

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ALL-ON-FOUR TEKNİĞİNE GÖRE FARKLI
OKLÜZAL ŞEMALARLA TASARLANMIŞ TEDAVİ
SEÇENEKLERİNDE İMPLANT VE DESTEK
DOKULARA İLETİLEN KUVVETLERİN SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİYLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Nurullah TÜRKER

DOKTORA TEZİ

2018-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ALL-ON-FOUR TEKNİĞİNE GÖRE FARKLI
OKLÜZAL ŞEMALARLA TASARLANMIŞ TEDAVİ
SEÇENEKLERİNDE İMPLANT VE DESTEK
DOKULARA İLETİLEN KUVVETLERİN SONLU
ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİYLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Nurullah TÜRKER

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. U. Şebnem Büyükkaplan

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDK-2016-1680 proje numarası ile desteklenmiştir.

“Kaynakça gösterilerek tezinden yararlanılabilir”

2018-ANTALYA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu alışma jürimiz tarafından Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü ve Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü ile birlikte ortak yürütölen Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Protetik Diş Tedavisi Programında doktora tezi olarak kabul edilmiştir. 23/01/2018

İmza

Tez Danışmanı : Doç. Dr. U. şebnem BÜYÜKKAPLAN
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. şenay CANAY
Hacettepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Cemal AYDIN
Gazi Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Özge ERKEN GÜNGÖR
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Yrd. Doç. Dr. Işın KÜRKÇÜOğLU
Süleyman Demirel Üniversitesi



Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve/..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Narin DERİN


Enstitü Müdürü

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Nurullah TÜRKER

İmza



Tez Danışmanı

Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İmza



TEŐEKKÜR

Yapmış olduğum tez çalıőması boyunca bilgi, tecrube ve yardımlarını benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın Doç. Dr. U. Őbnem BÜYÜKKAPLAN'a,

Doktora eğitimimi tamamlamamda katkısı olan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın sayın öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma ve tüm mesai arkadaşlarıma,

Mesai haricinde de her türlü desteklerini gördüğüm ve sıkıntılı zamanlarımda bana moral ve motivasyon kaynağı olan sevgili eşim, annem ve babama teşekkürlerimi sunarım.



ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı All-on-Four tekniğine uygun olarak tasarlanmış farklı oklüzal şemalara sahip protezlerde çiğneme sırasında oluşan maksimum oklüzal yüklerin implantlar ve destek dokularda oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesidir.

Yöntem: Sonlu elemanlar analizi uygulanmak üzere kanin koruyuculu, grup fonksiyonlu, bilateral balanslı, lingualize ve monoplan oklüzyon şemalarına sahip, All-on-Four konseptine uygun 3 boyutlu modeller hazırlandı. Beş farklı oklüzyon türü için sentrik ilişki, lateral hareket ve protrüziv hareket sırasında oluşacak temas noktalarına maksimum ısırma kuvvetlerini temsil eden kuvvetler uygulandı. Kortikal kemik, trabeküler kemik ve implant yapısında oluşan stresler oklüzyon türleri arasında karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

Bulgular: Tüm oklüzyon türlerinde alveol kemiği üzerinde en yüksek stres değerleri kortikal kemikte implantların boyun bölgesi hizasında, implantlar üzerinde ise en yüksek stres değerleri implantların boyun kısmında oluştu. Stres değerlerinin hiçbir oklüzal durumda kortikal kemik ve trabeküler kemiğin dayanma sınırını ve implant materyalinin yorulma direncini aşmadığı gözlemlendi. En yüksek stres değerleri genel olarak sentrik ilişkide monoplan oklüzyonda, protrüziv harekette bilateral balanslı oklüzyonda, lateral harekette ise bilateral balanslı oklüzyon ve monoplan oklüzyonda gözlemlendi. Tüm oklüzyon türleri arasında kortikal kemik, trabeküler kemik ve implantlar üzerinde en düşük stres değerleri kanin koruyuculu oklüzyonda gözlemlendi.

Sonuç: Bu çalışmanın sınırları dâhilinde, All-on-Four uygulamalarında alveol kemiğinde ve implantlarda oluşan stresler göz önünde bulundurulduğunda kanin koruyuculu oklüzyon uygulaması önerilebilir. İmplant üstü protezler için en uygun oklüzyon türünün uzun dönemli klinik çalışmalarla araştırılması gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: All-on-Four, sonlu elemanlar analizi, oklüzyon

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to evaluate the stress distributions of the maximal occlusal loads during chewing on the implants and supporting tissues by means of finite element analysis method in prostheses designed with different occlusal schemes according to the All-on-Four technique.

Method: Three dimensional models were prepared according to All-on-Four concept for upper and lower jaws with canine protected occlusion, group function occlusion, bilateral balanced occlusion, lingualized occlusion and monoplane occlusion. Forces representing the maximum bite forces were applied to the contact points in centric relation, lateral movement, and protrusive movement for five different types of occlusion. The stresses formed in cortical bone, trabecular bone and implants were evaluated comparatively between the types of occlusion.

Results: Among the all occlusion types the highest stress values on the alveolar bone occurred around the neck region of the implants in the cortical bone, and the highest stress values formed on the implants occurred in the neck of the implants according to finite element analysis. The stress values did not exceed the fatigue limit of the cortical bone and trabecular bone and the fatigue resistance of the implant material in any occlusal condition. In general the highest stress values were observed in monoplane occlusion on the centric position, bilateral balanced occlusion on protrusive movement, and bilateral balanced occlusion and monoplane occlusion in lateral movement in general. Among all occlusion types, the lowest stress values on cortical bone, trabecular bone and implants were observed in the canine protected occlusion.

Conclusion: Within the limitations of this study, it may be suggested apply a canine protected occlusion when stresses in the alveolar bone and implants are considered in All-on-Four applications. The optimal occlusion type for implant prostheses needs to be investigated with long-term clinical trials.

Key words: All-on-Four, finite element analysis, occlusion

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TABLolar DİZİNİ	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.2. Dental İmplantların Tarihçesi	4
2.3. İmplant Destekli Protezler	5
2.3.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	5
2.3.2. İmplant üstü Protezlerin Başarısına Etki Eden Biyomekanik Faktörler	6
2.4. All-on-Four Tedavi Konsepti	10
2.4.1. All-On-Four Tekniğinin Avantajları	11
2.5. İmplant Üstü Protezlerde Oklüzyon	11
2.5.1. Karşılıklı Tüberkül İlişkileri	12
2.5.2. İmplant Destekli Restorasyonlarda Kullanılan Oklüzyon Türleri	18
2.6. Stres Analiz Yöntemleri	28
2.6.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	28
2.6.2. Radyoteleometri ile Kuvvet Analizi	28
2.6.3. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	29
2.6.4. Kırılğan Vernik Kaplama Tekniği (Brittle Lacquer) ile Stres Analizi	29
2.6.5. Stres Analizi İçin Strain Gauge (Gerilim ölçer) Kullanımı	29
2.6.6. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi (Lazer Işınları ile Kuvvet Analizi)	29
2.6.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1.Çalışma Gruplarının Belirlenmesi	35
3.2.1. Farklı Oklüzal Yüzeyle Sahip Protezlerin Hazırlanması	36
	iii

3.2.2 İmplant ve İmplant Parçalarının Modellenmesi	37
3.2.3. Bar Yapısının Modellenmesi	38
3.2.4 Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Diş Eti Dokusunun Modellenmesi	39
3.2.5. Montaj Modelinin Elde Edilmesi	39
3.3. Modellerin Katı Cisme Dönüştürülmesi ve Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	41
3.4. Modellerdeki Yapıların Materyal Özelliklerinin Tanımlanması	43
3.5. Modellerde Temas Yüzeylerin Belirlenmesi	44
3.6. Sınır Koşullarının Oluşturulması	44
3.7. Yükleme Koşullarının Oluşturulması	45
3.8. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi	49
3.9. Sonuçların Değerlendirilmesi	49
4. BULGULAR	51
4.1 Üst Çene Modelinde Gözlenen Bulgular	52
4.1.1. Üst Çene Modelinde Sentrik İlişkide Gözlenen Bulgular	52
4.1.2. Üst Çene Modelinde Lateral Harekette Gözlenen Bulgular	58
4.1.3. Üst Çene Modelinde Protrüziv Harekette Gözlenen Bulgular	65
4.2. Alt Çene Modelinde Gözlenen Bulgular	70
4.2.1. Alt Çene Modelinde Sentrik İlişkide Gözlenen Bulgular	70
4.2.2. Alt Çene Modelinde Lateral Harekette Gözlenen Bulgular	76
4.2.3. Alt Çene Modelinde Protrüziv Harekette Gözlenen Bulgular	83
5. TARTIŞMA	89
6. SONUÇLAR	109
KAYNAKLAR	111
ÖZGEÇMİŞ	134

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Alt ve üst çene modeli parçalarına ait eleman ve düğüm sayıları.	42
Tablo 3.2. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan materyal özellikleri.	44
Tablo 3.3. Üst çenede farklı oklüzal pozisyonlarda dişlere uygulanan yükler.	47
Tablo 3.4. Alt çenede farklı oklüzal pozisyonlarda dişlere uygulanan yükler.	48
Tablo 4.1. Her bir oküzyon türünü temsil eden modeller.	51
Tablo 4.2. Üst çene modelinde sentrik ilişkide kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri.	53
Tablo 4.3. Üst çene modelinde sentrik ilişkide trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri.	55
Tablo 4.4. Üst çene modelinde sentrik ilişkide implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri.	57
Tablo 4.5. Üst çene modelinde lateral harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri.	59
Tablo 4.6. Üst çene modelinde lateral harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri.	61
Tablo 4.7. Üst çene modelinde lateral harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri.	63
Tablo 4.8. Üst çene modelinde protrüziv harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).	65
Tablo 4.9. Üst çene modelinde protrüziv harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).	67
Tablo 4.10. Üst çene modelinde protrüziv harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri (MPa).	69
Tablo 4.11. Alt çene modelinde sentrik ilişkide kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).	71
Tablo 4.12. Alt çene modelinde sentrik ilişkide trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).	73
Tablo 4.13. Alt çene modelinde sentrik ilişkide implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri (MPa).	75
Tablo 4.14. Alt çene modelinde lateral harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).	77

Tablo 4.15. Alt çene modelinde lateral harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).	79
Tablo 4.16. Alt çene modelinde lateral harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri (MPa).	81
Tablo 4.17. Alt çene modelinde protrüziv harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).	83
Tablo 4.18. Alt çene modelinde protrüziv harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).	85
Tablo 4.19. Alt çene modelinde protrüziv harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri (MPa).	87



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Tüberkül-kenar sırtı ilişkisinde mandibular fonksiyonel tüberküllerin maksiller oklüzal yüzeyle temas noktaları.	14
Şekil 2.2. Tüberkül-kenar sırtı ilişkisinde maksiller fonksiyonel tüberküllerin mandibuler oklüzal yüzeyle temas noktaları.	15
Şekil 2.3. Tüberkül-fossa ilişkisinde mandibular fonksiyonel tüberküllerin maksiller oklüzal yüzeyle temas noktaları.	17
Şekil 2.4. Tüberkül-fossa ilişkisinde maksiller fonksiyonel tüberküllerin mandibuler oklüzal yüzeyle temas noktaları.	18
Şekil 2.5. Kanin koruyuculu oklüzyonda sentrik ilişkide oluşan oklüzal temaslar.	19
Şekil 2.6. Kanin koruyuculu oklüzyonda laterale harekette oluşan oklüzal temaslar.	19
Şekil 2.7. Kanin koruyuculu oklüzyonda protrüziv harekette oluşan oklüzal temaslar.	20
Şekil 2.8. Grup fonksiyonlu oklüzyonda sentrik ilişkide oluşan oklüzal temaslar.	20
Şekil 2.9. Grup fonksiyonlu oklüzyonda laterale harekette oluşan oklüzal temaslar.	21
Şekil 2.10. Grup fonksiyonlu oklüzyonda protrüziv harekette oluşan oklüzal temaslar.	21
Şekil 2.11. Bilateral balanslı oklüzyonda sentrik ilişkide oluşan oklüzal temaslar.	23
Şekil 2.12. Bilateral balanslı oklüzyonda lateral harekette oluşan oklüzal temaslar.	23
Şekil 2.13. Bilateral balanslı oklüzyonda protrüziv harekette oluşan oklüzal temaslar.	23
Şekil 2.14. Lingualize oklüzyonda sentrik ilişkide oluşan oklüzal temaslar.	25
Şekil 2.15. Lingualize oklüzyonda lateral harekette oluşan oklüzal temaslar.	25
Şekil 2.16. Lingualize oklüzyonda protrüziv harekette oluşan oklüzal temaslar.	25
Şekil 2.17. Monoplan oklüzyonda sentrik ilişkide oluşan oklüzal temaslar.	27
Şekil 2.18. Monoplan oklüzyonda lateral harekette oluşan oklüzal temaslar.	27
Şekil 3.1. Üst çeneye ait sonlu elemanlar analizi modeli.	38
Şekil 3.2. Alt çeneye ait sonlu elemanlar analizi modeli.	38
Şekil 3.3. Üst çeneye ait sonlu elemanlar analizi modeli kesit görünümü.	40
Şekil 3.4. Alt çeneye ait sonlu elemanlar analizi modeli kesit görünümü.	40

Şekil 3.5. SOLID 187 elemanın geometrik yapısı.	42
Şekil 3.6. Üst çeneye ait ağ yapısı modeli.	43
Şekil 3.7. Alt çeneye ait ağ yapısı modeli.	43
Şekil 3.8. Üst çenede sabitleme bölgeleri.	45
Şekil 3.9. Alt çenede sabitleme bölgeleri.	45
Şekil 4.1. Stres değerlerini temsil eden renk skalası.	51
Şekil 4.2. Üst çene modelinde sentrik ilişkide kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.	54
Şekil 4.3. Üst çene modelinde sentrik ilişkide trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.	56
Şekil 4.4. Üst çene modelinde sentrik ilişkide implantlarda oluşan Von Misses gerilimi dağılımı.	58
Şekil 4.5. Üst çene modelinde lateral harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.	60
Şekil 4.6. Üst çene modelinde lateral harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.	62
Şekil 4.7. Üst çene modelinde lateral harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilmesi dağılımı.	64
Şekil 4.8. Üst çene modelinde protrüziv harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.	66
Şekil 4.9. Üst çene modelinde protrüziv harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.	68
Şekil 4.10. Üst çene modelinde protrüziv harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilmesi dağılımı.	70
Şekil 4.11. Alt çene modelinde sentrik ilişkide kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.	72
Şekil 4.12. Alt çene modelinde sentrik ilişkide trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.	74
Şekil 4.13. Alt çene modelinde sentrik ilişkide implantlarda oluşan Von Misses gerilmesi dağılımı.	75
Şekil 4.14. Alt çene modelinde lateral harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.	78
Şekil 4.15. Alt çene modelinde lateral harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.	80

- Şekil 4.16.** Alt çene modelinde lateral harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilmesi dağılımı. 82
- Şekil 4.17.** Alt çene modelinde protrüziv harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı. 85
- Şekil 4.18.** Alt çene modelinde protrüziv harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı. 88
- Şekil 4.19.** Alt çene modelinde protrüziv harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilmesi dağılımı. 90



SİMGELER ve KISALTMALAR

.stl	: Standard tessellation language
σ	: Asal Gerilme
σ_1	: Maksimum Asal Gerilme
σ_2	: Ara Asal Gerilme
σ_3	: Minimum Asal Gerilme
μm	: Mikrometre
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer Aided Design
GPa	: Giga Pascal
HP	: Hareketli Protez
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	: Newton
SP	: Sabit Protez

1. GİRİŞ

Gelişmiş tıbbi olanaklara ve koruyucu tedavilerin yaygınlaşmasına rağmen dünya nüfusunun büyük çoğunluğu halen diş kaybı problemi yaşamaktadır. Diş dizisindeki kayıplar yüz estetiğini ve fonksiyonu olumsuz etkilemekte, bu durum bireylerin yaşam kalitesini düşürmektedir. Diş eksikliğiyle oluşan problemlerin giderilmesinde sabit ve hareketli protezler olmak üzere iki seçenek mevcuttur. Sabit protez yapımında dişlerde madde kaybı meydana gelmektedir. Diş kayıplarının sabit protetik seçeneklerle tedavi edilememesi durumunda hareketli protez alternatifleri gündeme gelir. Sabit protezlerle karşılaştırıldığında hareketli protezler estetik ve fonksiyonel olarak pek çok dezavantaja sahiptir. Bu nedenle dişsiz boşlukların tedavisinde birincil olarak sabit protetik seçeneklerin kullanımı hedeflenir. Sabit restorasyon yapımının mevcut ağız yapısında mümkün olmadığı durumlarda ise dişsiz boşluklar için güncel bir çözüm yolu olan implant tedavileri gündeme gelir.

Estetik ve fonksiyonel ihtiyaçları karşılamadaki üstün özellikleri, zorlu vakalarda sağladıkları alternatif çözüm yolları ve dişsiz boşlukların tedavisinde hareketli protezlere bir alternatif olmaları nedeniyle implantlar günümüzde pek çok vakada sıklıkla tercih edilmektedir. Yeterli kemik seviyesinin bulunmadığı durumlarda implant uygulaması amacıyla kemik grefti uygulamaları gerekebilmektedir. Bu uygulamalar tedavi sürelerini uzatmakta ve özellikle yaşlı veya sistemik hastalığı bulunan bireylerde çeşitli problemlere sebep olmaktadır.

Maló ve ark. (Maló ve ark., 2003) tarafından rezorbe kretlerde implant yerleştirmeye olanak sağlayacak bir konsept geliştirilmiştir. Alt veya üst çeneye yerleştirilen dört adet implantla gerçekleştirilen ve All-on-Four konsepti olarak adlandırılan bu uygulamada çenenin arka bölgesine yerleştirilen implantlar 20 ila 60 derece açlandırılmaktadır. Böylelikle yeterli destek kemiğin olmadığı durumlarda arka bölgedeki implantların açlandırılmaları üst çenede sinüslerden alt çenede ise mandibular sinirden kurtularak implantların yerleştirilmesini sağlamaktadır. Bu konseptte implantlarda yüksek sağkalım oranları gözlenmiştir (Maló ve ark., 2005; Maló ve ark., 2011).

İmplant tedavilerinin başarısında şüphesiz en önemli faktörlerden biri ideal oklüzal ilişkilerin sağlanmasıdır. Protetik tedavinin başarısı ancak biyomekanik açıdan uygun bir oklüzyon ile sağlanabilir (Adell ve ark., 1990; Misch, 2014). Bununla birlikte implant tedavilerinde kullanılacak oklüzyon türüne dair bilimsel kanıtlar yetersizdir ve bu çalışmalar temel olarak hayvan deneyleri ve *in vitro* deneylerle sınırlıdır (Taylor ve ark., 2000; Koyano ve Esaki, 2015).

Bu çalışmada All-on-Four tekniğine uygun olarak; kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon, bilateral balanslı oklüzyon, lingualize balanslı oklüzyon ve monoplan oklüzyon şemalarına sahip alt ve üst çeneye ait protezlerde çiğneme sırasında oluşacak oklüzal yüklerin implantlar ve destek dokular üzerinde oluşturduğu stres dağılımları sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Dental implantlar hakkında bilimsel bulgulara dayalı ilk çalışma yaklaşık kırk yıl önce Brånemark ve ark. (Branemark, 1977) tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın yayınlanması ile özellikle titanyum implantlara dair çalışmalar hızlanmış, oral implantoloji daha önce hiç olmadığı şekilde hızla gelişmiş, bu gelişme implant tedavilerinin klinik olarak rutin tedaviler arasına girmesini sağlamıştır.

Diş hekimliğinde implantlar; sabit veya hareketli protezlere desteklik sağlamak amacıyla, kaybedilen dişlerin yerini alacak şekilde kemik içine veya üzerine yerleştirilen, biyolojik olarak uyumlu, biyofonksiyonel apareyler olarak adlandırılmaktadır (Dalkız, 2009).

Günümüzde en çok kök şeklinde silindirik implantlar kullanılmaktadır. Bununla birlikte implant tedavilerinin gelişimi sürecinde farklı türde implant tasarımları oluşturulmuş ve uygulanmıştır. Çene kemiğine yerleştirilen implantlar 4 sınıfa ayrılır (Tunalı, 2000; Ulusoy ve Aydın, 2005):

1- Endosseal implantlar: Fiksasyonu sağlamak amacıyla implantların tamamı kemik içine yerleştirilir. Endosseal implantlar silindirik ve blade implantlar olmak üzere 2'ye ayrılır. Yerleştirilmeleri amacıyla dişsiz bölgedeki alveol kretine frezle yuva açılır. İmplant yuvasının hazırlanması için çeşitli frezler kullanılır.

2- Subperiostal implantlar: Periost altına ve kemik üzerine gelecek şekilde yerleştirilen, eğer şeklindeki implantlardır.

3- Endodontik implantlar: Kök kanalı içine yerleştirilen ve kök ucundan çıkararak kemiğe vidalanan implantlardır.

4- İnramukozal implantlar: Müköz membran altına küçük düğme şeklinde yerleştirilen ve total protezlerde tutuculuğu sağlamak amacıyla genellikle maksillaya uygulanan implantlardır.

2.2. Dental İmplantların Tarihçesi

Ağız içi implantolojinin tarihçesi milattan önce 600'lü yıllara kadar dayanmaktadır. İlk uygulamalarından bugüne tahta, taş, kemik, fildişi, maymun dişi, insan dişi, altın, gümüş, porselen, platinyum, alüminyum, pirinç, bakır, magnezyum, çelik, nikel, krom-kobalt alaşımı, güta perka ve kauçuk, akrilik, seramik gibi maddeler implantasyon işlemlerinde kullanılmıştır (Dalkız, 2009).

Enfeksiyon hastalıklarının yaygın olması sebebiyle ortaçağda implant tedavilerinden uzaklaşıldığı düşünülmektedir. İmplantlar önceleri diş çekimi sonrası çekim soketine yerleştirilirken, 18. yüzyılın sonlarında türbinler ve lokal anesteziğin kullanıma girmesi ile çene kemiğinde hazırlanan özel yuvalara yerleştirilmeye başlanmıştır (Ring, 1995). 1807 yılında Fransız Maggiolo ve Jourdan (M. Maggiolo ve Jourdan, 1807) tarafından yayınlanan bir eser ile implant uygulamaları ilk kez literatürde yerini almıştır. Çalışmada kök formunda altın implant uygulamasından bahsedilmiş, üst yapı hazırlanmadan önce bir ay beklenmesi gerektiği ifade edilmiştir.

İmplant uygulamalarının tarihçesine bakıldığında son yüzyıl öncesine kadar olan tüm gelişmelerin genel olarak reimplantasyon ve transplantasyon üzerine gerçekleştiği görülmektedir (Dalkız, 2009). 19. Yüzyılın sonlarında Harris porselen kuronlarla restore edilebilen kurşunla kaplanmış ve porselenden oluşan implantlardan bahsetmiştir. Yine aynı tarihlerde demirden oluşan implant uygulaması denenmiştir (Tunalı, 2000). 20. yüzyılın başında Greenfieldin çalışmaları sonucunda cerrahi freze teknikleri gelişmiş ve bu durum implant çalışmalarına yeni bir yön tayin etmiştir (Misch, 2014). 1938 yılında ilk subperiostal implant geliştirilerek implantlar kemik üzerine yerleştirilmiştir (Derome, 1972). 1939 yılında Strock Vitalyum alaşımı ile üretilen implantlarla dental tedaviler gerçekleştirmiş ve yayımlamıştır. Bu implantların 10 yıllık takibinde implant-kemik arası rijit fiksasyonun devam ettiği gözlenmiştir. 1947 de vida şekilli implantlar ve 1953 te ise transosseöz implantlar geliştirilmiştir. Tramonte 1961'de bugünkü implantların temelini oluşturan içi dolu vida şeklinde implantları geliştirmiştir (Derome, 1972; Güzel ve ark., 2006). 1967 yılında blade implantlar kullanıma sunulmuştur (Linkow, 1967).

1952 yılında başladığı çalışmalarıyla implant-kemik ilişkisi mikroskopisini inceleyen Branemark (Bränemark ve ark., 1969; Branemark, 1977; Branemark, 1985), titanyum implantları önce köpeklerde denemiş, 1965 yılından itibaren ise insanlarda

uygulamaya başlamıştır. Branemark; kemik ile titanyum arası bağlantıya dair yaptığı çalışmalarının sonuçlarına dayanarak 1977 yılında osseoentegrasyon kavramını açıklamıştır. Osseoentegrasyon Protez Terimleri Sözlüğünde; "Kemik dokusu ile inert alloplastik bir materyal arasında bağ dokusu olmaksızın görülen doğrudan tutunma veya bağlanma" olarak tanımlanmıştır (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2005). Osseoentegrasyonun tanımlanması ve kök şeklinde titanyum implantların gelişmesi yüksek sağkalım oranlarını beraberinde getirmiştir. Bu durum diğer uygulamaların zamanla terk edilmesi sonucunu doğurmuştur. Dental implantların gelişimi teknolojik olanakların gelişimi doğrultusunda devam etmektedir. Günümüzde dental implantlar diş kayıplarında başvurulacak en ideal tedavi yöntemi olma özelliğini korumaktadır.

2.3. İmplant Destekli Protezler

Dişsiz bir bireyin tam protezi kullanmaya alışması hem psikolojik hem de biyolojik açıdan oldukça zordur. Destek dokulardaki yetersizlikler, kret rezorpsiyonları, dokuda meydana gelebilen yaralanmalar, tükürük miktarındaki değişimler tam protez kullanımını güçleştirmektedir (Batenburg ve ark., 1998). İmplant uygulamalarının tam dişsizlik durumunda rutin olarak kullanılmaya başlanmasıyla geleneksel tam protezler tek tedavi seçeneği olmaktan çıkmıştır (Tomruk ve ark., 2013). Günümüzde pek çok zor vakanın tedavisi dental implantların kullanımıyla gerçekleştirilmektedir. Dişsiz çenelere uygulanan implant tedavilerinde amaç hareketli tam protezden implant destekli sabit protez hazırlayarak kaçınmak ya da implantlardan destek alan overdenture tedavisi ile stabil ve tutucu bir protez elde etmektir. Kemik rezorpsiyon miktarı, kretler arası mesafe, anatomik sınırlandırmalar, ekonomik avantajlar gibi nedenlerle tam dişsizlik durumunda yapılacak implant tedavileri için pek çok konsept geliştirilmiştir.

2.3.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant destekli protezler farklı araştırmacılar tarafından çeşitli şekillerde sınıflandırılmış olup desteğin tipi, simante veya vidalı oluşu, tutucu sistemin tipi gibi faktörlere göre pek çok sınıflandırma mevcuttur. Protez terimleri sözlüğünde 2 başlık altında şu şekilde sınıflandırma yapılmıştır (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2005):

- 1- Hasta tarafından çıkarılamayan, tamamen implant tarafından desteklenen parsiyel ya da tam sabit implant protezleri

- 2- Hem implant hem de mukoza tarafından desteklenen ya da tamamen implant tarafından desteklenen kısmi veya tam implant üstü overdenture protezleri

1993 yılında Misch (Misch, 1993) implant destekli protezleri destek aldıkları yapıya göre aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır:

1. Sadece implant destekli protezler
2. Dış-implant destekli protezler
3. İmplant-doku destekli protezler

Daha sonraları Misch (Misch, 2014) implant destekli protezleri sabit protezler (SP) ve hareketli protezler (HP) olmak üzere ikiye ayırmıştır. 3 çeşit sabit ve 2 çeşit hareketli protez olmak üzere 5 kategori bulunmaktadır.

SP1: Minimum doku kaybının bulunduğu durumlarda sadece kayıp kron boşluğunu restore eden, görünümün doğal dişe çok yakın olduğu implant destekli sabit protezler.

SP2: Doku kaybının fazlalığı nedeniyle krun ile beraber kök boşluğunu da restore eden implant destekli sabit protezler.

SP3: Kaybedilen krunu, gingival dokuyu ve bir miktar dişsiz alanı da restore eden implant destekli sabit protezler.

HP4: Bütünüyle implantla desteklenmiş hareketli protezler.

HP5: Yumuşak doku ve implantlarla desteklenen hareketli protezler.

İmplant üstü restorasyonlar siman tutuculu, vida tutuculu veya bunların kombinasyonu şeklinde olabilirler (Misch, 2014).

2.3.2. İmplant Üstü Protezlerin Başarısına Etki Eden Biyomekanik Faktörler

Mühendislik biliminin tıbbi alanlarda uygulamaya konulmasıyla ortaya çıkan biyomekanik bilimi, uygulanan kuvvetlere karşı dokuların davranışlarını incelemektedir. Ağız içi dokular, implant parçaları ve protetik yapıları içeren bir implant üstü protezin bileşenleri arasındaki biyomekanik ilişki, protetik tedavinin başarısını doğrudan etkiler. Bu bağlamda implant ve implant üstü yapıların başarısına etki eden biyomekanik faktörlere aşağıda değinilmiştir.

Oklüzal Şema

Proteze gelen yük bağlantı parçaları aracılığıyla implanta, implanttan da kemiğe iletilir. Bu yükün yönü ve dağılımı tercih edilen oklüzal düzen ile doğrudan bağlantılıdır. Oklüzal düzenin değiştirilmesinin proteze, implanta ve alveol kretine gelen kuvvetleri etkilediği bildirilmiştir (Abduo, 2013).

İdeal implant oklüzyonu hedeflenerek günümüze kadar çeşitli oklüzal şemalar tavsiye edilmiştir. Bu oklüzal şemalar pratik gibi gözükse de klinik sonuçlara dayalı araştırmalarla yeterince desteklenmemiştir. İdeal implant oklüzyonu, implant bileşenlerinin etrafında kontrollü strese izin vermeli, protetik ve biyolojik açıdan kabul edilebilir kemik implant ara yüzünün devamlılığına katkı sağlamalı, protezlerin ve marjinal kemiğin uzun dönem stabilitesini sağlamalıdır (Kim ve ark., 2005; Koyano ve Esaki, 2015). Uygun implant oklüzyonu, yeterli oral fonksiyonun sağlanması ve implantın aşırı yüklenmesinin önlenmesi için gereklidir.

Dokunma duyarlılığı, propriyoseptif hareket geri bildirim, şok absorpsiyonu ve periodontal mekanoreseptörler sağlayan periodontal bağın bulunmaması nedeniyle, dental implantların doğal dişlere kıyasla daha fazla oklüzal aşırı yüklenme eğiliminin olduğu düşünülmektedir (Koyano ve Esaki, 2015). Oklüzal kuvvetler değerlendirilirken kuvvetin yoğunluğu, tipi, yönü ve etki süresi gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Bu faktörleri doğrudan etkilemesi nedeniyle seçilen oklüzyonun tipi önemlidir (Bidez ve Misch, 1992a).

Ağız içi fonksiyonel kuvvetler daha düşük değerler gösterirken maksimum ısırma kuvvetleri 300 ila 3000 N arasındadır (Haraldson ve ark., 1988; Richter, 1995; Hidaka ve ark., 1999; Rismanchian ve ark., 2009). İmplant üstü protezler dikkate alındığında bu değerler daha düşüktür. Çeşitli araştırmalarda 200 N ila 814 N arası değerler bildirilmiştir (Mericske-Stern ve ark., 1993; Fontijn-Tekamp ve ark., 2000; Kaul ve Goyal, 2011; Baca ve ark., 2013; Müller ve ark., 2013; Şener ve ark., 2015). Tercih edilecek oklüzal şema; bu yüklerin sentrik kapanışta, lateral ve protrüziv harekette dengeli olarak dağılımının sağlanması açısından önemlidir. İmplant çevresi kemik kaybı ve tedavinin başarısızlığında aşırı oklüzal yükler temel neden olarak ortaya çıkmaktadır (Kim ve ark., 2005).

Üst çenede 10-12 mm'den alt çenede 15 mm'den uzun kanatlı köprüler, parafonksiyonel alışkanlıklar, erken temaslar, geniş oklüzal tabla, yüksek tüberkül eğimleri ve yetersiz implant kullanımı gibi faktörler oklüzal şemanın tipi ile bağlantılı olarak aşırı yüklenmeye neden olabilir (Rangert ve Jemt, 1989; Shackleton ve ark., 1994; Miyata ve ark., 2000; Kim ve ark., 2003).

Kemik Yapısı

Kemik özelliklerinin implant çevresi stres değerlerini etkilediği bildirilmiştir. Kemik yoğunluğu ve kortikal veya spongiöz kemik miktarlarındaki değişimler oklüzal yükler ile oluşan stres değerlerini etkilemektedir (Martinez ve ark., 2001; Tada ve ark., 2003). Bunun nedeni implant-kemik arası temas alanı genişliğinin kemik yoğunluğuyla ve miktarı ile doğrudan ilişkili olmasıdır. İmplantla temas eden kemik yüzeyi kortikal kemikte çok daha fazladır. Düşük kemik yoğunluğu implantın yerleştirilmesi sonrası daha uzun bir iyileşme sürecini gerektirir. Kemik yoğunluğu ideal olduğunda oklüzal yükten kaynaklanan gerilimler implant-kemik arası bölgede daha iyi iletilir ve dağılır (Dalkız, 2009).

1985 te Lekholm ve Zarb (Lekholm ve Zarb, 1985) kemiği dört kategoride sınıflandırmıştır;

Q1: Kalın, yoğun ve homojen koMPakt kemik ve az miktarda trabeküler kemik içerir.

Q2: Kalın, yoğun koMPakt kemikle çevrelenmiş yoğun trabeküler kemik içerir.

Q3: İnce koMPakt kemikle çevrelenmiş yoğun trabeküler kemik içerir.

Q4: İnce koMPakt kemikle çevrelenmiş düşük yoğunlukta trabeküler kemik içerir.

Misch (Misch, 2007) ise kemiği kalitatif olarak aşağıdaki şekilde sınıflandırmıştır;

D1: Yoğun kortikal kemik.

D2: İnce trabeküler kemiği saran yoğun kortikal kemik.

D3: İnce kortikal kemikle sarılmış yoğun ve güçlü trabeküler kemik.

D4: Yoğunluğu az, kortikal kemik içermeyen kemik.

Kemik yoğunluk ve kalitesi implant başarısında çok önemli bir faktördür (Wood ve Vermilyea, 2004). Bununla birlikte yapılan çeşitli çalışmalarda kemik kalite ve yoğunluğunun implant başarısına etkisine dair farklı sonuçlar bulunmuştur (Engquist ve ark., 1988; Kourtis ve ark., 2004; Baqain ve ark., 2012).

İmplantın Yapısı

Günümüzde implant materyalleri kompozitler, seramikler, metal ve metal alaşımlarından oluşmakla birlikte, en sık kullanılan materyal titanyumdur. Bunun sebebi elektriksel ve kimyasal yönden zararsız olması, mekanik özelliklerinin uygun olması, korozyona dayanımının yüksek olması ve ayrıca biyouyumluluk derecesinin iyi olmasıdır. Bu faktörler implant sağkalımı ve protezlerin devamlılığı açısından önemlidir (Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Kim ve ark., 2005; Quirynen ve ark., 2005; Sawase ve ark., 2005).

Dental implantların kemik içindeki pozisyonu, şekli, formu, boyun genişliği, çapı, uzunluğu, sayısı gibi faktörler hem implant hem de çevre dokularla ilgili olarak stres dağılımına etki eder (Bevilacqua ve ark., 2008; Ré ve ark., 2015). İmplant uzunluğundaki artış başlangıç stabilitesinin artmasına, eğilme momenti kuvvetlerine karşı uzun süreli direnç sağlanmasına ve iyileşmenin daha hızlı gerçekleşmesine katkıda bulunur (Misch, 2007). Pek çok araştırmacı uzun implantların kısa implantlardan daha az kayıp oranına sahip olduğunu bildirmiştir (Bahat, 1993; Winkler ve ark., 2000). Benzer şekilde geniş implantların dar implantlara kıyasla daha fazla sağkalım oranına sahip olduğu ifade edilmiştir. İmplant yüzey alanının artışı implanta gelen yüklerin daha düzenli dağılmasına olanak sağlar (Manz ve ark., 1992; Ochi ve ark., 1994). Çap ve boyun genişliği mümkün olduğunca oklüzal tabla genişliğine yakın olmalıdır (Dalkız, 2009).

İmplant destekli protez yapılırken kullanılacak implantın sayısının belirlenmesinde; planlanan tedavinin şekli, alveol kemiğinin rezorpsiyon miktarı, karşıt arkın durumu, anatomik yapıların durumu, hastanın estetik beklentisi, sistemik hastalık durumu ve ekonomik nedenler gibi pek çok faktör göz önünde bulundurulur. Çok sayıda implant tarafından desteklenen restorasyonlar, daha az sayıda implant tarafından desteklenenlere kıyasla biyomekanik açıdan genellikle daha iyi performans gösterir

(Winkler ve ark., 2000). İmplantlarda yapılan açılımların implant üzerine gelen stresleri artırdığı bildirilmiştir (Clelland ve ark., 1995; Misch, 2014).

Protezin Tipi

İmplant destekli protezler sadece implanttan, implant ile birlikte yumuşak dokulardan veya mevcut dişlerden destek alabilir. Desteğin yapısına ve protetik tasarımın şekline göre implant yapılarına ve kemiğe gelen stres değerleri ve streslerin dağılım şekilleri değişmektedir (Meijer ve ark., 1994; Bergendal ve Engquist, 1998; Fanuscu ve Caputo, 2004). Protezlerin implantlara sabitlenmesinde kullanılan yöntem (vida veya siman tutuculu), kanatlı köprülerin kullanımı ve kanat uzunluğu, farklı ataçman tiplerinin kullanımı benzer şekilde stres dağılımına etki etmektedir (Kazokoğlu ve Akaltan, 2014; Ma ve Fenton, 2015; Suedam ve ark., 2016; de Medeiros ve ark., 2017).

2.4. All-on-Four Tedavi Konsepti

İmplant üstü tedavilerin yaygınlaşması ile özellikle tam dişsiz vakalarda hastanın anatomik, sistemik veya ekonomik durumuna uygun olarak farklı tedavi konseptleri geliştirilmiştir. Bunlardan biri olan All-on-Four tedavi konsepti Maló ve ark. (Maló ve ark., 2003) tarafından 2003 yılında bildirilmiştir. Konsept alt veya üst çenede toplamda 4 adet implant kullanılan bir implant üstü tam protez uygulamasıdır. 2 adet implant kanin veya lateral diş bölgesine aksiyel olarak, diğer ikisi ise arka bölgeye distale eğimli olarak yerleştirilir. Arka bölgedeki implantların boyun kısmı 1. büyük azı dişi veya 2. küçük azı hizasından (veya ikisinin ortasından) ağız içine çıkacak şekilde, implantın kemik içindeki ucu ise 1. Küçük azı bölgesine gelecek şekilde yerleştirilir (Maló ve ark., 2003, 2005; Maló ve ark., 2010). Arka bölgedeki implantların 30° den fazla açılması durumunda splintlenmesi önerilmektedir (<https://www.nobelbiocare.com/ca/en/home/products-and-solutions/library/manuals.html> 14 Aralık 2017, Duello, 2012).

Nihai protezler sabit veya çıkarılabilir olacak şekilde yapılabilir. Eğimli ve uzun implantlarla sağlanan primer stabilite nedeniyle All-on-Four tekniğinde hemen yükleme yapılabilir. Hemen yükleme için yapılan protezlerde kanatların olabildiğince kısa olması, kaninlerin distalinde kalan dişlerde oklüzal temas olmaması önerilmiştir. Aynı gün ya da hemen sonraki gün içinde geçici protezler hastaya teslim edilir. 3 aylık bir sürenin sonunda daimi protezler yapılır. All-on-Four tekniğinde final restorasyon; akrilik kaide üzerine akrilik dişler, titanyum, zirkonyum ya da metal

altyapılı porselen içeren sabit protezler, çıkarılabilir (Barlı veya MK1 ataşmanlı) overdenture protezler veya hibrit protezler şeklinde gerçekleştirilebilir (Christopher ve ark., 2012; Ho, 2012).

Maló ve ark. (Maló ve ark., 2003) tarafından tanımlandıktan sonra All-on-Four konsepti üzerine pek çok çalışma yapılmış, konseptin genel standartları, olumlu ve olumsuz yanları ortaya koyulmuştur. Konseptin en belirgin endikasyonu; özellikle alt çenede mandibular sinir, üst çenede sinüsler dolayısıyla implant için yeterli kemiğin bulunmadığı, ileri cerrahi işlemlerin yapılamayacağı yaşlı bireylerdir.

2.4.1. All-On-Four Tekniğinin Avantajları

Arka bölgedeki implantların distale eğimli olarak yerleşimi; alt çenede mandibular sinir, üst çenede sinüsler olmak üzere anatomik yapıların korunması, uzun implantların yerleştirilebilmesi ile iyi kortikal ankrajın sağlanması, artan implantlar arası mesafe ile kanat uzunluğunun azalması gibi faydalar sağlamaktadır (Maló ve ark., 2010; Del Fabbro ve ark., 2012). İmplant - kemik temas alanının artışı kemik grefti gereksinimini azaltır. Konsept genel olarak; hemen yükleme olanağı, sabit ya da hareketli protez alternatifi, estetiğin daha kolay ve çabuk sağlanması, mâliyetin daha az oluşu, fazla kemik kaybının önlenmesi gibi avantajlara da sahiptir (Maló ve ark., 2003; Christopher ve ark., 2012; Francetti ve ark., 2012; Ho, 2012).

2.5. İmplant Üstü Protezlerde Oklüzyon

Dental implantların klinik başarısı ancak biyomekanik açıdan uygun bir oklüzyon ile sağlanabilir (Adell ve ark., 1990; Misch, 2007). Günümüzde implant oklüzyonuna ilişkin bilimsel kanıtlar yetersizdir ve bu çalışmalar temel olarak retrospektif çalışmalar, hayvan deneyleri ve *in vitro* deneylerle sınırlıdır (Taylor ve ark., 2000; Koyano ve Esaki, 2015; Sheridan ve ark., 2016).

İmplant oklüzyon tipleri ve buna dair temel prensipler büyük ölçüde dental restorasyonlara ait oklüzal prensiplerden türetilmiştir (Kim ve ark., 2005). Kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon, bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyon klinik deneyimlerden yola çıkılarak çeşitli oklüzyon teorilerinden türetilmiştir (Çalikkocaoğlu, 2010; Okeson 2014, Klineberg 2015). Literatürde oklüzal konseptlerin karşılaştırıldığı çalışmalar mevcut olmasına

rağmen implant destekli protezlerde hangi oklüzyon türünün tercih edilmesi gerektiğine dair kesinleşmiş bir bilgi yoktur (Acar ve İnan, 2001).

Sabit protetik tedavi uygulanan ya da doğal dişli bireylerin oklüzyonunda bulunması gereken özellikler şunlardır (Okeson, 2014):

1-) Ağız kapandığında kondiller artiküler eminensin posterior slopuna karşı rest pozisyonunda en öndedir ve disk tam olarak aradadır. Bu pozisyonunda bütün posterior dişlerde tam ve eş zamanlı bir temas vardır.

2-) Bütün diş temasları oklüzal kuvvetlerin aksiyal yönde iletilmesini sağlar.

3-) Mandibula laterale hareket ettiğinde çalışan tarafta çalışmayan taraftaki dişleri disoklüze edecek yeterli diş rehberliğini sağlayan temaslar vardır. En arzu edilen rehberlik kaninler tarafından sağlanan rehberliktir.

4-) Mandibula protrüziv pozisyona hareket ettiğinde anterior dişlerde tüm posterior dişleri disoklüze edecek şekilde yeterli temaslar bulunmalıdır.

5-) Başın dik pozisyonunda ve uyarılmış beslenme pozisyonunda posterior dişler anterior dişlerden daha sıkı temas eder.

