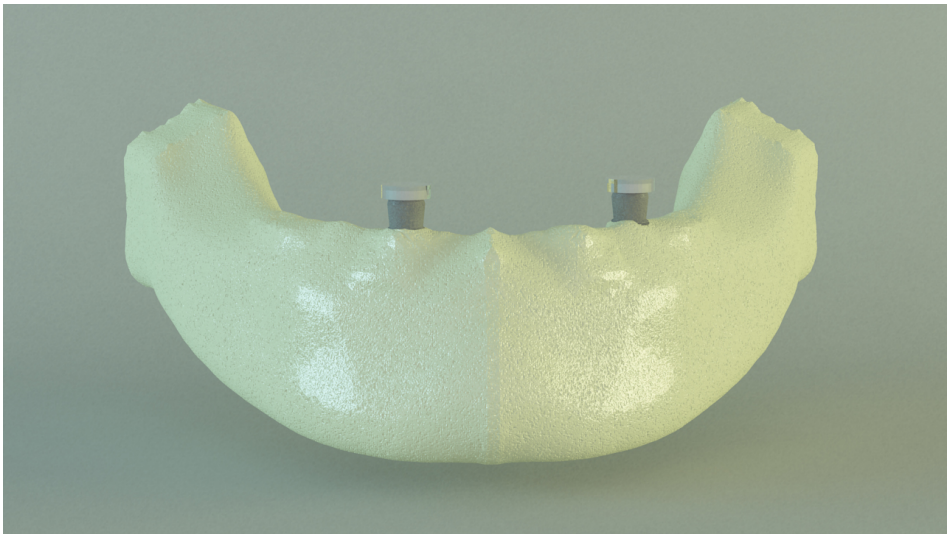
Alt çene modelinde, sağ implant orta hattan 7 mm uzaklıkta, sol implant orta hattan 15 mm uzaklıkta, birbirleri arasında seviye farkı olmayacak şekilde konumlandırılmıştır. İmplantlar arası mesafenin 22 mm, seviye farkının ise 0 mm olduğu model 9'da; overdenture proteze desteklik sağlaması amacıyla top başlı ataşman kullanılmıştır (Şekil 3.13.).



Şekil 3.13. İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan top başlı ataşmanlı modeller

Model 10

Alt çene modelinde, sağ implant orta hattan 7 mm uzaklıkta, sol implant orta hattan 15 mm uzaklıkta, birbirleri arasında seviye farkı olmayacak şekilde konumlandırılmıştır. İmplantlar arası mesafenin 22 mm, seviye farkının ise 0 mm olduğu model 10'da; overdenture proteze desteklik sağlaması amacıyla locator ataşman kullanılmıştır (Şekil 3.14.).



Şekil 3.14. İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu modelde destek olarak kullanılan locator ataşmanlı modeller

Modellerin sahip olduğu düğüm ve eleman sayıları Tablo 3.2.'de görülmektedir.

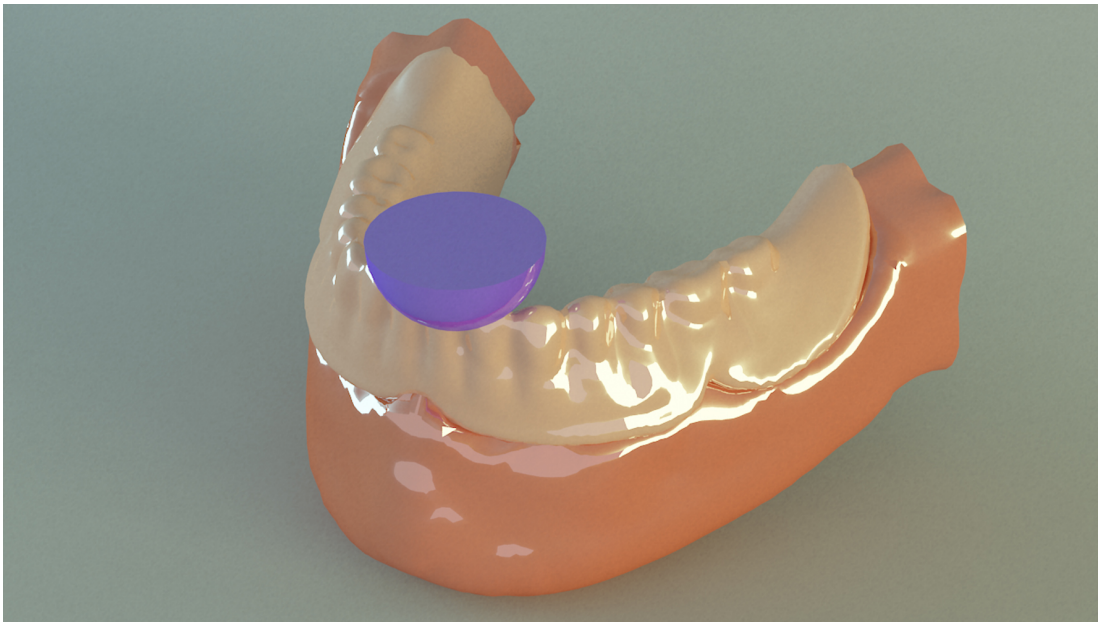
Tablo 3.2. Kullanılan Düğüm ve Eleman Sayısı

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Model 1	163114	737606
Model 2	161344	727998
Model 3	163928	742454
Model 4	163074	738262
Model 5	164142	743752
Model 6	160769	724556
Model 7	164705	745906
Model 8	162207	733905
Model 9	164101	745045
Model 10	164162	743298

3.2. Yükleme

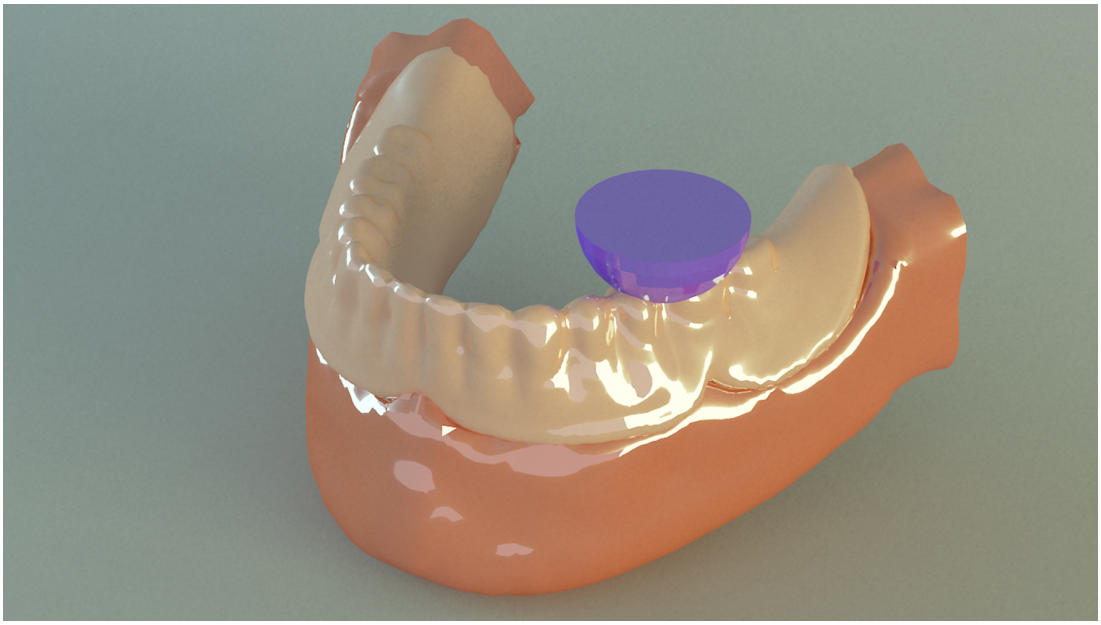
Yaptığımız çalışmada oklüzal kuvvetler, yarıçapı 1 cm olan yarım daire şeklindeki rijit "gıda parçası" vasıtasıyla 100 N (yaklaşık 10.2 kg) olacak şekilde uygulanmıştır. Kuvvetler modeller üzerine,

- Anterior bölgeden (rijit gıda parçasının merkezi orta hatta 2 santral dişin ortasına gelecek şekilde) (Şekil 3.15.)



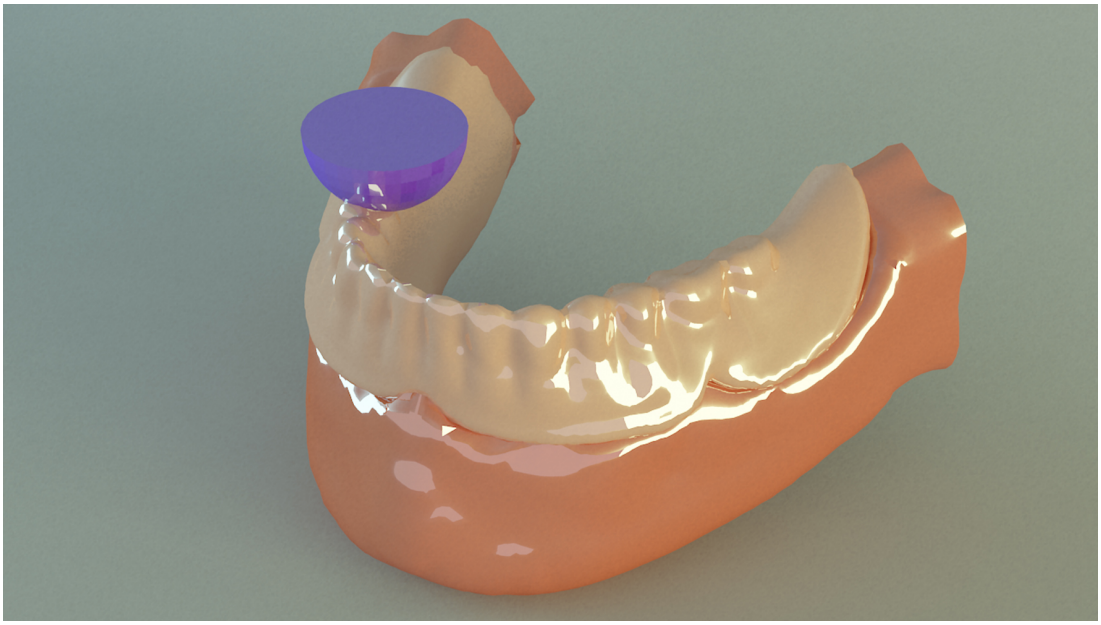
Şekil 3.15. Anterior bölgeden yükleme

- Posterior sol bölgeden (rijit gıda parçasının merkezi sol posterior bölgede 2. küçük azı dişi ile 1. büyük azı dişinin kontak noktasında olacak şekilde) (Şekil 3.16.)



Şekil 3.16. Posterior sol bölgeden yükleme

- Posterior sağ bölgeden (rijit gıda parçasının merkezi sağ posterior bölgede 2. küçük azı dişi ile 1. büyük azı dişinin kontak noktasında olacak şekilde) (Şekil 3.17.)



Şekil. 3.17. Posterior sağ bölgeden yükleme

uygulanmıştır. Kontrol grubuna sol posterior bölgeden yapılan yükleme sonuçları ile sağ posterior bölgeden yapılacak olan yükleme sonuçları ile aynı olacağından, sağ posterior yükleme değerlendirmesinde sol posterior yükleme sonuçlarının simetriği kullanılmıştır. Anterior bölgeden yapılan yüklemeler ısırma kuvvetlerini, posterior bölgeden yapılan yüklemeler çiğneme kuvvetlerini simüle edecek şekilde planlanmıştır.

3.3. Sonuçların Yorumlanması

10 farklı tasarımda, 3 yükleme koşulunda toplam 30 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Kortikal ve spongiyoz kemikte asal stres analizleri (*Minimum Principle* Stresleri ve *Maksimum Principle* Stresleri), ataşmanlar ve implantlarda ise Von Mises stres analizleri yapılmıştır. Bu analizler sonrasında her bir implant bölgesinde referans olarak kullanılacak olan 4 nokta (Bukkal, Distal, Mesial, Lingual) seçilmiştir. Seçilen bu noktalardaki stres değerleri kendisine komşu olan yaklaşık 9 ayrı düğümün aritmetik ortalaması hesaplanarak belirlenmiştir ve bütün modellerde bu noktalar arasından en yüksek veriler birbirleriyle kıyaslanmıştır. Referans olarak belirlenen 4 nokta bütün tasarımlarda aynı düğümlerde olacak şekilde tespit edilmiştir. Böylelikle tasarımların yorumlanmasında, farklı modeller üzerinde aynı bölgenin değerlendirilmesi yapılarak standardizasyon sağlanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizleri yapılmamıştır. Bu nedenle, kesit görüntüleri ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımları hassas bir şekilde değerlendirilerek yorumlanmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda rijit bir yapıya sahip gıda parçası modellemesi ile 3 ayrı bölgeden uygulanan 100 N kuvvet sonucu 10 farklı modelde oluşan stres dağılımları; kortikal ve spongiyoz kemik üzerinde *maximum principle, minimum principle* verileriyle, implant ve ataşman üzerindeki stres dağılımları ise *Von Mises* verileriyle değerlendirilmiştir.

4.1. Anterior Yükleme Bulguları

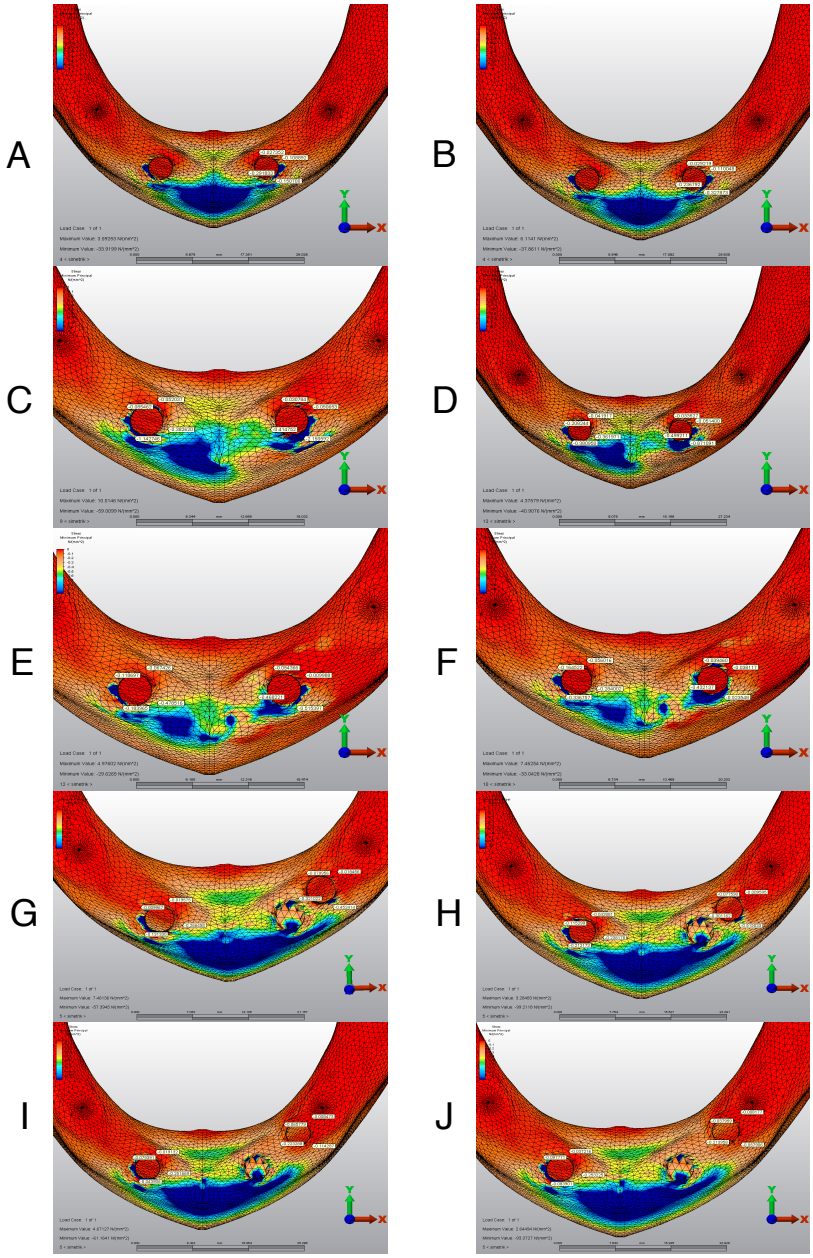
Yükleme merkezi alt 2 santral dişin ortasına (orta hat) gelecek şekilde yerleştirilen, yarıçapı 1 cm olan sert gıda parçası tarafından gerçekleştirilmiştir.

4.1.1. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemik üzerinde, implantların çevresinde belirlenen referans noktalardaki stres değerleri incelenmiştir. Seçilen referans noktalarında stresin en yoğun görüldüğü noktalar değerlendirilmeye alınmıştır.

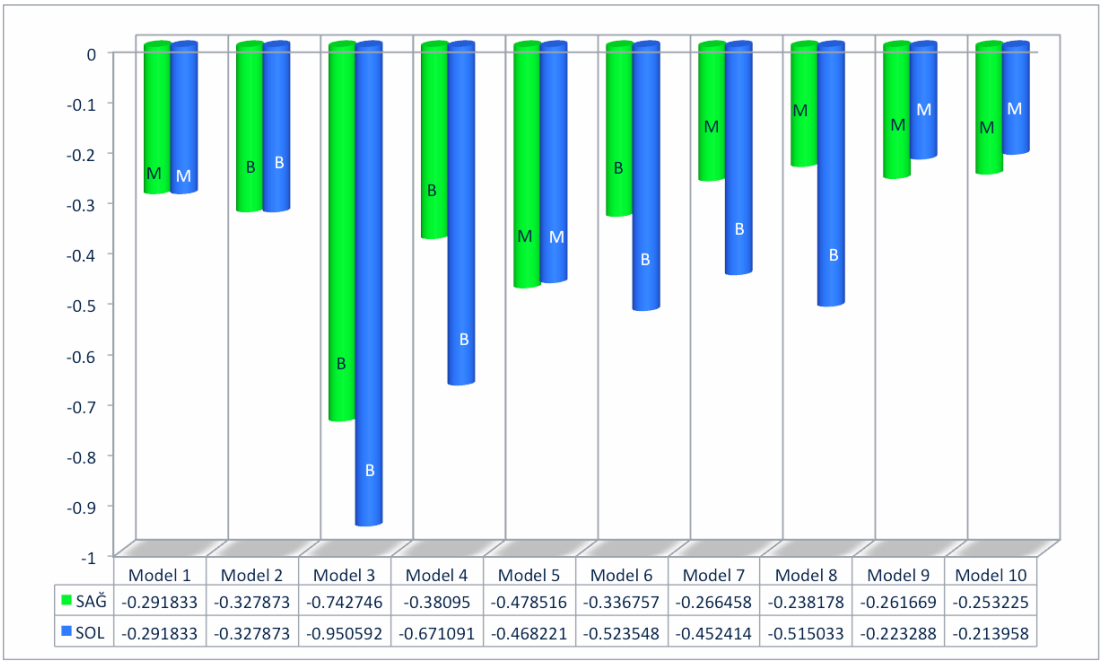
4.1.1.1. Sıkışma Tip Stres Bulguları *(Minimum Principle)*

10 ayrı model üzerinde anterior bölgeden (orta hattan 2 santral dişin ortasından) yapılan yüklemede kortikal kemikte meydana gelen ortalama sıkışma tip stres (*minimum principle)* bulguları ve streslerin dağılımları Şekil 4.1.'de; oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Anterior yükleme sonrası kortikal kemikte sıkışma tip stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	-0.291833	-0.327873	-0.742746	-0.38095	-0.478516	-0.336757	-0.266458	-0.238178	-0.261669	-0.253225
SOL	-0.291833	-0.327873	-0.950592	-0.671091	-0.468221	-0.523548	-0.452414	-0.515033	-0.223288	-0.213958

Şekil 4.2. Anterior bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri B: Bukkal bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres

İmplantlar arasında seviye farkının olmadığı modellerde (model 1 ve model 2) sağ ve sol implant bölgelerinde benzer stres değerleri görülmüştür.

Sağ ve sol implantlar arasında 1 mm seviye farkının olduğu durumda, hem top başlı ataşman hem de locator ataşmanla desteklik sağlanan sağ ve sol implant bölgelerindeki stres değerlerinde kontrol gruplarına (Model 1 ve Model 2) göre artış görülmüştür. İmplantlar arasında 1 mm seviye farkının olduğu top başlı ataşman kullanılan modelin (Model 3) sağ implant bölgesindeki stres miktarının kontrol grubuna göre yaklaşık olarak 2.54 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Locator ataşman kullanılan 1 mm seviye fakına sahip modelde (Model 4) sağ implant bölgesindeki stres miktarının kontrol grubundaki stres miktarı ile benzer olduğu gözlenmiştir. Model 3' de sol implant bölgesindeki stres miktarının kontrol grubuna göre yaklaşık olarak 3.26 kat fazla olduğu gözlenirken, model 4'de bu stres artışının yaklaşık olarak 2.04 kat olduğu bulgulanmıştır.

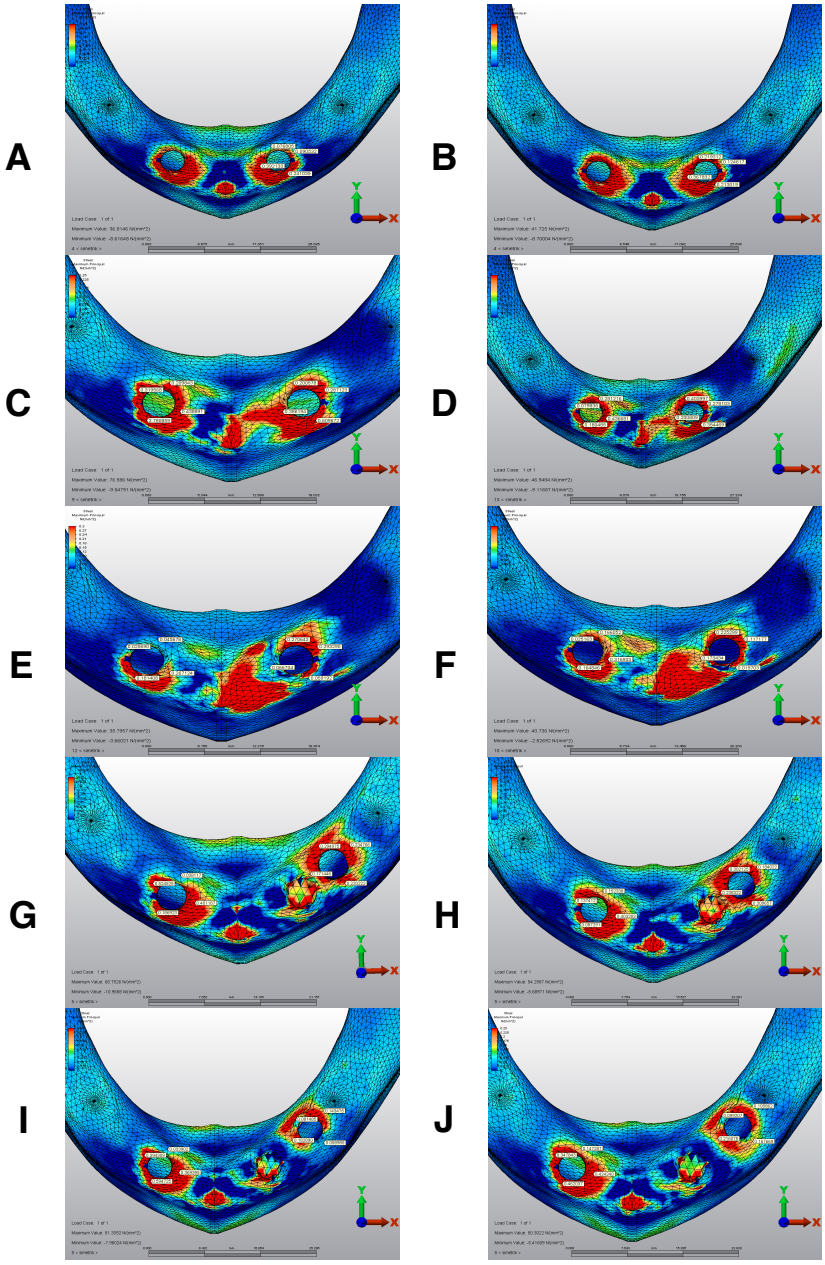
Sağ ve sol implantlar arasında 3 mm seviye farkı olduğu durumda ise, top başlı ataşman kullanılan Model 5'de kontrol grubuna göre yaklaşık 1.64 kat daha fazla stres olduğu görülürken, locator ataşman kullanılan modelde (Model 6) sağ implant bölgesinde kontrol grubu ile benzer stres bulgularına rastlanmıştır. Sol implant bölgelerinde Model 5'de kontrol grubuna göre yaklaşık olarak 1.6 kat daha fazla stres birikimi gözlenirken; model 6'da da görülen streslerin kontrol grubundan yaklaşık olarak aynı şekilde 1.6 kat daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Sağ ve sol implantlar arasında mesafe farkının olduğu modellerde stres dağılımlarının kortikal kemikte, simfiz bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Mesafe farkının 19 mm olduğu model 7 ve 8'de sol implant bölgesine, sağ implant bölgesine göre yaklaşık 2 kat daha fazla stresin geldiği görülmüştür. Mesafe farkının 22 mm olduğu model 9 ve 10'da sağ ve sol implantlar arasında benzer stres bulguları görülmüştür.

İmplantlar arası mesafenin arttığı modellerde, hem top başlı ataşman hem de locator ataşman kullanılan modellerde, sağ implant bölgesinde benzer stres değerleri ile karşılaşılmıştır. Model 7 ile model 8'de ve model 9 ile model 10'da sol bölgelere gelen streslerin benzer değerler gösterdiği bulgulanmıştır. Model 7 ve model 8'de sol implant bölgesinde, sağ implant bölgesine göre yaklaşık 2 kat daha fazla stres gözlenirken, model 9 ve model 10'da sol bölgede görülen stresin sağ bölgede görülen stres ile benzer olduğu görülmüştür.

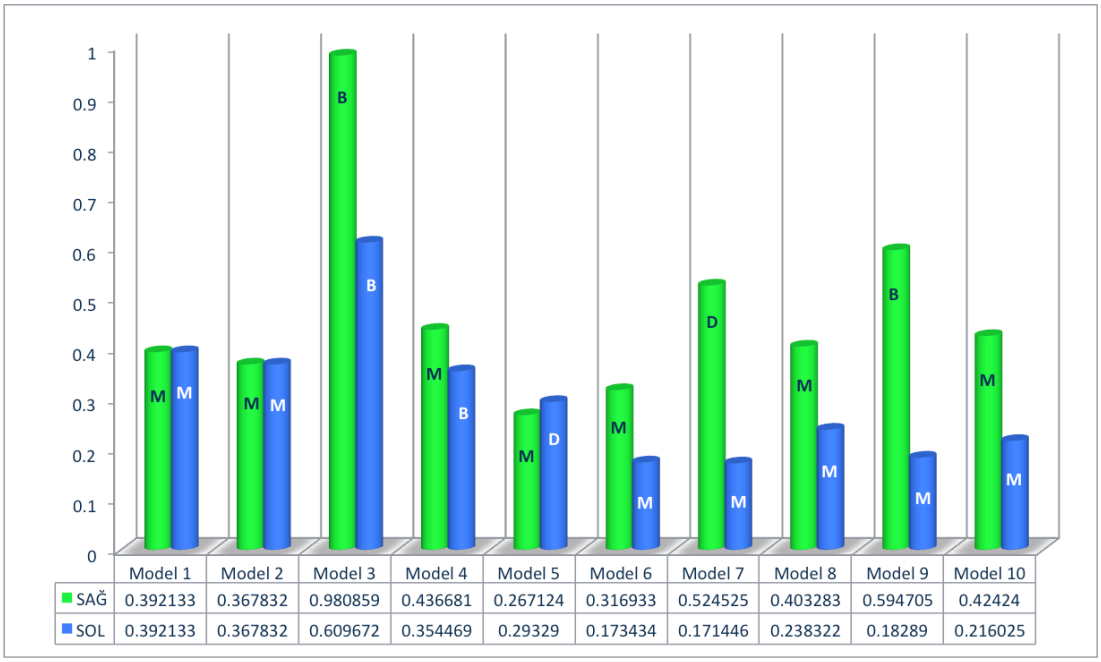
4.1.1.2. Gerilme Tip Stres Bulguları (*Maximum Principle*)

10 ayrı model üzerinde anterior bölgeden (orta hattan 2 santral dişin ortasından) yapılan yüklemede kortikal kemikte meydana gelen ortalama gerilme tip (*maximum principle)* stres bulguları ve stres dağılımları Şekil 4.3.'de, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.4.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Anterior yükleme sonrası kortikal kemikte gerilme tip stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	0.392133	0.367832	0.980859	0.436681	0.267124	0.316933	0.524525	0.403283	0.594705	0.42424
SOL	0.392133	0.367832	0.609672	0.354469	0.29329	0.173434	0.171446	0.238322	0.18289	0.216025

Şekil 4.4. Anterior bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri B: Bukkal bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres

Gerilme tip stres bulgularının değerlendirilmesinde en fazla stresin bulunduğu referans noktaları dikkate alınmıştır. Kullanılan referans noktaları Şekil 4.4. üzerinde belirtilmiştir.

Sağ ve sol implantlar arasında seviye farkının olmadığı durumlarda, (model 1 ve model 2) sağ ve sol implantlarda benzer stres değerleri görülmüştür. Model 1'e uygulanan yüklemede, stres değerlerinin model 2'ye uygulanan yükleme sonucunda ortaya çıkan değerlerle benzer olduğu görülmüştür.

1 mm seviye farkı olduğu durumlarda, model 3' de hem sağ implant bölgesinde hem de sol implant bölgesinde model 1 ve 2' ye göre stres artışı olduğu görülmektedir. Model 3' de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının, sol implanta gelen stres miktarına göre yaklaşık olarak 1.6 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 4' e gelen stres miktarları kontrol grubuyla benzer değerler göstermiştir. Model 3' de sağ implant bölgesine

gelen stres miktarının, model 4' de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının yaklaşık olarak 2.25 katı olduğu; model 3 sol implant bölgesine gelen stres miktarının model 4 sol implant bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık 1.72 kat fazla olduğu gözlenmiştir.

3 mm seviye farkı olduğu durumda ise, model 6 sağ implant bölgesinde kontrol grubuyla benzer stres değerleri gözlenirken, model 5 sağ implant bölgesindeki stres değerlerinde model 1 sağ implant bölgesine göre %31.8 oranında azalma olduğu görülmüştür. Model 5 ve model 6'da sağ implant bölgesindeki stres değerlerinin benzer olduğu gözlenirken; model 5'de sol bölgede görülen stresin, model 6'da sol implant bölgesinde görülen stresin yaklaşık olarak 1.7 katı olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin arttığı modeller incelendiği zaman genel olarak sağ implant bölgesine gelen stres miktarının sol implant bölgesine gelen stres miktarından daha fazla olduğu görülmüştür.

İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu model 7'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarına göre yaklaşık olarak 1.34 kat daha fazla olduğu, sol implant bölgesinde ise model 7'ye gelen stres miktarının, model 1'e gelen stres miktarına göre yaklaşık olarak %56.3 oranında bir azalma gösterdiği bulgulanmıştır. Model 8 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarı, model 2 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarı ile benzerlik gösterirken; model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarında, model 2 sol implant bölgesindeki stres miktarına göre yaklaşık olarak %35 oranında bir azalma gözlenmiştir. Model 7 sağ implant bölgesinde, model 8 sağ implant bölgesine göre yaklaşık 1.3 kat artış görülürken; model 7 sol implant bölgesinde, model 8 sol implant bölgesine göre yaklaşık %28'lik bir azalma gözlenmiştir.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sağ implant bölgesinde oluşan stres miktarının, model 1 sağ implant bölgesinde oluşan stres miktarına göre 1.51 kat arttığı; sol implant bölgesinde ise %39 oranında

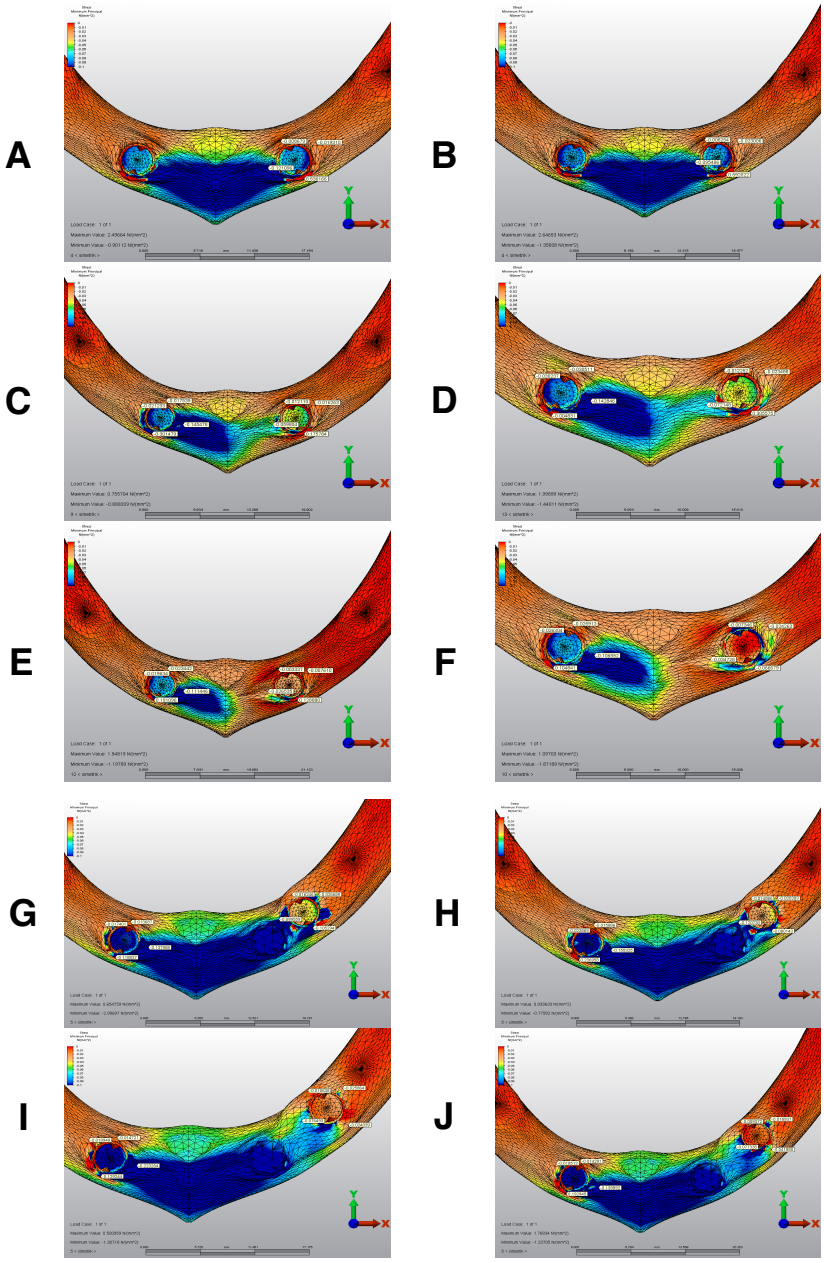
azaldığı bulgulanmıştır. Model 10 sağ implant bölgesine görülen stres miktarı, model 2 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarı ile benzerlik gösterirken; model 10 sol implant bölgesinde model 2 sol implant bölgesine göre yaklaşık olarak %41.3 oranında bir azalma gözlenmiştir.

