TC
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MANDİBULAR İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE FARKLI TUTUCU SİSTEMLERİNİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Shirhan HALİLOV

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. İsa YÖNDEM

KONYA-2020

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MANDİBULAR İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE FARKLI TUTUCU SİSTEMLERİNİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Shirhan HALİLOV

DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. İsa YÖNDEM

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 19202041 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2020

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Shirhan HALİLOV tarafından savunulan bu çalışma, jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak oy birliği / oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Oğuz ERASLAN
Selçuk Üniversitesi

Danışman: Prof. Dr. İsa YÖNDEM
Selçuk Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Abdullah KALAYCI
Selçuk Üniversitesi

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Emine Begüm BÜYÜKERKMEN
Necmettin Erbakan Üniversitesi

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Esra TALAY ÇEVLİK
Aydın Adnan Menderes Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Selçuk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmenliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu …… tarih ve …… sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. F. Hümeyra YERLİKAYA AYDEMİR
Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca yardımlarını benden esirgemeyen ve her konuda desteğini eksik etmeyip bana her zaman yol gösteren, mesleki deneyimi ile bilgisini benimle her zaman paylaşan, ayrıca bu çalışmanın yapılmasında değerli fikirleri ve bilimsel katkılarıyla destek olan saygıdeğer hocam ve tez danışmanım sayın Prof. Dr. İsa YÖNDEM'e,

Tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimi ile bana her zaman yardımcı olan, desteğini esirgemeyen sayın Prof. Dr. Oğuz ERASLANA'a,

Eğitim gördüğüm süre boyunca bana katkılarından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım asistan arkadaşlarıma ve personelimize,

Doktora eğitimim boyunca desteğini her zaman yanımda hissettiğim sevgili hemşire ablam Elife YASAGAN'a ve arkadaşlarım Uzm. Dt. Engin ÇETİN'e, Dt. Davud AĞAYEV'e, Dt. Alikadir AYDINLI'a, Uzm. Dt. Gökçen Feriz'e, Dt. Burhan ARSLAN'a,

Aramızda uzak mesafeler olsa bile hayatımın her aşamasında varlıklarından güç aldığım, bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, hayatım boyunca karşılıksız sevgi ve emeklerini, maddi ve manevi desteklerini benden hiçbir zaman esirgemeyen kıymetli annem Besti HALİLOVA'ya, babam Rauf HALİLOV'a, ve hep yanımda olacağını bildiğim kardeşim Etibar HALİLOV'a

En kalbi duygularımla teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR v
TABLOLAR DİZİNİ vi
ŞEKİLLER DİZİNİ vii
GRAFİKLER DİZİNİ x
ÖZET xii
SUMMARY xiii
1. GİRİŞ 1
1.1. Dental İmplantoloji Tarihçesi 2
1.2. Dental İmplant tipleri 4
1.3. Osseointegrasyon 7
1.4. Kemik Tipi ve Özellikleri 9
1.5. İmplant Destekli Hareketli Protezler 11
1.5.1. Alt çene implant destekli hareketli Protezler 12
1.5.2. İmplant destekli hareketli protezlerin destek tipine göre sınıflandırması 14
1.5.3. İmplant destekli hareketli protezler endikasyonları 19
1.5.4. Alt çene overdenture protezlerin avantajları 20
1.5.5. İmplant destekli hareketli protezlerin sabit protezlere göre avantajları: 20
1.5.6. İmplant destekli hareketli protezlerin dezavantajları 21
1.6. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Tutucu Türleri 21
1.6.1. Top başlı tutucular ve O-ring 24
1.6.2. Bar tutucular 25
1.6.3. Locator tutucular (zest anchorlar) 27
1.6.4. CmLoc tutucular 29
1.6.5. Novaloc tutucular 29
1.6.6. Locator L-RTx tutucular 30
1.7. İmplant Üstü Protezlerin Neden Olduğu Gerilmeler 31
1.8. Gerilme Analizi Yöntemleri 33
1.8.1. Sonlu elemanlar analizi yöntemi 34
1.8.2. Stres analizlerinde kullanılan terimler 42
2. GEREÇ VE YÖNTEM 51
2.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması 51

2.2. Mandibula Modelinin Oluşturulması 54
2.3. İmplant modelleri ve tutucu sistemlerin oluşturulması: 59
2.4. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi 66
2.4.1. Model Ball 66
2.4.2. Model Locator 67
2.4.3. Model Bar 68
2.4.4. Model Novaloc 69
2.4.5. Model CmLoc 70
2.4.6. Model L-RTX Locator 71
2.5. Yükleme Koşulları 72
2.6. Sınır Koşullarının Tanımlanması 74
2.7. Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Yorumlanması 76
3. BULGULAR 78
3.1. Posterior Yükleme 78
3.2. Anterior Yükleme 95
4. TARTIŞMA 114
5. SONUÇLAR 132
6. KAYNAKLAR 134
7. EKLER 150
Ek.A Etik Kurul Kararı 150
Ek.B Turnitin Raporu 152
8. ÖZGEÇMİŞ 153

SİMGELER VE KISALTMALAR

oC	**:**	Santigrad Derece
Sm	**:**	Santimetre
Gpa	**:**	Gigapaskal
gr	**:**	Gram
İDHP	**:**	İmplant Destekli Hareketli Protez
ITI	**:**	İnternational Team for İmplantology
Kg	**:**	Kilogram
m	**:**	Metre
Max	**:**	Maximum
Min	**:**	Minumam
Mm	**:**	Milimetre
MPa	**:**	Megapaskal
N	**:**	Newton
Nm	**:**	Nanometre
PEEK	**:**	Polietereterketon
PEKK	**:**	Polieterketonketon
SEA	**:**	Sonlu Elemanlar Analizi
SESA	**:**	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
SLA	**:**	Sand blasted, Large girt, Acid etched
Ti	**:**	Titanyum
µm	**:**	Mikrometre
V	**:**	Poisson Oranı
ZAAG	**:**	Zest Anchor Advanced Generation
o	**:**	Derece

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Materyallerin elastiklik modülü ve posison oranı değerleri. 52
Tablo 2.2. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları 54

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Subperiostal implantlar 5
Şekil 1.2. Transosseöz implantlar 6
Şekil 1.3. Endoosseoz implantlar. 7
Şekil 1.4. Kortikal ve spongioz kemik 9
Şekil 1.5. Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması. 11
Şekil 1.6. Misch'e göre implant yerleşim yerleri. 15
Şekil 1.7. OD-1 tedavi seçeneği 15
Şekil 1.8. OD-2 tedavi seçeneği 16
Şekil 1.9. OD-3 tedavi seçeneği 17
Şekil 1.10. OD-4 tedavi seçeneği 17
Şekil 1.11. OD-5 tedavi seçeneği 18
Şekil 1.12. Dişsiz mandibulada iki implantın en ön ve en lateral pozisyonu 19
Şekil 1.13. Ball ataşman sistemi 25
Şekil 1.14. Bar ataşman sistemi. 27
Şekil 1.15. Locator ataşman sistemi. 28
Şekil 1.16. CmLoc ataşman sistemi. 29
Şekil 1.17. Novaloc ataşman sistemi. 30
Şekil 1.18. L-RTx ataşman sistemi. 31
Şekil 1.19. Çizgisel elemanlar. 39
Şekil 1.20. İki boyutlu elemanlar. 39
Şekil 1.21. Üç boyutlu elemanlar 40
Şekil 1.22. İmplanta gelen kuvvet ve dağılımı. 43
Şekil 1.23. Birim alana gelen kuvvet ve oluşan gerilme. 44
Şekil 1.24. Gerilme, sıkışma ve makaslama stresleri. 45
Şekil 1.25. Gerinim formülü. 46
Şekil 1.26. Çekme kuvveti sonucunda yapıda oluşan boyut değişimi. 48
Şekil 1.27. Von Mises formülü. 50
Şekil 2.1. Üç boyutlu elemanlar. 53
Şekil 2.2. Dişsiz alt çene tomografisi. 55
Şekil 2.3. 3d-doctor yazılımı. 56
Şekil 2.4. Üç boyutlu mandibula modeli. 57

Şekil 2.5. Spongiyoz ve kortikal kemiğin üç boyutlu mandibula modelinde görüntüleri.....58
Şekil 2.6. Üç boyutlu overdenture protez ve mandibula modeli.....59
Şekil 2.7. Modellenen implant ve overdenture protez modelleri.....60
Şekil 2.8. SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı. 60
Şekil 2.9. B. Bar ataşman ve parçaları 61
Şekil 2.9. C. Locator ataşman ve parçaları, ...62
Şekil 2.9. D. CmLoc ataşman ve parçaları,.....63
Şekil 2.9. E. Novaloc ataşman ve parçaları, ...64
Şekil 2.9. F. L-RTx locator ataşman ve parçaları. 65
Şekil 2.10. İmplantların mandibula modelinde pozisyonları. 66
Şekil 2.11. Ball ataşman modeli. 67
Şekil 2.12. Locator ataşman modeli.....68
Şekil 2.13. Bar ataşman modeli. 69
Şekil 2.14. Novaloc ataşman modeli.....70
Şekil 2.15. CmLoc ataşman modeli. 71
Şekil 2.16. L-RTx ataşman modeli. 72
Şekil 2.17. Anterior yükleme. 73
Şekil 2.18. Posterior yükleme. 74
Şekil 2.19. Sınır koşullarının tanımlanması. 75
Şekil 3.1. Posterior yükleme sonucu overdenture protezde von mises stres dağılımı. 79
Şekil 3.2. Posterior yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı. 81
Şekil 3.3. Posterior yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı. 83
Şekil 3.4. Posterior yükleme sonucu matrix ve bar yapısında oluşan von mises stres dağılımı.....85
Şekil 3.5. Posterior yükleme sonucu lastiklerde oluşan von mises stres dağılımı 86
Şekil 3.6. Posterior yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tip stres dağılımı. 88
Şekil 3.7. Posterior yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres dağılımı. 89

Şekil 3.8. Posterior yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan gerilme tip stres dağılımı. 91
Şekil 3.9. Posterior yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres dağılımı. 93
Şekil 3.10. İmplantların merkezinden geçen kesit hattı. 94
Şekil 3.11. Posterior yükleme sonucu protez, kemik dokusu, implant ve ataşmanlarda stres dağılımının kesit görüntüleri. 95
Şekil 3.12. Anterior yükleme sonucu overdenture protezde von mises stres dağılımı. 96
Şekil 3.13. Anterior yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı. 98
Şekil 3.14. Anterior yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı. 100
Şekil 3.15. Anterior yükleme sonucu matrix ve bar yapısında oluşan von mises stres dağılımı. 102
Şekil 3.16. Anterior yükleme sonucu lastiklerde oluşan von mises stres dağılımı. 103
Şekil 3.17. Anterior yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tip stres dağılımı. 105
Şekil 3.18. Anterior yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres dağılımı. 107
Şekil 3.19. Anterior yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan gerilme tip stres dağılımı. 109
Şekil 3.20. Anterior yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres dağılımı. 111
Şekil 3.21. Anterior yükleme sonucu protez, kemik dokusu, implant ve ataşmanlarda stres dağılımının kesit görüntüleri. 113

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 3.1. Posterior yükleme zamanı overdenture protezde görülen von Mises streslerin sayısal değerleri. 80
Grafik 3.2. Posterior yükleme zamanı implantlarda görülen von Mises streslerin sayısal değerleri. 82
Grafik 3.3. Posterior yükleme zamanı abutmentlerde görülen von Mises streslerin sayısal değerleri. 84
Grafik 3.4. Posterior yükleme zamanı matriks housinglerinde görülen von Mises streslerin sayısal değerleri. 86
Grafik 3.5. Posterior yükleme zamanı matriks lastiklerinde görülen von Mises streslerin sayısal değerleri. 87
Grafik 3.6. Posterior yüklemede kortikal kemik yapısındaki maksimum principal streslerin sayısal değerleri. 88
Grafik 3.7. Posterior yüklemede kortikal kemik yapısındaki minimum principal streslerin sayısal değerleri. 90
Grafik 3.8. Posterior yüklemede spongiyoz kemik yapısındaki maksimum principal streslerin sayısal değerleri. 92
Grafik 3.9. Posterior yüklemede spongiyoz kemik yapısındaki minimum principal streslerin sayısal değerleri. 94
Grafik 3.10. Anterior yükleme zamanı overdenture protezde görülen von Mises streslerin sayısal değerleri. 97
Grafik 3.11. Anterior yükleme zamanı implantlarda görülen von Mises streslerin sayısal değerleri. 99
Grafik 3.12. Anterior yükleme zamanı abutmentlerde görülen von Mises streslerin sayısal değerleri. 101
Grafik 3.13. Anterior yükleme zamanı matriks housinglerinde görülen von Mises streslerin sayısal değerleri. 103
Grafik 3.14. Anterior yükleme zamanı matriks lastiklerinde görülen von Mises streslerin sayısal değerleri. 104
Grafik 3.15. Anterior yüklemede kortikal kemik yapısındaki maksimum principal streslerin sayısal değerleri. 106

Grafik 3.16. Anterior yüklemede kortikal kemik yapısındaki minimum principal streslerin sayısal değerleri. 108
Grafik 3.17. Anterior yüklemede spongiyoz kemik yapısındaki maksimum principal streslerin sayısal değerleri. 110
Grafik 3.18. Anterior yüklemede spongiyoz kemik yapısındaki minimum principal streslerin sayısal değerleri. 112

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mandibular İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Farklı Tutucu Sistemlerinin Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi

Shirhan HALİLOV
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi / Konya-2020

İmplant destekli hareketli protezlere gelen farklı yönlerdeki kuvvetlerden dolayı implant çevresindeki kemikte dikey ve yatay yönde oluşan kemik rezorpsiyonlarından literatürde bahsedilmiştir. Kemiğe iletilen kuvvetler ataşmanlar, implantlar ve mukoza aracılığı ile olmakta olup, ataşman tipinin kemikteki stres dağılımını etkilediği düşünülmektedir. Günümüz diş hekimliğinde bilinen ball, bar, locator, magnet gibi tutucu sistemler ile birlikte yeni üretilen ve sık kullanılan novaloc, CmLoc, L-RTx gibi tutucu sistemler vardır. Ancak hangi ataşman tipinin daha iyi olması ile ilgili literatürde kesin bir fikir yoktur. Yeni bilinen tutucu sistemlerle ilgili literatürde çok az çalışmalar bulunmakta, hatta bu ataşmanların implant ve protetik parçalarda oluşturdukları streslerle ve kemikteki stres dağılımını nasıl etkiledikleri ile ilgili çalışma bulunmamaktadır.

Bu bilgiler ışığında, iki implant destekli mandibular overdenture protezlerde ball, bar, locator, novaloc, CmLoc ve L-RTx ataşman sistemlerinin protetik parçalarda, implantlarda ve kemikte oluşturduğu stres dağılımını üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışması ile stres analizi çalışması yapılması planlanmıştır. Anterior ve posteriordan 100N olacak şekilde iki farklı yükleme yapılmıştır.

Sonuç olarak, implant ve kemikte en yüksek stresler bar modelinde, en düşük stres değerleri ise L-RTx modelinde görülmüştür.

Anahtar Sözcükler: Dental ataşman; L-RTx; Novaloc; Overdenture; Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

SUMMARY

REPUBLIC OF TURKEY
SELÇUK UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

Evaluation of Different Attachment Systems on Stress Distribution for İmplant Supported Mandibular Overdenture Prosthesis Using Finite Element Analysis.

Shirhan HALİLOV
Department of Prosthodontics

PhD Thesis / Konya-2020

Bone resorption occurring vertically and horizontally around the dental implants due to the forces from different directions to the implant-supported removable dentures has been previously reported in the literature. The forces transmitted to the bone through attachments, implants and mucous membranes. It is thought that the type of the attachment affects stress distribution in the bone.

There are many attachment systems such as ball, bar, locator, magnet, which are known in routine dentistry and contemporary systems such as novaloc, CmLoc, L-RTx, which are recently produced and used frequently in modern denistry. Despite decades of research, this continues to be debated which type of attachment is better.

There are very few studies in the literature on newly known conservative systems, and no pevious research has investigated how these attachments affect stress distribution not only on implants and prosthetic parts but also in bone. Based on this information, we investigated the stress distribution of two implant-supported mandibular overdenture prostheses using attachments as ball, bar, locator, novaloc, CmLoc and L-RTx in prosthetic parts, implants and bone with three-dimensional finite element stress analysis. In our study, finite element stress analysis method was used. Load of 100 N was applied from the anterior to the posterior.

As a result of our investigation, the highest stresses around the implant and bone were observed in the bar model and the lowest stress values in the L-RTx model.

Key words: Dental attachment; L-RTx; Novaloc; Overdentures; Finite element stress analysis method

1. GİRİŞ

Tam dişsiz hastalarda uygulanan tam protezlerde, alt çenede hasta memnuniyetinin düşük olduğu bilinmektedir. Alt protezlerin üst protezlere oranla çok daha küçük bir alan kaplaması ve dil hareketleri de protez başarısını olumsuz yönde etkilemektedir. Günümüzdeki çalışmalarda implantların başarı yüzdeleri, kullanım oranını büyük ölçüde arttırmış ve implant diş hekimliği protetik diş tedavisinin kaçınılmaz parçası haline gelmiştir. Konvensiyonel tam protezlerden memnun kalmayan tam dişsiz hastalar için, implantlar standart bir tedavi olmuştur ve bu vakalarda, implant destekli protezler ile hasta memnuniyetinin çarpıcı şekilde arttığı gözlenmiştir.

Hızla gelişen dental implant uygulamaları hem dişsiz hastaların yaşam kalitesini arttırmış hem de psikolojik olarak kendilerini daha iyi hissetmelerini sağlamıştır. Çalışmalarda, implant-doku destekli protez kullananların protez memnuniyetinin, geleneksel tam protez kullananlardan daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. 2002 yılında McGill Konsensusu alt çene tam dişsizlik vakalarında; iki implantla desteklenen alt tam protezlerin, ilk tedavi alternatifi olduğu öne sürülmüştür. Alt çenede en az iki implantla desteklenen tam protezlerde retansiyon ve stabilitenin önemli ölçüde arttığı bilinmektedir.

İmplanta iletilen kuvvetin miktarını etkileyen faktörlerden birisi de, protezi implanta bağlamakta kullanılan hassas bağlantının seçimidir.

Tutucu türü ve alt çene implant üstü hareketli protezlerde, kuvvet dağılımı ile ilgili görüşler çok çeşitlidir. İmplant destekli hareketli protezlerde, üst yapı planlamasının kuvvet iletimi üzerinde belirgin etkisinin olduğu belirtilirken, aksiyal olmayan yüklerin implant-kemik ara yüzünün bütünlüğüne etkisiyle ilgili kanıtların yetersiz olduğu söylenmektedir. Kemiğin korunması için oklüzal yükleri dengeli şekilde ileten tutucu sistemler tercih edilmelidir. Tutucu türleri hem klinik hem de deneysel ortamlarda incelenmiş olsalar da, özellikle kuvvet iletimi açısından, hangisinin daha avantajlı olacağına dair ortak bir görüş henüz sağlanamamıştır.

Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan materyalin cinsinin kuvvet iletimi açısından değerlendirilmesinde, uygulama sırasında dokuların durumunu ve yapısını

göz önüne alarak protezin daha dayanıklı olmasını, çevre dokular ile olan ilişkilerini ve şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptamak amacıyla çeşitli gerilim analizi yöntemleri kullanılmaktadır. Diğer matematiksel analiz yöntemleri ile karşılaştırıldığında; "Sonlu Elemanlar Analizi" yöntemi ile dokulardaki gerilim dağılımında ve insan alveoler kemiği gibi karmaşık yapıların analizinde daha doğru sonuçlar gerçekleştirilebilinmektedir.

Bu çalışmanın amacı; alt çene implant destekli hareketli protezlerde, tutucu tipine bağlı olarak kemikte ve çevre dokularda, implantta, implant parçalarında, protezde oluşan gerilme değişimlerinin belirlenmesini sağlamaktır. Bu sayede tam dişsizlikte tutucu türünün yukarıda sıraladığımız parametre değişimlerini nasıl etkileyebileceğini aydınlatılmaya çalışılacak ve uygulanacak tedaviye daha doğru karar verilmesi sağlanacaktır. Kuvvet dağılımı açısından en yararlı tutucu tipini bilmek klinik fayda sağlayacaktır.

1.1. Dental İmplantoloji Tarihçesi

Diş kayıplarının genel sağlık ve görünüm üzerindeki zayıflatıcı etkileri, eski zamanlardan beri bilinmektedir. Tarih boyunca dişler değiştirildi, şekillendirildi ve güzelliği arttırmanın yanı sıra zenginlik ve güç göstermesi için kaplandı. Eski İnkalar ve Mısırlılar'ın, kayıp dişlerin yerine değerli metalleri, deniz kabuklarını ve hatta insan dişlerini kullandıkları biliniyordu. Eski Etrüskler, eksik dişlerin yerine öküz veya buzağı dişleri kullanmışlar ve hatta yapay protezlere yapıştırılmış altın bantlar kullanarak diş protezlerini uygulamışlar (Ring 1985).

Ortaçağ'da "Diş Hekimliği", bir meslek olarak kabul edildikten sonra Avrupa'da; Erken Orta Çağlarda rahipler tıp, cerrahi ve diş hekimliği uygulamaları için eğitilirlerdi. Bununla birlikte bir dizi Papalık, 1130'dan 1163'e kadar rahiplerin, her türlü ameliyatları gerçekleştirmesini yasakladı. Diş hekimlerinin cerrahi görevlerini üstlenen rahiplere, cerrahi bakanlıklarında sıklıkla yardım eden kuaförlerdi. Kan alma, lanetleme apseleri, diş çıkarma vb (Ring 1985).

1210'da Fransa'da "Berberler Birliği" kuruldu. Bu birlikte berberler; karmaşık cerrahi operasyonları gerçekleştirmek için eğitilmiş cerrahlar ve tıraş,

kanama, diş çekimi gibi daha rutin hijyenik servisler yapan berberler diye iki gruba ayrıldı (Ring 1985).

Sonraki birkaç yüzyıl boyunca berber-cerrahlar İngiltere ve Avrupada diş transplantasyonundan sorumlu oldular. İlk diş transplantasyonu edenlerden biri 1530 yılında fransız Ambroise Parefin idi (Ring 1985).

Fransız diş hekimi Maggiolo, 1809'da Le Manuel de l'Art du Dentiste dergisini yayınladı. Altın kök şeklinde bir implantın nasıl döküldüğünü, taze bir ekstraksiyon soketine nasıl yerleştirdiğini ve daha sonra belli bir iyileşme sürecini anlatmıştır (Maggiolo 1809, Scacchi 2000). Altmış yıl sonra Kaliforniya'da S.M. Harris; yapay bir şekilde kurşun kaplı pürüzlü postları, porselenle uyumlandırıp, direk implantasyon etmek için bir soket yarattığı tekniği tarif etti (Ring 1985). 1886'da Edmunds, ABD'de frez yardımı ile çene kemiği içine platin disk implantı yerleştiren ilk klinisyen oldu. Çalışmaları New York Birinci Bölge Diş Hekimliği Derneği'nde gerçekleştirmiştir (Ring 1985). Lambotte; 1990'lı yılların başlangıcında yeni implantlar hazırladı ki, bu implantlar, yumuşak çelik materyal üzerine gümüş, alüminyum, bakır, magnezyum, pirinç, altın kaplanma yapılarak hazırlanmıştır; ama bu materyallerin çoğunun kemikte korozyona uğradığı rapor edildi (Tunalı 2000, Misch 2004). Bu ve buna benzer bazı gözlemlere dayanılarak, farklı metal alaşımları ve porselen formülasyonları denenerek birçok implantasyon girişimi yapıldı; ancak genelde uzun vadeli başarı oranları çok zayıftı. Modern diş tedavisi oral, sert ve yumuşak dokuların korunmasına ayrıca hatalı veya kayıp diş protezinin değiştirilmesine odaklanmaktadır. Diş kaybı, binlerce yıl önceden olduğu gibi yaygın ve sorunlu olduğundan, önemli bir araştırma olmadan, kaybedilen dişlerin yerine protezlenmeye odaklanmıştır.

1937'de Alvin Strock, kobalt-krom-molibden alaşımından yapılmış ilk vidalı implantını üst sol kesici diş bölgesine yerleştirdi. Vitallium olarak bilinen bu ilk başarılı biyouyumlu implant metali, bir yıl önce ortopedi cerrahı Charles Venable tarafından geliştirilmiştir. Bunlar ilk başarılı oral implantlar arasındaydı. Strock, vitalliumun kemikteki fizyolojik etkileri üzerine bir makale yayınladı. Vitalliumdan yapılan implantların, deney hayvanlarında ve insanlarda birkaç ameliyat sonrası komplikasyon veya reaksiyona sahip olduğunu belirtti. Histolojik bölümler, vitallium implantlara kayda değer doku toleransı göstermiştir. Strock, ölene dek 15 yıla kadar uzun vadeli başarıyı belgelemiştir (Strock 1939, Strock ve Strock 1949, Cranin 2006).

1930'ların ortalarından itibaren, günümüzün çeşitli implant modellerinin temelini oluşturan implant konseptleri geliştirildi. Osseointegrasyonu geliştirme çabaları, birçok implant geometrisinin değişimini etkiledi. Bu tasarımlar periosteal, transosseöz ve endosteal implantları içerir.

1937'de Müller, 1941'de İsveçli diş hekimi Dahl, tam dişsiz hastalarda subperiostal implantasyon ameliyatları yapmıştır. Yapılan subperiostal implantların sonucunda ileriki zamanlarda kayıpların çok olduğu rapor edilmiştir. Mc Call 1946 yılında vida şekilli implant tasarımlarından bahsetmiştir. 1963 yılında Gordano Muratori; vitalliumdan yapılmış mamul pencereli dental implant ameliyatları yapmış ve sonra bu girişimlerini daha da geliştirmiştir (Güzel ve ark 2006).

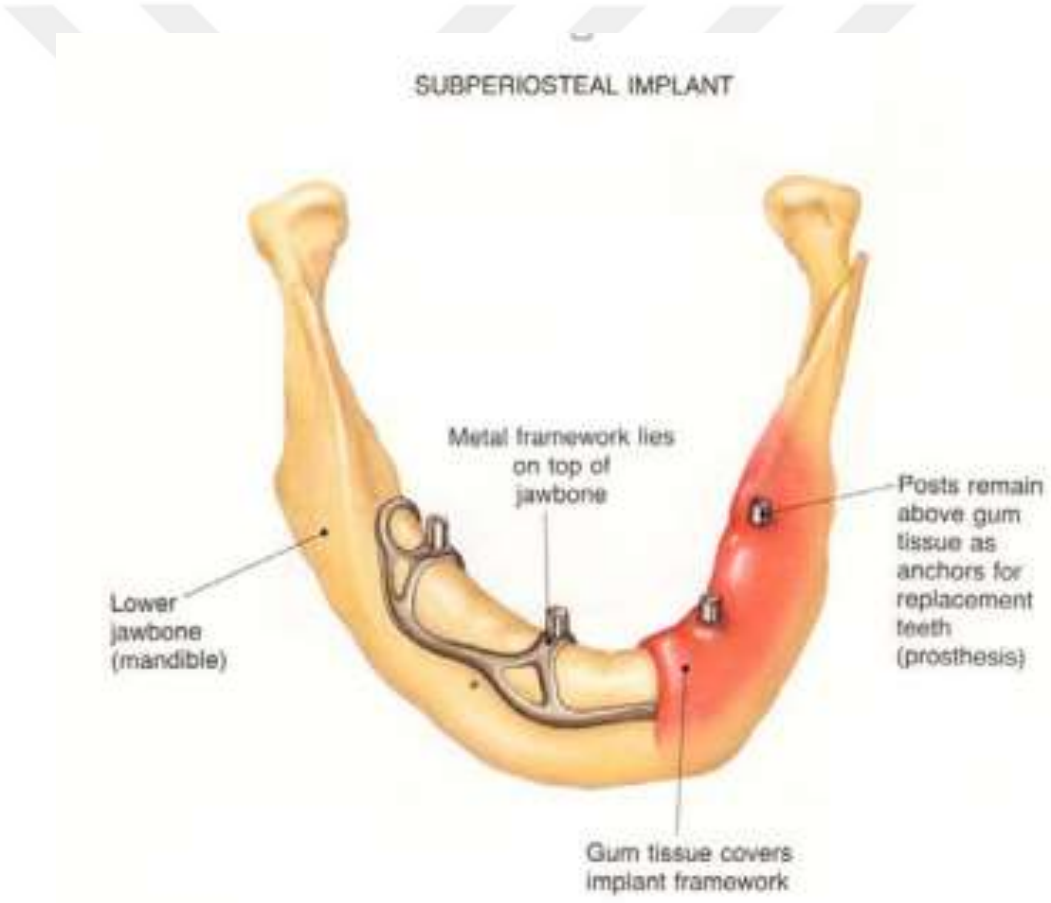
Modern İmplantolojinin babası sayılan Branemark, 1965 yılından itibaren kendi ekibi ile insanlar üzerinde, 10 yıllık takip araştırmaları yapmıştır. Branemark'ın, kemik ve yumuşak dokulardaki yara iyileşmeleriyle ilgili mikroskopla incelediği çalışmalar, daha sonra osseointegrasyon kavramının gelişmesinde büyük önem taşımaktadır (Adell ve ark 1981). Araştırmacı Jemt; 1986 yılında, tek diş eksikliği vakalarında, osseointegre implantlar kullanmıştır (Jemt 1986). Titanyumdan yapılan dental implantlar tam ve parsiyel diş eksikliği olan hastalarda 30 yıldan beri başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (Nowzari 2001).

1.2. Dental İmplant tipleri

Dental İmplantlar, çene kemikleri ile olan ilişkilerine göre 3 başlık altında sınıflandırılırlar (Spiekerman 1998).

- **Subperiosteal İmplantlar:** Subperiosteal implantlar, çene kemiğinin üzerinde ve mukozanın altında kalan, tasarımı kişiye özel kafes şeklinde yapılan ve periost altında çene kemiğine entegre olan implantlardır (şekil 1.1). Bu implantlar, hastanın çene kemiği üzerinden ölçü alınarak yapılmakta ve kemik üzerine implante edildikten sonra çevresi bağ dokusuyla kapatılır. Bu implantların ağızda çiğneme zamanı oluşan kuvvetleri, kemiğin tamamına iletilmektedir. Subperiostal implantlar rezorbe kretlerde ve endosteal dental implantların yerleştirilmesi mümkün olmayan durumlarda uygulanabilir (Stellingsma ve ark 2004). Bir başka çalışmada;

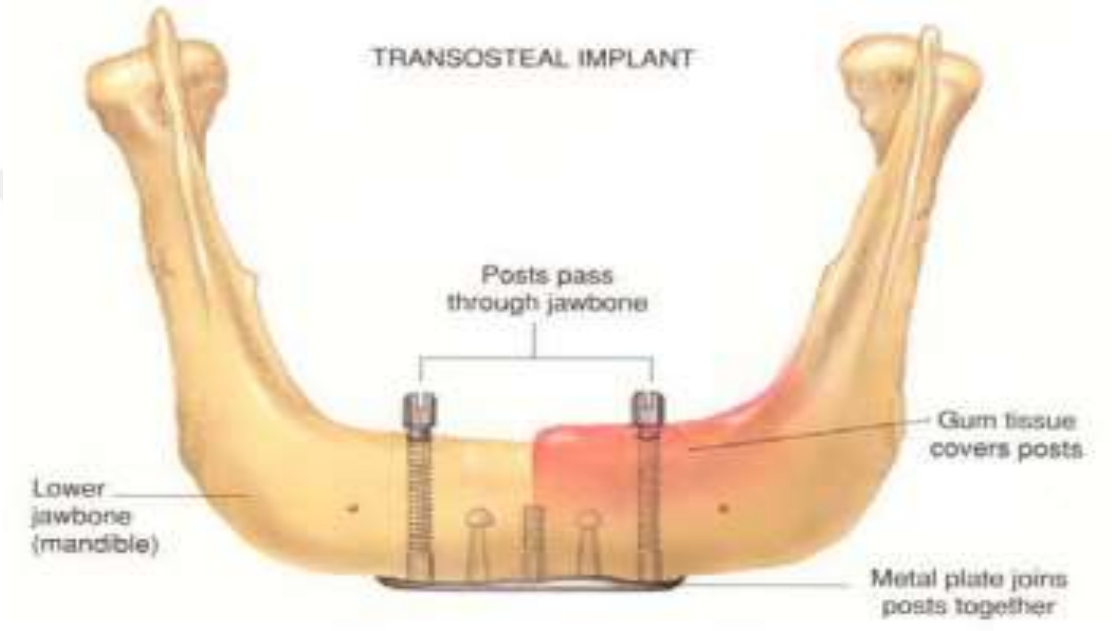
subperiosteal implantlarla ilişkili problemlerin başında altta yatan kemiğe zarar vermesi rapor edilmiştir (Worthington ve ark 1994). Güney Kaliforniya Üniversitesi'nde yapılan retrospektif bir çalışmada, 21 yıl öncesine kadar Advanced Prosthodontıcs Clınıc'te yerleştirilen 81 mandibular subperiosteal implantta komplikasyonların takibi, bakımı ve tedavisi kaydedildi. Subperiosteal implantlar için 10 yıllık sağkalım oranı 63 hasta için % 79,34 hasta için 15 yıllık sağkalım oranı % 60 olarak hesaplandı. Araştırmacılar, subperiosteal implantların uzun vadeli sağkalım oranlarının zamanla azaldığı sonucuna varmıştır. Subperiosteal implantların uzun süreli sağkalım oranları zayıf olmasına rağmen, protezlere başka türlü tahammül edemeyen hastalara destek ve retansiyon sağlamada başarılı oldukları da görüldü (Yanase ve ark 1994).



Şekil 1.1. Subperiostal implantlar (İsayev 2011).

- Transosseöz İmplantlar: Transosseöz implantlar; metal plaka ve transosseal pinlerden oluşan, günümüzde artık kullanılmayan dental implantlardır (şekil 1.2). Bu implantlarda metal plaka tutucu pinler veya vidalar vasıtası ile mandibulanın iç

kenarına tutturulur. İmplantın başarısızlığı durumunda, çıkarılması zor olmakla beraber, çevre dokularda zarar da oluşturur (Worthington ve ark 1994, Spiekerman 1998). Meijer ve ark. (1998), mandibular stapler implantları, ortalama 103 aylık bir değerlendirme süresi boyunca elli altı dişsiz hastayı içeren uzun süreli retrospektif bir çalışmada değerlendirdi. Sonuçlar % 91'lik bir hayatta kalma oranını göstermektedir (Meijer ve ark 1998). Uzun vadeli başarı oranları, diğer daha yaygın implant yöntemleriyle karşılaştırılsa da, endoosseoz implantlar gibi daha az invaziv implant sistemleri, klinisyenler ve hastalar tarafından tercih edilmektedir.

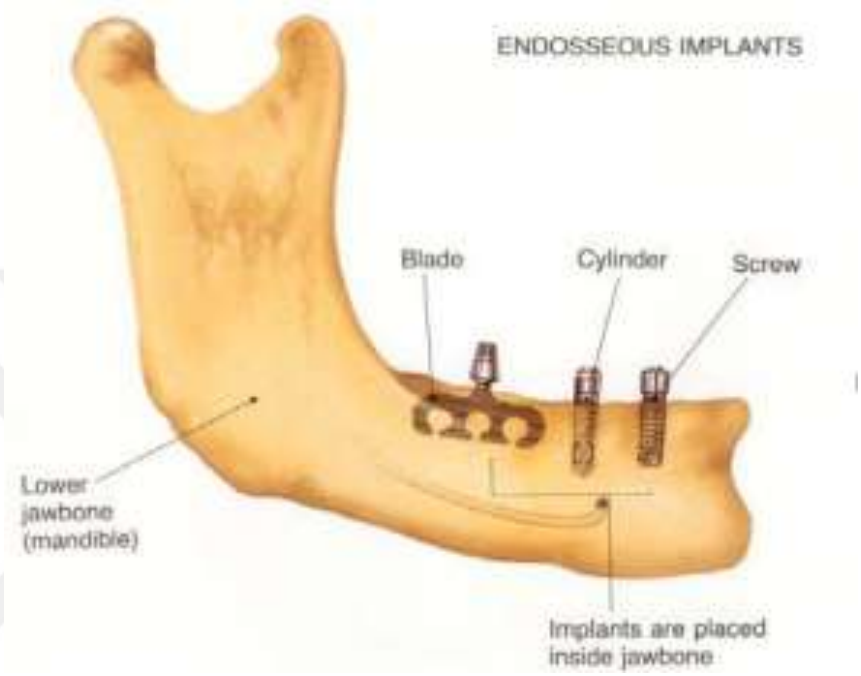


Şekil 1.2. Transosseöz implantlar

- **Endoosseoz İmplantlar:** Endoosseoz implantlar**;** bir bütün olarak tasarımların evrimini yaşamışlardır. Günümüzde kullanılan en yaygın geometrisi kök şeklindeki implanttır (şekil 1.3). Kök şeklindeki implantlar, maksillaya veya mandibula içine yerleştirilebilir ve uzun süreli başarı oranları ile geniş restoratif çeşitliklere sahiptir (Knapp ve Small 1990, Worthington ve ark 1994). Sabit ve hareketli protezlerde kullanılmak üzere lokal anestezi altında çene kemiklerine uygulanmaktadır. Endoosseoz implantların uzun süre hayatta kalması, osseointegrasyon kabiliyetine bağlanmıştır (Stellingsma ve ark 2004). Zarb ve Symingtonun araştırmalarında endoosseoz implantların başarı oranı yüksek değerlendirildikten sonra, titanyum endoosseoz implant uygulamaları artmıştır (Zarb ve Symington 1983). Çene kemiği içinde olan implant, ana parçasından ve ağız içinde olan abutmentten oluşmaktadır. Endoosseoz implantlar kendi içinde de sınıflandırılır.

Çene kemiği içerisinde olan ana parçanın, geometrisine göre vida tipi, blade tipi, silindirik ve vent tipi implantlara bölünür (Stellingsma ve ark 2004).

Modern diş hekimliğinde vida tipi implantlar daha çok kullanılmaktadır. Bu implantlarda osseointegrasyon ve primer stabilite, diğer implant tiplerine kıyasla daha iyi görülmektedir (Skalak 1983, Spiekerman 1998).



Şekil 1.3. Endoosseoz implantlar.

1.3. Osseointegrasyon

Dental implantların ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilmeleri ve uzun süre stabilitelerini koruyabilmeleri için, kemiğe iyi osseointegre olabilmeleri gerekir (Albrektsson ve Sennerby 1991). Osseointegrasyon kelimesi Latinceden gelmektedir ki, "os" kemik, "integrate" birleşmek, tamamlamak anlamlarındadır. Bu kavram ilk defa literatürde Branemark tarafından ileri sürülmüştür (Zarb 1985). İmplant-kemik ilişkisinde biri fibro-osseöz olmak üzere iki temel entegrasyon teorisi ileri sürülmüştür. Bilim dünyasında ilk kabul gören fibro-osseöz entegrasyon teorisine göre implant ve kemik arasında kollagen doku bulunur. Bu doku periodontal membrana benzetilmiştir. Lakin sonraki çalışmalarda bu fibro-osseöz dokunun; periodontal membrandan farklı olarak implant yüzeyi boyunca seyrederek implant kemik bağlantısını önemli ölçüde zayıflattığı rapor edilmiştir.

Modern diş hekimliğinde bu entegrasyon istenmemektedir ve implant kemik arasındaki entegrasyonda başarısızlık olarak görülmektedir. Günümüzde kabul gören teori, Branemark tarafından ortaya koyulmuştur (Rolant ve Langer 1992). Branemark'ın entegrasyon tanımına göre; ışık mikroskobu altında, kemik dokusu ve implant yüzeyi arasında birebir olarak düzenli bir fonksiyonel bağlantı olmalıdır (Pi ve ark 1977). Osseointegrasyon kavramı; yalnız mikroskopla anlaşılan durum değil, aynı zamanda klinik bir durumdur ki, implant ve kemik yüzeylerinin kaynaşması, dikey ve yatay yönlerde 1 ile 500 gr arasında uygulanan kuvvetler altında mobilitenin olmaması rijit fiksasyon olarak tanımlanmasıdır (Adell ve ark 1981).

İmplant osseointegrasyonunun başarısını implant materyalinin biyouyumluğu, kemiğin durumu, primer stabilite, implantın tasarım ve yüzey özellikleri, yükleme koşulları gibi faktörler etkilemektedir (Hobo ve ark 1989). Kemik yerleştirilen implant materyallerine farklı cevap verebilir ki, bakırdan yapılan implant çevresinde kalın bir bağ dokusu oluşur ve implant uygulaması başarısız olur. Altın ve vitalyum gibi maddelerde kemik düzensiz oluşmaktadır (Albrektsson 1983).

Branemark protokolü olarak bilinen geleneksel yükleme protokolünde, implantlar kemik içine yerleştirildikten sonra oklüzal yükler gelmeden mandibulada en az üç ay, maksillada en az altı aylık iyileşme dönemi geçtikten sonra implantlar yüklenebilir (Albrektsson ve Linder 1981). Bu bekleme döneminde mezenkim hücreleri osteoblastlara dönüşüyor ki, bununla da kemik oluşumu başlıyor. Günümüz diş hekimliğinde implantların tasarım ve yüzey özellikleri değiştirilerek erken ve hemen yükleme protokollerini yapmak mümkündür.

Tarnow ve arkadaşlarının dişşiz çenelerde hemen yükleme yaptıkları 69 implanttan 67'sinde osseointegrasyonun başarılı olduğu ortaya çıkmıştır. Otörler oseointegrasyonun başarı oranının yüksek çıkmasını implantların splintlenmesine bağlamışlar (Tarnow ve ark 1997).

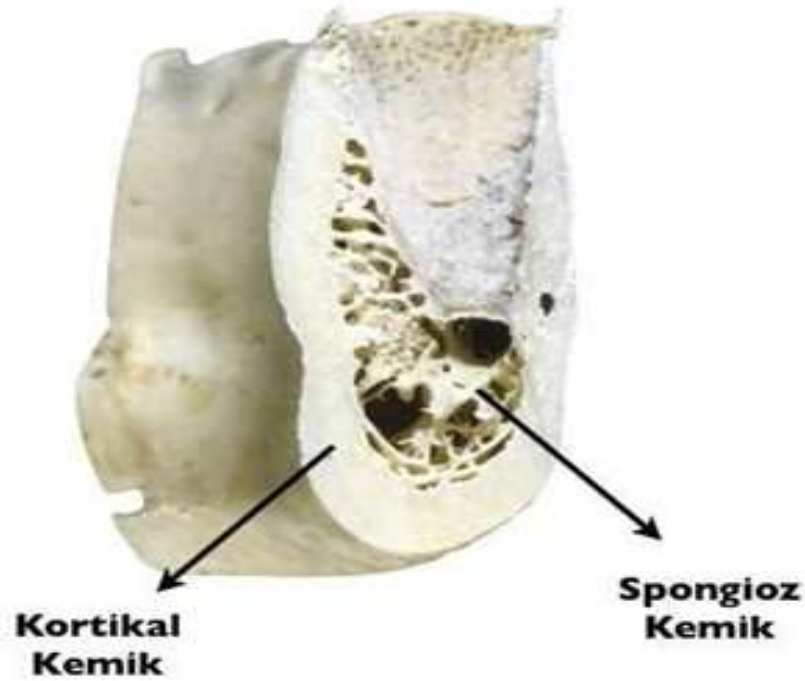
Branemark ve arkadaşları anterior mandibulaya üç adet implant yerleştirmişler ve bu implantlar vida tutuculu hibrit protezle hemen yüklenmiştir. %92-98 aralığında başarı oranı bulunmuştur. Mandibulada bu oranın %95 olduğu gözlemlenmiştir (Brånemark ve ark 1999).

1.4. Kemik Tipi ve Özellikleri

Mineralize bağ dokusu olan kemik, organik matriksden ve inorganik minerallerden oluşmaktadır (BabbushCA 2001). Vücut için fosfat ve kalsiyum deposu görevi de vardır (Hernandez-Gil ve ark 2006). Histolojik olarak zengin damarlanmaya sahip olan kemik dokusu, vücuta destek ve dokulara hareket kazandırmak gibi önemli fonksiyonlara sahiptir (Hernandez-Gil ve ark 2006, Datta ve ark 2008).

Hastalık ve yaşa göre bileşenleri değişkenlik gösterse de %67'sini fosfat, kalsiyum, karbonat gibi minarallere sahip inorganik kısım, geri kalanını ise organik yapı oluşturmaktadır. Organik yapı proteinlerden, Tip I kollajenden ve glikozaminoglikonlardan oluşmaktadır (Garg 2004, Hernandez-Gil ve ark 2006). Kemiği dıştan fibröz doku olan periost kapatmaktadır (Lindhe ve ark 2003).

Olgun kemik dokusu; kortikal ve spongioz olarak adlanan kemiklerden oluşmaktadır (şekil 1.4). Kortikal kemik; yoğun kemik yapısına ve çok az boşluklara sahip olup kemik dokusunun dışını oluşturmaktadır. Spongioz kemik ise oldukça fazla ve geniş boşluklara sahip olup, kemik dokusunun iç kısmını oluşturmaktadır (Datta ve ark 2008, Ibrahim ve ark 2013). Kortikal ve spongioz kemikte olan lamellerin dizilimine göre kemiğin hangi yapıda olduğu belirlenir (Hernandez-Gil ve ark 2006).



Şekil 1.4. Kortikal ve spongioz kemik (Ellis 2011)

İnsan hayatı boyunca kemik dokusunda, yıkım ve yapım işlemleri devam etmektedir (Lindhe ve ark 2003). Kemik dokusunun şekillenmesi ve yeniden şekillenmesi olayı mekanik yükler altında ortaya çıkmaktadır. Yükler altında kortikal ve spongioz kemikte olan değişikler, dental implant başarısını etkileyen önemli faktörlerdendir (Bidez ve Misch 1992, Ito ve ark 2002, Doblaré ve García 2003). Özellikle kortikal kemik dokusunun miktarı, kemik içerisinde olan stres miktarını etkiler ve kortikal kemiğin miktarının artması, oluşacak streslerin iyi karşılanmasına ve dağıtılmasına neden olacaktır (Bidez ve Misch 1992).

Dental implantların osseointegrasyon ve stabilite başarısını etkileyen diğer faktörlerden biri de kemik yoğunluğudur. Kemik dokusu yoğunluğu ile ilgili birçok araştırmacılar arasında farklı sınıflamalar yapılmıştır (Misch 1990, Misch 2005). Linkow ve Chercheve, kemik dokusu yoğunluğunu üç sınıf altında toplamıştır (Misch 2005):

- Sınıf I: Kemik içerisinde, düzenli trabeküler yapı içerisinde gözenekli yapı
- Sınıf II: Kemik içerisinde, daha az düzenli dağılmış trabeküler yapı içerisinde geniş gözenekli yapı
- Sınıf III: Trabeküller arasında, içerisini kemik iliği dolduran geniş bir yapı

Dental implant başarısı için sınıf I yoğunluğa sahip kemiğin ideal, sınıf II kemiğin başarılı, sınıf III kemikte ise implant başarısızlıklarının olabileceği bildirilmiştir.

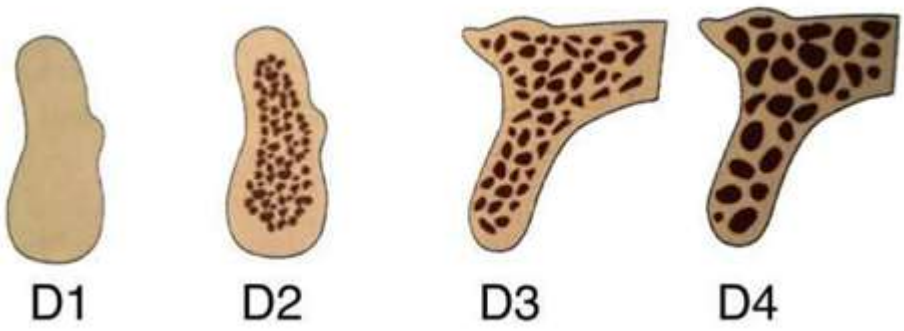
Lekholm ve Zarb; 1985 yılında, çenenin anterior bölgesindeki kemiği inceleyerek kemik yoğunluğunu, 4 başlıkta sınıflamışlardır (Branemark 1985, Misch 2005):

- Tip I: Homojen kortikal kemik
- Tip II: Yoğun trabeküler kemik çevresinde kalın kortikal kemik
- Tip III: Yoğun trabeküler kemik çevresinde ince kortikal kemik

- Tip IV: Düşük yoğunluğu olan trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik

Misch; 1988 yılında kemik yoğunluğunu, çene bölgelerine bağlı olmadan, kemiğin makroskopik özellikleri olan kortikal ve trabeküler yapılarına göre sınıflama yapmıştır (şekil 1.5) (Misch 2005).

- D1 kemik: Yoğun kompakt kemik
- D2 kemik: Kalın kompakt kemik altında olan, yoğun trabeküler kemik
- D3 kemik: İnce poröz olan kompakt kemik içerisinde, ince trabeküler kemik
- D4 kemik: Hemen hemen tümü ince, trabeküler kemik
- D5 kemik: Non-mineralize olan kemik



Şekil 1.5. Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması.

1.5. İmplant Destekli Hareketli Protezler

Parsiyel ve tam dişsiz hastalarda, protetik tedavinin 5 temel amacı vardır ki, bu amaçlar şunlardır:

- Fonksiyon
- Estetik
- Fonasyon
- Psikolojik
- Kalan çevre dokuların sağlık ve tamlığının korunması

Tam dişsizliğin tedavisinde geleneksel olarak yapılan tam protezlere hastaların alışması, somatik ve psikolojik olarak zor olmaktadır. Bu hastalarda protezin destek aldığı dokularda yetersizliklerin, tükürük miktarının az olması gibi protez tutuculuğunu etkileyen etkenlerin olması da total protezlerin kullanımını hasta için zorlaştırıyor. Mandibulada total protezlerin, maksillaya kıyasla daha az alandan destek alması ve dil hareketlerinin, protezin retansiyonunu olumsuz etkilettiği için hasta memnuniyetini düşürmektedir (Mericske-Stern 1998).

Dişsiz hastaların sabit restorasyon veya overdenture tedavi seçimini kemik kalitesi, ağız hijyen durumu, çene arkı şekli ve kurvatürü, yüz konturları, çene ilişkileri, kretler arası mesafe vs. anatomik ve fizyolojik faktörler belirler. Hastanın sosyo-ekonomik durumu da tedavi seçimini etkilemektedir (Beumer III ve ark 1993, DeBoer 1993).

Kanada'nın Montreal kentinde; 2002 yılında yapılan ve McGill Konsensüsü olarak bilinen bir toplantıda, alınan karara göre alt çene tam dişsiz hastalar için ilk tedavi alternatifi 2 implantla desteklenmiş overdenture protezlerdir (Feine ve ark 2002).

Uzun yıllar tam dişsizlik yaşayan hastalarda motor yeteneklerinin, kas tonuslarının, çiğneme kuvvetlerinin azaldığı görülmüştür ki, bu hastalarda implant destekli hareketli protez (İDHP) kullanılması, hastalara çiğneme fonksiyonlarında fark edilecek olumlu değişiklikler kazandırmıştır. Özellikle çiğneme hareketlerinin hızında ve yeteneğinde artış olmuştur (Zarb ve Schmitt 1994, Mericske-Stern 1998). Total ve parsiyel dişsizliklerde implant tedavisinin geliştirilmesinde Branemark ve arkadaşlarının çalışmalarının önemi çok ki, 1980'li yıllarda yaptıkları çalışmalar, bu tedavi konseptinin güvenirliğini artırmıştır (Zarb ve Schmitt 1990).

İmplant destekli hareketli protezler desteğini mukoza ve implanttan almaktadır (Ben-Ur ve ark 1996).

1.5.1. Alt çene implant destekli hareketli Protezler

İmplant destekli hareketli protezler tedavisi (İDHP); diğer tedavilere göre uygulama basitliği, minimum müdahale gerektirmesi, implant sayının az olması, takıp

çıkarılabilmesi, mali ucuzluğuna göre zamanla hastalar tarafından çok tercih edilen tedavi olmuştur (Merickske-Stern 1990, Zarb ve Schmitt 1990, Naert ve ark 1991, Meijer ve ark 1994). 1987 yılından İDHP'lerle ilgili uzun sureli çalışmalar yapılmıştır (Sadowsky 2001). Uzun süre tam protez kullanan hastalarda çiğneme problemlerinde, protez tutuculuğunda ve stabilizasyonunda sorunlar görülürdü ki, osseointegre implantların gelişimi ile bu sorunlar belirgin derece azalmıştır (Agerberg ve Carlsson 1981, Mericske-Stern 1998). Mandibulada implant destekli overdenture kullanan hastaların yaşam kalitesinde, gıdaları çiğneyebilme kabiliyetinde, fonasyon sorunlarında olumlu artış olduğu bildirilmiştir (Zarb ve Schmitt 1994, Sadowsky 1997).