2.5.1. Karşılıklı Tüberkül İlişkileri

Sentrik ilişki sırasında karşılıklı dişler arası oklüzal temasların lokalizasyonuna bağlı olarak tüberkül-kenar sırtı ilişkisi ve tüberkül-fossa ilişkisi olmak üzere iki türlü düzen oluşur (Yavuzylmaz, 2013)

Tüberkül Kenar Sırtı İlişkisi

Sentrik ilişki pozisyonunda iken fonksiyonel tüberkülün karşıt diş arkında birbirine komşu iki dişin kenar sırtlarıyla olan temas ilişkisidir. Bu ilişki “tüberkül-embraşür değişimleri” olarak ta tanımlanmaktadır. Doğal dişlerde ideal olarak kabul edilen ve doğal dişli bireylerde %95 oranında görülen bu düzen fizyolojik bir ilişkidir. Bu oklüzal düzende bazı tüberküllerin karşıt dişlerin fossalarına teması nedeniyle dişler arasında karışık bir ilişki mevcuttur. Oklüzal yükler dişlerin uzun aksına paralel olarak yönelmez. Bu noktada en büyük dezavantaj karşıt dişlerin kenar sırtlarına temas eden tüberküllerin kama etkisi yapması ve onların yer değiştirmelerine ve ayrıca diş aralarına gıda sıkışmasına neden olabilmesidir. Bu nedenle bu oklüzal düzen restoratif tedavilerde tercih edilmemelidir (Vanlıoğlu ve ark., 2011; Yavuzylmaz, 2013).

Mandibular fonksiyonel tüberküllerin maksiller oklüzal yüzeylerle tüberkül-kenar sırtı ilişkisi (Yavuzyılmaz, 2013):

-Alt 1. küçük azı dişinin bukkal tüberkülü, üst kanin dişinin distoinsizal kenarı ve üst 1. küçük azı dişinin mesial kenar sırtı ile,

-Alt 2. küçük azı dişinin bukkal tüberkülü, üst 1. küçük azı dişinin distooklüzal kenar sırtı ve üst 2. küçük azı dişinin mesiooklüzal kenar sırtı ile,

-Alt 1. büyük azı dişinin mesiobukkal tüberkülü, üst 2. küçük azı dişinin disto oklüzal kenar sırtı ve üst 1. büyük azı dişinin mesio oklüzal kenar sırtları ile,

-Alt 1. büyük azı dişinin distobukkal (orta) tüberkülü, üst 1 büyük azı dişinin santral fossası ile,

-Alt 1. büyük azı dişinin distal tüberkülü, üst 1. büyük azı dişinin distal fossası ile,

-Alt 2. büyük azı dişinin mesiobukkal tüberkülü, üst 1. büyük azı dişinin distooklüzal kenar sırtı ve üst 2. kazi dişinin mesiooklüzal kenar sırtları ile,

-Alt 2. büyük azı dişinin distobukal tüberkülü, üst 2. büyük azı dişinin santral fossası ile temastadır (Şekil 2.1).

Maksiller fonksiyonel tüberküllerin mandibuler oklüzal yüzeylerle tüberkül kenar sırtı ilişkisi (Maló ve ark., 2003; Yavuzyılmaz, 2013):

-Üst 1. küçük azı dişinin palatinal tüberkülü, alt 1. küçük azı dişinin distal fossası ile,

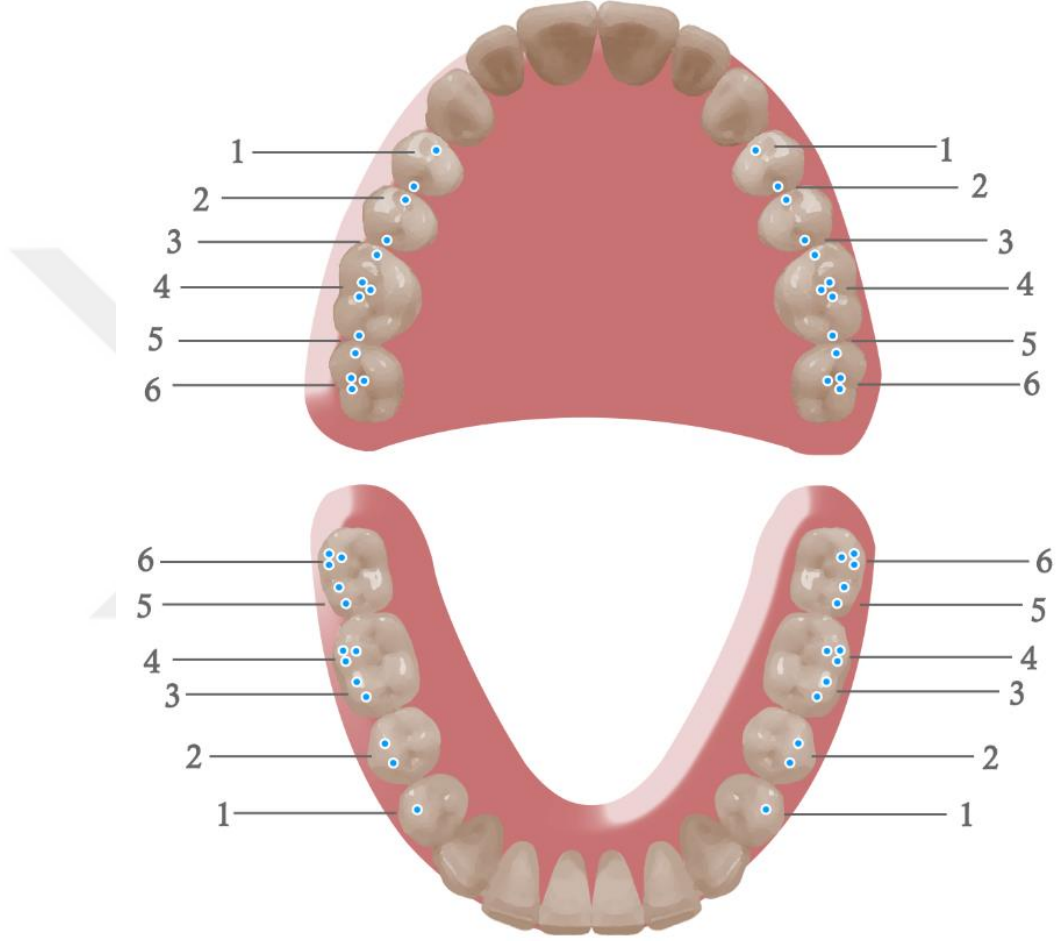
-Üst 2. küçük azı dişinin palatinal tüberkülü, alt 2. küçük azı dişinin distal fossası ile,

-Üst 1. büyük azı dişinin mesiopalatinal tüberkülü, alt 1 büyük azı dişinin santral fossası ile,

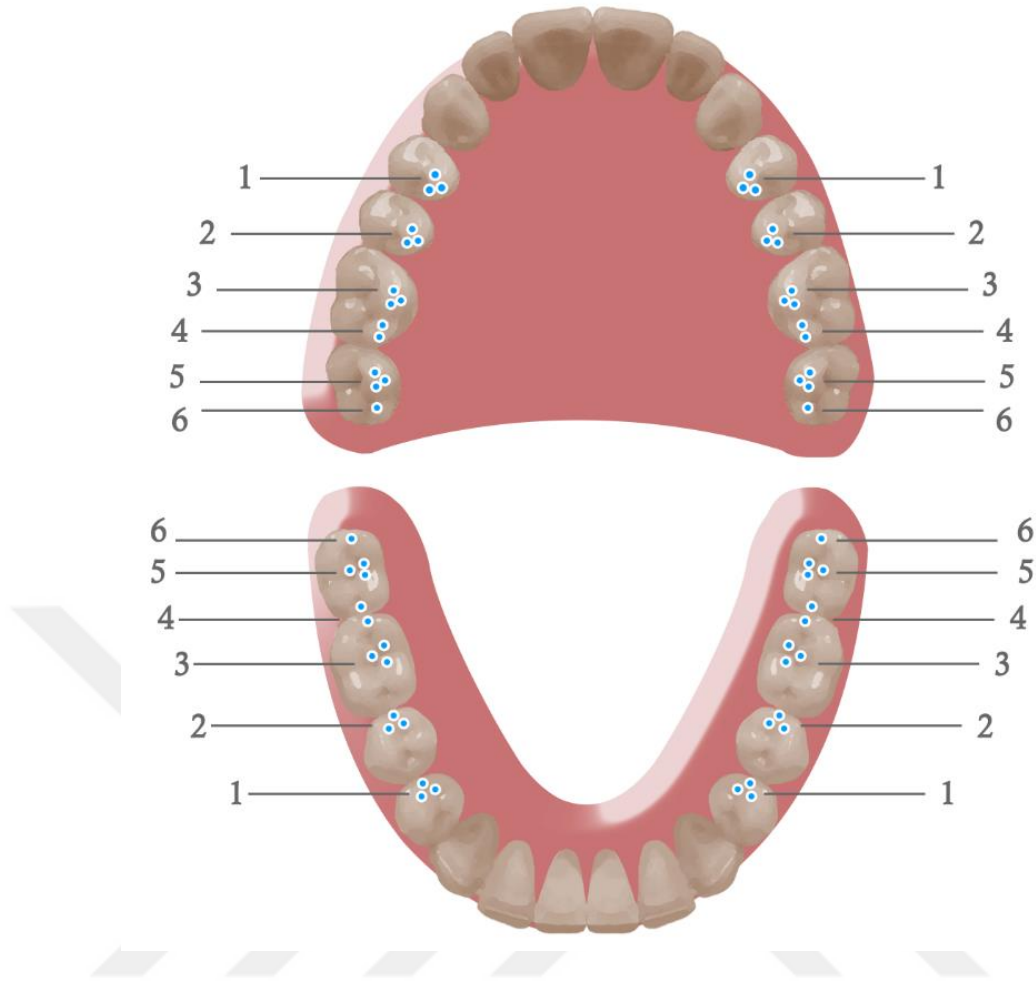
-Üst 1. büyük azı dişinin distopalatinal tüberkülü alt 2. büyük azı dişinin mesial oklüzal kenar sırtı ve alt 1. büyükazı dişinin distal oklüzal kenar sırtı ile,

-Üst 2. büyük azı dişinin mesiopalatinal tüberkülü, alt 2. büyük azı dişinin santral fossası ile,

-Üst 2. büyük azı dişinin distopalatinal tüberkülü, alt 2. büyük azı dişinin disto oklüzal kenar sırtı ve alt 3. büyükazı dişinin mesio oklüzal kenar sırtları ile temastadır (Şekil 2.2).



Şekil 2.1. Tüberkül-kenar sırtı ilişkisinde mandibular fonksiyonel tüberküllerin maksiller oklüzal yüzeylerle temas noktaları.



Şekil 2.2. Tüberkül-kenar sırtı ilişkisinde maksiller fonksiyonel tüberküllerin mandibuler oklüzal yüzeylerle temas noktaları.

Tüberkül-Fossa İlişkisi

Sentrik ilişki pozisyonunda iken fonksiyonel tüberkülün karşıt diş arkında yer alan bir dişin oklüzal tablasındaki fossalarıyla temas ettiği kapanış türüdür. Yüklerin dişlerin uzun aksına geldiği bu oklüzal düzende, alt çene sentrik ilişki konumunda iken fonksiyonel tüberküller karşıt dişlerin oklüzal, mesial ve distal fossalarına temas eder. Bir dişe bir diş ilişki söz konusudur. Tüberküller arası ideal ilişkinin bu olduğu düşünülmesine rağmen doğada nadiren bulunur. Ancak çiğneme kuvvetlerinin dişlerin uzun aksına paralel iletilmesini sağlaması nedeniyle, tüm ağız restorasyonlarında yeni bir oklüzal düzen oluşturulurken tüberkül-fossa teması tercih edilmelidir. Tüberküllerin fossalara olan teması devamlılık göstermez. Temaslar tüberkül eğimlerinin iç yüzü, mezial ve distal eğimler olmak üzere 3 noktada meydana gelir. Bu temas şekli “3 nokta teması” olarak adlandırılır. Bu şekilde tüberkül tepelerinin hızlı aşınması önlenmiş, etkin bir çiğneme ve stabil bir oklüzyon sağlanmış olur. Bir

diş bir diş ilişkisi sayesinde gıda lifleri tüberkül eğimleri ile fossalar arasında kesilir (Fontijn-Tekamp ve ark., 2000; Yavuzyılmaz, 2013).

Mandibular fonksiyonel tüberküllerin maksiller oklüzal yüzeylerle tüberkül-fossa ilişkisi (Yavuzyılmaz, 2013):

-Alt 1. küçük azı dişinin bukkal tüberkülü, üst 1. küçük azı dişinin mesial fossası ile,

-Alt 2. küçük azı dişinin bukkal tüberkülü, üst 2. küçük azı dişinin mesial fossası ile,

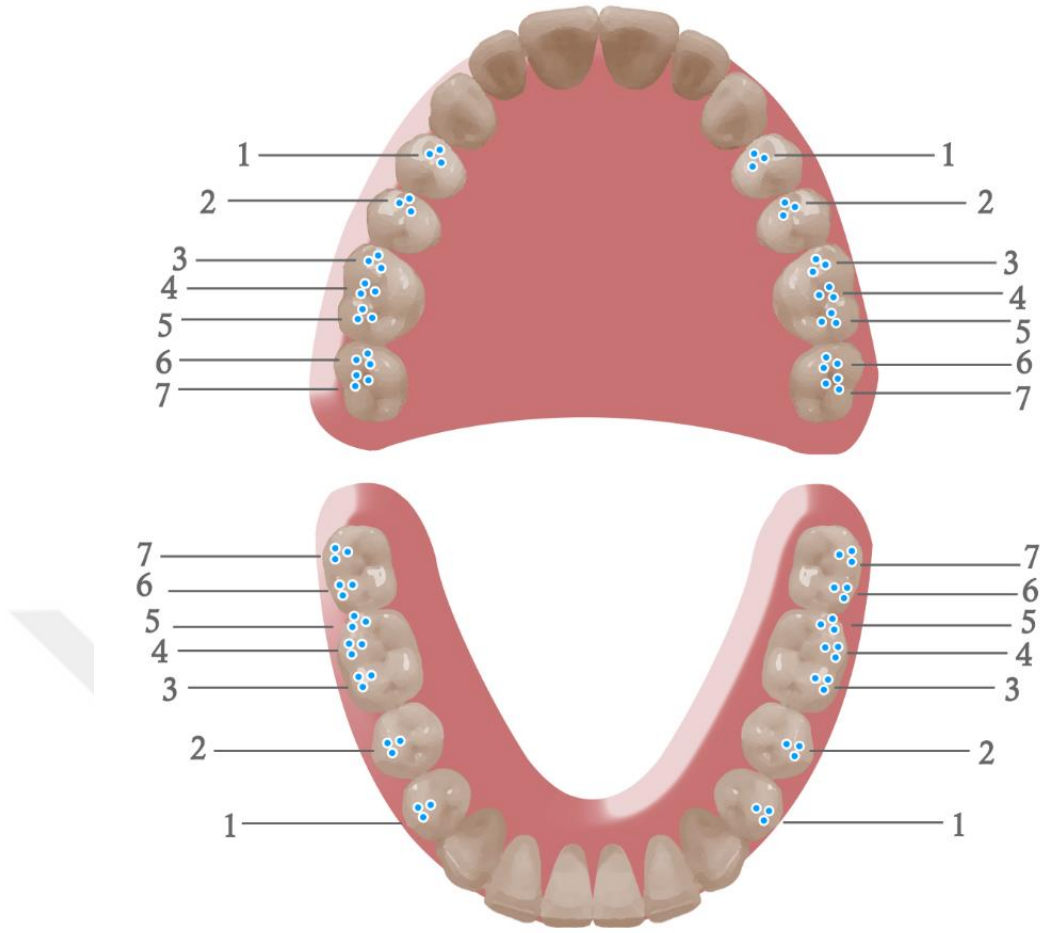
-Alt 1. büyük azı dişinin mesiobukkal tüberkülü, üst 1. büyük azı dişinin mesial fossası ile,

-Alt 1. büyük azı dişinin distobukkal tüberkülü, üst 1. büyük azı dişinin santral fossası ile,

-Alt 1. büyük azı dişinin distal tüberkülü, üst 1. büyük azı dişinin distal fossası ile,

-Alt 2. büyük azı dişinin mesiobukkal tüberkülü, üst 2. büyük azı dişinin mesial fossası ile,

-Alt 2. büyük azı dişinin distobukkal tüberkülü, üst 2. büyük azı dişinin santral fossası ile temas eder (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Tüberkül-fossa ilişkisinde mandibular fonksiyonel tüberküllerin maksiller oklüzal yüzeylerle temas noktaları.

Maksiller fonksiyonel tüberküllerin mandibuler oklüzal yüzeylerle tüberkül-fossa ilişkisi (Yavuzylmaz, 2013):

-Üst 1. küçük azı dişinin palatinal tüberkülü, alt 1. küçük azı dişinin distal fossası ile,

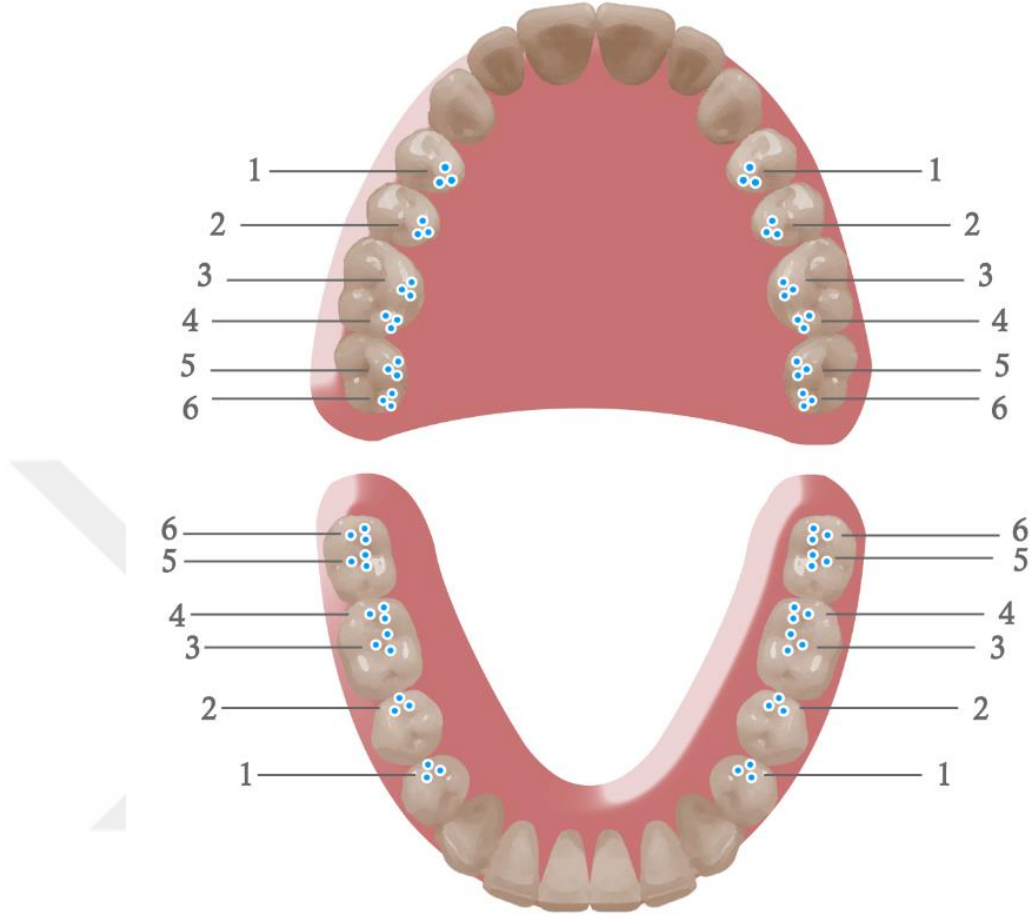
-Üst 2. küçük azı dişinin palatinal tüberkülü, alt 2. küçük azı dişinin distal fossası ile,

-Üst 1. büyük azı dişinin mesiopalatinal tüberkülü, alt 1. büyük azı dişinin santral fossası ile,

-Üst 1. büyük azı dişinin distopalatinal tüberkülü, alt 1. büyük azı dişinin distal fossası ile,

-Üst 2. büyük azı dişinin mesiopalatinal tüberkülü, alt 2. büyük azı dişinin santral fossası ile,

-Üst 2. büyük azı dişinin distopalatinal tüberkülü, alt 2. büyük azı dişinin distal fossası ile temastadır (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Tüberkül-fossa ilişkisinde maksiller fonksiyonel tüberküllerin mandibular oklüzal yüzeylerle temas noktaları.

2.5.2. İmplant Destekli Restorasyonlarda Kullanılan Oklüzyon Türleri

Kanin Koruyucu Oklüzyon (Karşılıklı Korunmalı Oklüzyon)

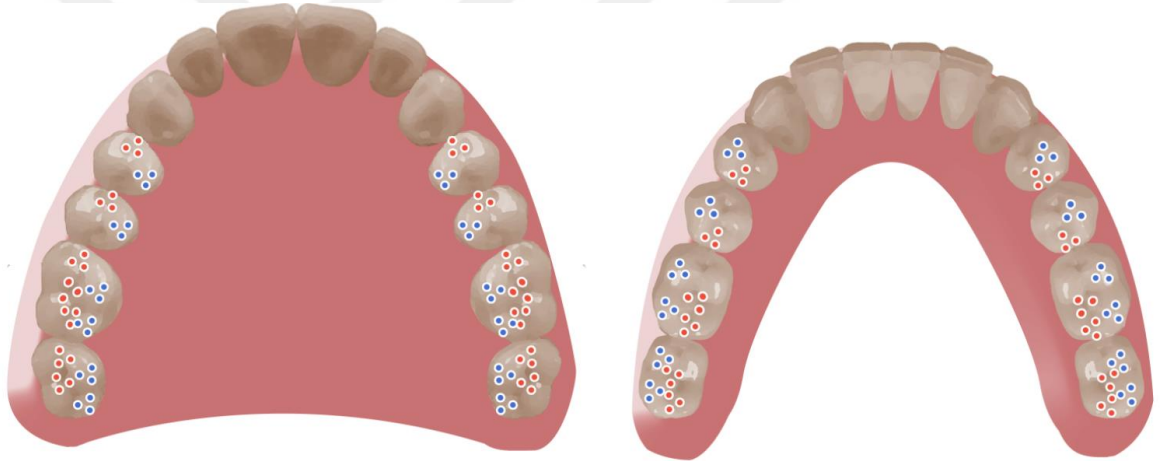
Özellikle 18-30 yaş grubu bireylerde daimi diş arkları arasında oluşan oklüzyondur. Bu oklüzyon türünün doğal dişler için ideal olduğu düşünülmektedir. Sentrik ilişkide ön dişler arasında 25 mikron aralık mevcuttur ve her fonksiyonel tüberkül karşıt fossa ile üç noktada temas eder. Mandibulanın laterale hareketinde kanin dişler posterior dişleri, protrüziv harekette ise ön grup dişler kanin dişler ve posterior dişleri disoklüz ederler. Bu durumda maksimum temasta posterior dişler anterior dişleri korurken lateral ve protrüziv hareketlerde de posterior dişler korunmuş olur. Mandibulanın sentrik dışı hareketlerinin protrüziv oklüzyon haricinde kaninler tarafından yönlendirilmesi nedeniyle kaninler için oklüzyon anahtarı tabiri kullanılır (Dalkız, 2009; Nelson, 2014).

Kanin koruyuculu oklüzyonun avantajları aşağıdaki gibidir (Dalkız, 2009):

- Maksimum diş teması gıdaların daha iyi öğütülmesini sağlar.
- Tüberkül fossa teması ile alt ve üst yapılar arası ilişki en iyi şekilde sağlanır ve böylelikle sentrik temasta maksimum stabilite sağlanmış olur.
- Oklüzal kuvvetler dişlerin uzun aksı yönünde etki eder.
- Tüberküllerin ideal temasları ile makaslama hareketi oluşturulur ve daha etkili bir çiğneme işlemi gerçekleştirilir.

Kanin Koruyuculu Oklüzyonda Oklüzal Temaslar

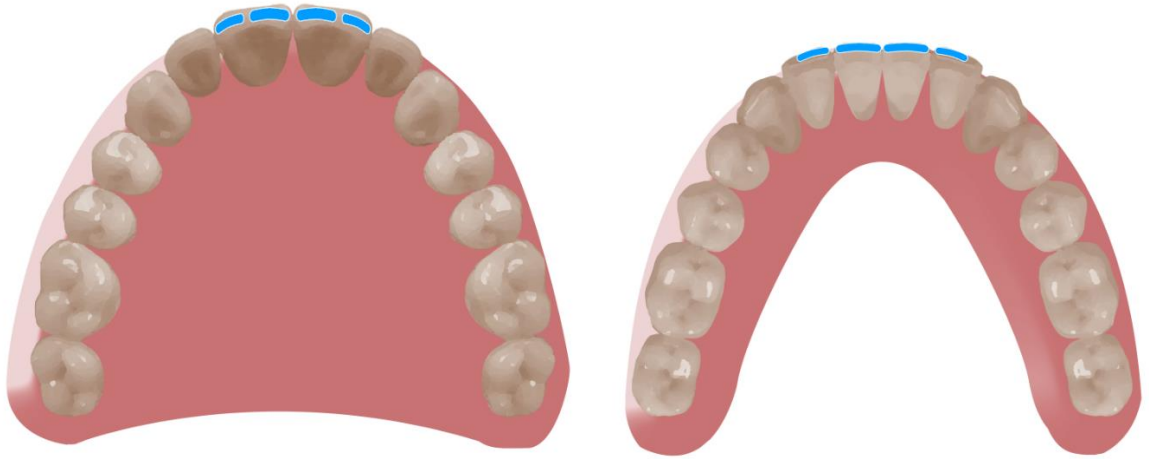
Şekil 2.5 sentrik ilişkide, Şekil 2.6 lateral harekette, Şekil 2.7 protrüziv harekette oluşan oklüzal temasları göstermektedir.



Şekil 2.5. Kanin koruyuculu oklüzyonda sentrik ilişkide oluşan oklüzal temaslar.



Şekil 2.6. Kanin koruyuculu oklüzyonda laterale harekette oluşan oklüzal temaslar.



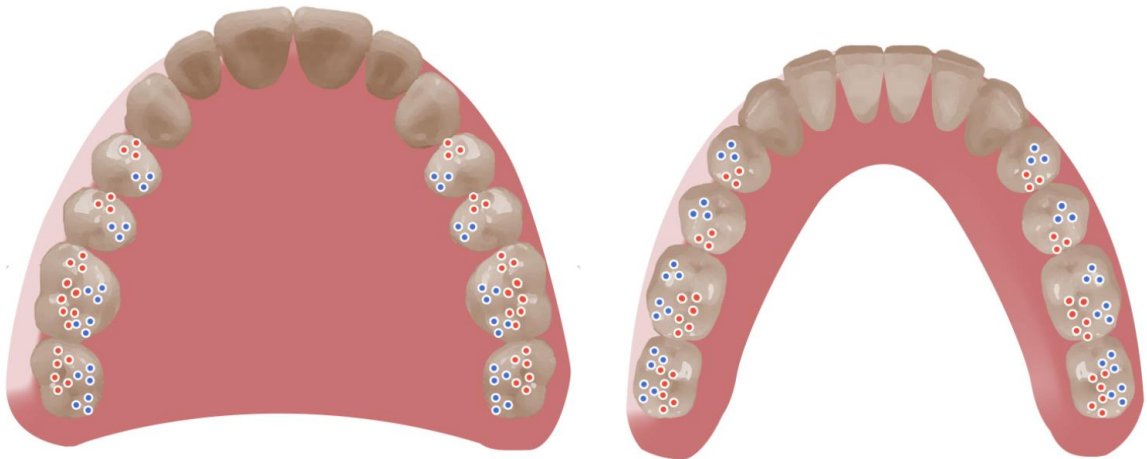
Şekil 2.7. Kanin koruyuculu oklüzyonda protrüziv harekette oluşan oklüzal temaslar

Grup Fonksiyonlu Oklüzyon

30 yaşın üstündeki bireylerde görülen, daha yaygın olarak restoratif diş hekimliğinde kullanılan oklüzyon türüdür. Çalışan taraf dişleri temasta iken dengeleyen taraf dişleri temas etmezler. Çalışan tarafta birden fazla diş temastadır ve böylelikle dengeleyen taraf korunmuş olur. 2. molar diş grup fonksiyonuna dâhil olmaz. Orta yaşlarda kanin dişlerin aşınması ile görülür. Lateral harekette yükler bir diş segmenti boyunca paylaşılır (Vanlıoğlu ve ark., 2011; Nelson, 2014).

Grup Fonksiyonlu Oklüzyonda Oklüzal Temaslar

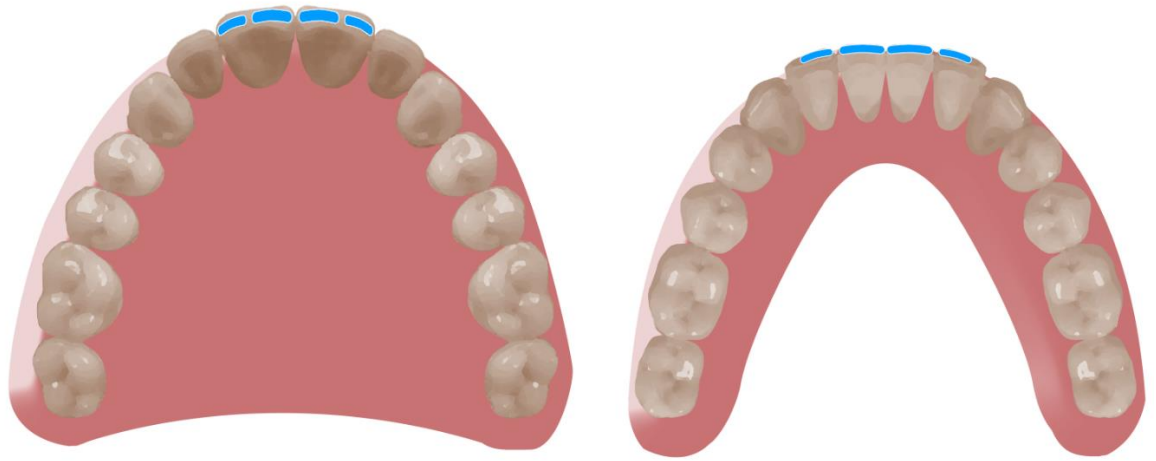
Şekil 2.8 sentrik ilişkide, Şekil 2.9 lateral harekette, Şekil 2.10 protrüziv harekette oluşan oklüzal temasları göstermektedir.



Şekil 2.8. Grup fonksiyonlu oklüzyonda sentrik ilişkide oluşan oklüzal temaslar.



Şekil 2.9. Grup fonksiyonlu oklüzyonda laterale harekette oluşan oklüzal temaslar.



Şekil 2.10. Grup fonksiyonlu oklüzyonda protrüziv harekette oluşan oklüzal temaslar

Bilateral Balanslı Oklüzyon

Protetik literatürde balans; protezlerin sağ-sol, ön-arka tarafları arasında var olan denge demektir. Tutuculuğun devamı ve stabilite açısından tam protezler balanslı olarak hazırlanmalıdır. Balanslı artikülasyon ise Protez Terimleri Sözlüğünde; “sentrik ve eksentrik pozisyonlarda ön ve arka dişlerin aynı anda çift taraflı teması” olarak tanımlanmıştır (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2005). Balanslı oklüzyonda dişler, sentrik oklüzyonda maksimum temas sağlar ve çenelerin eksentrik hareketleri sırasında saptırıcı oklüzal temaslar olmaksızın birbiri üzerinde kayarak bilateral tam balans sağlar. Bu oklüzyon protez kaide plaklarının rotasyon ve devrilmesini önlemek için geliştirilmiştir. Artikülatör üzerinde düzenlenir. Temel olarak “Monson” ve “Spee” eğrileriyle şekillendirilir. Bu oklüzyon tipinde protrüziv veya lateral harekette arka bölgede disoklüzyon oluşmaz (Çalikkocaoğlu, 2010).

Bilateral balanslı oklüzyonun iki büyük avantajı aşağıdaki gibidir (Çalikkocaoğlu, 2010):

-Herhangi bir oklüzal pozisyonda olabildiğince fazla diş temastadır ve tüberkül çatışması bulunmaz. Böylelikle basınçlar her tarafa eşit dağılır, protez stabilitesi bozulmaz, travma önlenir ve destek dokulara gelecek zarar en aza indirilmiş olur. Dengeli oklüzyon sayesinde hastalar gıdaları ezme ve kesme işlemlerini daha kolay yapar.

-Eksentrik hareketlerde tüberkül çatışmaları olmaz ve böylelikle protezlerin stabilitesi korunur.

Balanslı oklüzyon için gerekli koşullar aşağıdaki gibidir (Çalikkocaoğlu, 2010):

-Aynı anda olabildiğince fazla diş karşılaşmalı ve fonksiyonel hareketlerde bu dişler kullanılmalıdır.

-Besinin ısırılması sırasında meydana geleceği şekilde ön grup dişlerde baş başa kapanış olduğu zaman, arka grup dişler de temas olmalıdır.

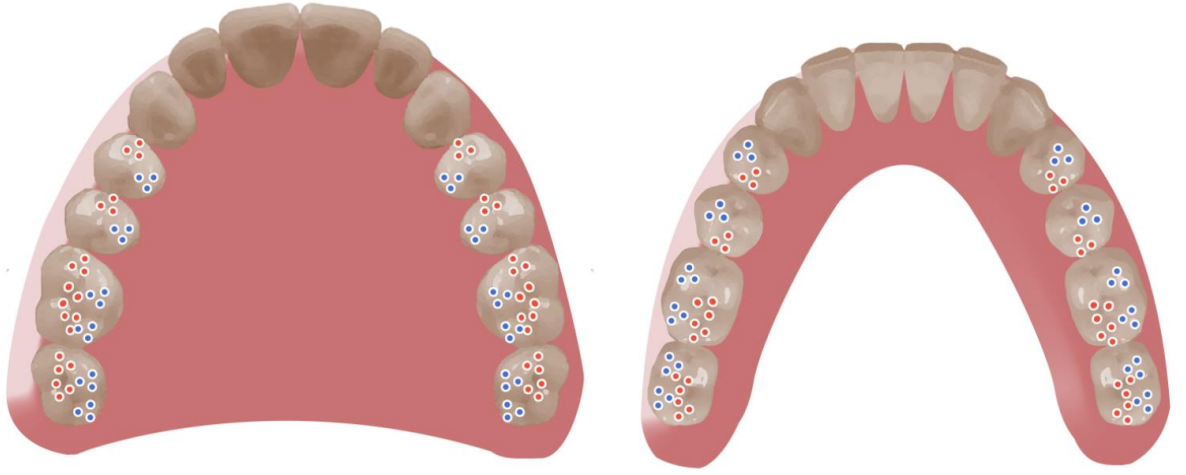
-Çalışan tarafta yapılan çiğneme işlemi esnasında dengeleyen tarafta da en az birkaç tüberkül temasta olmalıdır.

-Basınç; sentrik oklüzyonda her tarafta eşit olarak dağılmalıdır.

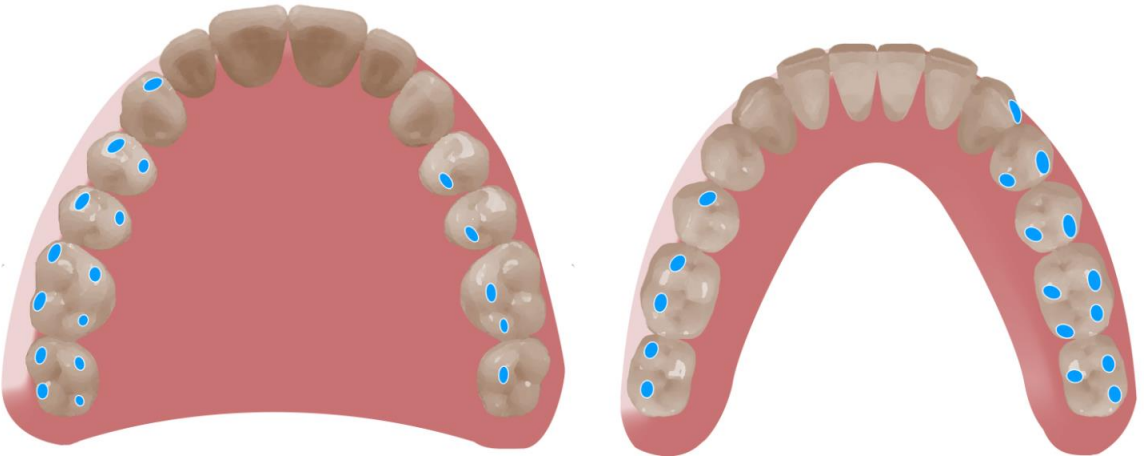
-Fonksiyonel hareketler sırasında artikülasyonda tüberkül çatışması meydana gelmemelidir.

Bilateral Balanslı Oklüzyonda Oklüzal Temaslar

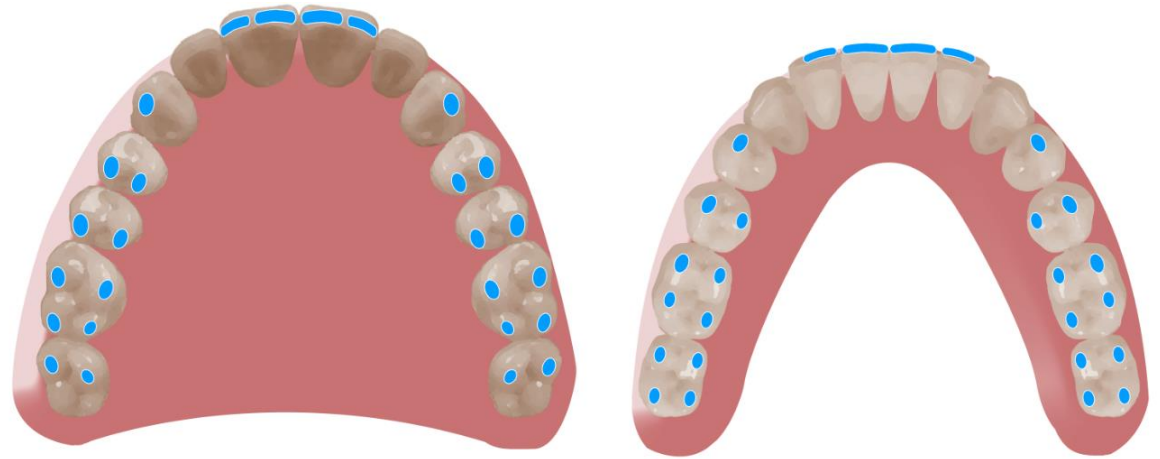
Şekil 2.11 sentrik ilişkide, Şekil 2.12 lateral harekette, Şekil 2.13 protrüziv harekette oluşan oklüzal temasları göstermektedir.



Şekil 2.11. Bilateral balanslı oklüzyonda sentrik ilişkide oluşan oklüzal temaslar.



Şekil 2.12. Bilateral balanslı oklüzyonda lateral harekette oluşan oklüzal temaslar.



Şekil 2.13. Bilateral balanslı oklüzyonda protrüziv harekette oluşan oklüzal temaslar.

Lingualize Oklüzyon

Protez terimleri sözlüğünde Lingualize Oklüzyon; “Üst dişlerin lingual tüberküllerinin; sentrikte, çalışan ve çalışmayan mandibuler pozisyonlarda alt dişlerin oklüzal yüzeyleriyle temas ettiği oklüzyon şekli” olarak tanımlanmıştır (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2005). Bu oklüzyonda alt protezde tüberkül yüksekliği daha az olan basit oklüzal yüzeye sahip dişler kullanılır. Üst protezlerde ise anatomik dişler kullanılır. Böylelikle anatomik ve non-anatomik dişler kombine edilmiş olur. Lingualize oklüzyon balanslı oklüzyon türlerinden biridir. Sentrik ilişkide üst dişlerin palatinal tüberkülleri alt dişlerin santral fossaları ve marjinal sırtları ile temas halindedir. Lateral hareketlerde çalışan ve denge tarafında, protrüziv hareketlerde anterior ve posterior dişler arasında temas olmalıdır. Konvansiyonel balanslı oklüzyonun aksine bu oklüzyon türünde çapraz diş temasları oluşmaz. Oklüzal temas sayısı çok daha azdır (Gysi, 1927; Çalikkocaoğlu, 2010; Phoenix ve Engelmeier, 2010).

Üst dişlerin palatinal tüberküllerinin alt dişlerin santral fossalarıyla teması “havan - havaneli” ilişkisine benzer. Üst anatomik dişlerin palatinal tüberkülleri havaneli, tüberkül yüksekliği düşük alt dişlerin fossaları ise havan görevi görür. Bu düzen çiğneme etkinliğini artırır ve lateral hareketlerde dişler arasındaki çatışmaları ortadan kaldırır (Çalikkocaoğlu, 2010; Engelmeier ve Phoenix, 2017).

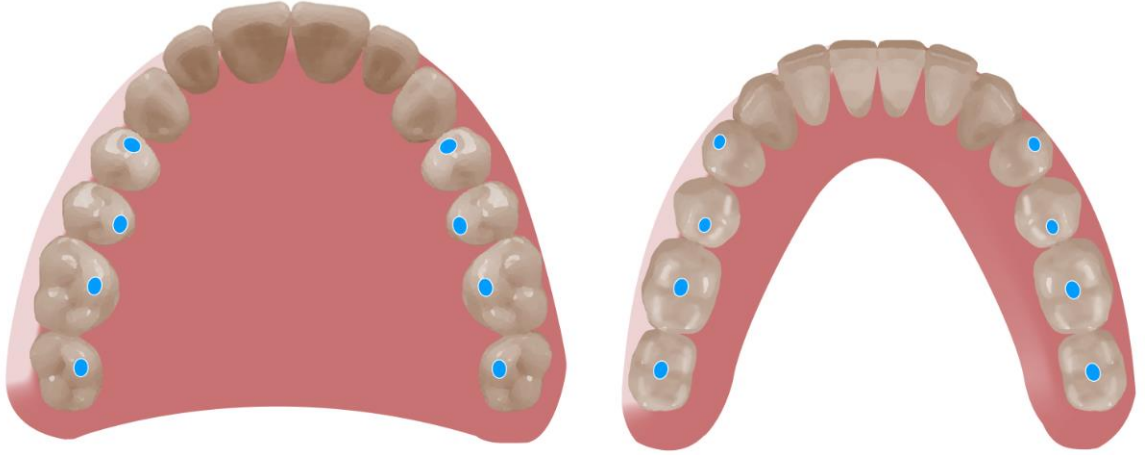
Lingualize oklüzyon estetik beklentisi yüksek olan, çene ilişkilerinin anormal olduğu, kretler arası mesafenin çok olduğu hastalarda, çiğneme basıncının horizontal komponentinin azaltılması istendiği durumlarda önerilmekle beraber, literatürde “her nedenin oklüzyonu” olarak ta adlandırılmıştır (Parr ve Ivanhoe, 1996). Lingualize oklüzyonun uygulanamayacağı vaka neredeyse yoktur. İmplantüstü vakalarda da kullanılmakta ve tavsiye edilmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010; Phoenix ve Engelmeier, 2010).