4.1.2. Spongiyoz Kemik Bulguları

Spongiyoz kemik üzerinde, implantların çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Seçilen referans noktalarında stresin en yoğun görüldüğü noktalar değerlendirilmeye katılmıştır.

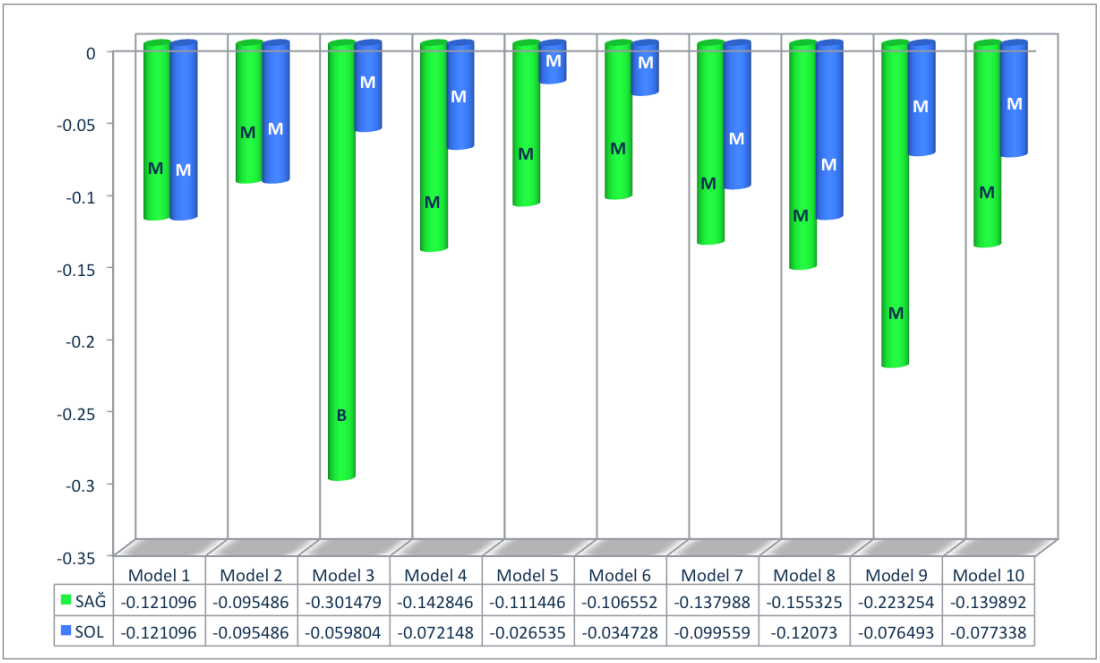
4.1.2.1. Sıkışma Tip Stres Bulguları *(Minimum Principle)*

10 ayrı model üzerinde anterior bölgeden (orta hattan 2 santral dişin ortasından) yapılan yüklemede spongiyoz kemikte meydana gelen ortalama sıkışma tip stres (*minimum principle)* bulguları ve streslerin dağılımları Şekil 4.5.'de oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.6.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Anterior yükleme sonrası spongiyoz kemikte sıkışma tip stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	-0.121096	-0.095486	-0.301479	-0.142846	-0.111446	-0.106552	-0.137988	-0.155325	-0.223254	-0.139892
SOL	-0.121096	-0.095486	-0.059804	-0.072148	-0.026535	-0.034728	-0.099559	-0.12073	-0.076493	-0.077338

Şekil 4.6. Anterior bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri B: Bukkal bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres

Sıkışma tip stres bulgularının değerlendirilmesinde en fazla stresin bulunduğu referans noktaları, model 3 sağ implant bölgesi hariç diğer modellerin hepsinde mesial bölgede görülmüştür.

Seviye farkı olmadığı durumlarda, sağ ve sol implantlarda benzer stres değerleri görülmüştür. Model 2' ye uygulanan kuvvet neticesinde oluşan stres değeri model 1'de görülen stres değerine göre %22 daha azdır.

1 mm seviye farkı olduğu durumlarda model 3 sağ implant bölgesindeki streslerin kontrol grubuna göre 2.8 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 4' de sağ implant bölgesinde görülen stres değerlerinin kontrol gurubuyla benzer olduğu gözlenmiştir. Model 3 ve model 4' de sol implant bölgesinde görülen streslerin, kontrol gurubuna göre yaklaşık %50 daha az olduğu görülmüştür. Model 3 sağ implant bölgesinde görülen stresin, model 4 sağ implant bölgesinde görülen stresten yaklaşık olarak 2.11 kat

fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3 ve model 4'te sol implant bölgesinde benzer stres değerleri gözlenmiştir.

3 mm seviye farkı olduğu durumlarda model 5 ve 6'da sağ implant bölgesinde kontrol grubuna göre benzer stres değerleri görülmüştür. Model 5 sol implant bölgesinde kontrol grubuna göre %89 oranında daha az stres görülürken, model 6 sol implant bölgesinde ise stres değerinin kontrol grubuna göre %63 daha az olduğu bulgulanmıştır.

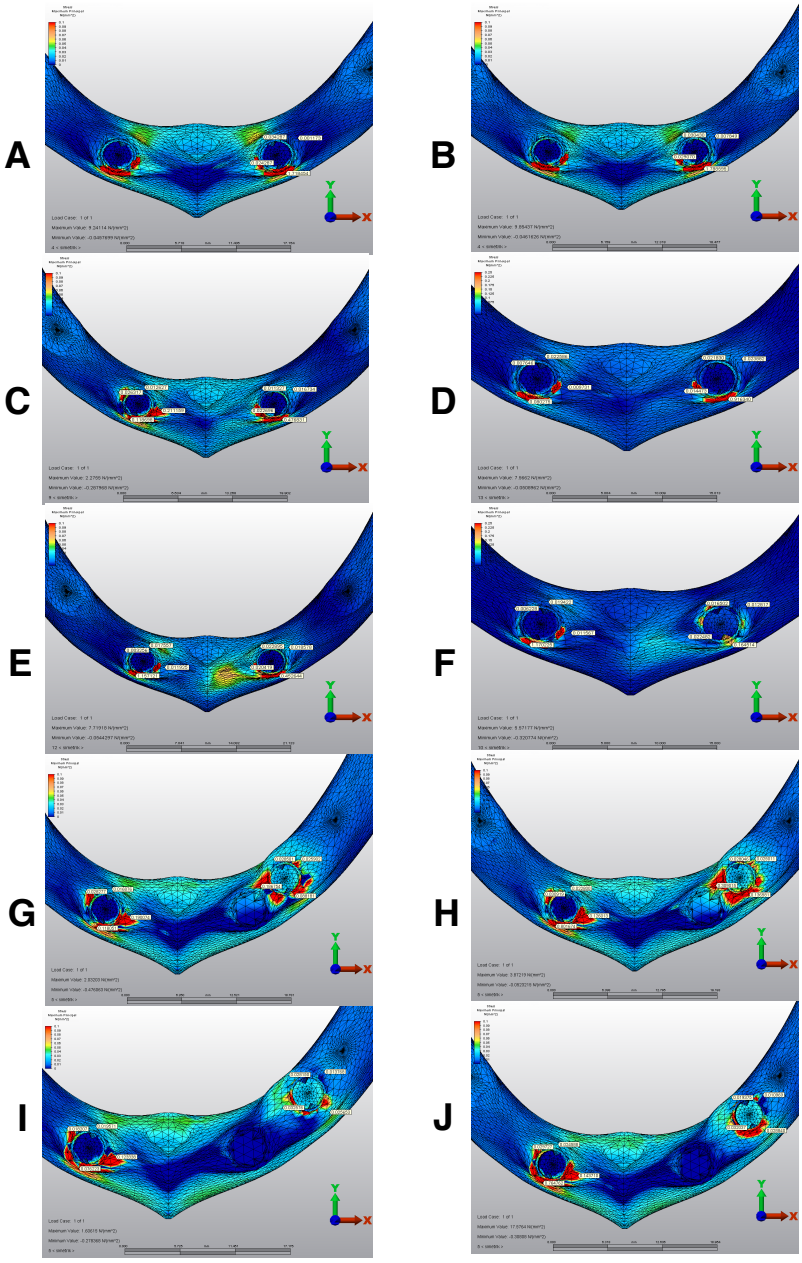
Mesafe farkının 19 mm olduğu model 7'de sağ implant bölgesinde kontrol grubu ile benzer stres değerleri görülmüştür. Model 7'de sol implant bölgesinde karşılaşılan streslerin, kontrol grubuna göre yaklaşık olarak %18.4 daha az olduğu bulgulanmıştır. Model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak 1.38 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının kontrol grubuna göre 1.28 kat daha fazla olduğu, sol implant bölgesinde görülen stresin ise kontrol grubu ile benzer değerler gösterdiği bulgulanmıştır. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stresin, sol implant bölgesinde görülen stresten yaklaşık olarak 1.29 kat daha fazla olduğu görülmüştür.

Mesafe farkının 22 mm olduğu modellerde sağ implant bölgesinde görülen stres değerlerinin, kontrol gurubundan daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 9 sağ implant bölgesinde görülen stres değerinin, sol implant bölgesinde görülen stres değerinden yaklaşık olarak 2.92 kat daha fazla olduğu bulgulanmış olup, model 9 sağ implant bölgesinde görülen stresin kontrol gurubundan yaklaşık olarak 1.84 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 9 sol implant bölgesinde görülen stresin kontrol grubuna göre yaklaşık olarak %36.9 oranında az olduğu gözlenmiştir. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres değerinin, sol implant bölgesinde görülen stres değerinden yaklaşık olarak 1.81 kat daha fazla olduğu görülmüş olup; sağ implant bölgesinde görülen stresin kontrol grubu ile benzer değerler

gösterdiği, sol implant bölgesinde ise kontrol grubundan %36 daha az olduğu bulgulanmıştır.

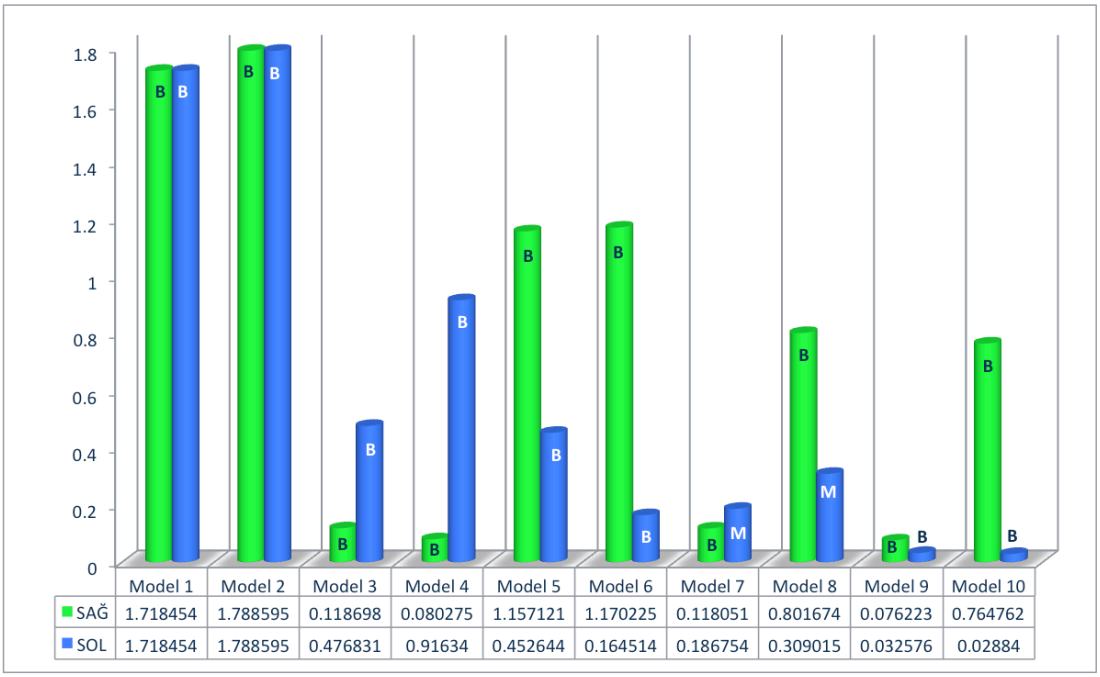
4.1.2.2. Gerilme Tip Stres Bulguları (*Maximum Principle*)

10 ayrı model üzerinde anterior bölgeden (orta hattan 2 santral dişin ortasından) yapılan yüklemede spongiyoz kemikte meydana gelen ortalama gerilme tip stres (*maximum principle)* bulguları ve dağılımları Şekil 4.7.'de; oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.8.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Anterior yükleme sonrası spongiyoz kemikte gerilme tip stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	1.718454	1.788595	0.118698	0.080275	1.157121	1.170225	0.118051	0.801674	0.076223	0.764762
SOL	1.718454	1.788595	0.476831	0.91634	0.452644	0.164514	0.186754	0.309015	0.032576	0.02884

Şekil 4.8. Anterior bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri B: Bukkal bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres

Seviye farkı olmadığı durumlarda, sağ ve sol implantlarda benzer stres değerleri görülmüştür. Uygulanan yüklemede model 1'de oluşan stres değerlerinin model 2' de oluşan stres değerleriyle benzer olduğu görülmüştür.

Sağ ve sol implantlar arası 1 mm seviye farkı olduğu durumlarda model 3 ve model 4 sağ implant bölgesinde benzer stres değerleri gözlenmiştir. Model 3 sağ implant bölgesindeki stresin kontrol grubuna göre %93; model 4 sağ implant bölgesindeki stresin ise kontrol grubuna göre %95.5 daha az olduğu bulgulanmıştır. Model 3 sol implant bölgesinde oluşan stresin model 3 sağ implant bölgesindeki stresten yaklaşık olarak 4.02 kat daha fazla olduğu görülürken, model 4 sol implant bölgesinde oluşan stres miktarının model 4 sağ implant bölgesindeki stres miktarına göre yaklaşık olarak 11.43 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Sol implant bölgeleri kontrol modeli ile kıyaslandığında; model 3'de görülen stresin kontrol

grubuna göre %72.2 oranında daha az olduğu görülürken, model 4' de stresin kontrol grubuna göre %48.7 daha az olduğu görülmüştür.

3 mm seviye farkı olduğu modellerde, model 5' de sağ implant bölgesinde görülen stresin, sol implant bölgesinde görülen stresten yaklaşık olarak 2.56 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Kontrol grubu ile kıyaslandığında ise model 5' de sağ implant bölgesindeki streste kontrol grubuna göre yaklaşık olarak %32 oranında azalma görülürken, sol implant bölgesinde kontrol grubuna göre yaklaşık olarak %73.66 oranında bir azalma saptanmıştır. Model 6 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6 sol implant bölgesindeki stres miktarına göre yaklaşık olarak 7.11 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 6 sağ implant bölgesinde görülen stresin, kontrol grubundan yaklaşık %31.90 daha az olduğu, model 6 sol implant bölgesinde görülen stresin kontrol grubundan %90.80 daha az olduğu gözlenmiştir.

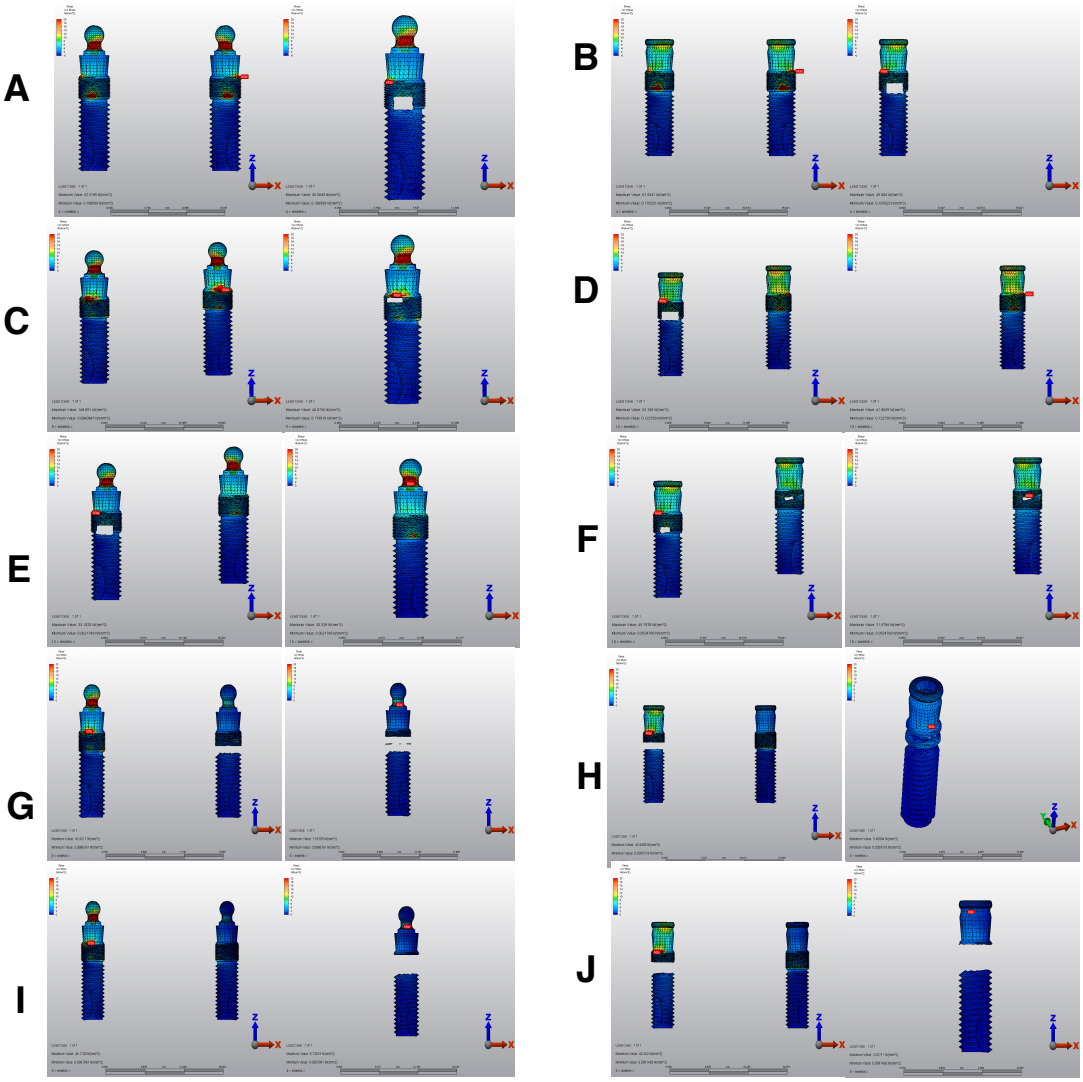
Mesafe farkının 19 mm olduğu modellerden model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stresin, sol implant bölgesinde görülen strese göre yaklaşık olarak %36.80 daha az olduğu gözlenmiştir. Kontrol grubuna göre streslerin model 7 sağ implant bölgesinde %93.13; sol implant bölgesinde ise %89.56 daha az olduğu bulgulanmıştır. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stresin, sol implant bölgesinde görülen stresten yaklaşık olarak 2.59 kat fazla olduğu gözlenmiştir. Kontrol grubu ile kıyaslandığı zaman, sağ implant bölgesinde görülen stresin kontrol grubuna göre %55.18 oranında, sol implant bölgesinde görülen stresin ise %98.39 oranında daha az olduğu bulgulanmıştır.

Mesafe farkının 22 mm olduğu modellerden model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stresin sol implant bölgesinde görülen stresten yaklaşık olarak 2.34 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Sağ implant bölgesinde görülen streslerin kontrol grubuna göre yaklaşık olarak %95.56 oranında; sol implant bölgesinde ise %98.10 oranında azaldığı bulgulanmıştır. Model 10'da

sağ implant bölgesinde görülen stresin, sol implant bölgesinde görülen stresten yaklaşık olarak 26.55 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Kontrol grubu ile kıyaslandığı zaman sağ implant bölgesinde görülen stresin %57.24 oranında, sol implant bölgesinde görülen stresin ise %98.39 oranında azalma gösterdiği bulgulanmıştır.

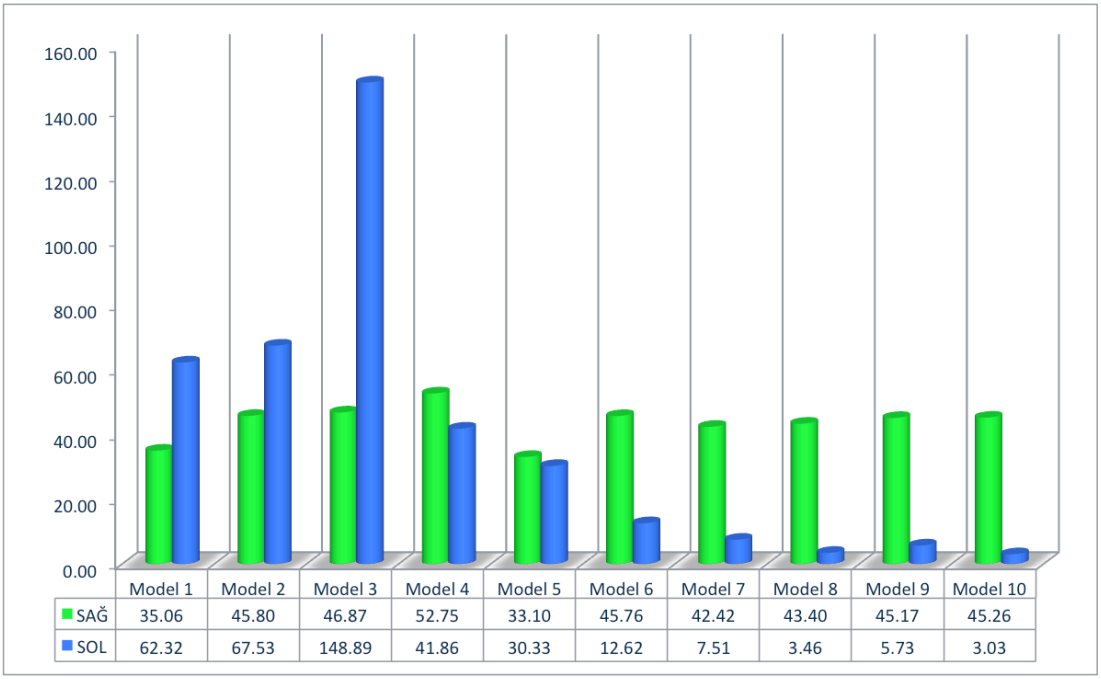
4.1.3. İmplant Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları

10 ayrı model üzerinde anterior bölgeden yapılan yüklemede implantlar üzerine gelen Von Mises streslerin görsel değerlendirilmesi Şekil 4.9.'da, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları da grafik olarak Şekil 4.10.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. Anterior yükleme sonrası implantta görülen Von Mises stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	35.06	45.80	46.87	52.75	33.10	45.76	42.42	43.40	45.17	45.26
SOL	62.32	67.53	148.89	41.86	30.33	12.62	7.51	3.46	5.73	3.03

Şekil 4.10. Anterior bölgeden yapılan yüklemede implant üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri

Mesafe farkı olmayan ve simetrik yerleştirilmiş implantların bulunduğu model 1' de sol implanta gelen stres değerinin sağ implanta gelen stres değerinden yaklaşık olarak 1.78 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Mesafe farkı olmayan ve simetrik yerleştirilmiş implantların bulunduğu model 2' de sol implanta gelen stres değerinin sağ implanta gelen stres değerinden yaklaşık olarak 1.47 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 2' de sağ implantta görülen stres değerlerinin model 1'e göre 1.31 kat fazla olduğu, sol implantta ise model 1 ile benzer stresler olduğu gözlemlenmiştir.

İmplantlar arası seviyenin 1 mm olduğu model 3' de sol implantta görülen stres değerinin sağ implantta görülen stres değerinden yaklaşık olarak 3.18 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 3' de sağ implantta görülen stresin model 1'e göre yaklaşık olarak 1.34 kat fazla olduğu, sol implantta görülen stresin ise model 1' e göre yaklaşık 2.39 kat fazla olduğu görülmüştür. İmplantlar arası mesafenin 1 mm arttığı Model 4' de sağ

implantta görülen stres değerinin sol implantta görülen değere göre 1.26 kat fazla olduğu saptanmıştır.

Model 4' de sağ implantta oluşan stresin kontrol grubuna göre yaklaşık olarak 1.13 kat fazla olduğu, sol implantta görülen stresin ise kontrol grubuna göre yaklaşık %38 azaldığı görülmüştür. Model 4' de sağ implantta görülen stres değerlerinin model 3' e göre 1.13 kat fazla olduğu, model 4' de sol implantta görülen stres değerinin model 3'e göre %71.89 az olduğu saptanmıştır.

İmplantlar arası seviyenin 3 mm arttığı model 5' de sağ ve sol implantta görülen stres değerlerinin benzer olduğu gözlenmiştir. Model 5' de sol implantta görülen stres değerinin model 1'deki strese göre yaklaşık olarak %51.33 az olduğu; sağ implantta görülen stres değerinin model 1'e göre benzer değerler gösterdiği saptanmıştır. İmplantlar arası seviyenin 3 mm olduğu model 6' da sağ implantta görülen stres değerinin sol implantta görülen stres değerinden yaklaşık olarak 3.63 kat fazla olduğu gözlenmiştir. Model 6' da sağ implantta görülen stres değerinin Model 1'e göre benzer değerler gösterdiği saptanmıştır. Sol implantta görülen stres değerinin ise model 1' e göre %81.31 daha az olduğu saptanmıştır. Model 6' da sağ implantta görülen stres değerinin model 5' e göre 1.38 kat fazla olduğu, model 6' da sol implantta görülen stres değerinin model 5' e göre %58.39 daha az olduğu saptanmıştır.

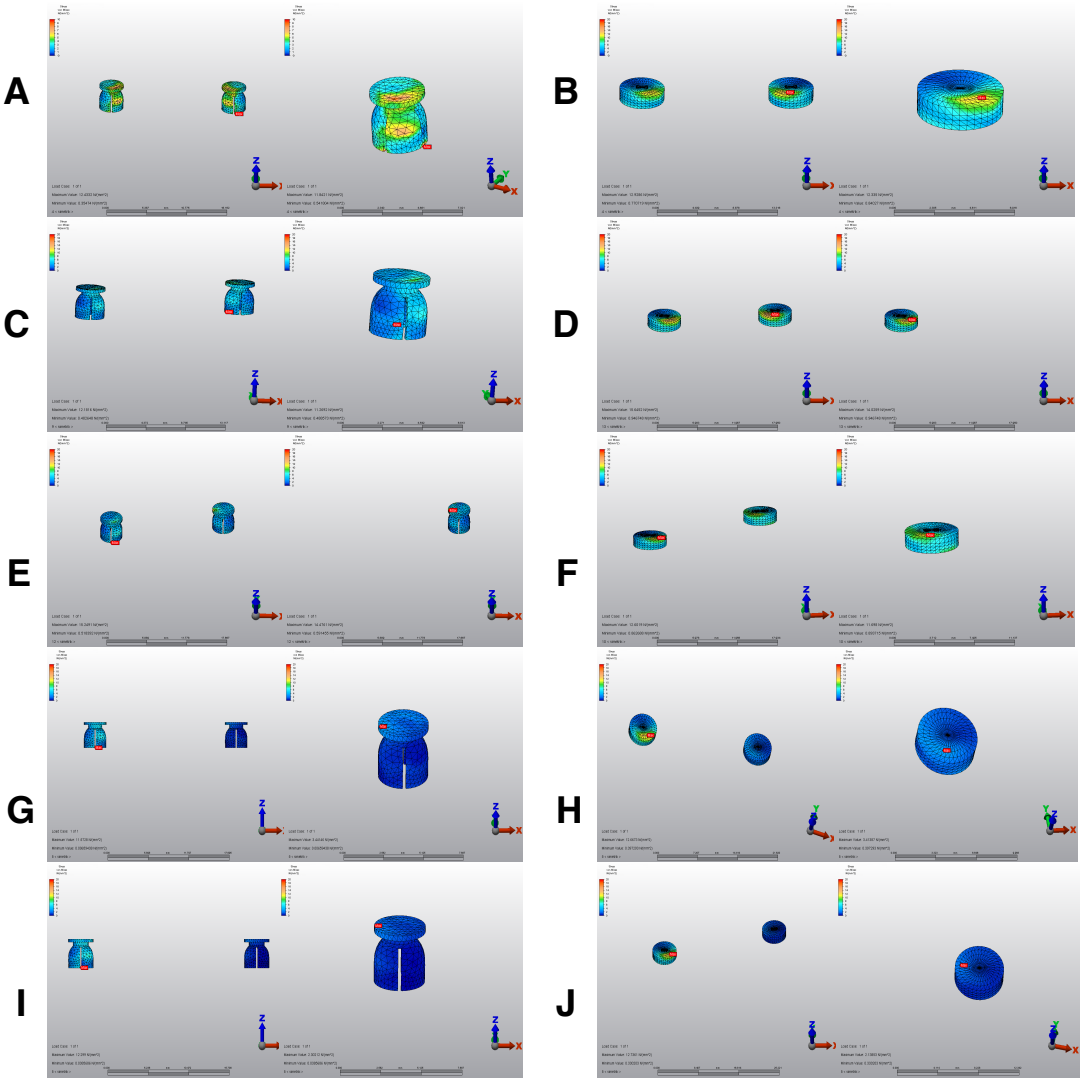
İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu Model 7' de sağ implantta görülen stres değerinin sol implantta görülen stres değerinden 5.65 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 7' de sağ implantta görülen stres değerinin kontrol grubuna göre yaklaşık olarak 1.21 kat fazla olduğu, sol implantta görülen stres değerinin ise kontrol grubuna göre yaklaşık %87.95 az olduğu bulgulanmıştır. Model 8' de sağ implantta görülen stres değerinin sol implantta görülen stres değerinden 12.54 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 8'de sağ implantta görülen stres değerinin kontrol grubuyla benzer

değerler gösterdiği, sol implantta görülen stres değerinin ise kontrol grubuna göre yaklaşık %94.88 azaldığı bulgulanmıştır. Model 7' de sağ implantta görülen stres değerinin model 8' de sağ implantta görülen stres değeriyle benzerlik gösterdiği, model 8' de sol implantta görülen stres değerinin model 7' de sol implantta görülen stres değerinden %53.93 daha az olduğu saptanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9' da sağ implantta görülen stres değerinin sol implantta görülen stres değerinden 7.88 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 9' da sağ implantta görülen stres değerinin kontrol grubuna göre yaklaşık olarak 1.29 kat fazla olduğu, sol implantta görülen stres değerinin ise kontrol grubuna göre yaklaşık %90.79 az olduğu bulgulanmıştır. İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 10' da sağ implantta görülen stres değerinin sol implantta görülen stres değerinden 14.94 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implantta görülen stres değerinin kontrol grubuyla benzer değerler gösterdiği, sol implantta görülen stres değerinin ise kontrol grubuna göre yaklaşık %95.51 azaldığı bulgulanmıştır. Model 9' da sağ implantta görülen stres değerin model 10'da sağ implantta görülen stres değeriyle benzerlik gösterdiği, model 10' da sol implantta görülen stres değerinin model 9' da sol implantta görülen stres değerinden %47.12 az olduğu saptanmıştır.

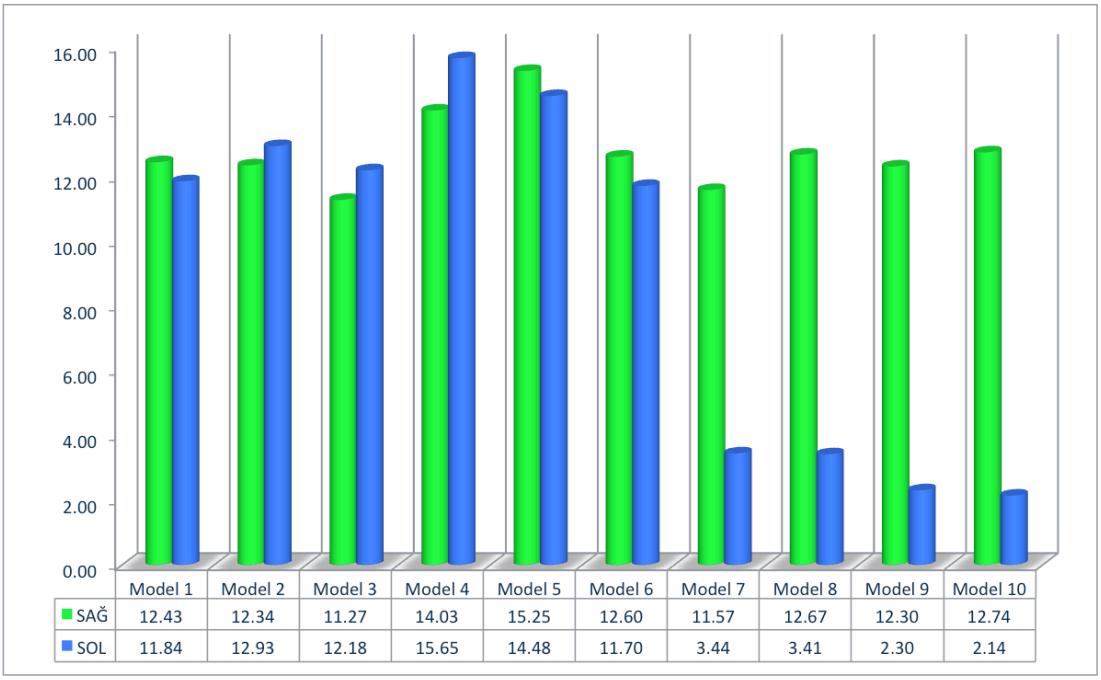
4.1.4. Ataşmanlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları

10 ayrı model üzerinde anterior bölgeden yapılan yüklemede ataşmanlar üzerine gelen Von Mises streslerin görsel değerlendirilmesi Şekil 4.11.'de, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları da grafik olarak Şekil 4.12.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.11. Anterior yükleme sonrası ataşmanlarda görülen Von Mises stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	12.43	12.34	11.27	14.03	15.25	12.60	11.57	12.67	12.30	12.74
SOL	11.84	12.93	12.18	15.65	14.48	11.70	3.44	3.41	2.30	2.14

Şekil 4.12. Anterior bölgeden yapılan yüklemede ataşmanlar üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri

Anterior yüklemede simetrik konumlandırılmış implantlar üzerindeki ataşmanlar (model 1 ve model 2) üzerine gelen stres değerleri arasında benzerlik görülmüştür.