Alt çenenin fonksiyonu sırasında mylohyoid, mentalis, buccinator kasların kasılması durumunda, tam protezin tutuculuğunun bozulması, protezin dokulardan uzaklaşmasına neden oluyor. Retantif tutuculu İDHP'li hastalar bu durumla çok sık karşılaşmazlar (Misch 2005).

İDHP; geleneksel tam protezlere göre yumuşak dokuları az kapatması, hastalar için protez kullanmayı rahatlaştırıyor. Özellikle bu durum torus ve ekzositozu olan hastalar için geçerlidir. Bundan başka geleneksel tam protezlerde labial ve bukkal kenarların yüz konturlarının şişmiş görünmesine sebep olur, İDHP'de bu uygulamalara çok ihtiyaç duyulmaz (Misch 2005). Alt çenenin üst çeneye göre kemik kalitesi ve yoğunluğunun iyi olması, İDHP'de alt çenenin başarı oranını yükseltmektedir (Simons ve Campbell 1993). İDHP'nin bir üstünlüğü de bu hastaların lifli gıdalar tüketebilmeleridir, bu da hastanın genel sağlık durumuna olumlu etki edecektir (Quirynen ve ark 2005).

Çalışmalarda İDHP'ler için alt çene interforaminal bölgeye uygulanan implantlarda uzun dönemde implant osseointegrasyonunda yüksek başarı oranı elde edildiği bildirilmiştir. Bununla beraber interforaminal aralığın endoosseoz implantlar için ağız içerisinde başarı oranın en yüksek olduğu bölge olduğu da bildirilmiştir. Alt çeneye uygulanan implantların oklüzal yüklemeleri tamamlandıktan sonra 5 yıllık takiplerinde %94.5-99 başarı oranı kaydedildiğini bildiren araştırmalar da vardır (Adell ve ark 1990, Batenburg ve ark 1998, Bergendal ve Engquist 1998, Sadowsky 2001).

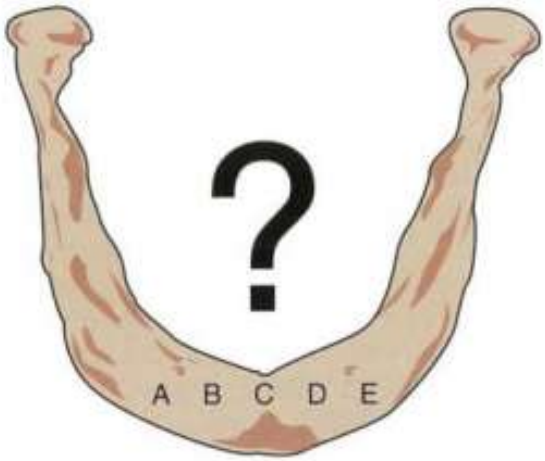
1.5.2. İmplant destekli hareketli protezlerin destek tipine göre sınıflandırması

Dişsiz hastalar için tedavi planlamasının en zor kısımlarından biri, yapılacak protezin kaç dental implantla desteklenmesine karar vermektir. Bilimsel literatürde bununla bağlı çeşitli öneriler vardır. Bazı araştırmacılara göre dişsiz çenede sabit restorasyonlar için 4 implant yeterliyken, bazı araştırmacılara göre kaybedilmiş her diş için bir implant uygulanması önerilir. Hastalar için implant sayının az olması, mali açıdan iyi olsa da, implant ameliyatı sonrasında, osseointegre olmayan implant olduğunda restorasyon durumu, yeni implant yapılması ve beklenmesi gibi durumlarında tedavi planlamasında dikkat ve özenle planlanması gerekmektedir (Taylor ve ark 2000).

Dişsiz mandibulada implant destekli overdenture protezler için 2 veya 4 implantın yeterli olduğunu söyleyen konseptler vardır. Overdenture protezlerde yeterli miktarda retansiyon ve stabilite elde etmek için 2 implant yeterli bilinmektedir (DeBoer 1993, Batenburg ve ark 1998).

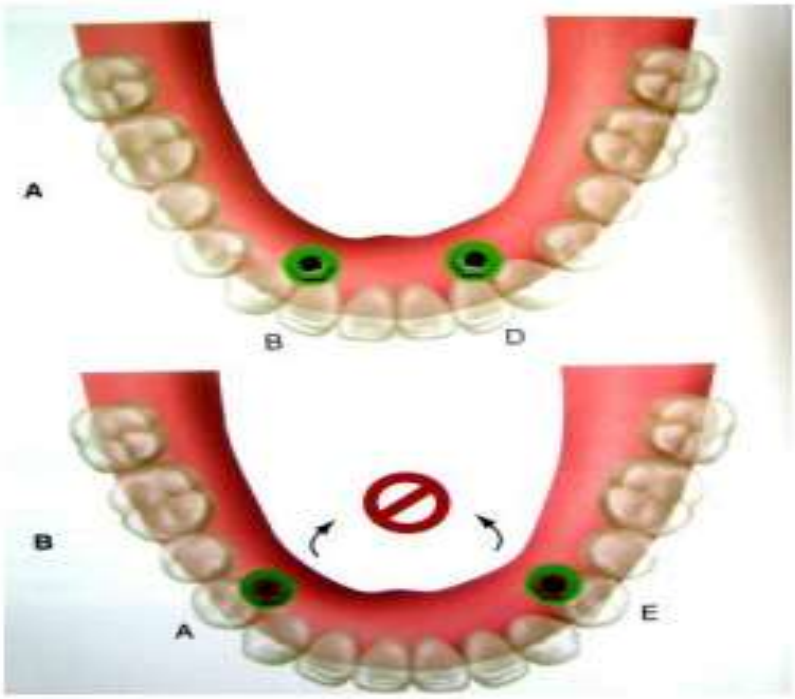
Alt çenede implant sayına karar verildiğinde anatomik şartların göz önünde bulundurulması gerekir. Gelişmiş mylohyoid sırtın, aşırı bulantı refleksinin, kas bağlantılarının kuvvetli olduğu, bıçak sırtı kret olan durumlarda implant sayısını artırmak, ikiden çok implant yerleştirilmesi önerilmektedir (Sadowsky ve Caputo 2004). Bundan başka ileri derece atrofik çenelerde 8 mm den kısa ya da kret darlığı olan hastalarda 3.3 mm çapında implant yerleştirilmesi zor olan durumlarda 3 veya 4 implant yapılması tavsiye edilmektedir (D. Mericske-Stern ve ark 2000). Bar tutucu kullanılacak protezlerde implant uzunluğunun 8-10 mm'den kısa olmaması ve retantif tutucunun yerleştirilmesine izin verecek kadar orta hattan eşit mesafelerde olması gerekir. İmplantların eşit yüksekliklerde olması tavsiye edilir.

Misch'e göre alt çenede İDHP yapmak için 5 farklı tedavi yolu vardır. Alt çene interforaminal bölge A, B, C, D, E olarak 5 eşit bölüme ayrılır ve bu bölümlere implant yerleştirilerek farklı tedavi planları izlemekle olur (şekil 1.6) (Misch 1999, Misch 2005).



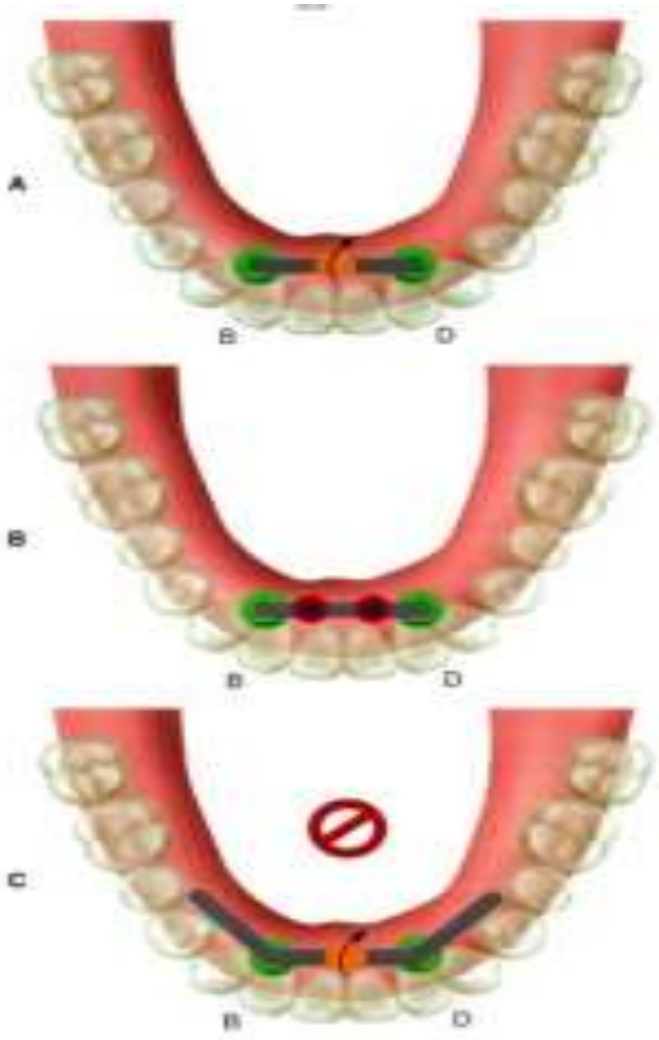
Şekil 1.6. Misch'e göre implant yerleşim yerleri.

İlk seçenek overdenture protez tedavi seçeneği OD 1-de B ve D pozisyonlarına iki birbirinden bağımsız dental implant yerleştirilir (Şekil 1.7). İmplantların bu lokalizasyonu ideal sayılır ve overdenture protezin anteriordaki hareketi azalmış olur. İmplantlar A ve E lokalizasyonunda olursa protezde ön bölgede rotasyon olmuş olur (Misch 2005). Bu tedavinin avantajı ağız hijyenin kolaylığı ve maliyetinin az olmasıdır.



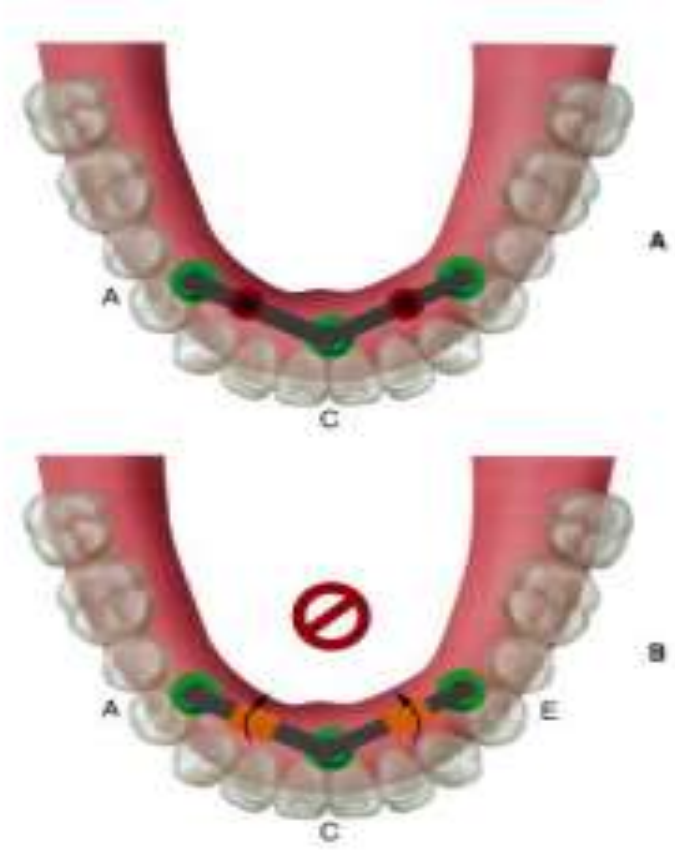
Şekil 1.7. OD-1 tedavi seçeneği (Misch 2005).

OD 2 tedavi seçeneğinde implantlar distal kantilever olmadan splintlenerek B ve D pozisyonlarında olur (Şekil 1.8). Bu tedavi seçeneğinde implantlar birbirine paralel, eşit yükseklikte yapılır ve üst yapı metal bar tutucuyla implantlara tutturulmaktadır. A ve D pozisyonlarında metal bara fazla oklüzal kuvvetler gelmiş olur.



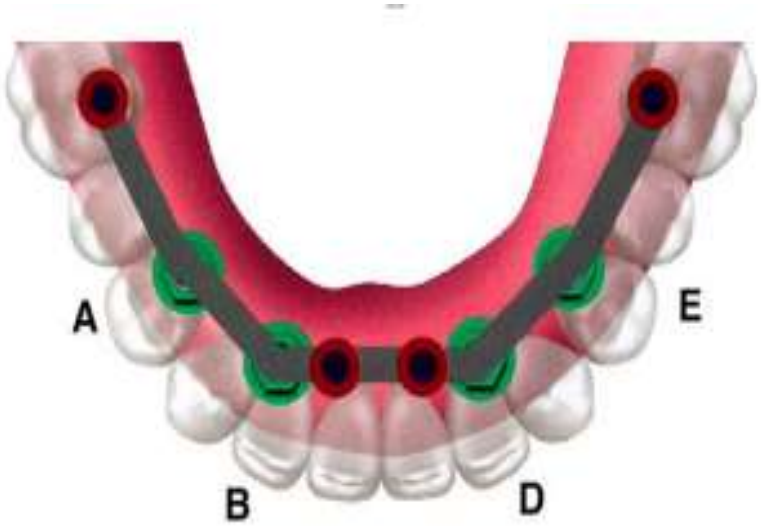
Şekil 1.8. OD-2 tedavi seçeneği (Misch 2005).

OD 3 tedavi seçeneğinde implantlar distal kantileverler olmadan metal barla splintlenerek A, C, E pozisyonlarında lokalize olur (Şekil 1.9). C pozisyonundaki implanta göre üst yapıda 6 kat artmış retansiyon olur, implantlardan kemiğe stressler iyi dağıtılır, vida gevşemesi azalmış olur. Protezin distal kısmının hareketine izin verecek şekilde ataşmanların yerleştirilmesi gerekir.



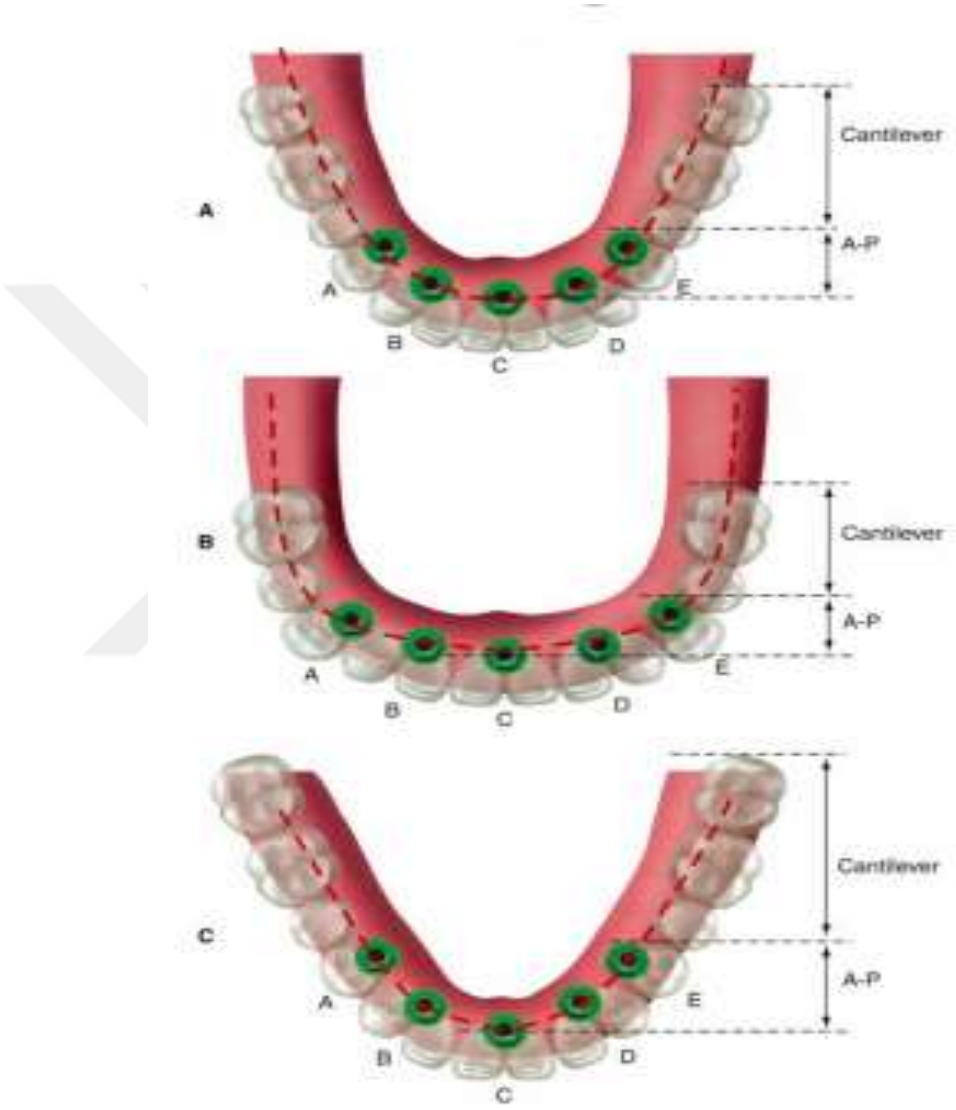
Şekil 1.9. OD-3 tedavi seçeneği (Misch 2005).

OD 4 tedavi seçeneğinde implantlar A, B, D, E pozisyonlarında lokalize edilir ve splintlenir ki, bu durumda, 10 mm kadar distal kantilever uzatılabilir (Şekil 1.10). Stabilite ve retansiyon kaybının olduğu, posteriorda yetersiz kret durumlarında yapılabilinir.



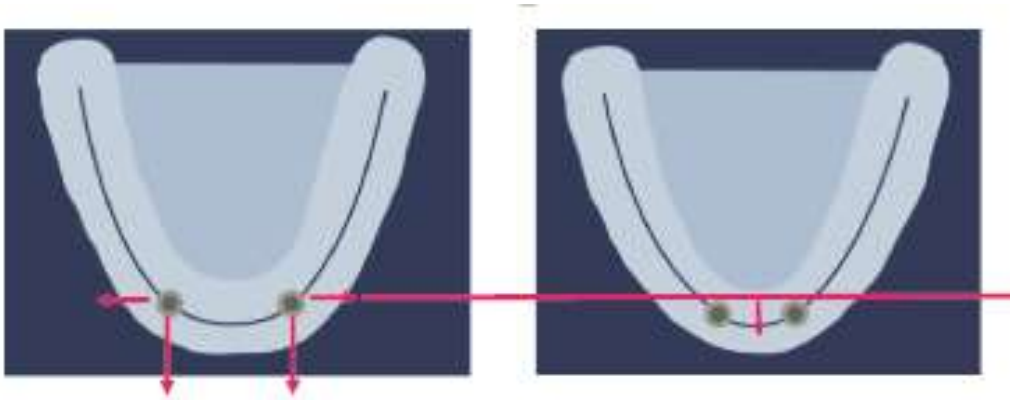
Şekil 1.10. OD-4 tedavi seçeneği (Misch 2005).

OD 5 tedavi seçeneğinde implantlar A, B, C, D, E pozisyonlarına yerleştirilir ki, implantlar splintlenir ve 15 mm kadar distale kantilever uzatılmasına izin veriyor (Şekil 1.11). Kantilever uzunluğunu stress faktörleri ve anterior posterior mesafe etkilemektedir. Anterior posterior mesafe ve kuvvet faktörleri az ise 15 mm kadar kantilever kullanılabilir ve birinci molar bölgesinde bitirilir.



Şekil 1.11. OD-5 tedavi seçeneği (Misch 2005).

Bazı yayınlara göre, alt çene için iki implantın ideal pozisyonu, dişsiz mandibulanın en ön ve en lateral pozisyonunda olur (Şekil 1.12).



Şekil 1.12. Dişsiz mandibulada iki implantın en ön ve en lateral pozisyonu (Müller 2018).

Bu şekilde anterior kol oluşmamış olur ve posterior dokulara aşırı kemik rezorbsiyonlarına neden olmamış olur. Dört implant yerleştirildiğinde, anterior implantların pozisyonları 2 implantlı durumdaki gibi, posterior implantlar ise mümkün olduğu kadar distalde, fakat mental foramenlerin önüne yerleştirilmesi tavsiye edilir (Srinivasan ve ark 2016, Müller 2018).

İDHP'de kullanılacak implant sayısı hakkında literatürde birçok çalışmaların ve önerilerin olmasına rağmen bu konu şimdiye kadar tartışmalara yol açmaktadır (Geng ve ark 2001, Sadowsky 2001, Şahin ve ark 2002).

1.5.3. İmplant destekli hareketli protezler endikasyonları

- Geleneksel tam protezler için yeterli kemik desteğinin olmaması
- Nöromüsküler koordinasyonun az olması
- Akrilik kaide için yumuşak dokuların düşük toleransa sahip olması
- Protezin stabilitesini bozacak parafonksiyonel alışkanlıklar
- Aktif kusma refleksi (üst protez için)
- Psikolojik yetersizlik
- Hastanın eski protezinden memnun kalmaması, daha çok retansiyon, stabilite, rahatlık istemesi
- Oral, maksillofasiyal ve konjenital defektlerin varlığı

- Protetik beklentinin yüksek olması (Shafie 2013)

1.5.4. Alt çene overdenture protezlerin avantajları

Geleneksel tam protezler ne kadar ideal şartlarda yapılsa da genelde alt çene tam protezler tatminkar olmayabiliyor. İmplant destekli overdenture protezlerin avantajlarını aşağıdaki gibi sıralayabiliriz (Misch 2005):

- Estetiğin iyi olması
- Protez stabilitesinde yükselme
- Anteriorda kemik kaybının minimuma inmesi
- Çiğnemenin iyileşmesi
- Retansiyonun iyileşmesi
- Oklüzyon uyumlamasının kolaylaşması
- Yumuşak dokularda abrazyonun azalması
- Fonasyonun iyileşmesi
- Protez hacminin azalması

1.5.5. İmplant destekli hareketli protezlerin sabit protezlere göre avantajları:

- Daha az implanta ihtiyaç duyulması, minimal cerrahi işlem
- Yumuşak dokulara desteğin sağlanması ve bu nedenle estetikle birlikte, yüz konturlarının iyileşmesi
- Hijyen sağlamanın kolaylığı
- Önceden olan parafonksiyonel alışkanlıkların yokluğu
- Maliyetinin ve laboratuvar ücretlerinin az olması, tamir edilebilmesi (Wismeijer ve ark 1997, Misch 2005)
- Sabit protezler yapılana kadar geçici protez olarak kullanılması
- Daha az zamanın harcanması
- Dokulardaki riskin minimuma düşmesi (Mericske-Stern 1998)

1.5.6. İmplant destekli hareketli protezlerin dezavantajları

İDHP'lerin dezavantajlarını aşağıdaki şekilde sıralayabiliriz:

- Hastanın hareketli protez kullanmasından psikolojik olarak rahatsız olması
- Astarlamaya zamanla ihtiyaç olması
- Bakımının uzun zaman alması
- Yıpranan ataşmanların zamanla yenilenmesi, 7 yılda bir protezin yenilenme ihtiyacı
- Protezin altına besin kaçması
- Posteriorda kemik rezorbsiyonun devam etmesi
- Abutment yüksekliği için belli mesafeye ihtiyaç olması (Fontijn-Tekampl ve ark 1998, Geertman ve ark 1999).

1.6. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Tutucu Türleri

İDHP'de farklı retantif tutucular kullanılıyor ki, bu tutucuların sağladığı retansiyon, stabilite ve kemiğe ilettikleri strees, birbirinden farklılık teşkil ediyor (Heckmann ve ark 2001). Literatürde retantif tutucu türlerinin farklı sınıflamaları vardır bunlardan, Preiskel, Heckmann, Shafie, Misch ve Judy"nin tutucu türlerinin sınıflamaları çok bilinenlerdendir (Preiskel 1996, Heckmann ve ark 2001, Heckmann ve ark 2004, Shafie 2013). İmplant üstü hareketli protezlerde hassas tutucular aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

I. Splintlenmeyen tutucular

1. Kuvvet kırıcı mekanizmalı
2. Top başlı tutucular
3. Mıknatıslı tutucular
4. Rijit mekanizmalı
5. Teleskopik bağlantılar
6. Locator tutucular

II. Splintlenmiş tutucular

1. Kuvvet kırıcı mekanizmalı
2. Yuvarlak kesitli barlar
3. Yumurta kesitli barlar (Dolder barlar)
4. Rijit mekanizmalı
5. U kesitli barlar

Hastanın durumuna özgü hangi tutucuya karar verilmesi, diş hekimleri için kafa karıştırıcı bir durumdur. Retantif tutucu tipine karar verildiğinde implantlar arası mesafe, hastanın ekonomik durumu ve sosyal statüsü, psikolojisi, oral hijyen, anatomik ve fizyolojik koşullar, alveol kreti genişliği ve yüksekliği, destek implantların sayı ve kemikteki lokalizasyon ve pozisyonları, kretler arası mesafe gibi etkenlere dikkat edilmesi gerekiyor (Bergendal ve Engquist 1998, Pasciuta ve ark 2005, Uludağ ve Polat 2010). Tutucu tiplerinin izin verdiği esneklik miktarı da çok önemlidir. Rijit retantif tutucular, oklüzal kuvvetleri birebir implanta iletmektedirler. Esnek tutucu kuvvetler, implantlarla beraber dişsiz alana dağıtılmaktadır (Misch 2005).

Bazı araştırmacılara göre tutucu tipinin uzun dönemde protez ve implant başarısında önemli etkisi olmadığını vurgulasalar da, en başarılı tutucu tipi yönünde fikir birliği sağlanamamıştır. İmplant sayısının ikiden fazla olmasına ve bunların splintlenmesine ihtiyaç olmadığını savunan araştırmacılar da vardır (Merickske-Stern 1990, Mericske-Stern 1998). Bazı yayınlarda da İDHP'lerin başarısını ve kemiğe kuvvet iletimini, üst yapı planlaması ve tutucu tipinin seçimi önemli derecede etkilemektedir (El-Sheikh ve ark 1999).

Retantif tutucu tipleri ağızda, çeşitli yönde ve derecede hareket kabiliyetine sahiptir ki, 6 düzlemde veya yönde hareket gerçekleştiriyor; mesio-distal, gingivo-oklüzal ve fasio-lingual yönlerde (Misch 2005). Esnekliğe izin veren tutucularda menteşe, rotasyon, vertikal, bükme ve çevirme hareketleri gerçekleşmektedir (Shafie 2007).

- Rijit (esnekliği olmayan) tutucular: Bu retantif tutuculardа ağızda oluşan oklüzal kuvvetler, direct implantlara iletilmesiyle dayanakla implant arasında hiç bir hareket olmamaktadır. Çenede yeteri sayıda implant olduğunda endikedir. Örnek olarak, vidalı hibrit protezler gösterilebilir (Shafie 2007).

-Kısıtlı dikey esnekliği olan tutucular: Bu tip tutuculardа ağızdaki kuvvetlerin %5-10'u dişsiz alanlar tarafından karşılanmaktadır, geriye kalan kuvvetler implantlara iletilmektedir. Overdenture protez yalnız dikey, yani aşağı yukarı yönde hareket etmektedir. Locator tutucuları örnek verebiliriz (Shafie 2007).

-Menteşe esnekliği olan tutucular: Bu esnekliğe sahip tutuculardа kuvvetlerin %30-35'i destek dokular, geriye kalan kuvvetleri ise implantlar karşılamaktadır. Bu tip tutucular olan protezlerde ağız içi kuvvetler, implantlar, alveol kretinin arka alanı, retromolar alan, bukkal shelf gibi alanlarla karşılanıyor. Örnekleri hader bar veya yuvarlak kesitli barlardır (Shafie 2007).

-Kombinasyon esnekliği olan tutucular: Kombinasyon esnekliği olan tutuculardа sınırsız dikey ve menteşe hareketleri mümkündür. Çiğneme kuvvetlerinin %40-45'i dokular, geriye kalan kuvvetleri ise implantlar taşımaktadır. Örnek tutucular, yumurta kesitli Dolder bardır (Shafie 2007).

-Rotasyon (döner) esnekliği olan tutucular: Bu tutucu tiplerinde rotasyon hareketleri olmaktadır (mevcuttur). Ağız içi kuvvetlerin çoğu destek dokulara gelmektedir, bu nedenle implantların üzerine gelen kuvvetler %75-85 nispetinde azalır. Örnek tutucu, bazı çivi başlı tutuculardır (Shafie 2007).

-Universal esnekliği olan tutucular: Her yönde harekete izin veren tutucu tipleridir. Bu tutucular, sadece protezin dokulardan uzaklaşmasına veya ayrılmasına karşı direnç gösteriyorlar. Mıknatıslı tutucular universal esnekliği olan tutuculardır (Shafie 2007).

İDHP'de retansiyonu artırmak için bar, stud, locator ve teleskopik tutucular daha çok tercih edilmektedir (Heckmann ve ark 2001, Shafie 2007, Geçkili ve ark 2010).

1.6.1. Top başlı tutucular ve O-ring

Kullanımları kolay olan top başlı tutucular overdenture protezler için gereken retansiyon ve stabiliteyi sağlamaktadırlar (Şekil 1.13). İnterark mesafeye az ihtiyaç duyulması, ekonomik uygunluğu, retansiyon ve stabilitenin ayarlanabilir olması, az teknik hassasiyet gerektirmesi bu tutucuların avantajlarındandır (Sadowsky 1997, Menicucci ve ark 1998).

İçindeki naylon sayesinde, rotasyon ve menteşe hareketlerine izin veren esnek tutuculardır. Piyasada O-ring ve klips şeklinde olan sistemler mevcuttur. Diğer tutucu sistemlere göre ucuzdurlar (Naert ve ark 1991, Cune ve ark 1994). Top başlı abutmentler genelde 2-3 mm çaplarda üretiliyorlar; fakat bu üretici firmaya göre değişebilir. Zamanla tutuculuklarını kaybeden lastikler, ince frez yardımı ile değiştirilir veya klipsler sıkıştırılır. Özel apareylerin yardımı ile lastikleri yerleştirmek, aktive ve deaktive etmek mümkündür (Shafie 2007). İmplantların pozisyonlarında 28℃'ye kadar olan eğimlerini tolere edebilirler (Uludağ ve Polat 2010).

Top başlı tutucular lastik, post ve metal yuvadan (kapsül) oluşmaktadırlar. Lastikler silikon, etilen-propilen veya nitril florokarbondan yapılabiliyor. Lastiklerin yüzeyi yağlayıcı (lubrikant) ile muamele ediliyor ki, bu da lastiğin abrazyona, kopma ve delinmeye karşı dirençli kılıyor. O-ring postu titanyumdan yapılır ve cilalı yüzeyden oluşur. İçerisinde lastik olan metal yuvalar, genellikle paslanmaz çelikten yapılmaktadır ve metal yuvanın her tarafının yuvarlak olması gerekir ki, bu da lastiğin deforme olmasını engeller (Misch 2005).

Top başlı ataşmanların altı yönde harekete izin verdiği bilinse de, protez implanta bağlandıktan sonra hareket alanı azalmış olur. Bir ataşmanın hareket serbestliği çok olduğunda ataşmandaki moment kuvveti de çok olacaktır. Top başlı ataşmanın rotasyon noktası abutmentin boynunda olduğuna göre rotasyon noktası yüksek olmuyor; fakat protez yapımında hata varsa, abutmente lateral yönde kuvvetler geliyorsa, abutment yüksekliğinin kaldıraç kolu vidalarda, implantta ve kemikte oluşacak stresleri yükseltecektir (Misch 2005).

Günümüz implantolojisinde lastik kısmı, titanyum veya altın alaşımlardan oluşan ball ataşman sistemleri vardır. Bunların metal kapaklar içerisinde ve tek başına

üretilen çeşitleri mevcuttur. Straumann Gold matriks klipsleri, altın alaşımdan olan ball tipi ataşman sistemine örnek gösterilebilir (Straumann, Basel, İsviçre).



Şekil 1.13. Ball ataşman sistemi

1.6.2. Bar tutucular

Diş ve kök destekli protezlerin felsefesinden esinlenerek yapılan bar tutucuların, diş hekimliğinde kullanımı, 1980'li yıllara dayanmaktadır (Waddell ve ark 2006). Protezde tutuculuk ve stabiliteyi artırması (Misch 2005), implantların splintlenmesi nedeniyle vertikal oklüzal kuvvetleri dengeli dağıtması, 3-4 implant yapılmış mandibulada bar ile hemen yüklemenin yapılabilir olması, tedavide hasta başında geçirilen sürenin azlığı, bar tutucuların avantajı olurken, maliyetinin yüksekliği, laboratuvar aşamalarının zorluğu, hijyenin iyi olmadığı durumlarda plak birikiminin olması, gingival büyümelere neden olması gibi dezavantajları da vardır (şekil 1.14) (Naert ve ark 1999, Uludağ ve Polat 2010).

Bar tutucunun menteşe ekseni paralelinde ve rezilient mekanizmalı olması tavsiye edilmektedir (Engquist ve ark 1988, Naert ve ark 1997, Misch 2005). Çünkü

posterior alanlara kuvvet geldiğinde, bar rotasyona izin verir ve bu sayede implantlara az kuvvet verilmiş olur.

İki implant arasındaki bar tutucuların uzunluğu hakkında farklı görüşler bulunmaktadır. Bunlar; 20-22 mm (Shafie 2007), 22-27 mm (Svetlize ve Fernández Bodereau 2004), 15-25 mm aralığında (D. Mericske-Stern ve ark 2000, Mericske-Stern ve ark 2002) olmasını savunan araştırmacılardır. İmplantların birbirine yakın olması barın kısa olmasına, uzak yerleştirilmesi ise barın dil alanının daraltılmasına ve ağızda başka fonksiyonel sorunlara neden olduğu savunulmaktadır (Spiekermann 1995).

Bar tutucular kesit şekillerine göre 3 sınıfa ayrılır:

-**U kesitli barlar**

- Rijit tutuculardır
- Dört implanttan destek alması lazım

-**Yuvarlak kesitli barlar**

- Rezilienttirler
- Yatay ve çapraz gelen kuvvetleri azaltmaktadır

-**Yumurta kesitli barlar (Dolder)**

- Oval kesitlidirler
- Rezilienttirler, daha fazla harekete izin veriyorlar

-**Hader barlar**

- Menteşe hareketine izin veriyor
- Yarı esnek bağlantılardır
- Paralellik olmayan durumları az da olsa giderebiliyorlar (Walton ve Ruse 1995, Uludağ ve Polat 2010).

Rijit veya rezilient mekanizmalı bar tutucuların kullanımı ile ilgili literatürde çelişkiler mevcuttur (D. Mericske-Stern ve ark 2000, Mericske-Stern ve ark 2002).

Bar tutucularda endikasyonlar:

- Üst çene protezleri
- İleri derece rezorbsiyonu olan alt çeneler
- Ovoid kretler
- Bölümlü rezeksiyon yapılmış vakalarda

Bar tutucularda kontrendikasyonlar:

- Kretler arası mesafenin yetersiz olduğu vakalar
- Hastanın ağız bakımı veya hijyeni iyi değilse
- Hastanın ekonomik durumu izin vermiyorsa (Misch 2005).



Şekil 1.14. Bar ataşman sistemi.

1.6.3. Locator tutucular (zest anchorlar)

Kretler arası mesafenin yetersiz olduğu, protez yüksekliğinin ball ataşmanlar için az olduğu, çokça konturlu protezlerde, sık-sık yapay dişlerde ve protezde çatlaklar ve kırılmalar olduğunda, locator tutucular tercih edilir (Alsiyabi ve ark 2005, Lee ve Agar 2006).

İmplant firmaları; Zest, Zaag, Preat gibi hassas bağlantılar üreten firmalarla beraber kendilerine öz locator tutucular da üretmektedirler (şekil 1.15). Locator ataşman sistemi tüm implantlara uyan abutmentten, metal yuva içinde olan siyah naylondan ve şeffaf, pembe, mavi, yeşil, kırmızı renklerde, farklı tutucu kuvvetine sahip olan, tutucu parçalardan oluşmaktadır (Geckili ve ark 2007).

Locator tutucu sistemler, metal yuva içerisinde olan siyah plastik locator tutucudan 0.4 mm daha uzundur. Bu nedenle locator tutucular, metal yuvanın içerisine yerleştirildiğinde arada 0.4 mm bir boşluk kalmasıyla locator tutucu sistemleri, protezlere menteşe ve dikey esneklik kazandırmış oluyor. Tüm ataşman sistemlerinde olduğu gibi hem ağızda, hem de laboratuvarda proteze bağlanabilir (Shafie 2007, Shafie 2013). Açısı 40 ℃ kadar olan implantları tolere edebilmektedir (Pasciuta ve ark 2005).



Şekil 1.15. Locator ataşman sistemi.

1.6.4. CmLoc tutucular

Yeni stud tip ataşman sistemlerindendir (Şekil 1.16) **(**Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, İsveç**)**. Üreticilere göre ataşman daha kompakt olup, yuvarlak tasarımından ve ataşman merkezinde retansiyon deliği olmadığından dolayı hijyenik olup, plak tutulumu daha azdır. Matriks parçaları PEKK ve altın alaşımlardan yapılmış olup üreticilere göre daha uzun ömürlü ve temizlenmesi kolaydır. Housingleri titanyum alaşımdan ve PEEK'den yapılmıştır. Kısaltılmış vertikal yüksekliği en az 1,5 mm olup 5 farklı gingival yükseklikte üretiliyor. Bu tutucu sistem, implantlar arasında 60℃'ye kadar olan sapmalarda kullanılabilir (Cendres MetauxSA 2020**)**.



Şekil 1.16. CmLoc ataşman sistemi.

1.6.5. Novaloc tutucular

Yeni tip stud ataşman sistemi olan novaloc (Valoc AG, Theodorshofweg, Reinfelden, İsveç) rezilient özelliğe sahip olup menteşe hareketlerine izin vermektedir (şekil 1.17). Silindirik titanyum abutmenti elmas benzeri karbon kaplamayla aşınmalara karşı güçlendirilmiştir. Matriksinde tutucu parça polietereterketondan (PEEK) üretilmiştir. 4 farklı renklerde olan matriks tutucuları farklı tutuculuk değerlerine sahiptir. Matriks kapsülü titanyum ve PEEK'den üretilmektedir. Ball ve bar ataşmanlarla kıyasla vertikal restoratif mesafeye ihtiyacı azaltmıştır. Birçok implant firmasında kullanılan tutucu sistem 60 ℃'ye kadar implantlar arasındaki sapmaları tolere etmektedir. 6 mm kadar diş eti seviyesinde üretilmektedir (Straumann 2019).



Şekil 1.17. Novaloc ataşman sistemi.

1.6.6. Locator L-RTX tutucular

Locator L-RTx daha önceki locator dizaynının dezavantajlarını ortadan kaldırmak için geliştirilmiş bir ataşman sistemidir (şekil 1.18) (Zest Anchorcs LLC, Carlsbard, California, Amerika**)**. Bu yeni L-RTx sistemi dayanak fonksiyonunu geliştirip, rotasyon kapasitesini artırmıştır. Aynı zamanda ball ve bar ataşmanlarla kıyasla vertikal restoratif mesafeye ihtiyacı azaltmıştır (Shah ve ark 2017).

Üreticiler, yeni L-RTx sisteminin abutmentin dış yüzeyinde çift bağlantı oluşturduğunu, bu sebeple de overdentureların retansiyonunu arttırdığını iddia etmektedirler (Baba ve ark 2019). Abutmentler daha dar bir koronal geometriye sahip olduğu için housingin dönme kapasitesini arttırır ve implantlar arasında 60 ℃'ye kadar olan sapmalara izin veriyor. İlaveten L-RTx ataşmanları yeni DuraTec Titanyum Karbon Nitrit kaplamaya sahip olduğu için daha serttir ve aşınmaya karşı da %26 oranında daha fazla dirençlidir, ayrıca bu kaplama sayesinde pürüzlülük %64 daha azalmıştır (Baba ve ark 2019). Üretici firmaya göre, yeni L-RTx'in bir diğer üstün özelliği ise yeni tasarımı sayesinde abutmentin üstünde yeni hex drive kaviteyle daha az plak/yemek artığı tutulumuna sahip olmasıdır. Ataşman housingi de yeniden tasarlanıp akrilden, gri rengin yansımasını azaltmak için pembe anodizasyon işlemine tabi tutulmuştur (Shah ve ark 2017).



Şekil 1.18. L-RTx ataşman sistemi.

1.7. İmplant Üstü Protezlerin Neden Olduğu Gerilmeler

Kısmi ve tam dişsizlikler sabit, hareketli ve implant üstü protezlerle tedavi edilebilmektedir. İDHP'lerin geleneksel tam protezlere göre retansiyon ve stabiliteyi artırdığı bilinmektedir (Davis ve ark 1996, Bergendal ve Engquist 1998). Literatürde pek çok çalışma, implantüstü protezlerin hasta memnuniyetini, çiğneme performansını artırdığını, ısırma kuvvetlerini iyileştirdiğini ve implant lokalizasyonlarında kemik rezorbsiyonunu azalttığını göstermektedir (Naert ve ark 1999, Van Kampen ve ark 2002, Naert ve ark 2004, Stellingsma ve ark 2005, Van Der Bilt ve ark 2006). Anterior mandibulada yıllık 0.4 mm fizyolojik kemik kaybı olduğu bilinmektedir (Atwood 2001, Tallgren 2003). Mandibular, ön bölgeye yerleştirilen iki implant üzeri overdenture, protez kullanan hastalarda 5 yıllık takip sonucu kemik kaybının 0.5 mm, yıllık kaybın ise 0.1 mm olduğu ortaya çıkmıştır (Naert ve ark 2004). Diş çekimi sonrası kemiklerde ilk on haftada hızlı, sonra yavaşlayan, daha sonra hızla artan doku kaybı olmaktadır. Dental implantların yüklenme sonrasında kemik dokusunda remodelinge destek olduğu da bilinmektedir.

İmplant üstü hareketli protezlerde farklı çeşit tutucu sistemleri kullanılmaktadır. Bu tutucuların çiğneme kuvvetleri altında protez hareketlerine nasıl etki ettiğini açıklayabilen klinik ve laboratuvar çalışmaları yetersizdir. Farklı tutucu sistemler, kemikte farklı stres ve kuvvet dağılımı oluşturmaktadır (Apse ve ark 1989). Dişler ve implantlar arasındaki önemli farklardan biri de implantların çiğneme

sırasında kemikte hareketsiz kalmasıdır ve bununla birlikte implant çevresi, kemikte daha büyük stresler oluşturmaktadır. İyileşme sürecinde bu stresler, fizyolojik sınırların üstünde (4000 microstrainden fazla) olursa kemik dokusunda, mikro kırıklara ve implant kemik arasında bağ dokusunun ortaya çıkmasına neden olacaktır (Apse ve ark 1989, Rangert ve Jemt 1989). Kemiğin biyolojisi ile ilgili araştırmalar, aşırı ve intensiv çiğneme kuvvetlerinin implant ve kemik kaybına neden olacağını göstermektedir. Aşırı yükleme (2000-3000 microstrain) implant çevresi kemikte deformasyon oluşturmaktadır (Stanford ve ark 1999). Bu nedenlerden dolayı retantif sistemler ve implantlar vasıtasıyla kemiklere uygun, fizyolojik sınırları aşmayacak kuvvet iletimi olması istenmektedir.

İmplant üstü sabit protezlerde, çenelere kuvvet iletimi, implantlar aracılığı ile olursa, İDHP'lerde bu implantlar ve dişsiz alan sayesinde olmaktadır, bu nedenle İDHP'lerde kuvvet iletimi, daha karmaşık olay oluşturduğu bilinmektedir. Retantif sistemler, çiğneme kuvvetlerini implantlara iletmektedirler ve bu tip protezler posterior dişşiz alanlardan destek almaktadır. Bu zaman dişsiz alandaki yumuşak dokuların esnekliği sayesinde protezde rotasyon oluşturmakta, bu da implantlar üzerinde baskı ve tork kuvvetleri oluşturmaktadır (El-Sheikh ve ark 1999). Retantif sistemlere bağlı olarak protez eğerleri fulkrum işlevi görerek, implant çevresi kemikte bükülme momenti oluşturduğu bildirilmiştir (Tokuhisa ve ark 2003). Jemt ve arkadaşlarının yapmış oldukları araştırma sonucunda, İDHP'lerde posterior alandaki yumuşak dokuların esnekliğine bağlı olarak implant etrafı kemik dokusunda oluşan baskı ve germe stresleri, sabit implant üstü protezlerdeki streslere göre az olduğu belirtilmiştir (Jemt ve ark 1991). İmplant üstü sabit protezlere ve doğal dişlere göre İDHP'lerde çiğneme kuvvetleri az olsa da implantlara gelen horizontal kuvvetlerin yıkıcı olduğu bilinmektedir (Rangert ve Jemt 1989, Mericske-Stern ve ark 1992). Kuvvetin şiddeti ve destek implantların merkezi ile kuvvetin etki alanı arasında mesafe arttıkça, kemikte oluşan bükülme momentide artmaktadır. İDHP'de, implant ve implant parçalarında, kemikte oluşan tüm gerilmelerin çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğünden ve lokalizasyonundan etkilendiği bir gerçektir (Glantz ve ark 1993, Mericske-Stern ve ark 1996, Mericske-Stern 1997, Hobkirk ve Havthoulas 1998, D. Mericske-Stern ve ark 2000).

Kuvvet dağılımını etkileyen faktörler:

- İmplanların sayı, çapı, boyu, geometrisi
- İmplantın çenedeki lokalizasyonu
- Tutucu tipleri
- Protez tipi ve formu
- Protezin materyali
- Protezin dokulara uyumu
- Gelen kuvvetlerin lokalizasyonu, büyüklüğü ve yönü
- Karşıt çenenin durumu (sabit, hareketli protez, doğal diş)
- Alt çenenin deformasyonu
- Kemik dokusunun yoğunluğu
- Hastanın cinsiyeti ve yaşı (Shafie 2007)

Kuvvet dağılımı, tutucu sisteminin tipine, sayısına ve tutucu sisteminin protezde oluşturacağı esneklik tipine de bağlıdır.

1.8. Gerilme Analizi Yöntemleri

Diş hekimliğinde ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetlerini doğru tanımlayıp, incelemek gerekmektedir. Bu inceleme sonucunda yapılacak olan protezlerin, fizyolojik sınırlar dahilinde oklüzal kuvvetleri dengeli ve homojen dağıtmasını sağlamak gerekir (Ulusoy ve AK 2003). Restorasyonların başarılı olabilmesi için, uygulanacak materyallerin fiziksel özelliklerini ve oklüzal kuvvetler karşısında bu materyallerde oluşabilecek gerilme ve streslerin bilinmesi gerekmektedir. Organ ve dokuların oluşacak kuvvetler karşısında nasıl bir davranış sergileyeceğini bilmek çok zor olduğu gibi, bazen de imkansızdır (Geng ve ark 2001, Ulusoy ve AK 2003). Organ ve dokulara gelen kuvvetler karşısında oluşacak etki, davranış ve stresleri incelemek için stres analiz yöntemleri uygulanmaktadır. Diş hekimliğinde 7 stres analiz yöntemi kullanılmaktadır (Ulusoy ve AK 2003, Güler ve ark 2012). Bu analiz aşağıda sıralanmıştır:

- Gerilim ölçer (Strain Gauge) ile stres analizi yöntemi
- Holografik interferometre ile stres analizi yöntemi
- Fotoelastik stres analizi yöntemi
- Kırılgan vernikle (Brittle Lacquer) kaplama stres analizi yöntemi
- Radyotelemetriyle stres analiz yöntemi
- Termografik stres analizi yöntemi
- Sonlu elemanlar (Finite Element) stres analiz yöntemi

1.8.1. Sonlu elemanlar analizi yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık mühendislik sorunlarını, nesne ve yapıların gerilme ve gerinmelerini incelemeye yardımcı olan bilgisayar tabanlı bir yöntemdir. Analiz edilecek komplike yapıları bu metot ile sanal ortama aktararak dinamik, statik, non-lineer veya lineer yöntemlerle gerçeğe yakın sonuçlar alınmaktadır (Moaveni 2011). Bu yöntemin ana temeli, yapıları daha küçük, basit geometrik parçalara-elemanlara bölerek analitik modellemek ve ortaya çıkan bu elemanları daha kolay şekilde analiz etmeye dayanıyor. Ana prensip elemandan bütüne gitmek tutumundadır (Wakabayashi ve ark 2008, Ebrahimi 2012). İki veya üç boyutlu strüktürün bir bölgesine veya parçasına sonlu eleman denilir.

Sonlu elemanlar analizi, 1960 yılların başında ilk kez uzay ve havacılık endüstrisinde sorunların halli için geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Günümüzde akışkanlar mekaniğinde, statik analizlerin, elektromanyetik analizlerin yapılması ve ısı transferinin incelenmesinde kullanılmaktadır (Holmgren ve ark 1998, Geng ve ark 2001, Ebrahimi 2012). İncelenmesi çok maliyetli olan, deneysel yöntem ve araçlar gerektiren malzemelerin kolay analiz edilmesine imkan sağlayan bu yöntem, günümüzde aynı zamanda otomotiv, inşaat ve uçak endüstrilerinde de kullanılmaktadır (Ebrahimi 2012).

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller çok komplike geometriye sahip olduklarında bu materyallerin analizlerini yapmak çok zordur. Ledney ve Haung ilk kez 1960'ların sonunda, sonlu elemanlar analizi yönteminde bir dişin matematiksel

modelini oluşturmuşlardı. Daha sonra 1970'li yıllarda, diş hekimliği alanında, Farah ve arkadaşları sonlu elemanlar analizi çalışmalarını oluşturmuşlardır (Baiamonte ve ark 1996, Moratal 2010, Ebrahimi 2012). Literatürde son 20 yılda, diş hekimliği alanında yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmaları artmaktadır (Holmgren ve ark 1998, Geng ve ark 2001, Wakabayashi ve ark 2008).

Teknoloji ve bilgisayar işlemcilerinin gelişmesi, sonlu elemanlar analizi yazılımlarının da gelişmesine neden olmuştur, teknik olarak bu yazılımlar arasında bir fark yoktur. ALGOR, ADINA, ABAQUS, ANSYS, COMSOL, FEMTOOLS, FEMPRO, MARC, PAFEC 75, NASTRAN, PATRAN, SOLİDWORKS, SAP 2000, SAP 80, STRAND 7 ve ZEBULON isimli pek çok sonlu elemanlar analiz yazılım programı, diş hekimliğinde başarıyla kullanılmaktadır (Baiamonte ve ark 1996, Geng ve ark 2001, Adıgüzel 2010). Bu yazılımlarla değişkenlerin rakamsal değerlerini ve stres dağılımlarının kolay anlaşılabilmesine yardımcı olan renk dağılımlarıyla görüntüler alınmaktadır. Sonlu elemanlar analizi yöntemi, diş hekimliğinin aşağıda yazılan alanlarında kullanılmaktadır (Mackerle 2004):

A. Dental Materyaller
    a) Diş ve tabakaları (mine, dentin, sement)
    b) Cam seramik ve zirkonyum seramikler
    c) Kompozit rezinler, cam iyonomerler, yapıştırma simanları
    d) Kanal dolgu materyalleri ve postlar
    e) Metaller ve metalik sistemler
    f) Oral ve maksillofasiyal dokuların cerrahisi ve mekaniği
    g) Temporomandibular eklem biomekaniği
    h) Üst ve alt çene kırıkları ve bunların fiksasyonu
    i) Alveol kemiği, kortikal kemik, trabeküler kemik ve periodontal ligament
    j) İmplant ve implant parçaları
    k) Dental restorasyonlar
    l) Kron ve köprü protezleri

m) Sabit ve hareketli protezler

n) Dolgu materyalleri

o) Kole defektleri, endodontik tedaviler, kök kanallarının modellenmesi, kanal içerisindeki stresler, kanal eğeleri ve iğneleri

B. Ortodontik apareyler

C. Tasarım özellikleri

D. Kuvvet yüklemesi ve diğer değişkenler

E. Osseointegrasyon

Pek çok araştırmacı bilim adamları; fotoelastik ve diğer stres analizi yöntemlerine göre, sonlu elemanlar analizi yöntemini, daha avantajlı bulmaktadırlar (Eskitaşcıoğlu 1991). Sonlu elemanlar analizi, özellikle strüktürlerin yer değiştirmesi, bükülme, kırılma, eğilme, gerilme, elastik ve plastik deformasyonlar, titreşim, bağlanma dayanımları gibi pek çok parametrelerin matematiksel olarak analiz edilmesinde kullanılmaktadır (Asmussen ve ark 1999, Akkayan ve Gülmez 2002, Asmussen ve ark 2005).