Lingualize oklüzyonda dizim her bir dişin tek noktası temas edecek şekilde gerçekleştirilir. Alt 1. premoların bukkal tüberkülü üst 1. Premoların mezial fossasına temas eder. Diğer arka grup dişlerin palatinal tüberkülleri ise alt dişlerin santral fossalarına temas eder. Alt çenedeki bukkal tüberküller üst çenede karşıt yüzeylere temas etmez ve dişler kretin hafif palatinalinde konumlanır. Dişler kondil yolu eğimine uygun olarak dizilir. Lateral hareket sırasında dengeleyen ve çalışan tarafta balans üst

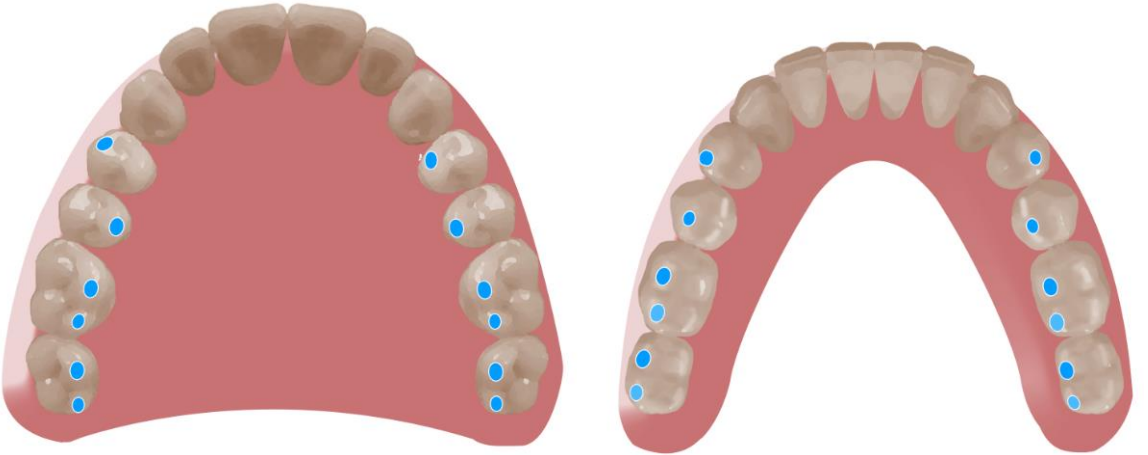
küçük ve büyük azıların palatinal tüberküllerinin alt dişlerin fossaları içinde kayması ile başlar. Protrüziv ve retrüziv hareketlerde üst küçük ve büyük azıların palatinal tüberkülleri alt dişlerin fossaları ile teması korur. Fonksiyon sırasında ön dişlerde temas ve basınç yoktur. Protrüziv oklüzyonda balans temasları sadece üst dişlerin palatinal tüberkülleri ile alt dişler arasında oluşur. Retromolar kabartı bölgesinde protrüziv harekette alt protezin yer değiştirmesini önlemek için diş dizimi yapılmaz. Pek çok vakada duruma göre ikinci küçük azılar veya ikinci büyük azılar koyulmaz (Çalikkocaoğlu, 2010; Phoenix ve Engelmeier, 2010).

Lingualize Oklüzyonda Oklüzal Temaslar

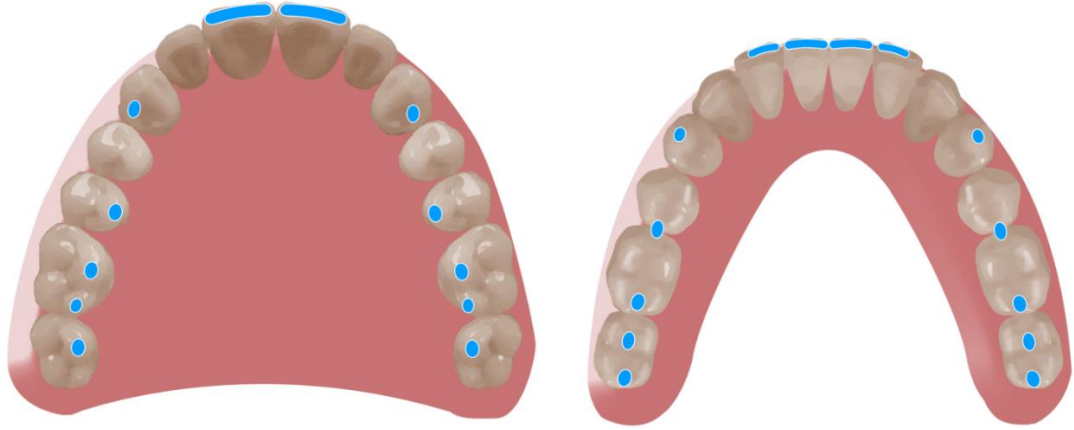
Şekil 2.14 sentrik ilişkide, Şekil 2.15 lateral harekette, Şekil 2.16 protrüziv harekette oluşan oklüzal temasları göstermektedir.



Şekil 2.14. Lingualize oklüzyonda sentrik ilişkide oluşan oklüzal temaslar.



Şekil 2.15. Lingualize oklüzyonda lateral harekette oluşan oklüzal temaslar.



Şekil 2.16. Lingualize oklüzyonda protrüziv harekette oluşan oklüzal temaslar.

Monoplan Oklüzyon

Monoplan oklüzyon dişlerin antero-posterior ve medio-lateral eğimlerinin elimine edildiği, oklüzal kuvvetlerin azı dişlerine yönlendirildiği bir oklüzyon konseptidir. Diş dizimi düz bir oklüzyon düzlemi üzerinde yapılır ve vertikal overlap yapılmaz. Horizontal overlap ise çene ilişkilerine göre düzenlenir. Oklüzal düzlem üst ve alt kretlerin tam ortasında, protez kaidesine paralel olarak retromolar kabartının üçte bir üst kısmı hizasında olmalıdır. Oklüzal düzlemde eğim söz konusu değildir (Çalikkocaoğlu, 2010).

Monoplan oklüzyon fonksiyonel olan fakat estetik olmayan bir oklüzyon tipidir. Sıfır dereceli dişler kullanılır ve sadece açma kapama hareketlerinde aktiftir. Bu yüzden artikülâtörün elemanları sadece açma kapama hareketleri yapacak şekilde ayarlanır. Üst ve alt ön dişler, dikey olarak üst üste binmeden en iyi şekilde düzenlenir. Posterior dişlerin tasarımı veya üreticisi tüberkül eğimleri sıfır derece olduğu sürece önemli değildir.

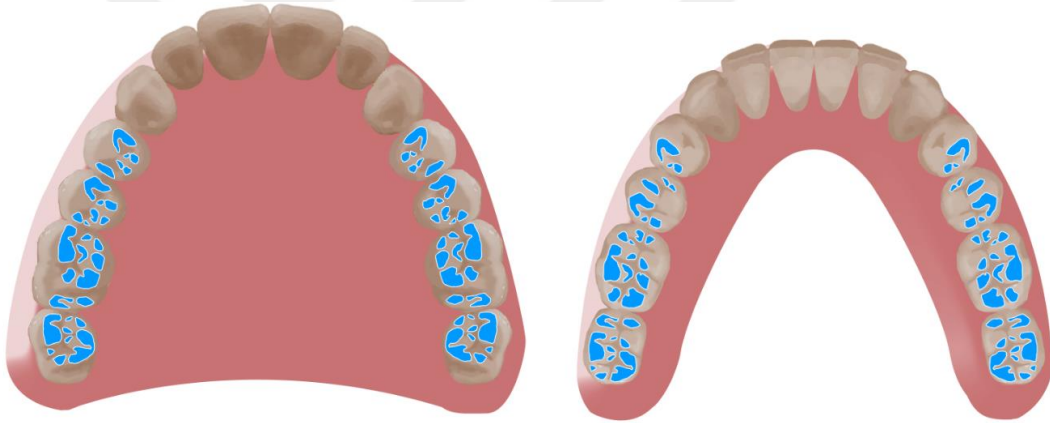
Monoplane oklüzyonun tanımı ayrıntılı olarak ilk kez Jones (Jones, 1972) tarafından gerçekleştirilmiştir. Monoplan oklüzyonda diş diziminde öncelikle ön dişler dizilir. Normalde overbite oluşturulmaz fakat overbite oluşturulmak istendiğinde bunun değeri maksimum 1 mm olmalıdır ve alt ikinci büyük azıların distalinde balans rampası hazırlanmalıdır. Overjet ise 1,5-2 mm olarak ayarlanır ve sentrik oklüzyonda ön dişler temasta değildir. Ön dişlerin diziminden sonra kanin tepesi ile retromolar kabartının buko-lingual yönde orta kısmı arasında bir çizgi çizilir. Arka grup dişlerin santral olukları bu doğru üzerinde olacak şekilde dizim gerçekleştirilir. Böylelikle tamamen merkezi bir oklüzyon oluşturulmuş olur. Yanak ısırma ihtimali göz önünde

bulundurularak arka bölgede üst dişler yanağa doğru taşınır. Alt dişler her zaman kret sırtının üzerinde olup üst dişler ise sırtın bukkalinde yer alır. Aşırı durumlarda çapraz dizim yapılabilir. İkinci büyük azı dişlerinin bukkal yüzeyleri birbirine paralel fakat aralarında 2 mm aralık olacak şekilde yerleştirilir (Jones, 1972).

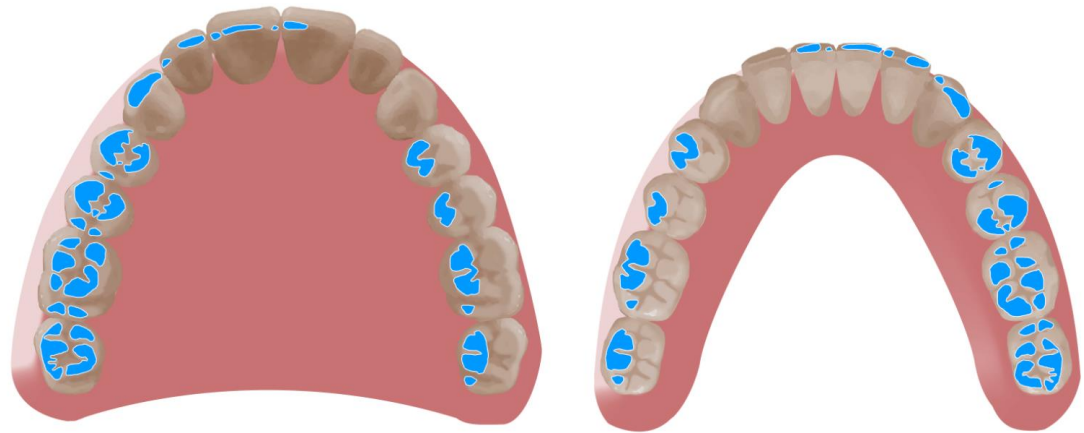
Monoplan oklüzyonda oklüzal kuvvetler büyük oranda merkezileşmiştir. Ön dişlerin diziminde birincil amaç estetik açıdan uygun bir görünümün elde edilmesidir. Birinci ve ikinci küçük azı dişleri ile birlikte birinci molarlar yemekleri öğütürken ikinci molar dişler boşluk doldurucu vazife alırlar. Alan problemi varlığında ikinci molarlar dizimden çıkarılabilir (Jones, 1972; Çalikkocaoğlu, 2010).

Monoplan Oklüzyonda Oklüzal Temaslar

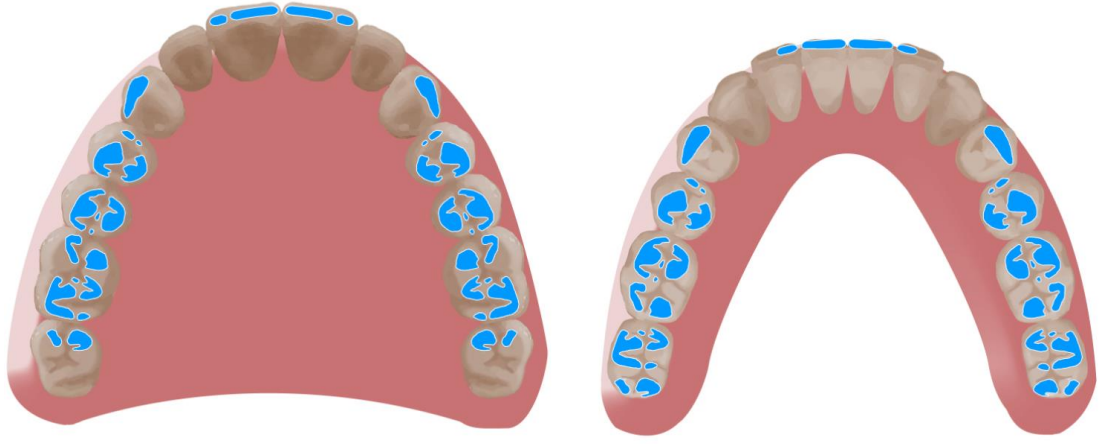
Şekil 2.17 sentrik ilişkide, Şekil 2.18 lateral harekette, Şekil 2.19 protrüziv harekette oluşan oklüzal temasları göstermektedir.



Şekil 2.17. Monoplan oklüzyonda sentrik ilişkide oluşan oklüzal temaslar.



Şekil 2.18. Monoplan oklüzyonda lateral harekette oluşan oklüzal temaslar.



Şekil 2.19. Monoplan oklüzonda protrüviz harekette oluşan oklüzal temaslar.

2.6. Stres Analiz Yöntemleri

Ağız içi biyomekanik sistemleri barındıran karmaşık bir yapıya sahiptir. Bu nedenle protetik uygulamaların mekanik davranışı ile ilgili yapılan araştırmaların çoğu *in vitro* olarak gerçekleştirilmektedir (Assunção ve ark., 2009). Mühendislik alanındaki çeşitli testlerin diş hekimliğinde kullanılması, protetik tedavilerle ilgili biyomekanik özelliklerin anlaşılmasına yardımcı olmaktadır. Materyallerin stres altındaki davranışları ve strese verdikleri cevap çeşitli analiz yöntemleri ile incelenmektedir.

2.6.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntem materyal içerisindeki stres dağılımının anlaşılmasını sağlayan deneysel bir metottur. Matematiksel formüller yetersiz kaldığında tercih edilen bu yöntem; polarize ışık tutulduğunda ışığı geçiren malzemelerde oluşan renk dağılımlarının incelenmesi temeline dayanır (Frocht, 1962).

Genel prosedür test edilmesi planlanan yapının fotoelastik materyalden aynı boyutlarda birebir kopyasının elde edilmesi ile başlar. Uygulanan kuvvetin büyüklüğü, yönü ve modelin desteklenme şekli gerçek yapının koşullarına uygun olmalıdır (Durelli ve Riley, 1965; Assunção ve ark., 2009). Kuvvet uygulanmış materyali geçerken farklı hızlardaki dikey titreşimlere dönüşen polarize ışık demeti, fotoelastik etkiyi oluşturur ve oluşan titreşimler polariskop olarak adlandırılan cihaz aracılığıyla gözlenerek yorumlanır (Frocht, 1962). Fotoelastik analiz 2 boyutlu, 3 boyutlu ve yarı 3 boyutlu olmak üzere 3 şekilde uygulanabilir (Standlee ve Caputo, 1992).

2.6.2. Radyotelemetri ile Kuvvet Analizi

Özel bir donanım ve yazılım içeren ve elde edilen verilerin radyo frekansları ile bilgisayara aktarıldığı kuvvet analiz yöntemidir. Analiz işlemi örneğe yapııştırılan

gerilimölçerler, yükseltici, alıcı, radyotransmitter, anten, güç kaynağı ve veri kaydediciden oluşan bir düzenele gerçekleştirilir. Oluşan farklı gerilimlerle voltaj düşmeleri meydana gelir ve bu da radyo frekansında değişikliklere sebep olur. Bu şekilde elde edilen veriler yorumlanır (Ulusoy ve Aydın, 2005).

2.6.3. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Yöntemin temelinde Lord Kelvin adlı bir araştırmacı tarafından bulunan bir prensip yer alır. Bu prensip “homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır” hükmünü esas almaktadır. Dental implantların statik yüklenmesi esnasında oluşan frekansların yeterli periyodik frekansa ulaşmaması nedeni ile implant ile ilgili çalışmalarda bu yöntem kullanılmamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005).

2.6.4. Kırılgan Vernik Kaplama Tekniği (Brittle Lacquer) ile Stres Analizi

Bu yöntemde özel bir vernik model üzerine homojen olarak püskürtülerek fırınlanır. Cisme kuvvet uygulanarak vernik kaplamada meydana gelen çatlaklar incelenir. Çatlaklar genellikle kuvvete dik yönde oluşur ve kuvvet noktasından uzaklaşıldıkça çatlak yoğunluğu azalır. Böylelikle çatlakların doğrultusu streslerin yönünü belirler (Chun ve ark., 2005; Ulusoy ve Aydın, 2005).

2.6.5. Stres Analizi için Strain Gauge (Gerinimölçer) Kullanımı

Gerinim ölçer analizi elektrik direnci gerinim ölçerlerinin ve ilgili ekipmanların kullanımına dayalı bir yöntemdir ve statik veya dinamik yükler altında uyarılan gerilmelerin *in vivo* ve *in vitro* ölçümlerini içermektedir. Bu analiz yöntemiyle; yüke maruz kalan cisimlerde oluşan şekil değişiklikleri elektrik, elektronik, akustik, optik, mekanik ve mekanik-optik özelliklere sahip aletlerle saptanır. İncelenecek bölgeye yerleştirilen gerinime duyarlı uçlar cisme gelen yüklerden etkilenir, iletkenin elektrik direnci değişir, dinamik ve statik gerinim yükselticilerle oluşan gerinim dijital olarak kaydedilir (Akça ve ark., 2002).

2.6.6. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi (Lazer Işınları ile Kuvvet Analizi)

Cisimlerin holografik görüntüsü lazer ışınlarının kullanımıyla 3 boyutlu olarak kaydedilebilmektedir. Holografide girişim ve kırınım olmak üzere ışığın iki temel

özelliğinden faydalanılır. Holografik kayıt için gerekli optik elemanlar ışık kaynağı, kayıt malzemeleri, uzaysal filtreler, demet uyarıcılarından oluşmaktadır. Lazer ışını kullanılarak oluşturulan ışın saçakları hologram üzerinde görüntüyü oluşturur. Hologram banyo işleminden geçirilir (Korkmaz, 1998). Holografik görüntüde şekillenen saçaklar değerlendirilir. Yöntem deformasyonların nanometre seviyesinde algılanabildiği hassas bir analiz yöntemidir (Sağesen, 2000).

2.6.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Son yıllarda dental alanda yoğun bir şekilde kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar analizi, klinik olarak tespiti zor durumların kolaylıkla incelenabildiği, implant ve çevresi kemikte meydana gelen streslerin incelenmesinde yararlı bir analiz yöntemidir (Geng ve ark., 2001; Al-Sukhun ve Kelleway, 2007; Ebrahimi, 2012; Trivedi, 2014).

Sonlu elemanlar analizi karmaşık geometrileri içeren ve bu nedenle analitik çözümlere ulaşmanın çok zor olduğu problemlerin çözümünde kullanılan en ideal numerik metottur. Bu yöntemde problem alanı, alan değişkenlerinin şekil fonksiyonları kullanılarak çok daha küçük ve basit alanlara bölünmesiyle (elemanlar) mekanik bir problemin çözümü gerçekleştirilir. Bir diğer ifadeyle sonlu elemanlar analizi, bütün alan için çözüm fonksiyonu aramak yerine, her sonlu eleman için ayrı çözüm fonksiyonunu formüle eder ve tüm yapıya çözüm bulabilmek için bunların tamamını birleştirir. Kemik-implant sistemindeki bileşenler geometrik açıdan son derece karmaşıktır. Bu nedenle sonlu elemanlar analizi bu yapıların analizi için en uygun yöntemdir (Geng ve ark., 2001).

Sonlu elemanlar analizinde iki ya da üç boyutlu analiz yapılabilir. İki boyutlu modellemede sadece iki eksendeki (x, y), stres durumları değerlendirilirken, üç boyutlu modellemede üç eksen (x, y, z) stres durumları değerlendirilebilir (Assunção ve ark., 2009). İki boyutlu modelleme üç boyutlu kadar ideal olmasa da iki durum arasında nitelik yönünden karşılaştırma yapılmak istendiğinde 2 boyutlu analizde 3 boyutlu kadar doğru sonuçlar elde edilebilir. 2 boyutlu modellemenin hazırlanması zamandan kazanım sağlaması yönüyle avantajlı olsa da, 3 boyutlu modellemedeki kadar ayrıntılı veri elde etmek zordur (Holmgren ve ark., 1998). Ayrıca, iki boyutlu analizlerde diş hekimliği çalışmalarında kullanılan malzemelerin kompleksliği tam olarak temsil edilememektedir (Yang ve ark., 2001; Trivedi, 2014).

Sonlu elemanlar stres analiz metodunda streslerin dağılımı; modelin geometrisine, sınır koşullarındaki ve implant-kemik ara yüzündeki ilişki tanımlamalarına ve materyal özelliklerine göre değişir (Geng ve ark., 2001). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi temel olarak 3 aşamada gerçekleştirilebilir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde İşlem Basamakları

İncelenecek Yapının Modelinin Elde Edilmesi

Sonlu elemanlar analizinde ilk adım analizi yapılacak yapının temsili modelinin 3 boyutlu olarak elde edilmesidir. Bu işlem için iki farklı yöntem kullanılır. Bunlardan birincisi manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ile veya bilgisayarlı tomografi (BT) ile elde edilen görüntülerin bilgisayar ortamına aktarılarak bunlardan katı modelin elde edilmesidir (Geng ve ark., 2001). Bu yöntemde bazı malzeme özellikleri materyal özelliği olarak tanımlanabilir (Cahoon ve Hannam, 1994).

Her ne kadar MRG ve BT ile model oluşturma işlemi daha kolay gibi gözükse de, elde edilen modeller üzerinde hatasız bir analizin gerçekleştirilebilmesi için test öncesi düzenlemeler yapılması gerekebilmektedir. Bazen bu düzenlemeler modelleri sıfırdan tasarlamaktan daha zor olabilir. Ayrıca MRG ve BT ile elde edilen verilerin formatının CAD (computer aided design) programları tarafından kullanıma uygun olmaması gibi problemlerde yaşanabilmektedir (Ramoğlu ve Ozan, 2014). Ancak uygulama; teknolojinin gelişimiyle daha da kolaylaşmakta ve yaygınlaşmaktadır.

Model elde edilmesinde kullanılan ikinci yöntem ise çeşitli modelleme yazılımlarının kullanımınıdır. Bu yöntemde analizi yapılacak yapılar koordinatları belirlenmiş nokta ve yüzey verilerinden üç boyutlu olarak modellenir.

Sonlu elemanlar analizinde problemlerin çözümünde temel birim yapıyı oluşturan elemanlardır. Cismin elemanlara bölünmüş şekline “matematik model” denmektedir. Sonlu eleman analizinde elemanlar “üçgen, paralelkenar ve dörtgen” olarak “geometrilere” göre, “tek, iki ve üç boyutlu” olmak üzere “izoparametrik” olarak sınıflandırılır (Geng ve ark., 2001). Elemanların birbirine temas ettiği kısımlarda düğüm noktaları meydana gelir. Elemanlar ve düğümlerin oluşturulması ile ağ yapısı oluşturulmuş olur. Eleman sayısı ve tipi değiştirilerek ağ yapısı değiştirilebilir.

Herhangi bir elemanda meydana gelen fiziksel bir değişiklik diğer elemanlara bu düğümler aracılığıyla aktarılır. Eleman sayısının artması, kuvvet dağılımının daha iyi

ölçümünü sağlar (Cook ve ark., 1982). Her bir eleman geometrik olarak ana yapı ile özdeşdir ve ana yapı ile benzer mekanik özelliği gösterir. Bir sonlu elemanlar analizinde seçilecek eleman tipi ve sayısı iyi bir mühendislik deneyim ve bilgisini gerektirir. Eleman sayısı ideal sonuçları elde edebilmek için olabildiğince küçük fakat bilgisayar tarafından hesaplamaların kolay yapılabilmesi için de yeterli sayıda olmalıdır. Elemanların küçük ve çok sayıda olması ise model üzerinde birbirine yakın bölgelerde meydana gelecek hızlı sonuç değişimlerini gözlemlemede avantaj sağlar. Artan eleman sayısı çözümün gerçekleştirilmesi için daha yüksek kapasiteli bilgisayarları gerektirmektedir ve dolayısıyla bu analiz yönteminde kullanılan bilgisayarların kapasitesi genellikle yüksektir.

Her bir elemanın mekanik özellikleri bir kısım diferansiyel denklemler ile açıklanmaktadır. Bu diferansiyel denklemler “cebirsal denklemlere”, onlarda “katılık matrisi denklemlerine” dönüştürülür. Yapıyı oluşturan elemanların denklemleri birleştirilerek tüm modelin denklemi oluşturulur (Öztürk, 2015).

Verilerin Analiz Programına Yüklenmesi

Katı modellerin elde edilmesi ve ağ yapısının oluşturulması sonrasında materyal özellikleri tanımlanır ve sınır ve yükleme koşulları belirlenir. Bu aşamada öncelikle farklı elemanların mekanik özellikleri yani “poisson oranı” ve “elastisite modülü” (Young’s Modulus) değerleri bilgisayar yazılımına tanımlanır. Modeller belirli noktalarından sabitlenir, uygulanacak kuvvetlerin konumu, şiddeti, yönü ve açısı belirlenir. Materyal özelliklerinin tanımlanması, sınır ve yükleme koşullarının belirlenmesi ile modeller çözülemeye hazır hale gelir (Logan, 2007; Lin ve ark., 2009).

Analizin Çözülmesi

İncelenecek ana yapı modellenip elemanlar arası ilişki, yükleme ve sınır koşulları, malzeme özellikleri tanımlandıktan sonra, elemanlar arası ilişkiyi tanımlayan denklemler eş zamanlı olarak çözümlenerek yapının analizi gerçekleştirilmiş olur. Böylelikle deformasyon miktarı değerleri, eksensel gerilmeler (axial stresses), asal gerilmeler (principal stresses) ve eşdeğer gerilmeler (equivalent stresses) gibi farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilir (Geng ve ark., 2001; Ebrahimi, 2012). Analiz yöntemi analizi yapılacak materyalin mekanik özelliklerine göre seçilir.

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde Sonuçların Değerlendirilmesi

Sonuçlar değerlendirilirken, asal gerilimler kırılğan materyaller için, Von Misses stres değerleri çekilebilir materyaller (örn: metaller) için kullanılır (Ramoğlu ve Ozan, 2014). Modelde oluşacak gerilme tipi stresleri (çekme) en yüksek asal gerilim değerleri (maximum principal stress), sıkışma tipi stresleri ise en düşük asal gerilimi (minimum principal stress) ifade eder. Tüm yapıda oluşan stres değerleri Von Misses değerleridir (Tabata ve ark., 2010; Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Sıkıştırma gerilimleri negatif değer alırken çekme gerilimleri pozitif değer alır. Sıkıştırma gerilim değerinin çekme gerilimi değerinden yüksek olması incelenen bölgede bir sıkışmanın varlığını, eşit olması ise bükülme (torsiyon) varlığını ifade eder (Van Oosterwyck ve ark., 1998).

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları

-Tüm yapı yerine yapının küçük bir parçasında problemler çözülerek sorunların anlaşılması ve çözümlerin gerçekleştirilmesi sağlanır.

-Klinik ortamda gerçekleştirilemeyecek, standardizasyonu çok zor olan deneysel çalışmalar rahatlıkla gerçekleştirilebilir.

-Karmaşık geometriye sahip modeller ideal şartlarda analiz edilebilir.

-Materyallerin sınır şartları kolayca tanımlanabilir.

-Deneysel ve analitik metotlardan daha hassas sonuçlar elde edilir.

-Maliyet ve zaman açısından büyük bir kazanım sağlar (Chun ve ark., 2002; Menicucci ve ark., 2002; Ebrahimi, 2012; Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları

-Modelleme ve analizlerin yapımında kullanılan yazılımlar ve bu yöntemin gerçekleştirilmesi için kullanılacak bilgisayarların maliyeti yüksektir.

-Malzeme özelliklerinin tanımlanması yöntemin temel unsurlarındandır. Bu konuda materyal özelliklerinin doğruluğu kilit noktadır.

-Hiçbir materyal tam olarak homojen ve izotropik olmamasına rağmen dış hekimliğinde yapılan çalışmalarda materyaller homojen ve tam izotropik kabul edilir.

-Bazı varsayımlar ile problem çözümü gerçekleştirilmektedir. Örneğin osseoentegrasyonda farklı dereceler mevcut olduğu halde, sonlu elemanlar analizinde implant kemik teması %100 olarak kabul edilir.

-Canlı ve cansız yapılar yüke maruz kaldığında önce belli sınıra kadar elastik, sonrasında ise plastik özellik gösterirken, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi lineer elastik bir yöntemdir, uygulanan kuvvet miktarı ancak elastik deformasyon oluşturur (Holmgren ve ark., 1998; Geng ve ark., 2001; Van Staden ve ark., 2006; Lin ve ark., 2009; Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Sonlu elemanlar analizinde deneysel işlemin doğasına göre lineer ya da non lineer analiz olmak üzere iki farklı yöntem mevcuttur. Yüksek defarmasyona yatkın elastik materyallerin analizinde veya zamana bağlı değişimleri gözlemlemenin amaçlandığı analizlerde genel olarak non lineer yöntem tercih edilirken, zamana bağlı analizleri içermeyen ve statik yüklerin uygulandığı analizlerde lineer analiz yöntemi kullanılır (Hughes, 2012; Murakami ve Wakabayashi, 2014).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; All-on-Four tekniğine uygun olarak; kanin koruyuculu okluzyon, grup fonksiyonlu okluzyon, bilateral balanslı okluzyon, lingualize okluzyon ve monoplan okluzyon şemalarına sahip alt ve üst protezlerde çiğneme sırasında sentrik ilişki, lateral ve protrüziv harekette oluşacak oklüzal yüklerin implantlar, kortikal kemik ve trabeküler kemik üzerinde oluşturduğu stres dağılımlarının incelenmesi amaçlandı. Bu amaçla implantlarda oluşan Von Mises değerleri ve stres dağılımları ile kortikal ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma değerleri ile stres dağılımları değerlendirildi.

Üç boyutlu modelleme işlemi için Medical Identica Blue (IDS Medical Equipment Co. Ltd. HCM City, Vietnam) tarama cihazı ile dişli modellerin nokta bulutu görüntüsü alınarak bu nokta bulutu modelleri Geomagic (Geomagic, Durham, NC, USA) ve Mimics (Materialise, Leuven, Belgium) yazılımları aracılığıyla sonlu elemanlar programlarına aktarılabilecek üç boyutlu CAD modeli haline getirildi. CAD modelleri sonlu elemanlar yazılımının (Ansys Software, Version 18.2, ANSYS Inc, Canonsburg, Pa, USA) okuyabileceği “step” ve “iges” formatlarında kaydedildi. 3 boyutlu tasarımlar ve geometri ile ilgili tüm diğer işlemler Ansys yazılımında geometri modülü olarak kullanılan Ansys Design Modeler modülü, modelde yer alan parçalara malzeme tanımlaması işlemi Ansys Engineering Data modülü, yüklerin ve analiz ile ilgili verilerin tanımlanması ve analizlerin yapılması işlemleri Ansys Mechanical arayüzü ile gerçekleştirildi. Modelleme ve analiz çalışmaları Simutek Mühendislik San. Tic. Ltd. Şti. desteğiyle gerçekleştirilmiştir.

3.1.Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

Bu çalışmada farklı oklüzyon türlerinin implant yapıları ve kemik dokusu üzerindeki stres dağılımına etkilerinin incelenmesi amaçlandı. Bu nedenle alt yapı All-on-Four konseptine uygun olarak gerçekleştirilen implant tedavisini içerecek şekilde planlandı. Kanin koruyuculu okluzyon, grup fonksiyonlu okluzyon, bilateral balanslı okluzyon, lingualize okluzyon ve monoplan oklüzyona uygun şekilde düzenlenmiş oklüzal düzene sahip 5 ayrı modeli içerecek 5 ayrı grup planlandı:

Model 1: Oklüzal şemanın kanin koruyuculu oklüzyona uygun şekilde hazırlandığı model.

Model 2: Oklüzal şemanın grup fonksiyonlu oklüzyona uygun şekilde hazırlandığı model.

Model 3: Oklüzal şemanın bilateral balanslı oklüzyona uygun şekilde hazırlandığı model.

Model 4: Oklüzal şemanın lingualize oklüzyona uygun şekilde hazırlandığı model.

Model 5: Oklüzal şemanın monoplan oklüzyona uygun şekilde hazırlandığı model.

Her grup alt ve üst çene olmak üzere oklüzal şema açısından birbirini tamamlayan iki ayrı modeli içermekteydi. Sonlu elemanlar analizinde kullanılacak kemik yapısı, implant yapıları ve protetik yapı modelleri bu plan doğrultusunda hazırlandı.

3.2. Modellerin Oluşturulması

3.2.1. Farklı Oklüzal Yüzeyle Sahip Protezlerin Hazırlanması

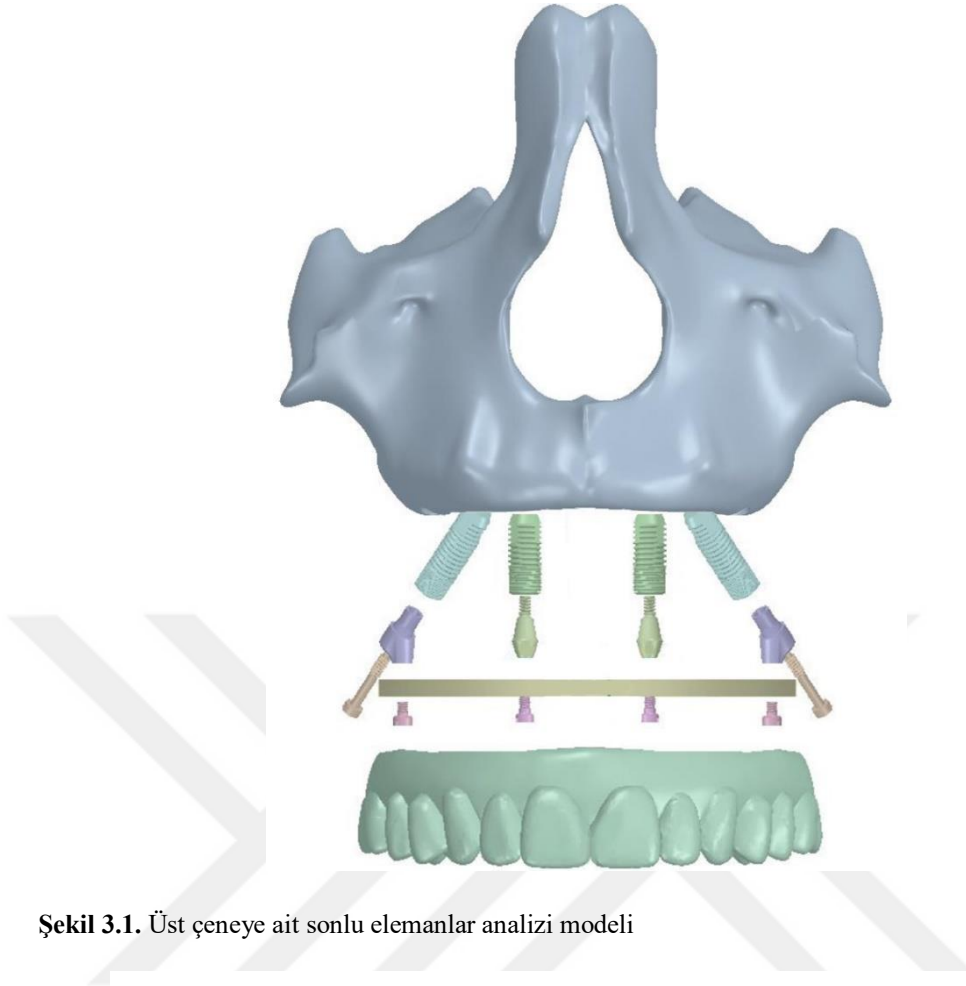
Çalışmada analizi yapılacak 5 ayrı oklüzyon tipinin 3 boyutlu modellerinin oluşturulması amacıyla bu oklüzyon türlerinin karakteristik özelliklerini tam olarak taşıyacak şekilde diş dizimleri gerçekleştirildi. Bu işlemde tüm oklüzal konseptlerde kuron boyu ve kuron genişliği aynı olan dişler (Ivostar, Ivoclar Vivadent; Liechtenstein) tercih edildi. Kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon ve bilateral balanslı oklüzyonda 33 derece açığa sahip anatomik tüberküllü dişler kullanılırken, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyonda bu oklüzal konseptlerin karakteristik özelliklerini taşıyan dişler kullanıldı. Lingualize oklüzyonda karşılıklı temasta “havan - havan eli” ilişkisi oluşacak şekilde üst dişler anatomik tüberküllere sahipken, alt dişler ise tüberkül yüksekliği daha az olan basit oklüzal yüzeye sahipti. Monoplan oklüzyonda ise alt ve üst çene için tüberkül eğimi sıfır derece olan dişler kullanıldı. Diş dizimleri her konseptin kendi kurallarına uygun bir şekilde tam ayarlanabilir bir artikülatör (Stratos 300, Ivoclar, Liechtenstein) kullanılarak gerçekleştirildi. All-on-Four konseptinde yaygın olarak ikinci büyük azı dişleri diş arkında yer almamaktadır. Bu nedenle diş dizimlerinde 2. molar dişler yer almadı. Her oklüzal konsept için tüm oklüzal durumlar ve tüberkül ilişkileri literatürde ifade edilen standartlara göre sağlandı. Diş eti modelajı gerçekleştirildikten sonra tüm modeller 3 boyutlu tarama işlemine hazır hale getirildi.

Alt ve üst çene modellerinin 3 boyutlu nokta bulutu görüntüsü Medical Identica Blue tarama cihazı (IDS Medical Equipment Co., Ltd. HCM City, Vietnam) kullanılarak elde edildi. Daha sonra bu nokta bulutu modelleri Geomagic (Geomagic, Durham, NC, USA) ve Mimics (Materialise, Leuven, Belgium) yazılımları kullanılarak sonlu elemanlar programlarına aktarılabilir üç boyutlu CAD modeli haline getirildi. Bu aşamada modellerin nokta bulutu mid sagittal bölgeden ikiye ayrılarak sağ tarafa ait verilerin simetriği alındı. Birbiri ile simetrik iki taraf birleştirilerek tam bir model haline getirildi. Modeller arası standardizasyonu sağlamak ve protez kaidesi ve diş konumlarından kaynaklanan farklılığı gidermek amacıyla tüm oklüzyon tiplerinde kanin koruyuculu oklüzyona sahip modeldeki kaide ve dişler kullanıldı, diğer oklüzal konseptlere ait 3 boyutlu modellerden sadece oklüzal yüzler kesilerek bilgisayar yazılımı aracılığıyla modele adapte edildi. Diş dizimleri ve karşılıklı ilişkiler 3 boyutlu ortamda ideal hale getirildi. Son durumda elde edilen protez modellerinde oklüzal yüzler farklı iken dişlerin konumları ve kaide şekilleri tamamen aynıydı. Protezlerde akrilik kaide ve dişler tek set olarak tanımlandı.

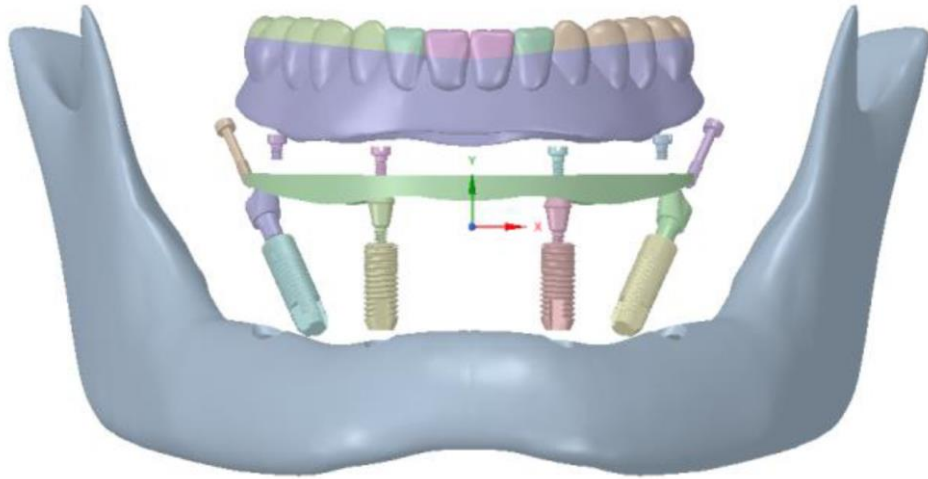
CAD modelleri Ansys yazılımının okuyabileceği formatlar olan “step” ve “iges” formatlarında kaydedildi ve Ansys yazılımının geometri modülü olan “Design Modeler” içerisine bu formatlarda alındı.

3.2.2. İmplant ve İmplant Parçalarının Modellenmesi

Çalışmada kullanılacak implant ve abutmentler arka bölge için 4x13 mm ön bölge için 4x10 mm boyutlarındaki kök şekilli implantlar (OsseoSpeed tx 4.0 S, Astra Tech) ve ön bölge için düz abutment (20° UniAbutment 3.5/4.0, Astra Tech) arka bölge için açılı abutment (Angled Abutment 3.5/4.0, Astra Tech) referans alınarak tasarlandı. Tasarımlar herhangi bir üç boyutlu tarama işlemi gerçekleştirilmeden, implant ve implant üstü parçalara ait boyutsal verileri ve 3 katı büyüklüğündeki demo modeller referans alınarak gerçekleştirildi. All-on-Four konsepti için karakteristik olan arka bölgedeki implantların distale eğimlendirilmesi işlemi üst ve alt çenede 40’ar derece olacak şekilde ayarlandı. Buna uygun olarak abutment paralellliğini sağlamak üzere arka bölgedeki implantlara bağlanacak abutmentler daha önce tasarlanan 20 derece eğimli abutment açılarının üç boyutlu ortamda artırılmasıyla 40 derece açılı olarak düzenlendi. (Şekil 3.1 ve Şekil 3.2).



Şekil 3.1. Üst çeneye ait sonlu elemanlar analizi modeli



Şekil 3.2. Alt çeneye ait sonlu elemanlar analizi modeli

3.2.3. Bar Yapısının Modellenmesi

İmplant üstü barların tasarımı Ansys geometri modülü olan Design Modeler modülü ile gerçekleştirildi. Alt ve üst çene modeli için ayrı ayrı tasarlanan barlar protez içerisinde gömülü olarak kalabilecek şekilde kret şekli, kurvatürü ve protezlerin yapısı dikkate alınarak şekillendirildi. Bar yapısının protez ve implant üstü parçalar

arasındaki ilişkileri parçaların birbiri ile kesiştiği bölgelerde “subtract” işlemi ile sağlandı. Tasarımının gerçekleştirilmesi sonrasında barlar daha önce tasarlanan protetik yapılar ile birleştirildi. (Şekil 3.1 ve Şekil 3.2)

3.2.4. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Diş Eti Dokusunun Modellenmesi

Alt ve üst çene için kortikal ve trabeküler kemik tabakalarının modellenmesi işlemi bir baş-boyun anatomisi kitabı referans alınarak gerçekleştirildi (Baker ve ark., 2010). Kortikal kemik tabakası trabeküler kemik üzerinde 2 mm kalınlıkta olacak şekilde hazırlandı (Şekil 3.3 ve Şekil 3.4).

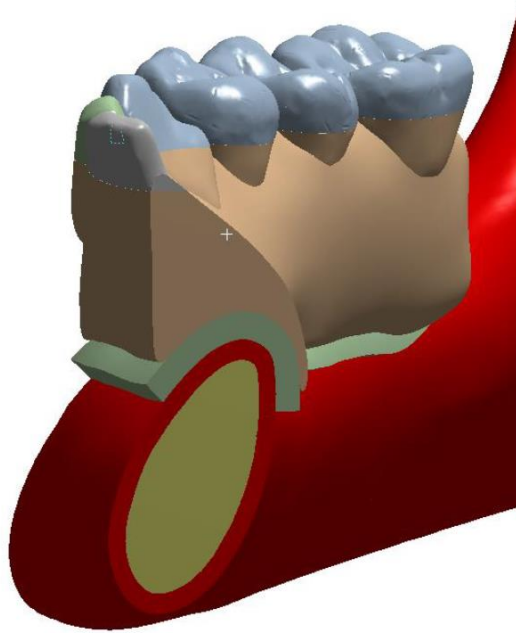
Protezlerin alt yüzeyi ile benzer genişliğe sahip olacak şekilde diş etleri ilgili bölgenin kortikal kemik yüzeyinin kesilerek Design Modeler modülünde yer alan “extrude” komutu ile 2 mm kalınlık oluşturularak modellendi. Diş eti yapısının stres aktarımında bir etkisi olmamakla birlikte, kemik ve protez arasındaki mesafenin oluşturulması ve böylelikle gerçeğe yakın modellerin elde edilmesi amacıyla tasarlanmıştır. İmplantların kemik yapısı üzerinde konumlanacağı bölgeler belirlenip implant ve kemik modelleri iç içe geçirilerek “subtract” işlemi aracılığıyla kemik üzerinde implantlar için boşluk oluşturuldu.