Model 3' de sağ ve sol ataşmanlar arasında benzer stres değerleri görülmüştür. Model 3' de sağ ve sol ataşmanda görülen stres değerleri kontrol grubuyla benzerlik göstermektedir. Model 4' de sağ ataşmana gelen stres değerinin sol ataşmana gelen stres değerinden %10.35 daha az olduğu saptanmıştır. Model 4' de sağ ataşmana gelen stres değerinin kontrol grubuna göre 1.14 kat, sol ataşmana gelen stres değerinin kontrol grubuna göre 1.21 kat arttığı görülmüştür. Model 4' de sağ ataşmana gelen stresin model 3' de sağ ataşmana gelen stresten 1.24 kat fazla olduğu, model 4' de sol ataşmanda görülen stresin model 3' de sol ataşmana gelen strese göre 1.28 kat fazla olduğu saptanmıştır.

Model 5’ de sağ ve sol ataşmanlar arasında benzer stres değerleri görülmüştür. Model 5’ de sağ ve sol ataşmana gelen stres değerlerinin kontrol grubuna göre 1.23 kat arttığı görülmüştür. Model 6’ da sağ ve sol ataşmanlar arasında benzer stres değerleri görülmüştür. Model 6 sağ ataşmanda görülen stres değerinin kontrol grubuyla benzerlik gösterdiği, sol ataşmanda ise stres değerlerinin kontrol grubuna göre %10 az olduğu saptanmıştır. Model 6’ da sağ ataşmana gelen stres değerinin Model 5’ de sağ ataşmana gelen stres değerine göre %17.38 az olduğu, model 6’ da sol ataşmana gelen stres değerinin Model 5’ de sol ataşmana gelen stres değerine göre %19.20 az olduğu saptanmıştır.

Model 7’ de sağ ataşmana gelen stres değerinin sol ataşmana gelen stres değerinden 3.36 kat fazla olduğu saptanmıştır. Model 7’ de sağ ataşmana gelen stres değerlerinin kontrol grubuyla benzerlik gösterdiği sol ataşmanda görülen stres değerlerinin kontrol grubuna göre %70.95 azaldığı görülmüştür. Model 8’ de sağ ataşmana gelen stres değerlerinin sol ataşmana gelen stres değerlerinden 3.72 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 8’ de sağ ataşmanda görülen stres değerinin kontrol grubuyla benzerlik gösterdiği, sol ataşmanda ise kontrol grubuna göre %73.3 az olduğu saptanmıştır. Model 8’ de sağ ataşmana gelen stres değerinin model 7’ de sağ ataşmana gelen stres değeriyle; model 8’ de sol ataşmana gelen stres değerinin model 7’ de sol ataşmana gelen stres değeriyle benzerlik gösterdiği saptanmıştır.

Model 9’ da sağ ataşmana gelen stres değerinin sol ataşmana gelen stres değerinden 5.35 kat daha fazla olduğu saptanmıştır. Model 9’ da sağ ataşmana gelen stres değerlerinin kontrol grubuyla benzerlik gösterdiği, sol ataşmanda görülen stres değerinin kontrol grubuna göre %80.57 azaldığı görülmüştür. Model 10’ da sağ ataşmana gelen stres değerinin sol ataşmana gelen stres değerinden 5.95 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 10’ da sağ ataşmanda görülen stres değerinin kontrol grubuyla benzerlik gösterdiği, sol ataşmanda ise kontrol grubuna göre %83.45 azalma gösterdiği saptanmıştır.

Model 9'da sağ ataşmana gelen stres değerinin model 10' da sağ ataşmana gelen stres değeriyle, model 10' da sol ataşmana gelen stres değerinin, Model 9'da sol ataşmana gelen stres değeriyle benzerlik gösterdiği saptanmıştır.

4.2. Sol Posterior Bölgeden Yükleme Bulguları

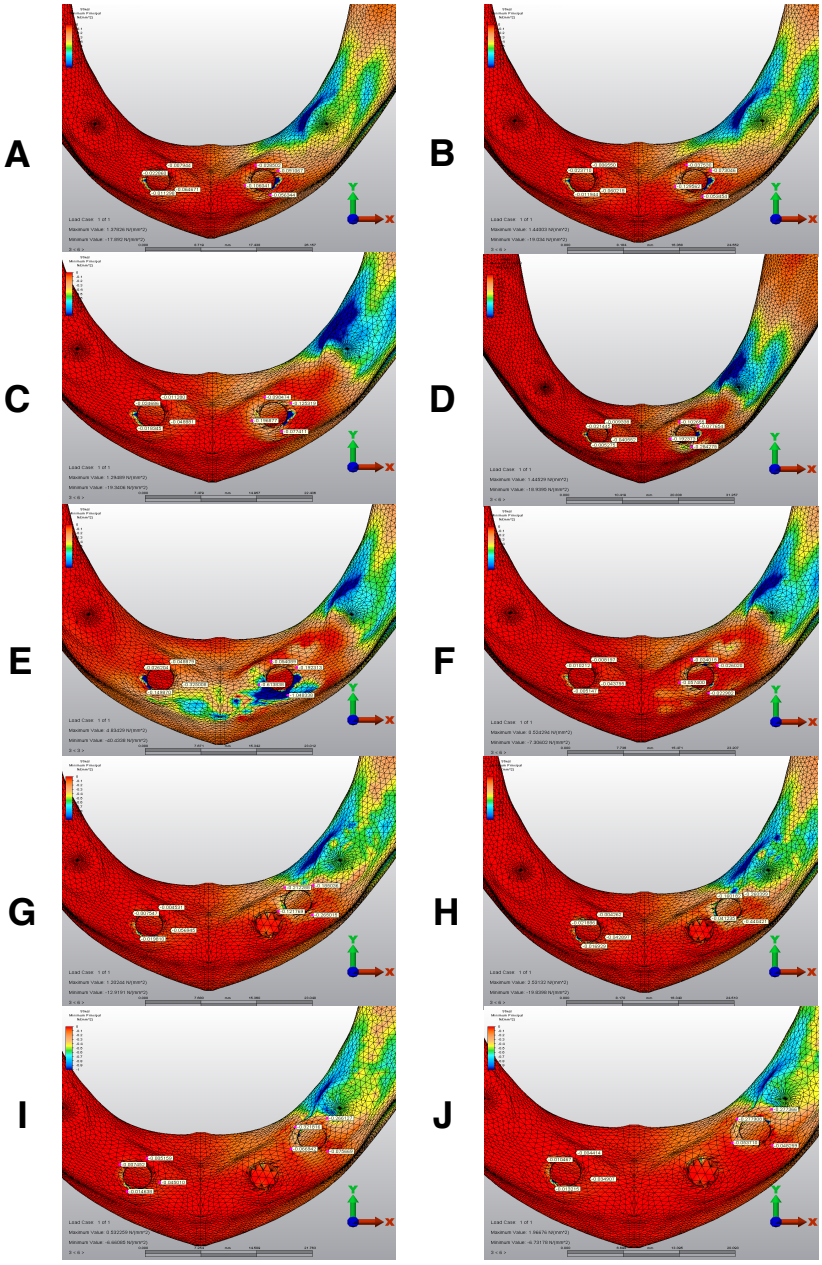
Yükleme; merkezi alt sol 2. premolar ve 1. moların birleşim noktasına gelecek şekilde yerleştirilen yarıçapı 1 cm olan sert gıda parçası tarafından gerçekleştirilmiştir.

4.2.1. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemik üzerinde, implantların çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Seçilen referans noktalarında stresin en yoğun görüldüğü noktalar değerlendirilmeye katılmıştır.

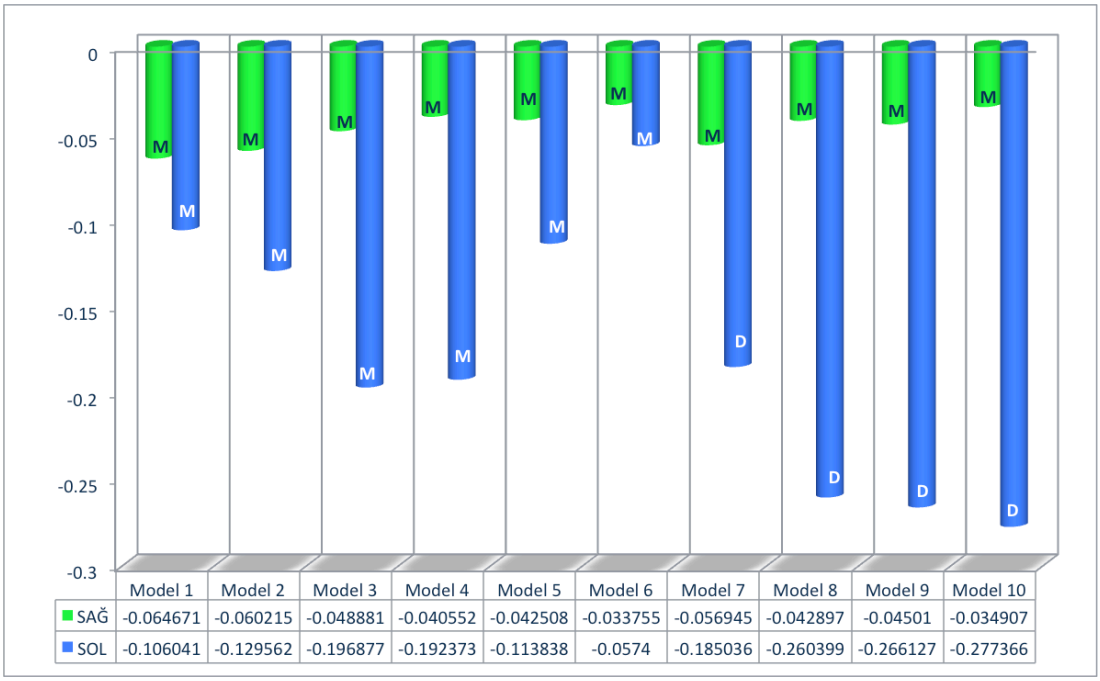
4.2.1.1. Sıkışma Tip Stres Bulguları (*Minimum Principle*)

10 ayrı model üzerinde posterior sol bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte meydana gelen ortalama sıkışma tip stres (*minimum principle)* bulguları ve streslerin dağılımları Şekil 4.13.' de, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.14.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Posterior sol yükleme sonrası kortikal kemikte sıkışma tip stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	-0.064671	-0.060215	-0.048881	-0.040552	-0.042508	-0.033755	-0.056945	-0.042897	-0.04501	-0.034907
SOL	-0.106041	-0.129562	-0.196877	-0.192373	-0.113838	-0.0574	-0.185036	-0.260399	-0.266127	-0.277366

Şekil 4.14. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri D: Distal bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres

İmplantlar arasında seviye farkının olmadığı model 1'de sol implant bölgesinde görülen stres değerinin sağ implant bölgesinde görülen stres değerinden 1.64 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 2' de sol implant bölgesinde görülen stres değerinin sağ implant bölgesinde görülen stres değerinden 2.15 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 1 ve model 2' nin sağ implant bölgelerinde benzer streslere rastlanmıştır. Model 2' de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 2' de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık olarak 1.22 kat fazla olduğu saptanmıştır.

Model 3' de sol implant bölgesinde görülen stres değerinin sağ implant bölgesinde görülen stres değerinden 4.03 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3' de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarı kontrol grubuna göre %24.45 azalırken, sol implant bölgesinde stres miktarı kontrol grubuna

göre 1.86 kat artmıştır. Model 4' de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 4.75 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 4' de sağ implant bölgesinde görülen stres değeri kontrol grubuna göre %32.72 azalırken, sol implant bölgesinde görülen stres değeri kontrol grubuna göre 1.48 kat artmıştır. Model 3 ve 4' de sol implantlar bölgesine gelen stres değerleri arasında benzerlik görülürken, model 4' de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının model 3 sağ implant bölgesine gelen stres miktarından %20.54 az olduğu saptanmıştır.

Model 5' de sol implant bölgesinde görülen stres değerinin sağ implant bölgesinde görülen stres değerinden 2.67 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 5' de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarı kontrol grubuna göre % 34.27 oranında azalırken; sol implant bölgesindeki stres miktarı kontrol grubuyla benzer değerler göstermiştir. Model 6' da sol implant bölgesinde görülen stres değerinin sağ implant bölgesinde görülen stres değerinden 1.70 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 6' da sağ implant bölgesinde görülen stres değeri kontrol grubuna göre %47.81 azalırken, sol implant bölgesindeki stres değeri kontrol grubuna göre %45.86 azalmıştır. Model 5' de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının model 6 sağ implant bölgesine gelen stres miktarından 1.26 kat fazla olduğu saptanmıştır. Model 5' de sol implant bölgesine gelen stres miktarının model 6 sol implant bölgesine gelen stres miktarından 1.98 kat fazla olduğu saptanmıştır.

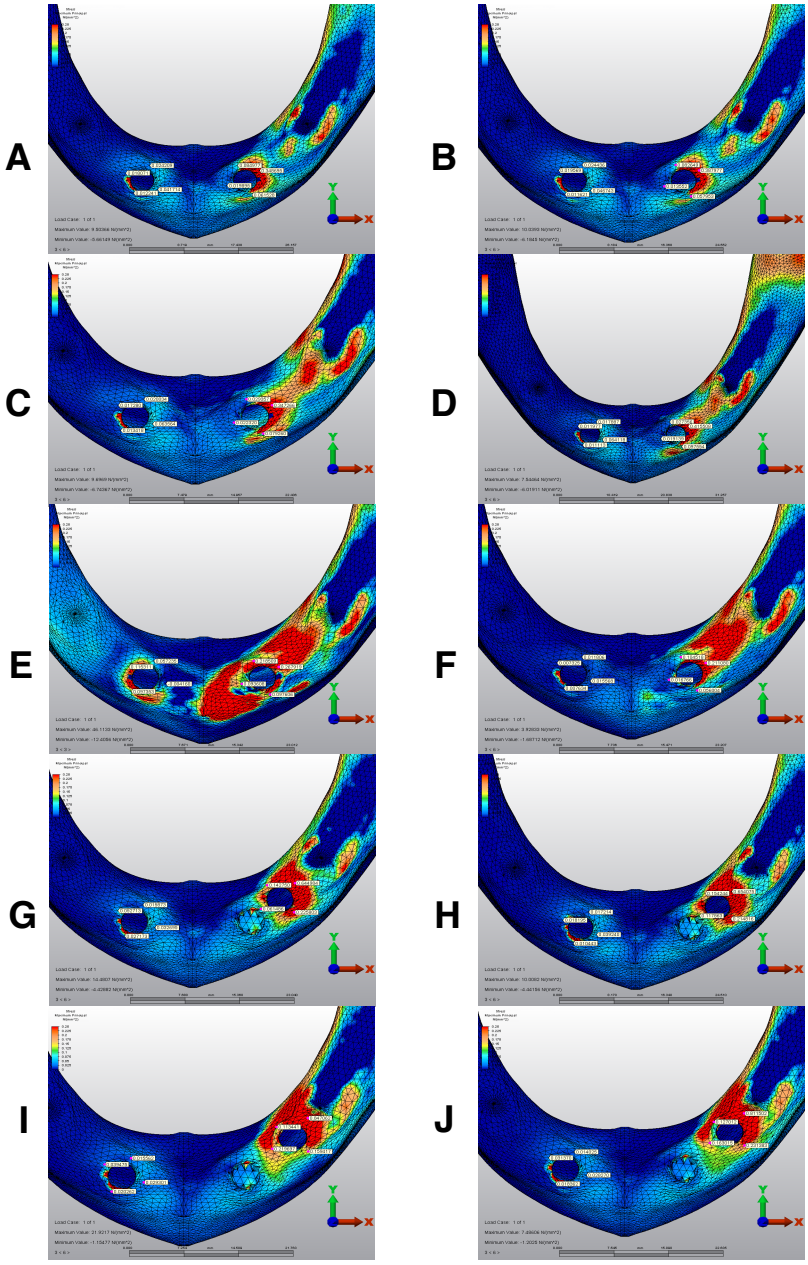
Model 7' de sol implant bölgesinde görülen stres değerinin sağ implant bölgesinde görülen stres değerinden 3.25 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 7' de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarı kontrol grubuna göre %11.92 azalırken, sol implant bölgesinde stres miktarı kontrol grubuna göre 1.75 kat artmıştır. Model 8' de sol implant bölgesinde görülen stres değerinin sağ implant bölgesinde görülen stres değerinden 6.08 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 8' de sağ implant bölgesinde görülen stres değeri kontrol grubuna göre %28.90 azalırken, sol implant bölgesinde görülen stres değeri kontrol grubuna göre 2.01 kat artmıştır. Model 8' de sağ

implant bölgesine gelen stres miktarının model 7 sağ implant bölgesine gelen stres miktarından %24.78 daha az olduğu saptanmıştır. Model 8' de sol implant bölgesine gelen stres miktarının model 7 sol implant bölgesine gelen stres miktarından 1.41 kat fazla olduğu saptanmıştır.

Model 9' da sol implant bölgesinde görülen stres değerinin sağ implant bölgesinde görülen stres değerinden 5.91 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 9' da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarı kontrol grubuna göre %30.40 azalırken, sol implant bölgesinde görülen stres miktarı kontrol grubuna göre 2.51 kat artmıştır. Model 10' da sol implant bölgesinde görülen stres değerinin sağ implant bölgesinde görülen stres değerinden 7.95 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10' da sağ implant bölgesinde görülen stres değeri kontrol grubuna göre %42.02 azalırken, sol implant bölgesinde görülen stres değeri kontrol grubuna göre 2.14 kat artmıştır. Model 10' da sağ implant bölgesine gelen stres miktarının model 9 sağ implant bölgesine gelen stres değerinden %22.45 az olduğu saptanmıştır. Model 10' da sol implant bölgesine gelen stres miktarının model 9 sol implant bölgesine gelen stres miktarıyla benzer değerler gösterdiği bulgulanmıştır.

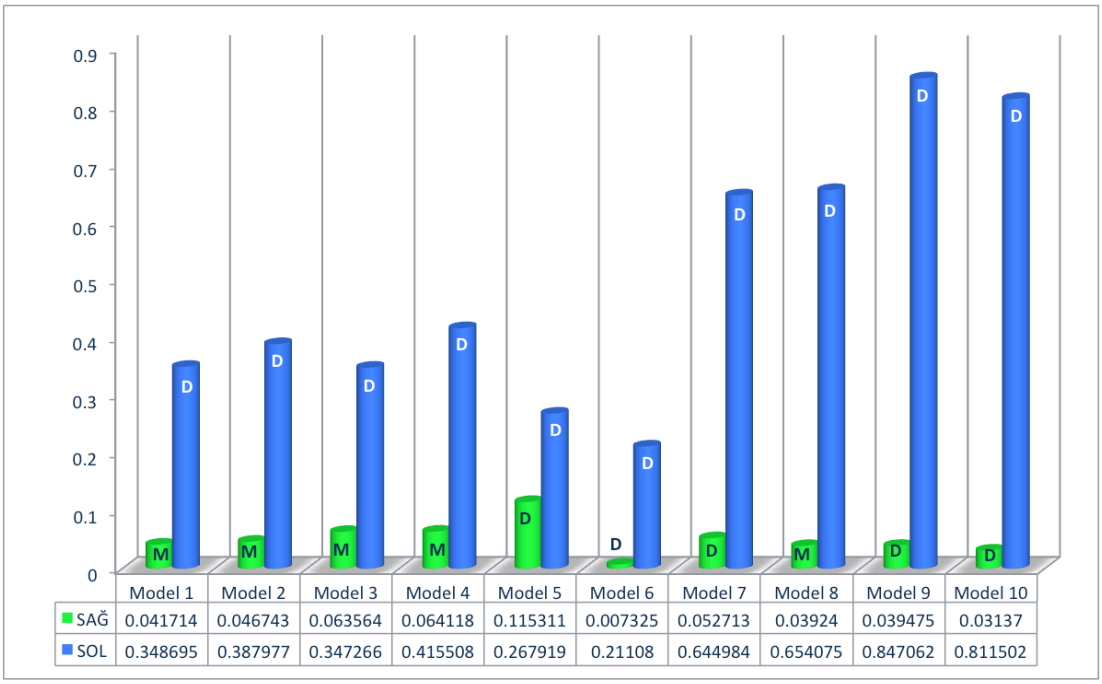
4.2.1.2. Gerilme Tip Stres Bulguları (*Maximum Principle*)

10 ayrı model üzerinde posterior sol bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte meydana gelen ortalama gerilme tip stres (*maximum principle)* bulguları ve streslerin dağılımları Şekil 4.15.'de, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.16.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.15. Posterior sol yükleme sonrası kortikal kemikte gerilme tip stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	0.041714	0.046743	0.063564	0.064118	0.115311	0.007325	0.052713	0.03924	0.039475	0.03137
SOL	0.348695	0.387977	0.347266	0.415508	0.267919	0.21108	0.644984	0.654075	0.847062	0.811502

Şekil 4.16. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri D: Distal bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres

İmplantların simetrik konumlandırıldığı model 1' de sol implant bölgesine gelen stres miktarının, sağ implant bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık olarak 8.36 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 2' de sol implant bölgesine gelen stres miktarının, sağ implant bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık 8.30 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 1 ve model 2' de sağ implant bölgesinde benzer stresler değerleri gözlenirken model 2' de sol implant bölgesinde görülen stres değerlerinin model 1 sol implant bölgesinde görülen stres değerlerinden yaklaşık olarak 1.11 kat fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3' de sol implant bölgesine gelen stres miktarının sağ implant bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık olarak 5.47 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 4' de ise sol implant bölgesine gelen stres miktarının sağ implant bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık 6.48 kat daha fazla olduğu görülmüştür.

Model 3 ve model 4'de sağ implant bölgesinde benzer stresler gözlenirken model 4'de sol implant bölgesinde görülen stres değerinin model 3 sol implant bölgesinde görülen stres değerinden yaklaşık olarak 1.20 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının model 1'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık olarak 1.52 kat daha fazla olduğu görülürken, model 3' deki sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer stres değerleri gösterdiği bulgulanmıştır. Model 4'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının model 2'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık olarak 1.37 kat daha fazla olduğu görülürken, model 4' de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 2 sol implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer stres değerleri gösterdiği saptanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu model 5' de sol implant bölgesine gelen stres miktarının sağ implant bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık olarak 2.32 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 6'da sol implant bölgesine gelen stres miktarının sağ implant bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık 28.82 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 5' de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 15.74 kat; model 5'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 6'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.27 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 5' de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 1'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak %23.22 daha az olduğu görülürken, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının model 5'de, model 1'den 2.76 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 6'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 2'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak %45.59 daha az olduğu, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının ise model 6'da, model 2'den %84.33 daha az olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafe farkının 19 mm olduğu model 7'de sol implant bölgesine gelen stres miktarının sağ implant bölgesine gelen stres miktarına göre yaklaşık olarak 12.24 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 8'de ise sol implant bölgesinde görülen stres miktarının sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 16.67 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 8'de sağ implant bölgesindeki stres miktarının model 7'de sağ implant bölgesindeki stres miktarından %25.56 daha az olduğu görülürken, model 8 ve model 7'nin sol implant bölgelerinde benzer stres değerleri gözlenmiştir.

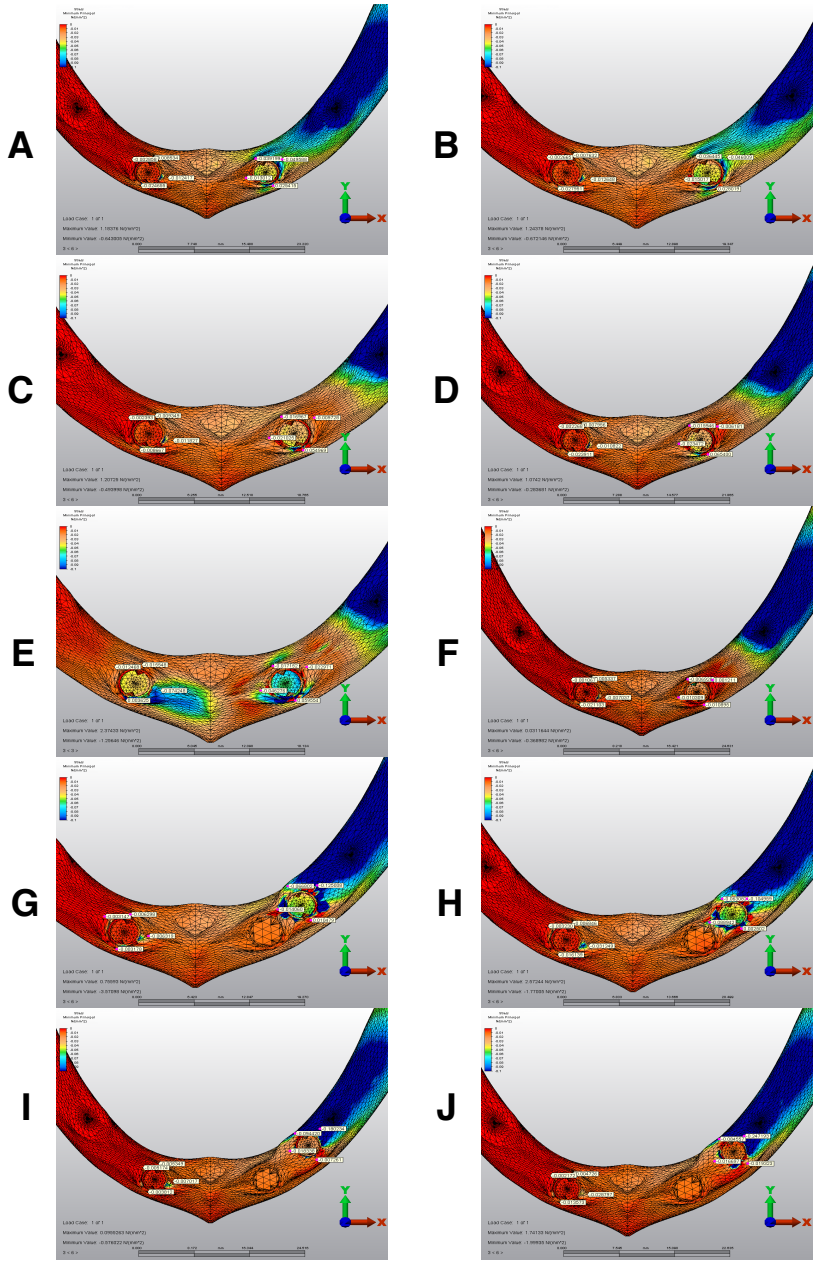
İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sol implant bölgesine gelen stres miktarının sağ implant bölgesine gelen stres miktarına göre yaklaşık olarak 21.46 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 10'da ise sol implant bölgesinde görülen stres miktarının sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 25.87 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.25 kat daha fazla olduğu görülürken, sol implant bölgelerinde benzer stres değerleri gözlenmiştir. Model 9 sol implant bölgesindeki stres miktarının, model 1 sol implant bölgesindeki stres miktarından 2.43 kat daha fazla olduğu görülürken, model 9 sağ implant bölgesinde görülen stres değerlerinin, model 1 sağ implant bölgesinde görülen stres değerleri ile benzerlik gösterdiği bulgulanmıştır. Model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.09 kat daha fazla olduğu görülürken, model 10 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından %32.89 kat daha az olduğu bulgulanmıştır.

4.2.2. Spongiyoz Kemik Bulguları

Spongiyoz kemik üzerinde, implantların çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Seçilen referans noktalarında stresin en yoğun görüldüğü noktalar değerlendirilmeye katılmıştır.

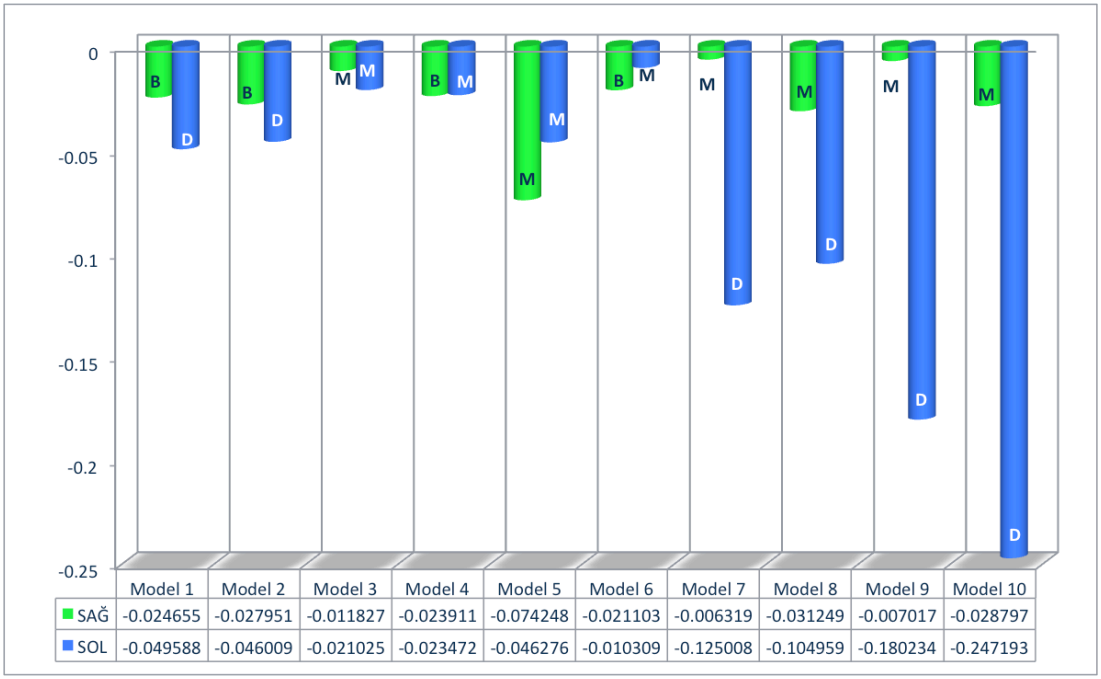
4.2.2.1. Sıkışma Tip Stres Bulguları *(Minimum Principle)*

10 ayrı model üzerinde posterior sol bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte meydana gelen ortalama sıkışma tip stres (*minimum principle)* bulguları ve streslerin dağılımları Şekil 4.17.'de, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.18.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.17. Posterior sol yükleme sonrası spongiyoz kemikte sıkışma tip stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



Şekil 4.18. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri B: Bukkal bölgeye gelen stres D: Distal bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres

İmplantların simetrik yerleştirildiği model 1'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.01 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 2'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.65 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 1 ve model 2'de sol implant bölgelerinde görülen stres miktarları benzer sonuçlar gösterirken, model 2 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının model 1 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık 1.13 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.78 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ ve sol

implant bölgelerinde görülen stres miktarlarının benzer olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının, model 3'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarından 2.02 kat daha fazla olduğu; model 4'de sol implant bölgesine gelen stres miktarının model 3'de sol implant bölgesine gelen stres miktarından 1.12 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 1'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık olarak %52.03 daha az olduğu; model 3'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık %57.60 az olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık olarak %14.45 daha az olduğu; model 4'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık %48.98 az olduğu görülmüştür.

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.60 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.05 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak 3.52 kat daha fazla olduğu; model 5'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 4.49 kat fazla olduğu gözlenmiştir. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.01 kat daha fazla olduğu; model 5 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarı ile benzer değerler gösterdiği saptanmıştır. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından % 24.50 daha az olduğu; model

6 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 2 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %77.59 daha az olduğu bulgulanmıştır.

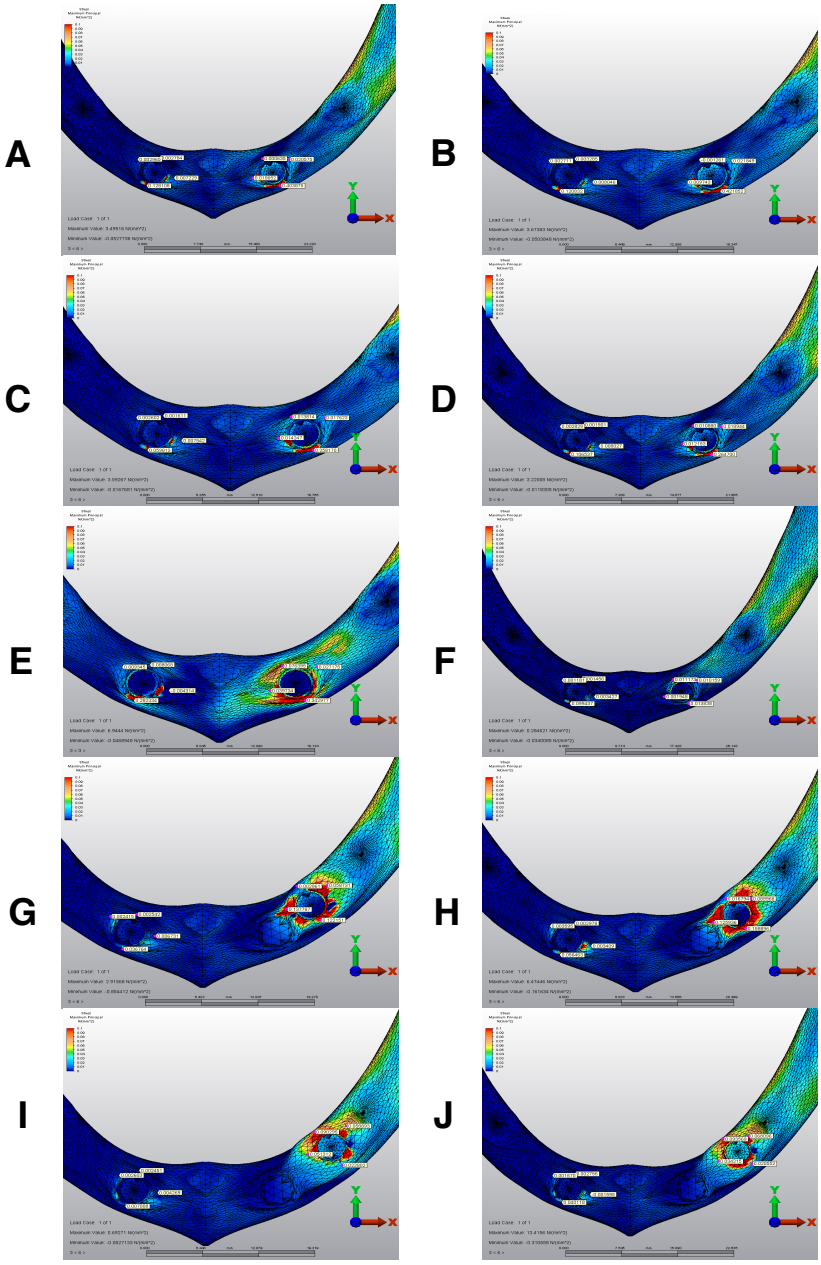
İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu model 7 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 19.78 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.36 kat daha fazla olduğu saptanmıştır. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 7 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 4.95 kat daha fazla gözlenirken; model 7 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.19 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık %74.37 daha az olduğu; model 7'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.52 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1,12 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından 2.28 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 25.69 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 8,58 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 9 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 4.10 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 9 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.37 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının

model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık %71.54 daha az olduğu; model 9'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.63 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.17 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından 4.98 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır.