Sonlu elemanlar analizi yönteminde sayısal sonuçların elde edilmesi için bazı gerekli bilgilerin analiz programına girilmesi gerekir. Bu bilgileri aşağıdaki gibi sıralayabiliriz (Cook ve ark, Bilgin 2008):

- Düğüm noktaları ve elemanlarının sayısı
- Düğüm noktaları ve elemanların belirlenmesi için numaralandırma mekanizmi
- Materyalin poisson oranı ve elastisite modülü
- Düğüm noktalarının koordinatları
- Sınır şartları
- Dış düğümlere gelen kuvvetlerin analizidir.

Sonlu Elemanlar stres analizi metodunun avantajlarını aşağıdaki gibi sıralayabiliriz

- Yapıların geometrisinin tamamını net elde etmek için elemanların boyut ve şekillerinde değişikliklerin yapılabilinmesi
- Komplike geometriye sahip yapıların analizinin kolay yapılabilinmesi ve tekrarlanabilinmesi
- Boşluklu ve köşeli alanların kolay incelenebilinmesi
- Zamana bağlı değişebilen yüklerin ve geometrisinde değişiklik olabilen yapıların incelenebilinmesi
- Farklı yüzeylere sahip yapılar arasında sürtünme, yapışma ve temasların gerçeğe yakın elde edilebilinmesi
- Değişik malzeme özellikleri olan materyallerin incelenebilinmesi
- Sınır şartlarının kolay uygulanabilinmesi ve değiştirilebilinmesi

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları

- Analiz sonuçlarını etkileyecek bazı anahtar özelliklerin doğru belirlenmesinin araştırmacının bilgi ve tecrübesine bağlı olması
- Bilgi ve tecrübe birikimine, teknolojiye ve zamana ihtiyaç duyulması
- Olabildikçe gerçeğe yakın şartların, model üzerine uygulanabilinmesinin bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar stres analizi programıyla sınırlı olması
- Diş hekimliğinde yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında yapılar izotropik ve homojen olarak kabul edilmektedir. Oysaki hiçbir yapı %100 izotropik ve homojen değildir (Geng ve ark 2001, Lin ve ark 2009).

- Analizin yapılabilinmesi için modelde bazı varsayımları gerçekleştirmek gerekir. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında kemik ve implant arayüzünde osseointegrasyon %100 olduğu kabul ediliyor. Oysaki histoloji çalışmaları kemik ve implant arasında hiçbir zaman %100 osseointegrasyon olmadığını belirtmektedir (Gahlert ve ark 2007, Depprich ve ark 2008, Gahlert ve ark 2009).

- Analiz sonucundaki veriler kesin olarak kabul edilmemeli, yapılardaki stres dağılımlarının titizlikle incelenmesi ve değerlendirilmesi gerekir.

Sonlu elemanlar analizi aşamaları

Bu yöntemde analiz üç adımda yapılmaktadır.

1) Pre-processing

2) Processing

3) Post-processing

A. Birinci aşama, pre-processing aşamasıdır. Bu aşamada analiz edilecek yapı, modellenerek bilgisayara aktarılır. Bunun için CAD (computer aided design) programları kullanılmaktadır. Bunun dışında bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonansla alınan görüntülerin, programa aktarılmasıyla ve modelleme programları kullanılarak yapıların tasarımı çizilerek üç boyutlu başarılı anatomik modeller elde edilebilinmektedir. Elde edilen üç boyutlu model, küçük parçalara bölünür ve bu parçalara eleman adı verilir. Analiz edilecek alanın geometrisine uygun eleman seçilir. Elde edilen elemanlar mekanik, fiziksel ve karakter açısından ana strüktüre benzemesi gerekir. Gerçeğe yakın sonuçlar elde etmek için seçilecek elemanların büyüklüğü ve tipi önem arz etmektedir (Sonugelen ve Artunç 2002). Elemanlar düğüm noktalarında birleşmektedir, bu düğüm noktalarına node adı verilir ve bu birleşmeden mesh denilen ağ yapı oluşur. Bu ağ yapıya matematiksel model de denilmektedir (Geng ve ark 2001, Akça ve ark 2002, Magne 2007, Moratal 2010, Ebrahimi 2012). Düğüm noktaları genelde eleman sınırlarında yerleşmektedir. Analiz

edilecek yapının malzeme özellikleri programa girilir. Daha sonra programda sınır koşulları oluşturulur. Bu sınır koşullarına, yapıya etki edecek kuvvetleri ve sistemin serbestliğine etki edecek faktörleri gösterebiliriz. Modelin mesh yapısını oluşturan elemanlara sanal kuvvetler uygulanır. Bunun sonucunda oluşan stres ve şekil değiştirmeleri diğer elemanlara da iletilerek, onların da etkilenmesine neden olurlar. Eleman sayının çok olması gerçeğe daha yakın sonuçların çıkmasını sağlarken, analizde olabilecek hata ihtimalini de yükseltmektedir (DeTolla ve ark 2000, Geng ve ark 2001, Akça ve ark 2002).

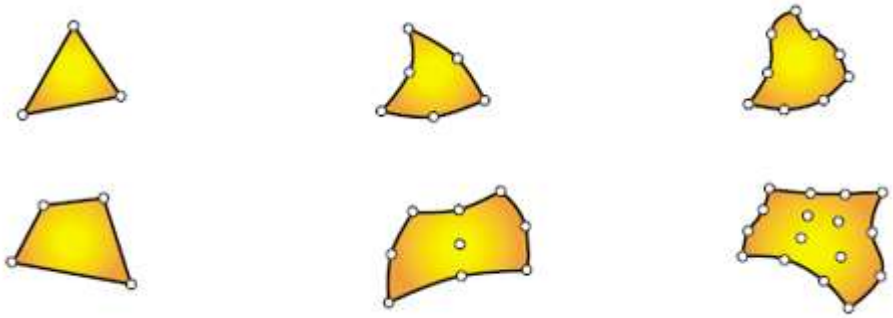
Eleman tipleri:

1. Çizgisel elemanlar. Uç uca eklenerek yalnız düğüm noktasından oluşan elemanlardır (şekil 1.19).



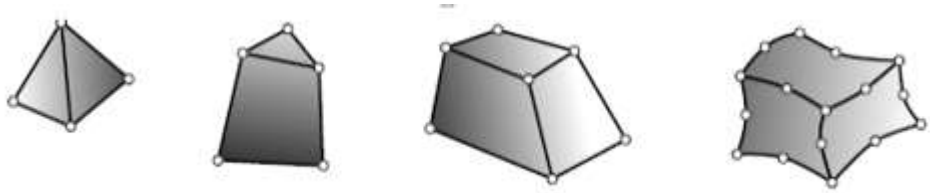
Şekil 1.19. Çizgisel elemanlar.

2. İki boyutlu olan katı elemanlar. Kalınlıkları sabit olan yüzey elemanlarıdır. Çoğu zaman üçgen ve yamuk şeklinde olurlar (şekil 1.20).



Şekil 1.20. İki boyutlu elemanlar.

3. Üç boyutlu elemanlar. Tetrahedral ve hekzahedral şeklinde olurlar (şekil 1.21).



Şekil 1.21. Üç boyutlu elemanlar

B. Analizin bu aşamasında materyalin mekanik özellikleri ve yükleme koşulları gibi veriler programa aktarılır. Mekanik özellikler için young modülü ve poisson oranı kullanılır. Diferansiyel denklemlerle belirlenen elemanların mekanik özellikleri, önce cebirsel daha sonra matris denklemlerine dönüştürülmektedir. Bu denklemler daha sonra birleştirilir ve buna da yapının denklem takımı veya denge denklemi adı verilir. Denklemin çözülmesiyle düğüm noktalarında değişkenlikleri olur. Bununla da sayısal sonuçlar elde edilir (Cook ve ark 1982, Geng ve ark 2001). Elde edilen veriler gerilme, birim uzama ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılmaktadır. Yüklemelerden sonra elde edilen veriler depolanır.

C. Üçüncü adım post-processing aşamasıdır. Analiz sonucunda ortaya çıkan matematiksel ve teorik veriler görselleştirilip, anlaşılabilir şekle gelmesi sağlanır. Bu aşamada renk dağılımlarıyla animasiyonlar elde edilir. Analiz sonucunda elde edilen değerler materyalin mekanik özelliklerini hesaba katarak analiz etmek gerekir ki, metal gibi çekilebilir (ductile) materyallerde Von Misses stres, kırılgan materyallerde (kemik, porselen, greft materyalleri) ise asal gerilme (principal stresses) değerleri kullanılmaktadır. Modellerde oluşan en yüksek pozitif olan değerler (maximum principal stress) gerilme tipi (çekme) gerilimini, en düşük negatif olan değerler ise (minimum principal stress) sıkışma (baskı) tipi gerilimini göstermektedir. Bundan başka Von Misses değerleriyle modelin tamamında oluşabilen stres değerleri hakkında fikir sahibi olunabilir (Geng ve ark 2001, Tabata ve ark 2010, Ebrahimi 2012, Hong ve ark 2012). Elemanda oluşan gerilme tiplerinden hangisinin mutlak

değeri yüksekse, eleman o gerilme tipinin etkisi altında olduğu düşünülmektedir. Üç boyutlu bir elemanda en büyük gerilme değeri makaslama gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda gerçekleşir. Bu konumda normal gerilmelere "principle stress" denir. Kırılgan materyaller için principle gerilme değeri önemlidir. Von Mises çekilebilir materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan gerilmelerin bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır.

İmplant diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizinin kullanımı

Weinstein ve arkadaşları, 1976 yılında ilk kez sonlu elemanlar analizini implant diş hekimliğinde kullanmaya başlamıştır. Cook ve arkadaşları, 1982 yılında porözlü yüzeyi olan implantlarda, sonlu elemanlar analizi yöntemiyle bağlanma değerlerine bakmıştır. Borches ve Reichart, 1983 de farklı osseointegrasyon seviyesine sahip olan implantı üç boyutlu olarak analiz etmiştir. 1983'de Atmaram ve Mohammed, bir implant üzerinde sonlu elemanlar analizi yardımı ile implant geometrisini, uzunluk değişkenliklerini incelemiştir. Williams ve arkadaşları, 1990 yılında implantüstü kantileverli protezin kemikte oluşturduğu stresleri incelemiştir. Doğal diş ve implant bağlantısını, 1996 yılında Akpınar ve arkadaşları, sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir (Canay ve ark 1996). Son 20 yılda kemik ve implantlar gibi komplike geometriye sahip yapılarda stresleri incelemek için en uygun yöntem haline gelmiştir ve oldukça çok çalışmalar yapılmıştır (Akça ve İplikçioğlu 2001, Pierrisnard ve ark 2002, Cruz ve ark 2003, Ishigaki ve ark 2003, Eskitascioglu ve ark 2004, Himmlova ve ark 2004, Akca ve Cehreli 2006, Al-Sukhun ve ark 2007, Daas ve ark 2008). Dental implantları başarılı kılan başlıca faktörlerden biri oklüzal kuvvetler altında implant ve implant parçalarının çevre dokularda oluşturduğu streslerdir ki, bu stresleri de ölçmenin ve değerlendirmenin güvenli yolu, sonlu elemanlar stres analizi yöntemidir (Maurer ve ark 1999, DeTolla ve ark 2000).

Sonlu elemanlar analizinde geleneksel model oluşturma teknikleri ile üç boyutlu model oluşturmak olabildiğince zordur. Onun için ilk çalışmalarda iki boyutlu modeller kullanılmıştır. Bu çalışmalarda kortikal ve trabeküler kemik ayrı ayrı gösterilemediğinden, alınan sonuçların gerçeklik payı azdı. İki boyutlu modellemeye

göre üç boyutlu modelleme ile yapılan analizlerde gerçeğe daha yakın sonuçlar alınmaktadır. Bu yöntemle elde edilen verilerin netliğini etkileyen faktörlere, materyal özellikleri, kemik implant ara yüzü, kemik ve implantın detaylı geometrisi ve sınır koşulları gibi faktörleri göstermek gerekir.

1.8.2. Stres analizlerinde kullanılan terimler

Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman o cismin dahilinde oluşan gerilmeleri tespit edip değerlendirmek için stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Stres analizi çalışmalarında çenelerde, dişlerde, implantlarda ve çevre dokularda oluşan gerilmeleri değerlendirmek için bazı biomekanik terimlerin bilinmesi gerekir.

Kütle: Bir cismin hareket zamanının, değişime gösterdiği dirençe denilmektedir. Kütle, ağırlıktan farklı bir kavramdır. Ağırlık cisme etki eden yer çekimi kuvvetidir (Caputo ve Standlee 1987).

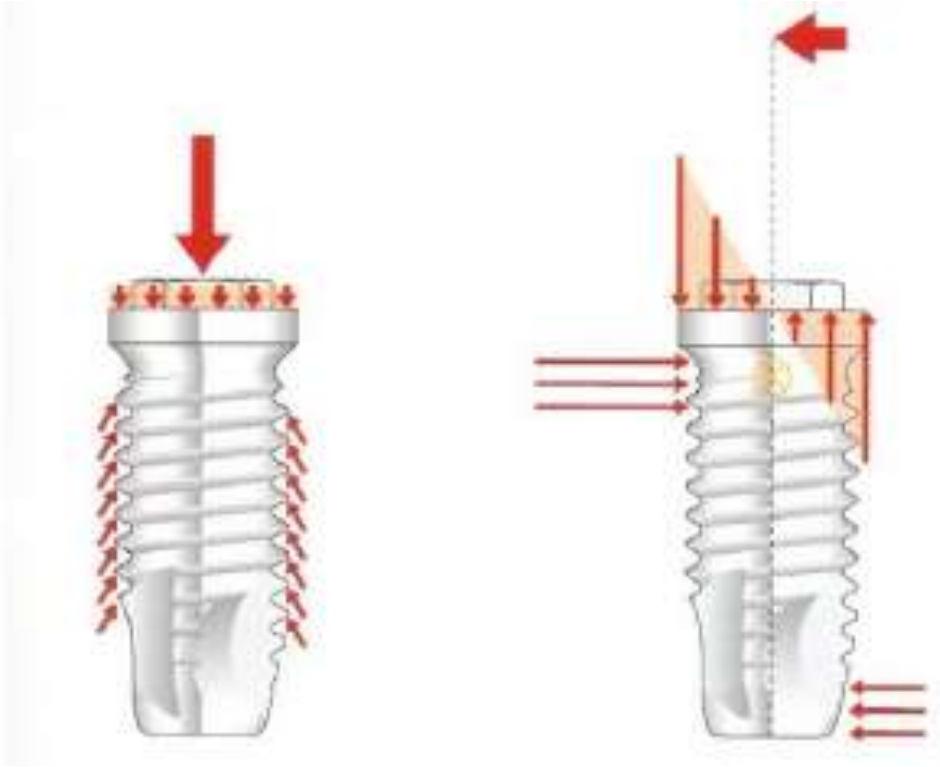
Kuvvet: İlk defa 1687 yılında İsaac Newton tarafından açıklanmıştır (Mericske-Stern ve ark 1996). Bir cismi harekete başlatan, değiştiren, durduran ve hızını, yönünü değiştiren etkene kuvvet denilmektedir (Mah 1997, Sonugelen ve Artunç 2002). Kuvvet vektörel olup, büyüklüğü ve yönü ifade edilmelidir. Birimi N (Newton) veya kgf (kilogram force) olarak ifade edilir.

Bir cisme; başka cisimlerden gelen etkiye dış kuvvet, cismin bölümleri veya partikülleri arasında oluşan etki veya tepkilere ise iç kuvvet denilmektedir. Dental implanta uygulanan her hangi bir dış kuvvet önce implantın tamamına dağılır, sonra implanttan kemiğe iletilir ki, bu iletilmeler esnasında iç kuvvetler meydana gelir (Asaro ve Lubarda 2006).

Kuvvetlerin; baskı, çekme ve makaslama kuvvetleri gibi türleri vardır. Basma kuvvetleri uygulandığında cisimdeki partiküllerde sıkışma oluşmaktadır. Çekme kuvvetleri, partikülleri birbirinden ayırma kuvveti uygular. Makaslama kuvvetlerinde ise kaymaya neden olur. Kemik ve kemik implant, ara yüzeyi sıkışma kuvvetlerine dirençliyken, çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı ise zayıftır (Şekil 1.22). Özellikle makaslama kuvvetleri en zararlı kuvvet tipidir ve diğer kuvvet tiplerine göre

%65 daha zararlıdır (Misch 2005). Gerilme kuvvetleri ise baskı kuvvetlerine göre %30 daha zararlıdır.

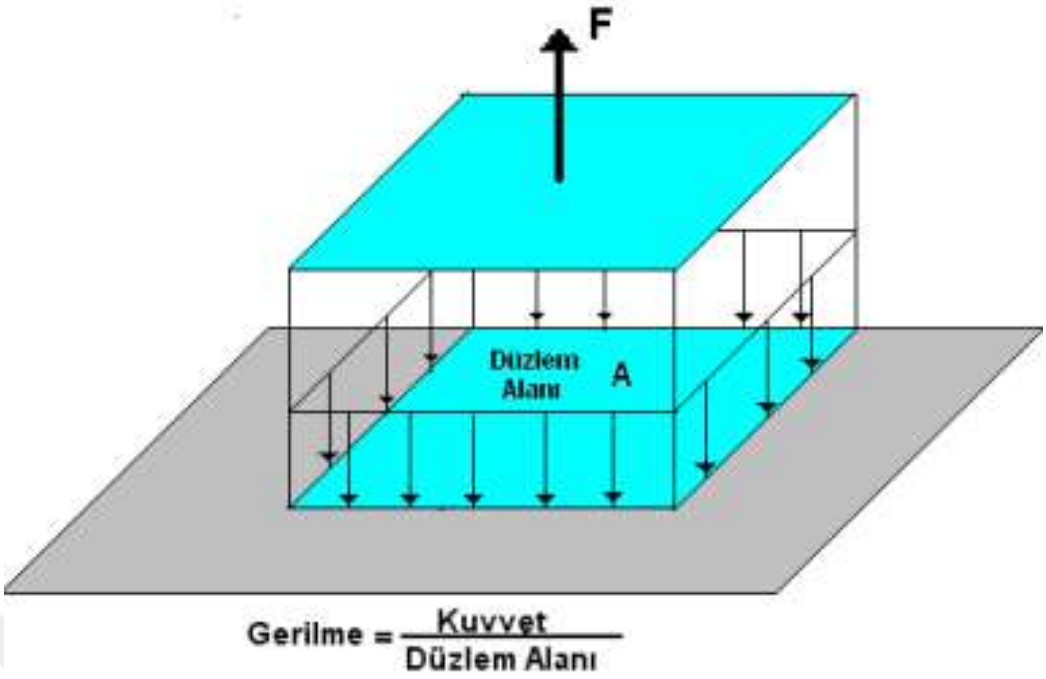
Kemik implant osseointegrasyonun başarılı olmasında, çiğneme kuvvetleri önemli rol oynar. Çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğü ve şiddeti yaşa, cinsiyete, dentisyona, parafonksiyona, kas hacmi gibi birçok faktöre bağlıdır (Palacci ve Ericsson 2001, Morneburg ve Proeschel 2008).



Şekil 1.22. İmplanta gelen kuvvet ve dağılımı.

Gerilme (Stres)

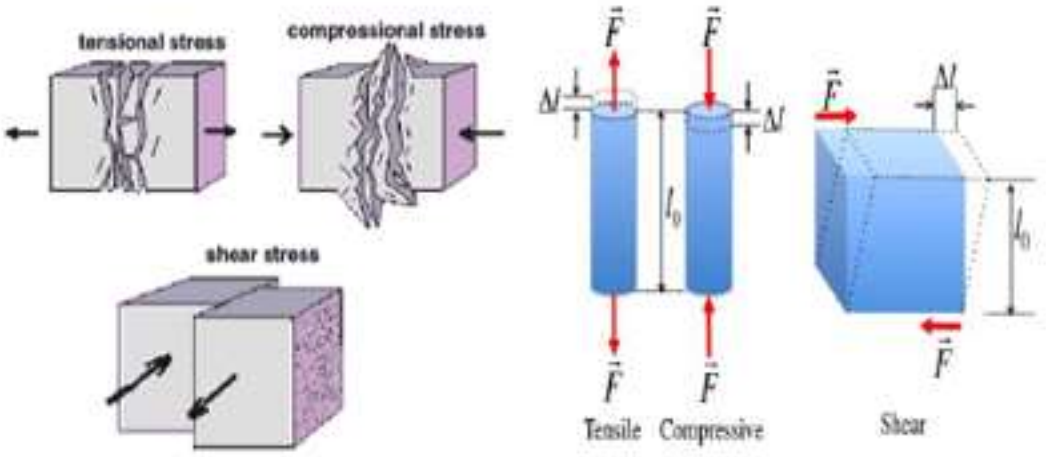
Gerilme; bir cismin, birim alanına gelen kuvvet miktarıdır (Şekil 1.23). Gerilmenin büyüklüğüne gelen kuvvetin ve kuvvetin dağıldığı alanın büyüklüğü etki etmektedir (Misch 2005). Bir yapıya dışarıdan bir kuvvet geldiğinde, o yapı içerisindeki kuvvete karşı aynı miktarda bir tepki oluşur ki, buna stres denilir. Gelen kuvvet ve oluşan stres yapının tüm yüzeyine yayılmaktadır (Craig ve ark 1996).



Şekil 1.23. Birim alana gelen kuvvet ve oluşan gerilme.

Gerilme (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) formülü ile elde edilir. Birim paskaldır (P=N/m2). Genellikle çalışmalarda gerilme birimi olarak Megapaskal kullanılmaktadır. 1MPa 1N/mm2'ye eşittir (Maurer ve ark 2002, Boschian Pest ve ark 2006).

Cisme kuvvet uygulandığında sıkışma (compressive stress), gerilme (tensile stress) ve makaslama (shear stress) olmak üzere üç tip stress oluşmaktadır (Şekil 1.24). Sıkışma stresleri yapıyı küçülmeye zorlayan aynı yön ve aynı doğrultudaki iki kuvvetin yapıyı etkilemesiyle ortaya çıkar. Gerilme stressleri aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin yapıyı etkilemesiyle ortaya çıkar, makaslama stresleri ise yapının bir bölümünü farklı tarafa kaymasına neden olan zıt yönde kuvvetlerin etkisiyle oluşur. Sıkışma stresleri kortikal kemiğin en iyi tolere ettiği streslerdir. Sıkışma stresleri kemik implant ara yüzünün oluşumunda olumlu etkisi olan streslerdir. Çekme ve makaslama stresleri ise osseointegrasyona olumsuz, zararlı etkileri olan streslerdir (Misch 2005).



Şekil 1.24. Gerilme, sıkışma ve makaslama stresleri.

Basma ve çekme streslerine normal stresler denir ve σ simgesi ile gösterilir. Makaslama stresleri ise **τ** simgesiyle gösterilmektedir. Cisme etki eden kuvvetler, biri baskın olmakla üç tip stresin hepsini oluşturmaktadır ki, buna da kompleks stresler denilmektedir (Bidez ve Misch 1992, Zaimoğlu ve ark 1993).

Üç boyutlu bir elemanda makaslama streslerinin 0 olduğu durumda en büyük stres değerleri oluşur. Bu konumdaki elemanın sıkışma ve gerilme streslerine principal stress denir. Principal stress maksimum, intermediate ve minimum olmakla 3'e ayrılır. En büyük pozitif değeri σ1, en küçük negatif değeri σ3, ara değeri ise σ2 göstermektedir. Aynı zamanda σ1 en büyük çekme gerilmelerini, σ3 ise en büyük sıkışma streslerini göstermektedir. Bir düğüm noktasında mutlak değeri büyük olan gerilme etkin olan gerilme tipidir (Gümüş 2007).

Gerinim (strain)

Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman cismin uzunluğundaki değişmenin orijinal uzunluğuna oranıdır (Şekil 1.25). Cisme dış kuvvet geldiğinde o cisimde ya hareket olur ya da deformasyona (elastik veya plastik) maruz kalır. Birim uzunluğundaki ölçü değişimi gibi de tanımlanabilir. Ölçü birimi yoktur (Adıgüzel 2010). Gerilmenin olduğu her durumda gerinimde mevcuttur (Shigley ve Mischke 1989).

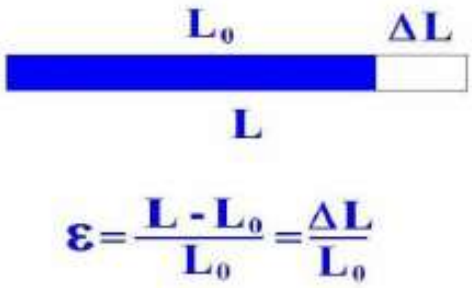
Gerilme ve gerinim, karıştırılmaması gereken farklı niteliklerdir. Gerilim, yöne ve büyüklüğe sahip olan kuvvet iken, gerinim bir büyüklüktür (Phillips 1991, O'Brien 2008, Adıgüzel 2010, Moaveni 2011).

ε- Gerinim

ΔL- Boyutsal değişim

L – Yapının ilk uzunluğu

$$\varepsilon = \Delta L / L$$



Şekil 1.25. Gerinim formülü.

Yapılar, onlara uygulanan kuvvetler sonucunda, iki çeşit şekil değişikliğine maruz kalıyorlar:

- Elastik değişim: Yapıya uygulanan kuvvet kesildikten sonra yapının ilk haline geri dönmesine denir.
- Plastik değişim: Yapıya gelen kuvvet kesildikten sonra tekrar ilk haline geri dönmemesine veya kalıcı şekil değişikliği kazanması durumuna denir.

Elastisite (Young's) modülü

Cisimlerin üzerine gelen kuvvetin aradan kalkması ile cismin ilk haline dönme yetisine elastisite denilmektedir. Uygulanan kuvvetin kesilmesi ile ilk haline dönen cisimlere elastik cisimler denir (İnan 1998, Wakabayashi ve ark 2008).

Gerilmenin gerinime oranı olan (gerilme / gerinim) elastisite modülü materyallerin sertliğinin rakamsal ölçüsünü vermektedir. Birimi Gigapaskaldır (GPa). Her materyalin kendine has elastisite modülü vardır (İnan 1998).

Bir materyalin elastisite modülünün büyük olması, materyalin sert olması anlamına gelir. Elastisite modülü büyük olan materyal kuvvetler, altında elastisite modülü düşük olan materyale göre, daha az deformasyona maruz kalır (Adıgüzel 2010).

Elastik Sınır

Yapıların deformasyona uğramadan durabildikleri maksimum gerilmedir (Kurt 2007).

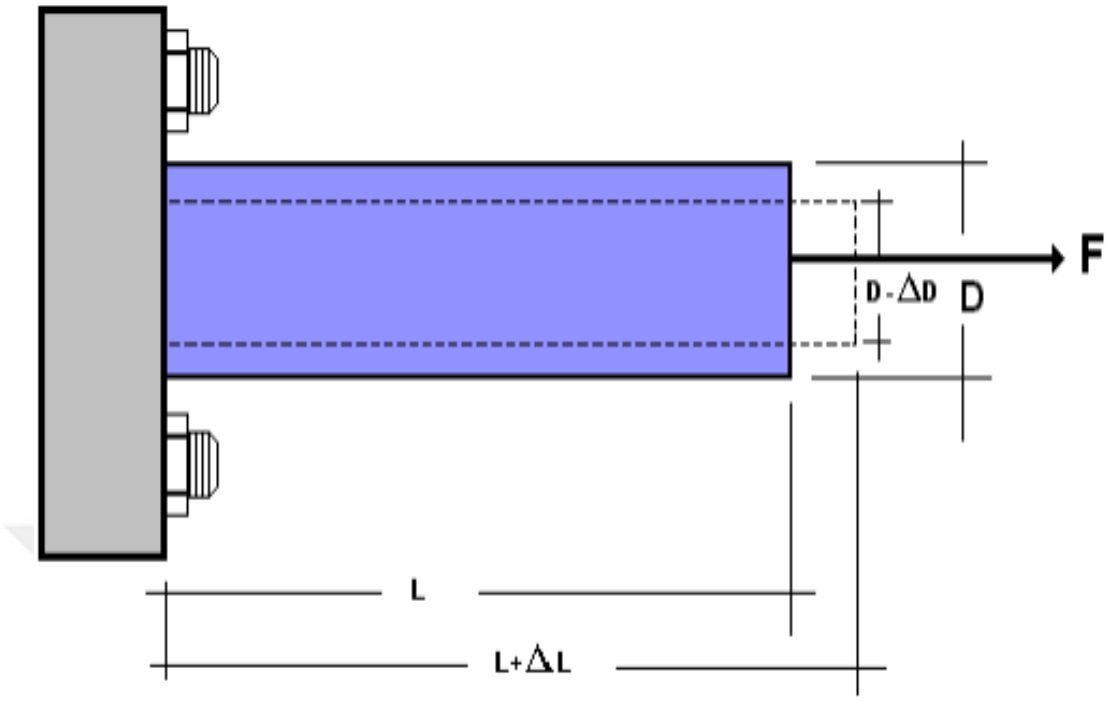
Poisson oranı

Bir yapıya uygulanan kuvvet sonucunda, elastik sınır içerisinde yapının, boydaki birim uzamasına veya deformasyonun endeki birim deformasyonun oranına poisson oranı denmektedir (Shigley ve Mischke 1989). Değeri 0-0,5 aralığındadır (Phillips 1991, Adıgüzel 2010). Formülü şu şekildedir (Şekil 1.26):

Çapsal Gerilme: $\Delta D / D$

Boylamsal Gerilme (el): $\Delta L / L$

Poission Oranı (v): $[(\Delta D / D) / (\Delta L / L)]$



Şekil 1.26. Çekme kuvveti sonucunda yapıda oluşan boyut değişimi.

İzotropi ve anizotropi

Bütün doğrultular yönünde (x, y, z) yapısal elemanları, farklı elastik özelliklere sahip olan materyallere anizotropik, benzerlik gösteren materyallere ise izotropik denmektedir. Anizotropik materyallerin yapısal elemanlarının üç asal eksende de farklılık göstermesine ortotropik, asal eksenlerden yalnız birinde farklılık göstermesine ise transvers cisim denilmektedir. Bir cisme farklı yönlerden gelen kuvvetler zamanı oluşan basma, gerilme ve makaslama stresleri zamanı izotropik materyaller aynı değişmeyen elastiklik modülü göstermektedir. Anizotrop materyallerde ise farklı yönlerde farklı elastiklik modülü oluşmaktadır (DeTolla ve ark 2000).

Lineer Elastisite

Cisme uygulanan kuvvetler altında oluşan gerilme ve geriniminin doğru orantısal değişkenlik göstermesine denir (Shigley ve Mischke 1989, DeTolla ve ark 2000). Ancak bu belli bir gerilme sınırına dek geçerlilik göstermektedir.

Homojen Cisim

Cismin homojen olması, yapısal elemanlarında mekanik özelliklerin, aynı olması anlamına gelmektedir (Craig ve ark 1996).

Hooke Kanunu

XVII. yüzyılda İngiliz matematikçisi Hooke tarafından geliştirilen teoridir. Bu teoriye göre homojen ve izotrop yapılarda oluşan birim uzama, yapının uzunluğu ve uygulanan kuvvetle doğru orantılı, yapının eni ve elastisite modülüyle ters orantılı bir ilişkiye sahiptir (İnan 1998). Bu ilişki Hooke kanunu gibi bilinmektedir ve formülüzasyonu şu şekildedir:

Birim uzama ε = Gerilme σ / Elastisite Modülü E

Von Mises Gerilmesi

Von Mises Gerilmesi; çekilebilir yapılara gelen kuvvetler altında, yapının şekil değişiminin, başlangıcındaki gerilme olarak bilinmektedir (Orenstein ve ark 1994). Bir cismin belirli bölgelerinde iç gerilim, belli bir sınır değerini aştığında cismi şekil değişikliğine uğratmaktadır, buna Von Mises ve arkadaşları, şekil değiştirme enerjisi adını vermişlerdir (Şekil 1.27). Birimi Paskaldır. Von Mises Gerilmesi üç asal gerilme değerleriyle hesaplanmaktadır (Ichikawa ve ark 1997, Kurt 2007).

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Şekil 1.27. Von Mises formülü.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, alt çeneye yerleştirilen iki implant üzerine, 6 farklı tutucu ataşman ve overdenture protez kullanılarak 6 farklı tip ataşman sistemlerinin kortikal, spongioz kemikte, implant ve implant parçalarında oluşturdukları streslerin analizleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Bu çalışmada amaç; aynı malzeme özelliklerinde, aynı yükleme koşullarında farklı ataşman sistemlerinin komponentlerde oluşturdukları stresleri analiz ederek kendi aralarında karşılaştırmaktır. İmplant ve protez üzerinde oluşan Von Mises değerlerini ve kortikal, spongioz kemik üzerinde oluşan sıkışma ve çekme stres değerleri ve dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar, stres analiz yöntemi ile statik linear analiz yapılarak karşılaştırıldı.

Bu araştırma Selçuk Universitesi Diş Hekimliği Fakültesi ile Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirildi.

2.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

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

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. .Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de

saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal elastiklik modülü ve posison oranı değerleri verilmiştir (Jemt ve ark 1991, Meijer ve ark 1996, Papavasiliou ve ark 1996, Barbier ve ark 1998, Menicucci ve ark 1998, Akça ve Iplikçioglu 2001, Cruz ve ark 2003, Zarone ve ark 2003, Koca ve ark 2005, Sevimay ve ark 2005, Prakash ve ark 2009, Abdelhamid ve ark 2015, Nagakura ve ark 2017, Zoidis 2018). (Tablo 2.1).

Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir.

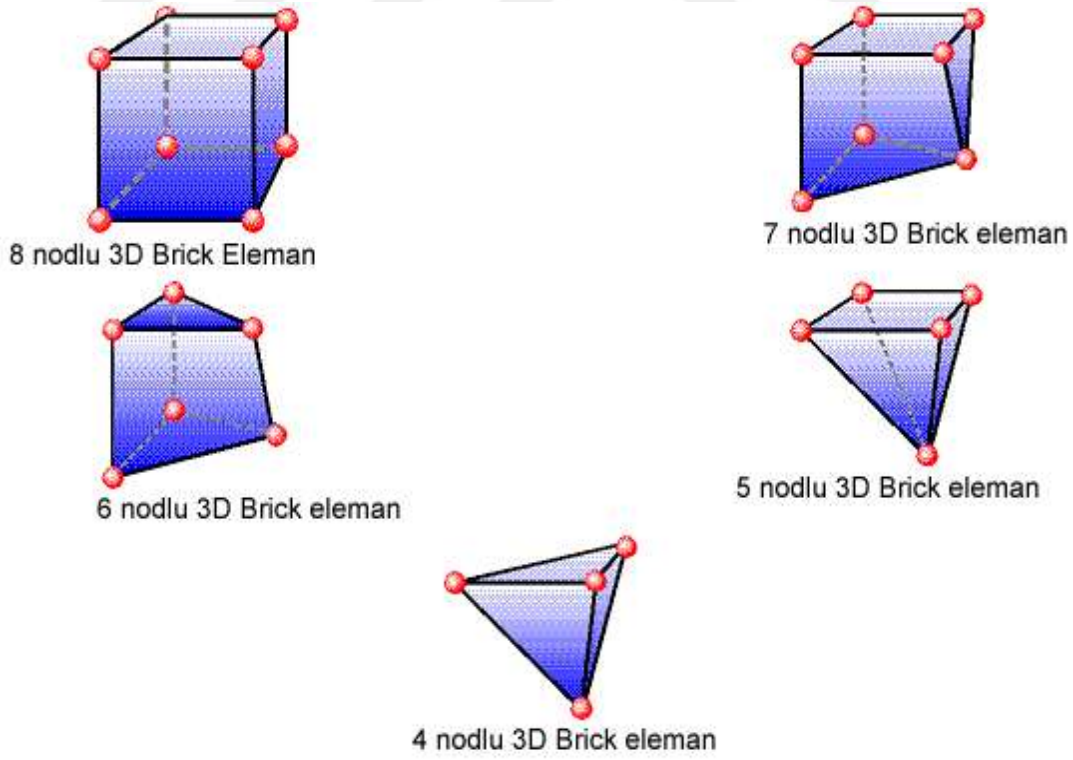
Tablo 2.1. Materyallerin elastiklik modülü ve posison oranı değerleri.

	Young Modulus (MPa)	**Poisson Ratio**
Kortikal	13700	0.30
Spongioz (D2)	1370	0.30
Mukoza	10	0.40
Protez (PMMA)	4500	0.35
Titanyum (implant, abutmentlar)	110.000	0.35
Locator Matriks	5	0.49
Locator Housing (titanyum)	110.000	0.35
Novaloc Housing (titanyum)	110.000	0.35
Novaloc Matriks (peek)	4000	0.37
Bar	110.000	0.35
Bar Klips	110.000	0.35
L-RTx TiCN kaplama	567.000	0.182
L-RTx Housing (titanyum)	110.000	0.35
L-RTx Matriks	5	0.49
CmLoc Housing (titanyum)	110.000	0.35
CmLoc Matriks	4800 (tensile 105)	0.40
Ball Housing + Matriks (birleşik)	9700	0.42
Food Stuff (AISI 1005 Steel)	200000	0.29

VR Mesh yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde, gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için, daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (şekil 2.1).



Şekil 2.1. Üç boyutlu elemanlar.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçilen çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir:

Tablo 2.2. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

ELEMAN NODE		
	Anterior Yükleme	**Posterior Yükleme**
Ball Attachment	Number of nodes = 91332 Number of elements = 465990	Number of nodes = 91408 Number of elements = 466457
Locator	Number of nodes = 94426 Number of elements = 480199	Number of nodes = 94502 Number of elements = 480666
Bar	Number of nodes = 101415 Number of elements = 506204	Number of nodes = 101491 Number of elements = 506671
Novaloc	Number of nodes = 157366 Number of elements = 740844	Number of nodes = 157442 Number of elements = 741311
L-RTx Locator	Number of nodes = 99640 Number of elements = 500069	Number of nodes = 99717 Number of elements = 500536
CmLoc	Number of nodes = 93745 Number of elements = 475856	Number of nodes = 93821 Number of elements = 476323

2.2. Mandibula Modelinin Oluşturulması

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle tam dişsiz bir hastanın tomografisi çekildi. Tomografi çekiminde CBCT cihazı (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) kullanıldı. Çekimce 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı ve 601 kesit elde edildi. Sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile yapılandırıldı. Daha sonra elde edilen film DİCOM 3.0 formatında elde edildi (şekil 2.2).



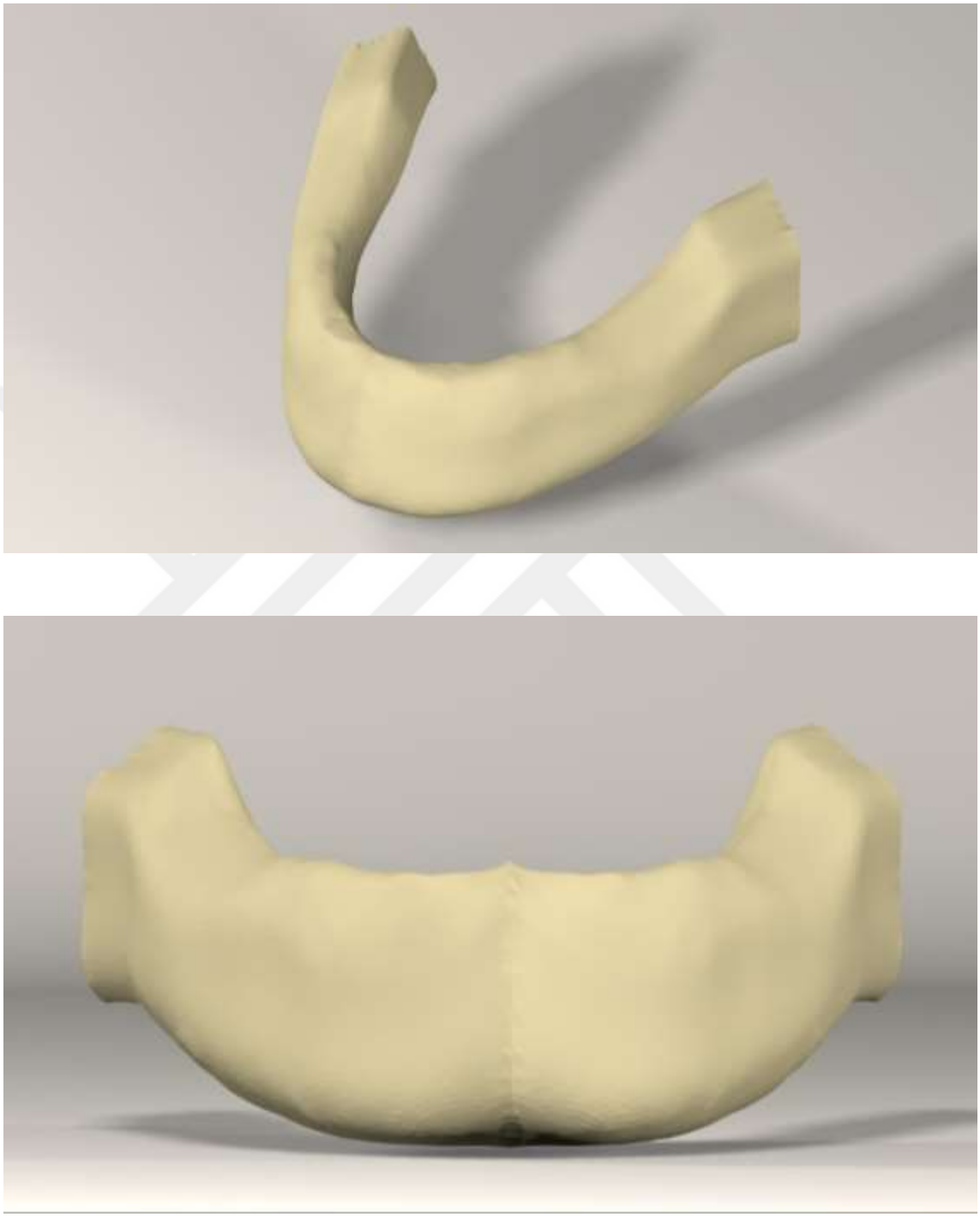
Şekil 2.2. Dişsiz alt çene tomografisi.

Çekilen film 3d-doctor (Able Software Corp. MA, USA) yazılımına atıldı ve burada "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. 3d-doctor magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi gibi pek çok görüntüleme teknikleri ile alınan görüntülerin bilgisayar ortamına aktarılması için kullanılan yazılımdır. Bu yazılım ile elde edilen görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden şekillendirme gibi değişikler yapılabilinmektedir (şekil 2.3).



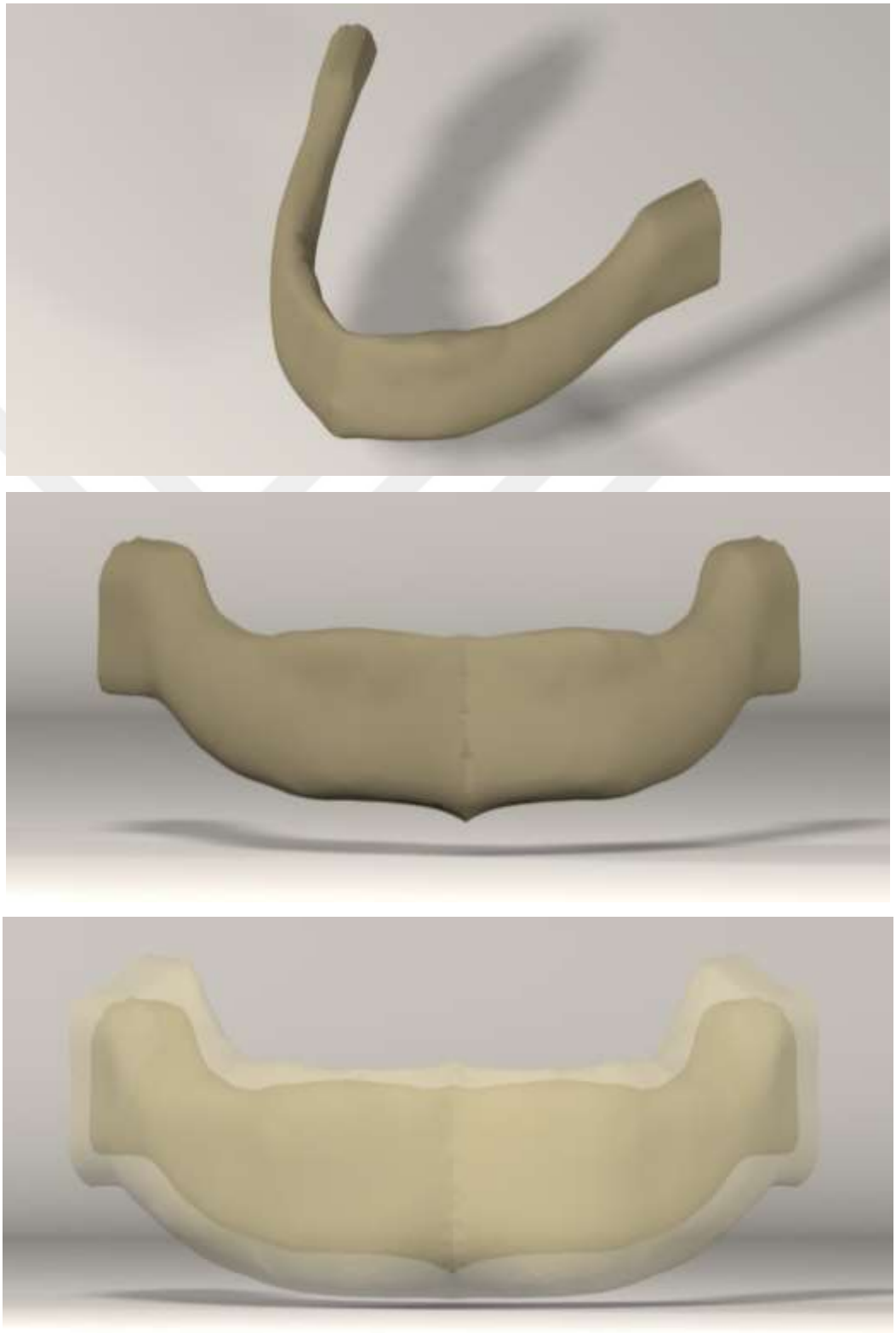
Şekil 2.3. 3d-doctor yazılımı.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde alt çene kemiği modellenmiş oldu (şekil 2.4).



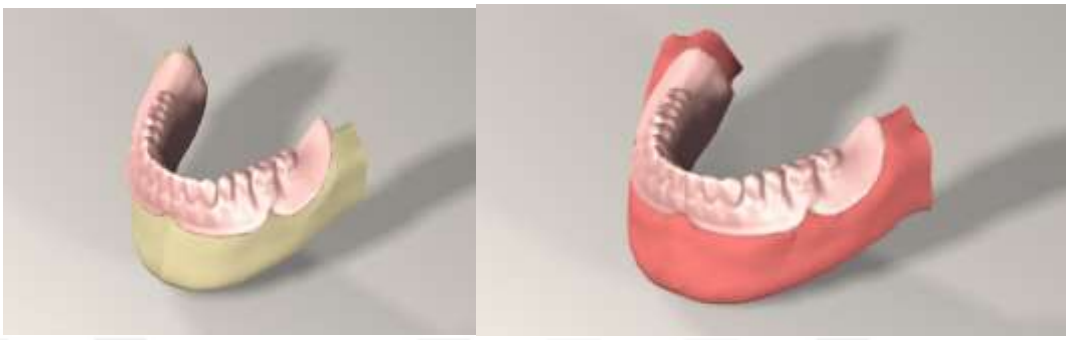
Şekil 2.4. Üç boyutlu mandibula modeli.

Kemik dokusundan ofset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu (şekil 2.5).



Şekil 2.5. Spongiyoz ve kortikal kemiğin üç boyutlu mandibula modelinde görüntüleri.

Bu şekilde mandibula kortikal kemik, spongioz kemik, mukoza, protez, implant ve abutment gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu (şekil 2.6).

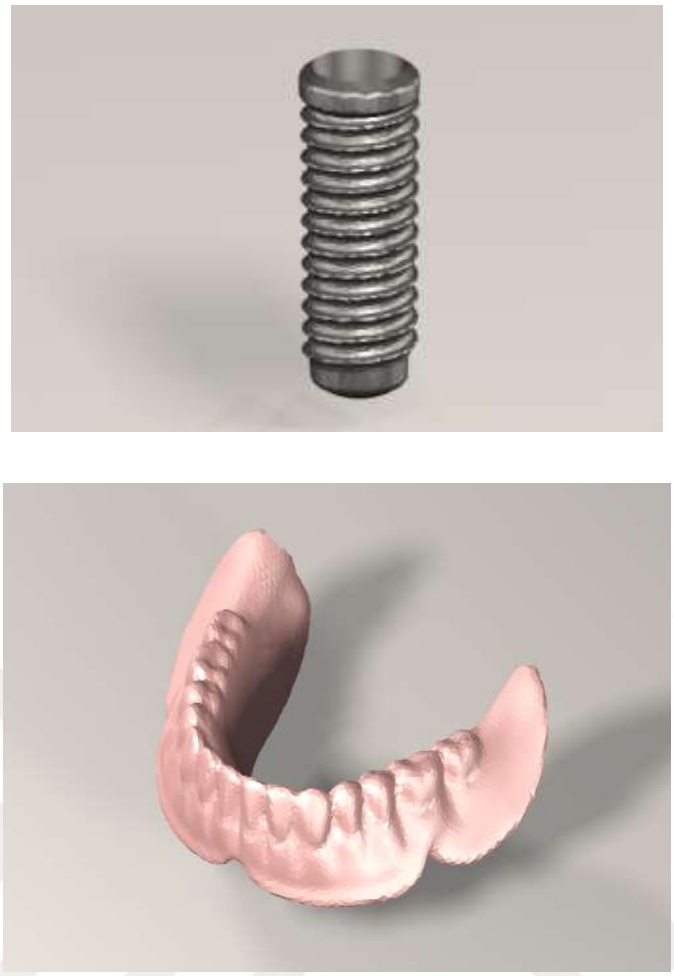


Şekil 2.6. Üç boyutlu overdenture protez ve mandibula modeli.

Mandibulanın özellikle anterior kısmında D2 kemik kalitesi görüldüğü için buna uygun olarak modelde trabeküler kemiği örten kortikal kemik 2 mm ve onun da üzerinde olan mukoza da 2 mm kalınlığında modellendi.

2.3. İmplant modelleri ve tutucu sistemlerin oluşturulması:

Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları (şekil 2.7) SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı (şekil 2.8) ile 3 boyutlu olarak tarandı. .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılarak kuvvet aktarımı sağlandı. İmplantlar ve kemik dokusu arasında osseointegrasyon %100 olarak varsayıldı (Menicucci ve ark 1998, Akça ve İplikçioğlu 2001, Prakash ve ark 2009). Uygulanan oklüzal kuvvetler altında kemik ve implant arasında hareketin olmasına izin verilmedi.

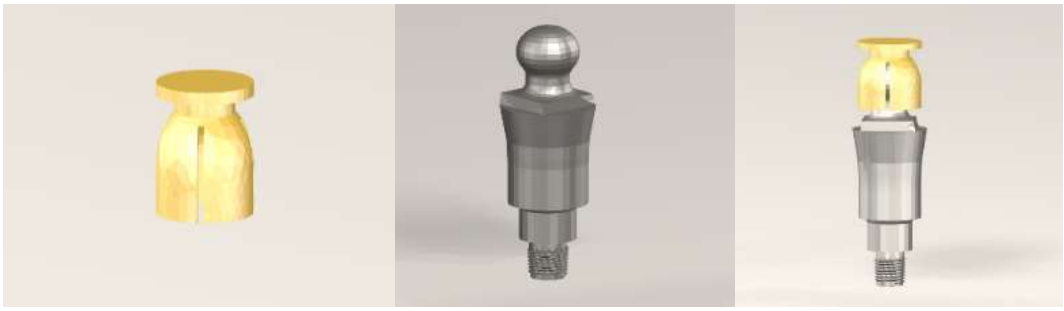


Şekil 2.7. Modellenen implant ve overdenture protez modelleri.