3.2.5. Montaj Modelinin Elde Edilmesi

Sonlu elemanlar analiz modellerinde yer alacak parçaların her biri ayrı ayrı tasarlandıktan sonra bu parçaların birleştirilmesi işlemi gerçekleştirildi. Tüm bu işlemler için Ansys yazılımı içerisindeki çeşitli modüller kullanıldı. İşlem sonunda modellerin materyal özellikleri, mesh yapısı, temas ilişkileri ve destek bölgeleri tanımlanmamış durumdaydı. Alt ve üst çeneye ait montaj modelleri ve kesit görüntüleri Şekil 3.1, Şekil 3.2, Şekil 3.3 ve Şekil 3.4’te gösterilmiştir.



Şekil 3.3. Üst çeneye ait sonlu elemanlar analizi modeli kesit görünümü



Şekil 3.4. Alt çeneye ait sonlu elemanlar analizi modeli kesit görünümü

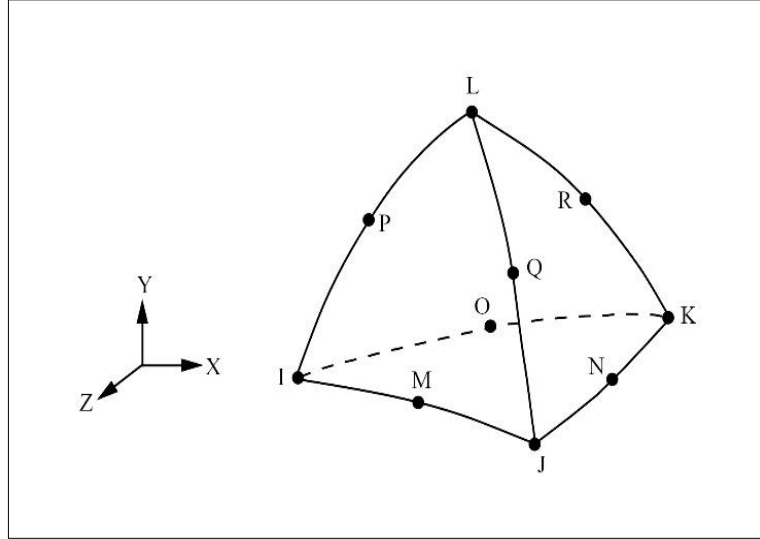
3.3. Modellerin Katı Cisme Dönüştürülmesi ve Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Katı cisme dönüştürme işlemi için modeller kapalı bir hacime sahip olmalıdır. Çalışmamızda protetik modeller, implant ve implant üstü yapıları doğrudan kapalı bir hacim olarak modellendi; kortikal kemik, trabeküler kemik ve mukoza ise implant birleşim bölgelerini de içerecek şekilde kapalı hacim oluşturulacak şekilde düzenlendi.

Matematiksel modellerin oluşturulmasına geometrik küçük parçalara ayrılmayı sağlayan “ağ yapısı oluşturma” yani “mesh” işlemi gerçekleştirilerek başlandı. İlk mesh oluşturma işleminden sonra modeller incelenerek sorunlu bölgeler tespit edildi. Bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırma işlemi ile yeniden düzenlendi. Mesh oluşturma işlemleri Ansys yazılımı içerisindeki “Mechanical” modülü aracılığıyla gerçekleştirildi.

Meshi oluşturacak eleman yapısı için SOLID187 tetrahedral elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3.5). SOLID187; 10 düğümlü bir 3 boyutlu elemandır. Kuadratik bir yer değiştirme davranışına sahiptir ve düzensiz ağ yapılarının modellenmesi için uygundur. Eleman her düğümde üç serbestlik derecesine sahip 10 düğümlle tanımlanır. Düğümler x, y ve z yönlerinde hareket edebilirler. Bu eleman plastisite, hiperelastisite, sürtünme, gerilme sertliği, geniş sapma ve şekil değiştirme kabiliyetlerine sahiptir. Aynı zamanda, neredeyse sıkıştırılamaz elastoplastik malzemelerin deformasyonlarını simüle etmek için karışık formülasyon kabiliyetine ve tamamen sıkıştırılamaz hiperelastik materyallere sahiptir (https://www.sharcnet.ca/Software/Ansys/17.0/en-us/help/ans_elem/Hlp_E_SOLID187.html 14 Aralık 2017). Çalışmamızda toplam eleman sayısı üst çene için 1050334 alt çene için 4321784 idi. Üç boyutlu montaj modelini oluşturan parçaların eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.1’de görülmektedir.

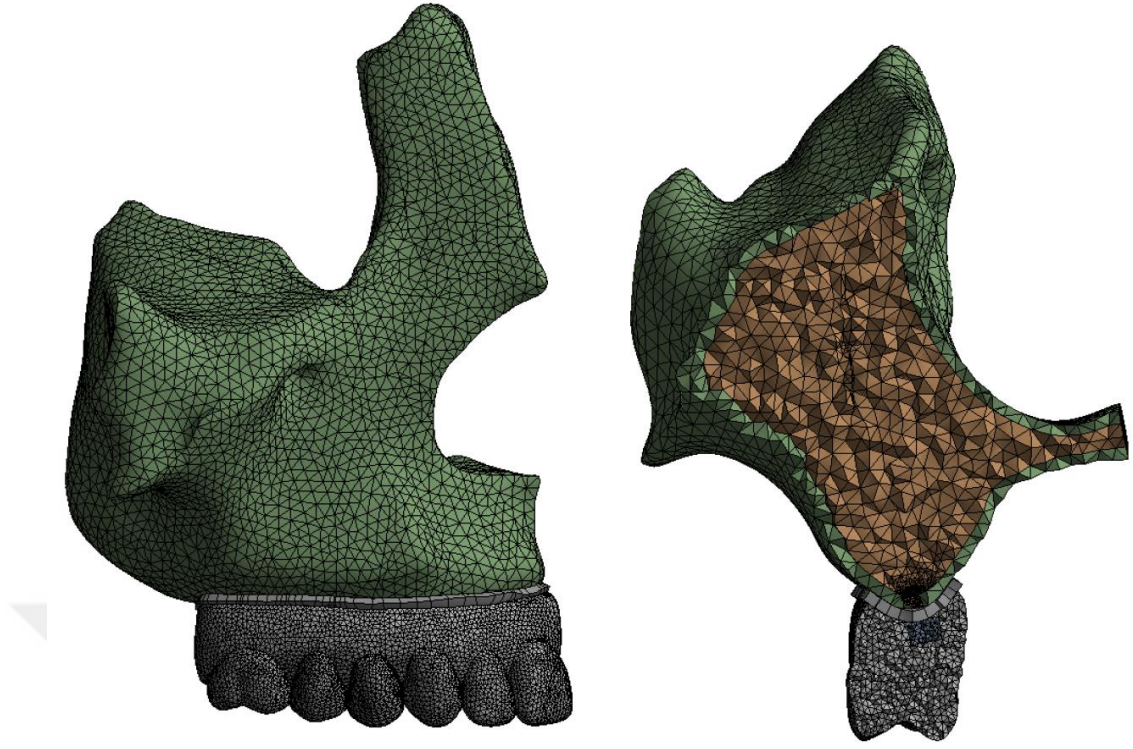
Gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesi amacıyla eleman sayıları mümkün olduğunca yüksek tutulmaya çalışıldı. Sonlu elemanlar modeli ağ yapısı Şekil 3.6 ve Şekil 3.7’de gösterilmiştir.



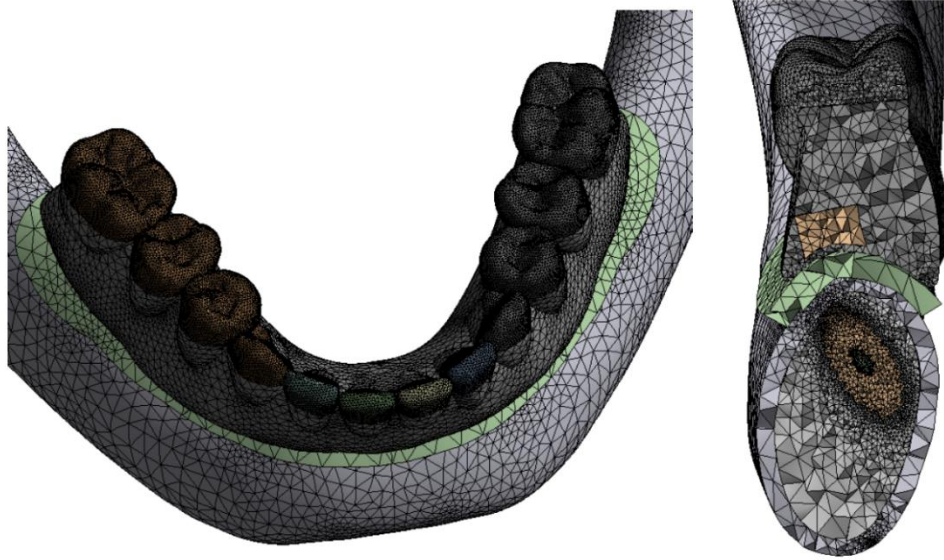
Şekil 3.5. SOLID 187 elemanın geometrik yapısı

Tablo 3.1. Alt ve üst çene modeli parçalarına ait eleman ve düğüm sayıları.

	Parça Adı	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Üst Çene	Kortikal Kemik	68103	129173
	Trabeküler Kemik	251475	405492
	Kaide ve Dişler	290765	421395
	Bar	38641	60800
	İmplant ve Parçaları	399880	616926
Alt Çene	Kortikal Kemik	1895196	2752313
	Trabeküler Kemik	1138808	1682866
	Kaide ve Dişler	628563	128484
	Bar	36077	8027
	İmplant ve Parçaları	597491	917480



Şekil 3.6. Üst çeneye ait ağ yapısı modeli



Şekil 3.7. Alt çeneye ait ağ yapısı modeli

3.4. Modellerdeki Yapıların Materyal Özelliklerinin Tanımlanması

Ayrı ayrı kortikal kemik, trabeküler kemik, titanyum bar, titanyum implant ve implant üstü parçaları, kaide ve dişlerden oluşan modeldeki parçalar homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilerek materyal özellikleri bu varsayıma göre tanımlandı. Materyallerin elastik modül ve poisson oranı değerleri önceki çalışmalardan elde edilen Tablo 3.2'deki değerler referans alınarak sonlu elemanlar analizi yazılımına aktarıldı (Archangelo ve ark., 2012; Mehdi ve ark., 2015; Ozan ve Ramoglu, 2015).

Trabeküler kemik için tip III kemiğin fiziksel özellikleri tercih edildi (Huang ve ark., 2008; Almeida ve ark., 2015). Materyal özelliklerinin tanımlamasında Ansys Engineering Data modülü kullanıldı.

Tablo 3.2. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan materyal özellikleri.

Bileşenler	Malzeme	Elastik Modül (GPa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	-	13,70	0,30
Spongiyöz Kemik	-	1,37	0,30
Kaide ve Dişler	Akrilik	8,30	0,28
Bar	Titanyum	115,00	0,35
İmplant ve Üst Parçalar	Titanyum	115,00	0,35

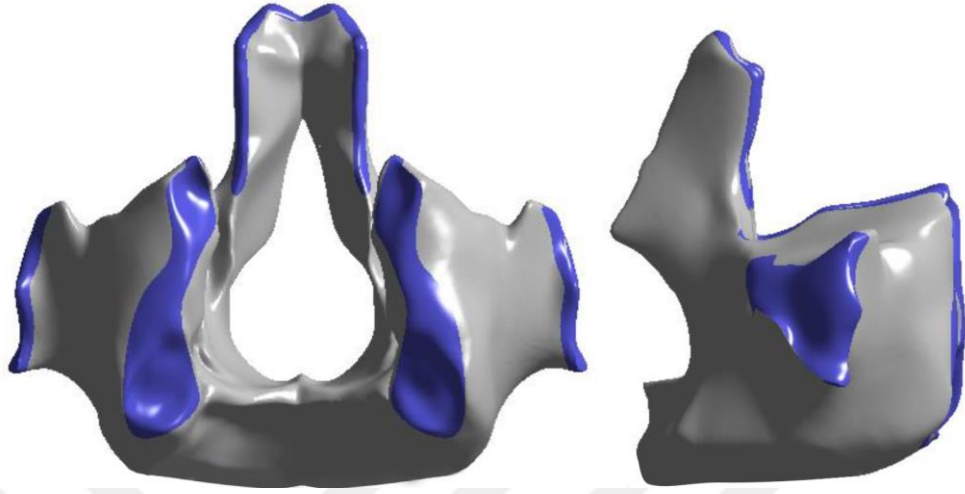
3.5. Modellerde Temas Yüzeylerin Belirlenmesi

Analiz modelinde yer alacak tüm parçaların tasarımı ve birleştirilmesi işlemi gerçekleştirildikten sonra bu parçalar arası temas ilişkileri tanımlanmalıdır. Elde edilen matematiksel modellerde analizlerin doğru verileri yansıtacak şekilde gerçekleştirilmesi için parça yüzeylerinin birbirleriyle olan temas ilişkisi önemlidir. Bu çalışmada implant-abutment arası %100 osseointegrasyon varlığı kabul edildi ve temas ilişkileri buna uygun şekilde tanımlandı (bonded kontakt). Benzer şekilde implantlar, abutmentler, implant vidaları ve protetik yapı arası bağlantı, yük aktarımının kesintisiz gerçekleştirilebileceği şekilde tanımlandı. Yazılımda kortikal ve trabeküler kemik için bağlantı ilişkisi tanımlanırken bu yapıların kendi iç özelliklerine uygun şekilde yük aktarımını gerçekleştirdiği varsayılarak analiz yazılımında “embedded” özelliği tercih edildi. Tüm modeller linear elastik, %100 homojen, izotropik ve tam olarak bağlı kabul edilmiştir (Özdemir Doğan ve ark., 2014; Almeida ve ark., 2015).

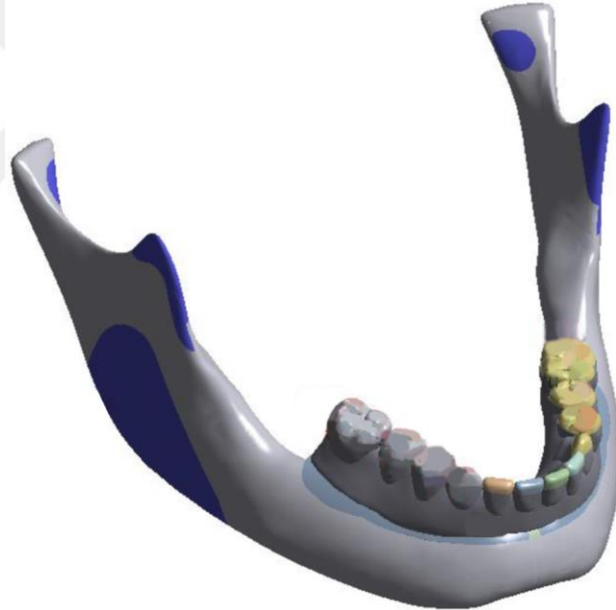
3.6. Sınır Koşullarının Oluşturulması

Üç boyutlu modellerde analizlerin gerçekleştirilmesi için sınırların tanımlanarak modellerin bazı noktalardan sabitlenmesi gerekmektedir. Analizlerin hatasız gerçekleştirilmesi için modeller analiz yapılacak bölgelerden uzakta yer alacak şekilde 1 den fazla düzlemde sabitlenmelidir. Bu amaçla alt çenede bazı kas bağlantı noktaları,

üst çenede ise kemik birleşim noktaları dikkate alınarak modeller uzayda sabitlendi. Şekil 3.8 ve Şekil 3.9; alt ve üst çenede sabitleme bölgelerini göstermektedir.



Şekil 3.8. Üst çenede sabitleme bölgeleri (mavi renge boyalı bölgeler).



Şekil 3.9. Alt çenede sabitleme bölgeleri (mavi renge boyalı bölgeler).

3.7. Yükleme Koşullarının Oluşturulması

Çalışmamızda 5 ayrı oklüzyon türünde sentrik ve eksentrik hareketlerde implantlarda ve çene kemiğinde oluşan streslerin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla kuvvetler kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon, bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplane oklüzyonda sentrik, lateral ve protrüziv harekette oluşan temas noktalarına etki edecek şekilde tanımlandı (Şekil 1-19). Literatürde implant üstü protezlerde çiğneme sırasında oluşan maksimum oklüzal yüke dair çelişkili veriler mevcuttur (Mericske-Stern ve ark., 1993; Fontijn-Tekamp ve ark.,

2000; Kaul ve Goyal, 2011; Şener ve ark., 2015). Çalışmamızda bu verilere dair ortalama değerler tercih edildi.

Çalışmamızda oklüzal yükler tüm oklüzyon türlerinde eşit olmak üzere sentrik ilişkide toplam 450 N, eksentrik ilişkilerde ise toplam 400 N olarak kabul edildi. Kanin koruyuculu oklüzyonda lateral harekette 93 N, grup fonksiyonlu oklüzyonda lateral harekette 200 N, kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda protrüziv harekette 94 N yük uygulandı. Lateral hareketlerde çalışan ve dengeleyen taraf arasında oluşan yükler eşit olarak kabul edildi. Ağız içi kuvvetlerin dişlere orantısal dağılımında literatürde yer alan verilerden yararlandı (Hidaka ve ark., 1999; Fontijn-Tekamp ve ark., 2000; Silva ve ark., 2010; Qadeer ve ark., 2012; Khuder ve ark., 2017; Roque ve ark., 2017). Tablo 3.3 ve Tablo 3.4 bu çalışmada farklı oklüzal ilişkiler için ayrı ayrı olmak üzere her bir oklüzyon türünde dişlere gelen kuvvet değerlerini göstermektedir.

Kuvvetler yüzey normallerine dik olacak şekilde uygulandı. Yüklerin model üzerinde anlık etkileri değerlendirilmek istendiğinden kuvvet teması “lineer kontakt” olarak tanımlandı.

Tablo 3.3. Üst çenede farklı oklüzal pozisyonlarda dişlere uygulanan yükler. (Değerler Newton cinsinden olup lateral hareketlerde sağ taraf –hastaya göre- çalışan taraftır.)

	Pozisyon	Sağ Taraf						Sol Taraf					
		1. Molar	2. Prem.	1. Prem.	Kanin	Lat.	Sant.	Sant.	Lat.	Kanin	1. Prem.	2. Prem.	1. Molar
Kanin Koruyuculu Oklüzyon	Senrik İ.	108	89	28	0	0	0	0	0	0	28	89	108
	Lateral H.	0	0	0	93	0	0	0	0	0	0	0	0
	Protrüziv H.	0	0	0	0	0	47	47	0	0	0	0	0
Grup Fonksiyonlu Oklüzyon	Senrik İ.	108	89	28	0	0	0	0	0	0	28	89	108
	Lateral H.	93	76	23	8	0	0	0	0	0	0	0	0
	Protrüziv H.	0	0	0	0	0	47	47	0	0	0	0	0
Bilateral Balanslı Oklüzyon	Senrik İ.	108	89	28	0	0	0	0	0	0	28	89	108
	Lateral H.	93	76	23	8	0	0	0	0	0	24	79	97
	Protrüziv H.	89	73	22	9	0	7	7	0	9	22	73	89
Lingualize Oklüzyon	Senrik İ.	108	89	28	0	0	0	0	0	0	28	89	108
	Lateral H.	97	79	24	0	0	0	0	0	0	24	79	97
	Protrüziv H.	101	83	0	9	0	7	7	0	9	0	83	101
Monoplan Oklüzyon	Senrik İ.	108	89	28	0	0	0	0	0	0	28	89	108
	Lateral H.	89	73	22	8	5	6	7	0	0	23	77	93
	Protrüziv H.	89	73	22	9	0	7	7	0	9	22	73	89

Tablo 3.4. Alt çenede farklı oklüzal pozisyonlarda dişlere uygulanan yükler. (Değerler Newton cinsinden olup lateral hareketlerde sağ taraf –hastaya göre- çalışan taraftır.)

	Pozisyon	Sağ Taraf						Sol Taraf					
		1. Molar	2. Prem.	1. Prem.	Kanin	Lat.	Sant.	Sant.	Lat.	Kanin	1. Prem.	2. Prem.	1. Molar
Kanin Koruyuculu Oklüzyon	Senrik İ.	108	89	28	0	0	0	0	0	0	28	89	108
	Lateral H.	0	0	0	93	0	0	0	0	0	0	0	0
	Protrüziv H.	0	0	0	0	17	30	30	17	0	0	0	0
Grup Fonksiyonlu Oklüzyon	Senrik İ.	108	89	28	0	0	0	0	0	0	28	89	108
	Lateral H.	93	76	23	8	0	0	0	0	0	0	0	0
	Protrüziv H.	0	0	0	0	17	30	30	17	0	0	0	0
Bilateral Balanslı Oklüzyon	Senrik İ.	108	89	28	0	0	0	0	0	0	28	89	108
	Lateral H.	93	76	23	8	0	0	0	0	0	24	79	97
	Protrüziv H.	89	73	27	0	5	6	6	5	0	27	73	89
Lingualize Oklüzyon	Senrik İ.	108	89	28	0	0	0	0	0	0	28	89	108
	Lateral H.	97	79	24	0	0	0	0	0	0	24	79	97
	Protrüziv H.	89	73	27	0	5	6	6	5	0	27	73	89
Monoplan Oklüzyon	Senrik İ.	108	89	28	0	0	0	0	0	0	28	89	108
	Lateral H.	88	72	21	8	5	6	8	0	0	28	74	90
	Protrüziv H.	92	76	23	0	2	7	7	2	0	23	76	92

3.8. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi

Oluşturulan model üzerinde yüklerin tanımlanmasından sonra analiz programında çıktı olarak sıkışma, çekme ve Von Misses değerlerini verecek şekilde problem çözümleri gerçekleştirilmiştir. En yüksek stres değerleri, makaslama streslerinden oluşan bileşenlerin birbirini etkisizleştirerek sıfırladığı durumda oluşur. Bu durumda var olan çekme ve sıkışma gerilimlerine “principle stress” yani “asal gerilme” adı verilir. En yüksek pozitif değer aynı zamanda çekme gerilimine ait en büyük stres değeridir ve “ σ_1 ” ile ifade edilir, ara değer “ σ_2 ” ile ifade edilirken, sıkışma gerilimine ait en küçük stres değeri olan negatif değer “ σ_3 ” ile ifade edilir.

Çekilebilir malzemeler strese maruz kaldığında meydana gelen şekil değiştirmenin başlangıcı σ_1 , σ_2 ve σ_3 kullanılarak elde edilen Von Misses değeri ile ifade edilir. Bu değer aşağıdaki formül ile hesaplanır:

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

Aynı yükleme koşullarına sahip ve farklı modellerde karşılaştırılacak benzer noktalar için analiz programında yer alan ve 9 farklı renk içeren bir skala kullanıldı. Problem çözümü gerçekleştirildikten sonra implant yüzeyleri, kortikal kemik ve trabeküler kemiğe ait görüntüler elde edildi.

Varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla sağlanmaları nedeniyle sonlu elemanlar analizi ile elde edilen değerler için istatistik analizi kullanılmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda stres değer ve dağılımlarına ait veriler karşılaştırmalı olarak incelenerek yorumlandı. Her modelde gerçekleştirilen farklı yükleme koşulları için düğüm noktalarından elde edilen gerilme (çekme) ve sıkışma (basma) stres değerleri ve Von Misses değerleri incelendi. 5 ayrı modelde gerçekleştirilen farklı yükleme koşullarıyla birlikte toplamda 30 ayrı analiz gerçekleştirilmiştir.

3.9. Sonuçların Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen veriler üzerinden değerlendirme yapılırken, en yüksek asal gerilme ve en düşük asal gerilmeye ait değerler ve stres dağılımları karşılaştırıldı. Herhangi bir elemanın hangi gerilme tipinin etkisinde olduğu, gerilme değerinin mutlak değeri alınarak belirlendi. Renklendirilmiş görsellerde mavi renkten kırmızı rene doğru en yüksek ve en düşük asal gerilme değerleri artmaktadır. Modellere ait en düşük gerilme dağılımı görüntülerinde mavi

renk değerleri baskı gerilmesi varlığını, en yüksek asal gerilme dağılımı görüntülerinde kırmızı değerler çekme gerilmesi varlığını ifade etmektedir.

Sonuçlar değerlendirilirken, asal gerilimler kırılğan materyaller için, Von Misses stres değerleri çekilebilir materyaller (örn: metaller) için kullanılır (Ebrahimi, 2012; Ramoğlu ve Ozan, 2014). Bu nedenle bu çalışmada; kortikal ve trabeküler kemiğe gelen stresler değerlendirilirken asal gerilimler, implant üzerine gelen stresler değerlendirilirken Von Misses değerleri dikkate alındı. Bulgular en yoğun gerilmelerin gerçekleştiği alanlardan elde edilen noktasal değerleri içeren tablolar ve şekiller ile ifade edildi.



4. BULGULAR

Bulgularda yer alan negatif değerler sıkışma gerilmesini, pozitif değerler Von Misses ve çekme gerilmelerini ifade etmektedir. Bulgular tablolar halinde ve ayrıca stres dağılımını ifade edecek şekilde renklendirilmiş görseller ile sunulmuştur. Şekil 4.1 kırmızı ve mavi renk arasında oluşan ve stres miktarlarını temsil eden renkleri göstermektedir. Çekme gerilmesi ve Von Misses gerilmelerine ait görsellerde yer alan en kırmızı bölgeler streslerin en yüksek olduğu bölgeleri gösterir ve mavi renge doğru stresler düşer. Sıkışma gerilmesinin gösterildiği görsellerde ise en mavi bölgeler streslerin en yüksek olduğu bölgeleri gösterir ve kırmızı renge doğru stresler düşer.



Şekil 4.1. Stres değerlerini temsil eden renk skalası.

Tablolarda ve şekillerde yer alan modeller farklı oklüzyon türlerine ait yapıları temsil etmektedir. Model ve oklüzyon eşleştirmesi Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Her bir oklüzyon türünü temsil eden modeller.

Model 1	Oklüzal şemanın kanin koruyuculu oklüzyona uygun şekilde hazırlandığı model
Model 2	Oklüzal şemanın grup fonksiyonlu oklüzyona uygun şekilde hazırlandığı model
Model 3	Oklüzal şemanın bilateral balanslı oklüzyona uygun şekilde hazırlandığı model
Model 4	Oklüzal şemanın lingualize oklüzyona uygun şekilde hazırlandığı model
Model 5	Oklüzal şemanın monoplan oklüzyona uygun şekilde hazırlandığı model

4.1. Üst Çene Modelinde Gözlenen Bulgular

Üst çene için tüm oklüzyon türlerinde kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmeleri ayrı ayrı gösterilmiştir. Karşılaştırmanın daha kolay yapılabilmesi amacıyla sentrik ilişki, lateral hareket ve protrüziv hareket için elde edilen veriler ayrı başlıklar altında verilmiştir. Lateral harekette çene kemiklerine ait görüntülerde sol taraf (hastaya göre sağ taraf) çalışan taraftır.

4.1.1. Üst Çene Modelinde Sentrik İlişkide Gözlenen Bulgular

Sentrik ilişkide tüm oklüzyon türlerinde çenenin sağ ve sol tarafında oklüzal temaslar aynıdır. Bu durum oluşan stres dağılımlarının da her iki tarafta aynı olmasına sebep olmuştur. Bu nedenle tablolarda sadece tek bir tarafa ait veriler sunulmuştur. Kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon ve bilateral balanslı oklüzyonda sentrik ilişki sırasında temaslar aynı olduğundan streslere dair elde edilen veriler de birebir aynı olarak bulgulanmıştır.

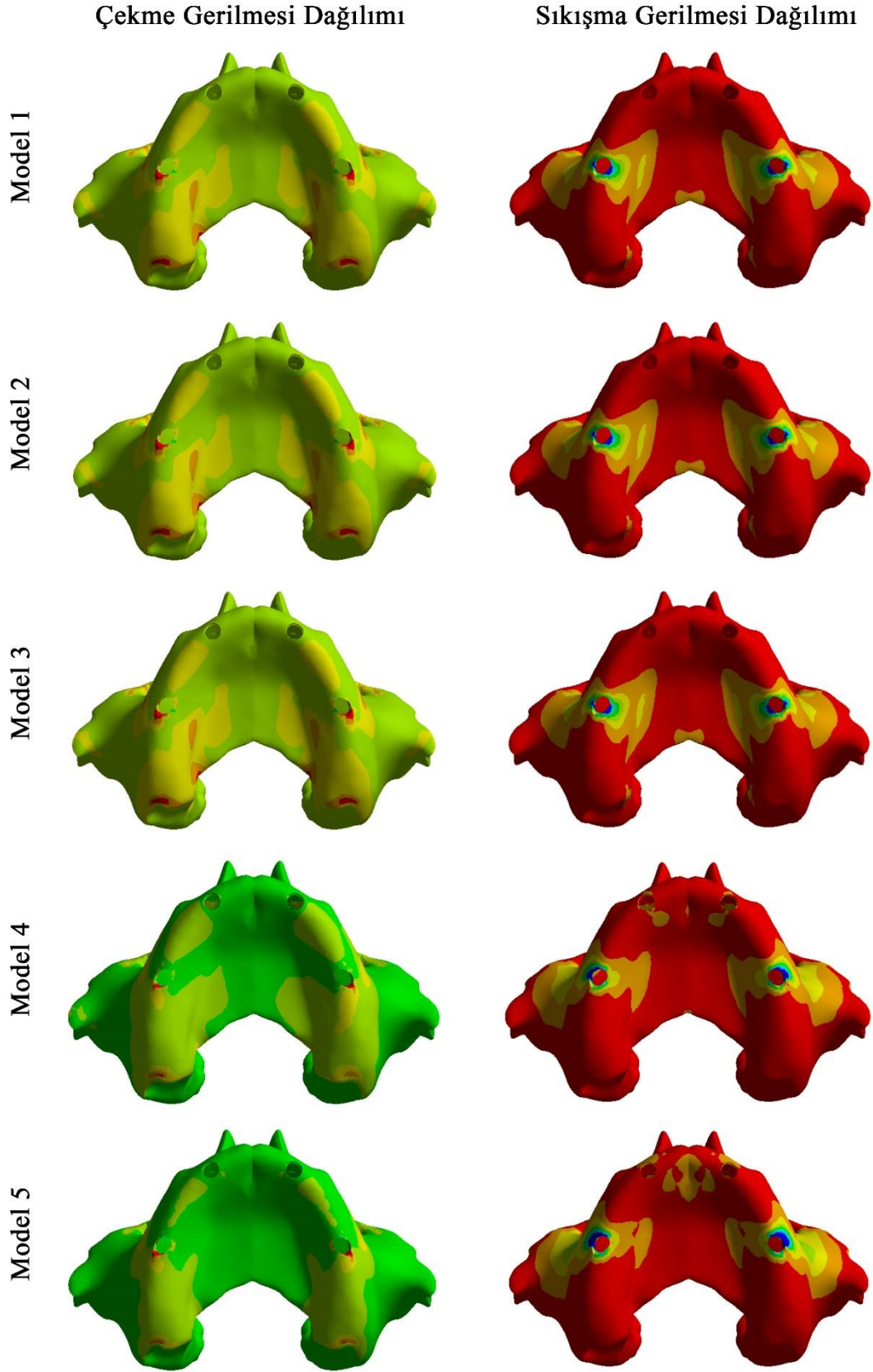
Kortikal Kemik Bulguları

Sentrik ilişkide kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri Tablo 4.2'de gösterilmiştir. Bu değerler incelendiğinde sentrik ilişki sırasında kortikal kemikte oluşan kuvvetlerin tüm oklüzyon türlerinde benzer büyüklükte stresler oluşturduğu gözlenmektedir. Tüm oklüzyon türleri için sıkışma gerilmesi değerleri çekme gerilmesi değerlerinden genel olarak daha yüksektir. Gerilmenin renk dağılımıyla ifade edildiği üst çene görselleri de bu bulguları desteklemektedir (Şekil 4.2).

En yüksek çekme gerilmesi değeri 2,70 MPa ile lingualize oklüzyonda, en yüksek sıkışma gerilmesi değeri -13,32 MPa ile monoplan oklüzyonda gözlenmiştir. En yüksek gerilmeler implantların boyun bölgesi çevresindeki bölgelerde oluşmuştur (Şekil 4.2).

Tablo 4.2. Üst çene modelinde sentrik ilişkide kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Çekme Ger. Değ.		Sıkışma Ger. Değ.	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	0,45	0,89	-0,88	-10,30
Model 2	0,45	0,89	-0,88	-10,30
Model 3	0,45	0,89	-0,88	-10,30
Model 4	0,62	2,70	-2,94	-11,37
Model 5	1,47	2,40	-3,33	-13,32



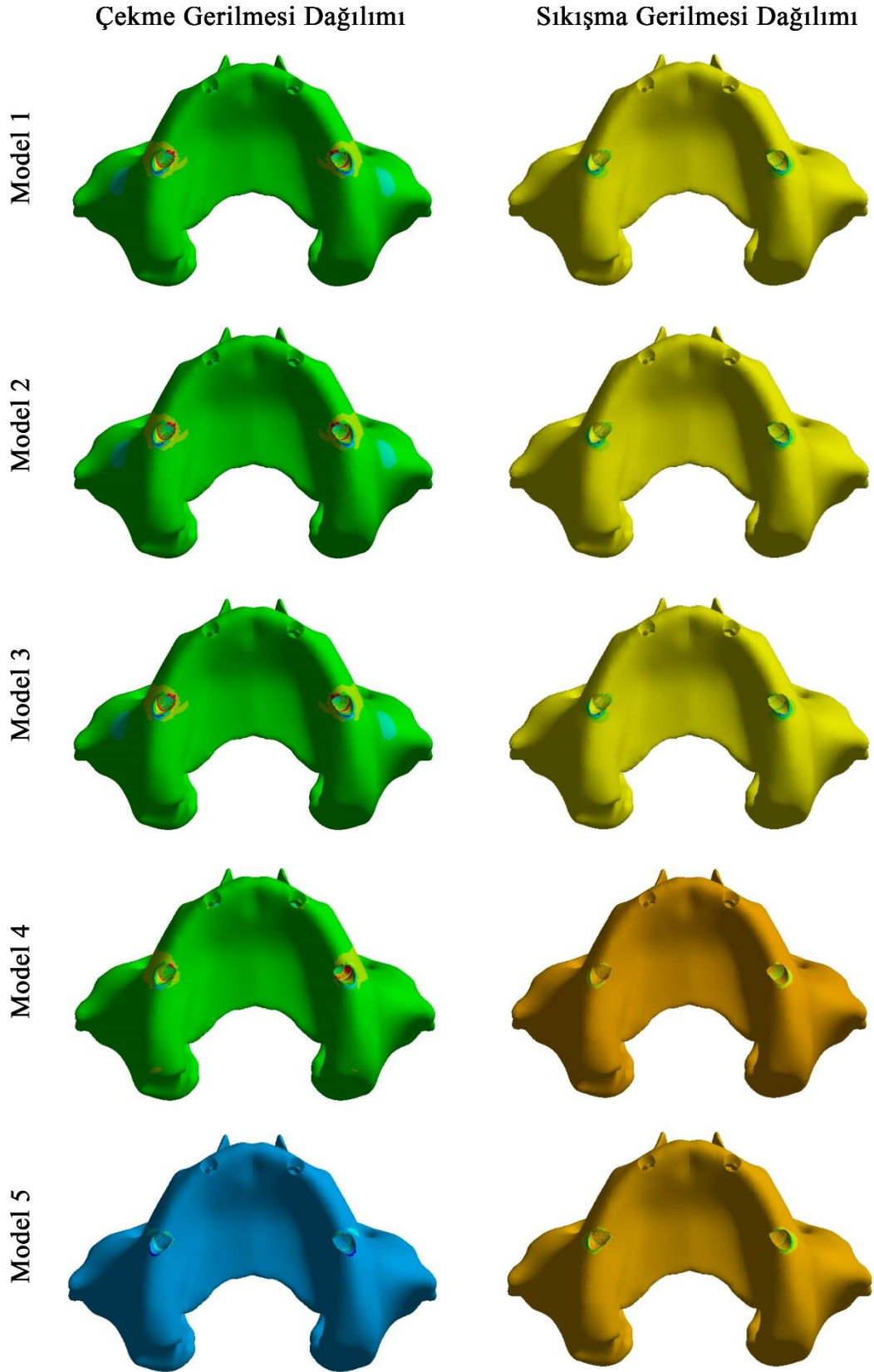
Şekil 4.2. Üst çene modelinde sentrik ilişkide kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

Trabeküler Kemik Bulguları

Trabeküler kemikte sentrik ilişkide oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri Tablo 4.3'te gösterilmiştir. Değerler incelendiğinde kortikal kemikteki duruma benzer bir durum gözlenmektedir. Trabeküler kemikte oluşan ısırma kuvvetlerinin tüm oklüzyon türlerinde benzer büyüklükte stresler oluşturduğu gözlenmiştir. Tüm oklüzyon türleri için sıkışma gerilmesi değerleri arka bölgeye yerleştirilen implantların çevresinde çekme gerilmesi değerlerinden daha yüksektir. En yüksek çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri sırasıyla 2,16 MPa ve -7,29 MPa ile monoplan oklüzyonda arka bölgeye yerleştirilen implantların çevresinde gözlenmiştir. Tüm oklüzyon türlerinde arka bölgede ön bölgeye göre daha yüksek stresler oluşmuştur. En yüksek stres değerleri implantların boyun bölgesi çevresinde gözlenmiştir (Şekil 4.3).

Tablo 4.3. Üst çene modelinde sentrik ilişkide trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Çekme Ger. Değ.		Sıkışma Ger. Değ.	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	0,20	1,33	-0,04	-4,15
Model 2	0,20	1,33	-0,04	-4,15
Model 3	0,20	1,33	-0,04	-4,15
Model 4	1,12	1,67	-1,15	-5,97
Model 5	1,72	2,16	-1,10	-7,29



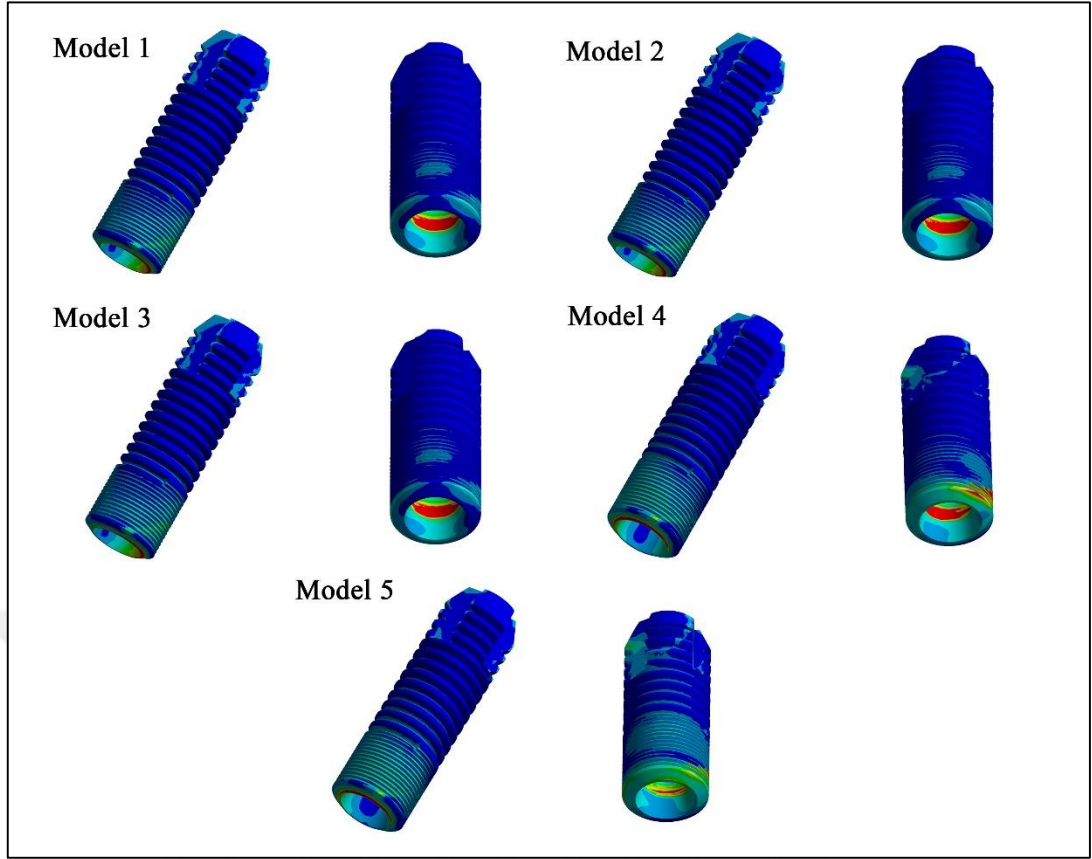
Şekil 4.3. Üst çene modelinde sentrik ilişkide trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

İmplant Bulguları

Sentrik ilişkide ön ve arka bölgede yer alan implantlar için Von Misses değerleri Tablo 4.4'te gösterilmiştir. Arka bölgede yer alan implantlarda ön bölgedekilere göre daha yüksek stresler oluşmuştur. En yüksek Von Misses değerleri ön bölgeye yerleştirilen implant için 29,20 MPa ve arka bölgeye yerleştirilen implant için 96,72 MPa olmak üzere monoplan oklüzyonda gözlenmiştir. En yüksek Von Misses gerilimi değerleri implantların boyun bölgesinde gözlenmiştir (Şekil 4.4). Titanyum implantlar için elastik deformasyonun olduğu gerilme değeri 1119 MPa olarak bildirilmiştir (Sakaguchi, 2006). Hiçbir oklüzyon türünde implantlarda oluşan Von Misses değerleri titanyum materyalinin dayanma sınırını aşmamıştır.

Tablo 4.4. Üst çene modelinde sentrik ilişkide implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	19,16	64,103
Model 2	19,16	64,103
Model 3	19,16	64,103
Model 4	19,93	83,97
Model 5	29,2	96,72



Şekil 4.4. Üst çene modelinde sentrik ilişkide implantlarda oluşan Von Misses gerilimi dağılımı.