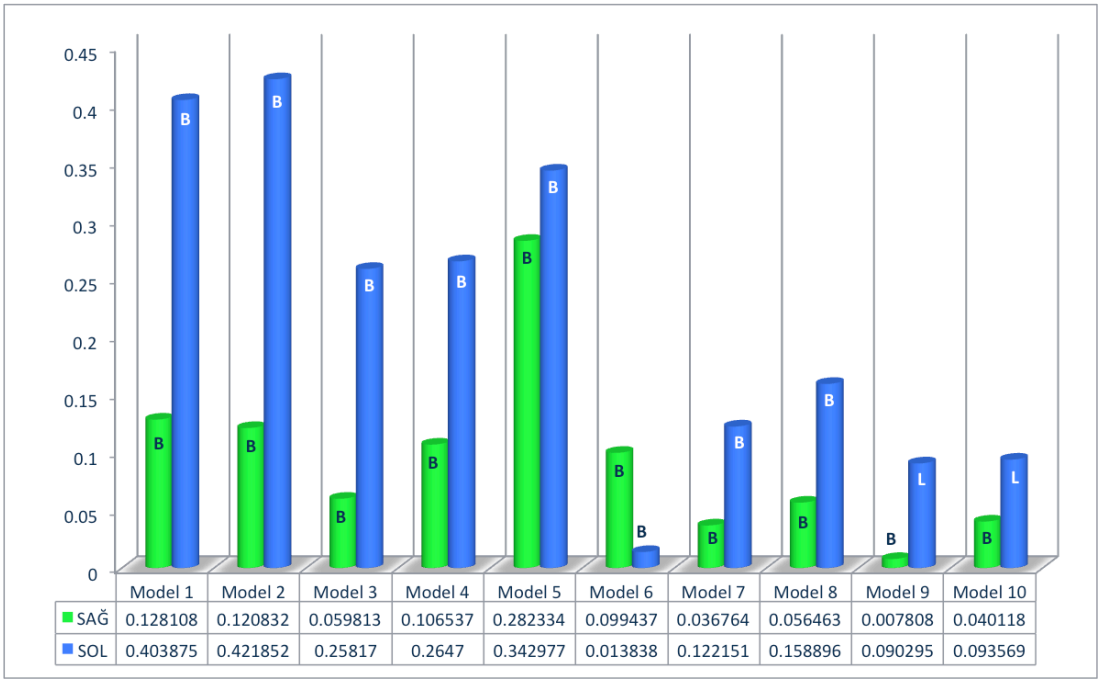
4.2.2.2.Gerilme Tip Stres Bulguları (*Maximum Principle*)

10 ayrı model üzerinde posterior sol bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte meydana gelen ortalama gerilme tip stres (*maximum principle)* bulguları ve streslerin dağılımları Şekil 4.19.'da, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.20.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.19. Posterior sol yükleme sonrası spongiyoz kemikte gerilme tip stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	0.128108	0.120832	0.059813	0.106537	0.282334	0.099437	0.036764	0.056463	0.007808	0.040118
SOL	0.403875	0.421852	0.25817	0.2647	0.342977	0.013838	0.122151	0.158896	0.090295	0.093569

Şekil 4.20. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri B: Bukkal bölgeye gelen stres L: Lingual Bölgeye gelen stres

İmplantların simetrik yerleştirildiği model 1'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.15 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 2'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.49 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 1 ve model 2'de sol ve sağ implant bölgelerinde görülen stres miktarlarının benzer sonuçlar gösterdiği bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 4.32 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres

miktarından 2.48 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 4'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının, model 3'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarından 1.78 kat daha fazla olduğu; model 4'de ve model 3'de sol implant bölgesine gelen stres miktarının benzer olduğu gözlenmiştir. Model 3'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak % 53.31 daha az olduğu; model 3'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sol implant bölgesine göre yaklaşık %36.08 daha az olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının model 2 'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık olarak %11.83 daha az olduğu; model 4'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesine göre yaklaşık % 37.25 az olduğu görülmüştür.

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu model 5'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.21 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 7.19 kat daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak 2.84 kat daha fazla olduğu; model 5'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 24.79 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.20 kat daha fazla olduğu; model 5 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak % 15.08 daha az olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından % 17.70 daha az olduğu; model 6 sol implant bölgesinde görülen stres

miktarının, model 2 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından % 96.72 daha az olduğu bulgulanmıştır.

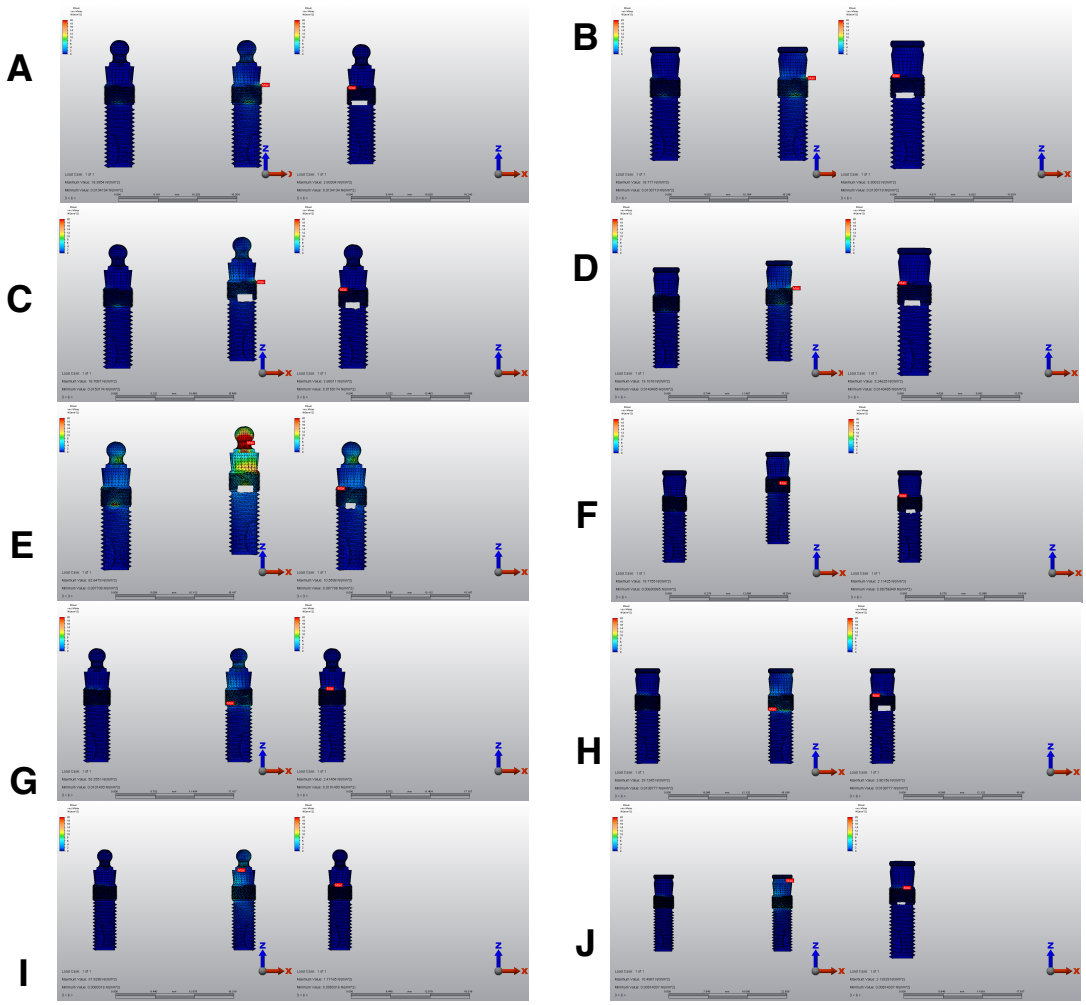
İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu model 7 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.32 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.81 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 8'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 7 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.30 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 8 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 7 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.54 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık %71.30 daha az olduğu; model 7'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %69.76 daha az olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından % 53.27 daha az olduğu saptanırken; model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından %62.33 daha az olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 11.90 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.33 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 9 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 4.14 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 9 sol implant bölgesinde görülen stres miktarı ile benzer stres değerleri gösterdiği saptanmıştır. Model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının,

model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık % 93.91 daha az olduğu; model 9'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %77.64 daha az olduğu gözlenmiştir. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından % 66.80 daha az olduğu gözlenirken; model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından %77.82 daha az olduğu bulgulanmıştır.

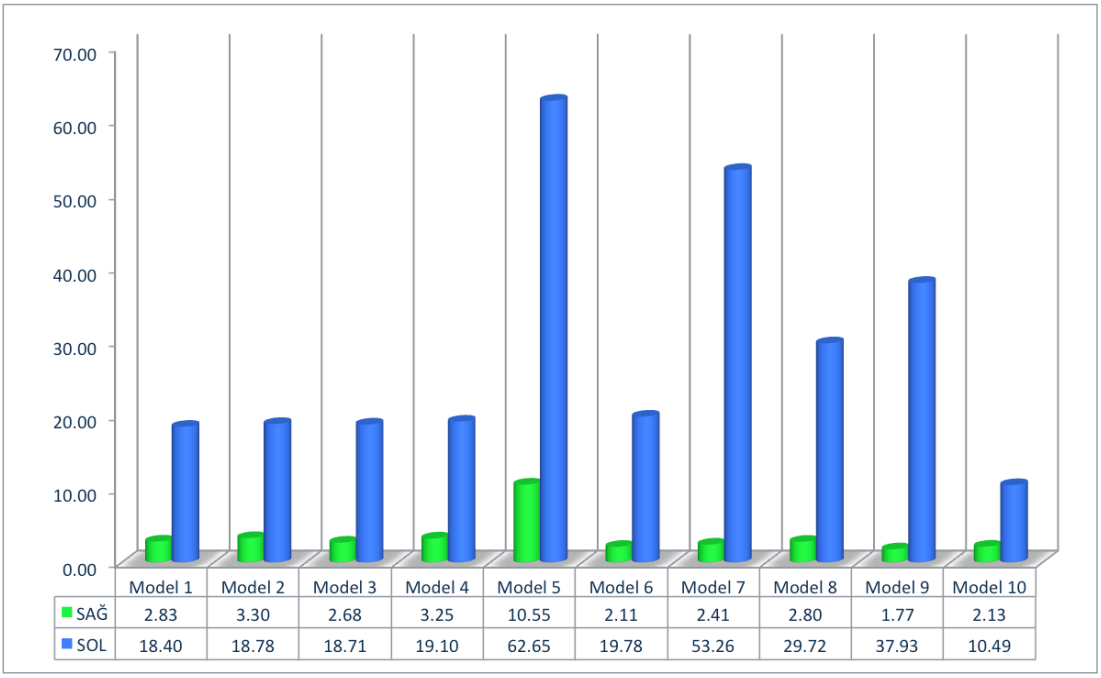
4.2.3. İmplant Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları

10 ayrı model üzerinde anterior bölgeden yapılan yüklemede implantlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesinde kullanılan *Von Mises* stres değerleri Şekil 4.21.'de, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.22.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.21. Posterior sol yükleme sonrası implantta görülen Von Mises stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



Şekil 4.22. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede implant üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri

İmplantların simetrik yerleştirildiği model 1'de sol implantta görülen stres miktarının, sağ implantta görülen stres miktarından 6.50 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 2'de sol implantta görülen stres miktarının, sağ implantta görülen stres miktarından 5.69 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 1 ve model 2'de sol implant bölgelerinde görülen stres miktarları benzer sonuçlar gösterirken; model 2 sağ implantta görülen stres miktarının, model 1 sağ implantta görülen stres miktarından yaklaşık 1.67 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, sağ implantta görülen stres miktarından 6.98 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4'de sol implantta görülen stres miktarının, sağ implantta görülen stres miktarından 5.88 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 3 ve model 4'de sol implant bölgelerinde görülen stres miktarları benzer sonuçlar gösterirken, model 4 sağ implantta görülen

stres miktarının, model 3 sağ implantta görülen stres miktarından yaklaşık 1.21 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 1 ve model 3'de sağ ve sol implant bölgelerinde görülen stres miktarları benzerlik göstermektedir. Aynı şekilde Model 2 ve model 4'de sağ ve sol implant bölgelerinde görülen stres miktarları da benzerlik göstermektedir.

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu model 5'de sol implantta görülen stres miktarının, sağ implantta görülen stres miktarından 5.94 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 6'da sol implantta görülen stres miktarının, sağ implantta görülen stres miktarından 9.37 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 5'de sağ implantta görülen stres miktarının, model 6 sağ implantta görülen stres miktarından yaklaşık olarak 5 kat daha fazla olduğu; model 5'de sol implantta görülen stres miktarının, model 6'da sol implantta görülen stres miktarından 3.17 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implantta görülen stres miktarının, model 1'de sağ implantta görülen stres miktarından 3.73 kat daha fazla olduğu; model 5 sol implantta görülen stres miktarının, model 1 sol implantta görülen stres miktarından yaklaşık olarak 3.40 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implantta görülen stres miktarının, model 2'de sağ implantta görülen stres miktarından % 36.06 daha az olduğu görülürken, model 6 sol implantta görülen stres miktarının, model 2 sol implantta görülen stres miktarıyla benzerlik gösterdiği saptanmıştır.

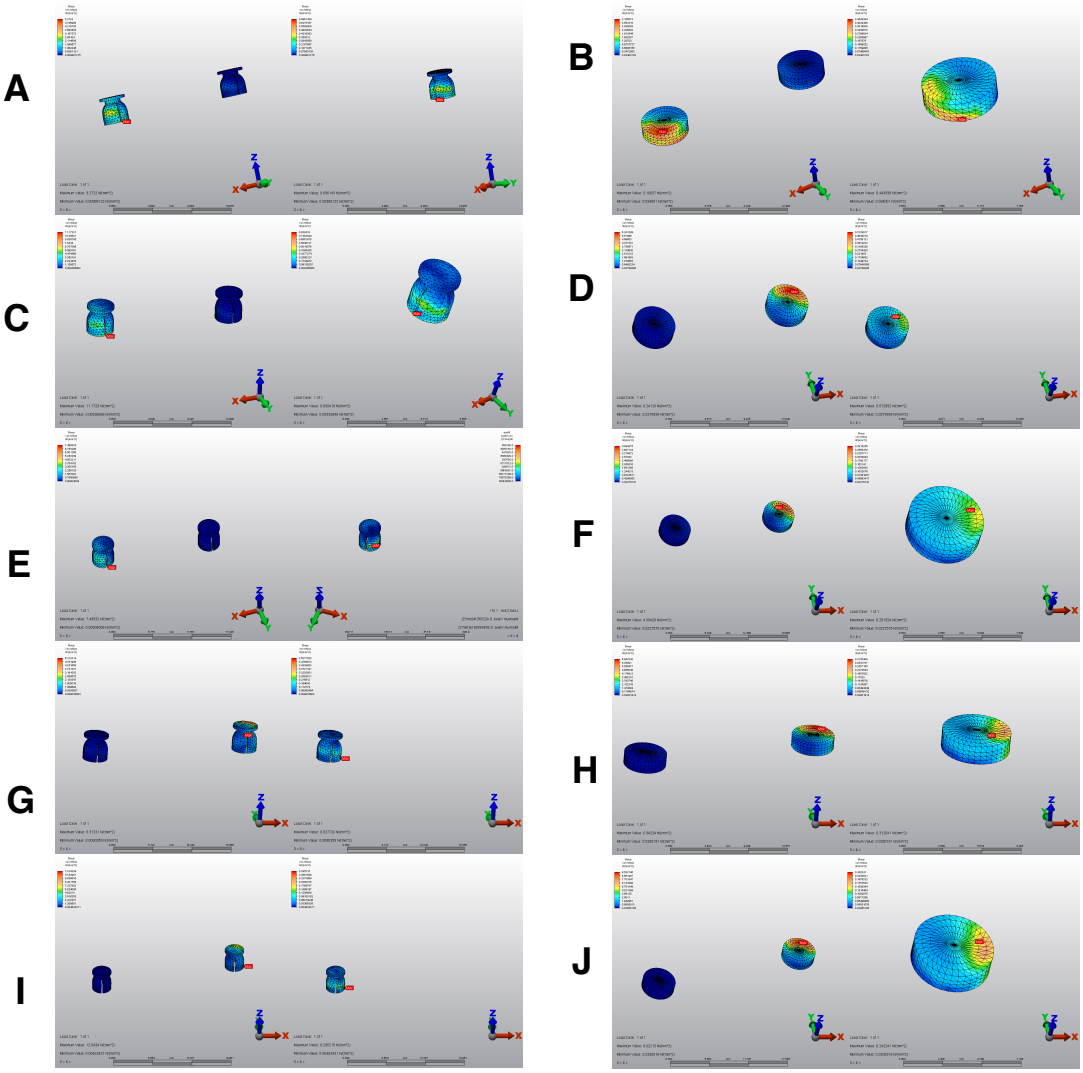
İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu model 7 sol implantta görülen stres miktarının, sağ implantta görülen stres miktarından 22.10 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sol implantta görülen stres miktarının, sağ implantta görülen stres miktarından 10.61 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sol implantta görülen stres miktarının, model 7 sol implantta görülen stres miktarından 1.79 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 8 sağ implantta görülen stres miktarının, model 7 sağ implantta görülen stres miktarından 1.16 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 7'de sağ implantta görülen stres miktarının, model 1'de sağ implantta

görülen stres miktarından yaklaşık %14.84 daha az olduğu; model 7'de sol implantta görülen stres miktarının, model 1 sol implantta görülen stres miktarından 2.89 kat fazla olduğu gözlemlenmiştir. Model 8'de sağ implantta görülen stres miktarının, model 2'de sağ implantta görülen stres miktarından % 15.15 daha az olduğu gözlenirken; model 8 sol implantta görülen stres miktarının model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından 1.58 kat fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sol implantta görülen stres miktarının, sağ implantta görülen stres miktarından 21.43 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sol implantta görülen stres miktarının, sağ implantta görülen stres miktarından 4.92 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implantta görülen stres miktarının, model 9 sağ implantta görülen stres miktarından 1.20 kat daha fazla gözlenirken; model 9 sol implantta görülen stres miktarının, model 10 sol implantta görülen stres miktarından 3.62 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 9'da sağ implantta görülen stres miktarının, model 1'de sağ implantta görülen stres miktarından yaklaşık % 37.46 daha az olduğu; model 9'da sol implantta görülen stres miktarının, model 1 sol implantta görülen stres miktarından 2.06 kat fazla olduğu gözlemlenmiştir. Model 10'da sağ implantta görülen stres miktarının, model 2'de sağ implantta görülen stres miktarından % 35.45 daha az olduğu gözlenirken; model 10 sol implantta görülen stres miktarının model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından % 44.14 daha az olduğu bulgulanmıştır.

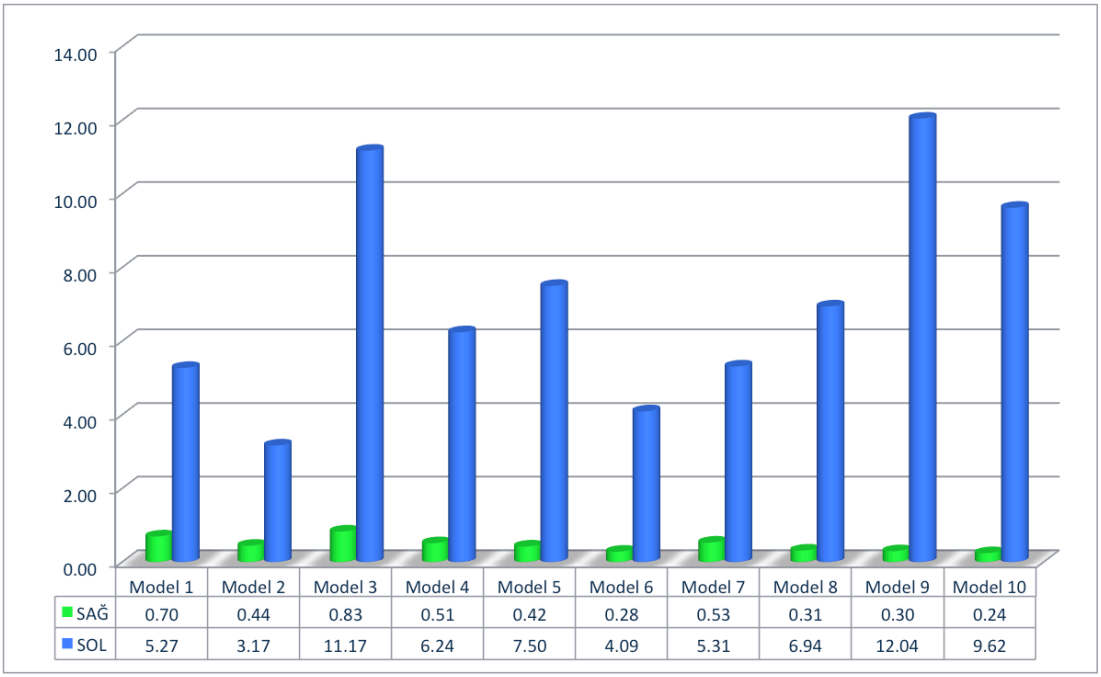
4.2.4. Ataşmanlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları

10 ayrı model üzerinde anterior bölgeden yapılan yüklemede ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesinde kullanılan *Von Mises* stres değerleri Şekil 4.23.'de, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.24.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.23. Posterior sol yükleme sonrası ataşmanda görülen Von Mises stres dağılımları

A. Simetrik Top Başlı Ataşman B. Simetrik Locator Ataşman C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	0.70	0.44	0.83	0.51	0.42	0.28	0.53	0.31	0.30	0.24
SOL	5.27	3.17	11.17	6.24	7.50	4.09	5.31	6.94	12.04	9.62

Şekil 4.24. Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede ataşmanlar üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri

İmplantların simetrik olarak konumlandırıldığı model 1'de sol ataşmana gelen stres miktarının, sağ ataşmana gelen stres miktarından 7.53 kat; model 2'de sol ataşmana gelen stres miktarının, sağ ataşmana gelen stres miktarından 7.20 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 1'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 2 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.59 kat fazla olduğu görülürken; model 1 sol ataşmana gelen stres miktarının, model 2 sol ataşmana gelen stres miktarından 1.66 kat fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3'de sol ataşmana gelen stres miktarının, sağ ataşmana gelen stres miktarından 13.46 kat; model 4'de sol ataşmana gelen stres miktarının, sağ ataşmana gelen stres miktarından 12.24 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3'de sağ ataşmana gelen stres miktarının model 4 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.63 kat fazla olduğu görülürken; model 3 sol ataşmana gelen stres miktarının model 4 sol ataşmana gelen stres miktarından 1.79 kat fazla olduğu

bulgulanmıştır. Model 3 sağ ataşmana gelen stres miktarının model 1 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.19 kat fazla olduğu görülürken, model 3 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının model 1 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarından 2.12 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 4 sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 2 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.16 kat fazla olduğu görülürken, model 4 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının model 2 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarından 1.97 kat fazla olduğu görülmüştür

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu Model 5'de sol ataşmana gelen stres miktarının, sağ ataşmana gelen stres miktarından 17.86 kat; model 6'da sol ataşmana gelen stres miktarının, sağ ataşmana gelen stres miktarından 14.61 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 5'de sağ ataşmana gelen stres miktarının model 6 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.5 kat fazla olduğu görülürken; model 5 sol ataşmana gelen stres miktarının model 6 sol ataşmana gelen stres miktarından 1.84 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 5 sağ ataşmana gelen stres miktarının model 1 sağ ataşmana gelen stres miktarından %40 daha az olduğu görülürken, model 5 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının model 1 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarından 1.42 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 6 sağ ataşmana gelen stres miktarının model 2 sağ ataşmana gelen stres miktarından %36.6 daha az olduğu görülürken, model 6 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının model 2 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarından 1.29 kat fazla olduğu görülmüştür

İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu Model 7'de sol ataşmana gelen stres miktarının sağ ataşmana gelen stres miktarından 10.02 kat; model 8'de sol ataşmana gelen stres miktarının, sağ ataşmana gelen stres miktarından 22.39 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 7'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 8 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.71 kat fazla olduğu görülürken; model 8 sol ataşmana gelen stres miktarının model 7 sol ataşmana gelen stres miktarından 1.31 kat fazla olduğu

bulgulanmıştır. Model 7 sağ ataşmana gelen stres miktarının model 1 sağ ataşmana gelen stres miktarından %24.29 daha az olduğu görülürken, model 7 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının model 1 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarıyla benzer değerler gösterdiği saptanmıştır. Model 8 sağ ataşmana gelen stres miktarının model 2 sağ ataşmana gelen stres miktarından %29.55 daha az olduğu görülürken, model 8 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının model 2 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarından 2.19 kat fazla olduğu görülmüştür

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sol ataşmana gelen stres miktarının sağ ataşmana gelen stres miktarından 40.13 kat; model 10'da sol ataşmana gelen stres miktarının, sağ ataşmana gelen stres miktarından 40.08 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 9'da sağ ve sol ataşmana gelen stres miktarının, model 10 sağ ve sol ataşmana gelen stres miktarından 1.25 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 9 sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 1 sağ ataşmana gelen stres miktarından %57.14 daha az olduğu görülürken, model 9 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının, model 1 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarından 2.28 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 10 sağ ataşmana gelen stres miktarının model 2 sağ ataşmana gelen stres miktarından %45.46 daha az olduğu görülürken, model 10 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının, model 2 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarından 3.03 kat fazla olduğu görülmüştür.

4.3. Sağ Posterior Bölgeden Yükleme Bulguları

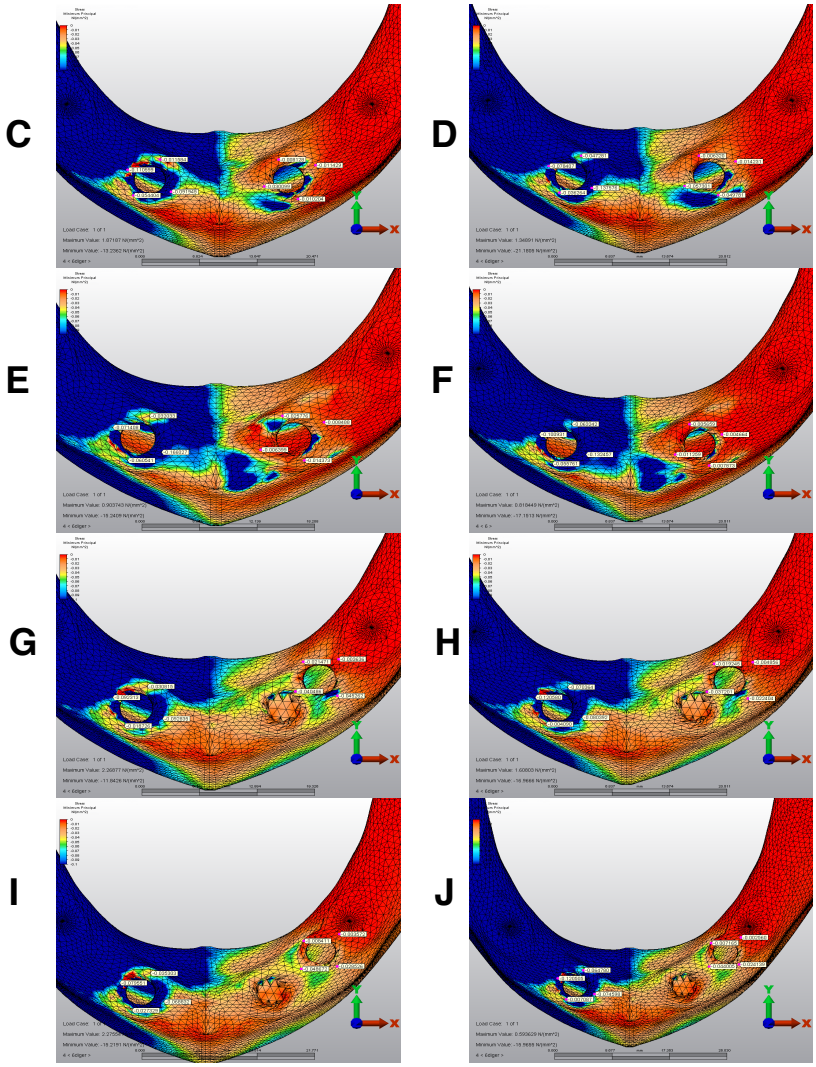
Yükleme, merkezi alt sağ 2. premolar ve 1. moların birleşim noktasına gelecek şekilde yerleştirilen yarıçapı 1 cm olan sert gıda parçası tarafından gerçekleştirilmiştir.

4.3.1. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemik üzerinde, implantların çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Seçilen referans noktalarında stresin en yoğun görüldüğü noktalar değerlendirilmeye katılmıştır.

4.3.1.1. Sıkışma Tip Stres Bulguları (*Minimum Principle*)

10 ayrı model üzerinde posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte meydana gelen ortalama sıkışma tip stres (*minimum principle)* bulguları ve streslerin dağılımları Şekil 4.25.'de, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.26.'da gösterilmiştir.

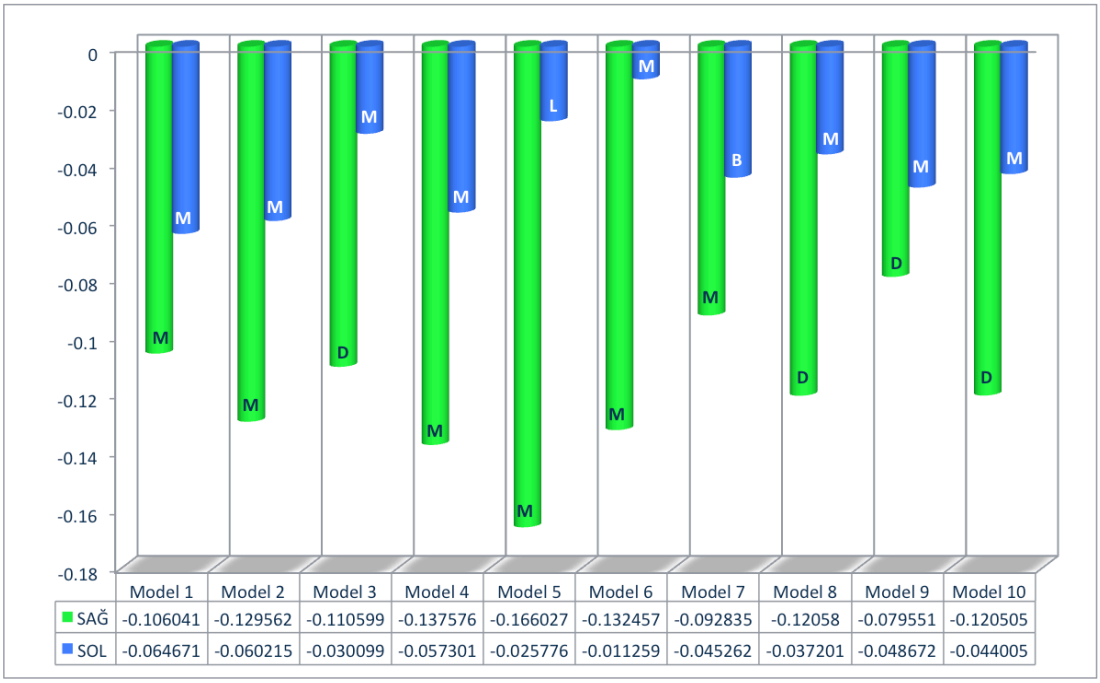


Şekil 4.25. Posterior sağ yükleme sonrası kortikal kemikte sıkışma tip stres dağılımları

C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman

---

* Kontrol grubu, sol posterior yüklemede, sağ posterior yükleme ile aynı değeri verdiği için bu grubun görüntüsü konulmamıştır.



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	-0.106041	-0.129562	-0.110599	-0.137576	-0.166027	-0.132457	-0.092835	-0.12058	-0.079551	-0.120505
SOL	-0.064671	-0.060215	-0.030099	-0.057301	-0.025776	-0.011259	-0.045262	-0.037201	-0.048672	-0.044005

Şekil 4.26. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri D: Distal bölgeye gelen stres L: Lingual bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres

İmplantların simetrik yerleştirildiği model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.64 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.15 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 1 ve model 2'de sol implant bölgelerinde görülen stres miktarlarının benzer sonuçlar gösterdiği saptanırken, model 2 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının model 1 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık 1.22 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.68 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ implant

bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.40 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının, model 3'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarından 1.24 kat daha fazla olduğu; model 4'de sol implant bölgesine gelen stres miktarının, model 3'de sol implant bölgesine gelen stres miktarından 1.90 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 1'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık olarak %53.46 daha az olduğu; model 3'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu bulgulanmıştır. Model 4'de sağ ve sol implant bölgesinde görülen stres miktarları, model 2 sağ ve sol implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzerlik göstermektedir.

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 6.44 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 11.76 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak 1.25 kat daha fazla olduğu; model 5'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.29 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.57 kat daha fazla olduğu; model 5 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %60.14 az olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu; model 6 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından % 81.30 daha az olduğu bulgulanmıştır.

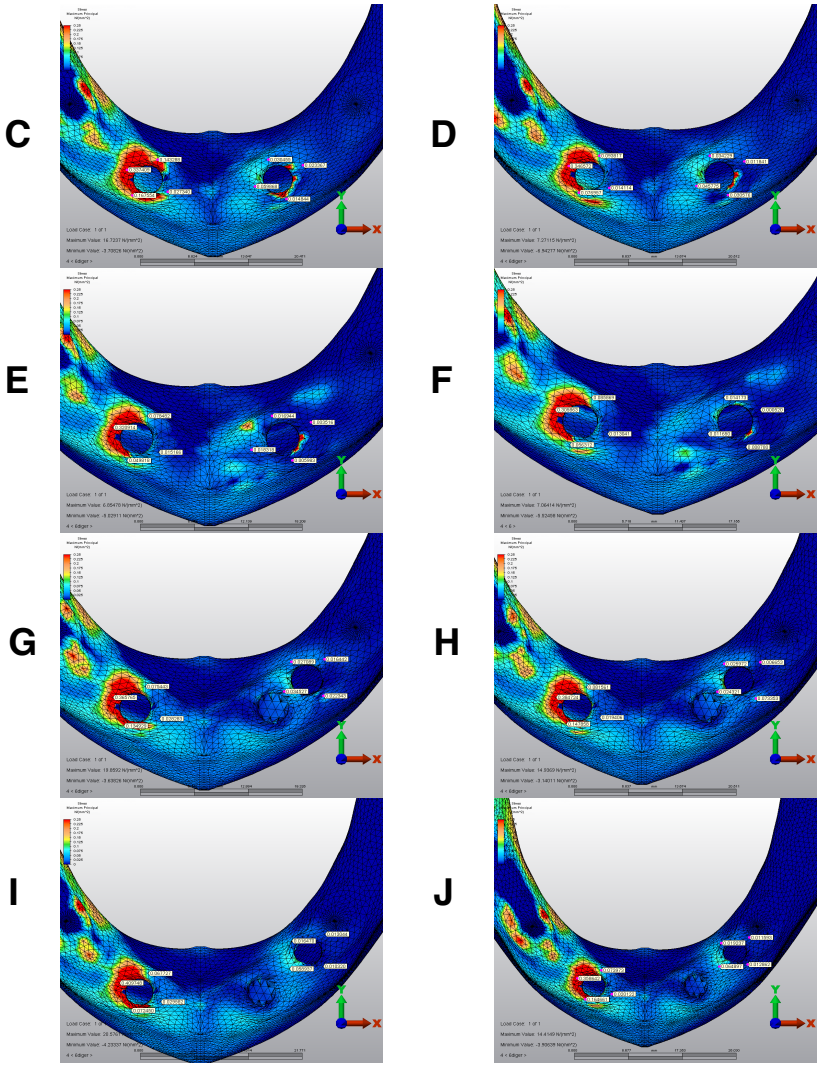
İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.05 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.24 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 7 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.30 kat daha fazla gözlenirken; model 7 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.21 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık %12.45 daha az olduğu; model 7'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %30.1 daha az olduğu gözlemlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarı, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer değerler gösterirken; model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından %38.22 daha az olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.63 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.74 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 9 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.52 kat daha fazla gözlenirken; model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 9 sol implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu bulgulanmıştır. Model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık %24.98 daha az olduğu; model 9'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol

implant bölgesinde görülen stres miktarından %24.74 daha az olduğu görülmüştür. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu gözlenirken; model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından %26.92 daha az olduğu bulgulanmıştır.