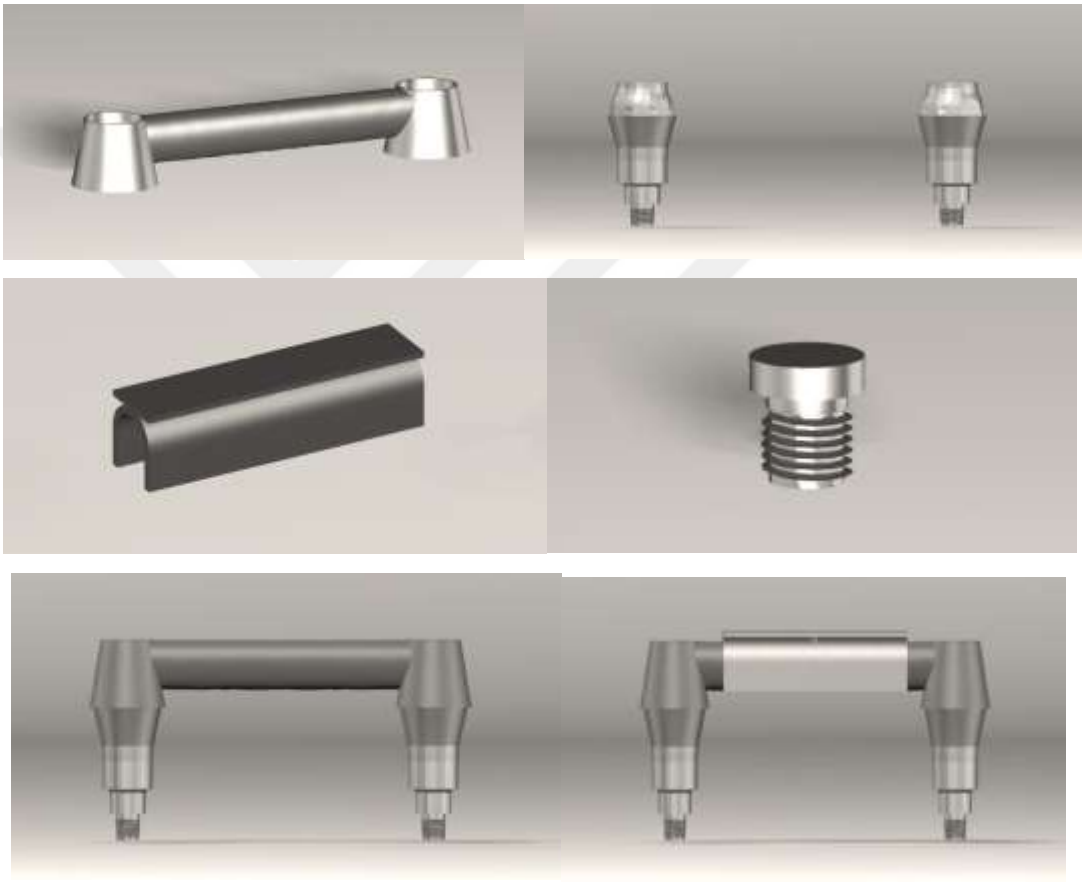


Şekil 2.8. SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı.

Türkiye'de bulunmayan L-RTx (Zest Anchorcs LLC, Carlsbard, California, Amerika**)** ve CmLoc **(**Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, İsveç**)** ataşmanlarının modellemesi yurtdışında olan firma temsilciliklerinden elde edilen bilgilerin ışığında üç boyutlu programda modellenmiştir (şekil 2.9).



Şekil 2.9. A. Ball ataşman ve parçaları.



Şekil 2.9. B. Bar ataşman ve parçaları.



Şekil 2.9. C. Locator ataşman ve parçaları.



Şekil 2.9. D. CmLoc ataşman ve parçaları.



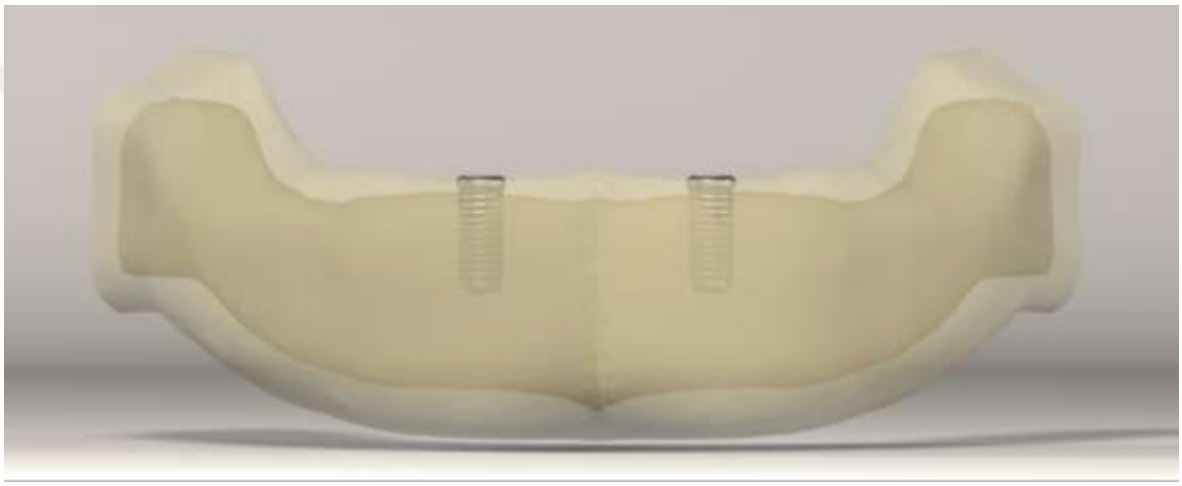
Şekil 2.9. E. Novaloc ataşman ve parçaları.



Şekil 2.9. F. L-RTx locator ataşman ve parçaları.

Çalışmada dişsiz mandibula modellerinin her birinde günümüz diş hekimliğinde çok tercih edilen vida tip implantlar kullanılmıştır. İmplantlar ITI Straumann (SLActive Regular CrossFit® (RC) Bone Level) marka tercih edilmiştir. Tüm modellerde standardizasyonu korumak için implantlar aynı çap ve aynı boyda 4.1 x 10 mm olarak seçildi ve tüm modellerde implant çevresinde 2 mm kortikal kemik

olmasına dikkat edildi. İmplantlar, modele 90^0'lik açı ve birbirine paralel olacak şekilde yerleştirildi (şekil 2.10). İmplantlar her iki tarafta, lateral ve kanin dişleri arası bölgede konumlandırıldı. Her iki implantın merkezi ile orta hat arasında yaklaşık 10 mm mesafe vardır. Daha sonra implant ve protezi bağlayan 6 farklı ataşman sistem modellendi. Her bir ataşman sisteminin uzunluğunu klinik endikasyonlarına göre, diş eti seviyelerine göre ayarlandı. Analiz verilerinin değerlendirilmesinde mukayeseden yararlanılacağı için, modellenen overdenture protezin kalınlığı ve yüksekliği (aksiyon hattından oklüzal tabloya kadar) tüm modellerde sabit tutularak standartizasyon sağlanmıştır. Modellenen protezde akrilik yapay dişler kullanılmıştır.



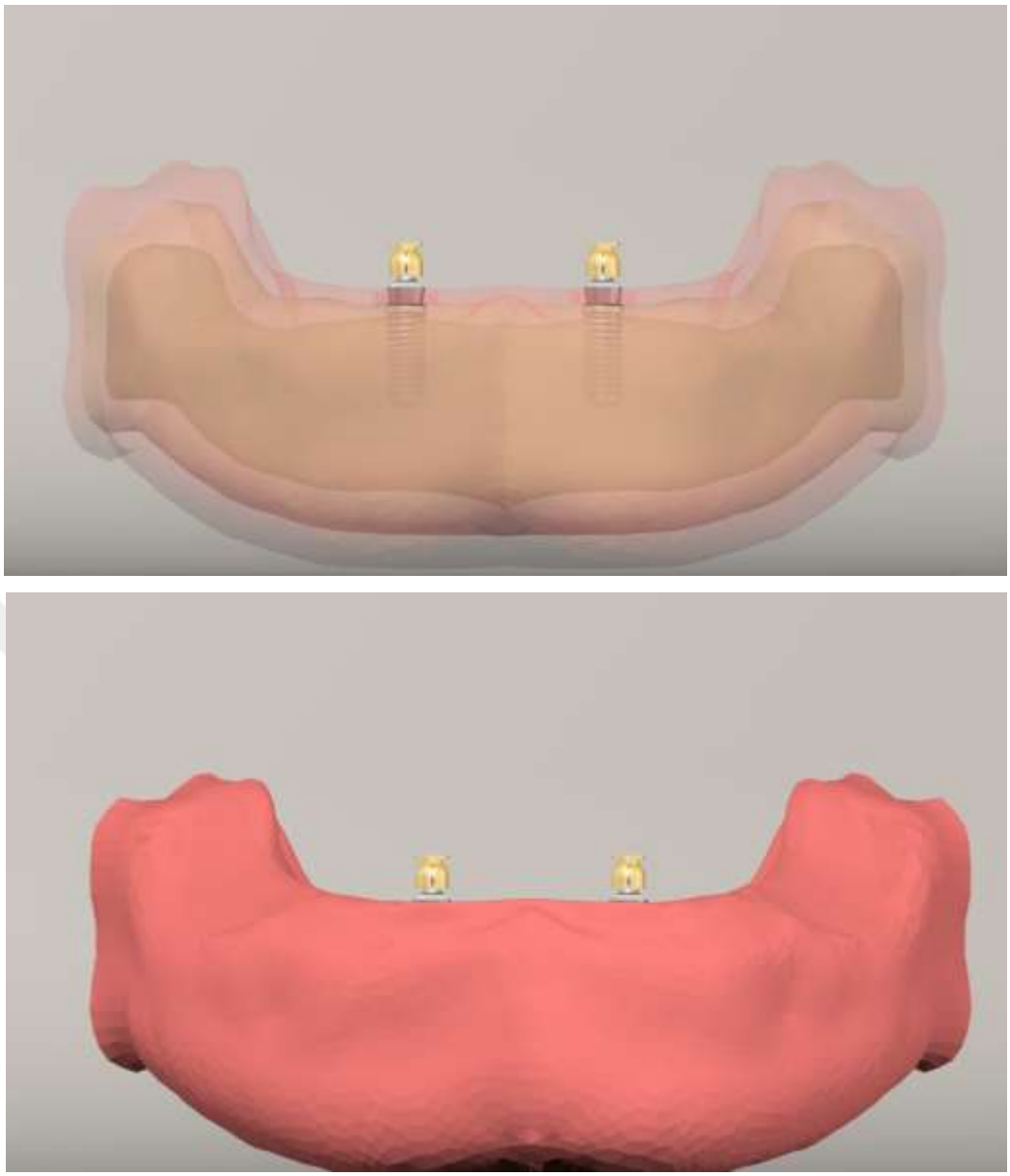
Şekil 2.10. İmplantların mandibula modelinde pozisyonları.

2.4. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

Çalışmada, mandibular iki implantla desteklenen overdenture protezin tutuculuğunu sağlayan 6 farklı tutucu ataşman sistem modellenerek, 6 model oluşturuldu.

2.4.1. Model Ball

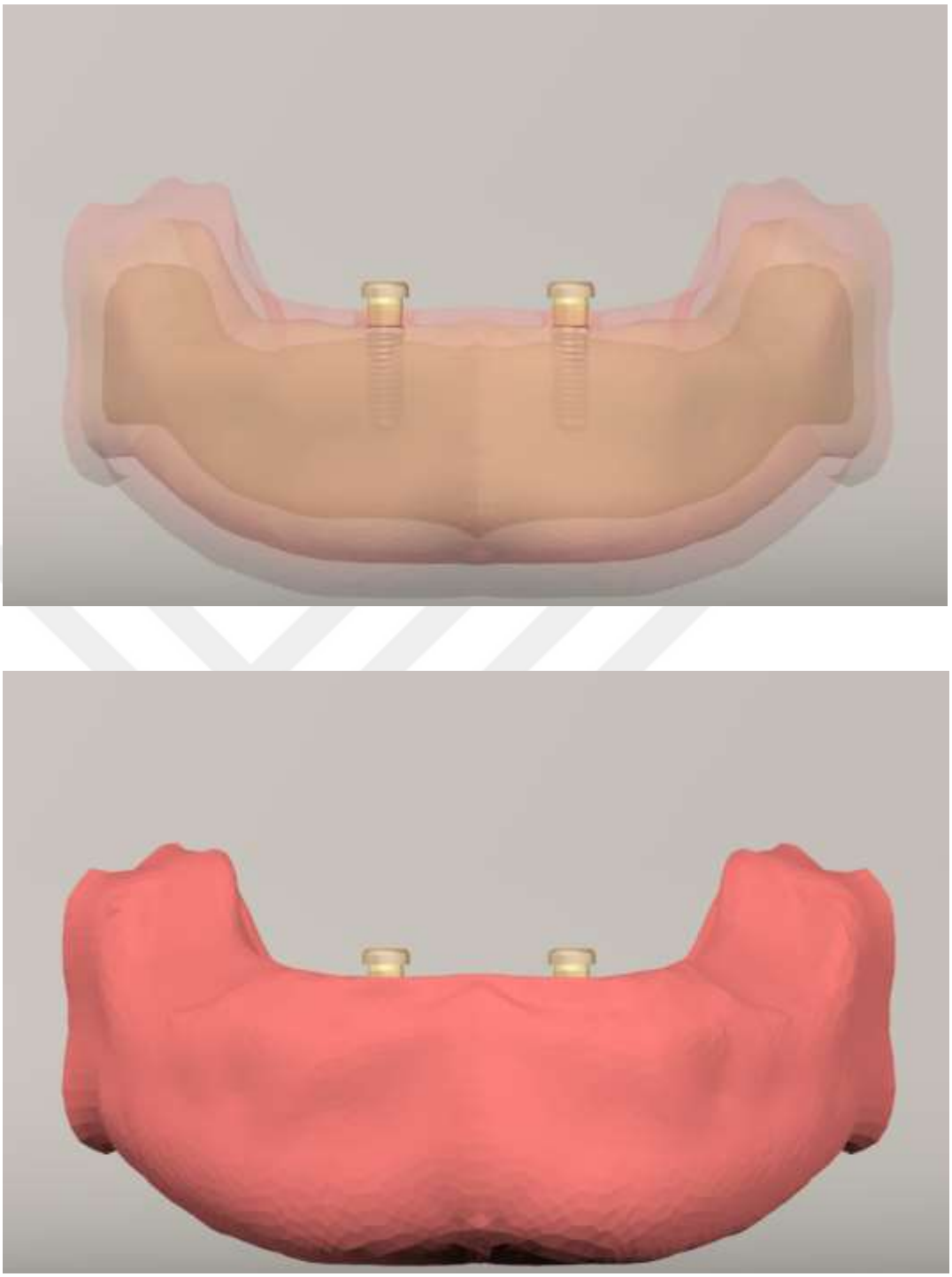
Tam dişsiz alt çene modelinde, orta hattan implantın merkezine kadar 10 mm olan lateral ve kanin dişleri arası bölgeye, birbirine paralel ve aralarında 0 seviye farkı olacak şekilde iki implant yerleştirildi. Overdenture protezin implantlar üzerinde tutuculuğunu sağlamak için ball tutucu sistem kullanıldı (şekil 2.11).



Şekil 2.11. Ball ataşman modeli.

2.4.2. Model Locator

Tam dişsiz alt çene modelinde, orta hattan implantın merkezine kadar 10 mm olan lateral ve kanin dişleri arası bölgeye, birbirine paralel ve aralarında 0 seviye farkı olacak şekilde iki implant yerleştirildi. Overdenture protezin implantlar üzerinde tutuculuğunu sağlamak için locator tutucu sistem kullanıldı (şekil 2.12).

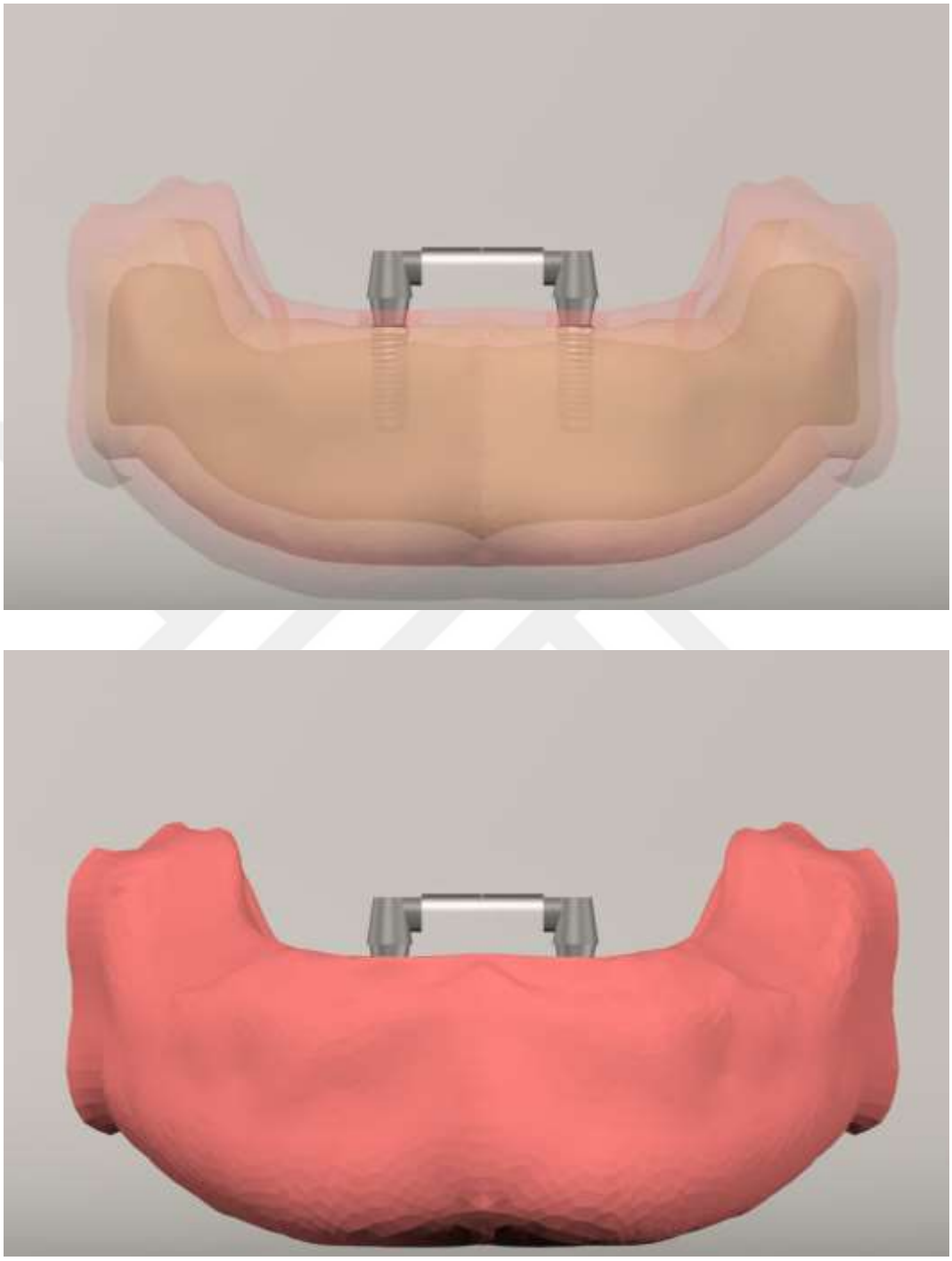


Şekil 2.12. Locator ataşman modeli.

2.4.3. Model Bar

Tam dişsiz alt çene modelinde, orta hattan implantın merkezine kadar 10 mm olan lateral ve kanin dişleri arası bölgeye, birbirine paralel ve aralarında 0 seviye farkı

olacak şekilde iki implant yerleştirildi. Overdenture protezin implantlar üzerinde tutuculuğunu sağlamak için bar (dolder) tutucu sistem kullanıldı (şekil 2.13).

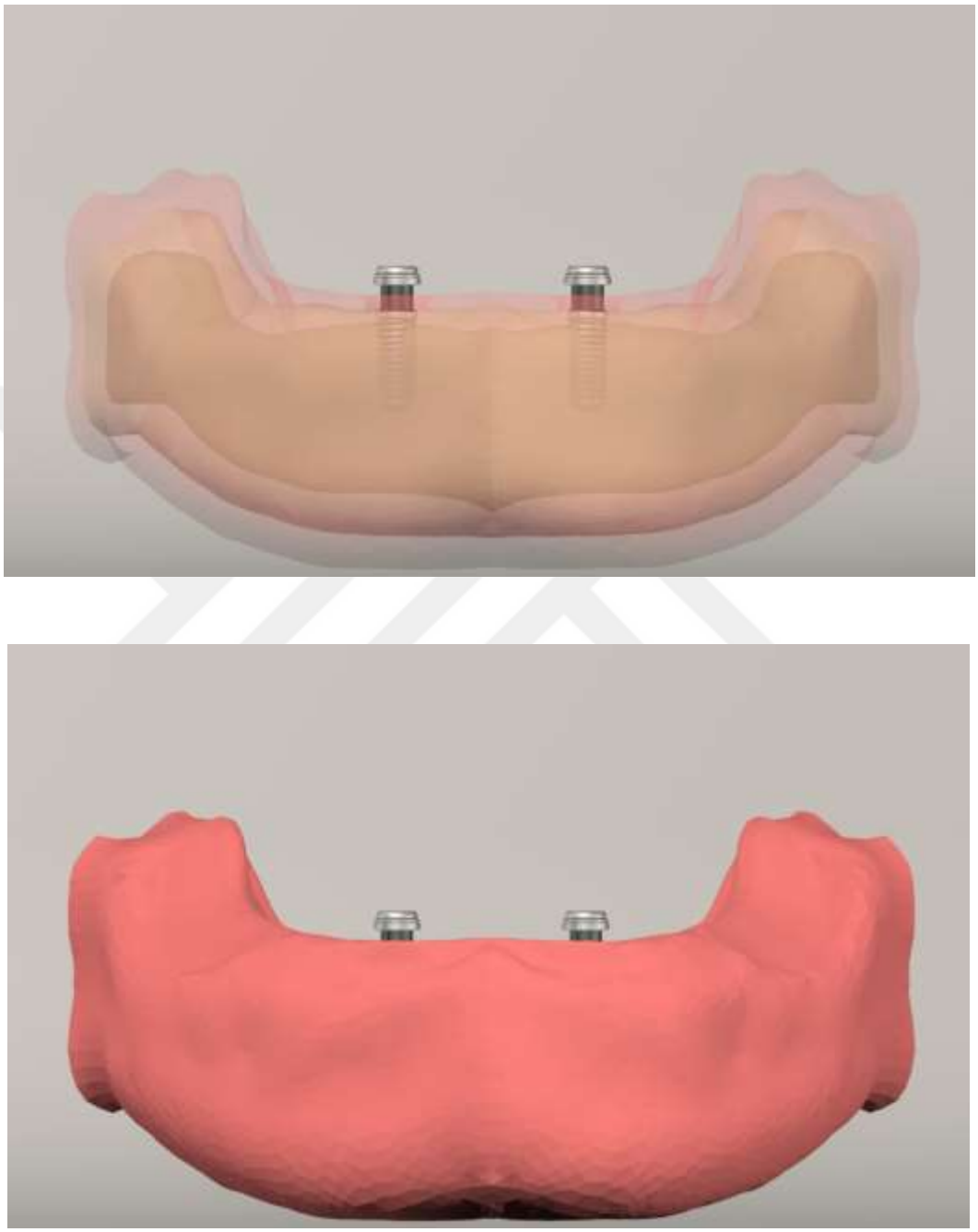


Şekil 2.13. Bar ataşman modeli.

2.4.4. Model Novaloc

Tam dişsiz alt çene modelinde, orta hattan implantın merkezine kadar 10 mm olan lateral ve kanin dişleri arası bölgeye, birbirine paralel ve aralarında 0 seviye farkı

olacak şekilde iki implant yerleştirildi. Overdenture protezin implantlar üzerinde tutuculuğunu sağlamak için novaloc tutucu sistem kullanıldı (şekil 2.14).

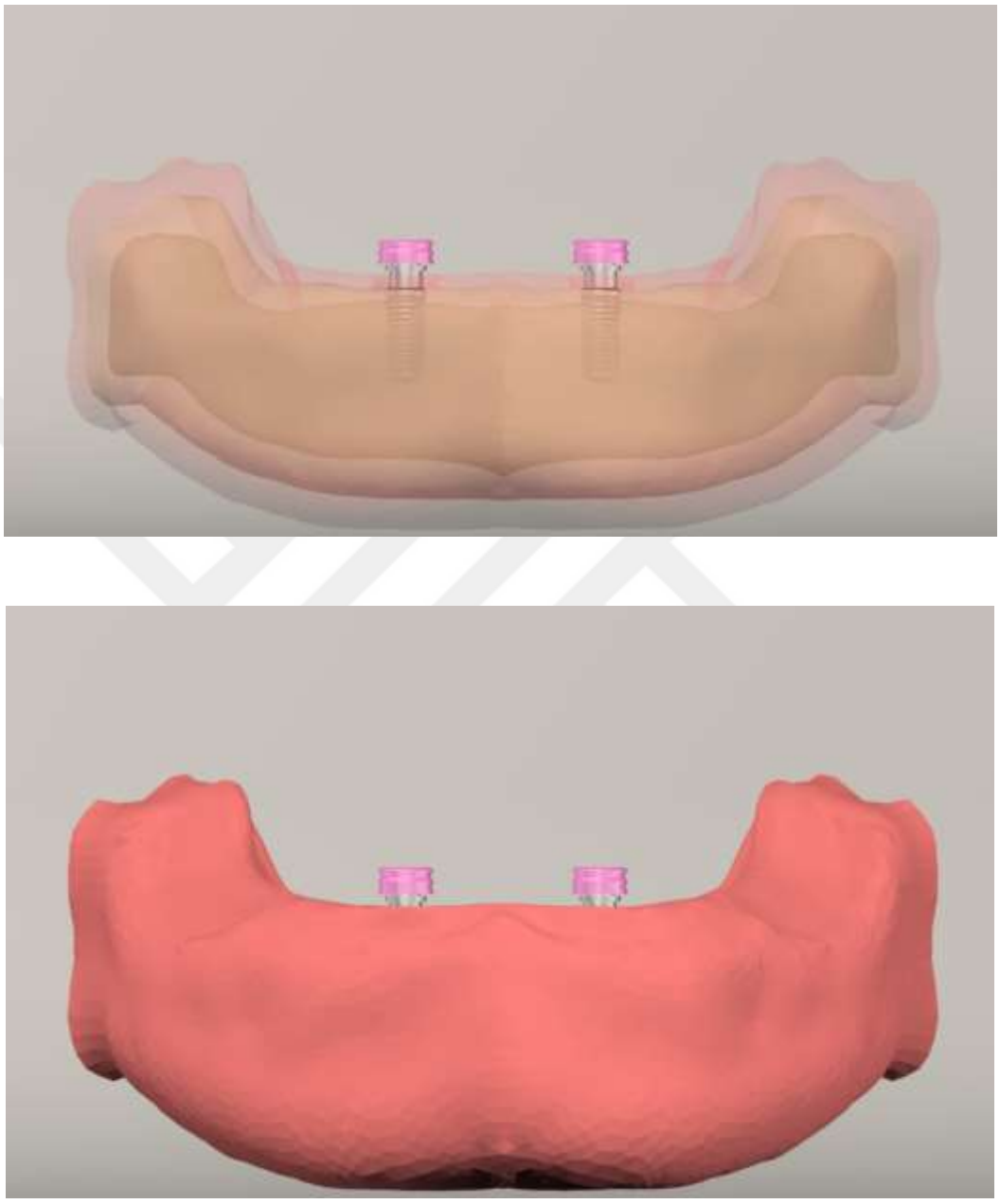


Şekil 2.14. Novaloc ataşman modeli.

2.4.5. Model CmLoc

Tam dişsiz alt çene modelinde, orta hattan implantın merkezine kadar 10 mm olan lateral ve kanin dişleri arası bölgeye, birbirine paralel ve aralarında 0 seviye farkı

olacak şekilde iki implant yerleştirildi. Overdenture protezin implantlar üzerinde tutuculuğunu sağlamak için CmLoc tutucu sistem kullanıldı (şekil 2.15).

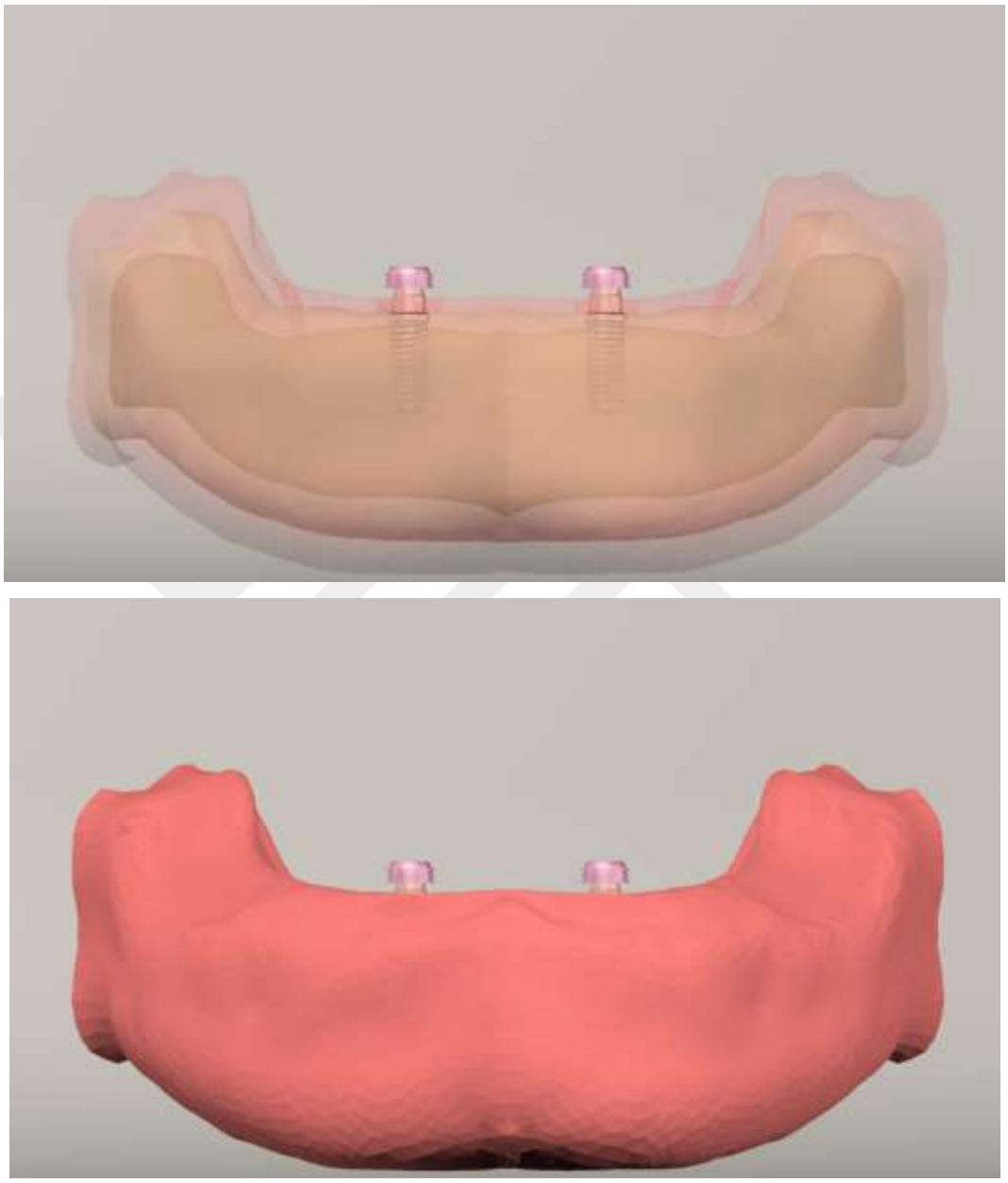


Şekil 2.15. CmLoc ataşman modeli.

2.4.6. Model L-RTX Locator

Tam dişsiz alt çene modelinde, orta hattan implantın merkezine kadar 10 mm olan lateral ve kanin dişleri arası bölgeye, birbirine paralel ve aralarında 0 seviye farkı

olacak şekilde iki implant yerleştirildi. Overdenture protezin implantlar üzerinde tutuculuğunu sağlamak için L-RTx tutucu sistem kullanıldı (şekil 2.16).

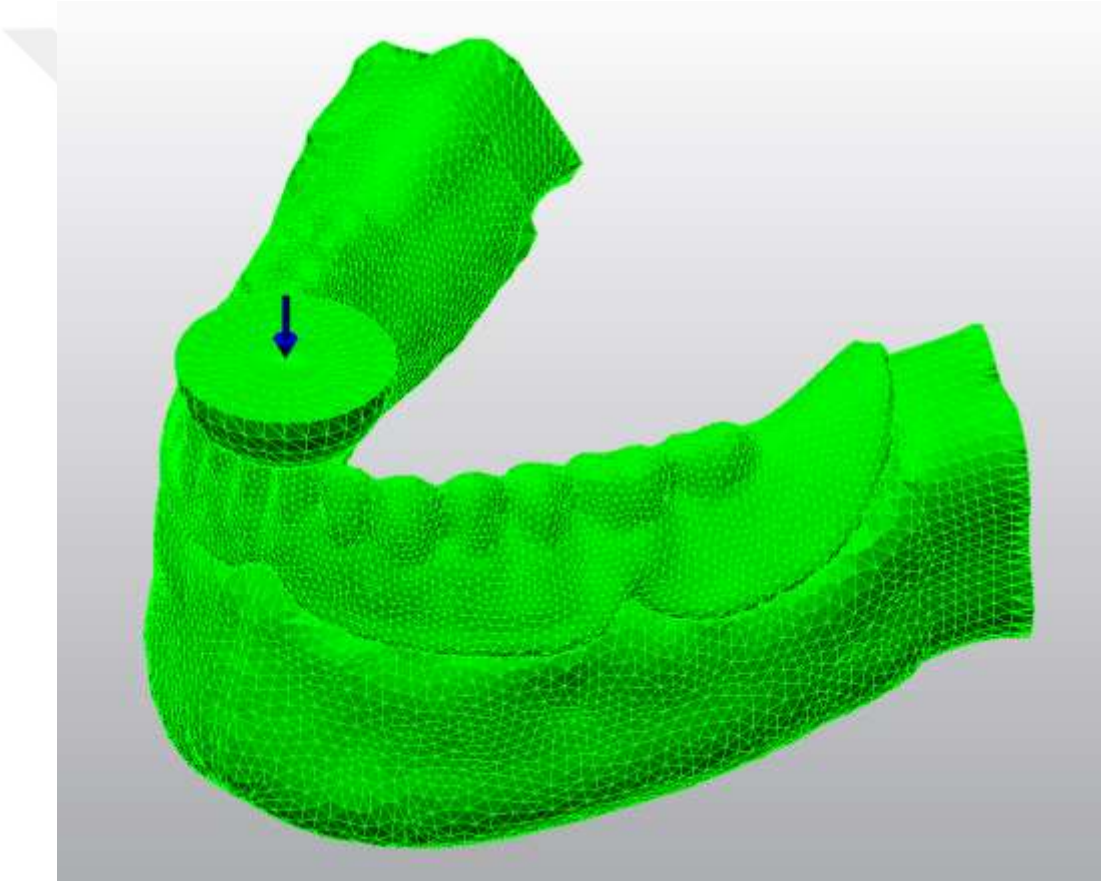


Şekil 2.16. L-RTx ataşman modeli.

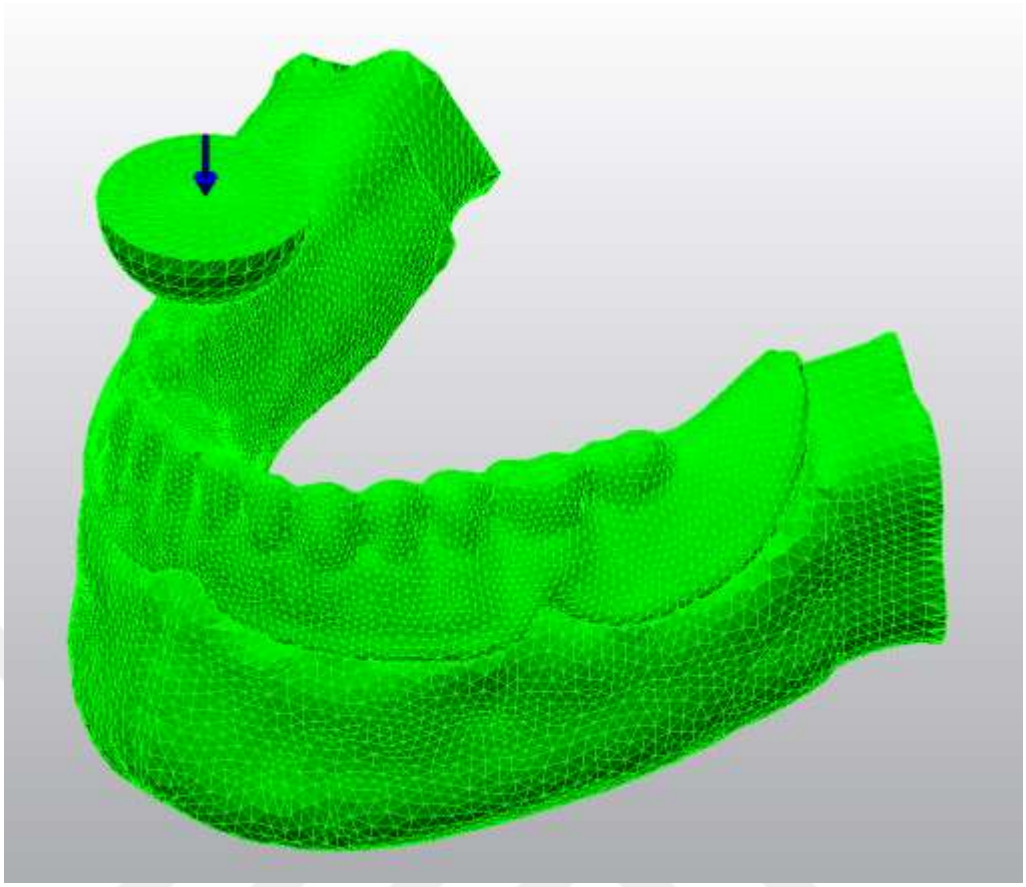
2.5. Yükleme Koşulları

Çalışmada anterior ve posteriorda olmak üzere 2 yükleme yapılmıştır. Yarıçapı 1cm yarım daire şeklinde olan rijit "gıda parçası" (food stuff) vasıtası ile 100 N kuvvet

uygulanmıştır (Daas ve ark 2008, Ozan ve Ramoglu 2015). Anterior yüklemede kuvvet rijit gıda parçasının merkezi orta hatta, iki mandibular santral diş arasına gelecek şekilde (şekil 2.17), posterior yüklemede ise rijit gıda parçasının merkezi, 46 numaralı dişin santral fossasının merkezine (şekil 2.18) gelecek şekilde uygulanmıştır. Food stuff yükleme yönteminde yarım daire şeklinde olan rijit gıda parçası ile ağızda olduğu gibi proteze hem aksiyel hem de açılı şekilde oklüzal yükler gelmiş olur. Bu yöntem çalışmada kullanarak ağızda çiğneme sırasında oluşan hem aksiyel hem de açılı yüklerin analizi yapılmış oldu. Isırma kuvvetlerini taklit etmek için anterior bölgeden, çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için ise posterior bölgeden yüklemeler yapıldı.



Şekil 2.17. Anterior yükleme.

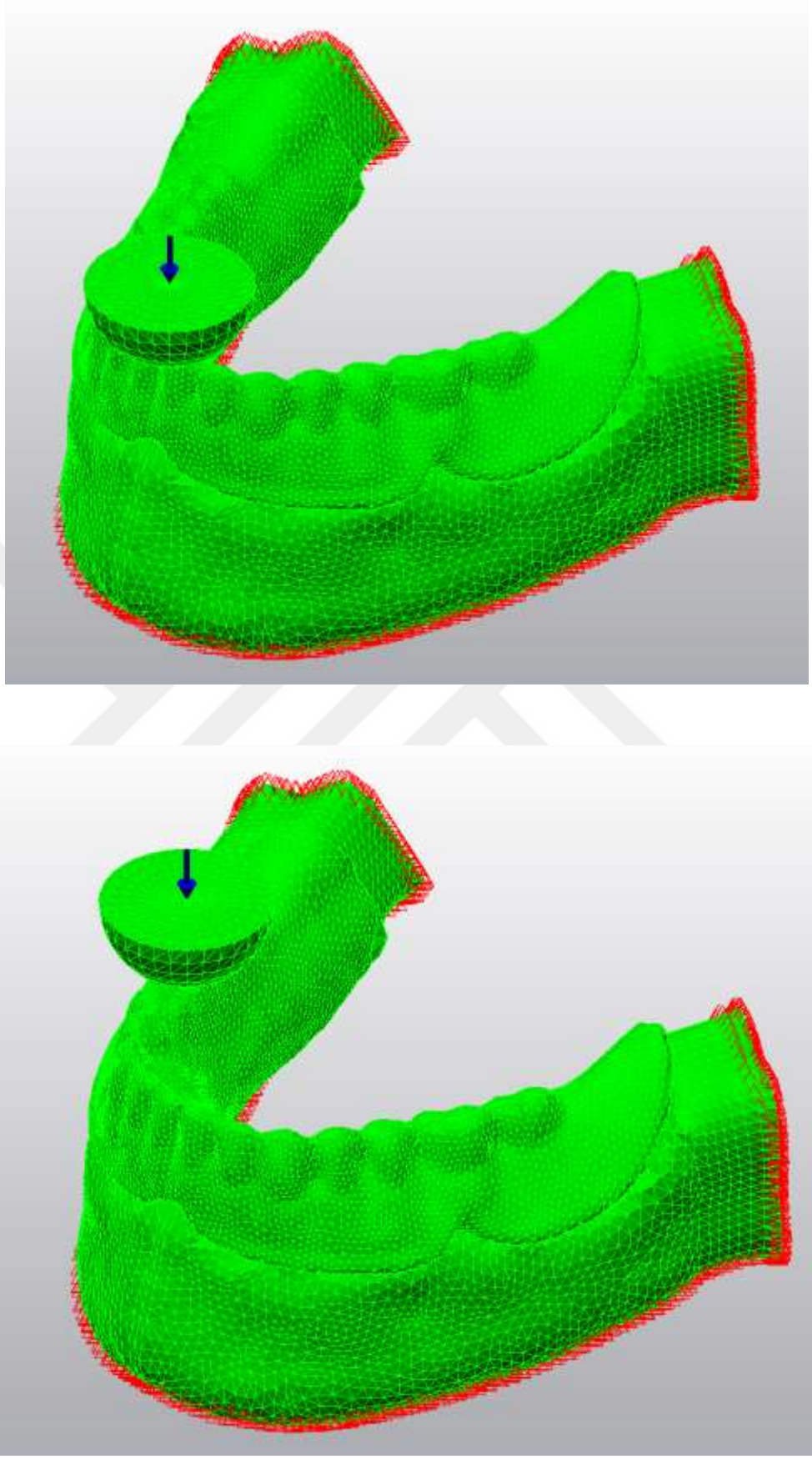


Şekil 2.18. Posterior yükleme.

Mandibulada 6 farklı ataşman tasarımlarına (Ball, Locator, Bar, Novaloc, CmLoc ve L-RTx) anterior ve posteriordan olacak şekilde food stuff yöntemi ile 100 N dik kuvvet uygulama sonucunda; 6 ataşman x 2 kuvvet = toplamda 12 analiz yapılmıştır.

2.6. Sınır Koşullarının Tanımlanması

Tüm modellerde mandibula alt ve arkadan her Degree od Freedom (DOF)'da 0 hareket olacak şekilde sabitlendi (şekil 2.19). Bu, yükleme zamanı mandibulanın tüm serbestliklerini sıfıra indirecek şekilde, her eksende dönme ve yer değiştirmelerinin engellenerek sabitlendiği ve düğümlerin tüm eksen ve açılarda sabit kabul edildiği anlamına gelir.



Şekil 2.19. Sınır koşullarının tanımlanması.

2.7. Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Yorumlanması

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağının bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi **-σ** ile sembolize edildi) ve kesme şekilde stresleri (**τ**ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy}= \tau_{yx}$, $\tau_{yz}=\tau_{zy}$, $\tau_{xz}=\tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1: Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3: minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha

büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir; çünkü maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan Von Mises Stres değeri, aluminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

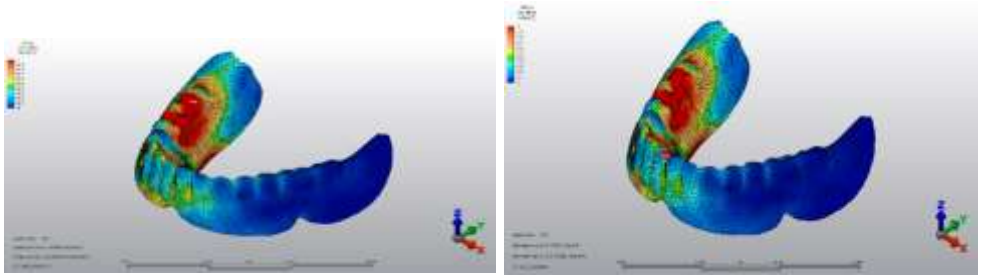
3. BULGULAR

Bu çalışmada amaç aynı malzeme özelliklerinde, aynı yükleme koşullarında farklı ataşman sistemlerinin komponentlerde oluşturdukları stresleri analiz ederek kendi aralarında karşılaştırmaktır. İmplant, ataşman ve protez üzerinde oluşan stres dağılımları Von Mises değerleri ile, kortikal, spongioz kemik üzerinde oluşan çekme ve sıkışma stres dağılımları ise maximum principle ve minimum principle değerleri ile karşılaştırıldı.

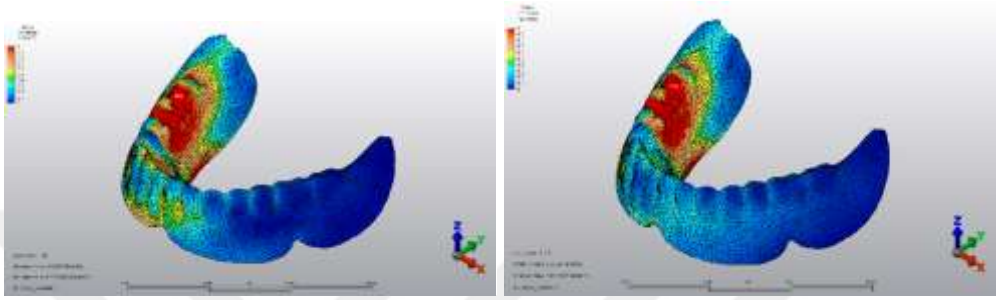
3.1. Posterior Yükleme

Posterior yüklemede yarıçapı 1cm yarım daire şeklinde olan rijit gıda parçasının merkezi 46 numaralı dişin santral fossasının merkezine gelecek şekilde uygulanmıştır.

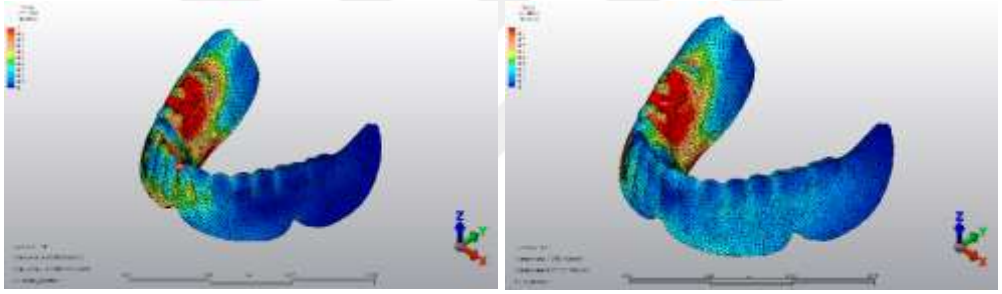
Posterior yüklemede, ***protez*** yapısındaki Von Mises stres dağılımı incelendiğinde; en yüksek stres değerlerinin tüm ataşman tiplerinde protezin posterior kısmının kuvvet uygulama alanında olduğu gözlendi. Bu değerler sırasıyla 9,19836 MPa Bar modelinde, 5,87585 MPa Novaloc modelinde, 5.66619 MPa CmLoc modelinde, 4.92698 MPa Ball modelinde, 4.36241 MPa Locator modelinde ve 4.25521 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.1, grafik 3.1). Diğer bir stres yoğunlaşma alanı, protezin kuvvet uygulama alanına yakın tarafındaki ataşmana denk gelen kısmı olduğu görüldü. Bu bölgedeki en fazla yoğunlaşma 0.6-0.9 MPa ile bar ataşmanlı modelde izlendi. Ball ataşman, CmLoc ve novaloc modellerinde ise aynı bölgede 0.5-0.8 Mpa arası değerler gözlendi. Bu ataşmanları 0.4-0.6 MPa ile locator modeli izledi. Kuvvet uygulama alanına yakın ataşman bölgesinde en düşük stres yoğunlaşması 0.3-0.5 mpa ile L-RTx modelinde gözlendi.



A. Ball Model. **B.** Bar Model.

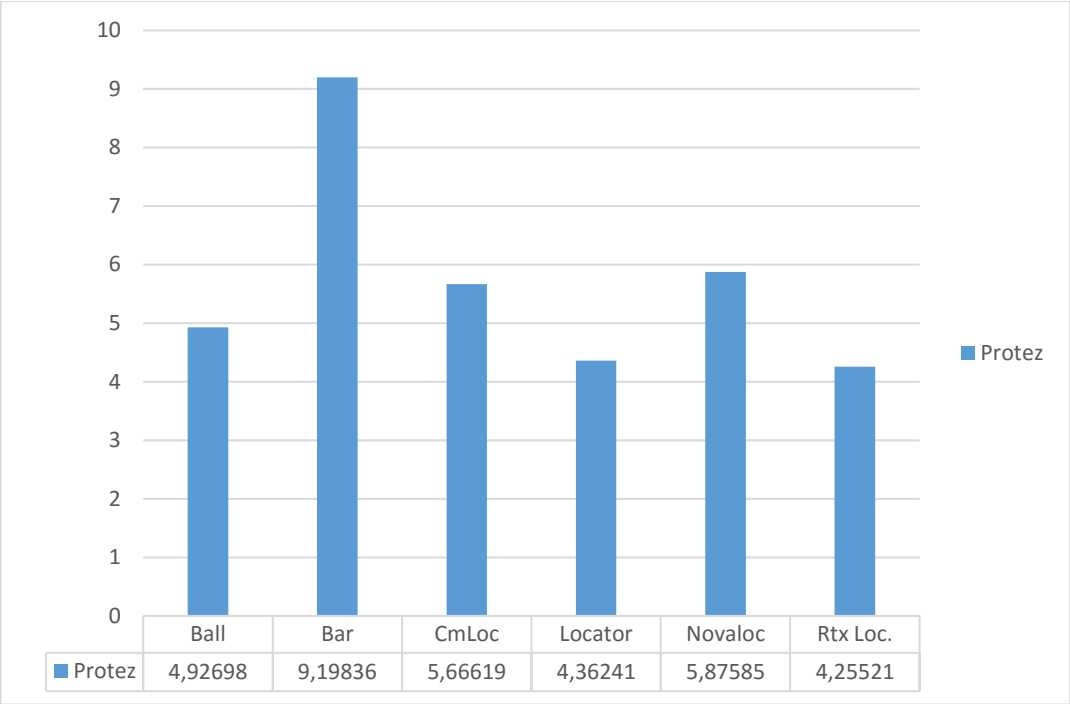


C. CmLoc Model. **D.** Locator Model.



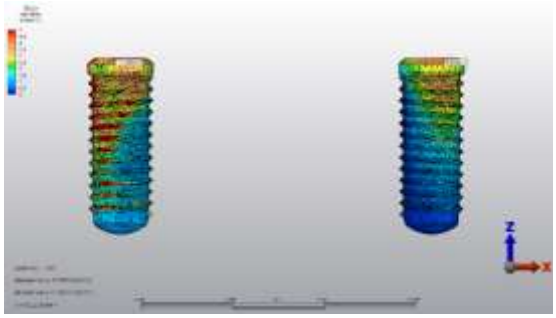
E. Novaloc Model. **F.** L-RTx Model.