4.1.2. Üst Çene Modelinde Lateral Harekette Gözlenen Bulgular

Kortikal Kemik Bulguları

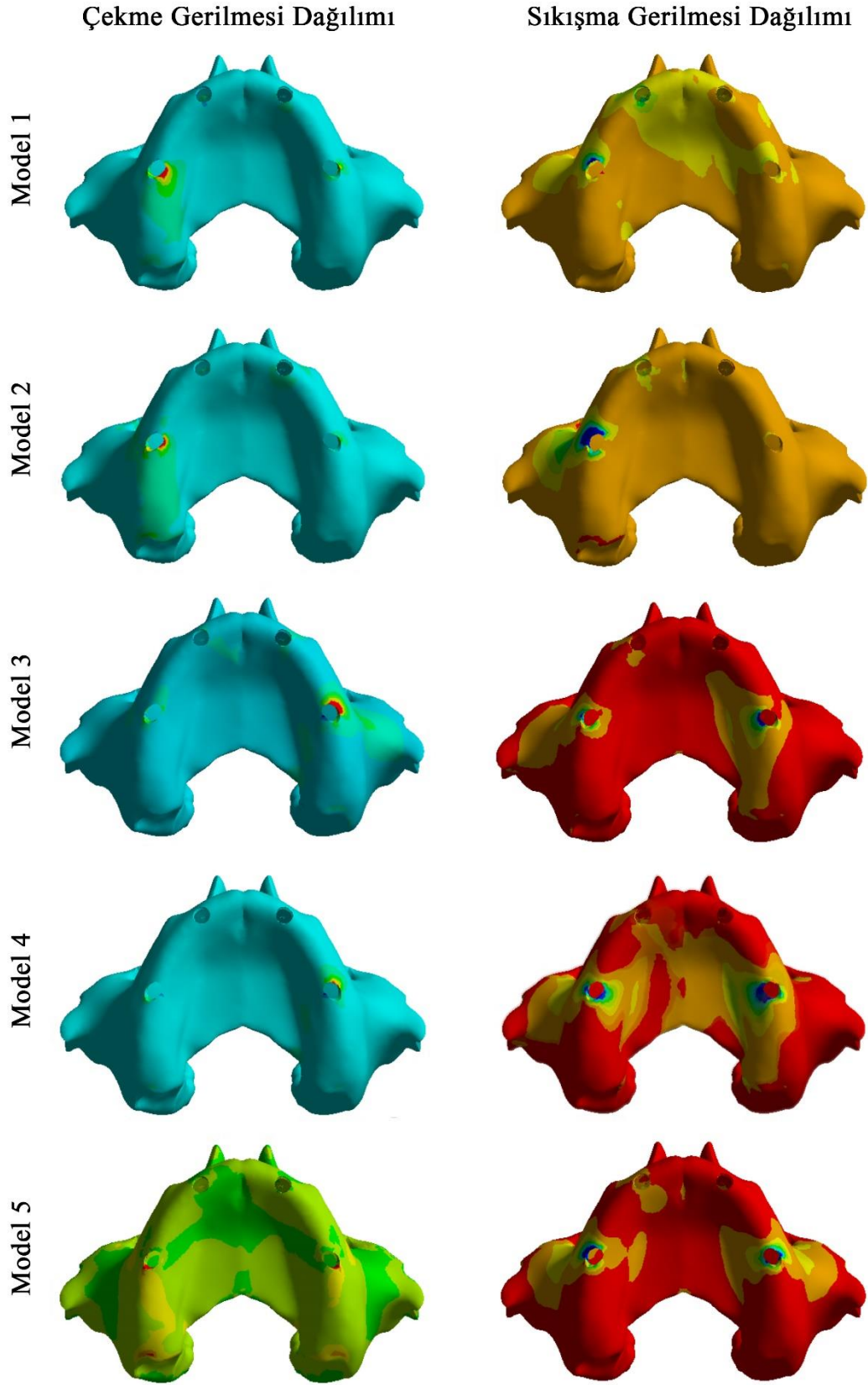
Lateral harekette kortikal kemikte çalışan ve çalışmayan tarafta oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri Tablo 4.5'te gösterilmiştir. Tablodaki değerler incelendiğinde en yüksek çekme gerilmesi değerinin 15,56 MPa ile grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan taraf arka bölgede olduğu gözlenmektedir. Çekme gerilmesi değerlerinin genel olarak yüksek olduğu oklüzyon türü ise bilateral balanslı oklüzyondur. Ayrıca bilateral balanslı oklüzyonda çekme gerilmesi değerleri diğer oklüzyon türlerine göre daha düzenli dağılmıştır.

Sıkışma gerilmesi değerleri bölgelere göre dağılım orantısı açısından çekme gerilmesi değerleri ile benzerlik göstermektedir. En yüksek sıkışma gerilmesi değeri -29,23 MPa ile grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan taraf arka bölgede oluşmuştur. Bilateral balanslı oklüzyonda her iki tarafta arka bölgedeki implantların çevresinde yüksek sıkışma gerilmesi değerleri gözlenmiştir. Kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan taraf arka bölgedeki implant çevresinde diğer bölgelere göre daha yüksek değerler mevcuttur. En düşük değerler genel olarak kanin

koruyuculu oklüzyonda, en yüksek değerler ise genel olarak bilateral balanslı oklüzyonda gözlenmiştir. Bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyonda arka bölgedeki implantların çevresinde ön bölgedekilere kıyasla daha yüksek stresler oluşmuştur. Üst çeneye ait görseller incelendiğinde stres dağılımlarının bu bulguları destekler nitelikte olduğu gözlenmektedir. Hem çekme gerilmesi hem de sıkışma gerilmesine dair en yüksek değerler tüm oklüzyon türlerinde implantların boyun kısmı çevresinde gözlenmiştir (Şekil 4.5).

Tablo 4.5. Üst çene modelinde lateral harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzy. Türü	Çekme Ger. Değ.				Sıkışma Ger. Değ.			
	Çalışan Taraf		Dengeleyen Taraf		Çalışan Taraf		Dengeleyen Taraf	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	1,58	11,15	2,24	4,56	-7,45	-12,46	-1,9	-0,91
Model 2	1,25	15,56	8,27	1,47	-5,39	-29,23	-3,58	-0,93
Model 3	3,05	9,50	7,74	10,61	-7,13	-23,13	-3,3	-23,59
Model 4	0,41	4,65	2,15	10,93	-3,06	-14,59	-1,15	-14,75
Model 5	0,31	5,82	0,57	2,69	-2,83	-17,16	-0,53	-11,60



Şekil 4.5. Üst çene modelinde lateral harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

Trabeküler Kemik Bulguları

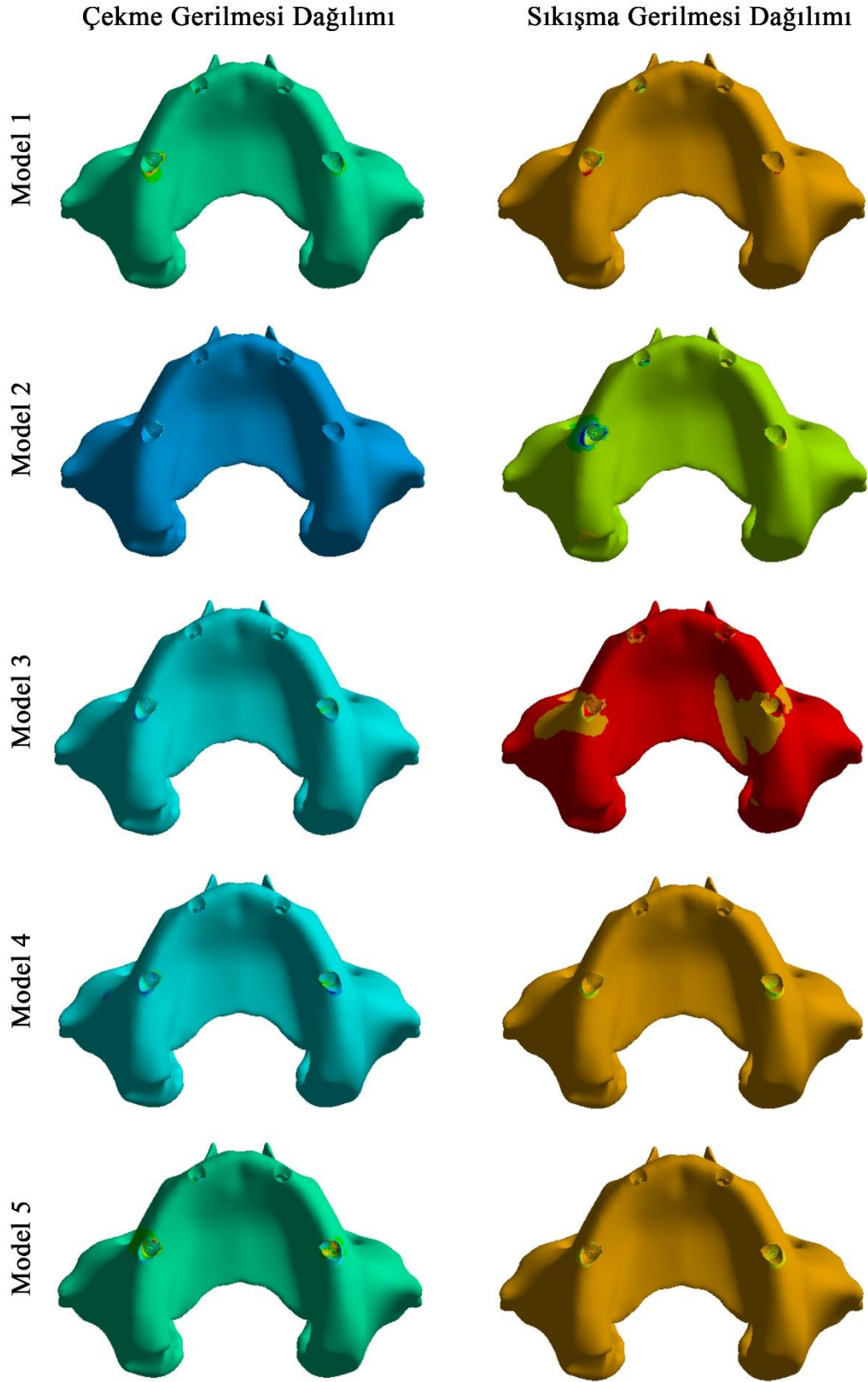
Trabeküler kemikte lateral harekette oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri Tablo 4.6’da gösterilmiştir. Kortikal kemikle kıyaslandığında değerler daha düşüktür ancak streslerin dağılımı benzerdir. Hem çekme kuvvetleri hem de sıkışma kuvvetleri arasında en yüksek değerler grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan taraf arka bölgedeki implant çevresinde gözlenmiştir. Oluşan stres değerleri trabeküler kemiğin dayanma üst sınırı olan 20 MPa değerini hiçbir oklüzyon türünde aşmamıştır.

Çekme gerilmesi değerleri incelendiğinde lingualize oklüzyonda denge tarafında daha yüksek değerler gözlenirken; diğer tüm oklüzyon türlerinde çalışan tarafta daha yüksek değerler gözlenmiştir. Kanin koruyuculu oklüzyon ve bilateral balanslı oklüzyonda en yüksek stresler çalışan taraf arka bölgede oluşurken lingualize oklüzyonda en yüksek değer denge tarafında arka bölgede oluşmuştur. Genel olarak en düşük değerler monoplan oklüzyonda gözlenmiştir.

Stres dağılımları incelendiğinde en yüksek çekme ve sıkışma gerilmesinin implantların boyun kısmı bölgesinde olduğu gözlenmektedir (Şekil 4.6).

Tablo 4.6. Üst çene modelinde lateral harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzy. Türü	Çekme Ger. Değ.				Sıkışma Ger. Değ.			
	Çalışan Taraf		Dengeleyen Taraf		Çalışan Taraf		Dengeleyen Taraf	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	2,15	3,34	0,67	2,77	-2,26	-6,85	-1,18	-1,12
Model 2	4,32	12,74	1,75	0,14	-1,11	-7,88	-1,07	-0,12
Model 3	2,05	4,65	1,07	2,42	-1,05	-5,36	-0,50	-5,41
Model 4	0,55	2,92	0,16	5,95	-1,38	-1,97	-1,09	-5,46
Model 5	1,04	3,17	0,27	1,63	-0,45	-7,63	-0,52	-2,91



Şekil 4.6. Üst çene modelinde lateral harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

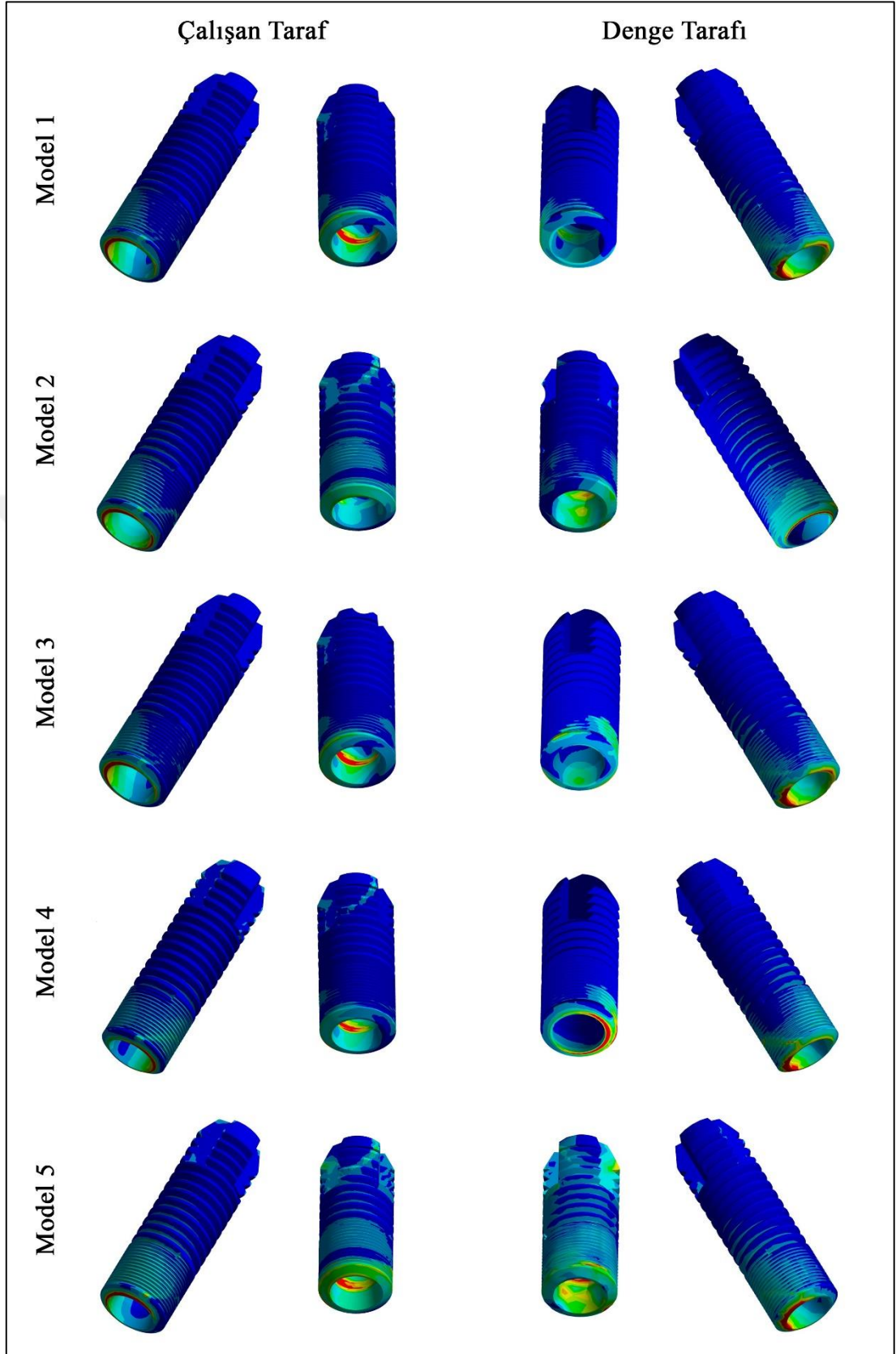
İmplant Bulguları

Ön ve arka bölgede yer alan implantlar için lateral harekette oluşan Von Misses değerleri Tablo 4.7’de verilmiştir. 290,06 MPa ile en yüksek değer lingualize oklüzyonda dengeleyen taraf arka bölgedeki eğimli implantta gözlenmiştir. Bunu 274,25 MPa ile grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan taraf arka bölgedeki implant takip etmektedir. Kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan tarafta daha yüksek Von Misses değerleri gözlenirken, bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyonda dengeleyen tarafta değerler yüksektir. Genel olarak düşük Von Misses değerlerinin gözlendiği oklüzyon türü ise monoplan oklüzyondur. Hiçbir oklüzyon türünde implantlarda oluşan Von Misses değerleri titanyum materyalinin dayanma sınırını aşmamıştır.

Tüm implantlarda en yüksek streslerin implantların boyun bölgesinde olduğu görülmektedir (Şekil 4.7).

Tablo 4.7. Üst çene modelinde lateral harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Çalışan Taraf		Dengeleyen Taraf	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	78,69	122,06	72,09	45,22
Model 2	128,16	274,25	57,38	22,00
Model 3	118,96	117,04	47,19	223,40
Model 4	68,90	79,30	31,46	290,06
Model 5	38,59	93,18	9,14	82,32



Şekil 4.7. Üst çene modelinde lateral harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilmesi dağılımı.

4.1.3. Üst Çene Modelinde Protrüziv Harekette Gözlenen Bulgular

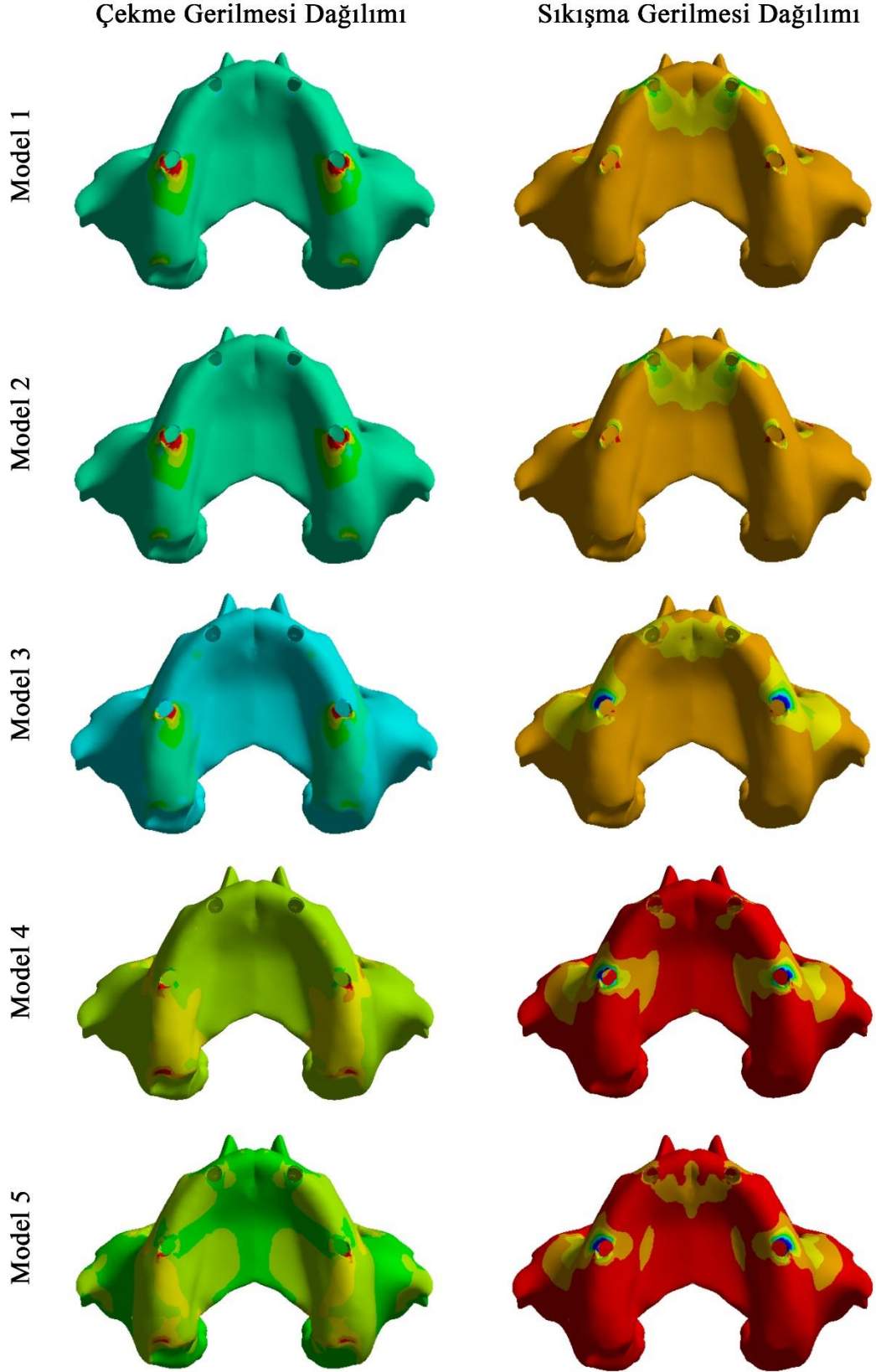
Sentrik ilişkide olduğu gibi protrüziv harekette de tüm oklüzyon türlerinde çenenin sağ ve sol tarafında oklüzal temaslar benzerdir ve oluşan stres dağılımları her iki tarafta aynıdır. Bu nedenle tablo ve şekillerde sadece tek bir tarafa ait veriler sunulmuştur. Kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda protrüziv hareket sırasında temaslar aynı olduğundan streslere dair elde edilen veriler de aynı olarak bulgulanmıştır.

Kortikal Kemik Bulguları

Protrüziv harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri Tablo 4.8’de gösterilmiştir. Değerler incelendiğinde en yüksek değerlerin bilateral balanslı oklüzyonda arka bölgedeki eğimli implantlarda olduğu gözlenmiştir. Kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda oluşan stres değerleri daha dengeli bir dağılım göstermektedir. Sıkışma gerilmesi değerleri çekme gerilmesi değerlerine göre daha yüksektir. Bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyonda arka bölgede çekme gerilmesinden çok daha yüksek sıkışma gerilmesi değerleri gözlenmiştir. Stresler implantların boyun bölgesi çevresinde oluşmuştur (Şekil 4.8).

Tablo 4.8. Üst çene modelinde protrüziv harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Çekme Ger. Değ.		Sıkışma Ger. Değ.	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	1,59	4,60	-5,04	-4,85
Model 2	1,59	4,60	-5,04	-4,85
Model 3	3,50	14,89	-7,30	-22,52
Model 4	1,20	2,13	-1,96	-10,40
Model 5	1,78	3,65	-5,10	-14,57



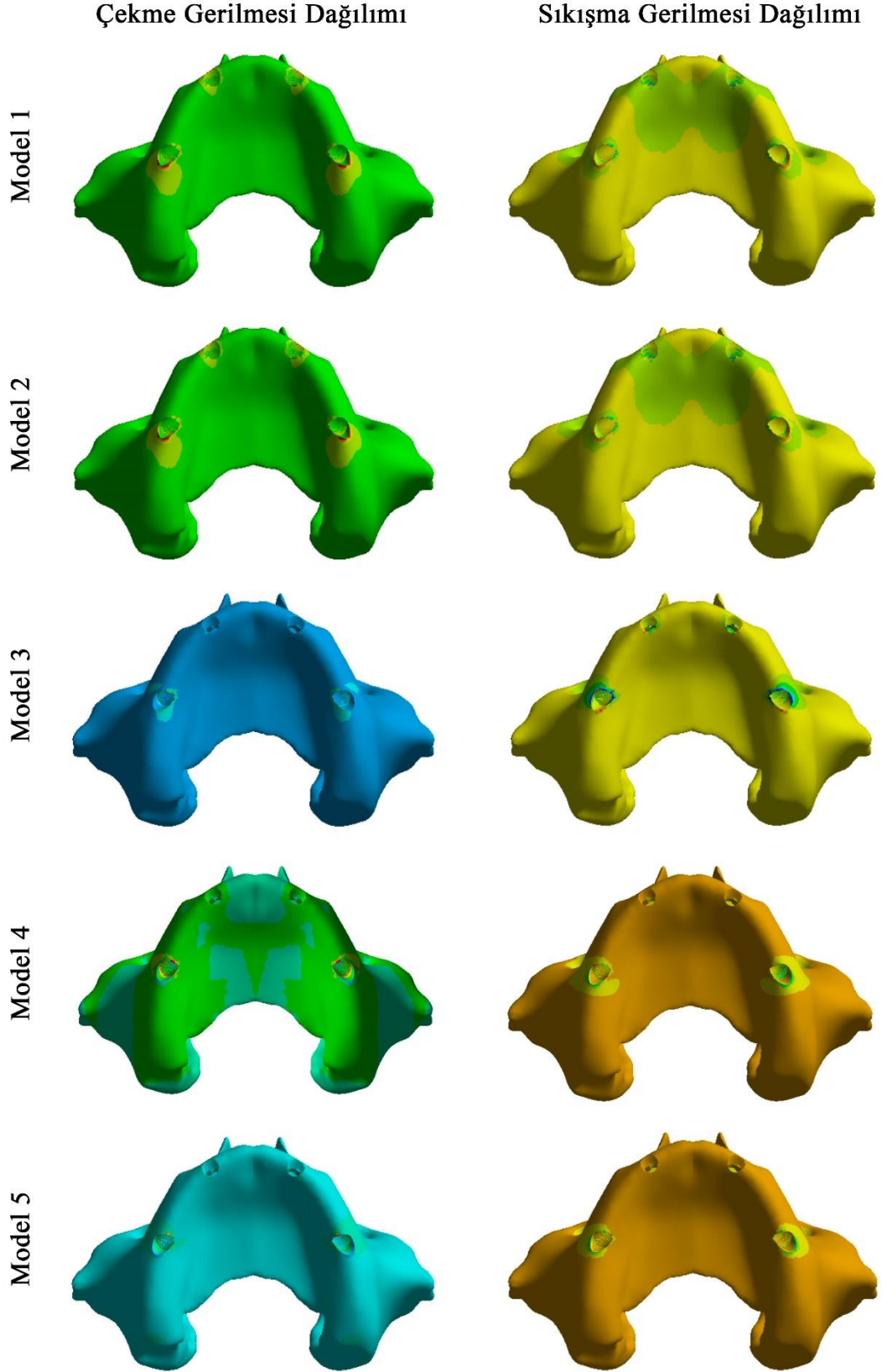
Şekil 4.8. Üst çene modelinde protrüziv harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

Trabeküler Kemik Bulguları

Üst çene modelinde protrüziv harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri Tablo 4.9’da gösterilmiştir Kortikal kemikteki duruma benzer şekilde en yüksek çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri bilateral balanslı oklüzyonda arka bölgede oluşmuştur. Sıkışma gerilmesi değerleri genel olarak çekme gerilmesi değerlerinden büyüktür. Tüm stresler implantların boyun bölgesi çevresinde gözlenmiştir (Şekil 4.9).

Tablo 4.9. Üst çene modelinde protrüziv harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Çekme Ger. Değ.		Sıkışma Ger. Değ.	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	2,12	1,24	-3,60	-1,80
Model 2	2,12	1,24	-3,60	-1,80
Model 3	5,01	9,06	-2,65	-9,38
Model 4	0,91	1,70	-1,50	-4,40
Model 5	3,35	4,54	-1,57	-8,80



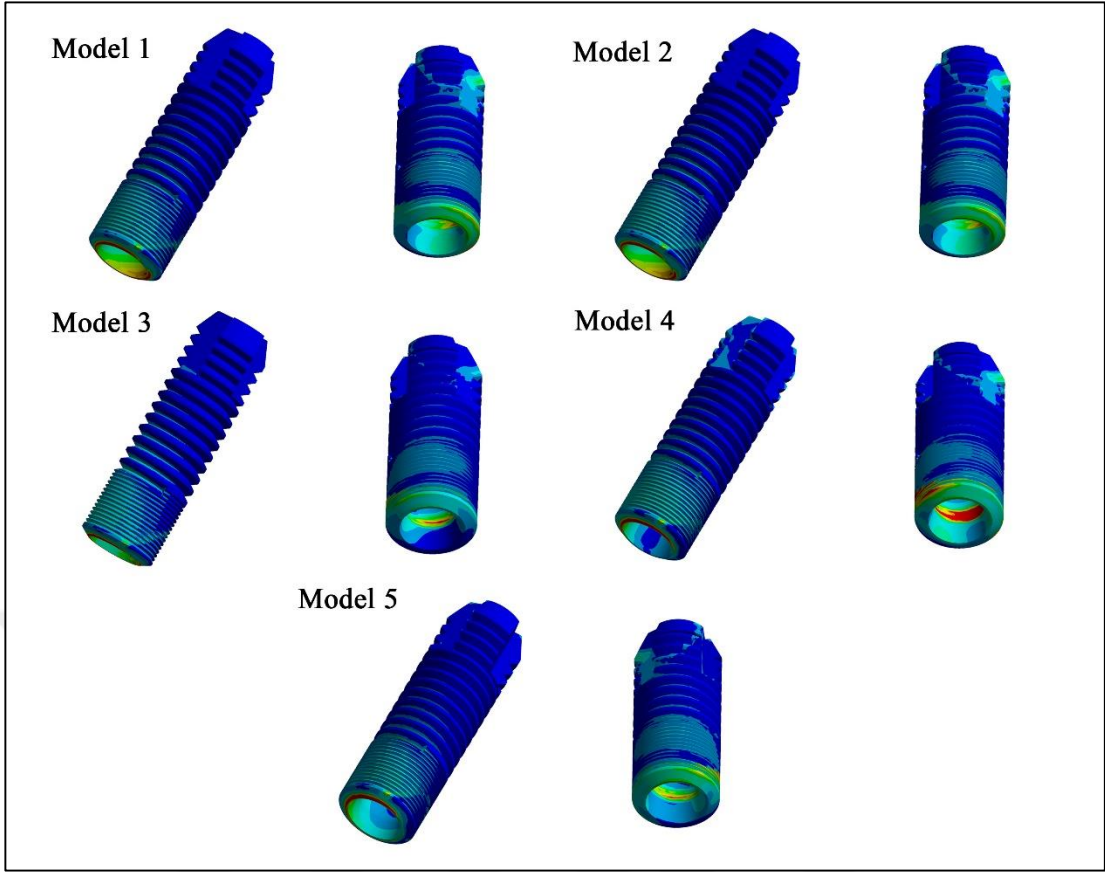
Şekil 4.9. Üst çene modelinde protrüziv harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

İmplant Bulguları

Ön ve arka bölgede yer alan implantlar için protrüziv harekette oluşan Von Misses değerleri Tablo 4.10'da gösterilmiştir. Hem ön hem arka implantlarda en yüksek Von Misses değerleri bilateral balanslı oklüzyonda en düşük değerler ise kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda gözlenmiştir. Bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyonda arka bölgedeki implantlarda daha yüksek değerler gözlenirken, kanin koruyuculu ve grup fonksiyonlu oklüzyonda ön bölgedeki implantlarda daha yüksek değerler gözlenmiştir. En yüksek gerilme değerleri implantların boyun kısmında gözlenmiştir (Şekil 4.10). Hiçbir oklüzyon türünde implantlarda oluşan Von Misses gerilme değerleri titanyum materyalinin dayanma sınırını aşmamıştır.

Tablo 4.10. Üst çene modelinde protrüziv harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	62,14	31,03
Model 2	62,14	31,03
Model 3	87,96	199,81
Model 4	19,24	75,32
Model 5	54,76	116,88



Şekil 4.10. Üst çene modelinde protrüziv harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilmesi dağılımı.

4.2. Alt Çene Modelinde Gözlenen Bulgular

Üst çenede olduğu gibi alt çene için de tüm oklüzyon türlerinde kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmeleri ayrı ayrı gösterilmiştir. Karşılaştırmanın daha kolay yapılabilmesi için sentrik ilişki, lateral hareket ve protrüziv hareket için elde edilen veriler ayrı başlıklar altında verilmiştir. Lateral harekette çene kemiklerine ait görüntülerde sol taraf (hastaya göre sağ taraf) çalışan taraftır.

4.2.1. Alt Çene Modelinde Sentrik İlişkide Gözlenen Bulgular

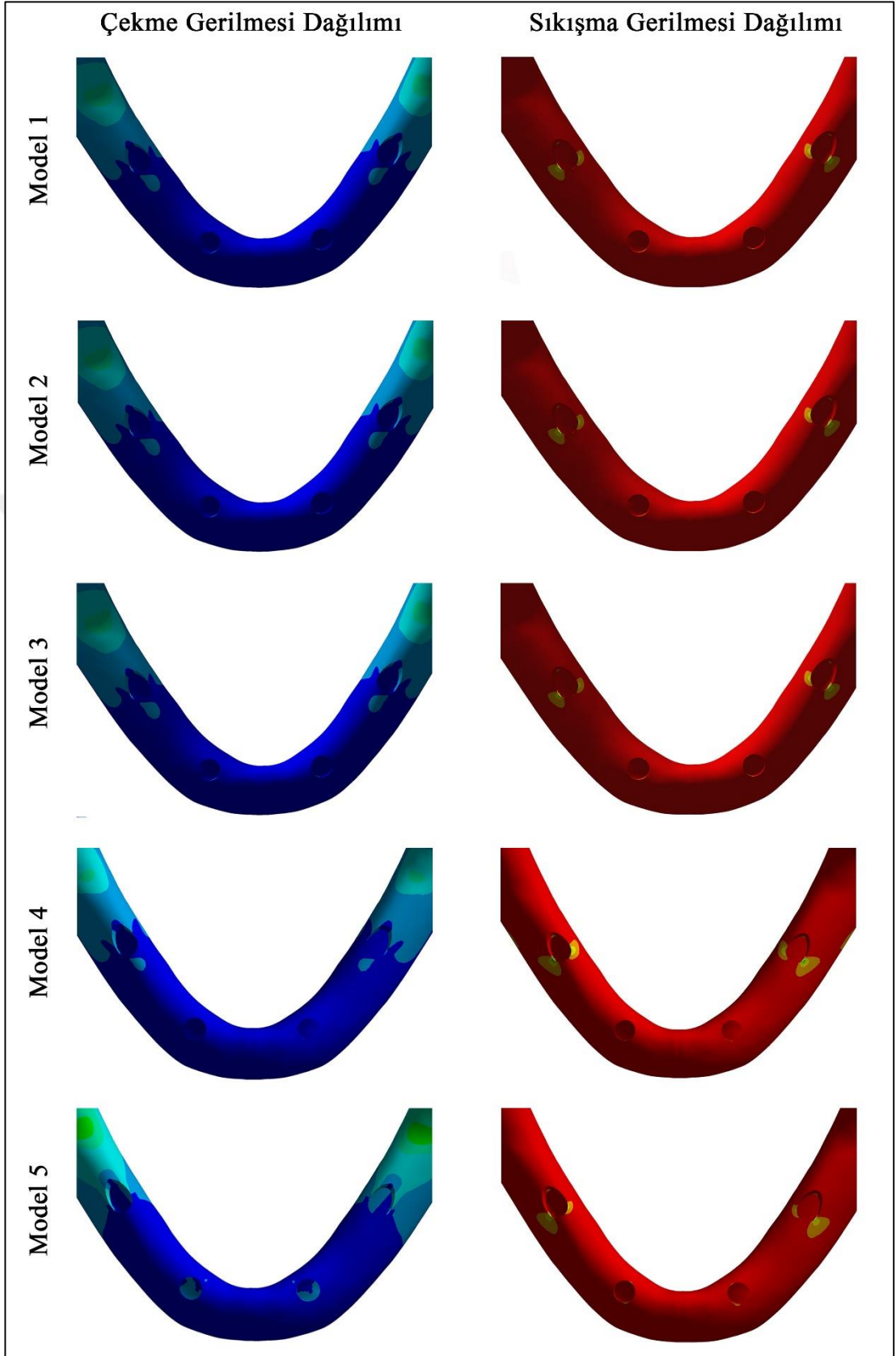
Üst çene modellerinde olduğu gibi alt çene modellerinde de sentrik ilişkide çenenin sağ ve sol tarafında tüm oklüzyon türlerinde oklüzal temaslar benzerdir ve oluşan stres dağılımları her iki tarafta aynıdır. Bu nedenle tablolarda sadece tek bir tarafa ait veriler sunulmuştur. Kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon, bilateral balanslı oklüzyonda sentrik ilişki sırasında temaslar aynı olduğundan streslere dair elde edilen veriler de aynı olarak bulgulanmıştır.

Kortikal Kemik Bulguları

Sentrik ilişkide kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri Tablo 4.11’de gösterilmiştir. Hiçbir oklüzyon türünde kortikal kemiğin dayanma sınırı aşılmamıştır. Sıkışma gerilmesi değerleri çekme gerilmesi değerlerinden daha yüksektir. En yüksek ve en düşük değerler sırasıyla -73,73 MPa ile sıkışma gerilmesi olarak ve 3,40 MPa ile çekme gerilmesi olarak monoplan oklüzyonda gözlenmiştir. Oklüzyon türleri arasında en düşük değerler ise kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon ve bilateral balanslı oklüzyonda eşit değerler olarak gözlenmiştir. Tüm oklüzyon türlerinde arka bölgelerde ön bölgelere göre daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir. Şekil 4.11 stres dağılımlarının görsellerinin de bu bulguyla aynı doğrultuda olduğunu göstermektedir.

Tablo 4.11. Alt çene modelinde sentrik ilişkide kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Çekme Ger. Değ.		Sıkışma Ger. Değ.	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	6,92	50,70	-28,96	-69,58
Model 2	6,92	50,70	-28,96	-69,58
Model 3	6,92	50,70	-28,96	-69,58
Model 4	10,44	72,75	-26,45	-72,13
Model 5	3,40	49,78	-41,16	-73,73



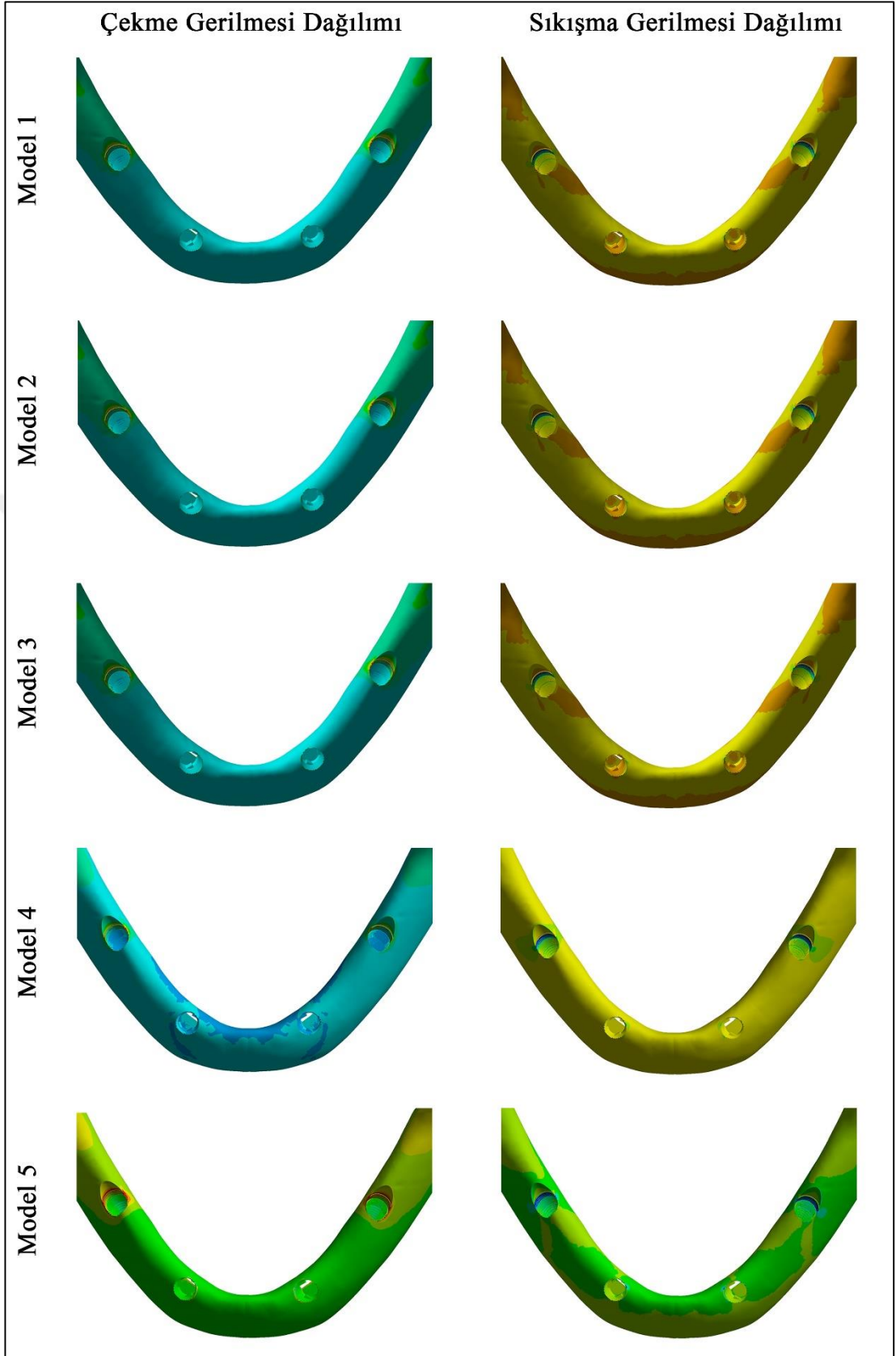
Şekil 4.11. Alt çene modelinde sentrik ilişkide kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

Trabeküler Kemik Bulguları

Tablo 4.12’de trabeküler kemikte sentrik ilişkide gözlenen çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri verilmiştir. Trabeküler kemikte gözlenen gerilme değerleri kortikal kemiktekilere göre oldukça düşüktür. En yüksek gerilme değeri 16,08 MPa ile çekme gerilmesi değeri olarak lingualize oklüzyonda arka bölgede gözlenmiştir. Sıkışma gerilmesi değerleri genel olarak çekme gerilmesi değerlerinden yüksektir. Hem çekme gerilmesi değerleri hem de sıkışma gerilmesi değerleri arka bölgede ön bölgeye göre daha yüksektir. Stres dağılımını gösteren alt çene görselleri de bu bulguyu desteklemektedir (Şekil 4.12). Hiçbir gerilme değeri trabeküler kemiğin dayanma sınırını aşmamıştır. Oklüzyon türleri arasında hem çekme gerilmesi hem sıkışma gerilmesi değerleri için en düşük değerler monoplan oklüzyonda gözlenmiştir.