4.3.1.2. Gerilme Tip Stres Bulguları (*Maximum Principle*)

10 ayrı model üzerinde posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte meydana gelen ortalama gerilme tip stres (*maximum principle)* bulguları ve streslerin dağılımları Şekil 4.27.'de; oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.28.'de gösterilmiştir.

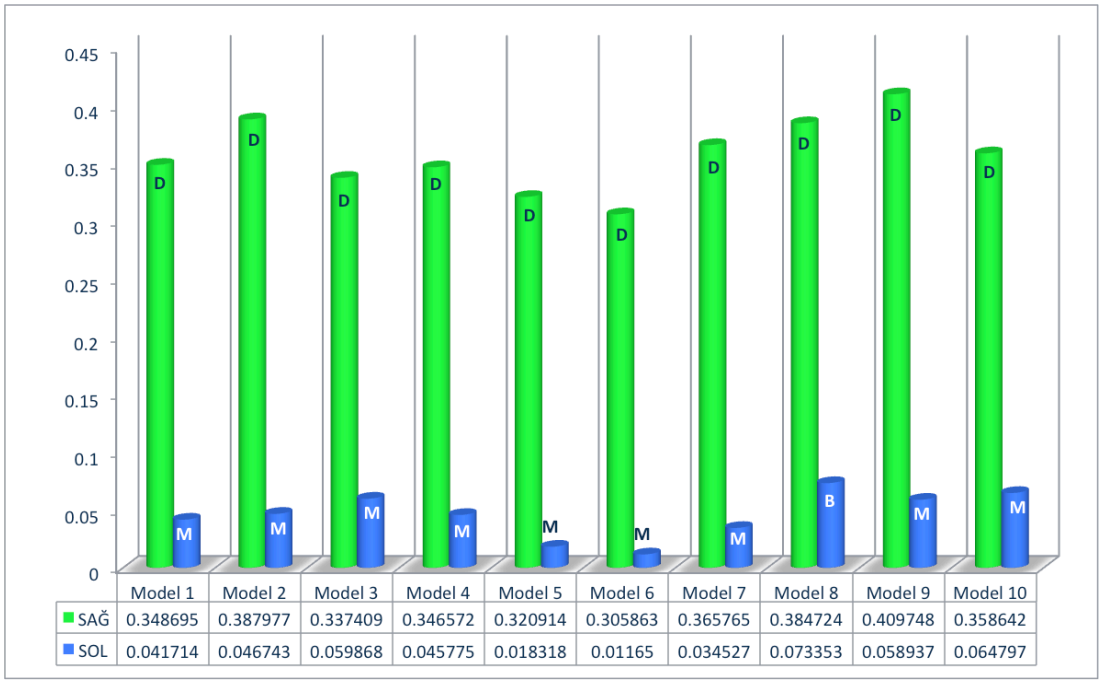


Şekil 4.27. Posterior sağ yükleme sonrası kortikal kemikte gerilme tip stres dağılımları

C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman

---

* Kontrol grubu, sol posterior yüklemede, sağ posterior yükleme ile aynı değeri verdiği için bu grubun görüntüsü konulmamıştır.



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	0.348695	0.387977	0.337409	0.346572	0.320914	0.305863	0.365765	0.384724	0.409748	0.358642
SOL	0.041714	0.046743	0.059868	0.045775	0.018318	0.01165	0.034527	0.073353	0.058937	0.064797

Şekil 4.28. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede kortikal kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri D: Distal bölgeye gelen stres B: Bukkal bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres

İmplantların simetrik yerleştirildiği model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 8.36 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 8.30 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 2 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.12 kat fazla olduğu görülürken, model 2 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık 1.11 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 5.64 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ implant

bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 7.57 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının, model 3'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarıyla benzer olduğu; model 3'de sol implant bölgesine gelen stres miktarının model 4'de sol implant bölgesine gelen stres miktarından 1.30 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık olarak 1.44 kat fazla olduğu; model 3'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu bulgulanmıştır. Model 4 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından % 10.67 daha az olduğu bulgulanmıştır. Model 4'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu gözlenmiştir.

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 17.97 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 26.26 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu, model 5'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.57 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu; model 5 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %56.09 az olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından %21.6 az olduğu, model 6 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının,

model 2 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından % 75.08 daha az olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 10.59 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 5.24 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 7 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu gözlenirken; model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 7 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 2,12 kat fazla olduğu görülmektedir. Model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu; model 7'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %17.23 daha az olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu gözlenirken; model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından 1.57 kat fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 6.95 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 5.53 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 10 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.14 kat daha fazla gözlenirken; model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 9 sol implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu bulgulanmıştır. Model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık 1.18 kat fazla olduğu; model

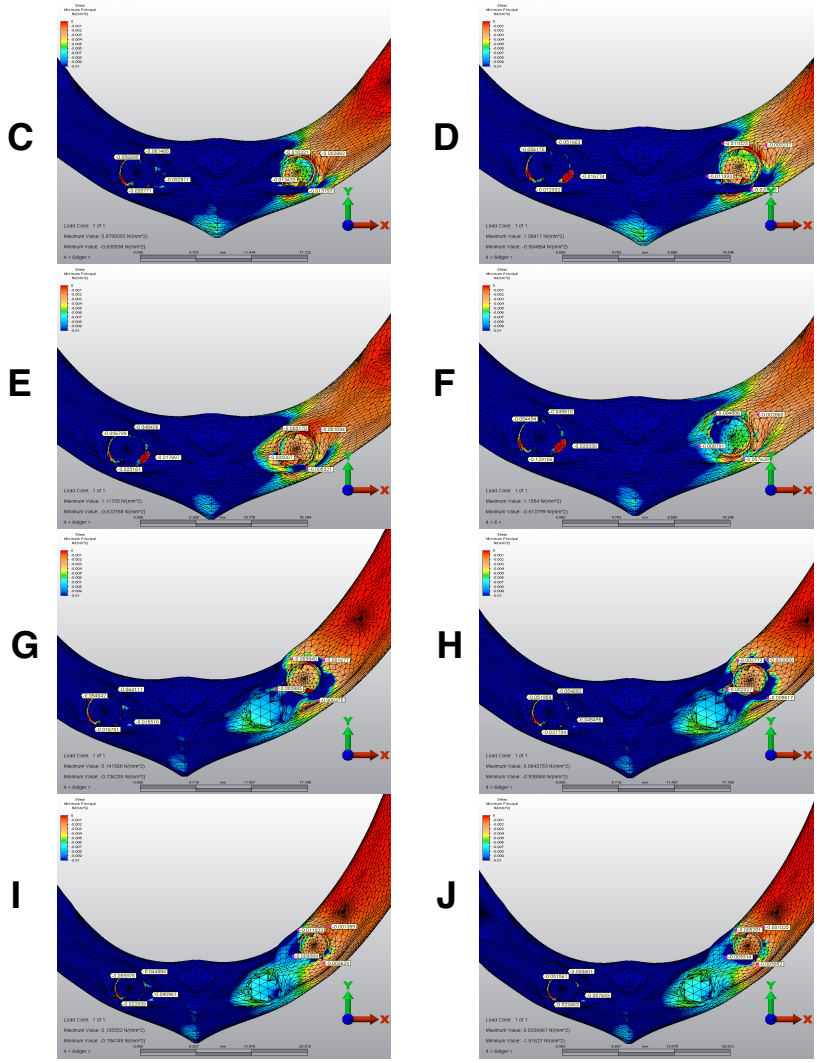
9'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.41 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarıyla benzer olduğu gözlenirken; model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından 1.39 kat fazla olduğu bulgulanmıştır.

4.3.2. Spongiyoz Kemik Bulguları

Spongiyoz kemik üzerinde, implantların çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Seçilen referans noktalarında stresin en yoğun görüldüğü noktalar değerlendirilmeye katılmıştır.

4.3.2.1.Sıkışma Tip Stres Bulguları *(Minimum Principle)*

10 ayrı model üzerinde posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte meydana gelen ortalama sıkışma tip stres (*minimum principle)* bulguları ve streslerin dağılımları Şekil 4.29.'da; oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.30.'da gösterilmiştir.

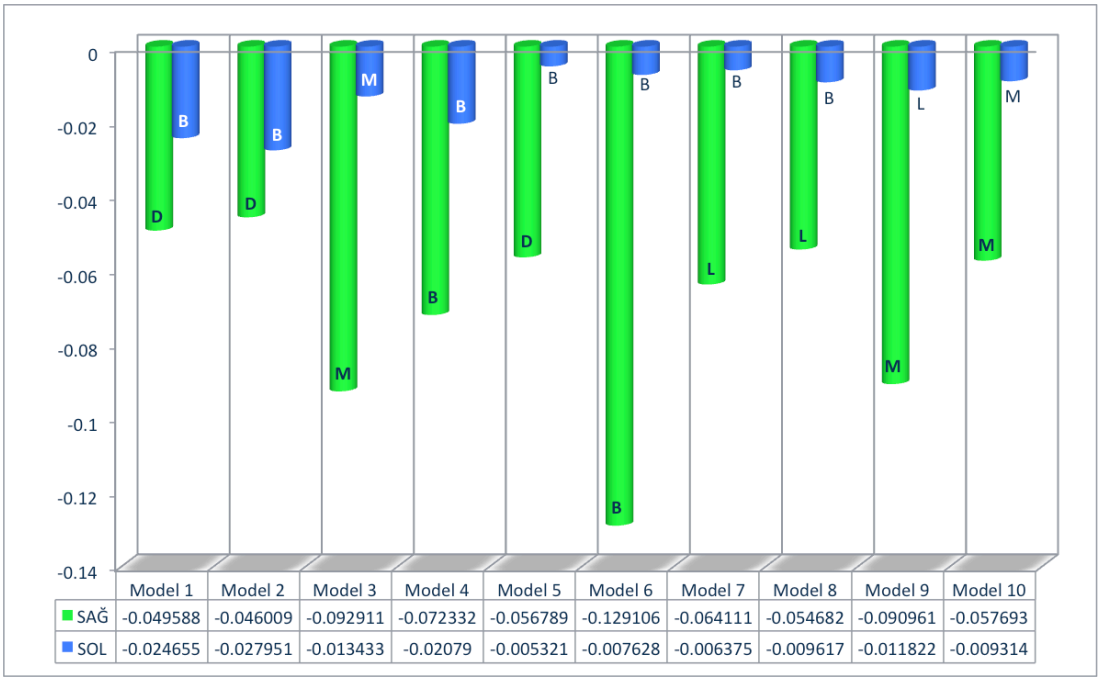


Şekil 4.29. Posterior sağ yükleme sonrası spongiyoz kemikte sıkışma tip stres dağılımları

C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman

---

* Kontrol grubu, sol posterior yüklemede, sağ posterior yükleme ile aynı değeri verdiği için bu grubun görüntüsü konulmamıştır.



Şekil 4.30. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum sıkışma tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri D: Distal bölgeye gelen stres B: Bukkal bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres L: Lingual bölgeye gelen stres

İmplantların simetrik yerleştirildiği model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 2.01 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.65 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 1 ve model 2'de sağ implant bölgelerinde görülen stres miktarları benzer sonuçlar gösterirken, model 2 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık 1.33 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 6.92 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres

miktarından 3.48 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 3'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarının, model 4'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarından 1.28 kat daha fazla olduğu; model 4'de sol implant bölgesine gelen stres miktarının, model 3'de sol implant bölgesine gelen stres miktarından 1.55 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık olarak %45.52 daha az olduğu; model 3'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak 1.87 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 4'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak 1.57 kat daha fazla olduğu görülürken, model 4'de sol implant bölgesindeki stresin, model 2'ye göre yaklaşık olarak %25.62 az olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 10.67 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 16.93 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak 2.27 kat daha fazla olduğu; model 6'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 5'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.43 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.15 kat daha fazla olduğu; model 5 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %78.42 daha az olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak 2.81 kat daha fazla olduğu; model 6 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model

2 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık % 72.71 daha az olduğu bulgulanmıştır.

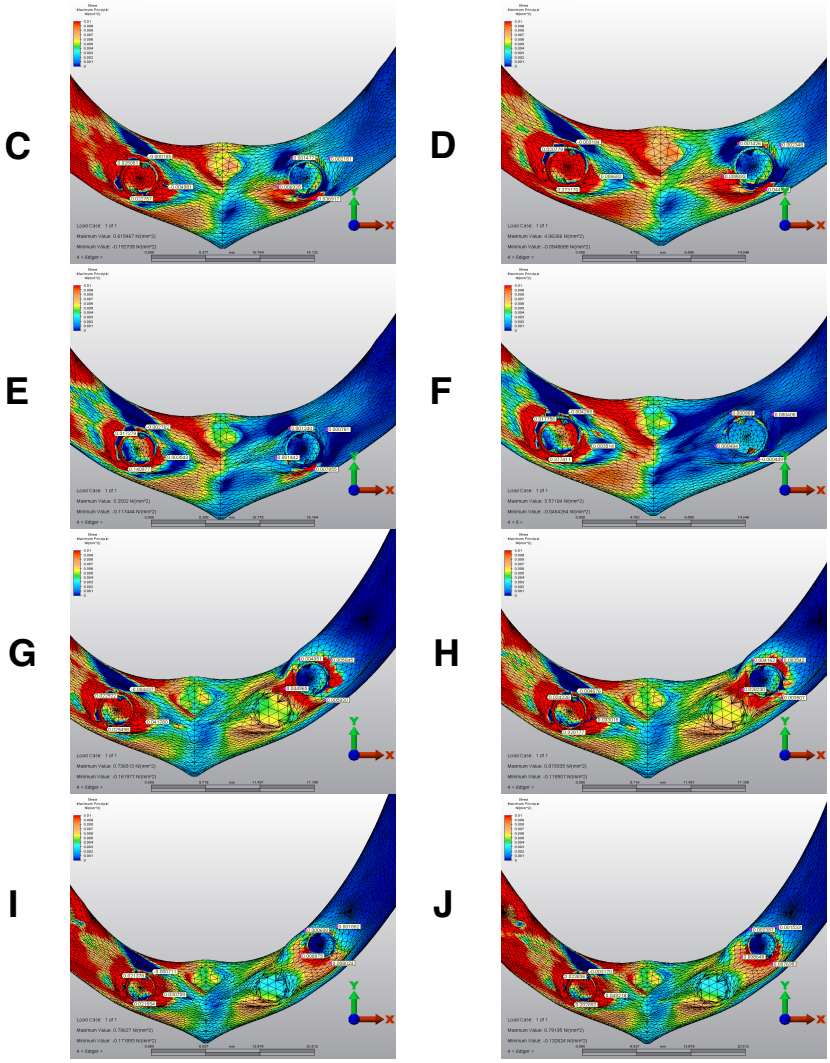
İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 10.06 kat daha fazla olduğunu gözlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 5.69 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 8 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.17 kat daha fazla gözlenirken; model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 7 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.51 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık 1.29 kat daha fazla olduğu; model 7'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %74.14 daha az olduğu gözlemlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak 1.19 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından yaklaşık %65.59 daha az olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 7.69 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 6.19 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.58 kat daha fazla gözlenirken; model 9 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık 1.27 kat daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının,

model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık 1.83 kat daha fazla olduğu; model 9'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %52.05 daha az olduğu görülmüştür. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık 1.25 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından %66.68 daha az olduğu bulgulanmıştır.

4.3.2.2. Gerilme Tip Stres Bulguları (*Maximum Principle*)

10 ayrı model üzerinde posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte meydana gelen ortalama gerilme tip stres (*maximum principle)* bulguları ve streslerin dağılımları Şekil 4.31.'de; oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.32.'de gösterilmiştir.

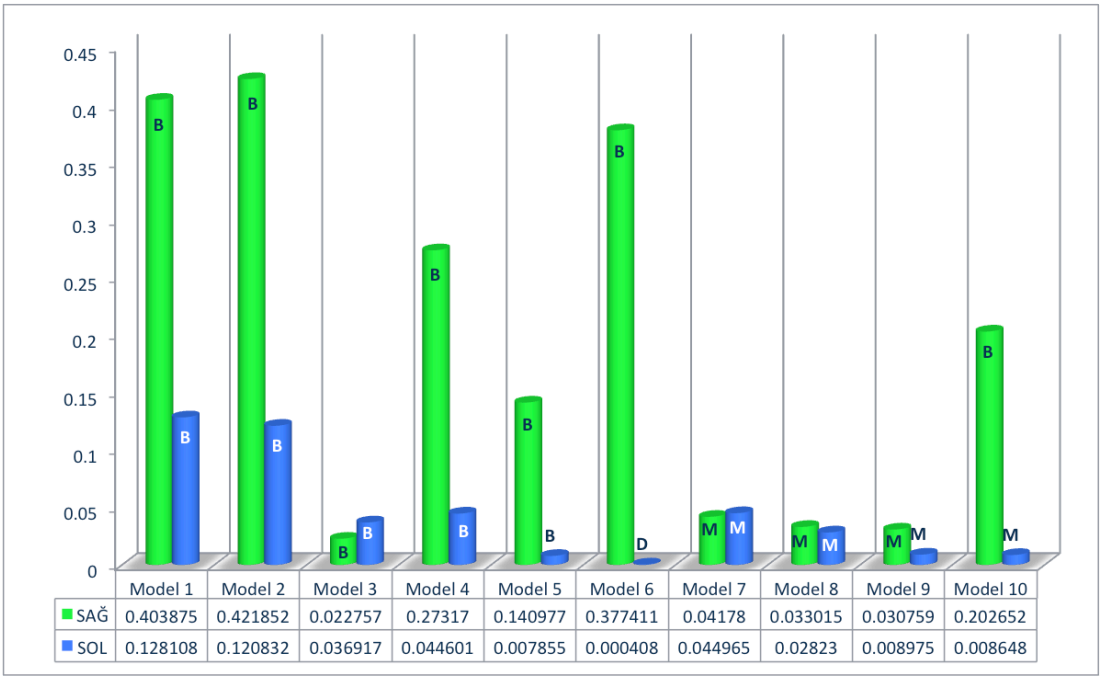


Şekil 4.31. Posterior sağ yükleme sonrası spongiyoz kemikte gerilme tip stres dağılımları

C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman

---

* Kontrol grubu, sol posterior yüklemede, sağ posterior yükleme ile aynı değeri verdiği için bu grubun görüntüsü konulmamıştır.



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	0.403875	0.421852	0.022757	0.27317	0.140977	0.377411	0.04178	0.033015	0.030759	0.202652
SOL	0.128108	0.120832	0.036917	0.044601	0.007855	0.000408	0.044965	0.02823	0.008975	0.008648

Şekil 4.32. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede spongiyoz kemikte maksimum gerilme tip streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri D: Distal bölgeye gelen stres B: Bukkal bölgeye gelen stres M: Mesial bölgeye gelen stres

İmplantların simetrik yerleştirildiği model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.15 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.49 kat daha fazla olduğu gözlenirken; kontrol grubunda sağ ve sol implant bölgelerinde görülen stres miktarlarının benzer sonuçlar gösterdiği bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.62 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 6.13 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 3'de sağ implant

bölgesine gelen stres miktarının, model 4'de sağ implant bölgesine gelen stres miktarından 12.00 kat daha fazla olduğu; model 3'de sol implant bölgesine gelen stres miktarının, model 4'de sol implant bölgesine gelen stres miktarından 1.21 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık olarak %97.37 daha az; model 3'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının model 1'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarına göre yaklaşık olarak %71.18 daha az olduğu bulgulanmıştır. Model 4'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak %35.25 az olduğu; model 4'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'ye göre yaklaşık olarak %63.09 az olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 17.95 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 9.25 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak 2.68 kat daha fazla olduğu; model 5'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 6'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 19.25 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık olarak %65.09 az olduğu; model 5 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının ise model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %93.87 az olduğu bulgulanmıştır. Model 6'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından %10.53 daha az olduğu; model 6 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2

sol implant bölgesinde görülen stres miktarından % 99.66 daha az olduğu bulgulanmıştır.

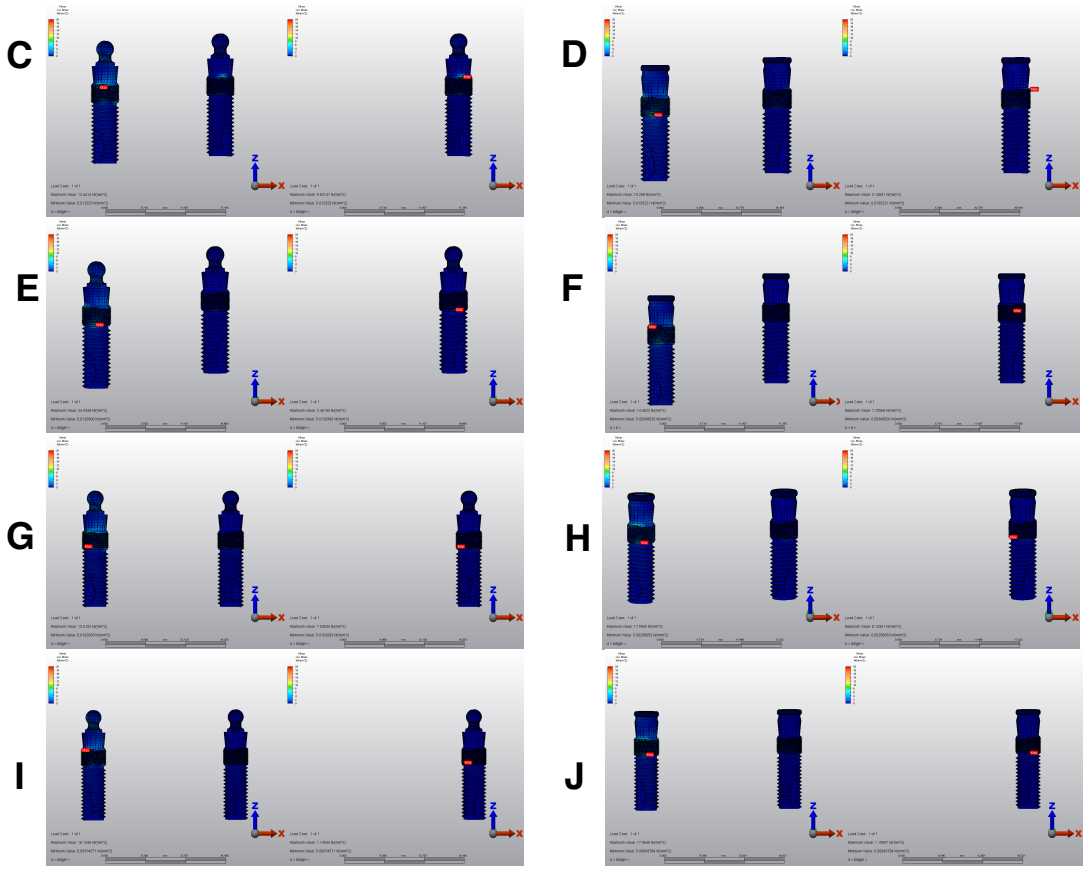
İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu model 7'de sağ ve sol implant bölgelerinde benzer stres değerleri gözlemlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.17 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 8 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.27 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 7 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 1.59 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 7'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık %89.65 daha az olduğu; model 7'de sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %64.90 daha az olduğu gözlemlenmiştir. Model 8'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık %92.17 daha az olduğu gözlenirken; model 8 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından %76.64 daha az olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 3.43 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, sol implant bölgesinde görülen stres miktarından 23.43 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 9 sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından 6.59 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 10 sol implant bölgesi ile model 9 sol implant bölgesinde görülen stres miktarlarının benzer değerler olduğu saptanmıştır. Model 9'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1'de sağ implant bölgesinde

görülen stres miktarından yaklaşık %92.38 daha az olduğu; model 9'da sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 1 sol implant bölgesinde görülen stres miktarından %92.99 daha az olduğu görülmüştür. Model 10'da sağ implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sağ implant bölgesinde görülen stres miktarından yaklaşık %49.82; model 10 sol implant bölgesinde görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından %93.25 daha az olduğu bulgulanmıştır.

4.3.3. İmplant Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları

10 ayrı model üzerinde posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede implantlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesinde kullanılan *Von Mises* stres bölgeleri Şekil 4.33.'de; oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.34.'de gösterilmiştir.

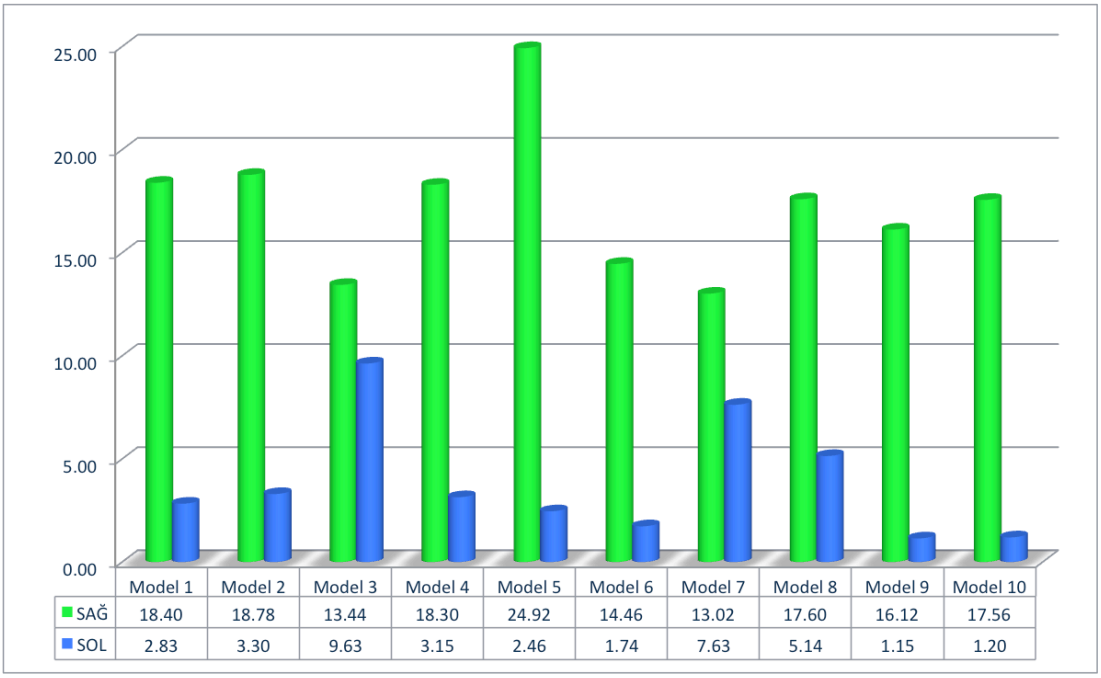


Şekil 4.33. Posterior sağ yükleme sonrası implant üzerindeki Von Mises stres dağılımları

C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman

---

* Kontrol grubu, sol posterior yüklemede, sağ posterior yükleme ile aynı değeri verdiği için bu grubun görüntüsü konulmamıştır.



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	18.40	18.78	13.44	18.30	24.92	14.46	13.02	17.60	16.12	17.56
SOL	2.83	3.30	9.63	3.15	2.46	1.74	7.63	5.14	1.15	1.20

Şekil 4.34. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede implant üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri

İmplantların simetrik yerleştirildiği model 1'de sağ implantta görülen stres miktarının, sol implantta görülen stres miktarından 6.50 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 2'de sağ implantta görülen stres miktarının, sol implantta görülen stres miktarından 5.69 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 1 ve model 2'de sağ implantlarda görülen stres miktarlarının benzer olduğu görülürken, model 2 sol implantta görülen stres miktarının, model 1 sol implantta görülen stres miktarından yaklaşık 1.16 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3'de sağ implantta görülen stres miktarının, sol implantta görülen stres miktarından 1.40 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4'de sağ implantta görülen stres miktarının, sol implantta görülen stres miktarından 5.81 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 4 sağ implantta görülen stres değerinin, model 3 sağ implantta görülen stres değerinden yaklaşık olarak 1.36 kat fazla olduğu

gözlenirken, model 3 sol implantta görülen stresin, model 4 sol implantta görülen stresten 3.06 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3 sağ implanta gelen stres değerinin, model 1 sağ implanta gelen strese göre yaklaşık olarak %26.96 oranında azaldığı; sol implantta ise yaklaşık olarak 3.40 kat daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Model 4'de sağ ve sol implanttta karşılaşılan streslerin, model 2'de sağ ve sol implantta karşılaşılan streslerle benzerlik gösterdiği bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu model 5'de sağ implantta görülen stres miktarının, sol implantta görülen stres miktarından 10.13 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 6'da sağ implantta görülen stres miktarının, sol implantta görülen stres miktarından 8.31 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implantta görülen stres miktarının, model 6 sağ implantta görülen stres miktarından yaklaşık olarak 1.72 kat daha fazla olduğu; model 5'de sol implantta görülen stres miktarının, model 6'da sol implantta görülen stres miktarından 1.41 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 5'de sağ implantta görülen stres miktarının, model 1'de sağ implantta görülen stres miktarından yaklaşık olarak 1.35 kat daha fazla olduğu; model 5 sol implantta görülen stres miktarının, model 1 sol implantta görülen stres miktarından yaklaşık %13.07 oranında az olduğu bulgulanmıştır. Model 6'da sağ implantta görülen stres miktarının, model 2'de sağ implantta görülen stres miktarından % 23.00 daha az olduğu görülürken; model 6 sol implantta görülen stres miktarının, model 2 sol implantta görülen stres miktarından yaklaşık %47.27 oranında az olduğu gözlenmiştir.

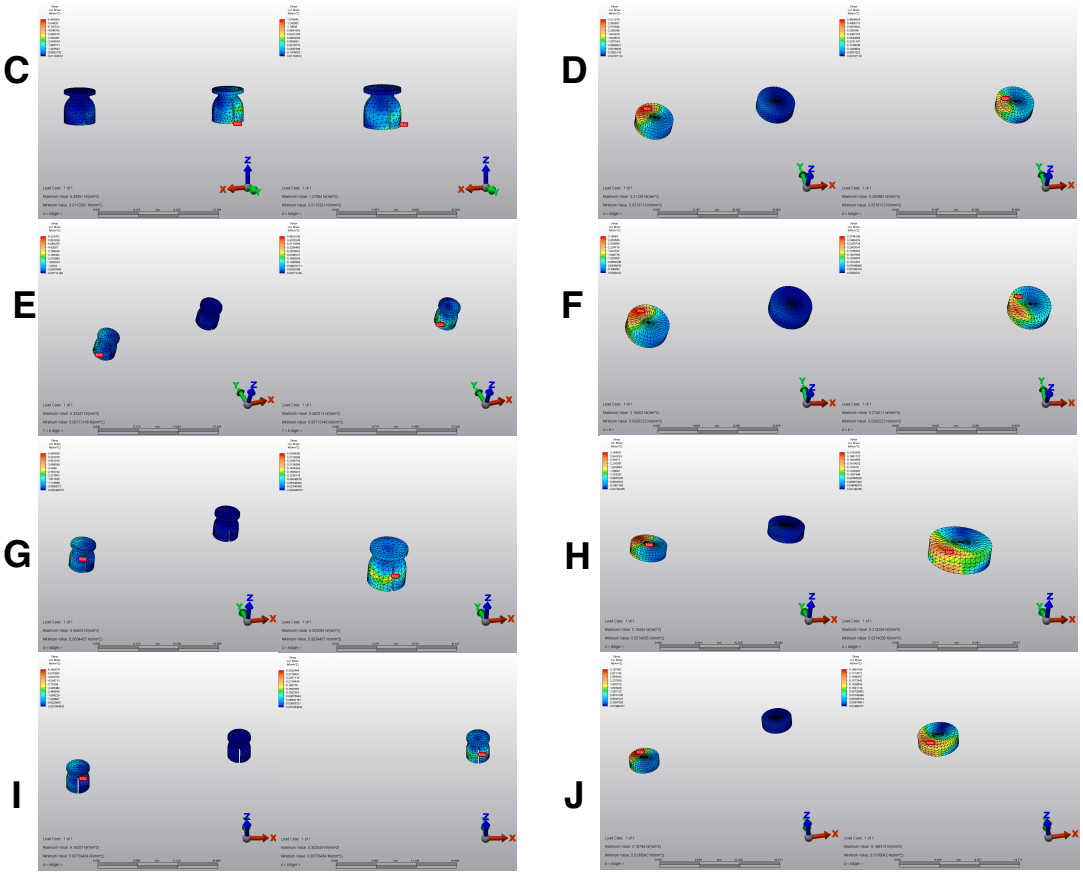
İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu model 7 sağ implantta görülen stres miktarının, sol implantta görülen stres miktarından yaklaşık 1.71 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 8'de sağ implantta görülen stres miktarının, sol implantta görülen stres miktarından 3.42 kat daha fazla olduğunu gözlenmiştir. Model 8'de sağ implantta görülen stres miktarının, model 7 sağ implantta görülen stres miktarından 1,35 kat daha fazla olduğu gözlenirken; model 7 sol implantta görülen stres miktarının, model 8 sağ

implantta görülen stres miktarından 1.48 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Model 7'de sağ implantta görülen stres miktarının, model 1'de sağ implantta görülen stres miktarından yaklaşık %29.24 daha az olduğu; model 7'de sol implantta görülen stres miktarının, model 1 sol implantta görülen stres miktarından 2.70 kat fazla olduğu gözlemlenmiştir. Model 8'de sağ implantta görülen stres miktarı, model 2'de sağ implantta görülen stres miktarı ile benzer değerler gösterirken; model 8 sol implantta görülen stres miktarının model 2'de sol implantta görülen stres miktarından 1.56 kat fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sağ implantta görülen stres miktarının, sol implantta görülen stres miktarından 14.02 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 10'da sağ implantta görülen stres miktarının, sol implantta görülen stres miktarından 14.63 kat daha fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 9 ve 10'da; sağ ve sol implantlarda görülen stres değerlerinin benzer olduğu görülmüştür. Model 9'da sağ implantta görülen stres miktarının model 1'de sağ implantta görülen stres miktarından yaklaşık % 12.39 daha az olduğu; model 9'da sol implantta görülen stres miktarının, model 1 sol implantta görülen stres miktarından yaklaşık %59.36 daha az olduğu gözlemlenmiştir. Model 10'da sağ implantta görülen stres miktarının, model 2'de sağ implantta görülen stres miktarı ile benzer stres değerleri gösterdiği saptanırken; model 10 sol implantta görülen stres miktarının, model 2'de sol implant bölgesinden görülen stres miktarından %63.64 daha az olduğu bulgulanmıştır.