Şekil 3.1. Posterior yükleme sonucu overdenture protezde Von Mises stres dağılımı.

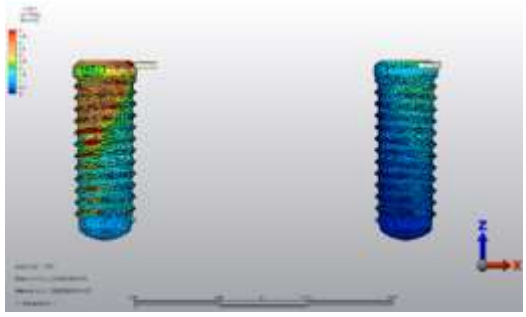


Grafik 3.1. Posterior yükleme zamanı overdenture protezde görülen Von Mises streslerin sayısal MPa değerleri.

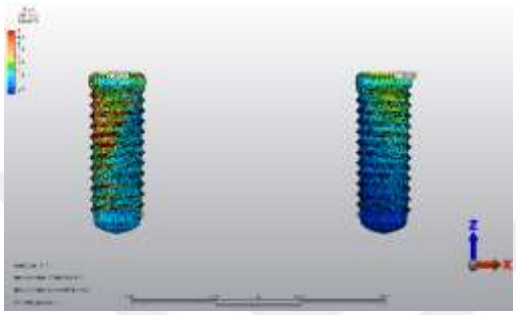
Posterior yüklemede ***implant*** yapısındaki stres dağılımı incelendiğinde; en yüksek stres değerleri sırasıyla 10,438062 MPa Bar modelinde, 6,344961 MPa CmLoc modelinde, 5,253766 MPa Ball modelinde, 2,67355 MPa Locator modelinde, 2,49702 MPa Novaloc modelinde, 1,864635 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.2, grafik 3.2). Tüm modellerde kuvvet uygulama alanına yakın implantta daha yüksek stres değerleri gözlendi. Stresler implantın kole bölgesinde mezial kenarda yoğunlaşırken, implantın yiv kısmında distal duvarında apikale doğru azalan bir şekil sergilemiştir. Bar ataşman, CmLoc ve novaloc modellerinde kuvvete uzak implantlarda da stres yoğunlaşmalarının olduğu görüldü. Kuvvet uygulama alanına uzak olan implantlarda stresler daha çok kole bölgesinin distalinde yoğunlaşmış ve implantın yiv kısmında distal duvarda apikale doğru azalma göstermiştir. İmplantlarda en yüksek stres yoğunlaşma değerleri bar ataşmanda gözlenirken (2,5-5 MPa) en düşük dağılım 0-1,86 MPa ile L-RTx modelinde oluşmuştur.



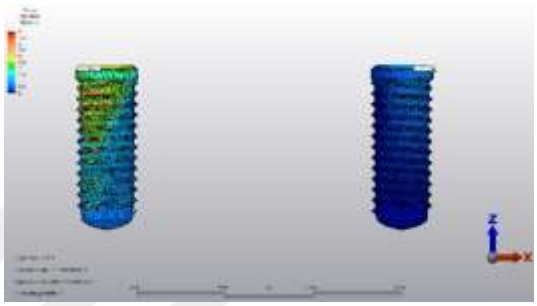
A. Ball Model.



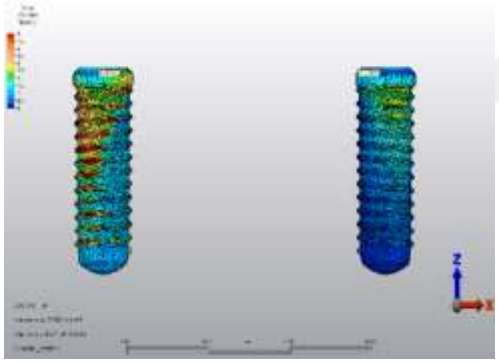
B. Bar Model.



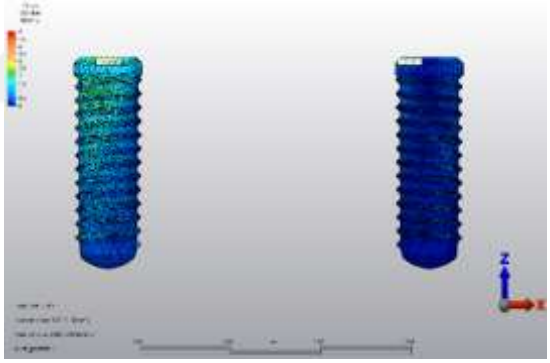
C. CmLoc Model



D. Locator Model.

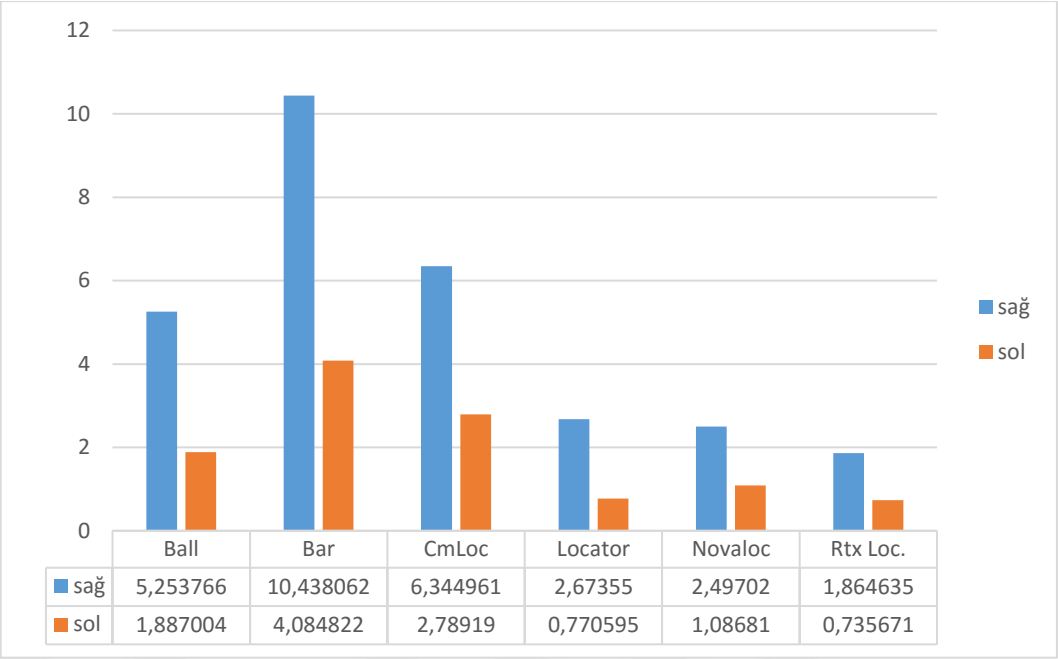


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

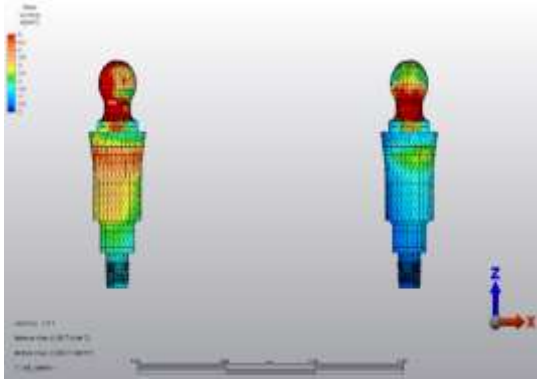
Şekil 3.2. Posterior yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres dağılımı.



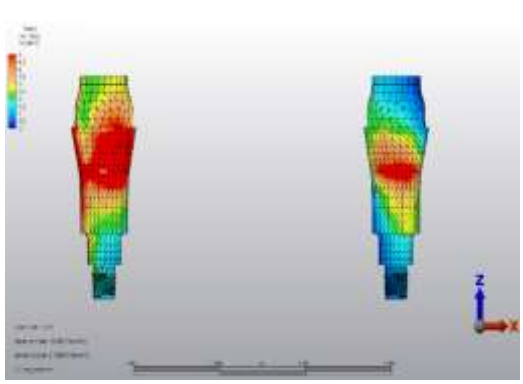
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	5,253766	10,438062	6,344961	2,67355	2,49702	1,864635
sol	1,887004	4,084822	2,78919	0,770595	1,08681	0,735671

Grafik 3.2. Posterior yükleme zamanı implantlarda görülen Von Mises streslerin sayısal MPa değerleri.

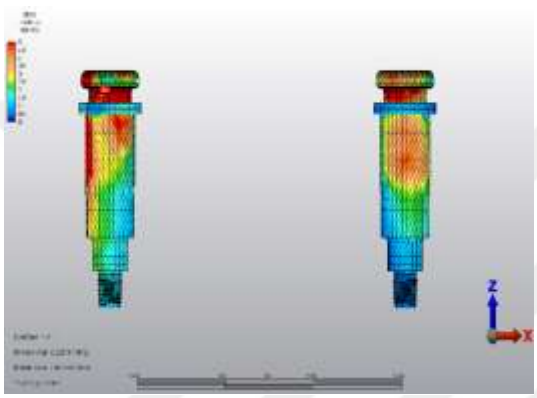
Posterior yüklemede ***abutment*** yapısındaki stres dağılımı incelendiğinde; en yüksek stres değerleri sırasıyla 54,4806 MPa Novaloc modelinde, 47,2217 MPa CmLoc modelinde, 41,3617 MPa Ball modelinde, 20,3087 MPa Bar modelinde, 18,493 MPa L-RTx modelinde, 16,3288 MPa Locator modelinde gözlendi (şekil 3.3, grafik 3.3). Ball ataşman, bar ataşman, CmLoc ve novaloc ataşman modellerinde en yüksek stres değerleri ataşmanların boyun kısımlarında izlenmiştir. L-RTx ataşman modelinde en düşük stres dağılım alanları izlenmiştir. Tüm modellerde kuvvet uygulama alanına yakın ataşmanlarda yüksek stres değerleri görülmüştür. Tüm modellerde ataşmanlarda stres yoğunlaşmaları daha çok ataşmanların boyun bölgesinde daha sonra gövde kısmının distalinde ve apikale doğru azalan bir şekilde izleniyor. Ball, CmLoc, Novaloc ve Bar modellerinde sırasıyla kuvvet uygulanan alandan uzak olan ataşmanlarda da stres yoğunlaşmaları görüldü.



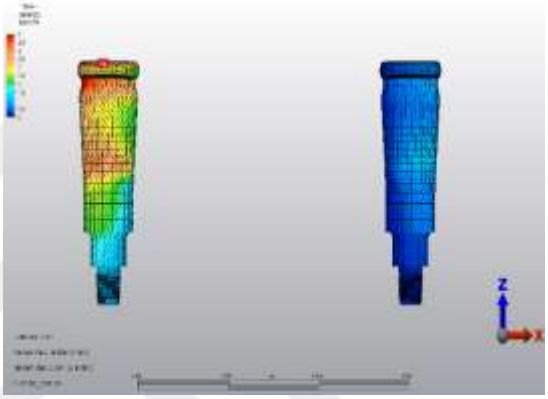
A. Ball Model.



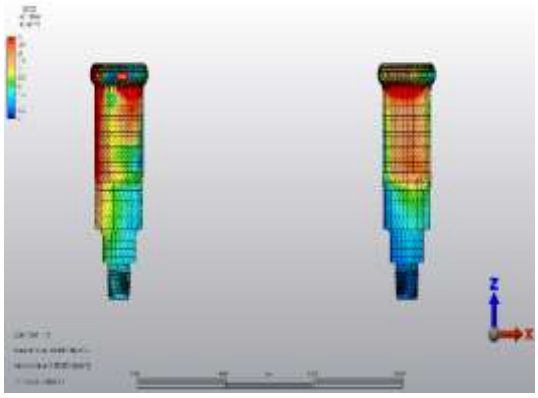
B. Bar Model.



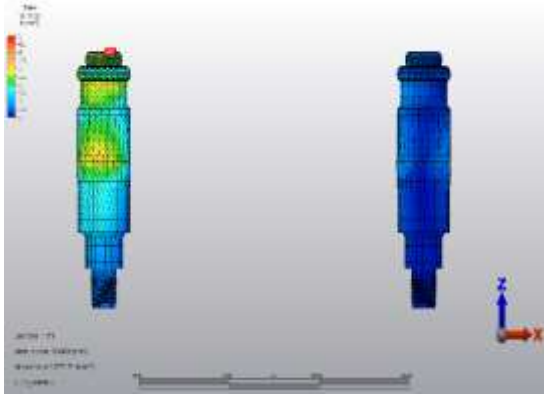
C. CmLoc Model



D. Locator Model.

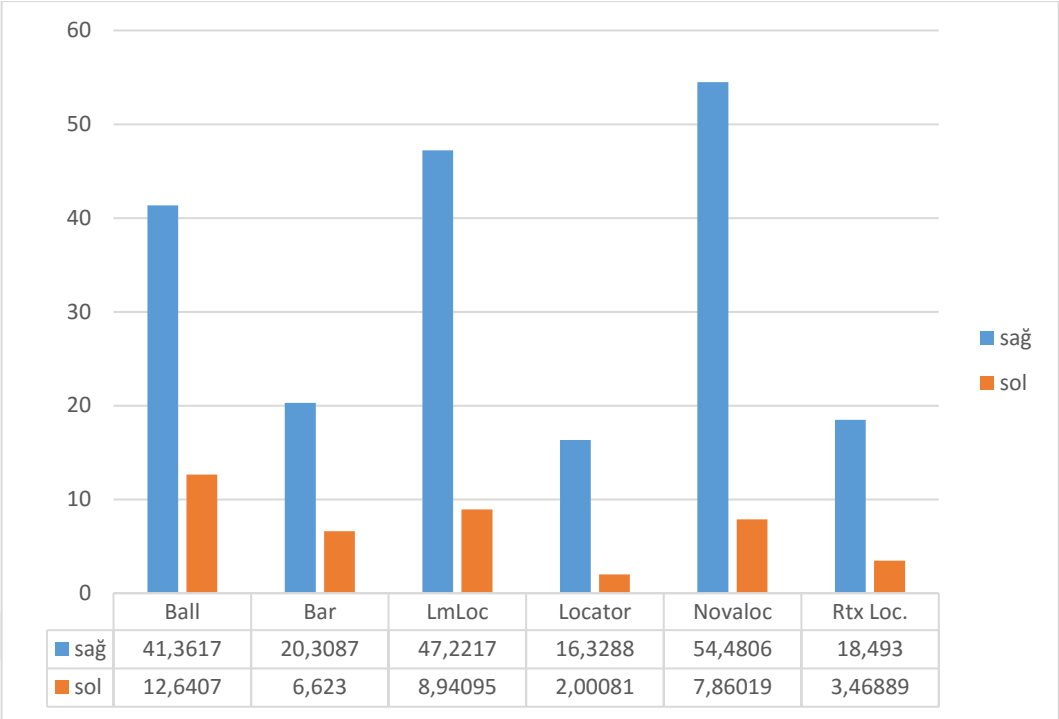


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

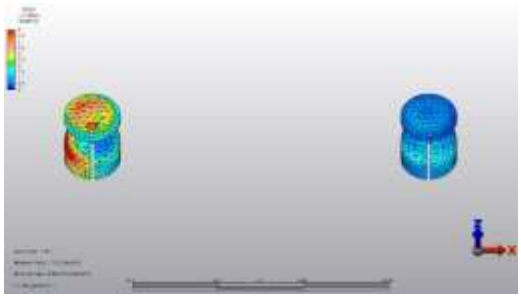
Şekil 3.3. Posterior yükleme sonucu abutmentlerde oluşan Von Mises stres dağılımı.



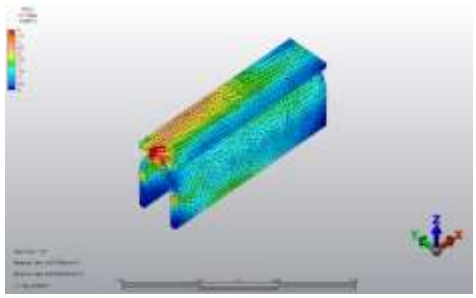
	Ball	Bar	LmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	41,3617	20,3087	47,2217	16,3288	54,4806	18,493
sol	12,6407	6,623	8,94095	2,00081	7,86019	3,46889

Grafik 3.3. Posterior yükleme zamanı abutmentlerde görülen Von Mises streslerin sayısal MPa değerleri.

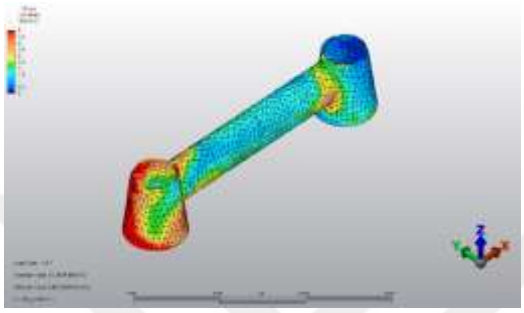
Posterior yüklemede ***matriks ve bar*** yapısındaki stres dağılımı incelendiğinde; novaloc (4-5 MPA), CmLoc, bar ve locator, ball yapılarında, özellikle kuvvet uygulama alanlarına yakın kısımlarda yüksek stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir (şekil 3.4, grafik 3.4). Novaloc ve locator matrikslerinde bu yoğunlaşmalar daha fazla alanı kaplamaktadır. Ball ataşmanda bu değerler daha çok 3-5 MPa şeklinde yoğunlaşırken, stres dağılım alanı en düşük olan model L-RTx olarak gözlenmiştir (2-5 MPa). Kuvvetten uzak olan matrikslerde daha az stres değerleri görülmüştür.



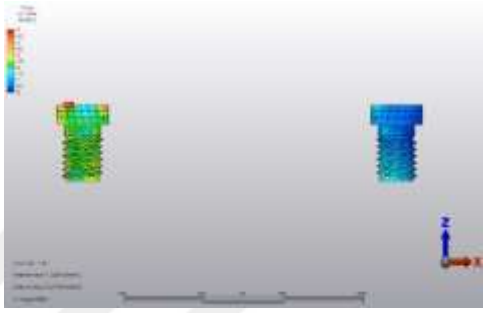
A. Ball Model.



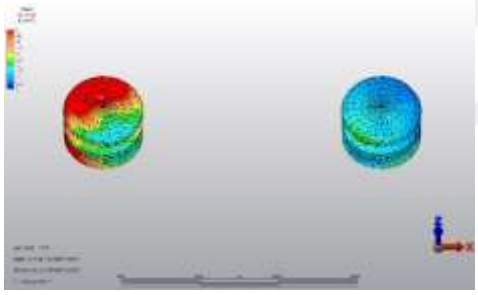
B. Bar Model.



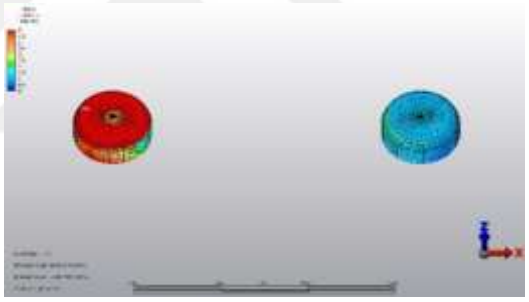
B1. Bar.



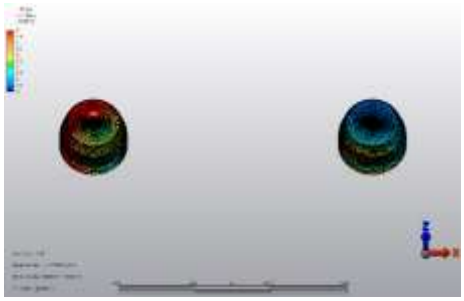
B2. Bar Vidaları.



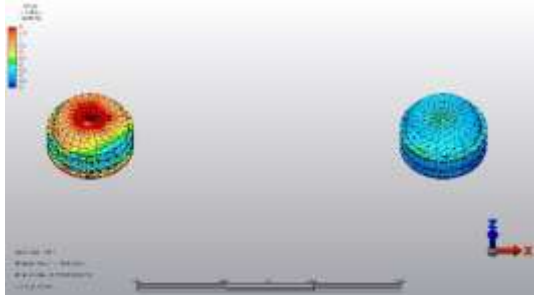
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.

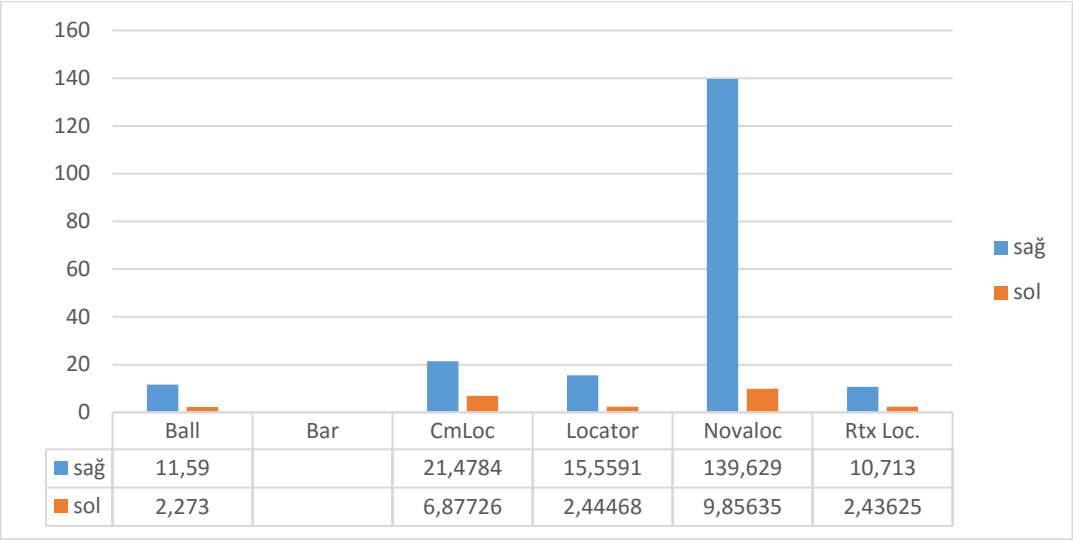


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

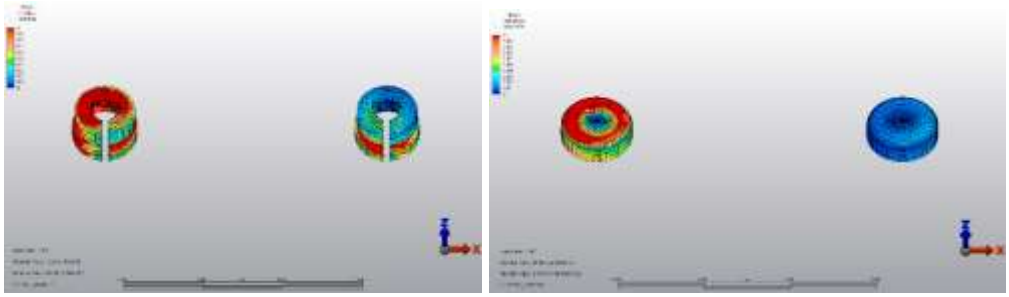
Şekil 3.4. Posterior yükleme sonucu matriks ve bar yapısında oluşan Von Mises stres dağılımı



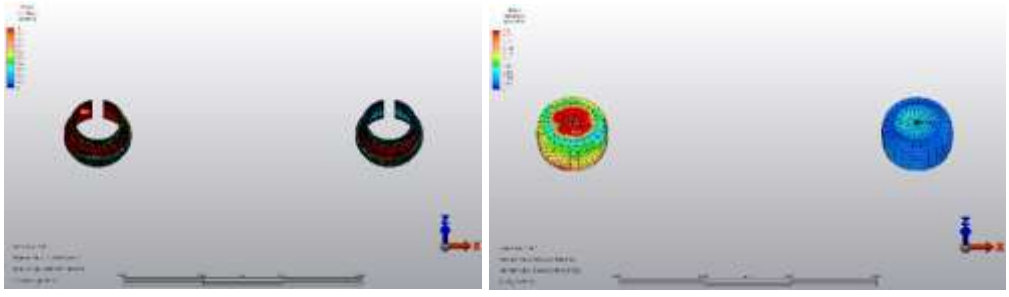
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	11,59		21,4784	15,5591	139,629	10,713
sol	2,273		6,87726	2,44468	9,85635	2,43625

Grafik 3.4. Posterior yükleme zamanı matriks housinglerinde görülen Von Mises streslerin sayısal MPa değerleri.

Posterior yüklemede ataşman ***lastiklerinin*** yapısındaki stres dağılımı incelendiğinde; en fazla yoğunlaşma novaloc lastiğinde izlenirken, bunu CmLoc ve locator lastiği izlemiştir (şekil 3.5, grafik 3.5). En az yoğunlaşma alanı L-RTx lastiğinde gözlenmiştir. Tüm modellerde kuvvet uygulama alanına yakın ataşmandaki lastiklerde daha yüksek stres değerleri gözlendi. Streslerin sayısal değerlerine bakıldığında novaloc, CmLoc, L-RTx ve locator sırasıyla azalan yönündedir.

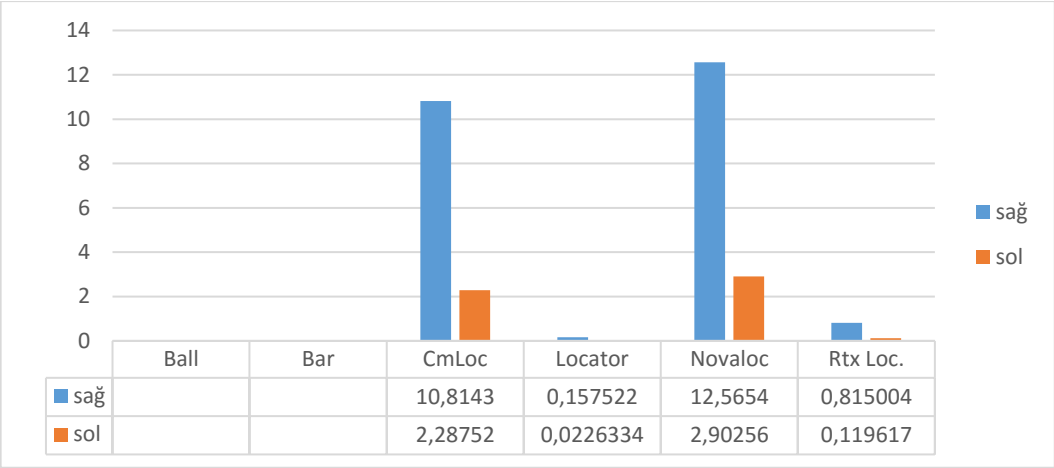


A. CmLoc Model. **B.** Locator Model.



C. Novaloc Model. **D.** L-RTx Model.

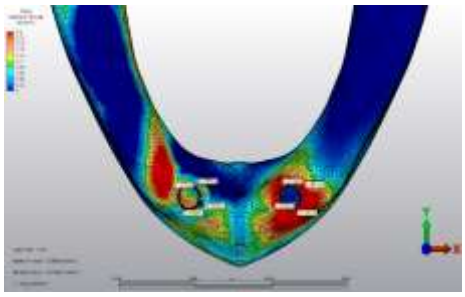
Şekil 3.5. Posterior yükleme sonucu lastiklerde oluşan Von Mises stres dağılımı



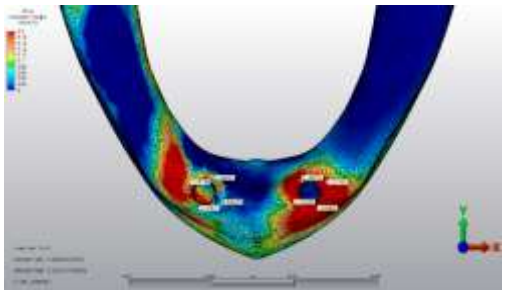
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ			10,8143	0,157522	12,5654	0,815004
sol			2,28752	0,0226334	2,90256	0,119617

Grafik 3.5. Posterior yükleme zamanı matriks lastiklerinde görülen Von Mises streslerin sayısal MPa değerleri.

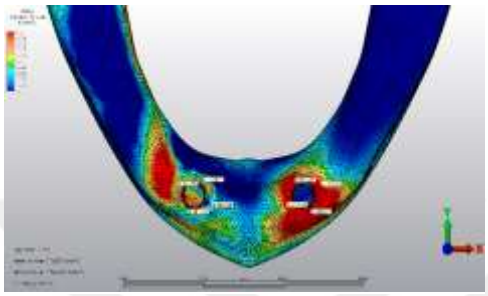
Posterior yüklemede ***kortikal kemik yapısındaki maksimum principal*** stres dağılımı incelendiğinde; en yüksek stres değerleri kuvvet uygulama alanına uzak olan implant etrafındaki kemik dokusunda görülmüştür. En yüksek stres değerleri sırasıyla 0,645635 MPa bar modelinde, 0,492307 MPa CmLoc modelinde, 0,460204 MPa Novaloc modelinde, 0,373336 MPa ball modelinde, 0,135109 MPa locator modelinde, 0,110732 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.6, grafik 3.6). Yüksek stres yoğunlaşma alanlarının bar ataşman, novaloc ve CmLoc modellerinde diğer modellere göre daha fazla alanı kapladığı görülmüştür. Bu modelleri sırasıyla ball ataşman ve L-RTx ataşman modelleri izlemiştir. Locator modelinde kortikal kemikte yüksek stres değerlerinin en düşük alanı kapladığı gözlenmiştir. Kuvvete uzak implantın tüm çevresindeki kemikte, özellikle de bukkala doğru stres yoğunlaşması görülmüştür. Kuvvete yakın implantta ise daha çok distale doğru stres yoğunlaşması görülmüştür. Tüm modellerde implant çevresi kemikte yüksek stresler kortikal kemiğin boyun bölgesinde görülmüştür.



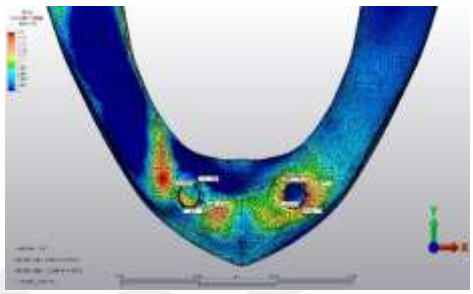
A. Ball Model.



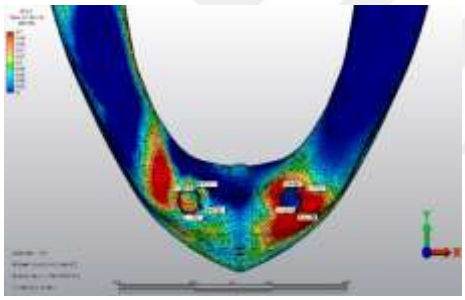
B. Bar Model.



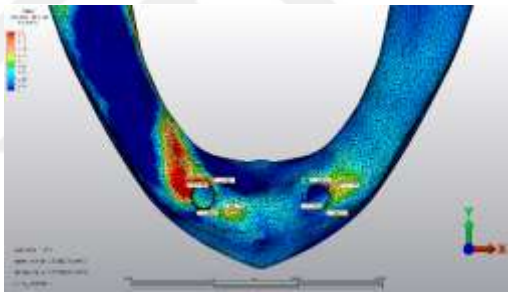
C. CmLoc Model



D. Locator Model.

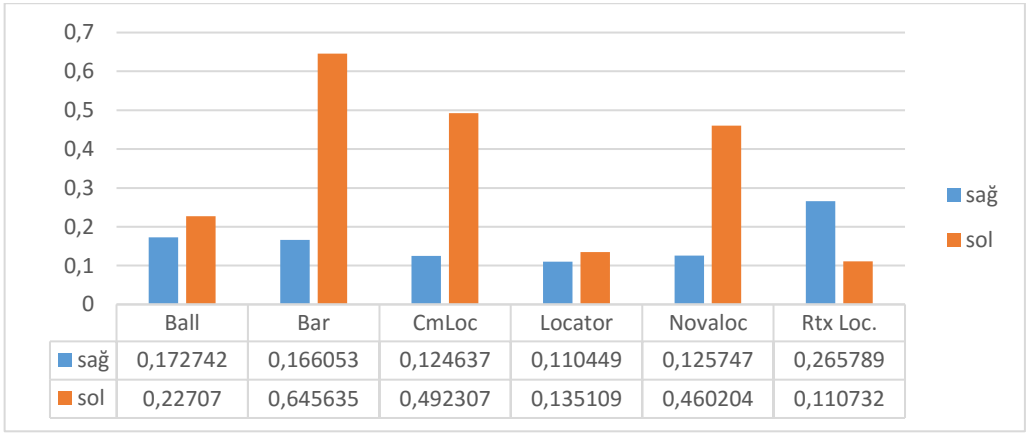


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model

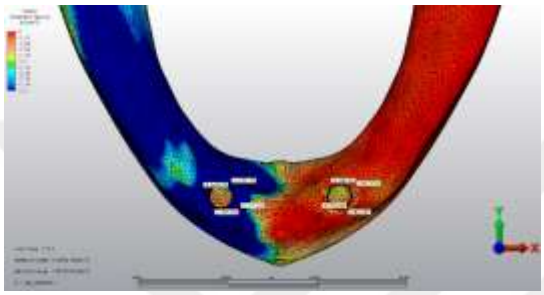
Şekil 3.6. Posterior yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tip stres dağılımı.



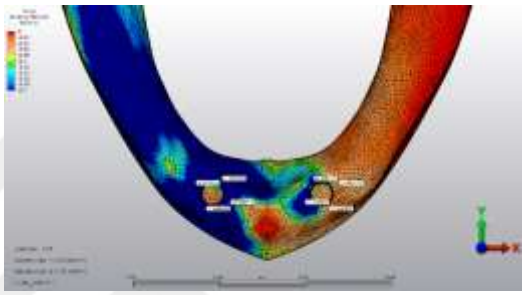
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	0,172742	0,166053	0,124637	0,110449	0,125747	0,265789
sol	0,22707	0,645635	0,492307	0,135109	0,460204	0,110732

Grafik 3.6. Posterior yüklemede kortikal kemik yapısındaki maksimum principal streslerin sayısal değerleri.

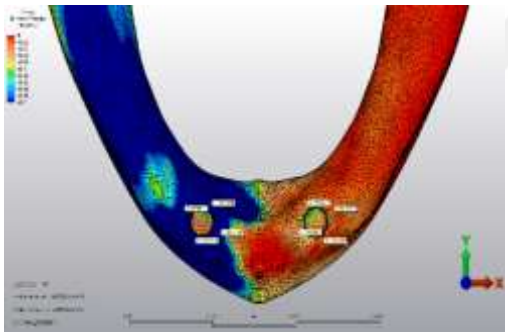
Posterior yüklemede ***kortikal kemik yapısındaki minimum principal*** stres dağılımı incelendiğinde; sıkışmalar kuvvet uygulama alanı altındaki ve uygulama alanına yakın implant çevresindeki dokuda izlenmiştir. En yüksek stres değerleri sırasıyla -1,645935 MPa bar modelinde, -1,298958 MPa CmLoc modelinde, -1,166753 MPa novaloc, -0,932183 MPa ball modelinde, 0,623372 MPa locator modelinde, -0,33681 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.7, grafik 3.7). Bu sıkışmalar locator ve L-RTx ataşman modellerinde diğer modellere göre daha az gözlenmiştir.



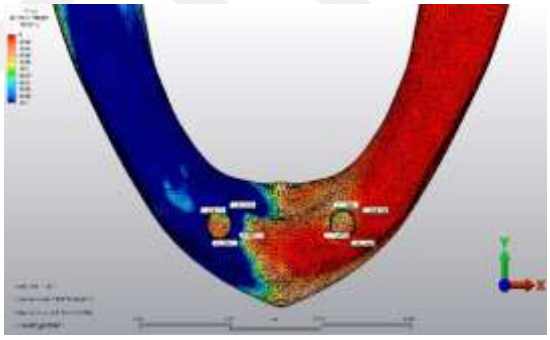
A. Ball Model.



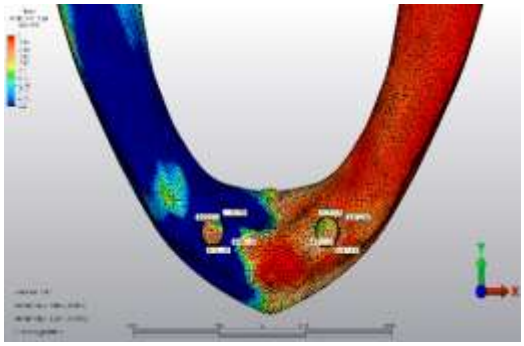
B. Bar Model.



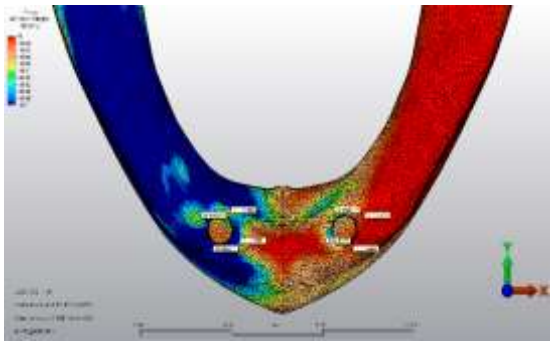
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.

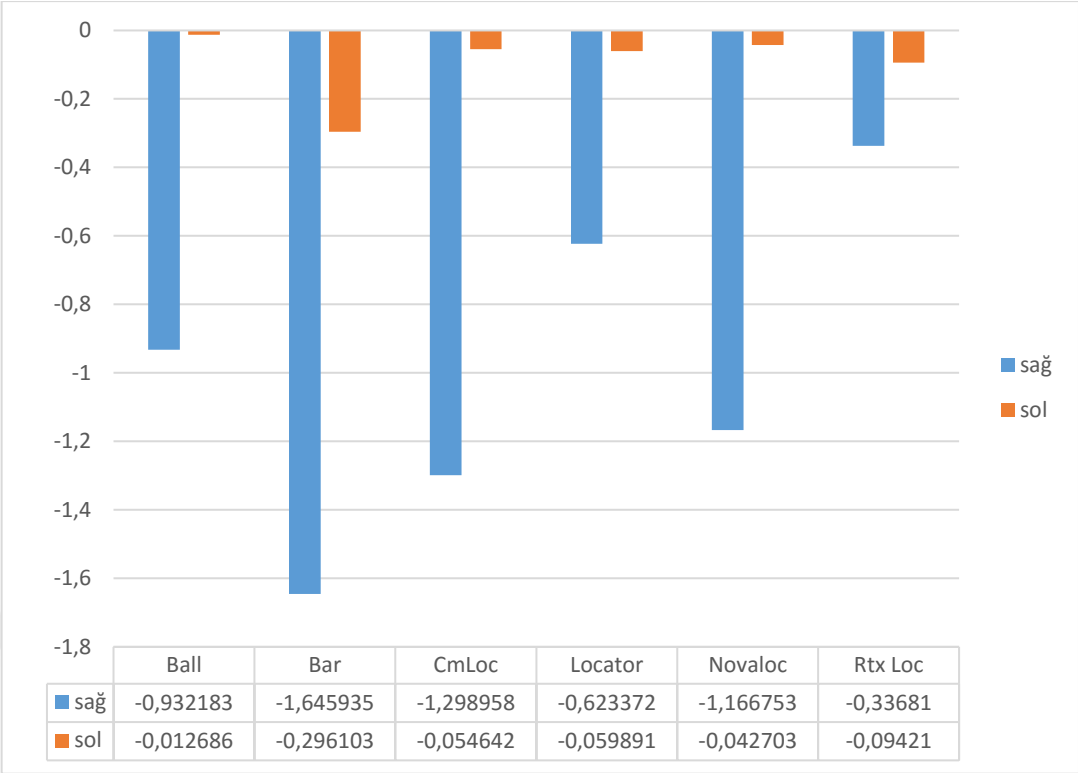


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

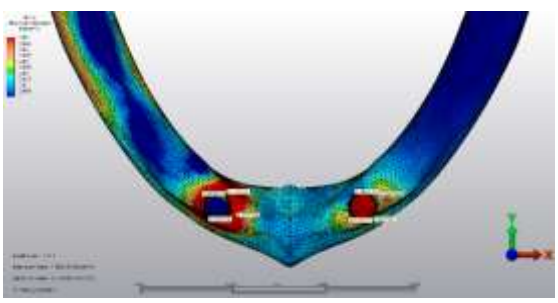
Şekil 3.7. Posterior yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres dağılımı.



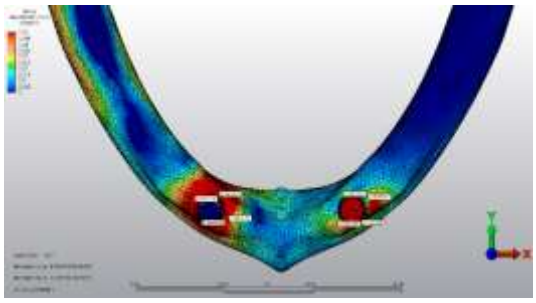
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc
sağ	-0,932183	-1,645935	-1,298958	-0,623372	-1,166753	-0,33681
sol	-0,012686	-0,296103	-0,054642	-0,059891	-0,042703	-0,09421

Grafik 3.7. Posterior yüklemede kortikal kemik yapısındaki minimum principal streslerin sayısal değerleri.

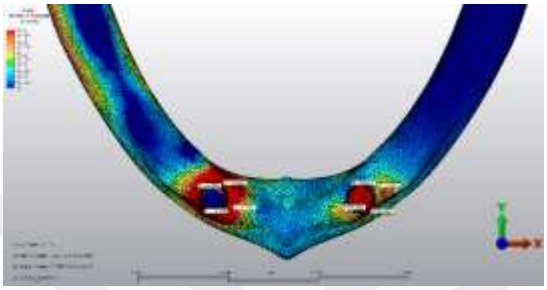
Posterior yüklemede ***spongioz kemik yapısındaki maximum principal*** stres dağılımı incelendiğinde; stres yoğunlaşmalarının daha ziyade kuvvet uygulama alanına yakın implantın boyun bölgesinde ve diğer implantın apikal kısmında oluştuğu izlenmiştir. En yüksek stres değerleri sırasıyla 0,554906 MPa bar modelinde, 0,50411 MPa CmLoc modelinde, 0,497581 MPa novaloc modelinde, 0,453221 MPa ball modelinde, 0,289455 MPa locator modelinde, 0,111532 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.8, grafik 3.8). Bar ataşman, CmLoc, ball ataşman ve novaloc modellerinde benzer stres dağılımları görülmüştür. L-RTx ve locator modellerinde ise özellikle kuvvet uygulama alanına uzak implantın apikalinde stres değerlerinin çok düşük olduğu dikkat çekmiştir.



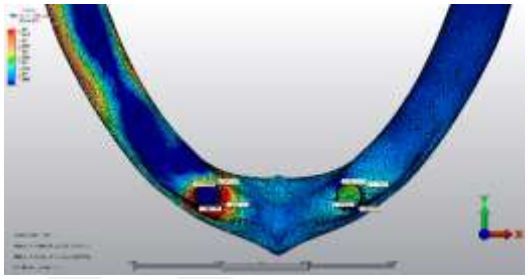
A. Ball Model.



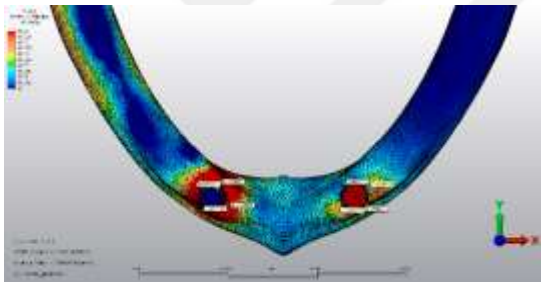
B. Bar Model.



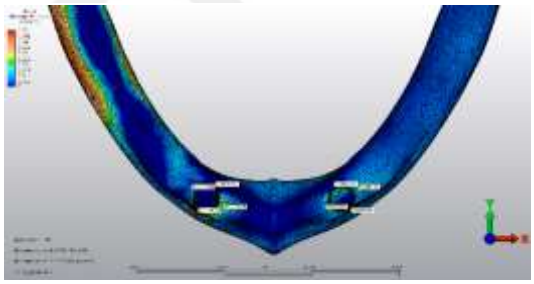
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.

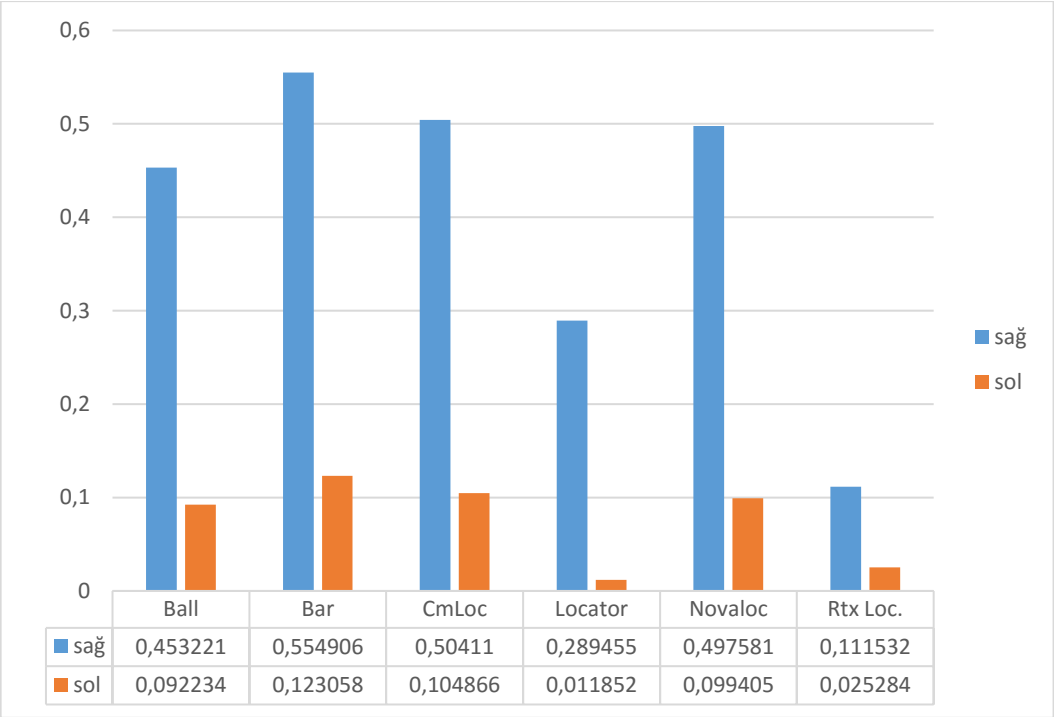


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

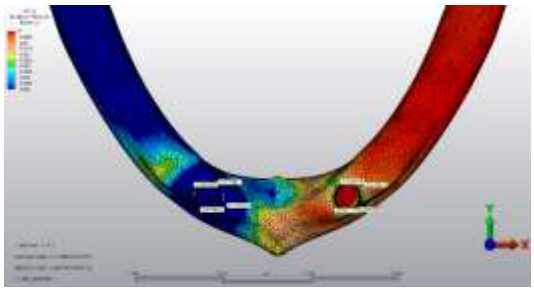
Şekil 3.8. Posterior yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan gerilme tip stres dağılımı.



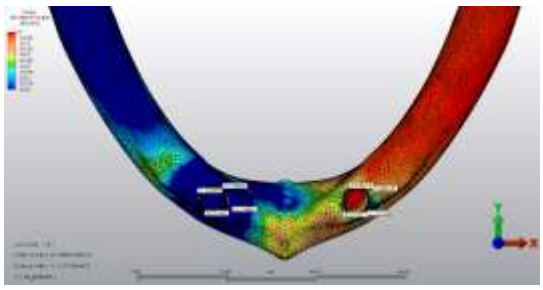
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	0,453221	0,554906	0,50411	0,289455	0,497581	0,111532
sol	0,092234	0,123058	0,104866	0,011852	0,099405	0,025284

Grafik 3.8. Posterior yüklemede spongiyoz kemik yapısındaki maksimum principal streslerin sayısal değerleri.

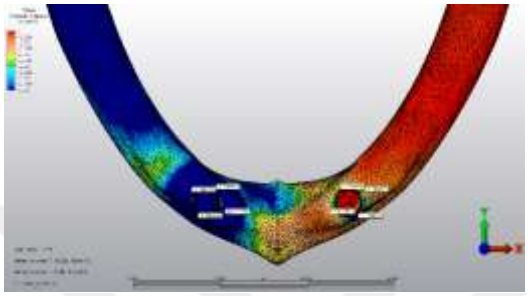
Posterior yüklemede ***spongioz kemik yapısındaki minimum principal*** stres dağılımı incelendiğinde; sıkışmalar kuvvet uygulama alanı altındaki ve uygulama alanına yakın implant çevresindeki dokuda izlenmiştir. En yüksek stres değerleri sırasıyla -0,571402 MPa bar modelinde, -0,506346 MPa CmLoc modelinde, -0,498505 MPa novaloc, -0,449682 MPa ball modelinde, -0,286323 MPa locator modelinde, -0,137404 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.9, grafik 3.9). L-RTx ataşman modelinde kuvvet uygulama alanına yakın implantın kole bölgesindeki stres yoğunlaşmaları diğer modellere göre daha az olmuştur.



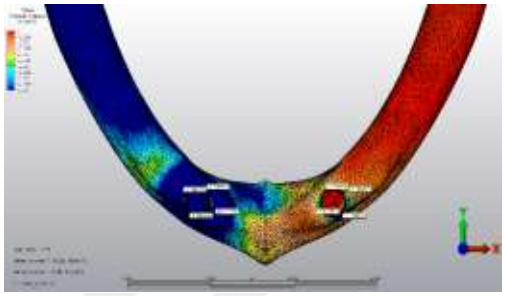
A. Ball Model



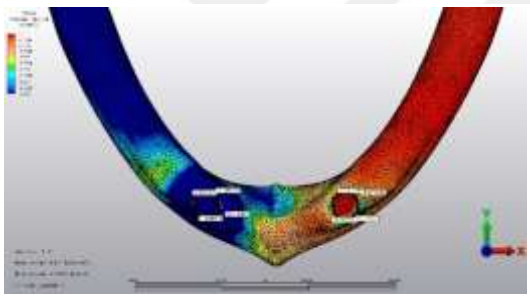
B. Bar Model.



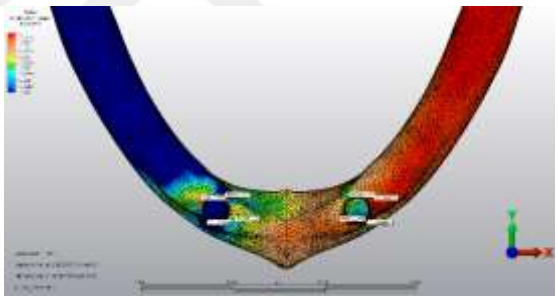
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.



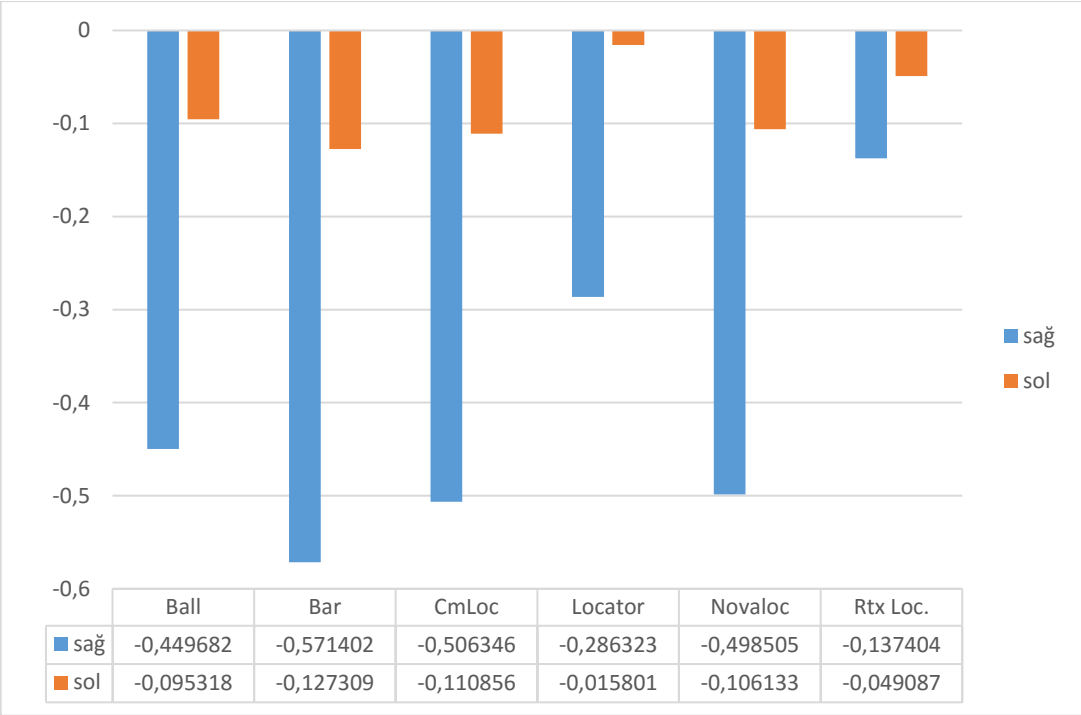
E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

Şekil 3.9. Posterior yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres dağılımı.