Tablo 4.12. Alt çene modelinde sentrik ilişkide trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Çekme Ger. Değ.		Sıkışma Ger. Değ.	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	1,63	4,60	-6,23	-14,19
Model 2	1,63	4,60	-6,23	-14,19
Model 3	1,63	4,60	-6,23	-14,19
Model 4	1,59	16,08	-2,68	-9,57
Model 5	2,62	2,60	-3,63	-3,78



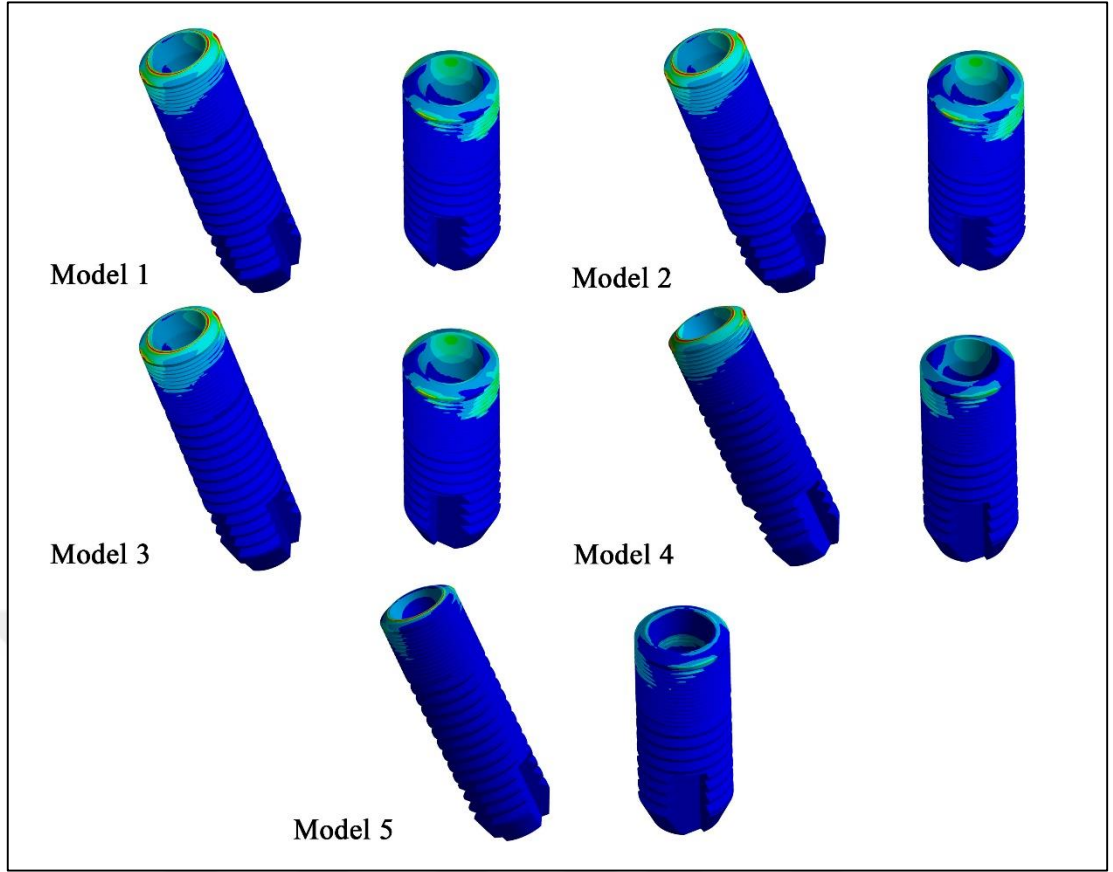
Şekil 4.12. Alt çene modelinde sentrik ilişkide trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

İmplant Bulguları

Sentrik ilişkide ön ve arka bölgede yer alan implantlar için Von Misses gerilimi değerleri Tablo 4.13'te verilmiştir. Tüm oklüzyonlarda arka bölgede yer alan implantlarda ön bölgedekilere göre daha yüksek değerler gözlenmiştir. En yüksek Von Misses gerilimi değerleri ön bölgeye yerleştirilen implant için 226,35 MPa ve arka bölgeye yerleştirilen implant için 370,44 MPa olmak üzere monoplan oklüzyonda gözlenmiştir. Tüm implantlarda en yüksek stresler implantların boyun bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.13). Hiçbir oklüzyon türünde implantlarda oluşan Von Misses değerleri titanyum materyalinin dayanma sınırını aşmamıştır.

Tablo 4.13. Alt çene modelinde sentrik ilişkide implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	97,32	273,57
Model 2	97,32	273,57
Model 3	97,32	273,57
Model 4	132,1	339,44
Model 5	226,35	370,44



Şekil 4.13. Alt çene modelinde sentrik ilişkide implantlarda oluşan Von Mises gerilmesi dağılımı.

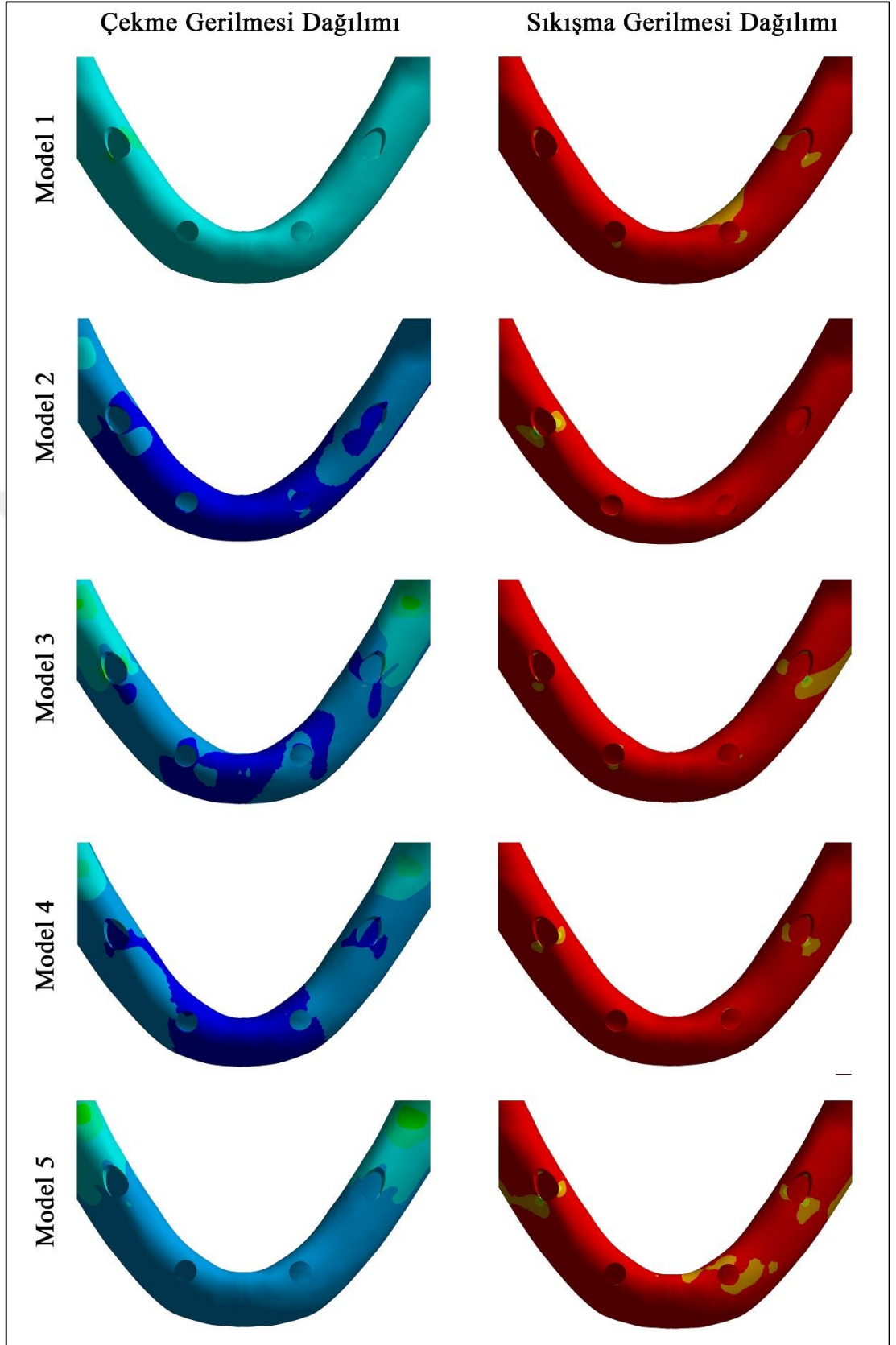
4.2.2. Alt Çene Modelinde Lateral Harekette Gözlenen Bulgular

Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemik için lateral harekette çalışan ve çalışmayan tarafta oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri Tablo 4.14'te gösterilmiştir. Tablodaki değerler incelendiğinde en yüksek çekme gerilmesi değerinin 68,64 MPa ile lingualize oklüzyonda çalışan taraf arka bölgede olduğu, en yüksek sıkışma gerilmesi değerinin ise -86,31 MPa ile bilateral balanslı oklüzyonda dengeleyen taraf arka bölgede olduğu gözlenmiştir. Hem çekme gerilmeleri hem sıkışma gerilmeleri için en yüksek değerler genel olarak çalışan taraf arka bölgede oluşmuştur. Hiçbir değer kortikal kemiğin dayanma sınırını aşmamıştır. Oklüzyon türleri karşılaştırıldığında hem çekme gerilmesi hem sıkışma gerilmesi değerleri olarak en düşük değerler kanin koruyuculu oklüzyonda gözlenmiştir. Stres dağılımlarına dair bulgularda Tablo 4.14'de yer alan bulguları destekler niteliktedir (Şekil 4.14).

Tablo 4.14. Alt çene modelinde lateral harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzy. Türü	Çekme Ger. Değ.				Sıkışma Ger. Değ.			
	Çalışan Taraf		Dengeleyen Taraf		Çalışan Taraf		Dengeleyen Taraf	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	1,83	23,94	7,16	15,66	-8,09	-6,19	-5,50	-5,71
Model 2	5,21	60,80	2,43	29,28	-15,79	-76,75	-4,63	-31,77
Model 3	6,40	55,70	6,07	51,80	-20,40	-85,40	-20,30	-86,31
Model 4	2,84	68,64	3,76	15,98	-9,92	-76,73	-10,47	-43,64
Model 5	1,07	51,28	2,47	24,51	-21,20	-63,91	-19,60	-32,63



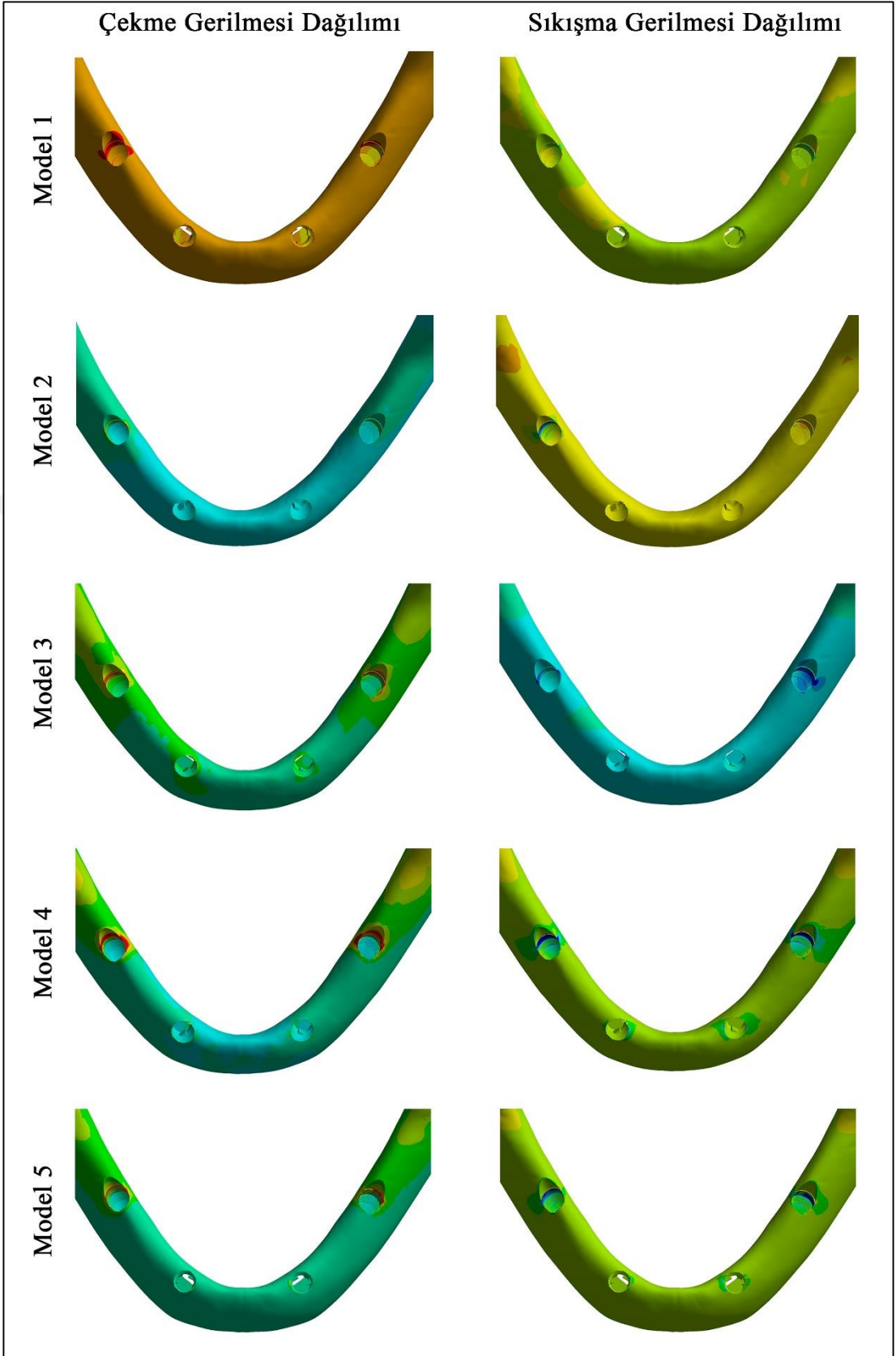
Şekil 4.14. Alt çene modelinde lateral harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

Trabeküler Kemik Bulguları

Trabeküler kemikte lateral harekette oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri Tablo 4.15'te gösterilmiştir. Trabeküler kemikte oluşan değerler kortikal kemikteki değerlere göre oldukça düşüktür. En yüksek kuvvet değeri 11,76 MPa ile grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan taraf arka bölgede oluşmuştur. Genel olarak en düşük değerler ise kanin koruyucu oklüzyonda gözlenmiştir. Tüm oklüzyon türlerinde her iki tarafta da ön bölgede arka bölgeye kıyasla daha az çekme ve sıkışma gerilmesi oluşmuştur. Şekil 4.15 incelendiğinde trabeküler kemikte oluşan stres dağılımlarının da bu bulguyu desteklediği gözlenmiştir. Bilateral balanslı oklüzyon ve monoplan oklüzyonda her iki tarafta arka bölgedeki implantlarda daha yüksek çekme gerilmesi değerleri oluşmuştur. Hiçbir oklüzyon türünde trabeküler kemiğin dayanma sınırını aşan bir gerilme değeri gözlenmemiştir.

Tablo 4.15. Alt çene modelinde lateral harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzy. Türü	Çekme Ger. Değ.				Sıkışma Ger. Değ.			
	Çalışan Taraf		Dengeleyen Taraf		Çalışan Taraf		Dengeleyen Taraf	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	1,03	1,11	0,52	1,49	-0,89	-3,87	-0,69	-4,19
Model 2	1,28	11,76	0,97	1,92	-2,35	-8,60	-1,50	-8,79
Model 3	0,61	9,70	0,58	9,80	-4,20	-5,20	-1,20	-5,28
Model 4	1,15	6,03	1,04	6,01	-2,51	-3,14	-2,55	-2,46
Model 5	4,53	10,56	2,01	10,38	-4,06	-4,21	-4,19	-4,36



Şekil 4.15. Alt çene modelinde lateral harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

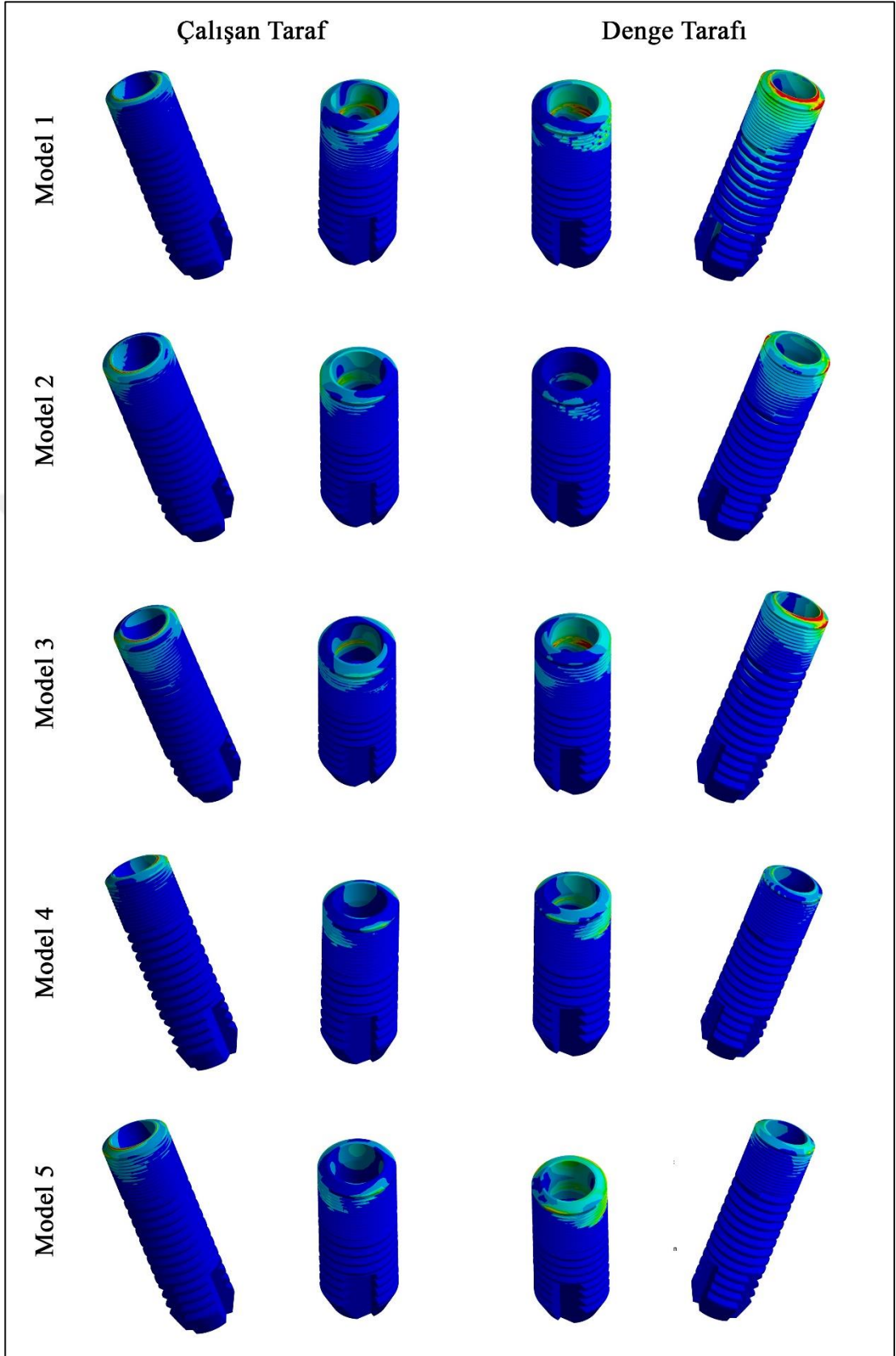
İmplant Bulguları

Ön ve arka bölgede yer alan implantlar için lateral harekette oluşan Von Misses gerilimi değerleri Tablo 4.16’da gösterilmiştir. 715,53 MPa ile en yüksek gerilme değeri lingualize oklüzyonda dengeleyen taraf arka bölgedeki eğimli implantta gözlenmiştir. Bunu 687,78 MPa ile grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan taraf arka bölgedeki implant takip etmektedir.

Kanın koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyon hariç tüm oklüzyon türlerinde çalışan tarafta arka bölgedeki implantta ön bölgedekine göre daha yüksek Von Misses değerleri gözlenmiştir. Hem çalışan taraf hem de dengeleyen tarafta genel olarak daha düşük Von Misses değerleri kanın koruyuculu oklüzyonda gözlenmiştir. Şekil 4.16 incelendiğinde tüm modellerde streslerin implantların boyun kısmında olduğu gözlenmektedir. Hiçbir oklüzyon türünde titanyum materyalinin dayanma sınırı aşılmamıştır.

Tablo 4.16. Alt çene modelinde lateral harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Çalışan Taraf		Dengeleyen Taraf	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	57,54	255,41	101,90	54,94
Model 2	154,37	687,78	115,45	68,37
Model 3	217,26	348,62	199,15	376,27
Model 4	243,07	530,79	205,49	715,52
Model 5	146,25	435,87	170,12	473,91



Şekil 4.16. Alt çene modelinde lateral harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilmesi dağılımı.

4.2.3. Alt Çene Modelinde Protrüziv Harekette Gözlenen Bulgular

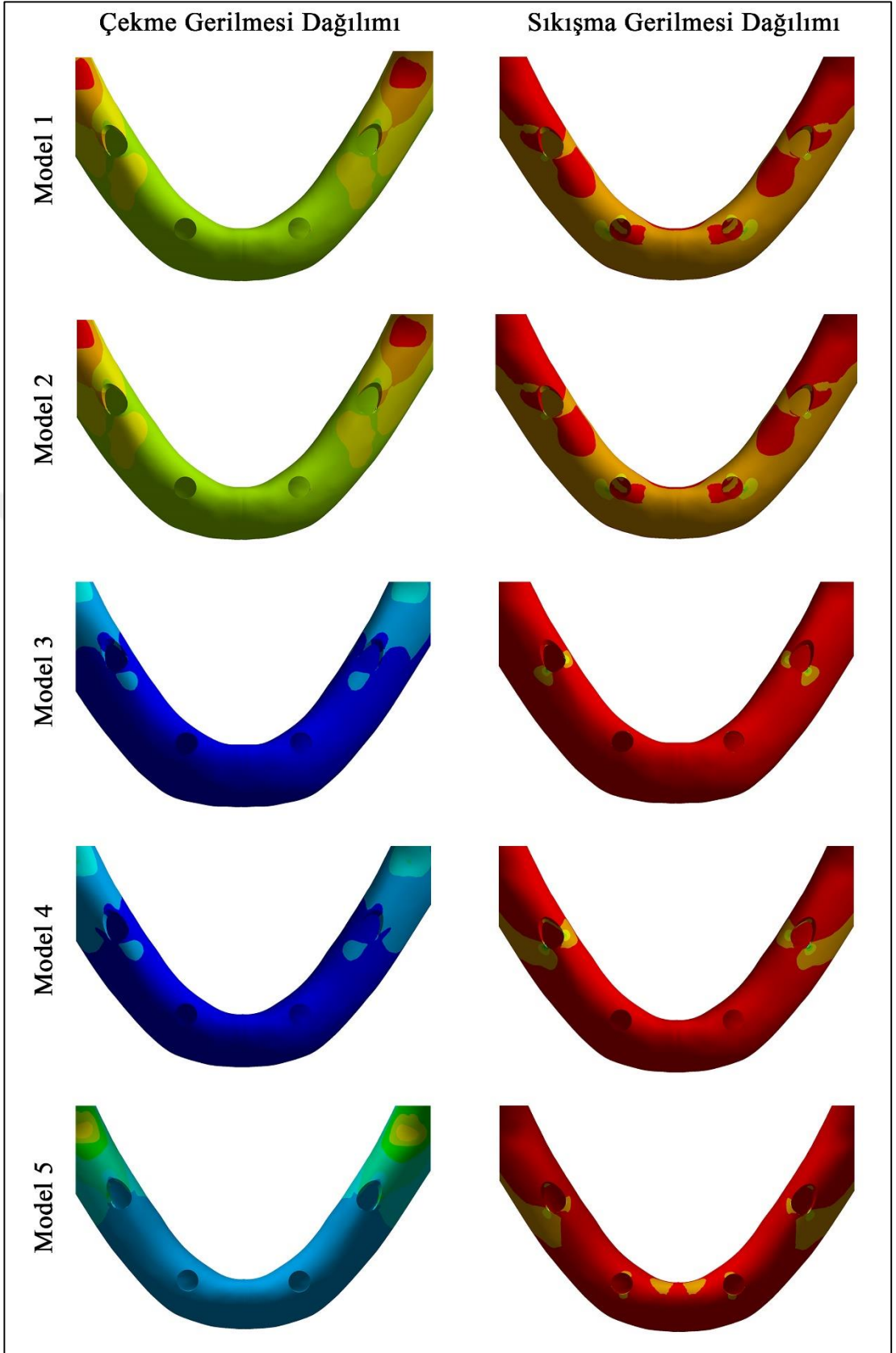
Sentrik ilişkide olduğu gibi protrüziv harekette de tüm oklüzyon türlerinde çenenin sağ ve sol tarafında oklüzal temaslar benzerdir ve oluşan stres dağılımları her iki tarafta aynıdır. Bu nedenle tablolarda sadece tek bir tarafa ait veriler sunulmuştur. Kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda protrüziv hareket sırasında temaslar aynı olduğundan streslere dair elde edilen veriler de aynı olarak bulgulanmıştır.

Kortikal Kemik Bulguları

Protrüziv harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri Tablo 4.17’de gösterilmiştir. Tablo incelendiğinde en yüksek değerlerin bilateral balanslı oklüzyonda arka bölgedeki implantlarda olduğu gözlenmektedir. Genel olarak sıkışma gerilmesi değerleri ve çekme gerilmesi değerleri incelendiğinde sıkışma gerilmesi değerlerinin çok daha yüksek olduğu gözlenmektedir. Tüm bu bulgular üst çenede kortikal kemikte oluşan protrüziv hareket bulgularıyla benzerdir. Genel olarak en düşük gerilme değerleri kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda eşit olarak oluşmuştur. En yüksek gerilme değerleri arka bölgede yer alan implantların çevresinde oluşmuştur. Şekil 4.17’te yer alan stres dağılımları bu bulguyu doğrulamaktadır.

Tablo 4.17. Alt çene modelinde protrüziv harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Çekme Ger. Değ.		Sıkışma Ger. Değ.	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	2,48	2,77	-12,84	-13,17
Model 2	2,48	2,77	-12,84	-13,17
Model 3	9,60	66,69	-16,25	-75,02
Model 4	4,88	62,56	-4,67	-64,53
Model 5	8,70	31,44	-20,50	-60,60



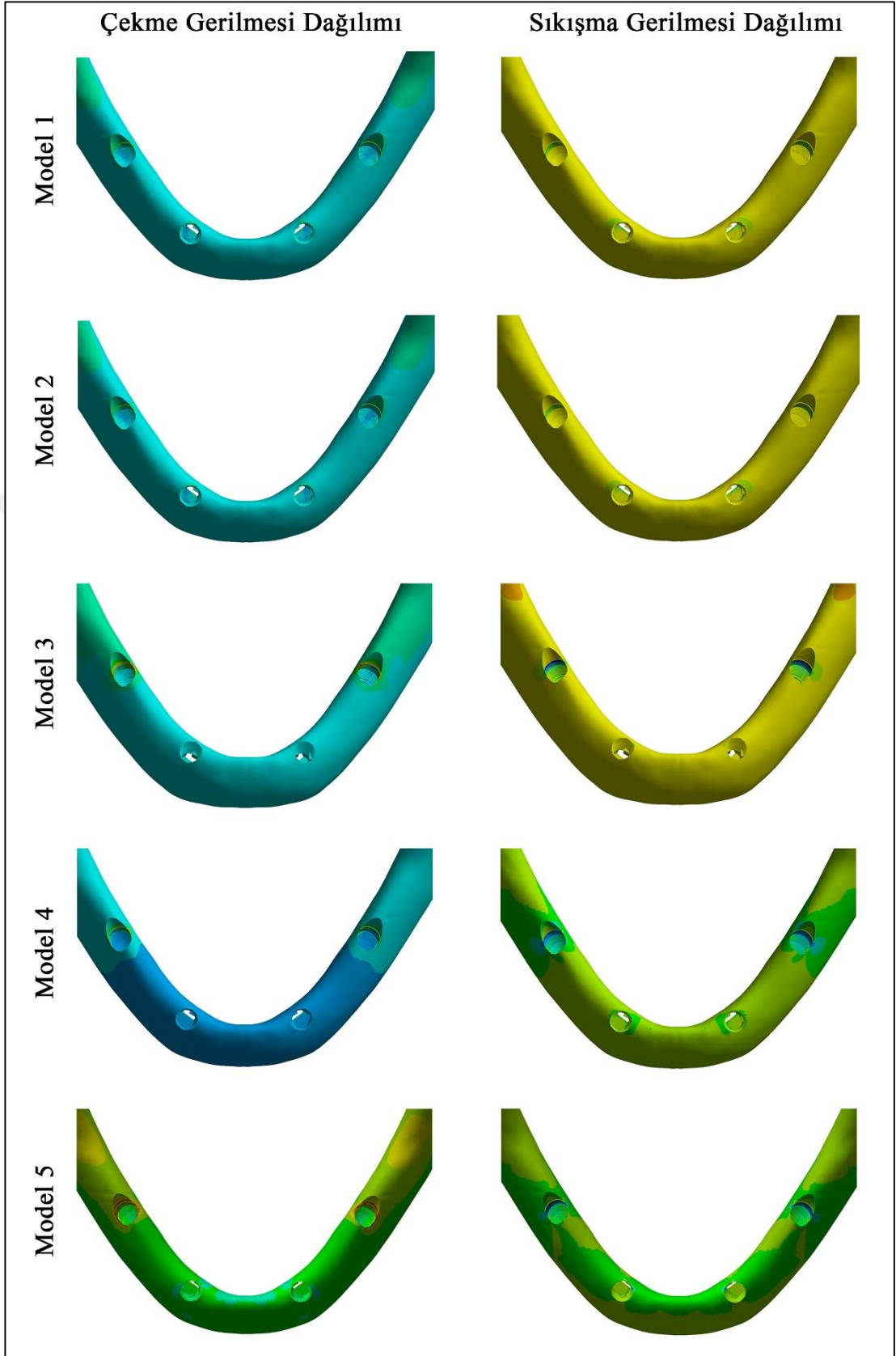
Şekil 4.17. Alt çene modelinde protrüziv harekette kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

Trabeküler Kemik Bulguları

Alt çene modelinde protrüziv harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri ve stres dağılımları Tablo 4.18 ve Şekil 4.18’de gösterilmiştir. Bu değerler kortikal kemikte oluşan gerilme değerlerine göre çok düşüktür. En yüksek değer lingualize oklüzyonda arka bölgede çekme gerilmesi olarak oluşmuştur. Tüm oklüzyon türlerinde arka bölgede daha yüksek değerler gözlenmiştir. Genel olarak en düşük değerler kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda oluşmuştur.

Tablo 4.18. Alt çene modelinde protrüziv harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Çekme Ger. Değ.		Sıkışma Ger. Değ.	
	Ön İmplant	Arka İmplant	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	1,33	3,26	-0,45	-1,94
Model 2	1,33	3,26	-0,45	-1,94
Model 3	2,90	5,40	-2,36	-8,87
Model 4	0,35	9,08	-1,79	-7,60
Model 5	2,20	7,47	-5,50	-5,35



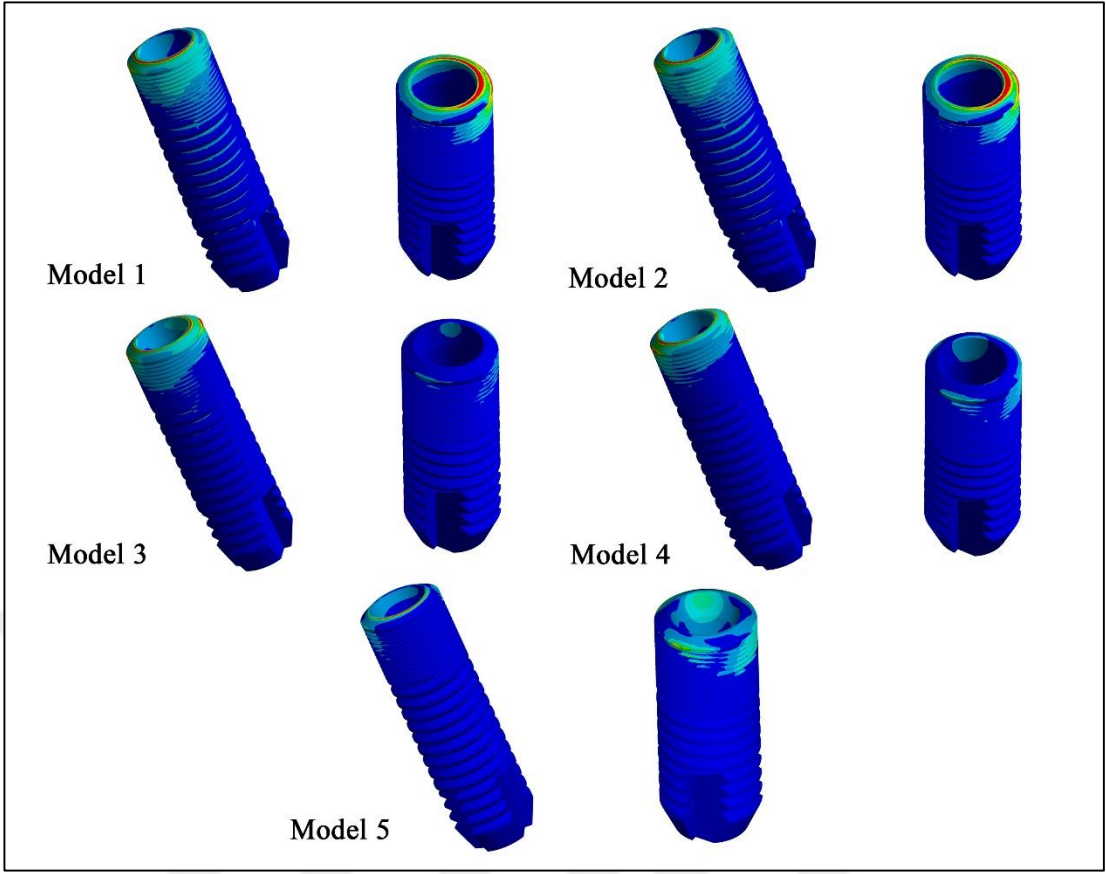
Şekil 4.18. Alt çene modelinde protrüziv harekette trabeküler kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi dağılımı.

İmplant Bulguları

Ön ve arka bölgede yer alan implantlar için protrüziv harekette oluşan Von Misses gerilimi değerleri ve stres dağılımları Tablo 4.19 ve Şekil 4.19’da gösterilmiştir. En yüksek değer monoplan oklüzyonda arka bölgede yer alan implantlarda oluşmuştur. En düşük değerler ise kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda oluşmuştur. Bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyonda arka bölgedeki implantlarda ön bölgedekilere göre daha yüksek değerler gözlenirken, kanin koruyuculu ve grup fonksiyonlu oklüzyonda ön bölgedeki implantlarda daha yüksek değerler gözlenmiştir. Bu bulgular üst çenede protrüziv ilişkide elde edilen bulgularla benzerdir. Tüm implantlarda en yüksek stres değerleri implantların boyun bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.19). Hiçbir oklüzyon türünde implantlarda oluşan Von Misses değerleri titanyum materyalinin dayanma sınırını aşmamıştır.

Tablo 4.19. Alt çene modelinde protrüziv harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilimi değerleri (MPa).

Oklüzyon Türü	Ön İmplant	Arka İmplant
Model 1	95,211	59,298
Model 2	95,211	59,298
Model 3	142,38	363,02
Model 4	117,3	397,08
Model 5	127,35	522,83



Şekil 4.19. Alt çene modelinde protrüziv harekette implantlarda oluşan Von Misses gerilmesi dağılımı.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada All-on-Four tekniğine uygun olarak; kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon, bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyonda alt ve üst çene için üretilmiş protezlerde çiğneme sırasında sentrik ilişki, lateral hareket ve protrüziv harekette oluşan oklüzal yüklerin implantlar ve destek dokular üzerinde oluşturduğu stres dağılımları incelenmiştir.

Dental implantlar uzun süredir başarılı bir şekilde tam ve bölümlü dişsizliğin tedavisinde kullanılmaktadır. Dental implantların uzun dönem başarısı biyomekanik faktörlerden etkilenmektedir. Proteze gelen yükler bağlantı parçaları aracılığıyla implanta, implanttan da kemiğe iletilir. Bu yüklerin yönü ve dağılımı tercih edilen oklüzal şema ile doğrudan bağlantılıdır. Oklüzal düzenin değiştirilmesinin proteze, implanta ve alveol kretine gelen kuvvetleri etkilediği bildirilmiştir (Abduo, 2013). Geleneksel tam protezlerden implant üstü protezlere geçişte çiğneme kuvvetlerinde artış gözlenir (Van Der Bilt ve ark., 2010; Boven ve ark., 2014). Çiğneme kuvvetleri implantın boyutlarına ve yüzey özelliklerine, protezin türüne, oluşan yüklerin tipine, implant çevresi kemiğin yapısına bağlı olarak implant-kemik ara yüzeyinde çeşitli streslere sebep olmaktadır. Streslerle oluşan gerilme değerleri kemiğin dayanma kapasitesini aştığında rezorpsiyon meydana gelir ve implant kayıpları görülür (Bidez ve Misch, 1992b; Van Staden ve ark., 2006).

İmplant kayıplarının başlıca sebeplerinden birisi yanlış oklüzyona bağlı oluşan aşırı yüklenmedir (Esposito ve ark., 1999; Naert ve ark., 2012) Lateral ve protrüziv harekette artan moment yükleri implantlarda ve abutmentlarda kırıklara neden olabilmektedir (Misch, 1988; Misch, 1990, 2014; Sheridan ve ark., 2016). İdeal implant oklüzyonu implant çevresinde kontrollü stres dağılımını sağlamalı, protetik ve biyolojik açıdan kabul edilebilir bir implant-kemik arayüzünün devamlılığını sağlamalı ve marjinal kemiğin uzun dönem stabilitesine olanak sağlamalıdır (Koyano ve Esaki, 2015). Bu şartların sağlanabilmesi için implant tedavilerinde geleneksel oklüzal tasarımlar uygulanırken özel durumlar oluşturulur. Bunlardan bazıları daha dar oklüzal tablanın oluşturulması, tüberkül eğimlerinin azaltılması, oklüzal kuvvetlerin yönünün dikkatle düzenlenmesi, aks dışı kuvvetlerin elimine edilmesi, daha kısa

kanatların kullanımı ve kanatlarda daha hafif bir oklüzal temasın sağlanmasıdır (Lundgren ve Laurell, 1994; Misch, 2014).

Genel olarak kabul gören bu kriterlerin varlığına rağmen literatürde implant üstü protezlerde doğal dentisyondan farklı bir oklüzyonun kullanılması gerektiğine veya hangi oklüzyonun kullanılacağına dair kesin bir bilgi bulunmamaktadır (Taylor ve ark., 2000; Acar ve İnan, 2001; Peroz ve ark., 2003; Koyano ve Esaki, 2015).

Bu çalışmada implantlara ve kemiğe gelen streslere farklı oklüzal şemaların etkisi çok implantlı tasarımların aksine All-on-Four konsepti temelinde incelenmiştir. Bunun nedeni All-on-Four konseptinin diğer tedavi planlamalarına göre daha yeni oluşu ve eskiye kıyasla son dönemde daha çok tercih edilmesidir. 4 adet implantla sağlanacak sabit bir protetik tedavi diş kaybının ve dişsizliğin koruyucu, hızlı ve ekonomik bir şekilde giderilmesini sağlamaktadır (Duello, 2012). All-on-Four konseptinin son dönemde daha çok tercih edilmesinin bir başka nedeni ise daha az implant ile tam ağız sabit restorasyonlar uygulanabiliyor olmasıdır. Bu çalışma ile yüklerin daha az sayıda implant aracılığıyla kemiğe iletilmesi durumunda, oklüzyon türlerinin kemiğe ve implantlara gelen stresler üzerindeki etkilerinin daha iyi anlaşılacağı düşünülmüştür.

Ağız içi dokular ve implantlarda oluşan streslerin incelenmesinde çeşitli yöntemlerden faydalanılmaktadır. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, strain gauge yöntemi ve fotoelastik yöntem bunlar arasında en çok kullanılanlarıdır (Geng ve ark., 2001; Sevimay ve ark., 2005; Van Staden ve ark., 2006). Bu çalışmada implantlarda ve kemikte oluşan streslerin incelenmesinde sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılmıştır. Fotoelastik stres analiz yöntemi ile sonlu elemanlar analizi yönteminin karşılaştırıldığı çeşitli araştırmalarda sonlu elemanlar analizi yönteminin daha ayrıntılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Rossi ve ark., 2014). Strain gauge (gerilimölçer) yönteminde ise çok sayıda alet içeren ayrıntılı bir cihazın kullanımı gerekmektedir ve kemik yapılarına gelen streslerin incelenmesi güçtür (Akça ve ark., 2002; Eser ve ark., 2009).

Stres analizlerinde kullanılan bir diğer yöntem termografik kuvvet analizi yöntemidir. Dental implantların statik yüklenmesi esnasında oluşan frekansların yeterli periyodik değere ulaşmaması nedeni ile implant ile ilgili çalışmalarda termografik kuvvet analiz

yöntemi kullanılmamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005). Radyoteleometri ile kuvvet analizi yöntemi ve holografik interferometri yönteminde ayrıntılı donanım gereksinimi mevcuttur. Bu durum teknik hassasiyeti artırarak sonuçların güvenilirliğini azaltmaktadır. Bu iki yöntemde de sonlu elemanlar analizi yöntemine göre daha ayrıntılı veri sağlanamamaktadır. (Ulusoy ve Aydın, 2005). Stres analizlerinin incelendiği diğer bir yöntem kırılma vernik kaplama tekniğidir. Üç boyutlu analizi mümkün kılan sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırıldığında kırılma vernik kaplama tekniği ayrıntılı sonuçlar elde etme açısından oldukça yetersizdir. (Ulusoy ve Aydın, 2005).

Sonlu elemanlar analizi karmaşık yapıların küçük parçalara bölünerek çeşitli özellikler yönünden incelenmesini sağlayan bir yöntemdir. Diş hekimliği alanında daha çok yükler karşısında oluşan streslerin incelenmesi amacıyla kullanılan bu yöntemde; klinik olarak incelenmesi çok zor olan veya mümkün olmayan durumlar mekanik açıdan değerlendirilebilmektedir (Geng ve ark., 2001; Van Staden ve ark., 2006; Al-Sukhun ve Kelleway, 2007). Kemik-implant sistemindeki bileşenler geometrik açıdan son derece karmaşıktır. Bu nedenle sonlu elemanlar analizi bu yapıları analiz için en uygun yöntemdir (Geng ve ark., 2001; Trivedi, 2014).

Sonlu elemanlar analizinde nasıl bir model geometrisinin oluşturulacağı tartışmalı konulardan biridir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi 2 veya 3 boyutlu olarak yapılabilmektedir. 2 boyutlu ve 3 boyutlu model geometrisi ile analiz yöntemleri pek çok çalışmada karşılaştırılmıştır. 2 boyutlu modellemenin hazırlanması zamandan kazanım sağlaması yönüyle avantajlı olsa da, 3 boyutlu modellemedeki kadar ayrıntılı veri elde etmek zordur (Holmgren ve ark., 1998; Bhavikatti, 2005). Ayrıca, iki boyutlu analizlerde diş hekimliği çalışmalarında kullanılan malzemelerin kompleksliği tam olarak temsil edilememektedir (Yang ve ark., 2001; Romeed ve ark., 2006). Meijer ve ark. (Meijer ve ark., 1993) fazla parametreye sahip çalışmalarda stres analizinde iki boyutlu modellerin kullanılmamasını önermiştir-

Üç boyutlu model analizinin iki boyutlu olanlara göre daha zor olması 3 boyutlu modellerin oldukça basitleştirilerek üretilmesine neden olabilmektedir (Zampelis ve ark., 2007; Bevilacqua ve ark., 2008; Silva ve ark., 2010; Takahashi ve ark., 2010; Hussein ve Rabie, 2015). Bazı araştırmacılar 3 boyutlu basit modellerin kullanımı yerine 2 boyutlu ama daha karmaşık modellerin kullanımını tercih etmiştir (Zampelis

ve ark., 2007; Fazi ve ark., 2011). Bu tercihin nedeni daha gerçekçi modellerin elde edilmesi olsa da ağız içi kuvvetlerin sıklıkla neden olduğu oblik kuvvetler ve bunların etkileri iki boyutlu modellerde araştırılmamaktadır (Zampelis ve ark., 2007; Assunção ve ark., 2008; Eser ve ark., 2009; Karl ve ark., 2009; Fazi ve ark., 2011).

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında gerçekteki ile birebir aynı modeller elde edilemese de bu yöntem *in vitro* çalışmalara göre daha avantajlıdır. Örneğin *in vitro* şartlarda aynı koşulların tekrar edilmesi pek mümkün değilken sonlu elemanlar analizinin en önemli özelliklerinden biri tekrar edilebilirliğidir. Sonlu elemanlar analizinde karşılaştırılması istenilen değişkenler haricindeki faktörlerin standardizasyonu kolaylıkla sağlanabilir (Trivedi, 2014).