4.3.4. Ataşmanlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları

10 ayrı model üzerinde posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesinde kullanılan *Von Mises* stres bölgeleri Şekil 4.35.'de, oluşan en yüksek stres değerleri ve değerlendirmede kullanılan referans noktaları grafik olarak Şekil 4.36.'da gösterilmiştir.

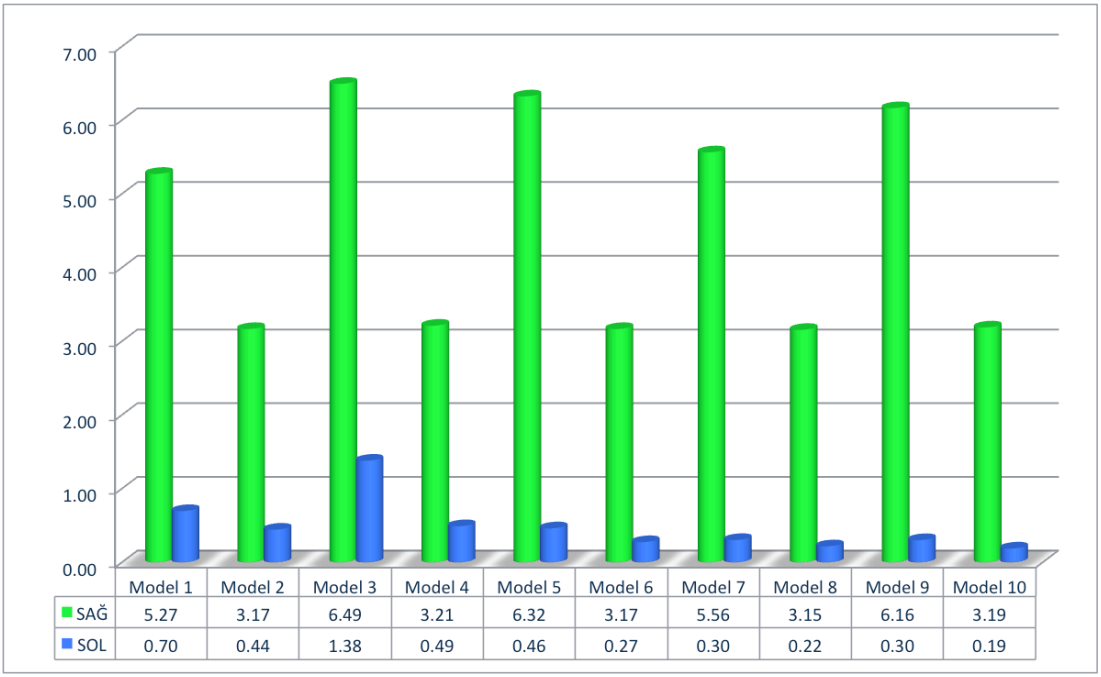


Şekil 4.35. Posterior sağ yükleme sonrası ataşman üzerindeki Von Mises stres dağılımları

C. 1 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman D. 1 mm Seviye Farkı Locator Ataşman E. 3 mm Seviye Farkı Top Başlı Ataşman F. 3 mm Seviye Farkı Locator Ataşman G. 19 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman H. 19 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman I. 22 mm Mesafe Farkı Top Başlı Ataşman J. 22 mm Mesafe Farkı Locator Ataşman

---

* Kontrol grubu, sol posterior yüklemede, sağ posterior yükleme ile aynı değeri verdiği için bu grubun görüntüsü konulmamıştır.



	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7	Model 8	Model 9	Model 10
SAĞ	5.27	3.17	6.49	3.21	6.32	3.17	5.56	3.15	6.16	3.19
SOL	0.70	0.44	1.38	0.49	0.46	0.27	0.30	0.22	0.30	0.19

Şekil 4.36. Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede ataşmanlar üzerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri

Model 1'de sağ ataşmana gelen stres miktarının sol ataşmana gelen stres miktarından 7.53 kat; model 2'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, sol ataşmana gelen stres miktarından 7.20 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 1'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 2 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.66 kat fazla olduğu; model 1 sol ataşmana gelen stres miktarının, model 2 sol ataşmana gelen stres miktarından 1.59 kat fazla olduğu bulgulanmıştır.

İmplantlar arası seviye farkının 1 mm olduğu model 3'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, sol ataşmana gelen stres miktarından 4.70 kat; model 4'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, sol ataşmana gelen stres miktarından 13.74 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 3'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 4 sağ ataşmana gelen stres miktarından 2.02 kat fazla olduğu görülürken; model 3 sol ataşmana gelen stres miktarının, model 4 sol ataşmana gelen stres miktarından 2.82 kat fazla

olduğu bulgulanmıştır. Model 3 sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 1 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.23 kat fazla olduğu görülürken, model 3 sol ataşmana gelen stres miktarının, model 1 sol ataşmana gelen stres miktarından 1.97 kat fazla olduğu görülmüştür. Model 4 sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 2 sağ ataşmana gelen stres miktarı ile benzer stres değerleri gösterdiği saptanırken; model 4 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının model 2 sol ataşmana gelen stres miktarından 1.11 kat fazla olduğu görülmüştür

İmplantlar arası seviye farkının 3 mm olduğu Model 5'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, sol ataşmana gelen stres miktarından 13.74 kat; model 6'da sağ ataşmana gelen stres miktarının, sol ataşmana gelen stres miktarından 11.74 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 5'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 6 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.99 kat fazla olduğu görülürken; model 5 sol ataşmana gelen stres miktarının, model 6 sol ataşmana gelen stres miktarından 1.70 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 5 sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 1 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.20 kat daha fazla olduğu görülürken, model 5 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının, model 1 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık %34.29 daha az olduğu görülmüştür. Model 6 sağ ataşmana gelen stres miktarının model 2 sağ ataşmana gelen stres miktarı ile benzer değerler gösterdiği bulgulanırken; model 6 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının model 2 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık %38.64 oranında daha az olduğu görülmüştür.

İmplantlar arası mesafenin 19 mm olduğu model 7'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, sol ataşmana gelen stres miktarından 18.53 kat; model 8'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, sol ataşmana gelen stres miktarından 14.32 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 7'de sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 8 sağ ataşmana gelen stres miktarından 1.77 kat fazla olduğu görülürken; model 7 sol ataşmana gelen stres miktarının

model 8 sol ataşmana gelen stres miktarından 1.36 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 7 sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 1 sağ ataşmana gelen stres miktarı ile benzer değerler gösterdiği saptanırken; model 7 sol ataşmana gelen stres miktarının model 1 sol ataşmana gelen stres miktarından %57.14 oranında az olduğu gözlenmiştir. Model 8 sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 2 sağ ataşmana gelen stres miktarı ile benzer değerler gösterdiği saptanırken; model 8 sol ataşmana gelen stres miktarının, model 2 sol ataşmana gelen stres miktarından %50.00 az olduğu gözlenmiştir.

İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu model 9'da sağ ataşmana gelen stres miktarının, sol ataşmana gelen stres miktarından 20.53 kat; model 10'da sağ ataşmana gelen stres miktarının, sol ataşmana gelen stres miktarından 16.79 kat fazla olduğu bulgulanmıştır. Model 9' da sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 10'da sağ ataşmana gelen stres miktarından yaklaşık 1.93 kat daha fazla olduğu; model 10'da sol ataşmana gelen stres miktarının, model 9'da sol ataşmana gelen stres miktarından yaklaşık 1.58 kat fazla olduğu gözlenmiştir. Model 9 sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 1 sağ ataşmana gelen stres miktarından yaklaşık 1.17 kat daha fazla olduğu görülürken, model 9 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarının model 1 sol ataşman bölgesine gelen stres miktarından yaklaşık %57.14 daha az olduğu görülmüştür. Model 10 sağ ataşmana gelen stres miktarının, model 2 sağ ataşmana gelen stres miktarı ile benzer değerler gösterdiği; model 10'da sol ataşmana gelen stres değerinin, model 2'de sol ataşmana gelen stres değerinden yaklaşık %56.82 daha az olduğu görülmüştür.

5.TARTIŞMA

Teknolojinin ilerlemesi ile 15 yıl önce rutin tedavi planlamasında olmayan dental implantlar, günümüz diş hekimliğinde gerek sabit gerekse hareketli protetik restorasyonlarla tedavi uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır (Assunçao *et al*, 2008; Çelik *et al*., 2007; Frei *et al*., 2004). Alt çene tam dişsizlik vakalarının tedavilerinde implant destekli overdenture protezler hasta memnuniyetini arttırmaları nedeniyle total proteze bir alternatif olarak görülmektedir (Assunçao *et al*., 2008; Celik ve Uludağ, 2007; Klemetti, 2008; Thomason, 2012; Vogel, 2008).

İmplantların uzun dönemde başarılı olmaları için, teşhis ve planlama aşamasında anatomik, protetik ve mekanik etkenlerin dikkatle incelenmesi ve bu etkenlerin dikkate alınması gereklidir (Altay *et al*., 1997; Çelik *et al*., 2007; Lee ve Agar, 2006; Misch, 2005, s:71-90 Misch, 2005, s:196-205). Mandibular overdenture planlamaları için uygulanacak implant sayısı üzerinde birçok çalışma (Klemetti, 2008; Mericske-Stern *et al*., 2000) yapılmış olmasına rağmen kesin bir yargıya varılamamıştır. Bunu üzerine 2002 yılında *McGill* Üniversitesi'nde alınan konsensüs kararına göre mandibular overdenture uygulamalarında 2 implant uygulamasının ilk tedavi seçeneği olması gerekliliği ifade edilmiştir (Feine *et al*., 2002). Bu konsensüs kararının ardından 2009 yılında *British Society for the Study of Prosthetic Dentistry* tarafından *York* Konsensüsü olarak kabul edilen kararda da aynı şekilde mandibular overdenture vakalarında kullanılacak olan 2 implant uygulamasının ilk tedavi seçeneği olması düşüncesi kabul görmüştür. Ayrıca, Thomason *et al.* (2012) yaptıkları derlemede bu 2 konsensüsün literatürler tarafından da desteklendiğini ifade etmişlerdir. Bu bilgiler göz önüne alınarak, çalışmamızı planlarken mandibular tam dişsiz bir vakaya uygulanması en muhtemel tedavi planı üzerinde durulmuş ve mandibulada uygulanan implant destekli overdenture protez 2 implant ile desteklenmiştir.

İmplant destekli protezlerde en önemli başarı faktörlerinden birisi, implantların doğru lokalizasyonda yerleştirilmesidir (Asvanud ve Morgano, 2004; Lee ve Agar, 2006; Tabatabaian *et al*., 2010). Yapılan çalışmalarda (Burns *et al*., 1995; Geertman *et al*., 1996; Krennmair *et al*., 2012; Kulak-Özkan, 2012, s.364; Lee ve Agar, 2006), implantların anterior mandibular bölgeye yerleştirilmesinin en ideal planlama ilkesi olduğu belirtilmiştir. Mandibular anterior bölgede ise implantların yerleştirilmesi için uygun olan bölgelerin lateral kesici, kanin ve küçük azı bölgeleri olduğu vurgulanmıştır (Doukas *et al*., 2008; Hong *et al*., 2012; Kulak-Özkan, 2012, s.367-368). Kemik yüksekliği, kalınlığı göz önüne alındığı zaman kanin bölgesinin en ideal bölge olduğu düşünülmektedir. Bazı durumlarda, lateral bölgesinde kemik kalitesi ve kalınlığı kanin bölgesi ile kıyaslanacak miktarda olabilir, bu durumlarda kanin yerine lateral bölgesine de implantların yerleştirilmesi tercih edilmektedir. Hatta lateral kesiciler bölgesine yerleştirilen implantların, bu bölgenin mekanik avantajlarından dolayı tercih sebebi olabileceği belirtilmektedir (Vogel, 2008). Hong *et al*. (2012), 2-implant destekli mandibular overdenture protez üzerinde implant pozisyonu, açısı ve ataşman yüksekliğinin etkilerini, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında kullandıkları 8 ayrı modelde, en az stresin lateral bölgesine (orta hattan 7 mm distale) yerleştirilen implant çevresinde olduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca hastanın, ileride implant destekli sabit protetik tedavi talebi durumunda, destek sağlayacak olan implantların yerleştirilebilmesine olanak sağlamak için planlama yaparken, implantların mümkün olduğu kadar kanin bölgesinin distaline yerleştirilmemesi önerilmektedir (Kulak Özkan, 2012, s. 291-427).

Hong *et al.* (2012), çift taraflı yüklemede en iyi stres dağılımının anterior bölgeye yerleştirilen implantların etrafında bulunduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca, kanin ve premolar bölgesine yerleştirdikleri implantlarda posterior bölgeden yapılan yüklemeler neticesinde streslerin implantların distal bölgelerinde konumlandığını ifade etmişlerdir. Hong *et al.* (2012) ve

Lee *et al*. (2005), implantların anterior bölgede konumlandırılması ile protezdeki posterior rotasyonun minimalize olacağını ve oluşabilecek olan anterior kuvvet kolu etkisinin azalacağını ifade etmişlerdir. Anterior kuvvet kolunun yük koluna göre azalması (Ulusoy ve Aydın, 2010, s.63) neticesinde overdenture protez üzerine gelecek olan tipping hareketi daha düşük olacaktır. Çalışmamızda, kontrol grubu olarak da kullanılacak olan optimal koşullardaki implantlar bu bölgenin mekanik avantajlarından yararlanmak için (Kulak-Özkan, 2012, s.376; Lee ve Agar, 2006; Vogel, 2008) yaklaşık olarak lateral kesiciler bölgesinde, orta hattan 7 mm sağ ve solda olacak şekilde konumlandırılmıştır.

İmplant destekli protezlerin başarısında rol oynayan bir diğer faktör de implantların optimum konumda yerleştirilmesidir (Asvanud ve Morgano, 2004; Lee ve Agar, 2006; Tabatabaian *et al*., 2010). Vertikal yük altında belli bir açı ile yerleştirilmiş implantların uzun dönem başarısı hakkında yapılmış olan çalışmalarda (Canay *et al*., 1996; Çelik, 2006; Misch, 2005, s. 130-142), gelen yükün implant etrafındaki krestal kemikte stresin artmasına, dolayısıyla gelen kuvvetlerin büyük kısmının gerilme ve makaslama kuvvetlerine dönüşmesine neden olacağı belirtilmiştir. İmplantlar üzerine yerleştirilecek olan hassas bağlantının tutuculuğunun ve ataşman parçalarının tam oturmasını sağlamak, erken aşınma ve yorulmalarını önlemek için, implantların paralel yerleştirilmesi gerekmektedir (Kulak-Özkan, 2012, s.291-427; Misch, 2005 s. 310-321; Wiemeyer *et al.*, 2001). Bu nedenle, standardizasyonu sağlamak için çalışmamızda implantlar giriş yoluna paralel ve oklüzal düzleme dik yerleştirilmiştir.

İki bağımsız implant aynı oklüzal seviyede seyredecek şekilde konumlanmalıdır. Bir implant diğerinden daha yüksekte bulunursa fonksiyon esnasında yüksekte bulunan implant üzerinde rotasyon meydana gelecektir. Bu olay, seviyesi daha aşağıda olan implanttaki ataşmanın aşınmasına neden olacaktır. Ayrıca, yüksekte bulunan implant üzerine gelen oklüzal yükler komplikasyon riskini arttırıp, ataşmanda vida gevşemesi, kemik kreti

kaybı ve sonuçta implantın başarısızlığı gibi sonuçlar ortaya çıkarabilir (Kulak-Özkan, 2012, s.291-427; Misch, 2005, s. 215). Aynı zamanda implantlar orta hattan eşit mesafede konumlanmalıdır (Bilhan *et al.*, 2011b; Doukas *et al.*, 2008; Hong *et al.*, 2012; Kulak-Özkan, 2012, s.291-427). Eğer bir implant daha distale yerleştirilirse, distaldeki implant fulkrum ekseni veya primer rotasyon noktası gibi hareket edip, öndeki implantın daha hızlı aşınmasına ve distaldeki implantın üzerine aşırı yük binmesine neden olacaktır (Kulak-Özkan, 2012, s.291-427; Misch, 2005, s.215). Bütün bu sayılan planlama ilkelerine rağmen, cerrahi esnasında implantlar uygun konumlandırılmaya çalışılsa da karşılaşabilecek anatomik engellerden dolayı optimum konumlarına yerleştirilemeyebilirler (Misch, 2005, s. 310-321). Çalışmamızda, tedavi prosedürü olarak uygulanacak olan 2 implant destekli overdenture protezin, implant cerrahisi sırasında optimum olarak yerleştirilememesi nedeniyle meydana gelebilecek olan durum simüle edilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla, çalışmamızda oluşturulan 10 modelden 4 tanesi, implantlar arasında seviye farkını (1mm ve 3mm), 4 tanesi de implantlar arasında asimetrik mesafe farkını (orta hattan 7 mm sağda, orta hattan 12 mm solda; orta hattan 7 mm sağda, orta hattan 15 mm solda) simüle edecek şekilde tasarlanarak, karşılaşılabilecek olan sorunların değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

İmplant destekli protetik restorasyonlarda, fonksiyon sırasında oluşan kuvvetler (fonskiyonel ve/veya parafonksiyonel), protetik unsurlar vasıtasıyla implantlara ve çevre destek dokulara iletilmektedir. Kuvvetler, implant ve destek doku arasında farklı streslere ve implantları çevreleyen kemik dokuda birtakım değişikliklere sebep olurlar (Bidez ve Misch,1992). Kemiğe gelen kuvvetlerin, kemikte ters yönde aynı büyüklükte gerilme reaksiyonu meydana getirdiği ve bu durumun neticesinde kemikte yeniden şekillenme (yıkıcı yada yapıcı) olgusu gelişeceği bildirilmiştir (Bidez ve Misch, 1992; Mellal *et al.*, 2004). Literatürde dental implantlarla ilgili marjinal kemik değişiklikleri, protetik komplikasyonlar ve hasta memnuniyetleri ile ilgili birçok klinik

çalışma mevcuttur (Bilhan *et al*., 2011a, 2011b; Cehreli *et al*., 2010; Kleis *et al*., 2010; Naert *et al*., 1998; Oetterli *et al*., 2001). Ancak dental implantların çevresindeki kemik içi streslerin klinik olarak ölçülememesi nedeniyle, streslerin niteliği ve niceliği kesin olarak bilinememektedir (Cehreli *et al*., 2004b). Bu nedenle stresler hakkında bilgi sahibi olmak için, *in-vitro* çalışmalar yapılmaktadır. Yapılan bu *in-vitro* çalışmalarda izotopik, elastik ve homojen olarak ele alınan kemik dokusunun aslında bir miktar da viskoelastik, anizotropik ve heterojen bir yapı gösterdiği bilinmektedir (Tanino *et al*., 2007). Silva *et al*., (2010) bu etkenlerden dolayı yapılan çalışmaların bazı kısıtlamaları olduğunu ifade etmişlerdir. Ancak Ochiai *et al*., (2004) ve Jeong *et al.* (2003), potansiyel streslerin hangi bölgelerde olacağının stres analiz yöntemleri ile belirlenmesiyle, implantta ve çevre dokularda meydana gelebilecek olan değişikliklerin yorumlanabileceğini ifade etmişlerdir. Bu nedenle, çene kemiğine gelen streslerin, kemik ve çevre dokulardaki biyomekanik etkilerinin incelenmesi için çalışmamız *in-vitro* olarak planlanmıştır.

Mandibular implant destekli overdenture protezlerde kullanılacak olan ataşman tipi seçilirken, mandibulanın anatomisi, arzu edilen retansiyon derecesi, hijyen, implantların konumları ve maliyet gibi birçok faktörün göz önünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir (Bilhan *et al*., 2011a). Mandibular protezleri implantlarla desteklemek amacıyla kullanılan ataşmanların şekli, retansiyon özelliği ve esneklik miktarı birbirlerine göre farklılık göstermektedir (Geçkili *et al*., 2010; Misch, 2005, s:228-251). Top başlı ataşmanlar, menteşe ve rotasyon esnekliği sunarken; locator ataşmanlar dikey ve menteşe esnekliği göstermektedir (Geçkili *et al*., 2010). Ucuz, etkili ve pratik olması nedeniyle top başlı ataşmanlar çok sıklıkla kullanılmaktadır (Bilhan *et al*., 2011a; Kleis *et al*., 2010). Top başlı ataşman ile benzer boyut ve işleve sahip olan kendine özgü mekanik özelliği olan locator ataşmanlar (Kim *et al*., 2012) da interark mesafenin az olduğu durumlarda rahatlıkla kullanılabilirler (Bilhan *et al*., 2011a; Geçkili *et al*.,

2010). Ayrıca locator ataşmanın yapısı gereği kullanılırken, parçaları arasında 0,4 mm'lik bir boşluk kalmaktadır ve bu boşluk yapıya rezilient özellik kazandırmaktadır (Geçkili *et al.*,2010; Zest Anchor, 2013). Yapılan çalışmalarda, ataşman tipinin, implant çevresindeki dokularda anlamlı bir etkisinin olmadığı belirtilmiş olsa da (Chun *et al.*, 2005; Krennmair *et al.*, 2012); ataşmanların sahip oldukları farklı mekanik özellikler nedeniyle implant ve çevre dokulara ilettikleri streslerin de farklı olacağını düşünülmektedir. Daas *et al.* (2008), yaptıkları çalışmalarında rezilient özellik gösteren ataşmanların kemik üzerinde daha az stres göstermiş olduğunu bildirmişlerdir. İmplant destekli overdenture protezlerin başarısında ataşmanların tutuculuk kapasitesi de önemli bir yere sahiptir (Rutkunas *et al.*, 2011). Çiğneme fonksiyonu ve protezin yerinden çıkarılması sırasında, ataşmanın tutucu yüzeyleri arasında oluşan makro ve mikro hareketler zamanla ataşmanın aşınmasına ve tutuculuğunun azalmasına neden olmaktadır (Rutkunas *et al.*, 2005). Tutuculuk ve stabilizasyon kaybı da fonksiyonun ve dolayısıyla hasta memnuniyetinin azalmasına yol açmaktadır. Bilhan *et al.* (2011b), implant destekli mandibular overdenture kullanan hastalarda 1 yıllık idamenin değerlendirildiği klinik çalışmalarında, protezlerde esnek ataşman kullanımının istenmeyen kuvvetleri destek dokulara ileterek protezde rezorbsiyona yol açabileceğini ve besleme ihtiyacı duyulabileceğini belirtmişlerdir. Bar, top başlı ve locator ataşmanların değerlendirildiği bu çalışmada en çok besleme ihtiyacının top başlı ataşmanda görüldüğü locator ataşmanda ise bu ihtiyacın minimum olduğu bildirilmiştir. Bunun sebebi olarak da 2 ataşman arasındaki esneklik farkı gösterilmiştir.

Protetik restorasyonların, destek yapıların ve çevre dokuların fonksiyonel kuvvetler esnasındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde birçok in-vitro stres analiz yönteminden yararlanılmaktadır (Adıgüzel, 2010; Karl *et al.*, 2009; Ulusoy ve Aydın, 2010, s.94). En çok kullanılan yöntemler; sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, fotoelastik stres analiz yöntemi ve *strain-gauge* stres analiz yöntemidir (Akça *et al.*, 2006;

Celik ve Uludag, 2007; Chun *et al.*, 2002; Çehreli *et al.*, 2004a; Hong *et al.*, 2012; Karl *et al.*, 2009; Ochiai *et al.*, 2004; Tanino *et al.*, 2007).

Akca *et al.*, 2002 yılında *strain-guage* analiz yöntemi ile sonlu elemanlar stres analiz yöntemini karşılaştırdıkları çalışmalarında, bu iki yöntemle elde edilen stres miktarlarının aynı olduğunu ancak modellerin oluşturulmasında sonlu elemanlar yönteminin daha hassas ve detaylı sonuçlar verdiğini bulgulamışlar ve bu yöntemin kullanılmasının daha avantajlı olduğunu ifade etmişlerdir. Literatürde implant biyomekaniği ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda (Akca *et al.*, 2013; Baiamonte *et al.*, 1996; DeTolla *et al.*, 2000; Eser *et al.*, 2009; Stegaroiu *et al.*, 1998) 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz kullanılmıştır. Bu yöntemin, diğer stres analiz yöntemleri ile kıyaslanabilecek kadar başarılı olduğu ve elde edilen sonuçların diğer *in-vitro* çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırılabileceği ifade edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi ve istenilen boyutlardaki yapıların geometrisini tam olarak taklit edebilmesinden dolayı medikal çalışmalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde; implant, implant ara parçaları ve kemikte oluşan streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri rahatlıkla görülebilmektedir. Ayrıca materyallerin malzeme özelliklerinin doğru verilmesiyle oluşturulan modelin gerçeğe yakın özellikler göstermesine olanak sağlanmış olunur (Akça *et al.*, 2006; Akça *et al.*, 2013; Cehreli *et al.*, 2004a; Eser *et al.*, 2009; Hong *et al.*, 2012; Lang *et al.*, 2003; Xia *et al.*, 2013). Bu avantajları nedeniyle çalışmamızda, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılmak istenen yapının analizi; 2 ve 3 boyutlu olarak yapılabilmekte ve stresler sayısal olarak net bir şekilde elde edilebilmektedir (Geng *et al.*, 2001). İki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi, diş hekimliğinin farklı dallarında sıklıkla kullanılan bir yöntem

olmasına rağmen (Assunção *et al.*, 2008; Barão *et al*., 2008); farklı özellikte materyallerin bulunduğu çalışmalarda, materyallerin 3 boyutlu yapılarının kompleks olması nedeniyle bu yöntemin yetersiz kaldığı ifade edilmiştir (Meijer *et al*., 1993b; O'Grandy *et al*, 1996; Yang *et al*., 2001). Özellikle Meijer *et al*., (1993b) mandibular interforaminal bölgedeki stres dağılımlarını 2 boyutlu ve 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirdikleri çalışmalarında; 2 boyutlu analizin kısa bir süre içerisinde genel bir sonuç elde etmek amacıyla tercih edilebileceği, klinik durumu yeterince temsil etmediği ve dental implant çevresindeki stres değerlendirmesinde yetersiz kaldığını bildirmişlerdir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızı planlarken; 3 boyutlu yöntemin kullanılması ile simüle edilmek istenilen durumun daha net bir şekilde ortaya koyulabileceği düşünülerek, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda karşılaşılan en büyük dezavantajının, canlı dokuyu simüle ederken birçok değişkenin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğu olduğu belirtilmiştir (Akca ve İplikçioğlu, 2001; Ebrahimi, 2012, s.33; Ulusoy ve Aydın, 2010, s.114). Mevcut olan bu zorunluluk nedeniyle çalışmamızda bütün yapılar izotopik, elastik ve homojen olarak tanımlanmıştır (Tanino *et al.*, 2007). Yapılan histolojik çalışmalarda (Geng *et al*., 2001; Van Staden *et al*., 2006) klinik koşullar altında implant ile kemiğin %100 osseointegre olmadığı ortaya koyulmuş olmasına rağmen, bu osseointegrasyon miktarının değişken olması nedeniyle standardizasyon sağlamak amacıyla önceki çalışmalar baz alınarak (Akça ve İplikçioğlu, 2001a, 2001b; Çoğalan, 2011; Gültepe, 2011; Hong *et al*., 2012; Tanino *et al*.,2007; Şeker, 2011) çalışmamızda implantların %100 osseointegre olduğu kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kullanılan modellerin oluşturulmasında cisimlerin boyutsal oranlarının gerçeğe yakın olmasına ve sonuçları etkileyebilecek hataların olmamasına dikkat edilmelidir. Bu modellemeler de özel bilgisayar programlarıyla katı modellerin dijital olarak

taranmasıyla ya da bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilmektedir. Çalışmamızda; *Visible Human Project ®* verilerini özel bilgisayar programlarıyla düzenleyerek modeller oluşturulmuştur. *Visible Human Project ®* verileri ile birlikte kullanılacak olan implant ve implant ara parçaları, kullanılan firmadan temin edilerek dijital tarayıcılar vasıtasıyla taranıp gerçek oranda modeller elde edilmiştir. Bu şekilde çalışmamızda kullanılan modellerin standardizasyonun daha iyi olması sağlanmıştır.

Üç boyutlu sonlu eleman stres analiz yönteminde değişkenlerin çok fazla olması nedeniyle modelleri oluşturan düğüm ve eleman sayısı artmaktadır. Eleman ve düğüm sayısının fazla olması çalışma modelinin ayrıntı bir şekilde modellendiğini ifade etmektedir (DeTolla *et al*., 2000). Meijer *et al*. (1993a), yaptıkları çalışmada; kullanılan düğüm ve eleman sayısının fazla olmasının, analiz sonuçlarının gerçekte elde edilecek olan sonuçlara yakın olmasını sağladığını ifade etmişlerdir. Çalışmamızda oluşturulan modellerin gerçeğe yakın olmasını sağlamak için ortalama her bir modelde 163155 düğüm ile 738278 eleman kullanılmıştır.

Her modelde implantların lokalizasyonları ve buna bağlı olarak overdenture protezin planlanması da farklılık göstermektedir. Bu farklılıklar haricinde oluşturulan modellerde diğer değişkenler sabit tutulmuştur. Modeller, Hong *et al.,* (2012)'un yaptığı çalışmada olduğu gibi, 2 mm kortikal kemik tarafından çevrelenen spongiyoz kemik ve kortikal kemiği örten 2 mm kalınlığındaki mukozadan oluşmaktadır. Kullanılan bütün implantlar birbirlerine paralel olarak konumlandırılarak, implantların açılanmasının meydana getireceği değişkenlerin önüne geçilerek, standardizasyon sağlanılmıştır. 10 mm yüksekliğindeki akrilik kaide plağı mukoza ve ataşmanlar üzerinde herhangi bir sürtünme olmaksızın yerleştirilerek elde edilecek olan stres değerlerini etkileyecek olan farklı değişkenler önlenmiştir (Daas *et al*., 2008 , Hong *et al*., 2012).

Literatürde; mukoza, kortikal kemik, spongiyoz kemik, titanyum parçalar (implant ve implant ara parçaları), tutucu türleri ve akrilik materyallere ait elastiklik modülü ve Poisson oranı için kabul edilmiş sabit bir değer mevcut değildir (Meijer *et al*., 1993a; Rieger *et al*., 1990). Bu nedenle çalışmamızda literatürde sıklıkla kullanılan oranlar baz alınarak (Akça *et al*., 2002; Daas *et al*., 2008; Ebrahimi, 2012, s.46; Hong *et al*., 2012; Osman *et al*., 2013) oluşabilecek karmaşa önlenmeye çalışılmıştır.

Menicucci *et al.* (1998) mandibular implant destekli overdenture protezlerde 2 farklı ataşman sistemini (top başlı ve bar) sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendikleri çalışmalarında gelen streslerin *young modülünün* yüksek olması nedeniyle kortikal kemikte yoğunlaştığını ifade etmişlerdir. Yine, Chun *et al*. (2005), maksiller overdenture protezlerde 4 farklı tasarımda ataşmana gelen stresleri değerlendirdiği çalışmasında gelen streslerin bütün ataşman tiplerinde en çok marjinal kemikte meydana geldiğini ifade etmişlerdir. Çalışmamızda en yüksek stres değerleri kortikal kemikte görüldüğü için çalışma sonuçlarının değerlendirilmesinde bu stres değerleri kullanılmıştır.

Maksimum ısırma kuvvetleri, kişilere göre, arkın farklı bölgelerine göre, cinsiyete göre, dişsizlik durumlarına göre değişiklik göstermektedir. İmplantlarla ile ilgili yapılan sonlu eleman stres analizi çalışmalarında genellikle 100 N kullanılmış olup (Barão *et al*., 2009; Daas *et al*., 2008; Geng *et al*., 2001; Hong *et al*., 2012; Savadi ve Goyal, 2010; Tanino *et al*., 2007), çalışmamızda da yükleme esnasında 100 N kullanılmıştır

Sonlu elemanlar stres analizlerinde, 4 tip stres analizi olmasına rağmen diş hekimliğinde genellikle 3 tip gerilme değerlendirilmektedir (Ebrahimi, 2012; s.43-44). Kemikteki stresleri değerlendirirken, yapılan çalışmaların bazılarında (Akça ve İplikçioğlu, 2001b; Çehreli *et al*., 2004b; Lang *et al*., 2003; Meijer *et al*., 1993a, 1993b; Meijer *et al*., 1996) maksimum ve minimum asal stresler kullanılırken bazılarında da (Alkan *et al*., 2004;

Koca *et al*., 2005; Menicucci *et al*., 1998; Stegaroiu *et al*., 1998) kemikte meydana gelen stresler Von Mises analizi ile incelenmiştir. Kemik doku gibi gevrek (*brittle*) materyallerin asal streslerle; implant gibi çekilebilir (*ductile*) materyallerin ise Von Mises stresleri ile değerlendirilmesinin daha doğru olacağı daha önce yapılan araştırmalarda (Ebrahimi, 2012, s.43-44; Geng *et al*., 2001; Holmgren *et al*.,1998; Hong *et al*., 2012; Moratal, 2010b, s.86; Sevimay *et al*., 2005) bildirildiği için çalışmamızda kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi için maksimum ve minimum asal stresler, implantlardaki stresler için de Von Mises stres analizleri kullanılmıştır.

İmplantlarla ilgili sonlu elemanlar stres analizleri yapılırken, sadece aksiyal ve horizontal kuvvetleri (momente sebep olan kuvvetler) göz önünde almak yeterli değildir. Kombine kuvvetler (oblik, vertikal kuvvet) de önem taşımaktadır (Menicucci *et al*., 2002). İmplantlara iletilen oklüzal kuvvetlerin dikey ve yatay bileşenlere ayrılarak stres oluşturmaları nedeniyle proteze gelen kuvvetin hangi bölgeden ve ne şekilde geldiği önem arz etmektedir. Yüklemenin yapıldığı noktanın implant, abutment, ataşman veya restorasyon üzerinden olması, oluşan streslerde önemli değişikliklere sebep olacaktır. Yapılan yüklemenin restorasyonlar üzerinden yapılmasıyla, gelen streslerin modellenen bütün yapı üzerinde paylaştırılması nedeniyle daha gerçekçi sonuçlar elde edilebileceği ifade edilmiştir (Hsu *et al*., 2007).

Daha önceki çalışmalarda kuvvetler, oblik ya da vertikal olmasına rağmen tek bir noktadan (tüberkül tepelerinden) uygulanmıştır. Çalışmamızda sonlu elemanlar analizi esnasında uygulanan kuvvetlerin implant ve çevre dokulara iletilmesi için yarım yuvarlak sert gıda materyali (YYSM) ile çiğneme ve ısırma kuvvetleri daha önceki çalışmalarda olduğu gibi simüle edilmiştir (Bonnet *et al*., 2009; Daas *et al*., 2008; Ozan ve Ramoglu, 2014). Çalışmamızda kullandığımız sert gıda parçası ile, kuvvetlerin tek bir noktadan (vertikal yada oblik) değil; YYSM'in temas edeceği bütün tüberkül eğimlerinden iletilmesi ile gerçeğe yakın sonuçlar elde

edilmiştir. Modellenen yarım yuvarlak sert gıda parçası 20 mm çapı ile overdenture protez üzerine tam temas halinde konumlandırılmıştır.