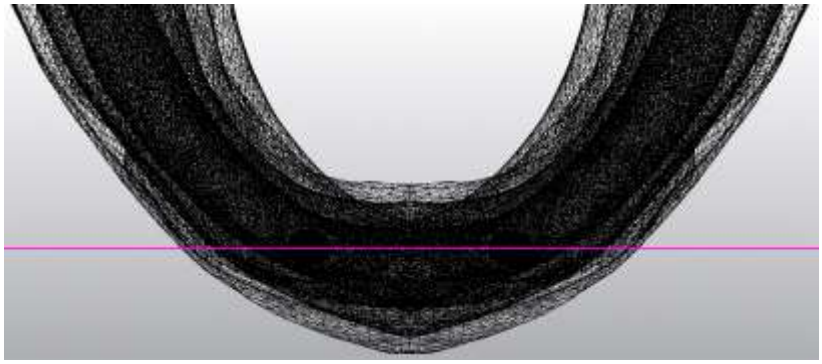
.



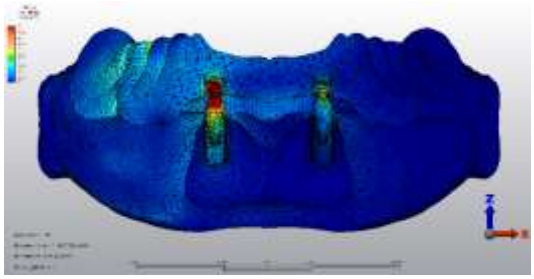
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	-0,449682	-0,571402	-0,506346	-0,286323	-0,498505	-0,137404
sol	-0,095318	-0,127309	-0,110856	-0,015801	-0,106133	-0,049087

Grafik 3.9. Posterior yüklemede spongiyoz kemik yapısındaki minimum principal streslerin sayısal değerleri.

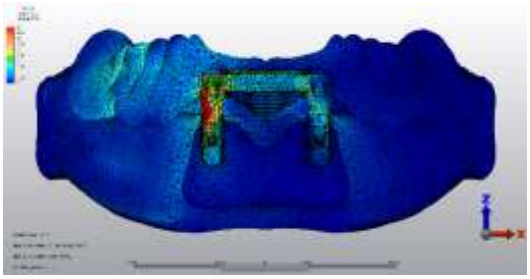
Çalışmada yapılardaki streslerin dağılımını incelemek için her iki yüklemede implantların ortasından geçecek şekilde kesit görüntüleri alındı (şekil 3.10). Ana modelde ***posterior yüklemede kesit görüntülerindeki*** stres dağılımları incelendiğinde streslerin en fazla kuvvet uygulama alanına yakın ball ataşman yapısı üzerinde ataşmanın tamamında yoğunlaştığı gözlemlendi. Bar ataşman, CmLoc ve novaloc modelinde streslerin abutment/ataşmanın distal yüzeyinde yoğunlaştığı gözlendi (şekil 3.11). Locator ve L-RTx modellerinde ataşman ve abutment yapılarındaki streslerin diğer modellere göre daha az yoğunlaştığı ve en düşük yoğunlaşmanın L-RTx ataşman modelinde olduğu gözlenmiştir.



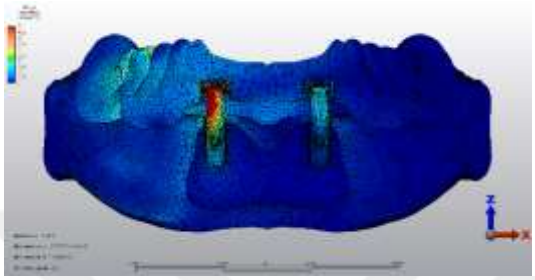
Şekil 3.10. İmplantların merkezinden geçen kesit hattı.



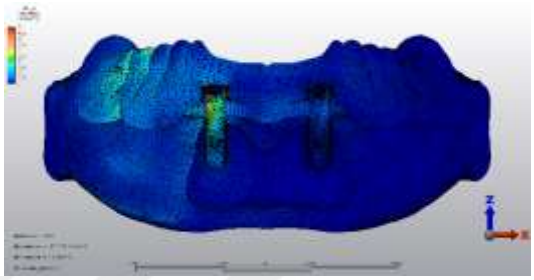
A. Ball Model.



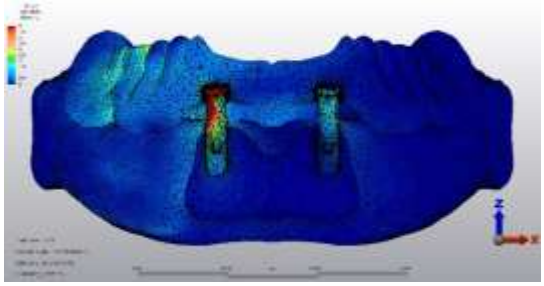
B. Bar Model.



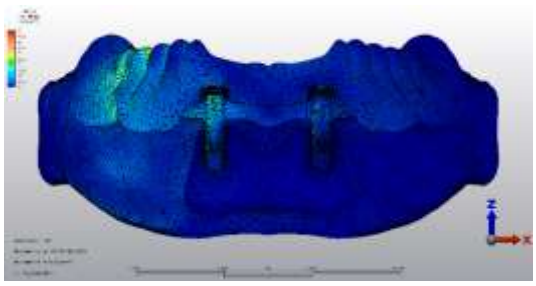
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.



E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

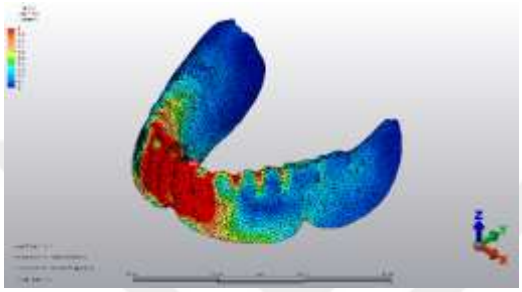
Şekil 3.11. Posterior yükleme sonucu protez, kemik dokusu, implant ve ataşmanlarda stres dağılımının kesit görüntüleri.

3.2. Anterior Yükleme

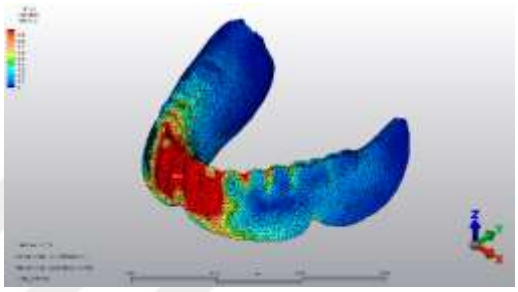
Anterior yüklemede yarıçapı 1cm yarım daire şeklinde olan rijit gıda parçasının merkezi orta hatta mandibular santral dişlerin ortasına gelecek şekilde uygulanmıştır.

Anterior yüklemede ***protez*** yapısındaki von mises stres dağılımı incelendiğinde; en yüksek stres değerlerinin tüm ataşman tiplerinde protezin anterior kısmında kuvvet uygulama alanında olduğu gözlendi. Bu değerler sırasıyla 12,0358 MPa bar modelinde, 10,2508 MPa locator modelinde, 9,87074 MPa novaloc

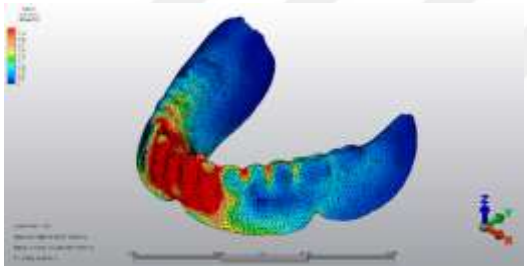
modelinde, 9,64547 MPa CmLoc modelinde, 9,31908 MPa ball modelinde, 8,97291 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.12, grafik 10). Diğer bir stres yoğunlaşma alanı protezin posteriora doğru dişlerin çiğneme yüzleri olduğu görüldü. Bu bölgede en fazla yoğunlaşma 0,5-1 MPa ile L-RTx ataşmanlı modelde izlendi. Locator modelinde aynı bölgede 0,4-0,8 MPa gözlendi. Bu alanda en düşük stres yoğunlaşması 0,3-0,6 MPa arası değerler ile ball, bar, novaloc, CmLoc modellerinde gözlendi. Stres yoğunlaşma alanının en fazla görüldüğü model L-RTx modelidir.



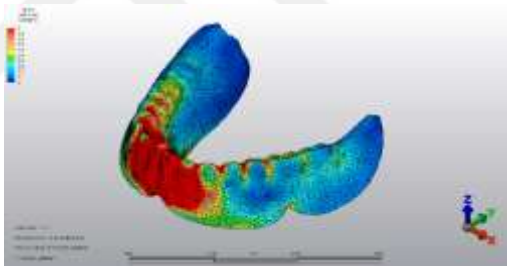
A. Ball Model.



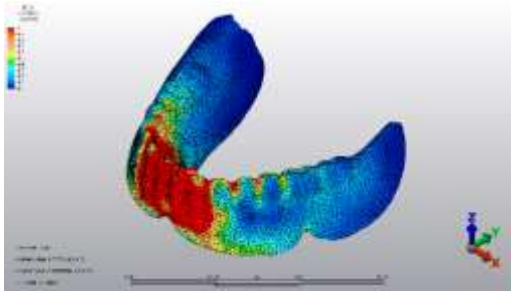
B. Bar Model.



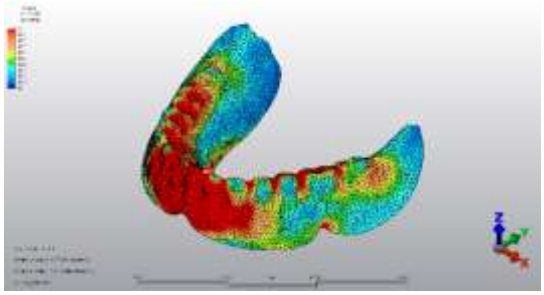
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.

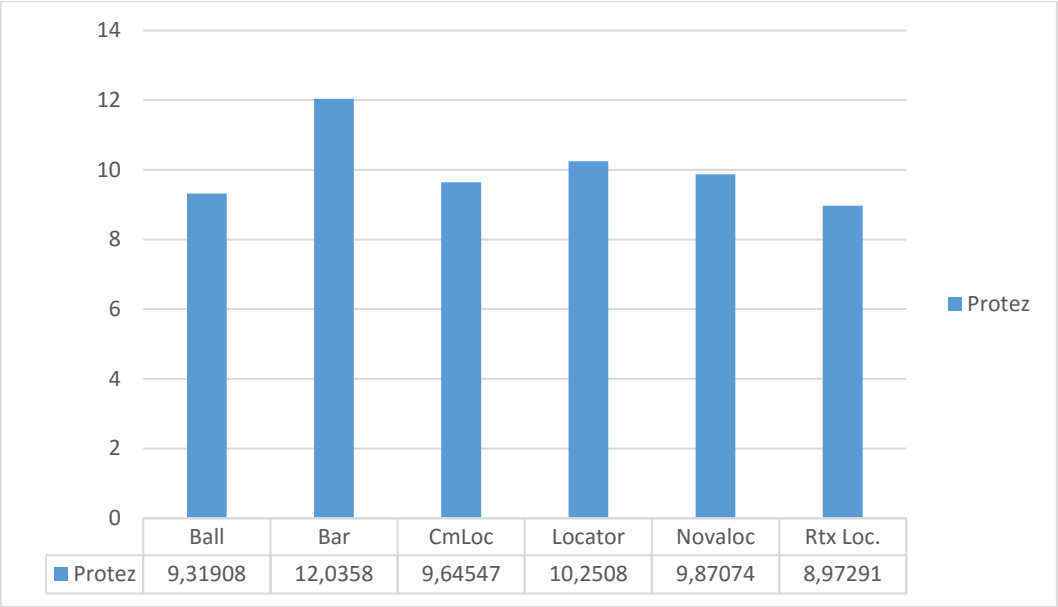


E. Novaloc Model.



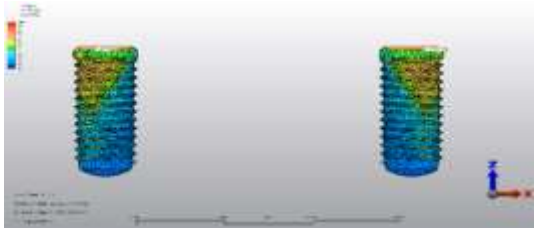
F. L-RTx Model.

Şekil 3.12. Anterior yükleme sonucu overdenture protezde Von Mises stres dağılımı.

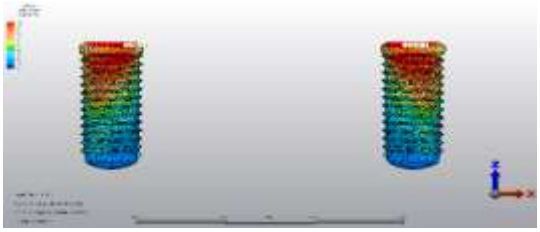


Grafik 3.10. Anterior yükleme zamanı overdenture protezde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri.

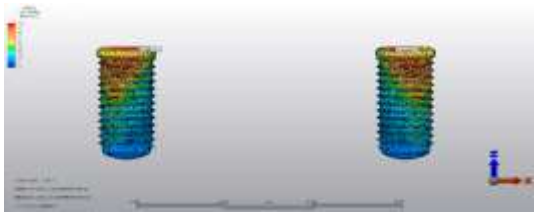
Anterior yüklemede ***implant*** yapısındaki stres dağılımı incelendiğinde; en yüksek stres değerleri sırasıyla 13,003616 MPa bar modelinde, 9,044695 MPa CmLoc modelinde, 6,75267 MPa ball modelinde, 5,266038 MPa locator modelinde, 3,54417 MPa novaloc modelinde, 3,035878 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.13, grafik 11). Tüm modellerde her iki implantta aralarında anlamlı fark olmayan yakın değerler gözlendi. Tüm modellerde stresler implantın kole bölgesinde bukkal kenarda yoğunlaşırken, implantın yiv kısmında distal duvarında apikale doğru azalan bir şekil sergilemiştir. Bar modelinde gövdenin tüm yüzeyinde stres yoğunlaşmaları görülmüş ve apikale doğru azalma izlenmiştir. İmplantlarda en yüksek stres yoğunlaşma değerleri bar ataşmanda gözlenirken (5-10 MPa) en düşük dağılım 0-3,03 MPa ile L-RTx modelinde oluşmuştur.



A. Ball Model.



B. Bar Model.



C. CmLoc Model.



D. Locator Model.

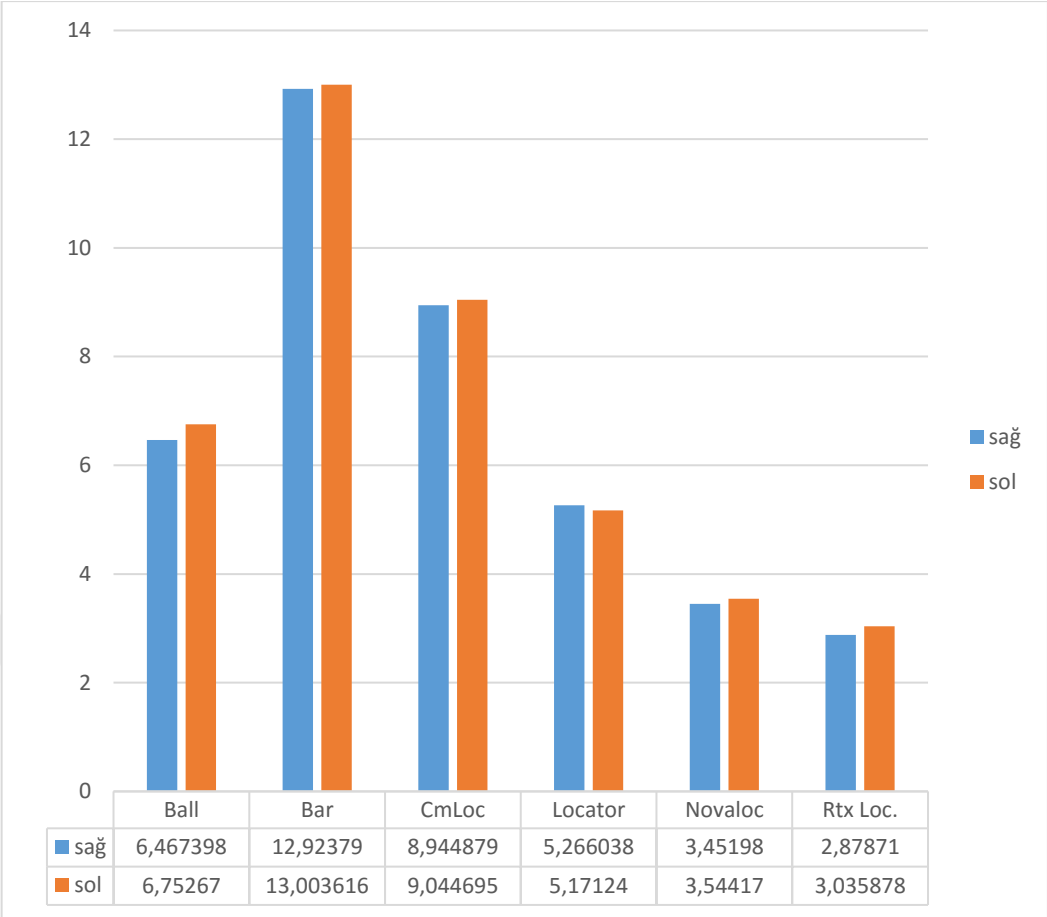


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

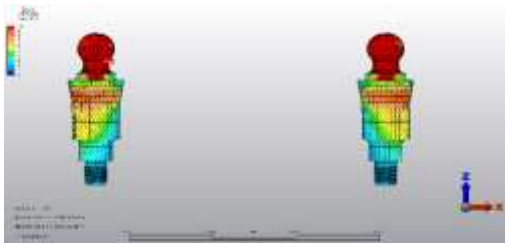
Şekil 3.13. Anterior yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres dağılımı.



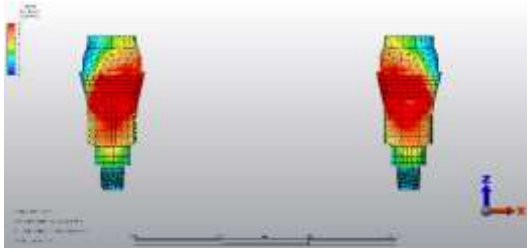
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	6,467398	12,92379	8,944879	5,266038	3,45198	2,87871
sol	6,75267	13,003616	9,044695	5,17124	3,54417	3,035878

Grafik 3.11. Anterior yükleme zamanı implantlarda görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri.

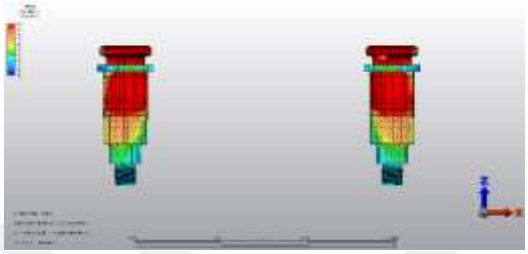
Anterior yüklemede ***abutment*** yapısındaki stres dağılımı incelendiğinde; en yüksek stres değerleri sırasıyla 51,5214 MPa ball modelinde, 42,7152 MPa CmLoc modelinde, 39,1402 MPa novaloc modelinde, 37,5934 MPa L-RTx modelinde, 29,771 MPa locator modelinde, 23,7323 MPa bar modelinde gözlendi (şekil 3.14, grafik 12). Tüm modellerde her iki abutmentte aralarında anlamlı fark olmayan yakın değerler gözlendi. Ball, CmLoc, novaloc ve locator ataşman modellerinde en yüksek stres değerleri ataşmanların boyun kısımlarında izlenmiştir. Apikale doğru azalan bir şekil sergilemiştir. Bar ataşman modelinde en yüksek stres değerleri ataşmanların birbirine bakan gövde kısımlarında izlenmiştir. L-RTx ataşman modelinde en düşük stres dağılım alanları izlenmiştir.



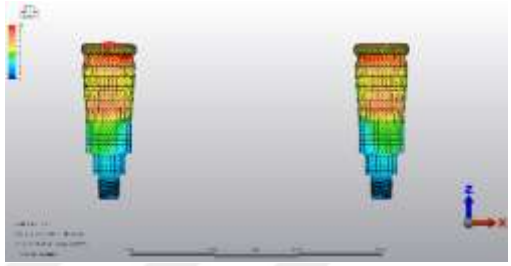
A. Ball Model.



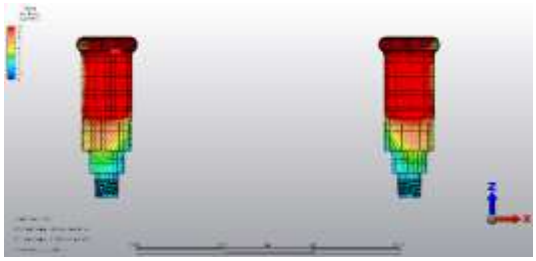
B. Bar Model.



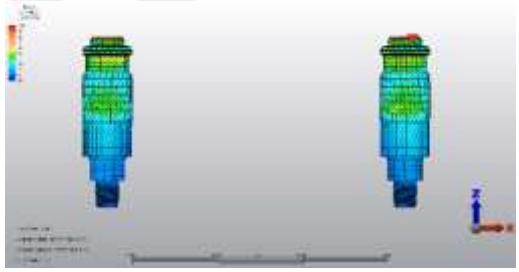
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.

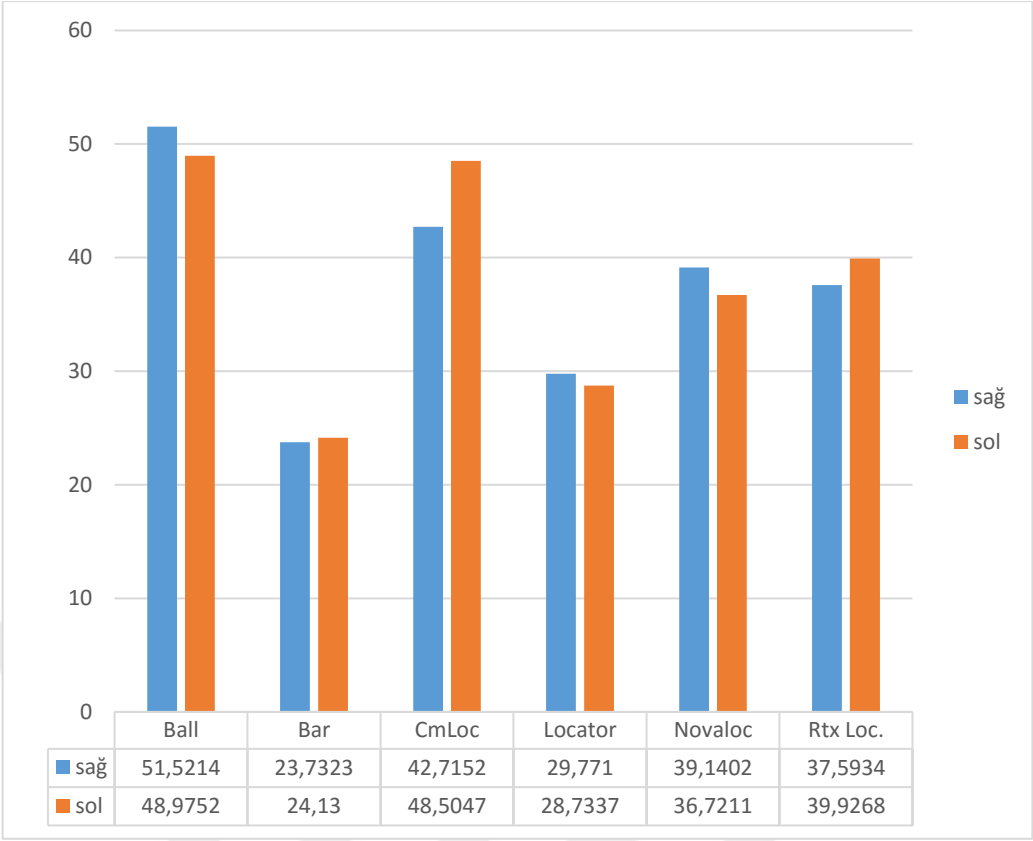


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

Şekil 3.14. Anterior yükleme sonucu abutmentlerde oluşan Von Mises stres dağılımı.



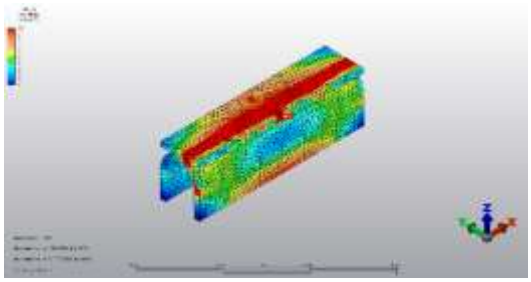
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	51,5214	23,7323	42,7152	29,771	39,1402	37,5934
sol	48,9752	24,13	48,5047	28,7337	36,7211	39,9268

Grafik 3.12. Anterior yükleme zamanı abutmentlerde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri.

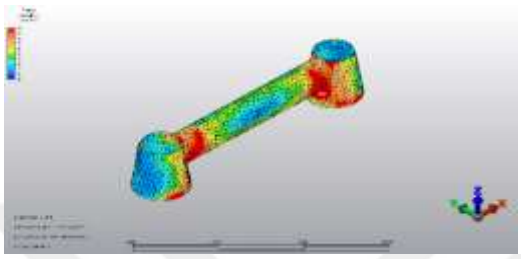
Anterior yüklemede ***matriks ve bar*** yapısındaki stres dağılımı incelendiğinde; tüm modellerin matriks yapılarının hemen hemen bütün kısımlarında stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir. Ball (4-5 MPa), bar, locator matrikslerinde bu yoğunlaşmalar daha fazla alanı kaplamaktadır (şekil 3.15, grafik 13). CmLoc ve novaloc matrikslerinde bu yoğunlaşmalar daha çok mezial ve bukkal kısımlarda yoğunlaşmaktadır. Stres dağılım alanı en düşük olan model L-RTx olarak gözlenmiştir (2-5 MPa).



A. Ball Model.



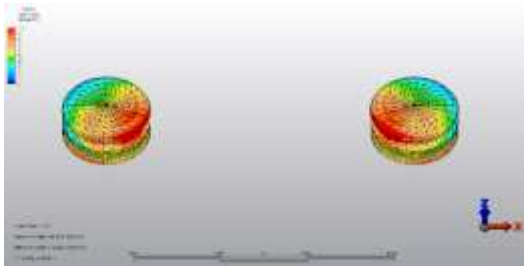
B. Bar Model.



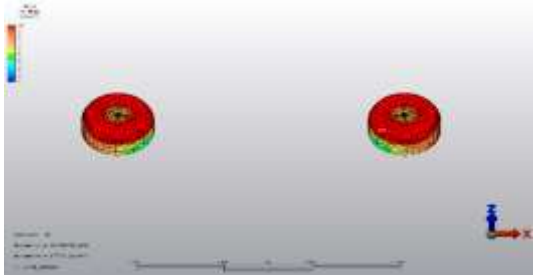
B1. Bar.



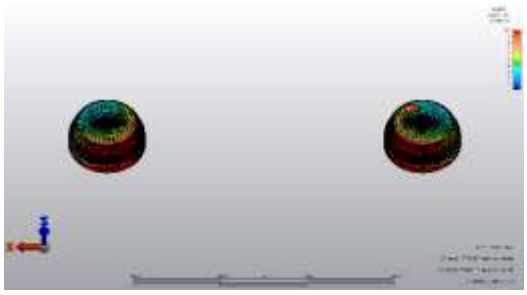
B2. Bar Vidaları.



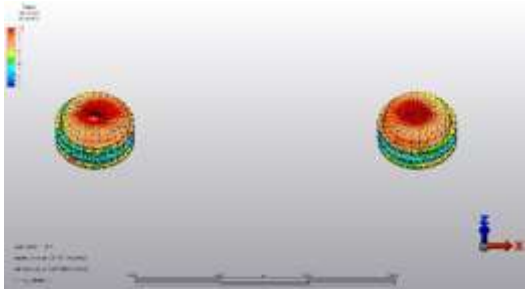
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.

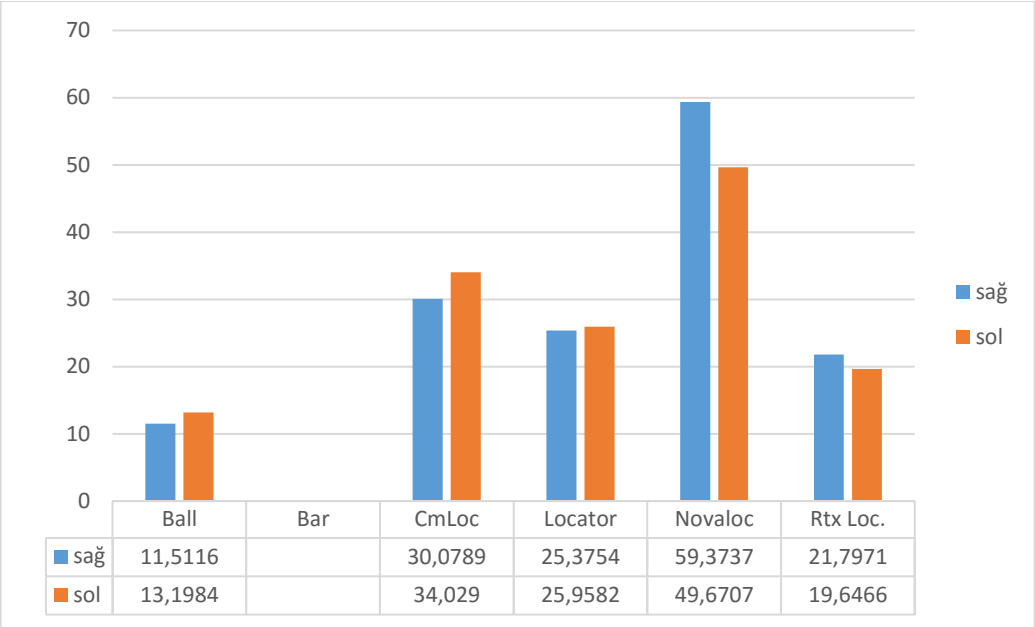


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

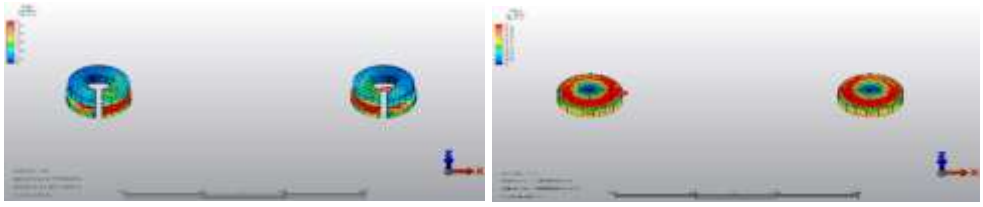
Şekil 3.15. Anterior yükleme sonucu matriks ve bar yapısında oluşan Von Mises stres dağılımı.



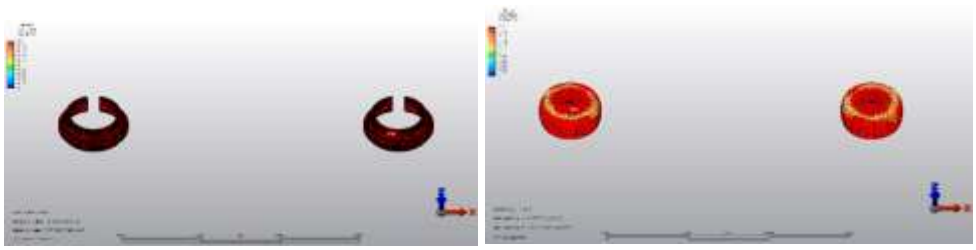
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	11,5116		30,0789	25,3754	59,3737	21,7971
sol	13,1984		34,029	25,9582	49,6707	19,6466

Grafik 3.13. Anterior yükleme zamanı matriks housinglerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri.

Anterior yüklemede ataşman ***lastiklerinin*** yapısındaki stres dağılımı incelendiğinde; en fazla yoğunlaşma novaloc lastiğinde izlenirken bunu L-RTx lastiği izlemiştir (şekil 3.16, grafik 14). En az stres yoğunlaşma alanı locator ve CmLoc lastiğinde gözlenmiştir. Genel itibari ile her modelde her iki lastikler arasında bir birine yakın değerler gözlenmiştir. Von Mises streslerin sayısal değerlerine bakıldığında novaloc, CmLoc, L-RTx ve locator sırasıyla azalan yönündedir.

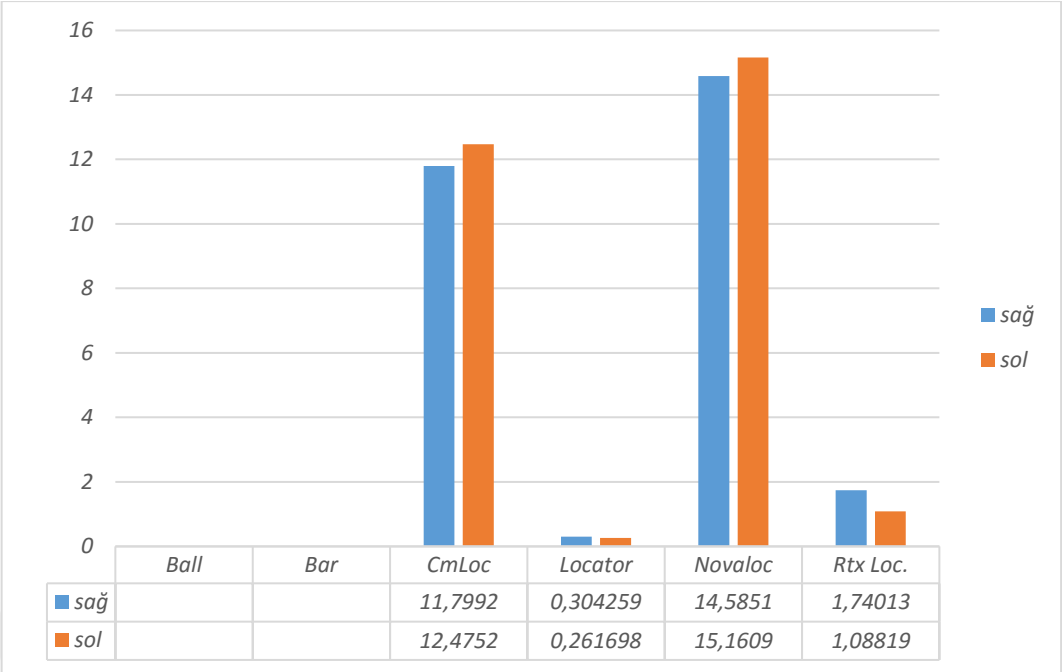


A. CmLoc Model**.** **B.** Locator Model.



C. Novaloc Model. **D**. L-RTx Model.

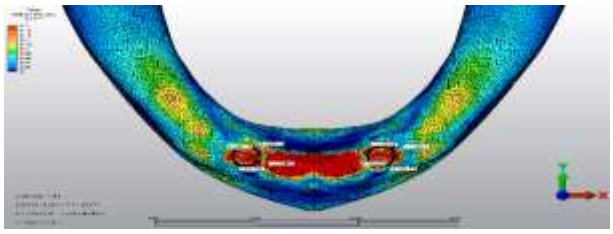
Şekil 3.16. Anterior yükleme sonucu lastiklerde oluşan Von Mises stres dağılımı.



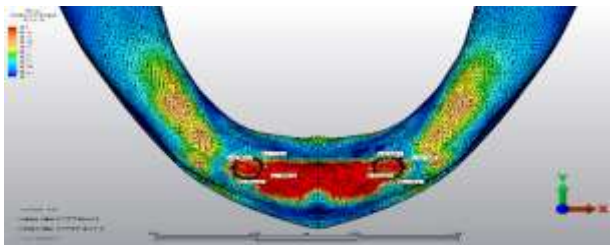
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ			11,7992	0,304259	14,5851	1,74013
sol			12,4752	0,261698	15,1609	1,08819

Grafik 3.14. Anterior yükleme zamanı matriks lastiklerinde görülen Von Mises streslerin sayısal değerleri.

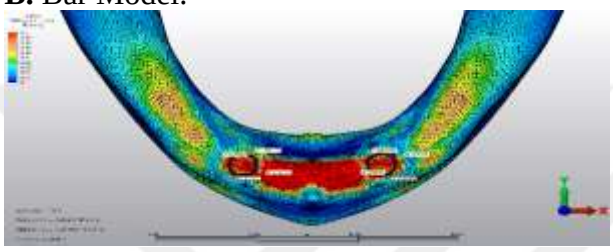
Anterior yüklemede ***kortikal kemik yapısındaki maksimum principal*** stres dağılımı incelendiğinde; her modelde her iki implant çevresinde kortikal kemikde bir birine yakın değerler gözlenmiştir. Bütün modellerde stres yoğunlaşması daha çok mezial yüzeyde gözlenmiştir. En yüksek stres değerleri sırasıyla 0,419972 MPa bar modelinde, 0,317117 MPa novaloc modelinde, 0,305825 MPa CmLoc modelinde, 0,252807 MPa ball modelinde, 0,128033 MPa locator modelinde, 0,083712 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.17, grafik 15). Yüksek stres yoğunlaşma alanlarının bar ataşman, novaloc ve CmLoc modellerinde diğer modellere göre daha fazla alanı kapladığı görülmüştür. Bu modelleri sırasıyla ball ataşman ve locator modelleri izlemiştir. L-RTx modelinde kortikal kemikte yüksek stres değerlerinin en düşük alanı kapladığı gözlenmiştir.



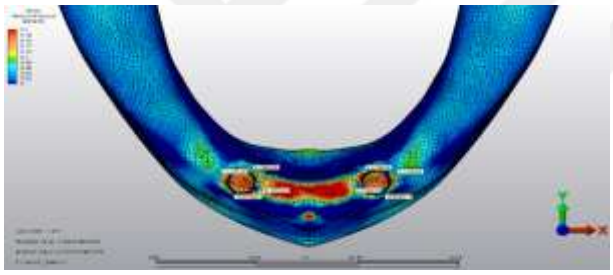
A. Ball Model.



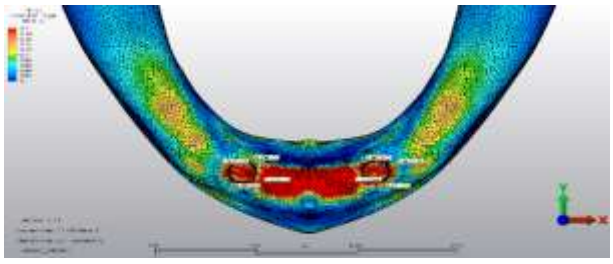
B. Bar Model.



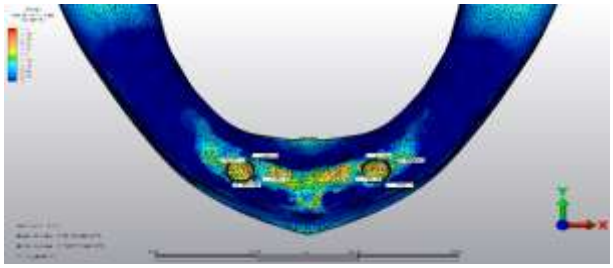
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.

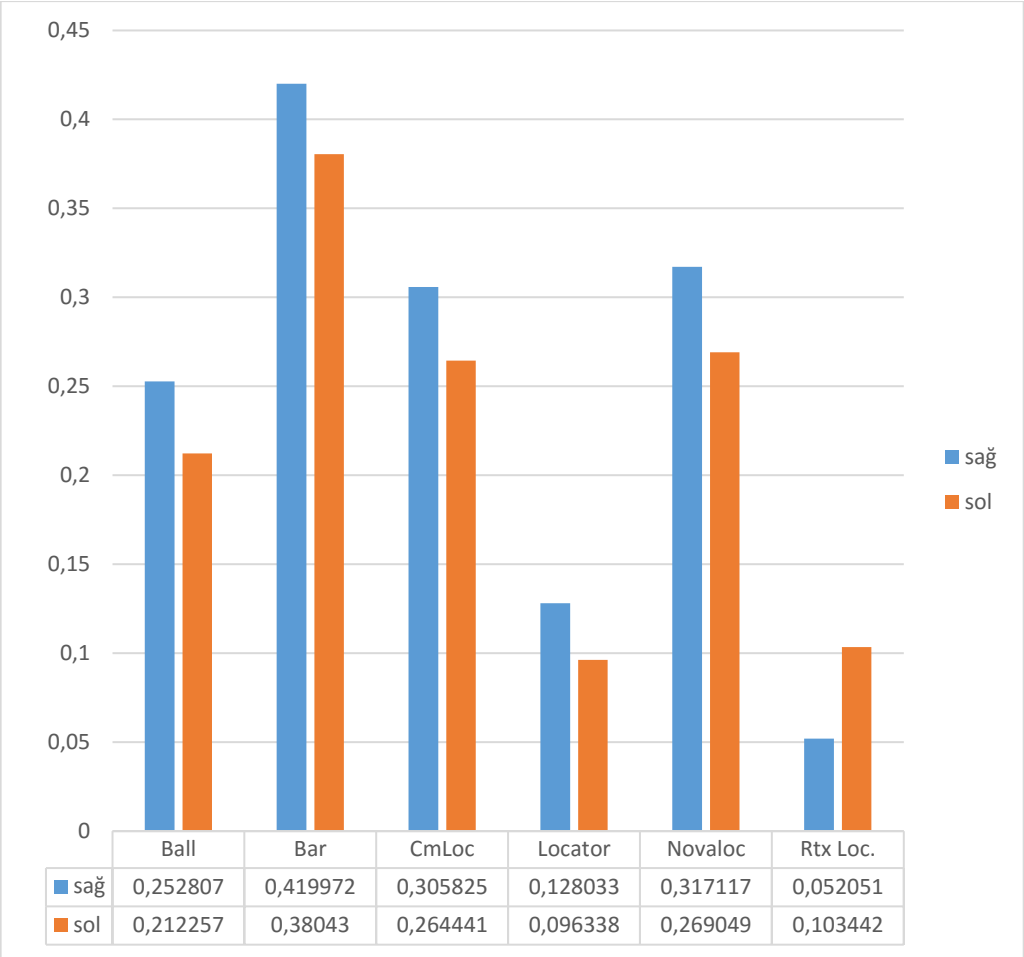


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

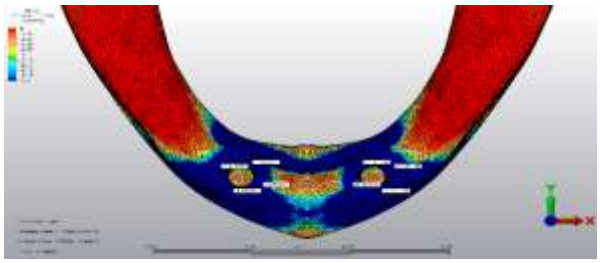
Şekil 3.17. Anterior yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tip stres dağılımı.



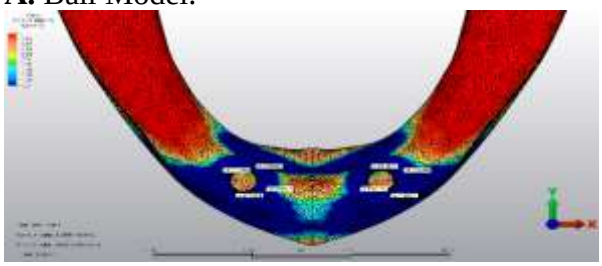
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	0,252807	0,419972	0,305825	0,128033	0,317117	0,052051
sol	0,212257	0,38043	0,264441	0,096338	0,269049	0,103442

Grafik 3.15. Anterior yüklemede kortikal kemik yapısındaki maksimum principal streslerin sayısal değerleri.

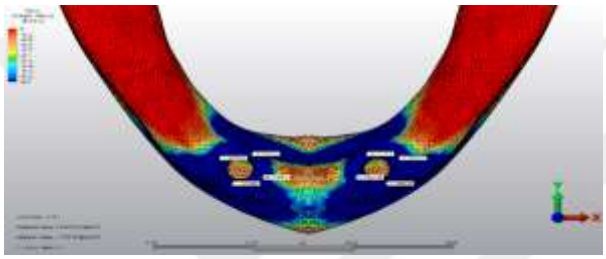
Anterior yüklemede ***kortikal kemik yapısındaki minimum principal*** stres dağılımı incelendiğinde; sıkışmalar kuvvet uygulama alanı altındaki bukkal ve lingual yüzeyde ve her iki implant çevresindeki dokuda izlenmiştir. Her modelde her iki implant çevresinde kortikal kemikte bir birine yakın değerler gözlenmiştir. En yüksek stres değerleri sırasıyla -2,140597 MPa bar modelinde, -1,79667 MPa CmLoc modelinde, -1,751604 MPa novaloc modelinde, -1,551139 MPa ball modelinde, -1,209971 MPa locator modelinde, -0,6435 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.18, grafik 16). Bu sıkışmalar locator ve L-RTx ataşman modellerinde diğer modellere göre daha az gözlenmiştir.



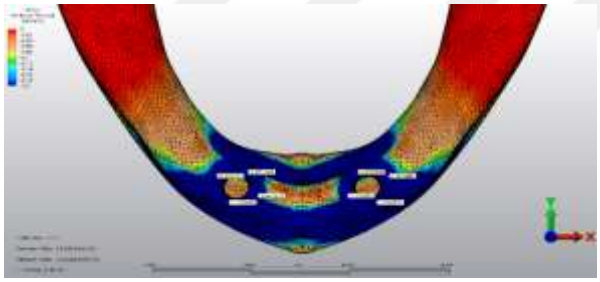
A. Ball Model.



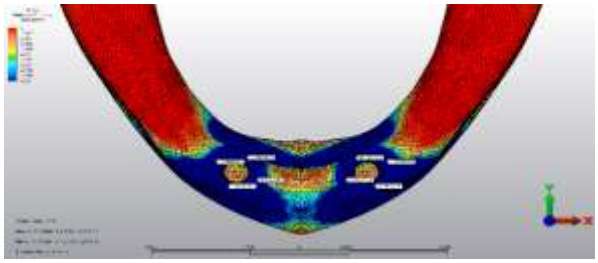
B. Bar Model.



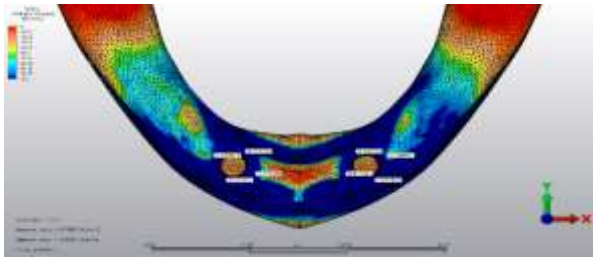
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.



E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

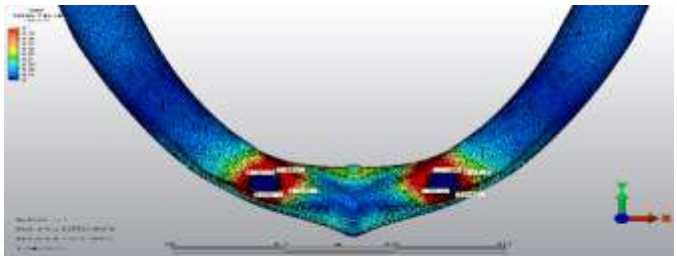
Şekil 3.18. Anterior yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tip stres dağılımı.



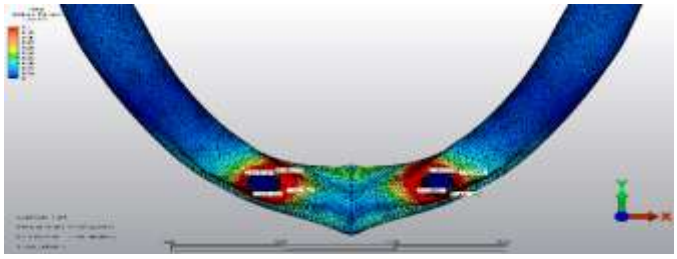
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc
sağ	-1,499241	-2,049564	-1,727964	-1,158604	-1,673373	-0,60836
sol	-1,551139	-2,140597	-1,79667	-1,209971	-1,751604	-0,6435

Grafik 3.16. Anterior yüklemede kortikal kemik yapısındaki minimum principal streslerin sayısal değerleri.

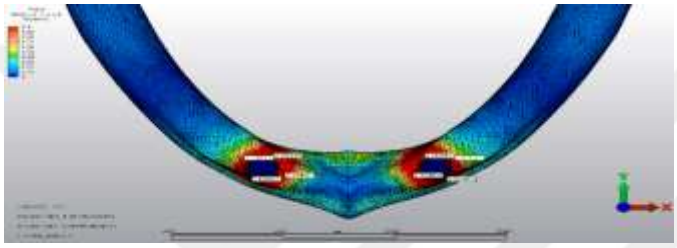
Anterior yüklemede ***spongioz kemik yapısındaki maximum principal*** stres dağılımı incelendiğinde; stres yoğunlaşmalarının daha ziyade kuvvet uygulama alanına yakın olan her iki implantın boyun bölgesinde oluştuğu izlenmiştir. Her modelde her iki implant çevresinde spongioz kemikte bir birine yakın değerler gözlenmiştir. En yüksek stres değerleri sırasıyla 0,627384 MPa novaloc modelinde, 0,626017 MPa CmLoc modelinde, 0,621768 MPa bar modelinde, 0,616979 MPa ball modelinde, 0,466206 MPa locator modelinde, 0,192812 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.19, grafik 17). Novaloc, CmLoc, bar, ball modellerinde benzer stres dağılımları görülmüştür. Bu modelleri daha az stres değerleri ve dağılımıyla locator modeli izlemektedir. L-RTx modelinde ise spongioz kemikte en düşük stres değerleri ve stres dağılımının en düşük alanı kapladığı dikkat çekmiştir.



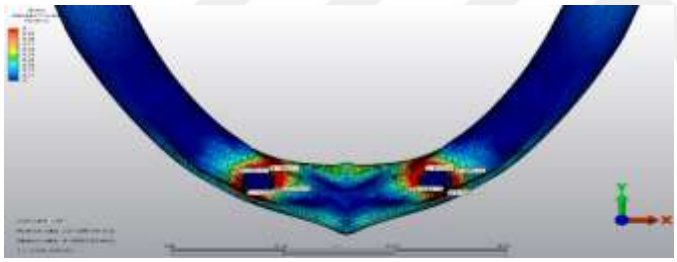
A. Ball Model.



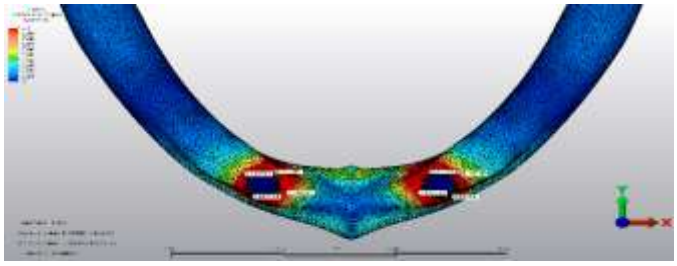
B. Bar Model.