Bu çalışmada alt ve üst çene kemiği, 4 adet implant, titanyum barlar, diş eti, akrilik kaide ve dişler gerçeğe en yakın şekilde 3 boyutlu olarak modellenmiştir. Yakın dönemde yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında çene modelleri oluşturulurken hastalardan elde edilmiş tomografi görüntülerinden faydalanılmıştır (Aydın ve ark., 2006; Barão ve ark., 2013; Bahrami ve ark., 2014; Cavalli ve ark., 2015). Ancak bu yöntemde bireylere özgü malformasyon varlığı gibi temel anatomik yapıdan olası sapmaların standardize olmayan modeller ortaya çıkarabileceği kaygısı mevcuttur (Bölükbaşı ve ark., 2012). Bu nedenle bu çalışmada tomografi görüntüsü kullanılmamış, alt ve üst çene modeli tasarımında bir anatomi kitabından faydalanılarak standart modeller elde edilmiştir (Baker ve ark., 2010).

Sonlu elemanlar analizi yönteminin kullanıldığı bazı çalışmalarda modeli oluşturacak yapılar kısmî olarak modellenmiştir (Almeida ve ark., 2015). Kısıtlanmış modeller daha az eleman sayısı ile daha kolay çözümlerin gerçekleştirilmesini sağlayabilir. Bunu destekler nitelikte olmak üzere Teixeira ve ark.; (Teixeira ve ark., 1998) implant çevresi stres dağılımlarını inceledikleri çalışmalarında implant çevresi 4,2 mm kalınlıktaki kemikten daha büyük kemik modellemelerinde analizin duyarlılığında bir değişimin gözlenmediğini göstermiştir. Bununla birlikte bir başka çalışmada kısıtlanmış bir modelde kemik bloğunun tabanından ve kenarından sabitlenen modellerde daha yüksek streslerin olduğu gösterilmiştir (Zampelis ve ark., 2007). Stres değerleri ve dağılımlarının gerçeğe yakın şekilde elde edilebilmesi için bu çalışmada alt ve üst çene tamamen modellenmiştir. Çalışmamızın bulguları da birebir modellemenin önemini ortaya koymuştur. Alt çenede elde edilen stres değerleri üst

çenedeki streslere göre daha yüksektir. Çalışmamızda alt ve üst çene modellerinde tüm implant ve implant üstü modeller aynı iken aradaki tek fark alveol kemiğinin geometrisidir.

Daha önceki çalışmalardan yola çıkılarak modeller alt çene için kasların tutunma bölgeleri, üst çene için diğer kafa kemikleri ile olan birleşim bölgeleri esas alınarak sabitlenmiştir (Fazi ve ark., 2011; Hussein ve Rabie, 2015). Böylelikle çeneler gerçekte olan sabitlenme bölgelerinden sabitlenerek herhangi bir sabitleme durumunun gerçekte var olanın aksi yönünde analiz sonuçlarını etkilemesi önlenmiştir.

İmplant tedavilerinde ısırma kanatta gerçekleşirse devirici kuvvetlerin 2 katına çıktığı bildirilmiştir (Glantz ve ark., 1993; Rangert ve ark., 1995; Gunne ve ark., 1997). Ayrıca kanat implant kenarında yüksek strese neden olur (Zampelis ve ark., 2007). All-on-Four tekniğinde implantın eğim derecesi arttıkça kanatların daha kısa üretilmesi mümkün hale geldiğinden olumsuz kanat faktörünü olabildiğince elimine etmek için posterior bölgedeki implantların eğimleri artırılır (Zampelis ve ark., 2007). Bu çalışmaya ait modelde posterior bölgede yer alan implantların derecesi konsept sınırları dâhilinde 40° açıldırılarak yerleştirilmiştir (Duello, 2012). All-on-Four tekniğinde implant eğimleri 30 dereceyi geçtiğinde implantlar birbiriyle splintlenmelidir (Duello, 2012) (<https://www.nobelbiocare.com/ca/en/home/products-and-solutions/library/manuals.html> Son erişim: 14 Aralık 2017). Bu durum implantların eğimlendirilmesi ile oluşan biyomekanik dezavantajın azaltılmasını sağlar (Zampelis ve ark., 2007). Bu nedenle çalışmamız da implantlar titanyum bar ile splintlenerek modellenmiştir.

All-on-Four tekniğinde eğimli yerleştirilen implantın en üst mezial kenarı kortikal kemik seviyesine yakın iken, distal kenar daha aşağıda alveol kemiği içerisinde kalmaktadır. Dolayısıyla açılı abutmentler yerleştirildiğinde abutmentin distal kısmı da alveol kemiğine gömülmüş olur. Eğimli implantların stres analizinin yapıldığı pek çok çalışmada bu duruma dikkat edilmemiş, implant-kemik ilişkisi gerçeğe uygun şekilde modellenmemiştir (Akça ve İplikçioğlu, 2001; Zampelis ve ark., 2007; Sannino, 2015; Bhering ve ark., 2016). Eğimli implantlarda distal bölgede kortikal kemik seviyesinde krater benzeri bir yapı oluşmaktadır. Bu yapı implantın yerleştirilme açısından bağımsız olarak yaklaşık 0,5 mm genişliğindedir (Duyck ve

ark., 2001; Kitamura ve ark., 2005; Zampelis ve ark., 2007). İmplant çevresi kemik modellenirken bu duruma dikkat edilmiştir. Alt ve üst çene modellerinde implant kemik ilişkisinin gerçek yapıya uygun olması sağlanmıştır.

Çalışmamızda model parçaları arası gerçek boyut ilişkisinin sağlanabilmesi ve daha gerçekçi değerlendirmelerin yapılabilmesi amacıyla protetik modeller ve implant parçaları gerçek boyutlarda tasarlanmıştır. Günümüzde implantlar pek çok farklı firma tarafından üretilmektedir. Üretilen bu implantlar arasında tasarım açısından pek çok farklılıklar mevcuttur. Bu çalışmada kullanılan implantlar gümümüzde en sık kullanılan silindirik implant formundadır (Astra Tech OsseoSpeed tx 4.0 S). Tada ve ark. (Tada ve ark., 2003) kısa boylu implantların kemik kalitesinin düşük olduğu durumda kemikteki gerilimleri artırdığını, yüksek kaliteli kemikte ise implant uzunluğunun stresler açısından anlamlı bir farklılık oluşturmadığını bildirmiştir. Zampelis ve ark. (Zampelis ve ark., 2007); daha uzun implantlar kullanıldığında daha az marjinal streslerin oluştuğunu bildirmiştir. All-on-four tekniğinde özellikle arka bölgede uzun implantlar tercih edilmektedir (Maló ve ark., 2003). Bu çalışmada arka bölgede boyutları 4x13 mm olan implantlar, ön bölgede ise boyutları 4x10 mm olan implantlar kullanılmıştır. İmplant uzunlukları ve çapı belirlenirken literatürde yer alan verilerden faydalanılmıştır (Babbush ve ark., 2011).

Modeller arası karşılaştırmaya dayalı çalışmalarda implant yivleri tasarlanmayarak düz silindirik yapılar üzerinde analiz yapılabilmektedir (Silva ve ark., 2010). Bununla birlikte bazı araştırmacılar vida yivlerinin stres dağılımını etkilediğini bildirmiş ve sonlu elemanlar analizinde vida yivi tasarımının zorunlu olduğunu ifade etmiştir (Zampelis ve ark., 2007; Özdemir Doğan ve ark., 2014). Bu çalışmada kullanılan implantlar yivli olarak modellenmiştir. Yüzey özelliklerinin yansıtılması ile oluşabilecek küçük farklar kemik-implant arası %100 temasın varsayılması ve tüm modellerde aynı implant yapısı kullanılması nedeni ile ihmal edilebileceğinden modellenen implantların mikro yapısı tasarlanmamıştır (Zampelis ve ark., 2007). Kemikte ve tüm yapının implantlar üzerinde oluşturduğu stres dağılımları incelendiğinde ayrıntılı tasarımlara gerek olmadığı bildirilmiştir (Sakaguchi ve Borgersen, 1995; Zampelis ve ark., 2007).

All-on-Four konseptinde protetik yapı çeşitli materyallerden üretilebilir (Duello, 2012; Özdemir Doğan ve ark., 2014). Bu çalışmada modellerin protez kaidesi ve dişleri

temsil eden kısmı için akrilik materyali tanımlanmıştır. Burnski ve ark. (Brunski ve ark., 2000) tarafından oklüzal yüzey materyalinin, porselen veya akrilik doğasının implanta iletilen kuvvetlerin dinamik karakterini etkilemesinin klinik açıdan önemli olmadığı bildirilmiştir.

Günümüzde All-on-Four tekniğinin tercih nedenlerinden biri eğimli implantların sağladığı primer tutuculuk nedeniyle hemen yüklemenin yapılabilmesi ve böylelikle hasta memnuniyetinin yüksek olmasıdır. İmplant üstü protezlerde hemen yükleme protokollerinde genel olarak posterior bölgede oklüzal yükler en aza indirilir. Bu nedenle hemen yükleme durumunda karşılıklı diş ilişkilerinde özel durumlar oluşturulur (Misch, 2014; Frisardi ve ark., 2017). Bu çalışmada farklı oklüzyon türlerinin stres dağılımına etkisinin anlaşılması hedeflenmiştir. Bu nedenle primer stabilitede görülen mekanik tutuculuk yerine normal oklüzal konseptlerin oluşturulduğu uzun dönemde oluşan biyolojik tutuculuğu temsil edecek şekilde implant-kemik bağlantısı osseoentegre olarak kabul edilmiştir. Modeller tamamen geç yükleme protokolüne uygun olarak oluşturulmuştur.

Dental yapıları içeren sonlu elemanlar analizi çalışmaları incelendiğinde model parçalarını oluşturan yapılara ait materyallerin fiziksel özellikleri için sabit değerlerin bulunmadığı gözlenmektedir. Akriliğin, metal alaşımların, implantların, kortikal kemiğin ve trabeküler kemiğin poisson oranları ve elastik modülleri için genel kabul görmüş ortak bir tablo yoktur (Geng ve ark., 2001). Bu çalışmada kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri tanımlanırken daha önce yapılmış benzer çalışmalar referans alınmıştır (Akça ve İplikçioğlu, 2001; Tanino ve ark., 2007; Pellizzer ve ark., 2010; Cunha ve ark., 2011; Verri ve ark., 2011; Archangelo ve ark., 2012; Mehdi ve ark., 2015; Sannino, 2015). İmplant ve abutmentlerin fiziksel özelliklerindeki değişimin yük dağılımını etkilediği bildirilmiştir (Brunski ve ark., 2000; Schwitalla ve ark., 2015). Bununla birlikte sonlu elemanlar analizi çalışmalarında karşılaştırmanın esas olması ve materyallerin fiziksel özelliklerinin bizim çalışma modelimizde değişken bir faktör olarak yer almaması nedeniyle materyallerin fiziksel özellikleri çalışma sonuçlarını etkilemeyecektir (Smith ve ark., 2013).

Bu çalışmada tüm materyaller birbiri ile tam temas halinde kabul edilip sürtünmeyi içeren bir ilişki tanımlanmamıştır. Gerçekte materyaller arasında böyle bir ilişki mevcut değildir. Fakat bu çalışmada oklüzal yük dağılımının değişimiyle oluşan stres

farklılıklarının karşılaştırılması amaçladığından materyaller arası temasların karakteristiği sonuçları etkilemeyecektir (Takahashi ve ark., 2010; Fazi ve ark., 2011; Naini ve ark., 2011; Mariano ve ark., 2012; Özdemir Doğan ve ark., 2014).

Kemik dokusu yoğunluk olarak ve mikro yapısal özellik bakımından homojen bir özellik göstermemektedir. İmplant-kemik arası osseoentegrasyon bu nedenle gerçekçi bir şekilde simüle edilemez. Fazi ve ark. (Fazi ve ark., 2011) implant-kemik arası osseoentegrasyonu simüle etmek için bir temas algoritması geliştirmiştir. Bununla birlikte bu algoritmanın güvenilirliği hakkında yeterli veri bulunmamaktadır. Bu nedenle önceki çalışmalara benzer şekilde kemik ve implant arası %100 osseoentegrasyonun var olduğu varsayılarak tüm ara yüz boyunca sıkı bir temas tanımlanmıştır (Silva ve ark., 2010; Takahashi ve ark., 2010; Naini ve ark., 2011; Mariano ve ark., 2012; Özdemir Doğan ve ark., 2014).

Bu çalışmada kullanılan modellerde eleman ve düğüm sayıları pek çok çalışmaya göre çok daha yüksektir. Sonlu eleman analizi çalışmalarında düğüm ve eleman sayısındaki artış analizin güvenilirlik ve geçerliliğini artırır (Meijer ve ark., 1993; Smith ve ark., 2013). Bununla birlikte eleman sayısındaki artış çözümü zorlaştırır ve daha yüksek kapasiteli bilgisayarları ve daha fazla zamanı gerekli kılar. Bu nedenle kuvvet uygulanan bölgelerde eleman sayıları artırılmaya çalışılırken diğer bölgelerde daha basit tasarımlar tercih edilmektedir (Himmlova ve ark., 2004; Aydın ve ark., 2006).

Tüm oklüzal kuvvetin bir düğüme veya bir elemana uygulanması durumunda veya oklüzal yüzeyin bir alanındaki basıncın oklüzal yüklemeyi temsil ettiği kabul edildiğinde ortaya çıkan stres değerleri ve dağılımları hatalı olabilmektedir (Benazzi ve ark., 2011). Bu yükleme durumunun yüklemenin çevresindeki gerilimi aşırı yoğun hale getireceği ve bu nedenle uygulanan kuvvetlerin daha geniş alanlara yayılması gerektiği bildirilmiştir (Murakami ve Wakabayashi, 2014; Hussein ve Rabie, 2015). Daha önceki birçok çalışmanın aksine bu çalışmada çiğneme kuvvetlerinin gerçekçi simülasyonu amacıyla kuvvetler dişlerin oklüzal yüzeyinden uygulanmıştır (Zampelis ve ark., 2007; Silva ve ark., 2010; Fazi ve ark., 2011). Bu nedenle oklüzal yüzeylerde eleman sayıları oldukça yüksek tutulmuştur. Bu sayede yüklerin ilk aşamada daha az eleman sayısı ile karşılaşması engellenmiş, yükler pek çok eleman tarafından karşılanmıştır.

Sonlu elemanlar analizi non lineer ve lineer olmak üzere iki farklı şekilde yapılabilir. Nonlinear analiz yüksek deformasyona yatkın elastik materyallerin analizinde, ısı faktörünün varlığında, sürtünmeyi içeren temas ilişkilerinin varlığında ve ayrıca temas esnasında meydana gelen kaymaların incelenmesi durumunda tercih edilir (Wakabayashi ve ark., 2008; Crisfield ve ark., 2012). Çözüm aşamasında materyallerin gerilme-gerinim (stres-strain) eğrisinden faydalanılır. Dokular arasındaki kayma ve sürtünme hareketlerinin zamana bağlı etkileri yine nonlinear analiz ile incelenir (Sakaguchi ve Borgersen, 1995; Crisfield ve ark., 2012). Statik yüklerin uygulandığı, belli bir anda tüm modelde oluşan yük ve streslerin incelendiği, zamana bağlı bir analizi içermeyen, tüm yapılar arası sürtünmesiz ilişkinin (bonded contact) tanımlandığı durumlarda ve gerilme-gerinim ilişkisinin belirli sınırlar içerisinde doğrusal olduğu materyallerde lineer analiz yöntemi tercih edilmektedir (Wakabayashi ve ark., 2008; Hughes, 2012; Murakami ve Wakabayashi, 2014). Bu çalışmada analizler sırasında modele uygulanan yüklerde zamana bağlı değişim tanımlanmamıştır. Oklüzal yüklerin kortikal kemik, trabeküler kemik ve implant üzerinde uygulanma anında oluşturduğu stresler incelenmiştir. Daha önce ifade edildiği gibi materyaller arası temas ilişkisi için önceki çalışmalardan yola çıkılarak “bonded kontakt” yani “tam ve stabil temas” halinin varlığı kabul edilmiştir (Zampelis ve ark., 2007; Silva ve ark., 2010; Özdemir Doğan ve ark., 2014). Bu nedenlerden dolayı bu çalışmada lineer analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında yükleme koşulları oluşturulurken kuvvetlerin karakteristik özellikleri tanımlanabilmektedir. Oklüzal yüklerin dokular ve protetik yapılar üzerindeki etkileri araştırılırken en doğru sonuçların alınabilmesi için uygulanan kuvvetlerin yönü, konumu, büyüklüğü ve süresi doğru temsil edilmelidir. İmplant destekli protezlerde stres dağılımlarının değerlendirildiği daha önceki çalışmalarda uygulanan oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü farklılık arz etmiştir (Zampelis ve ark., 2007; Silva ve ark., 2010; Takahashi ve ark., 2010; Fazi ve ark., 2011; Almeida ve ark., 2015). Özdemir Doğan ve ark. (Özdemir Doğan ve ark., 2014) alt premolarlara uygulanan yüklerin farklı sonlu elemanlar analizi çalışmalarında 50, 100, 135, 250, 300, 500 N şeklinde olduğunu bildirmiştir. Ağız içi kuvvetlerin simüle edildiği iki ayrı sonlu elemanlar analizi çalışmasından birinde implant üstü yapıya toplam 1200 Newton uygulanırken diğerinde ise toplam 800 N kuvvet uygulanmıştır (Silva ve ark., 2010; Sannino, 2015). Uygulanan kuvvetlerin birbirinden bu kadar

farklı olmasının temel nedeni literatürde çiğneme kuvvetleri ve maksimum ısırma kuvvetlerinin büyüklüğüne dair birbirinden çok farklı değerlerin bildirilmiş olmasıdır (Bakke, 2006; Rismanchian ve ark., 2009; de Abreu ve ark., 2014; Takaki ve ark., 2014). Bunun sebebi ise ısırma kuvvetlerinin bireyin yaşı, cinsiyeti, dişlerin periodontal durumu, eklem problemleri, ağrı varlığı, dental durum ve parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı gibi birçok faktörden etkilenmesidir (Koc ve ark., 2010). Isırma kuvveti değerlerinin farklılığında ölçüm yapılan kayıt cihazı ve kayıt yöntemi faktörü de etkilidir (Koç ve ark., 2010).

Çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğü bireylerin doğal dişlerinin mevcut olup olmaması ya da kullandığı protezin tipine göre de değişir. Geleneksel tam protez kullanan bireylerde fonksiyonel ve maksimum ısırma kuvveti değerleri doğal dişlenmeye oranla çok düşük iken implant ile tedavi edilen bireylerde bu kuvvetlerde artış gözlenmiştir (Kaul ve Goyal, 2011; Neto ve ark., 2012; Toman ve ark., 2012; Boven ve ark., 2014; Yunus ve ark., 2014; Bae ve ark., 2015; Boven ve ark., 2015). Isırma kuvveti değerleri bireye ait faktörlerin yanında implant sayısı, konumu, protezin tipi, implant ataçman tipi gibi pek çok faktörden de etkilenmektedir (Van Kampen ve ark., 2004; Van Der Bilt ve ark., 2006; Melo ve ark., 2016; Elsyad ve Khairallah, 2017). Isırma kuvveti değerlerini etkileyen bu faktörler nedeniyle ısırma kuvvetlerine dair sabit bir değerden bahsedilememektedir (Koc ve ark., 2010).

Bu çalışmada tüm analizler implant üstü protez modelleri üzerinde gerçekleştirilmiştir. İmplant üstü protezlerde gözlenen maksimum oklüzal yük değerleri 200 N ila 814 N olarak bildirilmiştir (Mericske-Stern ve ark., 1993; Fontijn-Tekamp ve ark., 2000; Kaul ve Goyal, 2011; Şener ve ark., 2015) Çalışmamızda sentrik ilişkide toplam 450 N, kanin koruyuculu oklüzyonda lateral harekette 93 N, grup fonksiyonlu oklüzyonda lateral harekette 200 N ve kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda protrüziv harekette 94 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Diğer tüm sentrik dışı ilişkilerde uygulanan toplam kuvvet ise 400 N dur. Lateral ve protrüziv harekette oluşan yük farklılığının nedeni yüklerin çiğneme merkezinden çok uzakta oluşması, lateral harekette kaslarda kuvvet azalmasının meydana gelmesi ve bu durumun oluşan ısırma kuvveti üzerinde azaltıcı etkisinin bulunmasıdır (Manns ve ark., 1987; Silva ve ark., 2010; Khuder ve ark., 2017; Roque ve ark., 2017). Kaul ve Goyal (Kaul ve Goyal, 2011) implant üstü protezlerde yalnızca kanin dişi ile ısırmada oluşan yükün 93 N,

kesici dişler ile ısırma ön bölgede oluşan yükün ise 94 N olduğunu bildirmiştir. Grup fonksiyonlu oklüzyonda olduğu gibi birden fazla diş ile oluşan tek taraflı ısırma ısırma kuvvetlerinin oldukça düştüğü bildirilmiştir. (Koolstra, J. H ve ark, 1988, Shinogaya ve ark., 2000, van der Bilt A ve ark, 2008,).

Bu çalışmada tercih edilen oklüzal yükler implant üstü protez kullanan hastalarda gözlenen maksimum ısırma kuvvetleri dikkate alındığında ortalama değerlerdir. (Mericske-Stern ve ark., 1993; Fontijn-Tekamp ve ark., 2000; Kaul ve Goyal, 2011; Sannino, 2015; Şener ve ark., 2015). Lateral ve protrüziv harekette daha düşük kuvvet değerlerinin tercih edilmesinin nedeni sentrik dışı hareketlerde ısırma kuvveti değerinin sentrik pozisyondaki ısırma kuvvetlerine göre daha az olmasıdır (Widmalm ve Ericsson, 1982; Shinogaya ve ark., 2000; Van Der Bilt ve ark., 2008).

Sonlu eleman analizi çalışmalarında modeller arası karşılaştırma yapılırken test edilen değişken faktörün gerçeği yansıtması önemlidir. Bununla birlikte modeller arası benzerliğin sağlanması şartıyla belirli faktörlerin temsili olarak kullanılmasında sakınca yoktur (Silva ve ark., 2010; Hughes, 2012; Sannino, 2015). Çalışmamızda değişken faktör farklı oklüzal konseptler doğrultusunda oluşturulan oklüzal yüzler ve oklüzal kuvvetlerin temas noktalarıdır. Bu açıdan bakıldığında sentrik ilişkide 450 N, lateral hareketlerde 400 N olarak belirlenen ısırma kuvveti tercihinin karşılaştırılan modellere eşit yüklerin uygulanması koşuluyla sonuçlara etkisi bulunmamaktadır. Örneğin, bir modele lateral harekette çalışan taraf için uygulanan bir kuvvet diğer bir oklüzal düzen içinde lateral harekette aynı büyüklüktedir. Oklüzal şekil değişikliği ve oklüzal konsept farkı nedeniyle buradaki tek değişkenin uygulanan yüklerin temas noktaları olması ve her iki modelde aynı yüklerin uygulanması nedeniyle yüklerin büyüklüğü çalışmanın sonuçlarını etkilememektedir. Farklı yüklerin uygulandığı modellerde uygulanan yükler ise daha önce ifade edildiği gibi literatürde yer alan bilgiler ışığında tercih edilmiştir.

Literatürde özellikle maksimum tüberkül-fossa temasında oluşan ısırma kuvvetlerine dair çeşitli veriler mevcutken, bu yüklerin dişlere dağılımına dair yeterli veri bulunmamaktadır (Waltimo ve Könönen, 1993; Raadsheer ve ark., 1999; Bakke, 2006; Van Der Bilt ve ark., 2008; Kaul ve Goyal, 2011; Elsyad ve Khairallah, 2017). Belirlenen toplam ısırma kuvvetlerinin dişlere dağılımının belirlenmesinde literatürde yer alan verilerden faydalanılmıştır (Tablo 4 ve Tablo 5). Oklüzal yükün dişlere

dağılımına dair yapılan tüm çalışmalarda yükler posteriordan anteriora doğru azalmaktadır (Hidaka ve ark., 1999; Fontijn-Tekamp ve ark., 2000; Silva ve ark., 2010; Khuder ve ark., 2017; Roque ve ark., 2017).

Hidaka ve ark. (Hidaka ve ark., 1999) dişlere gelen yük değerlerini ayrı ayrı olmak üzere fakat grafiklerle göstermiştir. Çalışma sonuçlarından yüklerin dişler arasında dağılımına dair net orantısal veriler çıkarılamamaktadır. Fontijn Tekamp ve ark. (Fontijn-Tekamp ve ark., 2000) implant üstü protezlerde keser dişlere ve molar dişlere gelen yükleri ön grup dişler ve arka grup dişler şeklinde gruplar halinde göstermiştir. Çalışmada hangi dişe ne kadar kuvvet geldiğine dair net bir veri bulunmamaktadır.

Silva ve ark. (Silva ve ark., 2010) tam ağız ısırma esnasında oluşan yüklerin implantlar üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmada bir tez çalışmasını referans alarak 1. molar dişe 200 N, 1. ve 2. premolar dişe 150 N, kanin dişin distaline ise 100 N değerinde kuvvet uygulamıştır. Benzer bir diğer çalışmada ise Sannino (Sannino, 2015) 1. molar ve 2. premolar dişin temas noktasına 150 N, 1. Premolar dişe 100 N, kanin dişin distaline ise 100 N kuvvet uygulamıştır. Silva ve ark, ve Sanino'nun çalışmalarında uygulanan bu kuvvetlerdeki kademeli azalış gerçek yük dağılımını temsil etmemektedir. Araştırmacılar çalışmalarında modeller arası karşılaştırma yaptıkları için uygulanan kuvvetlerin gerçek kuvvetleri birebir temsil etmiyor oluşunun önemsiz olduğunu bildirmiştir. Konu ile ilgili diğer pek çok çalışmada dişlere gelen kuvvetlerin dağılımında eski ve güncel olmayan yöntemler kullanılmıştır (Haraldson ve ark., 1988; Bakke ve ark., 1990; Waltimo ve Könönen, 1993; Hidaka ve ark., 1999; Ortuğ, 2002).

Roque ve ark. (Roque ve ark., 2017) tek implant tedavisi gören bireylerde oklüzal kuvvet dağılımında meydana gelen değişimi incelemiş ve kuvvet dağılımına dair orantısal değerleri içeren veriler elde etmiştir. Çalışmada oklüzal yüklerin kaydı için dijital oklüzal sensör kullanılmıştır. Posteriordan anteriora doğru oklüzal yüklerde meydana gelen azalma en net şekilde bu çalışmada gösterilmiştir (Roque ve ark., 2017). Çalışmamızda dişlere gelen yüklerin orantısal dağılımında bu çalışmaya ait bulgular referans alınmıştır. Sonlu elemanlar analizi sonuçları modeller arası karşılaştırma ile yorumlandığından tüm modellerde dişlere gelen yüklerin aynı standartta göre belirlenmesi nedeni ile dağılım şeklinin sonuçlar üzerinde doğrudan etkisi yoktur.

Daha önce yapılan çalışmalarda oklüzal kuvvetler genellikle implantların uzun aksına dik olarak veya belirli açılarla bir veya birkaç noktadan uygulanmıştır (Zampelis ve ark., 2007; Silva ve ark., 2010; Takahashi ve ark., 2010; Sannino, 2015; Bhering ve ark., 2016). Oklüzal kuvvetlerin simülasyonunda sadece horizontal veya sadece vertikal kuvvetlerin uygulanması doğru değildir. Gerçek tüberkül temasları bu tarzda kuvvetler oluşturmaz (Benazzi ve ark., 2014). Bu çalışmada oklüzal kuvvetler her bir oklüzyonda sentrik ve sentrik dışı hareketlerde oluşan oklüzal temaslar dikkate alınarak uygulanmıştır. Çiğneme kuvvetlerinin gerçekçi temsilinin sağlanması nedeniyle bu durum oklüzal yük-stres ilişkisinin daha doğru bir şekilde yansıtılmasına olanak sağlamıştır. Kuvvetler herhangi bir oklüzal durumda oluşan tüberkül temas noktalarına etki edecek şekilde tanımlanmış ve yüzey normallerine dik olarak uygulanmıştır. Bu yükleme şeklinin kuvvetlerin gerçekçi simülasyonunda en doğru yöntem olduğu bildirilmiştir (Hattori ve ark., 2009; Benazzi ve ark., 2011; Benazzi ve ark., 2014).

Varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla sağlanmaları nedeniyle sonlu elemanlar analizi ile elde edilen değerler için istatistik analizi uygulanmamaktadır (Logan, 2007; Smith ve ark., 2013). Sonuçlar değerlendirilirken, asal gerilimler kırılğan materyaller için, Von Misses stres değerleri ise çekilebilir materyaller (örn: metallar) için kullanılır (Ramoğlu ve Ozan, 2014). Bu nedenle çalışmamızda stres değerleri ve dağılımlarına ait veriler karşılaştırmalı olarak incelenerek yorumlanmıştır.

Çalışma bulgularında sunulan renklendirilmiş model görsellerinde en kırmızı alanların o modelde oluşan en yüksek çekme gerilmesi değerini, mavi alanların ise yine o modelde oluşan en düşük stres gerilimlerini temsil ettiği bulgular bölümünde daha önce ifade edilmiştir. Fakat bu çalışmada elde edilen streslerin MPa cinsinden değerlerini gösteren tablolar ile renklendirilmiş model görselleri incelendiğinde, görsellerde yer alan renk dağılımlarının tablolarda yer alan özellikle en yüksek değerlere dair verileri her zaman yansıtmadığı gözlenmektedir. Bu durum şu şekilde açıklanabilir; sonlu elemanlar analizi sonrası modellerde oluşan renk geçişleri stres dağılımlarını ifade eder. Oluşan renk türlerine göre bir model üzerinde streslerin en çok olduğu bölgeler ve streslerin yönü anlaşılabilir. Bu verilere dayanılarak aynı model üzerinde farklı bölgeler arasında stres değerlerine dair yorum da yapılabilir. Bununla birlikte bir yük faktörünün değiştirilerek iki ayrı analizin yapıldığı bir

modelde elde edilen renk dağılımları birbirinden çok farklı olabilir. Daha yüksek stres değerini ifade eden renk tonuyla kaplanmış geniş boyanma alanlarının gözlemlendiği bölgelerde en yüksek stresler oluşmamış olabilir. Örneğin bir modele birinci analizde oblik olarak 100 N'luk kuvvet, ikinci analizde vertikal olarak yine 100 N'luk kuvvet uygulanan bir incelemede; sonuçlar değerlendirilirken renk tonlarının miktarının iki analizin karşılaştırılmasında doğrudan dikkate alınması oluşan stresler hakkında yanlış yorumların yapılmasına sebep olabilir. Bu durum model geometrisi ile doğrudan ilgilidir. Her iki modelde yüklerin dağılım yönleri farklı olacaktır ve yüklerin ilerlediği yönlerde çok dar alanlarda yüksek stres değerleri oluşabilir (Strang ve Fix; Sih, 2013; Yue ve Wahab, 2014).

Ayrıca Şekil 4.1'de gösterilen renk dağılımı her modelde oluşan en yüksek ve en düşük stresler referans alınarak analiz yazılımı tarafından yeniden düzenlenir (Sih, 2013). Bu durumda bir modelde belli bir renk çok küçük bir stres değerini ifade ederken diğer bir modelde çok daha yüksek değerler aynı renk ile temsil edilebilir. Tüm bu nedenlerden dolayı analiz modelleri arası karşılaştırmada renk dağılımları doğrudan belirleyici bir faktör olarak alınmaz. Görseller oluşan maksimum strese dair rakamsal veriler eşliğinde yorumlanmalıdır.

En yüksek stres değerlerine dair bulgular streslerin materyaller üzerindeki etkilerinin anlaşılması açısından önemlidir. Fizyolojik bir sınır olarak nihai dayanım noktası konusunda, kortikal kemikte maksimum asal gerilmenin (çekme gerilimi) 170-190 MPa'ı aştığı durumda ve minimum asal gerilme (sıkışma gerilimi) mutlak değerinin 100-130 MPa'ı aştığı durumda aşırı yük oluşmaktadır. Bu değerler kemiğin streslere dayanma sınırı olarak bildirilmiştir. (Martin ve ark., 1998; Natali, 2003). Trabeküler kemik için bu değerler oldukça düşüktür ve 1-20 MPa olarak bildirilmiştir (Reilly ve Burstein, 1975; Martin ve ark., 1998; Akça ve İplikçioğlu, 2001). Titanyum implantlar için ise elastik deformasyonun olduğu gerilme değeri 1119 MPa olarak bildirilmiştir (Sakaguchi, 2006).

Kuvvetler karşısında kemikte oluşan deformasyon miktarının kemiğin esas boyutuna oranı şekil değiştirme miktarını ifade eder (Craig ve ark., 1996). Stres; uygulanan kuvvete eşit, zıt yönde birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanmaktadır ve materyallerde şekil değiştirmeye sebep olabilmektedir. Yükler karşısında kemikte meydana gelen değişimlere dair ilk ayrıntılı teori Frost (Frost, 1983; Frost, 2004)

tarafından ortaya koyulmuştur. Frost; kemiğe gelen yüklerin kemik yapım-yıkım mekanizmalarında çeşitli etkiler gerçekleştirdiğini bildirmiştir. Bu teoriye göre kemik belirli bir miktarda deformasyonu destekleyebilir, ötesinde mikro kırıklar oluşabilir ve bu da kemik kaybına neden olabilir (Frost, 2004). Son dönemde yapılan bazı çalışmalarla bu teori desteklenmiştir (Mahnama ve ark., 2013; Tyrovola ve Odont, 2015; Lerebours ve Buenzli, 2016). Kemikte oluşan mikro kırıklar implantların mikro hareketliliğine sebep olur. 150 µm'dan büyük hareketler kemik-implant sistemi tarafından iyi tolere edilemez ve osseointegrasyon kaybı ve rezorpsiyon oluşabilir (Szmukler-Moncler ve ark., 1998).

Alveol kemiğinde rezorpsiyonun ilk görüleceği yerler belirli değerleri aşan maksimum gerilmenin olduğu alanlardır. Önceki çalışmalar incelendiğinde en yüksek gerilme değerleri trabeküler kemikte değil kortikal kemikte gözlenmiştir (Himmlova ve ark., 2004; Aydın ve ark., 2006). Bu bilgilere uygun şekilde klinik olarak alveol kemiğinde rezorpsiyon çoğunlukla implantların 1/3 lük üst bölgesinde yani boyun bölgesi hizasında meydana gelmektedir (Flanagan, 2005; Chvartzaid ve Koka, 2011; Albrektsson ve ark., 2014; Tannure Firme ve ark., 2014). Çalışmamızda elde edilen bulgular bu bilgileri desteklemektedir. Tüm modellerde sentrik ve sentrik dışı hareketlerde kortikal kemikte oluşan stres değerleri trabeküler kemikteki değerlere göre daha yüksektir. Bunun temel nedeni kortikal kemiğin elastik modülünün trabeküler kemiğe göre daha yüksek olması sonucu olarak yükü ilk karşılayan bölgenin kortikal kemik bölgesi olması olabilir. İmplantlardan kemiğe iletilecek stres değerleri ve dağılımı kemiğin kalitesi ile doğrudan ilişkilidir (Geng ve ark., 2001).

Bilinmesi gereken bir başka durum sonlu elemanlar analizlerinde görsellerin yorumlanması ile ilgilidir. Sonlu eleman analizlerinde yüksek değerli kırmızı alanlar materyalde oluşacak kalıcı deformasyonu temsil eder. Fakat bu durum yumuşak ya da sert canlı dokular için geçerli olmayıp solid-katı modeller için geçerlidir. (Cook, 2007). Frost'un (Frost, 1983; Frost, 2004) teorisi doğrultusunda bu çalışma sonuçları yorumlanırken en yüksek stres değeri oluşan bölgelerin rezorpsiyona en erken maruz kalabilecek bölgeler olduğuna dair çıkarım yapılabilir. Fakat en yüksek stresin olduğu bölgelerde kesinlikle rezorpsiyonun oluşacağına dair bir sonuca varılamaz. Bununla birlikte kemiğin dayanma kapasitesinin üzerindeki değerlerde rezorpsiyonu başlatacak reaksiyonlar görülebilir (Frost, 1983; Natali, 2003; Frost, 2004) Daha önce

kortikal ve trabeküler kemiğin dayanabileceği en yüksek stres değerleri ifade edilmiştir. Bu çalışmada yer alan modellere uygulanan yükleme çeşitlerinin hiçbirinde oluşan stres değerleri kortikal veya trabeküler kemiğin dayanma sınırını aşmamıştır. Ancak bu durum oluşan yüklerin kemikte rezorpsiyona dair değişimlere sebep olmayacağı anlamına gelmez. Oklüzal yükler çenelerin fonksiyonel hareketi boyunca sürekli oluşmaktadır. Alveol kemiğinde aynı noktada sürekli oluşacak yüksek stresler rezorpsiyon riskini artırır (Bidez ve Misch, 1992b; Duyck ve ark., 2001).

Bu çalışmada kullanılan modellerde uygulanan toplam oklüzal yük değerleri 450 N, 400 N, 200 N, 94 N ve 93 N'dur. Oklüzal yüklerle dair literatürde yer alan bilgiler incelendiğinde bu değerler normal bireylere ait maksimum ısırma kuvvetlerinin ortalama değerleridir (Hagberg, 1987; Tortopidis ve ark., 1998; Takaki ve ark., 2014; Al-Zarea, 2015). Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında oklüzal yüklerin arttığı bildirilmiştir (Nishigawa ve ark., 2001; VÄrlan ve ark., 2009). Gibbs ve ark. (Gibbs ve ark., 1986) bruksizmde ortaya çıkan ısırma kuvvetinin normal ısırma kuvvetlerinden 6 kat kadar yüksek olabildiğini bildirmiştir. Çalışmamızda oklüzal yükler karşısında farklı oklüzyon türlerinin kemik ve implantlarda oluşturduğu stresler incelenmiştir. Bulgular oklüzyon türleri arasında karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Bu açıdan bakıldığında en yüksek gerilme değerlerinin elde edildiği oklüzyon türünün kemik dokusunda oluşturacağı rezorpsiyon olasılığının daha yüksek olacağı söylenebilir.

Çalışmamızda kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda lateral hareket ve protrüziv hareket sırasında denge tarafında ön bölgedeki implantın apikal bölgesinde yüksek sıkışma gerilmeleri oluşmuştur. Bunun haricinde tüm modellerde kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen en yüksek gerilme değerleri implantların boyun bölgesi hizasında meydana gelmiştir. Doğrudan implantlar üzerinde oluşan en yüksek streslerin implantların boyun bölgesinde oluşması da bu bulguyu desteklemektedir. İmplant ve kemik dokusuna gelen streslerin araştırıldığı pek çok çalışmada benzer sonuçlar elde edilmiştir (Himmlova ve ark., 2004; Aydın ve ark., 2006; Anitua ve ark., 2010; Pellizzer ve ark., 2013; Takahashi ve ark., 2015). Daha önce de ifade edildiği gibi bu durumun ortaya çıkmasında muhtemel neden kortikal kemiğin dayanıklılığının trabeküler kemiğe göre daha yüksek olması ve bunun

sonucunda implantlardan kemiğe aktarılan kuvvetleri ilk olarak karşılayan bölgenin kortikal kemik olmasıdır.

All-on-Four konseptine uygun hazırlanan modellerde oklüzal yükler sağ ve sol tarafta arka ve ön bölgede yer alan implantlar aracılığıyla çene kemiğine iletilmiştir. Ön ve arka bölgede oluşan stresler karşılaştırıldığında tüm modellerde genel olarak arka bölgede daha yüksek stresler elde edilmiştir. Ön ve arka bölgede yer alan implantlar arası karşılaştırma yapıldığında da durum aynıdır. Arka bölgeye yerleştirilen eğimli implantlar üzerinde ön bölgedeki implantlarda oluşan değerlerin 2 ya da 3 katı kadar yüksek stres değerleri oluşmuştur. Şüphesiz bu durumun temel nedeni arka bölgede yer alan implantların çiğneme bölgesinin merkezinde yer almasıdır (Becker ve ark., 1999; Kayumi ve ark., 2015; Ye ve ark., 2015; Khuder ve ark., 2017; Roque ve ark., 2017). All-on-Four konseptine uygun implant üstü sabit protezlerin tasarımında bu durum mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır. Vaka seçiminde kemiğin kalitesi iyi değerlendirilmeli, arka bölgede kullanılacak implant sistemi yüklere karşı daha dayanıklı olmalıdır.

Doğal diş dokusunda çekme gerilmeleri kemik yapımını uyarırken sıkışma gerilmeleri ise kemikte rezorpsiyon oluşturur. Çekme gerilmesi durumunda kemikte apozisyonu oluşturan ana etken periodontal liflerdir (Storey, 1973; Melsen, 1999). İmplant çevresinde periodonsiyum bulunmaması nedeniyle çekme ve sıkışma gerilmelerinin her ikisinde de belirli değerler aşıldığında rezorpsiyon meydana gelir (Martin ve ark., 1998; Frisardi ve ark., 2016). Çalışmamızda elde edilen bulgularda tüm oklüzyon türlerinde sıkışma gerilmelerinin çekme gerilmelerinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Tüm analizler genel olarak değerlendirildiğinde trabeküler kemikte oluşan streslerin kortikal kemikte oluşan stres değerlerine göre daha düşük olduğu fakat streslerin orantısal olarak benzer bir dağılım gösterdiği gözlenmektedir. Alt çene ve üst çenede elde edilen bulgular karşılaştırıldığında stres dağılımlarının benzer olduğu gözlenmektedir. Ancak alt çenede oluşan stres değerleri genel olarak üst çeneye göre daha yüksektir. Bunun nedeni çene modellerinin geometrik açıdan birbirinden farklı olması olabilir. Sonlu elemanlar analizinde model geometrisi stres değerleri üzerinde doğrudan etkilidir (Cook 2007). Üst çene alveol kreti sagittal olarak bakıldığında dış bükey bir yapı sergilerken alt çene alveol kreti iç bükey bir yapı sergilemektedir (Spee ve ark. 1980).

Farklı oklüzal ilişkiler sırasında birbirinden farklı diş temasları oluşmaktadır ve dişlere gelen yüklerin büyüklüğü ve yönü değişmektedir. Bu nedenle bu çalışmada sentrik ilişki, lateral hareket ve protrüziv hareket sırasında oluşan oklüzal yüklerin kemik ve implant üzerinde oluşturduğu stresler ayrı ayrı incelenmiştir.

Sentrik ilişkide oluşan gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek değerlerin monoplan ve lingualize oklüzyonda arka bölgede yer alan implantlarda olduğu gözlenmiştir. Her bir oklüzyon türünde streslerin ön ve arka bölgelere genel dağılımına bakıldığında da bu durum aynıdır. En düşük gerilme değerleri ise kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon ve bilateral balanslı oklüzyonda oluşmuştur. Bulgular alt ve üst çene için benzerdir. En düşük streslerin üç oklüzyon türünde birebir aynı şekilde oluşmasının nedeni daha önce ifade edildiği gibi bu üç oklüzyon türünde sentrik ilişkide oklüzal temasların aynı olmasıdır. Bu oklüzyon türlerinde sentrik ilişki sırasında lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyona göre daha düşük değerlerin oluşmasını sağlayan temel neden oklüzal düzen farkıdır. Bilindiği gibi, bu üç oklüzyon türünde ön bölgede temas yoktur, sentrik ilişkide sadece küçük ve büyük azı dişleri bölgesinde temas oluşur. Aradaki tek fark karşılıklı tüberkül ilişkileridir. Daha düşük streslerin olduğu bu üç oklüzyon türünde karşılıklı dişler arasında tüberkül fossa ilişkisi ve üç nokta teması (tripodizasyon) mevcuttur. Bu temas ilişkisinin oklüzal kuvvetleri dişlerin uzun aksı doğrultusunda yönlendirdiği bildirilmiştir (Baran, 1995).