Analiz işleminde kuvvetlerin tek bir taraftan uygulanması durumunda, kuvvetin implanta yakın olması nedeniyle karşılaştırma esnasında net bilgiler vermeyeceği düşüncesiyle kuvvetler 2 ayrı taraftan da olacak şekilde uygulanmıştır. Bu nedenle kuvvetin uygulanacağı YYSM'nin merkezi, sağ ve sol posterior bölgelerde çiğneme kuvvetlerinin en yüksek göründüğü 2. premolar ve 1. moların (Daas *et al*., 2008; Menicucci *et al*., 1998; Mericske-Stern, 1998) kontak noktasında yerleştirilerek çiğneme kuvvetleri; sağ ve sol anterior kesicilerin temas noktasına konumlandırarak da ısırma kuvvetleri simüle edilmiştir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan materyaller lineer elastik özellikte tanımlandıkları için, kuvvet uygulandığı zaman meydana gelen streslerin sayısal değerleri, uygulanan kuvvetle doğru orantılıdır. Bu nedenle çalışmamızda modellerin değerlendirilmesinde sayısal değerlendirmeler yerine niteliksel değerlendirmeler kullanılmıştır. Literatürde sonlu elemanlar stres analizlerinde sonuçların sayısal anlamda karşılaştırılmasının güvenilir olmadığı bildirilmiştir (Meijer *et al*., 1993b; Stegariou *et al*., 1998).

Çalışmamızda sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilirken implantların etrafında seçilen kemik üzerindeki 4 ayrı sabit nokta ile oluşturulan varyasyonların kemikte meydana gelen streslere etkisi değerlendirilmiştir. Seçilen bu 4 ayrı nokta, kendisine komşu olan yaklaşık 9 ayrı noktanın ortalama stres değerini verdiği için yapılan stres analizi değerlendirilmesinde daha gerçekçi ve detaylı sonuçlara ulaşılmıştır. Her bir implant çevresindeki 4 ayrı noktadan değerlendirme esnasında, modeller arasında birbirleriyle anlamlı sonuçları gösteren değerler dikkate alınmıştır. Meydana gelen değerlerin yorumlanmasında ise %10'luk fark benzer olarak değerlendirilmiştir. Böylelikle, ilgili alandaki stresler değerlendirilmiş olup

(implant etrafındaki kortikal kemik), diğer bölgelerdeki stresler değerlendirilmeye katılmamıştır. Bu şekilde, özellikle üzerinde durulması gereken alanlara odaklanılmış ve karşılaştırılmalar daha iyi standardize edilmiştir.

Klinik olarak sıklıkla karşılaşılabilen bir durumun simülasyonu olan bu çalışmanın bir bölümünde de implant destekli overdenture protezlerde en çok kullanılan ataşman türü olan top başlı ataşmanlar (Bilhan *et al*., 2011a; Kleis *et al*., 2010) ile üzerinde az sayıda araştırma yapılmış olan locator ataşmanların (Kleis *et al*., 2010) karşılaştırılması amaçlanmıştır. Literatür incelendiğinde, locator ataşmanlar ile top başlı ataşmanları karşılaştıran sınırlı sayıda klinik çalışma mevcut olmasına karşın, bu 2 ataşman çevresindeki *in vitro* stres değerlerini kıyaslayan bir araştırmaya rastlanılmamıştır. Buna ek olarak implantların asitmetrik pozisyonlarda yerleştirildiği durumlarda, oluşabilecek streslerin kemik doku ve ataşmanlar üzerinde yapabileceği etkinin daha önce değerlendirilmemiş olması da bir başka önemli noktadır. Çalışmamızda özellikle 2 farklı ataşman tipi kullanılarak (top başlı ve locator) bu asitmetik durumun bahsi geçen yapılar üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Değişik zamanlarda yapılan diş çekimleri, lokal ve sistemik faktörler gibi sebeplerden dolayı implant destekli overdenture planlanan mandibula anterior bölgedeki kemik yükseklikleri farklı olabilmektedir. Bu nedenle, çoğu durumda mandibulada planlanan 2 adet implant, destek kemik dokunun uygun olmamasından dolayı istenilen simetrik lokalizasyonda yerleştirilememektedir ve klinisyenler bahsi geçen asimetrik lokalizasyonlardaki implantlar üzerine overdenture uygulamaktadırlar. Literatürde birçok kaynakta (Kulak-Özkan, 2012, s.364; Misch, 2008, s.302) asimetrik lokalizasyonlardaki implantlardan destek alan overdenture protezlerin kemik ve implant üzerinde çeşitli komplikasyonlara neden olacağı bildirilmiştir; ancak, bu komplikasyonların etkilerinin ne düzeyde olduğunu gösteren herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızla birlikte konu

hakkında yeterli bilginin sunulması ve sözü geçen komplikasyonların etkilerinin hangi düzeye kadar kabul edilebilir seviyelerde olduğu 10 farklı model üzerinde incelenerek, klinisyenlerin konu hakkında bilgilendirilmesi ile doğru planlama alternatiflerinin sunulacağı düşünülmektedir. Ayrıca, kullanılan ataşman tipinin değişik asimetrik konumlar üzerindeki etkilerinin ne düzeyde olduğu araştırılarak, duruma göre en uygun ataşman tipinin önerilmesine olanak sağlanabilecektir.

Çalışmamızda, ısırma kuvvetlerini simüle eden anterior bölgeden yapılan yüklemeler sonrasında meydana gelen stresler değerlendirildiğinde, diğer araştırmalarda olduğu gibi (Barao *et al*., 2008; Hong *et al*., 2012) implantların simetrik konumlandırıldığı durumlarda, oluşan streslerin benzer dağılım gösterdiği görülmektedir. Kontrol grubu olarak kullandığımız modellerde (Model 1 ve Model 2) sağ ve sol bölgede var olan implant ve ataşman lokalizasyonu ile protez kalınlığı eşittir. İki implant arasından uygulanan kuvvet her 2 bölgeye de eşit mesafede olduğu için homojen olarak dağılım göstermiştir. Bu durum kontrol grubu için kemik ve ataşmanda da aynı şekilde gerçekleşmiştir.

Misch'e (2008, s.302) göre overdenture protez farklı seviyelerde olan implantlar üzerine yapılırsa; protez fonksiyondayken oklüzal yükün çoğu yüksek olan implant üzerine gelir, seviyesi aşağıda olan implanta yük binmez. Çalışmamızda bu bilgiyle uyumlu olarak anterior yüklemede implantlar arası seviye farkı olan modellerde kortikal kemikte oluşan stresler kontrol grubuna göre artış göstermiştir. Ancak kortikal kemikte streslerin artışı, seviyelerin artması ile doğru orantılı değildir. Anterior yüklemede seviye farkı olan modellerde, en fazla stresin 1 mm seviye farkı gruplarında olduğu görülmektedir. Bu durum, restorasyon yüksekliği (RY) ile bağlantılı olarak kuvvet kolu etki prensibi ile açıklanabilir (Bergendal ve Engguist, 1998). RY, kret tepesinden oklüzal tablaya olan uzaklık olarak ifade edilir (Misch, 2005, s.99-100). Misch *et al*.,'ın (2006) yayınladığı konsensüs raporuna göre implant destekli overdenture protezlerde iki tip RY mevcuttur.

Birincisi, ataşman sisteminin en tepe noktası ile kret tepesi arasındaki mesafe olarak tanımlanırken; ikincisi ataşmanın en tepe noktasından oklüzal tablaya olan uzaklık olarak ifade edilmektedir. Çalışmamızda, ataşmanlar kemik seviyesi artırılarak yükseltildiği için birinci RY bütün modellerde aynıdır. İkinci RY ise seviye farkı olan modellerde sol impantlarda 1 mm ve 3 mm azaltılmıştır. İkinci RY kuvvet kolunun uzamasına neden olarak proteze gelen yüklerin artmasına sebep olur. Bu durum sabit protezlerde de benzerdir. Sabit protezlerde her 1 mm kuron boyu artışında servikale gelen stres %20 artarken, hareketli protezlerde bu artış miktarı %3,6'dır (Ebadian *et al.*, 2012). Sonuç olarak kuron boyu mesafesi artıkça implant üzerine gelen kuvvet de artacaktır. Çalışmamızda, 3 mm seviye farkı olan modellerde sol implant bölgesinde bulunan düşük streslerin bu bölgede RY mesafesinin 3 mm düşmesi ve dolayısıyla bu bölgede kısa kuvvet kolu oluşması nedeniyle olduğu düşünülmektedir (Ebadian *et al.*, 2012). Bu anlayışa paralel olarak, implant destekli protezlerde uzun kuron boyunun kuvvet kolunu artırarak, oklüzal kuvvetlerin meydana getireceği komplikasyon risklerini de arttıracağı belirtilmiş ve kron boyunun kısa tutulmasının kortikal kemikte daha düşük stresler oluşturacağı vurgulanmıştır (Misch, 2005, s.99-100).

En yüksek stresin meydana geldiği 1 mm'lik seviye farkı olan modellerde, kemiğe gelen stresler locator ataşman kullanılan modelde top başlı ataşman kullanılan modele göre daha azdır. Bu durumun ataşmanların esneklik farkından kaynaklandığı düşünülmektedir. Alsabeeha *et al.* (2011) tek implant destekli mandibular overdenture protezlerde ataşman büyüklüğünün tutuculuğu arttırdığını ancak ısırma kuvvetlerinde geniş ataşman kullanımının overdenture protezlerde çatlak ve kırıklara neden olabileceğini belirtmişlerdir. John *et al.,* (2012) implant destekli mandibular overdenture protezlerde değişik çaplarda ataşman tiplerinin (mıknatıs ve top başlı/O-ring) kemikteki stres dağılımına etkisini 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında, geniş ataşmanların anterior bölgede kemikte daha fazla stres yarattığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan 2 ataşmandan locator ataşman top başlı ataşmana göre daha geniş yüzey alanına sahip olmasına rağmen kemikte daha düşük stres değerlerine sebep olmuştur. Sonuçlar arasındaki bu farklılığın hem modelleme yönteminin hem de kuvveti değerlendirmek için kullanılan test yönteminin farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Sonuç olarak, seviye farkının olduğu vakalarda locator ataşmanların kullanılmasının meydana gelebilecek olan riskleri azaltabileceği düşünülmektedir.

Anterior bölgeden yapılan yüklemede, 1 mm ve 3 mm seviye farkına sahip olan konfigürasyonlarda hem top başlı ataşmanda hem de locator ataşmanda meydana gelen stresler arasında anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir. Misch'e (2005, s.215) göre, 2-implant destekli overdenture protez uygulamalarında, implantların birbirleriyle aynı seviye olmadığı zaman implantlardan biri dayanak haline gelir ve protez, yüksekte olan implant üzerinde rotasyon hareketi yapar. Bu durumda, alçakta olan ataşmanın aşınma süresini hızlandırır. Çalışmamızda, anterior yükleme koşullarında implantlar arası seviye farkının, ataşmanlar üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığının gözlemlendiği söylenebilir. Bu durum, Misch'in ifade ettiği konsept ile örtüşmemektedir.

İmplantlar arası mesafenin arttığı modeller incelendiği zaman anterior bölgeden gelen streslerin bir miktarının kemik ve mukoza tarafından karşılandığı analiz sonuçlarında görülmektedir. Anterior bölgeden yapılan yüklemelerde mesafe farkının olduğu modeller incelendiği zaman, soldaki implantın 12 mm distalde olduğu modellerde görülen streslerin daha fazla olduğu görülmüştür. Bu durumu Misch'in (2008, s.302) açıkladığı gibi implantların eşit mesafede konumlanmaması halinde distaldeki implantın fulkrum ekseni veya primer rotasyon noktası gibi hareket edip, mesialdeki impantın üzerine aşırı yük binmesine neden olmasına (Kulak-Özkan, 2012, s.291-427; Misch, 2008, s.302) bağlamak mümkündür.

Anterior bölgeden yapılan yüklemede, sol implantın 15 mm distalde olduğu modellerde ise, önde konumlandırılan implant bölgesinde daha fazla yük birikimi olduğu görülmüştür. Hong *et al*. (2012), implant lokalizasyon farklarının kemikte oluşturduğu stresi sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmalarında uygulanan kuvvete yakın olan implant bölgesinde streslerin daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da uygulanan kuvvetin mesialdeki implanta daha yakın olması nedeniyle bu implantta görülen stresin daha fazla olduğu düşünülmektedir.

Asimetrik konfigürasyonlara ait Von Mises imaj ve değerleri incelendiğinde, orta hattan uzaklaşan distal ataşmanın üzerindeki stres değerinin implantın uzaklaşması ile azaldığı tespit edilmiştir. Bunun sebebinin, konumu değişmeyen tarafta modellenen unsurların (mukoza, protez, kemik, vb.) miktarının aynı kalması; fakat, orta hattan uzaklaşan implant tarafında bu miktarın artması ile streslerin bu bölgelerde dağılması olabileceği düşünülmektedir. Mesial ve distal ataşmanlar arasındaki bu stres farkının asimetri artıkça artması ve mesialdeki ataşmana daha fazla stres gelmesi, bu ataşmanın daha erken aşınmasına sebep olabilir. Misch (2005) de asimetrik pozisyonda yerleştirilmiş implantlar varlığında, ısırma hareketi yapıldığında daha mesialde olan implantın dayanak noktası görevi göreceğini ve bu durumun protezin stabilizasyonunda bozulmaya ve ataşmanda aşınmaya neden olacağını belirtmiştir (Misch, 2008, s.302).

Çalışmamızda ısırma kuvvetlerini simüle etmek için anterior yüklemeler santral bölgeden yapılırken, çiğneme kuvvetlerini simüle etmek için 2 taraflı posterior yüklemeler yapılmıştır. Posterior yüklemelerde daha önce yapılan bir çalışmayla benzer olarak (Çelik ve Uludağ, 2007) 2 ataşman tipi için de yüklemenin yapıldığı taraftaki implant bölgesinde yüksek stres değerleri saptanmıştır. Manju ve Sreelal (2013) implant destekli overdenture protezlerde 3 farklı ataşman (top başlı, bar, mıknatıs) tipi kullanarak implanta iletilen stresleri *strain-gauge* analiz yöntemiyle değerlendirdiği araştırmalarında, çalışmamızla uyumlu olarak posterior yüklemede top başlı

ataşman için kuvvetin geldiği tarafta daha fazla stres görüldüğünü bildirmişlerdir. Kenny ve Richards (1998) ise 2 farklı ataşman (top başlı ve bar) kullanarak yaptıkları 2 implant destekli overdenture protezlerde oblik ve vertikal yükleme altında implant çevresine gelen stresleri başka bir analiz metodu olan fotoelastik stres analiz yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında, 2 ataşman türü için de posterior yüklemede, yükleme yapılan tarafta vertikal kuvvetin stres artışına yol açtığını belirtmişlerdir. Kuvvetin uygulandığı taraftaki stres artışı bulgusu, çalışmamızdaki bulgularla benzerlik göstermektedir. Ayrıca top başlı ataşman kullanılan modellerde overdenture protezin top başlı ataşman üzerinde rotasyon hareketi neticesinde stresin çevre dokular tarafından kemiğe iletilmesini sağlayarak implant üzerine gelen stresi minimale indirdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda ve anlatılan diğer çalışmalarda karşılaşılan bu durumun, implantın distale doğru yer değiştirmesi ile gelen kuvvetlerin çevre dokulardan daha çok implant üzerine gelmesi nedeniyle gerçekleştiği düşünülmektedir.

Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemede, 3 mm seviye farkının olduğu durum hariç diğer bütün durumlarda locator ataşman kullanılan modellerde top başlı ataşman kullanılanlara göre implant kemik ara yüzünde görülen stres miktarının daha fazla olduğu saptanmıştır. Çelik ve Uludağ (2007), 4 farklı ataşman tipinin kullanıldığı (top başlı, locator, bar ve distal top başlı uzantılı bar) 3 implant destekli mandibular overdenture protezlerde ataşman tipinin implant çevresinde meydana gelen streslere etkisini fotoelastik stres analiz yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında, çalışmamızın sonuçlarıyla uyumlu olarak locator ataşman kullanılan modelde top başlı ataşmana göre daha yüksek stres değerleri saptandığını bildirmişlerdir. Bu ataşman tipindeki matrix-patrix ilişkisinin stresleri implanta ileterek yüksek stres değerlerine neden olduğunu iddia etmişlerdir.

Posterior sağ bölgeden yapılan yüklemeler sonrasında, posterior sol bölgede olduğu gibi uygulanan kuvvete en yakın implant bölgesinde görülen stresler daha fazladır. Özellikle seviye farkının 3 mm olduğu, her 2 ataşman

türünün de kullanıldığı, modellerde (model 5 ve model 6) sol implant bölgesine gelen kuvvetlerin oldukça az olduğu gözlenmiştir. Meydana gelen bu durumun, daha önce yapılan çalışmada (Hong *et al.*, 2012) ifade edildiği gibi artmış kemik miktarının yarattığı avantaj ile açıklanabileceği düşünülmektedir.

Posterior sol yüklemede 2 ataşman tipi için de kemiğe gelen streslerin en düşük görüldüğü modeller implantlar arası 3 mm seviye farkı olanlardır. Özellikle locator ataşman tipi kullanılan modellerde, yüklemenin yapıldığı taraftaki implant bölgesinde, kontrol grubundaki aynı taraftaki implant bölgesine göre yaklaşık %48'lik bir azalma görülmüştür. Ayrıca, seviye farkının 1 mm olduğu modele göre de yaklaşık %70'lik bir azalma olmuştur. Bu durumu Hong *et al.* (2012)'ın çalışmalarında açıkladıkları gibi artmış kemik miktarının avantajları ile açıklamak mümkündür. Fakhry *et al.* (2010), implantlar üzerine gelen aksiyel olmayan kuvvetlerin protez komponentlerinde stres artmasına bağlı olarak aşınmayla plastik deformiteye neden olabileceğini, tutuculuğunun azalabileceğini ve protez parçalarında muhtemel kırıklara yol açabileceğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada da 3 mm seviye farkı olan modellerde implant üzerine gelen kuvvetler diğer seviye farkı olan modellere gelen kuvvetlere göre daha aksiyel olduğu için bu modellerde görülen düşük stresler Fakhry *et al.* (2010)'ın bulgularıyla açıklanabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre sol posterior yüklemede, 3 mm seviye farkında locator ataşman kullanılan modelde görülen stresler, top başlı ataşman kullanılan modelde ve kontrol gurubunda görülen streslere göre daha düşük bulunmuştur. Çalışmamızda implantlar arası seviye farkı olan modellerde seviye farkı protez yüksekliği değiştirilmeden alveolar kemik yüksekliği arttırılarak (1mm, 3 mm) elde edilmiştir. Bu durum da alveoler kret tepesinden oklüzal tablaya olan uzaklık olarak ifade edilen protez yüksekliğinin azalmasına yol açmaktadır. Misch *et al.* (2005) sabit protetik restorasyonlarda özellikle lateral kuvvetlerde kron yüksekliğinin

azaltılmasının kuvvet kolu mekanizmasıyla (Ebadian *et al.*, 2012) kemikte görülen stresleri azaltabileceğini belirtmiştir. Bu çalışmada da yükleme yapılan bölgeden kuvvet implanta lateral olarak gelmektedir. Bu durumda 3 mm seviye farkında locator ataşman kullanılan modellerde kemikte görülen düşük stresleri, artmış kemik seviyesinin protez yüksekliğini azaltmasına bağlamak mümkündür. Ancak bu durum 3 mm seviye farkı olan top başlı ataşmanlı modeller için geçerli değildir. Top başlı ataşman kullanılan modellerde kontrol grubuna göre daha yüksek stres değerleri elde edilmiştir. İmplantın 3 mm yukarıda konumlanmasıyla ataşman seviyesinin kuvvet seviyesine yaklaşması dolayısı ile kuvvetlerin implanta daha oblik gelmesine neden olmaktadır. Özellikle oblik gelen kuvvetlerde daha az resilent olduğu düşünülen top başlı ataşmanların bu bölgede streslerin artmasına neden olduğu düşünülmektedir.

Hong *et al.*, (2012) implantların değişik seviyelerde konumlandırılmalarının implant çevresine gelen streslere etkilerini incelediği çalışmalarında seviye farkını, kontrol grubundan 4 mm daha yüksekte konumlandırarak değerlendirmişlerdir. Çalışmamızda ise oluşturulan seviye farkı asimetrik olup, kemik seviyesinde olacak şekilde planlanmıştır. Seviye farkının arttığı modellerden model 5 ve 6 da gelen streslerin düşmesinin nedeni Hong *et al*. (2012) un da belirttiği gibi artan seviye farkı neticesinde kuvvet kolunun kısalması ve böylelikle oluşacak olan tork etkisinin azalmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Oluşan bu durum, tork formülünde de görüldüğü üzere kısalan kuvvet kolu ile oluşabilecek olan tork hareketinin azalması ile açıklanmaktadır (Hong *et al.,* 2012).

$$T(Tork) = F\ (Kuvvet)\ x\ L(Uzunluk)$$

İmplant destekli overdenture protezlerde implantlar üzerine gelen streslerin değerlendirildiği çalışmalarda, kuvvetin uygulandığı taraftaki implant üzerinde tork hareketi meydana geldiği bildirilmiştir (Chen, *et al.*, 2013, Mericske-Stern, 1998). Çalışmamızda da asimetrik konfigürasyonlarda,

implant distalde konumlandıkça sol ataşmanlar üzerinde artan stres miktarlarının benzer tork hareketinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Chun *et al*. (2005), maksiller overdenture protezlerde 4 farklı tasarımda ataşmana gelen stresleri değerlendirdiği çalışmasında 4 farklı açıdan (0^0, 300, 45^0, 60^0) kuvvet uygulamıştır. Sonucunda gelen kuvvetin açısı arttıkça oluşan stres miktarının da arttığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da bu bulguyla uyumlu olarak hem top başlı ataşmanların, hem de locator ataşmanların kullanıldığı modellerde, asimetri arttıkça distal ataşmanın üzerindeki stres miktarının katlanarak arttığı tespit edilmiştir. Distaldeki implantın asimetri arttıkça kuvvet uygulanan bölgeye daha yakın konumlanması buna neden olarak gösterilebilir (Daas *et al.*, 2008). Ayrıca, implant distale gittikçe ataşman üzerine üzerine gelen kuvvetin açısının değiştiği için Chun *et al.* (2005) çalışmalarındaki gibi streslerin etkilenebileceği düşünülmektedir.

Misch (2005) asimetrik pozisyonda yerleştirilmiş implantlar varlığında, ısırma hareketinden farklı olarak posterior çiğneme hareketi yapıldığında, daha distaldeki implantın fulkrum noktası olarak davranacağını ve bu nedenle mesialdeki ataşmanın daha fazla aşınacağını ileri sürmektedir. Çalışmamızda da daha distalde konumlandırılan implanttaki ataşmanlarda streslerin arttığının bulgulanması Misch'in hipotezini destekler niteliktedir. Bu durumda mesialdeki ataşmanlarda Misch'in de berlirttiği gibi daha hızlı aşınma görülmesi beklenebilir.

Menicucci *et al.* (2006) mandibular implant destekli overdenture protezler üzerine gelen stresleri *strain gauge* stres analiz tekniği ile değerlendirdikleri klinik çalışmalarında, premolar bölgeden yükleme yaptıklarında protezin top başlı ataşman üzerinden devrilmeye maruz kalması nedeniyle çalışmayan taraftaki mukozaya daha fazla kuvvet geldiğini ifade etmişlerdir. Çalışmamızda, implantların distale doğru yer değiştirmesi sonrasında ataşmanlar üzerinde görülen streslerin distal bölgede konumlamasının nedeni olarak protezin ataşmanın distal bölgesinden tork hareketine maruz kalması olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda, posterior yüklemelerde bütün modellerde locator ataşmana gelen stresler top başlı ataşmana gelen streslere göre daha düşüktür. Bu sonuçların locator ataşmanda bulunan ve vertikal esneklik sağlayan ikili retansiyon (matrix-patrix) mekanizması nedeniyle olduğu düşünülmektedir (Büttel *et al.*, 2009; Trakas *et al.*, 2006). Oklüzyonda; locator ataşmanın protez içerisinde kalan dişi parçasının, erkek parçanın üzerinde her yöne hareket edebilme yeteneğinin de locator ataşmanın daha esnek olmasını sağlayan (menteşe esnekliği) bir faktör olduğu iddia edilmektedir (ZEST Anchors, 2011). Çalışmamızda kullanılan diğer ataşman tipi olan top başlı ataşmanın ise locator ataşmanda olduğu gibi vertikal esnekliği değil rotasyonel esnekliği vardır, bunun sebebi de top başlı ataşmanda *patrix* ile matrixin direkt kontak halinde olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Tanino *et al.* (2007) implant destekli overdenture protezlerde kullanılan tutucu matriksin kalınlığının ve elastik modülünün implant ile kemik ara yüzündeki stres dağılımlarına etkisini sonlu elemanlar analiz yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında, elastik modülün ve tutucu matriksin kalınlığının artması sonucunda kortikal kemikte görülen stres miktarının azaldığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada da locator ataşman üzerine gelen streslerin daha düşük olmasını locator ataşmanın tutucu matriksinin top başlı ataşmanınkine göre kalın ve yüzey alanın fazla olmasıyla açıklamak mümkündür.

Tokuhisa *et al.* (2003), mandibular implant destekli overdenture protezlerde 3 farklı ataşman tipine (top başlı, manyetik, bar) gelen stresleri *strain gauge* stres analiz yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında, yüklemenin yapıldığı taraftaki top başlı ataşmana aksiyal kuvvetlerin en az geldiğini ifade etmişlerdir. Bu çalışmada, top başlı ataşmanın plastik parçasının gelen kuvvetleri bir miktar karşıladığı için, gelen bütün kuvvetleri implant gövdesine iletmeyeceği bildirilmiştir. Çalışmamızda, kemiğe gelen streslerin, ataşmana gelen streslerle birlikte değerlendirilmesi gerektiği ve protez üzerine gelen streslerin bir kısmının ataşman tarafından karşılandığı düşünülmektedir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin biyolojik sistemin tepkileri incelemede bazı limitasyonları vardır. Klinikte mandibular kortikal kemiğin kalınlığı, implantların pozisyonu, gelen kuvvetlerin şiddeti, protezin uyumu ve mukozanın kalınlığı gibi faktörleri sabit olarak belirlemek mümkün olmayabilir (Daas *et al*., 2008; DeTolla *et al*., 2000; Hong *et al*., 2012). Bu çalışmada değişik kortikal kemik kalınlıklarını simüle edilmemiştir. Yapılacak olan çalışmalarda farklı kortikal kemik kalınlıklarının da etkisinin değerlendirmesi klinik çalışmalara yarar sağlayacaktır. Mukozanın esnekliği stres dağılımı etkileyen diğer bir faktördür (Assunçao *et al*., 2008; Barao *et al*., 2008). Barao *et al.* (2008), 2 farklı ataşman tipi kullanılan 2 implant destekli overdenture protezlerde mukoza kalınlıklarının (1, 3, 5 mm) kemiğe gelen streslere etkisini 2 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirmişler ve sonuç olarak mukoza kalınlığı ve esnekliği arttıkça kemik dokuda görülen stres miktarının azaldığını bildirmişlerdir. Gelecekte yapılacak olan çalışmalarda kullanılan mukoza kalınlığının ortaya çıkacak olan stres değerleri üzerine etkisinin olacağı göz önünde bulundurulmalı ve değişik mukoza yüksekliklerinde oluşan streslerin birbirleriyle kıyaslanması uygun olacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

2-implant destekli overdenture protezlerde farklı lokalizasyonlarda konumlandırılmış 2 farklı ataşman sisteminin implant-kemik arayüzünde, ataşmanlarda ve implantta stres dağılımının sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karşılaştırılarak incelendiği bu çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Kemikte görülen en düşük stres değerleri 3 mm seviye farkına sahip modellerdedir. İmplant cerrahisi esnasında, bu konfügürasyonun görülmesi durumunda kemik seviyesinde düzeltme yapılması önerilmemektedir.
2. En yüksek stres değerleri seviye farkının 1 mm olduğu modellerde görülmüştür. İmplant cerrahisi esnasında kemik seviyesinde 0 – 1 mm değerlerdeki farklarda minör düzeltmeler yapılarak iki implant arasındaki seviyenin düzeltilmesi önerilmektedir.
3. Farklı seviyelerde yerleştirilmiş implantlara gelen stresler üzerinde ataşman türünün önemli bir etkisinin olmadığı sonucuna varılmıştır.
4. Ataşmanların birbirleriyle kıyaslanmasında, yüksek stresler genellikle top başlı ataşmanlarda görülmüştür. Bu nedenle locator tipi ataşmaların stres dağılımı açısından daha başarılı olduğu düşünülmektedir.
5. Posterior bölgeye asimetrik konumlandırılan implant tarafından uygulanan çiğneme kuvvetlerinde, aynı taraftaki implant, ataşman ve kemik doku üzerinde görülen streslerde artış olduğu görülmüştür. Bu nedenle, protezde, fonksiyon esansında çiğneme kuvvetlerinin etkisinin daha fazla olması nedeniyle implant destekli overdenture vakalarında implantların posteriora yerleştirilmemesi önerilmektedir
6. Isırma kuvvetlerinde, posteriorda konumlanan implantlarda (ataşman, kemik-implant ara yüzünde, implant kompleksinde) streslerin azaldığı, konumu değiştirilmeyen implant tarafında (ataşman, kemik-implant ara yüzünde ve implant kompleksinde) ise benzer streslerin oluştuğu sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

Adell, R., Hansson, B.O., Branemark, P.I. ve Breine, U. (1970). Intra osseous anchorage of dental prostheses. II. Review of clinical approaches. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery,* 4,19-34.

Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Diş hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar Ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1),18-23.

Akça, K. ve İplikçioglu, H. (2001a). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 16, 722-730.

Akça, K. ve İplikçioğlu, H. (2001b). Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism part II: 3-D finite element stres analysis. *Implant Dentistry*, 10, 238-245.

Akça, K., Çehreli, M.C. ve İplikçioglu, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *The International Journal Of Prosthodontics*, 15, 115-121.

Akça, K., Uysal, S. ve Çehreli, M.C. (2006). Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clinical Oral Implants Research*, 17, 331-36.

Akca, K., Eser, A., Eckert, S., Cavusoglu, Y. ve Cehreli, M.C. (2013). Immediate versus conventional loading of implant-supported maxillary overdentures: a finite element stress analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(2), e57-63.

Akpınar, I., Demirel, F., Parnas, L. ve Sahin, S. (1996). A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal extension fixed prostheses. *Quintessence International*, 27(1), 11-17.

Albrektsson, T. ve Sennerby, L. (1991). State of the art in oral implants. *Journal of Clinical Periodontology*, 18(16), 474-481.

Alkan, İ., Sertgöz, A. ve Ekici, B. (2004). İnfluence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 319-325.

Allen, P.F. ve McMillan, A.S. (2003). A review of the functional and psychosocial outcomes of edentulousness treated with complete replacement dentures. *Journal of the Canadian Dental Association*, 69(10), 662.

Alsabeeha, N.H., Swain, M.V. ve Payne, A.G. (2011). Clinical performance and material properties of single-implant overdenture attachment systems. *The International Journal Of Prosthodontics,* 24(3),247-254.

Altay, O.T., Uysal, H., Öztunç, H. ve Eryılmaz, M. (1997). Comparison of four radiographic imaging techniques for implant diagnosis on dry mandible topography. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21, 51.

Arat Bilhan, S. ve Bilhan, H. (2012). Hibrit protezler: Hekimler için cankurtaran bir tedavi çözümü. *İstanbul Dişhekimleri Odası Dergisi*, 142(1), 48-50.

Assunção, W.G., Tabata, L.F., Barão, V.A. ve Rocha, E.P. (2008). Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *Journal Of Oral Rehabilitation,* 35(10), 766-774.

Asvanund, C. ve Morgano, S.M. (2004). Restoration of unfavorably positioned implants for a partially endentulous patient by using an overdenture retained with a milled bar and attachments: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 6-10.

Atmaram, G.H. ve Mohammed, H. (1983). Stress analysis of single-tooth implants. III. Effect of elastic modulus and thickness of pseudo periodontal ligament. *Implantologist*, 3(1), 69-72.

Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C.L. ve Rengo, S. (2001). 3D-finite

element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *Journal of Biomechanics*, 34(10), 1269-1277.

Babbush, C., Fehrenbach, M., Emmons, M.ve D. Nunez, D. (2007) *Mosby'nin Diş Hekimliği Sözlüğü* (Aydın M, Çev.) Adana: Nobel Kitapevi, 2011

Baca, E. (2010). *Farkli Tip İmplant Üstü Protez Taşiyan Hastalarda İn-Vivo Çiğneme Kuvvetlerinin Araştırılması.* İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul

Baiamonte, T., Abbate, M.F., Pizzarello, F., Lozada, J. ve James, R. (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *The Journal of Oral Implantology*, 22(2), 104-110.

Barão, V.A., Assunção, W.G., Tabata, L.F., de Sousa, E.A. ve Rocha, E.P. (2008). Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Computer Methods And Programs In Biomedicine*, 92(2), 213-223.

Barão, V.A., Assunção, W.G., Tabata, L.F., Delben, J.A., Gomes, E.A., de Sousa, E.A., *et al.* (2009). Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *The Journal Of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1066-1071.

Bergendal, T. ve Engquist, B. (1998). Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 13, 253-262.

Bidez, W.M. ve Misch, C.E. (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dentistry*, 1, 289-294.

Bilhan, H., Geckili, O., Sulun, T. ve Bilgin, T. (2011a). A quality-of-life comparison between self-aligning and ball attachment systems for 2-implant-retained mandibular overdentures. *The Journal Of Oral Implantology*, 37 Spec No, 167-173.

Bilhan, H., Geckili, O., Mumcu, E. ve Bilmenoglu, C. (2011b). Maintenance requirements associated with mandibular implant overdentures: clinical results after first year of service. *The Journal Of Oral Implantology,* 37(6), 697-704.

Bonnet, A.S., Postaire, M. ve Lipinski, P. (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering & Physics*, 31, 806–815.

Borchers, L. ve Reichard, P. (1983). Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*, 62, 155-159.

Brånemark, P.I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindstrom, J. ve Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3, 81-100.

British Society for the Study of Prosthetic Dentistry. (2009). The York consensus statement on implant-supported overdentures. *The European Journal Of Prosthodontics And Restorative Dentistry*,17(4), 164-165.

Brunski, J.B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 3, 85-97.

Bueno-Samper, A., Hernandez-Aliaga, M. ve Calvo-Guirado, J.L. (2010). The implant-supported milled bar overdenture: A literature review. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 15, 375-378.

Burns, D.R., Unger, J.W., Elswick, R.K. Jr ve Giglio, J.A. (1995). Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I – Retention, stability and tissue response. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(4), 354-363.

Burns, D.R. (2000). Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *Journal of Prosthodontics:Official Journal of the American Collage of Prosthodontists,* 9(1), 37-46.

Burns, D.R. (2004). The mandibular complete overdenture. *Dental Clinics of North America,* 48, 603-623.

Buser, D., Schenk, R.K., Steinemann, S., Fiorellini, J.P., Fox, C.H. ve Stich, H. (1991). Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of Biomedical Material Research*, 25, 889-902.