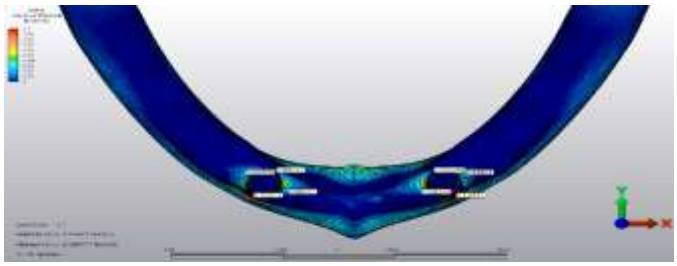
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.

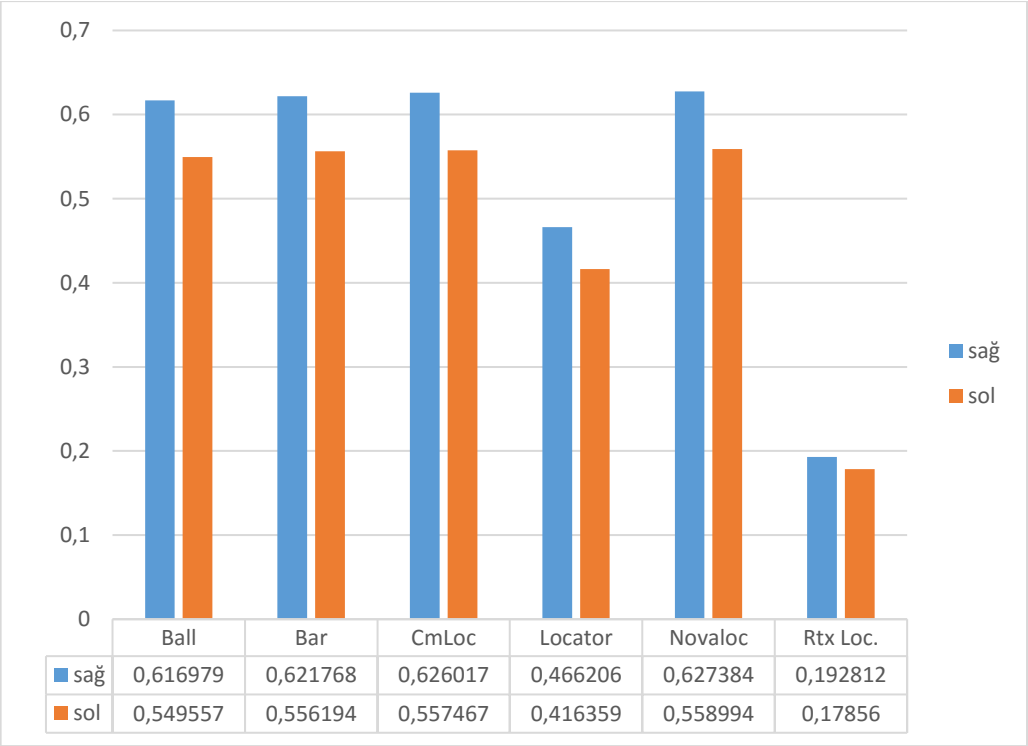


E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

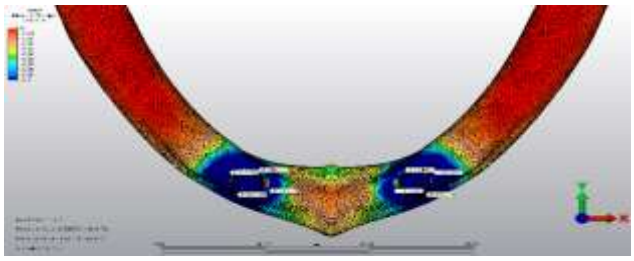
Şekil 3.19. Anterior yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan gerilme tip stres dağılımı.



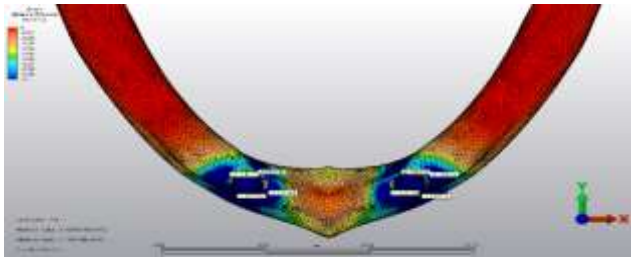
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	0,616979	0,621768	0,626017	0,466206	0,627384	0,192812
sol	0,549557	0,556194	0,557467	0,416359	0,558994	0,17856

Grafik 3.17. Anterior yüklemede spongiyoz kemik yapısındaki maksimum principal streslerin sayısal değerleri.

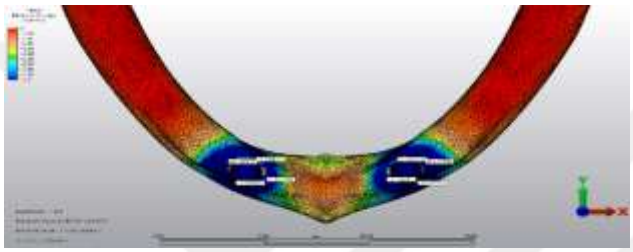
Anterior yüklemede ***spongioz kemik yapısındaki minimum principal*** stres dağılımı incelendiğinde; sıkışmalar kuvvet uygulama alanına yakın her iki implantın çevresindeki dokuda izlenmiştir. Her modelde her iki implant çevresindeki spongioz kemikde bir birine yakın değerler gözlenmiştir. En yüksek stres değerleri sırasıyla -0,579842 MPa novaloc modelinde, -0,579218 MPa ball modelinde, -0,578764 MPa CmLoc modelinde, -0,568714 MPa bar modelinde, -0,451288 MPa locator modelinde, -0,227926 MPa L-RTx modelinde gözlendi (şekil 3.20, grafik 18). Novaloc, ball, CmLoc, bar modellerinde benzer stres değerleri ve dağılımları görülmüştür. Bu modelleri sırasıyla locator modeli izlemiştir. L-RTx modelinde ise her iki implantın çevresindeki spongioz kemikte en düşük sıkışma değerleri ve sıkışma yoğunlaşmalarının en düşük alanı kapladığı dikkat çekmiştir.



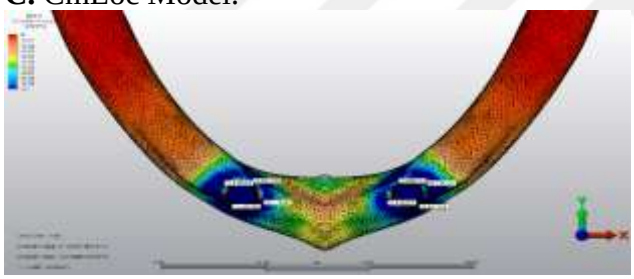
A. Ball Model.



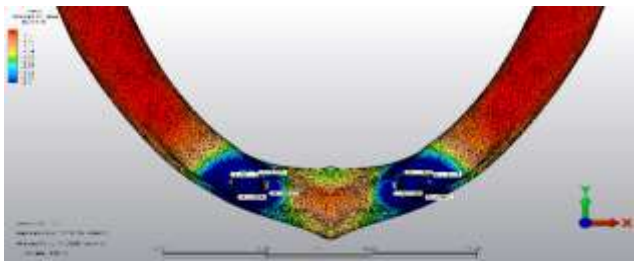
B. Bar Model.



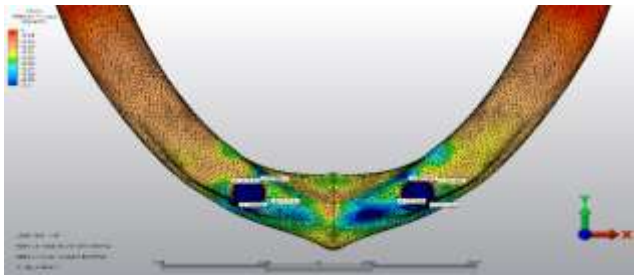
C. CmLoc Model.



D. Locator model.

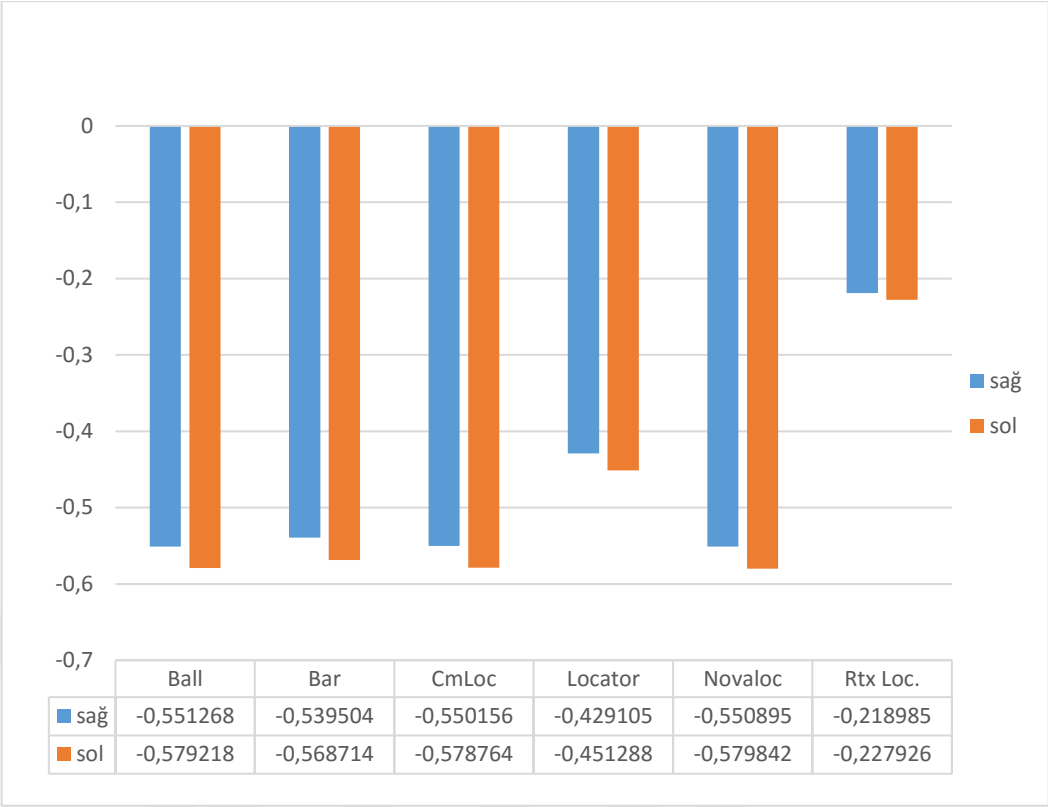


E. Novaloc model.



F. L-RTx Model.

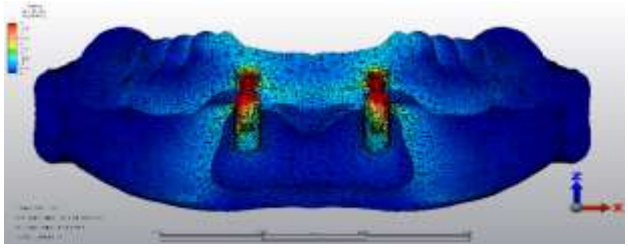
Şekil 3.20. Anterior yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tip stres dağılımı.



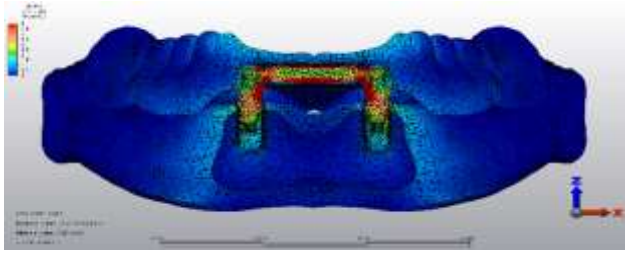
	Ball	Bar	CmLoc	Locator	Novaloc	Rtx Loc.
sağ	-0,551268	-0,539504	-0,550156	-0,429105	-0,550895	-0,218985
sol	-0,579218	-0,568714	-0,578764	-0,451288	-0,579842	-0,227926

Grafik 3.18. Anterior yüklemede spongiyoz kemik yapısındaki minimum principal streslerin sayısal değerleri.

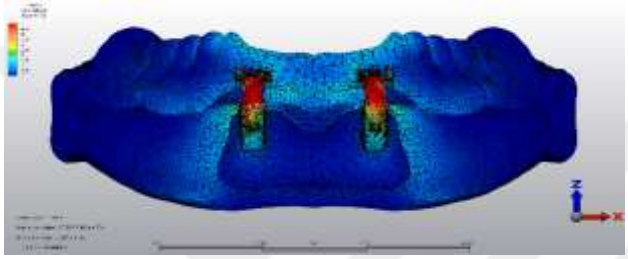
Ana modelde ***anterior yüklemede kesit görüntülerindeki*** stres dağılımları incelendiğinde bar ataşman modelinde stresin bar yapısı üzerinde, bar ile abutment birleşim alanlarında ve abutmentların birbirlerine bakan kısımlarında kole bölgesinde yoğunlaştığı gözlendi (şekil 3.21). Ball ataşman, CmLoc ve novaloc modellerinde streslerin ataşman ve abutment dokularında yoğunlaştığı ve birbirlerine benzer bir stres dağılımı gözlenmiştir. Locator ve L-RTx modellerinde ataşman ve abutment yapılarındaki streslerin diğer modellere göre daha az yoğunlaştığı ve en düşük yoğunlaşmanın, L-RTx ataşman modelinde olduğu gözlenmiştir.



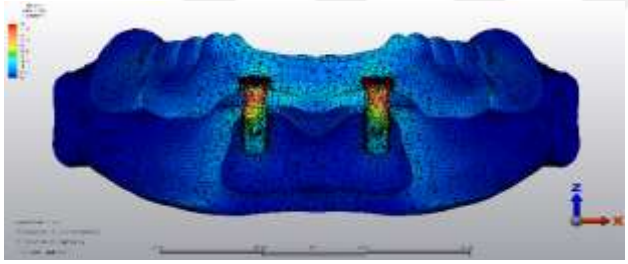
A. Ball Model.



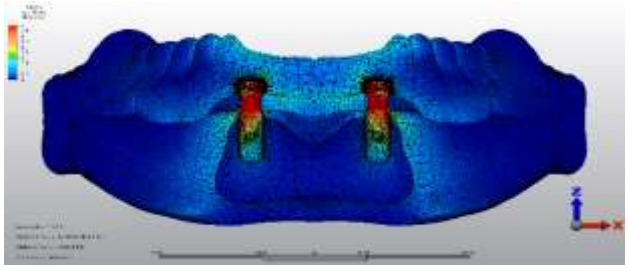
B. Bar Model.



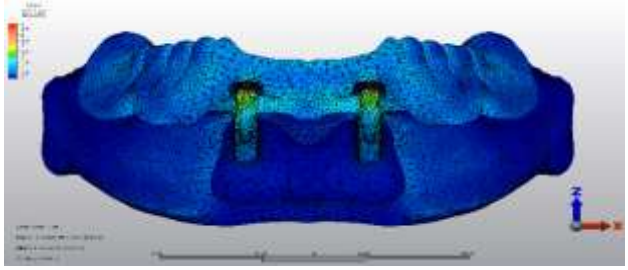
C. CmLoc Model.



D. Locator Model.



E. Novaloc Model.



F. L-RTx Model.

Şekil 3.21. Anterior yükleme sonucu protez, kemik dokusu, implant ve ataşmanlarda stres dağılımının kesit görüntüleri.

4. TARTIŞMA

20 yıl önce rutin tedavilerde az kullanılan dental implantlar, implant diş hekimliğinin gelişmesi ile günümüzün diş hekimliği uygulamalarında hem sabit hem de hareketli protezlerin tedavilerinde başarıyla uygulanmaktadır (Frei ve ark 2004, Çelik ve ark 2007, Assunção ve ark 2008). Tam protezlere alternatif olarak implant destekli mandibular overdenture protezlerin, özellikle kemik kaybı olan vakalarda hasta memnuniyetini artırdığı bilinmektedir (Celik ve Uludag 2007, Assunção ve ark 2008, Klemetti 2008, Vogel 2008, Thomason 2012).

İmplant destekli hareketli protezlere gelen farklı yönlerdeki kuvvetlerden dolayı, implant çevresindeki kemikte, dikey ve yatay yönde oluşan kemik rezorpsiyonlarından literatürde bahsedilmiştir (Weber ve ark 1992, Quirynen ve Van Steenberghe 1993). Kemiğe iletilen kuvvetler ataşmanlar, implantlar ve mukoza aracılığı ile olmakta olup (Heckmann ve ark 2001, Porter Jr ve ark 2002, Tokuhisa ve ark 2003), ataşman tipinin kemikteki stres dağılımını etkilediği düşünülmektedir (Hobkirk ve Havthoulas 1998, Holmgren ve ark 1998, Korioth ve ark 1998, Stegaroiu ve ark 1998). Günümüz diş hekimliğinde bilinen ball, bar, locator, magnet gibi tutucu sistemler ile beraber yeni üretilen ve sık kullanılan novaloc, CmLoc, L-RTx gibi tutucu sistemler vardır (Andreiotelli ve ark 2010). Ancak hangi ataşman tipinin daha iyi olduğu ile ilgili literatürde kesin bir fikir yoktur. Yeni bilinen tutucu sistemlerle ilgili literatürde çok az çalışmalar bulunmakta, hatta bu ataşmanların implant ve protetik parçalarda oluşturdukları streslerle ve kemikteki stres dağılımını nasıl etkiledikleri ile ilgili çalışma bulunmamaktadır. Bu bilgilerden yola çıkarak iki implant destekli mandibular overdenture protezlerde ball, bar, locator, novaloc, CmLoc ve L-RTx ataşman sistemlerinin protetik parçalarda, implantlarda ve kemikte oluşturdukları stres dağılımını üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışması ile incelendi.

Dental implant uygulamaları zamanında başarıyı elde etmek için, tanı ve tedavi planlamasında protez tipi ve tasarımı doğru planlaması gerekmektedir (Altay ve ark 1997, Misch 2005, Lee ve Agar 2006, Çelik ve ark 2007). İmplant destekli mandibular overdenture protezlerde kullanılacak implant sayısına bağlı çeşitli araştırmalar yapılmasına bakmayarak kesin sonuca varılamamıştır (Mericske-Stern ve ark 2000,

Klemetti 2008). Kanada'da McGill Üniversitetinde 2002 yılında kabul gören konsensüs kararına göre 2 implant uygulanmasının, implant destekli mandibular overdenture protezler için ilk tedavi planlaması olması bildirilmiştir (Feine ve ark 2002). Bunun ardından "İngiliz Protetik Diş Hekimliği Çalışma Topluluğu" tarafından 2009 yılında York konsensüsü kabul edildi. Bu kararda da McGill konsensüsünde olduğu gibi tam dişsiz mandibular çenelerde 2 implant uygulamasının ilk tedavi planlamasında olması kabul edilmiştir. York konsensüsüne göre, 2 implant destekli mandibular overdenture protez kullanan hastalarda, yaşam kalitesinin yükseldiği ve hasta memnuniyetinin arttığı görülmektedir (Thomason ve ark 2009). Litetatürdeki bu çalışmaları ve kararları inceleyerek sonlu elemanlar stres analizi kullanılan bu çalışmada, tam dişsiz mandibulada 2 implant destekli overdenture protez kullanıldı.

Literatürde iki implantla destekli mandibular overdenture protezlerde implant boyunun en az 10 mm olması gerektiği vurgulanmaktadır (Sadowsky ve Caputo 2004). Bu çalışmada da 4.1 mm çapta ve 10 mm uzunluğunda implant kullanıldı.

İmlant destekli overdenture protezlerin başarısını artıran önemli faktörlerden biri de implantların çenelerde yerleştirildiği pozisyonlardır (Asvanund ve Morgano 2004, Lee ve Agar 2006). İmplantların mandibular anterior bölgeye yerleştirilmesiyle başarı oranının arttığı, literatürdeki çalışmalarda görülmektedir (Lee ve Agar 2006, Krennmair ve ark 2012). Lateral, kanin ve premolar diş bölgeleri implantların yerleştirilmesi için en uygun alanlardır (Doukas ve ark 2008). Kanin diş bölgesindeki kemiğin kalınlığı ve yüksekliği dikkate alındığında, implant için en uygun alan olarak düşünülebilir, ama lateral diş bölgesindeki kemik miktarı, yeterli miktarda olduğu zamanlarda ve lateral bölgenin sağladığı mekanik avantajlardan dolayı bu dişler bölgesine de implantların yerleştirilmesinin uygunluğu çalışmalarda gösterilmektedir (Vogel 2008).

Literatürdeki birçok çalışmada; implant destekli overdenture protezlerde, posterior rotasyonun ve görülebilecek olan anterior kuvvet kolunun etkisinin en aza indirilmesi için implantların mandibular anterior bölgede yerleştirilmesinin gerekliliği gösterilmiştir (Lee ve ark 2005). Posterior kuvvet koluna göre anterior kuvvet kolunun azalması sayesinde, overdenture protez üzerinde oluşan tipping hareketi de azalacaktır (Ulusoy ve AK 2010).

Birçok yayında alt çene için iki implantın ideal pozisyonu, dişsiz mandibulanın en ön ve en lateral pozisyonu olduğu bildirilir. Bu şekilde anterior kol oluşmadığından, posterior dokularda aşırı kemik rezorbsiyonlarına neden olmamış olur (Srinivasan ve ark 2016, Müller 2018). Bu bilgilerin ışığında bu çalışmada implantlar; anterior bölgede en ön ve en lateral pozisyonlarda, her iki tarafta lateral ve kanin dişler arası alana yerleştirildi. Bu pozisyonlar aynı zamanda Mish sınıflamasındaki B ve D pozisyonlarına da uygun gelmektedir.

İmlant destekli overdenture protezlerin başarısını artıran önemli faktörlerden biri de implantların çenelerde yerleştirildiği konumlardır (Asvanund ve Morgano 2004, Lee ve Agar 2006). Açılı yerleştirilmiş implantlar hakkındaki uzun takipli çalışmalarda, açılı yerleştirilmiş implantlar üzerine gelen kuvvetlerin implant çevresindeki kemikte daha çok gerilme ve makaslama stresleri oluşturduğu görülmektedir (Canay ve ark 1996, Misch 2005, Uludağ ve Çelik 2006). İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılan ataşman hausinglerinin tam oturmasını sağlamak, lastiklerin erken aşınmasını önlemek için çeneye yerleştirilen implantların paralel olması gerekmektedir (Misch 2005). Bu şekildeki çalışmada implantlar mandibulaya, oklüzal düzleme dik gelecek şekilde ve birbirine paralel yerleştirilmiştir.

İmplant destekli hareketli protez planlamalarında implantların, çeneye aynı oklüzal seviyede yerleştirilmesi gerekir. Eğer implant seviyelerinde farklılık olursa yüksekte olan implant üzerinde, rotasyon oluşacağından dolayı o implant çevresindeki kemikte daha fazla stres oluşacaktır, bu da kemik kaybına ve vida gevşemesi gibi komplikasyonlara yol açacaktır. Diğer implantta ise ataşman lastiklerinde erken aşınmalar görülecektir. Tüm bunlar, implant tedavisine başarısızlık getirecektir (Misch 2005). Yerleştirilen implantların orta hatta, eşit mesafede olması gerekmektedir. Eğer implantlardan biri distalde olursa, distalde olan implant fulkrum ekseni rolü oynar ve distaldeki implanta daha fazla yük gelmiş olur, önde olan implantta ise ataşman aşınmaları görülür (Misch 2005). Bu bilgileri dikkate alarak çalışmada implantlar aynı oklüzal seviyede ve orta hattan eşit olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Diş hekimliğinde, ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetlerini doğru tanımlayıp, incelemek gerekmektedir. Bu inceleme sonucunda yapılacak olan protezlerin, fizyolojik sınırlar dahilinde, oklüzal kuvvetlerin dengeli homojen

dağılmasını sağlamak gerekir (Ulusoy ve AK 2003). Restorasyonların başarılı olabilmesi için, uygulanacak materyallerin fiziksel özellikleri ve oklüzal kuvvetler karşısında bu materyallerde oluşabilecek gerilme ve streslerin bilinmesi gerekmektedir. Organ ve dokuların, oluşacak kuvvetler karşısında nasıl bir davranış sergileyeceğini bilmek çok zor olduğu gibi, bazen de imkansızdır (Geng ve ark 2001, Ulusoy ve AK 2003). Organ ve dokulara gelen kuvvetler karşısında oluşacak etki, davranış ve stresleri incelemek için, stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde en çok sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, strain gauge stres analiz yöntemi ve fotoelastik stres analiz yöntemi kullanılmaktadır (Ulusoy ve AK 2003, Adıgüzel 2010, Güler ve ark 2012).

Pek çok araştırmacı bilim insanı, fotoelastik ve diğer stres analizi yöntemlerine göre sonlu elemanlar analiz yöntemini daha avantajlı bulmaktadır (Eskitaşcıoğlu 1991). Sonlu elemanlar analizi, özellikle strüktürlerin yer değiştirmesi, bükülme, kırılma, eğilme, gerilme, elastik ve plastik deformasyonlar, titreşim, bağlanma dayanımları gibi pek çok parametrelerin matematiksel olarak analiz edilmesinde kullanılmaktadır (Asmussen ve ark 1999, Akkayan ve Gülmez 2002, Asmussen ve ark 2005).

Sonlu elemanlar ve strain-gauge stres analiz yöntemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, her iki stres analiz yönteminde ortaya çıkan stres değerlerinin aynı olduğu gösterilmiştir (Akça ve ark 2002). Ancak sonlu elemanlar stres analiz yönteminin model oluşturulmasında daha detaylı ve hassas imkanlar sunduğunu ve bu analiz yönteminin kullanılışının avantajlı olduğu gösterilmiştir. İmplant ve üst yapıların biomekaniği ile ilgili yapılan araştırmaların çoğunda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemin diğer stres analiz yöntemlerinden kliniğe daha yakın, gerçekçi sonuçlar verdiği literatürdeki bir çok çalışmada gösterilmektedir (Baiamonte ve ark 1996, Stegaroiu ve ark 1998, DeTolla ve ark 2000, Akça ve ark 2013). Bu bilgilerden yola çıkarak bu çalışmada sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, yapılar 2 ve 3 boyutlu modellenmektedir. Diş hekimliğinde 2 boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin yaygın kullanılmasına bakmayarak, materyal özelliklerindeki farklılıkların ve kompleks yapıların 3 boyutlu modellemesinde yetersiz kaldığı bilinmektedir (Meijer ve ark

1993, Yang ve ark 2001). Meijer ve arkadaşları mandibular anterior bölgedeki stres dağılımlarını incelemek için 2 ve 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullanmışlardır. Çalışma sonucunda 2 boyutlu stres analizinin kısa zaman aralığında genel sonuç vermesine bakmayarak, dental implant ve çevresindeki kemikte stres dağılımının incelenmesinde yetersiz kaldığı ifade edilmiştir (Meijer ve ark 1993). Bundan dolayı bu çalışmada, klinik duruma daha yakın sonuçlar elde etmek için, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanımına karar verilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi kullanılan çalışmaların en büyük dezavantajı, canlı yapıların modellemesinde değişken olan birçok faktörün, sabit olarak programda kabul olunması ifade edilmiştir (Akça ve İplikçioğlu 2001, Gultekin ve ark 2012). Ortaya çıkan bu zorunluluklardan kaynaklı bu tez çalışmasında tüm yapılar elastik, izotopik ve homojen olarak kabul edilmiştir (Akça ve İplikçioğlu 2001).

İmplant kemik bağlantısı ile ilgili yapılan histolojik çalışmalarda, osseointegrasyonun %100 olmadığı bilinmektedir (Geng ve ark 2001). Çalışmada implant ve kemik arasındaki osseointegrasyon miktarında standardizasyonu sağlamak için önceki çalışmaları (Akça ve Iplikçioglu 2001, Akça ve İplikçioğlu 2001, Daas ve ark 2008) referans alarak osseintegrasyon %100 kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanıldığında, sonuçların kliniğe daha yakın çıkmasını sağlamak için modellemesi yapılacak yapıların boyutsal ölçülerinin gerçek ölçülerine yakın olması gerekir. Bu yöntemde sonlu eleman modeli oluşturulmasında bilgisayarlı tomografi görüntüleri veya katı modellerin taranması ile modeller oluşturulmaktadır. Bu çalışmada, yapıların gerçek ölçülerine yakın olması ve modelleme zamanı tasarımların gerçek tasarımlarına yakın olması için, mandibula modeli oluşturulmasında bilgisayarlı tomografi ile elde edilmiş görüntüler kullanıldı. İmplant ve ataşman parçalarının modeli ise firmalardan elde edilerek SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile elde edildi. Türkiye'de bulunmayan L-RTx ve CmLoc ataşmanların modellemesi ise yurtdışında olan firma temsilciliklerinden elde edilen bilgilerin ışığında modellemesi yapıldı. Böylelikle çalışmada oluşturulan modeller, gerçek ölçü ve tasarımlarına uygun olmuş oldu. Bunun da çalışmada gerçeğe yakın sonuçların elde edilmesinde büyük rolü olduğu düşünülmektedir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde yapıların detaylı modellemesini elde etmek için düğüm ve eleman sayılarının fazla olması önem arz etmektedir (DeTolla ve ark 2000). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile ilgili yapılan bir çalışmada, modellemede oluşturulan eleman ve düğüm sayılarının artması çalışma sonuçlarının gerçeğe daha yakın çıkmasına olanak sağladığını göstermektedir (Meijer ve ark 1993). Bu çalışmada da sonlu eleman modellerinin gerçeğe yakın olmasını sağlamak için, her modelde ortalama 106710 düğüm ve 530650 eleman oluşturulmuştur.

Çalışmada oluşturulan her bir modelde implant lokalizasyonları ve pozisyonları sabit tutulmuştur. Modellerde, ataşman farklılıkları dışında, diğer tüm değişken etkenler sabit olarak kabul edilmiştir. Literatürde bu çalışmaya benzer çalışmaları baz alarak spongiyoz kemiği çevreleyen kortikal kemik 2 mm ve kortikal kemiği saran 2 mm kalınlığında mukoza modellendi (Daas ve ark 2008). Akrilik overdenture protez ile ataşmanlar ve mukoza arasındaki sürtünme sıfır olarak kabul edilerek, sonuçları etkileyebilecek etkenler engellenmiştir (Daas ve ark 2008).

Ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetleri kişilere göre, yaşa göre, cinsiyete göre, çenenin farklı alanlarına göre değişkenlik göstermektedir. Literatur bilgilerine göre implant destekli hareketli protezlerde ortalama çiğneme kuvveti 100 N-dur (Mericske-Stern ve ark 1996). Literatürde implant destekli overdenture protezlerle ilgili yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının çoğunda 100 N oklüzal kuvvet yüklemesi yapılmıştır (Geng ve ark 2001, Daas ve ark 2008, Barão ve ark 2009). Bu çalışmada da bu çalışmaları baz alarak 100 N yükleme yapılmıştır.

Diş hekimliği alanında yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının çoğunda 3 tip stres incelenmektedir (Ebrahimi 2012). Literatüre bakıldığında yapılan bazı çalışmalarda kemikte oluşan gerilmeler incelenirken maksimum ve minimum asal gerilmeler baz alınarak incelenmiş (Meijer ve ark 1993, Meijer ve ark 1996, Akça ve İplikçioğlu 2001), bazı çalışmalarda ise kemikte oluşan gerilmeler Von Mises analizi baz alınarak değerlendirilmiştir (Menicucci ve ark 1998, Stegaroiu ve ark 1998, Alkan ve ark 2004, Koca ve ark 2005). Literatürde bir çok çalışmada kemik dokusu gibi gevrek yapıların asal gerilmelerle, implant ve implant parçaları gibi çekilebilir yapıların ise Von Mises gerilmeleri ile incelenmesinde klinik durumları daha iyi ifade edeceği bildirilmiştir (Holmgren ve ark 1998, Geng ve ark 2001, Sevimay ve ark 2005, Ebrahimi 2012). Bu bilgilerin ışığında bu çalışmada, kemikte meydana gelen streslerin

incelenmesinde asal gerilmeler, implant ve ataşmanlarda oluşan streslerin ise Von Mises gerilmeleri ile incelenmesine karar verilmiştir.

Birçok implant destekli protezlerle ilgili sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında yüklemeler dikey ve yatay yönde yapılmıştır. Oysa ağız içerisinde protez ve dişler üzerine kombine kuvvetler gelmektedir. Bu kuvvetlerin dikkate alınarak çalışmaların yapılması önerilmektedir (Menicucci ve ark 2002). Ayrıca sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, ağızdaki klinik durumunu daha iyi taklit etmek için yüklemelerin implant veya ataşman üzerine değil, protez üzerine yapılması da önem arzetmektedir (Daas ve ark 2008).

Çalışmada literatürdeki benzeri çalışmaları baz alarak yarım yuvarlak rijit "gıda parçası" (food stuff) vasıtası ile yüklemeler yapılmıştır (Daas ve ark 2008, Bonnet ve ark 2009, Ozan ve Ramoglu 2015). Food stuff yükleme yöntemi ile ağızda olduğu gibi proteze hem aksiyel hem de açılı şekilde oklüzal yükler gelmiş olur. Bu yöntemi çalışmada kullanarak ağızda çiğneme sırasında oluşan hem aksiyel hem de açılı yüklerin analizi yapılmış oldu. Isırma kuvvetlerini taklit etmek için anterior bölgeden, çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için ise posterior bölgeden yüklemeler yapıldı. Bundan başka yüklemeler ataşmanlar üzerinden değil overdenture protez üzerinden yapılmış oldu.

İmplantlarla desteklenen sabit ve hareketli protezlerin önemlerinden biri de kalan alveolar kemik miktarını korumaktır. İmplant çevresinde yıllık kemik kaybının ortalama olarak az olduğu bilinmektedir ve bu kayıpların da doğal dişlerde görülen kayıp miktarı ile yakın değerler olduğu bazı çalışmalarda gösterilmektedir. İmplant destekli hareketli protezlerde dişsiz alanlarda görülen kemik kaybının, hareketli bölümlü protezlerde görülen değerlerle benzer olduğu bilinmektedir (Wyatt 1998).

İmplant destekli hareketli protezler sabit protezlere göre maliyet açısından daha uygun protetik tedavilerdir. Bundan başka bazı çalışmalara göre, implant destekli hareketli protezler kuvvet kırıcı özelliklerine göre implant destekli sabit protezlerden daha avantajlı bulunmaktadır (Geng ve ark 2001). İmplant destekli hareketli protezlerde genellikle tutucu olarak ball ataşman, locator ataşman, bar ataşmanlar kullanılmaktadır (Geng ve ark 2001).

Meijer ve arkadaşları 3 boyutlu olarak modelledikleri mandibula modellerinde, foramenler arasında yerleşen 2 implant üzerine gelen bar ve tek olan, splintlenmeyen tutucu türlerini, stres dağılımına göre karşılaştırmışlardır. Aksiyel yüklemelerde düşük stresler, oblik yüklemelerde ise en çok implantın boyun bölgesinde olmakla fazla asal gerilmeler görülmüştür. Genel itibari ile çalışmada barlı ve tek tutucu türleri olan modeller arasında benzeri stres değerleri görülmüştür (Meijer ve ark 1993).

Bazı araştırmacılara göre; iki implantın ortasından geçen hattın önünde yapılmış barlı tutucular, implant çevresindeki kemikte fazla sıkışma ve gerilme stresleri oluşturmaktadır. Bundan dolayı araştırmacılar bu durumlarda implantları bağlamamayı veya anteriora yeni bir implant ilave ederek barlı bağlantı yapılmasını önermektedirler (Meijer ve ark 1994).

Meijer ve arkadaşları 4 implant destekli bar ve tek tutucu türlerini sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, dengeli oklüzal kuvvet yükleme sonucunda lateral ve santral implantlarda düşük gerilme değerleri oluştuğunu, bölgesel yüklemeler sonucunda ise kuvvete yakın olan implantta yüksek gerilmeler oluştuğunu gözlemlemişler. Çalışmada barın bağlandığı implantlarda daha düşük stres yoğunluğu görülmüştür (Meijer ve ark 1996). Bu çalışmada da bölgesel yüklemelerde, kuvvete yakın taraftaki implantta ve ataşmanda yüksek stres değerleri görülmekle beraber, posterior yüklemede implantlarda, ball ataşman modelinde, barlı ataşmana göre hemen hemen 2 dafa az stres görülmüştür. Bunun nedeni olarak araştırmacıların 2 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanmaları, yalnız foramenler arası alanı modellemeleri ve yükleme koşullarının farklılığından kaynaklı olduğu kanaatindeyiz.

İki ve dört implant üzerine bağlanan yuvarlak kesitli bar ve hader barın karşılaştırıldığı sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında barın uzunluğu, barın kesit yüksekliğinin miktarı devamlılık açısından önemli faktörler olduğu bildirilmiştir (Bidez ve ark 1992, Bidez ve ark 1993).

Menicucci ve arkadaşları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak, ball ataşman ve bar ataşman tutuculu iki implant destekli hareketli protezlerde kemikteki stres dağılımını incelemişler. Çalışmada birinci molar üzerinden 35 N'luk yükleme yapılmıştır. Ball ataşmanlı modelde, barlı modele göre

çalışmayan tarafın distalinde daha fazla stres görülmüştür. İmplant çevresindeki kemikte streslere bakıldığında, bar ataşmanlı modelde daha fazla stresler gözlemlenmiştir (Menicucci ve ark 1998). Bu çalışmada da benzer sonuçlar alındı. Kortikal ve spongioz kemikteki streslere baktığımızda, barlı modelde, ball modeline göre daha fazla stres olduğu görüldü. Bunun nedenin bar ataşmanın daha rijit bağlantı sağladığından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bergkvist ve arkadaşları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanarak maksillada splintlenmiş ve splintlenmemiş implantların çevresindeki kemikte stres dağılımını incelemişler. Maksillanın posterioruna 300 N yükleme sonucunda splintlenmemiş implantların çevresindeki kemikte görülen stresler splintlenmiş implantlara göre daha fazla olduğu görülmüştür. Araştırmacılar, sonuçların bu şekilde çıkmasına maksilla modelinin dikdörtgen modellenmesi, kortikal ve trabeküler kemiklerin ayrı-ayrı modellenmemesini bildirmişlerdir (Bergkvist ve ark 2008). Araştırmacılara göre, implantları splintlemekle kemik kaybı ve implant etrafı kemikte gerilmelerin azalacağı bildirilmiştir (Bergkvist ve ark 2008). Çalışmada posterior yükleme zamanı tüm modellerde kemikte yüksek stres değerleri bar modelinde görülmüştür.

Assunçao ve arkadaşları geleneksel tam protez, bar ataşmanlı iki implant destekli overdenture protez ve ball ataşmanlı iki implant destekli overdenture protezlerin kemikte oluşturdukları stresleri iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırmışlar. Çalışmada birinci büyük azı üzerine 100 N aksiyel kuvvet uygulanmıştır. Geleneksel protez olan modelde kemikte 10.1 MPa, bar tutuculu modelde implant çevresi kemikte 51 MPa, ball tutuculu modelde implant çevresi kemikte 52,6 MPa stres oluşturduğu bildirilmiştir. Değerler en çok implantın boyun bölgesindeki kemikte oluşmuştur. Ayrıca kortikal kemiğin elastisite modülünün, spongioz kemikten büyük olmasından dolayı kortikal kemikte streslerin daha yüksek çıkmasına neden olduğu bildirilmiştir (Menicucci ve ark 1998, Chun ve ark 2005, Assunção ve ark 2008, Eraslan ve İnan 2010). Bundan başka araştırmacılara göre mukoza protezin hareket etmesine izin verdiğinden dolayı diğer alanlara göre implant çevresi dokularda streslerin arttığı vurgulanmıştır (Assunção ve ark 2008). Araştırmacılara göre rijit tutucuların varlığında implant ve protetik parçalarda daha çok gerilimler oluşmaktadır. Lakin barlı tutucular kullanmakla, yani implantları splintlemekle kemiğe iletilen streslerde azalma olduğunu bildirmişler, bununla da

kemik kaybının da minimum seviyede olacağını düşünmektedirler. Genel olarak implant üstü hareketli overdenture protezlerde iyi bir stres dağılımı olduğunu, ball ataşman ve geleneksel tam protez olan grupta, barlı gruba göre posteriorda destek dokularda daha çok gerilmeler olduğunu vurgulamışlardır (Assunção ve ark 2008). Bu çalışmada da kortikal kemikte görülen stres değerleri spongioz kemikte görülen streslerden yüksek çıkmıştır. Biz de bunun nedeninin kortikal kemiğin elastisite modülünün, spongioz kemikten daha büyük olmasından kaynaklandığı düşüncesindeyiz. Spongioz kemiğin, gelen kuvvetleri dağıtan amortisör görevi gördüğünü, kortikal kemiğin ise yük taşıyıcı olarak işlev gördüğü düşünülebilir. Yine bu çalışmada, rijit tutuculuk sağlayan barlı modelde implant, ataşman ve parçalarında yüksek streslerin yanında CmLoc ve Novaloc ataşmanlarında ve parçalarında yüksek stresler görüldü. Bunun nedenin novaloc ve CmLoc ataşmanın PEEK ve PEKK matriksinden kaynaklandığını düşünüyoruz.

Çalışmada ki barlı modelde kemikte oluşan stresler, ball ataşman modelinde görülen streslerden daha yüksek görüldü. Otörlerin çalışmasında da bulunan değerler çok yakın değerlerdir. Bunun nedeninin otörlerin iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin kullanmasına bağlamaktayız.

Barao ve arkadaşları ball, bar, bar ile distal ball ataşmanlı overdenture protezler ve geleneksel tam protezlerde oluşan stresleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, alt anterior dişlerin insizaline gelecek şekilde 100 N kuvvet uygulayarak iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanmışlar. Çalışma sonucunda en yüksek stres değerleri implant ve protetik yapılarda olduğu bildirilmiştir. Modeller arasında karşılaştırma yapıldığında ise en yüksek değerler barlı bağlantılı modellerde görülmüştür. Kemikteki stresler değerlendirildiğinde, ball tutuculu modelde stresler daha çok implantların mezialinde, barlı tutuculu model ise implantların distalinde yoğunlaştığı bildirilmiştir (Barão ve ark 2009).

Bu çalışmada ise en yüksek stres değerleri tüm modellerde implant, ataşman ve parçalarında görülmüştür. Anterior yüklemede kemikte ve implantlarda en düşük stresler L-RTx modelinde, en yüksek değerler ise bar modelinde görüldü.

Kenney ve Richards; yaptıkları fotoelastik stres analizi çalışmalarında, ball tutuculu sistemlerde görülen stres değerlerinin, bar tutuculu sistemlere göre daha az

olduğunu bildirmişlerdir (Kenney ve Richards 1998). Ayrıca araştırmacıların düşüncesine göre; tutucu sistemlerin esnekliği, sistemdeki kuvvet kırıcı boşluğun varlığı, plastik parçaların reziliensi gibi etkenlerin implant, implant çevresindeki dokular ve protetik yapılarda daha az streslerin oluşacağına olanak sağlıyor (Trulsson ve ark 2002).

Barlı tutucu sistemlerde streslerin, implant çevresindeki kemiğin distalinde toplanmasının nedeni olarak barın, implantların kuvvet yönünde hareket etmesini engellediğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Ball tutuculu sistemlerde ise, stresleri yönlendiren bar olmadığından dolayı streslerin, implant çevresindeki kemiğin mezial ve distaline dağıldığı düşünülmektedir. İki implant destekli overdenture protezlerde implantın her iki tarafında streslerin oluşmasının nedeni olarak ise gelen kuvvet doğrultusunda, mandibulanın bükülmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (Meijer ve ark 1992, Barão ve ark 2009).

Biyomekanik olarak insan mandibulası oklüzal kuvvetler altında karmaşık davranışlar sergilemektedir. Birçok araştırmacıya göre implant çevresinde oluşan streslerin tek mandibulanın bükülme hareketinden kaynaklanmadığını, aynı zamanda kemik ve implant ara yüzeyinde olabilecek mikro hareketlerden ve kas kuvvetlerinden de oluşabileceğini düşünmektedirler (Zhou ve ark 1999).

Çalışmada, anterior yüklemede, implant çevresi kemikte hem mezial hem distalde stresler oluşmakla beraber meziale daha çok stres dağılımı görülmektedir. Bunun nedeninin Barao ve ark. çalışmasında iki boyutlu stres analizi çalışması yapmaları, implant konumlarının farklı olması bizim çalışmamızdan farklı dağılım elde ettikleri düşüncesindeyiz.

Daas ve arkadaşları (2008) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, iki implantı kanin dişleri bölgesine yerleştirerek, overdenture protezlerde rijid ve rezilient tutucu ataşmanları karşılaştırarak, implant ve kemik osseointegrasyonunu %100 kabul etmişlerdir. Reziliensli tutucu sistemler hareketli protezin belli miktarda hareket etmesine izin vermektedir. Protezlerin bu hareketi zamanı mukoza ve kretlerde ne kadar yükleme oluşturduğu in vivo olarak ölçülememektedir (Heckmann ve ark 2001). Rijit tutucu sistemlere göre reziliens sistemlerde oluşan yükleme alanı daha fazladır ki, bu da aksiyel boşluğa bağlı yüzey

temas alanın, rijit sistemlere göre fazla olmasından kaynaklandığı bildirilmektedir (Daas ve ark 2008). Bundan başka aksiyel boşluğun olması bükme momentini de oluşturmasından dolayı, reziliens özelliğe sahip tutucu sistemlerde yükleme alanı miktarı azaldığında, ball ataşman abutmentlerinde ve implantlarda yüksek stresler görülüyor. Bu streslerin sonucu olarak da implant çevresi kemikte de stresler görülmektedir (Menicucci ve ark 1998, Chun ve ark 2005). Bu çalışmada, rezilient özelliğe sahip Ball, CmLoc, Novaloc, Locator, L-RTx modellerinde, yükleme alanı miktarı azaldığında her iki implantta, ataşman ve parçalarında ve kemikte stres artışları görülmüştür.

Kuvvet kırıcı kullanılan implant üstü protezlerde posterior bölgeye gelen kuvvetler zamanı ataşman abutmentlerinde ve implantlarda oluşan Von Mises stresleri tehlike sınırının üzerine çıkmamaktadır, ayrıca çevre dokularda %30 daha az stresler gözlemlenmektedir (Daas ve ark 2008). Rijit tutucu sistemler kullanılan hareketli implant üstü protezlere gelen aksiyel kuvvetler posteriorda azalır ve kemikte rezorpsiyon önlenmiş olur. Protezin dokularla uyumu, oklüzyonun iyi ayarlanması ve yeterli yükleme alanı gibi etkenlerin de iyi olması gerekir. Rijit tutucu sistemler kullanılan protezlere gelen kuvvetler sayesinde implant etrafı kemikte stresler oluşuyor ki, bundan dolayı implant etrafı kemikte rezorpsiyonlar görülmektedir (Menicucci ve ark 1998, Chun ve ark 2005). Daas ve arkadaşları (2008) çalışmalarında, implantın boyun kısmına yakın kemikte streslerin arttığını bildirmişlerdir. Aynı zamanda rezilient tutucuların sayesinde implant etrafı kemikte streslerin azaldığını ifade etmişler. Bizim çalışmamızda da rezilient özellikli ataşmanlarda implant etrafı kemikte daha az stresler görülmüştür. En yüksek stres değerleri Barlı modelde görüldü. Posterior yüklemede implant çevresi kemikte en az gerilme L-RTx modelinde görüldü. Bunun L-RTx lastiğinin esnekliğinden, gelen kuvvetleri karşılamasından, abutment tasarımından, protezin esnemesinden kaynaklı olduğunu düşünüyoruz.

Çelik ve arkadaşları (2007) ball, bar, bar küresel ve locator tutucu sistemlerinin implant çevresinde oluşturdukları stresleri fotoelastik stres analizi yöntemi ile incelemişlerdir. Ball ataşman dışında diğer tutuculardа daha iyi stres dağılımı olduğunu ve en düşük streslerin barlı tasarımlarda oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Bundan başka gelen kuvvetin, protezin ne kadar posteriorunda olursa protez kaidesi sayesinde, kuvvet alttaki krete iletileceğini ve dişsiz kret alanında streslerin artacağını,

implant çevresindeki kemikte azalacağını bildirmişlerdir (Celik ve Uludag 2007). Bu çalışmada posterior yüklemede en düşük stresler L-RTx modelinde görüldü. En fazla stresler bar modelinde görüldü. Bunun nedeni olarak otörlerin üç implant destekli ve fotoelastik stres analizi yöntemi ile çalışma yapmaları gösterilebilinir.

Tymstra ve arkadaşları (2011) yaptıkları klinik çalışmada ball ataşmanlı overdenture protez kullanan hastalarda diğer gruplara göre posteriorda daha fazla kemik rezorpsiyonu olduğunu bildirmişlerdir. Dört implant üzeri overdenture protez ve geleneksel tam protez kullanan gruplarda kemik kaybı daha düşük görülmüştür (Tymstra ve ark 2011). Jacobs ve arkadaşlarına (1993) göre de sabit protez ve geleneksel tam protez kullanan hastalara göre iki implantla destekli overdenture protez kullananlarda daha fazla kemik kaybı görünmektedir. Araştırmacılar bu kaybın artan kas fonksiyonlarından ve çiğneme kuvvetlerinden kaynaklı olduğunu düşünüyorlar (Jacobs ve ark 1993).

Meijer ve arkadaşlarına göre implant planlaması ve sayısı nasıl olursa olsun kemikte iyi bir stres dağılımı yoksa, planlanan tedavinin başarısız olacağını bildirmişlerdir (Meijer ve ark 1994). Batenburg ve arkadaşlarının bir yıl süren klinik çalışmaları sonucunda implant çevresi kemikte rezorpsiyon miktarının benzer olduğunu gözlemlemişlerdir (Batenburg ve ark 1998). Mericske Stern ve arkadaşları protez stabilitesinin, tutuculuğunun ve oklüzal dengelemenin implant sayısının artmasından az etkilendiğini ifade etmişlerdir (Merickske-Stern 1990).

Chao ve arkadaşlarına göre proteze gelen oklüzal kuvvetin yönü implant tipinden ve planlamasında çok daha önemlidir (Chao ve ark 1995). Buna ilaveten Mericske Stern tutucu sistemlerin parçalarının uyumunun bozulduğunda veya yetersiz olduğunda implantlara daha çok kuvvetlerin geleceğini ifade etmiştir (Mericske-Stern 1998).

Ball ataşmanla barlı tutucuları karşılaştırdığımızda, ball ataşmanın maliyeti düşük, az teknik hassasiyet gerektiriyor, kolay temizleniyor (Cune ve ark 1994), ancak bar tutuculara göre mukoza hiperplazisi yüksek ve tutuculuğu azdır (Naert ve ark 1994, Krennmair ve Ulm 2001).

Meijer ve arkadaşları iki implantla destekli overdenture kullanan hastalarda memnuniyetin geleneksel tam protez kullananlara göre yüksek olduğunu ve hasta

memnuniyetinin implant sayına bağlı olmadığını bildirmişlerdir (Meijer ve Raghoebar 1999).

Zmudzki ve arkadaşları ball ataşmanların, rotasyonel hareketlere izin vermesinden dolayı lateral ve oblik kuvvetler zamanı yüksek streslerin ve dişsiz krette rezorpsiyonların olacağını bildirmişlerdir. Lateral kuvvetlerin tutucu sistemlerde görülen aşınma ve deformasyon durumlarında daha da fazla deformelere, implant ve çevresi dokularda oluşacak fazla streslere neden olacağını da bildirmişlerdir. Bu durumlarda protetik parçaların değişimin yapılmaması ileri zamanlarda daha fazla sorunlara yol açacaktır (Żmudzki ve ark 2009).

Wang ve arkadaşları (2011) üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizini kullanarak rezilient ve rijit tutucuların diş çevresindeki dokularda, periodontal ligamentte oluşturdukları stresleri incelemişler, en çok periodontal dokularda ve dişsiz krette stres birikimini görmüşler. Tutucu sistemin parçaları arasında hareketliliğin artması ile periodontal ligament ve krette streslerin arttığı ifade edilmiştir. Bukkolingual kuvvet uygulamalarında ataşmanlarda fazla hareket olduğundan dolayı, en çok von Mises değerleri lingual ve bukkal alanlarda görülmüştür. Araştırmacılar rezilient özelliğine sahip tutucuların menteşe hareketine izin vermesinden dolayı dişler üzerinde stresleri azaltabileceğini bildirmişlerdir (Wang ve ark 2011). Wang ve arkadaşları çalışmalarında aldıkları sonuçların Nishimura ve arkadaşlarının (1999) sonuçları ile benzer olduğunu ve her iki sistemin stres dağılımlarının benzer olduğunu bildirmiştir. Ayrıca çalışmalarının sonucu olarak rezilient sistemlerin gelen kuvvetleri destek dokular ve dişsiz krete eşit dağıtabileceğini savunmuşlardır. Çalışmalarında kemiğin boyun bölgelerinde ve mezial distal bölgelerinde en yüksek streslerin olduğu bildirilmiştir (Wang ve ark 2011).