Lateral harekette ise farklı bulgular gözlenmiştir. Çalışan ve denge tarafında ön ve arka bölgede oluşan stresler ayrı ayrı değerlendirildiğinde kortikal ve trabeküler kemikte en yüksek stres değerlerinin grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan tarafta arka bölgeye yerleştirilen implantın çevresinde olduğu gözlenmiştir. Bu bulgu üst çene ve alt çene için aynıdır. Bunun nedeni yüksek olasılıkla grup fonksiyonlu oklüzyonda lateral hareket esnasında yalnızca çalışan tarafta temas olmasıdır. Bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyonda lateral hareket esnasında çalışan taraf ve dengeleyen tarafta temaslar mevcuttur. Bu nedenle yükler daha dengeli dağılmıştır. Kanin koruyuculu oklüzyonda ise temas sadece kanin dişleri arasında gerçekleşir. Bu nedenle oluşan oklüzal yüklerin daha az olması streslerin çok daha az olmasına neden olmuştur. Bununla birlikte bölgesel olarak değil genel olarak değerlendirme yapıldığında yüksek stres değerlerinin bilateral balanslı oklüzyonda olduğu gözlenmiştir. Bu oklüzyon türünde tüm bölgelerde genel olarak yüksek stresler

oluşmuştur. Genel değerlendirme yapıldığında en düşük stres değerlerinin oluştuğu oklüzyon türü ise kanin koruyuculu oklüzyondur. Üst çenede bu duruma dair bir istisna oluşmuş olsa da, trabeküler kemikte en düşük değerlerin gözleendiği monoplan oklüzyonu yine kanin koruyuculu oklüzyon takip etmiştir.

En düşük stres değerlerinin kanin koruyuculu oklüzyonda gözlenmesinin nedeni şüphesiz lateral harekette oluşan ısırma kuvvetinin diğer oklüzyon türlerine göre çok daha az olmasıdır. Kanin koruyuculu oklüzyonun temel felsefesi de buna dayalıdır. Kanin dişi lateral hareketler sırasında ön ve arka dişleri oklüzyon dışı bırakarak bu dişlerde oluşacak oblik yükleri önler ve oklüzal yüklerin olumsuz etkisinden korunmayı sağlar. Karşılıklı kanin dişleri arasında oluşan eğimli yüzey ilişkisi lateral hareket boyunca çenelerin birbirinden uzaklaşmasını sağlar ve çiğneme kasları tarafından oluşturulan ısırma kuvvetini azaltır (Manns ve ark., 1987; Becker ve ark., 1999). Uzun ve geniş köklere sahip alt ve üst kanin dişleri de bu azalmış kuvvetleri kolaylıkla tolere eder (Okeson, 2014). Ancak implant üstü protezlerde durum farklıdır. Lateral hareket esnasında kanin dişler üzerinde oluşan yükler protezi taşıyan implantlar arasında dağılır. Çalışmamızda elde edilen bulgular kanin koruyuculu oklüzyonda oluşan bu yük dağılımında en yüksek stres değerlerinin kanin dişi bölgesine yerleştirilen implantların çevresinde değil arka bölgede oluştuğunu göstermektedir. Özellikle kortikal kemikte çalışan taraf arka bölgede daha yüksek değerler gözlenmiştir. Kanin koruyuculu oklüzyon oluşturulurken tedavi planlamasında göz önünde bulundurulması açısından bu bulgu dikkate değerdir.

Protrüziv harekette daha net sonuçlar mevcuttur. İmplantların bulunduğu bölgeler ayrı ayrı değerlendirildiğinde en yüksek değerler bilateral balanslı oklüzyonda arka bölgede gözlenmiştir. Genel dağılım açısından bakıldığında yani tüm bölgelere gelen yüklerin oklüzyon türleri arası karşılaştırması yapıldığında en yüksek değerler yine bilateral balanslı oklüzyonda gözlenmiştir. Yüksek stres oluşumu açısından bilateral balanslı oklüzyonu lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyon takip etmiştir. En düşük stres değerleri ise kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda oluşmuştur. Daha önce ifade edildiği gibi bu iki oklüzyon türünde protrüziv harekette sadece kesici dişlerde temas mevcuttur. Sadece ön bölgede oluşan bu temasta gözlenen ısırma kuvveti değerleri de düşüktür (Manns ve ark., 1987; Becker ve ark., 1999). Kanin koruyuculu ve grup fonksiyonlu oklüzyonda en düşük streslerin oluşmasının

temel nedeninin bu olduğu düşünölmüştür. Ön bölgede oluşan temasla arka dişlerin oklüzyon dışı kalması da bu durumun gelişmesine katkıda bulunmuştur.

En yüksek stres değerlerinin sırasıyla bilateral balanslı oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyon sıralamasıyla oluşmasının nedeni bu üç oklüzyon türünde karşılıklı diş ilişkilerinde oluşan temas farklarıdır. Bilateral balanslı oklüzyonda protrüziv harekette alt ve üst dişler genel olarak eğimli yüzeylerle temas eder. Lingualize oklüzyonda ise üst dişlerin palatinal tüberkülleri havan şeklindeki alt dişlerin santral oluklarında öne doğru kayar. Son durumda temaslar üst azı dişlerinin fonksiyonel tüberkülleri ile alt azı dişlerin oklüzal kontakt noktalarında, üst kanin diş ve alt 1. küçük azı diş arasında ve keser dişler bölgesinde oluşur. Bilateral balanslı oklüzyona göre daha az eğimli yüzey teması mevcuttur. Monoplan oklüzyonda ise yükler karşılıklı olarak tamamen düz yüzeylerde oluşur.

İmplant üstü sabit protezlerde bütün oklüzal yükler alveol kemiğine implantlar aracılığıyla aktarılır. Bu aktarım sırasında implantlar üzerinde oluşan yüksek stres değerleri implant ve implant bileşenlerinde biyomekanik başarısızlığa, kemik dokusunda ise rezorpsiyona neden olabilir. Klinik başarının sağlanması için implant üstü sabit protezlerde biyomekanik açıdan ideal şartların sağlandığı ve kemik-implant kompleksinde aşırı streslere sebep olmayacak en doğru oklüzyon türü oluşturulmalıdır. Oklüzyon türlerinin karşılaştırıldığı pek çok çalışmada implant üstü protezlerde hangi oklüzyon türünün kullanılacağına dair kesin bir bilginin bulunmadığı ifade edilmiştir (Acar ve İnan, 2001; Kim ve ark., 2005) .

Bu çalışmada alt ve üst çenede üç farklı oklüzal harekette implantlar ve implant çevresi kemikte oluşan stresler değerlendirilmiştir. Tüm implantlara gelen streslerin genel olarak değerlendirildiği durumda en düşük değerler 3 istisnai durum dışında bütün hareket türlerinde kanin koruyuculu oklüzyonda oluşmuştur. Bu durum kortikal kemik, trabeküler kemik ve implantlar olmak üzere üç ayrı yapı için de geçerlidir. İstisnai durumlar ise alt çenede sentrik ilişki sırasında trabeküler kemik, üst çenede lateral hareket sırasında trabeküler kemik ve üst çenede lateral hareket sırasında implantlar üzerinde oluşan streslerdir. Bununla birlikte bu 3 durumda da en düşük stres değerlerinin oluşumunda monoplan oklüzyonu kanin koruyuculu oklüzyon takip etmiştir. Bu bulgular kanin koruyuculu oklüzyonun All-on-Four konseptine uygun

olarak üretilen implant üstü protezler için mekanik açıdan en ideal oklüzyon türü olduğunu göstermektedir.

Lingualize oklüzyonun implant üstü protezler için daha uygun olduğunu savunan görüşler mevcuttur (Reitz, 1994; Hasan, 2015). Miralles; kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonun hem doğal dişler hem de implant üstü protezler için eşit derecede kabul edilebilir olduğunu bildirilmiştir (Miralles, 2016). Abduo ve Tennant ise (Abduo ve Tennant, 2015) kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonun implant üstü restorasyonlar dâhil olmak üzere uzun vadeli klinik sonuçlarına dair herhangi bir bilginin literatürde yer almadığını bildirmiştir. Çalışmamızda elde edilen bulgular kemik dokusu ve implantlar üzerinde grup fonksiyonlu oklüzyon ve lingualize oklüzyonda kanin koruyuculu oklüzyona göre daha yüksek stresler oluştuğunu göstermiştir.

Bu çalışmanın temel sınırlılığı *in vivo* şartların birebir taklit edilememesidir. All-on-Four tekniği ve diğer implant üstü tedavilerde hangi oklüzyon türünün kullanılacağına dair *in vivo* çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmada temel olarak aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Modellerin tamamında oluşturulan tüm durumlarda sıkışma kuvveti değerleri çekme kuvveti değerlerinden yüksektir.
2. Tüm durumlarda genel olarak en yüksek stresler implantlar üzerinde oluşurken en düşük stresler ise trabeküler kemikte gözlenmiştir.
3. Değerler arasında fark bulunmasına rağmen kortikal ve trabeküler kemikte bölgelere göre benzer stres dağılımları oluşmuştur.
4. Alveol kemiği üzerinde en yüksek stres değerleri kortikal kemikte implantların boyun bölgesi çevresinde, implantlar üzerinde ise implantların boyun kısmında oluşmuştur.
5. Alt çenede oluşan stres değerleri üst çenede oluşan stres değerlerinden genel olarak daha yüksektir. Alt ve üst çenede oluşan streslerin bölgesel dağılımları genel olarak benzerdir.
6. Stres değerleri hiçbir oklüzal durumda kortikal kemik ve trabeküler kemiğin dayanma sınırını ve implant materyalinin yorulma direncini aşmamıştır.
7. En yüksek stres değerleri genel olarak sentrik ilişkide monoplan oklüzyonda, protrüziv harekette bilateral balanslı oklüzyonda, lateral harekette ise bilateral balanslı oklüzyon ve monoplan oklüzyonda gözlenmiştir.
8. Genel olarak en düşük stres değerleri tüm oklüzal ilişki durumlarında ve tüm yapılarda kanin koruyuculu oklüzyonda gözlenmiştir.
9. Bu çalışmanın sınırları dâhilinde, Alveol kemiğinde ve implantlarda oluşan stresler göz önünde bulundurulduğunda All-on-Four uygulamalarında kanin koruyuculu oklüzyon uygulaması önerilebilir.

KAYNAKLAR

Abduo J. Occlusal schemes for complete dentures: a systematic review. *Int J Prost.* 2013; 1: 26-33.

Abduo J, Tennant M. Impact of lateral occlusion schemes: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2015; 114: 193-204.

Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumh. Üniv. Diş Hek. Derg.* 2001; 4: 52-56.

Adell R, Erickson B, Lekholm U. A long-term follow up of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5: 347-358.

Adell R, Eriksson B, Lekholm V, Branemark P, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 85: 347-359.

Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prost.* 2002; 15: 115-121

Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16: 722-730

Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomech of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22: 455-466.

Al-Zarea BK. Maximum bite force following unilateral fixed prosthetic treatment: a within-subject comparison to the dentate side. *Med Princ Pract.* 2015; 24: 142-146.

Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16: 155-165.

Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG. Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla: A 3D-FEA Biomechanical Evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17: e332-e343.

Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010; 30: 89-95.

Archangelo CM, Rocha EP, Pereira JA, Martin Junior M, Anchieta RB, Freitas Júnior AC. Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant: a finite element analysis. *J Appl Oral Sci*. 2012; 20: 362-368.

Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009; 20: 1173-1177.

Assunção WG, Tabata L, Barao VAR, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil*. 2008; 35: 766-774.

Aydin C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006; 21: 36-44.

Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The All-on-Four immediate function treatment concept with NobelActive Imp: a retrospective study. *J Oral Implantol*. 2011; 37: 431-445.

Baca E, Yengin E, Gökçen-Röhlig B, Sato S. In vivo evaluation of occlusal contact area and maximum bite force in patients with various types of implant-supported prostheses. *Acta Odontol. Scand*. 2013; 71: 1181-1187.

Bae J-C, Jeong S-H, Jeong C-M, Huh J-B. Comparison of the masticatory functions of complete dentures and implant-retained overdentures. *Int J Prost*. 2015; 28: 345-347.

Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8: 151-161

Bahrami B, ShahrbaF S, Mirzakouchaki B, Ghalichi F, Ashtiani M, Martin N. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental Imp—A 3D finite element analysis. *Dent Mater.* 2014; 30: e89-e97.

Baker EW, Schulte E, Schumacher U. *Head and neck anatomy for dental medicine.* 2nd ed. New York: Thieme; 2010, p: 2-22.

Bakke M. Bite force and occlusion. *Seminars in orthodontics,* 2006; 12: 120-126.

Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Møller E. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Eur J Oral Sci.*1990; 98: 149-158.

Baqain ZH, Moqbel WY, Sawair FA. Early dental implant failure: risk factors. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2012; 50: 239-243.

Baran İ. İki Tip Silindirik Endosteal İmplant Alt Yapı Üzerine Hazırlanmış Üç Değişik Tüberkül Eğimli Kron Tasarımlarında Uygulanan Vertikal Kuvvetlerin Oluşturduğu Gerilmelerin FEM Yöntemi ile İncelenmesi. G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 1995, Ankara (Doç.Dr. L. Nalbant)

Barão V, Delben J, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible—A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2013; 46: 1312-1320.

Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implant: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 539-545.

Becker I, Tarantola G, Zambrano J, Spitzer S, Oquendo D. Effect of a prefabricated anterior bite stop on electromyographic activity of masticatory muscles. *J Prosthet Dent.* 1999; 82: 22-26.

Benazzi S, Grosse IR, Gruppioni G, Weber GW, Kullmer O. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Investig.* 2014; 18: 369-375.

Benazzi S, Kullmer O, Grosse IR, Weber GW. Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars. *J Anat.* 2011; 219: 259-272.

Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 253-262.

Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prost.* 2008; 21: 539-542.

Bhavikatti S. Finite element analysis. 2 nd ed. New Delhi: New Age Int; 2005; p:1-9, 73-81

Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng.* 2016; 69: 715-725.

Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992a; 18: 264-274.

Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral Implants. *Implant Dent.* 1992b; 1: 289-294.

Boven C, Raghoobar G, Vissink A, Meijer H. Improving function with implant supported overdentures: a systematic review on masticatory performance, bite force, and patients' satisfaction. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25: 156.

Boven G, Raghoobar G, Vissink A, Meijer H. Improving masticatory performance, bite force, nutritional state and patient's satisfaction with implant overdentures: a systematic review of the literature. *J Oral Rehabil.* 2015; 42: 220-233.

Böyükbaşı N, Koçak A, Özdemir T. Evaluation of the effect of implant localization on the anterior maxilla. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2012; 46: 15-28.

Brånemark PI. Tissueintegrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. 1985; 3: 11-76.

Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969; 3: 81-100.

Branemark P. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977; 16: 1-132.

Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15: 15-46.

Cahoon P, Hannam A. Interactive modeling environment for craniofacial reconstruction. *Visual Data Exploration and Analysis, Int Soc Opt Photonics*. 1994; 2178, 206-216

Cavalli N, Casaroli G, Corbella S, Pellegrini G, Taschieri S, Galbusera F, Villa T, Francetti L. 3D finite element analysis to evaluate the effect of number of Imp, crown length and implant length in 3-unit bridge in the posterior mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2015; 26: 104.

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2002; 29: 565-574.

Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil*. 2005; 32: 193-205.

Chvartzaid D, Koka S. On manufactured diseases, healthy mouths and infected minds. *Int J Prosthodont*. 2011; 24: 102-103.

Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A Three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont.* 1995; 4: 95-100.

Cook RD. Concepts and applications of finite element analysis. 4th ed. New York, John Wiley & Sons; 2007, p: 293-308.

Cook S, Weinstein A, Klawitter J. Materials Science: A Three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res.* 1982; 61: 25-29.

Craig R, O'Brien W, JM P. O'Brien WJ, Powers JM. Dental-materials properties and manipulation (6th ed), CV Mosby Co, St Louis, USA. 1996; p: 10-26.

Crisfield MA, Remmers JJ, Verhoosel CV. Nonlinear finite element analysis of solids and structures. 1st. Ed. Chichester, John Wiley & Sons; 2012, p: 31-62.

Christopher, B., Ho, C. K., & Hons, B. D. S. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the " All-on-4" immediate function concept. *Aust Dent Pract.* 2012; 1: 138-148.

Cunha LDAP, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Goiato MC. Influence of ridge inclination and implant localization on the association of mandibular Kennedy class I removable partial denture. *J Craniofac Surg.* 2011; 22: 871-875.

Çalikkocaoğlu S. Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi. Klasik Tam Protezler. 5. basım, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.; İstanbul; 2010, s: 380-391.

Dalkız M. Pratik Dişhekimliği İmplantolojisi. 1. basım, Vestiyer Yayıncılık; İstanbul: 2010, s: 24-27, 33-53, 147-164, 484-488.

de Abreu RAM, Pereira MD, Furtado F, Prado GPR, Mestriner W, Ferreira LM. Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Arch. Oral Biol.* 2014; 59: 1065-1074.

de Medeiros RA, Goiato MC, Pesqueira AA, Vechiato Filho AJ, da Rocha Bonatto L, Dos Santos DM. Stress Distribution in an Implant-Supported Mandibular Complete Denture Using Different Cantilever Lengths and Occlusal Coating Materials. *Implant Dent.* 2017; 26: 106-111.

Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14: 612-621.

Derome J. A bit of history and dental implantology today. *La Promotion dentaire*. 1972; 2: 12-18.

Duello GV. An evidence-based protocol for immediate rehabilitation of the edentulous patient. *J Evid Based Dent Pract*. 2012; 12: 172-181.

Durelli AJ, Riley WF. Introduction to photomechanics. Introduction to photomechanics. Prentice-Hall, 1965, p: 46-51.

Duyck J, Naert I, Rønold HJ, Ellingsen JE, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12: 207-218.

Ebrahimi F. Finite Element Analysis New Trends and Developments. 2nd ed. Intech, Karol Bagh, 2012; p:9-15, 21-29.

Elsyad MA, Khairallah AS. Chewing efficiency and maximum bite force with different attachment systems of implant overdentures: a crossover study. *Clin Oral Implants Res*. 2017; 28: 677-682.

Engelmeier RL, Phoenix RD. The Development of Lingualized Occlusion. *J Prosthodont*. 2017; 1: 1-14.

Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988; 3: 41-54.

Eser A, Akca K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24: 439-446.

Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: A review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999; 14: 473-490.

Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of Attachment Systems on Load Transfer of an Implant-Assisted Maxillary Overdenture. *J Prosthodont*. 2004; 13: 214-220.

Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26: 752-759.

Flanagan D. An overview of complete artificial fixed dentition supported by endosseous Imp. *Artificial organs*. 2005; 29: 73-81.

Fontijn-Tekamp F, Slagter A, Van Der Bilt A, Van'T Hof M, Witter D, Kalk W, Jansen J. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*. 2000; 79: 1519-1524.

Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim Results of a Prospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012; 14: 646-654.

Frisardi G, Murray C, Valentini P, Staderini E, Frisardi F. Implant primary stability and occlusion. *Bone Response to Dental Implant Materials*. San Fransisco: Woodhead Publishing; 2016; p: 101-127.

Frocht M. *Photoelasticity*. New York, NY: Wiley; 1962, p: 25-32.

Frost H. A determinant of bone architecture: the minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res*. 1983; 175: 286-292.

Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*. 2004; 74: 3-15.

Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001; 85: 585-598.

Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986; 56: 226-229.

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford G, Arnvidarson B, Randow K, Lindén U, Hultén J. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1993; 4: 99-105.

Gunne J, Rangert B, Glantz P-O, Svensson A. Functional loads on freestanding and connected Imp in three-unit mandibular prostheses opposing complete dentures: an in vivo study *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 1-12.

Güzel KG, Meşe A, DüNDAR DB. Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Türkiye Klinikleri J Med Ethics.* 2006; 14: 41-46.

Gysi A. Special teeth for cross bite purpose. *Dent Digest.* 1927; 33: 167-171,670-677.

Hagberg C. Assessments of bite force: a review. *J Orofac Pain.* 1987; 1: 162-169.

Haraldson T, Jemt T, Stålblad På, Lekholm U. Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated Implants. *Eur J Oral Sci.* 1988; 96: 235-242.

Hasan MA. Effects of Lingualized and Linear Occlusion Schemes on the Stress Distribution of an Implant Retained Overdenture Using Finite Element Analysis. *Int Mech Eng Congress Expo, ASME.* 2015; 1: 1-10.

Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *J Biomec.* 2009; 42: 1533-1538.

Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res.* 1999; 78: 1336-1344.

Himmlova L, Dostálová Tj, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004; 91: 20-25.

Ho CC. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All-on-4” immediate function concept. 2012; 1: 26-31.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998; 24: 80-88.

Huang H-L, Hsu J-T, Fuh L-J, Tu M-G, Ko C-C, Shen Y-W. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent.* 2008; 36: 409-417.

Hughes TJ. *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis.* 1st ed. New York; Courier Corporation; 2012; 603-675.

Hussein MO, Rabie ME. Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-4 design. *J Oral Implantol.* 2015; 41: e12-e18.

Jones PM. The monoplane occlusion for complete dentures. *J Amer Dent Assoc.* 1972; 85: 94-100.

Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009; 17: 50-57.

Kaul A, Goyal D. Bite force comparison of implant-retained mandibular overdentures with conventional complete dentures: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 2: 140-144.

Kayumi S, Takayama Y, Yokoyama A, Ueda N. Effect of bite force in occlusal adjustment of dental implants on the distribution of occlusal pressure: comparison among three bite forces in occlusal adjustment. *Int J implant Dent.* 2015; 1: 14.

Kazokoğlu FŞ, Akaltan F. Strain characteristics of Marburg double crown-retained implant overdentures compared with bar and ball-retained implant overdentures, with and without a rigid major connector. *J Prosthet Dent.* 2014; 112: 1416-1424.

Khuder T, Yunus N, Sulaiman E, Ibrahim N, Khalid T, Masood M. Association between occlusal force distribution in implant overdenture prostheses and residual ridge resorption. *J Oral Rehabil.* 2017; 44: 398-404.

Kim Y-H, Koak J-Y, Chang I-T, Wennerberg A, Heo S-J. A histomorphometric analysis of the effects of various surface treatment methods on osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18: 349-346

Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16: 26-35.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 279-286.

Klineberg, Iven, and Steven Eckert. *Functional Occlusion in Restorative Dentistry and Prosthodontics E-Book.* Elsevier Health Sciences, 2015, p: 87-110.

Koç D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent.* 2010; 4: 223-232.

Koolstra, JH, Van Eijden, TMGJ, Weijs, WA, & Naeije, M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J biomechanics,* 1988; 21: 563-576.

Korkmaz T. Dişhekimliğinde Holografi. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg.* 1998; 8: 81-85.

Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental Imp. Part I: survival and evaluation of risk factors—Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent.* 2004; 13: 373-385.

Koyano K, Esaki D. Occlusion on oral implants: Current clinical guidelines. *J Oral Rehabil.* 2015; 42: 153-161.

Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993; 43: 245-253.

Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc.; 1985, p: 199-209.

Lerebours C, Buenzli PR. Towards a cell-based mechanostat theory of bone: the need to account for osteocyte desensitisation and osteocyte replacement. *J Biomec.* 2016; 49: 2600-2606.

Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2009; 2: 410-432.

Linkow LI. The era of endosseous Implants. *J Dist Columbia Dent Soc.* 1967; 42: 46-47.

Logan D. First course in the finite element method. 5th ed. Stamford; Nelson Education Ltd; 2007, p: 23-27.

Lundgren D, Laurell L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous Implants. *J Periodontol.* 1994; 4: 23-40.

M. Maggiolo, Jourdan M. *Le Manuel de L'art du Dentiste.* Nancy, France; 1807.

Ma S, Fenton A. Screw-versus cement-retained implant prostheses: a systematic review of prosthodontic maintenance and complications. *Int J Prosthodont.* 2015; 28: 127-145.

Mahnama A, Tafazzoli-Shadpour M, Geramipannah F, Dehghan MM. Verification of the mechanostat theory in mandible remodeling after tooth extraction: Animal study and numerical modeling. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013; 20: 354-362.

Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc.* 2011; 142: 310-320.

Malo, P., Lopez, I., & Nobre, M. The All on Four concept. In Babbush c, Hahn J, eds. *Dental Implants: The Art and Science.* 2nd ed. St Louis, Saunders Elsevier, 2010, p: 435-437.

Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" Immediate-Function Concept with Brånemark System® implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5: 2-9.

Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 Immediate-Function Concept with Brånemark System® implants for Completely Edentulous Maxillae: A 1-Year Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7: 88-94.

Manns A, Chan C, Miralles R. Influence of group function and canine guidance on electromyographic activity of elevator muscles. *J Prosthet Dent*. 1987; 57: 494-501.

Manz MC, Morris HF, Ochi S. An evaluation of the periosteal system. Part I: examiner reliability and repeatability of readings. *Implant Dent*. 1992; 1: 142-147.

Mariano LOH, Sartori EA, Broilo JR, Shinkai RS, Corso L, Marczak RJ. Stresses in implant-supported overdentures with bone resorption: A 3-D finite element analysis. *Revista Odonto Ciencia*. 2012; 27: 41-46.

Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, Fyhrie DP. *Skeletal tissue mechanics*. 3rd ed. New York; Springer; 1998, p: 355-422

Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12: 423-432.

Mehdi G, Belarbi A, Mansouri B, Azari Z. Numerical study of effect of elastomeric stress absorbers on stress reduction in bone-dental implant interface. *J Appl Oral Sci*. 2015; 23: 87-93.

Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with Imp. *J Oral Rehabil*. 1993; 20: 147-157.

Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil*. 1994; 21: 47-56.

Melo ACM, Ledra IM, Vieira RA, Coró ER, Sartori IAdM. Maximum bite force of edentulous patients before and after dental implant Rehab: Long-term follow-up and facial type influence. *J Prosthodont.* 2016; 8: 7-15.

Melsen B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod.* 1999; 69: 151-158.

Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13: 334-341.

Mericske-Stern R, Hofmann J, Wedig A, Geering AH. In vivo measurements of maximal occlusal force and minimal pressure threshold on overdentures supported by implants or natural roots: a comparative study, Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8: 76-90.

Miralles R. Canine-guide Occlusion and Group Function Occlusion are Equally Acceptable When Restoring the Dentition. *J Evid Based Dent Pract.* 2016; 16: 41-43.

Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today.* 1988; 7: 39-40.

Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol.* 1990; 6: 23-32.

Misch CE. Implant success or failure: Clinical assessment in implant dentistry. *Contemporary Implant Dentistry.* St. Louis: Mosby. 1993; p: 33-66.

Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* Elsevier Health Sciences; 2007, p: 27-29, 86-91.

Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book.* Elsevier Health Sciences; 2014, p: 130-142, 196-200, 309-320, 472-510.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: 425-431.

Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *J Prosthodont Res.* 2014; 58: 92-101.

Müller F, Duvernay E, Loup A, Vazquez L, Herrmann F, Schimmel M. Implant-supported mandibular overdentures in very old adults: a randomized controlled trial. *J Dent Res.* 2013; 92: 154-160.

Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23: 95-107.

Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26: 776-781.

Natali AN. *Dental biomechanics.* 1st ed. New York, CRC Press; 2003, p: 74-78.

Nelson SJ. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion-E-Book.* Elsevier Health Sciences; 2014, p: 154-161.

Neto AF, de Farias Pereira BM, Xitara RL, Germano AR, Ribeiro JAM, Mestriner Junior W, da Fonte Porto Carreiro A. The influence of mandibular implant-retained overdentures in masticatory efficiency. *Gerodontology.* 2012; 29: 1-6.

Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 485-491.

Ochi S, Morris HF, Winkler S. The influence of implant type, material, coating, diameter, and length on Periotest values at second-stage surgery: DICRG interim report no. 4. *Implant Dent.* 1994; 3: 159-164.

Okeson JP. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion.* E-Book. Elsevier Health Sciences; 2014, P: 55-61, 432-446.

Ortuğ G. A new device for measuring mastication force (Gnathodynamometer). *Ann Anat.* 2002; 184: 393-396.

Ozan O, Ramoglu S. Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *J Oral Implantol.* 2015; 41: e50-e59.

Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-Four” Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16: 501-510.

Öztürk B. Farklı İmplant-Abutment Bağlantı Tasarımlarında Oluşan Streslerin Ve Hareket Serbestliğinin; 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi. A. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2015, Ankara (Danışman: Prof. Dr. H Terzioğlu)

Parr GR, Ivanhoe JR. Lingualized occlusion. An occlusion for all reasons. *Dent. Clin. North Am.* 1996; 40: 103-112.

Pellizzer EP, Verri FR, De Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM, De Carvalho PSP, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol.* 2013; 39: 425-431.

Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Goiato MC, Gennari Filho H. Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. *J Craniofac Surg.* 2010; 21: 727-734.

Peroz I, Leuenberg A, Haustein I, Lange K-P. Comparison between balanced occlusion and canine guidance in complete denture wearers--A clinical, randomized trial. *Quintessence Int.* 2003; 34: 607-612.

Phoenix RD, Engelmeier RL. Lingualized occlusion revisited. *J Prosthet Dent.* 2010; 104: 342-346.

Qadeer S, Kerstein R, Kim RJY, Huh J-B, Shin S-W. Relationship between articulation paper mark size and percentage of force measured with computerized occlusal analysis. *J Adv Prosthodont.* 2012; 4: 7-12.

Quirynen M, Vogels R, Alsaadi G, Naert I, Jacobs R, Steenberghe Dv. Predisposing conditions for retrograde peri-implantitis, and treatment suggestions. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16: 599-608.

Raadsheer M, Van Eijden T, Van Ginkel F, Prah-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res.* 1999; 78: 31-42.

Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2014; 24: 175-180.

Rangert B, Gunne J, Glantz PO, Svensson A. Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Brånemark implant. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6: 40-46.

Rangert B, Jemt T. Forces and Moments on Brånemark Imp. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989; 4: 86-104.

Ré J-P, Foti B, Glise J-M, Orthlieb J-D. Optimal placement of the two anterior implants for the mandibular All-on-4 concept. *J Prosthet Dent.* 2015; 114: 17-21.

Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975; 8: 393-396.

Reitz JV. Lingualized occlusion in implant dentistry. *Quintessence Int.* 1994; 25: 177-180.

Richter E-J. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 120-140.

Ring M. A thousand years of dental implants: A definitive history--part 1. *Compend Contin Educ Dent.* 1995; 16: 1060-1064.

Rismanchian M, Bajoghli F, Mostajeran Z, Fazel A, Eshkevari P. Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *J Oral Implantol.* 2009; 35: 196-200.

Romeed S, Fok S, Wilson N. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 209-215.

Roque MA, Gallucci GO, Lee SJ. Occlusal pressure redistribution with single implant restorations. *J Prost.* 2017; 26: 275-279.

Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Asprino L, Correr-Sobrinho L, Caria PHF. Photoelastic and finite element analyses of occlusal loads in mandibular body. *Anat Res Int.* 2014; 17: 1-9.

Sağesen H. İçi boş silindir (hollow cylinder) İmplant Destekli Overdenturelarda İki Üst Yapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkileri. Doktora Tezi, 2000, A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara (Danışman: Prof. Dr. S SUCA)

Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials. 12nd ed. Houston, Elsevier Health Sciences; 2006, p: 93-101.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 152-165.

Sannino G. All-on-4 concept: A 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantology.* 2015; 41: 163-171.

Sawase T, Yoshida K, Taira Y, Kamada K, Atsuta M, Baba K. Abrasion resistance of titanium nitride coatings formed on titanium by ion-beam-assisted deposition. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 151-157.

Schwitalla A, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller W. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomec.* 2015; 48: 1-7.

Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005; 93: 227-234.

Shackleton J, Carr L, Slabbert J, Becker P. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 23-26.

Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang H-L. The role of occlusion in implant therapy: a comprehensive updated review. *Implant Dent.* 2016; 25: 829-838.

Shinogaya T, Bakke M, Thomsen C, Vilmann A, Matsumoto M. Bite force and occlusal load in healthy young subjects--a methodological study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2000; 8: 11-15.

Sih GC. *Methods of analysis and solutions of crack problems*. 1 st. ed. Bethlehem, Springer Science & Business Media; 2013, p: 239-306.

Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre Jr J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six Imp: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25: 239-246.

Smith IM, Griffiths DV, Margetts L. *Programming the finite element method*. 5th ed. Chichester, John Wiley & Sons; 2013, p: 18-26.

Standlee JP, Caputo AA. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent*. 1992; 68: 436-442.

Storey E. The nature of tooth movement. *Amer J Orthodontics*. 1973; 63: 292-314.

Strang G, Fix G. *An Analysis of the Finite Element Method*. 2nd ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-hall, 1973, 212-215.

Suedam V, Moretti Neto RT, Sousa EAC, Rubo JH. Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. *J Appl Oral Sci*. 2016; 24: 114-120.

Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille J. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*. 1998; 43: 192-203.

Şener İ, Aslan MA, Tek M, Bereket C, Arici S, Shuichi S. The effect of implant therapy on maximum bite force in edentulous elderly patients: An in vivo study. *Turkish J Geriatrics* 2015; 18: 75-80.

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

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around Imp: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18: 357-368.

Takahashi JMFK, Dayrell AC, Consani RLX, de Arruda Nóbilo MA, Henriques GEP, Mesquita MF. Stress evaluation of implant-abutment connections under different loading conditions: a 3D finite element study. *J Oral Implantol*. 2015; 41: 133-137.

Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res*. 2010; 54: 179-184.

Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum bite force analysis in different age groups. *Int Arch Otorhinolaryngol*. 2014; 18: 272-276.

Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont*. 2007; 20: 193-198.

Tannure Firme C, Vianna Vettore M, Melo M, Vidigal Jr M. Peri-implant bone loss around single and multiple prostheses: systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014; 29: 79-87.

Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R. Prosthodontic considerations. *Clin Oral Implants Res*. 2000; 11: 101-107.

Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*. 1998; 25: 299-303.

The Glossary of Prosthodontic Terms. *J. Prosthet Dent*. 2005; 94: 92-112.

Toman M, Toksavul S, Saraçoğlu A, Cura C, Hatipoğlu A. Masticatory performance and mandibular movement patterns of patients with natural dentitions, complete dentures, and implant-supported overdentures. *Int J Prosthodont*. 2012; 25: 135-137.

Tomruk CO, Ozkurt Z, Sencift K, Kazazoglu E. İmplant destekli overdenture ve klasik tam protezlerin hasta memnuniyeti açısından karşılaştırılması. Cumhuriyet Dent J. 2013; 16: 8-19.

Tortopidis D, Lyons M, Baxendale R, Gilmour W. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. J Oral Rehabil. 1998; 25: 681-686.

Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. J Oral Biol Craniofac Res. 2014; 4: 200-203.

Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. 1. baskı İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2000, s: 1-5, 28-32.

Tyrovola JB, Odont X. The “mechanostat theory” of frost and the OPG/Rankl/RANK system. J. Cell. Biochem. 2015; 116: 2724-2729.

Ulusoy, M. Aydın K. Diş hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. 1st ed. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2005, 32-67.

Van Der Bilt A, Burgers M, Van Kampen F, Cune M. Mandibular implant-supported overdentures and oral function. Clin Oral Implants Res. 2010; 21: 1209-1213.

Van Der Bilt A, Tekamp A, Van Der Glas H, Abbink J. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. European J Oral Sci. 2008; 116: 217-222.

Van Der Bilt A, Van Kampen F, Cune MS. Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types. Eur J Oral Sci. 2006; 114: 191-196.

Van Der Bilt, A, Tekamp, A, Van Der Glas, H, Abbink, J. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. Eur J Oral Sci 2008; 116, 217-222.

Van Kampen F, Van Der Bilt A, Cune M, Fontijn-Tekamp F, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. J Dent Res. 2004; 83: 708-711.

Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Coomans M, Lieven S, Puers R. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral implants Res.* 1998; 9: 407-418.

Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 2006; 9: 257-270.

Vanlıoğlu B, Özkan Y, Özkan YK. İmplant destekli restorasyonlarda okluzyon. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg.* 2011; 4: 57-64.

VĂrlan C, Dimitriu B, VĂrlan V, Bodnar D, Suci I. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. *J Med Life.* 2009; 2: 165-172.

Verri FR, Pellizzer EP, Pereira JA, Zuim PRJ, Júnior JFS. Evaluation of bone insertion level of support teeth in class I mandibular removable partial denture associated with an osseointegrated implant: a study using finite element analysis. *Implant Dent.* 2011; 20: 192-201.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008; 36: 463-471.

Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Eur J Oral Sci.* 1993; 101: 171-175.

Widmalm SE, Ericsson SG. Maximal bite force with centric and eccentric load. *J Oral Rehabil.* 1982; 9: 445-450.

Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000; 5: 22-31.

Wood MR, Vermilyea SG. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental Imp: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 447-462.

Yang H-S, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 558-567.

Yavuzylmaz H. Diş Morfolojisi ve Anatomisi. 6. basım. Ankara; Gazi Kitapevi; 2013, s: 660-666.

Ye Y, Di P, Jia S, Lin Y. Occlusal force and its distribution in the position of maximum intercuspation in individual normal occlusion: a cross-sectional study. 2015; 50: 536-539.

Yue T, Wahab MA. Finite element analysis of stress singularity in partial slip and gross sliding regimes in fretting wear. Wear. 2014; 321: 53-63.

Yunus N, Saub R, Bai Taiyeb Ali T, Mohd Salleh N, Rustum Baig M. Patient-Based and Clinical Outcomes of Implant Telescopic Attachment–Retained Mandibular Overdentures: A 1-Year Longitudinal Prospective Study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014; 29: 1149-1156.

Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2007; 97: 35-43.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Nurullah	Uyruğu	T.C.
Soyadı	TÜRKER	Tel no	90 242 227 44 00 / 2916
Doğum tarihi	17.10.1988	e-posta	nurullahturker@hotmail.com

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Gülkent Lisesi	2002-2005
Lisans	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2006-2011
Doktora	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013-2018

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Diş Hekimi	Özel Muayenehane	2011-2013
Diş Hekimi	Van Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	2013-2013
Uzman	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013-(devam ed.)

Yabancı Dili

	Sınav türü	Puanı
İngilizce	Yükseköğretim Kurumları Yabancı Dil (YÖKDİL) Sınavı (2017)	72,50

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Hibrit Seramiklerin Yüzey Bitirme İşlemlerinin, Renk Ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi	Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi	2013-2013
Biometrik Yüz Oranları Kullanılarak Dikey Boyut ve Dış Seçimi Rehberliği Sağlayan Kamera ile Entegre Bir Yazılım Paketinin Geliştirilmesi	Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK)	2015-2017
Akrilik Rezin Dişlerin Akrilik Kaide Plağın Bağlanma Dayanımının Farklı Yüzey İşlemlerinden Sonra incelenmesi	Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi	2016-2017
All-on-Four Tekniğine Göre Farklı Oklüzal Şemalarla Tasarlanmış Tedavi Seçeneklerinde İmplant Bileşenlerine ve Destek Dokulara İletilen Kuvvetlerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi	Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi	2016-(Devam Ediyor)

Yayınlar ve Bildiriler:

Uluslararası Hakemli Dergilerde Yayınlanan Makaleler

Özarlan, M. M. Büyükkaplan, U. Ş. Barutçigil, Ç. Arslan, M. Türker, N. & Barutçigil, K. (2016). Effects of Different Surface Finishing Procedures on The Change in Surface Roughness and Color of A Polymer İnfiltrated Ceramic Network Material. The Journal of Advanced Prosthodontics, 8(1), 16-20.

Ulusal Hakemli Dergilerde Yayınlanan Makaleler

Türker, N., & Büyükkaplan, U. Ş. (2017). Temporomandibuler Eklem Rahatsızlıklarında Splint Tedavisi. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 23(3), 203-210.

Özarslan, M. M. Büyükkaplan, U. Ş. Türker, N. Üstün Ö. Surface Roughness of 5 Different Materials Used for Fixation of Implant Attachment Housings. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 26(1), 24-28.

Uluslararası Toplantılarda Sunulan Bildiriler

Büyükkaplan Ulviye Şebnem, Özarslan Mehmet Mustafa, Üstün Özlem, Barutçigil Çağatay, Türker Nurullah, Barutçigil Kubilay (2017). Evaluation of Bond Strength Between Ceramic Brackets and Nano Ceramic Composite. 23. Uluslararası Türk Prostodonti Ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, 1(1), 344-345. (Özet Bildiri/Poster)

Büyükkaplan Ulviye Şebnem, Türker Nurullah, Özarslan Merve (2017). Reliability of Facial Measurements for Determination of OVD: Pilot Study. 23. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği (Özet Bildiri/Poster)

Büyükkaplan Ulviye Şebnem, Özarslan Mehmet Mustafa, Üstün Özlem, Barutçigil Çağatay, Türker Nurullah, Barutçigil Kubilay (2017). Nano Seramik Kompozit ve Seramik Braketler Arasındaki Bağlanma Kuvvetlerinin İncelenmesi. 23. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi (Özet Bildiri/Poster)

Türker Nurullah, Büyükkaplan Ulviye Şebnem, Özarslan Mehmet Mustafa, Savran Hüseyin (2016). A New Skin Colour Measurement Method for Investigation of Relationship Between Skin and Tooth Colour: A Pilot Study. 21. Uluslararası Estetik Dishekimliği Kongresi (Özet Bildiri/Poster)

Büyükkaplan Ulviye Şebnem, Özarslan Mehmet Mustafa, Barutçigil Çağatay, Arslan Merve, Türker Nurullah, Barutçigil Kubilay (2015). Farklı Bitirme ve Cila Yöntemlerinin Yeni Bir Hibrit Seramiğin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkileri. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 22. Bilimsel Kongresi (Özet Bildiri/Poster)

Türker Nurullah, Büyükkaplan Ulviye Şebnem (2015). Uzun Dönem Malokluzyona Sahip Bir Hastada İdeal Bir Okluzyonun İnşası. (Özet Bildiri/Poster)

Büyükkaplan Ulviye Şebnem, Özarslan Mehmet Mustafa, Barutçigil Çağatay, Arslan Merve, Türker Nurullah, Barutçigil Kubilay (2015). Effects of Different Finishing and Polishing Procedures on Color of A Novel Hybrid Ceramic Material. 47. Meeting of The Continental European Division of The International Association For Dental Research (Ced-Iadr) (Özet Bildiri/Poster)

Büyükkaplan Ulviye Şebnem, Özarslan Mehmet Mustafa, Çiftçi Mehmet Ertuğrul, Arslan Merve, Türker Nurullah, Altınsoy İlhan (2015). Correlation Between Age and Residual Ridge Resorption in Edentulous Turkish Patients. 39th Annual Conference Of The European Prosthodontic Association (Özet Bildiri/Poster)

Özevcimen Ayşegül Nagehan, Büyükkaplan Ulviye Şebnem, Özarslan Mehmet Mustafa, Çiftçi Mehmet Ertuğrul, Arslan Merve, Türker Nurullah, Altınsoy İlhan (2015). Correlation Between Age and Residual Ridge Resorption in Edentulous Turkish Patients. 39th Annual Conference of The European Prosthodontic Association (Özet Bildiri/Poster)

Arslan Merve, Büyükkaplan Ulviye Şebnem, Özarslan Mehmet Mustafa, Türker Nurullah, Özevcimen Ayşegül Nagehan, Altınsoy İlhan (2015). Relationship Between Age and Values of PMI and MCV in Edentulous Patients. 39th Annual Conference of The European Prosthodontic Association (Özet Bildiri/Poster)

Özarslan Mehmet Mustafa, Arslan Merve, Türker Nurullah (2014). A Survey On Cementation Techniques in Dental İmplantology. 38 Th Annual Conference Of The European Prosthodontic Association (Özet Bildiri/Poster)

Özarslan Mehmet Mustafa, Felek Rasih, Hatıpoğlu Mürkerrem, Arslan Merve, Türker Nurullah (2014). Antifungal Effect Of Boricacid Incorporated Into A Tissue Conditioning Material. European Prosthodontic Association (Özet Bildiri/Poster)

Özarslan Mehmet Mustafa, Büyükkaplan Ulviye Şebnem, Kırmalı Ömer, Türker Nurullah, Arslan Merve (2014). Radiographic Evaluation of Fpds In Akdeniz University Department of Prosthodontics. 38 The Annual Conference of The European Prosthodontic Association (Özet Bildiri/Poster)