Büttel, A.E., Bühler, N.M. ve Marinello, C.P. (2009). Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making. *Schweizer Monatsschrift Für Zahnmedizin,* 119, 901-918.

Canay, S., Hersek, N., Akpinar, I. ve Aşik, Z. (1996). Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence International*, 27(9), 591-598.

Caputo, A.A. ve Standlee, P.J. (1987). Biomechanics in clinical dentistry. Chicago : Quintessence Pub. Co

Cehreli, M.C., Uysal, S. ve Akca, K. (2010). Marginal bone level changes and prosthetic maintenance of mandibular overdentures supported by 2 implants: a 5-year randomized clinical trial. *Clinical Implant Dentistry And Related Research*, 1,12(2), 114-121.

Celik, G. ve Uludag, B. (2007). Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 97(4), 229-235.

Ceruti, P., Bryant, S.R., Lee, J.H. ve MacEntee, M.I. (2010). Magnet-retained implant-supported overdentures: review and 1-year clinical report. *Journal of Canadian Dental Association,* 76, a52.

Chee, W. ve Jivraj, S. (2006). Treatment planning of the edentulous mandible. *British Dental Journal,* 201(6), 337-47.

Chen, L., Guo, X., Li, Y. ve Li, T. (2010) Finite element analysis for interfacial stress and fatigue behaviors of biomimetic titanium implant under static and dynamic loading conditions. *Journal of Central South University. Medical Sciences*, 35(7), 662-672.

Chen, K.W, Lin, T.M., Liu, P.R., Ramp, L.C., Lin, H.J., Wu, C.T, *et al.* (2013).

An analysis of the implant-supported overdenture in the edentulous mandible. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40(1), 43-50.

China Dental Network (2009). Fourth Military Medical University, Center of Oral Implantology Tougao . Chapter oral implants classification (according to plant parts) 2. Erişim tarihi: 24 Ağustos 2013. http://www.kqxf.com/zzw/ShowArticle.asp?ArticleID=2448

Chun, H.J., Cheong, S.Y., Han, J.H., Heo, S.J., Chung, J.P., Rhyu, I.C., *et al*. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29, 565–574.

Chun, H.J., Park, D.N., Han, C.H., Heo, S.J., Heo, M.S. ve Koak, J.Y. (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32, 193-205.

Chung, K.H., Chung, C.Y., Cagna, D.R. ve Cronin, R.J. Jr. (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics,*13(4), 221-6.

Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C. ve Brantley, A.W. (1995). Basic research: a threedimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Journal Of Prosthodontics*, 4 ,95-100.

Cook, S.D., Klawitter, J.J. ve Weinstein, A.M. (1982). A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *Journal Of Dental Research*, 61(8), 1006-1009.

Cooper, L.F. (1998). Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80, 439-49.

Çalıkkocaoğlu, S. (2010). Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi: Klasik Tam Protezler. İstanbul: Quintessence Yayıncılık

Çehreli, M., Duyck, J., De Cooman, M., Puers, R. ve Naert, I. (2004a) Implant design and interface force transfer.A photoelastic and strain-gauge analysis*. Clinical Oral Implants Research,* 15, 249-257.

Çehreli, M.C., Akça, K. ve İplikçioğlu, H. (2004b). Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 15, 481-89.

Çelik, G. (2006). *İmplantlarin Farkli Açilarda Yerlestirtirildiği Mandibular Overdenture Vakalarinda Ortaya Çikan Streslerin İn Vitro Degerlendirilmesi.* Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

Çelik, İ., Toroman, M., Mıhçıoğlu, T. ve Ceritoğlu, D. (2007). Dental İmplant Planlamasında Kullanılan Radyografik Yöntemlerin Değerlendirilmesi. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 13, 21-28.

Çoğalan, K. (2011). *Alt Çene Tam Dişsizlik Olgularında Anterior Bölgeye Yerleştirilen İmplantlar Üzerine Uygulanan Farklı Protez Tasarımlarının İn Vitro Olarak Kuvvet Dağılımı Yönünden İncelenmesi*. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A.S., Lipinski, P. ve Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical Engineering & Physics*, 30(2), 218-225.

Dalkız, M. (2009). Pratik Dişhekimliği İmplantolojisi. İstanbul: Vestiyer Yayıncılık.

Datta, H.K., Ng, W.F., Walker, J.A., Tuck, S.P. ve Varanasi, S.S. (2008). The cell biology of bone metabolism. *Journal of Clinical Pathology*, 61, 577-587.

Demirdjan, E. (1998). The complete maxillary subperiosteal implant: an overview of its evolution. *Journal of Oral Implantology*, 24(4), 196-197.

DeTolla, D.H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R. ve Comella, B. (2000) The

role of the finite element model in dental implants. *The Journal Of Oral Implantology*, 26, 77-81.

Doblare, M. ve Garcia, J.M. (2003). On the modelling bone tissue fracture and healing of the bone tissue. *Acta Científica Venezolana,* 54(1), 58-75.

Dos Santos Pereira, R., Boos, F.B., Lourenço, E.J., Hochuli-Vieira, E., da Costa Rodrigues, P. ve Homsi, N. (2013). Five-year follow-up of modified implant-supported overdenture in an iliac crest autograft failure: clinical report. *The Journal Of Craniofacial Surgery,* 24(5), e523-526.

Doukas, D., Michelinakis, G., Smith, P.W. ve Barclay, C.W. (2008). The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *The International Journal Of Prosthodontics*, 21(2),152-154.

Doundoulakis, J.H., Eckert, S.E., Lindquist, C.C. ve Jeffcoat, M.K. (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *Journal of American Dental Association,* 134(11),1455-1458.

Dover, M.S. (1999). Oral Implantology. Booth, P.W., Schendel, S.A., Hausamen, J. (Ed.) Maxillofacial Surgery (s.1563-1582). Sydney: Churchill Livingstone

Duyck, J., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J., De Cooman, M., Puers, R. ve Naert, I. (1999). In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clinical Oral Investigations,* 3(4) , 201-207.

Ebadian, B., Farzin, M., Talebi, S. ve Khodaeian, N. (2012). Evaluation of stress distribution of implant-retained mandibular overdenture with different vertical restorative spaces: A finite element analysis. *Dental Research Journal. (Isfahan)*, 9, 741–747.

Ebrahimi, F. (2012). Finite Element Analysis – New Trend and

Developments. Gultekin A, Gultekin P ve Yalcin S. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry (s.21-54), Croatia: InTech

Ellis, E. (2011). A Study of 2 Bone Plating Methods for Fractures of the Mandibular Symphysis/Body. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery,* 69(7),1978-1987.

English, C. (1990). An overview of implant hardware. *Journal of American. Dental Association*, 121(3), 360,364,366.

Ergin D, (2005). *Çeşitli İmplant Destek Bağlantı Türlerinin Kuvvet İletimi Yönünden Değerlendirilmesi*. Ankara Ünivertesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

Eser, A., Akça, K., Eckert, S. ve Cehreli, M.C. (2009). Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3), 439-446.

Eskitaşçıoğlu, G. ve Yurdukoru, B. (1995). Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22, 201-205.

Fakhry, A., Tan, S.C., Heiner, A.D., Dehkordi-Vakil, F.H. ve Dircks, H.W. (2010). Methodology for measuring the in vitro seating and unseating forces of prefabricated attachment systems used to retain implant overdentures. *Journal of Prosthodontics,* 19(2), 87-94

Feine, J.S., Carlsson, G.E., Awad, M.A., Chehade, A., Duncan, W.J., Gizani, S., *et al*. (2002). The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,*17(4), 601-602.

Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil, I., Alobera-Gracia, M.A., del-Canto-Pingarrón, M. ve Blanco-Jerez, L. (2006). Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal,* 1,11(1), E47-51.

Frei, C., Buser, D. ve Dula, K. (2004). Study on the necessity for crosssection imaging of the posterior mandible for treatment planing of standart cases in implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research,* 15, 490-497.

Garg, A.K., (2004). Bone Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants. Amerika Birleşik Devletleri:Quintessence Publishing Co.

Geckili, O., Bural, C. ve Bilmenoğlu, Ç. (2010). İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu tipleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31, 9-18.

Geertman, M.E., Boerrigter, E.M., Van Waas, M.A. ve van Oort, R.P. (1996). Clinical aspects of a multicenter clinical trial of implant-retained mandibular overdentures in patients with severely resorbed mandibles. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 75(2), 194-204.

Geng, J.P., Tan, K.B.C. ve Liu, G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 85, 585-598

Gokhale, N.S., Deshpale, S.S., Bedekar, S.V. ve Thite, A.N. (2008). Practical finite element analysis, India: Finite to Infinite.

Gültepe, M.E. (2011). *Alt Çene Tam Dişsiz Vakalarda Farklı İmplant Üstü Protetik Tasarımların İmplant Altyapılara Kuvvet İletimi Açısından Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi.* Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

Hahn, J.A. (1990). The Blade Implant. *Journal of American Dental Assoc*iation, 121, 394-402.

Hakkı, S.S. ve Ertuğrul, A.S. (2009). Dental İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyondaki Önemi. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 18, 336-341.

Hancı, M., Bozdag, E. ve Arpacı, A. (2000). Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık.

Harris, B.W. (1990). A new technique for the subperiostal implant. *Journal of American Dental Assoc*iation, 121(3), 422-424.

Heller, A.L. (1988). Blade implants. *Journal of Californian Dental Association,* 16(1), 78-86.

Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M. ve Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis–a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 24, 80-88.

Hood, J.A.A. (1991). Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications, *International Dental Journal*, 41, 23-32.

Hsu, M.L., Chen, F.C., Kao, H.C. ve Cheng, C.K. (2007). Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: A three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 22(2), 301-309.

Ibrahim, N., Parsa, A., Hassan, B., van der Stelt, P. ve Wismeijer, D. (2013). Diagnostic imaging of trabecular bone microstructure for oral implants: a literature review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(3), 20120075.

Isayev A, (2011). *Üst Çene Tam Dişsizlik Olgularında Kullanılan Farklı Tutucu Ve Kaide Tasarımına Sahip Implant Üstü Overdenture'ların Çevre Dokularda Oluşturdukları Yük Dağılımının Incelenmesi*. Ankara Ünivertesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

Ismail, Y.H., Pahountis, L.N. ve Fleming, J.F. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *International Journal of Oral Implantology*, 4(2), 25-31.

Ito, M., Nishida, A., Koga, A., Ikeda, S., Shiraishi, A., Uetani, M., *et al*. (2002). Contribution of trabecular and cortical components to the mechanical properties of bone and their regulating parameters. *Bone*, 31(3), 351-358.

Jemt, T., Chai, J., Harnett, J., Heath, M.R., Hutton, J.E., Johns, R.B., *et al.* (1996). A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *The International Journal of Oral&Maxillofacial Implants,* 11, 291–298.

Jeong, C.M., Caputo, A.A., Wylie, R.S., Son, S.C. ve Jeon, Y.C. (2003). Bicortically stabilized implant load transfer. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 18(1), 59-65.

Jivraj, S., Chee, W. ve Corrado, P. (2006). Treatment planning of the edentulous maxilla. *British Dental Journal*, 201(5), 261-279.

John, J., Rangarajan, V., Savadi, R.C., Satheesh Kumar, K.S. ve Satheesh Kumar, P. (2012). A finite element analysis of stress distribution in the bone, around the implant supporting a mandibular overdenture with ball/o ring and magnetic attachment. *Journal of Indian Prosthodontic Society,* 12(1), 37-44.

Kan, J.Y., Rungcharassaeng, K., Kim, J., Lozada, J.L. ve Goodacre, C.J. (2002). Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary sinuses: a clinical report. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 87, 485-489.

Karl, M,. Dickinson, A., Holst, S. ve Holst, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European Journal Of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 17(2), 50-57.

Kenney, R. ve Richards, M.W. (1998). Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *Journal of Prosthetics Dentistry,* 80(5), 559-564.

Kim, H.Y., Lee, J.Y., Shin, S.W. ve Bryant, S.R. (2012). Attachment systems for mandibular implant overdentures: a systematic review. *The Journal of Advanced Prosthodontics,* 4(4), 197-203.

Kleis, W.K., Kämmerer, P.W., Hartmann, S., Al-Nawas, B. ve Wagner, W. (2010). A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12(3), 209-218.

Klemetti, E. (2008). Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture? *Journal Of Oral Rehabilitation*, 35 Suppl 1, 80-84.

Koca, O.L., Eskitascioglu, G. ve Usumez, A. (2005). Three-dimensional finite element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus flor. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 38-44.

Koosha, S. ve Mirhashemi, F.S. (2013). An Investigation of Three types of Tooth Implant Supported Fixed Prosthesis Designs with 3D Finite Element Analysis. *Journal Of Dentistry / Tehran University of Medical Sciences*,10(1), 51-63.

Krennmair, G., Seemann, R., Fazekas, A., Ewers, R. ve Piehslinger, E. (2012). Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: a crossover clinical trial. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 27(6), 1560-1568.

Kulak-Özkan, Y. (2012). Tam protezler ve implant üstü hareketli protezlerde problemler ve çözüm yolları, Vestiyer Yayıncılık, İstanbul.

Lacefield, W.R. (1998). Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dentistry*, 7, 315-322.

Lang, L.A., Kang, B., Wang, R.F. ve Lang, B.R. (2003). Finite element analysis to determine implant preload. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 539-546.

Lee, J.H., Frias, V., Lee, K.W. ve Wright, R.F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377-381.

Lee, C.K. ve Agar, J.R. (2006). Surgical and prosthetic planning for a two implant retained mandibular overdenture: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 102-105.

Lemons, J.E. (1990). Dental implant biomaterials. *Journal of the American Dental Association*, 121, 716-719.

Lin, S., Shi, S., LeGeros, R.Z. ve LeGeros, J.P. (2000). Three-dimensional finite element analyses of four designs of a high-strength silicon nitride implant. *Implant Dentistry*, 9, 53-60.

Linder, L., Albrektsson, T., Branemark, P.I., Hansson, H.A., Ivarsson, B., Jonsson, U., *et al.* (1983). Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 54, 45-52.

Lindhe, J., Karring, T. ve Lang, N.P. (2003). Clinical Periodontology and Implant Dentistry 4th edition, İngiltere:Oxford,

Lindquist, L.W., Rockler, B. ve Carlsson, G.E. (1998). Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 59, 59–63.

Linkow, L.I., Donath, K. ve Lemons, J.E. (1992). Retrieval analyses of a blade implant after 231 months of clinical function. *Implant Dentistry*, 1(1), 37-43.

Locker, D. ve Allen, F. (2007). What do measures of 'oral health-related quality of life' measure? *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 35(6), 401-411

Logan, D.L. (2007). First course in the finite element method 4th edition, Kanada: Nelson

Lubar, R.L. ve Katin, R.A. (1990). İmplant systems incorporating the hollow basket concept. *The Journal of The American Dental Association*, 121(3), 384-392.

Lyons, K.M., Beumer, J.3rd ve Caputo, A.A. (2005). Abutment load transfer by removable partial denture obturator frameworks in different acquired maxillary defects. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(3), 281-288.

Mackerle, J. (2004). Finite Element Modelling and Simulations in Dentistry: A Bibliography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7, 5, 277-303.

Manju, V. ve Sreelal, T. (2013). Mandibular implant-supported overdenture: an in vitro comparison of ball, bar, and magnetic attachments. *The Journal Of Oral Implantology,* 39(3), 302-307.

Maurer, P., Holweg, S. ve Schubert, J. (1999). Finite-element analysis of

different screwdiameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *Journal Of Cranio-Maxillo-Facial Surgery: Official Publication Of The European Association For Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 27, 365-372.

McKee Dental. (2013) *(t.y.). Erişim Tarihi: 24 Ağustos 2013, http://mckeedental.com/dental-implants/*

Meffert, RM., Langer, B. ve Fritz, ME. (1992). Dental implants: A review. *Journal of Periodontology,* 63, 859-870.

Meijer, H.J., Starmans, F.J., Bosman, F. ve Steen, W.H. (1993a) A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20, 147-157.

Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Sten, W.H.A. ve Bosman, F. (1993b) A threedimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives Of Oral Biology*, 38, 491-496.

Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A. ve Bosman, F. (1996). Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three dimensional, finite element study. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 23, 757-763.

Mellal, A., Wiskott, H.W., Botsis, J., Scherrer, S.S. ve Belser, U.C. (2004). Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clinical Oral Implants Research,* 15(2), 239-248.

Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P. ve Preti, G. (1998). Mandibular implantretained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 13, 369–376.

Menicucci, G., Mossolov, A., Mozzati, M., Lorenzetti, M. ve Preti, G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical Oral Implants Research*, 13(3), 334-341.

Menicucci, G., Ceruti, P., Barabino, E., Screti, A., Bignardi, C. ve Preti, G. (2006). A preliminary in vivo trial of load transfer in mandibular implant-retained overdentures anchored in 2 different ways: allowing and counteracting free rotation. *International Journal of Prosthodontics,* 19(6), 574-576.

Mericske-Stern, R., Piotti, M. ve Sirtes, G. (1996). 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clinical Oral İmplants Research,* 7(4), 387-396.

Mericske-Stern, R. (1998). Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 13, 36–43.

Mericske-Stern, R.D., Taylor, T.D. ve Belser, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1,108-125

Michailidis, N., Karabinas, G., Tsouknidas, A., Maliaris, G., Tsipas, D. ve Koidis, P. (2013). A FEM based endosteal implant simulation to determine the effect of peri-implant bone resorption on stress induced implant failure. *Biomedical Materials And Engineering,* 23(5), 317-327.

Misch CE. (1988). Bone character: second vital implant criterion. *Dentistry Today,* 7(5), 39–40

Misch, C.E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. International Journal of Oral Implantology, 6(2): 23–31

Misch, C.E. ve Bidez, M.W. (1994). Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium.* 15(11), 1330-1334

Misch, C.E., Goodacre, C.J., Finley, J.M., Misch, C.M., Marinbach, M., Dabrowsky, T., *et al.* (2006). Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 2. *Implant Dentistry*, 15, 113-121.

Misch, C.E. (2005). *Dental Implant Prosthetics. (9th ed.).* St Louis: Elsevier Mosby.

Misch C.E. (2008). *Contemporary Implant Dentistry (3rd ed)*. St Louis: Elsevier Mosby.

Mohammed Ibrahim, M., Thulasingam, C., Nasser, K.S., Balaji, V., Rajakumar, M. ve Rupkumar, P. (2011). Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 11(3), 165-171.

Moratal, D. (2010a). Finite Element Analysis. Yue X, Wnag L, Wang R, Zhou F. Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater. S. 1-43. Croatia: Sciyo

Moratal, D. (2010b). Finite Element Analysis. Shinya A., Yokoyama D. Finite element analysis for dental prosthetic design s.61-93. Crotia: SCIYO

Naert, I., Gizani, S., Vuylsteke, M. ve van Steenberghe, D. (1998). A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: peri-implant outcome. *Clinical Oral Implants Research*, 9,170-177.

Nünomi, M.(2008). Metallic biomaterials. *Journal Of Artificial Organs : The Official Journal Of The Japanese Society For Artificial Organs*, 11, 105-110.

O'Grandy, J., Sheriff, M. ve Likeman, P. (1996). A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 4, 117-121.

Ochiai, K.T., Williams, B.H., Hojo, S., Nishimura, R.D. ve Caputo, A.A. (2004). Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implantsupported overdenture designs. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 91, 421-427.

Oetterli, M., Kiener, P. ve Mericske-Stern, R. (2001). A longitudinal study on mandibular implants supporting an overdenture: the influence of retention mechanism and anatomic-prosthetic variables on peri-

implant parameters. *The International Journal Of Prosthodontics*, 14, 536–542.

Osman, R.B., Elkhadem, A.H., Ma, S. ve Swain, M.V. (2013). Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 28(1), e1-10.

Ovalle, W.K. ve Nahirney, P.C., (2008). Netter's Essential Histology. London:Elsevier.

Ozan, O. ve Ramoglu, S. (2014). Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *The Journal Of Oral Implantology,* [Epub ahead of print]

Parr, G.R., Gardner, L.K. ve Toth, R.W. (1985).Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 54(3), 410-414.

Pellechia, M., Pellechia, R. ve Emtiaz, S. (2000). Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis: a clinical report. *The Journal Of Prosthetic Dentistry,* 83(6), 607-612.

Pesqueira, A., Goiato, M., Gennari-Filho, H., Monteiro D, Dos Santos, D., Haddad, M., *et al*. (2012). The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *The Journal of oral implantology,* Mar 1. [Epub ahead of print].

Pietrokovski, J. (2013). The residual edentulous arches--foundation for implants and for removable dentures; some clinical considerations. A review of the literature 1954-2012. *Refuat Hapeh Vehashinayim*, 30(1),14-24, 68

Preiskel, H., Arvidson, K., Geering, A.H. ve Mericske-Stern, R. (1996). Overdenture Made Easy A Guide to Implant and Root Supported Prostheses. Singapore: Quintenssence Books.

Rams, T.E., Balkin, B.E., Roberts, T.W. ve Molzan, A.K. (2013). Microbiological aspects of human mandibular subperiosteal dental implants. *The Journal Of Oral Implantology,* 39(6), 714-722.

Rieger, M.R., Adams, W.K. ve Kinzel, G.L. (1990). A finite element survey of eleven endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(4), 457-465.

Ring, M.E. (1995a). A thousand years of dental implants: a definitive history - part 1. *The Compendium Of Continuing Education In Dentistry*, 16(10), 1060–1064.

Ring, M.E. (1995b). A thousand years of dental implants: a definitive history - part 2. *The Compendium Of Continuing Education In Dentistry*, 16(11), 1132–1136.

Roberts, W.E., Turley, P.K., Brezniak, N. ve Fielder, P.J. (1987). Implants: Bone physiology and metabolism. *California Dental Association,* 15(10), 54-61.

Rolant, M. ve Langer, B. (1992). Dental Implant. Review. *Journal Of Periodontology*, 63, 859-870.

Rutkunas, V., Mizutani, H. ve Takahashi, H. (2005). Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments*. Stomatologija / Issued By Public Institution "Odontologijos Studija",* 7(4), 115-120.

Rutkunas, V., Mizutani, H., Takahashi, H. ve Iwasaki, N. (2011). Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dental Materials Journal*, Nov 25. [Epub ahead of print]

Sadowsky, S.J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations.*The Journal of Prosthetic Dentistry,* 78(1), 28-33.

Sahin, S., Cehreli, M.C. ve Yalçin, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *Journal Of Dentistry*, 30(7-8), 271-282.

Sancaklı, E. (2006). *Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile*

Değerlendirmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul

Savadi, R.C. ve Goyal, C. (2010). Study of Biomechanics of Porous Coated Root Form Implant Using Overdenture Attachment: A 3D FEA. *Journal of Indian Prosthodontics Society*, 10(3), 168-75.

Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A. ve Eskitascioglu, G. (2005). Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stres distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 227-234.

Shah, F.K., Gebreel, A., Elshokouki, A.H., Habib, A.A. ve Porwal, A. (2012). Comparison of immediate complete denture, tooth and implant-supported overdenture on vertical dimension and muscle activity. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4(2), 61-71.

Silva, D.P., Cazal, C., Almeida, F.C.S., Dias, R.B. ve Ballester, R.Y. (2010). Photoelastic Stres Analysis Surrounding Implant-Supported Prosthesis and Alveolar Ridge on Mandibular Overdentures. *International Journal of Dentistry*, doi: 10.1155/2010/780670. Epub 2010 May 10.

Sivolella, S., Berengo, M., Fiorot, M. ve Mazzuchin, M. (2007). Retrieval of blade implants with piezosurgery: two clinical cases. *Minerva Stomatologica*, 56(1-2), 53-61.

Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6), 843-848.

Smith, D.C. (1993). Dental implants: materials and design considerations. *The International Journal of Prosthodontics*, 6(2),106-117.

Spiekermann, H., Donath, K., Hassell, T., Jovanovic, S. ve Richter, J. (1995). *Color Atlas of Dental Medicine, Implantology*. New York: Thieme Medical Pub. Inc.

Starr, N.L. (2001). The distal extension case: an alternative restorative design for implant prosthetics. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 21(6), 61-67.

Stegaroiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S. ve Miyakawa, O. (1998). Influence

of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 13(6), 781-790.

Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H.J.A., Kuiper, C. ve Raghoebar, G.M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews In Oral Biology And Medicine : An Official Publication Of The American Association Of Oral Biologists*, 15(4), 240-248.

Stevens, P.J., Fredrickson, E.J. ve Gress, M.C. (2000). *Implant Prosthodontics, Clinical and Laboratory Procedures*. 2nd Ed: St. Louis, Mosby.

Sykaras, N., Iacopino, A.M., Marker, A.V., Triplett, R.G. ve Woody, R.D. (2000). Implant materials, designs and surface topographies: Their effect on osseointegration: A literature review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants,* 15, 675-690.

Şeker, E. (2011). *Greftlenmiş ve Greftlenmemiş Posterior Maksillada Uygulanan İmplant Destekli Farklı Tasarımlı Sabit Protezlerin Destek Dokulardaki Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi*. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Lefkoşa.

Tabata, L.F., Assunção, W.G., Barão, V.A., Gomes, E.A., Delben, J.A., *et al.* (2010). Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal Of Craniofacial Surgery*, 21(3), 696-702.

Tabatabaian, F., Alaie, F. ve Seyedan, K. (2010). Comparison of three attachments in implant-tissue supported overdentures: an in vitro study. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 7(3), 113-118.

Tanahashi, M., Kokubo, T., Nakamura, T., Katsura, Y. ve Nagano M. (1996). Ultrastructural study of an apatit layer formed by a bio-mimetic process and its bonding to bone. *Biomaterials*, 17(1), 47-51

Tanino, F., Hayakawa, I., Hirano, S. ve Minakuchi, S. (2007). Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *The International Journal Of Prosthodontics,* 20(2), 193-198.

Taylor T.D. ve Laney W.R. (2013a). What Are the Types of Implants? Erişim: 22/08/2013, University of Connecticut Health Center, http://dentalimplants.uchc.edu/images/about_implants/image_page20_subperiosteal.jpg

Taylor T.D. ve Laney W.R. (2013b). What Are the Types of Implants? Erişim: 22/08/2013, University of Connecticut Health Center, http://dentalimplants.uchc.edu/images/about_implants/image_page19_endosseous.jpg

Taylor T.D. ve Laney W.R. (2013c). What Are the Types of Implants? Erişim: 22/08/2013, University of Connecticut Health Center, http://dentalimplants.uchc.edu/images/about_implants/image_page21_transosteal.jpg

Thomason, J.M., Feine, J., Exley, C., Moynihan, P., Müller, F., Naert, I., *et al.* (2009). Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients-the York Consensus Statement. *British Dental Journal,* 207(4), 185-186.

Thomason, J.M. (2012). The use of mandibular implant-retained overdentures improve patient satisfaction and quality of life. *The Journal Of Evidence-Based Dental Practice,* 12(3 Suppl), 182-184.

Thomason, J.M., Kelly, S.A., Bendkowski, A. ve Ellis, J.S. (2012). Two implant retained overdentures--a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *Journal of Dentistry,* 40(1), 22-34.

Tokuhisa, M., Matsushita, Y. ve Koyano, K. (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *The International Journal of Prosthodontics,* 16(2), 128-134.

Trakas, T., Michalakis, K., Kang, K. ve Hirayama, H. (2006). Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dentistry,* 15(1), 24-34.

Tunalı, B. (2000). Muti-Disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji, geliştirilmiş 2. Baskı, İstanbul: Nobel Tıp Kitapevi

Turkyilmaz, I., Company, A.M. ve McGlumphy, E.A. (2010). Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology*, 27(1), 3-10.

Uludag, B. ve Polat, S. (2010). İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics,* 1(1), 80-86.

Uludağ, B. (2012). *Hassas Tutucular İmplant Vakalarında Sorunlar ve Çözümler*. İstanbul: Ada Ofset Matbaacılık.

Ulusoy, M. ve Aydın, K. (2010). Dişhekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler 3. Baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Yayınları

Van Staden, R.C., Guan, H. ve Loo, Y.C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods In Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9, 257-270.

Vogel, R.C. (2008). Implant overdentures: a new standard of care for edentulous patients current concepts and techniques. *The Compendium of Continuing Education In Dentistry*, 29, 270-276.

Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T. ve Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal Of Dentistry*, 36(7), 463-471.

Walton, J.N. ve MacEntee, M.I. (1993). A retrospective study on the maintenance and repair of implant-supported prostheses. *The International Journal of Prosthodontics*, 6(5), 451-455.

Walton, J.N. (2003). A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-

field protocol. *The International Journal of Prosthodontics,* 16(3), 255-60.

Wataha, J.C. (1996). Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*, 23(2), 79-90.

Weinberg, L.A. (1993). Biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(1), 19-31.

Weinberg, L.A. (2001). Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. *The Journal of Oral Implantology*, 27(6), 293-301.

Williams, K.R., Watson, W.M., Scott, J., Gregory, M. ve Sinobad, D. (1990). Finite Element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Quintessence International*, 21, 563-570.

Xia, H., Wang, M., Ma, L., Zhou, Y., Li, Z. ve Wang, Y. (2013). The effect of platform switching on stress in peri-implant bone in a condition of marginal bone resorption: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 28(3), e122-127.

Yang, H.S., Lang. L.A., Molina, A. ve Fenton, D.A. (2001). The effect of dowel desing and load direction on dowel and core restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 558-567

Yang, X., Wang, D., Liang, Y., Yin, H., Zhang, S., Jiang, T., *et al.* (2013). A new implant with solid core and porous surface: The biocompatability with bone. *Journal Of Biomedical Materials Research. Part A*., doi: 10.1002/jbm.a.34906. [Epub ahead of print].

Yavuzyılmaz, H., Ulusoy, M.M., Kedici, P.S ve Kansu, G. (2003). Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü. Ankara: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları

Yoda, N., Gunji, Y., Ogawa, T., Kawata. T ve Sasaki, K. (2013). In vivo load measurement for evaluating the splinting effects of implant-supported superstructures: a pilot study. *The International Journal Of Prosthodontics,* 26(2), 143-146.

Zarb F., Hobkirk F., Eckert C. ve Jacob K. (2013). Prosthodontic Treatment For Edentulous Patients Complete Dentures and Implant Supported Prostheses. China: Mosby an imprint of Elsevier Inc.

ZEST Anchors LLC. (2011). LOCATOR® Attachment product sheet. CA, ABD.

EKLER

Ek 1. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: SERHAT RAMOGLU

Doğum Tarihi: 28/04/1983

Öğrenim Durumu:

Derece	**Bölüm/Program**	**Üniversite**	**Yıl**
Lisans/ Y. Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Atatürk Üniversitesi	2009

Doktora Tezi/S.Yeterlik Çalışması/Tıpta Uzmanlık Tezi Başlığı (özeti ekte) ve Danışman(lar)ı :

Görevler:

Görev Unvanı	**Görev Yeri**	**Yıl**
Arş.Gör.	Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2009-2010
Arş.Gör.	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010-

Projelerde Yaptığı Görevler :

İdari Görevler :

Bilimsel Kuruluşlara Üyelikler :

Computer Aided Implantology Academy (CAI)

Türk İmplantoloji ve Prosthodontoloji Akademisi (TPID)

The European Prosthodontic Association (EPA)

International Association for Dental Research (IADR)

Ödüller :

Ramoglu S., Ozan O., Seker E. ve Uyanik L.O. (2012). The use of recently devoloped flapless stereolithographic surgical guide in implant dentistry. TDB 19. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi Poster Ödülü (İkincilik).

Yayınları :

1.Uluslararası Etkinlikler

1.1.Uluslararası Makale Yayınları

1.1.1.Uluslararası Makale Yayınları

Ozan, O. ve **Ramoglu, S**. (2014). Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *Journal of Oral Implantology*, 2014 Jan 28. [Epub ahead of print]

1.1.4.Hakemli dergilerde basılan ve 1.1.1. ve 1.1.2. de yer almayan makaleler

Ramoglu S., Tasar S., Gunsoy S., Ozan O., ve Meric G**.** (2013). Tooth-Implant Connection: A Review. *ISRN Biomaterials*, Volume 2013 Article ID 921645. 7 pages, 2013. doi:10.5402/2013/921645

1.2. Uluslararası Konferanslar

1.2.2.Sunulan ve yayınlanan bildiri özetleri

Ramoglu S., Ozan O., Meric G., Kurtulmus-Yilmaz S., Seker E. ve Ulusoy M.M. (2011). Prevalence of Endodontic Posts in a Group of a Turkish Subpopulation. 16th Congress of Balkan Stomatological Society (BASS), Bucharest, Romania.

Gunsoy S., **Ramoglu S.,** Ozan O, Ulusoy M.M. ve Uyanik L.O. (2012). Multidisciplinary restoration of a patient with a nonsyndromic oligodontia. 17th Congress of the Balkan Stomatological Society (BASS), Tirane, Albenia.

Aydin M., **Ramoglu S.,** Ozan O. ve Orhan K. (2012). Cone beam ct evaluation of bisphosphonate related osteonecrosis: a report of two cases. 17th Congress of the Balkan Stomatological Society (BASS), Tirane, Albenia.

Ramoglu S., Ozan O., Seker E. ve Uyanık L.O. (2012). The use of recently devoloped flapless stereolithographic surgical guide in implant dentistry. TDB 19. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, Ankara, Türkiye.

Ozan O., **Ramoglu S.,** Aydın M., Ulusoy M.M. ve Gumus, O. (2012). The prosthetical approach of the dentists to the implant theraphy. TDB 19. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, Ankara, Türkiye.

Seker E., Ozan O., Uyanik L.O., Kusakci-Seker, B. ve **Ramoglu S.** (2012). Anterior immediate implant and practical provisional crown technique. TDB 19. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, Ankara, Türkiye.

Ramoglu S., Kurtulmus-Yilmaz S. ve Ozan, O. (2013). Evaluation of the stress on attachments of mandibular-two-implant overdenture. *International Dental Journal,* 63(Sup 1), 357.

E Şeker, O Ozan, B Kuşakcı-Şeker ve **S Ramoğlu**. (September 2013). 3D FE Analysis of Von Mises Stress Distribution on Implants with Different Bridge Designs. [Oral Presentation]. International Congress of Computer Aided Implantology Academy, Lyon.

2.Ulusal Etkinlikler

2.1.Ulusal Makale Yayınları

Ozan O., Seker E., **Ramoglu S.** ve Bayındır H. Kombinasyon sendromu olabilecek bir olgunun diş-implant destekli maksiller overdenture ile protetik rehabilitasyonu. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi* (Baskıda)

Ramoglu, S., Ozan, O. ve Aydın, M. (2011). TME problemlerinde konservatif tedaviler: Oklüzal Splintler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 5(3), 913-923.

Ramoglu, S. ve Ozan, O. "Derleme: Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi". *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* (Baskıda)

TEZDEN YAPILAN YAYINLAR, SUNUMLAR, POSTERLER

Ozan, O. ve **Ramoglu, S**. (2014). Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *Journal of Oral Implantology*. 2014 Jan 28. [Epub ahead of print]

Ramoglu, S. ve Ozan, O. "Derleme: Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi". *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* (Baskıda)

Ramoglu, S., Kurtulmus-Yilmaz, S. ve Ozan, O. (2013). Evaluation of the stress on attachments of mandibular-two-implant overdenture. *International Dental Journal,* 63(Sup 1), 357.