Araştırmacılar tarafından tutucuların rezilient özelliğinin vertikal kuvvetlerden kaynaklandığını, rotasyonel kuvvetlerle bağlı olmadığını, rotasyon hareketlerinin oluşmasında kret şeklinin etkili olduğu savunulmuştur. Çalışmamızda rezilient özelliğe sahip ataşmanlarda implantlarda düşük stresler görüldü, özellikle de bu stresler locator, novaloc ve L-RTx locator modellerinde görüldü. Ataşmanlarda en düşük stresler L-RTx ve locator modellerinde görüldü. Bunun nedeninin L-RTx ve locator ataşmanlarının düşük profil tasarımlarından ve dikey esnekliğe izin veren, stresleri karşılayan lastiğinden kaynaklı olduğunu düşünüyoruz. Kesit stres dağılımı

görüntülerinde de bu görülmektedir. Rezilient özelliğe sahip novaloc ve CmLoc modellerinde ataşmanlar ve keplerinde yüksek stresler görüldü ki, bunun sebebinin bu ataşmanların matriksinde yer alan PEEK ve PEKK gibi young modülü yüksek olan materyallerden kaynaklandığı düşüncesindeyiz. Özellikle novaloc modelinde hem anterior hem posterior yüklemede housing ve lastiğinde yüksek değerler görüldü. Bu sonuçlardan uzun dönemde novaloc ataşman matriksinde deformasyon riskinin olabileceğini ve bununda erken tutuculuk kaybına yol açacağı görüşündeyiz. Diş hekimliğinde kullanılan titanyum alaşımların yorulma sınırı 600 MPa-dır. 800 MPa üzerinde ise titanyum alaşımlı ataşmanlarda deformasyonlar, kırılmalar ve başka komplikasyonlar görülmektedir (Anusavice ve ark 2012). Bizim çalışmamızda anterior ve posterior yüklemelerin her birinde implantlarda, ataşmanlar ve parçalarında bu kritik sınırları geçen gerilme değerleri görülmemiştir. Aynı zamanda bizim çalışmamızda da posterior yüklemede distal bölgede stresler daha çok görülmüştür ki, bu da otörlerin çalışması ile benzerlik göstermektedir.

Kuvvet kırıcı olan serbest sonlanan hareketli bölümlü protezlerle ilgili çalışma yapan araştırmacıların bazıları rezilient özelliğine sahip tutucuların destek dokuları koruduğunu vurgulamıştır (White ve ark 1994). Rezilient eksternal tutucuların dişlerde daha az gerilmeler oluşturduğu bildirilmiştir (Berg ve Caputo 1993). Heckman ve arkadaşları rijit tutuculara göre rezilient tutucuların daha dengeli stres dağılımı oluşturduğunu bildirmiştir (Heckmann ve ark 2001).

Nishimura ve arkadaşları destek dokularda rezilient tutuculara göre rijit tutucuların daha çok gerilmeler oluşturduğunu bildirmiştir (Nishimura ve ark 1999). Aynı zamanda bazı araştırmacılar da, matris-patriks ilişkisinin daha çok rijit olduğu tutucularda hareketin az olacağını ve rijit olmayanlara göre avantaj sağladığını bildirmiştir (Feingold ve ark 1988). Saito ve arkadaşlarına göre karşıt ark stabilizasyonun ve rijit tutucuların kullanıldığı hareketli protezlerde daha az hareketlilik oluşacağından dolayı tedavi planlamalarında, rezilient tutuculara göre daha avantajlı olacaktır (Saito ve ark 2003). Yalnız bu araştırmacıların çoğu fotoelastik stres analizi kullanmıştır, buna göre de yeterli analiz olmadığı düşünülüyor (Wang ve ark 2011). Bizim çalışmamızda rijit bağlantı olan bar modelinde kemikteki stresler daha yüksek görüldü.

Tokuhisa ve arkadaşları iki implantla desteklenen ball, bar ve mıknatıslı tutuculu overdenturelerde stres dağılımını incelemişler, implantlarda en çok stres barlı modelde, kuvvetin uygulandığı taraftaki implantta en az stres ise ball modelinde görülmüştür. Otörler bunu ball tutucunun plastik parçasının stresi karşılaması ile bağlamışlar (Tokuhisa ve ark 2003).

Yapılan birçok klinik çalışmada tutucu türü ile kemik kaybı arasında anlamlı bir bağlantı olmadığını göstermiştir. Ball ve bar ataşman kullanılan iki implant destekli overdenture protez kullanan hastaların, 5 yıllık klinik takip çalışmasında, implant çevresi, kemik ve yumuşak doku sağlığı açısından fark bulunmamıştır (Gotfredsen ve Holm 2000). Yapılan başka bir 7 yıllık klinik takip çalışmasında maksilla ve mandibulaya yerleştirilen 2, 3, 4 implant üzerine gelen bar ve ball ataşmanların karşılaştırılması sonucu, implant ömrü ve kemik sağlığı yönünden fark bulunmadığı bildirilmiştir (Bergendal ve Engquist 1998).

Klinik çalışmaların sonuçlarının değerlendirilmesinden bu kanaate gelinebilinir ki, implant çevresi kemikte kaybın, ataşman tipinden etkilenmemesinin nedeni olarak, gelen kuvvetlerin kemik kaybı oluşturacak kadar yüksek olmaması gibi görünüyor. Frost kendisinin mekanostat teorisinde kemiğin 10.000-20.000 μE değerlerinde ve olabilecek deformasyonun %1-2 aralığında kırılabileceğini bildirmiştir (Misch 2007). Teixeira ve Çiftçi ise bu eşik değerini 167 MPa bildirmiştir (Çiftçi 2000, Teixeira ve ark 2010). Li ve arkadaşları bu konuda yaptıkları çalışmada kortikal kemik dokusu 1,8 g/sm3 yoğunluğunda olduğunda, gelen kuvvetlerden oluşan gerilmelerin, 28 MPa değerinin üstünde olduğu alanlarda kemik kaybının olacağını bildirmiştir (Li ve ark 2007). Kemik 0,8 g/sm3 yoğunluğunda oldukta ise gerilme değerleri 6 MPa-ı geçtiğinde, kemik kaybı olacağını bildirmiştir. Kemik yoğunluğu arttıkça kemik kaybı eşik değeri de artmaktadır. Motoyoshi ve ark.'nın yaptıkları çalışmaya göre, kemik kaybı eşik değer, kortikal kemiğin kalınlığı ile doğru orantılıdır (Motoyoshi ve ark 2009).

Çalışmamızda posterior yüklemeye göre anterior yüklemede, kortikal kemikte daha yüksek gerilme değerleri çıkmıştır. Anterior yüklemede gerilme değerleri novaloc modelinde 6,37 MPa, bar modelinde 6,1 MPa, en düşük değer ise locator 3,89 MPa ve L-RTx modelinde 1,4 MPa olarak görüldü. Bu değerler 167 MPa olan kemiğin kırılma kritik değerinin ve 28 MPa olan rezorpsiyon kritik değerinin altında olan

değerlerdir. Ayrıca Sato ve arkadaşlarına göre kuvvetler in vivo olarak devamlı gelmemektedir (Sato ve ark 1998). Biz de çıkan sonuçlar ve bu bilgiye dayanaraktan çalışmamızdaki ataşmanların hiç birinin, kemikte rezorpsiyon ortaya çıkarmayacak değerlerde stresler oluşturmuştur; fakat çalışmamızda kullandığımız mandibula modelinde, kortikal kemik kalınlığı 2 mm ve mandibula ölçüleri ileri derece atrofisi olmayan kemik modelidir. Dişsiz mandibulalar her zaman bu ölçülerde olmadığından, ileri derece rezorbe çenelerde, özellikle de posteriorda kortikal kemik çok inceldiğinden, dokulara devamlı kuvvet gelen parafonksiyonu olan hastalarda bu streslerin, rezorpsiyon oluşturabilecek düzeyde olacağı düşüncesindeyiz. Klinisyenlerin bu durumu implant tedavisi planlaması yaparken dikkate alması gerekir.

Broilo ve arkadaşları yaptığı çalışmada; iki implant destekli mandibular overdenturelerde oluşan stres dağılımını, ball ve locator ataşmanları gruplarına ayırarak kıyaslamıştır. Otör çalışmasında kuvveti birinci molar bölgesinde aksiyel yönde 100 N olarak uygulamıştır. Locator ataşmanla kıyaslandığında ball ataşmanlı modellerde implantın uzun aksı boyunca daha homojen, dengeli stres dağılımı görülmüştür; fakat stres miktarı olarak ball ataşmanda daha yüksek bulunmuştur (Broilo ve ark 2017). Ball model ise stres dağılımı yönünden daha iyi biomekanik sonuç vermiştir. Ball ataşman stresi locatora göre daha geniş alana dağıtıyor. Bizim çalışmamızda da benzeri sonuçlar görüldü.

El-Anwar ve arkadaşları (2017) iki ve dört implantla desteklenen mandibular overdenture protezlerde, ball ve locator ataşmanlarının kemikte oluşturdukları stresleri, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırmıştır. Sağ premolar ve molar bölgesinden 100 N kuvvet uygulanmıştır (El-Anwar ve ark 2017). Çalışmada ball modelinde kemikte daha yüksek stres değerleri görülmüştür. İmplantlar, ataşmanlar ve kemikte bakılan streslerde en düşük stresler kemikte görülmüştür. Kuvvet uygulanan tarafta daha çok stresler görülmüştür. Locator ataşmanı implant-abutment kompleksinde ball ataşmana göre daha az Von Mises stres değerleri göstermiştir. Bizim çalışmamızda locator ve ball modeller arasında benzeri değerler görülmüştür. Bunun sebebinin literatürde de karşılığını bulan locator ataşmanın düşük profil tasarımının olması ve abutmentinin rotasyon merkezini düşüren ve potansiyel lateral kuvvetleri azaltan bir dönme özelliğine sahip olması olduğunu düşünüyoruz (Evtimovska ve ark 2009, Kurtzman 2009).

Locator ataşmanın dikey esnekliği anterioposterior, intruziv hareketlere izin veren önemli bir faktördür ki, bu hareketler implant ve onun çevresindeki kemiğin üzerinde oluşan stresleri azaltır (Evtimovska ve ark 2009, Kurtzman 2009). Posterior yüklemede L-RTx modelinden sonra kortikal kemikte en düşük değerler locator modelinde görülmüştür. L-RTx ataşmanın üstün iki kat tutuculuk sağlayan tasarımı, matriksde lastikle kepi arasında artırılmış boşluğu ve esnek lastiği sayesinde kemikte düşük değerler oluşturduğunu düşünüyoruz. En kesit stres dağılımı analizlerinde de bu görülmektedir. Posterior yüklemede L-RTx lastiğinde locator lastiğine göre daha yüksek von Mises değerleri görüldü, bunun sebebinin de L-RTx ataşmanın tutuculuğu iki kat artıran tasarımından kaynaklı olduğunu düşünüyoruz. Bundan başka posterior yüklemede locator ve L-RTx modellerinde sağ lastikte sol lastiğe göre daha yüksek von Mises değerleri görüldü. L-RTx modelinde diğer modellerden farklı olarak sağ implant çevresindeki kortikal kemikte sola göre daha yüksek stresler görüldü. Bu sonuçlardan unilateral yüklenmeye bağlı uzun dönemde tek taraflı locator ve L-RTx lastiklerinde deformasyon riskinin olabileceğini düşünüyoruz.

Her ne kadar çalışmamızda klinik tabloyu olabildiğince simüle etmeye çalışsak da, SESA yönteminin bazı sınırlamaları vardır. Kemik karmaşık bir yapıya sahiptir. Viskoelastik, anizotropik ve heterojendir. Ancak çalışmamızda izotropik, homojen olduğu varsayılmıştır. SESA çalışmalarının klinik çalışmalardan bir farkı da şu ki, normalde çiğneme sırasında implantlar ve ataşmanlar karışık yönde ve yerlerden kuvvetlere maruz kalmaktadır; fakat çalışmalarda sadece unilateral veya belirli alanlardan kuvvet uygulaması yapılıyor. Bu da SESA çalışmalarının bir sınırlamasıdır. Klinisyenlerin bu durumu göz önünde bulundurması gerekir. İmplant destekli hareketli protezlerle ilgili olan SESA çalışmalarında kuvvetin yönü, miktarı, uygulama alanı gibi birçok değişkenler vardır, bu da çalışma sonuçlarının karşılaştırılmasında sınırlamalar, zorluklar oluşturuyor. Bu sebepten SESA çalışmalarında bu değişkenler standartize edilmeye çalışılıyor.

Çalışmada; 6 farklı ataşman sisteminin kemik, implant ve protetik parçalarda oluşturdukları stresler incelendi. Bu ataşmanlar içerisinde özellikle L-RTx, novaloc ve CmLoc sistemler hakkında litaratürde yeterli çalışma bulunmamakta ve sonlu elemanlar stres analiz çalışması yapılmamıştır. Daha kesin sonuçlar için benzer çalışmaların yapılması ve klinik takip çalışmalarla desteklenmesine ihtiyaç olduğu görüşündeyiz.

5. SONUÇLAR

İki implant destekli implantüstü hareketli protezlerde 6 farklı ataşman sisteminin implant çevresi kemikte, implantlarda, ataşman sistemlerinde ve overdenture protezde oluşturduğu stresleri incelediğimiz doktora çalışmamızda elde ettiğimiz bulgularla aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. Tüm modellerde yükleme yapılan taraftaki kemik, implant, ataşman ve parçalarında denge tarafına göre daha yüksek stres değerleri görülmüştür.

2. Çalışmada en yüksek stres değerleri tüm modellerde ataşman ve parçalarında görülmüştür.

3. Çalışmada tüm modellerde kortikal kemikte görülen stres değerleri spongioz kemikte görülen streslerden yüksek çıkmıştır.

4. Her iki yüklemede tüm modellerde implantlarda en yüksek stres değerleri sırasıyla bar, CmLoc, ball, locator, novaloc modelinde, en düşük stresler ise L-RTx modelinde görülmüştür. Tüm modellerde en yüksek stres değerleri implantların boyun bölgesinde görülmüştür.

5. Çalışmada anterior yüklemede ataşman abutmentlerinde en yüksek stres değeri ball modelinde, en düşük stres değerleri ise bar modelinde görülmüştür.

6. Posterior yüklemede ataşman abutmentlerinde en yüksek stres değerleri novaloc modelinde, en düşük stres değerleri ise locator modelinde görülmüştür.

7. Çalışmada ataşman parçalarında her iki yüklemede en yüksek stres değerleri bar, novaloc ve CmLoc modellerinde, en düşük stres değerleri ise locator ve L-RTx modellerinde görülmüştür.

8. Anterior yükleme zamanı tüm modellerde implant etrafi kortikal kemikte yüksek stres değerleri bar modelinde görülmüştür. En az stres değerleri ise L-RTx modellerinde görülmüştür.

9. Çalışmada posterior yükleme zamanı tüm modellerde implant etrafı kemikte yüksek stres değerleri bar modelinde görülmüştür. En az stres değerleri L-RTx modellerinde görülmüştür. Bizim düşüncemiz posterior yüklemelerde esneme ve rotasyon hareketlerine izin veren ataşmanların kullanılmasından yanadır. Veya sagital düzlemde harekete izin veren bar ataşmanlar kullanılabilir. Böylede implant çevresindeki kemikte kaybında az olacağı düşüncesindeyiz.

10. Çalışmada posterior yüklemeye göre anterior yüklemede kemikte daha yüksek gerilme değerleri çıkmıştır. Bundan dolayı hastaların çift taraflı dengeli çiğneme yaparak beslenmeleri ve ön dişlerle gıdaları ısırmak değil keserek beslenmeleri konusunda bilgilendirilmesi önerilebilir.

11. Çalışmadan çıkan sonuçlar ataşmanların hiç birinin kemikte rezorpsiyon ortaya çıkarmayacak değerlerde stresler oluşturmuştur. Ama çalışmada kullandığımız mandibula modelinde kortikal kemik kalınlığı 2 mm ve mandibula ölçüleri ileri derece atrofisi olmayan kemik modelidir. Dişsiz mandibulalar her zaman bu ölçülerde olmadığında, ileri derece rezorbe çenelerde, özelliklede posteriorda kortikal kemik çok inceldiğinden, dokulara devamlı kuvvet gelen parafonksiyonu olan hastalarda bu streslerin rezorpsiyon oluşturabilecek düzeyde olacağı düşüncesindeyiz. Klinisyenlerin bu durumu implant tedavisi planlaması yaparken dikkate alması gerekir. İleri derece atrofi görülen ve kortikal kemik kalınlığının 1mm'den ince olduğu durumlarda kemikte daha az stresler oluşturan locator ve L-RTx gibi ataşmanların kullanılması veya implant sayının artırılmasını öneriyoruz.

6. KAYNAKLAR

Abdelhamid A, Assaad N, Neena A, 2015. Three dimensional finite element analysis to evaluate stress distribution around implant retained mandibular overdenture using two different attachment systems. J Dent Health Oral Disord Ther, 2, 5, 1-11.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T, 1990. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 5, 4.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, 1981. Bra nemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg, 10, 6, 387-416.

Adıgüzel Ö, 2010. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: DiĢhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle DiĢhekimliği Dergisi, 11, 18-23.

Agerberg G, Carlsson GE, 1981. Chewing ability in relation to dental and general health: analyses of data obtained from a questionnaire. Acta Odontologica Scandinavica, 39, 3, 147-53.

Akca K, Cehreli MC, 2006. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. Medical and Biological Engineering and Computing, 44, 7, 527-35.

Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H, 2002. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. International Journal of Prosthodontics, 15, 2.

Akça K, Eser A, Eckert S, Çavuşoğlu Y, Cehreli MC, 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.

Akça K, Iplikçioglu H, 2001. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism part II: 3-D finite element stress analysis. Implant dentistry, 10, 4, 238-45.

Akça K, İplikçioğlu H, 2001. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 16, 5, 722-30.

Akkayan B, Gülmez T, 2002. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. The Journal of prosthetic dentistry, 87, 4, 431-7.

Al-Sukhun J, Kelleway J, Helenius M, 2007. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 80, 1, 234-46.

Albrektsson T, 1983. Direct bone anchorage of dental implants. Journal of prosthetic dentistry, 50, 2, 255-61.

Albrektsson T, Linder L, 1981. A method for short-and long-term in vivo study of the bone-implant interface. Clinical orthopaedics and related research, 159, 269-73.

Albrektsson T, Sennerby L, 1991. State of the art in oral implants. Journal of Clinical Periodontology, 18, 6, 474-81.

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B, 2004. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. The Journal of prosthetic dentistry, 91, 4, 319-25.

Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF, 2005. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 14, 3, 184-90.

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

Andreiotelli M, Att W, Strub J-R, 2010. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. International Journal of Prosthodontics, 23, 3, 195-203.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, 2012. Phillips' science of dental materials, Elsevier Health Sciences, p. 365-395.

Apse P, Ellen R, Overall C, Zarb G, 1989. Microbiota and crevicular fluid collagenase activity in the osseointegrated dental implant sulcus: a comparison of sites in edentulous and partially edentulous patients. Journal of Periodontal Research, 24, 2, 96-105.

Asaro R, Lubarda V, 2006. Mechanics of solids and materials, Cambridge University Press, p.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T, 1999. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. Journal of dentistry, 27, 4, 275-8.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A, 2005. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. The Journal of prosthetic dentistry, 94, 4, 321-9.

Assunção WG, Tabata L, Barao VAR, Rocha EP, 2008. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. Journal of oral rehabilitation, 35, 10, 766-74.

Asvanund C, Morgano SM, 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. The Journal of prosthetic dentistry, 91, 1, 6-10.

Atwood DA, 2001. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. Journal of prosthetic dentistry, 86, 2, 119-25.

Baba NZ, Al-Harbi FA, AlRumaih HS, AlShehri A, 2019. A Novel Extended Range Attachment System to Retain Implant Overdentures: A Clinical Report. Journal of Prosthodontics, 28, 1, 3-9.

BabbushCA, 2001. Dental Implants: The Art and Science., Philadelphia, W. B. Saunders Co, p. 19-33

Baiamonte T, Abbate M, Pizzarello F, Lozada J, James R, 1996. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. The Journal of oral implantology, 22, 2, 104-10.

Barão VAR, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes ÉA, de Sousa EAC, Rocha EP, 2009. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained

overdentures with different attachment systems. Journal of Craniofacial Surgery, 20, 4, 1066-71.

Barbier L, Sloten JV, Krzesinski G, Van Der Perre ES, 1998. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. Journal of oral rehabilitation, 25, 11, 847-58.

Batenburg RH, Raghoebar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G, 1998. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants: A prospective, comparative study. International journal of oral and maxillofacial surgery, 27, 6, 435-9.

Ben-Ur Z, Gorfil C, Shifman A, 1996. Anterior implant-supported overdentures. Quintessence international, 27, 9.

Berg T, Caputo AA, 1993. Maxillary distal-extension removable partial denture abutments with reduced periodontal support. The Journal of prosthetic dentistry, 70, 3, 245-50.

Bergendal T, Engquist B, 1998. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 13, 2, 253-62.

Bergkvist G, Simonsson K, Rydberg K, Johansson F, Dérand T, 2008. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. Clinical implant dentistry and related research, 10, 1, 40-6.

Beumer III J, Hamada MO, Lewis S, 1993. A prosthodontic overview. International Journal of Prosthodontics, 6, 2.

Bidez M, Chen Y, McLoughlin S, English C, 1992. Finite element analysis (FEA) studies in 2.5-mm round bar design: the effects of bar length and material composition on bar failure. The Journal of oral implantology, 18, 2, 122-8.

Bidez M, McLoughlin S, Chen Y, English C, 1993. Finite element analysis of two-abutment Hader bar designs. Implant dentistry, 2, 2, 107-14.

Bidez MW, Misch CE, 1992. Issues in bone mechanics related to oral implants. Implant dentistry, 1, 4, 289-94.

Bilgin MS, 2008. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

Bonnet A, Postaire M, 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, 7, 806-15.

Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M, 2006. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. Journal of oral rehabilitation, 33, 9, 690-7.

Branemark P-I, 1985. Introduction to osseointegration. Tissue-integrated prostheses, 11-76.

Brånemark PI, Engstrand P, Öhrnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, Darle C, Lekholm U, 1999. Brånemark Novum®: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. Clinical implant dentistry and related research, 1, 1, 2-16.

Broilo JR, Sartori EA, Mariano LOH, Corso L, Shinkai RSA, 2017. Three-dimensional finite element analysis of mandibular overdentures with different implant positions and attachment types. Revista Odonto Ciência, 32, 4, 185-92.

Canay Ş, Hersek N, Akpinar I, Aşik Z, 1996. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. Quintessence international, 27, 9, 591-8.

Caputo AA, Standlee JP, 1987. Biomechanics in clinical dentistry, Quintessence Publishing (IL), p.

Celik G, Uludag B, 2007. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. The Journal of prosthetic dentistry, 97, 4, 229-35.

Cendres Metaux SA Product İnformation, 2020. Erişim tarihi 17 mayıs 2020. Erişim adresi, https://www.cmsa.ch/index.php?eID=dumpFile&t=f&f=1274&token=bd4ece5baa079cf7fee75032982787f6bdb7d611

Chao Y-L, Meijer HJ, Van Oort RP, Versteegh PA, 1995. The incomprehensible success of the implant stabilised overdenture in the edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry, 3, 255-62.

Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY, 2005. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. Journal of oral rehabilitation, 32, 3, 193-205.

Cook R, Malkus D, Plesha M, Witt R, Oct. 2001. Concepts and Applications of Finite Element Analysis, Wiley.

Cook S, Weinstein A, Sander T, Klawitter J, 1982. Retention characteristics of porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implants. Biomaterials, medical devices, and artificial organs, 10, 2, 123-46.

Craig R, Powers J, Wataha J, 1996. Dental Materials properties and Manipulation. Carbon, 6, 12.

Cranin AN, 2006. Icons of Dentistry: Dr Leon Eisenbud. J Oral Implantology, 32, 2, 53-54.

Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC, 2003. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 18, 5, 675–84.

Cune MS, de Putter C, Hoogstraten J, 1994. Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part I—Clinical findings and predictability of clinical treatment outcome. The Journal of prosthetic dentistry, 72, 2, 144-51.

Cune MS, de Putter C, Hoogstraten J, 1994. Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part II—Patient satisfaction and predictability of subjective treatment outcome. The Journal of prosthetic dentistry, 72, 2, 152-8.

Çelik İ, Toraman M, Mıhçıoğlu T, Ceritoğlu D, 2007. Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 13, 1, 21-8.

Çiftçi Y, 2000. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 15, 4, 571-82.

D. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U, 2000. Management of the edentulous patient. Clinical Oral Implants Research: Chapter 7, 11, 108-25.

Daas M, Dubois G, Bonnet A, Lipinski P, 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, 218-25.

Datta H, Ng W, Walker J, Tuck S, Varanasi S, 2008. The cell biology of bone metabolism. Journal of clinical pathology, 61, 5, 577-87.

Davis DM, Rogers JO, Packer ME, 1996. The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures: a 3-year report. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 11, 6, 767-74.

DeBoer J, 1993. Edentulous implants: overdenture versus fixed. The Journal of prosthetic dentistry, 69, 4, 386-90.

Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann H-P, Kiattavorncharoen S, Lauer H-C, Meyer U, Kübler NR, Handschel J, 2008. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. Head & face medicine, 4, 1, 30.

DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B, 2000. The role of the finite element model in dental implants. Journal of Oral Implantology, 26, 2, 77-81.

Doblaré M, García JM, 2003. On the modelling bone tissue fracture and healing of the bone tissue. Acta cientifica venezolana, 54, 1, 58-75.

Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW, 2008. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. International Journal of Prosthodontics, 21, 2, 152-4.

Ebrahimi F, 2012. Finite Element Analysis: New Trends and Developments, BoD–Books on Demand, p. 21-54.

El-Anwar MI, El-Taftazany EA, Hamed HA, ElHay MAA, 2017. Influence of number of implants and attachment type on stress distribution in mandibular implant-retained overdentures: finite element analysis. Open access Macedonian journal of medical sciences, 5, 2, 244-9.

El-Sheikh A, Hobkirk J, Kelleway J, 1999. Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry, 7, 2, 45-50.

Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U, 1988. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 3, 2.

Eraslan O, İnan Ö, 2010. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. Clinical oral investigations, 14, 4, 411-6.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E, 2004. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. The Journal of prosthetic dentistry, 91, 2, 144-50.

Eskitaşcıoğlu G, 1991. Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilmelerin Structural Analysis Program ile

İncelenmesi. AÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD Doktora Tezi, Ankara.

Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, 2009. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 18, 6, 479-83.

Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Heydecke G, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais JA, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D, 2002. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Gerodontology, 19, 1, 601-2.

Feingold G, Grant A, Johnson W, 1988. Abutment tooth and base movement witl attachment retained removable partial dentures. Journal of dentistry, 16, 6, 264-8.

Fontijn-Tekampl E, Slagter A, Van't Hof M, Geertman M, Kalk W, 1998. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. Journal of dental research, 77, 10, 1832-9.

Frei C, Buser D, Dula K, 2004. Study on the necessity for cross-section imaging of the posterior mandible for treatment planning of standard cases in implant dentistry. Clinical oral implants research, 15, 4, 490-7.

Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W, 2007. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. Clinical oral implants research, 18, 5, 662-8.

Gahlert M, Röhling S, Wieland M, Sprecher C, Kniha H, Milz S, 2009. Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. Clinical Oral Implants Research, 20, 11, 1247-53.

Garg AK, 2004. Bone biology, harvesting, grafting for dental implants: rationale and clinical applications, Quintessence Publishing Company, p. 21-56.

Geckili O, Bilhan H, Bilgin T, 2007. Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. Journal of the canadian dental assocıatıon, 73, 8, 691-4.

Geçkili O, Bural C, Bilmenoğlu Ç, 2010. İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler. EÜ Diş hekimliği fakültesi dergisi, 31, 9-18.

Geertman M, Slagter A, Van M, Hof t, Van Waas M, Kalk W, 1999. Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular overdentures. Journal of oral rehabilitation, 26, 1, 7-13.

Geng J-P, Tan KB, Liu G-R, 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry, 85, 6, 585-98.

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford G, Arnvidarson B, Randow K, Lindén U, Hultén J, 1993. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. Clinical oral implants research, 4, 2, 99-105.

Gotfredsen K, Holm B, 2000. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. International Journal of Prosthodontics, 13, 2, 125-30.

Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S, 2012. Application of finite element analysis in implant dentistry. Finite Element Analysis: New Trends and Developments. Rijeka, Croatia: InTech Publishing, 21-54.

Güler MS, Sadri Ş, Bayındır YZ, Güler Ç, 2012. İnsan dişi kaplamalarında kullanılan farklı özelliklerdeki yapıştırıcı simanların gerilme dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2012, 22, 31-9.

Gümüş H, 2007. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

Güzel KG, Meşe A, Dündar DB, 2006. The Hıstory of Dental Implantology. Turkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics, Law and History, 14, 1, 41.

Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP, 2004. Mandibular two-implant telescopic overdentures: 10-year clinical and radiographical results. Clinical oral implants research, 15, 5, 560-9.

Heckmann SM, Wichmann MG, Winter W, Meyer M, Weber HP, 2001. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. Clinical oral implants research, 12, 6, 617-23.

Heckmann SM, Wichmann MG, Winter W, Meyer M, Weber HP, 2001. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. Clinical Oral Implants Research, 12, 6, 640-7.

Hernandez-Gil IF-T, Gracia MA, del Canto Pingarrón M, Jerez LB, 2006. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. Med Oral, 11, E47-51.

Himmlova L, Dostálová Tj, Kácovský A, Konvickova S, 2004. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. The Journal of prosthetic dentistry, 91, 1, 20-5.

Hobkirk JA, Havthoulas TK, 1998. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. The Journal of prosthetic dentistry, 80, 2, 169-74.

Hobo S, Ichida E, Garcia L, 1989. Osseointegration and occlusal rehabilitation, Quintessence Publ. Co., Tokyo, 3-19.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F, 1998. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. Journal of Oral Implantology, 24, 2, 80-8.

Hong HR, Pae A, Kim Y, Paek J, Kim H-S, Kwon K-R, 2012. Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 27, 5.

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

Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N, 1997. Influence of bone quality on the stress distribution. Clinical oral implants research, 8, 1, 18-22.

İnan M, Sönmez, F., 1998. Cisimlerin Mukavemeti. 6. Baskı İstanbul Üniversitesi İTÜ vakfı, İstanbul, 2-25.

Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F, 2003. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. Clinical oral implants research, 14, 1, 97-102.

Ito M, Nishida A, Koga A, Ikeda S, Shiraishi A, Uetani M, Hayashi K, Nakamura T, 2002. Contribution of trabecular and cortical components to the mechanical properties of bone and their regulating parameters. Bone, 31, 3, 351-8.

Jacobs R, van Steenberghe D, Nys M, Naert I, 1993. Maxillary bone resorption in patients with mandibular implant-supported overdentures or fixed prostheses. The Journal of prosthetic dentistry, 70, 2, 135-40.

Jemt T, 1986. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. Journal of Prosthetic Dentistry, 55, 2, 243-7.

Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörnéus L, 1991. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 6, 4, 413–7.

Kenney R, Richards MW, 1998. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. The Journal of prosthetic dentistry, 80, 5, 559-64.

Klemetti E, 2008. Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture? Journal of oral rehabilitation, 35, 80-4.

Knapp JG, Small IA, 1990. Fixed mandibular complete denture prostheses supported by mandibular staple bone plate implant. The Journal of prosthetic dentistry, 63, 1, 73-6.

Koca OL, Eskitascioglu G, 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 floor. The Journal of prosthetic dentistry, 93, 1, 38-44.

Korioth TW, Chew CB, Chung DH, 1998. Effect of implant number on transverse bending moments during simulated unilateral loading of mandibular fixed-detachable prostheses. Journal of Oral Implantology, 24, 2, 93-6.

Krennmair G, Seemann R, Fazekas A, Ewers R, 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, 1560-8.

Krennmair G, Ulm C, 2001. The symphyseal single-tooth implant for anchorage of a mandibular complete denture in geriatric patients: a clinical report. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 16, 1, 98-104.

Kurt E, 2007. Cad-Cam Yöntemiyle Posterior Bölgede Hazırlanan Tam Porselen Köprülerde Arayüz Bölgesi Tasarımlarının Kırılma Direncine Olan Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi, Gazi Üniversitesi, Doktora Tezi, Ankara.

Kurtzman G, 2009. The locator attachment: Free standing versus bar overdentures. Dent Labor Int plus, 1, 1, 20-3.

Lee CK, Agar JR, 2006. Surgical and prosthetic planning for a two-implant–retained mandibular overdenture: A clinical report. The Journal of prosthetic dentistry, 95, 2, 102-5.

Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF, 2005. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. The Journal of prosthetic dentistry, 94, 4, 377-81.

Li J, Li H, Shi L, Fok AS, Ucer C, Devlin H, Horner K, Silikas N, 2007. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. Dental materials, 23, 9, 1073-8.

Lin D, Li Q, Li W, Swain M, 2009. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2, 5, 410-32.

Lindhe J, Karring T, Lang N, (2003). Clinical Periodontology and Implant Dentistry4th Edition, Blackwell Publishing Munksgard. Oxford, United Kingdom, 4, 866-868.

Mackerle J, 2004. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990–2003. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 7, 5, 277-303.

Maggiolo J, 1809. Manuel de l'art dentaire (Manual of dental art). France: C Le Seure.

Magne P, 2007. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. Dental materials, 23, 5, 539-48.

Mah R, 1997. Engineering principles and modeling strategies. Science and practice of occlusion. Quintessence publishing Co, Inc, Illinois, 153-165.

Maurer P, Holweg S, Knoll W-D, Schubert J, 2002. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 40, 1, 76-83.

Maurer P, Holweg S, Schubert J, 1999. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. Journal of cranio-maxillofacial surgery, 27, 6, 365-72.

Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F, 1992. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. The Journal of prosthetic dentistry, 68, 1, 96-102.

Meijer H, Raghoebar G, 1999. Van› t Hof MA, Geertman ME, Van Oort RP. Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures; a 5-years› follow-up study of clinical aspects and patient satisfaction. Clin Oral Implants Res, 10, 238-44.

Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F, 1993. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Archives of Oral Biology, 38, 6, 491-6.

Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F, 1994. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. Journal of oral rehabilitation, 21, 1, 47-56.

Meijer HA, Starmans F, Steen W, Bosman F, 1996. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. Journal of oral rehabilitation, 23, 11, 757-63.

Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F, 1994. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. International Journal of Prosthodontics, 7, 3, 271-9.

Meijer HJ, Van Oort RP, Raghoebar GM, Schoen PJ, 1998. The mandibular staple bone plate: a long-term retrospective evaluation. Journal of oral and maxillofacial surgery, 56, 2, 141-5.

Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G, 1998. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 13, 3, 369-76.

Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G, 2002. Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clinical oral implants research, 13, 3, 334-41.

Merickske-Stern R, 1990. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 5, 4, 375-83.

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, 1, 36-43.

Mericske-Stern R, 1998. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. The Journal of prosthetic dentistry, 79, 1, 66-73.

Mericske-Stern R, Geering AH, Bürgin WB, Graf H, 1992. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 7, 2, 185-94.

Mericske-Stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericske E, 2002. A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 17, 5.

Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U, 2000. Management of the edentulous patient. Clin Oral Implants Res, 11 Suppl 1, 108-25.

Mericske-Stern R, 1997. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in viva study. Clinical Oral Implants Research, 8, 2, 142-51.

Mericske-Stern R, Assal P, Buergin W, 1996. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study. Clinical oral implants research, 7, 4, 378-86.

Misch C, 1999. Principles for screw-retain ed prosthses, in: Misch CE, Contemporar y implant dentistry. Missouri: CV Mosby, 575-93.

Misch C, 2005. Treatment options for mandibular overdentures: an organized approach. Dental Implant Prosthetics. St Louis, MO: Missouri Elsevier Mosby, 206-28.

Misch CE, 1990. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. The International journal of oral implantology: implantologist, 6, 2, 23.

Misch CE, 2004. Dental Implant Prosthetics-E-Book, Elsevier Health Sciences, p. 247.

Misch CE, 2005. Dental Implant Prosthetics-E-Book, Elsevier Health Sciences, p. 215.

Misch CE, 2005. Dental Implant Prosthetics. St. Louis. Mosby Inc, 211, 223.

Misch CE, 2007. Bone density: a key determinant for treatment planning. Contemporary implant dentistry. 3rd ed. St Louis: Mosby, 130-46.

Moaveni S, 2011. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e, Pearson Education India.

Moratal D, 2010. Finite element analysis, BoD–Books on Demand, p. 43-103.

Morneburg TR, Proeschel PA, 2008. Success rates of microimplants in edentulous patients with residual ridge resorption. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 23, 2.

Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N, 2009. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. International journal of oral and maxillofacial surgery, 38, 1, 13-8.

Müller F, 2018. Implant therapy in the geriatric patient. Annals of Japan Prosthodontic Society, 10, 3, 179-89.

Naert I, Alsaadi G, Quirynen M, 2004. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. International Journal of Prosthodontics, 17, 4, 401-10.

Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D, 1999. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. Journal of oral rehabilitation, 26, 3, 195-202.

Naert I, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D, 1997. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible An up to 9-year longitudinal study. Clinical oral investigations, 1, 3, 119-24.

Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D, 1994. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy: A preliminary report. The Journal of prosthetic dentistry, 71, 5, 486-92.

Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D, 1991. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. The Journal of prosthetic dentistry, 65, 5, 671-80.

Nagakura M, Tanimoto Y, Nishiyama N, 2017. Fabrication and physical properties of glass-fiber-reinforced thermoplastics for non-metal-clasp dentures. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 105, 8, 2254-60.

Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM, 1999. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. The Journal of prosthetic dentistry, 81, 6, 696-703.

Nowzari H, 2001. Esthetic implant dentistry. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 22, 8, 643-50, 52-4; quiz 55.

O'Brien W, (2008). Dental materials and their selection, ed 4, Chicago, 2008, Quintessence Publishing Co, Inc. 92-276

Orenstein IH, Synan WJ, Truhlar RS, Morris HF, Ochi S, (1994). Bone quality in patients receiving endosseous dental implants: DICRG interim report no. 1, Implant Dentistry, 3, 90-96.

Ozan O, Ramoglu S, 2015. 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, 41, 3, e50-e9.

Palacci P, Ericsson I, 2001. Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management, Quintessence Chicago, IL, p. 159-202.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA, 1996. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. The Journal of prosthetic dentistry, 76, 6, 633-40.

Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM, 2005. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report. The Journal of prosthetic dentistry, 93, 2, 116-20.

Phillips R, 1991. Physical properties of dental materials. Rheology, color. thermal properties. Skinner's Science of Dental Materials. WB Saunders Company, Philadelphia, 29-59.

Pi B, Bo H, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A, 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, 16, 1-132.

Pierrisnard L, Hure G, Barquins M, Chappard D, 2002. Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 17, 3.

Porter Jr JA, Petropoulos VC, Brunski JB, 2002. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 17, 5, 651-62.

Prakash V, D'Souza M, Adhikari R, 2009. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. Indian Journal of Dental Research, 20, 1, 31-6.

Preiskel H, 1996. Overdentures made easy: a guide to implant and root supported prostheses, Quintessence Publishing Company, London.

Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, Van Steenberghe D, Naert I, 2005. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. Clinical Oral Implants Research, 16, 3, 277-87.

Quirynen M, Van Steenberghe D, 1993. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. Clinical oral implants research, 4, 3, 158-61.

Rangert B, Jemt T, 1989. Forces and Moments on Brånemark Implants. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 4, 3, 241-7.

Ring ME, 1985. Dentistry: an illustrated history, Abradale Press/Harry N. Abrams, USA.

Rolant M, Langer B, 1992. Dental implant. review. J Periodontol, 63, 859-70.

Sadowsky SJ, 1997. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. The Journal of prosthetic dentistry, 78, 1, 28-33.

Sadowsky SJ, 2001. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. The Journal of prosthetic dentistry, 86, 5, 468-73.

Sadowsky SJ, Caputo AA, 2004. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. The Journal of prosthetic dentistry, 92, 4, 328-36.

Saito M, Miura Y, Notani K, Kawasaki T, 2003. Stress distribution of abutments and base displacement with precision attachment-and telescopic crown-retained removable partial dentures. Journal of oral rehabilitation, 30, 5, 482-7.

Sato T, Hara T, Mori S, Shirai H, Minagi S, 1998. Threshold for bone resorption induced by continuous and intermittent pressure in the rat hard palate. Journal of dental research, 77, 2, 387-92.

Scacchi M, 2000. The development of the ITI® Dental implant system: Part 1: A review of the literature. Clinical Oral Implants Research: Chapter 1, 11, 8-21.

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G, 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. The Journal of prosthetic dentistry, 93, 3, 227-34.

Shafie H, 2007. Principles of attachment selection. Clinical and Laboratory Manual of Implant Overdentures. Ames, Iowa: Blackwell.

Shafie HR, 2013. Clinical and laboratory manual of implant overdentures, John Wiley & Sons.

Shah K, Yilmaz B, McGlumphy E, 2017. Fabrication of a Mandibular Implant-Supported Overdenture with a New Attachment System: A Review of Current Attachment Systems. International Journal of Prosthodontics, 30, 3.

Shigley J, Mischke C, 1989. Load and stress analysis. Mechanical engineering design, 161-5.

Simons A, Campbell Z, 1993. The implant-supported overdenture prosthesis for the edentulous maxilla. The Journal of oral implantology, 19, 1, 39-42.

Skalak R, 1983. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. Journal of Prosthetic Dentistry, 49, 6, 843-8.

Sonugelen M, Artunç C, 2002. Ağız Protezleri Ve Biomekanik, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi yayınları, Izmir, 1-11.

Spiekerman H, 1998. Color atlas of dental medicine: Implantology. American journal of orthodontıcs and dentofacıal orthopedıcs, 114. 469.

Spiekermann H, 1995. Implantology, Color atlas od dental medicine. Thieme, p 317-322.

Srinivasan M, Makarov NA, Herrmann FR, Müller F, 2016. Implant survival in 1-versus 2-implant mandibular overdentures: a systematic review and meta-analysis. Clinical oral implants research, 27, 1, 63-72.

Stanford CM, Solursh M, Keller JC, 1999. Significant role of adhesion properties of primary osteoblast-like cells in early adhesion events for chondroitin sulfate and dermatan sulfate surface molecules. Journal of Biomedical Materials Research: An Official

Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 47, 3, 345-52.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O, 1998. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 13, 1, 82-90.

Stellingsma C, Vissink A, Meijer H, Kuiper C, Raghoebar G, 2004. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. Critical reviews in oral biology & medicine, 15, 4, 240-8.

Stellingsma K, Slagter A, Stegenga B, Raghoebar G, Meijer H, 2005. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. Journal of oral rehabilitation, 32, 6, 403-10.

Straumann, 2019. Straumann Novaloc downloads, documents. Erişim tarihi 06 Mart 2019. Erişim adresi, https;//www.straumann.com/en/dental-professionals/products-and-solutions/implant-borne-prosthetics/products/novaloc.html

Strock A, Strock M, 1949. Further studies on inert metal implantation for replacement. The Alpha Omegan, 43, 107-10.

Strock AE, 1939. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus: Preliminary report. American journal of orthodontics and oral surgery, 25, 5, 467-72.

Svetlize CA, Fernández Bodereau E, 2004. Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. Quintessence international, 35, 6.

Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E, 2002. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. Journal of dentistry, 30, 7-8, 271-82.

Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EAC, Rocha EP, 2010. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. Journal of Craniofacial Surgery, 21, 3, 696-702.

Tallgren A, 2003. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. Journal of Prosthetic Dentistry, 89, 5, 427-35.

Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A, 1997. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1-to 5-year data. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 12, 3.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T, 2000. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. The International journal of oral & maxillofacial implants, 15, 1, 66.

Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB, 2010. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. Implant dentistry, 19, 1, 39-49.

Thomason J, 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, 182-4.

Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Müller F, Naert I, Ellis JS, Barclay C, Butterworth C, Scott B, 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, 185-6.

Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K, 2003. ln Vitro Study of a Mandibular Implant Overdenture Retained with Ball, Magnet, or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability. International Journal of Prosthodontics, 16, 2, 128-34.

Trulsson U, Engstrand P, Berggren U, Nannmark U, Brånemark PI, 2002. Edentulousness and oral rehabilitation: experiences from the patients' perspective. European journal of oral sciences, 110, 6, 417-24.

Tunalı B, 2000. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji, Nobel Tıp Kitabevleri.

Tymstra N, Raghoebar G, Vissink A, Meijer H, 2011. Maxillary anterior and mandibular posterior residual ridge resorption in patients wearing a mandibular implant-retained overdenture. Journal of oral rehabilitation, 38, 7, 509-16.

Uludağ B, Çelik GY, 2006. İmplantların farklı açılarda yerleştirildiği mandibular overdenture vakalarında ortaya çıkan streslerin in vitro değerlendirilmesi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

Uludağ B, Polat S, 2010. İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics, 1, 1, 80-6.

Ulusoy M, AK A, 2003. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara 2003; 487, 498.

Ulusoy M, AK A, 2010. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Cilt I Ankara Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın, 3, 487-509.

Van Der Bilt A, Van Kampen FM, Cune MS, 2006. Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types. European Journal of Oral Sciences, 114, 3, 191-6.

Van Kampen F, Van Der Bilt A, Cune M, Bosman F, 2002. The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. Journal of Dental Research, 81, 3, 170-3.

Vogel RC, 2008. CE 2-Implant Overdentures: A New Standard of Care for Edentulous Patients--Current Concepts and Techniques. Compendium, 29, 5, 270.

Waddell JN, Payne AG, Swain MV, 2006. Physical and metallurgical considerations of failures of soldered bars in bar attachment systems for implant overdentures: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry, 96, 4, 283-8.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y, 2008. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. Journal of dentistry, 36, 7, 463-71.

Walton JN, Ruse ND, 1995. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. The Journal of prosthetic dentistry, 74, 5, 482-6.

Wang H-y, Zhang Y-m, Yao D, Chen J-h, 2011. Effects of rigid and nonrigid extracoronal attachments on supporting tissues in extension base partial removable dental prostheses: a nonlinear finite element study. The Journal of prosthetic dentistry, 105, 5, 338-46.

Weber H, Buser D, Fiorellini J, Williams R, 1992. Radiographic evaluation of crestal bone levels adjacent to nonsubmerged titanium implants. Clinical Oral Implants Research, 3, 4, 181-8.

White S, Caputo A, Anderkvist T, 1994. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. The Journal of prosthetic dentistry, 71, 5, 493-9.

Wismeijer D, Van Waas M, Vermeeren J, Muldel J, Kalk W, 1997. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. International journal of oral and maxillofacial surgery, 26, 4, 263-7.

Worthington P, Lang BR, LaVelle WE, 1994. Osseointegration in dentistry: an introduction, Quintessence Publishing (IL).

Wyatt CC, 1998. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry, 80, 3, 362-6.

Yanase R, Bodine R, Tom J, White S, 1994. The mandibular subperiosteal implant denture: a prospective survival study. The Journal of prosthetic dentistry, 71, 4, 369-74.

Yang H-S, Lang LA, Molina A, Felton DA, 2001. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. The Journal of prosthetic dentistry, 85, 6, 558-67.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L, 1993. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara, 515.

Zarb G, 1985. Clinical application of osseointegration. An introduction. Swedish dental journal. Supplement, 28, 7-9.

Zarb G, Schmitt A, 1990. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. The Journal of prosthetic dentistry, 64, 1, 53-61.

Zarb GA, Schmitt A, 1994. Osseointegration for elderly patients: the Toronto study. Journal of prosthetic dentistry, 72, 5, 559-68.

Zarb GA, Symington JM, 1983. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. Journal of Prosthetic Dentistry, 50, 2, 271-6.

Zarone F, Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R, 2003. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical oral implants research, 14, 1, 103-14.

Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y, 1999. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. Hua xi kou qiang yi xue za zhi Huaxi kouqiang yixue zazhi West China journal of stomatology, 17, 1, 29-32.

Żmudzki J, Chladek W, Krukowska J, 2009. Attachments of implant retained tissue supported denture under biting forces. Arch Comput Mater Sci Surf Eng, 1, 1, 13-20.

Zoidis P, 2018. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. The Journal of prosthetic dentistry, 119, 4, 516-21.

Ek.B Turnitin Raporu



Turnitin Orijinallik Raporu

İşleme konu: 14-Eki-2020 19:30 +03
NUMARA: 1415075279
Kelime Sayısı: 19190
Gönderildi: 1

MANDİBULAR İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE FARKLI TUTUCU SİSTEMLERİNİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ Shirhan Halilov tarafından

Benzerlik Endeksi	Kaynağa göre Benzerlik
%7	İnternet Sources: %5 Yayınlar: %2 Öğrenci Ödevleri: %4

1% match (06-Haz-2020 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Ataturk Universitesi on 2020-06-06

1% match (25-Haz-2020 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) on 2020-06-25

1% match (19-Nis-2015 tarihli internet)
http://www.modernedikal.com/dental-implant-ka/tez/implantlarda-oreft.pdf

1% match (12-Eki-2015 tarihli internet)
http://acikarsiv.ankara.edu.tr/eng/browse/27342/tez.pdf

< 1% match (03-Oca-2019 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Erciyes Üniversitesi on 2019-01-03

< 1% match (yayınlar)
Onur Kocadal, Korcan Yüksel, Melih Güven, "Evaluation of the clavicular tunnel placement on coracoclavicular ligament reconstruction for acromioclavicular dislocations: a finite element analysis", International Orthopaedics, 2018

< 1% match (02-Eyl-2015 tarihli internet)
http://library.neu.edu.tr/Neutez/6247032976.pdf

< 1% match (27-Haz-2015 tarihli internet)
http://acikarsiv.ankara.edu.tr/eng/browse/26717/tez.pdf

< 1% match (11-Ara-2015 tarihli internet)
http://acikarsiv.ankara.edu.tr/browse/6378/ANKARA%20%C3%9CN%C4%B0VERS%C4%B0TES%C4%B0.pdf

< 1% match (17-Tem-2020 tarihli internet)
http://adudspace.adu.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/11607/3824/TEZ%20ORTODONTİ%cc%87%20ELİ%cc%87%20ARSLAN%20BAŞ?isAllowed=y&sequence=1

< 1% match (22-Haz-2015 tarihli internet)
http://acikarsiv.ankara.edu.tr/browse/6182/orcle%20basim.pdf

< 1% match (27-Oca-2016 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Texas Tech University on 2016-01-27

< 1% match (26-Tem-2015 tarihli internet)
http://acikerisim.selcuk.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/873/347714.pdf?sequence=1&isAllowed=y

< 1% match (yayınlar)
Hale YURTYAPAN, Ferhat AYKANCI, "Comparison of Stability and Stress Distributions of Different Screw Systems Used in Advancement Genioplasty with Finite Element Analysis", Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2019

< 1% match (22-Mar-2017 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Istanbul University on 2017-03-22

< 1% match (16-Nis-2018 tarihli internet)
http://docs.neu.edu.tr/library/6366249402.pdf

< 1% match (19-Nis-2019 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) on 2019-04-19

< 1% match (23-May-2019 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi on 2019-05-23

< 1% match (07-Kas-2018 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Erciyes Üniversitesi on 2018-11-07

< 1% match (12-Haz-2020 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) on 2020-06-12

< 1% match (26-Nis-2017 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Selcuk Üniversitesi on 2017-04-26

< 1% match (26-May-2015 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi on 2015-05-26

< 1% match (30-May-2018 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Yüzüncü Yıl Üniversitesi on 2018-05-30

< 1% match (10-Kas-2015 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to TechKnowledge Turkey on 2015-11-10

8. ÖZGEÇMİŞ

25 Ağustos 1989 tarihinde Azerbaycan'ın Laçın ilinde doğdu. Ortaokul ve lise eğitimini Sumgayıt şehrinde tamamladı. 2007 yılında Azerbaycan Tıp Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandı. Universiteden 2012 yılında mezun oldu. 2015 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladı ve halen eğitimi devam etmektedir. Yabancı dili Rusça ve İngilizcedir.